



HAL
open science

Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de edificações submetidos a atividades humanas rítmicas

Cássio Gaspar

► **To cite this version:**

Cássio Gaspar. Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de edificações submetidos a atividades humanas rítmicas. Civil Engineering. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2018. Portuguese. ⟨NNT : ⟩. ⟨tel-04707506⟩

HAL Id: tel-04707506

<https://hal.science/tel-04707506v1>

Submitted on 24 Sep 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire HAL, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons CC BY-NC-ND 4.0 - Attribution - Non-commercial use - No Derivative Works - International License



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Tecnologia e Ciências

Faculdade de Engenharia

Cássio Marques Rodrigues Gaspar

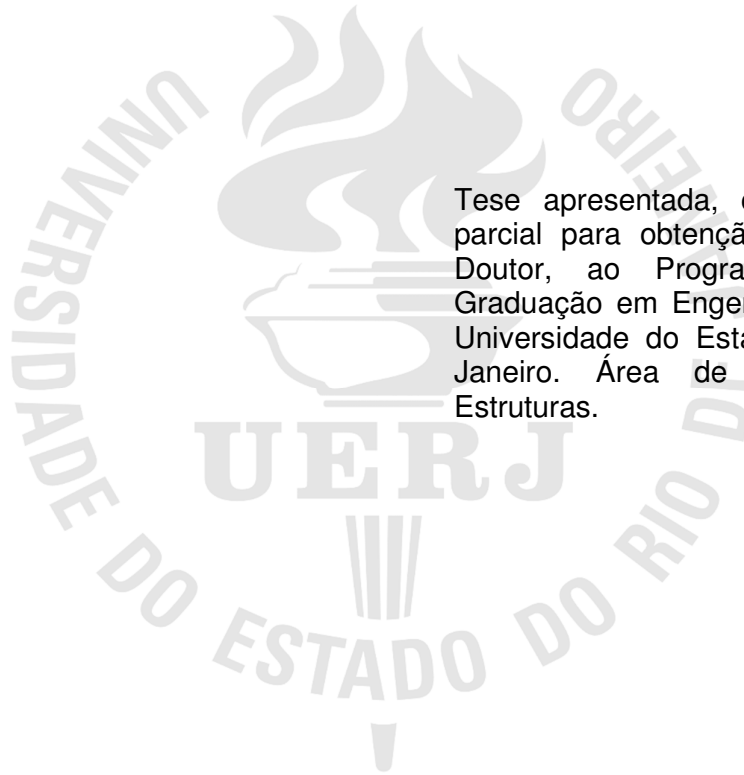
**Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de
edificações submetidos a atividades humanas rítmicas**

Rio de Janeiro

2018

Cássio Marques Rodrigues Gaspar

**Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de edificações
submetidos a atividades humanas rítmicas**



Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Estruturas.

Orientadores: Prof. Dr. José Guilherme Santos da Silva
Prof.^a Dr.^a Elsa de Sá Caetano

Rio de Janeiro
2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ / REDE SIRIUS / BIBLIOTECA CTC/B

G249 Gaspar, Cássio Marques Rodrigues.
Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de
edificações submetidos a atividades humanas rítmicas / Cássio
Marques Rodrigues Gaspar. – 2018.
295f.

Orientadores: José Guilherme Santos da Silva e Elsa de Sá
Caetano.

Tese (Doutorado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
Faculdade de Engenharia.

1. Engenharia Civil - Teses. 2. Conforto humano - Teses.
3. Edifícios - Estrutura - Teses. 4. Pisos - Vibrações - Teses. 5.
Turbinas a vento - Teses. I. Silva, José Guilherme Santos da. II.
Caetano, Elsa de Sá. III. Universidade do Estado do Rio de
Janeiro, Faculdade de Engenharia. IV. Título.

CDU 624.04

Bibliotecária: Júlia Vieira – CRB7/6022

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial
desta tese, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Cássio Marques Rodrigues Gaspar

**Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de
edificações submetidos a atividades humanas rítmicas**

Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Estruturas.

Aprovada em: 23 de Fevereiro de 2018.

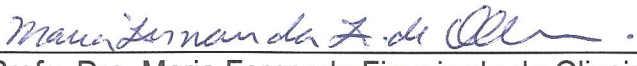
Banca Examinadora:




Prof. Dr. José Guilherme Santos da Silva - Presidente / Orientador
Faculdade de Engenharia - UERJ



Prof. Dr. Rodrigo Bird Burgos
Faculdade de Engenharia - UERJ



Profa. Dra. Maria Fernanda Figueiredo de Oliveira
Faculdade de Engenharia - UERJ



Prof. Dr. Carlos Magluta
Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ



Prof. Dr. Raul Rosas e Silva
Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - PUC-Rio



Prof. Dr. Daniel Carlos Taissum Cardoso
Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - PUC-Rio

Rio de Janeiro
2018

DEDICATÓRIA

A Deus e minha família

AGRADECIMENTOS

Gostaria de manifestar minha gratidão àqueles que, sob diversas formas, contribuíram para o desenvolvimento e a concretização deste trabalho, dentre os quais, agradeço especialmente:

A meus pais, José e Katia, pelo apoio incondicional na minha escolha pela Pesquisa e Investigação, os quais sempre me apoiaram moralmente e financeiramente, com carinho e dedicação, principalmente diante de momentos decisivos; A minha irmã Catarine, por me encorajar a buscar novos caminhos e caminhadas através do mundo, que sempre trazem boas inspirações;

A minha namorada Juliana, pelo incentivo a prosseguir nesta escolha e caminhada, envolvendo renúncias que só são compreensíveis através do amor e companheirismo;

A meu orientador, professor José Guilherme, por me incentivar e revelar os horizontes da vida acadêmica desde a graduação, passando pelo mestrado e chegando no doutoramento, pela transmissão de conhecimento e confiança na realização deste trabalho;

A minha orientadora, professora Elsa de Sá Caetano, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, por toda a disponibilidade, estímulo e conhecimentos transmitidos para a elaboração desta tese, pelas agradáveis reuniões de trabalho que sempre me mostraram um ângulo diferente de visualizar os problemas e despertar as suas soluções;

Ao professor Carlos Moutinho, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, pela ajuda, disponibilidade e exímio cuidado no preparo dos ensaios experimentais, que foram fundamentais para a realização deste trabalho, pelos frutuoso ensinamentos, pelo convívio e amizade;

Ao professor Miguel Velhote, da Engenharia Eletrotécnica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, pela gentileza de disponibilizar o uso das palmilhas instrumentadas (Walkinsense®) empregadas neste trabalho bem como pelo apoio técnico acerca de sua utilização;

Ao amigo e Engenheiro, Sérgio Pereira, aluno da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, por gentilmente ter participado dos ensaios experimentais com

muito esmero e pela sua disponibilidade, o que foi primordial e essencial para o desenvolvimento desta tese;

Aos professores do PGE CIV (UERJ), especialmente ao professor Francisco Soeiro, pela transmissão de conhecimento, o qual se faz presente neste trabalho. Ao professor Wendell Varela, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, que me apresentou os primeiros passos no âmbito dos ensaios experimentais, pela amizade e incentivo na descoberta do novo;

Aos Engenheiros e amigos portugueses, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, especialmente, Sérgio Pereira, Aires Colaço, Rodrigo Falcão, Sérgio Daniel, Ana Gomes, Alexandre Pinto, Gustavo Oliveira, João Pacheco, André Furtado, Ana Ramos, Cláudio Horas, Rúben Silva e Patrícia Raposo (açoriana), a quem eu tive o grande prazer de participar do vosso convívio durante um ano, por terem me recebido tão bem nesta casa pela qual tenho muita consideração; e aos amigos e parceiros de doutoramento, Guilherme Alencar, pela ajuda na elaboração dos desenhos estruturais, Esequiel Mesquita, Rachel Martini, Aralya Mosley, por partilhar excelentes momentos na FEUP;

Aos Engenheiros e amigos, Pedro Vieira e Gilvan Debona, pela amizade, disponibilidade e parceria ao longo do doutoramento, principalmente em relação aos testes experimentais que realizamos na UERJ;

Aos amigos portugueses, Rui Picarote e Paula Picarote, pela amizade e convívio, pelo afetuoso acolhimento na bela cidade do Porto;

A CAPES pelo apoio financeiro no Brasil e a FAPERJ pelo suporte financeiro em Portugal (doutoramento-sanduíche).

In patientia vestra possidebitis animas vestras.
(É pela perseverança que mantereis vossas vidas)

Lucas 21,19

RESUMO

GASPAR, Cássio Marques Rodrigues. *Avaliação do efeito da interação humana sobre pisos de edificações submetidos a atividades humanas rítmicas*. 2018. 295f. Tese (Doutorado em Engenharia Civil) – Faculdade de Engenharia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

Ao longo das últimas três décadas inúmeros pesquisadores têm relatado um aumento significativo de sistemas estruturais esbeltos, flexíveis e com baixo amortecimento estrutural inerente. Conseqüentemente, estas estruturas estão sujeitas a vibrações excessivas induzidas por atividades humanas, podendo causar grande desconforto aos seus usuários. Por outro lado, diversos autores têm investigado a representação de atividades humanas rítmicas, por intermédio de funções matemáticas (modelos de "força dura"), de forma a melhor verificar, ainda na fase de projeto, o nível de vibrações em que o sistema estrutural está submetido assim como o conforto humano dos ocupantes. Tais funções matemáticas têm se mostrado mais ou menos conservadoras em relação ao custo final do projeto. Paralelamente, estudos recentes têm demonstrado de uma forma mais realística o contato da atividade humana em estruturas civis, tais como pisos de edificações, passarelas e arquibancadas; através da avaliação do efeito da interação ser humano-estrutura, um campo de estudo que envolve grande interdisciplinaridade com a área da biomecânica. Portanto, este trabalho de pesquisa investiga, experimentalmente, a influência da flexibilidade do sistema estrutural durante prática de atividades rítmicas (saltos); e, bem como, o efeito do ser humano sobre a estrutura. Para tal, os ensaios experimentais foram realizados sobre dois tipos de estruturas em laboratório: piso rígido e piso flexível. Além disso, foram avaliados três métodos distintos para obtenção dos sinais experimentais dos saltos humanos rítmicos, nomeadamente, através de uma plataforma de força, acelerômetro acoplado ao corpo e palmilhas instrumentadas dentro do calçado. Cabe ressaltar, também, que a avaliação do efeito da interação ser humano-estrutura foi realizada considerando tanto o efeito de uma pessoa passiva (parada - em pé/joelhos fletidos), assim como em atividade (pulando) sobre o piso flexível. Deste modo, os resultados obtidos com base no desenvolvimento deste trabalho de pesquisa apresentam alternativas eficientes e concretas, de maneira que o engenheiro projetista possa vir a avaliar, de forma mais racional, o comportamento estrutural dinâmico de pisos de edificações submetidos às ações humanas rítmicas em relação ao conforto humano e, ainda, no que diz respeito a questão econômica.

Palavras-chave: Interação ser humano-estrutura; Vibrações excessivas; Conforto de humano; Pisos de edificações.

ABSTRACT

GASPAR, Cássio Marques Rodrigues. *Evaluation of the effect of human interaction on buildings floors subjected to human rhythmic activities*. 2018. 295f. Tese (Doutorado em Engenharia Civil) – Faculdade de Engenharia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

Over the past three decades several researchers have reported a significant incidence of slender and flexible structures having low inherent structural damping. Consequently, these structures are subject to excessive vibration induced by human activities which can cause great discomfort for its users. On the other hand, several authors have investigated the representation of rhythmic human activities by means of mathematical functions (force only models) in order to better evaluate, even at the design stage, the vibration levels in which the structural system is subjected as well as the human comfort occupants. Such mathematical functions have been more or less conservative regarding the final cost of the project. At the same time, recent studies have shown a more realistic way to simulate the contact between the human activity and civil structures, such as buildings' floors, walkways and grandstands, through the study of the human-structure interaction, which involves an interdisciplinary approach to the field of biomechanics. Therefore, this work investigates experimentally the influence of the structural system flexibility during practice of rhythmic activities (jumps) as well as the effect of the human on the structure. For this, the tests were carried out on two different types of structures in laboratory: rigid surface (laboratory floor) and flexible (vibrating) floor. In addition, three different methods were used to evaluate the experimental signals of the jumps, namely through a force platform, an accelerometer mounted on the human body and instrumented pressure insoles inside the footwear. It is worth mentioning that the human-structure aspect was evaluated considering both a passive (standing/ bent knees) and an active person (jumping) on the vibrating floor. In this sense, the achieved results throughout this work present some alternatives so that the designer engineer can better evaluate the behavior of buildings' floors subjected to human rhythmic actions, both in relation to the human comfort and economic factors.

Keywords: Human-structure interaction; Annoying vibrations; Human comfort; Buildings' floors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Simulador de arquibancada em laboratório e seus respectivos graus de liberdade [Adaptado de Comer, Blakeborough e Williams (2013)].....	37
Figura 2 – Ressonância global de pavimentos (LEE et al., 2014).....	38
Figura 3 – Resposta dinâmica de pisos submetidos a saltos (CHEN; LI; RACIC, 2016).....	39
Figura 4 – Avaliação de vibrações de um piso de concreto protendido submetido a atividades humanas (ZHOU et al., 2016).....	40
Figura 5 – Piso misto suportado por cabos sob atividades humanas (AN et al., 2016).....	41
Figura 6 – Auditório sob atividades rítmicas (ERLINA; PRIYOSULISTYO; SAPUTRA, 2017).....	41
Figura 7 – Comparação do sinal experimental de impulso com funções matemáticas.....	43
Figura 8 – Funções dinâmicas da literatura e a resposta dinâmica de um piso misto (GASPAR; SILVA, 2015).....	44
Figura 9 – Ensaio experimental sobre plataforma instrumentada (FAISCA, 2003) ...	45
Figura 10 – Ensaio experimental com base no rastreamento do corpo (RACIC et al., 2010).....	45
Figura 11 – Captura do movimento humano por vídeo-câmera através de 17 marcadores (MCDONALD; ŽIVANOVIĆ, 2016).....	46
Figura 12 – Pessoas saltando sobre plataforma de força instrumentada com células de carga (MARTÍNEZ et al., 2016).....	46
Figura 13 – Aceleração espectral de um ponto de uma arquibancada vazia (esq.) e cheia (dir.), respectivamente (ELLIS; JI, 1997).....	47
Figura 14 – Modelos biodinâmicos (massa-mola-amortecedor) do corpo humano (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003).....	48
Figura 15 – Comparação entre modelos biodinâmicos do corpo humano: contínuo e de base fixa sobre um sistema de um grau de liberdade [Adaptado de Ji, Zhou e Zhang (2013)].....	49
Figura 16 – Interação ser humano-estrutura com base num sistema composto por 3 graus de liberdade (PAVIC; REYNOLDS, 2008).....	51

Figura 17 – Avaliação do sistema dinâmico pessoas-estrutura (SALYARDS; HUA, 2015)	51
Figura 18 – Interação dinâmica de pessoas sobre uma escada flexível (CAPPELLINI, 2015)	52
Figura 19 – Interação ser humano-estrutura considerando plataformas vazia e cheia (WANG et al., 2014)	53
Figura 20 – Verificação da influência do efeito ser humano sobre um piso misto (ZHANG; XU; QIN, 2017)	53
Figura 21 – Posicionamentos do corpo e direções da vibração ISO 2631-1 (1997)..	55
Figura 22 – Curvas de ponderação: (—) vertical e (· · ·) horizontal (BS 6841, 1987 apud JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011)	57
Figura 23 – Comparação entre o sinal de aceleração original, com ponderação e valor r.m.s móvel (CHEN; ZHANG; LIU, 2015).....	58
Figura 24 – Atividades humanas rítmicas em eventos diversos. Fonte: Divulgação.	62
Figura 25 – Saltos rítmicos de um indivíduo [Adaptado de McDonald (2015)].....	63
Figura 26 – Movimento de um indivíduo balançando [Adaptado de McDonald (2015)]	64
Figura 27 – Modelo de carregamento “semiseno” proposto por Bachmann e Ammann (1987) [Adaptado de Bachmann e Ammann (1987)].....	71
Figura 28 – Coeficiente de Fourier de saltos rítmicos sobre uma viga flexível [Adaptado de Baumann e Bachmann (1988)]	74
Figura 29 – K_p em função da estrutura [Adaptado de Baumann e Bachmann (1988)]	74
Figura 30 – K_p em função da frequência da atividade [Adaptado de McDonald e Živanović (2016)].....	75
Figura 31 – Coeficientes de Fourier para atividade aeróbica de alto impacto (ALLEN, 1990)	78
Figura 32 – Comparação da série de Fourier com a função semiseno [Adaptado de Ji e Ellis (1994)].....	81
Figura 33 – Carregamento dinâmico em função da razão de contato (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009).....	83
Figura 34 – Coeficientes de Fourier experimentais (ELLIS; JI, 2004a)	85
Figura 35 – Coeficientes de Fourier dependentes da frequência empregados pela norma ISO 10137 (2007) (AGU, 2013).....	86

Figura 36 – Ajuste de funções matemáticas ao sinal experimental (saltos rítmicos).	89
Figura 37 – Coeficiente de impacto (K_p) em função da razão de contato (T_c/T).....	90
Figura 38 – CD em função da atividade e número de pessoas (FAISCA, 2003)	92
Figura 39 – Período de contato, T_c (s), em função da frequência da atividade	96
Figura 40 – Coeficientes de Fourier segundo norma e guias de projeto para 1 pessoa	98
Figura 41 – Coeficientes de Fourier segundo norma e guias de projeto para 25 pessoas	99
Figura 42 – Funções representativas da atividade rítmica (Série de Fourier) para 1 pessoa.....	100
Figura 43 – Funções representativas da atividade rítmica (Semisseno e Hanning). 1 pessoa.....	101
Figura 44 – Funções representativas da atividade rítmica para 25 pessoas.....	102
Figura 45 –Vibração de um assento de carro com ocupante (ZHANG; QIU; GRIFFIN, 2015)	105
Figura 46 – Efeito prejudicial à saúde de indivíduos ocasionado por vibrações	105
Figura 47 – Equipamentos para a caracterização biodinâmica: <i>shaker</i> e plataforma de força	106
Figura 48 – Modelos biodinâmicos do corpo humano [Adaptado de Dong et al. (2013)]	107
Figura 49 – Massa aparente normalizada de 12 indivíduos em pé submetidos à aceleração r.m.s de base igual a $1,0 \text{ m/s}^2$ (MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998).....	108
Figura 50 – Efeito da postura do corpo e da aceleração de base na caracterização experimental biodinâmica [(MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998) <i>apud</i> (NIMMEN, 2015)]	109
Figura 51 – Modelos biodinâmicos (massa-mola-amortecedor) do corpo humano (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)	110
Figura 52 – Massa aparente média de 12 indivíduos em pé. Modelos 1a, 1b e 2a (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)	113
Figura 53 – Massa aparente média de 12 indivíduos em pé. Modelos 2b, 2c e 2d (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)	114
Figura 54 – Estudo da interação ser humano passivo-estrutura	115
Figura 55 – Método indireto para a obtenção dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano [Adaptado de Zheng e Brownjohn (2001)].....	116

Figura 56 – Função de resposta em frequência FRF de uma laje submetida ao carregamento humano passivo em diversas posturas (BROWNJOHN, 2001).....	117
Figura 57 – Representação da estrutura vazia ou do conjunto “estrutura + pessoa” através de um grau de liberdade	118
Figura 58 – Modelos biodinâmicos da interação ser humano passivo-estrutura	120
Figura 59 – Modelo estacionário equivalente biodinâmico (SHAHABPOOR et al., 2016)	124
Figura 60 – Modelo biodinâmico móvel [Adaptado de Caprani e Ahmadi (2016)]...	125
Figura 61 – Modelo de interação ativa proposto por Nimmen (2015, 2017).....	126
Figura 62 – Interação ser humano-estrutura com base num sistema composto por 3 graus de liberdade (PAVIC; REYNOLDS, 2008)	127
Figura 63 – DLF em função da frequência de atividade. Ajuste de curvas da equação (82) (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011)	129
Figura 64 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (SILVA; BRITO; PIMENTEL, 2013; TOSO et al., 2016)	131
Figura 65 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (ZHANG; GEORGAKIS; CHEN, 2016).....	133
Figura 66 – Caracterização do caminhar humano através de vídeo-câmeras [Adaptado de Zhang, Georgakis e Chen (2016)].....	134
Figura 67 – Variabilidade da frequência fundamental do corpo em pé (NIMMEN, 2015)	137
Figura 68 –Frequências naturais e amortecimentos do corpo humano (ver Tabela 19)	137
Figura 69 – Caracterização da atividade humana rítmica em laboratório	141
Figura 70 – Plataforma rígida instrumentada com células de carga da marca HBM	142
Figura 71 – Instrumentação do ser humano e sistema de aquisição de dados.....	142
Figura 72 – Palmilhas instrumentadas com sensores de pressão (“Walkinsense®”)	144
Figura 73 – Regiões e áreas plantares para posicionamento dos sensores [Adaptado de Claverie, Ille e Moretto (2016)]	145
Figura 74 – Posicionamento dos sensores nas regiões plantares (captura de tela do Walkinsense Software®)	145

Figura 75 – Distribuição das pressões nos sensores durante um salto (captura de tela do Walkinsense Software®)	146
Figura 76 – Laje de concreto armado apoiada sobre molas e pórtico metálico	148
Figura 77 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista isométrica.....	149
Figura 78 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista superior	150
Figura 79 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista lateral	150
Figura 80 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista frontal	151
Figura 81 – Posição 1 (POS. 1). Oito molas de apoio. ($f_{01}=2,59$ Hz)	152
Figura 82 – Posição 3 (POS. 3). Doze molas de apoio ($f_{01}=3,08$ Hz).....	152
Figura 83 – Posição 9 (POS. 9). Vinte e quatro molas de apoio ($f_{01}=3,84$ Hz).....	152
Figura 84 – Detalhe das molas de apoio da laje de concreto armado.....	153
Figura 85 – Instrumentação do piso flexível	153
Figura 86 – Ensaio de vibração livre da laje apoiada sobre quatro molas principais	154
Figura 87 – Fluxograma dos ensaios em piso flexível. Sistema ser humano passivo-estrutura	155
Figura 88 – Ensaio de interação ser humano passivo-estrutura.....	156
Figura 89 – Fluxograma dos ensaios em piso flexível. Sistema ser humano ativo-estrutura	157
Figura 90 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 1,89 Hz	160
Figura 91 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,00 Hz	161
Figura 92 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,27 Hz	162
Figura 93 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,86 Hz	163
Figura 94 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 1,89 Hz.....	164
Figura 95 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,00 Hz.....	165
Figura 96 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,27 Hz.....	166

Figura 97 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,86 Hz.....	167
Figura 98 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 1,89 Hz.....	170
Figura 99 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,00 Hz.....	170
Figura 100 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,27 Hz.....	171
Figura 101 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,86 Hz.....	171
Figura 102 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 1,89 Hz.....	171
Figura 103 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,00 Hz.....	172
Figura 104 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,27 Hz.....	172
Figura 105 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,86 Hz.....	172
Figura 106 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 1,89 Hz.....	175
Figura 107 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,00 Hz.....	176
Figura 108 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,27 Hz.....	177
Figura 109 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,86 Hz.....	178
Figura 110 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 1,89 Hz.....	179
Figura 111 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,00 Hz.....	180
Figura 112 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,27 Hz.....	181
Figura 113 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,86 Hz.....	182
Figura 114 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 1,89 Hz (113 bpm).....	185
Figura 115 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 1,89 Hz (113 bpm).....	185
Figura 116 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,00 Hz (120 bpm).....	186
Figura 117 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,00 Hz (120 bpm).....	186

Figura 118 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,27 Hz (136 bpm).....	187
Figura 119 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,27 Hz (136 bpm).....	187
Figura 120 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,86 Hz (172 bpm).....	188
Figura 121 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,86 Hz (172 bpm).....	188
Figura 122 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 1,89 Hz (113 bpm)	189
Figura 123 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 1,89 Hz (113 bpm).....	189
Figura 124 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,00 Hz (120 bpm)	190
Figura 125 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,00 Hz (120 bpm).....	190
Figura 126 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,27 Hz (136 bpm)	191
Figura 127 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,27 Hz (136 bpm).....	191
Figura 128 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,86 Hz (172 bpm)	192
Figura 129 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,86 Hz (172 bpm).....	192
Figura 130 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados. [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 1º harmônico.....	195
Figura 131 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 2º harmônico.....	196
Figura 132 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 3º harmônico.....	197
Figura 133 – Variação de K_p versus T_c/T . Piso rígido e piso flexível. Plataforma de força	202
Figura 134 – Variação de K_p versus T_c/T . Piso rígido e piso flexível. Palmilhas	203
Figura 135 – Variação de K_p versus frequência da atividade.....	205

Figura 136 – Variação de K_p versus frequência da atividade (comparação com a literatura)	205
Figura 137 – Variação do período de contato em relação a frequência da atividade	206
Figura 138 – Variação de T_c versus a frequência da atividade (comparação com a literatura)	207
Figura 139 – Estrutura vazia. Posição 9. Varrimento (swept-sine).....	209
Figura 140 – Estrutura cheia. Pessoa em pé. Posição 9. Varrimento (swept-sine).	209
Figura 141 – Estrutura cheia. Pessoa – joelhos fletidos. Posição 9. Varrimento (swept-sine).....	209
Figura 142 – Estrutura vazia. Posição 3. Varrimento (swept-sine).....	210
Figura 143 – Estrutura cheia. Pessoa em pé. Posição 3. Varrimento (swept-sine).	210
Figura 144 – Estrutura cheia. Pessoa – joelhos fletidos. Posição 3. Varrimento (swept-sine).....	210
Figura 145 – Estrutura vazia. Posição 1. Varrimento (swept-sine).....	211
Figura 146 – Estrutura cheia. Pessoa em pé. Posição 1. Varrimento (swept-sine).	211
Figura 147 – Estrutura cheia. Pessoa – joelhos fletidos. Posição 1. Varrimento (swept-sine).....	211
Figura 148 – Acelerância experimental. Posição 9	213
Figura 149 – Acelerância experimental. Posição 3	214
Figura 150 – Acelerância experimental. Posição 1	215
Figura 151 – Representação da estrutura vazia ou do conjunto “estrutura + pessoa” através de um grau de liberdade	216
Figura 152 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 9	218
Figura 153 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 9	218
Figura 154 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 9	218
Figura 155 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 3	219
Figura 156 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 3	219

Figura 157 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 3	219
Figura 158 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 1	220
Figura 159 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 1	220
Figura 160 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 1	220
Figura 161 – Modelos biodinâmicos da interação ser humano passivo-estrutura ...	224
Figura 162 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 9	226
Figura 163 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 9	226
Figura 164 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 9	226
Figura 165 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 9	227
Figura 166 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 3	227
Figura 167 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 3	227
Figura 168 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 3	228
Figura 169 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 3	228
Figura 170 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 1	228
Figura 171 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 1	229
Figura 172 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 1	229
Figura 173 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 1	229
Figura 174 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 1,89 Hz	235

Figura 175 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,00 Hz	236
Figura 176 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,27 Hz	237
Figura 177 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,86 Hz	238
Figura 178 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 1,89 Hz	241
Figura 179 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,00 Hz	241
Figura 180 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,27 Hz	241
Figura 181 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,86 Hz	242
Figura 182 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (SILVA; BRITO; PIMENTEL, 2013; TOSO et al., 2016)	244
Figura 183 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 1,89Hz	246
Figura 184 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso rígido. 1,89Hz	246
Figura 185 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 1,89Hz ...	246
Figura 186 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,00Hz	247
Figura 187 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso rígido. 2,00Hz	247
Figura 188 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,00Hz ...	247
Figura 189 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,27 Hz	248
Figura 190 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso rígido. 2,27 Hz	248
Figura 191 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,27 Hz...	248
Figura 192 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,86 Hz	249
Figura 193 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso rígido. 2,86 Hz	249
Figura 194 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,86 Hz...	249
Figura 195 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 1,89 Hz	250
Figura 196 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 1,89 Hz....	250
Figura 197 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 1,89 Hz	250
Figura 198 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,00 Hz	251
Figura 199 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,00 Hz....	251
Figura 200 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,00 Hz	251

Figura 201 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,27 Hz.....	252
Figura 202 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,27 Hz....	252
Figura 203 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,27 Hz	252
Figura 204 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,86 Hz.....	253
Figura 205 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,86 Hz....	253
Figura 206 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,86 Hz	253
Figura 207 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso rígido. 1,89 Hz.....	257
Figura 208 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso rígido. 2,00 Hz.....	257
Figura 209 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso rígido. 2,27 Hz.....	258
Figura 210 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso rígido. 2,86 Hz.....	258
Figura 211 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 1,89 Hz.....	258
Figura 212 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,00 Hz.....	259
Figura 213 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,27 Hz.....	259
Figura 214 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,86 Hz.....	259
Figura 215 – Modelo proposto de interação ativa considerando um grau de liberdade (superfície em vibração – piso flexível)	260
Figura 216 – Modelo de força dura experimental aplicada sobre a estrutura vazia	261
Figura 217 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 1,89 Hz.....	262
Figura 218 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 1,89 Hz .	262
Figura 219 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,00 Hz.....	262
Figura 220 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,00 Hz .	263

Figura 221 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,27 Hz.....	263
Figura 222 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,27 Hz .	263
Figura 223 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,86 Hz.....	264
Figura 224 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,86 Hz .	264

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros que afetam a percepção humana às vibrações [Adaptado de Bachmann et al. (1995)]	54
Tabela 2 – Níveis de vibração aceitáveis para atividades humanas rítmicas.....	59
Tabela 3 – Critérios de conforto humano para atividades humanas rítmicas.....	59
Tabela 4 – Carga estática equivalente de carregamentos dinâmicos segundo vários autores (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011; MCDONALD, 2015)	67
Tabela 5 – Coeficientes de Fourier e ângulos de fase para saltos (BACHMANN et al., 1995)	73
Tabela 6 – Coeficientes de Fourier para saltos rítmicos (BAUMANN; BACHMANN, 1988)	73
Tabela 7 – Coeficientes de Fourier máximos para atividades rítmicas (PERNICA, 1990)	76
Tabela 8 – Coeficientes de Fourier estimados através de exercícios rítmicos (ALLEN, 1990)	78
Tabela 9 – Coeficientes de Fourier para aeróbica de alto impacto (ALLEN, 1990, 1991; MURRAY et al., 2016; NATIONAL BUILDING CODE OF CANADA, 2010)	79
Tabela 10 – Coeficientes de Fourier. Adaptado de Ellis e Ji (1994).....	82
Tabela 11 – Coeficientes de Fourier e ângulos de fase para saltos (ELLIS; JI, 2004b; JI; ELLIS, 1994; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009)	83
Tabela 12 – Fatores de coordenação para grupos maiores ou iguais a 50 pessoas (ISO 10137, 2007)	87
Tabela 13 – Parâmetros analíticos T , T_c e K_p para estrutura rígida. (FAISCA, 2003)	92
Tabela 14 – Coeficientes de defasagem (CD) analíticos para estrutura rígida (FAISCA, 2003)	93
Tabela 15 – Razão de contato segundo vários autores	95
Tabela 16 – Parâmetros utilizados na Figura 42 e Figura 43. 1 pessoa	101
Tabela 17 – Parâmetros utilizados na Figura 44 para 25 pessoas.....	103
Tabela 18 – GLFs recomendados para projeto ou avaliação de arquibancadas (JWG, 2008)	130
Tabela 19 – Valores dos parâmetros modais do corpo humano (vibração na direção vertical).....	138

Tabela 20 – Propriedades das molas de apoio da laje de concreto armado.....	152
Tabela 21 – Deslocamentos, velocidades e acelerações da pessoa	168
Tabela 22 – Força dura gerada pela pessoa. Plataforma de força.....	173
Tabela 23 – Valores de pressão nos pés da pessoa. Palmilhas instrumentadas....	183
Tabela 24 – Coeficientes de Fourier experimentais normalizados	194
Tabela 25 – Valores dos parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T . Plataforma de força. Piso rígido	199
Tabela 26 – Valores dos parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T . Plataforma de força. Piso flexível	199
Tabela 27 – Valores dos parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T . Palmilhas. Piso rígido	200
Tabela 28 – Valores dos parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T . Palmilhas. Piso flexível	200
Tabela 29 – Valores dos parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T . Acelerômetro (corpo). Piso rígido	201
Tabela 30 – Valores dos parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T . Acelerômetro (corpo). Piso flexível	201
Tabela 31 – Parâmetros utilizados no pós-processamento dos sinais experimentais	212
Tabela 32 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 9	221
Tabela 33 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 3	221
Tabela 34 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 1	221
Tabela 35 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 9	231
Tabela 36 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 9	231
Tabela 37 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 9.....	231
Tabela 38 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 9.....	231
Tabela 39 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 3	232
Tabela 40 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 3	232
Tabela 41 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 3.....	232

Tabela 42 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 3.....	232
Tabela 43 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 1	234
Tabela 44 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 1	234
Tabela 45 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 1.....	234
Tabela 46 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 1.....	234
Tabela 47 – Acelerações do piso flexível. Posição 9	239
Tabela 48 – Deslocamentos e velocidades do piso flexível. POS 9.....	242
Tabela 49 – Parâmetros biodinâmicos otimizados do corpo humano. Piso rígido ..	254
Tabela 50 – Parâmetros biodinâmicos otimizados do corpo humano. Piso flexível	254
Tabela 51 – Participação das forças no equilíbrio dinâmico. Piso rígido.....	256
Tabela 52 – Participação das forças no equilíbrio dinâmico. Piso flexível	257
Tabela 53 – Acelerações experimentais e numéricas (estrutura vazia). Piso flexível	266
Tabela 54 – Acelerações experimentais e numéricas (biodinâmico). Piso flexível..	266

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AISC	American Institute of Steel Construction
BS	British Standards Institution
DLF	Dynamic load factor
E.L.S	Estado Limite de Serviço
E.L.U	Estado Limite Último
FRF	Função de Resposta em Frequência
GLF	Generated load factor
ISO	International Organization for Standardization
JWG	Joint Working Group
NBR	Norma Brasileira
NBC	National Building Code of Canada
NRCC	National Research Council Canada
SCI	The Steel Construction Institute
TMD	Tuned mass damper

LISTA DE SÍMBOLOS

a_m	Aceleração média dos picos
a_n	Coefficiente da série infinita de Fourier (cosseno)
a_p	aceleração de pico
a/g	razão entre a aceleração dinâmica e a aceleração da gravidade
a_{rms}	aceleração r.m.s
a_w	aceleração ponderada
$a_{w,rms}$	aceleração r.m.s (<i>root mean square</i>) ponderada
$A(\omega_j)$	transformada de Fourier da aceleração (j-ésimo harmônico)
BLF_n	coeficiente dinâmico de Fourier associado ao n-ésimo harmônico (n)
b_n	coeficiente da série infinita de Fourier (seno)
bpm	batidas por minuto
C_h	amortecimento do ser humano passivo
C_{ha}	amortecimento do ser humano ativo
C_i	amortecimento associado ao i-ésimo grau de liberdade
C_s	amortecimento da estrutura
C_{sv}	amortecimento da estrutura vazia
CD	coeficiente de defasagem
$C(N)$	valores de coordenação (ponderação) entre os indivíduos
cm	centímetro
d_m	deslocamento médio dos picos positivos
d_p	deslocamento de pico
d_{rms}	deslocamento r.m.s
f	frequência
f_h	frequência natural do ser humano passivo
f_{ha}	frequência natural do ser humano ativo
f_s	frequência natural da estrutura
f_{sv}	frequência natural da estrutura vazia
f_n	frequência natural
f_p	frequência do passo ou da atividade
$F(t)$	força da atividade humana ao longo do tempo (força dura)

$F(t)/G$	força normalizada em relação ao peso de uma pessoa
$F_b(t)$	Força de base
$F_{bio}(t)$	força biodinâmica do caminhar humano
$F_{eq}(t)$	força equivalente biodinâmica
$F_{exp}(t)$	força experimental
F_p	força de pico
F_{rms}	força r.m.s
$F_s(t)$	força periódica externa aplicada sobre a estrutura
$F_{sim}(t)$	força simulada
$F(\omega)$	força dura no domínio da frequência (DLF)
g	aceleração da gravidade
G	peso
G_{aa}	densidade espectral de potência da aceleração
G_{af}	densidade espectral de potência cruzada entre aceleração e força
G_{ff}	densidade espectral de potência da força
G_{IA}	coeficiente dinâmico de Fourier relativo à força interna (GLF)
h_{salto}	altura do salto (expressão analítica)
H_1	estimador H1 no domínio da frequência
H_2	estimador H2 no domínio da frequência
H_{exp}	acelerância experimental
H_{mod1}	acelerância do modelo 1
H_{mod2}	acelerância do modelo 2
H_{exp}	acelerância experimental
H_{sim}	acelerância simulada
Hz	Hertz
i	número imaginário (domínio da frequência)
i	múltiplo harmônico da frequência do passo
k_h	rigidez do ser humano passivo
k_{ha}	rigidez do ser humano ativo
k_i	rigidez associada ao i -ésimo grau de liberdade
k_s	rigidez da estrutura
k_{sv}	rigidez da estrutura vazia
K_p	coeficiente de impacto

L	menor vão do piso
m_0	parcela de massa da pessoa na base do modelo 2
m_h	massa do ser humano passivo
m_{ha}	massa do ser humano ativo
m_i	massa associada ao i-ésimo grau de liberdade
m_s	massa da estrutura
m_{sv}	massa da estrutura vazia
m	metro
mm	milímetros
$m/s^{1,75}$	metro por segundo elevado a 1,75 (um vírgula setenta e cinco)
m/s^2	metro por segundo ao quadrado
M_c	Valor de massa conhecido para calibração da massa da laje
M_h	Massa estática do indivíduo
$M(f)$	Massa aparente no domínio da frequência
n	número de elementos ou termos
N	newton
p	número de pessoas
P_{gnd}	força de reação do piso (rígido)
P'_{gnd}	força de reação do piso (em vibração)
$P_{gnd}(\omega_j)$	transformada de Fourier da força (j-ésimo harmônico)
P_h	força de interação biodinâmica do indivíduo passivo
$P_{ha}(t)$	força interna do indivíduo ativo
P_p	pressão de pico
P/P_e	razão entre a pressão dinâmica e a pressão estática
P_{rms}	pressão r.m.s
r.m.s	valor quadrático médio (<i>root mean square</i>)
r_i	coeficiente de Fourier normalizado associado ao i-ésimo harmônico
s	segundo
t	tempo
T	Período da atividade rítmica
T_c	Período de contato
T_s	Período sem contato
$T(f)$	Transmissibilidade (domínio da frequência)

U_b	deslocamento de base
U_h	deslocamento do ser humano passivo
U_{ha}	deslocamento do ser humano ativo
U_i	deslocamento associado ao i -ésimo grau de liberdade
U_s	deslocamento da estrutura
U_{sv}	deslocamento da estrutura vazia
VDV	valor de dose de vibração (<i>vibration dose value</i>)
V_m	velocidade média dos picos positivos
V_p	velocidade de pico
V_{rms}	velocidade rms
W_p	carga efetiva por unidade de área das pessoas distribuídas sobre o piso
W_t	carga total por unidade de área do piso, incluindo os ocupantes
$Z(i\omega)$	impedância do sistema
α	razão de contato (T_c/T)
ΔH	discrepância
$\Delta\phi$	diferença de fase entre o deslocamento e a força biodinâmica
ξ	fator ou taxa de amortecimento
ξ_h	fator ou taxa de amortecimento modal do ser humano passivo
ξ_{ha}	fator ou taxa de amortecimento modal do ser humano ativo
ξ_s	fator ou taxa de amortecimento modal da estrutura
ξ_{sv}	fator ou taxa de amortecimento modal da estrutura vazia
$\rho(f)$	fator de participação redutor (fator de defasagem)
φ_i	ângulo de fase associado ao i -ésimo harmônico
ϕ_i	amplitude modal no grau de liberdade " i " do modo de vibração
τ	amostra representativa de tempo (constante de integração)
ω	frequência angular da força externa
ω_h	frequência angular do ser humano passivo
ω_{ha}	frequência angular do ser humano ativo
ω_p	frequência angular da atividade
ω_{sv}	frequência angular do da estrutura vazia

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	31
1 ESTADO DA ARTE	36
1.1 Efeito das ações humanas rítmicas sobre pavimentos	36
1.2 Caracterização dinâmica de atividades humanas rítmicas	42
1.3 Modelos biodinâmicos.....	47
1.4 Efeito da interação ser humano-estrutura	50
1.5 Critérios de conforto humano: normas e guias de projeto	54
2 MODELAGEM DAS AÇÕES DINÂMICAS RÍTMICAS	61
2.1 Tipos de carregamentos dinâmicos rítmicos	61
2.2 Modelos de carga estática equivalente	66
2.3 Modelos periódicos.....	69
2.4 Discussão sobre o uso de modelos periódicos	94
3 ESTUDO DA INTERAÇÃO SER HUMANO-ESTRUTURA	104
3.1 Caracterização analítico-experimental de modelos biodinâmicos	104
3.2 Interação ser humano passivo-estrutura	115
3.3 Interação ser humano ativo-estrutura	123
3.4 Valores dos parâmetros biodinâmicos encontrados na literatura.....	136
4 DESCRIÇÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS.....	140
4.1 Descrição dos métodos e equipamentos empregados.....	140
4.2 Ensaio em piso rígido	147
4.3 Ensaio em piso flexível.....	148
4.3.1 Interação ser humano passivo-estrutura	155
4.3.2 Interação ser humano ativo-estrutura.....	157
5 CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL DAS AÇÕES HUMANAS	159
5.1 Análise dos sinais no domínio do tempo.....	159
5.2 Avaliação dos sinais normalizados no domínio do tempo e da frequência	184
5.3 Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados com aqueles da literatura	195
5.4 Análise da influência da estrutura sobre os parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T ...	198
6 AVALIAÇÃO DA INTERAÇÃO PESSOA-ESTRUTURA EM PISOS	208

6.1 Sistema ser humano passivo-estrutura	208
6.1.1 Análise das funções de resposta em frequência (FRF).....	208
6.1.2 Identificação dos parâmetros modais do sistema estrutural.....	215
6.1.3 Identificação dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano.....	224
6.2 Sistema ser humano ativo-estrutura	234
6.2.1 Análise do conforto humano.....	234
6.2.2 Modelagem biodinâmica das ações humanas rítmicas	243
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	268
7.1 Conclusões	269
7.1.1 Caracterização experimental das ações humanas.....	269
7.1.2 Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos	275
7.1.3 Principais contribuições deste trabalho	278
7.2 Sugestões para trabalhos futuros	280
REFERÊNCIAS.....	281

INTRODUÇÃO

As ações dinâmicas humanas em pisos de edificações podem ser percebidas através de oscilações no sistema estrutural. Estes pavimentos são frequentemente destinados a moradias, escritórios, salões de eventos diversos e academias de ginástica, estando, portanto, submetidos ao caminhar bem como atividades rítmicas. Nesse sentido, podem-se fazer as seguintes perguntas: estas oscilações são perceptíveis e incômodas aos usuários? Se sim, quais são suas causas e como podem ser remediadas? Diversos investigadores têm apontado para o avanço tecnológico no campo dos materiais como causa principal do aumento de vibrações indesejadas.

Esta questão se trata de uma das principais motivações de vários trabalhos de pesquisa ao longo das últimas três décadas. Tem-se percebido um aumento significativo de sistemas estruturais esbeltos, flexíveis e com baixo amortecimento estrutural inerente; assim como o uso de vãos maiores e seções transversais menores no dimensionamento de estruturas na fase de projeto (BACHMANN et al., 1995; CAPPELLINI, 2015; FELDMANN et al., 2009; JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011; SCI, 2009).

Nota-se que há uma combinação de fatores que conduzem os sistemas estruturais a vibrações excessivas do ponto de vista humano. Além do baixo amortecimento estrutural inerente, as frequências naturais de pisos de edificações são, na maioria das vezes, encontradas na faixa de 4 a 8 Hz, justamente na mesma região dos harmônicos das atividades humanas. Conseqüentemente, esta combinação propicia a ocorrência do fenômeno de ressonância e, portanto, ocorrendo a amplificação das vibrações.

Além disso, os seres humanos apresentam mais sensibilidade às vibrações na faixa de frequência mencionada (BACHMANN et al., 1995; MURRAY et al., 2016; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009). Ressalta-se que na maioria desses casos trata-se de um problema predominantemente relacionado ao estado limite de serviço e pouco relacionado ao estado limite último do sistema estrutural (CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011; MURRAY; ALLEN; UNGAR, 2003).

Diversos autores têm investigado a representação de atividades humanas rítmicas, por intermédio de funções matemáticas, de forma a melhor avaliar, ainda na

fase de projeto, o nível de vibrações a que o sistema estrutural está submetido assim como ao conforto dos usuários (BACHMANN et al., 1995; ELLIS; JI, 2004; FAISCA, 2003; FELDMANN et al., 2009; ISO 10137, 2007; MURRAY et al., 2016; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009). É interessante salientar que, nestas funções, a ação humana é apenas representada através de uma força variante no tempo, designadas como modelos de força “dura” (*force-only models*).

No entanto, a escolha de uma função matemática em detrimento de outra (em função do autor, norma ou recomendação de projeto) pode superestimar ou subestimar a predição das acelerações do sistema estrutural, de modo que o engenheiro projetista deve tomar partido de soluções mais ou menos conservadoras em relação ao custo final do projeto (CAPPELLINI, 2015; GASPAS; SILVA, 2015). Na prática, estas soluções estão relacionadas ao provável enrijecimento da estrutura ou à previsão da instalação de dissipadores (atenuadores) de vibração.

Paralelamente, recentes investigações têm demonstrado, através de uma forma mais realista, representar o contato da atividade humana nos sistemas estruturais com base no estudo da interação ser humano-estrutura, um campo que envolve a interdisciplinaridade com a área da Biomecânica (CAPPELLINI, 2015; JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011). Nesse sentido, estes trabalhos pretendem contabilizar o efeito benéfico das propriedades dinâmicas do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento) atuando sobre as estruturas de forma análoga aos atenuadores de massa sintonizados em frequência (*tuned mass dampers*). Desta maneira, a consideração da interação ser humano-estrutura vem a contribuir para a adoção de soluções de projeto com base em hipóteses mais próximas da realidade.

Motivação

Os sistemas estruturais devem ser projetados de modo a garantir, igualmente, seu bom funcionamento, em longo prazo, tanto pensando no bem-estar das pessoas que utilizam as construções como em prováveis custos de reparo devido a vibrações excessivas. Desse modo, justificam-se os estudos de novas hipóteses que representem suficientemente bem, em problemas de engenharia, o comportamento dinâmico humano sobre as estruturas de modo que estes sistemas possam ser

dimensionados de forma mais condizente com a realidade de projeto, satisfazendo, portanto, critérios de segurança, conforto e economia.

Nesse sentido, este trabalho tem por motivação verificar a influência dos pisos de edificações sobre a caracterização experimental dinâmica das atividades humanas rítmicas com perda de contato (saltos) bem como, de modo contrário, investigar o efeito do ser humano agindo de maneira passiva e ativa sobre estes sistemas estruturais (interação ser humano-estrutura).

Desta maneira, visa-se examinar os principais fatores que podem tornar a representação matemática dessas atividades mais ou menos conservadoras. Em seguida, tem-se a intenção de compreender a contribuição de amortecimento devido à presença humana (interação ser humano passivo-estrutura), sobre os sistemas estruturais, de acordo com o tipo de postura (em pé ou joelhos fletidos) e sob quais condições esta influência postural é maior ou menor. Finalmente, esta tese é também motivada pela investigação da interação ser humano ativo-estrutura durante a realização de saltos rítmicos. Até o presente conhecimento do autor, este é um assunto pouco explorado na literatura, onde tem sido dada maior ênfase para o estudo da interação ser humano ativo-estrutura de pessoas balançando (sem execução de saltos) e caminhando.

É importante destacar que as forças dinâmicas induzidas por saltos rítmicos são essencialmente preponderantes na direção vertical (gravidade). Portanto, este trabalho se concentra no estudo do movimento do corpo na direção vertical assim como na avaliação das vibrações verticais dos sistemas estruturais.

Objetivos

O objetivo central desta tese consiste em ampliar a investigação do efeito da interação “ser humano-estrutura” de modo que os resultados aqui obtidos possam contribuir diretamente para a melhor consideração, avaliação e simulação do comportamento dinâmico de pisos de edificações sobre a influência humana. Ressalta-se que as atividades humanas rítmicas ocorrem usualmente em academias de ginástica, eventos musicais e esportivos; e estão relacionadas tanto aos seus praticantes quanto aos seus espectadores.

Podem-se definir os principais objetivos que norteiam o desenvolvimento deste trabalho de investigação:

- Comparação entre modelos de carregamento dinâmico do tipo força externa “pura” (“força dura”) e biodinâmicos com base em normas e recomendações de projeto existentes na literatura técnica disponível sobre o assunto;
- Emprego de três diferentes métodos para obtenção da resposta dinâmica experimental de um indivíduo praticando atividade rítmica (saltos): plataforma de força, acelerômetro acoplado ao corpo e palmilhas instrumentadas com sensores de pressão dentro do calçado;
- Investigação da influência da flexibilidade do sistema estrutural sobre a ação dinâmica do indivíduo, considerando uma superfície rígida (piso de laboratório) e um piso flexível montado em laboratório;
- Comparação dos coeficientes de Fourier experimentais obtidos com base nestes três métodos com aqueles disponíveis na literatura bem como realizar a avaliação dos parâmetros mecânicos de execução dos saltos (intravariabilidade do indivíduo);
- Avaliação experimental, em termos quantitativos e qualitativos, sobre o conforto humano em um piso flexível submetido à prática de atividades humanas rítmicas;
- Desenvolvimento de um estudo para a modelagem da interação “ser humano-estrutura” de forma a verificar o efeito de um indivíduo passivo (em pé e com joelhos fletidos) e ativo (saltando) sobre um piso flexível;
- Obtenção dos parâmetros dinâmicos do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento), com base em modelos biodinâmicos, em função do tipo de atividade e postura corporal.

Estrutura da tese

No capítulo 1 são apresentados os trabalhos de diversos autores considerando o efeito das ações humanas rítmicas sobre os pavimentos e suas implicações no conforto dos ocupantes. Conseqüentemente, abordam-se as investigações que caracterizam a força dinâmica humana bem como o efeito da interação ser humano-estrutura com base em modelos biodinâmicos aplicados em problemas de Engenharia Civil. Por último, apresentam-se os critérios de conforto humano com base em normas e guias de projeto.

O capítulo 2 aborda em detalhes o conceito da modelagem das ações dinâmicas rítmicas como funções matemáticas sob a consideração de vários autores. Procurou-se verificar e discutir suas diferenças quanto às metodologias empregadas assim como investigar as possíveis condições para que uma função seja mais ou menos conservadora.

No capítulo 3 são apresentados os principais métodos e metodologias empregados, de forma pormenorizada, para a avaliação da interação ser humano-estrutura considerando a influência do tipo de atividade que o indivíduo realiza sobre o sistema estrutural.

O capítulo 4 descreve os ensaios experimentais realizados em laboratório bem como os procedimentos técnicos e os equipamentos empregados para a realização dos objetivos desta tese.

O capítulo 5 verifica a influência do tipo de sistema estrutural sobre a caracterização da ação dinâmica rítmica com base nos ensaios realizados. Além disso, os resultados obtidos são confrontados com o estudo realizado no capítulo 2.

No capítulo 6 investiga-se experimentalmente a influência do ser humano sobre um piso flexível. Portanto, a contribuição do ser humano como mecanismo de atenuação das vibrações é evidenciada. Além disso, é exposta a diferença entre a interação ser humano passivo-estrutura e ser humano ativo-estrutura.

Finalmente, no capítulo 7, são apresentadas as conclusões obtidas com o desenvolvimento do presente trabalho, além de algumas propostas para trabalhos futuros.

1 ESTADO DA ARTE

Este capítulo tem como principal objetivo sintetizar – de modo global – todos os aspectos envolvidos nas ações dinâmicas humanas rítmicas em pavimentos. Para isso, esta seção contempla estudos de diversos autores e pesquisadores ao longo das três últimas décadas de tal maneira que estas investigações constituam a base deste trabalho. É interessante notar, a partir de um ponto de vista temporal, a evolução do carregamento humano no âmbito da Engenharia Estrutural: desde a hipótese de uma carga estática equivalente, passando por funções dinâmicas experimentais até a consideração das propriedades mecânicas do corpo humano, isto é, o emprego de modelos biodinâmicos.

A escolha ou a justificativa pelo uso de uma hipótese representativa do carregamento humano está relacionada tanto a fatores econômicos quanto ao conforto dos usuários desses sistemas estruturais, devendo o engenheiro tomar partido de soluções mais ou menos conservadoras. Embora o ser humano seja muito mais complexo do que um simples corpo mecânico – levando-se em conta a individualidade intrínseca de cada ser e suas características psicológicas – tem-se procurado representá-lo de forma mais condizente com a realidade. Nesse sentido, as normas e guias de projeto têm apresentado, tanto quanto possível, as principais diretrizes para a consideração dinâmica destas ações, ainda que, do ponto de vista dos modelos biodinâmicos, estejam começando.

1.1 Efeito das ações humanas rítmicas sobre pavimentos

Recentes trabalhos têm corroborado a atual importância do estudo de vibrações oriundas de atividades humanas rítmicas. Li et al. (2011) avaliaram o projeto de um edifício de 3 andares cujos dois pisos são dedicados à prática de eventos esportivos ou de natureza diversa (espaço polivalente). Com uma área de 25 x 25 m para o segundo andar e de 44 x 42 m para o terceiro andar, os pisos são constituídos por treliças de aço-leve vencendo longos vãos. Nesse sentido, o trabalho

desenvolvido chamou a atenção para a susceptibilidade desse sistema estrutural em relação às vibrações excessivas. Os autores realizaram estudos analíticos e numéricos, com base em recomendações de projeto, de maneira a avaliar a frequência fundamental da estrutura bem como simular as atividades humanas rítmicas através de funções matemáticas.

O estudo realizado por Comer, Blakeborough e Williams (2013) apresenta, experimentalmente, os efeitos dos movimentos de uma plateia balançando (*bouncing*) sobre uma arquibancada fixa desenvolvida em laboratório, conforme a Figura 1. Desse modo, analisou-se a estrutura em duas condições distintas: suporte rígido, com frequência fundamental de 23 Hz; e suporte flexível, com frequência fundamental de 2,8Hz. Verificou-se que houve uma redução da magnitude do segundo harmônico da força gerada pela multidão na condição flexível. Por outro lado, não houve diferença com relação ao primeiro e o terceiro harmônicos em ambas condições. Os autores salientaram duas plausíveis explicações para o fato: o grupo não pôde fornecer energia suficiente no caso flexível ou ele alterou o estilo da atividade para reduzir a resposta dinâmica da arquibancada.

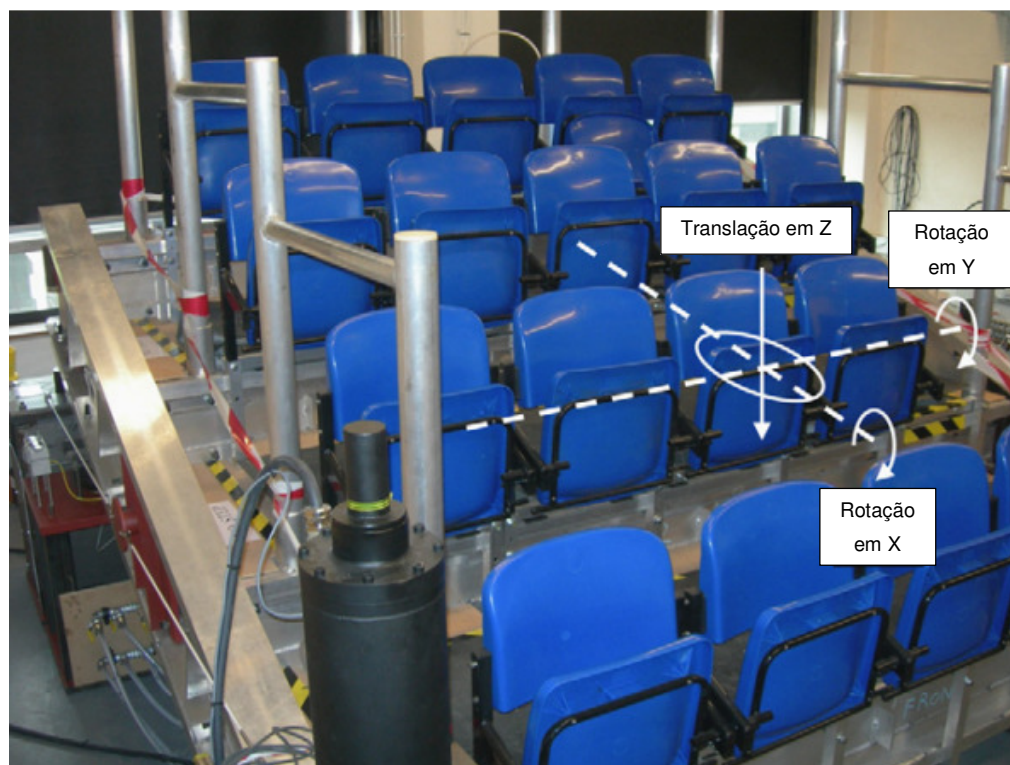


Figura 1 – Simulador de arquibancada em laboratório e seus respectivos graus de liberdade
[Adaptado de Comer, Blakeborough e Williams (2013)]

Um importante estudo de caso foi apresentado por Lee et al. (2014) em relação a um fenômeno de ressonância global ocorrido em um edifício em aço de 39 andares conforme exibido na Figura 2. Os ocupantes nos últimos andares relataram vibrações desconfortáveis durante 10 minutos. Os testes experimentais e o correspondente modelo numérico revelaram que os pisos apresentam um modo de vibração global igual a 2,7 Hz e fator de amortecimento de 0,3%, o qual foi facilmente excitado pela prática de atividade rítmica devido à localização de uma academia no décimo segundo andar. Ressalta-se que esta frequência se encontra na mesma faixa correspondente ao primeiro harmônico de atividades rítmicas, apresentando maior contributo energético. Os valores de acelerações de 0,6 a 0,7 m/s² obtidos encontram-se no limiar dos limites recomendados por normas e guias de projeto.

