

**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA CELSO  
SUCKOW DA FONSECA – CEFET/RJ**

**VIBRAÇÕES INDUZIDAS AO CORPO  
HUMANO EM PRÁTICA DE CICLISMO  
INDOOR**

Leandro Andrade Furtado

Professor Orientador: Fernando Ribeiro da Silva

**Rio de Janeiro**

**Maio, 2014**

**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA CELSO  
SUCKOW DA FONSECA – CEFET/RJ**

**VIBRAÇÕES INDUZIDAS AO CORPO  
HUMANO EM PRÁTICA DE CICLISMO  
INDOOR**

Leandro Andrade Furtado

Projeto final  
apresentado em cumprimento às normas do Departamento de Educação Superior do  
CEFET/RJ, como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em  
Engenharia Mecânica

Professor Orientador: Fernando Ribeiro da Silva

**Rio de Janeiro**

**Maiο, 2014**

## **Agradecimentos**

Gostaria de deixar os meus agradecimentos a toda a disponibilidade e colaboração do Ginásio Holmes Place – Coimbra.

Ao Instituto Politécnico de Coimbra - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra pela liberação dos laboratórios e aparelhagem.

Agradecimentos especiais ao colega de trabalho e amigo, Paulo Fernandes Dechichi, da Universidade Federal de Uberlândia, que se mostrou voluntário e contribuiu imensamente para realização da pesquisa com muita competência e dedicação.

Aos meus orientadores, Senhores Professores Fernando Ribeiro da Silva, Luis Roseiro e Carlos Alcobia por terem me dado uma oportunidade única de ingressar em um projeto, ligado a uma área fundamental da Engenharia Mecânica e por me orientarem com firmeza, seriedade e sabedoria durante todo o período de estudos.

## Resumo

As vibrações induzidas ao corpo humano, durante a prática de diversas atividades físicas, podem provocar vários tipos de lesões. Neste trabalho apresenta-se a avaliação das vibrações a que o corpo humano é submetido durante a prática de ciclismo indoor, com especial incidência para a interface entre o selim e o corpo humano, bem como a sua avaliação na zona lombar, baseada na norma ISO 2631/1. Em seguida foi elaborado um modelo biomecânico com o objetivo de representar o atleta submetido as mesmas condições do experimento pratico, no sentido de convergir com os dados adquiridos nas medições.

Palavras-chave: Vibrações, ciclismo indoor, ISO 2631.

## **Abstract**

The vibrations that are induced in the human body during the practice of various physical activities, can cause various types of injuries. This paper presents the evaluation of vibration that the human body undergoes during practice indoor cycling, with particular focus on the interface between the saddle and the human body as well as its evaluation in the lumbar area, based on ISO Standard 2631. Then a biomechanical model was developed with the aim of representing the athlete submitted the same experiment conditions of practice in order to converge with the data acquired in measurements.

**Key words:** Vibrations, indoor cycling, ISO 2631.

## Sumário

<b>CAPITULO I .....</b>	<b>14</b>
<b>1. Introdução .....</b>	<b>14</b>
<b>1.1 Objetivo e motivação .....</b>	<b>14</b>
<b>CAPITULO II.....</b>	<b>16</b>
<b>2. Embasamento teórico .....</b>	<b>16</b>
<b>2.1. Exposição do corpo humano a vibrações .....</b>	<b>16</b>
<b>2.2 Classificação da vibração no corpo humano .....</b>	<b>17</b>
<b>2.3 Ciclismo Indoor.....</b>	<b>18</b>
<b>2.4 Anatomia humana - Coluna Vertebral .....</b>	<b>19</b>
<b>2.4.1 Discos intervertebrais .....</b>	<b>22</b>
<b>2.5 Epidemiologia da exposição humana à vibração .....</b>	<b>23</b>
<b>CAPÍTULO III .....</b>	<b>28</b>
<b>3 Parte experimental.....</b>	<b>28</b>
<b>3.1 Frequência de exposição do corpo humano.....</b>	<b>28</b>
<b>3.2 Direção de medição da vibração – Eixos .....</b>	<b>29</b>
<b>3.3 Combinação das vibrações em mais de uma direção.....</b>	<b>30</b>
<b>3.4 Frequências de ressonância do corpo humano.....</b>	<b>32</b>
<b>3.5 Tempo de exposição .....</b>	<b>33</b>
<b>3.6 Software Experimental.....</b>	<b>34</b>
<b>3.7 Sistema de aquisição de dados .....</b>	<b>34</b>
<b>3.8 Acelerômetros.....</b>	<b>35</b>

<b>3.9 Análise experimental .....</b>	<b>36</b>
<b>3.10 Procedimento.....</b>	<b>38</b>
<b>3.11 Posições analisadas .....</b>	<b>40</b>
<b>3.11.1 Posição 1 .....</b>	<b>40</b>
<b>3.11.2 Posição 2.....</b>	<b>41</b>
<b>3.11.3 Posição 3.....</b>	<b>42</b>
<b>3.11.4 Posição 4.....</b>	<b>43</b>
<b>3.11.5 Posição 5.....</b>	<b>44</b>
<b>3.11.6 Posição 6.....</b>	<b>45</b>
<b>3.11.7 Posição 7.....</b>	<b>46</b>
<b>3.11.8 Posição 8.....</b>	<b>47</b>
<b>3.11.9 Posição 9.....</b>	<b>48</b>
<b>3.11.10 Posição 10.....</b>	<b>49</b>
<b>CAPITULO IV.....</b>	<b>51</b>
<b>4. Resultados e Conclusões dos experimentos. ....</b>	<b>51</b>
<b>4.1 Resultados.....</b>	<b>51</b>
<b>4.2 Estudo comparativo dos resultados.....</b>	<b>57</b>
<b>4.3 Conclusão.....</b>	<b>60</b>
<b>CAPITULO V .....</b>	<b>61</b>
<b>5. Modelagem Biomecânica.....</b>	<b>61</b>
<b>5.1 Modelos físicos.....</b>	<b>62</b>
<b>5.1.1 Dados antropométricos do atleta .....</b>	<b>63</b>
<b>5.1.2 Posicionamento do atleta .....</b>	<b>65</b>
<b>5.2 Modelagem matemática.....</b>	<b>65</b>

5.2.1 Modelo biomecânico.....	65
5.2.2 Mecanismo de 4 barras .....	71
5.3 Parâmetros e procedimento. ....	72
<b>CAPITULO VI.....</b>	<b>77</b>
<b>6. Resultados e conclusões do modelo biomecânico.....</b>	<b>77</b>
6.1 Resultados.....	77
6.2 Conclusões do modelo.....	83
<b>CAPÍTULO VII.....</b>	<b>84</b>
7. Conclusões Gerais .....	84
7.1 Propostas para trabalhos futuros .....	85
<b>CAPÍTULO VIII .....</b>	<b>87</b>
8. Referências bibliográficas .....	87
<b>Anexo A .....</b>	<b>90</b>

## Lista de Figuras

Figura 2.1 - Aula de ciclismo indoor.....	19
Figura 2.2 - Vistas da estrutura da coluna vertebral .....	21
Figura 2.3 - Vértebra lombar .....	22
Figura 2.4 - Detalhe do disco intervertebral .....	23
Figura 2.5 - Zonas de cuidado de orientação na saúde.....	26
Figura 3.1 - Sistema de eixos utilizado pela norma ISO 2631. ....	29
Figura 3.2 - Modelo biomecânico do corpo humano.....	33
Figura 3.3 - Esquema do sistema de aquisição.....	35
Figura 3.4 - Atleta e sistema de medição utilizado.....	35
Figura 3.5 - Ajustes permitidos na bicicleta estacionária considerada no estudo. ....	36
Figura 3.6 - Atleta e sistema de medição utilizado.....	38
Figura 3.7 - Acelerômetro na interface selim-corpo humano.....	39
Figura 3.8 - Acelerômetro posicionado na região lombar do atleta. ....	39
Figura 3.9 – Representação da Posição 1. ....	41
Figura 3.10 – Representação da Posição 2 .....	42
Figura 3.11 – Representação da Posição 3. ....	43
Figura 3.12 – Representação da Posição 4. ....	44
Figura 3.13 – Representação da Posição 5. ....	45
Figura 3.14 – Representação da Posição 6. ....	46
Figura 3.15 – Representação da Posição 7. ....	47
Figura 3.16 – Representação da Posição 8. ....	48
Figura 3.17 – Representação da Posição 9. ....	49
Figura 3.18 – Representação da Posição 10. ....	50
Figura 4.1.a Acelerações no eixo X para o intervalo de 2 minutos na posição 1.....	51
Figura 4.1.b Acelerações no eixo Y para o intervalo de 2 minutos na posição 1.....	52

Figura 4.1.c Acelerações no eixo Z para o intervalo de 2 minutos na posição 1. ....	52
Figura 4.2 RMS não ponderados nos eixo X, Y e Z para a posição 1.....	53
Figura 4.3.a RMS ponderados nos eixo X para a posição 1.....	53
Figura 4.3.b RMS ponderados nos eixo Y para a posição 1.....	54
Figura 4.3.c RMS ponderado nos eixo Z para a posição 1.....	54
Figura 4.4.a - Posição 1 (9, I, 2.5) .....	55
Figura 4.4.b- Posição 2 (9, G,2.5) .....	55
Figura 4.4.c - Posição 3 (9, K, 2.5).....	55
Figura 4.4.d - Posição 4 (7, I, 2.5).....	55
Figura 4.4.e - Posição 5 (10, I, 2.5) .....	56
Figura 4.4.f - Posição 6 (9, I, 0.5).....	56
Figura 4.4.g - Posição 7( 9, I, 4.5).....	56
Figura 4.4.h - Posição 8 (7, K, 4.5) .....	56
Figura 4.4.i - Posição 9 (9, I, 2.5).....	57
Figura 4.4.j - Posição 10 (9, I, 2.5).....	57
Figura 4.5 - Espectro em frequência das vibrações medidas no eixo X na posição 1....	59
Figura 5.1 Percentuais dos comprimentos dos segmentos corporais.....	64
Figura 5.2 Dimensões corporais para a postura sentada.....	64
Figura 5.3 Postura do individuo adotada no modelo.....	65
Figura 5.4 Modelo físico adaptado [28] dividido em segmentos com suas respectivas massas, molas e amortecedores. ....	68
Figura 5.5 – Sistema massa, mola e amortecedor.....	69
Figura 5.6 – Diagrama de corpo livre das forças atuantes sobre as massas. ....	69
Figura 5.7 – Matrizes de massa [m], mola [k] e amortecedor [c].....	70
Figura 5.8 – Vetores deslocamento, a velocidade, a aceleração e o vetor de forças, respectivamente .....	71
Figura 5.9 – Mecanismo de 4 barras. ....	72
Figura 5.10 – Mecanismo de 4 barras aplicado ao modelo. ....	72

Figura 5.11 – Mecanismo de 4 barras aplicado ao modelo. ....	74
Figura 5.12 – Mecanismo de 4 barras aplicado ao modelo para torque em Z.....	75
Figura 6.1 Gráfico da força aplicada na massa 1.....	77
Figura 6.2 Gráfico dos deslocamentos verticais da massa 1. ....	78
Figura 6.3 Gráfico da aceleração vertical da massa 1. ....	79
Figura 6.4.a Gráfico da força aplicada no eixo X na massa 1. ....	79
Figura 6.4.b Gráfico do deslocamento no eixo X da massa 1. ....	80
Figura 6.5.a Torque gerado no eixo Z para a massa 1.....	81
Figura 6.5.b Deslocamento angular da massa 1 gerado no eixo Z. ....	82
Figura 6.5. c Gráfico da aceleração angular da massa 1.....	82
Figura 7.1 - Comparação entre os gráficos experimental e numérico obtidos. ....	85

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Ajustes da bicicleta utilizado.....	37
Tabela 3.2 – Ajustes da Bicicleta na posição 1 .....	41
Tabela 3.3 – Ajustes da Bicicleta na posição 2 .....	42
Tabela 3.4 – Ajustes da Bicicleta na posição 3 .....	43
Tabela 3.5 – Ajustes da Bicicleta na posição 4 .....	44
Tabela 3.6 – Ajustes da Bicicleta na posição 5 .....	45
Tabela 3.7 – Ajustes da Bicicleta na posição 6 .....	46
Tabela 3.8 – Ajustes da Bicicleta na posição 7 .....	47
Tabela 3.9 – Ajustes da Bicicleta na posição 8 .....	48
Tabela 3.10 – Ajustes da Bicicleta na posição 9 .....	49
Tabela 3.11 – Ajustes da Bicicleta na posição 10 .....	50
Tabela 4.1 Valores de RMS sem ponderação [ms <sup>-2</sup> ] .....	58
Tabela 4.2 Valores de RMS com ponderação [ms <sup>-2</sup> ].....	58
Tabela 5.1 - Massa em percentual dos segmentos do corpo humano .....	63
Tabela 5.2 - Limites de rigidez e amortecimento .....	66
Tabela 5.3 - Valores de rigidez e amortecimento .....	67
Tabela 5.4 - Coeficientes de rigidez e amortecimento de . M. L. AMIROUCHE e S. K. IDER.....	67
Tabela 5.5 - Coeficientes de rigidez e amortecimento para o modelo biomecânico. ....	74
Tabela 5.6 - Coeficientes de rigidez e amortecimento para o torque em Z.....	76

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

*WBV - Whole Body Vibration*

*LBP - Low Back Pain*

*HAV – Hand Arm Vibration*

*r.m.s - root-mean-square*

*a<sub>eq</sub> - valor equivalente de aceleração*

*dB - decibel*

*$\theta$  = angulo da barra 2 com a barra 4*

*$\alpha$  = angulo da barra 4 com o eixo x*

*m<sub>i</sub>- massa i do modelo*

*k<sub>i</sub> - Constante de rigidez i do modelo*

*b<sub>i</sub> - Constante de amortecimento i do modelo*

*g - Aceleração da Gravidade*

*$\omega$  - velocidade angular da bicicleta*

*P - Carga induzida no pedal em newtons*

*$\beta$  - angulo de transmissão da força aplicada para a massa 1.*

# **CAPITULO I**

## **1. Introdução**

O aumento da utilização de ginásios nos últimos anos, por parte de pessoas que buscam praticar atividades físicas, elevaram os investimentos em academias de ginástica e cursos profissionais de educação física no mercado.

Tendo em vista este aumento, o número de utilizadores também está relacionado com a procura para aulas de ciclismo indoor, especialmente por adeptos que desejam perder calorias e manter a sua forma física. Esta atividade é praticada em bicicletas estacionárias, orientada por um instrutor e desenvolvem-se ao ritmo de um conjunto de músicas, em que o instrutor vai simulando as pedaladas em diversos tipos de terreno: plano, subidas ou descidas, onde são trabalhados vários níveis de intensidade.

No entanto, a prática da modalidade também pode acarretar em lesões no corpo humano, devido ao excesso ou a má execução dos movimentos, provocados pelo mal posicionamento do individuo na bicicleta.

Como regra geral para esta atividade, é importante que os músculos abdominais e dorsais estejam preparados, de modo a evitar lombalgias ou criar tensões exageradas na região dos ombros e cervical, tal como referido por Silva e Oliveira [1].

### **1.1 Objetivo e motivação**

O estudo em questão tem intenção de verificar se o ajuste inicial ensinado pelo profissional de educação física, nos quais são feitos de acordo com os dados antropológicos da pessoa, está dentro das normas da saúde, no que diz respeito às vibrações na região lombar.

Como a norma utilizada, ISO 2631, é baseada nas vibrações originadas na interface entre a estrutura que proporciona as vibrações e o corpo que as recebe, foi feita

uma análise considerando esta situação, posicionando o sensor na interface entre o praticante e o selim e para comparação de resultado foi posicionado o sensor diretamente na região lombar, assim teve-se o interesse de comparar estas duas situações para futuros estudos. Após essa experiência, foi criado um modelo biomecânico com o intuito de simular e representar os dados adquiridos pelo sensor, verificando a veracidade dos dados.

O estudo foi feito para incentivar mais estudos na área de vibrações no corpo humano para melhoria das práticas dos esportes, prevenindo de lesões e melhorando o desenvolvimento dos praticantes.

## **CAPITULO II**

### **2. Embasamento teórico**

Neste capítulo serão abordados os conceitos e termos utilizados ao longo deste trabalho. A compreensão dos mesmos serão de extrema importância para o entendimento do projeto.

#### **2.1. Exposição do corpo humano a vibrações**

Segundo Rao (2008), um sistema vibratório constitui em um meio de armazenar energia potencial, um meio de armazenar energia cinética e por fim, um meio de dissipação de energia.

O comportamento das estruturas, a respeito das vibrações que ocorrem no seu sistema, tem sido uma preocupação crescente para os engenheiros. Essa preocupação faz com que haja uma constante necessidade de aprimorar e otimizar algum elemento que esteja sujeito a este fenômeno em excesso. Aliado a certos fatores, como regulamentação, ações de grupo de consumidores e competitividade, as indústrias tem sido pressionadas a produzir produtos de melhor qualidade com menos vibrações, menores e mais leves, e que tenha menos ruído.

Estes requisitos obrigam as indústrias encarar as soluções de engenharia de um modo mais detalhado. Elas passaram a conduzir os projetos de sistemas e estruturas para que sejam tratados de uma forma científica e a um nível tão complexo quanto a utilização dos meios teóricos e experimentais disponíveis na ciência. Em particular, de modo a resolver efetivamente problemas de vibrações, o engenheiro necessita de modelos matemáticos, de técnicas de análise e de cálculo que lhe permitam conhecer as características vibratórias de um sistema mecânico e simular o seu comportamento dinâmico a excitações diversas, para finalmente ter condições de apresentar novas condições de conforto e segurança para um sistema.

Quando se refere a conforto de um sistema, se trata basicamente da sua capacidade de absorver vibração. É de grande importância sua análise por parte dos engenheiros. A presença de vibrações acarreta em efeitos indesejáveis como:

- Amplitudes de movimento excessivas e que podem afetar o bom desempenho do equipamento;
- Excitação das frequências de ressonância da estrutura, dando origem a elevadas tensões que possam levar à sua ruptura e;
- Situações de instabilidade e desgaste prematuro de componentes .

As vibrações mecânicas de uma máquina são causadas pelos componentes móveis da máquina. Cada componente móvel tem uma certa frequência associado com seu movimento assim, a vibração total transmitida para um corpo humano em contato com a máquina é composta de diferentes frequências de vibração quando ocorrem simultaneamente. Este é um fato importante a ter em consideração quando se mede a vibração humana porque o corpo humano não é igualmente sensível a todas as frequências de vibração.

Para entender por que os seres humanos são mais sensíveis à algumas frequências do que para outras, é útil considerar a corpo humano como um sistema mecânico. Este sistema é complicado pelo fato de cada parte do corpo ter a sua maior sensibilidade em diferentes faixas de frequência e o corpo humano não ser simétrico. Além de duas pessoas não responderem à vibração exatamente da mesma maneira.

No entanto, modelos biomecânicos foram desenvolvidos para simular a resposta do corpo humano a vibração. Neste trabalho também foi desenvolvido um modelo mecânico muito simplificado do corpo, em que cada segmento é representado por uma unidade de massa, mola e amortecedor.

## **2.2 Classificação da vibração no corpo humano**

Ao pedalar em uma bicicleta estacionária, o corpo humano é submetido a vibrações. Estas vibrações são provenientes do movimento oscilatório provocado pela

pedalada do indivíduo. Ela é transmitida ao ciclista nos pontos de contato com a bicicleta, ou seja, nas mãos, pés e o na região sobre o selim. O corpo humano funciona como um sistema de massa-mola-amortecedor e é capaz de absorver grande parte dessas vibrações. Dependendo dos pontos de contato do utilizador com a estrutura em vibração, a vibração do corpo é classificada na classe de vibração no Corpo Inteiro (WBV– *Whole Body Vibration*) ou Vibração no Segmento Mão-Braço (HAV – *Hand Arm Vibration*).

Para facilitar a avaliação e comparação dos níveis aceitáveis de exposição à vibração foram criadas normas internacionais que devem ser utilizadas também no caso das bicicletas. Autores comprovam que a frequência de ressonância humana para o segmento mão-braço(HAV) para cada uma das três direções lineares ocorre na região de 100 a 250 Hz. Para o corpo inteiro, a ressonância humana na direção vertical ocorre na região de 4 a 8 Hz. Segundo Wasserman, 1987 [2], considerando vibrações em ambas direções a frequência de ressonância ocorre na faixa de 1 a 2 Hz.

Tendo em conta que o foco do trabalho é o estudo das vibrações ocorridas na região em contato com o selim, foi utilizada apenas as normas para as vibrações no corpo inteiro.

### **2.3 Ciclismo Indoor**

O Ciclismo Indoor é a prática do ciclismo em bicicletas estacionárias, realizado geralmente em academias de ginástica, com fins cardiovasculares. Esta atividade caracteriza-se pela descontração e possibilidade de combinar energias internas do corpo (relacionadas às reações aos estímulos externos), com essas energias provenientes de fatores externos, como os estímulos devido a própria motivação do profissional responsável pela aula, através de recursos como músicas e imagens (Ambrogio, 1999 [3]).

O Spinning, nome popular dado ao ciclismo indoor tem como característica a simulação de um percurso, com auxílio de um profissional, em uma sala devidamente preparada. Através do controle das técnicas utilizadas e intensidade do treino, permite o

atleta o aumento de sua capacidade física e mental, bem como todos os outros benefícios oriundos da prática constante de uma atividade física.

Sua forma se dá através do trabalho cardiorrespiratório, realizada em bicicletas estacionárias especialmente desenvolvidas para a modalidade. Qualquer pessoa, de diferentes idades e condições físicas pode iniciar esse tipo de treinamento. Porém é sempre necessário que o aluno tenha acompanhamento de um profissional da área.

A Figura 2.1 mostra uma aula de ciclismo indoor, onde o professor orienta os alunos na realização dos movimentos.



Figura 2.1 - Aula de ciclismo indoor.

## **2.4 Anatomia humana - Coluna Vertebral**

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

Como este trabalho tem seu maior foco em Vibração no Corpo Inteiro (WBV), sendo as frequências de exposição variando até 40 Hz, foi intuitivo que a coluna

vertebral é uma das partes do corpo mais expostas a riscos de lesão no dia a dia. Geralmente o corpo humano é submetido à vibração de corpo inteiro em máquinas e veículos e a faixa de excitação, onde há maior energia transmitida, ocorre entre 4 e 8 Hz. Isso se torna agravante, pois é nesta frequência de excitação que a coluna humana responde em sua faixa de frequência natural.

A coluna vertebral é um complexo estrutural cuja principal função é proteger a medula espinhal e transferir cargas entre cabeça e membros (M.; WEINER, 2001 [4]). Tem como principais características duas funções opostas: a rigidez e a mobilidade. Está apoiada nos ossos do quadril, serve de apoio para o crânio e de proteção para a delicada medula espinhal que de acordo com COUTO (1995)[5], se constitui em um tecido de alta especialização e fragilidade, por onde passam todas as ordens motoras sensitivas que vão da periferia para o cérebro. Uma estrutura tão importante como esta, e de tal fragilidade, tem que ser bem protegida.

Na medula espinhal, estão ligados 33 pares de nervos, por onde vão as ordens para as diversas partes do corpo. Saem da lateral da vértebra em espaços formados pela união delas [5]. A parte rígida da coluna que protege a medula é formada por ossos chamados de vértebras que, segundo KNOPLICK (1982) [6], são 33 e estão divididas em quatro regiões: a cervical, que compreende o pescoço, com sete vértebras e tem como importante função os movimentos de flexão e de rotação lateral do pescoço; a torácica ou dorsal, que compreende o tórax, com 12 vértebras e que possui pouca mobilidade; a lombar, situada na região do abdômen, com cinco vértebras tem como função permitir a aproximação do tronco ao chão. Além da região sacra, com cinco vértebras fundidas num só osso chamado sacro e três ou quatro vértebras fundidas a estas que é a região do cóccix, ou seja, estas duas últimas formam a região sacrococcigeanas.

Denominam-se as vértebras sacrais e coccígeas como vértebras falsas, isto porque no adulto são fundidas para formar a região do sacro e cóccix. As vértebras cervicais, torácicas e lombares, por permanecerem distintas por toda a vida, são denominadas verdadeiras. A Figura 2.2 mostra as três vistas da coluna vertebral humana.



Figura 2.2 - Vistas da estrutura da coluna vertebral [7]

Na coluna vertebral existem curvaturas em cada uma das três regiões. Classifica-se a curva torácica como primária, pois está presente ao nascimento, em seguida surge as curvas lombar e cervical que são denominadas secundárias, pois se desenvolvem à medida que são exercidas forças sobre os corpos dos recém nascidos. As forças surgem quando um bebê começa a sustentar a sua cabeça e se sustentar por si só.

As vértebras lombares têm um corpo vertebral bem maior que as vértebras torácicas. Os pedículos são fortes e dirigidos posteriormente, além das lâminas serem espessas e os forâmens vertebrais triangulares. Os processos espinhosos são planos e dirigidos para trás (DÂNGELO e FATTINI, 1998 [8]). As vértebras lombares são representadas na Figura 2.3.



Figura 2.3 - Vértebra lombar [7]

#### 2.4.1 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais são responsáveis por 25% do comprimento da coluna vertebral e no total são vinte e três discos, sendo que, segundo MOORE, 1994 [09]), não existem discos na região entre a articulação sacro-coccigeana e a região  $C_1$ - $C_2$  (as primeiras 7 vértebras na coluna cervical são denominadas de C1 até C7).

São compostos pelo núcleo pulposo e pelo anel fibroso (Figura 2.4). O núcleo pulposo é uma massa semelhante a um gel, situado dentro do disco. Este núcleo é limitado por uma camada de fibrocartilagem resistente denominado anel fibroso.

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

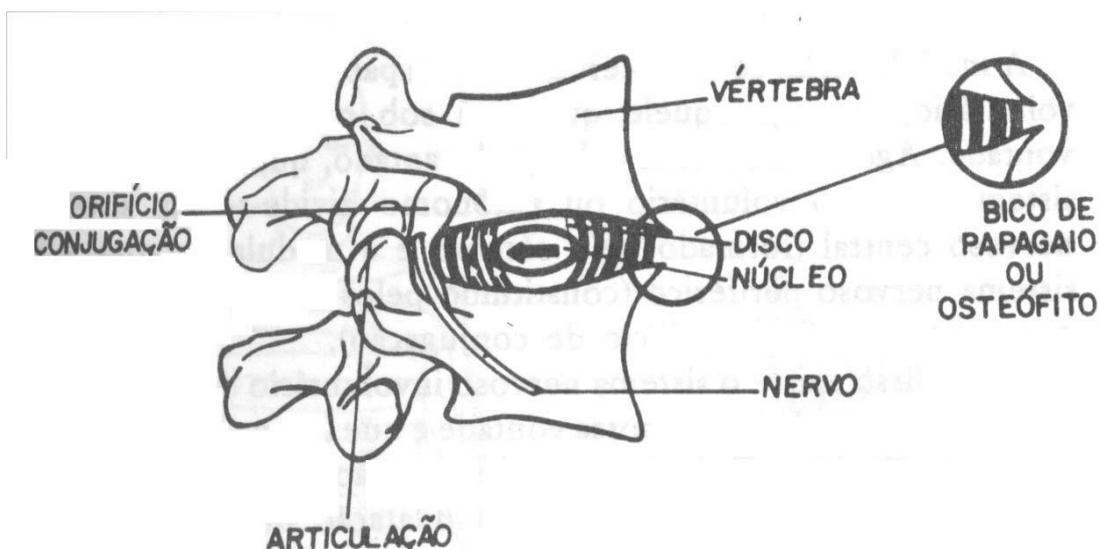


Figura 2.4 - Detalhe do disco intervertebral [10]

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

## 2.5 Epidemiologia da exposição humana à vibração

A coluna vertebral, como já vimos, é uma estrutura complexa e frágil, e o corpo depende desta estrutura para manter-se rígido e também ter flexibilidade. Sua estrutura rígida é que garante uma de suas principais funções, a de sustentação do corpo, com eixo capaz de possibilitar ao nosso organismo ficar de pé; a estrutura móvel consegue outro feito que é permitir o deslocamento para os lados, para trás e para frente, possibilitando a aproximação dos membros superiores e da cabeça às diversas partes que desejamos atingir.

O número de pessoas que sofrem ou sofrerão de dor nas costas, em alguma época, provavelmente na região lombar, chega a 80% da população mundial, que é três vezes mais frequente do que na parte superior do dorso, RASCH (1989) [11].

Tal estrutura, se danificada, implica prejuízos sérios para a saúde do ser humano, não sendo tratada de forma adequada é facilmente lesada, e, em alguns casos, pode adquirir patologias irreversíveis que irão influenciar na vida do homem, impedindo-o muitas vezes, de exercer suas tarefas normalmente.

Nos esportes, as atividades que podem gerar lesões do dorso foram categorizadas como aplicadoras de peso, causadoras de rotação e flexão do dorso, e ainda ressalta que “as lesões por flexão podem resultar de uma combinação do grau de flexão, velocidade do movimento, contração vigorosa de músculos antagonistas e do número de repetições necessárias na prática da atividade.” [11]

Além disso, doenças ocupacionais devido à exposição à vibração de operadores de máquinas e veículos têm sido suspeitas de ser a causa de lesões graves. Há uma evidência epidemiológica de que exposição ocupacional à Vibração de Corpo Inteiro (WBV – Whole Body vibration) é associada com o aumento do risco de: dores na região lombar (LBP – Low Back Pain), dores ciáticas e degenerações no sistema da coluna. No entanto, não há dados suficientes para que se possa afirmar uma associação de causa e efeito entre a exposição à Vibração de Corpo Inteiro (WBV) e desordens provenientes de dores na região lombar. Alguns dos fatores epidemiológicos os quais são desencadeados quando o indivíduo é exposto à vibração [2]:

- Efeitos no sistema cardiovascular;
- Efeitos cardiopulmonares;
- Efeitos metabólicos e endocrinológicos;
- Efeitos no sistema nervoso central;
- Efeitos no sistema gastrointestinal.

Um dos fatores de esforços excessivos de lombalgias e/ou dorsalgias é o de manutenção de posturas incorretas boa parte de tempo, com a tração ou flexão da musculatura, podendo também ocorrer lesões a longo prazo dos discos intervertebrais [5].

Muitos fatores podem influenciar nos efeitos sobre a saúde ocasionados pela exposição humana à vibração. Como exemplo, pode-se citar o espectro de frequência e

amplitude da vibração, a duração da exposição diária à vibração e a exposição pré-acumulada da vibração. Além disso, determinadas pessoas podem ter uma maior suscetibilidade que outras ao desenvolvimento de doenças ocasionadas pela exposição à vibração.

No caso das vibrações transmitidas ao corpo inteiro, os principais efeitos sobre a saúde podem se apresentar sob a forma de enjoos, redução na capacidade visual, desordens no labirinto e náuseas, na faixa de 0,1 a 0,7 Hz, e aumento da frequência cardíaca, em frequências inferiores a 20 Hz.

## **2.6 Norma ISO 2631 – Guia para avaliação da exposição humana a vibrações de corpo inteiro**

A norma ISO 2631[13] define os métodos de medição a utilizar para vibrações periódicas, aleatórias e transitórias aplicadas a todo o corpo humano, indicando os principais fatores a combinar para a determinação do nível de exposição às vibrações. A gama de frequências abrangida é de 0,5 a 80 Hz na análise dos riscos de saúde, do conforto e da percepção das vibrações, e de 0,1 a 0,5 Hz para avaliar o enjoo, sendo que o corpo humano apresenta picos de sensibilidade em função da frequência da vibração consoante a aceleração seja na direção z (4 - 10 Hz) ou nas direções x e y (0,5 - 2 Hz).

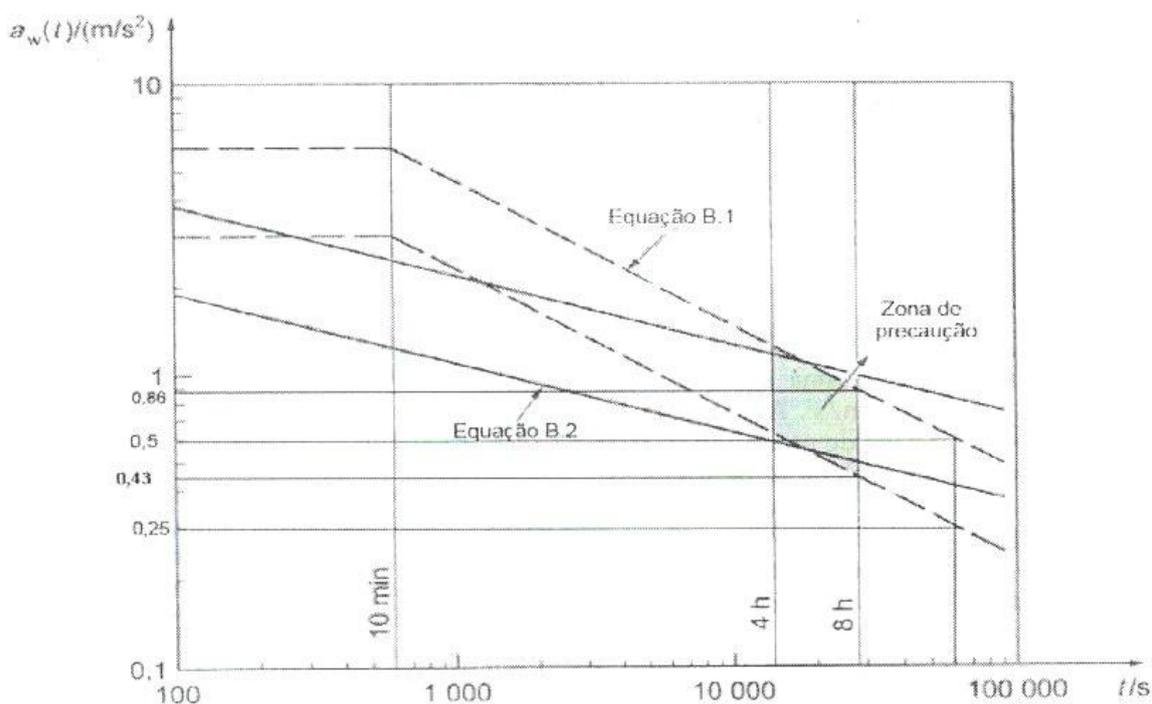
Esta parte da norma aplica-se às vibrações transmitidas ao conjunto do corpo humano através da superfície de apoio, que podem ser os pés de um indivíduo em pé, o assento de uma pessoa recostada ou a superfície de suporte de um indivíduo deitado.

Esta norma define os limites aceitáveis para três situações: a fadiga, o conforto e o limite de exposição. Existem três critérios de limite de exposição do corpo humano a vibração segundo a norma:

- **Limite de saúde:** Referente à preservação da saúde ou segurança. O limite de exposição é dito aproximadamente a metade do limiar da dor e não é recomendável exceder estes limites, salvo com justificativa especial e devidas precauções.

- **Limite de fadiga:** Relacionado com a preservação da eficiência do trabalho. O limite de fadiga é conhecido como o limite reduzido de conforto, onde o indivíduo consegue concluir suas tarefas com o mínimo conforto, chegando à fadiga. Este tipo de vibração é muito comum ocorrer com pessoas que trabalham em indústrias, motoristas de veículos pesados, aeronaves, entre outros.
- **Limite de conforto:** Concerne a preservação do conforto. Este situa-se na faixa de 4 à 8 Hz na vibração vertical da aceleração é de no máximo 0,88 m/s<sup>2</sup>.

Em relação aos efeitos da vibração na saúde a ISO 2631 (1997) apresenta um gráfico o qual determina uma zona de cuidado para períodos entre 4 e 8 horas, para os quais ocorrem a maioria das exposições ocupacionais. A Figura 2.5 extraída da norma mostra as zonas de precaução para a saúde.



$A_w(t)$  Aceleração ponderada, escala logarítmica  
 $t$  Duração da exposição, escala logarítmica

Figura B.1 - Guia das zonas de precaução da saúde

Fonte : Norma ISO 2631-1:1997/A1:2010(E)

Figura 2.5 - Zonas de cuidado de orientação na saúde [13]

Segundo a norma, as curvas de dependência do tempo de exposição na Figura 2.5 podem ser calculadas pelas equações 1 e 2.

$$a_w \times T_1^{1/2} = a_{w2} \times T_2^{1/2} \quad (1)$$

$$a_w \times T_1^{1/4} = a_{w2} \times T_2^{1/4} \quad (2)$$

Sendo  $a_{w1}$  e  $a_{w2}$  os valores da aceleração r.m.s compensada, segundo a direção de medição, para a primeira e a segunda exposição e  $T_1$  e  $T_2$  são as durações correspondentes a primeira e segunda exposição.

Ainda segundo a norma, existem quatro fatores importantes quando se pretende determinar a resposta do ser humano a uma determinada vibração: a direção, a intensidade, a frequência e a duração.

Para cada faixa de frequência é determinado o limite de exposição relacionado à saúde, conforto e fadiga. Para a faixa de frequência de 1 a 80 Hz, basta traçar a curva obtida em função da aceleração RMS, e verificar se ultrapassa os limites definidos pela norma.

## CAPÍTULO III

### 3 Parte experimental

O campo de estudos da vibração no corpo humano usualmente envolve análise de sinais, suas respectivas acelerações e o estudo no domínio da frequência, Griffin, 1990 [12]. Com base na revisão de normas internacionais obtidas na literatura, como a ISO 2631, ISO 5008[14], BS 6841[15], BS 6055[16], nos próximos tópicos serão apresentados alguns termos e fórmulas utilizadas para o tratamento dos sinais adquiridos nas medições.

#### 3.1 Frequência de exposição do corpo humano

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

Estudos mostram que a vibração transmitida nos assentos de veículos, geralmente ocorre em frequências menores que 20 Hz. Mas há também vibrações importantes, maiores que 20 Hz, que ocorrem no piso de certos veículos, como por exemplo, aviões, helicópteros e tratores [12] Há uma concentração muito grande, por parte de alguns pesquisadores em determinar como a magnitude da vibração pode ser aumentada ou diminuída ordenadamente para criar o mesmo efeito em diferentes frequências de vibração, para analisar o grau de desconforto e seus efeitos fisiológicos.

A quantificação do nível de vibração induzida no corpo humano é feita a partir da raiz da média quadrática (RMS) do sinal correspondente ao registro temporal da evolução da aceleração sentida pelo corpo, na zona em análise. Esta grandeza, que se denomina como valor equivalente de aceleração,  $a_{eq}$  [ $ms^{-2}$ ], quando adimensionalizada relativamente a um valor de referência,  $a_{ref}$  [ $ms^{-2}$ ], (correspondente normalmente a  $10^{-6}$

$\text{ms}^{-2}$ ) e representada numa escala logarítmica, é expressa em decibel (dB), conforme a equação 3.

O valor de referência usado na adimensionalização representa a aceleração mínima à qual o corpo humano é sensível, a que corresponde um valor da aceleração equivalente de zero decibel, como mostra a equação 3.

$$a_{\text{eq}}(\text{dB}) = 20 \log_{10} \left[ \frac{a_{\text{eq}} (\text{ms}^{-2})}{a_{\text{ref}} (\text{ms}^{-2})} \right] \quad (3)$$

### 3.2 Direção de medição da vibração – Eixos

A ISO 2631-1 (1997) e a BS 6841 (1987), definem um sistema de coordenadas ortogonais para estudos do efeito da magnitude em diferentes direções. A Figura 3.1 apresenta as direções de medição da vibração no corpo humano.

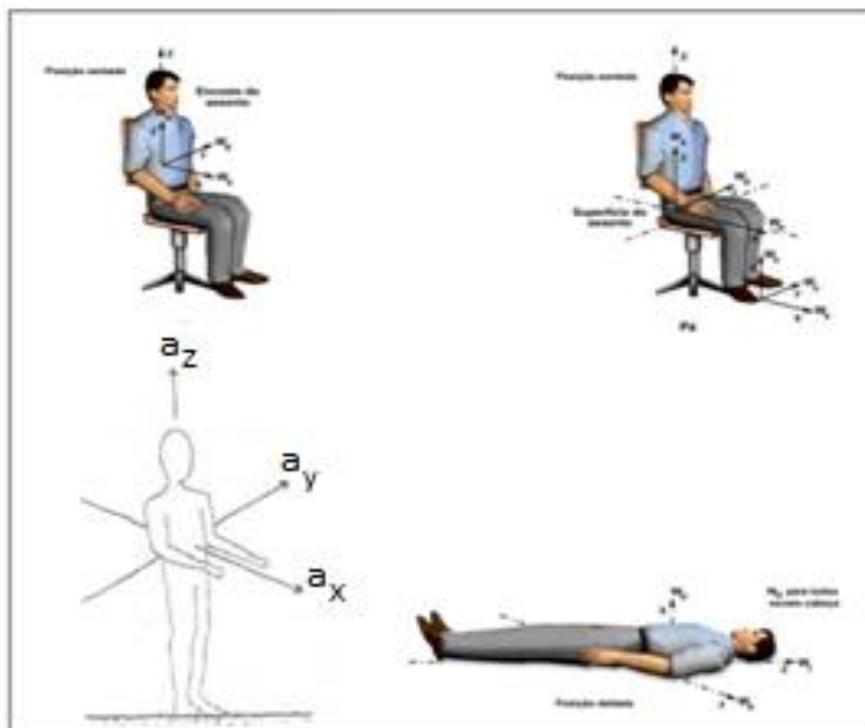


Figura 3.1 - Sistema de eixos utilizado pela norma ISO 2631 [17].

Quando se trata de direção dos eixos, considera-se um sistema coordenado cartesiano tendo como origem a zona do coração e com três eixos, X, Y e Z. A direção do eixo X se orienta das costas para o peito, para o eixo Y, temos o sentido do lado direito para o lado esquerdo e no eixo Z, tem se como sentido, os pés para a cabeça.

Os eixos de medição estão representados por uma pessoa sentada na Figura 3.1. Outras posições descritas na norma são com as pessoas deitada ou em pé, mas apenas a posição sentada se aproxima da posição que se tem quando se anda de bicicleta.

A ISO 2631-1 (1997) recomenda alguns critérios a serem seguidos. Para cada um dos eixos (X, Y, Z) existem limites distintos de exposição.

A magnitude da vibração é obtida através da aceleração R.M.S (*root-mean-square*), a qual deve ser expressa em  $m \cdot s^{-2}$ . A equação 4 para o calculo do valor R.M.S é:

$$RMS = \left( \frac{1}{N} \sum x^2 (i) \right)^{1/2} \quad (4)$$

### 3.3 Combinação das vibrações em mais de uma direção

O valor da vibração total, determinado a partir do RMS da aceleração ponderada em cada uma das coordenadas ortogonais é obtido através da equação 5:

$$a_v = \left( k_x^2 a_{wx}^2 + k_y^2 a_{wy}^2 + k_z^2 a_{wz}^2 \right)^{1/2} \quad (5)$$

onde:

- $a_{wx}$ ,  $a_{wy}$ ,  $a_{wz}$  representam as acelerações ponderadas para os eixos x, y, z, respectivamente;
- $k_x$ ,  $k_y$ ,  $k_z$  definem os fatores de ponderação em função do tipo de análise pretendida.

Para determinar o valor total das acelerações obtidas nas medições, para as direções (X, Y e Z), foi utilizado a fórmula recomendada pela ISO 2631-1 seguida da sua recomendação para os fatores de ponderação.

Os fatores de compensação da aceleração em função da frequência podem ser retirados da fornecida de acordo com a norma. Há inúmeras possibilidades de combinações destes fatores, que irão variar de acordo com as faixas de frequência em estudo e com a posição do indivíduo quando submetido à vibração. A aceleração r.m.s. em função da frequência deverá ser ponderada com pesos diferentes toda vez que houver mudança de postura do indivíduo.

Na vibração de corpo inteiro para fins de saúde, os valores de  $k_x$ ,  $k_y$ , e  $K_z$  é igual a 1,4; 1,4 e 1, respectivamente, para pessoas sentadas ou em pé. Esse fator 1,4 é a razão entre o valor longitudinal e os transversais da curva de igual resposta, nas faixas de maior sensibilidade de resposta humana. A equação 6 a seguir determina o valor total da vibração da aceleração do r.m.s. compensadas nos três eixos de medição para indivíduos na posição sentados.

$$a_t = \left[ (1,4 \cdot a_{wx})^2 + (1,4 \cdot a_{wy})^2 + (1 \cdot a_{wz})^2 \right]^{1/2} \quad (6)$$

Sendo:

$a_t$  = aceleração total equivalente;

Após a determinação das acelerações nas três componentes direcionais ( $a_x$ ,  $a_y$  e  $a_z$ ) calcula-se a aceleração total equivalente  $a_t$ .

A norma recomenda que o valor de  $a_t$  deverá ser comparado aos gráficos relativos ao eixo onde se obteve o maior valor de aceleração, ou seja, se na medição a componente z obteve maior magnitude de aceleração a  $a_t$  deverá ser comparada com os valores fornecidos em gráficos pelas normas segundo o eixo Z.

### 3.4 Frequências de ressonância do corpo humano

Sabe-se que cada massa tem sua própria frequência de resposta quando submetido a uma excitação. Esta frequência própria é definida como frequência natural do corpo. Quando um corpo ou sistema é excitado a uma certa frequência, e esta é a mesma que sua frequência natural, ele está sofrendo o fenômeno chamado ressonância. A ressonância no meio mecânico pode acarretar em qualquer material ou sistema sua falha, dependendo de sua magnitude de excitação

O corpo humano também é considerado um sistema mecânico, trata-se de um forte sistema com amortecimento e quando uma parte dele está animado na sua frequência natural, o mesmo irá ressonar durante um intervalo de frequências em vez de em uma única frequência. O corpo não é simétrico e conseqüentemente, a sua resposta às vibrações são dependentes a direção na qual a vibração é aplicada. Formado por vários segmentos com faixas de frequências naturais distintas. É exatamente por estas faixas de frequência naturais diferentes que há inúmeras pesquisas no meio científico para conhecer e obter dados mais precisos em relação ao comportamento dinâmico e fisiológico do corpo humano. Por ser um sistema complexo, o corpo varia algumas das faixas de frequência natural de seus segmentos dependendo de sua posição, ora sentado, em pé ou deitado.

A Figura 3.2 representa um modelo biomecânico [19] que simula o corpo humano, no que diz respeito à sua resposta às vibrações. Cada parte é substituída pelas suas equivalentes massa, unidade elástica e unidade amortecedora. Nesta figura representam-se ainda as frequências naturais típicas de cada uma destas partes.

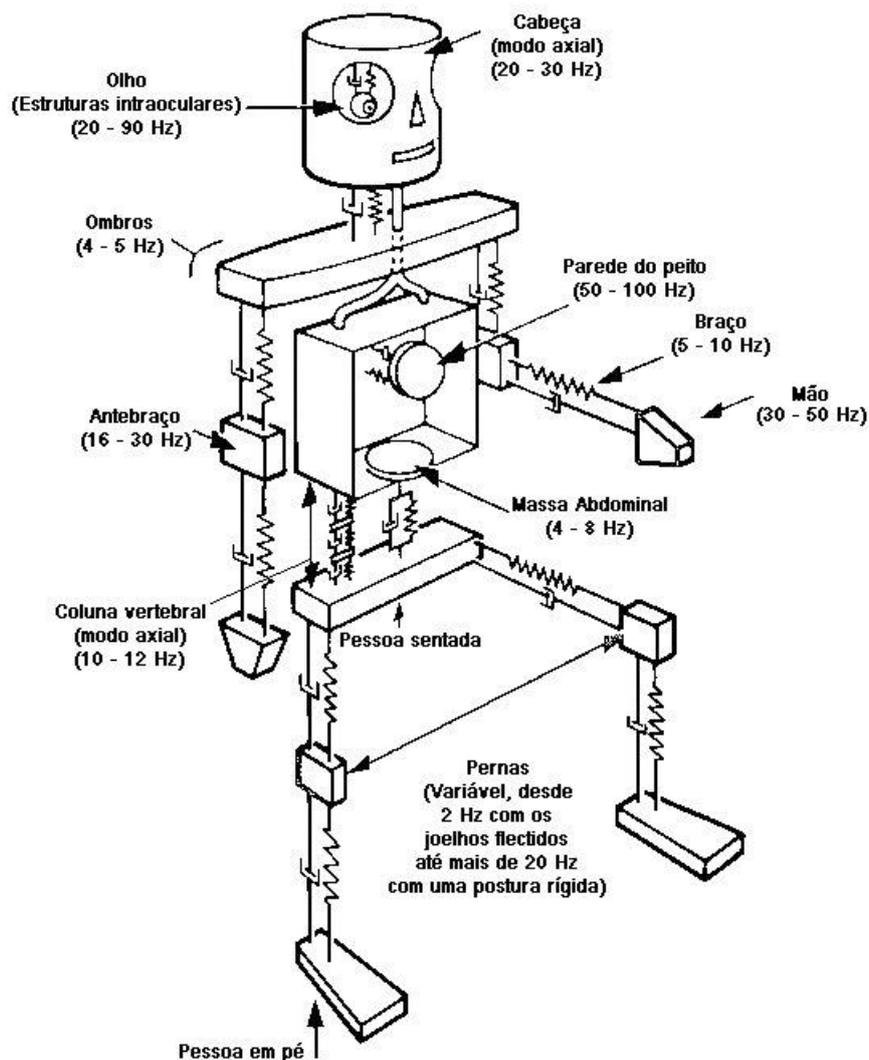


Figura 3.2 - Modelo biomecânico do corpo humano [19].

### 3.5 Tempo de exposição

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

Para se poder quantificar a severidade da exposição do corpo humano à vibração, é necessário considerar-se a magnitude da excitação e o período de exposição.

### **3.6 Software Experimental**

O instrumento básico usado neste trabalho é LabVIEW (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench). Desenvolvido pela National Instruments, na segunda metade dos anos oitenta, é um ambiente no qual realiza um tratamento de dados através de uma linguagem gráfica. Hoje é amplamente utilizado em muitas áreas da indústria e pesquisa.

Cada código criado com LabVIEW é chamado, por razões históricas, instrumento virtual (VI). Cada VI tem três elementos principais: o diagrama de blocos, que é onde você escreve o código, o painel frontal, que é a interface de usuário e o painel de conectores, que determina as entradas e saídas do VI quando usado como uma sub-rotina dentro outro VI. O usuário interage com o VI através de drivers (input) e indicadores (output) no painel frontal.

Uma das grandes vantagens deste software é que, com uma simples filosofia de blocos unidos por fios, e sua extensa biblioteca de VI já construída, consegue executar tarefas que antes exigiam grandes conhecimentos de programação. Ele permite o uso de ferramentas de alto nível em combinação com as estruturas de baixo nível, que lhe dá uma grande versatilidade.

### **3.7 Sistema de aquisição de dados**

O sistema de aquisição utilizado é baseado na utilização de um computador portátil equipado com uma placa de conversão analógico-digital com ligação USB, da marca National Instruments, à qual está ligado um condicionador do sinal proveniente de um acelerômetro piezolétrico tri axial.

O sinal adquirido (com referência aos três eixos do acelerômetro) é armazenado e posteriormente tratado, numa aplicação desenvolvida em LabVIEW, conforme a Figura 3.3.

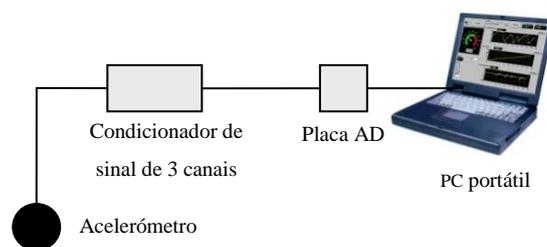


Figura 3.3 - Esquema do sistema de aquisição.

### 3.8 Acelerômetros

Acelerômetros são dispositivos utilizados para medir a aceleração e vibração de um sistema. O dispositivo consiste em uma massa conhecida ligado a um elemento piezoelétrico. Como os movimentos do acelerômetro, a massa aplica um força ao cristal, gerando um custo adicional. Ao ler este comando, você pode determinar a aceleração. Os acelerômetros funcionam medindo a aceleração ao longo de apenas um eixo e para monitorar a aceleração em três dimensões, deve se usar acelerômetros multiaxiais.