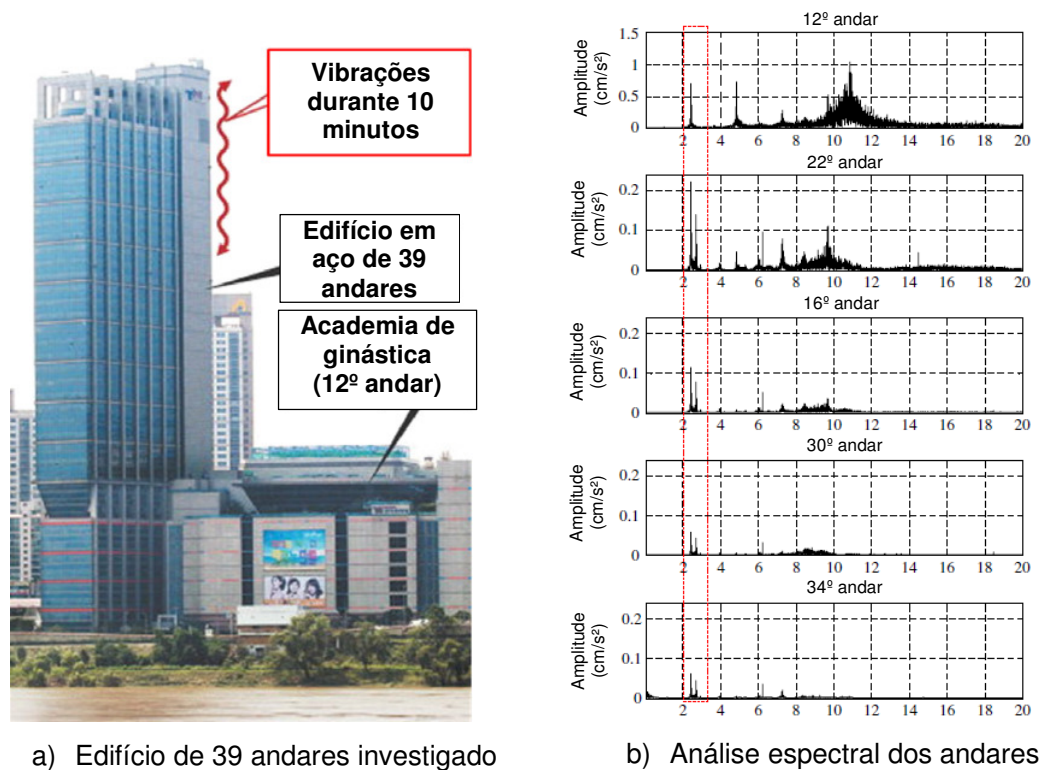


Figura 2 – Ressonância global de pavimentos (LEE et al., 2014)

Chen, Li e Racic (2016) propuseram um gráfico de projeto para a previsão da resposta dinâmica de pisos genéricos, com um grau de liberdade, submetidos a pessoas saltando. Com base em 506 sinais de força originados a partir de 92 indivíduos (Figura 3a), desenvolveu-se uma análise estatística de modo que a

aceleração de pico pudesse ser calculada em função da frequência do piso numa faixa de 0,5 a 15 Hz, de acordo com a Figura 3b. Salienta-se que os trechos da Figura 3b (2,5–3,5 Hz; 4–7 Hz e 7–15 Hz) correspondem a contribuição do primeiro, segundo e harmônicos superiores, respectivamente, da atividade rítmica realizada. Segundo os autores, o método proposto foi verificado com sucesso tanto num piso de concreto construído para esta finalidade (Figura 3c) quanto num piso real.

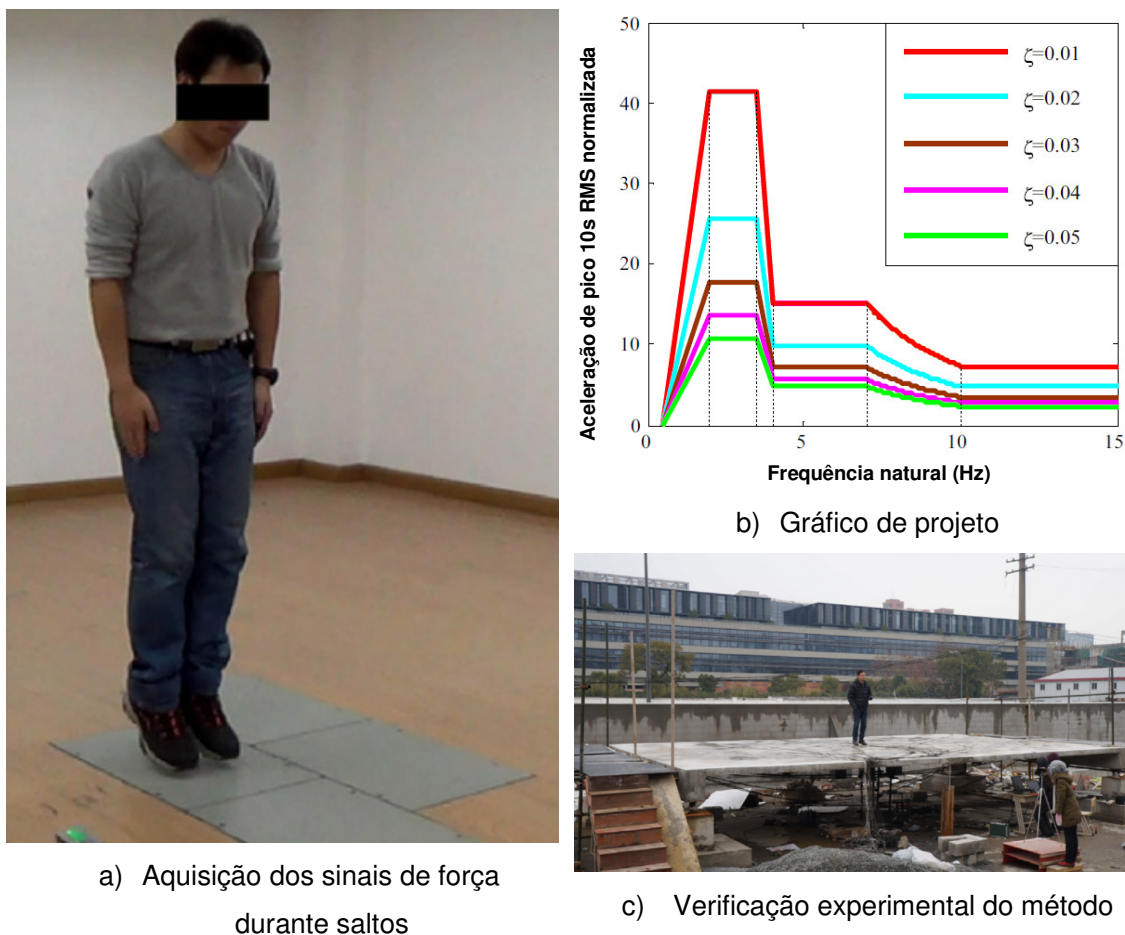


Figura 3 – Resposta dinâmica de pisos submetidos a saltos (CHEN; LI; RACIC, 2016)

Zhou et al. (2016) realizaram uma investigação completa (experimental e numérica) de um piso concebido em concreto protendido destinado a prática de Badminton (um esporte semelhante ao tênis e jogado com petecas), de acordo com a Figura 4. As frequências e modos experimentais foram obtidos através de testes com o impacto do calcanhar (*heel-drop test*) e verificou-se que a frequência fundamental do piso igual a 6,17 Hz situa-se abaixo do limite recomendado de normas e guias de

projeto para a execução de atividades rítmicas. Dessa maneira, o piso foi submetido a atividades humanas como o caminhar e saltos a fim de investigar se as acelerações estavam dentro do limite de conforto humano. Os níveis de vibração encontrados foram satisfatórios de acordo com a percepção dos ocupantes. Por outro lado, os autores ressaltaram que alguns limites estipulados por normas e guias e projeto poderiam ser conservadores para o piso analisado.

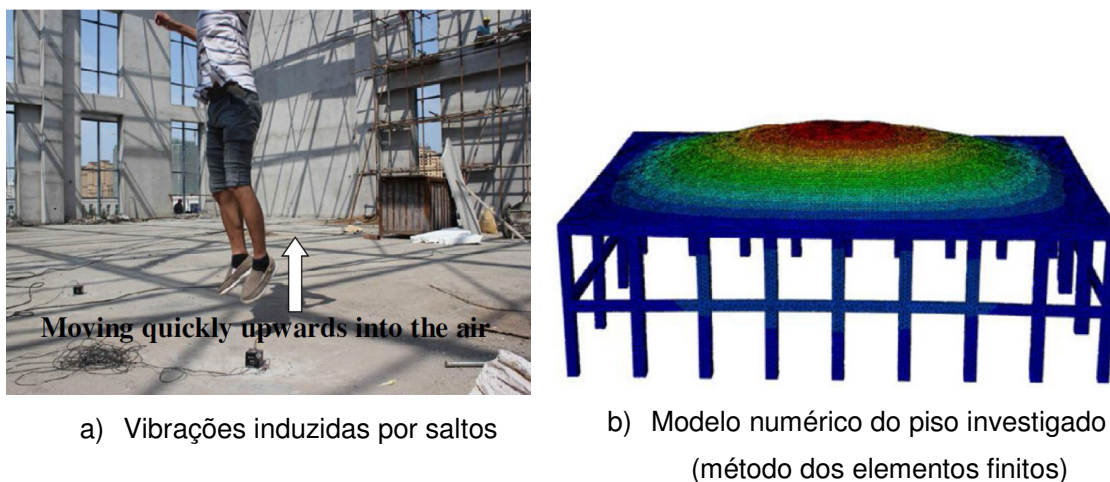


Figura 4 – Avaliação de vibrações de um piso de concreto protendido submetido a atividades humanas (ZHOU et al., 2016)

Assim como Zhou et al. (2016), Chen, Zhang e Liu (2015) perceberam que algumas normas e guias de projeto, baseados em critérios de frequência fundamental mínima, podem ser demasiadamente rigorosos em relação ao piso de concreto protendido investigado pelos autores. O sistema estrutural – que serve como saguão de espera de uma estação ferroviária – apresenta um vão longo de 30 m numa área total de 90 x 30 m. Embora a frequência fundamental do piso, igual a 2,2 Hz, ficasse muito abaixo das recomendações de projeto, não houve queixa dos usuários em relação ao conforto humano passados três anos após a inauguração da estação. Os autores obtiveram os sinais de aceleração tanto em relação ao uso diário do saguão quanto em testes controlados de um grupo de pessoas caminhando e saltando. Observou-se que os níveis de vibração obtidos estavam bem abaixo dos limites recomendados. Desse modo, os autores preconizam que a avaliação do conforto humano com base nos limites de vibração é mais coerente para este tipo de estrutura.

An et al. (2016) avaliaram um sistema estrutural inovador – piso misto (aço-concreto) suportado por cabos – que apresenta ótima capacidade de suporte para vãos longos e maior relação resistência/peso, conforme a Figura 5. Em contrapartida, o piso – destinado como ginásio – exibe frequências naturais variando de 2,3 Hz a 3,06 Hz e baixo fator de amortecimento, igual a 1,54%. Os autores relataram que acelerações de pico acima de $1,2 \text{ m/s}^2$ foram percebidas como “drásticas” segundo os os participantes ativos e passivos.



a) Piso misto suportado por cabos



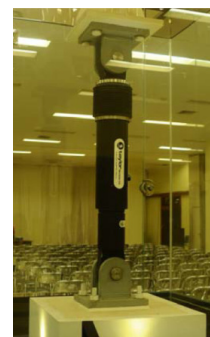
b) 64 pessoas pulando

Figura 5 – Piso misto suportado por cabos sob atividades humanas (AN et al., 2016)

Erlina, Priyosulistyo e Saputra (2017) investigaram um piso de concreto protendido com dimensões de 28,8 x 21,6 m usado como auditório. Relataram-se queixas de vibrações excessivas durante um concerto de música pop. A partir de ensaios experimentais, a frequência fundamental de 4,39 Hz foi obtida, se encontrando na mesma região dos harmônicos de atividades humanas. Os autores instalaram um sistema passivo de atenuação de vibrações (amortecedor viscoso) de forma a melhorar o conforto humano dos ocupantes, aumentando o amortecimento do piso de 4,58 % a 14,51 %, de acordo com a Figura 6.



a) 50 pessoas dançando sobre o piso



b) Atenuador passivo instalado

Figura 6 – Auditório sob atividades rítmicas (ERLINA; PRIYOSULISTYO; SAPUTRA, 2017)

1.2 Caracterização dinâmica de atividades humanas rítmicas

As vibrações induzidas por atividades humanas – tal como o caminhar, corrida, saltos e ginástica aeróbica – consistem em um problema complexo em relação a sua representação matemática. Isto porque as ações dinâmicas geradas durante essas atividades estão diretamente relacionadas às características próprias de cada indivíduo como a idade, o peso, a habilidade física, o tipo de calçado e ainda a forma como cada indivíduo realiza tal atividade. Além disso, a própria natureza das atividades humanas praticadas apresenta diferenças entre si no que diz respeito ao tempo de contato entre os pés e o solo. Portanto, todos esses aspectos não contribuem para uma fácil representação matemática ou física desse fenômeno.

Diversos pesquisadores (BACHMANN et al., 1995; ELLIS; JI, 2004; ISO 10137, 2007; MURRAY et al., 2016; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009) representaram matematicamente o carregamento humano através de uma série de Fourier, com base em testes experimentais, considerando uma parte estática (devido ao peso individual) e outra parte devido à carga dinâmica (variando no tempo). Para tanto, a função semisseno é comumente utilizada por estes autores para a modelagem da atividade rítmica. Por outro lado, salienta-se que a função matemática “Hanning” (ou cosseno ao quadrado, ver Figura 7) tem sido apontada por alguns autores como a função que melhor se ajusta consoante aos dados experimentais.

Faisca (2003) propôs um modelo analítico-probabilístico, com base na função Hanning, através de testes experimentais em laboratório com indivíduos realizando atividades não ritmadas e ritmadas, tais como saltos com e sem estímulo, ginástica aeróbica, torcidas de futebol e plateias de show. Para isso, os dados experimentais foram tratados estatisticamente de sorte que a função possa ser considerada em projetos de estruturas.

O trabalho de Sim (2006) também corrobora a escolha da função Hanning no que diz respeito à função analítica que melhor se ajustou aos sinais experimentais para saltos com frequência entre 2 a 3,5 Hz. O autor analisou experimentalmente duas pessoas pulando separadamente uma da outra e simultaneamente (frente a frente) de tal maneira que pudesse caracterizar estatisticamente o tempo do impulso, forma da função e o grau de sincronização entre os indivíduos. Os resultados mostraram que as pessoas estiveram mais sincronizadas quando pularam juntas.

Caetano et al. (2011) realizaram um estudo experimental e numérico a fim de caracterizar as cargas dinâmicas verticais induzidas por pessoas pulando sobre uma passarela de modo a induzir uma condição de ressonância. Verificou-se que embora o sinal da força dinâmica (normalizada pelo peso – F/G) gerado por um pedestre mostrou-se estar de acordo com a função semisseno, a função Hanning se correlacionou de forma mais precisa com os dados experimentais obtidos. A Figura 7 ilustra a comparação entre o sinal correspondente ao impulso de um salto com as funções seno, semisseno e Hanning (FAISCA, 2003; CAETANO et al., 2011).

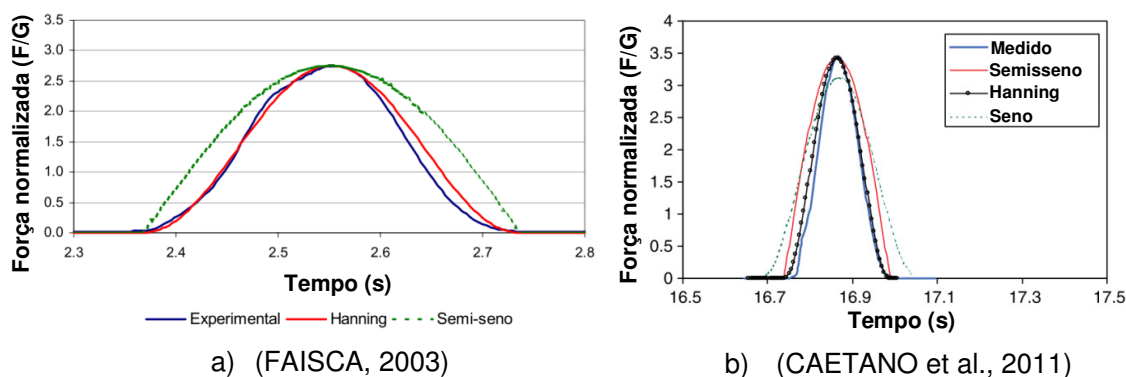
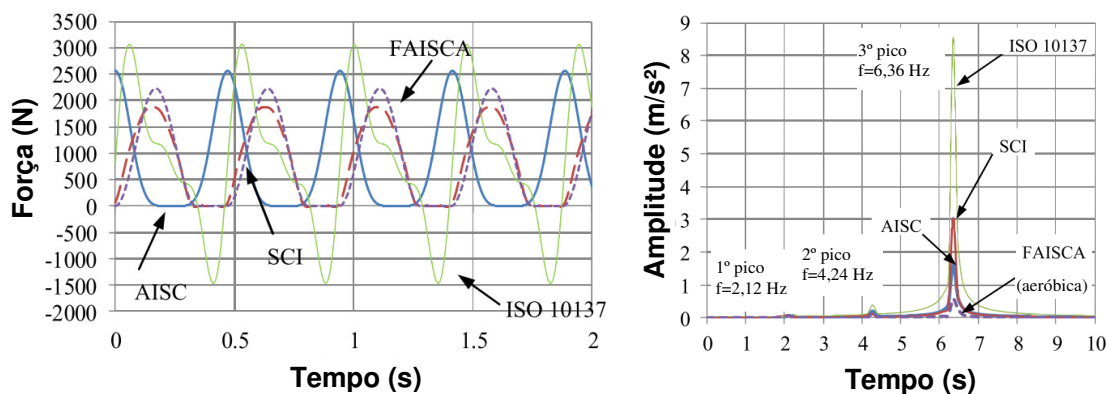


Figura 7 – Comparação do sinal experimental de impulso com funções matemáticas

Até a presente data, boa parte dos estudos que preconizam o uso da função semisseno está contida em diversas normas e guias de projeto estrangeiros (BACHMANN et al, 1995; AISC, 2016; ISO 10137, 2007; JRC, 2008; SCI, 2009) de modo que os engenheiros possam avaliar o nível de vibrações de seus modelos estruturais na fase de projeto. Embora a metodologia desenvolvida por estes trabalhos seja semelhante, seus resultados diferem entre si principalmente no valor de seus coeficientes dinâmicos e no fator de defasagem (falta de sincronismo) entre os praticantes das atividades rítmicas.

Gaspar e Silva (2015) investigaram, numericamente, o nível de vibrações de um piso misto (aço-concreto) submetido a atividades humanas rítmicas. Realizou-se um extenso estudo paramétrico de tal modo que a resposta dinâmica do piso em ressonância, relacionada ao conforto humano, fosse comparada em função da simulação de várias funções matemáticas recomendadas por diversas normas e guias de projeto. Verificou-se que tais funções podem ser mais ou menos conservadoras dependendo de seus coeficientes dinâmicos assim como da consideração da falta de coordenação entre as pessoas, de acordo com a Figura 8.



a) Funções dinâmicas no domínio do tempo

b) Resposta dinâmica do piso

Figura 8 – Funções dinâmicas da literatura e a resposta dinâmica de um piso misto (GASPAR; SILVA, 2015)

Cappellini (2015) cita que a abordagem determinística da representação humana atuando como uma força dinâmica externa sobre os sistemas estruturais é uma hipótese muito simplista e que não reflete o real comportamento dinâmico entre o homem e a estrutura. Tem-se notado que, em sua maior parte, estas forças externas tendem a superestimar as vibrações obtidas na fase de projeto, podendo, portanto, tornar os projetos mais onerosos. Geralmente, tais forças são aplicadas em relação a uma estrutura “vazia” ou com baixo amortecimento estrutural, uma vez que o amortecimento individual inerente do indivíduo é desconsiderado.

Parkhouse e Ewins (2006) investigaram experimentalmente que o carregamento dinâmico rítmico induzido por multidões tem duas componentes: uma que está em sincronia com a batida (estímulo sonoro ou visual) e outra que é estocástica ou randômica. Analisaram-se os sinais de força dinâmica de grupos variando de 5 a 200 pessoas a partir do estímulo sonoro de um metrônomo com tempos entre 90 a 210 bpm (1,5 a 3,5 Hz). Verificou-se que as componentes em sincronia e estocástica são proporcionais ao tamanho do grupo e à raiz quadrada dele, respectivamente.

Racic e Pavic (2010a) apresentam um modelo matemático para gerar cargas verticais sintéticas representativas de uma pessoa pulando fundamentado num ajuste de uma função Gaussiana. Segundo os autores, tal abordagem se revela mais realística do que o modelo convencional das funções semisseno. Recentemente, Racic et al. (2013) apresentaram uma visão crítica da tecnologia e das instalações disponíveis para a determinação da força dinâmica induzida pelo homem, por exemplo, devido ao caminhar, corrida e salto em estruturas de engenharia civil.

Os autores comentam que embora avanços tecnológicos significativos tenham sido feitos na última década, os estudos são muitas vezes limitados a indivíduos em ambientes laboratoriais, podendo gerar respostas artificiais. Além dos tradicionais equipamentos comumente utilizados na literatura, tais como plataforma de força, palmilhas de pressão e esteiras instrumentadas, os autores sugerem o uso de equipamentos baseados no rastreamento do movimento do corpo através de câmeras de vídeo especializadas – *visual marker data*, de modo que eventos reais sejam representados com a maior fidelidade possível (RACIC; BROWNJOHN; PAVIC, 2010). As Figuras 9 e 10 apresentam exemplos de testes experimentais em laboratório.



a) Atividade de saltar



b) Ginástica aeróbica

Figura 9 – Ensaio experimental sobre plataforma instrumentada (FAISCA, 2003)

a) Tecnologia *Codamotion*

b) Saltos sobre uma laje de concreto

Figura 10 – Ensaio experimental com base no rastreamento do corpo (RACIC et al., 2010)

O estudo realizado por McDonald e Živanović (2016) apresentou a caracterização das forças rítmicas de 8 pessoas pulando e balançando tanto por intermédio de plataforma de força quanto pela captura do movimento do corpo através de uma vídeo-câmera. Desse modo, o movimento particular de dezessete pontos (marcadores) do corpo pôde ser identificado. Foi verificado que o marcador (B6) localizado na sétima vértebra da base do pescoço representou melhor o centro de massa do corpo para reproduzir com acurácia o conteúdo espectral de frequências de até 4 e 5 Hz (pessoas saltando e balançando, respectivamente).

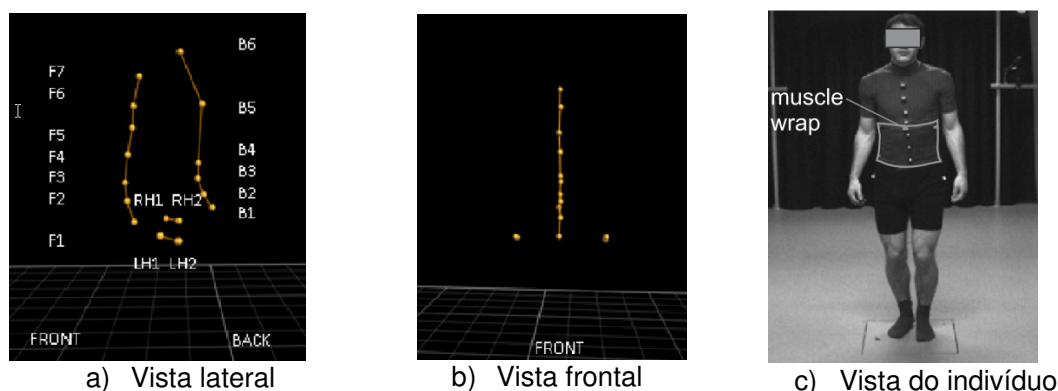


Figura 11 – Captura do movimento humano por vídeo-câmera através de 17 marcadores (MCDONALD; ŽIVANOVIĆ, 2016)

Martínez et al. (2016) apresentaram um novo modelo de carregamento, segundo o uso de uma plataforma de força (Figura 12), a fim de simular matematicamente os saltos. Com base em mais de 100 testes, os autores geraram uma força randômica a partir das distribuições estatísticas dos parâmetros de magnitude da força, frequência e ângulo de fase. Obteve-se uma ótima validação experimental e calibração numérica da função proposta considerando uma estrutura flexível (ginásio real) com frequência fundamental de 5,74 Hz.

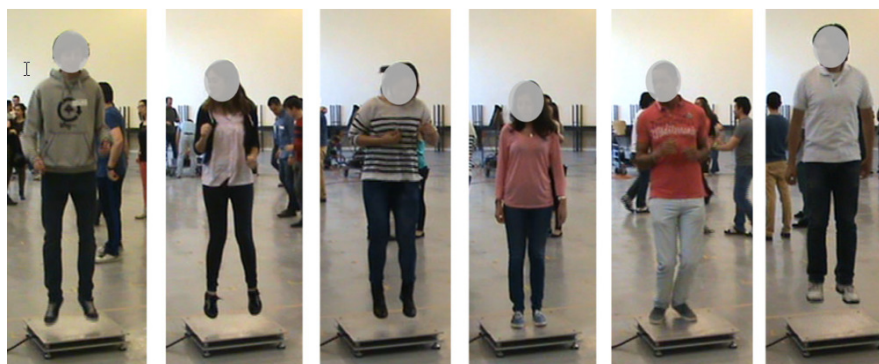


Figura 12 – Pessoas saltando sobre plataforma de força instrumentada com células de carga (MARTÍNEZ et al., 2016)

1.3 Modelos biodinâmicos

A interação dinâmica entre o ser humano e sistemas estruturais é definida, segundo Jones et al. (2011), como o fenômeno pelo qual a combinação de ambas as características dinâmicas – relacionadas à rigidez, massa e amortecimento do homem e da estrutura – sobre a qual ele se encontra resulta em um conjunto particular de novas propriedades dinâmicas. Ellis e Ji (1997a) perceberam que a aceleração espectral variou bastante considerando uma arquibancada com e sem pessoas presentes, conforme pode ser visto na Figura 13.

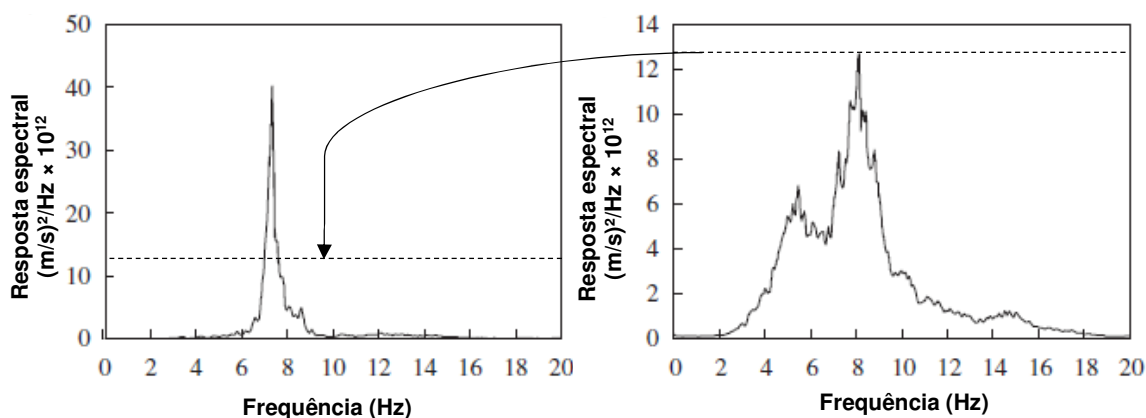


Figura 13 – Aceleração espectral de um ponto de uma arquibancada vazia (esq.) e cheia (dir.), respectivamente (ELLIS; JI, 1997)

Antes de se compreender o efeito da interação ser humano-estrutura é necessário estabelecer o comportamento dinâmico do corpo humano propriamente dito. É notável o desafio de caracterizá-lo fisicamente e matematicamente dada a sua complexidade natural. Nesse sentido, observa-se a interdisciplinaridade com a área de Biomecânica. Por outro lado, diversos pesquisadores têm representado dinamicamente o corpo humano através de sistemas do tipo massa-mola-amortecedor com poucos graus de liberdade, de tal modo que o corpo biodinâmico seja suficientemente bem representado para o uso em problemas de engenharia. (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011; MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003; SACHSE; PAVIC; REYNOLDS, 2004). A Figura 14 apresenta um exemplo dessa representação.

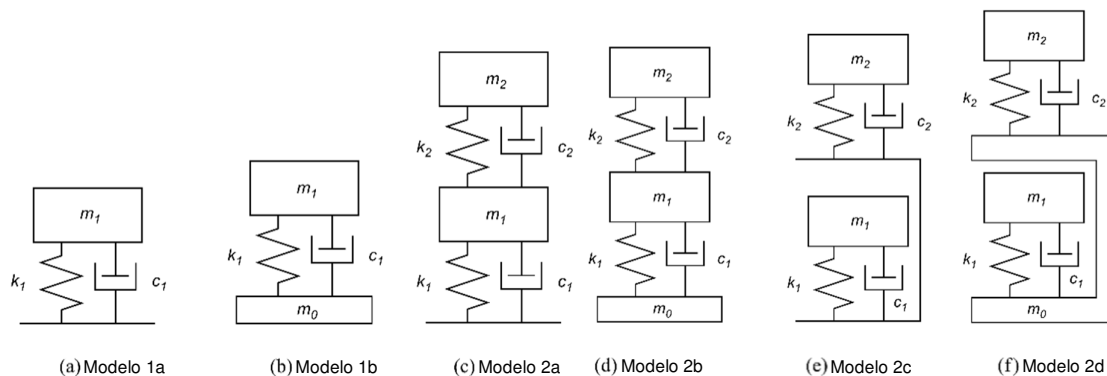


Figura 14 – Modelos biodinâmicos (massa-mola-amortecedor) do corpo humano
(MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)

Sachse et al. (2004), com base em dados de pesquisas anteriores, realizaram experimentos para determinar modelos biodinâmicos apropriados para o uso em engenharia civil. Desse modo, sugeriram-se valores de frequências naturais entre 5 e 6 Hz de sistemas equivalentes com um grau de liberdade, sendo o valor médio da massa modal igual a 80% da massa do indivíduo e o amortecimento crítico na faixa de 30 a 50%, dependendo da pessoa e de sua postura.

Ampliando o trabalho de Sachse et al. (2004), Ibrahim (2006) gerou uma tabela de representação das propriedades dinâmicas humanas para um grau e múltiplos graus de liberdade em diferentes posturas; porém, preferencialmente de pé ou sentadas. Jones et al. (2011) ressaltam que, enquanto uma grande variedade de modelos dinâmicos para o corpo humano foi desenvolvida, poucos estudos foram feitos para a caracterização das propriedades dinâmicas de multidões em eventos reais. A maioria das publicações é baseada em dados limitados que são extrapolados de indivíduos e grupos pequenos para grandes multidões (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

No que diz respeito aos efeitos das pessoas sobre os sistemas estruturais, tem-se observado que elas podem se comportar, em geral, de modo passivo ou ativo. A influência de pessoas atuando passivamente tem sido amplamente estudada nas últimas décadas, notando-se que elas podem alterar de maneira significativa as frequências naturais e o amortecimento crítico das estruturas que elas ocupam (CAPPELLINI, 2015). Brownjohn (2001) investigou o efeito de pessoas sobre uma laje de concreto em laboratório e observou que mesmo um único indivíduo poderia aumentar o amortecimento crítico da laje de 0,8 a 9,2% (ver capítulo 3, seção 3.2).

Segundo Cappellini (2015), existe uma tendência de uma diminuição das frequências naturais da estrutura devido à presença de pessoas. Entretanto, alguns autores apontam um aumento (BUSCA et al., 2014) ou até mesmo um modo adicional. Em relação ao efeito das pessoas ativas, Ellis e Ji (1994) propuseram que pessoas engajadas em atividades, tais como o pulo, não poderiam afetar as propriedades modais da estrutura em função do pequeno período de tempo em contato com ela. Porém, isso não é geralmente aplicável a multidões, uma vez que é pouco provável que todos indivíduos estejam sincronizados (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

Ji, Zhou e Zhang (2013) propuseram um modelo “contínuo” para a representação do corpo humano sobre um sistema estrutural. Para isto, foi desenvolvido um modelo antropomórfico (semelhante à forma humana) considerando a distribuição de massa ao longo da altura do indivíduo. Desse modo, representou-se o ser humano em pé através de sete segmentos de massa associados a duas constantes de rigidez, k_1 e k_2 . Os autores salientam que a principal contribuição deste modelo está no fato de a massa do corpo inteiro contribuir para a vibração (também nos termos fora da diagonal da matriz global de massa) em vez de parte do corpo (somente na diagonal desta matriz), como é característico do modelo biodinâmico de base fixa. A Figura 15 apresenta a comparação entre o modelo “contínuo” e de base fixa.

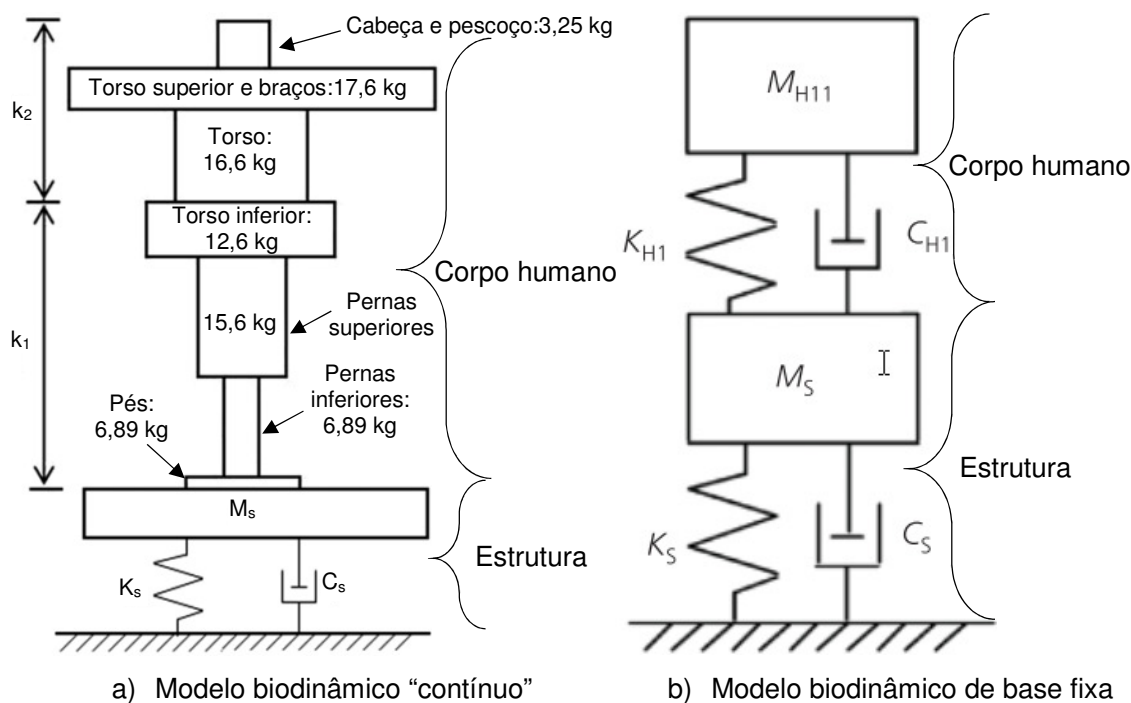


Figura 15 – Comparação entre modelos biodinâmicos do corpo humano: contínuo e de base fixa sobre um sistema de um grau de liberdade [Adaptado de Ji, Zhou e Zhang (2013)]

1.4 Efeito da interação ser humano-estrutura

No que tange à modelagem da interação ser humano-estrutura propriamente dita, vários modelos foram propostos para facilitar a determinação da resposta dinâmica da estrutura sujeita ao carregamento dinâmico humano. Inicialmente, e por muito tempo aceitável, a maneira mais simples de considerar a presença das pessoas sobre a estrutura era por meio de massas concentradas adicionais. Essa consideração fazia com que a frequência natural do sistema fosse reduzida. Entretanto, a presença do amortecimento não era considerada. Alguns autores observaram essa limitação e sugeriram um sistema dinâmico com amortecimento (CAPPELLINI, 2015; JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

A partir de um extensivo estudo paramétrico com base em dados experimentais, Sachse et al. (2004) propuseram um modelo de interação ser humano-estrutura com dois graus de liberdade similarmente a um amortecedor de massa sintonizada (TMD – *tuned mass damper*) para prever o comportamento dinâmico do sistema. Entretanto, o estudo possui algumas limitações, de acordo com Cappellini (2015): as propriedades do corpo humano variam com a frequência natural da estrutura vazia, o efeito do comportamento multimodal com frequências naturais próximas pode não ser considerado assim como aquele da distribuição espacial das pessoas sobre cada nó da estrutura. Sim et al. (2007) investigaram a representação de pessoas em pé e sentadas sobre uma estrutura, totalizando num sistema com três graus de liberdade. Assim como o trabalho de Sachse et al. (2004), o efeito da distribuição espacial da multidão não foi considerado (CAPPELLINI, 2015).

Pavic e Reynolds (2008) estudaram a interação de pessoas ativas e passivas numa arquibancada e propuseram um modelo representativo de 3 graus de liberdade, como apresentado na Figura 16. Nota-se uma força associada ao grau de liberdade relativo às pessoas ativas chamada pelos autores de “GLF” (*generated load factor*). Os autores fazem distinção entre essa força e aquela aplicada diretamente sobre a estrutura, conforme os modelos de carregamento associados à aplicação de uma força externa pura. Eles demonstraram uma boa acurácia entre o modelo proposto e dados experimentais em arquibancadas com multidões reais. Nota-se que o guia de projeto “Joint Working Group” (JWG, 2008)” preconiza o uso deste modelo desenvolvido por Pavic e Reynolds (2008). Entretanto, a principal limitação deste

modelo está relacionada às pessoas ativas, onde é somente considerado o efeito de pessoas balançando (*bobbing or bouncing*) sem perda de contato com a estrutura.

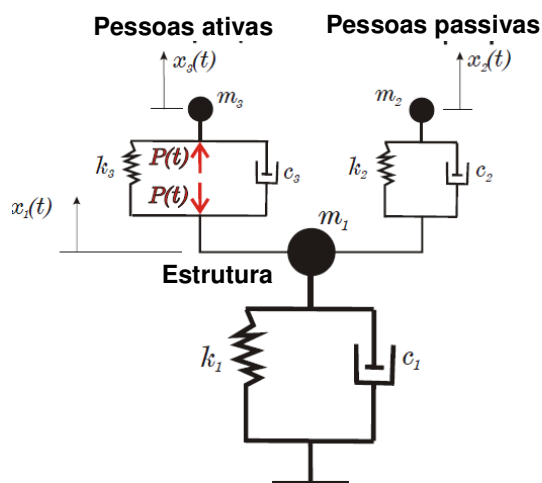
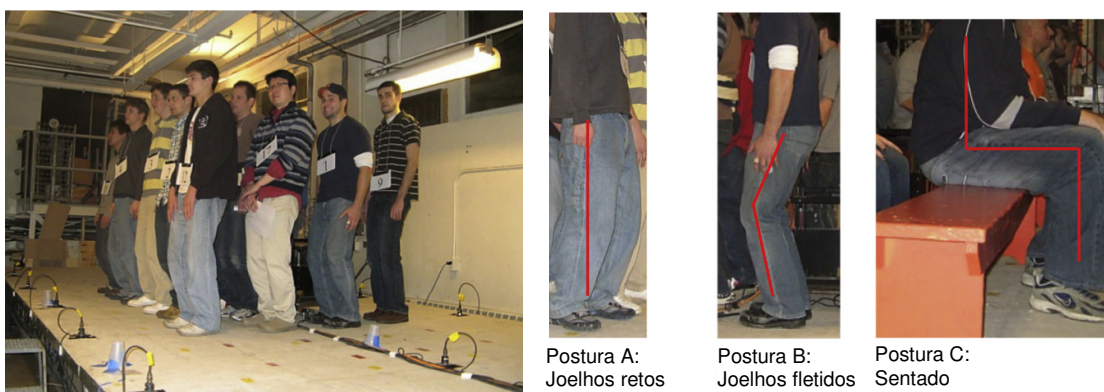


Figura 16 – Interação ser humano-estrutura com base num sistema composto por 3 graus de liberdade (PAVIC; REYNOLDS, 2008)

Salyards e Hua (2015) realizaram um recente estudo experimental de modo a melhor investigar os parâmetros dinâmicos de pessoas ativas e passivas fornecidos pelo guia de projeto JWG (2008). Para isso, realizaram-se testes com 1; 4; 8; 16 e 19 indivíduos sobre uma laje de concreto armado, em laboratório, realizando três posturas diferentes: em pé com joelhos retos; em pé com joelhos fletidos e sentados. Em comparação com o JWG (2008), verificou-se experimentalmente que os parâmetros para pessoas ativas (em pé com joelhos fletidos) foram satisfatoriamente bem representados enquanto que o mesmo não ocorreu para pessoas passivas (em pé com joelhos retos e sentadas).



a) 17 pessoas sobre uma laje de concreto armado laboratorial

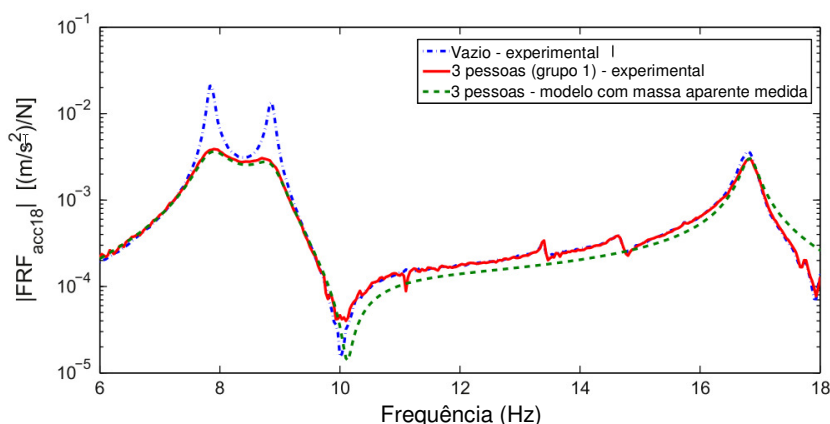
b) Tipos de postura: em pé, joelhos fletidos e sentado

Figura 17 – Avaliação do sistema dinâmico pessoas-estrutura (SALYARDS; HUA, 2015)

Segundo o estudo experimental de Cappellini (2015), um método inovador foi utilizado para a modelagem da interação ser humano-estrutura a partir do uso das funções de resposta em frequência (FRFs), que medem a relação entre o sinal de saída (aceleração) e entrada (força) dos nós em que o contato ocorre. Desse modo, o método permite prever o efeito da interação humana para uma estrutura genérica a partir do conhecimento das propriedades da estrutura vazia, isto é, suas frequências naturais, amortecimentos e modos de vibração; e com base na massa aparente dos indivíduos medida experimentalmente através de um excitador (*shaker*), de acordo com a Figura 18.



a) Massa aparente de um indivíduo através de um *shaker*



b) Comparação da resposta dinâmica do sistema estrutural em três situações distintas: vazio, cheio e modelo analítico-experimental

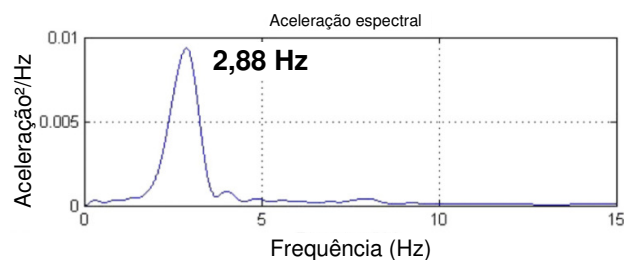
Figura 18 – Interação dinâmica de pessoas sobre uma escada flexível (CAPPELLINI, 2015)

O trabalho de Wang et al. (2014) destaca que várias investigações têm representado a interação ser humano-estrutura através da analogia de um TMD acoplado à estrutura. De acordo com a teoria clássica de atenuadores dinâmicos sintonizados, é notório o aparecimento de duas frequências de ressonância a partir da instalação de um TMD (BACHMANN et al., 1995).

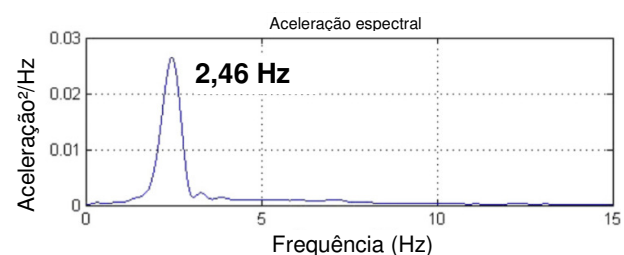
Entretanto, tem-se verificado comumente que as funções de resposta em frequência apresentam somente um pico de ressonância na presença humana (Figura 19). Isto porque o ser humano se comporta como um TMD superamortecido. Nesse sentido, os autores realizaram um estudo paramétrico teórico compreendendo 5000 casos a fim de avaliar as condições necessárias para o surgimento – ou não – de dois picos de ressonância. Posteriormente, foram realizados ensaios experimentais, em laboratório, de modo a verificar o estudo teórico desenvolvido.



a) Plataforma em laboratório



b) Aceleração espectral. Plataforma vazia



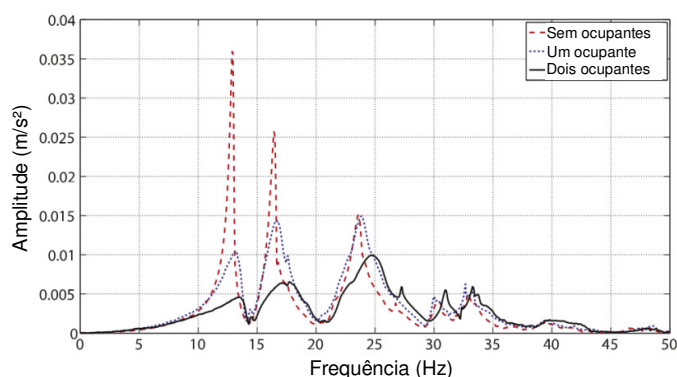
c) Aceleração espectral. Pessoa em pé

Figura 19 – Interação ser humano-estrutura considerando plataformas vazia e cheia (WANG et al., 2014)

Zhang, Xu e Qin (2017) investigaram a interação ser humano-estrutura num piso laboratorial composto por perfis em aço leve formados a frio (CFS – *cold formed steel*) e painéis de madeira do tipo OSB (Oriented Strand Board). Realizaram-se três casos de estudo: estrutura vazia, estrutura com uma e com duas pessoas; conforme exibido na Figura 20. Avaliaram-se dois modelos biodinâmicos com um grau de liberdade e dois com dois graus de liberdade a fim de representar o ser humano em pé. Ressalta-se que os autores desenvolveram uma formulação generalizada considerando a equação de Lagrange (teoria de placas) integrada aos modelos biodinâmicos.



a) Ensaio de vibração livre com 2 indivíduos



a) Espectro de frequência. Sistema estrutural vazio e cheio

Figura 20 – Verificação da influência do efeito ser humano sobre um piso misto (ZHANG; XU; QIN, 2017)

1.5 Critérios de conforto humano: normas e guias de projeto

Esta seção expõe, de forma sucinta, os principais aspectos e considerações na avaliação do conforto humano referente à prática de atividades humanas rítmicas segundo normas, guias de projeto e trabalhos de pesquisa. Portanto, caso o leitor deseje consultar tais recomendações de forma mais abrangente, por exemplo, em relação a outras atividades humanas e sistemas estruturais, tais como o caminhar humano em passarelas (pontes pedonais), recomenda-se consultar diretamente na origem as referências aqui citadas.

É interessante compreender, primeiramente, o conceito que está por detrás dos mais variados critérios e limites de conforto humano: a percepção subjetiva humana em relação às vibrações dos sistemas estruturais. Nesse sentido, Griffin (1996, p. 221) cita que “a total ausência de vibrações em edifícios constitui uma exigência irrealista e impossível. [...] Conforto, ‘ou uma consciência de bem-estar’, no interior de uma construção requer apenas a ausência de vibrações ‘perceptíveis’ na maior parte do tempo.” Dado este aspecto, a Tabela 1 apresenta vários fatores que podem influenciar a percepção dos seres humanos com respeito às vibrações enquanto que a Figura 21 mostra o posicionamento do corpo face à direção da vibração.

Tabela 1 – Parâmetros que afetam a percepção humana às vibrações [Adaptado de Bachmann et al. (1995)]

Sensibilidade humana às vibrações	Intensidade da percepção
<ul style="list-style-type: none"> • Posição (em pé, sentado ou deitado) • Direção da vibração • Tipo de atividade realizada • Interação interpessoal • Idade e sexo • Número de ocorrências e hora do dia • Tipo de decaimento da vibração 	<ul style="list-style-type: none"> • Amplitude do deslocamento, velocidade e aceleração • Duração da exposição • Banda de frequência

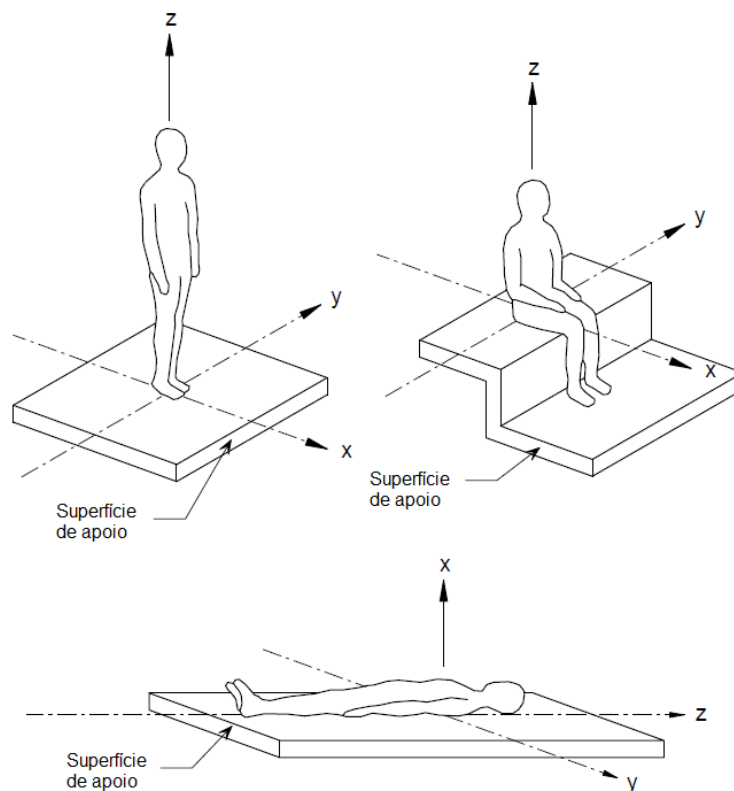


Figura 21 – Posicionamentos do corpo e direções da vibração ISO 2631-1 (1997)

A norma inglesa BS 6472-1 (2008) considera que os limites de percepção para vibrações contínuas no corpo humano variam largamente entre os indivíduos. Aproximadamente metade das pessoas de uma população típica pode perceber, em pé ou sentadas, uma aceleração de pico, na direção vertical, de $0,015 \text{ m/s}^2$. Um quarto dessa população pode perceber um valor de $0,01 \text{ m/s}^2$, e o último quarto, menos sensível, um valor de $0,02 \text{ m/s}^2$. Tais limites podem ser ligeiramente maiores para vibrações com período de duração menor que 1 s. Segundo Bachmann et al. (1995), um valor de aceleração igual a $0,34 \text{ m/s}^2$ pode ser entendido como “apenas perceptível”. Além disso, em relação aos deslocamentos, o corpo humano pode perceber vibrações da ordem de $0,001 \text{ mm}$ enquanto que as pontas dos dedos são 20 vezes mais sensíveis (BACHMANN et al., 1995).

Dentro desse contexto torna-se possível destacar historicamente trabalhos que contribuíram para as primeiras investigações acerca da percepção de vibrações. O interesse por este tema começou a despertar maior atenção a partir do século XIX, devido à revolução industrial, desenvolvimento dos transportes e urbanização (SCHIAVI; ROSSI, 2015). No século XX, Reiher e Meister (1931) publicaram um artigo

de significativo impacto na comunidade científica, com base em testes laboratoriais, no qual critérios de conforto humano como “imperceptível, quase perceptível, claramente perceptível, perturbador, desagradável e doloroso” foram estabelecidos em função da frequência e amplitude da vibração.

Entretanto, embora outros trabalhos fossem desenvolvidos durante as décadas seguintes, notou-se uma falta de concordância entre os critérios estipulados por vários autores uma vez que estes eram avaliados segundo condições laboratoriais bastante particulares conforme Wright e Green (1959) apud Pavic e Reynolds (2002). Deve-se destacar que, em muitos dos testes, uma carga senoidal em regime permanente era preferencialmente aplicada, o que, na realidade das estruturas – a exceção de maquinários – não é usual.

Desse modo, Pavic e Reynolds (2002) destacam a dificuldade naquela altura em avaliar o conforto humano em relação a aplicações de Engenharia Civil, tais como vibrações em pontes e pisos com base em numerosas escalas de avaliação. Atualmente, várias normas e guias de projeto estabelecem critérios de conforto humano. Além disso, é interessante notar que, até a presente data, não há um único critério consensual para avaliação do conforto humano, considerando os aspectos subjetivos que envolvem este julgamento.

Em outras palavras, vários autores têm estabelecido limites de conforto em função dos métodos de obtenção das acelerações, ou seja, acelerações de pico, r.m.s (*root mean square*) e valores de dose de vibração (VDV) (ELLIS, B.R.; LITTLER, 2004; SETAREH, 2012; SCI, 2009). Um recente trabalho numérico-experimental realizado por Muhammad, Reynolds e Hudson (2017), considerando um piso misto (aço-concreto) típico de escritório, indica discrepâncias entre normas e guias de projeto no que diz respeito aos valores limites de conforto humano e à predição da resposta dinâmica.

A avaliação através da máxima aceleração de pico pode representar uma análise muito conservadora uma vez que, geralmente, a resposta dinâmica entra rapidamente em regime permanente. Nesse contexto, a avaliação pela amplitude em regime permanente é mais razoável. Acelerações de pico variando de 0,4 a 0,7 m/s² podem ser aceitáveis considerando apenas os praticantes da atividade rítmica (MURRAY et al., 2016; NRCC, 2010).

Por outro lado, outros autores consideram o uso da aceleração r.m.s filtrada ($a_{w\ r.m.s}$) em função da posição do indivíduo e da frequência para a verificação do conforto humano, de acordo com a equação (1).

$$a_{w\ r.m.s} = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{1/2} \quad (1)$$

Onde $a_w(t)$ é a aceleração ponderada (translacional ou rotacional) como função do tempo; e T é o período de tempo em que a aceleração é medida. A ponderação da aceleração em função da frequência e da direção da vibração é exemplificada na Figura 22. Estes valores podem ser obtidos com base na norma britânica BS 6841 (1987) e na ISO 2631-1 (1997). Analogamente, o mesmo acontece em relação à percepção humana da intensidade sonora, que varia de acordo com a frequência da fonte.

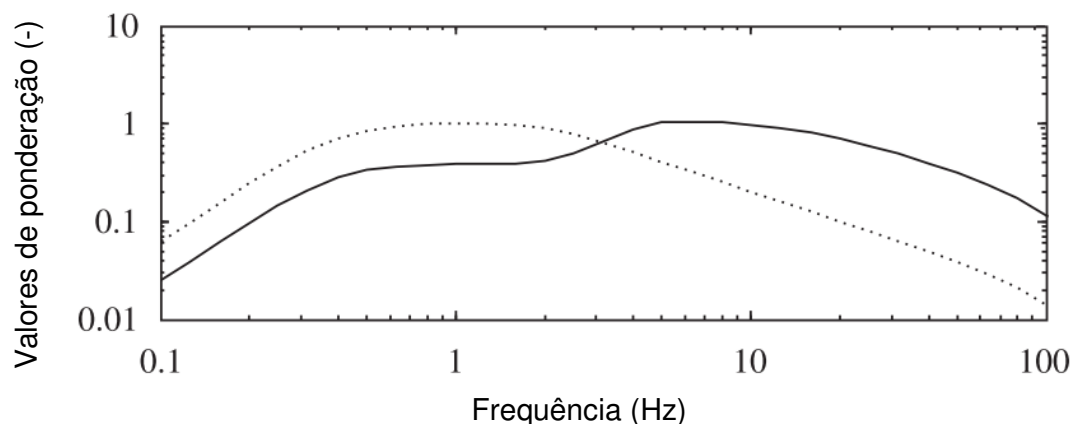


Figura 22 – Curvas de ponderação: (—) vertical e (· · ·) horizontal (BS 6841, 1987 apud JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011)

Alternativamente, a norma ISO 2631-1 (1997) considera o uso do valor r.m.s móvel [$a_{w\ r.m.s}(t_0)$], equação (2), de forma que vibrações transientes possam ser mais bem avaliadas através de uma constante de integração (τ). O valor máximo da magnitude de [$a_{w\ r.m.s}(t_0)$] é definido como MTVV (*maximum transient vibration value*).

$$a_{w\ r.m.s}(t_0) = \left[\frac{1}{\tau} \int_{t_0-\tau}^{t_0} [a_w(t)]^2 dt \right]^{1/2} \quad (2)$$

A ISO 10137 (2007) recomenda valores de 1 s e 10 s para a constante de integração (τ), correspondente à avaliação segundo critérios de pânico e conforto, respectivamente. A Figura 23 exhibe um exemplo de aplicação das acelerações ponderadas e com valor r.m.s móvel em comparação com o sinal de aceleração original.

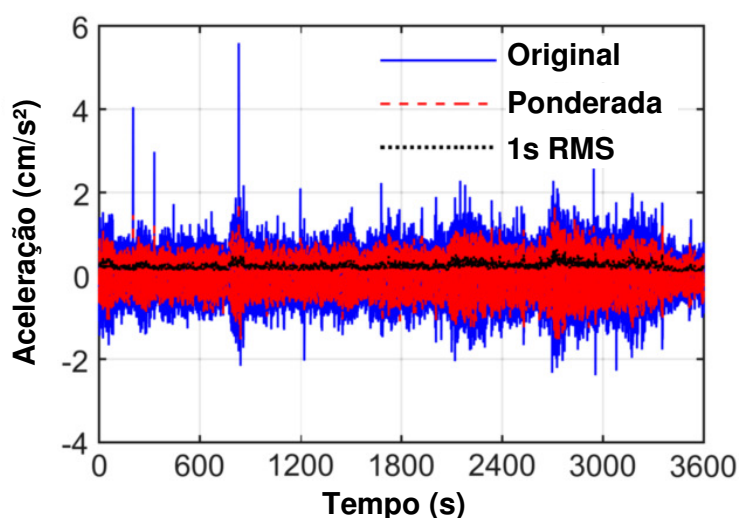


Figura 23 – Comparação entre o sinal de aceleração original, com ponderação e valor r.m.s móvel (CHEN; ZHANG; LIU, 2015)

Entretanto, nota-se que a aceleração r.m.s pode, em alguns casos, subestimar as vibrações quando a amplitude da aceleração não é constante ou ocorrem curtos impactos. Isso acontece quando a relação entre a aceleração de pico e aquela r.m.s for maior que seis (ISO 10137, 2007).

Portanto, esta norma (ISO 10137, 2007) recomenda que, se esta relação for ultrapassada, as acelerações devem ser avaliadas em valores de dose de vibração [*Vibration Dose Values* – VDV ($m/s^{1,75}$)] – os quais são definidos pela equação (3) de acordo com a ISO 2631-1 (1997), de modo a oferecer maior confiabilidade em relação ao conforto humano.

$$VDV = \left[\int_0^T [a_w(t)]^4 dt \right]^{1/4} \quad (3)$$

Salienta-se, ainda, que não há um critério específico de r.m.s ou VDV para atividades relativas à ginástica aeróbica, mas sim em relação a dados obtidos experimentalmente em arquibancadas (ELLIS, B.R.; LITTLER, 2004; SETAREH, 2012; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009). Portanto, considerando todos estes aspectos, é prudente avaliar e comparar esses critérios simultaneamente em vez de escolher somente um deles. A Tabela 2 abaixo exhibe os valores-limite máximos empregados, enquanto que a Tabela 3 exhibe tais limites em função de faixas de acelerações associadas à reação das pessoas; segundo normas, guias de projeto e investigadores. Salienta-se que estes limites se referem às vibrações verticais.