Na figura 3.4 apresenta-se uma imagem do atleta durante o início das medições, estando o acelerômetro tri axial localizado na interface entre o selim e o atleta.



Figura 3.4 - Atleta e sistema de medição utilizado.

### 3.9 Análise experimental

Geralmente, na primeira aula que se frequenta o instrutor ajuda a afinar as posições da bicicleta, tendo em conta os dados antropométricos da pessoa. Este ajuste é feito considerando a altura do banco sendo a altura da cintura do praticante, a distância entre o selim e o guiador a medida do antebraço e a altura do guiador não muito alta para não gerar tensões na região lombar. Um dos objetivos essenciais do ajuste reside na tentativa de reduzir o “saltitar da cintura” em cima do selim, que pode provocar lesões.

Tem-se que em termos práticos este "saltitar" introduz um fenômeno vibratório no corpo humano e em particular na região lombar, que pode ser indesejável e perigoso para a saúde do praticante. Assim, neste trabalho são apresentadas medições experimentais das vibrações induzidas ao corpo humano, baseadas na norma ISO 2631.

Neste estudo pretendeu-se avaliar duas situações distintas: a) o efeito das variações das posições no corpo humano; b) comparar medições efetuadas na interface entre o selim e o atleta com medições efetuadas diretamente na zona lombar. Na figura 3.5, apresenta-se a bicicleta estacionária utilizada, a qual é possível visualizar todos os tipos de ajuste disponíveis, que são a altura do selim, variando de A até I, a altura do guiador, que varia de 1 a 9, e a distância entre o selim e o guiador, que varia de 0 a 9.



Figura 3.5 - Ajustes permitidos na bicicleta estacionária considerada no estudo.

O sistema de ajuste é feito através de um conjunto de posições discretas. Na tabela 3.1 apresentam-se as dez combinações utilizadas para as medições efetuadas, sendo a posição 1 a que representa a referência de utilização habitualmente utilizada pelo atleta.

Tabela 3.1 - Ajustes da bicicleta utilizados.

Posição	Altura do selim	Altura do Guiador	Afastamento selim - guiador
1	I	9	2,5
2	G	9	2,5
3	K	9	2,5
4	I	7	2,5
5	I	10	2,5
6	I	9	0,5
7	I	9	4,5
8	K	7	4,5
9	I	9	2,5
10	I	9	2,5

Na figura 3.6 apresenta-se uma imagem do atleta durante o início das medições, estando o acelerômetro tri axial localizado na interface entre o selim e o atleta, além dos dispositivos conectados em um computador portátil, que receberá os sinais convertidos.



Figura 3.6 - Atleta e sistema de medição utilizado.

### 3.10 Procedimento

Tendo por base a referida norma, foram efetuadas medições mantendo o binário resistente constante e com uma duração de cerca de dois minutos para cada uma das posições indicadas na tabela 3.1. A velocidade da pedalada foi ajustada pela experiência do atleta, que procurou mantê-la constante e baixa em todas as medições.

Foram realizadas um total de oito combinações de ajuste dimensional da bicicleta (posição 1 a posição 8 da tabela 3.1), com o sensor colado na interface entre o selim e o atleta de acordo com o sistema de eixos indicado na norma ISO 2631. A Figura 3.7 mostra o acelerômetro colocado no selim.



Figura 3.7 - Acelerômetro na interface selim-corpo humano.

Posteriormente, colocou-se o sensor diretamente na região lombar do atleta tendo sido feita uma medição com o atleta sentado, mantendo-se o binário resistente (posição 9), e outra medição com o atleta em pé com um aumento do binário resistente (posição 10).

Na Figura 3.8 apresenta-se uma imagem da colocação do acelerómetro na região lombar do atleta.

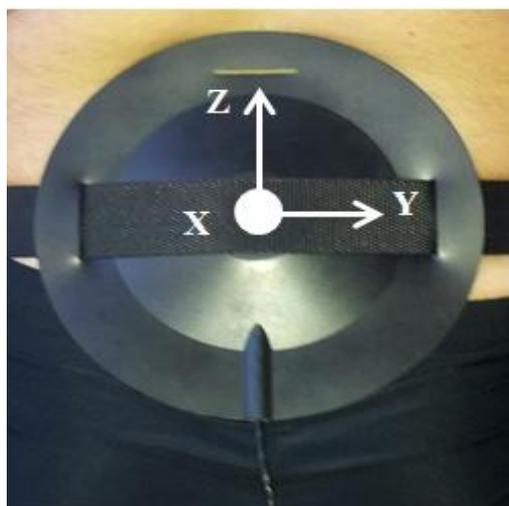


Figura 3.8 - Acelerômetro posicionado na região lombar do atleta.

### **3.11 Posições analisadas**

Foi feita com o ajuste que os orientadores indicam para o praticante na sua primeira aula, considerando suas medidas antropológicas. O procedimento realizado é ficar em pé ao lado da bicicleta estacionária próxima ao selim, este tem que ficar na altura dos quadris do praticante, assim ele senta na bicicleta e simula a pedalada até o fundo, é necessário ter a extensão completa da perna sem o bloqueio do joelho, esta extensão total deve permitir que o joelho esteja livre ou faça até mesmo uma ligeira curvatura.

#### **3.11.1 Posição 1**

Após ajustar a altura do selim traga um pedal para frente e um pedal para trás de modo que eles estejam em linha reta. Se o praticante deixar uma linha reta para baixo do seu joelho da frente, ele baixará diretamente sobre o centro de seu pé da frente. Se isso não acontecer, é preciso mover o assento para frente ou para trás. Este joelho da frente deve estar em um ângulo de 90 graus. O praticante também deve ser capaz de descansar confortavelmente as mãos no guidão. Se estiver se esticando para alcançar o guidão, é necessário mover o assento para frente.

Com os dois ajustes já realizados o praticante vai para frente da bicicleta para o ajuste da altura do guidador, a altura do guidador é mais uma questão de preferência. Conforto deve ser a chave principal. Alguns praticantes experientes optam por manter o guidão baixo para andar ao ar livre. Muitos escolhem uma altura mais elevada do guidão para maior conforto.

Feito este procedimento o praticante teve as seguintes posições de ajuste: altura do guidador foi de 9, altura do selim foi de I e a distância entre o selim e o guidador foi de 2.5, na Figura 3.9 abaixo pode ser visto as angulações deste primeiro posicionamento. Abaixo também esta representada as posições na tabela 3.2 para ficar mais fácil a visualização de todo o range possível na bicicleta estacionária utilizada em questão, com a posição de referencia destacada:



Figura 3.9 – Representação da Posição 1.

Tabela 3.2 – Ajustes da Bicicleta na posição 1

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
1	A	0
2	B	0.5
3	C	1
4	D	1.5
5	E	2
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5
	L	5.5
	M	6
	N	6.5
	O	7
		7.5
		8
		8.5
		9

### 3.11.2 Posição 2

As variações foram feitas a partir da posição “ideal” como referencia, sempre variando as posições para uma situação acima e abaixo com relação à de costume, assim na posição 2 baixamos a altura do selim em duas unidades de referencia da bicicleta, ficando assim na posição: altura do guiador mantém em 9, altura do selim foi modificada para G e a distancia entre o selim e o guiador continua em 2.5, na Figura 3.10 abaixo pode ser visto as angulações deste posicionamento, juntamente com a tabela 3.3 com as posições reduzida, mostrando somente as posições de interesse.



Figura 3.10 – Representação da Posição 2.

Tabela 3.3 – Ajustes da Bicicleta na posição 2

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5

### 3.11.3 Posição 3

A posição 3 foi o oposto da posição 2, pois agora houve, no lugar de abaixar a altura do selim, o aumento desta altura em duas unidades com relação à posição inicial, para a posição K. Ficando assim o posicionamento: altura do guiador mantém em 9, altura do selim foi modificada para K e a distancia entre o selim e o guiador continua em 2.5, esta posição está representada na Figura 3.11 abaixo, juntamente com a tabela 3.4 com as posições reduzida.



Figura 3.11 – Representação da Posição 3.

Tabela 3.4 – Ajustes da Bicicleta na posição 3

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5

### 3.11.4 Posição 4

Já na posição 4 a variação foi feita na altura do guidador, então restabeleceu novamente as posições determinadas inicialmente e diminui a posição da altura do guidador para 7, diminuindo assim em duas unidades. Assim tem-se que o posicionamento ficou: altura do guidador modificou para 7, altura do selim foi mantida constante em K e a distância entre o selim e o guidador continua em 2.5, esta posição está representada na Figura 3.12 abaixo, juntamente com a tabela 3.5 com as posições reduzida.



Figura 3.12 – Representação da Posição 4.

Tabela 3.5 – Ajustes da Bicicleta na posição 4

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5

### 3.11.5 Posição 5

A posição 5 também foi feita uma modificação na altura do guiador como a posição 4, porém houve um aumento na mesma, a qual foi para a posição 10, não podendo variar duas unidades acima, pois alcançou o valor máximo possível da bicicleta estacionária analisada. Deste modo o posicionamento foi: altura do guiador modificou para 10, altura do selim se manteve constante em K e a distância entre o selim e o guiador continua em 2.5, esta posição está representada na Figura 3.13 abaixo, juntamente com a tabela 3.6 com as posições reduzidas.



Figura 3.13 – Representação da Posição 5.

Tabela 3.6 – Ajustes da Bicicleta na posição 5

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5

### 3.11.6 Posição 6

Na posição 6 novamente foi colocada as posições iniciais e foi feita o ajuste somente na distância entre o selim e o guiador, neste caso foi feita a diminuição nesta distância em duas unidades, estabelecendo assim 0.5. Assim o posicionamento de estudo nesta situação foi: altura do guiador continuou constante em 9, altura do selim se manteve igual em K e a distância entre o selim e o guiador foi alterada para 0.5, esta posição está representada na Figura 3.14 abaixo, juntamente com a tabela 3.7 com as posições reduzida.



Figura 3.14 – Representação da Posição 6.

Tabela 3.7 – Ajustes da Bicicleta na posição 6

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
2	B	0.5
3	C	1
4	D	1.5
5	E	2
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5

### 3.11.7 Posição 7

Nesta posição também foi feita uma alteração na distância entre o selim e o guidador, sendo esta a ultima variação para analisar a relação entre as variações dos ajustes da bicicleta estacionária, nesta posição houve um aumento na distância para 4.5. Com isso o posicionamento desta posição foi: altura do guidador se manteve constante em 9, altura do selim ficou fixa em K e a distância entre o selim e o guidador foi alterada para 4.5, esta posição está representada na Figura 3.15 abaixo, juntamente com a tabela 3.8 com as posições reduzida.



Figura 3.15 – Representação da Posição 7.

Tabela 3.8 – Ajustes da Bicicleta na posição 7

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
2	B	0.5
3	C	1
4	D	1.5
5	E	2
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5

### 3.11.8 Posição 8

Nesta análise foi feita uma situação extrema, utilizando todos os ajustes para gerar um “desconforto” para o praticante, isto foi feito para verificar realmente se existe a necessidade de estudo neste setor de vibrações, pois seria facilmente visto nesta situação se há ou não muita diferença com a “ideal”, foi adotada as posições: altura do guiador foi modificada para 7, altura do selim modificou-se para K e a distância entre o selim e o guiador foi alterada para 4.5, esta posição está representada na Figura 3.16 abaixo, juntamente com a tabela 3.9 com as posições reduzida.



Figura 3.16 – Representação da Posição 8.

Tabela 3.9 – Ajustes da Bicicleta na posição 8

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
1	A	0
2	B	0.5
3	C	1
4	D	1.5
5	E	2
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5
	L	5.5
	M	6
	N	6.5
	O	7
		7.5
		8
		8.5
		9

### 3.11.9 Posição 9

Nesta posição foram retomados os ajustes iniciais, para ser feito o mesmo procedimento que a primeira situação, porém com o sensor colocado na zona lombar.

Este procedimento foi realizado para obter dados para fazer comparações entre os dados obtidos na interface entre o praticante e o selim com o sensor na região lombar. Assim o ajuste da bicicleta estacionária coincide com a posição inicial. Abaixo está a Figura 3.17 que representa o praticante na devida posição e o sensor na região lombar, também com a tabela 3.10 com os ajustes da bicicleta.



Figura 3.17 – Representação da Posição 9.

Tabela 3.10 – Ajustes da Bicicleta na posição 9

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
1	A	0
2	B	0.5
3	C	1
4	D	1.5
5	E	2
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5
	L	5.5
	M	6
	N	6.5
	O	7
		7.5
		8
		8.5
		9

### 3.11.10 Posição 10

Na ultima posição da analise manteve o mesmo ajuste da bicicleta estacionária feito na posição 1 e 9, porém nesta em questão foi feita uma obtenção de dados com o sensor posicionado na região lombar e com o atleta pedalando em pé, simulando uma das situações existentes durante a aula de ciclismo indoor.

Esta analise foi feita para obter dados para fazer a comparação entre a posição sentada e em pé com o sensor na região lombar. Abaixo esta a figura 3.18 com o

praticante no período de simulação para recolha de dados e ao lado a tabela 3.11 com as posições adotadas para este estudo.



Figura 3.18 – Representação da Posição 10.

Tabela 3.11 – Ajustes da Bicicleta na posição 10

Altura Guiador	Altura Selim	Distancia Selim-Guiador
1	A	0
2	B	0.5
3	C	1
4	D	1.5
5	E	2
6	F	2.5
7	G	3
8	H	3.5
9	I	4
10	J	4.5
	K	5
	L	5.5
	M	6
	N	6.5
	O	7
		7.5
		8
		8.5
		9

Após recolher de todos os dados obtidos pelo sensor em cada situação representada acima, foi feito um estudo sobre eles utilizando o LabView, analisando a fidelidade dos mesmos, comparando as situações distintas e quais foram os resultados obtidos.

## CAPITULO IV

### 4. Resultados e Conclusões dos experimentos.

O capítulo apresenta as análises dos resultados em cada posição antes de compará-los. Cada posição apresentou diferenças que mostram a importância dos estudos e as possíveis consequências que podem acarretar na prática do exercício de forma equivocada.

#### 4.1 Resultados

O processamento do sinal é bastante rápido e consiste em primeiro lugar na leitura do ficheiro, separando o sinal de cada um dos três eixos. Este sinal, recebido como tensão, é convertido para um valor de aceleração instantânea, através de curva de calibração determinada para cada eixo. A Figura 4.1 mostra o gráfico obtido para a posição 1, das acelerações instantâneas, sem qualquer tipo de tratamento, para os três eixos.

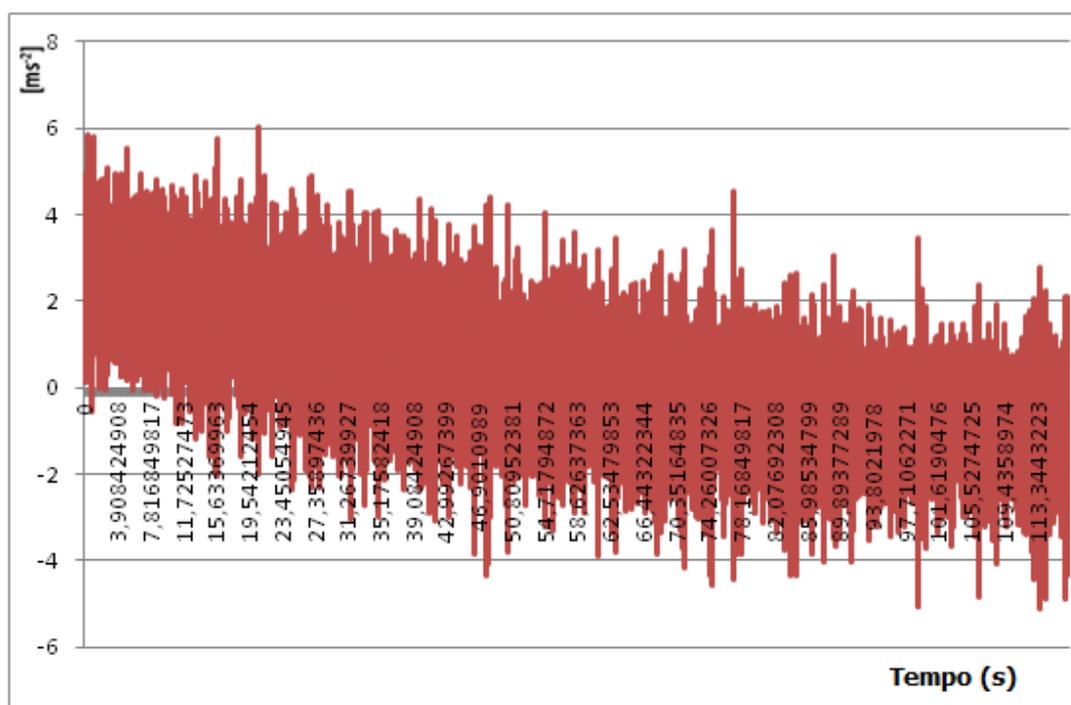


Figura 4.1.a Acelerações no eixo X para o intervalo de 2 minutos na posição 1.

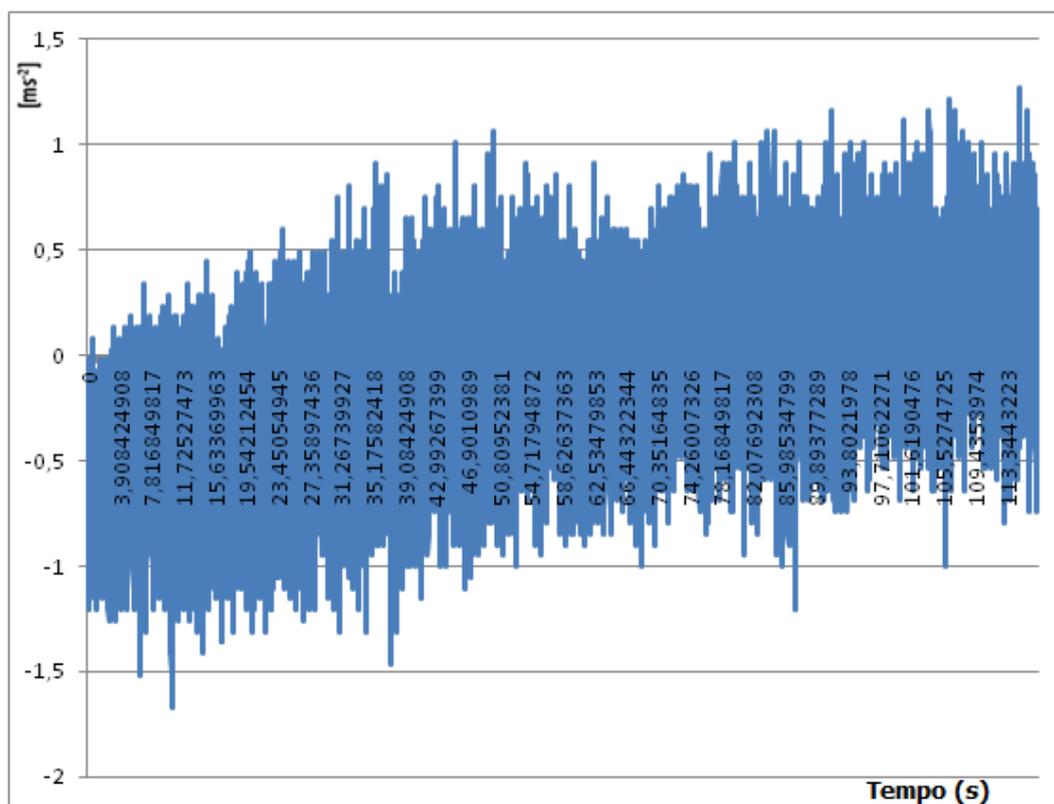


Figura 4.1.b Acelerações no eixo Y para o intervalo de 2 minutos na posição 1.

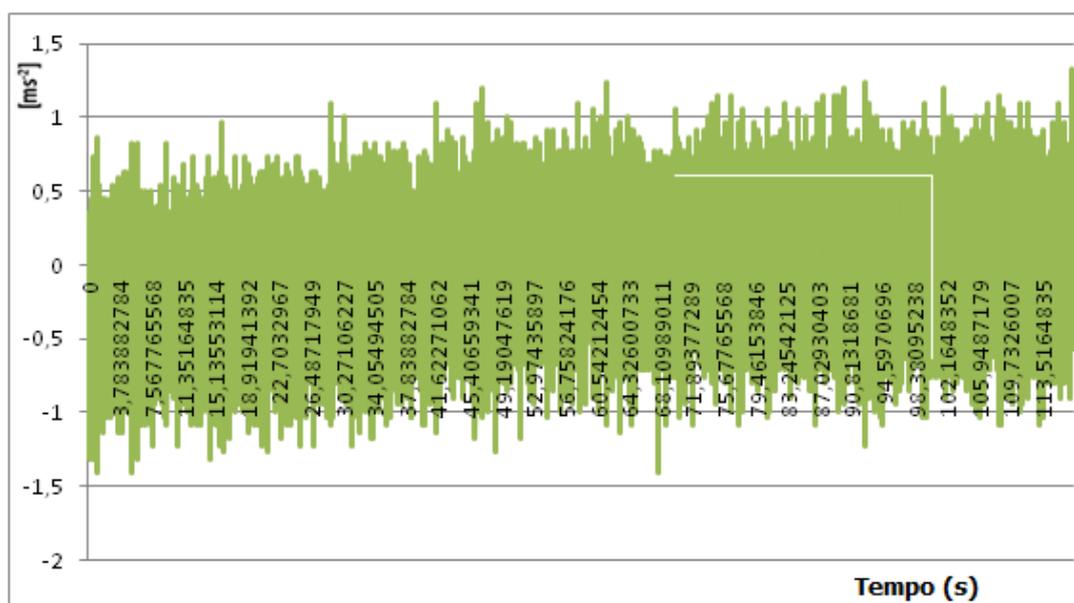


Figura 4.1.c Acelerações no eixo Z para o intervalo de 2 minutos na posição 1.

A etapa seguinte consiste em obter os níveis de aceleração em bandas de terço de oitava entre 0,5 e 80 Hz. Posteriormente é calculado o rms do sinal de cada uma das bandas. A Figura 4.2 mostra o gráfico do r.m.s calculado para cada eixo em função das bandas de frequência, sem ponderação.

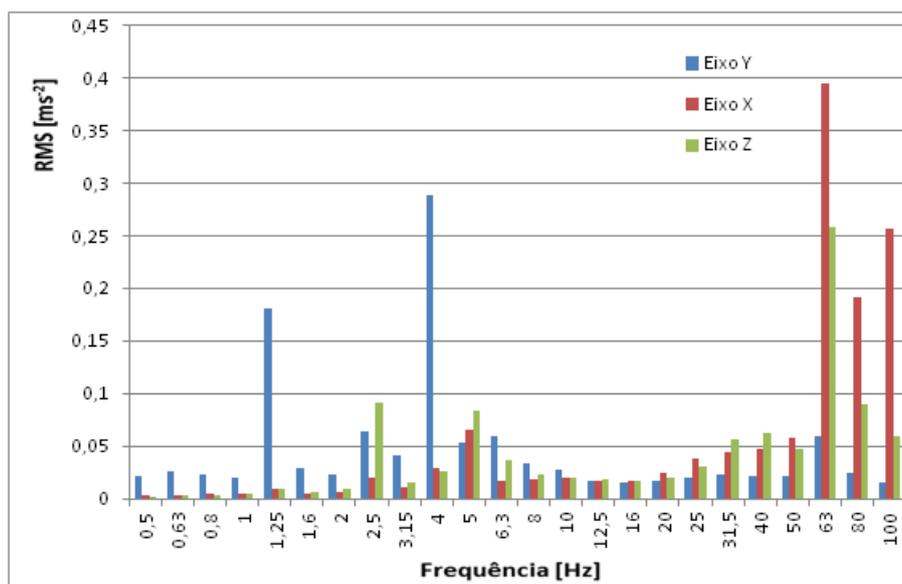


Figura 4.2 RMS não ponderados nos eixo X, Y e Z para a posição 1.

Deste modo, após realizar os cálculos de ponderação, utilizando os valores de  $k_x$ ,  $k_y$ , e  $k_z$  é igual a 1,4; 1,4 e 1, para pessoas sentadas ou em pé conforme mencionado, nos eixos X, Y e Z, respectivamente, obtém-se a aceleração ponderada para cada eixo, em função do rms e do fator de ponderação de cada banda. A Figura 4.3 apresenta o valor RMS ponderado para as bandas de frequência nos eixos X, Y e Z.

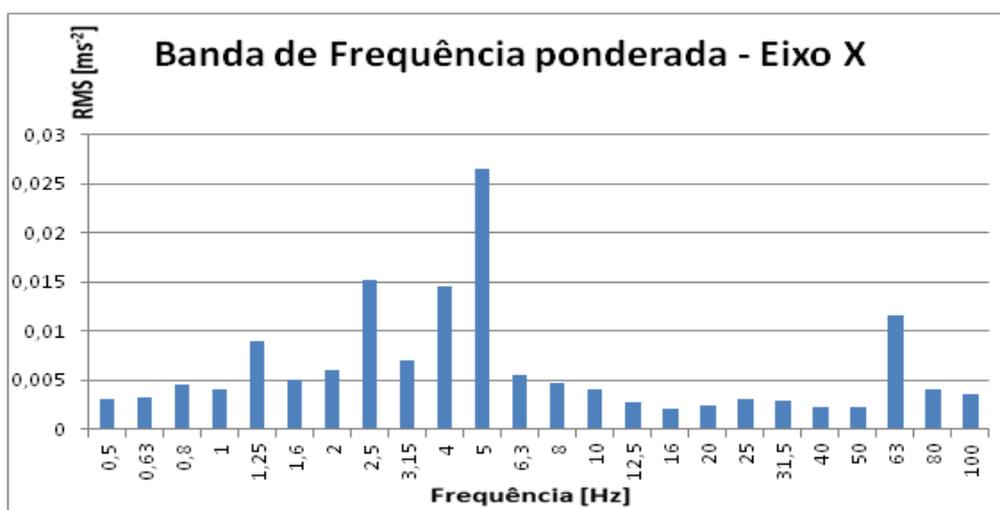


Figura 4.3.a RMS ponderados nos eixo X para a posição 1.