Tabela 2 – Níveis de vibração aceitáveis para atividades humanas rítmicas

Norma/Guia de projeto	Método	Classificação	Limite (m/s²)
(MURRAY et al. (AISC), 2016; NRCC, 2010)	Aceleração de pico	Somente atividades rítmicas	0,40 – 0,70
ISO 10137 (2007)	10 s r.m.s	Conforto	1,00
	1 s r.m.s	Pânico	2,00
JWG (2008)	r.m.s	Multidão predominantemente sentada. Em pé com ocasional atividade rítmica	0,30
	r.m.s	Multidão moderadamente ativa	0,75
	r.m.s	Multidão altamente ativa	2,00

Tabela 3 – Critérios de conforto humano para atividades humanas rítmicas

SCI (2009)	Ellis e Littler (2004)	Setareh (2012)	Reação das Pessoas
a_{w,rms} (m/s²)	VDV (m/s^{1.75})	VDV (m/s^{1.75})	
< 0,35	< 0,66	< 0,50	Limite aceitável: pessoas passivas
0,35 – 1,27	0,66 – 2,38	0,50 – 3,50	Perturbador
1,27 – 2,47	2,38 – 4,64	3,50 – 6,90	Inaceitável
> 2,47	> 4,64	> 6,90	Provável condição de pânico

Em relação às normas brasileiras, nomeadamente, NBR 8800 (2008): “Projeto de estruturas de aço e mistas de aço e concreto de edificações”; e NBR 6118 (2014): “Projeto de estruturas de concreto: Procedimento.”; recomendam que para uma análise dinâmica mais específica e acurada devem ser consultadas normas internacionais. Por outro lado, estas normas consideram ainda uma avaliação simplificada através de métodos de frequência mínima e limitação do deslocamento estático. A NBR 6120 (1980) determina uma carga estática vertical mínima de 5kN/m² para salão de danças e esportes.

Precisamente, a NBR 8800 (2008) cita que em pisos onde as pessoas saltam ou dançam de forma rítmica, como os de academias de ginástica, salões de dança, ginásios e estádios de esportes, a menor frequência natural não pode ser inferior a 6 Hz. Caso a atividade seja muito repetitiva, como a ginástica aeróbica, a frequência natural deverá ser aumentada para 8 Hz. Essas condições ficam satisfeitas, respectivamente, se o deslocamento vertical total for menor que 9 mm e 5 mm. Esse deslocamento é calculado considerando as ações permanentes, excluindo a parcela dependente do tempo, e pelas ações variáveis, considerando a viga como biapoiada e usando as combinações frequentes de serviço.

Quanto à norma NBR 6118 (2014), no que se refere à aceitabilidade sensorial em relação a vibrações de pisos, ela estabelece um limite igual a $L/350$; onde “L” é o menor vão do piso, e o deslocamento estático considerado é aquele devido à parcela de cargas acidentais. Além disso, prescreve que a limitação da flecha para prevenir vibrações indesejáveis, em situações especiais de utilização, deve ser realizada conforme estabelecido na seção 23 desta norma.

Portanto, a seção 23 da NBR 6118 (2014) determina que deve-se afastar o máximo possível (no mínimo 20%) a frequência natural da estrutura da frequência crítica, que depende da destinação da respectiva edificação. Os valores de frequência crítica empregados para salas de concerto com cadeiras fixas; salas de dança ou de concerto sem cadeiras fixas; e ginásio de esportes e academias de ginástica são iguais a 3,5 Hz; 7,0 Hz e 8,0 Hz, respectivamente.

O capítulo seguinte descreve a caracterização matemática de atividades humanas rítmicas com base em testes experimentais realizados por vários investigadores. Desse modo, são abordados os parâmetros físicos e estatísticos que representam a força dinâmica humana com perda de contato sobre o sistema estrutural.

2 MODELAGEM DAS AÇÕES DINÂMICAS RÍTMICAS

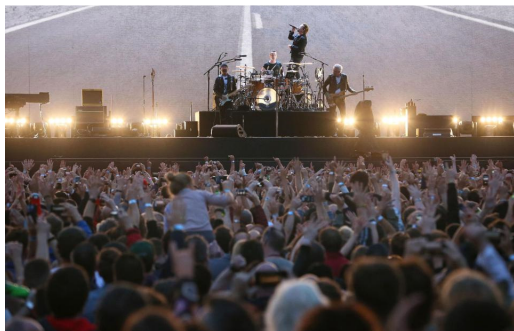
Objetiva-se apresentar neste capítulo as principais considerações no que diz respeito aos modelos matemáticos representativos das ações dinâmicas humanas rítmicas sobre sistemas estruturais. Para isto, a seção 2.1 introduz os conceitos básicos destas atividades, principalmente salientando-se as diferenças de suas qualidades motoras.

A seção 2.2 aborda um conceito ainda bastante presente nas normas e guias de projeto quanto ao Estado Limite Último (E.L.U) – embora seja pouco representativo da ação dinâmica real no Estado Limite de Serviço (E.L.S): os chamados modelos de carga estática equivalente. Já a seção 2.3 introduz os modelos matemáticos mais difundidos na literatura quanto à força dinâmica humana variando ao longo do tempo, denominados modelos periódicos. Entretanto, tais modelos apresentam diferenças entre si que podem superestimar ou subestimar a resposta dinâmica do sistema estrutural avaliado, em função da escolha do autor, norma ou guia de projeto.

A seção 2.4 apresenta uma discussão sobre os diversos modelos periódicos estudados, comparando e salientando suas principais diferenças. Desta maneira, tanto os parâmetros experimentais quanto os modelos matemáticos são confrontados. Nesse sentido, o leitor pode melhor perceber o que está em jogo na hora de decidir por uma ou outra função representativa da atividade rítmica e, naturalmente, suas implicações.

2.1 Tipos de carregamentos dinâmicos rítmicos

Os carregamentos dinâmicos rítmicos estão naturalmente presentes no dia a dia das pessoas e, na maior parte das vezes, são gerados em decorrência de estímulos sonoros e/ou visuais. Estas atividades são facilmente percebidas em eventos como concertos/shows/boates, torcidas presentes em estádios esportivos e participantes de academias de dança ou ginástica. A Figura 24 apresenta um exemplo acerca da realização destes tipos de eventos.



a) Concerto de rock



b) Boate (ou boite) e danceteria



c) Estádio desportivo



d) Academia de ginástica

Figura 24 – Atividades humanas rítmicas em eventos diversos. Fonte: Divulgação

As atividades rítmicas são classificadas e diferenciadas segundo a execução motora do corpo, numa determinada direção (vertical ou horizontal), no momento de sua realização. Em relação à direção vertical, elas são descritas principalmente como saltos rítmicos e balanço do corpo (joelhos flexionados). Estes termos são referidos na literatura inglesa como “*rhythmic jumpings*” e “*bobbing/bouncing/jouncing*”, respectivamente (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011). Ainda se faz uma pequena distinção entre “*bobbing/bouncing*” e “*jouncing*”, considerando-se, neste último, o impacto do calcanhar.

A principal diferença de execução entre pessoas saltando ou balançando está no fato de que durante os saltos, há um período de perda de contato entre os pés do indivíduo e a superfície, enquanto que para o segundo caso é suposto que os pés permaneçam em contato integral com o solo durante a atividade; embora possa haver a iminência da perda de contato (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011; MCDONALD; ŽIVANOVIĆ, 2016). Isso pode ser mais bem percebido através da comparação entre as Figuras 25 e 26, que mostram os gráficos da força de reação do piso bem como o deslocamento, a velocidade e a aceleração do centro de massa de um indivíduo ao longo do tempo, saltando e balançando, respectivamente.

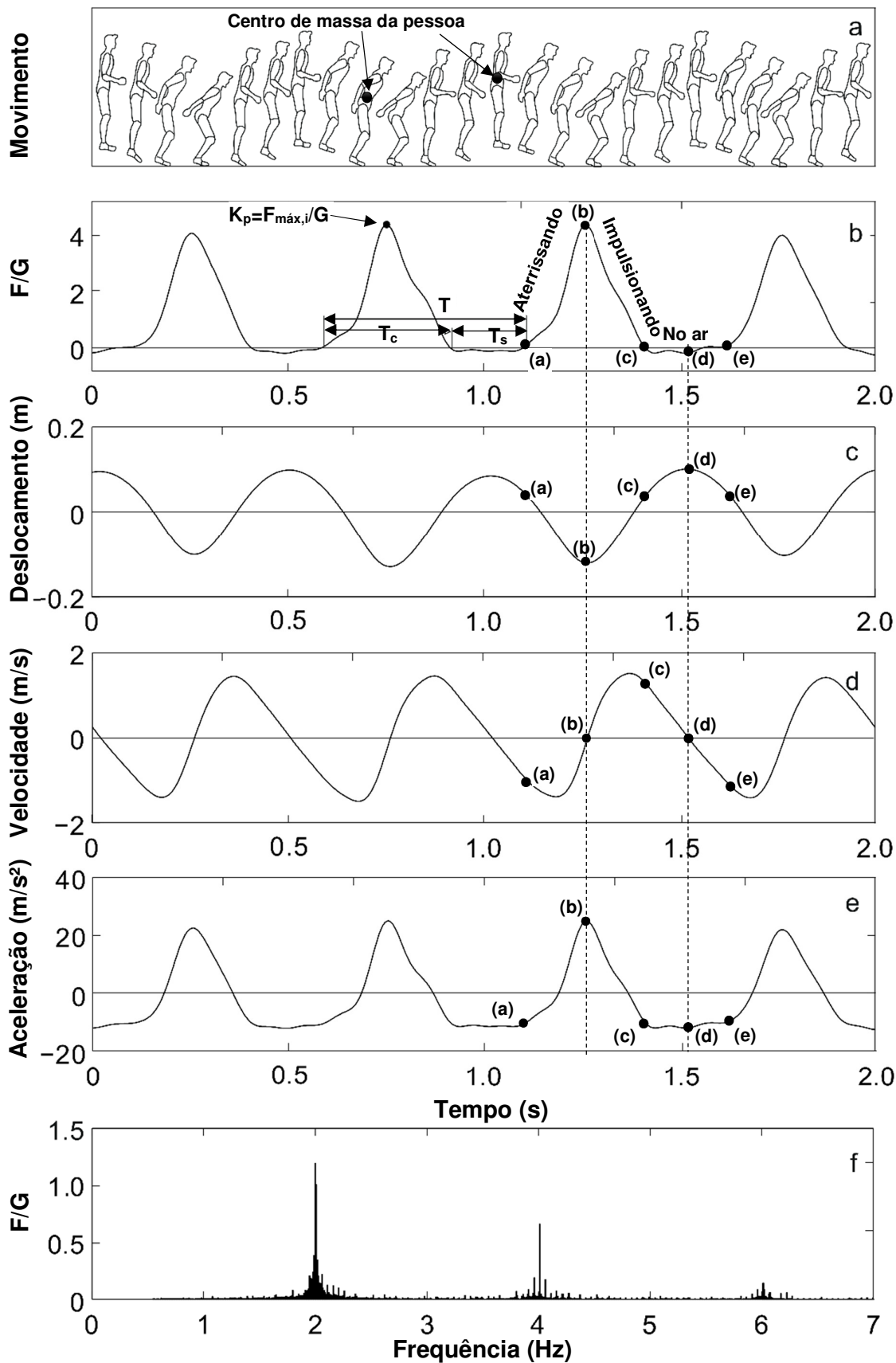


Figura 25 – Saltos rítmicos de um indivíduo [Adaptado de McDonald (2015)]

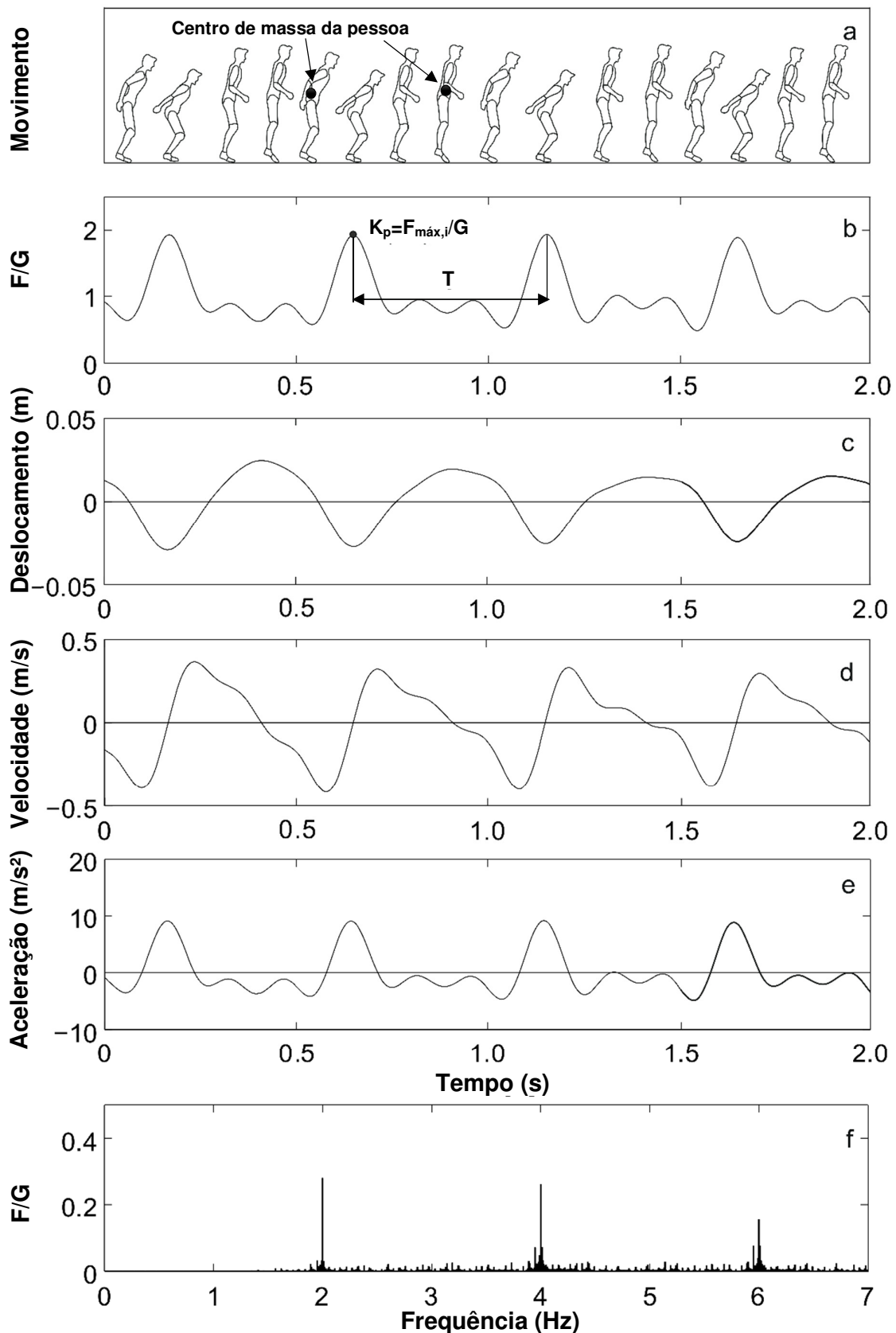


Figura 26 – Movimento de um indivíduo balançando [Adaptado de McDonald (2015)]

Com base nas Figuras 25a–f, e 26a–f, é importante compreender as fases de execução de ambas atividades realizadas por um indivíduo a partir do ponto de vista dinâmico e cinemático. As Figuras 25a e 26a exibem o movimento do corpo e a identificação do deslocamento do seu respectivo centro de massa na frequência de 2 Hz ao passo que as Figuras 25b e 26b mostram a força dinâmica normalizada pelo peso do indivíduo, “F/G”, medida através de uma plataforma de força em função do tempo (t) (MCDONALD, 2015).

Nota-se que os sinais de força dos saltos rítmicos e balanço do corpo são bem definidos através de picos consecutivos, “K_p”, e pelo período da atividade “T” (ou pela frequência, “1/T”). O coeficiente de impacto dinâmico, “K_p”, corresponde à força máxima normalizada pelo peso da pessoa em cada pico. Para uma pessoa aos saltos, o valor médio deste coeficiente é da ordem de 2 a 4,5 vezes – ou até mesmo 7 vezes – maior que o seu peso (BACHMANN; AMMANN, 1987); enquanto que ele apresenta um valor menos energético para uma pessoa balançando, sendo da ordem de 1,3 a 2,5 vezes de seu peso estático (MCDONALD; ŽIVANOVIĆ, 2016).

Em relação aos saltos, observa-se que o período “T” é formado por um período de contato dos pés com o piso, “T_c”, e um período sem contato, “T_s”, isto é, no ar. Destaca-se que, no entanto, esta subdivisão do período da atividade “T” em período de contato e sem contato, “T_c” e “T_s”, respectivamente, não é distinguível para pessoas balançando, cujos pés estão em contato com a superfície (ver Figura 26b). Cada salto é composto por três fases bem distintas (Figuras 25c–e): aterrissagem (pontos a-b), impulsão (pontos b-c) e no ar (pontos c-e). Quando a força normalizada atinge seu valor máximo de pico (ponto b), o deslocamento é mínimo, a velocidade é nula e a aceleração é máxima. Enquanto que quando o indivíduo alcança seu valor máximo de deslocamento no ar (ponto d), sua velocidade é nula, sua aceleração é mínima (esta em oposição à gravidade) e sua força é nula.

Os valores de deslocamento, velocidade e aceleração do centro de massa do corpo – durante os saltos (Figuras 25c–e) – geralmente variam de pico a pico entre 10–30 cm; 0,8 m/s–1,70 m/s e 15–35 m/s², respectivamente. Já para uma pessoa balançando (Figuras 26c–e), estes valores são da ordem de 5 cm; 0,4 m/s e 10 m/s², respectivamente. Esta diferença é explicada pelo contínuo contato com o piso durante o balanço do corpo, gerando, logo, uma menor energia em comparação com os saltos (MCDONALD, 2015). Cabe mencionar que o movimento do corpo é frequentemente caracterizado no campo da Biomecânica através de um acelerômetro acoplado

próximo ao seu centro de gravidade (região da coluna lombar) (CHOUKOU; LAFFAYE; TAIAR, 2014; SETUAIN et al., 2015).

Dada a natural relação entre atividades rítmicas e música, o trabalho de Ginty, Derwent e Ji (2001) investigou 210 canções no período desde 1960 até 1990, compreendendo vários gêneros musicais, tais como dance, indie, pop e rock, que pudessem engajar as pessoas para dançar e saltar. Nesse sentido, a faixa de frequência ($1/T$) confortável para os indivíduos situa-se entre 1,2–2,8 Hz [72–168 bpm (batidas por minuto)], sendo a faixa de 1,5–2,5 Hz (90–150 bpm) para pequenos grupos sincronizados, como a ginástica aeróbica; e 1,8–2,3 Hz (108–138 bpm) para multidões em concertos (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

Por outro lado, Littler (2003) analisou 364 canções e sugere que a faixa de frequência pode variar entre 1,0–3,5 Hz (60–210 bpm). Além disso, pessoas balançando sem perda de contato podem atingir frequências de até 6 Hz (360 bpm), embora a faixa mais confortável encontra-se entre 4–5 Hz (240–300 bpm) (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011; MCDONALD; ŽIVANOVIĆ, 2016).

As Figuras 25f e 26f exibem o espectro de frequência da força normalizada para ambas atividades, respectivamente. Fica evidente que, embora o primeiro ($f=2$ Hz), o segundo ($f=4$ Hz) e o terceiro harmônicos ($f=6$ Hz) sejam dominantes, ocorre um certo “vazamento (leakage)” de energia para frequências adjacentes. Isto quer dizer que, na realidade, o movimento rítmico do indivíduo ao longo do tempo não é perfeitamente periódico, ocorrendo variações no período da atividade e na intensidade dos picos. Este fenômeno é comumente citado na literatura como intravariabilidade do sujeito (NIMMEN, 2015; RACIC; PAVIC, 2010b).

2.2 Modelos de carga estática equivalente

Como pode ser observado na seção 2.1, as atividades humanas rítmicas apresentam um comportamento intrinsecamente dinâmico, isto é, se comportam naturalmente como carregamentos que variam rapidamente ao longo do tempo, de tal sorte que isto fica claro nas Figuras 25 e 26. Entretanto, ainda é comum na prática corrente de projeto considerar estes carregamentos dinâmicos como modelos de carga estática equivalente.

Nesse sentido, deve-se evidenciar que a hipótese de um carregamento estático se trata de uma ação externa à estrutura que é invariável ao longo do tempo, ou varia muito lentamente (AVELINO, 2008). Evidentemente, este comportamento não reflete a realidade das atividades humanas rítmicas, sendo, portanto, uma simplificação.

Entretanto, é interessante fazer um contraponto acerca da contextualização histórica sobre a consideração do carregamento estático equivalente. Durante a maior parte do século XX as edificações apresentavam características estruturais mais robustas e, por conseguinte, possuíam frequências naturais superiores aos harmônicos das atividades humanas. Isto implica que, majoritariamente, o fenômeno da ressonância era evitado (ou pouco notado) e o problema dinâmico poderia se reduzir a um problema de natureza estática. Desta forma, maior atenção era dada ao critério de resistência dos materiais no dimensionamento estrutural – hoje bem conhecido como o Estado Limite Último (E.L.U) – bastando considerar apenas o valor máximo da força dinâmica humana aplicada numa análise estática (ver Tabela 4).

Tabela 4 – Carga estática equivalente de carregamentos dinâmicos segundo vários autores (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011; MCDONALD, 2015)

Autor	(JONES et al., 2011)	(TUAN; SAUL, 1985)	(EBRAHIMPOUR et al., 1986)	(MORELAND, 1905)	(TILDEN, 1913)
Tipo de Atividade	Pessoa estática (valor médio)	Saltos rítmicos	Saltos rítmicos	Saltos	Balançando (<i>jouncing</i>)
Frequência	Não disponível	2,2 Hz	3 Hz	Desconhecido	Não disponível
Participantes	1	1	1	90	1
Carregamento observado	0,75 kN/pessoa	4,50 kN/m ²	2,85 kN/pessoa	1,13 kN/pessoa	2,04 kN/pessoa
Carga estática equivalente (kN/m²)	2,15	4,50	8,14	3,23	5,83
Nota: Considerou-se uma área média de 0,7x0,5 m por pessoa a fim de permitir a comparação direta da carga estática equivalente entre os trabalhos citados.					

A Tabela 4 exibe vários valores de cargas estáticas equivalentes segundo o autor, tipo de atividade, frequência da atividade e número de participantes. Para saltos rítmicos os valores situam-se entre 4,50 kN/m² e 8,14 kN/m², correspondentes a uma pessoa, e igual a 3,23 kN/m² para noventa pessoas. Já para uma pessoa balançando (*jouncing*) este valor é de 5,83 kN/m².

Observam-se valores semelhantes (sem coeficiente de ponderação) no Eurocódigo 1 (EN-1991-1-1, 2002), que trata das ações nas estruturas, para as categorias C4 (áreas de ginásio e de dança) e C5 (áreas susceptíveis a multidões, tais como em grandes eventos), entre 4,5–5,0 kN/m² e 5,0–7,5 kN/m², respectivamente. Como citado na Seção 1.5, a norma brasileira NBR 6120 (1980) considera um valor mínimo de 5kN/m² para salão de danças e esportes. Segundo Ellis e Ji (2004b), do Guia de projeto BRE Digest 426, o valor de 5 kN/m² para multidões é usual na prática de projeto, o que corresponde ao peso estático de 6,25 pessoas/m².

A partir dos anos 80 o problema dinâmico tornou-se cada vez mais notório devido ao avanço tecnológico no campo dos materiais, propiciando a concepção de estruturas mais esbeltas, flexíveis e com vãos maiores. Nesse sentido, o problema que antes se aproximava mais do domínio estático, hoje é essencialmente dinâmico, uma vez que as frequências naturais da estrutura passam a interagir com as frequências de excitação das pessoas.

Ainda considerando o E.L.U, o guia de projeto do SCI (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009) menciona que o piso deve ser projetado para ter no mínimo uma frequência vertical de 8,4 Hz, em que não é necessário considerar efeitos de ressonância. Caso contrário, ele deve suportar uma carga estática equivalente calculada a partir de um fator de amplificação dinâmica, sendo este função das propriedades da estrutura (frequência natural e amortecimento) e também dos coeficientes de Fourier dos harmônicos da atividade rítmica. É apresentado neste guia um exemplo de projeto em que um piso misto (aço-concreto) com frequência fundamental de 8,1 Hz e fator de amortecimento igual a 1,6% deve suportar uma carga de 20,94 kN/m², considerando sua utilização para ginástica aeróbica. Este valor é da ordem de 4 vezes maior que o valor usual de 5 kN/m².

Deve-se ressaltar que este problema dinâmico entre pessoas e as estruturas é predominantemente relacionado ao conforto humano ou Estado Limite de Serviço (E.L.S) em vez de um caso de colapso, conforme observado no Capítulo 1. Entretanto, são reportados na literatura vários casos de colapso em arquibancadas desmontáveis.

Estas são principalmente constituídas por aço, madeira ou alumínio (DE BRITO et al., 2014; DE BRITO; PIMENTEL, 2009). Segundo estes autores, 93 casos de colapso foram avaliados desde 1889 a 2008, sendo 60% deles associados a problemas de vibração. Nestas estruturas, a maior questão está relacionada à baixa rigidez global nas direções laterais, onde aproximadamente 30% dos casos possuíam frequências horizontais abaixo de 3 Hz (DE BRITO et al., 2014). É oportuno destacar que o guia de projeto do SCI (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009) cita que o sistema estrutural deve ter uma frequência horizontal mínima de 4 Hz para se evitar a ressonância nesta direção.

Caetano e Cunha (2005) avaliaram uma ponte pedonal (passarela de pedestres) submetida a um carregamento de multidão igual 4 kN/m^2 (5 pessoas/ m^2), sendo observado um deslocamento estático de 28,6 cm. Salienta-se que, para esta distribuição de pessoas, a velocidade do fluxo de pedestres é muito reduzida; devendo-se considerar, portanto, somente a sua ação estática. Em outra situação, quando esta estrutura foi submetida a saltos rítmicos por um grupo de 15 pessoas de modo a induzir uma condição de ressonância, observaram-se acelerações da ordem de 9 m/s^2 – logo muito superiores aos limites de conforto recomendados por normas e guias de projeto (ver Tabela 2) – e o deslocamento dinâmico medido foi da ordem de 5 cm. Apesar destas acelerações elevadas, as tensões associadas ao carregamento dinâmico são muito inferiores quando comparadas àquelas obtidas estaticamente para a carga de multidão igual a 4 kN/m^2 (CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011).

2.3 Modelos periódicos

Com o objetivo de simular os sinais experimentais da atividade humana rítmica, conforme pôde ser visualizado nas Figuras 25 e 26, vários autores têm proposto, ao longo de 30 anos, funções matemáticas para representá-los (BACHMANN; AMMANN, 1987; ELLIS, B.R.; JI, 1994; FERNÁNDEZ MARTÍNEZ et al., 2016; ISO 10137, 2007; RACIC; PAVIC, 2010b; SIM et al., 2008). Logo, a partir de uma função de carregamento bem conhecida, os engenheiros estruturais podem utilizá-la a fim de prever o comportamento dinâmico da estrutura.

Atualmente, os modelos periódicos ainda são os mais utilizados, principalmente por sua simplicidade e por serem preconizados pela norma internacional ISO 10137

(2007) e guias de projeto, tais como o americano American Institute of Steel Construction - AISC (2016) e o europeu The Steel Construction Institute - SCI (2009). Entende-se por modelo “periódico” aquele em que o coeficiente de impacto, K_p , o período da atividade, T , e o período de contato dos pés com o solo, T_c , são constantes ao longo do tempo. Portanto, a intravariabilidade do sujeito não é considerada.

O trabalho de Bachmann e Ammann (1987) é referenciado na literatura como sendo o precursor nesse sentido, onde os autores consideram que o carregamento rítmico com perda de contato é bem definido por uma função semisseno (ver Figura 27a), de acordo com a equação (4), onde “G” é o peso do indivíduo:

$$F(t) = K_p G \operatorname{sen}\left(\frac{\pi}{T_c} t\right) \quad \text{Para } t \leq T_c$$

$$F(t) = 0 \quad \text{Para } T_c \leq t \leq T$$
(4)

Com base na conservação da energia potencial, a integral de um pulso em relação ao tempo (fisicamente correspondente ao impulso), de largura igual ao período de contato (T_c), deve ser igual ao peso estático do indivíduo (BACHMANN; AMMANN, 1987), conforme a equação (5). Isto é igualmente corroborado a partir da observação de que valor médio do sinal experimental durante os saltos rítmicos é sempre igual ao peso estático da pessoa (JI; ELLIS, 1994; TUAN; SAUL, 1985).

$$\frac{1}{T} \int_0^{T_c} K_p G \operatorname{sen}\left(\frac{\pi}{T_c} t\right) dt = G$$
(5)

O resultado da equação (5) é apresentado na equação (6), havendo uma relação entre K_p e a razão de contato (α) entre T_c/T . Como pode ser observado na Figura 27b, conforme a razão de contato é menor, maior o coeficiente de impacto. Bachmann e Ammann (1987) citam que a fisiologia humana dificilmente pode permitir um período de contato (T_c) menor que 0,15 s. Em relação à razão de contato, os valores mais frequentes situam-se entre 0,25 e 0,6.

$$K_p = \frac{\pi}{2 \frac{T_c}{T}} = \frac{\pi}{2 \alpha}$$
(6)

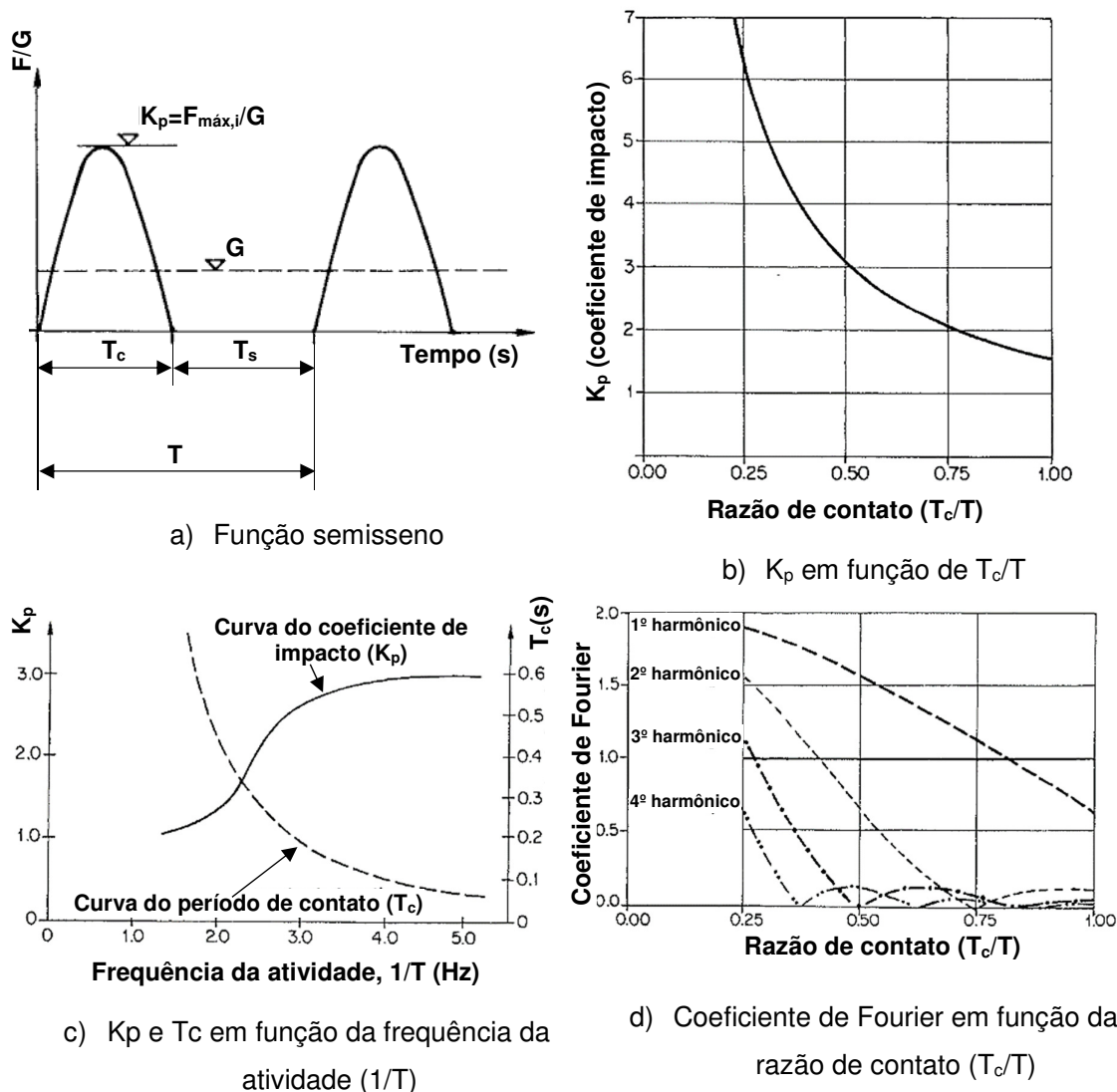


Figura 27 – Modelo de carregamento “semiseno” proposto por Bachmann e Ammann (1987) [Adaptado de Bachmann e Ammann (1987)]

A antiga norma inglesa BS 6399 (1996) preconiza uma faixa semelhante para α (0,25–0,67). Baumann e Bachmann (1988) citam valores de α entre 0,25–0,45 para saltos em piso rígido e 0,30–0,50 para superfície em vibração. Entretanto, recentes estudos têm demonstrado que estes limites inferiores subestimam o valor da razão de contato e superestimam o coeficiente de impacto, tornando o modelo muito conservador. Yao et al. (2006) verificaram uma faixa de 0,5–0,7 fora de ressonância e de 0,75–0,95 em situações de quase-ressonância. Sim et al. (2008) relatam um valor mínimo de 0,4. McDonald e Živanović (2016) encontraram uma faixa de 0,45–0,82 e Caetano, Cunha e Moutinho (2011) obtiveram valores entre 0,67–0,87.

Levando-se em conta o efeito de várias pessoas praticando a atividade simultaneamente, Bachmann e Ammann (1987) mencionam um período de contato (T_c) mínimo de 0,20 s a fim de contabilizar a falta de sincronismo entre os participantes e, em decorrência, a redução do coeficiente de impacto.

Em relação à validade da curva analítica observada na Figura 27b, Bachmann e Ammann (1987) fazem uma comparação desta com duas curvas obtidas experimentalmente (coeficiente de impacto e período de contato) por Wheeler (1982), em função da frequência da atividade, para uma pessoa correndo rápido (com perda de contato), conforme a Figura 27c. Os autores citam que o modelo proposto da função semisseno apresenta valores de coeficiente de impacto até 30% maiores nas frequências de 2 Hz e 4 Hz (portanto mais conservador) enquanto que em torno de 3 Hz os resultados são concordantes.

No que diz respeito à Figura 27d, é interessante notar que os harmônicos mais altos da frequência do passo podem apresentar coeficientes de Fourier mais elevados em função da razão de contato. Consequentemente, tais harmônicos podem conter energia suficiente para excitar modos de vibração mais elevados do sistema estrutural. Observa-se que na literatura inglesa o coeficiente de Fourier é frequentemente denominado como “*Dynamic load factor (DLF)*” (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

Alternativamente à equação (4), Bachmann et al. (1995) sugerem que a força dinâmica pode ser representada por uma série de Fourier constituída de uma parcela estática (peso estático) e uma dinâmica, de acordo com a equação (7). Onde “ r_i ” e “ φ_i ” são o coeficiente de Fourier normalizado em relação ao peso estático e o ângulo de fase associado ao i -ésimo harmônico, respectivamente. Desta maneira, a equação (7) apresenta uma forma mais generalista, podendo representar diversas atividades humanas (com e sem perda de contato com o solo), desde o caminhar até saltos rítmicos. Para isto, os autores especificaram vários valores de coeficientes de Fourier e ângulos de fase em função da frequência da atividade. A Tabela 5 apresenta estes valores para saltos rítmicos. Salienta-se que este modelo de carregamento é igualmente referido no Boletim de Informação do Comité Euro-International du Béton (CEB) (1993).

$$F(t) = G + \sum_{i=3}^n G r_i \text{sen} \left(\frac{2\pi i}{T} t - \varphi_i \right) \quad (7)$$

Tabela 5 – Coeficientes de Fourier e ângulos de fase para saltos (BACHMANN et al., 1995)

Atividade	Frequência (Hz)		Coeficiente de Fourier normalizado (r_i)			Ângulo de fase (φ_i)			Densidade (pessoas/m ²)
			r_1	r_2	r_3	φ_1	φ_2	φ_3	
Saltos rítmicos	Normal	2,0	1,8	1,3	0,7	0	$\pi(1-T_c/T)$	0,25 (ginástica aeróbica) 0,5 (casos extremos)	
		3,0	1,7	1,1	0,5	0			
	Alto impacto	2,0	1,9	1,6	1,1	0			
		3,0	1,8	1,3	0,8	0			

Nota: Estes valores são empregados pelo Boletim de Informação do Comité Euro-International du Béton (CEB) (1993).

É importante destacar que os valores dos coeficientes de Fourier da Tabela 5 foram obtidos experimentalmente com base no trabalho de Baumann e Bachmann (1988) conforme apresentado na Tabela 6 e na Figura 28, considerando os saltos medidos de uma pessoa – na faixa de frequência de 1,4 Hz a 3,4 Hz – através de uma plataforma de força pousada sobre uma viga flexível de concreto protendido com frequências fundamentais variáveis de 1,7 Hz; 2,0 Hz e 2,3 Hz; e fator de amortecimento em torno de 0,9%.

Baumann e Bachmann (1988) e Sahnaci (2013) chamam a atenção para o fato de os coeficientes de Fourier obtidos através da transformada de Fourier da função analítica semisseno [ver equações (4) e (6)] apresentarem valores menores – desde 15% até 40% – que aqueles obtidos experimentalmente, como se pode observar nos valores entre parênteses apresentados na Tabela 6. Além disso, é fácil perceber pela Figura 28 que esta diferença é maior quanto maior a razão de contato. Portanto, a equação (7) oferece maior controle quanto à escolha destes coeficientes.

Tabela 6 – Coeficientes de Fourier para saltos rítmicos (BAUMANN; BACHMANN, 1988)

Coeficiente de Fourier normalizado (r_i)	Razão de contato ($\alpha=T_c/T$)		
	0,3	0,4	0,5
r_1	1,85 (1,80)	1,80 (1,70)	1,75 (1,60)
r_2	1,52 (1,40)	1,31 (1,05)	1,10 (0,70)
r_3	1,05 (0,80)	0,75 (0,30)	0,45 (-)

Nota: Os valores entre parênteses se referem à transformada de Fourier do modelo analítico semisseno [ver equações (4) e (6)].

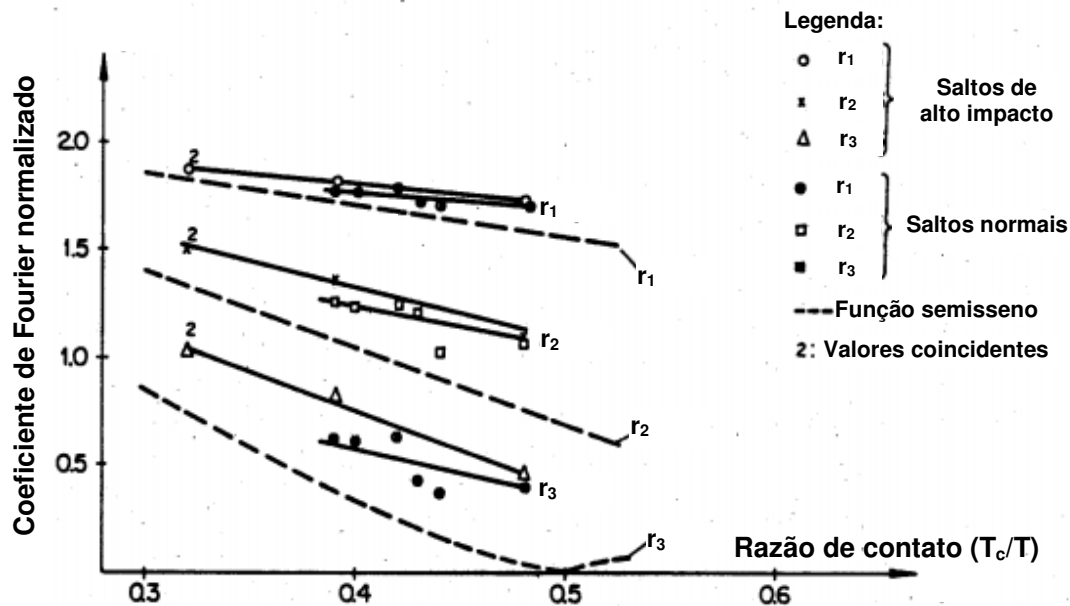


Figura 28 – Coeficiente de Fourier de saltos rítmicos sobre uma viga flexível [Adaptado de Baumann e Bachmann (1988)]

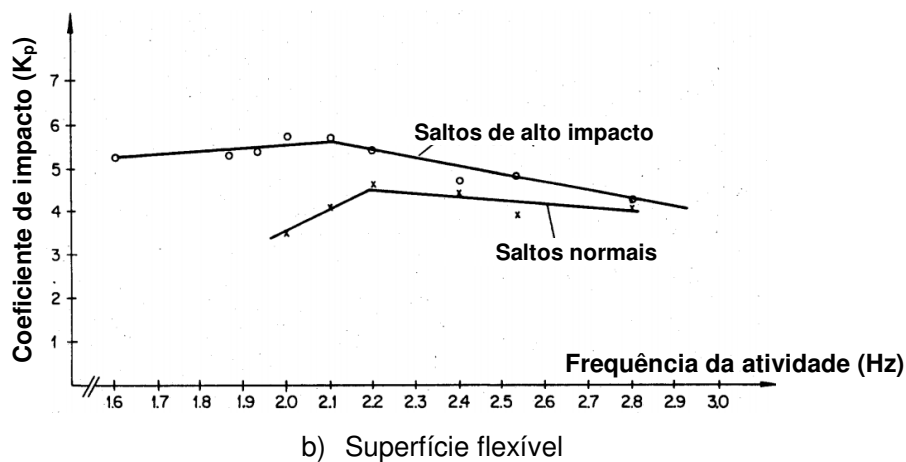
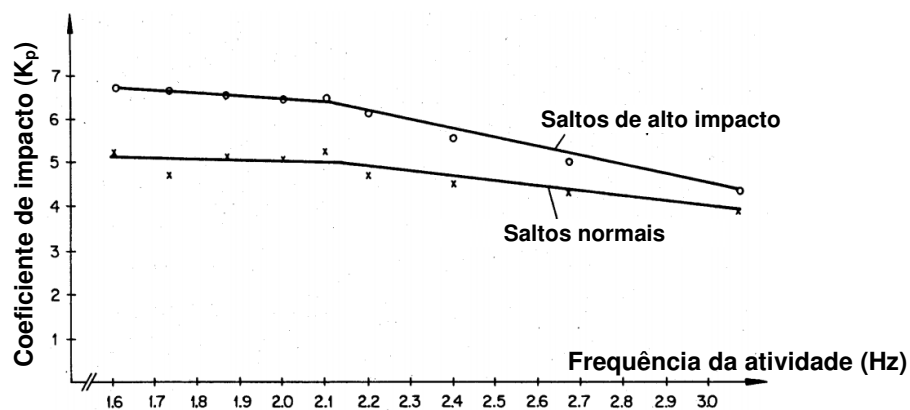


Figura 29 – K_p em função da estrutura [Adaptado de Baumann e Bachmann (1988)]

Ainda observando o trabalho de Baumann e Bachmann (1988), a Figura 29 mostra a variação do coeficiente de impacto em função da frequência dos saltos, segundo o tipo de atividade rítmica (saltos de alto impacto e saltos normais) e considerando uma superfície rígida (piso de laboratório) ou flexível (viga de concreto protendido) (ver Figuras 29a e b, respectivamente). Nota-se que, independentemente do tipo de atividade, os coeficientes de impacto sofrem influência do tipo de estrutura (tendem a diminuir considerando o piso flexível). Além disso, em ambas atividades, eles tendem a convergir para o mesmo valor quando a frequência da atividade é muito rápida (>3 Hz). Ademais, percebe-se que tanto o tipo de salto quanto a frequência da atividade podem influenciar o valor do coeficiente de impacto.

Fazendo-se um contraponto com o recente trabalho experimental de McDonald e Živanović (2016), realizado sobre um piso rígido de laboratório, os autores verificaram que o coeficiente de impacto aumenta com a frequência da atividade até atingir um valor máximo (supostamente na frequência mais confortável para a execução dos saltos segundo estes autores) e então começa a decrescer à medida que a frequência continua a crescer, de acordo com a Figura 30. Oito indivíduos participaram dos testes saltando nas frequências de 1 Hz, 2 Hz e 3 Hz.

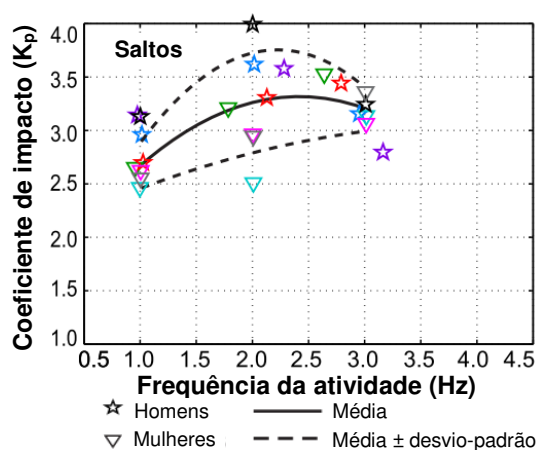


Figura 30 – K_p em função da frequência da atividade [Adaptado de McDonald e Živanović (2016)]

Contemporaneamente às investigações de Bachmann e Ammann (1987), Baumann e Bachmann (1988) e Bachmann et al. (1995), os trabalhos experimentais de Pernica (1990) e Allen (1990) serviram de base para influenciar pesquisas subsequentes (ALLEN, 1991; ELLIS, B.R.; JI, 1994; JI; ELLIS, 1994) que, por sua vez,

resultaram em atuais guias de projeto, como o americano American Institute of Steel Construction - AISC (MURRAY et al., 2016) e o europeu The Steel Construction Institute - SCI (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009). Isto significa que os valores experimentais dos coeficientes de Fourier destes trabalhos precursores são utilizados diretamente ou indiretamente até hoje, como será visto a seguir.

Pernica (1990) obteve experimentalmente os coeficientes de Fourier relativos a várias atividades, tais como caminhada, corrida e exercícios rítmicos. Em relação a esta última, foram considerados os movimentos individuais de uma pessoa assim como em grupos de quatro e oito pessoas, conforme visualizado na Tabela 7, numa faixa de frequência de 1,4 Hz a 4,0 Hz. O sistema estrutural ensaiado diz respeito a uma plataforma de força composta por treliças metálicas que suportam painéis de concreto. A frequência fundamental deste sistema é de 13 Hz e o correspondente fator de amortecimento igual a 2%. Portanto, esta plataforma pode ser considerada rígida uma vez que a frequência da atividade não excedeu os 4,0 Hz, limitando a ocorrência de ressonância.

Tabela 7 – Coeficientes de Fourier máximos para atividades rítmicas (PERNICA, 1990)

Tipo de atividade	Número de pessoas	Coeficiente de Fourier normalizado (r_i) máximo				Frequência da atividade (Hz) onde o valor máximo ocorre no i-ésimo harmônico		
		r_1	r_2	r_3	r_4	1	2	3
Saltos rítmicos	1	1,80	1,10	0,47	0,18	2,8	2,6	2,4
	4	1,75	0,96	0,28	0,12	2,6	2,4	2,4
	8	1,55	0,52	0,11	0,04	2,6	2,2/2,4	1,4
<i>Jumping Jacks</i> ¹	1	1,75	1,10	0,42	0,11	2,6	2,2	2,2
	4	1,80	1,00	0,32	0,09	2,2	2,2	2,2
<i>Running on the spot</i> ²	1	1,57	0,58	0,26	0,15	2,8	2,8/3,0	1,6
	4	1,44	0,38	0,28	0,10	2,4	2,6	1,4
Movimento pedonal ³	4	1,10	0,20	0,10	0,05	-	-	-
Exercícios rítmicos ⁴	8	1,60	0,60	0,20	0,10	-	-	-

Notas:

¹ Conhecido como “polichinelo” (informal) em português do Brasil.

² O termo se refere à simulação de corrida no mesmo ponto, sem deslocamento horizontal.

³ Valores sugeridos para projeto considerando a atividade de corrida (*jogging*).

⁴ Valores sugeridos para projeto.

Allen (1990) menciona que uma variação de um a oito participantes pode não ser representativa de um grande número de pessoas envolvidas em atividades rítmicas, tal como ocorre usualmente em academias de ginástica ou ginásio de esportes. Nesse sentido, com o objetivo de ampliar o trabalho de Pernica (1990), o autor avaliou um piso real de uma academia utilizada para a prática de atividades aeróbicas. Consideram-se grupos de 10 a 25 pessoas saltando em frequências na faixa de 2,25 Hz a 3,03 Hz. O piso possui uma frequência fundamental igual a 6,7 Hz e outros dois modos – de menor preponderância – iguais 7,7 Hz e 8,4 Hz. O fator de amortecimento para todos os modos corresponde a 4%.

É interessante destacar que, desta vez, os coeficientes de Fourier das atividades realizadas não foram medidos diretamente através de uma plataforma de força – como é usualmente feito – mas sim calculados indiretamente através da equação (8), que representa a resposta dinâmica de um sistema de um grau de liberdade, na fase permanente, considerando um carregamento senoidal. Onde “ a_i/g ” é razão entre a aceleração de pico devido ao i -ésimo harmônico (i) da atividade rítmica e a aceleração da gravidade; “ w_p ” é o peso distribuído dos participantes pela área do piso; “ w_t ” é o carregamento total distribuído do piso, incluindo seu peso próprio e carregamentos impostos [excluindo-se o peso dos participantes em Allen (1990), entretanto este é incluso no AISC (2016)]; “ ξ ” é a taxa de amortecimento da estrutura; “ f_n ” é a frequência natural da estrutura e “ f_p ” é a frequência da atividade.

Desta forma, primeiramente, Allen (1990) estimou o peso distribuído dos participantes (w_p) tomando como valor fixo o primeiro harmônico (r_1) da atividade com base no trabalho de Pernica (1990). Este valor é a igual a 1,5 – para atividade aeróbica de alto impacto – e 1,2 – para atividade de baixo impacto. Esta aproximação foi confirmada a partir do cálculo dos pesos dos participantes. Em seguida, os coeficientes de Fourier relativos ao segundo (r_2) e terceiro (r_3) harmônicos podem ser estimados. Cabe salientar que a aceleração (a_i) corresponde aos sinais medidos através de um acelerômetro sobre o piso. A Figura 31 e a Tabela 8 exemplificam os valores obtidos.

$$\frac{a_i}{g} = \frac{1,3 r_i w_p / w_t}{\sqrt{\left[\left(\frac{f_n}{i f_p} \right)^2 - 1 \right]^2 + \left(2 \xi \frac{f_n}{i f_p} \right)^2}} \quad (8)$$

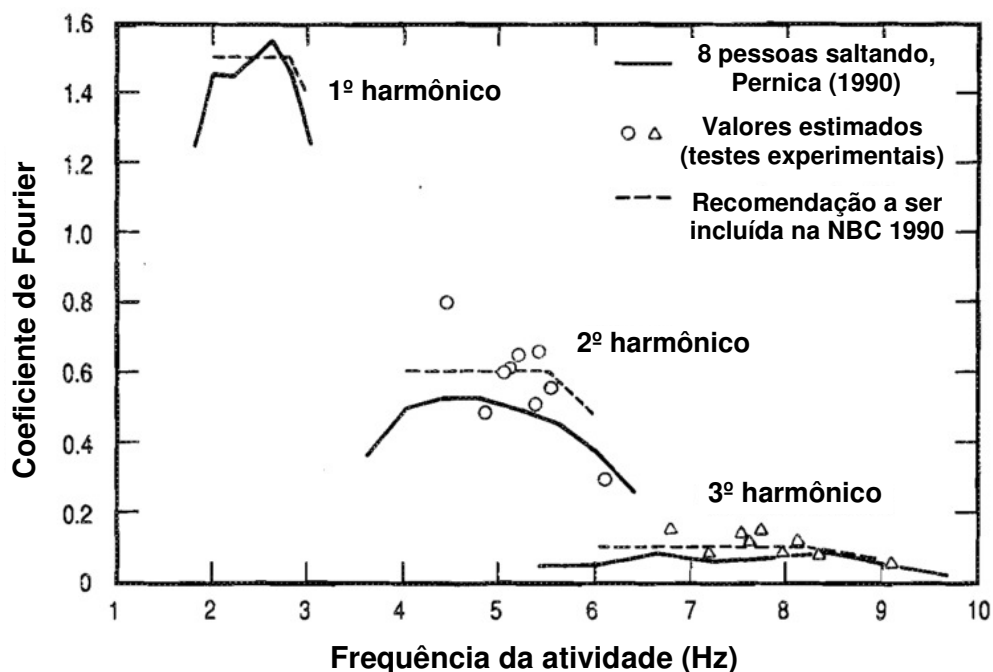


Figura 31 – Coeficientes de Fourier para atividade aeróbica de alto impacto (ALLEN, 1990)

Tabela 8 – Coeficientes de Fourier estimados através de exercícios rítmicos (ALLEN, 1990)

Tipo de atividade rítmica	Frequência da atividade (Hz)	Coeficiente de Fourier normalizado (r_i)			Peso dos participantes ⁺ (kN/m ²)	Número de pessoas
		r_1^*	r_2	r_3		
Alto impacto						
Saltos	2,25	1,50	0,80	0,15	0,10	13–15
Saltos	2,42	1,50	0,50	0,08	0,14	18
Saltos	2,51	1,50	0,60	0,14	0,12	18
Aeróbica	2,54	1,50	0,61	0,11	0,09	14
Saltos	2,57	1,50	0,63	0,15	0,10	13–15
Aeróbica	2,65	1,50	0,50	0,08	0,14	21–25
Aeróbica	2,72	1,50	0,64	0,13	0,15	21–25
Saltos	2,82	1,50	0,58	0,09	0,11	13–15
Saltos	3,03	1,50	0,30	0,06	0,10	10–15
Baixo impacto						
Aeróbica	2,57	1,20	0,22	0,06	0,05	10–14
Notas:						
*Valor assumido com base no trabalho experimental de Pernica (1990).						
+Inclui fator de correção para contabilizar a área real carregada sobre o piso						

Observando-se a Figura 31, Allen (1990) sugere valores iguais a 1,5; 0,6 e 0,1 dos coeficientes de Fourier para o primeiro, segundo e terceiro harmônicos, respectivamente; e o peso distribuído dos participantes igual a 0,2 kN/m², conforme apresentado na Tabela 9. Convém chamar a atenção para o fato de que estes valores são preconizados até hoje pelo então atual guia de projeto do AISC (2016) e da norma canadense NBC (2010). Além disso, a equação (8) é recomendada pelo AISC (2016) para a previsão analítica da resposta dinâmica de um piso submetido a atividades aeróbicas. Pode-se utilizar os coeficientes da Tabela 9 na equação (7) para gerar a força dinâmica ao longo do tempo considerando os ângulos de fase iguais a zero (ALLEN, 1990; MURRAY et al., 2016).

Outro aspecto que vale a pena ser mencionado é que a falta de sincronismo entre os participantes da atividade já está contabilizada nestes coeficientes, ocasionando a natural redução dos mesmos. Verificando-se a Tabela 8, o número de participantes correspondente a estes coeficientes pode variar de 13 a 25 pessoas. Entretanto, o AISC (2016) não explicita o número de participantes envolvidos no grupo. Adicionalmente, salienta-se que o AISC (2016) menciona que os participantes contribuem a favor do amortecimento estrutural e sugere um valor de 6%.

Tabela 9 – Coeficientes de Fourier para aeróbica de alto impacto (ALLEN, 1990, 1991; MURRAY et al., 2016; NATIONAL BUILDING CODE OF CANADA, 2010)

Harmônico da atividade aeróbica de alto impacto	Frequência da atividade (Hz)	Peso dos participantes (w_p)	Coeficiente de Fourier normalizado (r_i) máximo
		kN/m ²	
Primeiro harmônico	2 – 2,75	0,2 ($\approx 0,3$ pessoas/m ²)	1,5
Segundo harmônico	4 – 5,5		0,6
Terceiro harmônico	6 – 8,25		0,1

Ainda levando-se em conta o emprego da função semisseno para a representação matemática de saltos rítmicos e sua correspondente representação através de uma série de Fourier, Ji e Ellis (1994) e Ellis e Ji (1994) realizaram um importante trabalho analítico que possibilita o cálculo dos coeficientes de Fourier e seus respectivos ângulos de fase em função da razão de contato (T_c/T), como será desenvolvido a seguir.

A equação (9) apresenta a definição clássica da série de Fourier, onde o termo “ a_0 ” corresponde ao valor médio em torno do qual a função periódica oscila; “ a_n ” e “ b_n ” correspondem aos coeficientes da série infinita associados aos termos cosseno e seno, respectivamente; e “ n ” é número de termos.

$$F(t) = G \left[a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos \frac{2n\pi}{T} t + b_n \sin \frac{2n\pi}{T} t \right) \right] \quad (9)$$

Alternativamente, a equação (9) pode ser representada pela equação (10) com base nas relações trigonométricas estabelecidas nas equações (11) e (12). Já as equações (13), (14) e (15) apresentam o cálculo dos coeficientes “ a_0 ” “ a_n ” e “ b_n ”, respectivamente, em função do coeficiente de impacto (K_p) e da razão de contato ($\alpha = T_c/T$).

$$F(t) = G \left[a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} r_n \sin \left(\frac{2n\pi}{T} t + \varphi_n \right) \right] \quad (10)$$

$$r_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2} \quad (11)$$

$$\varphi_n = \tan^{-1} \left(\frac{a_n}{b_n} \right) \quad (12)$$

$$a_0 = \frac{2K_p \alpha}{\pi} \quad (13)$$

$$a_n = \begin{cases} 0, & 2n\alpha = 1 \\ \frac{K_p \alpha}{\pi} \left[\frac{\cos(2n\alpha - 1)\pi - 1}{2n\alpha - 1} - \frac{\cos(2n\alpha + 1)\pi - 1}{2n\alpha + 1} \right], & 2n\alpha \neq 1 \end{cases} \quad (14)$$

$$b_n = \begin{cases} \alpha K_p, & 2n\alpha = 1 \\ \frac{K_p \alpha}{\pi} \left[\frac{\sin(2n\alpha - 1)\pi}{2n\alpha - 1} - \frac{\sin(2n\alpha + 1)\pi}{2n\alpha + 1} \right], & 2n\alpha \neq 1 \end{cases} \quad (15)$$

Desse modo, substituindo-se a equação que relaciona o coeficiente de impacto com a razão de contato, $K_p = \pi/2\alpha$ [ver equações (5) e (6)], na equação (10), esta pode ser reescrita conforme a equação (16). Além disso, os coeficientes “ a_n ” e “ b_n ” são apresentados de forma mais elegante de acordo com as equações (17) e (18) (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011), respectivamente. Nota-se que a equação (16) corresponde à equação (7), exceto pelo sinal do ângulo de fase (atrasado ou adiantado).

$$F(t) = G \left[1,0 + \sum_{n=1}^{\infty} r_n \text{sen} \left(\frac{2n\pi}{T} t + \varphi_n \right) \right] \quad (16)$$

$$a_n = \begin{cases} 0, & 2n\alpha = 1 \\ \left[\frac{1 + \cos(2n\pi\alpha)}{1 - 4n^2\alpha^2} \right], & 2n\alpha \neq 1 \end{cases} \quad (17)$$

$$b_n = \begin{cases} \pi/2, & 2n\alpha = 1 \\ \left[\frac{\sin(2n\pi\alpha)}{1 - 4n^2\alpha^2} \right], & 2n\alpha \neq 1 \end{cases} \quad (18)$$

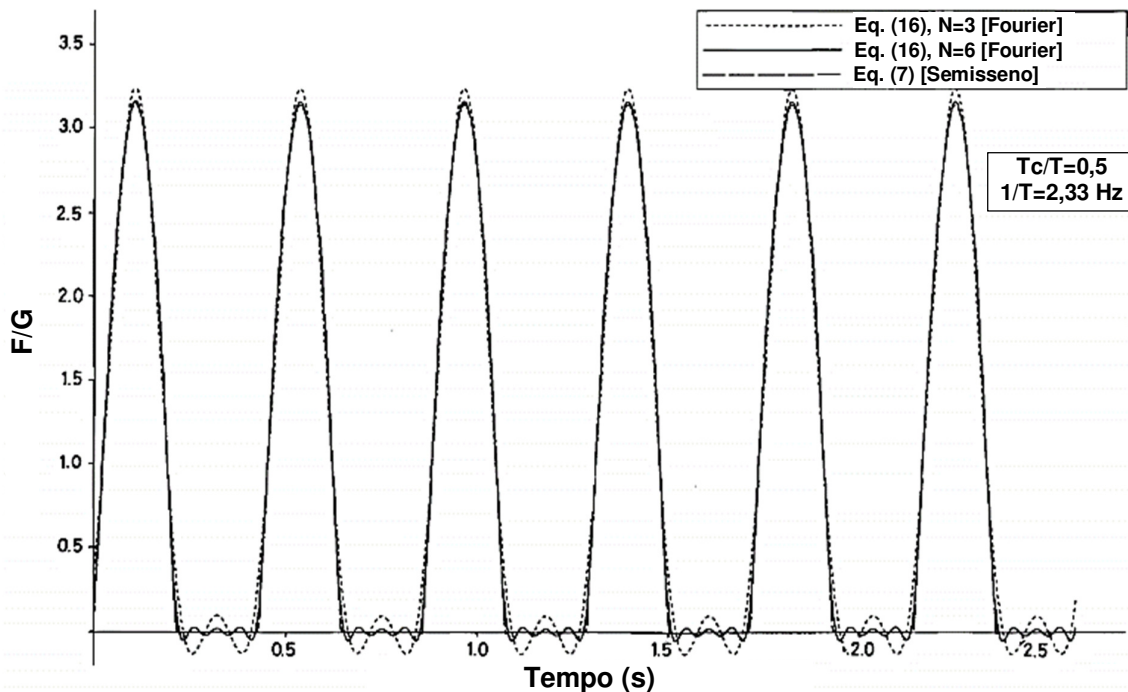


Figura 32 – Comparação da série de Fourier com a função semisseno [Adaptado de Ji e Ellis (1994)]

A partir da Figura 32 é possível notar que o emprego de três ou seis termos na série de Fourier é suficiente para bem representar a função semisseno (JI; ELLIS, 1994). Desta maneira, com base nos trabalhos experimentais de Pernica (1990), Allen (1990) e Bachmann et al. (1995), pode-se encontrar, através da equação (16), a razão de contato e os coeficientes de Fourier que mais se aproximam destes testes experimentais, conforme exibidos na Tabela 10.