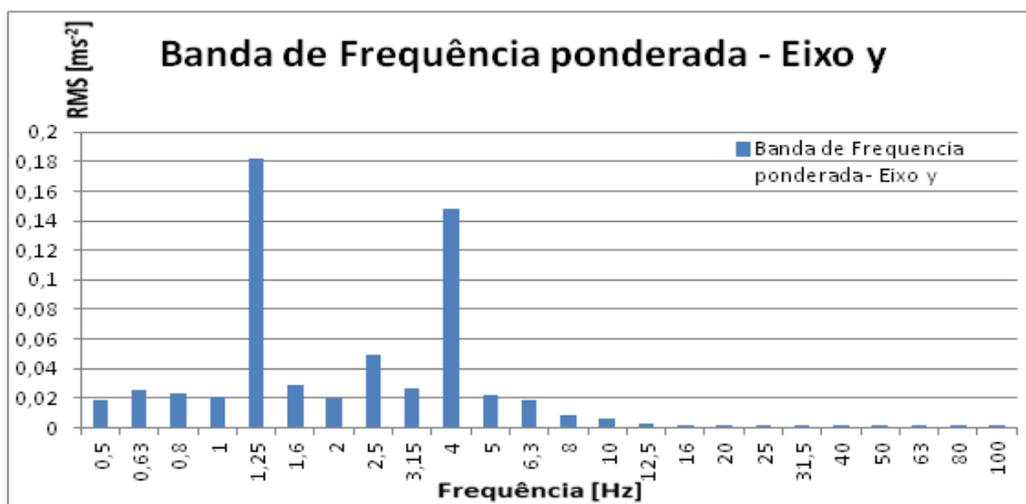


Figura 4.3.b RMS ponderados nos eixo Y para a posição 1.

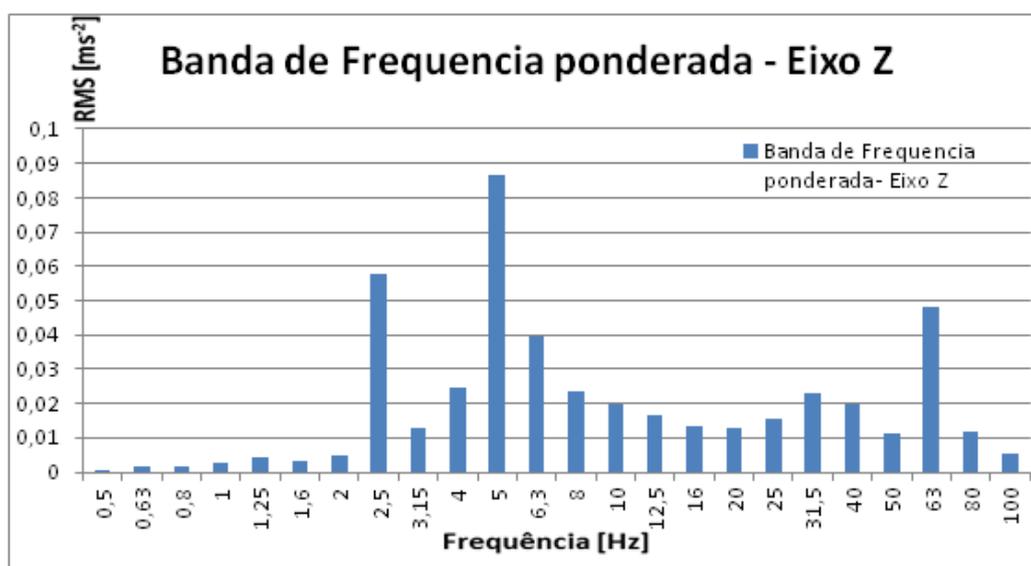


Figura 4.3.c RMS ponderado nos eixo Z para a posição 1.

Finalmente, calcula-se o valor da vibração total, em função da aceleração ponderada de cada eixo e dos fatores de ponderação. Estes cálculos foram feitos para cada uma das 10 posições, para posteriormente compara-los e realizar estudos entre os valores encontrados.

Para a avaliação das vibrações relativamente à saúde, deve considerar cada eixo de forma independente. Neste caso, a avaliação do efeito das vibrações deve ser feita para o eixo que apresentar maior valor de aceleração ponderada. No entanto, quando as vibrações em dois ou mais eixos forem similares, o valor da vibração total ( $a_y$ ) deve ser usado para estimar os riscos de saúde.

As Figuras a seguir (Figura 4.3.a até 4.3j) mostram os gráficos dos resultados referentes a cada posição.

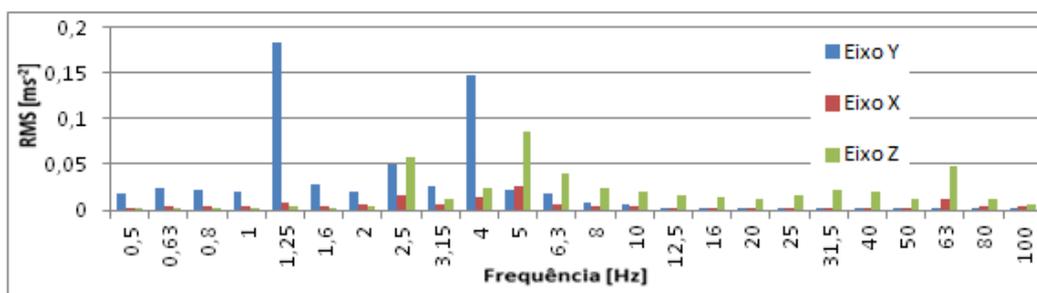


Figura 4.4.a - Posição 1 (9, I, 2.5)

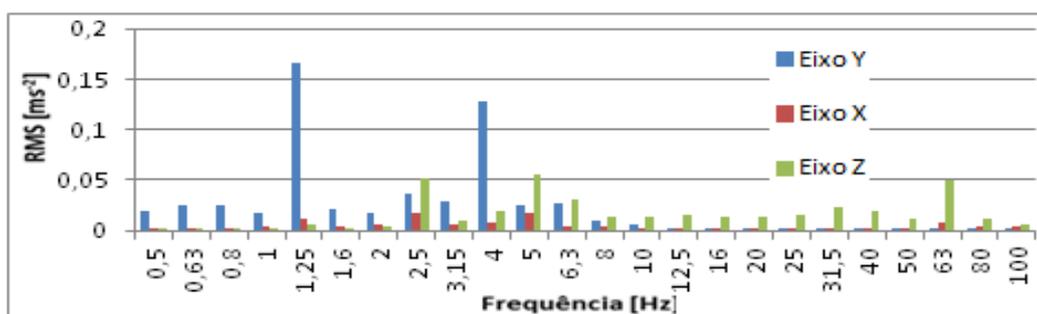


Figura 4.4.b- Posição 2 (9, G, 2.5)

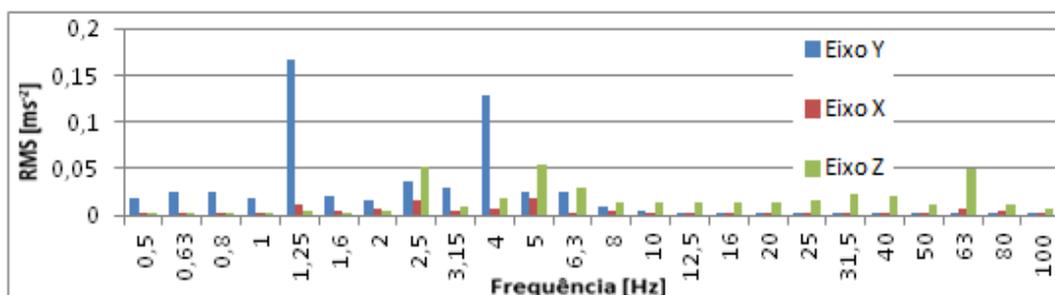


Figura 4.4.c - Posição 3 (9, K, 2.5)

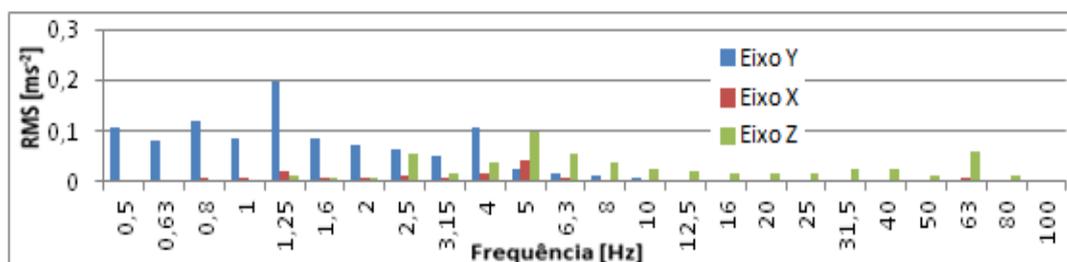


Figura 4.4.d - Posição 4 (7, I, 2.5)

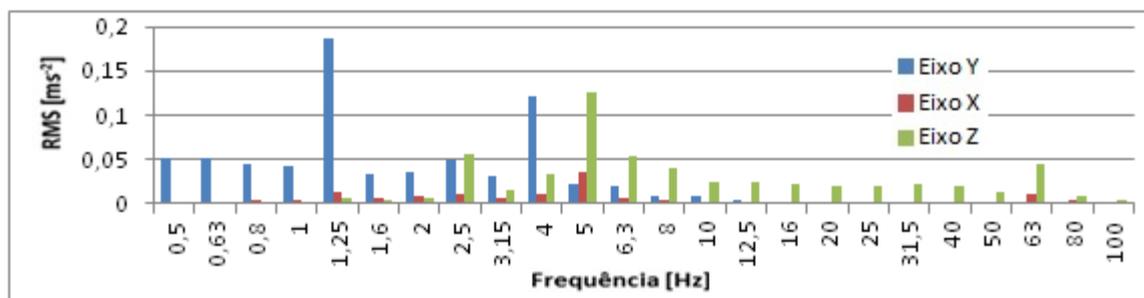


Figura 4.4.e - Posição 5 (10, I, 2.5)

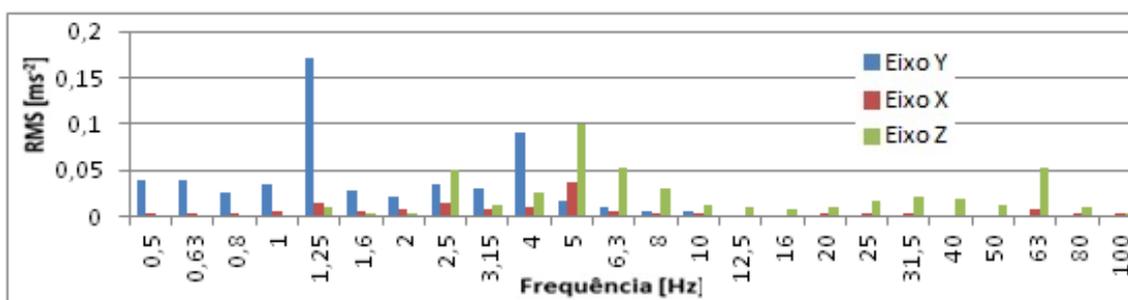


Figura 4.4.f - Posição 6 (9, I, 0.5)

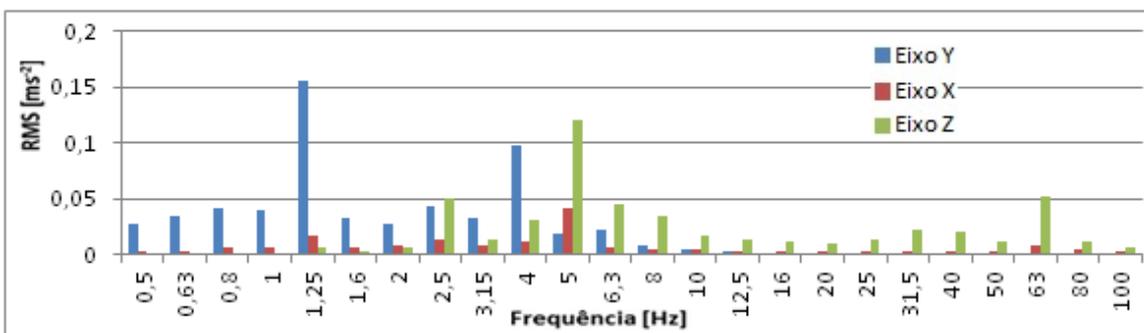


Figura 4.4.g - Posição 7 (9, I, 4.5)

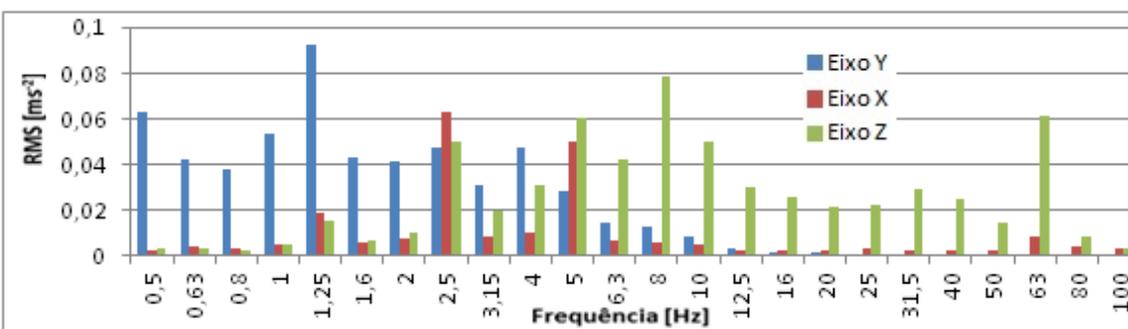


Figura 4.4.h - Posição 8 (7, K, 4.5)

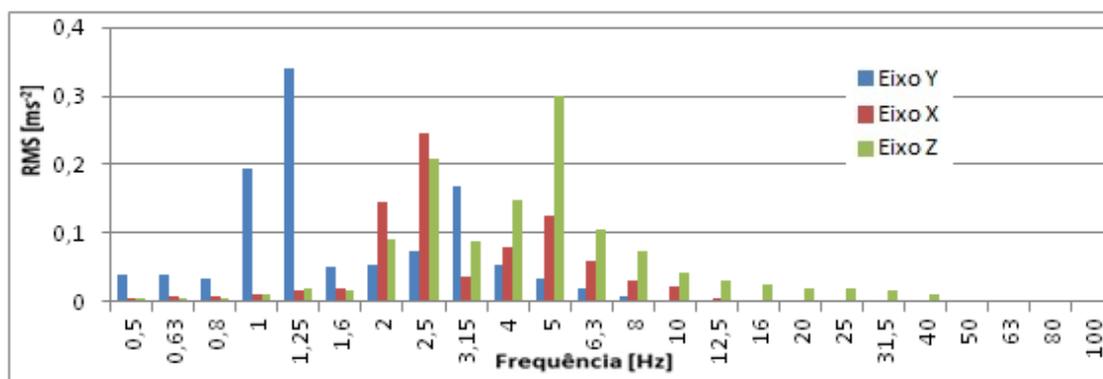


Figura 4.4.i - Posição 9 (9, I, 2.5)

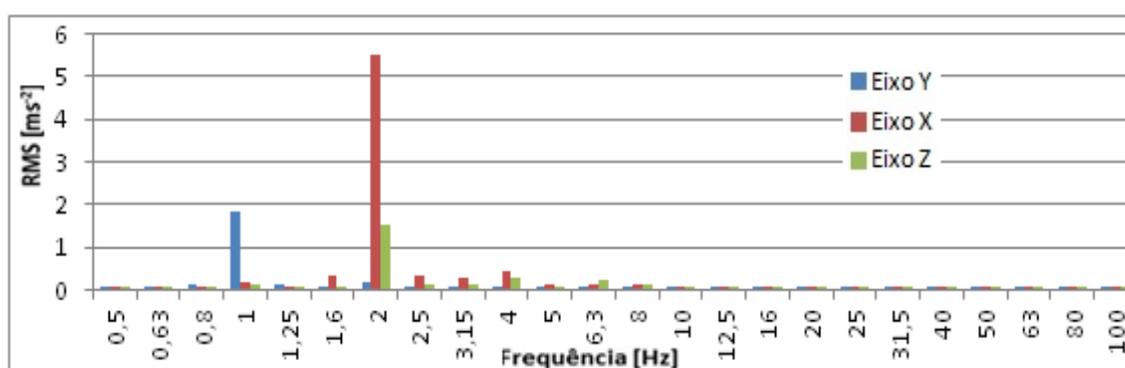


Figura 4.4.j - Posição 10 (9, I, 2.5)

Os dados obtidos foram gerados no software LabView e transformamos os mesmos em gráficos através do software Excel.

## 4.2 Estudo comparativo dos resultados

Lembrando que nas posições 9 e 10 o atleta está realizando os testes com o sensor colocado na região lombar do corpo humano. No caso da posição 10, devemos ainda destacar o aumento da carga utilizada, justificando o aumento significativo dos valores de RMS. As figuras 4.3.a até 4.3.j tratam-se dos gráficos obtidos no software e convertidos para planilhas em Excel.

Na tabela 4.1 apresentam-se os valores de RMS medidos para cada uma das posições, e para cada um dos eixos, sem qualquer ponderação em frequência. Na tabela 4.2 estão indicados estes valores, mas com ponderação em frequência.

Tabela 4.1 Valores de RMS sem ponderação [ms-2]

Posição	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
<b>1</b>	1,51	0,46	0,37
<b>2</b>	0,78	0,36	0,36
<b>3</b>	0,73	0,26	0,42
<b>4</b>	0,72	0,48	0,40
<b>5</b>	0,75	0,41	0,34
<b>6</b>	0,65	0,35	0,36
<b>7</b>	0,73	0,33	0,38
<b>8</b>	0,72	0,29	0,42
<b>9</b>	0,53	0,59	0,63
<b>10</b>	2,89	1,88	6,42

Tabela 4.2 Valores de RMS com ponderação [ms-2]

Posição	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	av
<b>1</b>	0,04	0,25	0,14	0,38
<b>2</b>	0,03	0,22	0,11	0,34
<b>3</b>	0,07	0,14	0,16	0,27
<b>4</b>	0,05	0,33	0,16	0,49
<b>5</b>	0,05	0,26	0,17	0,41
<b>6</b>	0,05	0,22	0,15	0,34
<b>7</b>	0,05	0,21	0,16	0,34
<b>8</b>	0,09	0,17	0,16	0,31
<b>9</b>	0,44	0,45	0,33	0,90
<b>10</b>	1,61	1,88	5,55	8,36

Observa-se que o eixo predominante em todas as medições, com o atleta sentado, é o eixo X. No entanto, ao ponderar-se o efeito da frequência do corpo humano, pode ser observado que o eixo crítico, nestas posições, corresponde ao eixo dos Y, em virtude das frequências de vibração do eixo X estarem contidas em zonas nas quais o corpo humano é pouco sensível, como é visível na figura 4.4.

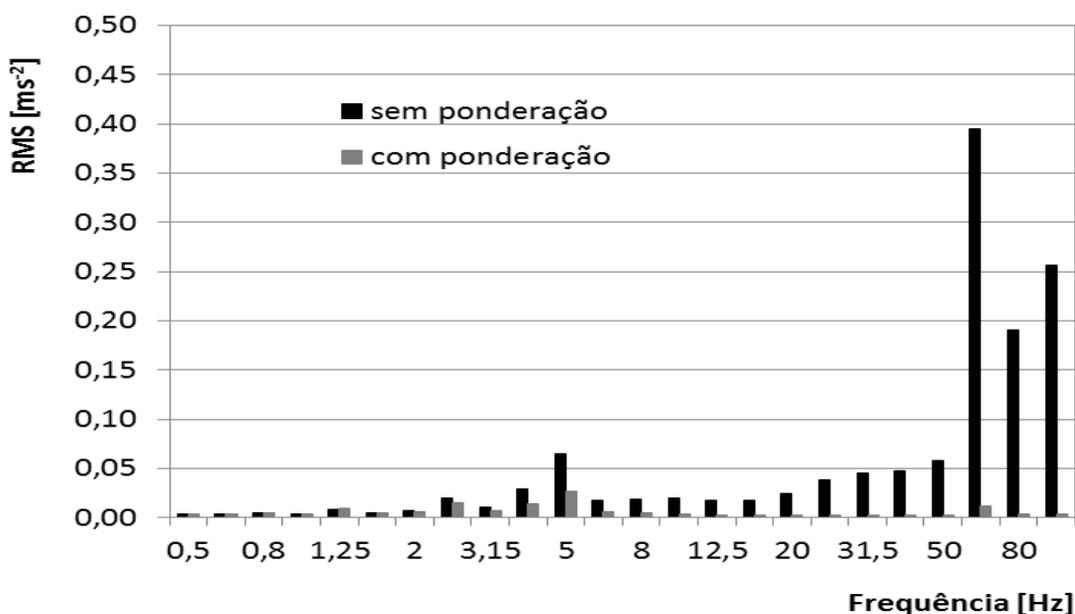


Figura 4.5 - Espectro em frequência das vibrações medidas no eixo X na posição 1.

Dos valores medidos, que constam da tabela 3, pode-se aferir que existem posições que apresentam valores semelhantes de vibrações globais (posição 2, 6, 7 e 8), sendo que a descida do guiador, relativamente à posição de referência utilizada pelo atleta, conduziu aos valores mais elevados de vibração na interface selim/atleta. A posição 4, onde o selim subiu uma posição relativamente à posição de referência apresenta os valores globais de aceleração inferiores.

Tal como seria de esperar, a medição efetuada diretamente na zona lombar na posição sentada apresenta valores mais elevados de aceleração (valores superiores em mais do dobro). A medição na zona lombar com maior nível de esforço corresponde à pedalada em pé, que apresenta os valores de aceleração mais elevados. De referir, que nestas posições (posição 9 e 10) não poderá ser feita uma avaliação baseada na norma, porquanto as vibrações medidas não dizem respeito à interação entre um elemento vibratório e o corpo humano, tratando-se de uma medição direta na zona lombar.

De acordo com a norma ISO 2631, para a avaliação das vibrações relativamente ao seu efeito sobre a saúde, deve considerar-se cada eixo de forma independente, elegendo para análise aquele que apresentar maior valor de aceleração ponderada. No entanto, é indicado que quando as vibrações em dois ou mais eixos forem similares, o valor da vibração total ( $a_v$ ) deve ser usado para estimar os riscos de saúde. No anexo B da norma são apresentados, de forma gráfica, os valores limites de exposição sem risco para a saúde humana em função do tempo de exposição. Para o tempo de exposição avaliado de dois minutos, a norma recomenda precaução na utilização dos valores sendo, no entanto visível que valores de aceleração ponderada em frequência acima de  $2,0 \text{ ms}^{-2}$  deverão ser evitados. Assim, comparando os valores obtidos com o limite sugerido para as posições aplicáveis à norma, ou seja posição 1 a 8, pode-se concluir que para este tempo de exposição não é considerado existir risco para a saúde derivado da exposição do corpo humano às vibrações, sendo contudo as posições 4, 9 e 10 aquelas que mais se aproximam desse limite.

### **4.3 Conclusão**

Os resultados obtidos neste estudo, tendo em conta a situação em análise e as condições de ensaio consideradas, permitiram quantificar amplitudes típicas das vibrações induzidas ao corpo humano em função do ajuste efetuado na bicicleta, bem como caracterizar as vibrações no domínio das frequências.

Contudo, algumas das posições consideradas merecem ser melhor observadas, tentando correlacioná-las com os dados antropométricos do atleta. O objetivo é auxiliar o indivíduo que inicia a prática de ciclismo indoor a ajustar a bicicleta, sem que o posicionamento do atleta ameace a sua integridade física.

Assim, os resultados obtidos neste estudo são promissores no contexto do desenvolvimento de uma metodologia que permita de forma rápida e expedita ajudar o atleta e o monitor de ciclismo indoor a definir uma posição que garanta a proteção da saúde do atleta relativamente à exposição a frequências de vibração.

## CAPITULO V

### 5. Modelagem Biomecânica

Neste capítulo o objetivo foi criar um modelo, que pudesse representar os experimentos práticos feitos na academia. O objetivo da análise experimental, na qual a ideia foi verificar a vibração induzida pelo próprio corpo na região lombar, foi comparar os dados obtidos com a norma ISO2631, verificando assim qual posição do indivíduo mais se aproxima dos limites normalizados.

Foi proposto um modelo no qual tem como foco ilustrar um caso geral, do atleta praticando a mesma atividade, para verificar a veracidade dos dados obtidos na prática.

Para gerar a simulação, primeiramente foi criado um modelo físico, assumindo as restrições do problema. Em seguida foi feita a análise do caso e estudos matemáticos com o intuito de obter as devidas equações para finalmente, transferi-la para o software Matlab e através do mesmo, adquirir os resultados.

Como se trata de um modelo biomecânico inicial, a maior dificuldade na sua elaboração foi estabelecer parâmetros que representassem com exatidão algumas características de um ser humano, como massa e rigidez de cada parte do corpo, além da capacidade de amortecimento. Sabe-se que o corpo humano é dividido em inúmeros segmentos ósseos e musculares, cujo valores de rigidez e amortecimento variam de acordo com o indivíduo, sexo, idade, altura e etc. Além de diversos componentes, como os órgãos que ao atuar em conjunto, dificultam ainda mais na precisão de tais parâmetros. Com este fato, todos os valores necessários para criar o modelo foram estimados e simplificados baseados na literatura.

Além da dificuldade do modelo para o corpo, restrições na bicicleta como a rigidez das partes envolvidas, foram feitas para viabilizar essa simulação. Outras restrições, relativas ao movimento e carga induzida pelo indivíduo também tiveram que ser estimadas, visto que todas essas variáveis estão agindo em conjunto com as restrições do modelo do corpo humano.

## 5.1 Modelos físicos

O modelo físico se trata do modelo do indivíduo ao praticar a atividade de spinning. Trata-se de um modelo simplificado em que o objetivo conforme os experimentos práticos, é analisar as vibrações que ocorrem na região lombar do atleta e compara-las com os dados experimentais obtidos.