Ressalta-se que, segundo Ellis e Ji (2004b), do Guia de projeto BRE Digest 426, e o guia de projeto do SCI (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009), os valores apresentados nas Tabelas 10 e 11 podem ser usados para representar uma pessoa ou pequenos grupos engajados em atividades rítmicas, embora não seja especificado o número exato de participantes. Não obstante, vale lembrar que, originalmente, as razões de contato iguais a 0,67 e 0,5 se equiparam com os trabalhos de Pernica (1990) e Allen (1990), envolvendo grupos de 4, 8 e de 10 a 25 pessoas; enquanto que aquelas iguais a 0,33 e 0,25 são comparadas ao trabalho de Bachmann et al. (1995) e são relativas a 1 pessoa.

Tabela 10 – Coeficientes de Fourier. Adaptado de Ellis e Ji (1994)

Autor	Tipo de atividade	Coeficiente de Fourier normalizado (r_n)			
		r_1	r_2	r_3	r_4
Pernica (1990)	Movimento pedonal (4 pessoas)	1,10	0,20	0,10	0,05
Allen (1990)	Aeróbica de baixo impacto (10–14pessoas)	1,20	0,22	0,06	-
Ellis e Ji (1994) ¹	$T_c/T=0,67=2/3$ (calculado)	1,286	0,164	0,133	0,036
Pernica (1990)	Exercícios rítmicos (8 pessoas)	1,60	0,60	0,20	0,10
Allen (1990)	Aeróbica de alto impacto (13–25pessoas)	1,50	0,60	0,10	-
Ellis e Ji (1994) ¹	$T_c/T=0,50=1/2$ (calculado)	1,571	0,667	0,000	0,133
Bachmann et al. (1995)	Salto normal (2Hz) – 1 pessoa	1,80	1,30	0,70	-
Bachmann et al. (1995)	Salto normal (3Hz) – 1 pessoa	1,70	1,10	0,50	-
Ellis e Ji (1994) ¹	$T_c/T=0,33=1/3$ (calculado)	1,80	1,286	0,667	0,164
Bachmann et al. (1995)	Salto de alto impacto (2Hz) – 1 pessoa	1,90	1,60	1,10	-
Bachmann et al. (1995)	Salto de alto impacto (3Hz) – 1 pessoa	1,80	1,30	0,80	-
Ellis e Ji (1994) ¹	$T_c/T=0,25=1/4$ (calculado)	1,886	1,571	1,131	0,667

Notas: ¹Coeficientes de Fourier calculados analiticamente de acordo com a equação (16) e equiparados segundo os trabalhos experimentais contidos em Pernica (1990), Allen (1990) e Bachmann et al. (1995).

Tabela 11 – Coeficientes de Fourier e ângulos de fase para saltos (ELLIS; JI, 2004b; JI; ELLIS, 1994; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009)

Tipo de atividade		Coeficiente de Fourier normalizado (r_n)					
		1	2	3	4	5	6
Aeróbica de baixo impacto ($\alpha=2/3=0,67$)	r_n	1,286	0,164	0,133	0,036	0,023	0,032
	φ_i	$-\pi/6$	$-5\pi/6$	$-\pi/2$	$-\pi/6$	$-5\pi/6$	$-\pi/2$
Aeróbica de alto impacto ($\alpha=1/2=0,50$)	r_n	1,571	0,667	0,000	0,133	0,000	0,057
	φ_i	0	$-\pi/2$	0	$-\pi/2$	0	$-\pi/2$
Salto normal ($\alpha=1/3=0,33$)	r_n	1,800	1,286	0,667	0,164	0,099	0,133
	φ_i	$\pi/6$	$-\pi/6$	$-\pi/2$	$-5\pi/6$	$-\pi/6$	$-\pi/2$

A Figura 33 exibe a influência da razão de contato no valor do coeficiente de impacto, mostrando que razões menores conduzem a coeficientes de impacto maiores. De acordo com a Tabela 11, percebe-se que a razão de contato igual a 0,25 (muito conservadora) já não é mais citada pelo SCI (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009) e pelo BRE Digest 426 (ELLIS; JI, 2004b).

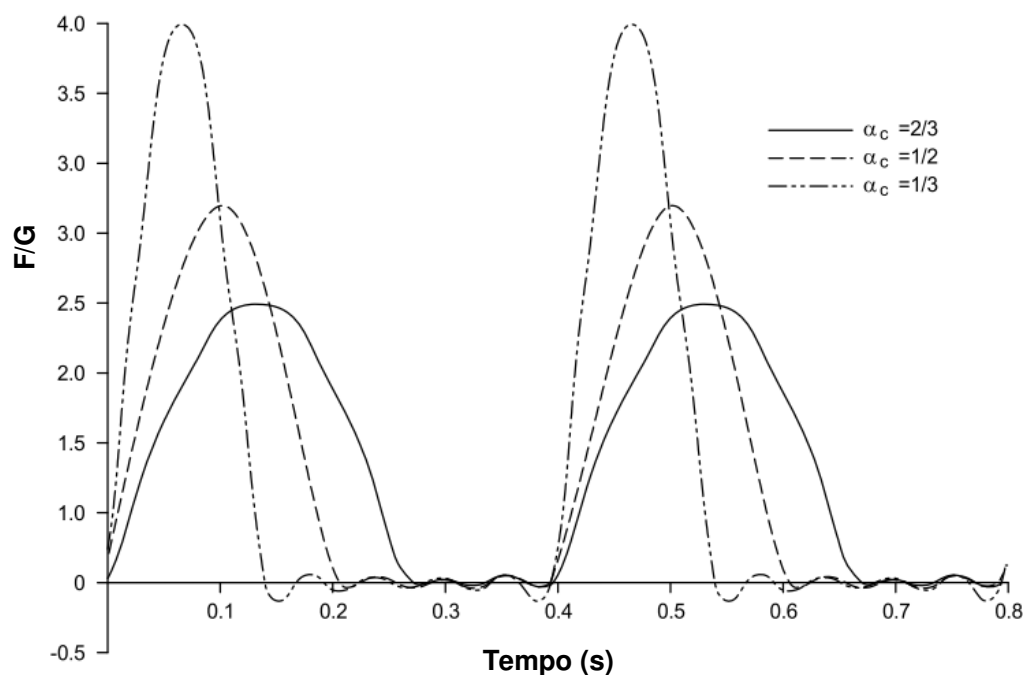


Figura 33 – Carregamento dinâmico em função da razão de contato (SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009)

A fim de verificar a influência da razão de contato sobre os coeficientes de Fourier e seus respectivos ângulos de fase para multidões, Ellis e Ji (ELLIS; JI, 2004a) realizaram ensaios experimentais com grupos variando de 2 a 64 pessoas, numa área de 9 x 6 m, correspondendo a distribuição de 1,185 pessoas/m² para 64 pessoas. Os saltos foram executados em duas frequências distintas – 1,90 Hz e 2,15 Hz – considerando, individualmente, dois pisos mistos (aço-concreto), com frequências fundamentais e fatores de amortecimento iguais a 8,49 Hz e 1,65% e a 7,58 Hz e 1,16%, respectivamente (ELLIS; JI, 2002). Ressalta-se que os três primeiros harmônicos estão abaixo da frequência fundamental dos pisos, embora o quarto harmônico possa induzir ressonância.

Assim como Allen (1990), os autores não mediram os coeficientes de Fourier através de uma plataforma de força, mas sim através dos deslocamentos estáticos e dinâmicos dos pisos. Nesse sentido, em relação aos deslocamentos dinâmicos, utilizou-se um filtro passa-banda (0,5f e 1,5f), no domínio do tempo, de modo a isolar cada harmônico da atividade. Em seguida, calculou-se o valor r.m.s de cada sinal filtrado e este foi, então, multiplicado por $\sqrt{2}$, a fim de obter-se o valor médio da amplitude (este procedimento evita possíveis erros introduzidos no início e final do sinal devido à aplicação do filtro digital). Finalmente, o coeficiente de Fourier normalizado – para cada harmônico – foi obtido a partir da divisão da amplitude do deslocamento dinâmico pelo respectivo deslocamento estático em função do número de pessoas. Nota-se, portanto, que esta relação corresponde também ao fator de amplificação dinâmica.

Os resultados são exibidos através da Figura 34 enquanto que as equações (19), (20), (21) apresentam as funções analíticas para os três primeiros harmônicos, respectivamente, obtidas através da regressão dos dados experimentais e em função do número de pessoas (p), para $2 \leq p \leq 64$.

$$r_{1,p} = 1,61 p^{-0,082} \quad (19)$$

$$r_{2,p} = 0,94 p^{-0,24} \quad (20)$$

$$r_{3,p} = 0,44 p^{-0,31} \quad (21)$$

Desse modo, para multidões, as equações (19), (20), (21) podem ser empregadas em conjunto com a equação (16) e utilizando-se os ângulos de fase para “saltos normais ($\alpha=1/3=0,33$)” apresentados na Tabela 11 (ELLIS; JI, 2004a, 2004b; SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, 2009). É interessante notar que para um valor de “p” igual a uma pessoa, os coeficientes de Fourier recaem num caso intermediário entre aeróbica de alto impacto ($\alpha=0,50$) e saltos normais ($\alpha=0,33$) (ELLIS; JI, 2004b).

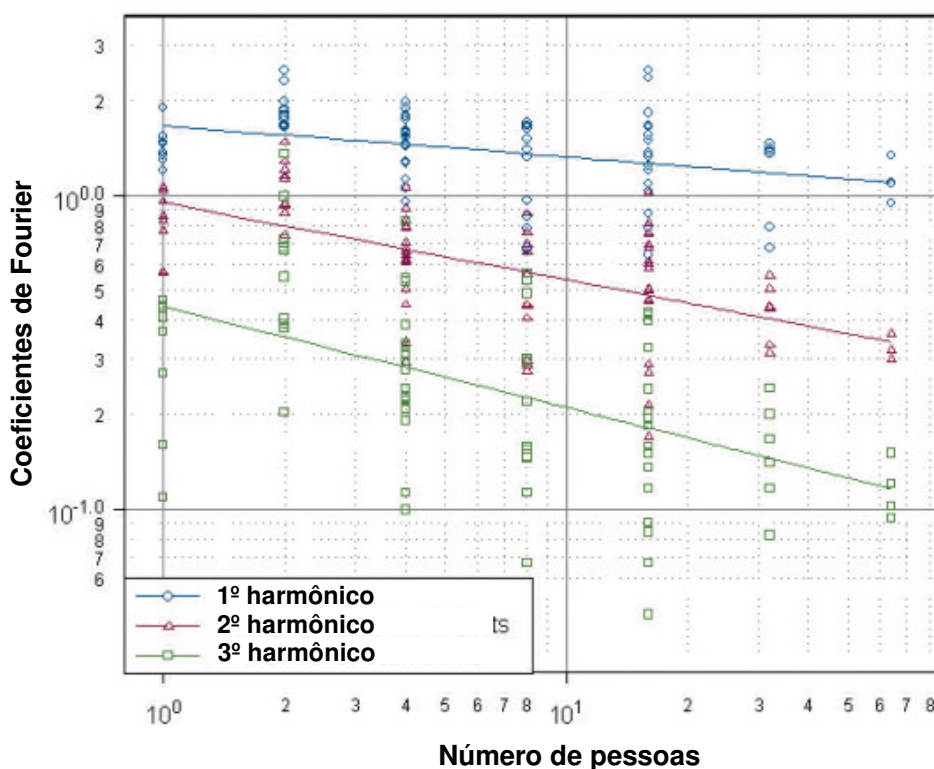


Figura 34 – Coeficientes de Fourier experimentais (ELLIS; JI, 2004a)

A norma ISO 10137 (2007) também preconiza o uso da equação (16) para representar atividades rítmicas na direção vertical. No caso de saltos rítmicos, os ângulos de fase podem ser considerados iguais a zero. O grande diferencial desta norma está na obtenção dos valores dos coeficientes de Fourier relativos aos três primeiros harmônicos em função da frequência da atividade, conforme as equações (22), (23) e (24), respectivamente. A Figura 35 ilustra esta variação.

Alternativamente, estes coeficientes podem ser considerados constantes, para uma primeira aproximação, com valores iguais a 1,7; 1,0 e 0,4, respectivamente. Em contraponto com os trabalhos anteriores, ainda que a variação dos coeficientes de

Fourier em função da frequência fosse percebida, eles são tomados como constantes para efeito prático (ver e comparar a Figura 31 e a Tabela 9). .

$$r_1 = 2,1 - 0,15 (f_p) \quad (22)$$

$$r_2 = 1,9 - 0,17 (2 f_p) \quad (23)$$

$$r_3 = 1,25 - 0,11 (3 f_p) \quad (24)$$

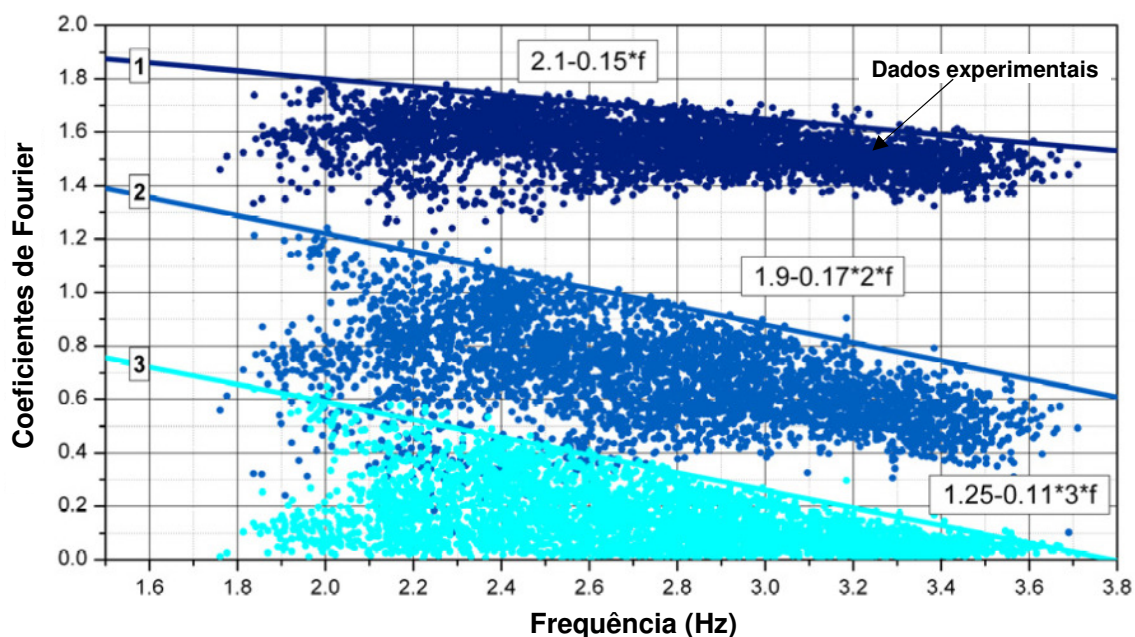


Figura 35 – Coeficientes de Fourier dependentes da frequência empregados pela norma ISO 10137 (2007) (AGU, 2013)

Indica-se o valor de distribuição de pessoas igual a 1,25 pessoas/m² (valor mais comum) e a 6 pessoas/m² como um caso extremo observado. Este valores são superiores ao sugerido pelo AISC (2016) e por Bachmann et al. (1995), aproximadamente igual a 0,3 pessoas/m² e 0,25 e 0,5 pessoas/m² (este último para casos extremos), respectivamente (ver as Tabelas 5 e 9). Entretanto, o valor de 1,25 pessoas/m² é próximo ao de 1,185 pessoas/m² obtido por Ellis e Ji (ELLIS; JI, 2004a).

Agu (2013) menciona que estes dados experimentais (ver Figura 35) contidos na ISO 10137 (2007) provêm de resultados parciais realizados pelo próprio autor

(embora isto não seja citado nesta norma). Outra inovação da ISO 10137 (2007) diz respeito ao emprego de fatores de coordenação [C(N)] para considerar a falta de sincronismo entre os (N) participantes e, em consequência, a ponderação dos coeficientes de Fourier – através da equação (25) – e de acordo com Tabela 12.

$$F(t)_N = C(N) \cdot F(t) \quad (25)$$

Nesse sentido, são consideradas três categorias em função do grau de coordenação para grupos de 50 ou mais pessoas: alta, para atividades tais como em academias ou ginásios (ginástica ou grupo de pessoas bem treinadas); média, para eventos desportivos (torcidas ou adeptos em eventos desportivos) e baixa, para concertos de música pop. Por outro lado, para grupos de 5 pessoas ou menores, o fator de coordenação deve ser igual a 1. Para grupos intermediários pode-se realizar uma interpolação linear.

Agu (2013) ressalta que os limites superiores empregados para compor as equações (22), (23) e (24) foram utilizados em um momento em que ainda não havia informações confiáveis a respeito de um limite superior em relação às habilidades físicas dos participantes para coordenação. Entretanto, é suposto que sejam utilizados em conjunto com os fatores de coordenação sugeridos na Tabela 12.

Tabela 12 – Fatores de coordenação para grupos maiores ou iguais a 50 pessoas (ISO 10137, 2007)

Coordenação	Tipo de atividade	1º harmônico	2º harmônico	3º harmônico
Alta	Academia de ginástica	0,80	0,67	0,50
Média	Eventos desportivos	0,67	0,50	0,40
Baixa	Concerto pop	0,50	0,40	0,30

Notas:

¹Segundo a ISO 10137 (2007) estes valores de coordenação, C(N), são somente aplicáveis para avaliação do estado limite de serviço.

²Estes valores são empregados para a avaliação do conforto humano de pessoas passivas (não engajadas na atividade rítmica).

³Para grupos menores ou iguais a 5 pessoas, o fator de coordenação deve ser igual a 1.

⁴Para grupos intermediários, pode-se realizar interpolação linear.

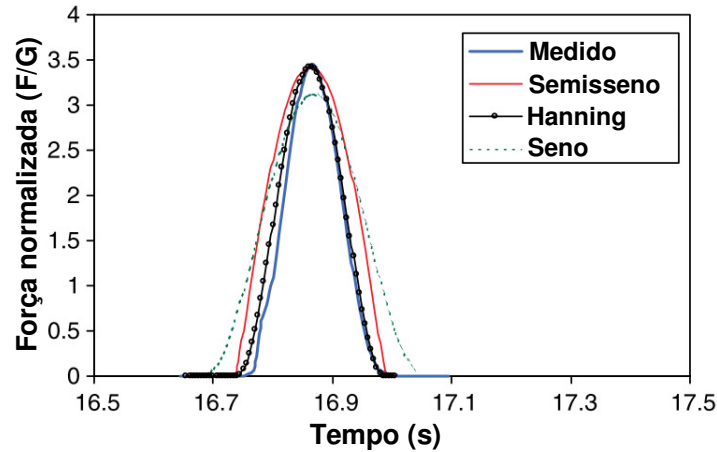
Jones, Reynolds e Pavic (2011) citam que a ISO 10137 (2007) se baseia nos vários trabalhos de Agu e Kasperski (AGU; KASPERSKI, 2005; KASPERSKI, 2002a, 2002b; KASPERSKI; AGU, 2005). Agu (2013) também refere os trabalhos Kasperski (KASPERSKI, 2001, 2003). Entretanto, nenhuma referência destes trabalhos é citada pela norma, o que reduz, inevitavelmente, a transparência para aqueles que desejam realizar investigações com maior profundidade.

Além disso, Jones, Reynolds e Pavic (2011) mencionam que a ISO 10137 (2007) se alinha de forma mais próxima aos princípios do Eurocódigo, apresentando um evento extremo com uma probabilidade de ser excedido com base em um rigoroso tratamento estatístico. Por outro lado, isto pode levar a projetos mais onerosos e não representar os eventos mais comuns observados. No trabalho de Agu (2013) é reportado uso de uma plataforma de força em piso rígido e Kasperski (2002a) relata que os coeficientes de Fourier observados são válidos para superfície rígida. Ademais, este último autor afirma que uma superfície em vibração pode exercer influência sobre os saltos rítmicos e menciona testes realizados num piso em vibração para contabilizar estes efeitos (ressalta-se que isto também foi observado na Figura 29).

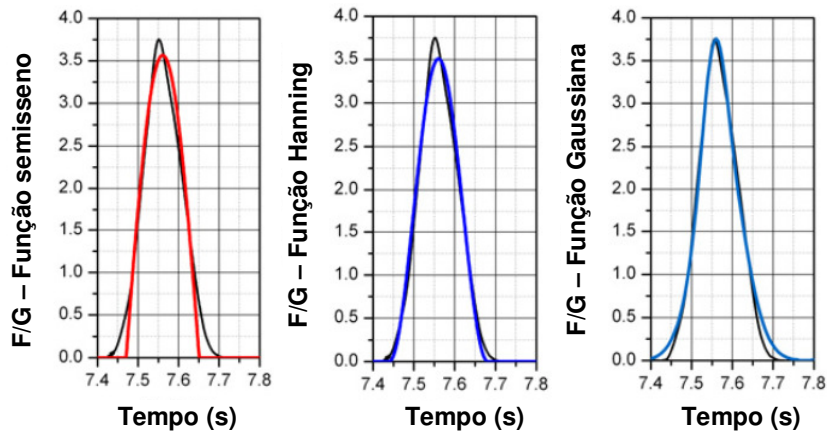
Além da função semisseno, outras funções matemáticas têm sido investigadas a fim de representar a caracterização dinâmica dos saltos rítmicos. Podem-se citar as funções cosseno ao quadrado (\cos^2) – também conhecida como função Hanning (ARRILLAGA; WATSON, 2003) – e a função gaussiana (distribuição normal). Tem-se notado que a função Hanning é capaz de se ajustar melhor à forma do sinal experimental produzido por saltos rítmicos (CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011; FAISCA, 2003; SIM et al., 2008), principalmente no que diz respeito ao período de contato, T_c , conforme pode ser observado na Figura 36.

Agu (2013) cita que o emprego de duas funções gaussianas consegue representar de forma mais precisa o valor máximo do coeficiente de impacto, em comparação com as funções semisseno e Hanning. Entretanto, aquelas acabam por superestimar o período de contato. Por outro lado, a função semisseno pode subestimar este valor, como pode ser visualizado na Figura 36b.

Considerando-se o modelo gaussiano, Agu (2013) ressalta que não é possível estabelecer uma relação entre o coeficiente de impacto (K_p) e a razão de contato (T_c/T), uma vez que devido à própria definição desta função nos limites de $-\infty$ a $+\infty$, a função só toca o eixo das abscissas no infinito. Portanto, em rigor, não há período de contato definido, embora o K_p possa ser definido por uma média e desvio-padrão.



a) Adaptado de Caetano et al. (2011)



b) Adaptado de Agu (2013)

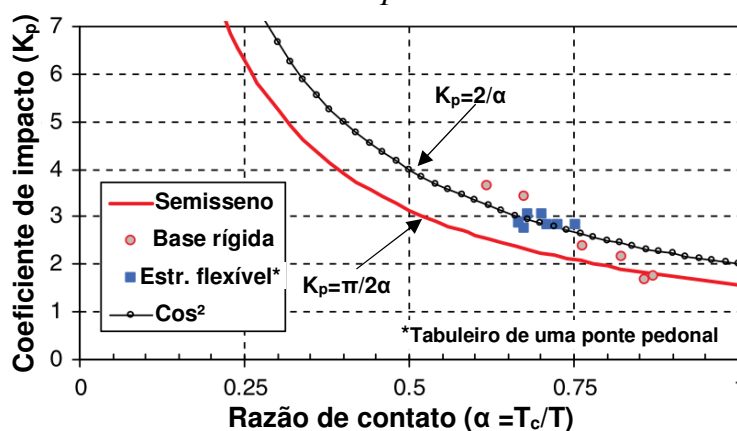
Figura 36 – Ajuste de funções matemáticas ao sinal experimental (saltos rítmicos)

A função cosseno ao quadrado é definida pela equação (26). Do mesmo modo realizado em relação à função semisseno [ver equação (5)], é possível calcular a integral do impulso da função cosseno ao quadrado conforme a equação (27), de tal sorte que a relação entre o coeficiente de impacto e a razão de contato é estabelecida na equação (28) (AGU, 2013; CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011).

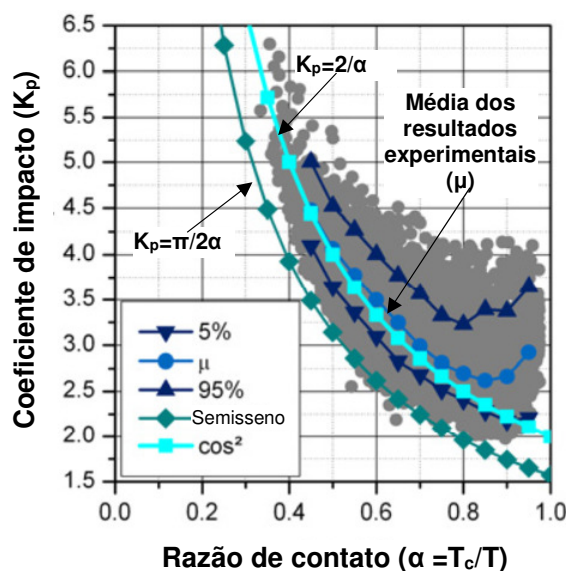
$$F(t) = K_p G \cos^2\left(\frac{\pi}{T_c} t\right) \quad \text{Para } \frac{-T_c}{2} \leq t \leq \frac{T_c}{2} \quad (26)$$

$$\frac{1}{T} \int_{-T_c/2}^{T_c/2} K_p G \cos^2\left(\frac{\pi}{T_c} t\right) dt = G \quad (27)$$

$$K_p = \frac{2}{\frac{T_c}{T}} = \frac{2}{\alpha} \quad (28)$$



a) Adaptado de Caetano et al. (2011)



b) Adaptado de Agu (2013)

Figura 37 – Coeficiente de impacto (K_p) em função da razão de contato (T_c/T)

A partir da Figura 37, é interessante notar que através de investigações independentes [Figura 37a (CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011) e Figura 37b ((AGU, 2013))] os resultados experimentais referentes à relação entre a razão de contato e o coeficiente de impacto se ajustaram melhor de acordo com a curva ($K_p=2/\alpha$) da função cosseno ao quadrado. Em relação à Figura 37a, a exceção se deu para casos com razão de contato em torno de 0,85. No que diz respeito à Figura 37b, Agu (2013) afirma que uma boa aproximação é obtida até a razão de contato de 0,7. Isto pode ser observado através da comparação da curva média dos valores

experimentais (μ), situada entre os percentis 5% e 95%, com a curva analítica da função cosseno ao quadrado.

Extensos ensaios experimentais foram realizados por Faisca (2003), considerando testes com uma, duas, seis, dez, dezesseis e vinte pessoas sujeitas à estímulos sonoros e visuais; de maneira que sete tipos de atividades foram verificadas: saltos à vontade; saltos em 1,5 Hz; 2,0 Hz; 2,5 Hz; 3,0 Hz; ginástica aeróbica e simulações de eventos diversos, como shows musicais e torcidas de futebol.

Para isto, os saltos rítmicos foram realizados em laboratório sobre uma estrutura mista composta por vigas metálicas e um tabuleiro de concreto armado com dimensões de comprimento, largura e altura iguais a 12,20 m x 2,20 m x 0,10 m, respectivamente. Este sistema estrutural permitiu a variação da posição de seus apoios de tal forma que a estrutura foi avaliada em três frequências naturais e situações distintas: 17,40 Hz (rígida); 3,80 Hz (flexível; $\xi=1,5\pm0,4$ %) e 3,20 Hz (flexível; $\xi=1,2\pm0,3$ %). Além disso, várias plataformas de força rígidas foram apoiadas sobre o tabuleiro a fim de computar os sinais experimentais gerados pelos indivíduos.

Com base em estudos estatísticos e probabilísticos, Faisca (2003) verificou que os parâmetros T , T_c e K_p foram bem representados pela função de probabilidade gaussiana (distribuição normal) enquanto que a função Hanning (cosseno ao quadrado) se ajustou melhor para simular o carregamento dinâmico. Além da equação (26), esta função pode também ser representada, conforme Faisca (2003), através da equação (29), onde "CD" é o coeficiente de defasagem com o objetivo de levar em conta a falta de sincronismo entre os indivíduos e, portanto, a ponderação do carregamento dinâmico da atividade rítmica.

$$F(t) = CD \left\{ K_p G \left[0,5 - 0,5 \cos \left(\frac{2\pi}{T_c} t \right) \right] \right\} \quad \text{Para } t \leq T_c$$

$$F(t) = 0 \quad \text{Para } T_c \leq t \leq T$$
(29)

Faisca (2003) observou que, para os testes individuais e com grupos de 10 pessoas, a influência da flexibilidade da estrutura nos parâmetros T (período da atividade) e T_c (período de contato) não foram significantes. Já em relação ao coeficiente de impacto (K_p), este sofreu pouca alteração (contrapondo-se a outros trabalhos na literatura, como na Figura 29). Entretanto esta alteração foi mais

acentuada para testes de multidão quando a frequência da atividade se aproximou da frequência natural da estrutura. A Tabela 13 exibe os valores dos parâmetros analíticos do período da atividade, período de contato e coeficiente de impacto ajustados para a função Hanning em função de vários tipos de atividades rítmicas. Cabe salientar que os saltos realizados na frequência de 1,5 Hz foram descartados das análises devido à dificuldade dos participantes em executá-los.

Tabela 13 – Parâmetros analíticos T , T_c e K_p para estrutura rígida. (FAISCA, 2003)

Atividade	T (s)	T_c (s)	K_p
Ginástica aeróbica	$0,44 \pm 0,09$	$0,34 \pm 0,09$	$2,78 \pm 0,60$
Show/torcida	$0,37 \pm 0,03$	$0,33 \pm 0,09$	$2,41 \pm 0,51$
Saltos à vontade	$0,44 \pm 0,15$	$0,32 \pm 0,09$	$3,17 \pm 0,58$
Saltos (2,0 Hz)	$0,50 \pm 0,10$	$0,36 \pm 0,12$	$2,99 \pm 0,65$
Saltos (2,5 Hz)	$0,40 \pm 0,03$	$0,30 \pm 0,07$	$3,20 \pm 0,47$
Saltos (3,0 Hz)	$0,34 \pm 0,12$	$0,26 \pm 0,14$	$3,06 \pm 0,38$

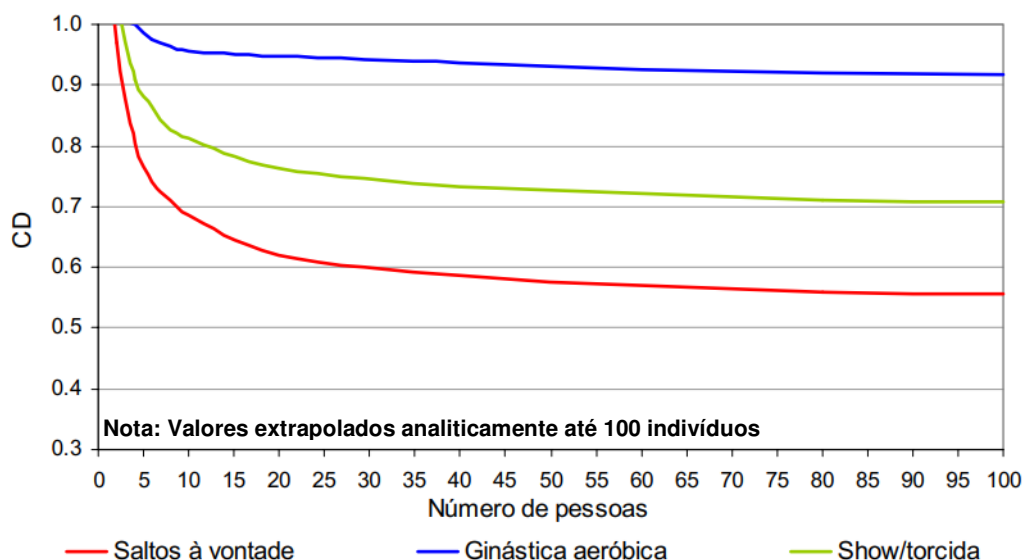


Figura 38 – CD em função da atividade e número de pessoas (FAISCA, 2003)

No que diz respeito ao coeficiente de defasagem entre os indivíduos (CD), este parâmetro sofreu influência da flexibilidade da estrutura, principalmente quando a frequência da atividade e da estrutura estão próximas (FAISCA, 2003). Naturalmente, em situações de ressonância ou quase-ressonância, esta proximidade faz com que seja mais difícil para os indivíduos estarem síncronos tanto em relação ao movimento

da estrutura assim como entre eles (intervariabilidade), ocorrendo a redução deste coeficiente. Além disso, este parâmetro é influenciado pelo número de pessoas e o tipo de atividade, conforme pode ser observado na Figura 38 e na Tabela 14.

Para fins de projeto, a autora recomenda que sejam empregadas as atividades de ginástica aeróbica, show/torcida e saltos à vontade; e descartadas as atividades mais artificiais (saltos em 2,0 Hz; 1,5 Hz e 3,0 Hz). Além disso, para uma proposta mais abrangente, podem-se utilizar os parâmetros na condição rígida. Nesse sentido, são indicados os parâmetros médios e seus respectivos desvios-padrão contidos nas Tabelas 13 e 14.

Tabela 14 – Coeficientes de defasagem (CD) analíticos para estrutura rígida (FAISCA, 2003)

Número de pessoas	Coeficiente de defasagem (CD)		
	Ginástica aeróbica	Show/torcida	Saltos à vontade
1	0,99 ± 0,22	1,00 ± 0,21	1,01 ± 0,18
2	0,95 ± 0,16	0,84 ± 0,21	0,77 ± 0,20
6	0,91 ± 0,12	0,76 ± 0,15	0,65 ± 0,15
8	0,90 ± 0,10	0,74 ± 0,12	0,61 ± 0,13
10	0,91 ± 0,09	0,72 ± 0,11	0,61 ± 0,13
16	0,91 ± 0,07	0,71 ± 0,10	0,57 ± 0,11
20	0,90 ± 0,06	0,69 ± 0,07	0,54 ± 0,08
40	0,90 ± 0,04	0,68 ± 0,05	0,53 ± 0,06
60	0,89 ± 0,03	0,68 ± 0,04	0,52 ± 0,05
80	0,89 ± 0,03	0,68 ± 0,03	0,52 ± 0,04
100	0,89 ± 0,03	0,67 ± 0,03	0,52 ± 0,04

O uso do modelo proposto por Faisca (2003) tem sido estudado e comparado com vários modelos citados nesta seção a fim de verificar a resposta dinâmica numérica em pisos submetidos a atividades humanas rítmicas. Tem-se notado que o modelo de Faisca (2003) produz níveis de aceleração inferiores, em situações de ressonância, em comparação com os demais (ainda que nem sempre satisfaça os critérios de conforto humano) (GASPAR; DA SILVA; LOPES, 2015; GASPAR; SANTOS DA SILVA; COSTA-NEVES, 2016; GASPAR; SILVA; CAMPISTA, 2015; GASPAR; SILVA, 2015; SILVA; GASPAR; LOPES, 2014).

2.4 Discussão sobre o uso de modelos periódicos

Conforme pode ser observado na seção 2.3, várias metodologias a fim de caracterizar o comportamento dinâmico das atividades rítmicas foram apresentadas segundo vários investigadores. Observou-se, portanto, que algumas delas culminaram em normas e guias de projeto. No entanto, o engenheiro projetista se vê diante de um grande desafio para realizar suas previsões da resposta dinâmica da estrutura: qual dentre estes guias ele deve escolher? Naturalmente, a escolha de um em detrimento de outro pode gerar respostas dinâmicas mais ou menos conservadoras, interferindo diretamente no custo final do projeto.

Nesse sentido, tem-se a intenção de compreender os principais aspectos experimentais e analíticos que podem influenciar a modelagem da atividade rítmica, tais como: o tipo de estrutura (piso rígido ou flexível); metodologia do ensaio; tipo de função matemática; parâmetros biomecânicos dos saltos (frequência da atividade, período de contato e coeficiente de impacto); número de pessoas e o número de coeficientes de Fourier empregados.

Portanto, conhecendo-se o que está por detrás destas modelagens, o engenheiro poderá optar – de maneira mais consciente – por aquela que mais se aproxima das características de seu projeto. A seguir são apresentados os principais tópicos que merecem ser observados. Não obstante, estes tópicos não são independentes, mas sim, inter-relacionados:

- **Influência do sistema estrutural**

A rigidez ou flexibilidade da estrutura pode interferir na qualidade da execução dos saltos rítmicos assim como na sincronia dos indivíduos. Em princípio, uma estrutura rígida propicia uma condição que permite ao indivíduo realizar sua atividade em capacidade plena, isto é, de modo que ele não seja influenciado fisicamente e psicologicamente pela vibração do sistema estrutural. Em contraste, considerando o outro extremo, uma estrutura flexível ou em vibração (principalmente em situações de ressonância ou quase-ressonância com um dos harmônicos da atividade) pode alterar a percepção físico-motora do indivíduo, fazendo com que sua capacidade máxima de execução seja influenciada.

Tabela 15 – Razão de contato segundo vários autores

Autor	Tipo de atividade	Razão de contato ($\alpha=T_c/T$)	Tipo de superfície	Características da estrutura
Baumann e Bachmann (1988)	Saltos rítmicos	0,25–0,45	Rígida	Piso de laboratório
		0,30–0,50	Flexível	Viga de concreto protendido ($f=1,7-2,3$ Hz; $\xi \sim 0,9\%$)
BS 6399 (1996); Ji e Ellis (1994)	Aeróbica de baixo impacto ¹	$2/3=0,67$	Flexível ¹	Piso suportado por vigas metálicas treliçadas ¹ ($f=6,7$ Hz; $\xi=4\%$) ¹
	Exercícios rítmicos ² ; Aeróbica de alto impacto ¹	$1/2=0,50$	Rígida ² ; Flexível ¹	Plataforma de força ² ($f=13$ Hz; $\xi=2\%$); Piso suportado por vigas metálicas treliçadas ¹ ($f=6,7$ Hz; $\xi=4\%$)
	Salto normal ³	$1/3=0,33$	Flexível ³	Viga de concreto protendido ³ ($f=1,7-2,3$ Hz; $\xi \sim 0,9\%$)
	Salto de alto impacto ³	$1/4=0,25$	Flexível ³	Viga de concreto protendido ³ ($f=1,7-2,3$ Hz; $\xi \sim 0,9\%$)
Yao et al. (2006)	Saltos rítmicos	0,5–0,7 (fora de ressonância)	Rígida; Flexível	Plataforma de força ($f=16$ Hz; $f=2-6$ Hz; $\xi_{\min}=1,5\%$)
		0,75–0,95 (quase-ressonância)		
Caetano et al., (2011)	Saltos rítmicos	0,67–0,87	Flexível	Ponte pedonal do tipo “ <i>stress-ribbon</i> ” ($f=0,97-5,43$ Hz; $\xi=1,07-1,92\%$)
McDonald e Živanović (2016)	Saltos rítmicos	0,45–0,82	Rígida	Piso de laboratório
Notas: ¹ Razão de contato calculada e equiparada com o trabalho experimental de Allen (1990)				
² Razão de contato calculada e equiparada com o trabalho experimental de Pernica (1990)				
³ Razão de contato calculada e equiparada com os valores do (CEB) (1993) e Baumann e Bachmann (1988)				

A Tabela 15 exibe a razão de contato obtida segundo vários autores, de acordo com o tipo de atividade e as características do sistema estrutural. É importante observar que há uma grande variabilidade dos limites inferiores e superiores tanto para a condição rígida como flexível. Ressalta-se, portanto, que outros fatores podem influenciar a razão de contato além do sistema estrutural, como o tipo de atividade, o período de contato, a frequência da atividade e até mesmo a capacidade pessoal de execução (sincronismo).

• Influência do período de contato

O período de contato representa o instante de tempo que os pés estão em contato com a superfície. De acordo com a Figura 39, é interessante notar que há uma relação entre o período de contato e a frequência da atividade, diminuindo conforme há o aumento da frequência até atingir um valor mínimo de 0,15 s. Este valor é limitado, segundo Bachmann e Ammann (1987), por razões fisiológicas considerando um indivíduo. Para grupos, este valor é igual a 0,20 s.

No entanto, comparando-se a Figura 39a com a Figura 39b, é possível perceber que existe variabilidade do período de contato *versus* a frequência da atividade em função dos pesquisadores. Nota-se que as curvas de Willford (2001) e Baumann e Bachmann (1988) apresentam valores de período de contato inferiores àqueles obtidos por Caetano et al., (2011) e Faisca (2003). Isto significa que as curvas de Willford (2001) e Baumann e Bachmann (1988) podem conduzir a razões de contato menores e, logo, a coeficientes de impacto maiores.

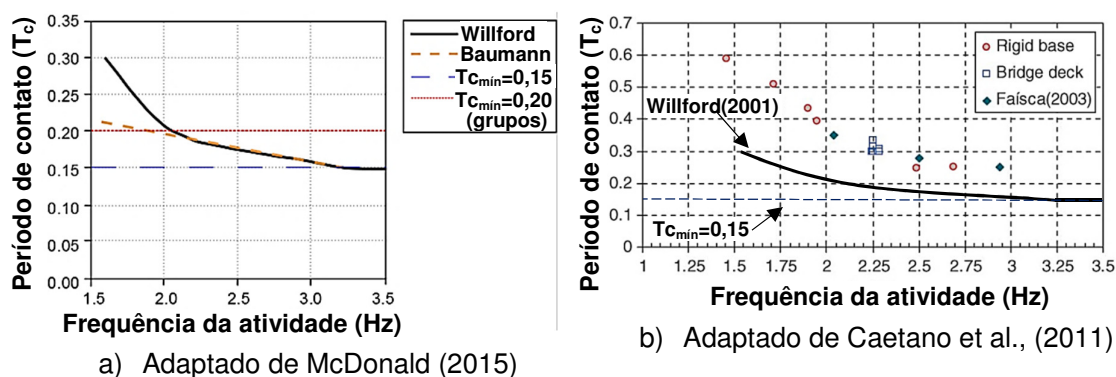


Figura 39 – Período de contato, T_c (s), em função da frequência da atividade

Uma outra maneira de se verificar a intensidade dos saltos rítmicos é através da relação entre a altura do salto (h_{salto}) e o período sem contato, T_s , quando o indivíduo está no ar. Portanto, sabendo-se que $T_s = T - T_c$, pode-se calcular a altura do salto em função do período da atividade e do período de contato, ou pela razão de contato, conforme as equações (30) (AGU, 2013) e (31) (WILLFORD, 2001), onde “g” é a aceleração da gravidade. É relevante notar que quanto menor a razão de contato, maior é a altura do salto e maior o coeficiente de impacto.

$$h_{\text{salto}} = \frac{T_s^2 g}{8} = \frac{(T - T_c)^2 g}{8} \quad [m] \quad (30)$$

$$h_{\text{salto}} = \frac{T^2 (1 - \alpha)^2 g}{8} \quad [m] \quad (31)$$

- **Tipo da função matemática representativa do carregamento**

Observou-se que a função Hanning tem sido capaz de melhor representar a variação do coeficiente de impacto em função da razão de contato em detrimento da função semisseno, com base em testes experimentais de vários autores. Isto tem a ver com a relação entre a forma do sinal experimental e aquela da função simulada. Nesse sentido, a escolha da função semisseno em detrimento da função Hanning pode subestimar o coeficiente de impacto para um dado valor da razão de contato (ver Figuras 36 e 37).

Por outro lado, o emprego da função representativa como série de Fourier tem como vantagem o maior controle sobre cada harmônico da atividade rítmica, principalmente quando se tem interesse de se calcular a resposta dinâmica da estrutura em estado permanente, podendo-se obtê-la para cada harmônico individualmente.

Em relação à escolha do número de harmônicos, o emprego de três harmônicos é suficiente para fins verificação de segurança, isto é, com base na avaliação das tensões da estrutura. Entretanto, no que diz respeito à avaliação do estado de serviço (acelerações), a escolha do número de harmônicos (n) depende da frequência da estrutura, a qual pode ser excitada por harmônicos mais elevados (ELLIS; JI, 2004b).

Para isto, deve-se considerar o valor inteiro da relação entre a frequência natural da estrutura e a frequência do passo da atividade ($n=f_n/f_p$). É citado na literatura que acelerações incômodas podem ocorrer até mesmo para um piso rígido com frequência natural acima de 10 Hz (ELLIS, B.R.; JI, 1994). Por outro lado, é pouco provável que estruturas rígidas sejam afetadas, uma vez que a energia é dissipada ao redor de harmônicos mais elevados, a menos que saltos muito precisos sejam executados (MCDONALD, 2015).

• Comparação entre vários autores

Levando-se em conta a variabilidade dos coeficientes de Fourier (r_i) em função da norma ou guia de projeto/autor escolhidos, a Figura 40 exibe a comparação destes em relação a uma pessoa. Observa-se que os coeficientes de Fourier para Bachmann – salto normal (1995) ou CEB (1993), SCI – salto normal (2009) e ISO 10137 (2007) apresentam valores sensivelmente concordantes na faixa de frequência de 1,5 Hz a 2,0 Hz para o 1º, 2º e 3º harmônicos. Por outro lado, a dispersão desses valores aumenta na faixa de 2,0 Hz a 3,5 Hz, principalmente em relação ao 2º e 3º harmônicos.

A ISO 10137 (2007) leva em consideração a variação linear dos coeficientes de Fourier em função da frequência da atividade, enquanto que estes são considerados constantes em relação ao guia do SCI (2009). Repara-se que os harmônicos para saltos de alto impacto (BACHMANN et al., 1995) são consideravelmente mais energéticos, sobretudo para o 2º e 3º harmônicos.

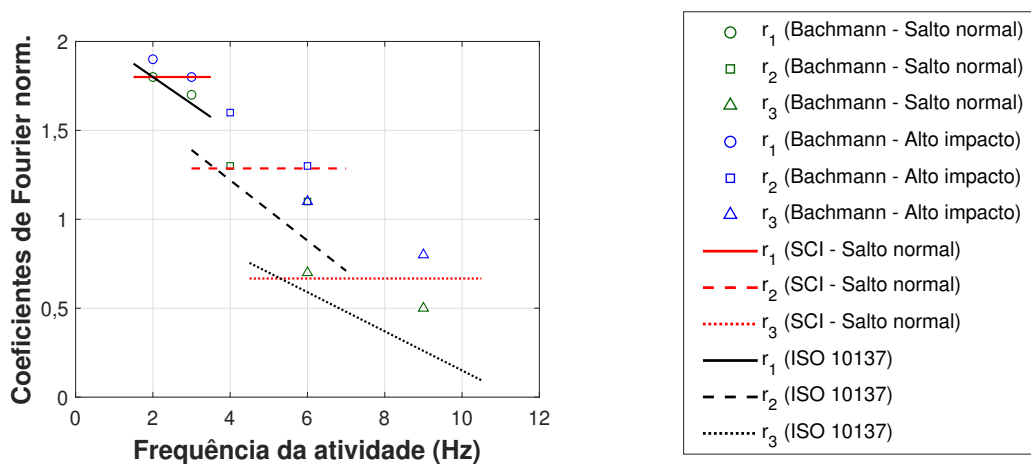


Figura 40 – Coeficientes de Fourier segundo norma e guias de projeto para 1 pessoa

No que diz respeito a grupos variando de 13 a 25 pessoas, a Figura 41 mostra a variação dos coeficientes. É possível notar que a ISO 10137 (2007) apresenta valores mais energéticos para o primeiro harmônico supondo grupos com alta coordenação enquanto que os de média coordenação se aproximam dos valores do AISC (2016). Em relação a grupos de baixa coordenação, estes coeficientes ainda são maiores que aqueles preconizados pelo SCI (2009). Destaca-se que os coeficientes relativos ao 2º e 3º harmônicos da ISO 10137 (2007) – para os três tipos de coordenação – são maiores que aqueles empregados pelo AISC (2016) e pelo SCI (2009).

Nota-se que o 1º e 2º harmônicos do AISC (2016) são mais elevados que os calculados pelo SCI (2009), embora haja inversão nesta comparação no que diz respeito ao 3º harmônico, em que o coeficiente do AISC (2016) é ligeiramente menor. Além disso, pode ser observado que cada autor preconiza uma determinada faixa de frequência da atividade, a saber: 2,0 Hz a 2,75 Hz (AISC, 2016); 1,50 Hz a 2,80 Hz (SCI, 2009) e 1,50 Hz a 3,50 Hz (ISO 10137, 2007).

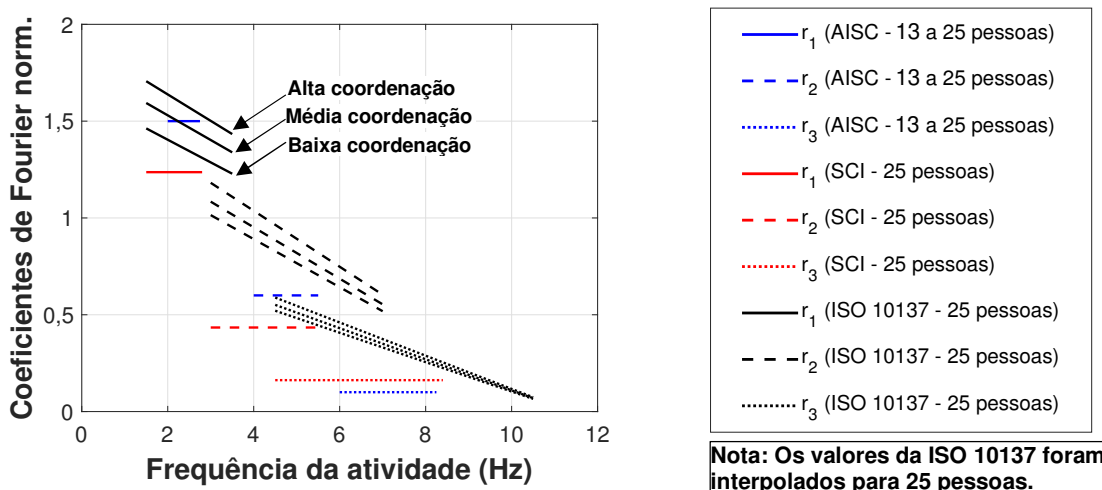


Figura 41 – Coeficientes de Fourier segundo norma e guias de projeto para 25 pessoas

As Figuras 42 e a 43 exibem um exemplo de aplicação – no domínio do tempo e da frequência para uma pessoa – que representa as funções da atividade rítmica com base na série de Fourier, Semisseno e Hanning, respectivamente. Para isto, consideram-se os seguintes parâmetros básicos: período da atividade igual a 0,5 s ($T=0,5$ s ou $f=2,0$ Hz); frequência de amostragem de 500 Hz; 32768 amostras para a

realização da transformada rápida de Fourier (FFT) e “janelamento” Hanning (esta janela foi aplicada ao sinal com o objetivo de reduzir o vazamento – “leakage” do conteúdo espectral de acordo com a teoria de processamento de sinais). Os parâmetros completos utilizados nas Figuras 42 e 43 estão descritos na Tabela 16.

Analisando-se as funções com base na série de Fourier no domínio do tempo (Figura 42a), é possível notar que a forma do sinal da função do SCI (2009) representa melhor um salto típico, isto é, com um período de contato e sem contato bem definidos. Por outro lado, esta forma apresenta uma certa distorção para a função Bachmann (1995) e, principalmente, em relação a ISO 10137 (2007). Desse modo, não é possível identificar com clareza os parâmetros K_p , T e T_c no domínio do tempo para estas duas funções. Isto significa que os ângulos de fase sugeridos não estão em consonância com os respectivos harmônicos. Apesar disso, o conteúdo espectral destas funções não é afetado, como pode ser percebido através da comparação dos parâmetros de entrada (coeficientes de Fourier) e os valores da FFT destes sinais (ver Tabela 16).

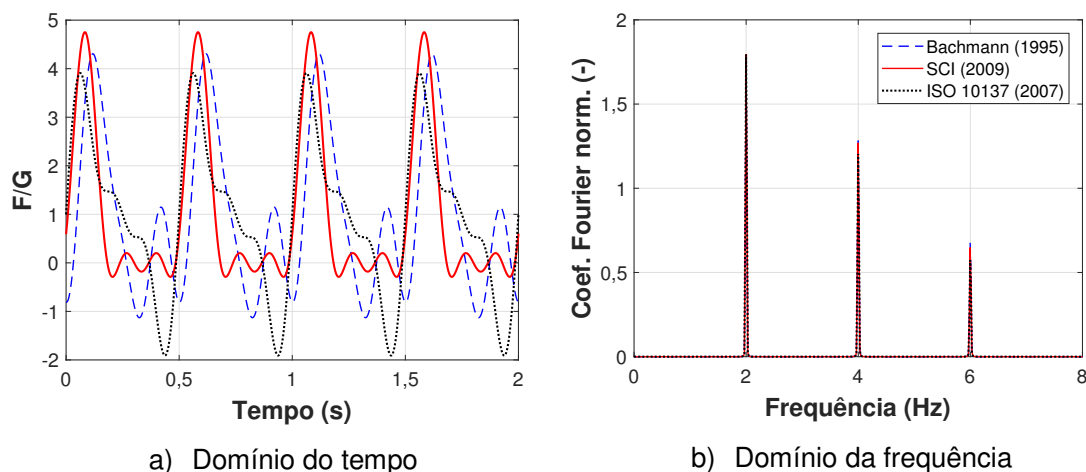


Figura 42 – Funções representativas da atividade rítmica (Série de Fourier) para 1 pessoa

Considerando a aplicação da função semisseno (BACHMANN, AMMANN, 1987) e Hanning (FAISCA, 2003), percebe-se que os parâmetros K_p , T e T_c no domínio do tempo são bem definidos (Figura 43a). Além disso, observa-se que a razão de contato da função Faisca (2003), igual a 0,72, é maior do que aquela para a função Bachmann e Ammann (1987), igual a 0,36; portanto, conduzindo a primeira a um coeficiente de impacto mais baixo (2,78 contra 4,36) e a coeficientes de Fourier menos energéticos (ver Figura 43b e Tabela 16).

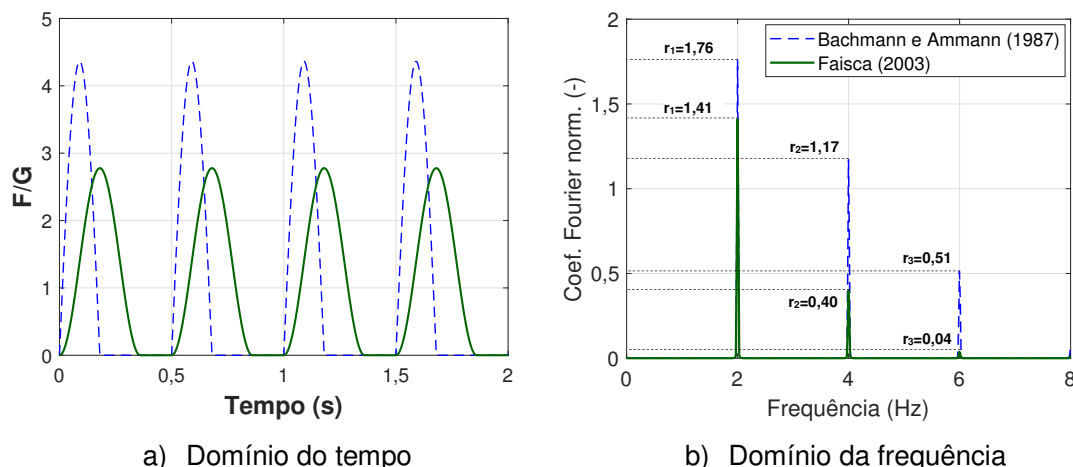


Figura 43 – Funções representativas da atividade rítmica (Semisseno e Hanning). 1 pessoa

Tabela 16 – Parâmetros utilizados na Figura 42 e Figura 43. 1 pessoa

Autor	Função	Parâmetros de entrada	FFT
Bachmann (1995)	Série de Fourier [equação (7)]	$r_1=1,80$; $r_2=1,30$; $r_3=0,7$ $\varphi_1=0$; $\varphi_2=\varphi_3= 2,0106$ rad $T_c=0,18$ s; $T=0,5$ s; $\alpha=0,36$	$r_1=1,79$ $r_2=1,28$ $r_3=0,68$
SCI (2009)	Série de Fourier [equações (16), (17) e (18)]	$r_1=1,80$; $r_2=1,286$; $r_3=0,667$ $\varphi_1=\pi/6$; $\varphi_2= -\pi/6$; $\varphi_3= -\pi/2$ rad $T_c=0,165$ s; $T=0,5$ s; $\alpha=0,33=1/3$	$r_1=1,79$ $r_2=1,27$ $r_3=0,67$
ISO 10137 (2007)	Série de Fourier [equações (16), (22), (23) e (24)]	$r_1=1,80$; $r_2=1,22$; $r_3=0,59$ $\varphi_1=\varphi_2=\varphi_3= 0$ rad $T=0,5$ s	$r_1=1,79$ $r_2=1,20$ $r_3=0,57$
Bachmann e Ammann (1987)	Semisseno [equações (4) e (6)]	$T_c=0,18$ s; $T=0,5$ s; $\alpha=0,36$; $K_p=4,36$	$r_1=1,76$ $r_2=1,17$ $r_3=0,51$
Faisca (2003)	Hanning [equações (28) e (29)]	$T_c=0,36$ s; $T=0,5$ s; $\alpha=0,72$; $K_p=2,78$; $CD=1$	$r_1=1,41$ $r_2=0,40$ $r_3=0,04$

Comparando-se a função semisseno “Bachmann e Ammann (1987)” com a série de “Fourier Bachmann (1995)”, no domínio da frequência, nota-se que para aquela há uma redução em torno de 9% e 25% em relação ao 2º e 3º harmônicos, respectivamente, utilizando-se os mesmos valores para o período da atividade e período de contato ($T=0,5$ s e $T_c=0,18$ s). Salienta-se que isto foi observado por Baumann e Bachmann (1988), conforme apresentado anteriormente na Tabela 6. Nesse sentido, a função com base na série de Fourier confere maior controle quanto ao conteúdo espectral.