O modelo constitui um indivíduo sentado, com postura ereta, sem contato dos braços no guidão. O sujeito pedala com uma velocidade constante e razoavelmente baixa, sem os estímulos de carga e impulso que ocorrem durante uma aula na academia, simbolizando um indivíduo que está indo para uma aula de spinning pela primeira vez.

Diante das dificuldades para definir um modelo ideal, e principalmente, obter parâmetros de cada segmento do corpo humano, este foi composto por cabeça, pescoço e tronco, que será dividido em 3 partes, de acordo com as referências encontradas.

A bicicleta será totalmente rígida, ou seja, os elementos que serão observados no modelo, como pedais, manivela e o próprio selim, serão considerados rígidos e apenas servirão de base para a transmissão do movimento.

O corpo do tronco até a cabeça será tratado com um modelo massa-mola-amortecedor, que será definido nos tópicos seguintes. Para representar as pernas e seu movimento, foi adotado um mecanismo de quatro barras, que irá transmitir a força que atua nos pedais para a região lombar. As barras do mecanismo simbolizam a perna, a coxa e a manivela do pedal da bicicleta.

O ciclista encontra-se em contato com a bicicleta em dois pontos: no assento e no pedal. No entanto, considerando o selim rígido, a transmissão de vibração da bicicleta para o ciclista, tem como origem a força atuante no pedal que irá variar em função do tempo e da velocidade angular da manivela do pedal da bicicleta, esta será decomposta no eixo vertical e horizontal e transferida para a região no qual foi colocado o sensor experimentalmente.

Como dito anteriormente, existem inúmeros fatores que podem ter influência nas vibrações transmitidas da bicicleta para o ciclista e que não foram contemplados neste modelo. Dentre as principais influências, temos a altura do assento, carga da bicicleta, inclinação do indivíduo e o apoio do mesmo com os braços no guidão.

### 5.1.1 Dados antropométricos do atleta

Foi considerado, para uma aproximação com os resultados experimentais, um indivíduo com altura e massa aproximadas de quem realizou os experimentos. Tendo com base os dados antropométricos de Chaffin, 1990 [23], a proporção para cada massa do corpo humano é mostrada na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Massa em percentual dos segmentos do corpo humano [23].

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

A partir do percentual, foram efetuados cálculos de acordo com as necessidades paramétricas do modelo e a massa do atleta.

Alem dos dados percentuais de massa, também foram estimado valores de comprimento dos segmentos corporais. Drills & Continni, 1966 [24] buscaram determinar os comprimentos dos segmentos corporais em função da altura. Como não foi possível medir diretamente os comprimentos do corpo do indivíduo, esta técnica foi utilizada para obter suas respectivas dimensões. Os percentuais de comprimento estão descritos na Figura 5.1.

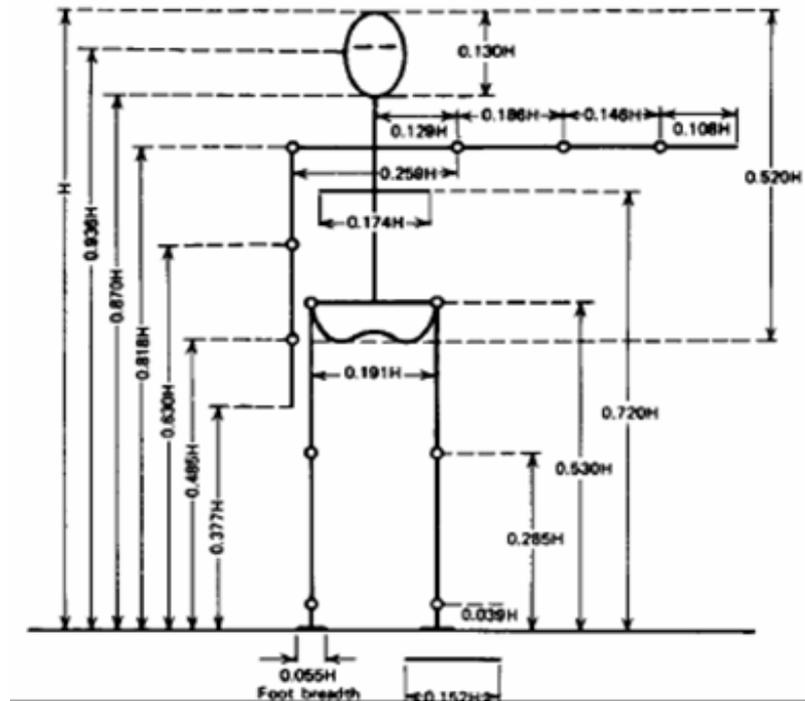


Figura 5.1 Percentuais dos comprimentos dos segmentos corporais [24].

A porcentagem desses comprimentos também pode ser aplicada a outras posições, como é o caso da posição que será modelada, ou seja, a posição sentada. A Figura 4 mostra os detalhes para este caso.

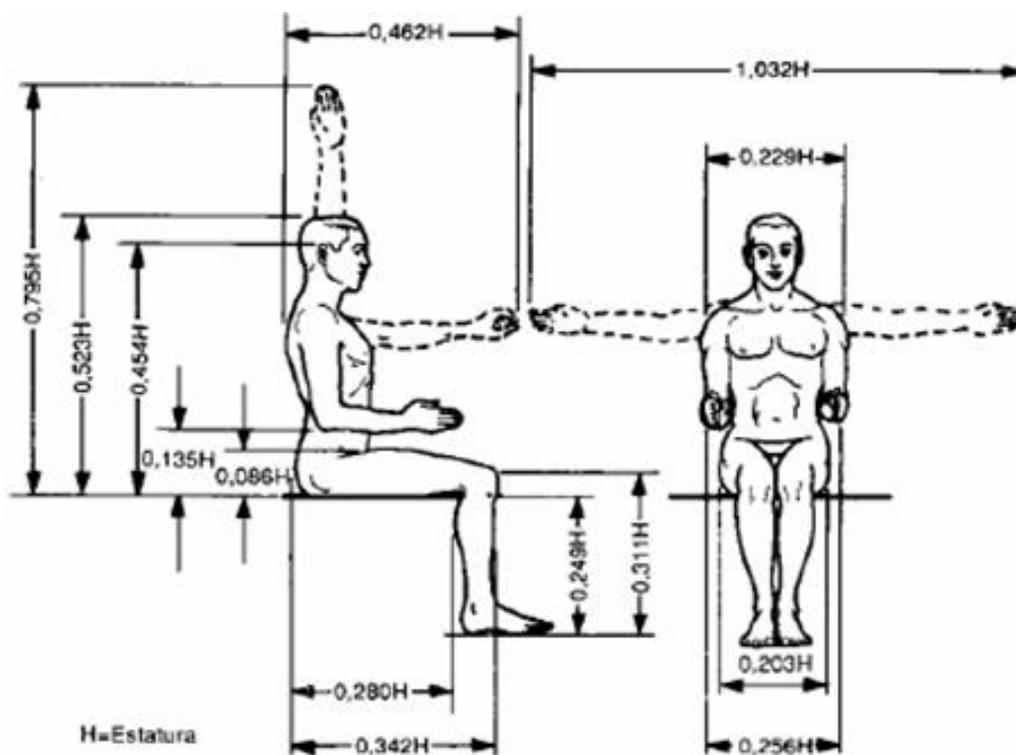


Figura 5.2 Dimensões corporais para a postura sentada[24].

## 5.1.2 Posicionamento do atleta

Segundo Porte, G 1996 [25] "O ciclista troca com frequência de posição sobre a bicicleta; por um lado, para descansar os músculos; pelo outro, para adaptar sua posição ao esforço exigido, seja pelo ritmo ou pela topografia do terreno. A posição das mãos sobre o guidão é o que vai decidir a posição geral do corpo. O ciclista, em função das possíveis posições que adote, estará erguido, inclinado ou inclusive estendido sobre a bicicleta..." .

Na figura 5.3, apresenta uma das posições citadas pelo autor, e refere se a postura de um individuo em uma bicicleta de rua, no entanto a mesma ilustra com clareza o posicionamento da pessoa sobre a bicicleta de spinning que servirá de base para o modelo.

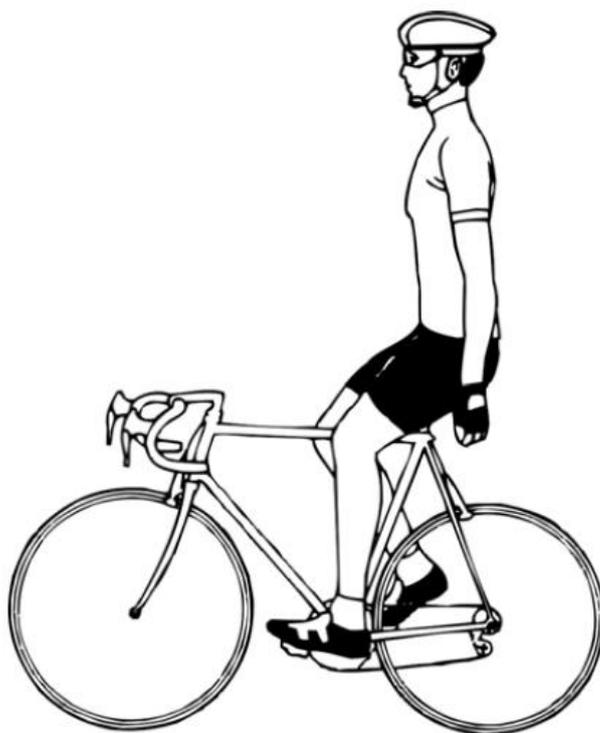


Figura 5.3 Postura do individuo adotada no modelo [25].

## 5.2 Modelagem matemática

### 5.2.1 Modelo biomecânico

Neste t3pico apresenta-se o desenvolvimento do modelo el3stico linear de cinco graus de liberdade, que representar3 o comportamento biodin3mico de indiv3duos submetidos 3 vibra33o for3ada. Devido 3 dificuldade de determina33o das equa33es diferenciais dos modelos encontrados na literatura optou-se por iniciar o estudo por modelos simples come3ando com apenas 5 graus de liberdade, at3 que o modelo se aproxime o melhor poss3vel da realidade, posteriormente com a continua33o do trabalho.

Foi observado que a literatura apresenta diversos valores e os coeficientes de rigidez e amortecimento, tiveram que ser estimados em valores m3dios relativamente aos encontrados na literatura. Sabe-se que Kazarian (1972) *apud* Boil3au e Rackeja (1998) [26], identificaram uma escala para os valores de rigidez para a espinha lombar (100-300kN/m) e para a espinha tor3cica (150-200kN/m) atrav3s de estudos realizados em cad3veres.

Vale frisar que estudos realizados em cad3veres n3o representam com veracidade as propriedades biomec3nicas de um indiv3duo vivo. Por mais recente que tenha sido o 3bito, as caracter3sticas f3sicas, din3micas e em geral sofrem altera33es imediatas.

Mertens (1978) *apud* Boil3au e Rackeja (1998) [26] propuseram uma escala de amortecimento na faixa de 500-4000 N.s/m para modelos representativos ao corpo humano. Na Tabela 5.2 apresentam-se os limites das constantes de rigidez e de amortecimento para o corpo humano.

Tabela 5.2 - Limites de rigidez e amortecimento [26].

Regi3es do corpo humano	Limites
Espinha cervical	$k_1 > 0$ kN/m
Espinha tor3cica	$150 \leq k_2 \leq 200$ kN/m
Espinha lombar	$100 \leq k_3 \leq 300$ kN/m
N3degas e coxas	$k_4 > 0$ kN/m
Coefficientes de amortecimento	$500 \leq C_i \leq 4000$ Ns/m $i = 1, \dots, n$

Bhat, 2003 [27] adota valores diferentes, a Tabela 5.3 abaixo apresenta um modelo com 7 graus de liberdade, e seus respectivos valores para massas, rigidez e

amortecimento. As massas  $m_1$ ,  $m_2$  e  $m_3$  representam a cabeça, tronco (que inclui os membros superiores) e do quadril (ou pelve), enquanto  $m_4$  e  $m_5$  representam as coxas e  $m_6$  e  $m_7$  representam as pernas, incluindo pés na direita e à esquerda os lados do corpo, respectivamente.

As molas e amortecedores  $k_7$ ,  $k_8$ ,  $c_7$ ,  $c_8$  estão variando em função do tempo, dependendo se as pernas direita e esquerda estão em contato com o solo.

Tabela 5.3 - Valores de rigidez e amortecimento [27]

$m_i$ in kg	$k_i \times 10^3$ in N/m	$c_i$ in N·s/m
$m_1 = 5.5$	$k_1 = 310$	$c_1 = 400$
$m_2 = 20$	$k_2 = 183$	$c_2 = 4750$
$m_3 = 25$	$k_3 = 162.8$	$c_3 = 4585$
$m_4 = 9$	$k_4 = 162.8$	$c_4 = 4585$
$m_5 = 9$	$k_5 = 162.8$	$c_5 = 2064$
$m_6 = 6$	$k_6 = 162.8$	$c_6 = 2064$
$m_7 = 6$	$k_7 = 162.8$	$c_7 = 2064$
	$k_8 = 162.8$	$c_8 = 2064$
	$k_9 = 162.8$	$c_9 = 2064$
	$k_{10} = 162.8$	$c_{10} = 2064$

F. M. L. AMIROUCHE e S. K. IDER [28], realizaram uma simulação de respostas a vibrações de um modelo humano biodinâmico submetido a um sinal senoidal vertical puro. Adotaram um modelo simplificado devido falta de dados confiáveis para a rigidez e coeficiente de amortecimento dos elementos conectivos entre os segmentos, e realizou simulações para obter valores aceitáveis para o modelo gerado. A rigidez e amortecimento coeficientes assim obtida para atingir correspondentes com os resultados experimentais são apresentados na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Coeficientes de rigidez e amortecimento de F. M. L. AMIROUCHE e S. K. IDER [28].

Segmento	Rigidez		Amortecimento	
	Vertical (N/m)	Torcional (Nm/rad)	Vertical (Ns/m)	Torcional (Nms/rad)
Tronco inferior	50 000	1300	1100	30
Tronco médio	105 000	2200	1800	40
Tronco Superior	105 000	2200	1600	40
Pescoço	120 000	1200	1500	20
Cabeça	120 000	1200	1500	20

Este modelo serviu de base para a proposta deste projeto, as variações da rigidez e amortecimento coeficientes das pernas e dos braços também foram desprezadas e apenas os coeficientes para as articulações do tronco inferior, meio tronco, tronco superior, pescoço e cabeça são utilizados. A Figura 5.4 mostra o modelo físico adotado.

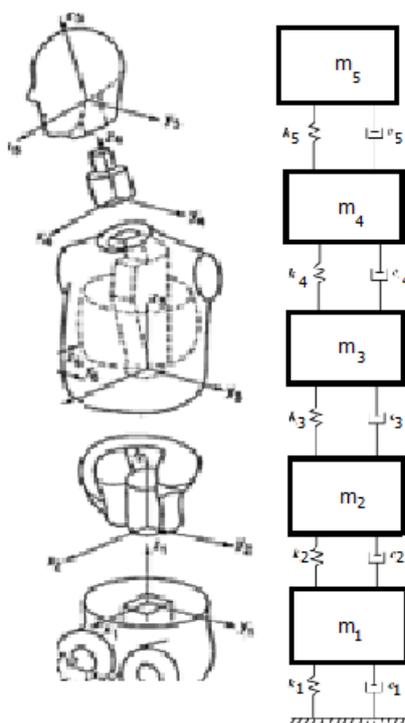


Figura 5.4 Modelo físico adaptado [28] dividido em segmentos com suas respectivas massas, molas e amortecedores.

O modelo gerado foi ajustado para responder simultaneamente de acordo com os dados obtidos experimentalmente. O sistema é composto por massas que representam determinadas partes do corpo humano. Após a revisão bibliográfica, foram definidos os graus de liberdade do projeto. As propriedades de massa, elásticas e de amortecimento são representadas por  $m$ ,  $k$  e  $c$ , onde:

- $m_1$  = representa a constante de rigidez região pélvica;
- $m_2$  = representa a constante de rigidez da espinha lombar;
- $m_3$  = representa a constante de rigidez da espinha torácica;
- $m_4$  = representa a constante de rigidez da espinha cervical;
- $m_5$  = representa a constante de rigidez da cabeça;

- $k_1$  = representa a constante de rigidez região pélvica;
- $k_2$  = representa a constante de rigidez da espinha lombar;
- $k_3$  = representa a constante de rigidez da espinha torácica;
- $k_4$  = representa a constante de rigidez da espinha cervical;
- $k_5$  = representa a constante de rigidez da cabeça;
- $c_1$  = representa a constante de amortecimento da região pélvica;
- $c_2$  = representa a constante de amortecimento da espinha lombar;
- $c_3$  = representa a constante de amortecimento da espinha torácica;
- $c_4$  = representa a constante de amortecimento da espinha cervical;
- $c_5$  = representa a constante de amortecimento da cabeça;

Com base no modelo apresentado, este será demonstrado, através do sistema massa mola amortecedor abaixo da Figura 5.5 abaixo.

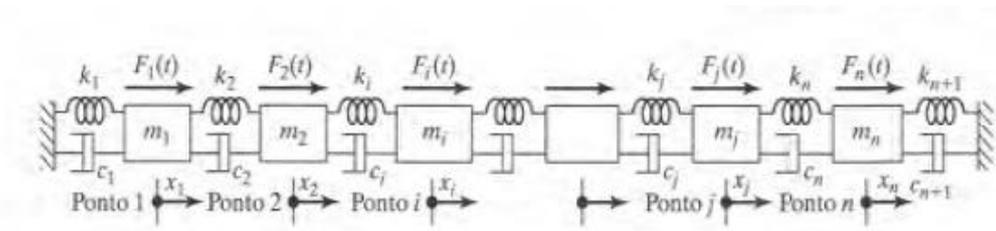


Figura 5.5 – Sistema massa, mola e amortecedor [29].

A seguir temos o diagrama de corpo livre na Figura 5.6:

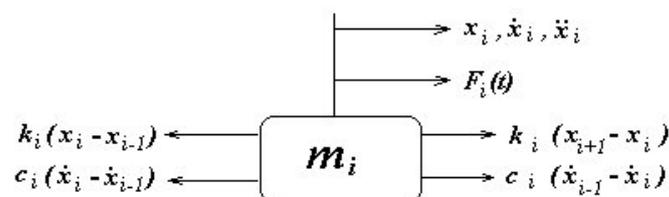


Figura 5.6 – Diagrama de corpo livre das forças atuantes sobre as massas. [29]

A equação 7, portanto, através da Segunda Lei de Newton, é

$$m_1 \cdot \ddot{x}_1 + k_1 \cdot (x_1 - x_{i-1}) + c_1 \cdot (\dot{x}_1 - \dot{x}_{i-1}) - k_{i+1} \cdot (x_{i+1} - x_i) - c_{i+1} \cdot (\dot{x}_{i+1} - \dot{x}_i) = F_i(t) \quad (07)$$

As equações de movimento, para todo o sistema portanto será feita sob a forma matricial:

$$[\ddot{M}]\{\ddot{x}\} + [\ddot{C}]\{\dot{x}\} + [\ddot{K}]\{x\} = \{\ddot{F}\} \quad (08)$$

Onde temos:

- $[M]$  = matriz de massa
- $[C]$  = matriz dos coeficientes de amortecimento
- $[K]$  = matriz das constantes de rigidez

Com isso, as matrizes de massa, rigidez, amortecimento serão descritas da seguinte forma, vide a Figura 5.7.

$$[m] = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & & & & & \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 0 & m_n \end{bmatrix}$$

$$[k] = \begin{bmatrix} (k_1 + k_2) & -k_2 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ -k_2 & (k_2 + k_3) & -k_3 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & -k_3 & (k_3 + k_4) & \dots & 0 & 0 \\ \cdot & & & & & \\ \cdot & & & & & \\ \cdot & & & & & \\ 0 & 0 & 0 & \dots & -k_n & (k_n + k_{n+1}) \end{bmatrix}$$

$$[c] = \begin{bmatrix} (c_1 + c_2) & -c_2 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ -c_2 & (c_2 + c_3) & -c_3 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & -c_3 & (c_3 + c_4) & \dots & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \dots & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \dots & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \dots & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & \dots & -c_n & (c_n + c_{n+1}) \end{bmatrix}$$

Figura 5.7 – Matrizes de massa  $[m]$ , mola  $[k]$  e amortecedor  $[c]$  [29].

Por fim, os vetores de deslocamento, a velocidade, a aceleração e o vetor de forças respectivamente, na Figura 5.8.

$$\vec{x} = \begin{Bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ \vdots \\ x_n(t) \end{Bmatrix}, \quad \dot{\vec{x}} = \begin{Bmatrix} \dot{x}_1(t) \\ \dot{x}_2(t) \\ \vdots \\ \dot{x}_n(t) \end{Bmatrix}, \quad \ddot{\vec{x}} = \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1(t) \\ \ddot{x}_2(t) \\ \vdots \\ \ddot{x}_n(t) \end{Bmatrix}, \quad \vec{F} = \begin{Bmatrix} F_1(t) \\ F_2(t) \\ \vdots \\ F_n(t) \end{Bmatrix}$$

Figura 5.8 – Vetores deslocamento, a velocidade, a aceleração e o vetor de forças, respectivamente [29].

### 5.2.2 Mecanismo de 4 barras

Para obter a força atuante na região da lombar, foi desenvolvido um mecanismo de 4 barras que representasse o movimento das pernas do sujeito ao pedalar sobre o pedal.

Nesse mecanismo, a barra 2 representa a manivela e o ponto A, o pedal. A barra 3 e 4 mostram a perna e a coxa, respectivamente, e o joelho será considerado pelo ponto B.

A Figura 5.9 mostra o mecanismo de 4 barras padrão, com ângulos e segmentos descritos.

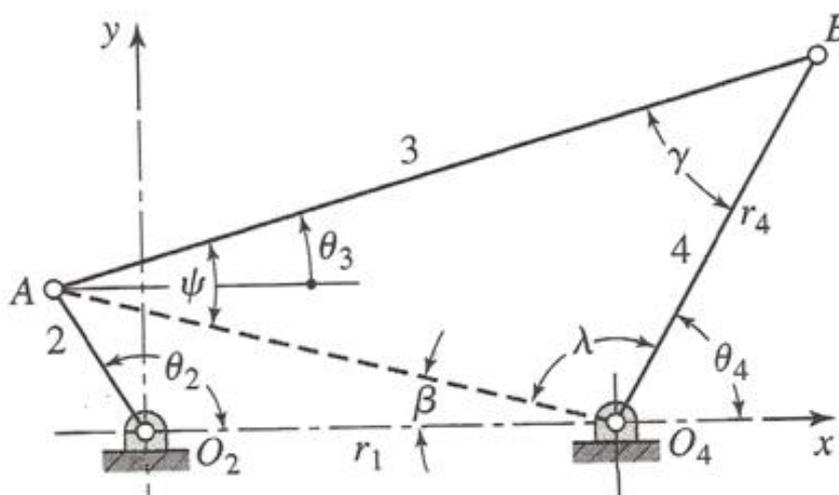


Figura 5.9 – Mecanismo de 4 barras.

Com a força sendo aplicada no sentido da perna no pedal, o mecanismo permite obter a força vertical e horizontal aplicada no ponto  $O_4$ , que representa a junção da perna com o tronco do indivíduo. Essas forças irão atuar na massa  $m_1$  do modelo, gerando um movimento oscilatório do modelo massa-mola-amortecedor.

O ponto  $O_4$ , está no eixo  $x$ , porém este eixo não no plano horizontal, o mesmo localiza-se a uma altura equivalente a distancia na vertical entre o selim e o eixo da manivela do pedal. Para saber o angulo que força faz com o eixo vertical, foram feitos cálculos trigonométricos, que permitiram obter o angulo que a força  $F$  faz com a vertical para cada variação do angulo da manivela em relação ao eixo  $x$ . A Figura 5.10 ilustra o mecanismo de 4 barras e suas referências utilizadas.

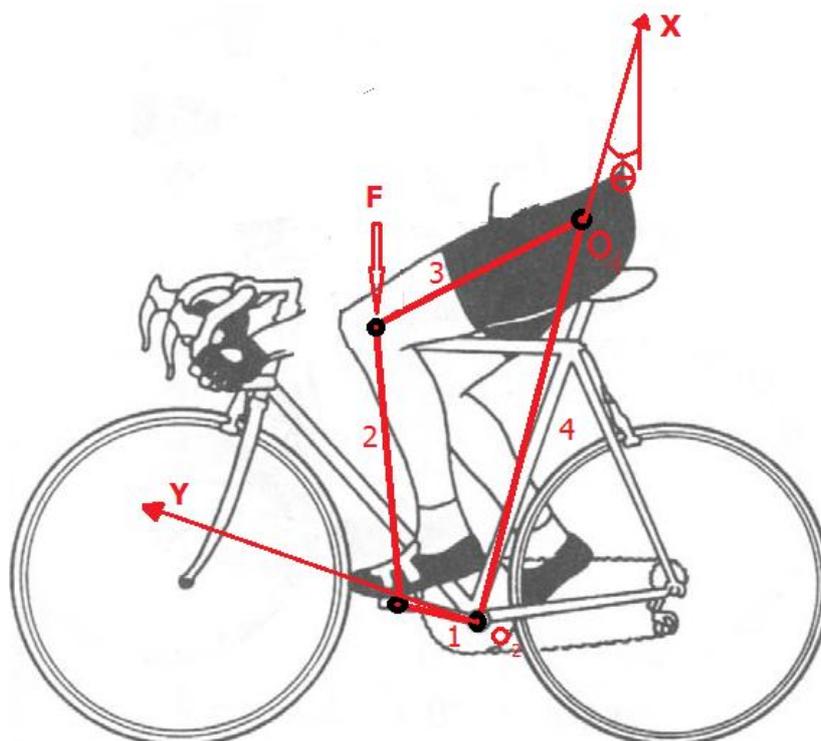


Figura 5.10 – Mecanismo de 4 barras aplicado ao modelo.

### 5.3 Parâmetros e procedimento.

Tendo o modelo completamente definido, antes da realização dos estudos é necessário definir vários parâmetros. Em primeiro lugar, é preciso quantificar as massas, molas e os amortecedores do corpo humano. Visto que não existe muita informação disponível sobre os valores mais comuns para este tipo de molas será feito um cálculo muito simplista para se obter um valor que seja um ponto de partida

Nos experimentos foram medidos as acelerações nos eixos x, y e z. Neste caso, ao decompor a força gerada no mecanismo de 4 barras, obteve-se as componentes das forças verticais e horizontais relativas ao ponto de aplicação da força. Esta força também gera um torque no eixo de simetria do corpo devido a distancia do eixo ao ponto de aplicação. Para representar estes casos, foram simulados 2 modelos com os mesmos parâmetros.

Para definir as dimensões do mecanismo de 4 barras, foram considerados valores antropométricos de um ser humano de 1,8 metros de altura e 85kg de massa, sentado com a postura ereta, se assemelhando na medida do possível com o caso realizado experimentalmente.

Ao multiplicar os valores antropométricos pela altura do individuo em questão, obteve-se as dimensões das pernas e coxas, representadas pelas barras 2 e 3 do mecanismo de 4 barras. A barra 1, se trata da manivela do pedal e foi medida em uma das bicicletas disponíveis na academia. Este é um valor médio, visto que esta dimensão varia de acordo com os fornecedores da bicicleta e a que foi utilizada nos experimentos práticos não está mais disponível para as medições.

A altura do selim e sua distancia horizontal em relação ao pedal foram escolhidas em função de uma média das alturas utilizadas na prática. Essas dimensões tem sua importância pois é através dela que foi definido o comprimento da barra 4 entre os pontos  $O_2$  e  $O_4$ . A Figura 5.11 apresenta o mecanismo de 4 barras e suas variáveis.

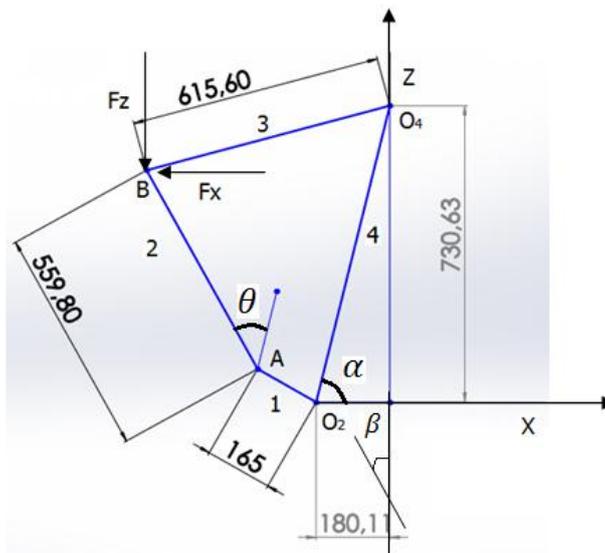


Figura 5.11 – Mecanismo de 4 barras aplicado ao modelo.

Após uma varredura bibliográfica, foram obtidos os dados de rigidez, massa e amortecimento dos elementos de alguns modelos biomecânicos. Baseado no tipo do modelo adotado e de acordo com as dimensões do indivíduo que foi colocado o sensor, foram feitas algumas simulações para estes valores afim de selecionar os mais adequados para o modelo estudado. A tabela 5.5 abaixo apresenta os valores que foram utilizados para a simulação final do modelo.

Tabela 5.5 - Coeficientes de rigidez e amortecimento para o modelo biomecânico.

	Massa	Ki [ N/m]	Ci [N.s/m]
m1	17.45	150000	1100
m2	7.45	150000	1800
m3	23.41	150000	1600
m4	1.0	120000	1500
m5	4.95	120000	1500

Nesta simulação, considerou-se que a velocidade angular é constante e razoavelmente baixa, semelhante ao caso experimental. Como o valor da carga não é fornecido pela bicicleta, a carga vertical foi estimada em torno de 5 a 10% do peso, sendo apenas o suficiente para manter a velocidade constante, aproximando-se do caso obtido experimentalmente.

Com isso tem-se que os valores  $\omega = 10 \text{ rad/s}$  e  $P = 70N$  para velocidade angular e carga induzida no pedal pelo indivíduo, respectivamente. A força  $Fr$ , que atua efetivamente na região lombar do modelo, varia em função do ângulo  $\beta$ , que após os cálculos trigonométricos, foi definido na equação 9 como:

$$\beta = \frac{\pi}{2} - (\alpha + \theta) \quad (9)$$

Com isso temos as equações 10 e 11:

$$Fz = P \times \cos \beta \quad (10)$$

$$Fx = P \times \sin \beta \quad (11)$$

Vale ressaltar que para a simulação foi considerado os pesos das 5 massas do modelo, segundo a equação 12.

$$Fr = \text{Peso do corpo} - Fz \quad (12)$$

Para o modelo atuando com um torque no eixo z. O momento é gerado pela atuação da força  $Fx$  de uma perna a uma distancia  $D$ , definida de acordo com os dados antropométricos do indivíduo. A figura 5.12 abaixo ilustra este caso.

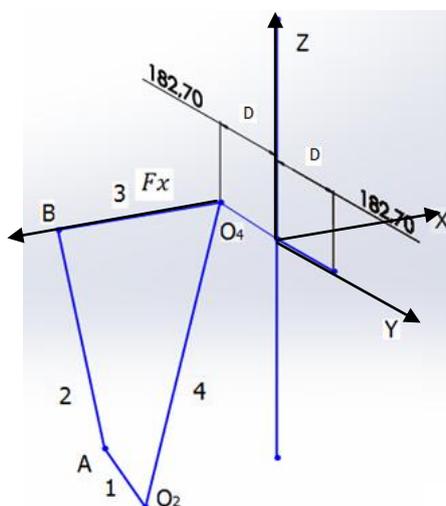


Figura 5.12 – Mecanismo de 4 barras aplicado ao modelo para torque em Z.

Sendo  $D = 0.182 \text{ metros} = 182.7 \text{ mm}$ ,

A equação 12 para os cálculos é:

$$M_z = Fx \times 0.1827 \quad (12)$$

Por fim, a Tabela 5.6 abaixo apresenta os valores de rigidez e amortecimento que foram utilizados para a simulação final do modelo para torque no eixo Z.

Tabela 5.6 - Coeficientes de rigidez e amortecimento para o torque em Z.

Elementos	$I_z$ (Kg.m <sup>2</sup> )	Rigidez em N.m/rad	Amortecimento em N.m.s/rad
M1	0.1393	1300	30
M2	0.0186	2200	40
M3	0.1508	2200	40
M4	0.0006	1200	20
M5	0.0184	1200	20

Apesar de não haver medições praticas para representar este modelo, esta simulação foi feita para mensurar a variação angular do corpo humano.

Assim como todo o modelo, este caso é mais um que deverá ser aprimorado nos próximos trabalhos.

## CAPITULO VI

### 6. Resultados e conclusões do modelo biomecânico.

Após todo o procedimento de implementação do modelo e sua rotina numérica no software MatLab, apresentam-se os resultados obtidos.

#### 6.1 Resultados

Nos experimentos, conforme mencionado, foram realizados para um intervalo de 2 minutos. Como o modelo é matemático, linear e não possui ruídos oriundos de fatores externos, os resultados passam a não variar mais ao longo de um certo tempo.

Diante deste fato, para uma melhor visualização do comportamento dos dados obtidos, foram gerados gráficos para um período no qual os resultados já se mantivessem com oscilações constantes ao longo do tempo.

A Figura 6.1 mostra o gráfico da componente vertical da força aplicada ao pedal, que foi transferida pelo mecanismo de 4 barras até a região de contato de entre o selim e o indivíduo.

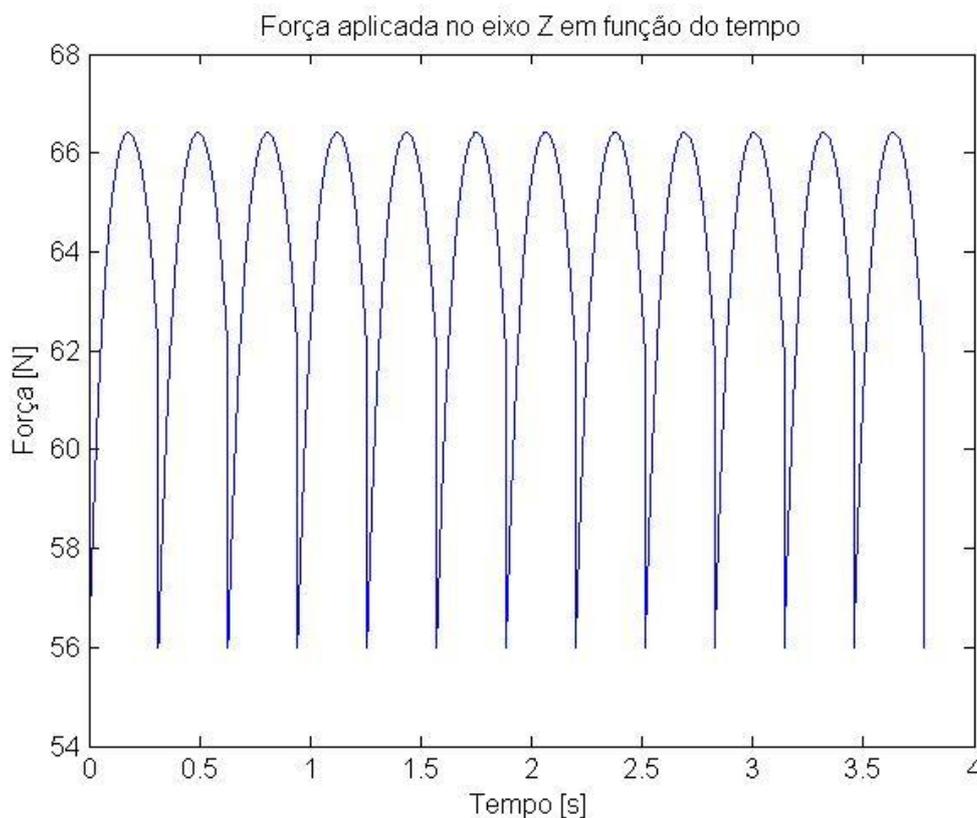


Figura 6.1 Gráfico da força aplicada na massa 1.

Repara-se que a força resultante oscila de acordo com uma função coseno e nunca é nula, já que o sujeito está sempre induzindo um carregamento, ora na perna direita, ora na esquerda.

Na Figura 6.2 , temos os gráficos de deslocamento da massa que é analisada tanto no modelo. Este gráfico mostra o deslocamento decorrentes da aplicações das forças verticais aplicada no centro geométrico da região analisada.

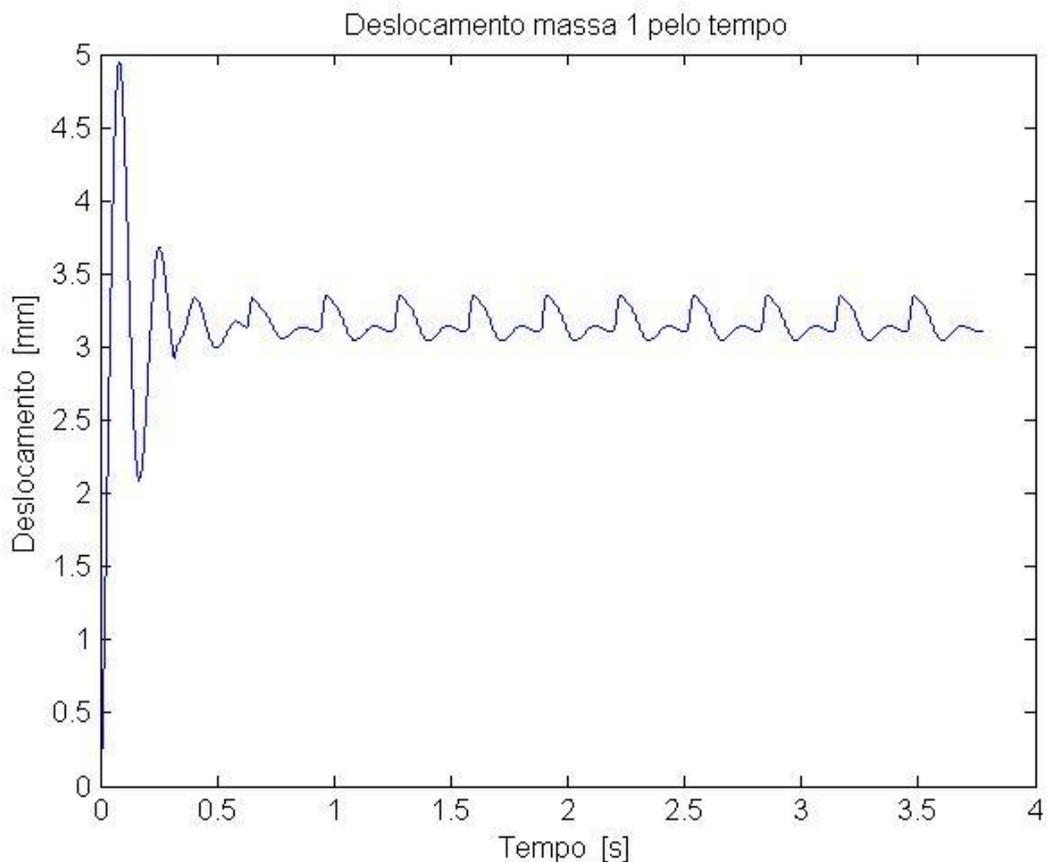


Figura 6.2 Gráfico dos deslocamentos verticais da massa 1.

O deslocamento representa o saltitar do individuo sobre o selim durante as pedaladas. Ao iniciar o exercício, o movimento para vencer a inercia o sujeito acarreta em um deslocamento inicial ligeiramente mais alto. Em seguida, já em movimento uniforme, o deslocamento diminui.

O resultado mais importante, são os valores de aceleração que o corpo humano, e especificamente a região de contato do selim com o individuo, sofre durante as pedaladas. A Figura 6.3 apresenta estes valores.

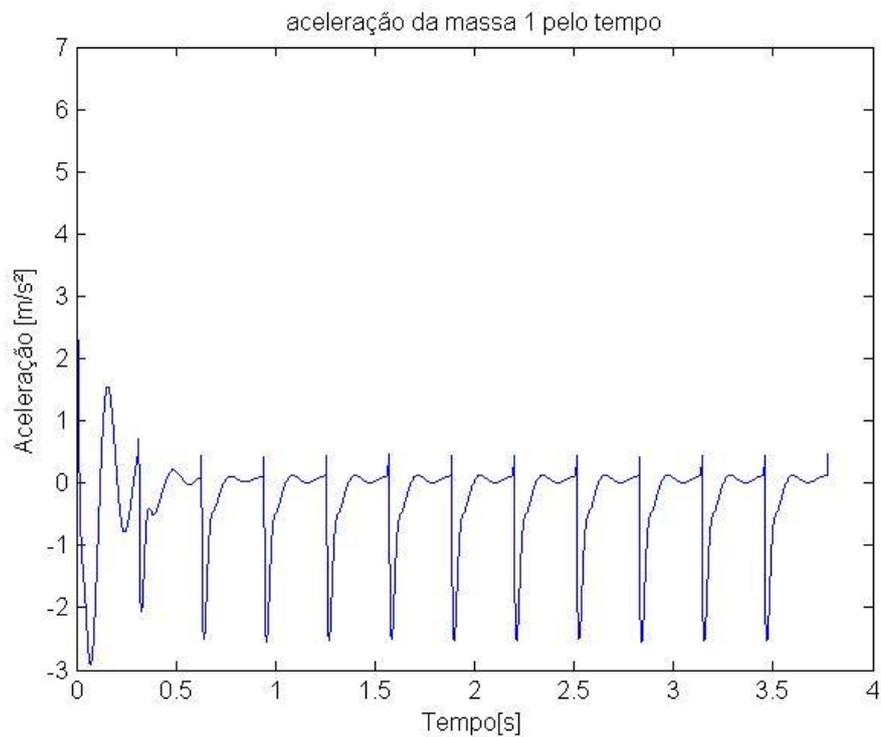


Figura 6.3 Gráfico da aceleração vertical da massa 1.

Para o modelo do corpo sujeito a cargas na direção X, temos os seguintes resultados para força aplicada, deslocamento e aceleração da massa 1, respectivamente. A Figura 6.4 apresenta os resultados.

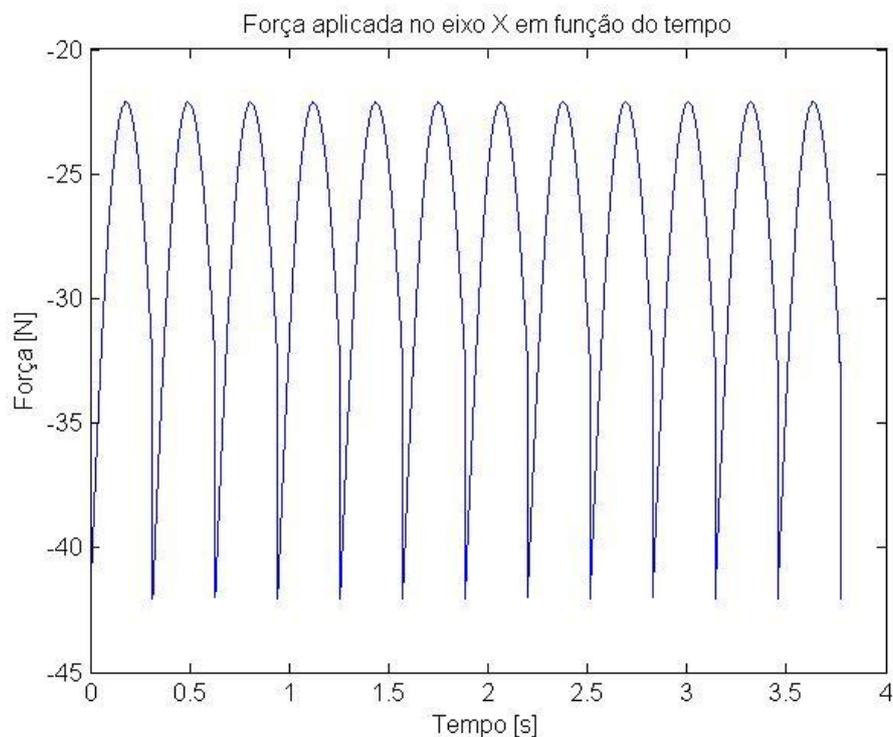


Figura 6.4.a Gráfico da força aplicada no eixo X na massa 1.

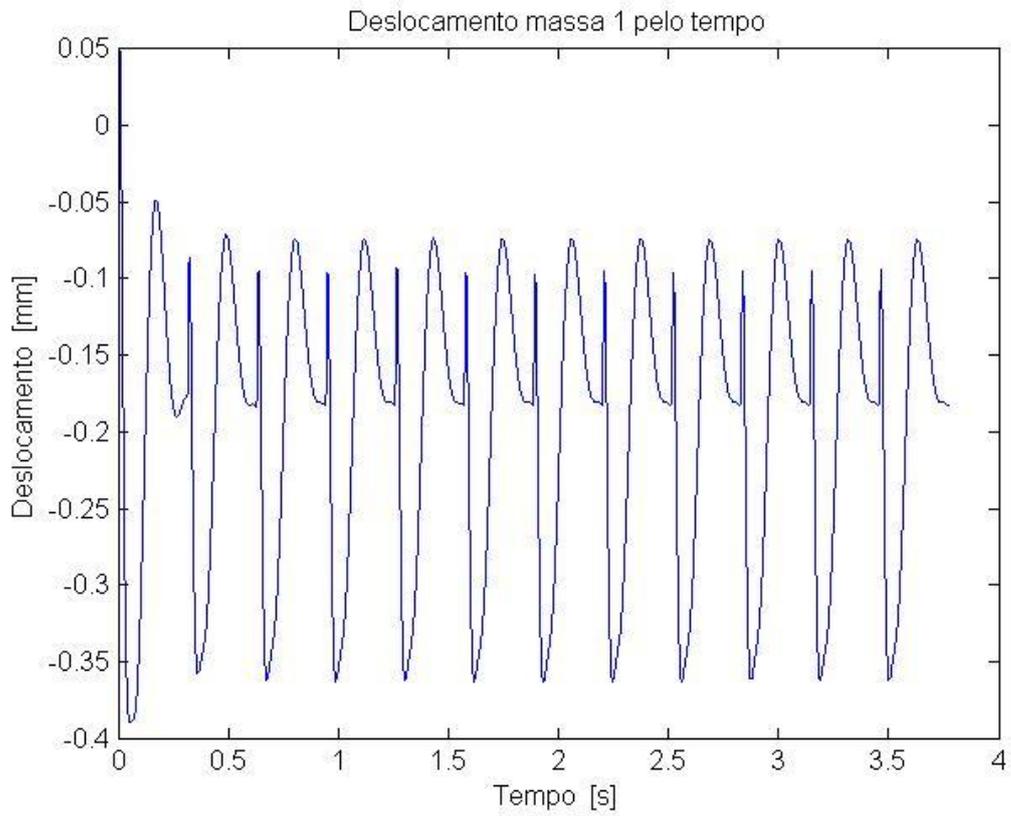


Figura 6.4.b Gráfico do deslocamento no eixo X da massa 1.

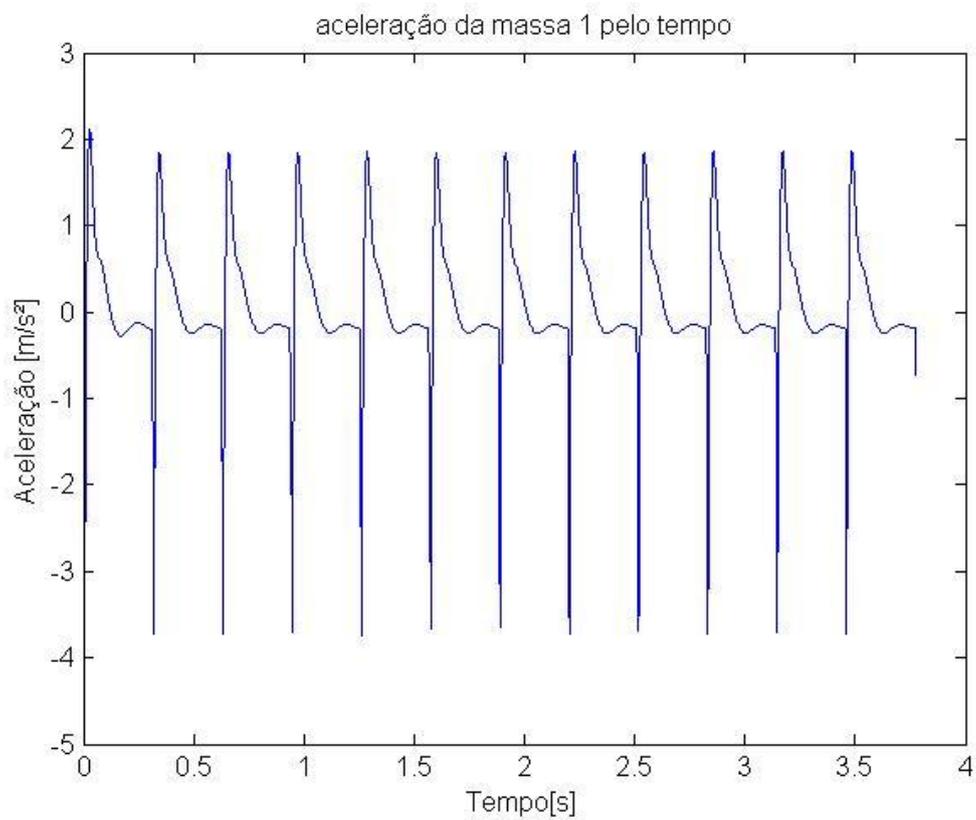


Figura 6.4.c Gráfico da aceleração no eixo X da massa 1.

Por ultimo, foi simulado o caso do corpo sujeito a torção em torno do seu próprio eixo de simetria. Estes dados são de difícil interpretação pois não há valores experimentais para compara-los.

Além disso, estamos habituados a quantificar e compreender com mais clareza parâmetros de aceleração retilínea, visto que há mais exemplos para analogias com o cotidiano.

No entanto, há de se constatar que o movimento ocorre intensamente e deve ser objeto para novos estudos. Diante disso, apresentam-se os gráficos de variação de torque em torno do eixo Z em função do tempo, assim como deslocamentos angulares e acelerações angulares da massa 1. A Figura 6.5 mostra o gráfico obtido para o momento gerado em Z durante a aplicação da carga na direção do eixo X.

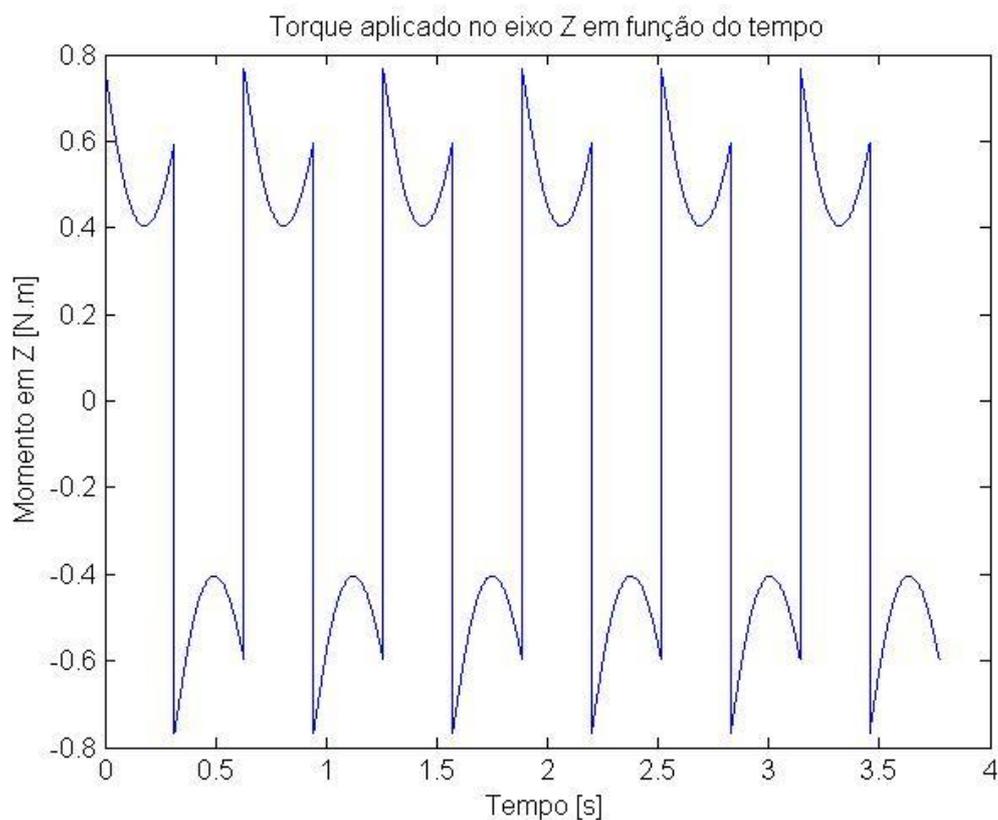


Figura 6.5.a Torque gerado no eixo Z para a massa 1.