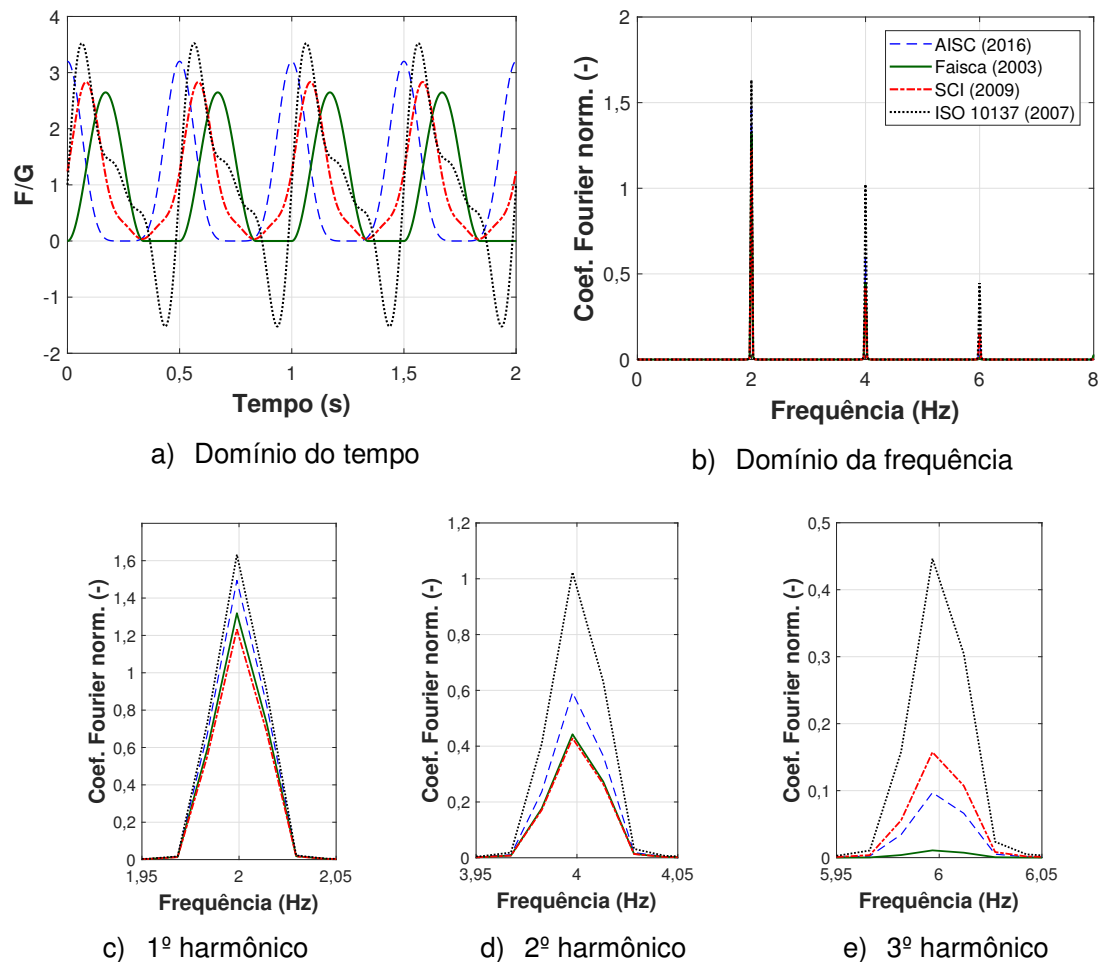


Figura 44 – Funções representativas da atividade rítmica para 25 pessoas

A Figura 44 apresenta o exemplo de aplicação considerando grupos de 13 a 25 pessoas, onde as funções rítmicas no domínio do tempo e da frequência podem ser visualizadas. Os parâmetros empregados estão contidos na Tabela 17. Cabe ressaltar que neste exemplo é considerado direta ou indiretamente o efeito de sincronismo ou coordenação de grupos de acordo com o tipo de função. Conforme discutido anteriormente (ver Figura 41), a função ISO 10137 (2007) – supondo grupos com alta coordenação – exhibe coeficientes de Fourier mais energéticos em relação às demais. A função Faisca (2003) apresenta convergência em comparação com a função SCI (2009) para o 1º e 2º harmônicos, embora seja ligeiramente maior para o primeiro.

É interessante notar que as funções apresentam maiores divergências nos coeficientes de Fourier relativos ao 2º e 3º harmônicos, especialmente em relação a este último (Figura 44c; d; e). Convém observar que o modelo de Faisca (2003)

apresenta valores médios de períodos de contato mais elevados (ver Tabela 13 e Figura 39b), podendo gerar harmônicos com menos energia em comparação com os demais modelos.

Tabela 17 – Parâmetros utilizados na Figura 44 para 25 pessoas

Autor	Função	Parâmetros de entrada	FFT
AISC (2016)	Série de Fourier [equação (7)] ¹	$r_1=1,50$; $r_2=0,60$; $r_3=0,10$ $\varphi_1=\varphi_2=\varphi_3= 0 \text{ rad}$ $T=0,5 \text{ s}$	$r_1=1,50$ $r_2=0,59$ $r_3=0,10$
SCI (2009)	Série de Fourier [equações (16), (19), (20), (21)]	$r_1=1,236$; $r_2=0,434$; $r_3=0,162$ $\varphi_1=\pi/6$; $\varphi_2= -\pi/6$; $\varphi_3= -\pi/2\text{rad}$ (Tabela 11) $T=0,5 \text{ s}$	$r_1=1,23$ $r_2=0,43$ $r_3=0,16$
ISO 10137 (2007)	Série de Fourier [equações (16), (22), (23) e (24)]	$r_1=1,638$; $r_2=1,037$; $r_3=0,460$ $\varphi_1=\varphi_2=\varphi_3= 0 \text{ rad}$ $T=0,5 \text{ s}$; $C(1)=0,91$; $C(2)=0,85$ $C(3)=0,78$ – alta coordenação, valores interpolados.	$r_1=1,63$ $r_2=1,02$ $r_3=0,45$
Faisca (2003)	Hanning [equações (28) e (29)]	$T_c=0,36 \text{ s}$; $T=0,5 \text{ s}$; $\alpha=0,72$; $K_p=2,78$; $CD=0,90$; $(K_p=2/\alpha)$ – Ginástica aeróbica	$r_1=1,32$ $r_2=0,44$ $r_3=0,01$

Nota: ¹Em relação ao guia AISC (2016), a equação (7) foi utilizada substituindo-se os termos senos por cossenos [como era anteriormente preconizado pelo guia AISC (2003)]. Desse modo, a forma da função no domínio do tempo pode ser mais bem representativa de saltos rítmicos. Caso contrário, a forma da função é similar a ISO 10137 (2007).

Supondo uma situação em que se deseja prever resposta dinâmica analítica ou numérica – em ressonância – de um sistema estrutural com frequência fundamental situada na região do terceiro harmônico, tal predição pode levar a uma resposta mais ou menos conservadora em função do tipo de autor/norma ou guia de projeto escolhido. Na prática de projeto, é comum considerar os parâmetros modais da estrutura em análise numa condição em “vazio”. Em outras palavras, somente a força dinâmica gerada pelo indivíduo é considerada na análise, desprezando-se suas propriedades biodinâmicas (massa, rigidez e amortecimento). Esses modelos também são conhecidos como “modelos de força dura” ou, segundo a literatura inglesa, “*force-only models*”. Entretanto, como exposto no Capítulo 1, esta hipótese simplificadora tem levado a predições pouco condizentes com a realidade e onerosas. Nesse sentido, o próximo capítulo apresenta o estudo da interação ser humano-estrutura de forma a considerar o efeito benéfico do corpo humano na redução da resposta dinâmica da estrutura.

3 ESTUDO DA INTERAÇÃO SER HUMANO-ESTRUTURA

O objetivo deste capítulo consiste em apresentar os principais métodos e metodologias empregados para a avaliação da interação ser humano-estrutura considerando a influência do tipo de atividade que o indivíduo realiza sobre o sistema estrutural. Pode-se considerar que o ser humano interage passivamente sobre a estrutura quando está numa postura sentada ou em pé (parado); ou que ele interaja de forma ativa (saltos, dança, caminhada, corrida...) em relação ao sistema estrutural.

Portanto, a seção 3.1 introduz o equacionamento de modelos biodinâmicos a partir do ponto de vista da Engenharia Biomecânica. Em seguida, as seções 3.2 e 3.3 abordam o tema sob o olhar da Engenharia Civil e apresentam os modelos analítico-experimentais (passivos e ativos, respectivamente) que servirão de base para o desenvolvimento desta tese. Finalmente, a seção 3.4 apresenta um resumo dos principais valores dos parâmetros biodinâmicos encontrados na literatura. Deve-se ressaltar que o conteúdo apresentado neste capítulo é focado nos movimentos verticais.

3.1 Caracterização analítico-experimental de modelos biodinâmicos

Durante o dia a dia, os seres humanos experimentam vibrações – consciente ou inconscientemente – transmitidas através de superfícies e relacionadas a diversas atividades: em pé ou sentados nos meios de transporte (aquáticos, terrestres e aéreos), dentro de edificações, em pontes pedonais (passarelas); assim como em trabalhos industriais ou em campo, ao operar maquinários.

As oscilações sofridas pelo corpo humano são comumente classificadas como vibrações de corpo inteiro (*whole-body vibration* - WBV), que podem ocasionar, além do desconforto humano, efeitos deletérios à saúde humana (MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998; RAKHEJA et al., 2010). Por outro lado, o estudo de vibrações transmitidas através de partes específicas do corpo, por exemplo, às mãos, merece atenção (HUA; LEMERLE; GANGHOFFER, 2017). Embora a avaliação específica destes aspectos esteja fora do domínio deste trabalho, é interessante mostrar ao leitor as diversas aplicações e finalidades do estudo de modelos biodinâmicos, citadas a seguir.

A Figura 45 apresenta o trabalho de Zhang, Qiu e Griffin (2015), que avalia o efeito da transmissibilidade da vibração vertical considerando a interação dinâmica entre o assento de um carro e um ocupante. Desta maneira, o principal objetivo dos autores foi de prever, através de um modelo numérico (Figura 45c), o comportamento dinâmico do conjunto ser humano-assento. O modelo foi calibrado experimentalmente considerando um manequim e um ser humano (Figuras 45a e b).

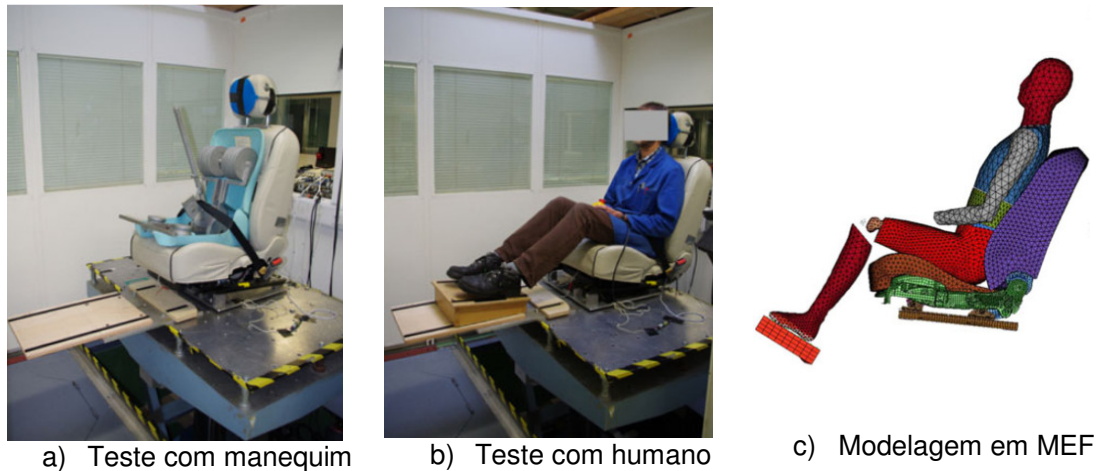


Figura 45 –Vibração de um assento de carro com ocupante (ZHANG; QIU; GRIFFIN, 2015)

A literatura retrata casos de síndrome de vibração mão-braço de trabalhadores que operam maquinários. Nota-se que o sistema circulatório das mãos é afetado pela constrição dos vasos sanguíneos, causando o aparecimento de dedos brancos (Figura 46a). Isto é também observado através da arteriografia da mão (Figura 46b), mostrando a ausência e diminuição do fornecimento de sangue para o polegar e os demais dedos, respectivamente. (CAMPBELL; JANKO; HACKER, 2017; HUA; LEMERLE; GANGHOFFER, 2017; WU et al., 2017).



Figura 46 – Efeito prejudicial à saúde de indivíduos ocasionado por vibrações

Portanto, a partir da compreensão de como o corpo humano se comporta durante as vibrações, torna-se possível minimizar seus efeitos negativos tanto relacionados a questões de conforto quanto à saúde. Desse modo, através de estudos experimentais, modelos matemáticos que representem a resposta dinâmica do corpo podem ser desenvolvidos (MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998).

O método mais tradicional para a avaliação das características biodinâmicas do corpo está relacionado à obtenção experimental da massa aparente no domínio da frequência $[M(f)]$, que é definida como a razão entre a densidade espectral de potência cruzada entre o sinal de aceleração e força (G_{af}); e a densidade espectral de potência do sinal de aceleração (G_{aa}), conforme a equação (32) (DONG et al., 2013; KITAZAKI; GRIFFIN, 1997; MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998, 2003; RAKHEJA et al., 2010; SUBASHI; MATSUMOTO; GRIFFIN, 2008; WEI; GRIFFIN, 1998).

$$M(f) = \frac{G_{af}}{G_{aa}} = \frac{\left[\frac{m / s^2 \times N}{Hz} \right]}{\left[\frac{(m / s^2)^2}{Hz} \right]} = \frac{[N]}{[m / s^2]} = \frac{Força}{Aceleração} \quad (32)$$

Salienta-se que o conceito de massa aparente corresponde ao inverso da função de resposta em frequência (FRF) da aceleração, sendo esta relacionada à razão entre o sinal de saída (aceleração) e de entrada (força); e comumente empregada em processamento de sinais (BILOŠOVÁ, 2011; BRANDT, 2011).



a) Pessoa sobre o conjunto plataforma de força-shaker (CAPPELLINI, 2015)



b) Vista do conjunto plataforma de força-shaker (LIU; QIU; GRIFFIN, 2017)



c) Indivíduo sentado sobre a plataforma de força (LIU; QIU; GRIFFIN, 2017)

Figura 47 – Equipamentos para a caracterização biodinâmica: shaker e plataforma de força

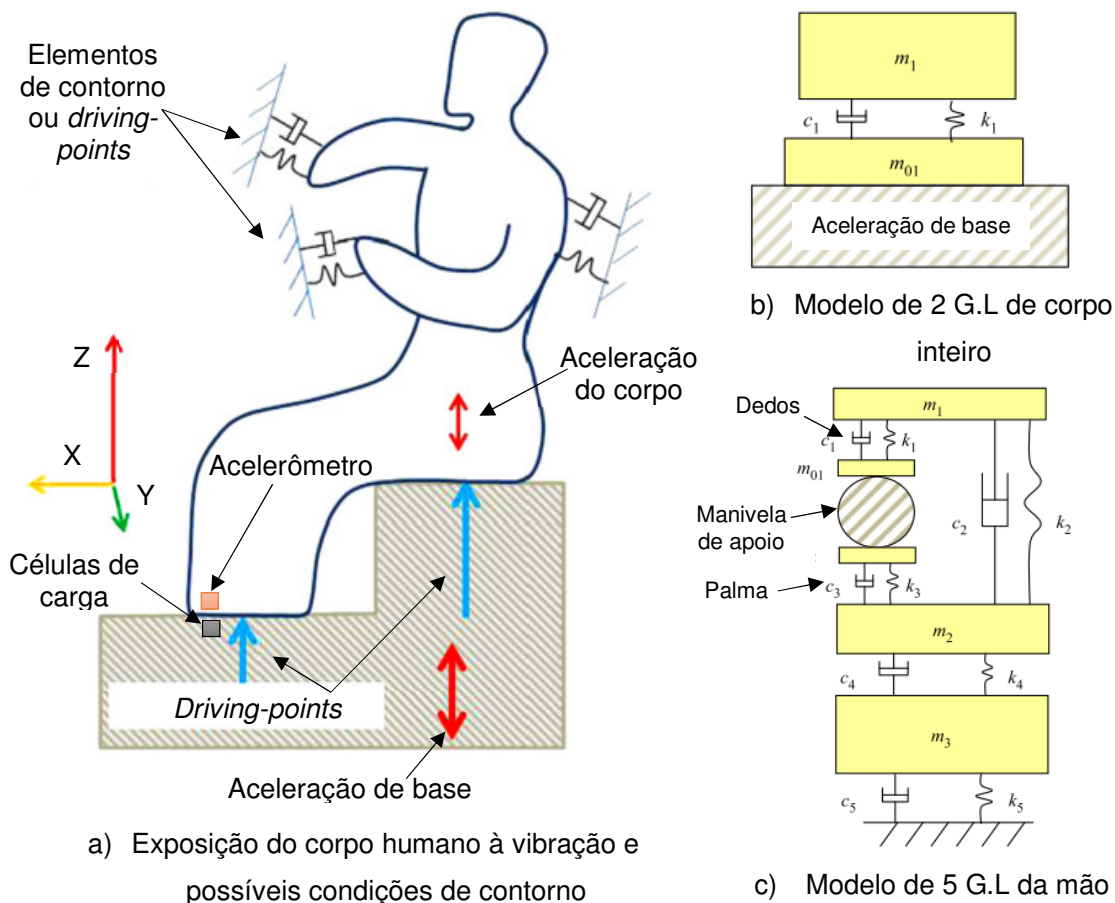


Figura 48 – Modelos biodinâmicos do corpo humano [Adaptado de Dong et al. (2013)]

Neste sentido, no que diz respeito à metodologia do ensaio experimental (Figura 47), vários pesquisadores utilizam um excitador dinâmico (*shaker*) para produzir vibrações sobre uma plataforma rígida instrumentada com células de carga e um acelerômetro. Desse modo, quando uma pessoa se encontra em pé ou sentada sobre a plataforma, torna-se possível obter sua função de resposta em frequência, neste caso, a massa aparente. O ponto comum onde tanto a força quanto a aceleração são medidas, é usualmente chamado de “*driving-point*” pela literatura (BRANDT, 2011; RAKHEJA et al., 2010).

A Figura 48a apresenta uma idealização da exposição do corpo humano sujeito à aceleração de base na direção vertical Z. É interessante observar que é exequível idealizar sistemas do tipo massa-mola-amortecedor, com um ou mais graus de liberdade, que representem o corpo inteiro (Figura 48b), bem como membros específicos do corpo, por exemplo, a mão (Figura 48c), de forma a propiciar um estudo local mais acurado.

Cabe ressaltar que, além do *driving-point*, a resposta dinâmica do corpo pode ser obtida através de acelerômetros espalhados em diversos pontos. Este procedimento é chamado de transmissibilidade [$T(f)$], de acordo com a equação (33) (DONG et al., 2013; MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998). Desta maneira, calcula-se a FRF entre a aceleração medida no *driving-point* e aquela obtida em outro ponto situado no corpo, onde G_{io} é a densidade espectral de potência cruzada entre as acelerações nos dois pontos e G_{ii} é a densidade espectral da aceleração no *driving-point* (MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998).

$$T(f) = \frac{G_{io}}{G_{ii}} = \frac{[m/s^2 \times m/s^2]}{[(m/s^2)^2]} = [-] = \frac{\text{Aceleração}}{\text{Aceleração}} \quad (33)$$

A Figura 49 apresenta um exemplo da massa aparente normalizada de 12 indivíduos em pé, no domínio da frequência, de acordo com o trabalho de Matsumoto e Griffin (1998). As pessoas foram submetidas a uma aceleração de base com valor r.m.s igual a $1,0 \text{ m/s}^2$. Para tanto, um sinal randômico na banda de frequência de $0,5 \text{ Hz}$ a 30 Hz foi produzido pelo *shaker*. A fim de que cada curva apresente uma tendência similar, a massa aparente de cada indivíduo foi normalizada pelo valor de massa obtido na frequência de $0,5 \text{ Hz}$, sendo que este corresponde, aproximadamente, à massa estática (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003).

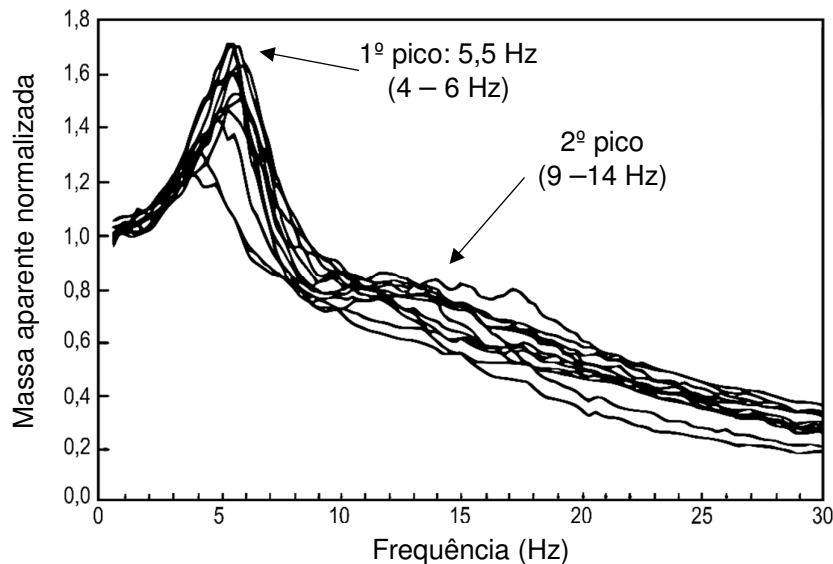


Figura 49 – Massa aparente normalizada de 12 indivíduos em pé submetidos à aceleração r.m.s de base igual a $1,0 \text{ m/s}^2$ (MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998)

Logo, nota-se pela Figura 49 uma ressonância principal de 5,5 Hz na maior parte dos indivíduos e uma faixa de variação de 4 a 6 Hz, com magnitudes de 1,2 a 1,7, respectivamente. Ademais, observam-se picos com frequência entre 9 a 14 Hz, ainda que de forma menos acentuada.

Além da intervariabilidade da massa aparente dos sujeitos, Matsumoto e Griffin (1998) investigaram o efeito da postura do corpo (Figura 50a) e da intensidade da aceleração de base sobre a FRF da massa aparente (Figura 50b). Para isto, outras duas posturas foram comparadas em relação ao ser humano em pé: ambos joelhos fletidos, e apoio do corpo somente sobre uma perna. Vale salientar que a Figura 50 apresenta as curvas da massa aparente normalizada média para os 12 indivíduos.

Com base na Figura 50a percebe-se que há uma redução da frequência fundamental da FRF, encontrando-se um pico em 2,75 Hz e 3,75 Hz para o ensaio que considera dois joelhos fletidos e apoio sobre uma perna, respectivamente. Isto quer dizer que os parâmetros modais globais do corpo humano sofrem influência da posição postural (NIMMEN, 2015).

A partir da Figura 50b nota-se que há uma redução da frequência fundamental da massa aparente de uma pessoa em pé quando ocorre o aumento da aceleração da base (de 6,75 Hz em 0,25 m/s² para 5,25 Hz em 2,00 m/s²). Embora não presente na Figura 50b, a mesma tendência foi observada para a postura com dois joelhos fletidos (de 3,00 Hz em 0,25 m/s² para 2,50 Hz em 2,00 m/s²) enquanto que para condição com apoio sobre uma perna não houve um efeito significativo (MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998).

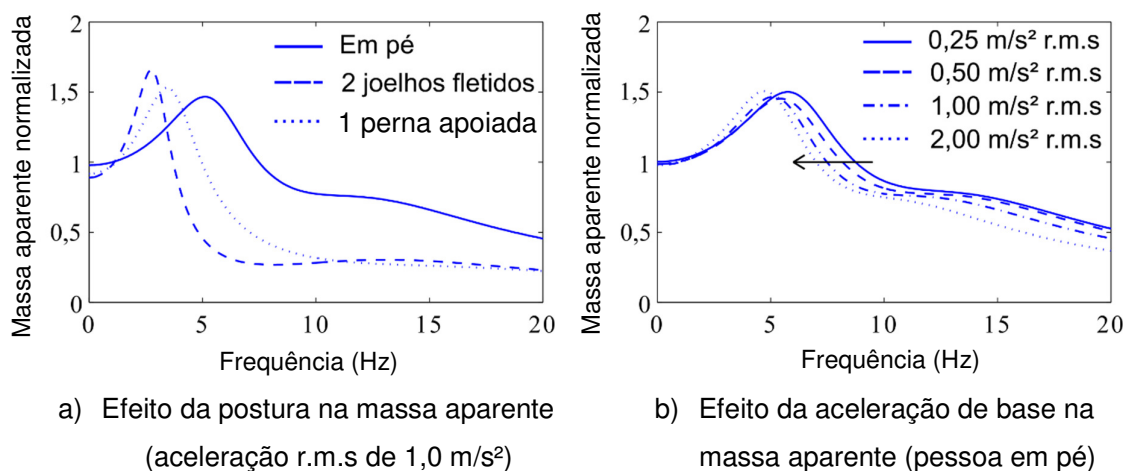


Figura 50 – Efeito da postura do corpo e da aceleração de base na caracterização experimental biodinâmica [(MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998) *apud* (NIMMEN, 2015)]

Através da observação e compreensão da FRF experimental da massa aparente, é factível procurar modelos matemáticos que representem as curvas experimentais, com base em modelos de um ou dois graus de liberdade, na banda de frequência de 0 a 20 Hz. A Figura 51 apresenta seis modelos dinâmicos do tipo “massa-mola-amortecedor” usados para representar o corpo submetido à vibração. Deve-se destacar que estes modelos não foram desenvolvidos para modelar os movimentos internos do corpo, portanto os elementos de massa não representam uma parte específica do corpo (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003).

Os modelos 1a e 1b (Figuras 51a e b) são constituídos de um grau de liberdade. A principal diferença entre ambos está no suporte: uma massa rígida (m_0) é incorporada na base do modelo 1b. Os modelos 2a, 2b, 2c e 2d (Figura 51c; d; e; f) possuem dois graus de liberdade, sendo os dois primeiros em série e os dois últimos em paralelo. Além disso, os modelos 2b e 2d possuem o suporte rígido de massa “ m_0 ”.

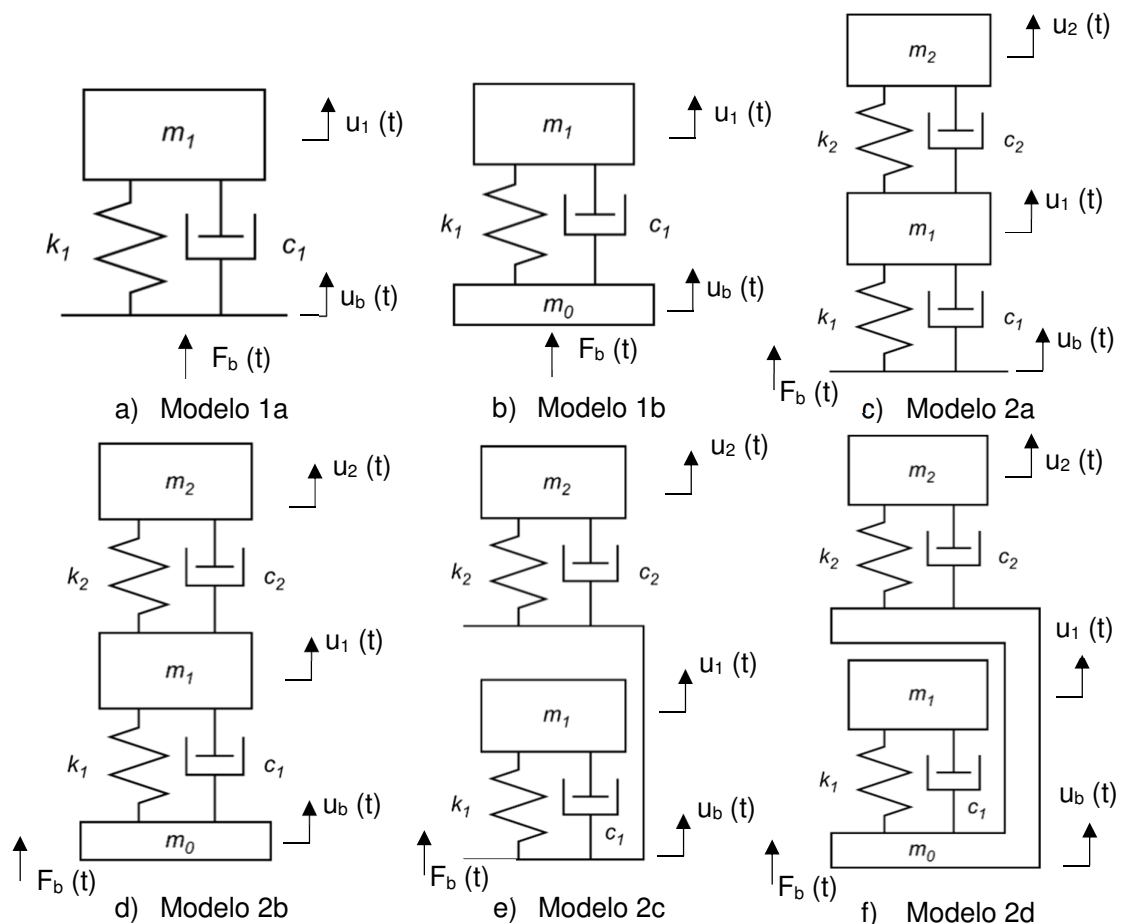


Figura 51 – Modelos biodinâmicos (massa-mola-amortecedor) do corpo humano (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)

É importante notar que embora os modelos dinâmicos 1a e 1b, e 2a, 2b, 2c e 2d sejam classificados qualitativamente pela literatura como modelos de um grau e dois graus de liberdade, respectivamente; na verdade, o grau de liberdade correspondente a base não está restrito, de forma que matematicamente consideram-se dois e três graus de liberdade, respectivamente, para a elaboração das equações do equilíbrio dinâmico.

A seguir, de acordo com as equações (34) a (42), é apresentado um exemplo da formulação matemática para o modelo dinâmico 1b (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003; ZHANG, 2013). Logo, as equações do equilíbrio dinâmico para este modelo são dadas pelas equações de (34) a (36), sendo representadas na forma matricial pela equação (34), onde “ m_i ”, “ k_i ” e “ c_i ” são a massa, a rigidez e o amortecimento associados ao i -ésimo grau de liberdade; “ u_b ” e “ u_i ” correspondem aos deslocamentos da base e do i -ésimo grau de liberdade, em função do tempo, respectivamente; os símbolos “ \dot{u} ” e “ \ddot{u} ” denotam a primeira e segunda derivada em relação ao tempo, respectivamente; e “ F_b ” é a força de base em função do tempo.

$$\begin{bmatrix} m_o & 0 \\ 0 & m_1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{u}_b \\ \ddot{u}_1 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_1 & -c_1 \\ -c_1 & c_1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{u}_b \\ \dot{u}_1 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 & -k_1 \\ -k_1 & k_1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_b \\ u_1 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_b(t) \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (34)$$

$$\begin{array}{c} \updownarrow \\ m_0 \ddot{u}_b - c_1(\dot{u}_1 - \dot{u}_b) - k_1(u_1 - u_b) = F_b(t) \end{array} \quad (35)$$

$$m_1 \ddot{u}_1 + c_1(\dot{u}_1 - \dot{u}_b) + k_1(u_1 - u_b) = 0 \quad (36)$$

Adicionando-se as equações (35) e (36) e, em seguida, dividindo-se ambos os lados pela aceleração da base, \ddot{u}_b , tem-se:

$$\frac{F_b(t)}{\ddot{u}_b} = m_1 \frac{\ddot{u}_1}{\ddot{u}_b} + m_0 \quad (37)$$

Onde $F_b(t)/\ddot{u}_b$ é a massa aparente do *driving-point*.

Além disso, a equação (36) pode ser reescrita da seguinte forma:

$$m_1 \ddot{u}_1 + c_1 \dot{u}_1 + k_1 u_1 = c_1 \dot{u}_b + k_1 u_b \quad (38)$$

Nota-se que a solução da resposta dinâmica correspondente a um movimento harmônico no domínio da frequência ($i\omega$) é expressa pela equação (39), onde “ ω ” é a frequência de excitação angular (BILOŠOVÁ, 2011; BRANDT, 2011):

$$u_1 = Ae^{i\omega t} \quad u_b = Be^{i\omega t} \quad (39)$$

Portanto, substituindo-se a equação (39) na equação (38) tem-se:

$$-m_1\omega^2 Ae^{i\omega t} + ic_1\omega Ae^{i\omega t} + k_1 Ae^{i\omega t} = ic_1\omega Be^{i\omega t} + k_1 Be^{i\omega t} \quad (40)$$

Rearranjando-se a equação (40), a relação entre as acelerações \ddot{u}_1 e \ddot{u}_b é apresentada pela equação (41):

$$\frac{\ddot{u}_1}{\ddot{u}_b} = \frac{-\omega^2 Ae^{i\omega t}}{-\omega^2 Be^{i\omega t}} = \frac{ic_1\omega + k_1}{-m_1\omega^2 + ic_1\omega + k_1} \quad (41)$$

Logo, a partir da substituição da equação (41) na equação (37), obtém-se a expressão final da FRF da massa aparente correspondente ao modelo 1b [$M_{1b}(i\omega)$] no domínio da frequência [equação (42)]:

$$M_{1b}(i\omega) = \frac{m_1(ic_1\omega + k_1)}{(-m_1\omega^2 + ic_1\omega + k_1)} + m_0 \quad (42)$$

A mesma metodologia é utilizada para todos os modelos da Figura 51. Portanto, as equações (43), (44), (45), (46) e (47) correspondem, respectivamente, aos modelos 1a, 2a, 2b, 2c e 2d.

- Modelo 1a:

$$M_{1a}(i\omega) = \frac{m_1(ic_1\omega + k_1)}{(-m_1\omega^2 + ic_1\omega + k_1)} \quad (43)$$

- Modelo 2a:

$$M_{2a}(i\omega) = \frac{(ic_1\omega + k_1)[m_1(-m_2\omega^2 + ic_2\omega + k_2) + m_2(ic_2\omega + k_2)]}{[-m_1\omega^2 + i\omega(c_1 + c_2) + (k_1 + k_2)][-m_2\omega^2 + ic_2\omega + k_2] - (ic_2\omega + k_2)^2} \quad (44)$$

- Modelo 2b:

$$M_{2b}(i\omega) = M_{2a}(i\omega) + m_0 \quad (45)$$

- Modelo 2c:

$$M_{2c}(i\omega) = \frac{m_1(ic_1\omega + k_1)}{(-m_1\omega^2 + ic_1\omega + k_1)} + \frac{m_2(ic_2\omega + k_2)}{(-m_2\omega^2 + ic_2\omega + k_2)} \quad (46)$$

- Modelo 2d:

$$M_{2d}(i\omega) = M_{2c}(i\omega) + m_0 \quad (47)$$

Com base nestes modelos matemáticos, torna-se possível obter os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento do corpo através de técnicas de otimização. Para isto, é necessário minimizar a função “erro”, de acordo com a equação (48), que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da massa aparente experimental (M_{e_j}) e a calculada (M_{c_j}), para $j=1,2,3\dots n$; onde “n” é o número total de amostras considerando a banda de frequência de interesse.

$$erro = \sum_{j=1}^n (M_{e_j} - M_{c_j})^2 \quad (48)$$

As Figuras 52 e 53 exibem a comparação experimental e analítica (calculada) da massa aparente média normalizada de 12 indivíduos em pé, com aceleração de base igual a $1,0 \text{ m/s}^2$, para os modelos 1a, 1b e 2a; e 2b, 2c e 2d, respectivamente.

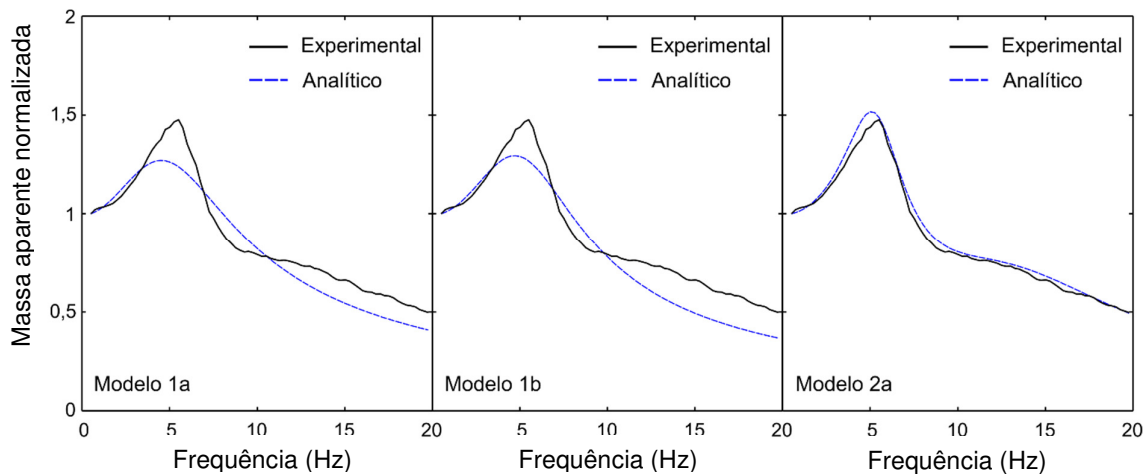


Figura 52 – Massa aparente média de 12 indivíduos em pé. Modelos 1a, 1b e 2a (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)

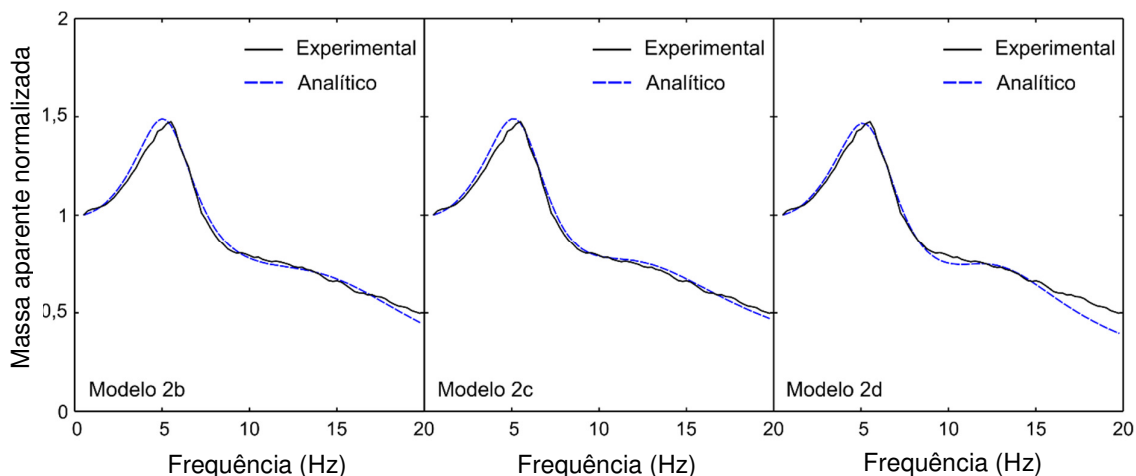


Figura 53 – Massa aparente média de 12 indivíduos em pé. Modelos 2b, 2c e 2d (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003)

Através das Figuras 52 e 53, é possível reparar que houve um melhor ajuste de curvas entre a massa aparente normalizada experimental e aquela calculada para os modelos com dois graus de liberdade, nomeadamente, modelos 2a, 2b, 2c e 2d em detrimento dos modelos de um grau de liberdade (1a e 1b). De acordo com Matsumoto e Griffin (2003), isto implica que modelos representativos do corpo humano acima de dois graus de liberdade não são necessários para a faixa de frequência analisada (0–20 Hz).

Além disso, segundo os autores, os modelos de dois graus de liberdade que não consideram a massa rígida “ m_0 ” (2a e 2c) apresentaram melhor concordância com as curvas experimentais para pessoas em pé, com joelhos fletidos e apoio sobre uma perna. Cabe ressaltar que a massa “ m_0 ” – no problema de otimização – convergiu para valores menores que 1 % da massa total estática do indivíduo. Por outro lado, os modelos com suporte de massa rígido “ m_0 ” representaram mais adequadamente pessoas sentadas, conforme o trabalho de Wei e Griffin (1998).

No que diz respeito a diferença entre os modelos de dois graus de liberdade em série e em paralelo, Matsumoto e Griffin (2003) relatam que devido ao acoplamento dinâmico dos modelos em série, cada parâmetro modal (m_1 , k_1 e c_1 ; m_2 , k_2 e c_2) contribui para os dois modos de vibração do corpo (ver Figura 49); enquanto que para os modelos em paralelo, cada modo de vibração é determinado somente pelo comportamento dinâmico de um dos dois graus de liberdade, o que fica claro através das equações (42) a (47).

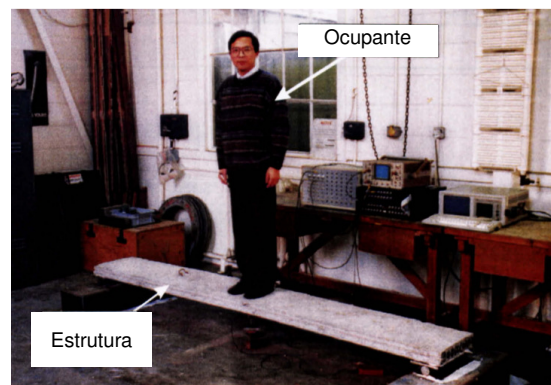
3.2 Interação ser humano passivo-estrutura

Uma outra maneira de obter-se os parâmetros biodinâmicos do corpo humano é realizada através do método indireto, assim denominado por vários autores e comumente empregado na literatura (BROWNJOHN, 2001; JI; ELLIS, 1997a; NIMMEN, 2015; SACHSE, 2002; WANG et al., 2014; ZHENG; BROWNJOHN, 2001).

Desse modo, em vez de avaliar-se diretamente a massa aparente do indivíduo conforme exposto na seção 3.1; a função de resposta em frequência (FRF) experimental da estrutura é obtida em duas etapas distintas: (i) estrutura vazia e (ii) estrutura cheia (sistema estrutural e indivíduo sobre ele). A Figura 54 exibe o estudo da interação ser humano passivo-estrutura segundo diversos autores enquanto que a Figura 55 ilustra o esquema básico representativo do método indireto.



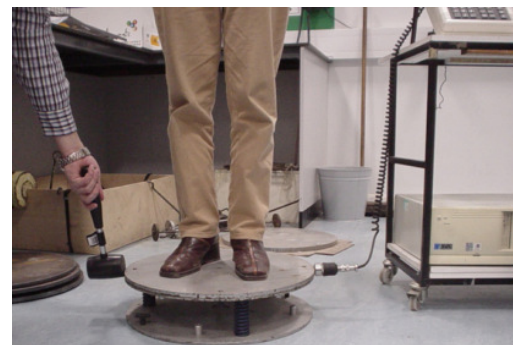
a) (BROWNJOHN, 1999) *apud* (SACHSE, 2002)



b) (JI; ELLIS, 1997b) *apud* (SACHSE, 2002)



c) (NIMMEN, 2015)



d) (WANG et al., 2014)

Figura 54 – Estudo da interação ser humano passivo-estrutura

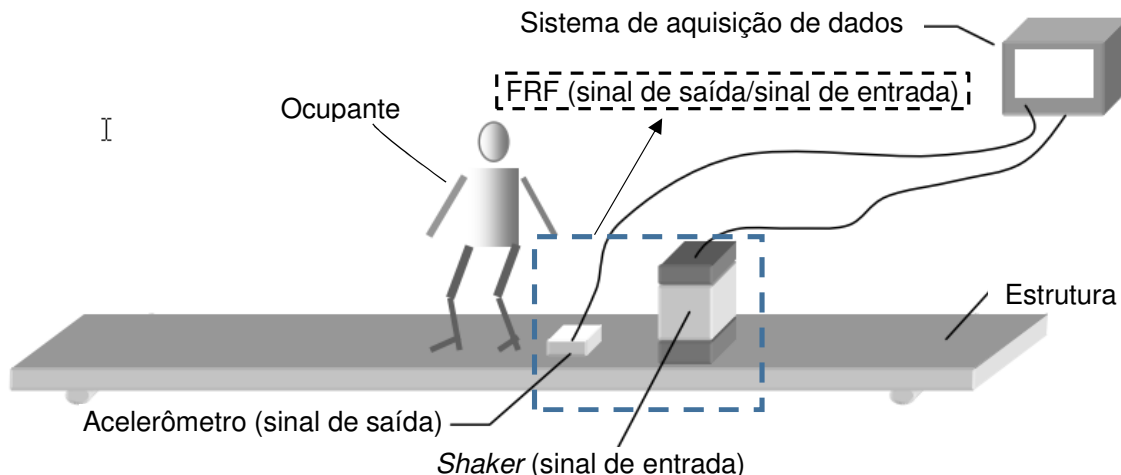


Figura 55 – Método indireto para a obtenção dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano [Adaptado de Zheng e Brownjohn (2001)]

Portanto, a FRF experimental pode ser caracterizada – de acordo com a teoria de processamento de sinais (BILOŠOVÁ, 2011; BRANDT, 2011; CAETANO, 1992) – pelo estimador “H1 (f)”, quando há ruído no sinal de saída (aceleração) ou pelo estimador “H2 (f)” quando o ruído ocorre no sinal de entrada (força), os quais são definidos pelas equações (49) e (50).

Nestas equações, “G_{af}” é densidade espectral de potência cruzada entre o sinal de aceleração e força; “G_{ff}” é a densidade espectral de potência do sinal de força; “G_{aa}” é a densidade espectral de potência do sinal de aceleração e “G*_{af}” é o complexo conjugado de “G_{af}”.

$$H1(f) = \frac{G_{af}}{G_{ff}} = \frac{\left[\frac{m/s^2 \times N}{Hz} \right]}{\left[\frac{(N)^2}{Hz} \right]} = \frac{[m/s^2]}{[N]} = \frac{Aceleração}{Força} \quad (49)$$

$$H2(f) = \frac{G_{aa}}{G_{af}^*} = \frac{\left[\frac{(m/s^2)^2}{Hz} \right]}{\left[\frac{m/s^2 \times N}{Hz} \right]} = \frac{[m/s^2]}{[N]} = \frac{Aceleração}{Força} \quad (50)$$

Em relação ao efeito da interação ser humano-estrutura, deve-se ter em mente a seguinte questão: qual a influência ou efeito que o ser humano produz sobre o sistema estrutural? O estudo de Brownjohn (2001) apresenta as FRF (acelerâncias)

de uma laje de concreto protendido, simplesmente apoiada – montada em laboratório – com dimensões de 1,0 m x 0,075 m e peso total de 1,2 toneladas (ver Figura 54a e Figura 55); pela qual posicionou-se um indivíduo em várias posturas (em pé, joelhos fletidos, joelhos muito fletidos e sentado). Além disso, avaliou-se também o efeito de uma massa rígida de 80 kg representativa do indivíduo, como ilustrado na Figura 56.

Portanto, é notável que, de acordo com a Figura 56, a frequência natural do conjunto “laje + pessoa”, em função da postura corporal, decresce em relação à estrutura vazia ($f=3,16$ Hz) enquanto que há o aumento relevante do fator de amortecimento deste conjunto. No caso mais extremo – pessoa com joelhos muito fletidos – houve um aumento de 11,5 vezes em relação ao fator de amortecimento da estrutura vazia (9,2%/0,8%) e a menor redução na frequência natural da estrutura. Por outro lado, quando se considerou uma massa rígida equivalente do ser humano, ocorreu o menor aumento no fator de amortecimento do conjunto (1,1%/0,8%). No que diz respeito à variação postural, ressalta-se que este comportamento guarda semelhança com a caracterização biodinâmica apresentada na seção 3.1 (Figura 50).

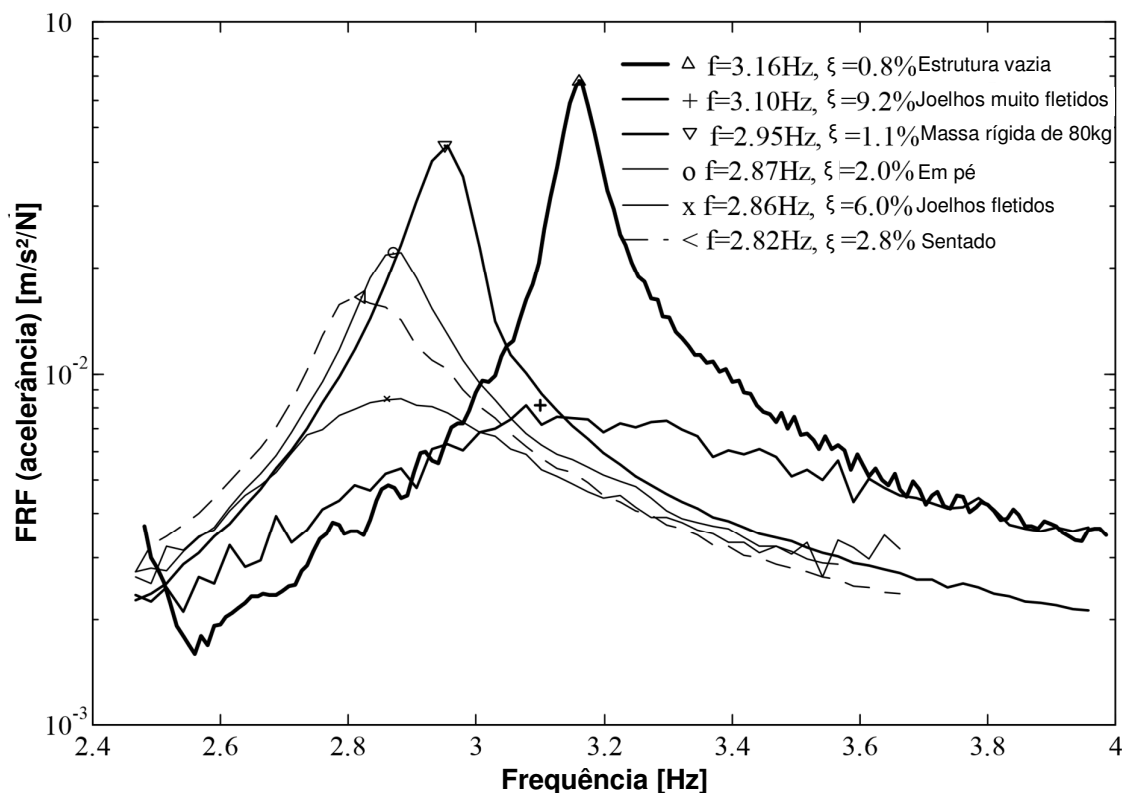


Figura 56 – Função de resposta em frequência FRF de uma laje submetida ao carregamento humano passivo em diversas posturas (BROWNJOHN, 2001)

Os parâmetros modais (massa, rigidez e amortecimento) tanto da estrutura vazia quanto do conjunto estrutura + pessoa (estrutura cheia) podem ser estimados através de técnicas de ajuste de curvas (*curve-fitting*), considerando um sistema com um grau de liberdade, de acordo com a Figura 57 (SACHSE; PAVIC; REYNOLDS, 2003; SALYARDS; HUA, 2015; SHAHABPOOR et al., 2016; SIM; BLAKEBOROUGH; WILLIAMS, 2007).

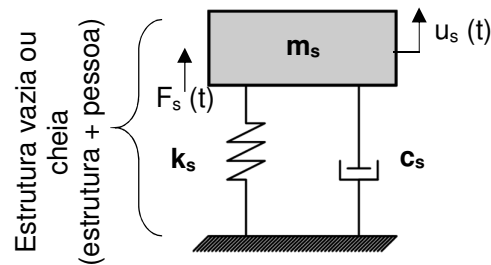


Figura 57 – Representação da estrutura vazia ou do conjunto “estrutura + pessoa” através de um grau de liberdade

Portanto, a equação (51) apresenta o equilíbrio dinâmico para um sistema de um grau de liberdade submetido a uma força periódica, $F_s(t)$, onde “ m_s ”, “ k_s ” e “ c_s ” corresponde a massa, rigidez e amortecimento da estrutura, respectivamente; “ \ddot{u}_s ”, “ \dot{u}_s ” e “ u_s ” representa a aceleração, a velocidade e o deslocamento da estrutura em função do tempo.

$$m_s \ddot{u}_s + c_s \dot{u}_s + k_s u_s = F_s(t) \quad (51)$$

A equação (51) pode ser transformada para o domínio da frequência ($i\omega$) através das relações apresentadas nas equações (52) a (55):

$$u_s(t) = U_s e^{i\omega t} \quad (52)$$

$$\dot{u}_s(t) = i\omega U_s e^{i\omega t} \quad (53)$$

$$\ddot{u}_s(t) = -\omega^2 U_s e^{i\omega t} \quad (54)$$

$$F_s(t) = F_s e^{i\omega t} \quad (55)$$

Logo, substituindo-se as equações (52) a (55) em (51), obtém-se a equação de movimento no domínio da frequência (56). A equação (57) representa a impedância “Z (i ω)” do sistema, enquanto que as equações (58), (59) e (60) correspondem às FRF relacionadas ao deslocamento (receptância), à velocidade (mobilidade) e à aceleração (acelerância) (BILOŠOVÁ, 2011; BRANDT, 2011; RAO, 2009).

$$e^{i\omega t} \left[-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s \right] U_s = F_s e^{i\omega t} \quad (56)$$

$$Z(\omega) = \left[-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s \right] \quad (57)$$

$$\frac{U_s}{F_s}(\omega) = \frac{1}{-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s} \quad (58)$$

$$\frac{\dot{U}_s}{F_s}(\omega) = \frac{i\omega}{-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s} \quad (59)$$

$$\frac{\ddot{U}_s}{F_s}(\omega) = \frac{-\omega^2}{-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s} \quad (60)$$

Uma vez conhecendo-se o efeito da interação ser humano passivo-estrutura, a seguinte questão pode ser colocada: quais os valores dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano que produzem o efeito da interação humana obtido? Nesse sentido, vários pesquisadores têm considerado a interação ser humano-estrutura através da analogia de um atenuador sintonizado em frequência (TMD – *tuned mass damper*) acoplado à estrutura (SACHSE; PAVIC; REYNOLDS, 2004; SIM; BLAKEBOROUGH; WILLIAMS, 2006; VAN NIMMEN et al., 2017; WANG et al., 2014; ZHENG; BROWNJOHN, 2001; ZHOU et al., 2016a).

A Figura 58 apresenta dois exemplos de modelos de interação ser humano passivo-estrutura (IHPE) comumente empregados, onde “ m_{sv} ”, “ k_{sv} ” e “ c_{sv} ” são a massa, a rigidez e o amortecimento da estrutura vazia, enquanto que “ m_h ”, “ k_h ” e “ c_h ” correspondem à massa, rigidez e amortecimento do ser humano. As variáveis “ u_s ” e “ u_h ” representam o deslocamento da estrutura e do ser humano, respectivamente.

A principal diferença entre os modelos IHPE 1 e IHPE 2 consiste no fato de que uma massa rígida (m_0) é incorporada na base do modelo IHPE 2. Esta massa (m_0)

pode ser usada como uma variável “dummy” de modo que a soma de “ m_0 ” mais “ m_h ” corresponda à massa estática do indivíduo (NIMMEN, 2015).

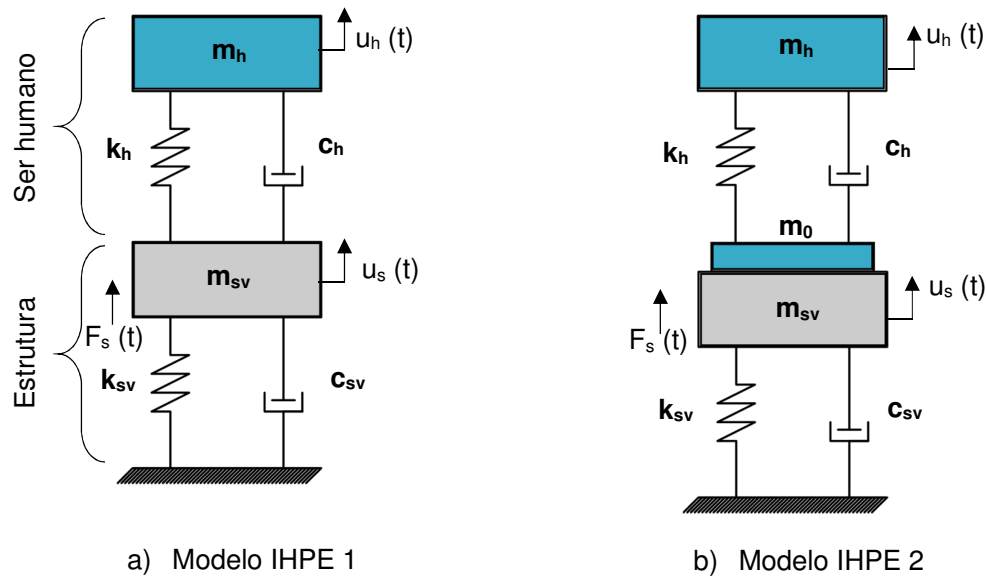


Figura 58 – Modelos biodinâmicos da interação ser humano passivo-estrutura

Ainda de posse da Figura 58a e Figura 58b, é interessante notar que o grau de liberdade relativo ao ser humano corresponde ao modelo biodinâmico 1a e 1b (ver Figura 51a; b), conforme Matsumoto e Griffin (2003), acoplado ao grau de liberdade da estrutura.

Outro aspecto que vale ser mencionado é que, quando se incorpora numa estrutura um TMD, a FRF do sistema “estrutura + TMD” evidencia dois picos de frequência, um de menor frequência e outro de frequência maior do que a frequência da FRF da estrutura vazia (BACHMANN et al., 1995; GASPAR; SANTOS DA SILVA; COSTA-NEVES, 2016). Entretanto, conforme apresentado na seção 1.4, o ser humano se comporta, na maioria das vezes, como um TMD superamortecido de tal forma a propiciar a ocorrência de somente um pico de frequência em relação ao sistema “estrutura + pessoa” (ver Figura 56).

Destaca-se o extenso estudo paramétrico apresentado por Wang et al. (2014), mostrando as condições necessárias para o surgimento de um ou dois picos de frequência em função da relação entre as massas (m_h/m_{sv}) e as frequências (ω_h/ω_{sv}) do ser humano e da estrutura vazia, respectivamente; e também em função do fator de amortecimento do ser humano (ξ_h).