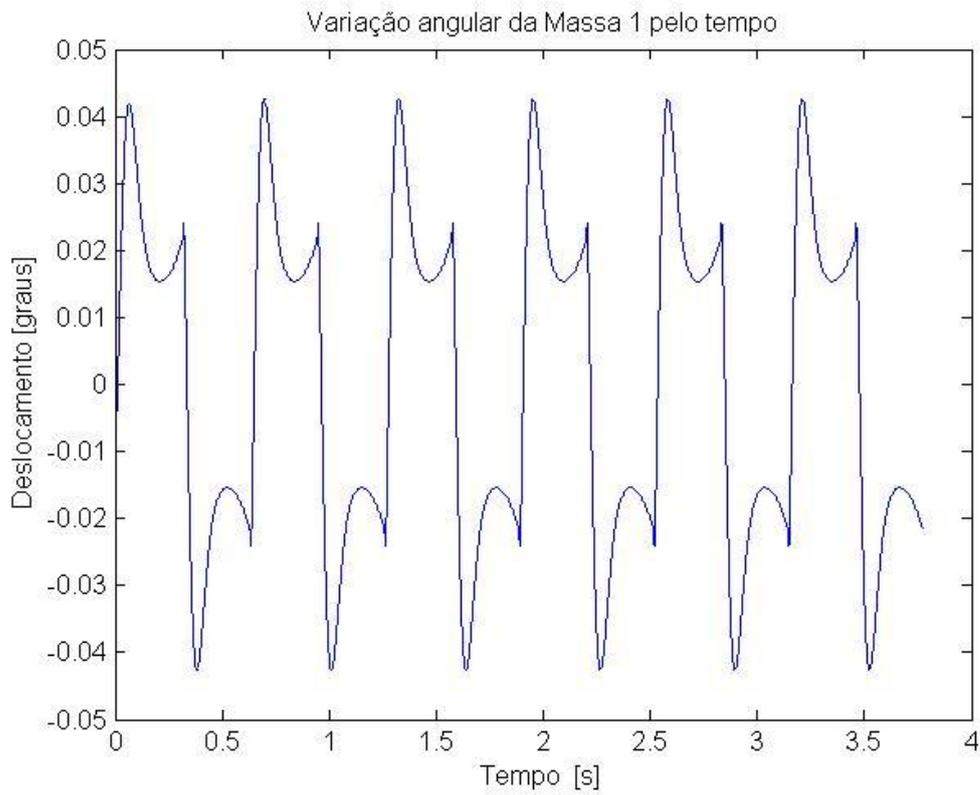


Figura 6.5.b Deslocamento angular da massa 1 gerado no eixo Z.

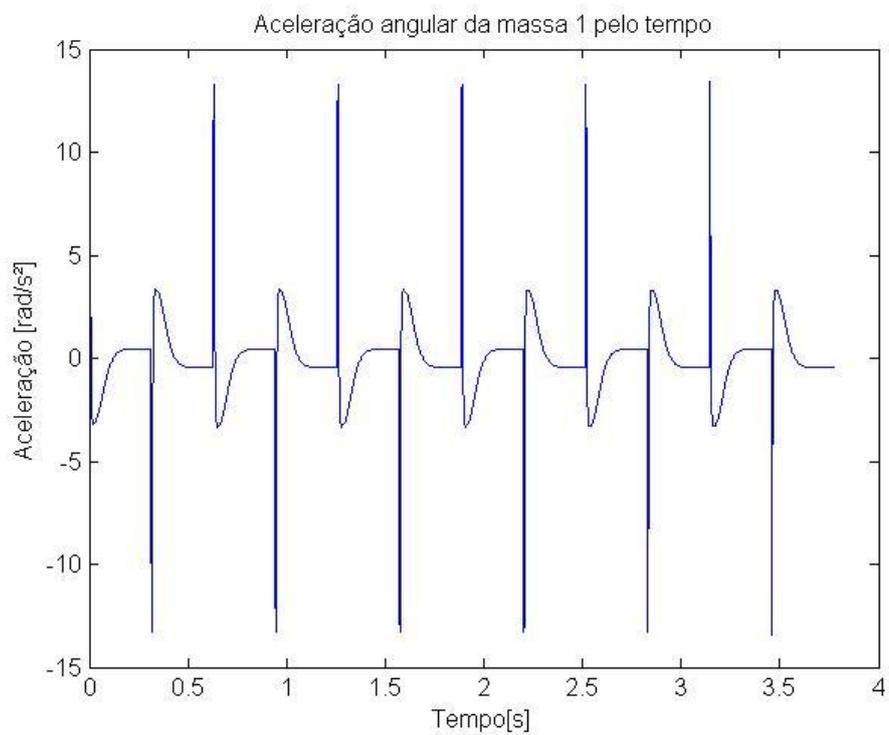


Figura 6.5. c Gráfico da aceleração angular da massa 1.

## 6.2 Conclusões do modelo

Após a revisão bibliográfica, foi concluído que não havia sido desenvolvido um modelo de cinco graus de liberdade que integrasse o corpo humano e a bicicleta estacionária utilizada para aulas de spinning. A partir desses resultados, percebe-se a importância da revisão na literatura para a orientação no procedimento durante o desenvolvimento do modelo biomecânico.

Obviamente, as limitações deste primeiro modelo, se refletiram nos resultados, afastando os mesmos dos resultados obtidos experimentalmente. Sabe-se que há muitas variáveis para aprimorá-lo que serão propostas para os trabalhos futuros.

Contudo, alguns dados, mesmo com as limitações, já são compatíveis com a realidade, como os deslocamentos das massas envolvidas, cuja ordem de grandeza manteve-se na escalas de milímetros.

As acelerações, objeto fundamental para realizar comparações com normas internacionais, estão acima dos limites obtidos experimentalmente. No entanto, após inúmeras variações dos parâmetros de massa, rigidez e amortecimento, durante a simulação numérica, percebeu-se que seus altos valores são justificados pela escassez de dados precisos relativamente ao comportamento mecânico dos segmentos do corpo humano.

As variações durante a simulação serviram apenas para constatar este fato. O modelo teve como foco se aproximar da realidade, feito de maneira imparcial, sem tendência a obter dados compatíveis com os obtidos experimentalmente. Com isso conclui-se que para chegar ao modelo que responda de acordo com os experimentos, há de se alterar primeiramente os seus graus de liberdade aliados aos seus respectivos valores.

## CAPÍTULO VII

### 7. Conclusões Gerais

A prática de spinning como mencionado anteriormente, tem crescido muito nos últimos anos. No entanto, ela está sujeita a determinadas vibrações que podem ter consequências no corpo do ciclista, nomeadamente a nível de saúde e conforto. Isto motivou a realização dos estudos experimentais e numéricos.

A conclusão mais importante deste Projeto foi que o objeto de estudo, tanto experimental como numérico são pioneiros e há um enorme caminho a se percorrer para obter valores significativos.

Ainda não é possível propor melhorias baseada nos dados obtidos, no entanto pode se concluir que a variação das posições do atleta sobre a bicicleta tem grande influência no comportamento biomecânico, além da falta de dados precisos relativamente ao corpo humano na literatura.

No entanto foi constatado que com o avanço em conjunto dos dois estudos, é possível melhorar a execução dos exercícios desta modalidade, permitindo a realização do mesmo com condições melhores para o conforto e a saúde do atleta.

A Figura 7.1 trata-se de uma ilustração comparando os dois gráficos referentes as acelerações obtidas para o eixo Z, no caso experimental e para o modelo biomecânico. Esta comparação retrata as dificuldades mencionadas sobre o modelo, mostrando a distância a ser percorrida até a convergência dos dados.

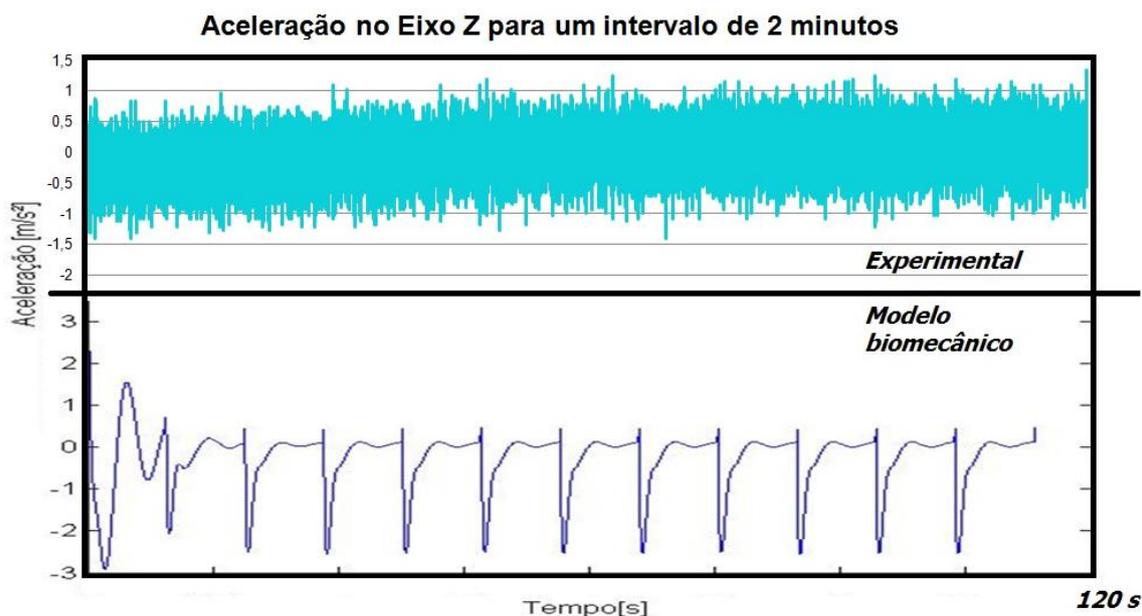


Figura 7.1 - Comparação entre os gráficos experimental e numérico obtidos.

Observa-se que os valores para as amplitudes obtidas experimentalmente são superiores, no entanto deve-se ressaltar que a ordem de grandeza das acelerações são próximas, o que indica que o modelo, mesmo com limitações, convergiu para aos resultados reais.

## 7.1 Propostas para trabalhos futuros

A engenharia mecânica vem contribuindo ao longo dos anos de forma significativa para melhorias na relação homem-maquina. Devido a complexidade do corpo humano, estudos relacionados ao seu comportamento sujeito a vibrações devem ser contínuos para que se obtenha resultados significativos e assim, evoluir nesta relação.

Para que se possa avançar nos estudos deste Projeto, foram feitas algumas propostas para possíveis trabalhos futuros:

- Repetição dos experimentos práticos nas aulas de spinning, com um numero maior de indivíduos com o objetivo de estabelecer um padrão comportamental dos corpos sujeito as mesmas vibrações;

- Realizar experimentos com o mesmo tempo de duração de uma aula completa de spinning;
- Verificar a alteração das vibrações em função da variação de carga e novos posicionamentos do indivíduo sobre a bicicleta.

Relativamente ao modelo, deve se aperfeiçoá-lo obtendo variáveis das características físicas humanas mais compatíveis com o modelo adotado, como por exemplo:

- Percentual de massa dos segmentos em relação à massa total do corpo humano;
- Constantes de rigidez humanas;
- Constantes de amortecimento;
- Aumento nos graus de liberdade do modelo.
- Tratamento dos dados das acelerações obtidas, para enquadrá-los de acordo com a norma ISO 2631.

E por fim, realizar novos estudos comparativos entre os novos dados experimentais, numéricos e a norma ISO 2631.

## CAPÍTULO VIII

### 8. Referências bibliográficas

- [1] Silva, R. e Oliveira, H. (2002) - “**Prevenção de lesões no ciclismo indoor- uma proposta metodológica**”, Rev. Bras. Ciên. e Mov. Brasília v. 10 n. 4 pp. 07-18.
- [2] Wasserman, Donald E. “**Vibration: Principles, Measurements, and Health Standards**”,1990.
- [3] AMBROGI, G. **Ciclismo Indoor**. Apostila entregue aos congressistas do Spinning Millennium Tour, São Paulo- SP, 1999.
- [4] NORDIN, M. WEINER, S. S. Biomechanics of the lumbar spine. In: **Basis Biomechanics of the Musculoskeletal System**. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. p. 257-281.
- [5] Couto, Hudson de A. **Ergonomia aplicada ao trabalho: manual técnico da máquina humana**. Belo Horizonte: Ergo 1995.
- [6] Knoplich, José(A). “**Viva bem a coluna que você tem**”. 20 ed. São Paulo: Ibrasa, 1982.
- [7] PUTZ, R., PABST, R., WEIGLEIN, A. H., TAYLOR, A. N. **Sobotta Atlas of Human Anatomy**, Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. 1 CD-ROM
- [8] DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar** 2ª ed. São Paulo: Editora Atheneu, p. 374 – 383, 1998.
- [09] MOORE, K. L. Coluna Vertebral. In: \_\_\_\_\_. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 3. ed. Rio de Janeiro, 1994. p. 288-313.
- [10] Netter, F. H., 1999. “**Atlas Interativo de Anatomia Humana**”. Novartis Medical education.

- [11] Rasch, Philip. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabaa Koogan, 1989.
- [12] Griffin, M., J., 1990, "**HandBook of human vibration**". Academic Press. U.S.A
- [13] ISO 2631 (1997, 2000) - "**Mechanical vibration and shock- Evaluation of human exposure to whole-body vibration**" - International Organization for Standardization, Genève, Switzerland.
- [14] ISO 5008, 1979. "**Methods for measurement of whole-body vibration of the operators of agricultural wheeled tractors and machinery**". International Standard.
- [15]] BS 6841, 1987. "**Measurement and evaluation of human exposure to wholebody mechanical vibration and repeated shock**". British Standard Guide.
- [16] BS 6055, 1981. "**Methods for measurement of whole-body vibration of the operators of agricultural wheeled tractors and machinery**". British Standard Guide.
- [17] Dechichi, P., Furtado, L. **Estudo da influência do posicionamento da bicicleta nas vibrações induzidas ao corpo humano em prática de ciclismo indoor**. 5º congresso nacional de biomecânica, Espinho, Portugal, 2013.
- [18] Alcobia, C. (2007) – "**Ergonomia Ambiental em Veículos**" - Tese de Doutoramento, Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.
- [19] Brüel & Kjær Technical Review (1989) - "**Human Vibration**".
- [20] Ferreira, J. (2011) - "**Análise de Conforto de Ciclistas por Simulação Multicorpo**" - Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Lisboa, Portugal.

- [21] E. Welbergen e L. P. V. M. Clijsen (1990) - "**The influence of body position on maximal performance in cycling**" - Faculty of Human Movement Sciences, Exercise Physiology and Health Sciences, Meibergdreef 15, NL-1105 AZ Amsterdam, The Netherlands.
- [22] Griffin. M., J., 1998, "**A comparison of standardized methods for predicting the hazards of whole-body vibration and repeated shocks**". Journal of Sound and Vibration, 215 (4), 883-914.
- [23] Chaffin.D. B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J., 1999. "**Occupational Biomechanics**", Wiley-Interscience, U.S.A.
- [24] Drills, R., Contini, R., 1966. "**Body segment parameters. Technical Report 1166.03**". New York University, School of Engineering and Science, New York
- [25] PORTE, Gérard. **Guía general del ciclismo**. Madrid: Ediciones Tutor, 1996.
- [26] Boiléu P. É., Rackheja S., 1998. "**Whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver measurement and model development**". Journal of Industrial Ergonomics 22 (1998), 449-472.
- [27] R. B. Bhat, "**Dynamic response of whole body system subjected to walking generated excitation,**" in Proceedings of the 19th ASME Biennial Conference on Mechanical Vibration and Noise (VIB '03), vol. 5, pp. 1555–1558, Chicago, IL, USA, 2003
- [28] F.M.L. Amirouche, S.K. Íder, **Simulation and Analysis of a Biodynamic Human Model Subjected to Low Accelerations** - A Correlation Study. "*Journal of Sound and Vibration*", 123, (1988), p.281-282.
- [29] Rao, Singiresu, **Vibrações Mecânicas**, 4º ed. Sao Paulo : Pearson Prentice Hall, 2008.

## Anexo A

1 Algoritmo para o modelo biomecânico realizado no software Matlab.

1.1 Modelo para a carga na direção Z.

```
%Modelo Biomecanico carga vertical
clear
close all
global M5 M4 M3 M2 M1 b1 b2 b3 b4 b5 k1 k2 k3 k4 k5 F5 F4 F3 F2 F1 g w FI ax bx y0 M_5gr B_5gr
K_5gr a b c d betb

%Massa da cabeça em kg
M5=4.95;
%Massa do pescoço
M4=1;
%Massa do tronco superior
M3=23.41;
%Massa do tronco medio
M2=7.45;
%Massa do tronco inferior
M1=17.55;
%Constante de rigidez do tronco inferior em N/m
k1=150000;
%Constante de rigidez do tronco medio
k2=150000;
%Constante de rigidez do tronco superior
k3=150000;
%Constante de rigidez do pescoço
k4=120000;
%Constante de rigidez da cabeça
k5=120000;
%Constante de amortecimento do tronco inferior em Ns/m
b1=1100;
%Constante de amortecimento do tronco medio
b2=1800;
%Constante de amortecimento do tronco superior
b3=1600;
%Constante de amortecimento do pescoço
b4=1500;
%Constante de amortecimento da cabeça
b5=1500;
%Gravidade
g=9.81;
%Peso do tronco inferior em N
F1=(M1*g);
%%Peso do tronco medio
F2=(M2*g);
%Peso do tronco superior
F3=(M3*g);
%Peso do pescoço
F4=(M4*g);
%Peso da cabeça
F5=(M5*g);

%velocidade angular da bicicleta
```

```

w=10;
%periodo
per=2*pi/w;
T=6*per;
%Carga induzida no pedal em newtons
FI=70;
% Posição do assento em relação ao centro de rotação da manivela
hz = 0.190;
vz = 0.67372;
betb = atan(vz/hz);
% mecanismo de 4 barras para um homem de 1.8 metros
a = 0.165;
b = 0.6156;
c = 0.5598;
d = sqrt(hz*hz + vz*vz);

M_5gr=[(M1) 0 0 0 0;0 (M2) 0 0 0;0 0 (M3) 0 0; 0 0 0 (M4) 0;0 0 0 0 (M5)];

B_5gr=[b2+b1 -b2 0 0 0;
-b2 b2+b3 -b3 0 0;
0 -b3 b3+b4 -b4 0;
0 0 -b4 b4+b5 -b5;
0 0 0 -b5 b5];

K_5gr=[k1+k2 -k2 0 0 0;
-k2 k2+k3 -k3 0 0;
0 -k3 k3+k4 -k4 0;
0 0 -k4 k4+k5 -k5;
0 0 0 -k5 k5];

ax=[zeros(5) eye(5);-inv(M_5gr)*K_5gr -inv(M_5gr)*B_5gr];
bx=[zeros(5);inv(M_5gr)];
y0=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
tspan=[0 T];
[t,y]=ode45('forcav',tspan,y0);
n=length(t);
%RESPOSTA DESLOCAMENTO
x1=y(1:n,1);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco inferior
x2=y(1:n,2);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco medio
x3=y(1:n,3);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco superior
x4=y(1:n,4);%Deslocamento Vertical da Massa do pescoço
x5=y(1:n,5);%Deslocamento Vertical da Massa da cabeça

%RESPOSTA Velocidade
v1=y(1:n,6);%Velocidade Vertical da Massa do tronco inferior
v2=y(1:n,7);%Velocidade Vertical da Massa do tronco medio
v3=y(1:n,8);%Velocidade Vertical da Massa do tronco superior
v4=y(1:n,9);%Velocidade Vertical da Massa do pescoço
v5=y(1:n,10);%Velocidade Vertical da Massa da cabeça

tet_ini = pi/2 - betb;
tet2= tet_ini + w*t;

for i=1:n;
tet= tet2(i);

```

```

%% %% %% %% Perna direita
Ax(i) = a*cos(tet);
Ay(i) = a*sin(tet);
P = Ay(i)*Ay(i)/((Ax(i) - d)^2) + 1;
S = (a*a - b*b + c*c - d*d)/(2*(Ax(i) - d));
Q = 2*Ay(i)*(d - S)/(Ax(i) - d);
R = (d - S)^2 - c*c;
By(i) = (-Q + sqrt(Q*Q - 4*P*R))/(2*P);
Bx(i) = S - Ay(i)*By(i)/(Ax(i) - d);
tet3(i) = atan((By(i) - Ay(i))/(Bx(i) - Ax(i)));

    if i == 1
        xx(1) = 0;
        xx(2) = Ax(i);
        xx(3) = Bx(i);
        xx(4) = d;
        yy(1) = 0;
        yy(2) = Ay(i);
        yy(3) = By(i);
        yy(4) = 0;
    else
        end

x(1) = 0;
x(2) = Ax(i);
x(3) = Bx(i);
x(4) = d;
y(1) = 0;
y(2) = Ay(i);
y(3) = By(i);
y(4) = 0;

xxb(1) = xx(1)*cos(betb)-yy(1)*sin(betb);
xxb(2) = xx(2)*cos(betb)-yy(2)*sin(betb);
xxb(3) = xx(3)*cos(betb)-yy(3)*sin(betb);
xxb(4) = xx(4)*cos(betb)-yy(4)*sin(betb);
yyb(1) = xx(1)*sin(betb)+yy(1)*cos(betb);
yyb(2) = xx(2)*sin(betb)+yy(2)*cos(betb);
yyb(3) = xx(3)*sin(betb)+yy(3)*cos(betb);
yyb(4) = xx(4)*sin(betb)+yy(4)*cos(betb);
%
xb(1) = x(1)*cos(betb)-y(1)*sin(betb);
xb(2) = x(2)*cos(betb)-y(2)*sin(betb);
xb(3) = x(3)*cos(betb)-y(3)*sin(betb);
xb(4) = x(4)*cos(betb)-y(4)*sin(betb);
yb(1) = x(1)*sin(betb)+y(1)*cos(betb);
yb(2) = x(2)*sin(betb)+y(2)*cos(betb);
yb(3) = x(3)*sin(betb)+y(3)*cos(betb);
yb(4) = x(4)*sin(betb)+y(4)*cos(betb);

beta(i) = pi/2 - (betb + tet3(i));

dt = tet - tet_ini;
n_vol = fix(dt/(2*pi));
rest = dt - n_vol*2*pi;
if rest < pi
    j = 1;
else
    j = 0;

```

end

$Fd(i) = j * FI * \cos(\beta(i));$

%%%%%%%%%%%%%%Perna izquierda

tet2e(i) = tet;

Axe(i) = a\*cos(tet+pi);

Aye(i) = a\*sin(tet+pi);

Pe = Aye(i)\*Aye(i)/((Axe(i) - d)^2 + 1);

Se = (a\*a - b\*b + c\*c - d\*d)/(2\*(Axe(i) - d));

Qe = 2\*Aye(i)\*(d - Se)/(Axe(i) - d);

Re = (d - Se)^2 - c\*c;

Bye(i) = (-Qe + sqrt(Qe\*Qe - 4\*Pe\*Re))/(2\*Pe);

Bxe(i) = Se - Aye(i)\*Bye(i)/(Axe(i) - d);

tet3e(i) = atan((Bye(i) - Aye(i))/(Bxe(i) - Axe(i)));

if i == 1

xxe(1) = 0;

xxe(2) = Axe(i);

xxe(3) = Bxe(i);

xxe(4) = d;

yye(1) = 0;

yye(2) = Aye(i);

yye(3) = Bye(i);

yye(4) = 0;

else

end

xe(1) = 0;

xe(2) = Axe(i);

xe(3) = Bxe(i);

xe(4) = d;

ye(1) = 0;

ye(2) = Aye(i);

ye(3) = Bye(i);

ye(4) = 0;

xxbe(1) = xxe(1)\*cos(betb)-yye(1)\*sin(betb);

xxbe(2) = xxe(2)\*cos(betb)-yye(2)\*sin(betb);

xxbe(3) = xxe(3)\*cos(betb)-yye(3)\*sin(betb);

xxbe(4) = xxe(4)\*cos(betb)-yye(4)\*sin(betb);

yybe(1) = xxe(1)\*sin(betb)+yye(1)\*cos(betb);

yybe(2) = xxe(2)\*sin(betb)+yye(2)\*cos(betb);

yybe(3) = xxe(3)\*sin(betb)+yye(3)\*cos(betb);

yybe(4) = xxe(4)\*sin(betb)+yye(4)\*cos(betb);

%

xbe(1) = xe(1)\*cos(betb)-ye(1)\*sin(betb);

xbe(2) = xe(2)\*cos(betb)-ye(2)\*sin(betb);

xbe(3) = xe(3)\*cos(betb)-ye(3)\*sin(betb);

xbe(4) = xe(4)\*cos(betb)-ye(4)\*sin(betb);

ybe(1) = xe(1)\*sin(betb)+ye(1)\*cos(betb);

ybe(2) = xe(2)\*sin(betb)+ye(2)\*cos(betb);

ybe(3) = xe(3)\*sin(betb)+ye(3)\*cos(betb);

ybe(4) = xe(4)\*sin(betb)+ye(4)\*cos(betb);

betae(i) = pi/2 - (betb + tet3e(i));

dte = (tet - tet\_ini)+pi;

```

n_vole = fix(dte/(2*pi));
reste = dte - n_vole*2*pi;
if reste < pi
    je = 1;
else
    je = 0;
end

Fe(i) = je*FI*cos(betae(i));

F(i)=Fd(i)+Fe(i);
FR(i)=F1-F(i);
ac1(i)=(1/M1)*((-b2+b1)*v1(i)+ b2*v2(i)-((k1+k2)*x1(i))+k2*x2(i)+FR(i));
end

% %Gráficos

figure(1)
plot(t,ac1)
title('aceleração da massa 1 pelo tempo')
xlabel('Tempo[s]')
ylabel('Aceleração [m/s^2] ')

figure(2)
plot(t,x1*1000)
title('Deslocamento massa 1 pelo tempo')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Deslocamento [mm] ')

figure(3)
plot(t,F)
title('Força aplicada no eixo Z em função do tempo')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Força [N]')

%Identificação:Força aplicada no eixo Z
%Programa relacionado: Modelo biomecanico

function yp=forcav(t,y)
global F5 F4 F3 F2 F1 w F FI ax bx a b c d betb

tet_ini = pi/2 - betb;
tet= tet_ini + w*t;

% Perna Direita

Ax = a*cos(tet);
Ay = a*sin(tet);
P = Ay*Ay/((Ax - d)^2) + 1;
S = (a*a - b*b + c*c - d*d)/2*(Ax - d);
Q = 2*Ay*(d - S)/(Ax - d);
R = (d - S)^2 - c*c;
By=(-Q + sqrt(Q*Q - 4*P*R))/(2*P);
Bx= S - Ay*By/(Ax - d);
tet3 = atan((By - Ay)/(Bx - Ax));

```

```

beta = pi/2-(betb + tet3);

% Força na direção vertical
dt = tet - tet_ini;
n_vol = fix(dt/(2*pi));
rest = dt - n_vol*2*pi;
if rest < pi
    j = 1;
else
    j = 0;
end

FD=j*FI*cos(beta);

%Perna esquerda

Axe = a*cos(tet+pi);
Aye = a*sin(tet+pi);
Pe = Aye*Aye/((Axe - d)^2) + 1;
Se = (a*a - b*b + c*c - d*d)/2*(Axe - d);
Qe = 2*Aye*(d - Se)/(Axe - d);
Re = (d - Se)^2 - c*c;
Bye=(-Qe + sqrt(Qe*Qe - 4*Pe*Re))/(2*Pe);
Bxe= Se - Aye*Bye/(Axe - d);
tet3e = atan((Bye - Aye)/(Bxe - Axe));

betae = pi/2-(betb + tet3e);

dte = (tet - tet_ini) + pi;
n_vole = fix(dte/(2*pi));
reste = dte - n_vole*2*pi;

if reste < pi
    je = 1;
else
    je = 0;
end

FE=je*FI*cos(betae);

F=FE+FD;
FR=F1-F;
Fy=[FR;F2;F3;F4;F5];
yp=ax*y+bx*Fy;

end

```

## 1.2 Modelo para a carga na direção X

```
%Modelo Biomecanico carga vertical
```

```
clear
close all
```

```

global M5 M4 M3 M2 M1 b1 b2 b3 b4 b5 k1 k2 k3 k4 k5 w FI ax bx y0 M_5gr B_5gr K_5gr a b c d
betb
%Massa da cabeça em kg
M5=4.95;
%Massa do pescoço
M4=1;
%Massa do tronco superior
M3=23.41;
%Massa do tronco medio
M2=7.45;
%Massa do tronco inferior
M1=17.55;
%Constante de rigidez do tronco inferior em N/m
k1=150000;
%Constante de rigidez do tronco medio
k2=150000;
%Constante de rigidez do tronco superior
k3=150000;
%Constante de rigidez do pescoço
k4=120000;
%Constante de rigidez da cabeça
k5=120000;
%Constante de amortecimento do tronco inferior em Ns/m
b1=1100;
%Constante de amortecimento do tronco medio
b2=1800;
%Constante de amortecimento do tronco superior
b3=1600;
%Constante de amortecimento do pescoço
b4=1500;
%Constante de amortecimento da cabeça
b5=1500;

% velocidade angular da bicicleta
w=10;
% periodo
per=2*pi/w;
T=6*per;
% Carga induzida no pedal em newtons
FI=70;

% Posição do assento em relação ao centro de rotação da manivela
hz = 0.190;
vz = 0.67372;
betb = atan(vz/hz);

% mecanismo de 4 barras para um homem de 1.8 metros

a = 0.165;
b = 0.6156;
c = 0.5598;
d = sqrt(hz*hz + vz*vz);

M_5gr=[(M1) 0 0 0 0;0 (M2) 0 0 0;0 0 (M3) 0 0; 0 0 0 (M4) 0;0 0 0 0 (M5)];

B_5gr=[b2+b1 -b2 0 0 0;
-b2 b2+b3 -b3 0 0;
0 -b3 b3+b4 -b4 0;
0 0 -b4 b4+b5 -b5;

```

```

0 0 0 -b5 b5];

K_5gr=[k1+k2 -k2 0 0 0;
-k2 k2+k3 -k3 0 0;
0 -k3 k3+k4 -k4 0;
0 0 -k4 k4+k5 -k5;
0 0 0 -k5 k5];

ax=[zeros(5) eye(5);-inv(M_5gr)*K_5gr -inv(M_5gr)*B_5gr];
bx=[zeros(5);inv(M_5gr)];
y0=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
tspan=[0 T];
[t,y]=ode45('forcah',tspan,y0);
n=length(t);
%RESPOSTA DESLOCAMENTO
x1=y(1:n,1);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco inferior
x2=y(1:n,2);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco medio
x3=y(1:n,3);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco superior
x4=y(1:n,4);%Deslocamento Vertical da Massa do pescoço
x5=y(1:n,5);%Deslocamento Vertical da Massa da cabeça

%RESPOSTA Velocidade
v1=y(1:n,6);%Velocidade Vertical da Massa do tronco inferior
v2=y(1:n,7);%Velocidade Vertical da Massa do tronco medio
v3=y(1:n,8);%Velocidade Vertical da Massa do tronco superior
v4=y(1:n,9);%Velocidade Vertical da Massa do pescoço
v5=y(1:n,10);%Velocidade Vertical da Massa da cabeça

tet_ini = pi/2 - betb;
tet2= tet_ini + w*t;

for i=1:n;
    tet= tet2(i);

    %%%%%%%%% Perna direita
    Ax(i) = a*cos(tet);
    Ay(i) = a*sin(tet);
    P = Ay(i)*Ay(i)/((Ax(i) - d)^2) + 1;
    S = (a*a - b*b + c*c - d*d)/(2*(Ax(i) - d));
    Q = 2*Ay(i)*(d - S)/(Ax(i) - d);
    R = (d - S)^2 - c*c;
    By(i)=(-Q + sqrt(Q*Q - 4*P*R))/(2*P);
    Bx(i)= S - Ay(i)*By(i)/(Ax(i) - d);
    tet3(i) = atan((By(i) - Ay(i))/(Bx(i) - Ax(i)));

    if i == 1
        xx(1) = 0;
        xx(2) = Ax(i);
        xx(3) = Bx(i);
        xx(4) = d;
        yy(1) = 0;
        yy(2) = Ay(i);
        yy(3) = By(i);
        yy(4) = 0;
    else
        end
end

```

```

x(1) = 0;
x(2) = Ax(i);
x(3) = Bx(i);
x(4) = d;
y(1) = 0;
y(2) = Ay(i);
y(3) = By(i);
y(4) = 0;

```

```

xxb(1) = xx(1)*cos(betb)-yy(1)*sin(betb);
xxb(2) = xx(2)*cos(betb)-yy(2)*sin(betb);
xxb(3) = xx(3)*cos(betb)-yy(3)*sin(betb);
xxb(4) = xx(4)*cos(betb)-yy(4)*sin(betb);
yyb(1) = xx(1)*sin(betb)+yy(1)*cos(betb);
yyb(2) = xx(2)*sin(betb)+yy(2)*cos(betb);
yyb(3) = xx(3)*sin(betb)+yy(3)*cos(betb);
yyb(4) = xx(4)*sin(betb)+yy(4)*cos(betb);
%
xb(1) = x(1)*cos(betb)-y(1)*sin(betb);
xb(2) = x(2)*cos(betb)-y(2)*sin(betb);
xb(3) = x(3)*cos(betb)-y(3)*sin(betb);
xb(4) = x(4)*cos(betb)-y(4)*sin(betb);
yb(1) = x(1)*sin(betb)+y(1)*cos(betb);
yb(2) = x(2)*sin(betb)+y(2)*cos(betb);
yb(3) = x(3)*sin(betb)+y(3)*cos(betb);
yb(4) = x(4)*sin(betb)+y(4)*cos(betb);

```

```
beta(i) = pi/2 - (betb + tet3(i));
```

```

dt = tet - tet_ini;
n_vol = fix(dt/(2*pi));
rest = dt - n_vol*2*pi;
if rest < pi
    j = 1;
else
    j = 0;
end

```

```
Fd(i) = j*FI*sin(beta(i));
```

```
%%%%%%%%%%%%%%Perna esquerda
```

```

tet2e(i) = tet;
Axe(i) = a*cos(tet+pi);
Aye(i) = a*sin(tet+pi);
Pe = Aye(i)*Aye(i)/((Axe(i) - d)^2 + 1);
Se = (a*a - b*b + c*c - d*d)/(2*(Axe(i) - d));
Qe = 2*Aye(i)*(d - Se)/(Axe(i) - d);
Re = (d - Se)^2 - c*c;
Bye(i) = (-Qe + sqrt(Qe*Qe - 4*Pe*Re))/(2*Pe);
Bxe(i) = Se - Aye(i)*Bye(i)/(Axe(i) - d);
tet3e(i) = atan((Bye(i) - Aye(i))/(Bxe(i) - Axe(i)));

```

```
if i == 1
```

```

xxe(1) = 0;
xxe(2) = Axe(i);
xxe(3) = Bxe(i);
xxe(4) = d;

```

```

yye(1) = 0;
yye(2) = Aye(i);
yye(3) = Bye(i);
yye(4) = 0;
    else

        end
xe(1) = 0;
xe(2) = Axe(i);
xe(3) = Bxe(i);
xe(4) = d;
ye(1) = 0;
ye(2) = Aye(i);
ye(3) = Bye(i);
ye(4) = 0;

xxbe(1) = xxe(1)*cos(betb)-yye(1)*sin(betb);
xxbe(2) = xxe(2)*cos(betb)-yye(2)*sin(betb);
xxbe(3) = xxe(3)*cos(betb)-yye(3)*sin(betb);
xxbe(4) = xxe(4)*cos(betb)-yye(4)*sin(betb);
yybe(1) = xxe(1)*sin(betb)+yye(1)*cos(betb);
yybe(2) = xxe(2)*sin(betb)+yye(2)*cos(betb);
yybe(3) = xxe(3)*sin(betb)+yye(3)*cos(betb);
yybe(4) = xxe(4)*sin(betb)+yye(4)*cos(betb);
%
xbe(1) = xe(1)*cos(betb)-ye(1)*sin(betb);
xbe(2) = xe(2)*cos(betb)-ye(2)*sin(betb);
xbe(3) = xe(3)*cos(betb)-ye(3)*sin(betb);
xbe(4) = xe(4)*cos(betb)-ye(4)*sin(betb);
ybe(1) = xe(1)*sin(betb)+ye(1)*cos(betb);
ybe(2) = xe(2)*sin(betb)+ye(2)*cos(betb);
ybe(3) = xe(3)*sin(betb)+ye(3)*cos(betb);
ybe(4) = xe(4)*sin(betb)+ye(4)*cos(betb);

betae(i) = pi/2 - (betb + tet3e(i));

dte = (tet - tet_ini)+pi;
n_vole = fix(dte/(2*pi));
reste = dte - n_vole*2*pi;
if reste < pi
    je = 1;
else
    je = 0;
end

Fe(i) = je*FI*sin(betae(i));
F(i)=Fd(i)+Fe(i);

ac1(i)=(1/M1)*((-b2+b1)*v1(i)+ b2*v2(i)-((k1+k2)*x1(i))+k2*x2(i)+F(i));
end

% %Gráficos
figure(1)
plot(t,ac1)
title('aceleração da massa 1 pelo tempo')
xlabel('Tempo[s]')
ylabel('Aceleração [m/s²] ')

figure(2)

```

```

plot(t,x1*1000)
title('Deslocamento massa 1 pelo tempo')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Deslocamento [mm] ')

figure(3)
plot(t,F)
title('Força aplicada no eixo X em função do tempo')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Força [N]')

```

.

```

%Identificação:Força aplicada no eixo X
%Programa relacionado:modelo biomecanico

```

```

function yp=forcah(t,y)
global w F FI ax bx a b c d betb

tet_ini = pi/2 - betb;
tet=tet_ini + w*t;

% Varredura do angulo da manivela direito

Ax = a*cos(tet);
Ay = a*sin(tet);
P = Ay*Ay/((Ax - d)^2) + 1;
S = (a*a - b*b + c*c - d*d)/2*(Ax - d);
Q = 2*Ay*(d - S)/(Ax - d);
R = (d - S)^2 - c*c;
By=(-Q + sqrt(Q*Q - 4*P*R))/(2*P);
Bx= S - Ay*By/(Ax - d);
tet3 = atan((By - Ay)/(Bx - Ax));

beta = pi/2-(betb + tet3);

% Força na direção vertical

dt = tet - tet_ini;
n_vol = fix(dt/(2*pi));
rest = dt - n_vol*2*pi;
if rest < pi
    j = 1;
else
    j = 0;
end

FD= j*FI*sin(beta);

%Perna esquerda

Axe = a*cos(tet+pi);
Aye = a*sin(tet+pi);
Pe = Aye*Aye/((Axe - d)^2) + 1;
Se = (a*a - b*b + c*c - d*d)/2*(Axe - d);
Qe = 2*Aye*(d - Se)/(Axe - d);
Re = (d - Se)^2 - c*c;
Bye=(-Qe + sqrt(Qe*Qe - 4*Pe*Re))/(2*Pe);

```

```

Bxe= Se - Aye*Bye/(Axe - d);
tet3e = atan((Bye - Aye)/(Bxe - Axe));

betae = pi/2-(betb + tet3e);

dte = (tet - tet_ini) + pi;
n_vole = fix(dte/(2*pi));
reste = dte - n_vole*2*pi;

if reste < pi
    je = 1;
else
    je = 0;
end

FE=je*FI*sin(betae);

F=FE+FD;

Fy=[F;0;0;0];
yp=ax*y+bx*Fy;
end

```

### 1.3 Modelo para torque gerado no eixo Z

```

%Modelo Biomecanico para torque em Z
clear
close all
global M5 M4 M3 M2 M1 b1 b2 b3 b4 b5 k1 k2 k3 k4 k5 w FI ax bx y0 M_5gr B_5gr K_5gr a b c d
betb dt2
%Momento de inercia da cabeça em kg
M5=0.0184;
%pescoço
M4=0.0006;
%tronco superior
M3=0.1508;
%tronco medio
M2=0.0186;
%tronco inferior
M1=0.1393;
%Constante de rigidez do tronco inferior em N/m
k1=1300;
%Constante de rigidez do tronco medio
k2=2200;
%Constante de rigidez do tronco superior
k3=2200;
%Constante de rigidez do pescoço
k4=1200;
%Constante de rigidez da cabeça
k5=1200;
%Constante de amortecimento do tronco inferior em Ns/m
b1=30;
%Constante de amortecimento do tronco medio
b2=40;
%Constante de amortecimento do tronco superior
b3=40;
%Constante de amortecimento do pescoço
b4=20;

```

```

%Constante de amortecimento da cabeça
b5=20;
% velocidade angular da bicicleta em rad/s
w=10;
% periodo
per=2*pi/w;
T=6*per;
% Carga induzida no pedal em newtons
FI=70;

% Posição do assento em relação ao centro de rotação da manivela
hz = 0.190;
vz = 0.67372;
betb = atan(vz/hz);

% distancia de torção
dt2=0.3654/2;
% mecanismo de 4 barras para um homem de 1.8 metros
a = 0.165;
b = 0.6156;
c = 0.5598;
d = sqrt(hz*hz + vz*vz);

M_5gr=[(M1) 0 0 0 0;0 (M2) 0 0 0;0 0 (M3) 0 0; 0 0 0 (M4) 0;0 0 0 0 (M5)];

B_5gr=[b2+b1 -b2 0 0 0;
-b2 b2+b3 -b3 0 0;
0 -b3 b3+b4 -b4 0;
0 0 -b4 b4+b5 -b5;
0 0 0 -b5 b5];

K_5gr=[k1+k2 -k2 0 0 0;
-k2 k2+k3 -k3 0 0;
0 -k3 k3+k4 -k4 0;
0 0 -k4 k4+k5 -k5;
0 0 0 -k5 k5];

ax=[zeros(5) eye(5);-inv(M_5gr)*K_5gr -inv(M_5gr)*B_5gr];
bx=[zeros(5);inv(M_5gr)];
y0=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
tspan=[0 20];
[t,y]=ode45('torque',tspan,y0);
n=length(t);
%RESPOSTA DESLOCAMENTO
x1=y(1:n,1);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco inferior
x2=y(1:n,2);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco medio
x3=y(1:n,3);%Deslocamento Vertical da Massa do tronco superior
x4=y(1:n,4);%Deslocamento Vertical da Massa do pescoço
x5=y(1:n,5);%Deslocamento Vertical da Massa da cabeça

%RESPOSTA Velocidade
v1=y(1:n,6);% Velocidade Vertical da Massa do tronco inferior
v2=y(1:n,7);% Velocidade Vertical da Massa do tronco medio
v3=y(1:n,8);% Velocidade Vertical da Massa do tronco superior
v4=y(1:n,9);% Velocidade Vertical da Massa do pescoço
v5=y(1:n,10);% Velocidade Vertical da Massa da cabeça

```

```

tet_ini = pi/2 - betb;
tet2= tet_ini + w*t;

for i=1:n;
    tet= tet2(i);

    %%%%%%%%% Perna direita
    Ax(i) = a*cos(tet);
    Ay(i) = a*sin(tet);
    P = Ay(i)*Ay(i)/((Ax(i) - d)^2) + 1;
    S = (a*a - b*b + c*c - d*d)/(2*(Ax(i) - d));
    Q = 2*Ay(i)*(d - S)/(Ax(i) - d);
    R = (d - S)^2 - c*c;
    By(i)=(-Q + sqrt(Q*Q - 4*P*R))/(2*P);
    Bx(i)= S - Ay(i)*By(i)/(Ax(i) - d);
    tet3(i) = atan((By(i) - Ay(i))/(Bx(i) - Ax(i)));

        if i == 1
            xx(1) = 0;
            xx(2) = Ax(i);
            xx(3) = Bx(i);
            xx(4) = d;
            yy(1) = 0;
            yy(2) = Ay(i);
            yy(3) = By(i);
            yy(4) = 0;
        else
            end

    x(1) = 0;
    x(2) = Ax(i);
    x(3) = Bx(i);
    x(4) = d;
    y(1) = 0;
    y(2) = Ay(i);
    y(3) = By(i);
    y(4) = 0;

    xxb(1) = xx(1)*cos(betb)-yy(1)*sin(betb);
    xxb(2) = xx(2)*cos(betb)-yy(2)*sin(betb);
    xxb(3) = xx(3)*cos(betb)-yy(3)*sin(betb);
    xxb(4) = xx(4)*cos(betb)-yy(4)*sin(betb);
    yyb(1) = xx(1)*sin(betb)+yy(1)*cos(betb);
    yyb(2) = xx(2)*sin(betb)+yy(2)*cos(betb);
    yyb(3) = xx(3)*sin(betb)+yy(3)*cos(betb);
    yyb(4) = xx(4)*sin(betb)+yy(4)*cos(betb);
    %
    xb(1) = x(1)*cos(betb)-y(1)*sin(betb);
    xb(2) = x(2)*cos(betb)-y(2)*sin(betb);
    xb(3) = x(3)*cos(betb)-y(3)*sin(betb);
    xb(4) = x(4)*cos(betb)-y(4)*sin(betb);
    yb(1) = x(1)*sin(betb)+y(1)*cos(betb);
    yb(2) = x(2)*sin(betb)+y(2)*cos(betb);
    yb(3) = x(3)*sin(betb)+y(3)*cos(betb);
    yb(4) = x(4)*sin(betb)+y(4)*cos(betb);

    beta(i) = pi/2 - (betb + tet3(i));

```

```

dt = tet - tet_ini;
n_vol = fix(dt/(2*pi));
rest = dt - n_vol*2*pi;
if rest < pi
    j = 1;
else
    j = 0;
end

Fd(i) = j*dt2*FI*sin(beta(i));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Perna esquerda
tet2e(i) = tet;
Axe(i) = a*cos(tet+pi);
Aye(i) = a*sin(tet+pi);
Pe = Aye(i)*Aye(i)/((Axe(i) - d)^2 + 1);
Se = (a*a - b*b + c*c - d*d)/(2*(Axe(i) - d));
Qe = 2*Aye(i)*(d - Se)/(Axe(i) - d);
Re = (d - Se)^2 - c*c;
Bye(i) = (-Qe + sqrt(Qe*Qe - 4*Pe*Re))/(2*Pe);
Bxe(i) = Se - Aye(i)*Bye(i)/(Axe(i) - d);
tet3e(i) = atan((Bye(i) - Aye(i))/(Bxe(i) - Axe(i)));

    if i == 1

        xxe(1) = 0;
        xxe(2) = Axe(i);
        xxe(3) = Bxe(i);
        xxe(4) = d;
        yye(1) = 0;
        yye(2) = Aye(i);
        yye(3) = Bye(i);
        yye(4) = 0;
        else

            end
        xe(1) = 0;
        xe(2) = Axe(i);
        xe(3) = Bxe(i);
        xe(4) = d;
        ye(1) = 0;
        ye(2) = Aye(i);
        ye(3) = Bye(i);
        ye(4) = 0;

        xxbe(1) = xxe(1)*cos(betb)-yye(1)*sin(betb);
        xxbe(2) = xxe(2)*cos(betb)-yye(2)*sin(betb);
        xxbe(3) = xxe(3)*cos(betb)-yye(3)*sin(betb);
        xxbe(4) = xxe(4)*cos(betb)-yye(4)*sin(betb);
        yybe(1) = xxe(1)*sin(betb)+yye(1)*cos(betb);
        yybe(2) = xxe(2)*sin(betb)+yye(2)*cos(betb);
        yybe(3) = xxe(3)*sin(betb)+yye(3)*cos(betb);
        yybe(4) = xxe(4)*sin(betb)+yye(4)*cos(betb);
        %
        xbe(1) = xe(1)*cos(betb)-ye(1)*sin(betb);
        xbe(2) = xe(2)*cos(betb)-ye(2)*sin(betb);
        xbe(3) = xe(3)*cos(betb)-ye(3)*sin(betb);
        xbe(4) = xe(4)*cos(betb)-ye(4)*sin(betb);
        ybe(1) = xe(1)*sin(betb)+ye(1)*cos(betb);

```

```

ybe(2) = xe(2)*sin(betb)+ye(2)*cos(betb);
ybe(3) = xe(3)*sin(betb)+ye(3)*cos(betb);
ybe(4) = xe(4)*sin(betb)+ye(4)*cos(betb);

betae(i) = pi/2 - (betb + tet3e(i));

dte = (tet - tet_ini)+pi;
n_vole = fix(dte/(2*pi));
reste = dte - n_vole*2*pi;
if reste < pi
    je = 1;
else
    je = 0;
end

Fe(i) = je*dt2*FI*sin(betae(i));
F(i)=Fd(i)+Fe(i);

ac1(i)=(1/M1)*((-b2+b1)*v1(i)+ b2*v2(i)-((k1+k2)*x1(i))+k2*x2(i)+F(i));
end

%% Gráficos

figure(1)
plot(t,ac1)
title('Aceleração angular da massa 1 pelo tempo')
xlabel('Tempo[s]')
ylabel('Aceleração [m/s²] ')

figure(2)
plot(t,x1*1000)
title('Variação angular da Massa 1 pelo tempo')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Deslocamento [mm] ')

figure(3)
plot(t,F)
title('Torque aplicado no eixo Z em função do tempo')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Momento em Z [N.m]')

% Identificação: Torque em Z
% Programa relacionado: Modelo biomecânico para Torque
function yp=torque(t,y)
global w F FI ax bx a b c d betb dt2

tet_ini = pi/2 - betb;
tet=tet_ini + w*t;
% Varredura do angulo da manivela direito

Ax = a*cos(tet);
Ay = a*sin(tet);
P = Ay*Ay/((Ax - d)^2) + 1;
S = (a*a - b*b + c*c - d*d)/2*(Ax - d);
Q = 2*Ay*(d - S)/(Ax - d);
R = (d - S)^2 - c*c;
By=(-Q + sqrt(Q*Q - 4*P*R))/(2*P);

```

```

Bx= S - Ay*By/(Ax - d);
tet3 = atan((By - Ay)/(Bx - Ax));

beta = pi/2-(betb + tet3);

% Força na direção vertical

dt = tet - tet_ini;
n_vol = fix(dt/(2*pi));
rest = dt - n_vol*2*pi;
if rest < pi
    j = 1;
else
    j = 0;
end

Fd= j*dt2*FI*sin(beta);

% Varredura do angulo da manivela direito

Axe = a*cos(tet+pi);
Aye = a*sin(tet+pi);
Pe = Aye*Aye/((Axe - d)^2) + 1;
Se = (a*a - b*b + c*c - d*d)/2*(Axe - d);
Qe = 2*Aye*(d - Se)/(Axe - d);
Re = (d - Se)^2 - c*c;
Bye=(-Qe + sqrt(Qe*Qe - 4*Pe*Re))/(2*Pe);
Bxe= Se - Aye*Bye/(Axe - d);
tet3e = atan((Bye - Aye)/(Bxe - Axe));

betae = pi/2-(betb + tet3e);

dte = (tet - tet_ini) + pi;
n_vole = fix(dte/(2*pi));
reste = dte - n_vole*2*pi;

if reste < pi
    je = 1;
else
    je = 0;
end

Fe=je*dt2*FI*sin(betae);

F=Fe+Fd;

Fy=[F;0;0;0];
yp=ax*y+bx*Fy;
end

```