A equação do equilíbrio dinâmico considerando dois graus de liberdade (modelo IHPE 1), no domínio do tempo, é dada pela equação (61). Ressalta-se que as formulações a seguir [equações (61) a (74)] são apresentadas de acordo com Rao (2009) e Wang et al. (2014).

$$\begin{bmatrix} m_{sv} & 0 \\ 0 & m_h \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{u}_s \\ \ddot{u}_h \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{sv} + c_h & -c_h \\ -c_h & c_h \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{u}_s \\ \dot{u}_h \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_{sv} + k_h & -k_h \\ -k_h & k_h \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_s \\ u_h \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_s(t) \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (61)$$

Desse modo, estabelecem-se as seguintes relações para as matrizes de massa, amortecimento e rigidez através das equações (62), (63) e (64), respectivamente:

$$\begin{bmatrix} m_{sv} & 0 \\ 0 & m_h \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \quad (62)$$

$$\begin{bmatrix} c_{sv} + c_h & -c_h \\ -c_h & c_h \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{bmatrix} \quad (63)$$

$$\begin{bmatrix} k_{sv} + k_h & -k_h \\ -k_h & k_h \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \\ k_{21} & k_{22} \end{bmatrix} \quad (64)$$

A equação (65) apresenta a equação do equilíbrio dinâmico no domínio da frequência, onde $\{U(\omega)\}$, $[Z^{-1}(\omega)]$ e $\{F(\omega)\}$ correspondem à resposta dinâmica (vetor de deslocamentos); à matriz inversa da impedância e ao sinal de entrada (vetor de força), respectivamente. Observa-se que a matriz das funções de resposta em frequência (FRF), $[H(\omega)]$, corresponde à matriz inversa da impedância, $[Z^{-1}(\omega)]$, dada pela equação (66).

$$\{U(\omega)\} = [Z^{-1}(\omega)] \{F(\omega)\} \quad (65)$$

$$[H(\omega)] = [Z^{-1}(\omega)] \quad (66)$$

A matriz de impedância $[Z(\omega)]$ é definida pela equação (67) enquanto a sua inversa, $[Z^{-1}(\omega)]$, é obtida pela equação (68).

$$Z(\omega) = \begin{bmatrix} -m_{11}\omega^2 + ic_{11}\omega + k_{11} & -m_{12}\omega^2 + ic_{12}\omega + k_{12} \\ -m_{21}\omega^2 + ic_{21}\omega + k_{21} & -m_{22}\omega^2 + ic_{22}\omega + k_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} z_{11} & z_{12} \\ z_{21} & z_{22} \end{bmatrix} \quad (67)$$

$$Z^{-1}(\omega) = \frac{1}{\det Z(\omega)} = \frac{1}{z_{11}z_{22} - z_{12}^2} \begin{bmatrix} z_{22} & -z_{12} \\ -z_{12} & z_{11} \end{bmatrix} \quad (68)$$

Portanto, substituindo-se as equações (62), (63) e (64) na equação (67) e, em seguida, esta última na equação (68), obtêm-se os termos da matriz inversa da impedância, $[Z^{-1}(\omega)]$, através das equações (69) e (70).

$$z_{11}z_{22} - z_{12}^2 = [-m_{sv}\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2 \quad (69)$$

$$\begin{bmatrix} z_{22} & -z_{12} \\ -z_{12} & z_{11} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h & ic_h\omega + k_h \\ ic_h\omega + k_h & -m_{sv}\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega \end{bmatrix} \quad (70)$$

A equação (71) apresenta a matriz das FRF a partir da substituição da equação (66) na equação (65), onde o termo $H_{ij}(\omega)$ corresponde à resposta dinâmica (saída) no grau de liberdade “i”, sujeito à força aplicada no grau de liberdade “j” (entrada).

$$\begin{Bmatrix} u_s(\omega) \\ u_h(\omega) \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{11}(\omega) & H_{12}(\omega) \\ H_{21}(\omega) & H_{22}(\omega) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} F_s(\omega) \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (71)$$

Desse modo, a aceleração da estrutura pode ser obtida através da equação (72), conhecendo-se a receptância, H_{11} . Esta última mede a relação entre o sinal de saída (deslocamento) e entrada (força) no grau de liberdade da estrutura. As equações (73) e (74) correspondem a FRF (aceleração) dos modelos IHPE 1 e 2, respectivamente. Comparando-se as equações (73) e (74), nota-se que a única diferença entre elas está no denominador da Eq. (74), onde a massa (m_0) é somada no grau de liberdade relativo à massa da estrutura vazia (m_{sv}).

$$\frac{\ddot{U}_s(\omega)}{F_s(\omega)} = -\omega^2 H_{11}(\omega) \quad \frac{[m / s^2]}{[N]} \quad (72)$$

$$H_{\text{mod1}}(\omega) = \frac{-\omega^2(-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h)}{[-m_{sv}\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2} \quad (73)$$

$$H_{\text{mod2}}(\omega) = \frac{-\omega^2(-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h)}{[-(m_{sv} + m_0)\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2} \quad (74)$$

3.3 Interação ser humano ativo-estrutura

Similarmente aos modelos de interação ser humano passivo-estrutura, vários estudos se direcionaram para a consideração da interação ativa entre a pessoa e o sistema estrutural. O conceito de interação “ativa” quer dizer que, neste momento, o indivíduo exerce uma força dinâmica sobre a estrutura – diferentemente da interação passiva – na qual a força é nula. Portanto, esta força dinâmica se refere também aos conceitos apresentados no Capítulo 2 deste trabalho, isto é, está relacionada às possíveis atividades que o ser humano possa desenvolver, tais como saltos, caminhada, ginástica aeróbica, dança...

Por outro lado, é importante salientar a diferença conceitual entre os modelos de interação ser humano ativo-estrutura, que serão apresentados nesta seção, em relação aos modelos de força dura apresentados no Capítulo 2: os primeiros levam em consideração, além da força dinâmica, as propriedades biodinâmicas do ser humano; enquanto que estas propriedades não são consideradas nos modelos de força dura.

Além disso, é interessante notar que a modelagem da interação ser humano ativo-estrutura tem sido desenvolvida tanto no âmbito de atividades rítmicas (pessoas balançando – *bobbing/bouncing* – sem perda de contato entre os pés e a estrutura) quanto ao caminhar humano; sendo este predominantemente estudado em passarelas ou pontes pedonais. No entanto, tem-se dado ênfase maior para o estudo da interação ativa através do caminhar nos últimos anos.

A principal diferença de modelagem entre essas atividades reside na consideração – ou não – da variação da posição do indivíduo ao longo da estrutura em função do tempo. Desta maneira, os modelos de interação podem ser denominados “estacionários” quando a posição da pessoa é “fixa” sobre a estrutura, como é frequentemente o caso de pessoas balançando ou saltando (DOUGILL et al., 2006). Por outro lado, os modelos ditos “móveis” levam em conta a variação da posição da pessoa sobre o sistema estrutural (JIMENEZ-ALONSO et al., 2016; VENUTI; RACIC; CORBETTA, 2016).

Não obstante, podem-se considerar modelos estacionários equivalentes que representem o mesmo efeito dinâmico do modelo móvel, de acordo com a Figura 59. Desse modo, o modelo estacionário equivalente contabiliza a posição do indivíduo ou

a distribuição da multidão através do somatório de suas massas, rigidezes e amortecimentos discretos (n) vezes o quadrado da amplitude modal da estrutura vazia (ϕ_i), no grau de liberdade “ i ”, do modo de vibração investigado da estrutura, conforme as equações (75), (76) e (77); respectivamente (SHAHABPOOR et al., 2016; SHAHABPOOR; PAVIC; RACIC, 2016b).

$$m_h = \sum_{i=1}^n m_{hi} \phi_i^2 \quad (75)$$

$$k_h = \sum_{i=1}^n k_{hi} \phi_i^2 \quad (76)$$

$$c_h = \sum_{i=1}^n c_{hi} \phi_i^2 \quad (77)$$

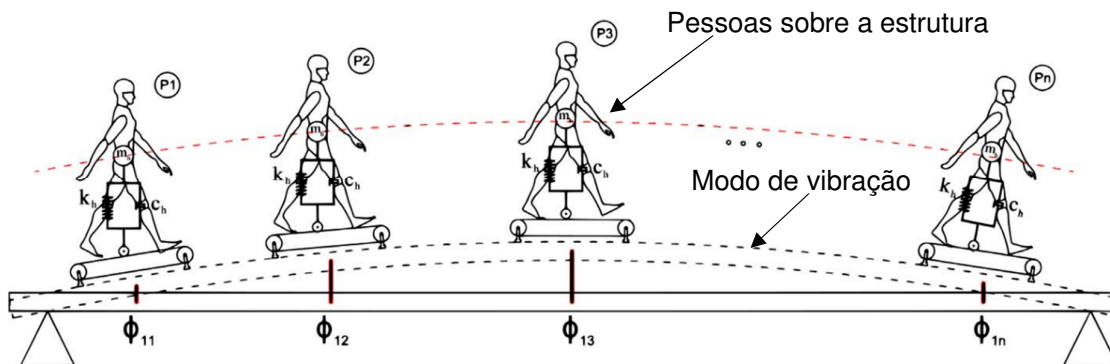


Figura 59 – Modelo estacionário equivalente biodinâmico (SHAHABPOOR et al., 2016)

Portanto, a interação ser humano ativo-estrutura – neste caso durante o caminhar sobre a passarela – pode ser resolvida com base no modelo IHPE 1 (passivo) de 2 G.L apresentado na Figura 58a. No entanto, recomenda-se um maior tempo de aquisição dos sinais experimentais – em comparação com pessoas simplesmente passivas – para que o ruído nos sinais correspondentes às pessoas caminhando sobre a estrutura durante a excitação aplicada pelo *shaker* não comprometa a qualidade das FRFs experimentais (SHAHABPOOR et al., 2016; SHAHABPOOR; PAVIC; RACIC, 2016b). Ressalta-se que a força do passo da caminhada não é medida diretamente, e sim contabilizada de maneira global através da FRF experimental (estimadores H1 ou H2).

A Figura 60 exibe a representação do caminhar humano sobre uma passarela segundo o emprego de um modelo biodinâmico móvel. Neste caso, a força total de contato – contabilizada no ponto de contato entre a estrutura e a pessoa – corresponde à superposição linear da força dura do pedestre, $F(t)$, com a força elástica e de amortecimento do indivíduo. Ademais, as propriedades biodinâmicas (massa, rigidez e amortecimento) destes modelos podem ser consideradas variantes ou invariantes em função do tempo (CAPRANI; AHMADI, 2016; VAN NIMMEN et al., 2017). Embora o desenvolvimento do carregamento móvel não faça parte do objetivo desta tese, sua formulação compreende o estudo de modelos estacionários (fixos).

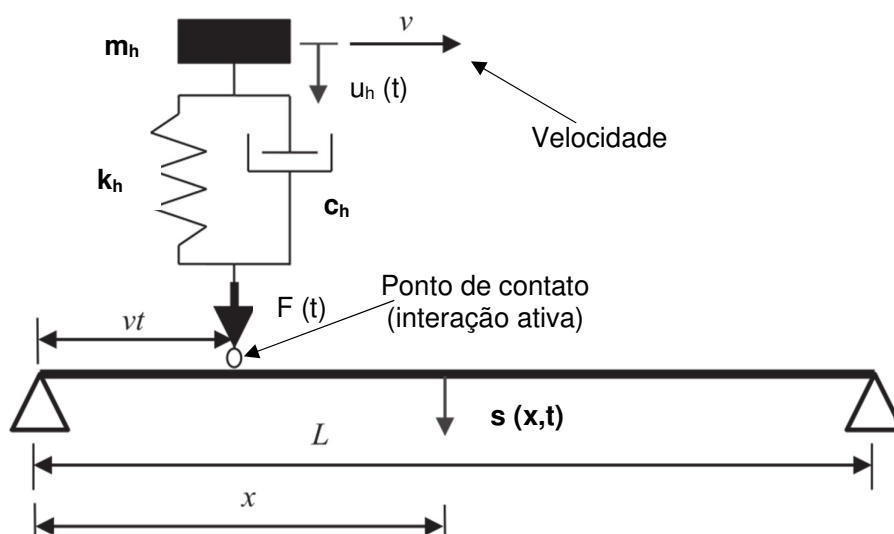


Figura 60 – Modelo biodinâmico móvel [Adaptado de Caprani e Ahmadi (2016)]

O modelo de interação ativa apresentado por Nimmen (2015, 2017) exibe a decomposição de forças (diagrama de corpo livre) no ponto de contato entre o grau de liberdade da pessoa e da estrutura, de acordo com a Figura 61. Este modelo foi desenvolvido para a aplicação em pontes pedonais (passarelas); entretanto, sua formulação tem como base o modelo estacionário. A equação (78) corresponde ao equilíbrio dinâmico do grau de liberdade do indivíduo. Nota-se ainda a contribuição da massa (m_0) na força de interação biodinâmica (P_h) conforme a equação (79).

Segundo Nimmen (2015, 2017), a força total de interação (P_t) entre a pessoa e a estrutura corresponde a soma da força de interação biodinâmica mais a parcela da força dura [equação (80)]. No entanto, a hipótese simplificadora para esta condição reside no fato de que a força dura não é afetada pela flexibilidade da estrutura, isto é,

trata-se da força de reação obtida considerando um piso rígido. Isto é válido quando os deslocamentos da estrutura são suficientemente pequenos (NIMMEN,2015).

Outra particularidade desta modelagem é que as propriedades dinâmicas do corpo ativo são obtidas – numa etapa anterior – considerando-se o modelo passivo IHPE 2 (Figura 58b) com joelhos levemente fletidos em laboratório. De acordo com uma distribuição gaussiana que leva em conta a intervariabilidade entre as pessoas, a frequência natural (f_n) média e o fator de amortecimento (ξ) médio da pessoa ativa correspondem a $3,25 \pm 0,32\text{Hz}$ e $30 \pm 5\%$, respectivamente. A relação entre a massa modal “ m_h ” e a massa estática da pessoa é igual a 0,95 (VAN NIMMEN et al., 2017). Portanto, a resposta dinâmica da estrutura (interação ativa) é obtida sabendo-se previamente as características biodinâmicas do indivíduo. Verificou-se experimentalmente que esta aproximação corresponde ao efeito real do caminhar humano sobre as propriedades dinâmicas da estrutura (decréscimo de sua frequência natural e acréscimo de seu amortecimento).

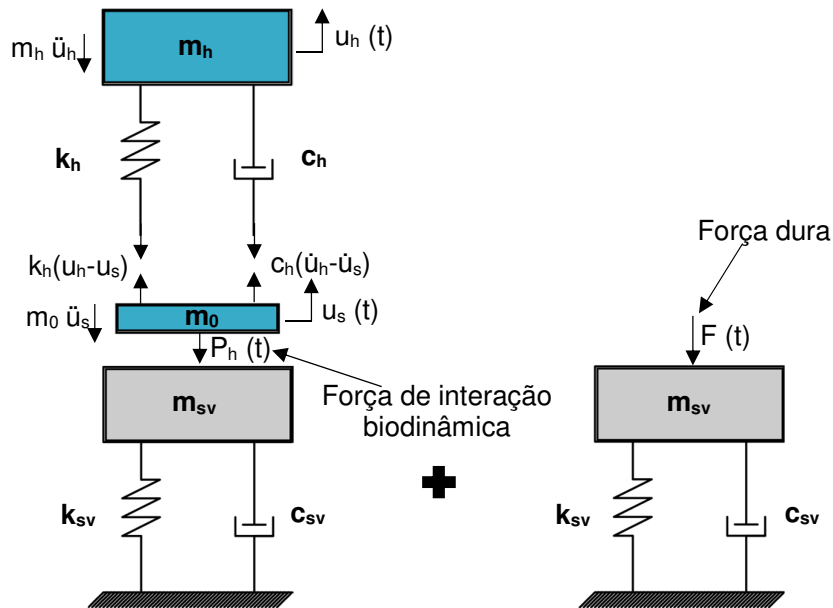


Figura 61 – Modelo de interação ativa proposto por Nimmen (2015, 2017)

$$m_h \ddot{u}_h + c_h [\dot{u}_h(t) - \dot{u}_s(t)] + k_h [u_h(t) - u_s(t)] = 0 \quad (78)$$

$$P_h = c_h [\dot{u}_h(t) - \dot{u}_s(t)] + k_h [u_h(t) - u_s(t)] - m_0 \ddot{u}_s \quad (79)$$

$$P_t = F(t) + c_h [\dot{u}_h(t) - \dot{u}_s(t)] + k_h [u_h(t) - u_s(t)] - m_0 \ddot{u}_s \quad (80)$$

Conforme citado na seção 1.4 desta tese, Pavic e Reynolds (2008) apresentaram um modelo de 3 graus de liberdade com objetivo de simular a interação de pessoas ativas e passivas, simultaneamente, sobre a estrutura, de acordo com a Figura 62. Este modelo é recomendado pelo guia de projeto “Joint Working Group, (JWG, 2008)” e, até o presente momento, trata-se do único guia que recomenda a modelagem do efeito biodinâmico em detrimento dos modelos de carregamento atuando somente como uma força externa à estrutura.

Em contrapartida, uma vez que sua formulação foi direcionada à aplicação de atividades rítmicas do tipo “balançando” (bobbing or bouncing) realizadas em arquibancadas no Reino Unido, o emprego deste modelo biodinâmico não é válido para pessoas pulando, ou seja, com perda de contato com a estrutura (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

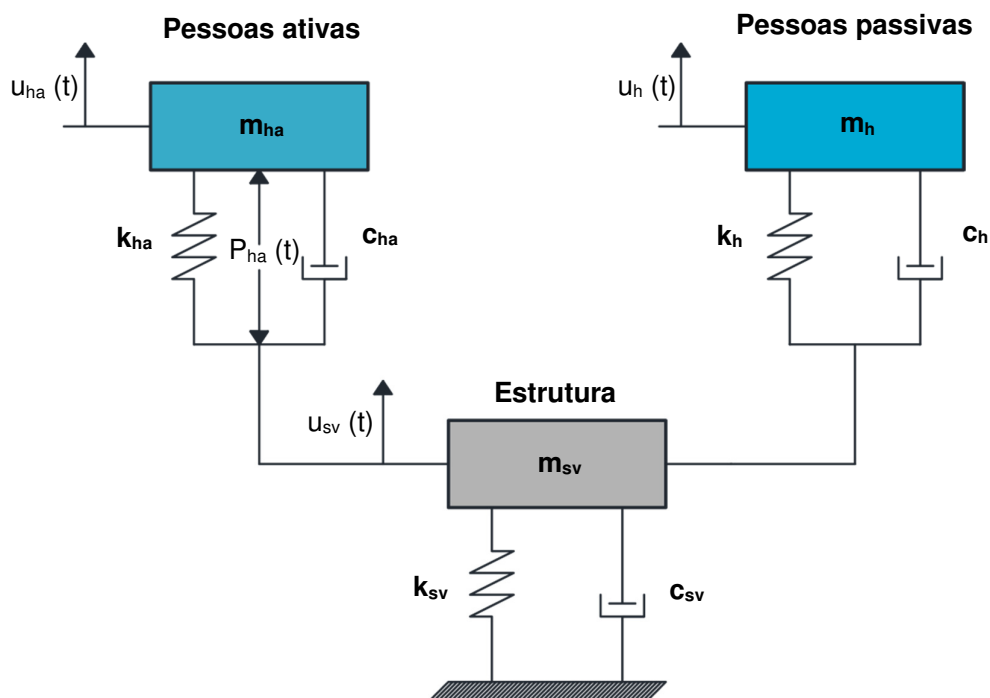


Figura 62 – Interação ser humano-estrutura com base num sistema composto por 3 graus de liberdade (PAVIC; REYNOLDS, 2008)

A equação (81) exhibe o equilíbrio dinâmico para este conjunto na forma matricial, onde “ m_{ha} ”, “ k_{ha} ” e “ c_{ha} ” correspondem à massa, rigidez e amortecimento do ser humano em atividade. A frequência natural (f_n) e o amortecimento crítico (ξ) sugeridos para a modelagem das pessoas passivas correspondem a 5Hz e 40%,

respectivamente. Em relação à interação ser humano ativo-estrutura deste modelo, Pavic e Reynolds (2008) tomaram como base aquele desenvolvido por Dougill et al. (2006). Desse modo, a ideia conceitual por detrás do modelo de Dougill et al. (2006) refere-se à relação entre a força dura, $F(t)$, e a força interna, $P_{ha}(t)$, do indivíduo ativo que confere energia ao sistema. Esta força interna é composta por um par de forças que atua em oposição: uma aplicada no grau de liberdade da estrutura, e outra na pessoa, conforme pode ser visualizado através da Figura 62 e igualmente no vetor de força da equação (81).

$$\begin{bmatrix} m_{sv} & 0 & 0 \\ 0 & m_h & 0 \\ 0 & 0 & m_{ha} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{u}_{sv} \\ \ddot{u}_h \\ \ddot{u}_{ha} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{sv} + c_h + c_{ha} & -c_h & -c_{ha} \\ -c_h & c_h & 0 \\ -c_{ha} & 0 & c_{ha} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{u}_{sv} \\ \dot{u}_h \\ \dot{u}_{ha} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_{sv} + k_h + k_{ha} & -k_h & -k_{ha} \\ -k_h & k_h & 0 \\ -k_{ha} & 0 & k_{ha} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_{sv} \\ u_h \\ u_{ha} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} -P_{ha}(t) \\ 0 \\ +P_{ha}(t) \end{Bmatrix} \quad (81)$$

Sabendo-se que a força de reação no ponto de contato entre a pessoa e a estrutura é igual à soma da força elástica e de amortecimento, a relação entre a força dura e a força interna pode ser estabelecida, no domínio da frequência, através da equação (82), onde, “ ω_p ”, “ ω_{ha} ”, “ ξ_{ha} ”, “ G_{IA} ” e “ $F(\omega)$ ” correspondem, respectivamente, à frequência angular da atividade, à frequência natural da pessoa ativa, ao fator de amortecimento da pessoa ativa, ao coeficiente dinâmico de Fourier relativo à força interna (*generated load factor* – GLF) associado ao i -ésimo harmônico e ao coeficiente dinâmico de Fourier da força dura (*Dynamic load factor* – DLF). Ressalta-se que a força de inércia da massa da pessoa não é transmitida neste ponto de contato (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011).

Desta maneira, Dougill et al. (2006) tomaram como referência o trabalho de Parkhouse e Ewins (2006) para a contabilização dos coeficientes dinâmicos de Fourier, $F(\omega)$, dos três primeiros harmônicos da força dura, considerando grupos de 5 a 200 pessoas em quatro frequências de passo distintas. Portanto, através de técnicas de ajuste de curvas (método dos mínimos quadrados) tanto os coeficientes dinâmicos de Fourier associados à força interna (G_{IA}) assim como a frequência natural e fator de amortecimento do corpo podem ser identificados, para os três primeiros harmônicos, como exemplifica a Figura 63.

$$F(\omega) = \frac{G_{IA}}{-\left(\frac{\omega_p}{\omega_{ha}}\right)^2 \left[1 - \left(\frac{\omega_p}{\omega_{ha}}\right)^2 + i \left(\frac{\omega_p}{\omega_{ha}}\right) 2\xi_{ha} \right]} \quad (82)$$

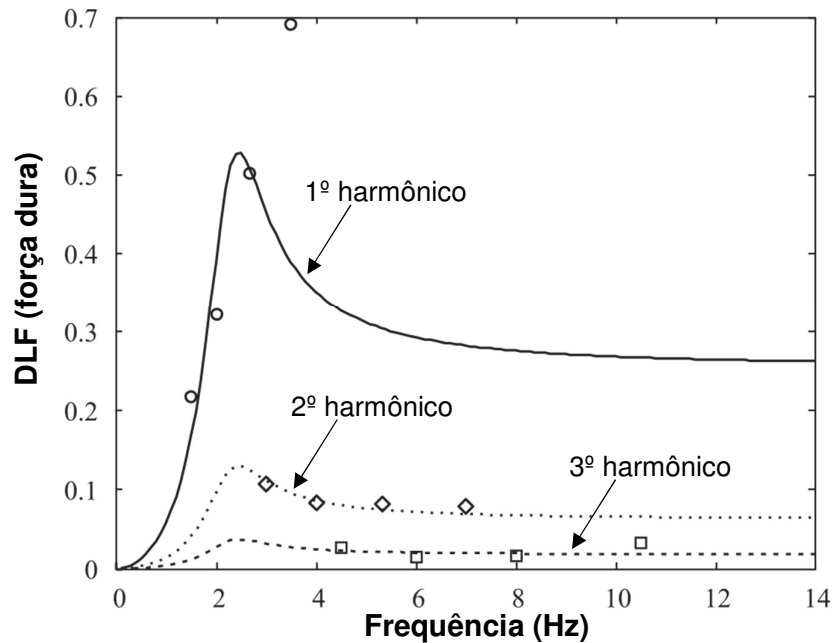


Figura 63 – DLF em função da frequência de atividade. Ajuste de curvas da equação (82) (JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011)

A frequência natural da pessoa ativa (f_{ha}) e seu fator de amortecimento (ξ_{ha}) obtidos através do ajuste de curvas são iguais a 2,3Hz e 25%, respectivamente (DOUGILL et al., 2006; JONES; REYNOLDS; PAVIC, 2011). A Tabela 18 exhibe os valores dos GLFs igualmente obtidos. Recomenda-se o uso destes coeficientes para grupos não menores que 50 pessoas. Isto porque, segundo o Joint Working Group (JWG, 2008), o efeito da interação ser humano-estrutura é proeminente à medida que a relação entre a massa da multidão e da estrutura é também maior. A distribuição da multidão pela estrutura pode ser considerada através das equações (75), (76) e (77).

A equação (83) é utilizada para se obter a função dinâmica, $P_{ha}(t)$, de pessoas balançando, onde “n” é o número de harmônicos. Nota-se que esta equação apresenta a mesma forma dos modelos de força dura, exceto pelo conceito dos GLFs desenvolvido, que leva em consideração a interação ser humano ativo-estrutura de pessoas balançando sem perda de contato com a estrutura. A força generalizada de cada pessoa é obtida através da equação (84), podendo-se contabilizar sua influência em função da amplitude modal da estrutura vazia, (ϕ_i) , no grau de liberdade “i”.

$$P_{ha}(t) = \rho(f) m_{ha} g \left[\sum_{i=1}^n G_{IA_i} \cos(2\pi f_p t + \varphi_i) \right] \quad (83)$$

$$P_{ha}(t) = \sum_{i=1}^n P_{hai}(t) \phi_i \quad (84)$$

O valor de referência para a massa da pessoa ativa (m_{ha}) é de 80kg e os valores de “ G_{IA} ” são empregados conforme a Tabela 18. Cabe ressaltar que Jones, Reynolds e Pavic (2011) citam que os GLFs apresentados no guia de projeto do Joint Working Group (JWG, 2008) diferem do trabalho de Dougill et al. (2006) porque este guia leva em conta a aplicação de um fator de participação redutor, $\rho(f)$, que considera a dificuldade de se manter a frequência do passo (f_p) da atividade em ritmo muito lento ou veloz, conforme as equações (85) e (86). A primeira equação é empregada para multidões mais energéticas do que a segunda, como pode ser visualizado na Tabela 18.

$$\rho(f) = \sec h(f_p - 2) \quad (85)$$

$$\rho(f) = e^{-2(f_p - 1,8)^2} \quad (86)$$

Tabela 18 – GLFs recomendados para projeto ou avaliação de arquibancadas (JWG, 2008)

Cenário (JWG, 2008)	Número do harmônico (G_{IA})			Tipo de atividade (pessoas balançando)	Fator de redução [$\rho(f)$]
	1	2	3		
2	0,120	0,015	0,000	Multidão predominantemente sentada. Em pé com ocasional atividade rítmica	Equação (86)
3	0,188	0,047	0,013	Multidão moderadamente ativa	Equação (86)
4	0,375	0,095	0,026	Multidão altamente ativa	Equação (85)
Durante monitoramento	0,250	0,063	0,018	Multidão ativa	Equação (85)

Alternativamente aos modelos interação de dois ou três graus de liberdade anteriormente apresentados, Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016) consideraram um modelo biodinâmico de um grau de liberdade representativo do movimento vertical durante o caminhar humano. Este modelo é caracterizado com base no deslocamento relativo entre o centro de gravidade do corpo (u_{ha} ; u_{ha1}) e da superfície (u_{gnd}), conforme mostrado na Figura 64. A força dinâmica que alimenta o “oscilador humano” corresponde à força de reação do piso (força dura), podendo ser medida através de uma plataforma de força. Ressalta-se que este modelo contabiliza o efeito dinâmico da caminhada ao longo da estrutura, diferentemente dos modelos estacionários.

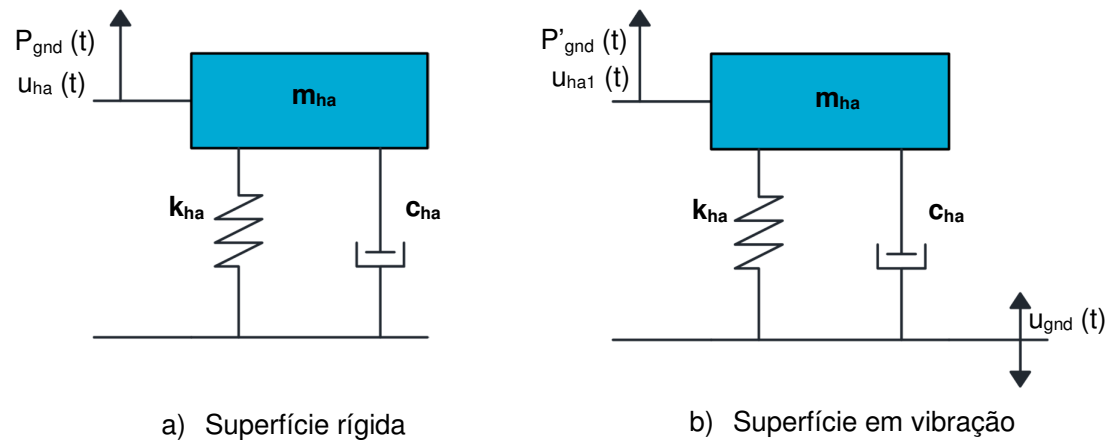


Figura 64 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (SILVA; BRITO; PIMENTEL, 2013; TOSO et al., 2016)

A equação (87) apresenta o equilíbrio dinâmico considerando o caminhar sobre uma superfície rígida enquanto que a equação (88) exibe o mesmo equilíbrio para uma superfície em vibração. É interessante notar que tanto as acelerações (\ddot{u}_{ha} ; \ddot{u}_{ha1}), as velocidades (\dot{u}_{ha} ; \dot{u}_{ha1}) e os deslocamentos (u_{ha} ; u_{ha1}) do corpo humano quanto as forças de reação do piso (P_{gnd} ; P'_{gnd}) podem ser diferentes para ambas situações. Em outras palavras, o nível de vibrações do sistema estrutural pode influenciar os parâmetros modais assim como o padrão da caminhada (SILVA; BRITO; PIMENTEL, 2013; TOSO et al., 2016).

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = P_{gnd}(t) \quad (87)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) + c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] + k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] = P'_{gnd}(t) \quad (88)$$

A partir destas considerações, os autores mediram tanto a aceleração do corpo no nível da cintura (centro de gravidade do corpo) através de um acelerômetro, bem como a força associada ao caminhar por intermédio de uma plataforma de força. Desta maneira, considerando-se os valores experimentais das amplitudes referentes aos três primeiros harmônicos (os mais importantes do ponto de vista estrutural) da transformada de Fourier da aceleração $[A(\omega_j)]$ e da força $[P_{\text{gnd}}(\omega_j)]$, os parâmetros do corpo foram obtidos através da solução de um sistema com três equações não-lineares, com base na aceleração do sistema, de acordo com a equação (89).

$$A(\omega_j) = \frac{\omega_j^2 P_{\text{gnd}}(\omega_j)}{\left| -m_{\text{ha}} \omega_j^2 + i c_{\text{ha}} \omega_j + k_{\text{ha}} \right|} \quad j = 1, 2, 3 \quad (89)$$

Considerando testes com 35 indivíduos, o recente trabalho de Toso et al. (2016) correlacionou – através de técnicas de regressão – os parâmetros modais do corpo em função de sua massa estática (M_h) e frequência do passo da atividade (f_p), de modo que a massa (m_{ha}), o amortecimento (c_{ha}) e a rigidez (k_{ha}) modal podem ser calculados através das equações (90), (91) e (92), respectivamente.

$$m_{\text{ha}}(f_p, M_h) = -231,34 + 3,69M_h + 154,06f_p - 1,97Mf_p + 0,005M_h^2 - 15,25f_p^2 \quad (90)$$

$$c_{\text{ha}}(m_{\text{ha}}, M_h) = -1115,69 + 92,56M_h - 108,94m_{\text{ha}} + 2,91Mm_{\text{ha}} - 1,33M_h^2 - 1,30m_{\text{ha}}^2 \quad (91)$$

$$k_{\text{ha}}(f_p, M_h) = 75601,45 - 1295,32M_h - 33786,75f_p + 506,44M_h f_p + 3,59M_h^2 + 539,39f_p^2 \quad (92)$$

Cabe chamar a atenção que, neste modelo, a força dinâmica é aplicada no grau de liberdade da massa do corpo humano, contrariamente aos modelos biodinâmicos até então apresentados, nos quais esta força é introduzida no ponto de contato entre os pés e a superfície da estrutura, isto é, no grau de liberdade da estrutura. Isto pode ser mais bem compreendido a partir da visualização e comparação dos modelos 1a e 1b, segundo Matsumoto e Griffin (2003) [ver Figura 51 e equações (35) e (36)], e do modelo proposto por Nimmen (2015, 2017) [ver Figura 61 e equações (78) e (79)]. Portanto, nestes últimos, vale ressaltar que não há participação direta da massa do indivíduo no grau de liberdade da estrutura; exceto nos casos em que a massa rígida, m_0 , é contabilizada neste ponto de contato.

O modelo de interação ativa que representa o caminhar humano na direção vertical sobre uma superfície rígida, através de um sistema de um grau de liberdade, proposto por Zhang, Georgakis e Chen (2016), guarda semelhança com o modelo de Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016), à exceção de que um par interno de forças biodinâmicas (F_{bio}) participa no equilíbrio dinâmico do sistema massa-mola-amortecedor da pessoa, conforme apresentado na Figura 65.

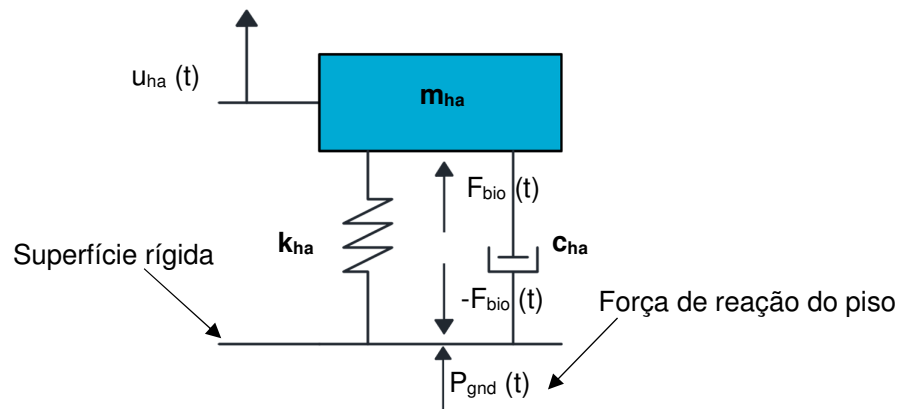


Figura 65 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (ZHANG; GEORGAKIS; CHEN, 2016)

Diferentemente do modelo de Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016), isto quer dizer que a força de reação do piso (P_{gnd}) não atua diretamente sobre a massa da pessoa, mas sim a denominada “força biodinâmica” de acordo com a equação (93). O leitor pode perceber esta diferença comparando a equação (93) com a equação (87). Vale a pena notar que este conceito de forças internas também foi utilizado por Dougill et al. (2006) e Pavic e Reynolds (2008) [ver Figura 62] na modelagem de pessoas balançando (*bobbing*).

Portanto, a ideia central deste modelo está no fato de que uma das componentes de força atua no centro de massa do corpo e, a outra componente, contribui para a força de reação do solo – segundo a Terceira Lei de Newton – assim como a força elástica e de amortecimento. A equação (94) apresenta o equilíbrio na base do sistema de um grau de liberdade (ZHANG; GEORGAKIS; CHEN, 2016).

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = F_{bio}(t) \quad (93)$$

$$-F_{bio}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = -P_{gnd}(t) \quad (94)$$

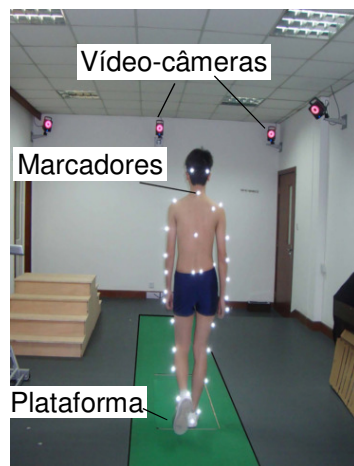
Rearranjando-se a equação (94), é interessante fazer um contraponto e notar que a equação (95) mostra uma relação parecida com o modelo de Nimmen (2015, 2017) [ver Figura 61 e equação (80)] no que se refere à resultante da força biodinâmica aplicada sobre o sistema estrutural; caso o deslocamento da estrutura seja igual a zero e desconsiderando-se a contribuição da massa rígida (m_0). Ainda comparando estes modelos, é importante destacar que no modelo de Nimmen (2015, 2017) não há força externa aplicada diretamente sobre massa da pessoa.

$$F_{bio}(t) = P_{gnd}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) \quad (95)$$

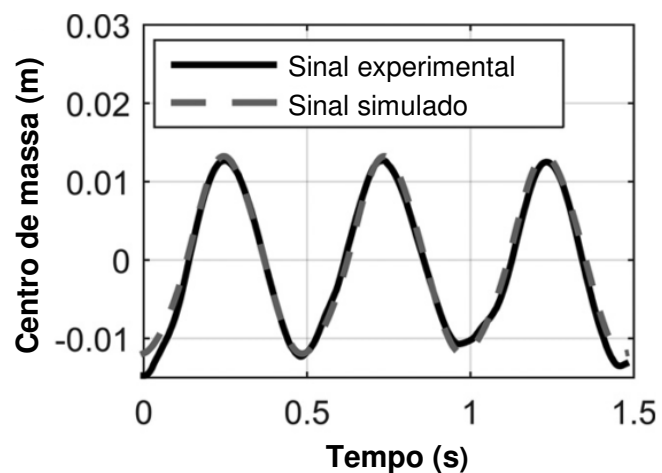
Substituindo-se a equação (95) em (93), a equação (96) mostra que há uma relação direta entre a força de inércia da pessoa com a força de reação do solo.

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha} = P_{gnd}(t) \quad (96)$$

Com base nestas considerações, os autores mediram experimentalmente o deslocamento vertical do centro de massa da pessoa através de câmeras de vídeo durante o caminhar sobre uma plataforma rígida, conforme a Figura 66, com o objetivo de obter analiticamente a força biodinâmica (F_{bio}).



a) Análise do caminhar em laboratório através de câmeras de vídeo



b) Deslocamento vertical do centro de massa da pessoa em função do tempo

Figura 66 – Caracterização do caminhar humano através de vídeo-câmeras [Adaptado de Zhang, Georgakis e Chen (2016)]

A equação (93) pode ser reescrita conforme a equação (97), na qual a força biodinâmica pode ser decomposta numa soma de senos, onde “BLF_n” é o coeficiente dinâmico de Fourier associado ao n-ésimo harmônico (n); M_h é a massa estática do indivíduo, “ω_p” é a frequência angular do passo e “φ_n” é a fase associada ao n-ésimo harmônico (n).

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha_n}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha_n}(t) + k_{ha} u_{ha_n}(t) = BLF_n M_h g \text{sen}(n \omega_p t + \varphi_n) \quad (97)$$

Desta maneira, os autores obtiveram individualmente, para os três primeiros harmônicos (n=1,2,3), a solução da resposta dinâmica de vibração forçada considerando um carregamento senoidal, de acordo com as equações (98), (99) e (100), onde “u_{ha}(t)” é o deslocamento do centro de massa da pessoa; U_{ha} é a correspondente amplitude deste deslocamento; “Δφ” é a diferença de fase entre a resposta dinâmica (deslocamento) e a força biodinâmica; “ω_{ha}” é a frequência natural angular da pessoa e “ξ_{ha}” é o fator de amortecimento da pessoa.

$$u_{ha_n}(t) = U_{ha_n} \text{sen}(n \omega_p t + \varphi_n - \Delta \phi_n) \quad (98)$$

$$U_{ha_n} = BLF_n \frac{M_h g}{k_{ha}} \sqrt{\frac{1}{[1 - (n \omega_p / \omega_{ha})^2]^2 + [2 \xi_{ha} (n \omega_p / \omega_{ha})^2]^2}} \quad (99)$$

$$\Delta \phi_n = \text{tg}^{-1} \left[\frac{2 \xi_{ha} (n \omega_p / \omega_{ha})}{1 - (n \omega_p / \omega_{ha})^2} \right] \quad (100)$$

Para que a incógnita do problema seja apenas o termo “BLF”, Zhang, Georgakis e Chen (2016) assumiram que existe uma relação entre a frequência do passo e a frequência natural da pessoa durante a caminhada, de acordo com a equação (101). Além disso, os autores consideraram que a massa modal da pessoa é igual sua massa estática (m_{ha}=M_h) e o fator de amortecimento da pessoa é igual a 30% (SHAHABPOOR; PAVIC; RACIC, 2016a), conforme a equação (102). Conhecendo-se os valores da frequência natural do corpo e sua massa, a rigidez é diretamente obtida pela equação (103).

Destaca-se, portanto, que os parâmetros biodinâmicos do corpo (massa, rigidez e amortecimento) não foram obtidos experimentalmente neste trabalho, mas sim calculados segundo investigações semelhantes na literatura com base em modelos bípedes (KIM; PARK, 2011; LEE; KIM; PARK, 2014)

$$\omega_p = \omega_{ha} \sqrt{1 - 2\xi_{ha}^2} \quad (101)$$

$$\xi_{ha} = \frac{c_{ha}}{2M_h \omega_{ha}} = 0,3 \quad (102)$$

$$k_{ha} = \left(\frac{\omega_{ha}}{2\pi} \right)^2 M_h \quad (103)$$

3.4 Valores dos parâmetros biodinâmicos encontrados na literatura

Com base nos estudos apresentados nos itens anteriores deste capítulo, é importante observar a variabilidade dos valores dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano, tanto em função da postura (em pé ou com joelhos flexionados), da atividade realizada sobre o sistema estrutural (ser humano passivo ou ativo) e dos métodos realizados para a obtenção destes parâmetros (massa aparente ou método indireto). Além disso, a natural intervariabilidade entre os indivíduos tem seu grau de influência nestes parâmetros modais.

De forma a ilustrar estes aspectos, Nimmen (2015) comparou a distribuição normal dos parâmetros de frequência natural humano segundo os trabalhos de Zheng e Brownjohn (2001) e Matsumoto e Griffin (2003), considerando um grupo de 30 e 42 pessoas, respectivamente, na postura em pé, conforme apresentado na Figura 67.

Desse modo, fica evidente que a obtenção dos parâmetros modais do ser humano não conduz a valores únicos, mas representa o grupo em avaliação. No entanto, ainda com base na Figura 67, nota-se que os valores médios das frequências naturais, para a postura avaliada (ser humano em pé), encontram-se na mesma ordem de grandeza.

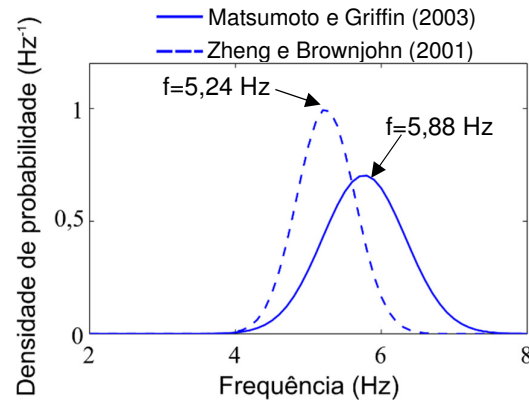
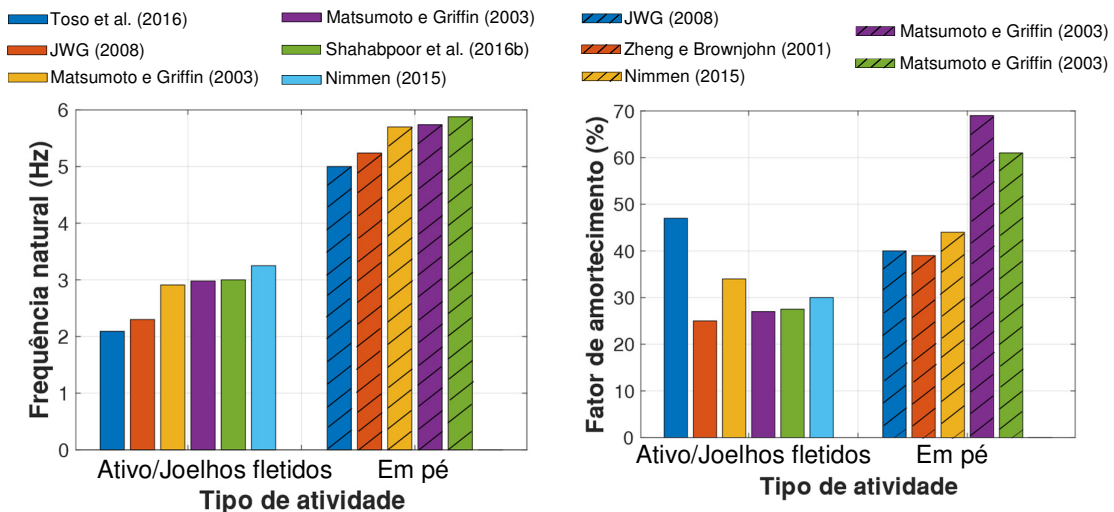


Figura 67 – Variabilidade da frequência fundamental do corpo em pé (NIMMEN, 2015)

É interessante observar que há uma forte tendência de concordância entre os autores no que diz respeito aos valores médios de frequência natural e amortecimento do corpo, em função de sua postura passiva (em pé ou joelhos fletidos) e ativa (pessoa balançando ou caminhando). A Tabela 19 apresenta os valores de frequência natural, amortecimento (ver também Figura 68) e massa modal do corpo segundo vários autores.

Nota-se que a frequência natural e o amortecimento do corpo humano variam de 5Hz a 6Hz e 40% a 70%, respectivamente, para a postura em pé; enquanto que para a postura com joelhos fletidos e ativa (balançando ou caminhando), variam de 2 Hz a 3 Hz e 25% a 50%, respectivamente. É curioso observar, portanto, que a postura ativa se aproxima da postura passiva com joelhos fletidos, conforme citado por Nimmen (2015) e Salyards e Hua (2015).



a) Frequência fundamental da pessoa

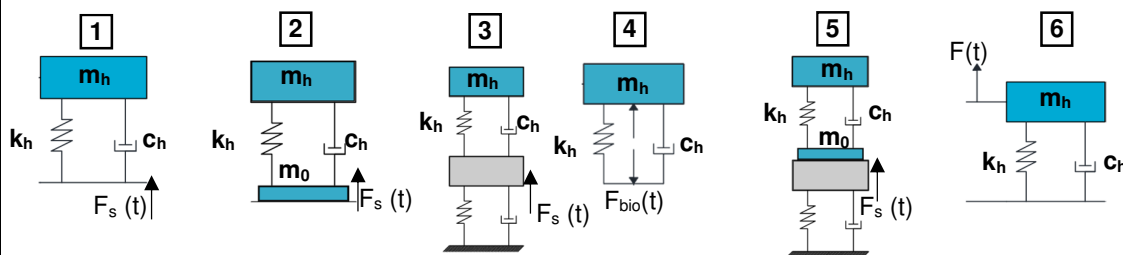
b) Fator de amortecimento da pessoa

Figura 68 –Frequências naturais e amortecimentos do corpo humano (ver Tabela 19)

Tabela 19 – Valores dos parâmetros modais do corpo humano (vibração na direção vertical)

Tipo de atividade	Autor	Tipo de modelo ^a	Frequência natural (Hz)	Fator de amortecimento (%)	Massa modal (kg)
Passivo (em pé)	Zheng e Brownjohn (2001)	3	5,24±0,40	39±5	85
	Matsumoto e Griffin (2003)	1	5,74	69	$m_h=1,03 \times M_h$
	Matsumoto e Griffin (2003)	2	5,88	61	$m_h=0,95 \times M_h$; $m_0=0,095 \times M_h$
	Nimmen (2015)	5	5,70±0,56	44±7	$m_h=0,94 \times M_h$; $m_0=0,06 \times M_h$
	JWG (2008)	1	5,00	40	$m_h=M_h$
Passivo (joelhos fletidos)	Matsumoto e Griffin (2003)	1	2,91	34	$m_h=0,83 \times M_h$
	Matsumoto e Griffin (2003)	2	2,98	27	$m_h=0,95 \times M_h$; $m_0=0,095 \times M_h$
	Nimmen (2015)	5	3,25±0,32	30±5	$m_h=0,88 \times M_h$; $m_0=0,12 \times M_h$
Ativo (balançando)	JWG (2008); Dougill et al. (2006)	4	2,30	25	$m_h=M_h$
Ativo (caminhada)	Shahabpoor et al. (2016b)	3	2,75 – 3,00	27,5 – 30	70
	Toso et al. (2016)	6	2,09	47	46,73

^aPrincipais modelos biodinâmicos empregados na literatura para Engenharia Civil:



Onde: “ m_h ”, “ k_h ” e “ c_h ” corresponde aos parâmetros modais de massa, rigidez e amortecimento, respectivamente, do ser humano passivo ou ativo. “ m_0 ” contabiliza uma parcela da massa do indivíduo na base do modelo. “ M_h ” é a massa estática do corpo humano. “ $F_s(t)$ ”, “ $F_{bio}(t)$ ” e “ $F(t)$ ” correspondem à força do shaker, força biodinâmica e força dura, respectivamente.

Como pode ser notado através da Tabela 19, o parâmetro em relação ao qual há menor concordância, é a massa modal dos indivíduos. É importante salientar que estas diferenças ocorrem principalmente devido ao tipo de modelo biodinâmico empregado e suas correspondentes premissas.

Por exemplo, para pessoas em postura passiva (em pé), alguns autores preconizam que esta seja igual a sua massa estática (JWG, 2008; MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003; PAVIC; REYNOLDS, 2008), outros relatam valores em torno de 95% (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003; NIMMEN, 2015; VAN NIMMEN et al., 2017) e até mesmo igual a 38% (WANG et al., 2014) da massa estática.

Em relação à postura passiva com joelhos fletidos, a massa modal pode variar de 83% a 95% da massa estática (MATSUMOTO; GRIFFIN, 2003; NIMMEN, 2015; VAN NIMMEN et al., 2017). Para a postura ativa (balançando) este valor é igual a sua massa estática (JWG, 2008; PAVIC; REYNOLDS, 2008) enquanto que para pessoas caminhando foram encontrados valores médios de 70 kg (SHAHABPOOR; PAVIC; RACIC, 2016b) e 46,73 kg (TOSO et al., 2016).

O próximo capítulo expõe a descrição dos ensaios experimentais realizados no âmbito desta tese de doutoramento. Desse modo, tomando-se como base conceitos teóricos observados nos Capítulos 1, 2 e 3, o Capítulo 4 apresenta a metodologia e os equipamentos empregados, assim como os principais objetivos de cada etapa experimental a fim de melhor compreender a interação ser humano-estrutura durante atividades rítmicas de saltos sincronizados; sendo este um assunto que tem sido tratado predominantemente como força dura (ver o Capítulo 2) onde as propriedades biodinâmicas dos indivíduos não são levadas em consideração.

4 DESCRIÇÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS

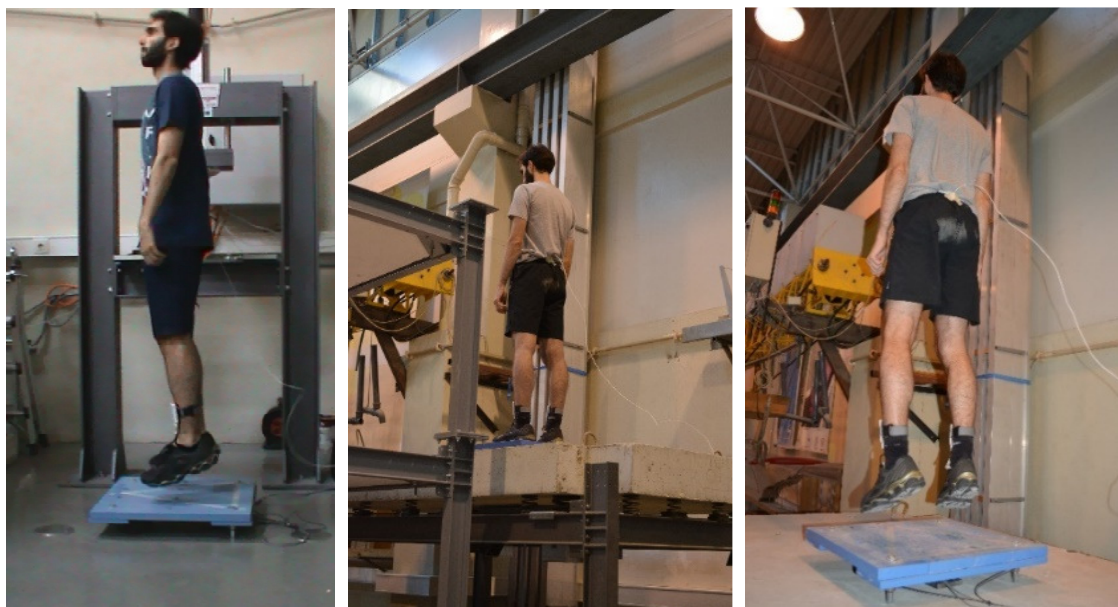
Este capítulo apresenta os ensaios experimentais realizados em laboratório de modo que os resultados obtidos são discutidos nos capítulos 5 e 6. Portanto, esta seção descreve tanto os procedimentos e equipamentos empregados quanto a metodologia desenvolvida.

Com base no estudo teórico apresentado no capítulo 2, as características das ações humanas rítmicas serão investigadas. Para isto, os sinais experimentais de força, aceleração e pressão nos pés de uma pessoa saltando serão obtidos e avaliados tanto em relação a um piso rígido quanto flexível. Desse modo, verifica-se a influência da estrutura sobre o indivíduo. Destaca-se que este trabalho visa apresentar, também, sistemas de medição alternativos para a caracterização das ações dinâmicas humanas, através de um acelerômetro acoplado ao corpo e de palmilhas de pressão instrumentadas dentro do calçado, em comparação com o método clássico de medição, com base na plataforma de força.

Em seguida, tendo como referência o conteúdo teórico do capítulo 3, os ensaios experimentais aqui descritos investigam a influência do comportamento do ser humano atuando de maneira passiva (em pé ou com joelhos fletidos) e ativa (saltando) sobre os sistemas estruturais. Portanto, a contribuição do ser humano como mecanismo de atenuação das vibrações é evidenciada. Ressalta-se, ainda, que este trabalho pretende contribuir no avanço do estudo da interação ser humano ativo-estrutura no que diz respeito a saltos rítmicos, um assunto até o presente momento pouco explorado pela literatura.

4.1 Descrição dos métodos e equipamentos empregados

Os ensaios experimentais foram realizados no Laboratório de Vibração e Monitorização Estrutural (ViBEST) localizado na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. A fim de caracterizar a atividade humana rítmica, considerando tanto a influência da interação ser humano-estrutura quanto a intravariabilidade dos saltos (ver seção 2.1), os ensaios foram conduzidos em três etapas distintas: saltos em superfície rígida (piso do laboratório), corpo humano atuando passivamente sobre um piso em vibração e saltos em piso flexível. A Figura 69 exemplifica estes ensaios.



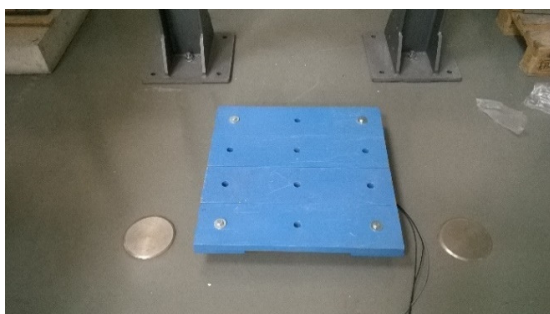
a) Saltos em superfície rígida

b) Ser humano passivo-estrutura (piso flexível)

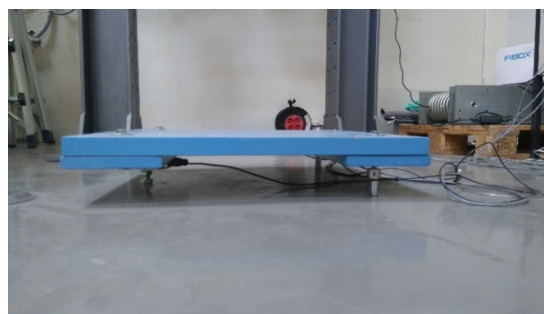
c) Saltos em piso flexível

Figura 69 – Caracterização da atividade humana rítmica em laboratório

Para o registro das forças aplicadas e da resposta da pessoa, utilizaram-se três sistemas de medição, nomeadamente: células de carga sob uma plataforma rígida de aço; um acelerômetro acoplado ao corpo humano; e palmilhas instrumentadas com sensores de pressão em ambos os pés. A Figura 70 exibe as características da plataforma de força empregada e as três células de carga utilizadas. A plataforma possui dimensões de 61 x 61 cm, com uma massa igual a 104 kg. Esta área é suficiente para que o indivíduo possa saltar livremente. Uma célula de carga possui sensibilidade de 2,04mV/V e capacidade de 12,5 kN enquanto as outras duas possuem sensibilidade de 1 mv/V e capacidade de 5 kN, todas da marca HBM. Assim, a soma dos três sinais das células corresponde à força dinâmica da pessoa variando ao longo do tempo.



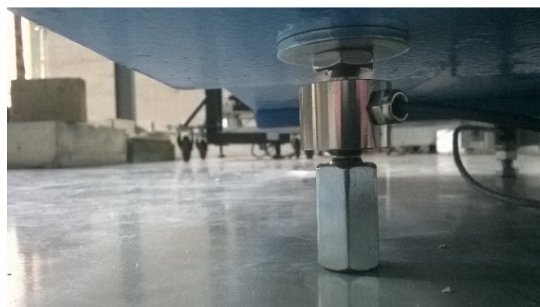
a) Vista da plataforma



b) Vista lateral da plataforma



c) Célula de carga de 12,5 kN



d) Célula de carga de 5 kN

Figura 70 – Plataforma rígida instrumentada com células de carga da marca HBM



a) Indivíduo sobre a plataforma instrumentada



b) Acelerômetro acoplado ao corpo



c) Sistema de aquisição de dados

Figura 71 – Instrumentação do ser humano e sistema de aquisição de dados

As Figuras 71a e 71b mostram o indivíduo sobre a plataforma rígida e o detalhe do acoplamento do acelerômetro no corpo. Utilizou-se um acelerômetro piezoelétrico da PCB, modelo 352C68, com sensibilidade de 106,2 mV/g e um alcance de +- 50 g de forma que não houvesse rotações e deslocamentos relativos entre ele e o movimento do corpo. Ressalta-se que a posição do acelerômetro no corpo foi

escolhida de modo a se encontrar na região da coluna lombar, onde pode ser considerado o centro de gravidade do corpo humano (LINTHORNE, 2001; SETUAIN et al., 2015).

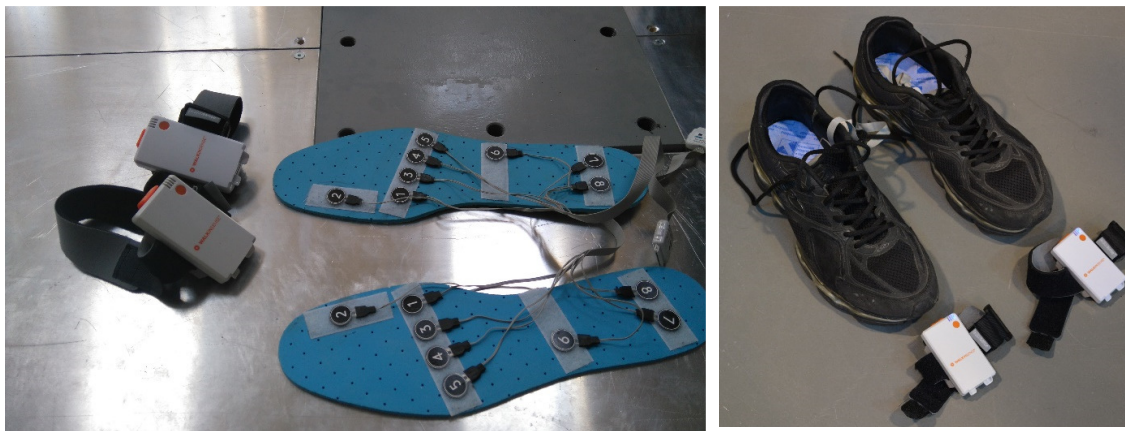
A Figura 71c exibe o sistema de aquisição de dados utilizado nos testes. Trata-se de um sistema Compact DAQ da National Instruments ligado a um computador portátil. Desse modo, salienta-se que a aquisição dos sinais de força e aceleração foi feita de forma simultânea e síncrona, permitindo, por conseguinte, a análise da caracterização da atividade rítmica no que diz respeito à ação humana bem como em relação à obtenção das propriedades dinâmicas do corpo.

O terceiro método de instrumentação empregado está relacionado à aquisição de sinais de pressão em ambos os pés através de palmilhas instrumentadas (ABDUL RAZAK et al., 2012; TÁBUAS, 2012). Por exemplo, com base nos valores de pressão em determinadas áreas plantares, podem-se realizar diagnósticos acerca de pés diabéticos, nos quais valores elevados de pressão podem ser um fator de risco para o desenvolvimento de ulcerações (HEALY et al., 2012). Outros interessantes estudos dizem respeito ao efeito da obesidade infantil nas pressões plantares, aumentando o risco de lesões e patologias nos pés (FILIPPIN et al., 2007); e às alterações necessárias num par de calçados levando-se em consideração aspectos ergonômicos e de conforto de forma a melhorar a marcha de um indivíduo (LIMA, 2012).

Nesta tese, utilizou-se um dispositivo portátil, “Walkinsense®”, da Tomorrow Options Microelectronics SA, conforme apresentado na Figura 72, que mede as pressões plantares e características de locomoção para uso em especialidades médicas e desportivas. Deste modo, uma malha com oito sensores de pressão piezoresistivos são conectadas a um dispositivo (para cada pé) que armazena, num cartão de memória, os sinais dos sensores durante a atividade de caminhar ou saltar. Cada sensor possui uma área de 200 mm². Ao término do ensaio, tais dados podem ser descarregados via usb num computador para posterior análise e pós-processamento de dados.

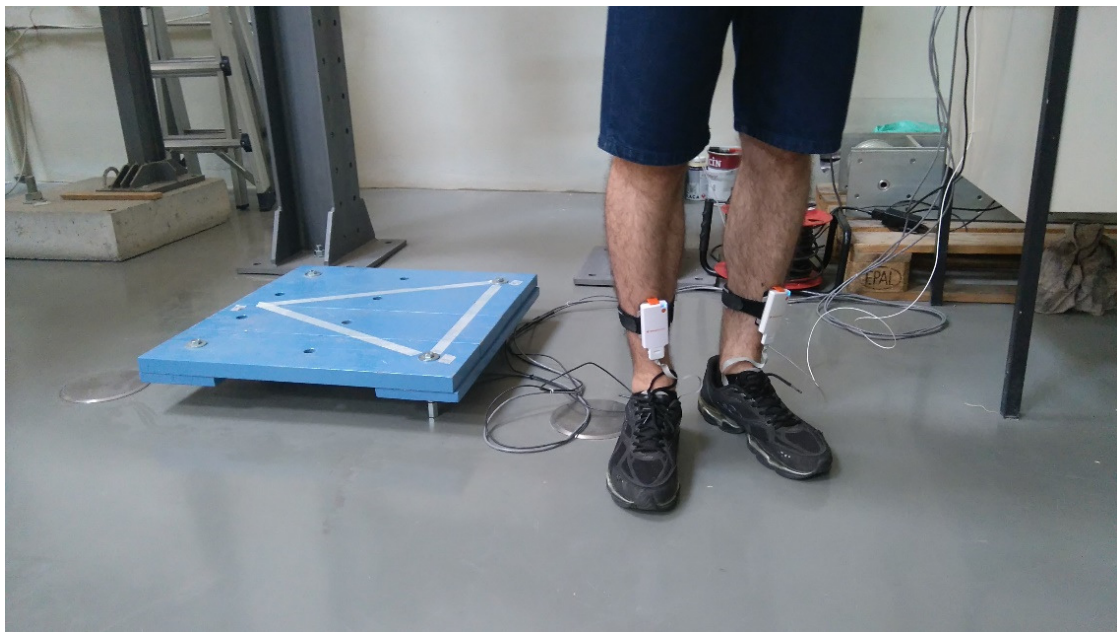
Cabe ressaltar que os sinais das palmilhas foram manualmente sincronizados, via Matlab (2017), com aqueles obtidos através da plataforma de força e do acelerômetro acoplado ao corpo, devendo-se escolher, para isto, um pico de referência dos saltos no domínio do tempo. Além disso, para que os sinais sejam comparáveis, eles devem possuir a mesma frequência de amostragem. Caso contrário, requer-se realizar a

reamostragem de um dos sinais. Esta operação é conhecida na literatura como *upsample* ou *downsample* (decimação) (CAETANO, 1992).



a) Palmilhas com sensores de pressão

b) Tênis instrumentado



c) Indivíduo calçado com tênis instrumentado

Figura 72 – Palmilhas instrumentadas com sensores de pressão (“Walkinsense®”)

É interessante notar que os sensores foram montados em duas palmilhas comuns de forma que fossem posicionados nas principais regiões anatômicas dos pés (Figura 72a). Eles podem ser distribuídos em áreas plantares ao longo de três principais regiões: antepé, mediopé e retropé (CLAVERIE; ILLE; MORETTO, 2016), conforme apresentado na Figura 73. Entretanto, destaca-se que o número de divisões varia usualmente entre duas a onze áreas consoante ao objetivo do estudo (TÁBUAS, 2012).

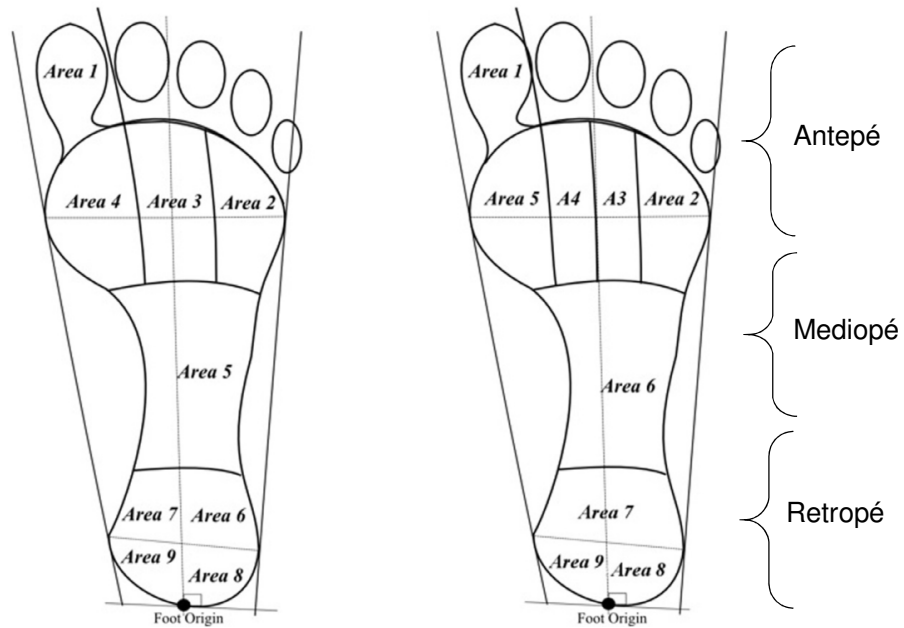
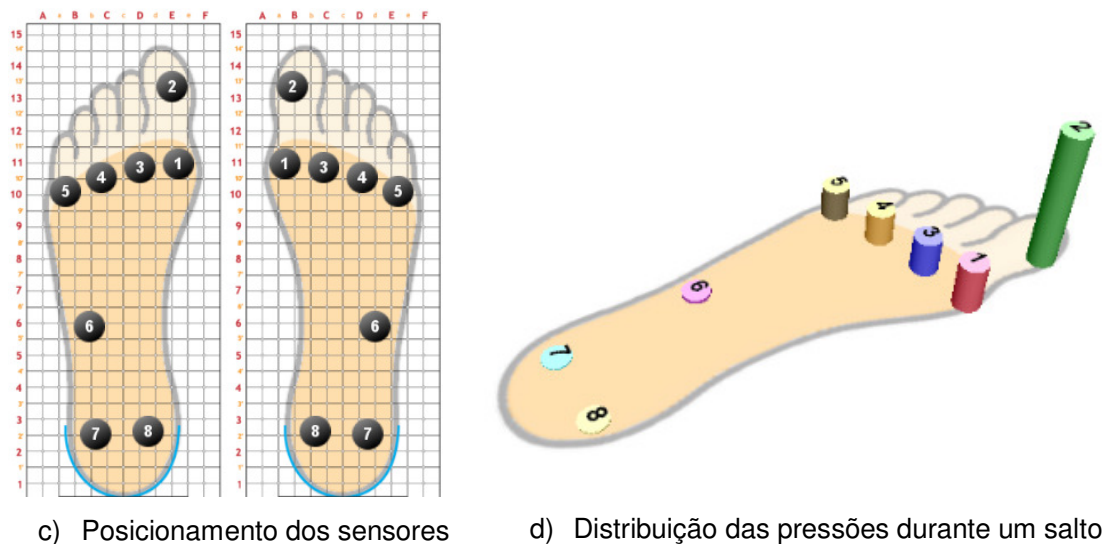


Figura 73 – Regiões e áreas plantares para posicionamento dos sensores [Adaptado de Claverie, Ille e Moretto (2016)]



c) Posicionamento dos sensores

d) Distribuição das pressões durante um salto

Figura 74 – Posicionamento dos sensores nas regiões plantares (captura de tela do Walkinsense Software®)

As Figuras 74 e 75 apresentam o posicionamento dos sensores nas regiões plantares bem como suas respectivas distribuições de pressões, ao longo do tempo, durante a realização de um salto. Ressalta-se que esta configuração foi adotada para todos os ensaios desta tese. De acordo com a Figura 75, é possível notar que os sensores mais solicitados (2-1-3-4-5) durante o salto, isto é, com os maiores valores de pressão, correspondem à região do antepé.

Entretanto, vale a pena lembrar que os sensores do mediopé e do retropé podem ser mais ou menos ativados em função do tipo de salto realizado, frequência da atividade e erro humano. Como limitação, deve-se destacar a dificuldade em obter diretamente a força variando ao longo do tempo, uma vez que o valor da área efetiva do pé durante o salto é desconhecido. Isto porque os sensores de pressão não ocupam integralmente a área total das palmilhas, sendo posicionados em pontos discretos. De forma a superar esta limitação, pode-se correlacionar os sinais de pressão e aqueles de força medidos através da plataforma, de modo a encontrar a área efetiva correspondente (CAETANO et al., 2017).

Conforme mostrado na Figura 72, o calçado utilizado pelo indivíduo corresponde a um tênis (sapatilha) com sola de borracha. Deve-se salientar que o tipo de calçado pode influenciar a magnitude do impacto produzido pelos pés durante atividades rítmicas, segundo observado por Toso et al. (2016) durante o caminhar.

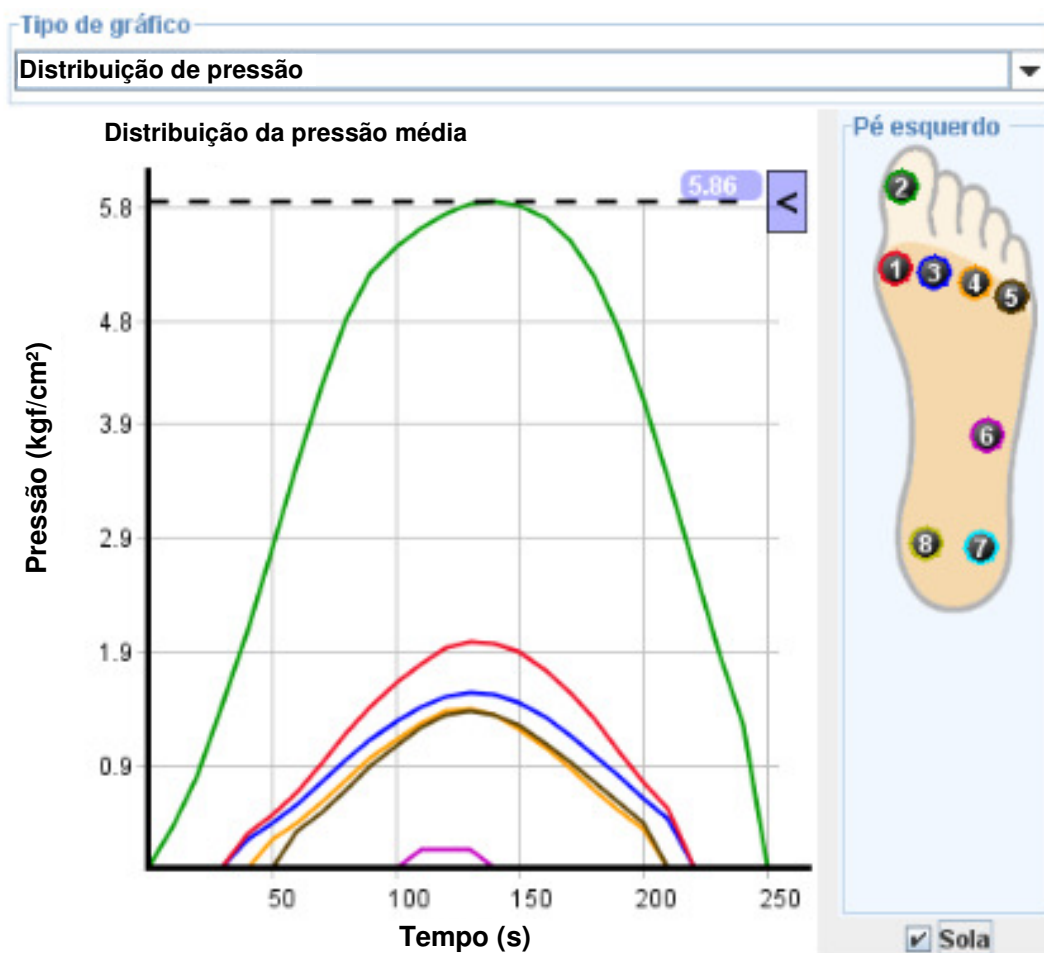


Figura 75 – Distribuição das pressões nos sensores durante um salto (captura de tela do Walkinsense Software®)

4.2 Ensaio em piso rígido

Pretende-se, neste ensaio, idealizar o ser humano como um sistema de um grau de liberdade (massa, mola e amortecedor). Portanto, seu comportamento dinâmico pode ser caracterizado através dos métodos exemplificados na seção 4.1. Vale a pena ressaltar que o piso rígido corresponde ao piso do laboratório (laje muito rígida – ver Figura 72), onde é suposto que o impacto dos saltos rítmicos não é suficiente para gerar deslocamentos dinâmicos nesta estrutura.

Este ensaio foi realizado durante o verão europeu e, em relação às suas características técnicas, o participante em questão se trata de uma pessoa do sexo masculino, com peso de 692 N e altura de 1,82 m, que foi posto a saltar, através do auxílio de um metrônomo, em quatro frequências distintas, a saber, 1,89 Hz (113 bpm), 2,00 Hz (120 bpm), 2,27 Hz (136 bpm) e 2,86 Hz (172 bpm). O peso do indivíduo foi medido através da plataforma de força citada na seção 4.1. Convém chamar a atenção do leitor que os casos extremos das frequências de 1,89 Hz (saltos lentos) e 2,86 Hz (saltos rápidos) representam igualmente os casos extremos da banda de frequência correspondente a atividade aeróbica (FAISCA, 2003).

A duração de cada ensaio foi em torno de 60 s (houve também aproximadamente 60 s de intervalo de descanso entre as frequências de ensaio), com uma taxa de amostragem de 500 Hz, para as células de carga e acelerômetro, e de 100Hz, para a palmilha instrumentada. Empregou-se um filtro passa-baixa Butterworth de quinta ordem com frequência de corte igual a 15 Hz. O número de linhas para o cálculo da transformada de Fourier (FFT) foi de 32768 com janelamento Hanning e sem superposição.

Portanto, de forma resumida, podem-se enumerar os principais objetivos deste ensaio:

- Obtenção das forças dinâmicas através da plataforma instrumentada;
- Aquisição dos sinais de aceleração no centro de gravidade do corpo;
- Obtenção dos sinais de pressão das palmilhas instrumentadas;
- Comparar os sinais normalizados referentes aos três métodos;
- Correlacionar os sinais de força e aceleração de modo a obter os parâmetros dinâmicos do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento).

Desta maneira, com base nestes sinais experimentais, a atividade humana rítmica sobre um piso rígido poderá ser caracterizada estatisticamente tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência, através do estudo do coeficiente de impacto (K_p), período da atividade (T), tempo de contato com o solo (T_c) e coeficientes dinâmicos de Fourier (DLF). O capítulo 5 descreverá a análise destes sinais.

4.3 Ensaio em piso flexível

O ensaio em pavimento flexível tem como principal objetivo compreender o problema da interação ser humano-estrutura. A denominação “flexível” quer dizer que as frequências naturais do sistema estrutural podem interagir tanto com a frequência da força externa – neste caso, a atividade rítmica humana – quanto a frequência natural do corpo humano. Conforme exemplificado no capítulo 3, diversos autores têm estudado este comportamento seja em estruturas laboratoriais, seja em estruturas reais, tais como pavimentos, passarelas e arquibancadas.

Salienta-se que este ensaio foi realizado no final do outono europeu com o mesmo indivíduo; entretanto, seu peso medido pela plataforma foi sensivelmente menor, igual a 655 N. Neste trabalho optou-se pelo estudo de uma estrutura de pequeno porte, em laboratório, de modo que pudesse representar os eventos de atividades humanas rítmicas executados sobre um pavimento, conforme apresentado na Figura 76.



Figura 76 – Laje de concreto armado apoiada sobre molas e pórtico metálico

Ressalta-se que esta estrutura já se encontrava construída no laboratório, com a finalidade de calibrar atenuadores de massa sintonizados em frequência (*tuned mass dampers*). A vantagem da escolha deste sistema estrutural reside principalmente no maior controle das condições de contorno da estrutura. O modelo estrutural possui dimensões em planta de 2,62m x 1,54 m, com uma espessura da laje de concreto armado igual a 204 mm. As imagens das vistas isométrica, superior, lateral e frontal são exibidas, respectivamente, nas Figuras 77, 78, 79 e 80. Nota-se que a laje de concreto armado está diretamente apoiada sobre molas e estas sobre um pórtico metálico. Esta estrutura está apoiada diretamente sobre o piso rígido do laboratório.

Utilizaram-se perfis metálicos laminados do tipo IPE 120 x 64 mm para compor as colunas e as vigas do pórtico. Estes perfis são constituídos por um aço com tensão de escoamento de 235 MPa (S235), módulo de elasticidade de 210 GPa, massa específica de 7850 kg/m³ e coeficiente de Poisson de 0,3. O concreto possui resistência característica à compressão de 25 MPa, módulo de elasticidade secante de 31 GPa, massa específica de 2500 kg/m³ e coeficiente de Poisson de 0,2 (EN-1991-1-1, 2002; EN 1992-1-1, 2004; EN 1993-1-1, 2005).

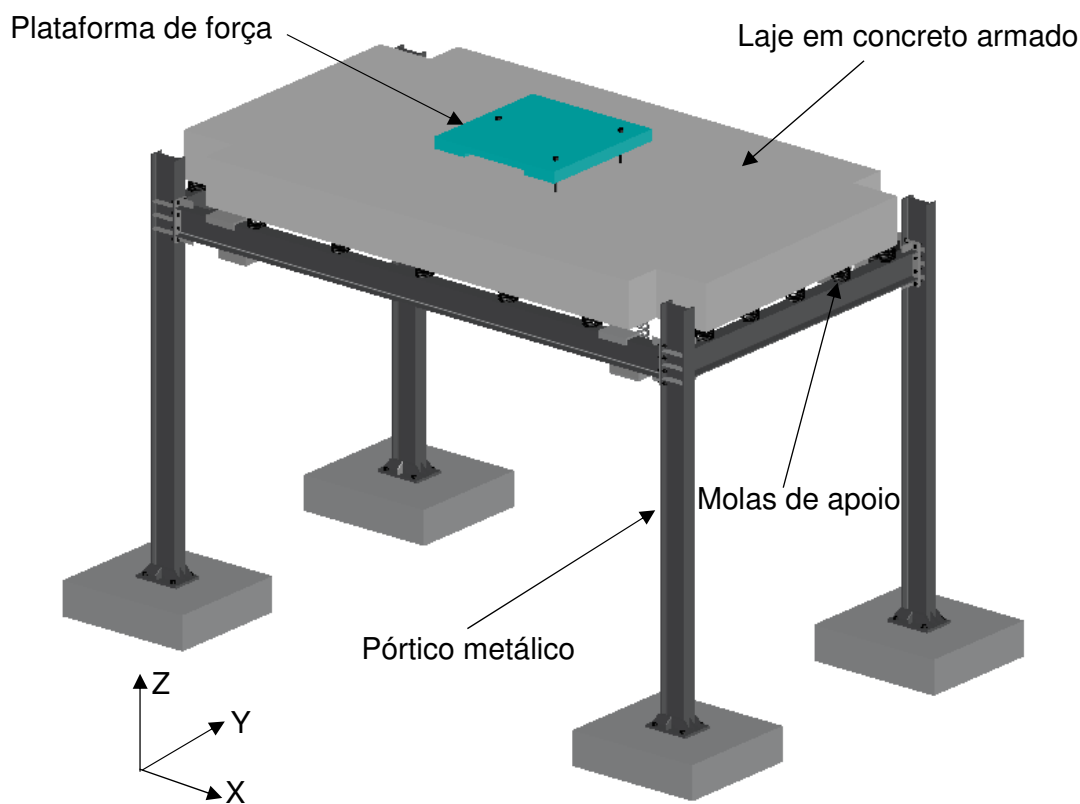


Figura 77 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista isométrica

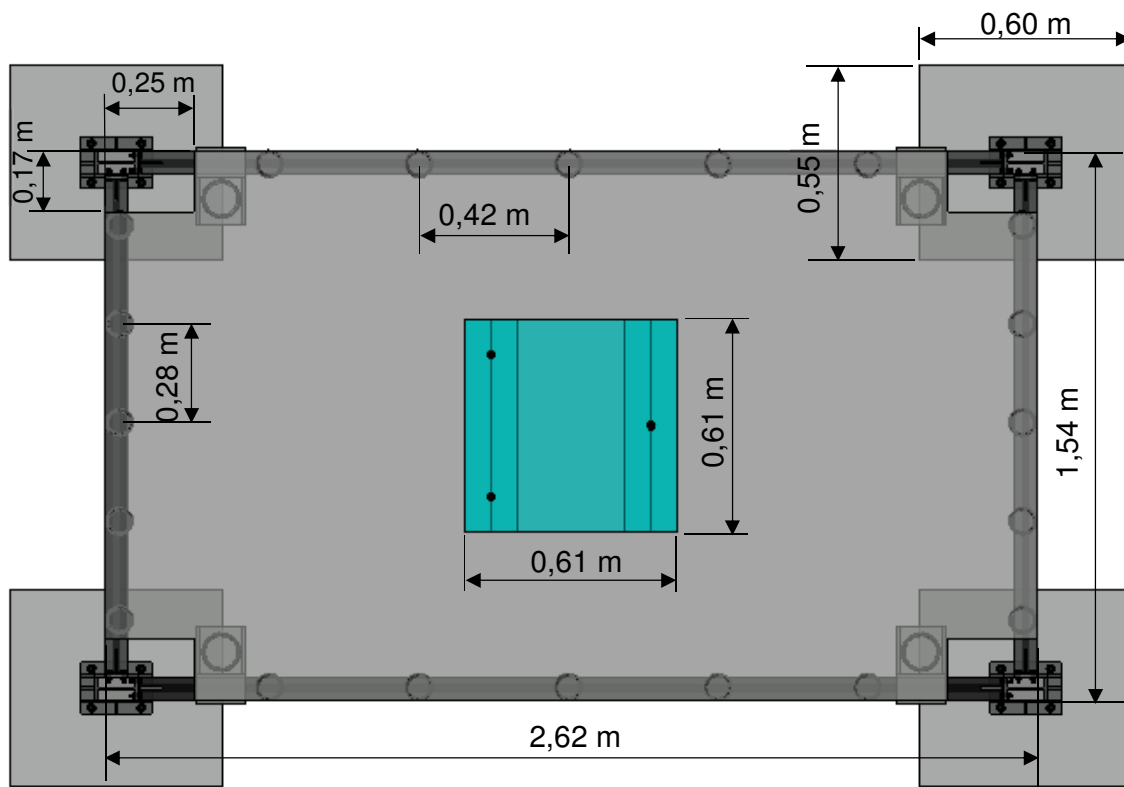


Figura 78 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista superior

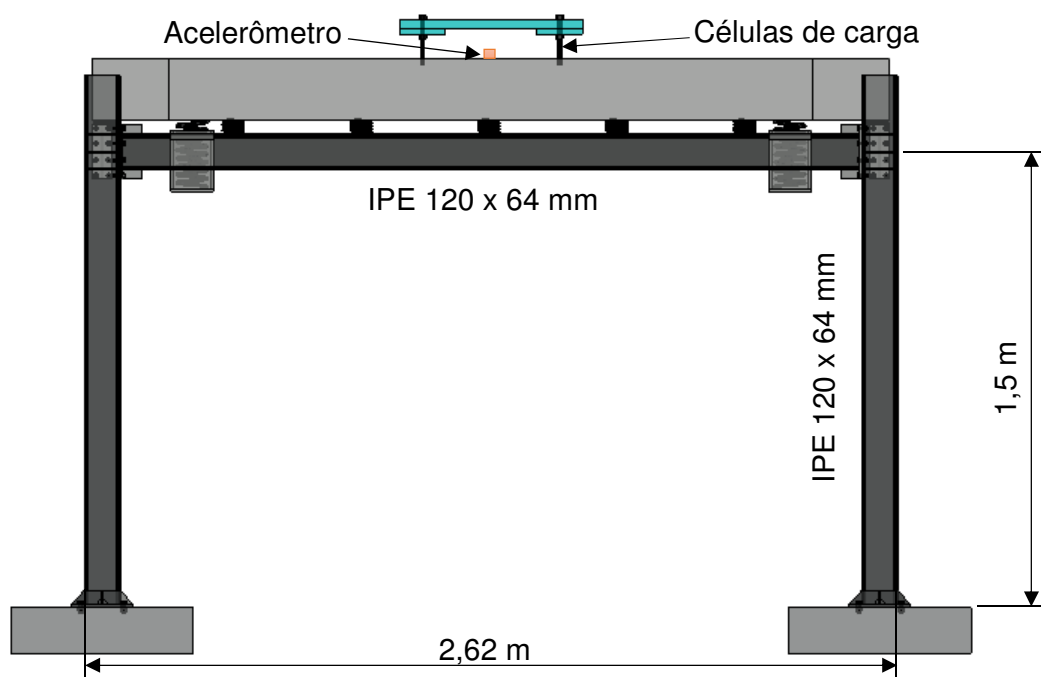


Figura 79 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista lateral

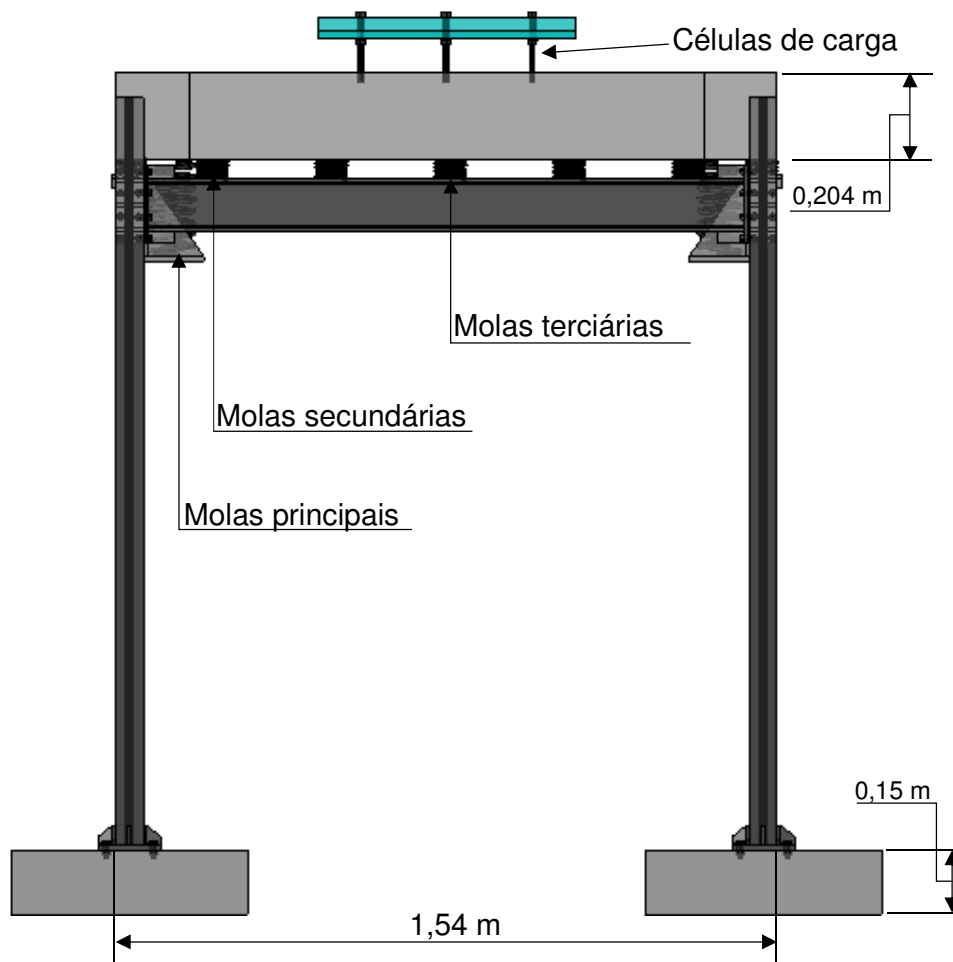


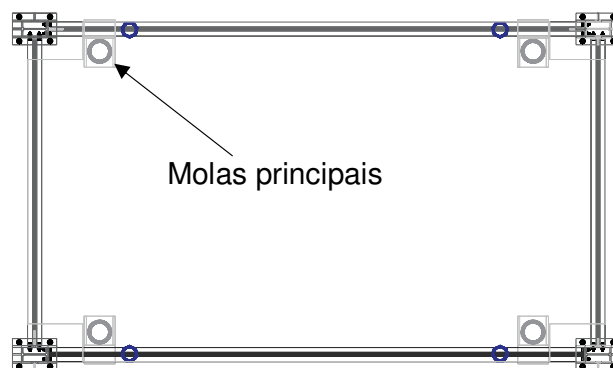
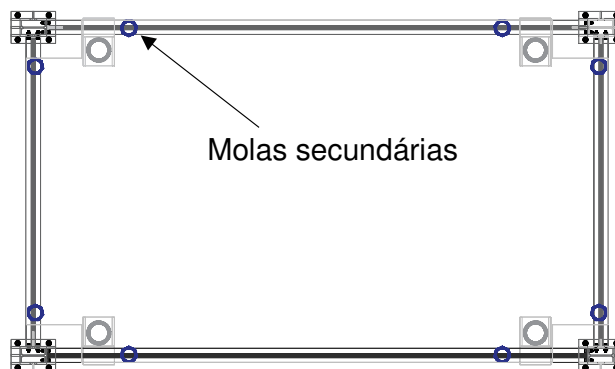
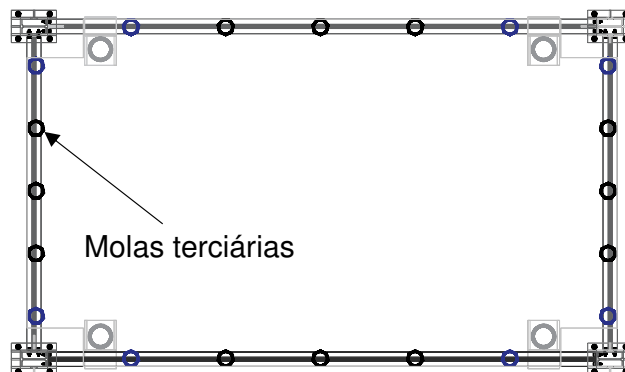
Figura 80 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista frontal

Do ponto de vista dinâmico, quando a laje está apoiada sobre molas, os seus três primeiros modos de vibração correspondem, respectivamente, aos modos vertical (1°), rotação em torno do eixo X (2°) e rotação em torno do eixo Y (3°). Dessa forma, torna-se possível controlar as frequências naturais da estrutura simplesmente adicionando ou retirando as molas de apoio. A Tabela 20 apresenta as propriedades das molas utilizadas enquanto que as Figuras 81, 82 e 83 mostram as configurações empregadas neste trabalho. Salienta-se que as molas se encontram simplesmente apoiadas no contorno (sobre o pórtico). A Figura 84 mostra o detalhe das molas.

Cabe ressaltar que o foco deste trabalho consiste na avaliação da frequência fundamental da laje, isto é, a frequência relativa ao modo de vibração na direção vertical. Para isto, a plataforma de força foi posicionada no centro da laje de maneira que o indivíduo excitasse somente o modo fundamental. Do mesmo modo, um excitador dinâmico (*shaker*), APS 400 ELECTRO-SEIS, foi conectado à laje, no centro pela face inferior, de acordo com a Figura 85.

Tabela 20 – Propriedades das molas de apoio da laje de concreto armado

Tipo de mola	Propriedades geométricas			Rigidez por mola (N/m)
	Diâmetro externo (mm)	Altura (mm)	Diâmetro da seção do arame (mm)	
Principal	120	250	20	$7,88 \times 10^4$
Secundária	70	70	10	$5,79 \times 10^4 - 5,88 \times 10^4$
Terciária	60	60	5	$3,62 \times 10^4$

Figura 81 – Posição 1 (POS. 1). Oito molas de apoio. ($f_{01}=2,59$ Hz)Figura 82 – Posição 3 (POS. 3). Doze molas de apoio ($f_{01}=3,08$ Hz)Figura 83 – Posição 9 (POS. 9). Vinte e quatro molas de apoio ($f_{01}=3,84$ Hz)

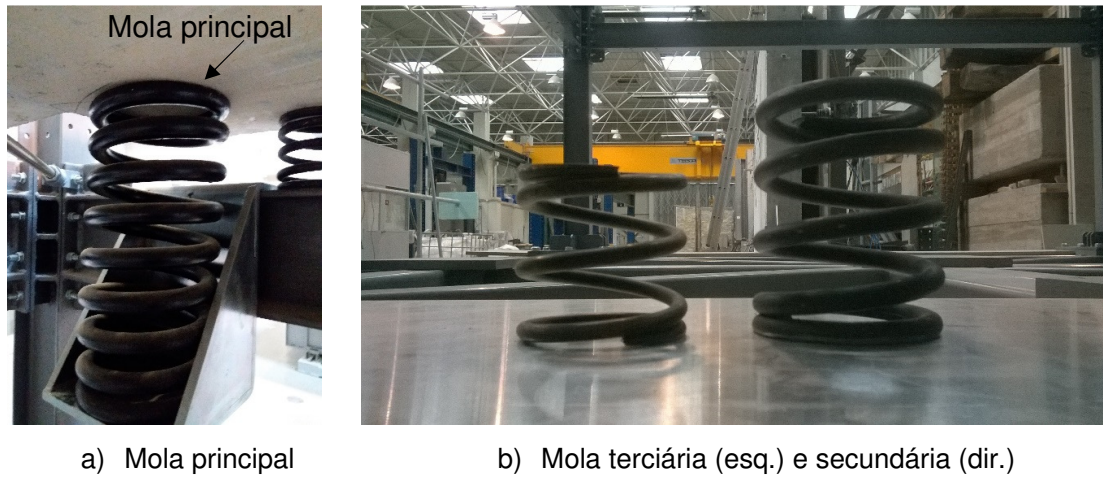


Figura 84 – Detalhe das molas de apoio da laje de concreto armado

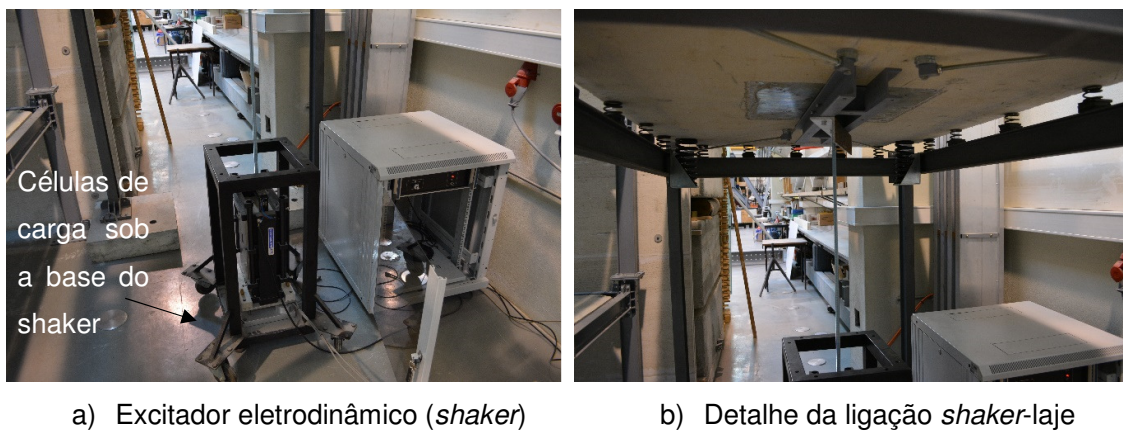


Figura 85 – Instrumentação do piso flexível

A massa da laje pode ser calculada através do volume multiplicado pela massa específica do concreto armado ($0,788\text{m}^3 \times 2500 \text{ kg/m}^3 = 1970 \text{ kg}$). Por outro lado, este valor pode ser verificado através de dois ensaios de vibração livre da estrutura. Este procedimento é útil quando não for possível medir diretamente a massa do sistema estrutural. Para isto, numa primeira etapa, necessita-se identificar a frequência fundamental da estrutura vazia, f_1 , sem a plataforma (ver Figura 86a). Em seguida, realiza-se novamente o ensaio de vibração livre, entretanto, agora com uma massa bem conhecida (M_c) sobre a laje, e identifica-se a frequência, f_2 (Figura 86b).

Neste caso, o valor total massa conhecida (M_c) sobre a estrutura foi igual a 185 kg, correspondente a 104 kg da plataforma mais a massa de um indivíduo de 81 kg (salienta-se que esta pessoa não é o participante dos ensaios de caracterização as ações humanas rítmicas e de interação ser humano-estrutura desenvolvidos neste trabalho). Desse modo, é possível conhecer a massa da estrutura (m_s) resolvendo o sistema de duas equações [equações (104) e (105)] e duas incógnitas (k_s e m_s). Logo, o valor de m_s encontrado foi igual a 1975 kg e, portanto, muito próximo do valor de 1970 kg anteriormente calculado.

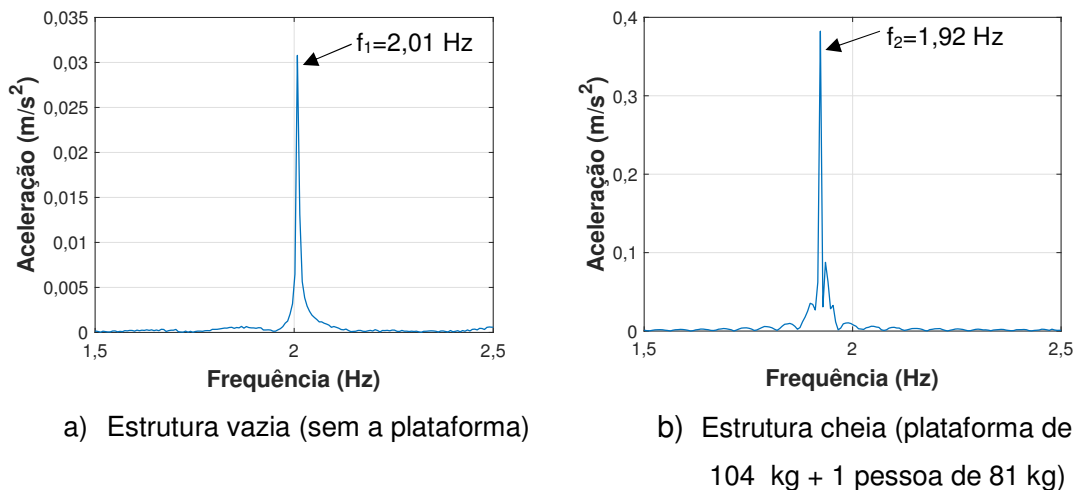


Figura 86 – Ensaio de vibração livre da laje apoiada sobre quatro molas principais

$$f_1 = \frac{\sqrt{\frac{k_s}{m_s}}}{2\pi} \quad [\text{Hz}] \quad (104)$$

$$f_2 = \frac{\sqrt{\frac{k_s}{m_s + M_c}}}{2\pi} \quad [\text{Hz}] \quad (105)$$

Antes de descrever os ensaios realizados no piso flexível, é necessário estabelecer dois conceitos distintos em relação a interação ser humano-estrutura: o primeiro conceito refere-se ao comportamento do corpo humano atuando de forma passiva sobre a laje, à semelhança de um TMD. O segundo conceito é quando o corpo humano atua de forma ativa na estrutura, através dos saltos realizados, igualmente como no ensaio em piso rígido. Neste caso, é importante perceber que no instante de tempo em contato com a laje, o ser humano comporta-se de forma dual, isto é, tanto como um TMD e carga externa. Isto será investigado no capítulo 6.

4.3.1 Interação ser humano passivo-estrutura

Segundo observado nas Figuras 81, 82 e 83, procurou-se variar a quantidade de molas de apoio a fim de se obterem três frequências fundamentais distintas, desde a condição mais flexível (POS. 1), passando pela condição intermediária (POS. 3) e obtendo a configuração mais rígida (POS. 9). Assim, é possível avaliar a interação ser humano-estrutura em três situações diferentes.

Para cada posicionamento das molas de apoio, pode-se interpretar o sistema estrutural de duas maneiras: estrutura vazia (condição inicial com a plataforma sobre a laje) e estrutura cheia. Esta última considera o ser humano em pé sobre a plataforma e laje (i) e com joelhos fletidos (ii). A Figura 87 apresenta o fluxograma deste ensaio.

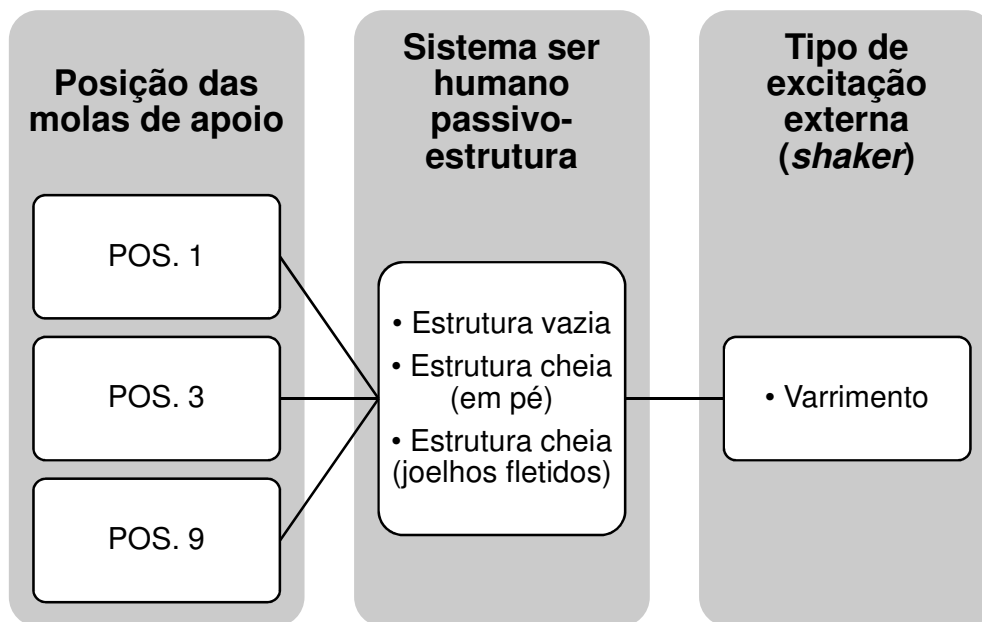


Figura 87 – Fluxograma dos ensaios em piso flexível. Sistema ser humano passivo-estrutura

A fim de obter-se a resposta dinâmica de cada situação e identificar as suas propriedades modais, a laje foi excitada através de um varrimento com largura de banda de frequência de 0 a 10 Hz. Esta técnica é conhecida na literatura inglesa como “*swept-sine* ou *periodic chirp*” e consiste em excitar a estrutura com um carregamento sinusoidal que varia rapidamente, em frequência, dentro do período de observação (CAETANO, 1992; BRANDT, 2011). Além disso, segundo Brandt (2011), este tipo de excitação oferece uma melhor relação entre o sinal/ruído em comparação com a excitação randômica. Ressalta-se que o acelerômetro foi posicionado no centro da laje. A duração dos ensaios variou entre 90 a 160 s. A Figura 88 exhibe as características do ensaio de interação ser humano passivo-estrutura.



a) Indivíduo em pé

b) Indivíduo com joelhos flexionados

Figura 88 – Ensaio de interação ser humano passivo-estrutura

Os objetivos particulares deste ensaio podem ser listados da seguinte forma:

- Avaliar a contribuição do ser humano passivo enquanto TMD a respeito da atenuação de vibrações;
- Identificar as propriedades do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento) nas três combinações diferentes de apoio (POS. 1, POS. 3 e POS. 9);
- Comparar as propriedades do corpo humano em função do seu posicionamento (em pé e com joelhos fletidos).

4.3.2 Interação ser humano ativo-estrutura

Este ensaio (realizado no final do outono europeu) é semelhante ao apresentado na seção 4.2 (ensaio em piso rígido). Portanto, o participante (neste ensaio com peso igual a 655 N) saltou em quatro frequências distintas: 1,89 Hz (113 bpm), 2,00 Hz (120 bpm), 2,27 Hz (136 bpm) e 2,86 Hz (172 bpm). A duração dos testes foi de cerca de 120 s para a frequência de 1,89 Hz e cerca de 85 s para as demais. Esta maior duração em relação aos ensaios no piso rígido (60 s) permite verificar a adaptabilidade do indivíduo ao piso flexível. Cabe ressaltar que o ensaio foi realizado com a configuração das molas somente na posição 9 (POS. 9) porque apresentou maior estabilidade para o indivíduo executar os saltos. O fluxograma deste ensaio é apresentado na Figura 89.

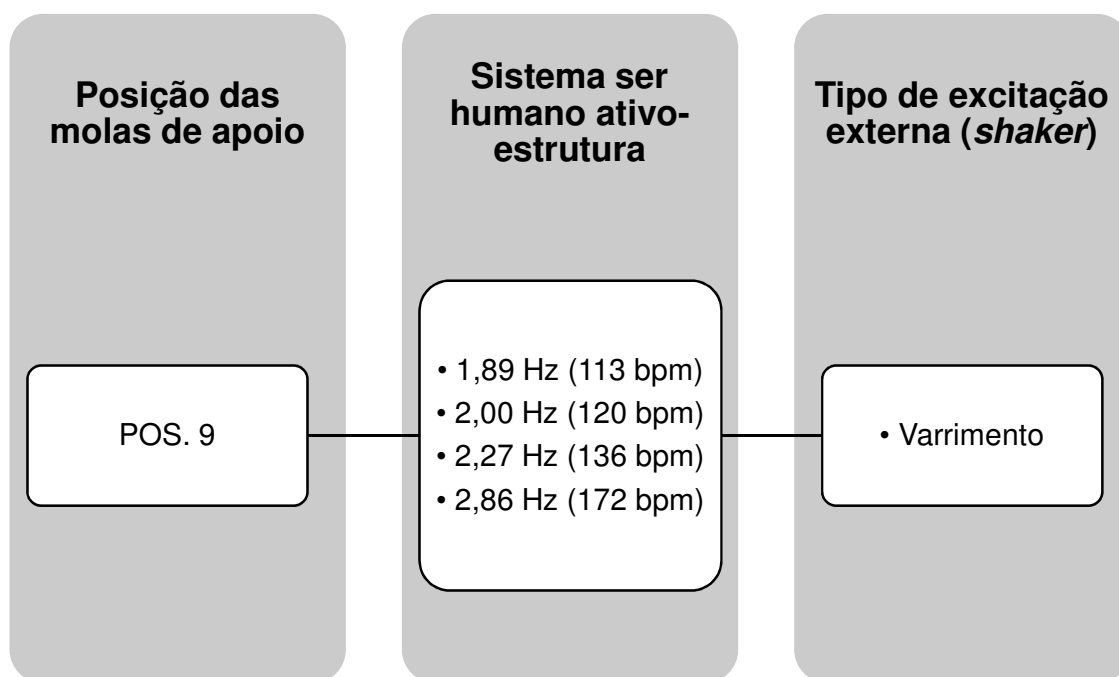


Figura 89 – Fluxograma dos ensaios em piso flexível. Sistema ser humano ativo-estrutura

Além disso, os saltos na frequência de 1,89 Hz referem-se ao caso de quase ressonância entre a frequência natural da laje na posição 9 ($f_{01}=3,84$ Hz) e o segundo harmônico da atividade ($2 \times 1,89=3,78$ Hz). Simultaneamente à realização dos saltos rítmicos, também se aplicou uma excitação externa na laje através do *shaker*

(varrimento) conforme foi igualmente empregado para a avaliação da interação ser humano passivo estrutura (ver item 4.3.1). Nota-se, na literatura (SHAHABPOOR et al., 2016; SHAHABPOOR; PAVIC; RACIC, 2016b), que este procedimento foi realizado considerando pessoas caminhando sobre uma laje montada em laboratório, conforme comentado no capítulo 3, seção 3.3. Não obstante, cabe ressaltar que a amplitude da força gerada pelo shaker (em torno de 40 N) é muito inferior às magnitudes médias dos saltos rítmicos (2030 N a 2450 N – ver Tabela 26) executados sobre o piso flexível, sendo da ordem de 1,6% a 2% destas.

Podem-se sumarizar os principais objetivos do ensaio ser humano ativo-estrutura em piso flexível:

- Obtenção das forças dinâmicas através da plataforma instrumentada;
- Aquisição dos sinais de aceleração no centro de gravidade do corpo;
- Obtenção dos sinais de pressão das palmilhas instrumentadas;
- Correlacionar os sinais de força e aceleração de modo a obter os parâmetros dinâmicos do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento);
- Avaliar a dualidade do ser humano atuando tanto como TMD e força externa durante o período de contato na estrutura;
- Comparar as diferenças obtidas entre o piso rígido e flexível.

O próximo capítulo avalia os sinais de força, aceleração e pressão tanto em relação ao piso rígido quanto ao piso flexível. Desse modo, as características da ação humana rítmica serão investigadas. Enfatiza-se que, neste capítulo, será verificada a influência da estrutura sobre o indivíduo.

5 CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL DAS AÇÕES HUMANAS

Este capítulo apresenta os resultados experimentais obtidos através dos sinais do acelerômetro acoplado ao corpo, da plataforma de força e das palmilhas instrumentadas, sobre um piso rígido e uma laje flexível. Desta maneira, tem-se a intenção de compreender a influência do sistema estrutural sobre a pessoa. A seção 5.1 apresenta a análise dos sinais no domínio do tempo, evidenciando seus aspectos qualitativos e quantitativos.

A seção 5.2 ilustra a comparação dos três métodos de aquisição com base nos seus sinais normalizados, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, de forma a tornar evidente suas diferenças. Já a seção 5.3 compara os coeficientes de Fourier normalizados com aqueles disponíveis na literatura técnica, conforme apresentado no capítulo 2.

A seção 5.4 apresenta a análise da influência do tipo de sistema estrutural nos parâmetros estudados no capítulo 2: coeficiente de impacto (K_p); período (T) ou frequência da atividade (f_p); período de contato dos pés com o solo (T_c) e a razão de contato ($\alpha = T_c/T$).

5.1 Análise dos sinais no domínio do tempo

As Figuras 90 a 93 apresentam os sinais experimentais do acelerômetro acoplado ao corpo, no domínio do tempo, durante a execução dos saltos nas frequências de 1,89 Hz (113 bpm), 2,00 Hz (120 bpm), 2,27 Hz (136 bpm) e 2,86 Hz (172 bpm), respectivamente, realizados no piso rígido. Já as Figuras 94 a 97 exibem a atividade rítmica nestas mesmas frequências, respectivamente, executada no piso flexível. Para todos estes casos, as acelerações foram integradas uma e duas vezes, via Matlab (2017) através da função “cumtrapz”, de modo a se obter as correspondentes velocidades e deslocamentos, respectivamente. Além do filtro passa-baixa de 15 Hz, aplicou-se um filtro passa-alta de 0,5 Hz a fim de remover componentes de baixa frequência. Este procedimento evita distorções na integração numérica dos sinais (BRANDT, 2011).

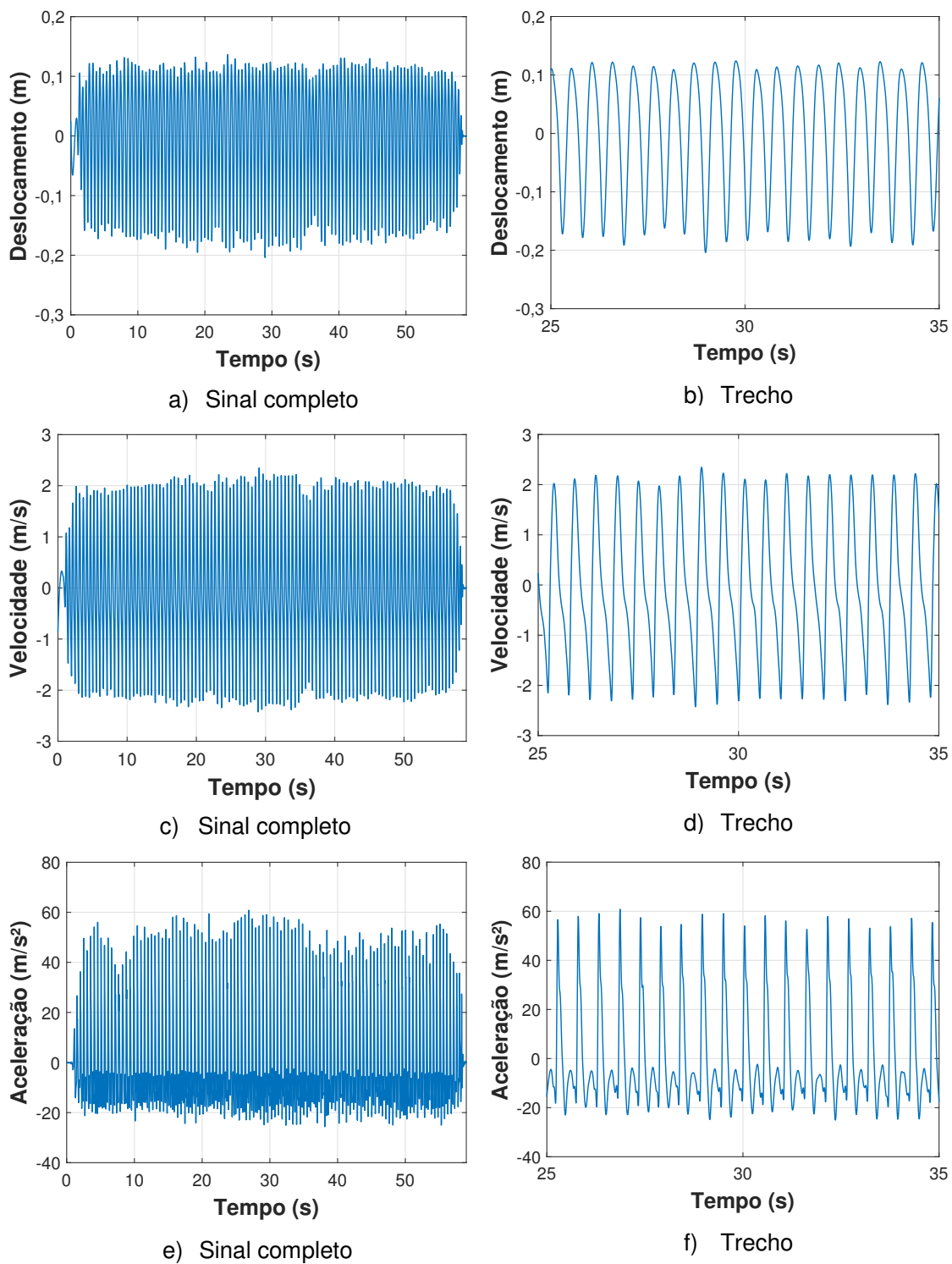


Figura 90 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 1,89 Hz

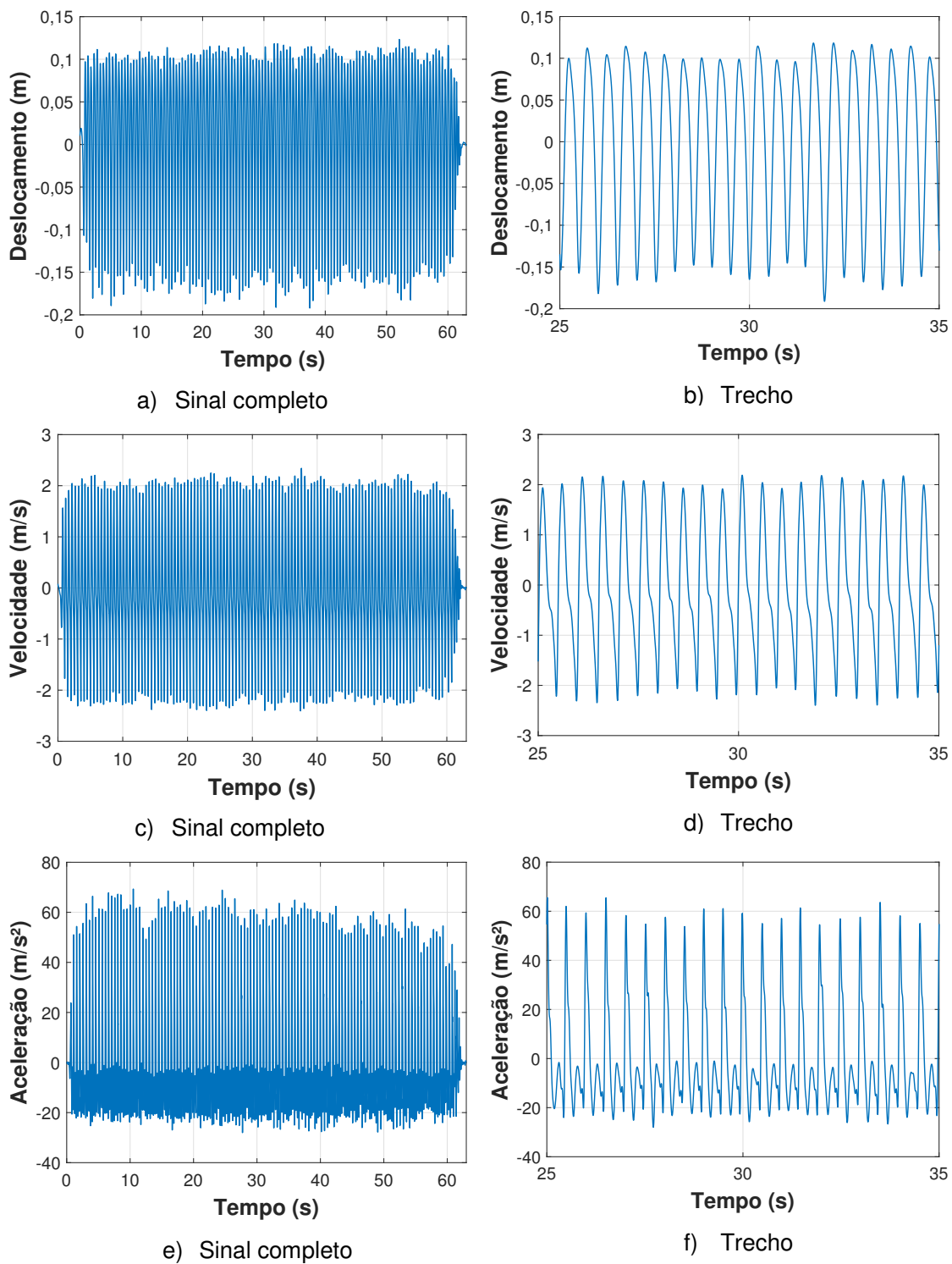


Figura 91 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,00 Hz

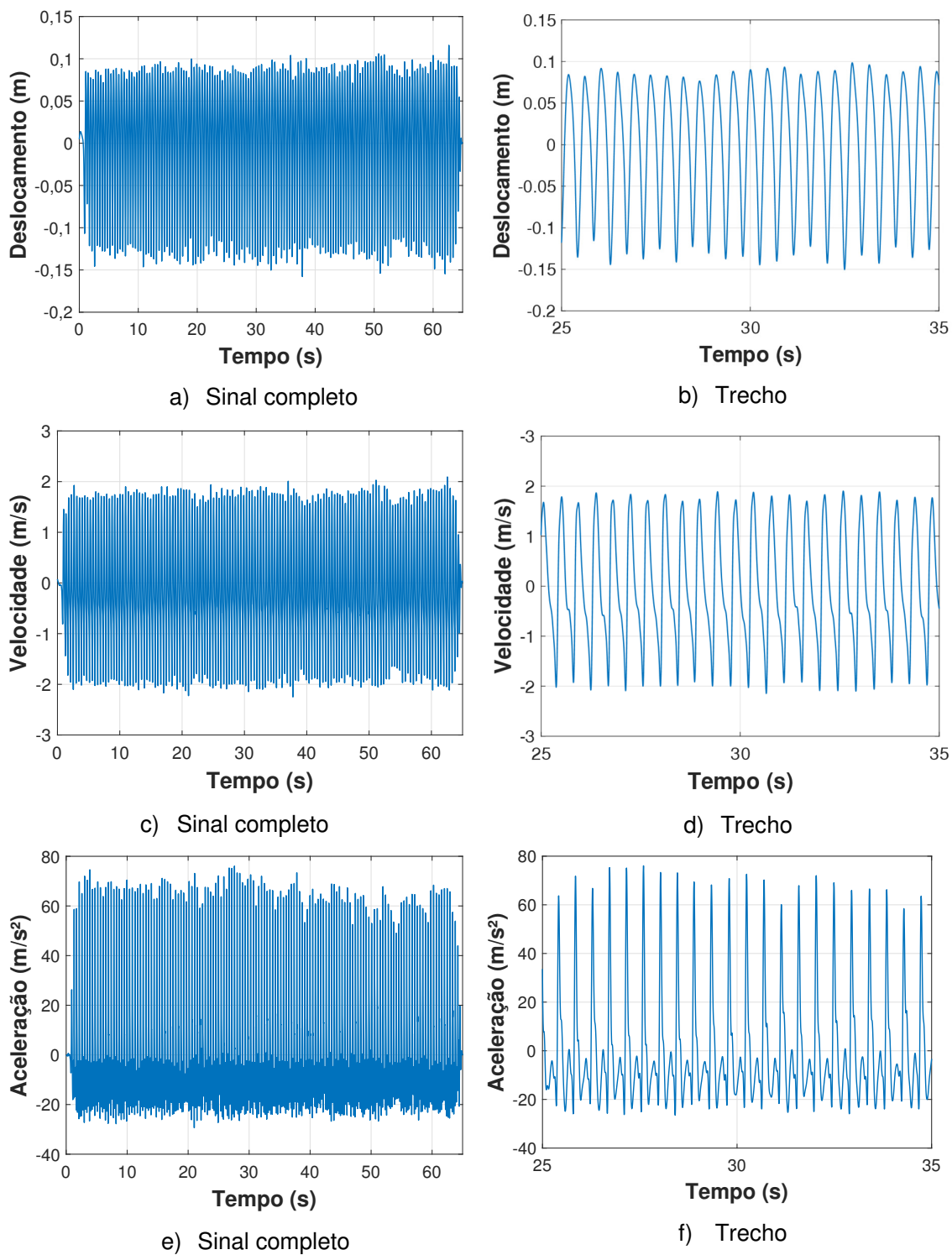


Figura 92 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,27 Hz

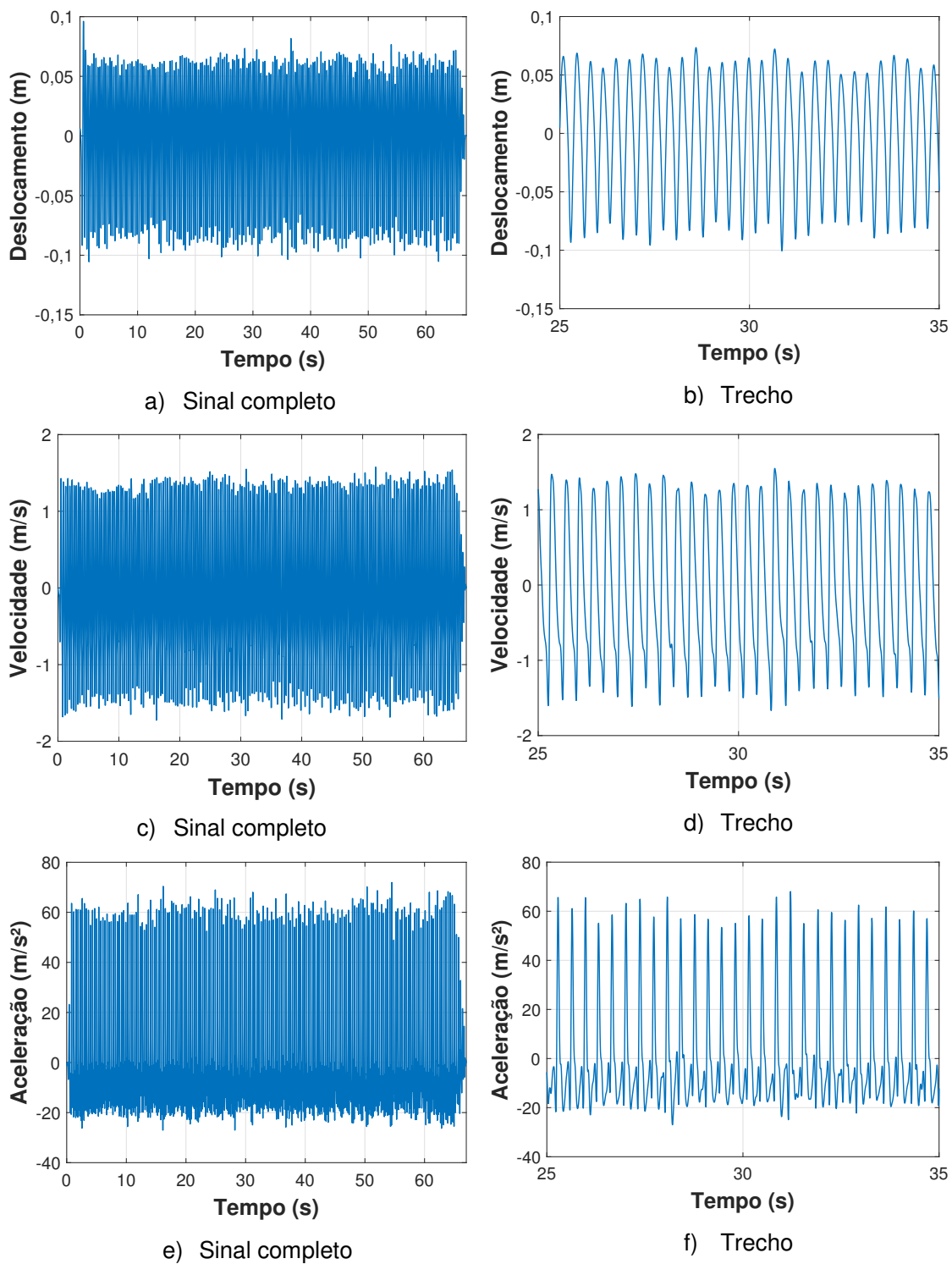


Figura 93 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,86 Hz

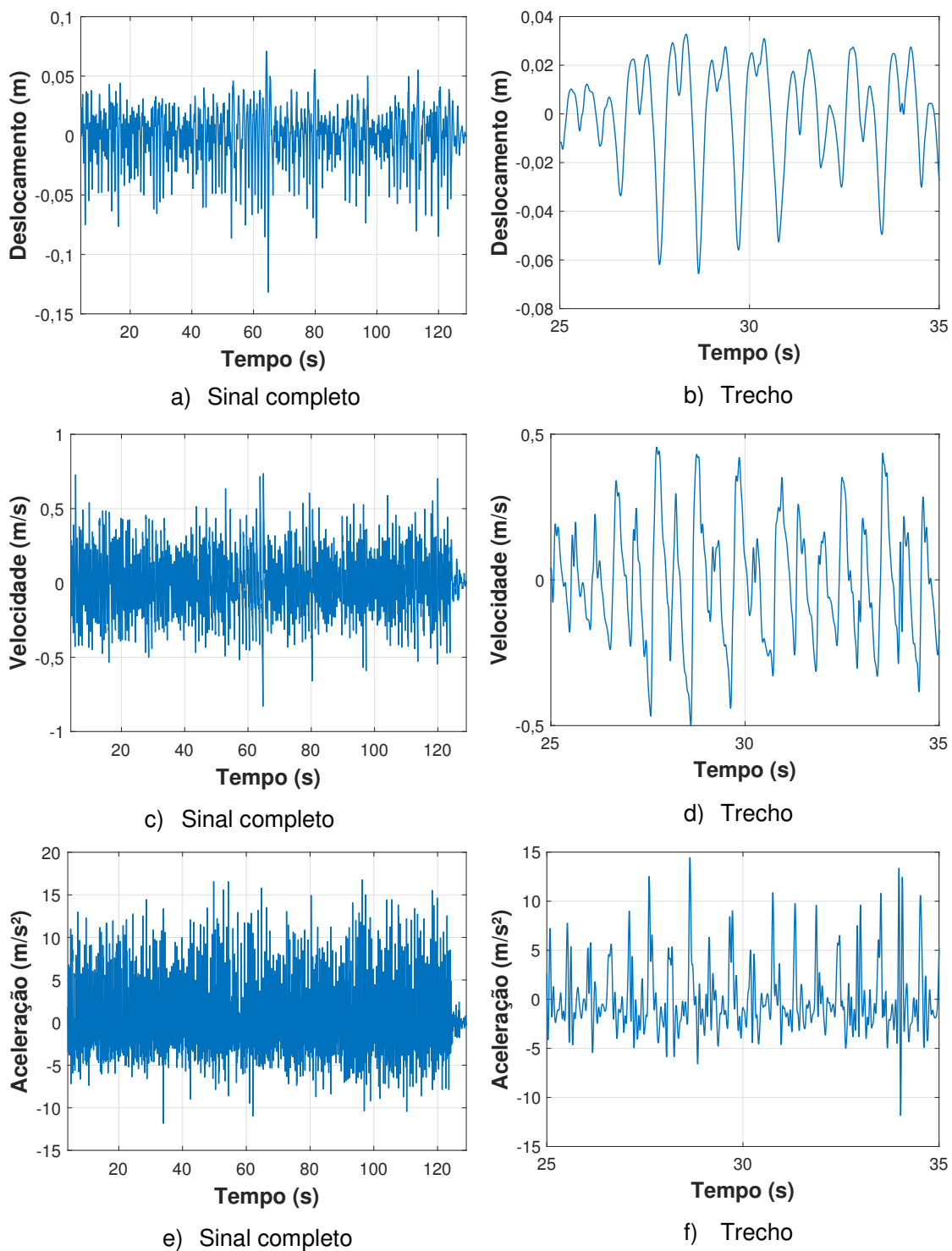


Figura 94 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 1,89 Hz

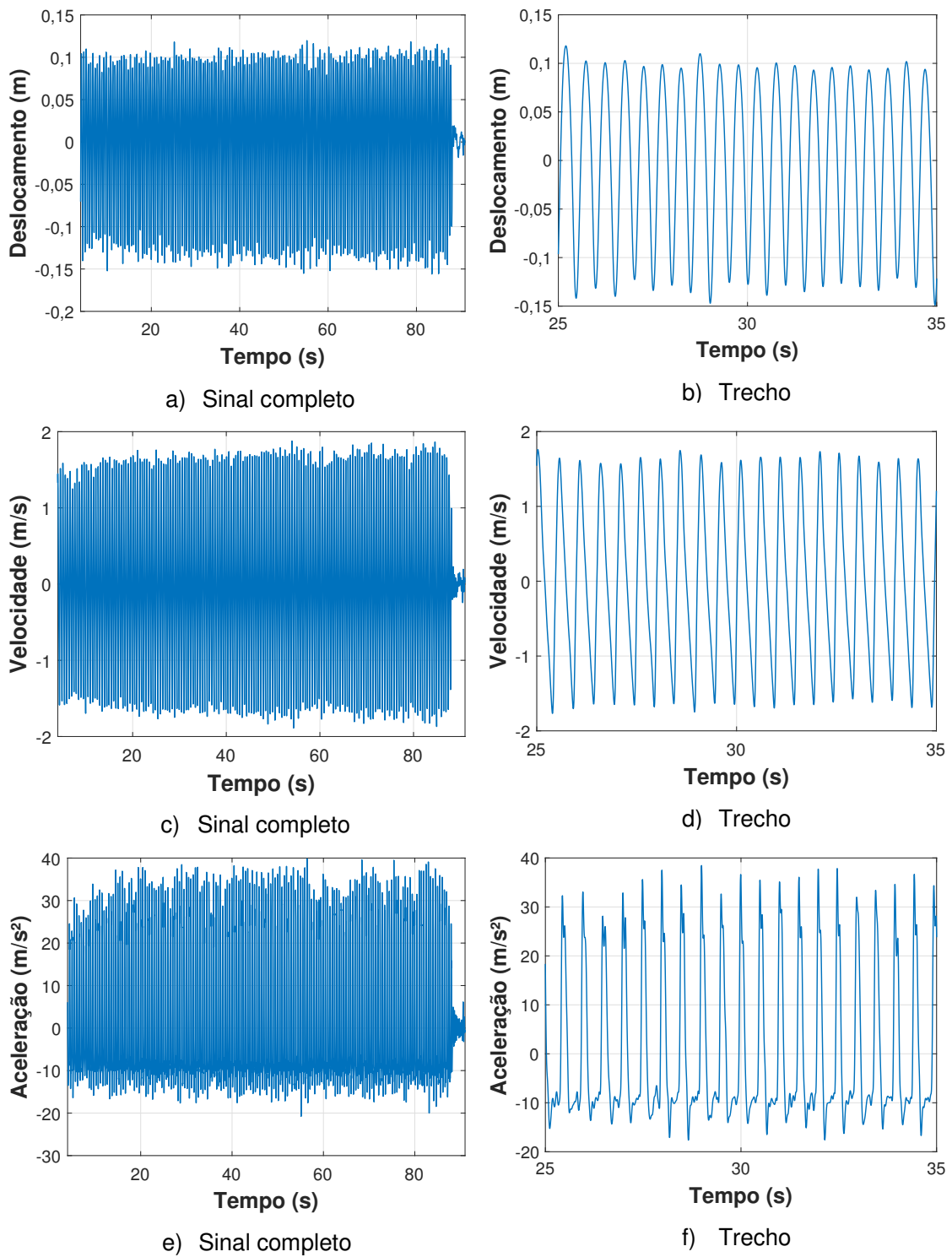


Figura 95 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,00 Hz

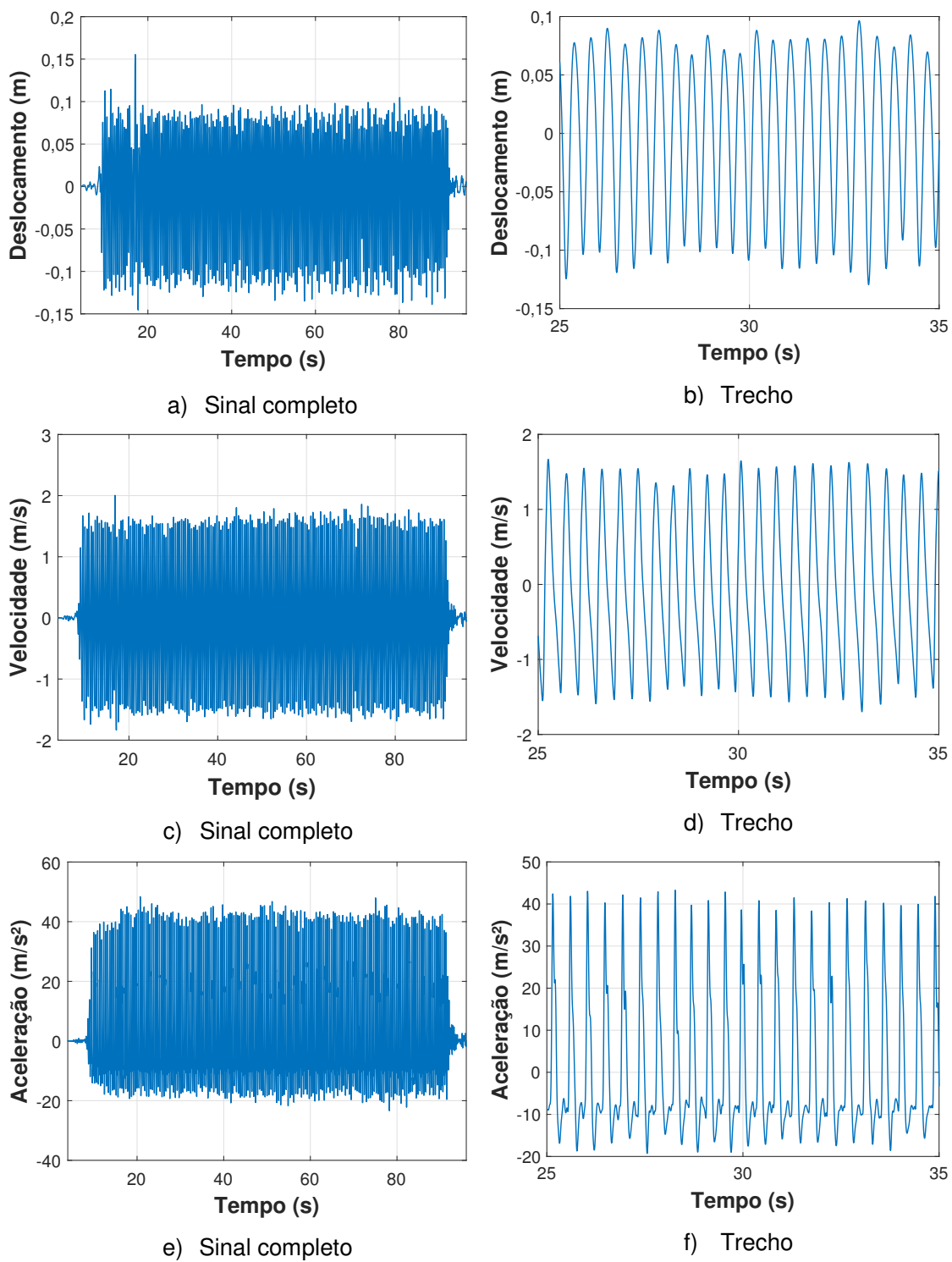


Figura 96 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,27 Hz

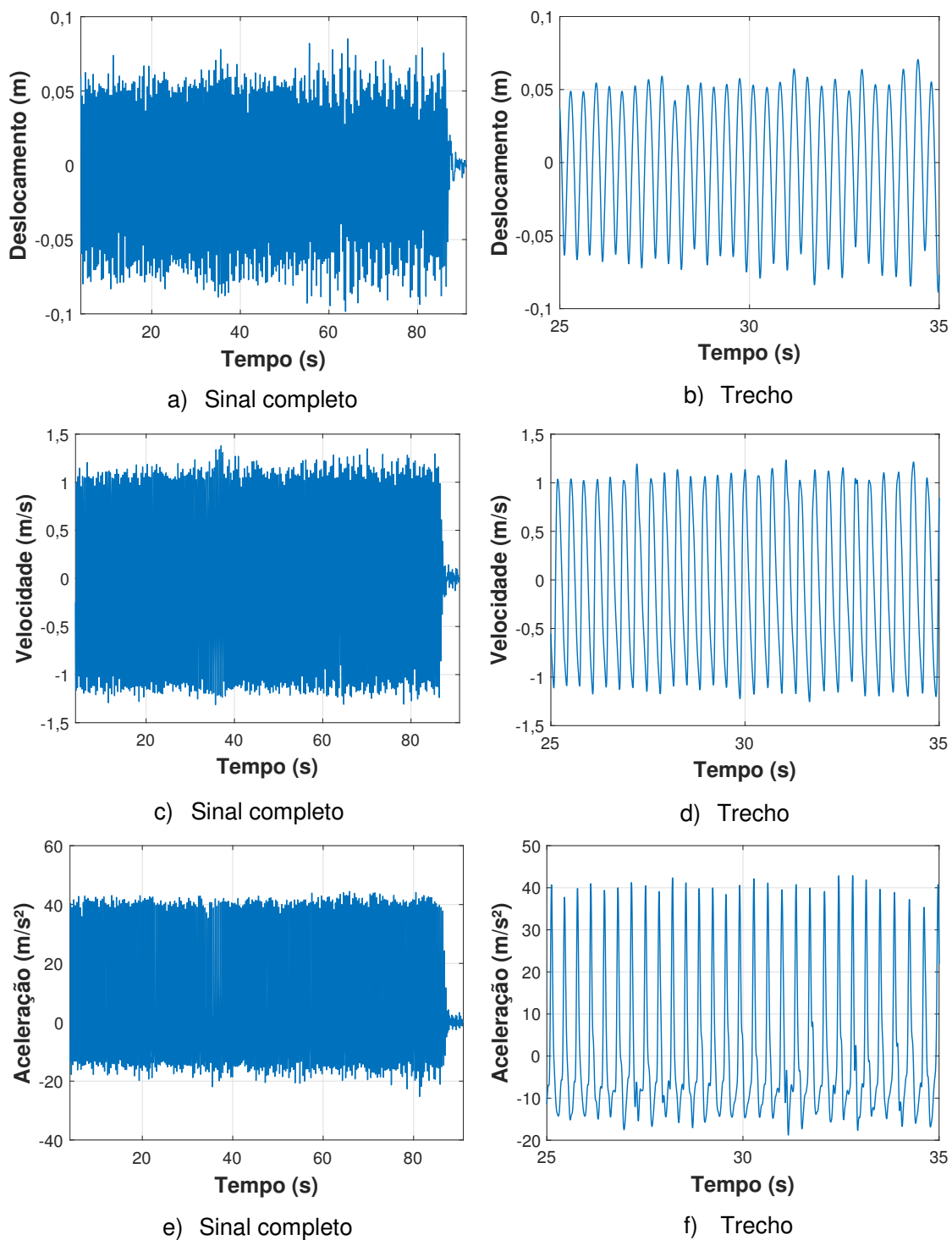


Figura 97 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,86 Hz

Tabela 21 – Deslocamentos, velocidades e acelerações da pessoa

Atividade rítmica	Piso rígido			Piso flexível		
	Acel. (m/s ²)	Vel. (m/s)	Desl. (m)	Acel. (m/s ²)	Vel. (m/s)	Desl. (m)
1,89 Hz (113bpm)	a _p =60,81 a _{rms} =19,13 a _m =50,56 ± 5,42	v _p =2,35 v _{rms} =1,24 v _m = 2,02 ± 0,12	d _p =0,137 d _{rms} =0,097 d _m = 0,115 ± 0,008	a _p =16,76 a _{rms} =3,43 a _m = 9,11 ± 2,87	v _p =0,74 v _{rms} =0,20 v _m = 0,30 ± 0,13	d _p =0,071 d _{rms} =0,024 d _m =0,021 ± 0,012
2,00 Hz (120bpm)	a _p = 69,30 a _{rms} = 21,12 a _m =58,10 ± 5,68	v _p = 2,34 v _{rms} = 1,24 v _m = 2,04 ± 0,11	d _p = 0,123 d _{rms} = 0,090 d _m = 0,105 ± 0,007	a _p =39,82 a _{rms} =15,38 a _m = 33,94 ± 3,01	v _p =1,88 v _{rms} =1,07 v _m = 1,66 ± 0,10	d _p =0,120 d _{rms} =0,082 d _m = 0,100 ± 0,008
2,27 Hz (136bpm)	a _p =76,04 a _{rms} =22,26 a _m = 65,20 ± 5,12	v _p = 2,09 v _{rms} = 1,13 v _m = 1,76 ± 0,10	d _p = 0,116 d _{rms} = 0,073 d _m = 0,088 ± 0,007	a _p =48,38 a _{rms} =16,55 a _m = 41,52 ± 2,29	v _p =2,00 v _{rms} =0,98 v _m = 1,57 ± 0,11	d _p =0,114 d _{rms} =0,067 d _m = 0,080 ± 0,012
2,86 Hz (172bpm)	a _p =71,90 a _{rms} =21,84 a _m = 60,44 ± 4,08	v _p =1,58 v _{rms} =0,93 v _m = 1,35 ± 0,08	d _p =0,096 d _{rms} =0,049 d _m = 0,061 ± 0,006	a _p =44,46 a _{rms} =16,27 a _m = 40,89 ± 1,47	v _p =1,38 v _{rms} =0,79 v _m = 1,11 ± 0,08	d _p =0,085 d _{rms} =0,043 d _m = 0,054 ± 0,009

Notas: a_p, v_p, e d_p referem-se aos valores máximos (positivos) dos sinais de aceleração, velocidade e deslocamento, respectivamente.

a_m, v_m, e d_m referem-se aos valores médios dos máximos (positivos) dos sinais de aceleração, velocidade e deslocamento, respectivamente, seguidos de seus respectivos desvios-padrão.

A Tabela 21 apresenta os valores das acelerações de pico (a_p), r.m.s (a_{rms}) e da média dos picos positivos (a_m) para todos os casos. Os valores r.m.s se referem ao sinal completo. É importante lembrar que a aceleração de pico (valor máximo positivo) corresponde ao momento em que os pés da pessoa estão em contato com a estrutura. Confrontando-se as Figuras 90 a 93 (saltos em piso rígido) e as Figuras 94 a 97 (saltos em piso flexível) com a Tabela 21, nota-se que as acelerações de pico, r.m.s e média no piso rígido, com valores na faixa de 61–76 m/s², 19–22 m/s² e 50,56–65,25 m/s², respectivamente; são superiores àquelas em piso flexível (a_p=17–48 m/s²; a_{rms}=3,4–16,5 m/s² e a_m=9,11–41,52 m/s²).

Isto é especialmente observado no caso de saltos na frequência de 1,89 Hz [quase-ressonância da estrutura (f=3,84 Hz) com o segundo harmônico da atividade], havendo uma redução de cerca de 72%, 82% e 82% das acelerações de pico, r.m.s e

média, respectivamente, do piso rígido para o flexível. Comparando-se as Figuras 90 e 94, é notável a perturbação dos sinais de aceleração, velocidade e deslocamento na situação de quase-ressonância (Figura 94). Em relação às demais frequências, ainda que as acelerações do piso flexível sejam da ordem de 36% a 43%, de 25% a 27% e de 32% a 42% (aceleração de pico, r.m.s e média, respectivamente) menores em comparação com o piso rígido, a forma destes sinais são semelhantes (comparar as Figuras 91 a 93 e 95 a 97).

No que diz respeito aos valores de velocidade, estes se encontram na faixa de 1,6–2,4 m/s (v_p), 0,9–1,2 m/s (v_{rms}) e 1,35–2,04 m/s (v_m) para o piso rígido; e de 0,7–2,0 m/s (v_p), 0,2–1,1 m/s (v_{rms}) e 0,30–1,66 m/s (v_m) para o piso flexível. Já com relação aos deslocamentos, os valores situam-se entre 10–14 cm (d_p), 5–10 cm (d_{rms}) e 6–11 cm (d_m) para o piso rígido; e entre 7–10 cm (d_p), 2–8 cm (d_{rms}) e 2–10 cm (d_m) para o piso flexível. Destaca-se que o valor máximo positivo dos deslocamentos corresponde ao momento em que o indivíduo se encontra no ar (altura do salto).

Ressalta-se que a ordem de grandeza dos deslocamentos encontrados está em consonância com a literatura. O estudo realizado por McDonald (2015) caracterizou o movimento do centro de gravidade do corpo de 8 pessoas – saltando nas frequências de 1, 2 e 3 Hz – através de câmeras de vídeo (ver Figura 11, capítulo 1) onde foram obtidos deslocamentos extremos e médios na faixa de 1,0–18,8 cm e de 4–13 cm, respectivamente. Além disso, esta comparação mostra que há consistência quanto ao processo de integração numérica dos sinais experimentais de aceleração do corpo.

É interessante observar a redução na amplitude do salto quando o indivíduo está no piso flexível na frequência de 1,89 Hz (ver Tabela 21) em comparação com o piso rígido, mostrando a natural dificuldade na execução dos saltos em situação de quase-ressonância. Outro aspecto curioso observado está na relação entre a altura dos saltos e a frequência da atividade. Percebe-se através da Tabela 21 que os deslocamentos do centro de gravidade do corpo diminuem com o aumento da frequência da atividade (exceto para o caso de quase-ressonância na frequência de 1,89 Hz). Isto indica que o indivíduo tende a reduzir o deslocamento do corpo para acompanhar o ritmo mais rápido do metrônomo. Esta relação também foi observada no trabalho de McDonald (2015). Cabe ressaltar que os valores de acelerações, velocidades e deslocamentos do piso flexível são apresentados e discutidos no Capítulo 6 (seção 6.2) bem como é apresentada a análise do conforto humano.

As Figuras 98 a 101 mostram os sinais de força dos saltos medidos através da plataforma apoiada sobre as células de carga para o piso rígido enquanto que as Figuras 102 a 105 apresentam estes sinais considerando a atividade rítmica sobre o piso flexível. Portanto, seguindo a linha de raciocínio apresentada para a análise das acelerações, avaliam-se os valores de força gerados nas quatro frequências de estudo. Entretanto, salienta-se que, por ora, estes sinais são avaliados em termos de valores de pico e r.m.s, enquanto que os valores médios são discutidos na seção 5.4, com base no coeficiente de impacto (K_p).

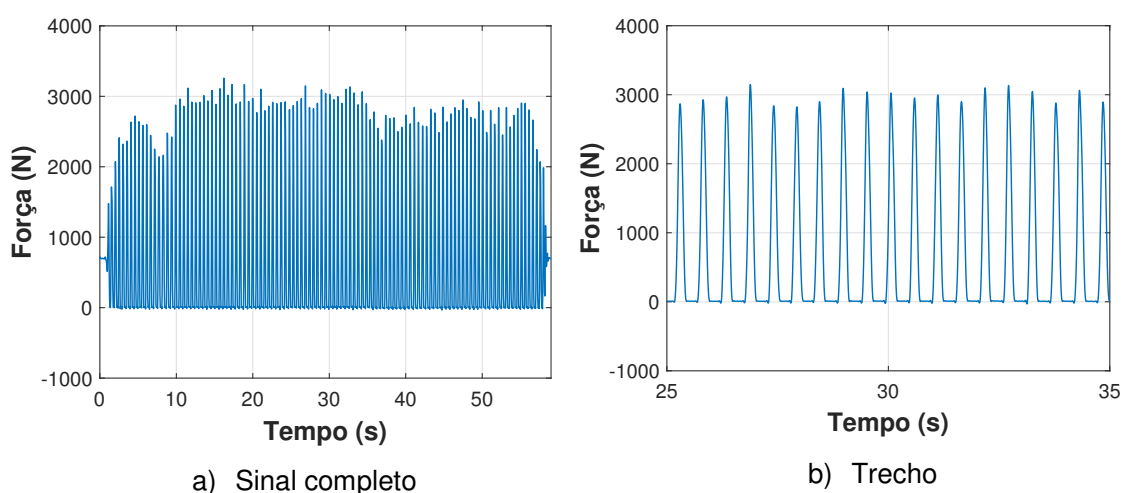


Figura 98 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 1,89 Hz

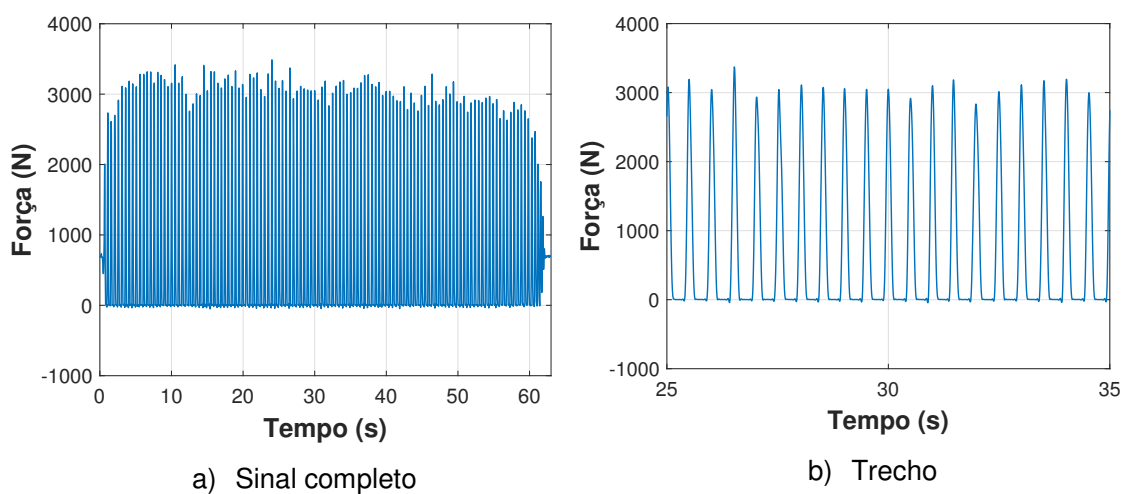


Figura 99 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,00 Hz

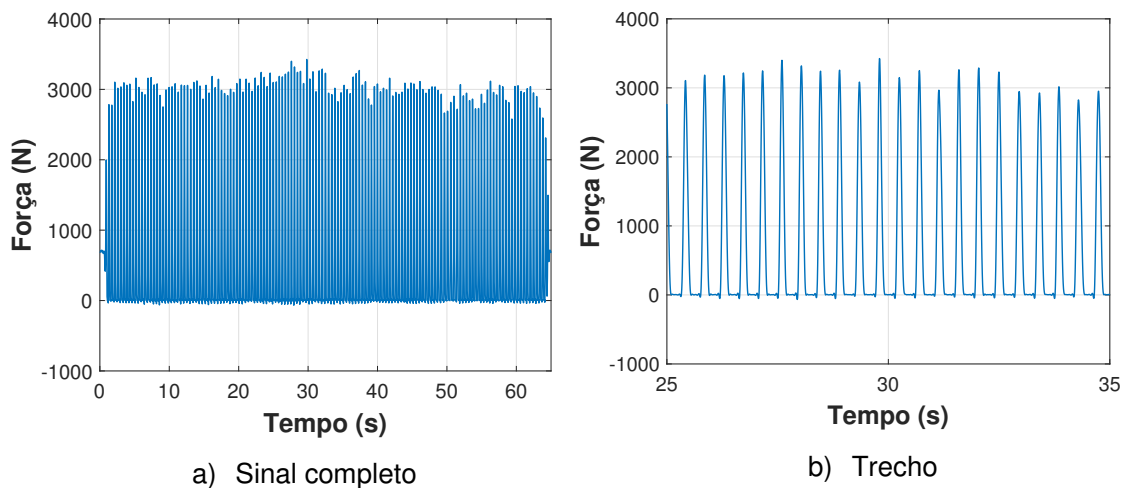


Figura 100 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,27 Hz

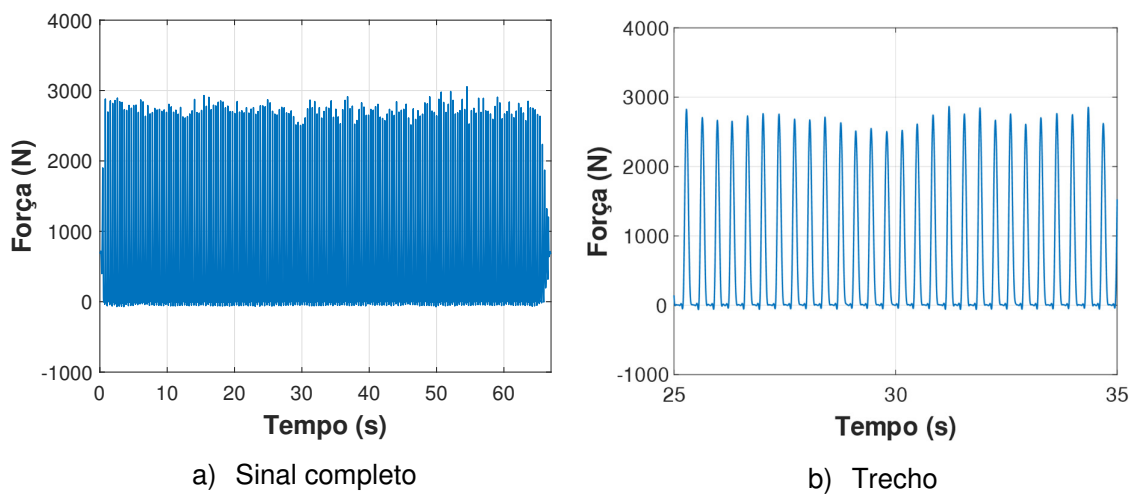


Figura 101 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,86 Hz

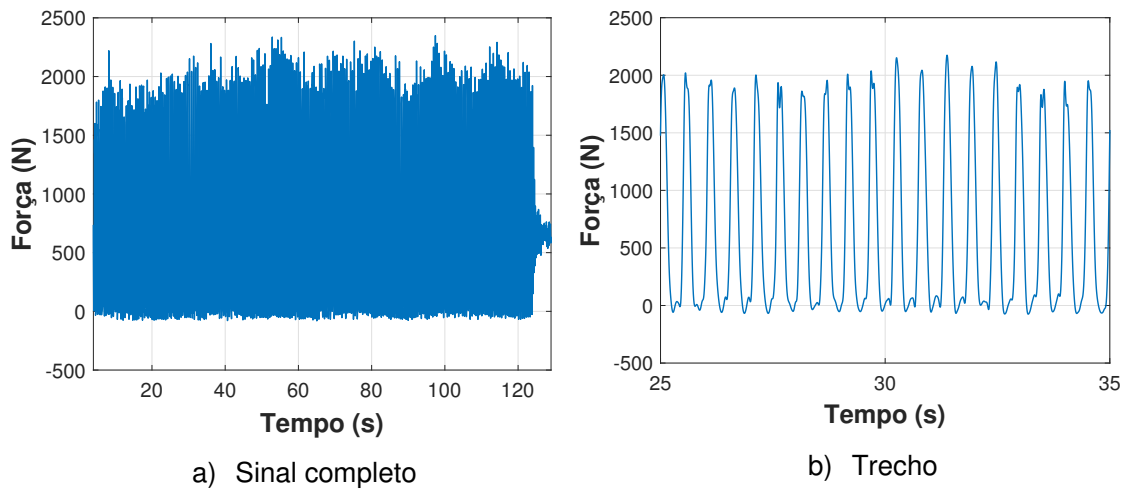


Figura 102 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 1,89 Hz

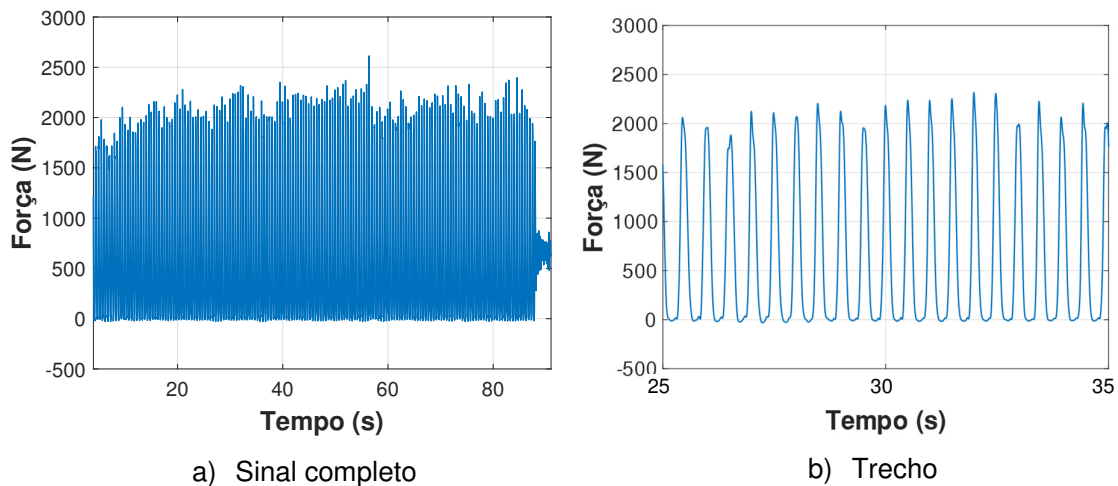


Figura 103 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,00 Hz

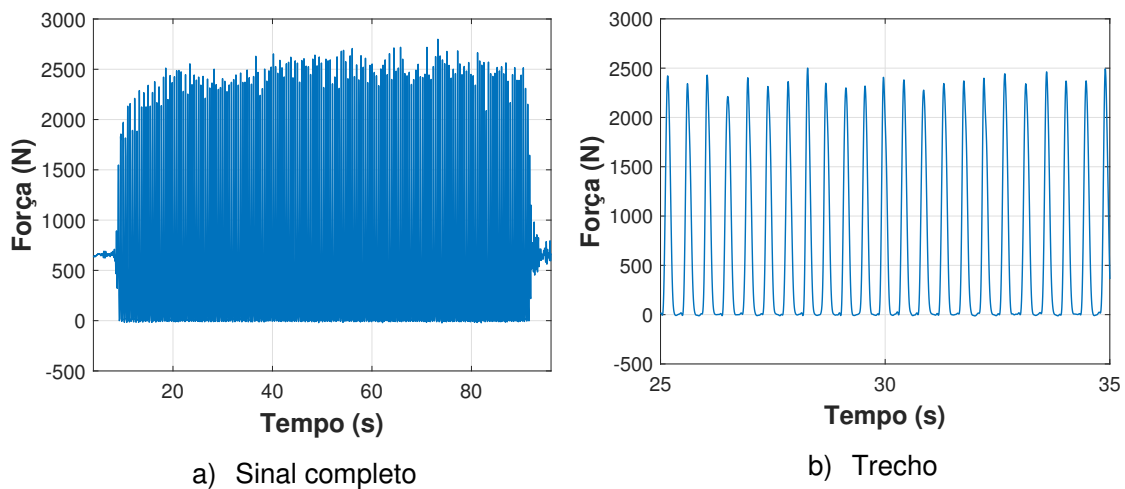


Figura 104 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,27 Hz

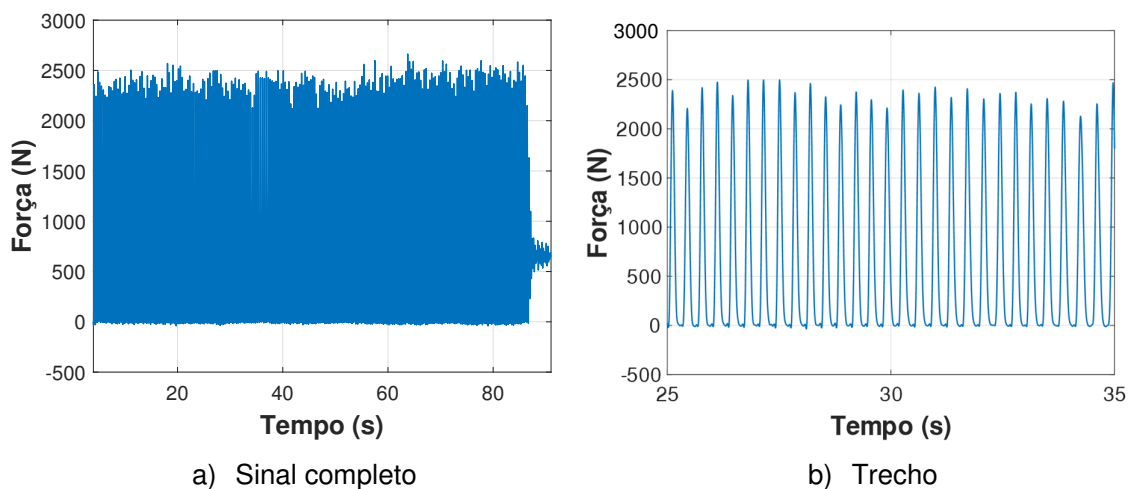


Figura 105 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,86 Hz

Tabela 22 – Força dura gerada pela pessoa. Plataforma de força

Atividade rítmica	Piso rígido	Piso flexível	Redução (%) [(rígido-flexível)/rígido]
	Força (N)	Força (N)	
1,89 Hz (113bpm)	$F_p=3258$	$F_p=2348$	28%
	$F_{rms}=1174$	$F_{rms}=1011$	14%
2,00 Hz (120bpm)	$F_p=3487$	$F_p=2613$	25%
	$F_{rms}=1207$	$F_{rms}=1023$	15%
2,27 Hz (136bpm)	$F_p=3425$	$F_p=2798$	18%
	$F_{rms}=1231$	$F_{rms}=1082$	12%
2,86 Hz (172bpm)	$F_p=3055$	$F_p=2664$	13%
	$F_{rms}=1180$	$F_{rms}=1064$	10%

De posse das Figuras 98 a 101 (piso rígido), das Figuras 102 a 105 (piso flexível) e observando-se a Tabela 22, percebe-se que, de modo geral, há uma redução nas forças geradas pelo indivíduo – em comparação com o piso rígido – quando ele se encontra no piso flexível. Os valores de pico (F_p) e r.m.s (F_{rms}) situam-se na faixa de 3,05kN–3,49kN e de 1,17kN–1,23kN para o piso rígido, respectivamente; enquanto que se encontram entre 2,35kN–2,80kN e 1,01kN–1,08kN para o piso flexível, respectivamente.

Em relação aos valores de pico (F_p), a redução foi maior para as frequências de 1,89 Hz e 2,00 Hz (28% e 25%, respectivamente), as quais possuem o 2º harmônico próximo à frequência fundamental da estrutura ($f=3,84$ Hz). Já para frequências fora de ressonância (2,27 Hz e 2,86 Hz), as reduções foram de 18% e 13%, respectivamente. No que diz respeito aos valores r.m.s das quatro frequências analisadas, tais reduções variaram na faixa de 10% a 15%.

As Figuras 106 a 109 (piso rígido) e as Figuras 110 a 113 (piso flexível) mostram as pressões obtidas (N/cm²) – através das palmilhas instrumentadas – no pé esquerdo (a; b), pé direito (c; d) e a soma dos sinais dos dois pés (e; f) para os saltos nas frequências de 1,89 Hz; 2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz, respectivamente. Nota-se que, abaixo de cada figura, há um desenho esquemático da vista da sola dos pés esquerdo e direito bem como a numeração e localização dos sensores de pressão. A Tabela 23 exhibe os valores de pressão (pico e r.m.s) para cada pé e para o sinal total (soma de ambos os pés).

Num primeiro momento, antes de avaliar-se quantitativamente estes resultados, é interessante compreendê-los qualitativamente através das figuras mencionadas considerando o aspecto motor dos saltos. Conforme as Figuras 106 a 109 (piso rígido), é possível notar a diferença na amplitude e no tempo de ativação dos sensores de pressão de ambos os pés. Observa-se que os sensores (2-1-3-4-5) posicionados na região do antepé são os mais solicitados, principalmente o sensor (2) do hálux (dedão), para os dois pés e todas as frequências de estudo.

Comparando-se o pé o esquerdo (a; b) com o pé direito (c; d) – para as quatro frequências – nota-se que este último tende a apresentar uma maior ativação do sensor (4), situado no antepé; assim como os sensores do mediopé (6) e retropé – calcanhar (7-8). É interessante observar a variação na forma do pulso de cada sensor, sendo que o pé esquerdo apresenta pulsos mais simétricos enquanto o pé direito exibe uma tendência de assimetria. Repara-se também que o sensor (4) do pé direito não desativa totalmente para as frequências mais rápidas (2,27 Hz e 2,86 Hz).

Somando-se individualmente os sensores de cada pé, obtém-se o sinal “global” referente aos pés esquerdo e direito [ver Figuras 106(e; f) a 109(e; f)]. Pode-se notar que o pé direito é mais solicitado que o esquerdo, mostrando que a execução dos saltos ocorre de maneira diferente para cada pé. Finalmente, a soma completa dos sinais dos dois pés é obtida de modo a resultar num único sinal representativo da ação rítmica. Vale a pena ressaltar que o valor de pico de cada sensor pode ocorrer em instantes de tempo diferentes. Esta natural defasagem faz com que o valor final de cada pico (pressão resultante) seja menor do que se estivessem no mesmo instante de tempo.

Conceitualmente, é importante deixar claro que os sinais de pressão referentes aos sensores de cada pé (2-1-3-4-5-6-7-8) podem ser diretamente somados porque estes possuem a mesma área, igual a 200 mm², conforme descrito na seção 4.1. Caso contrário, estes sinais deveriam ser transformados em força antes de realizar a soma. Cabe salientar, ainda, que a pressão total dos dois pés se trata de uma simplificação, uma vez que os oito os sensores de pressão não ocupam integralmente área total das palmilhas, sendo posicionados em pontos discretos. Não obstante, o posicionamento dos sensores sobre cada palmilha foi convenientemente escolhido de forma a se situarem nas zonas em que a espessura do tecido plantar é menor e, conseqüentemente, onde ocorrem pressões mais elevadas (TÁBUAS, 2012).

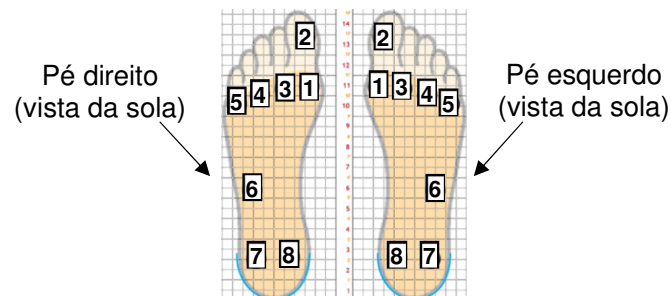
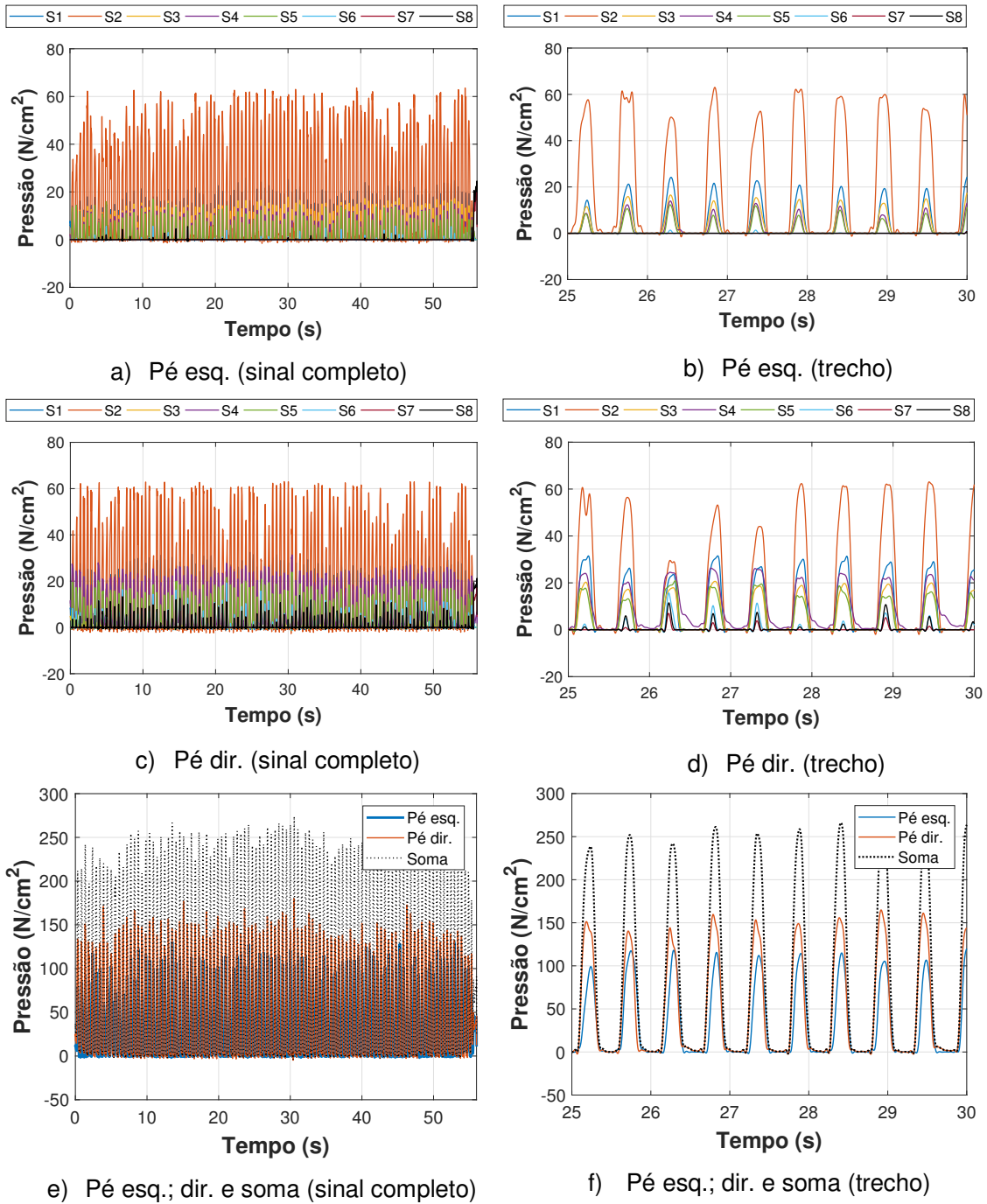


Figura 106 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 1,89 Hz

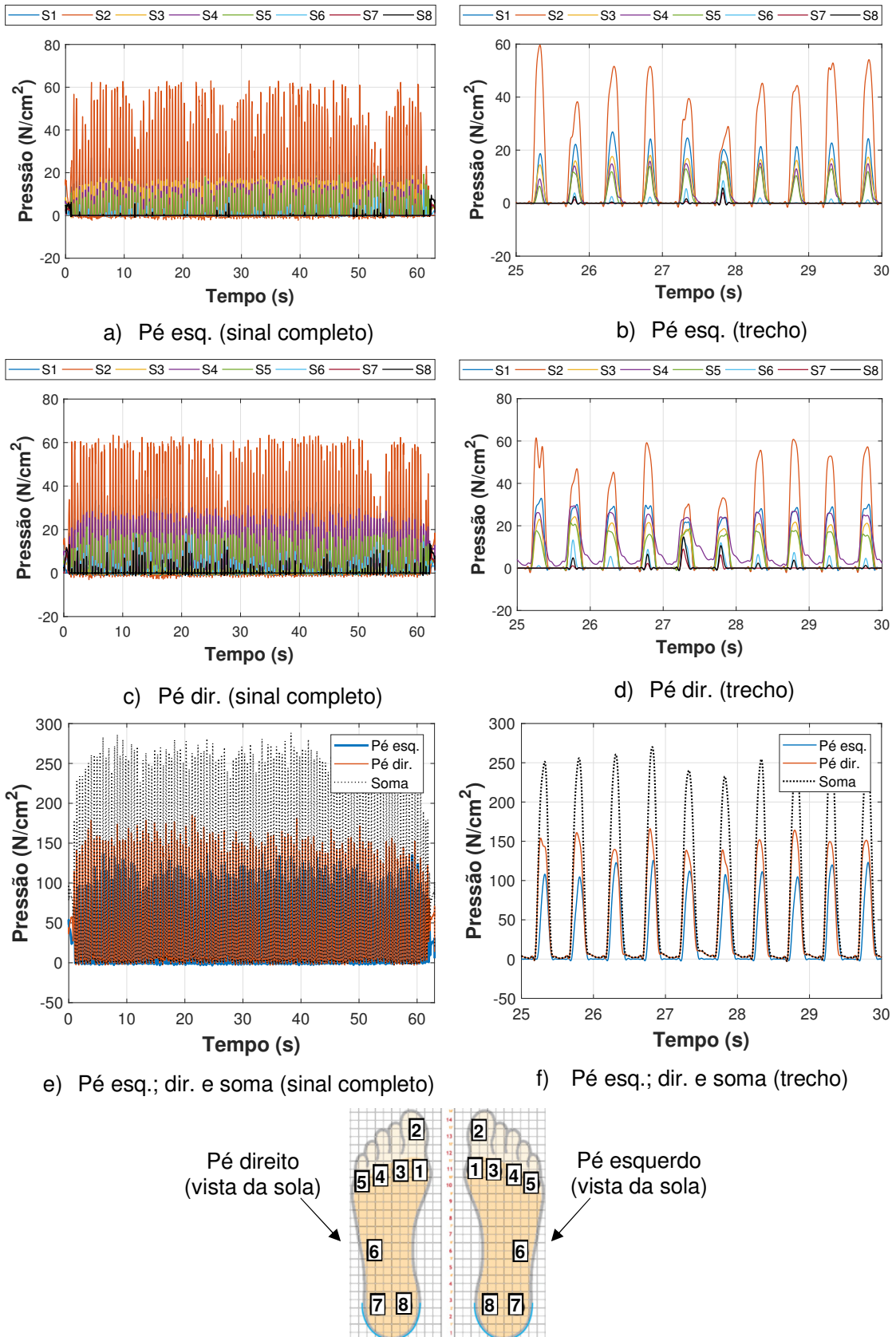


Figura 107 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,00 Hz

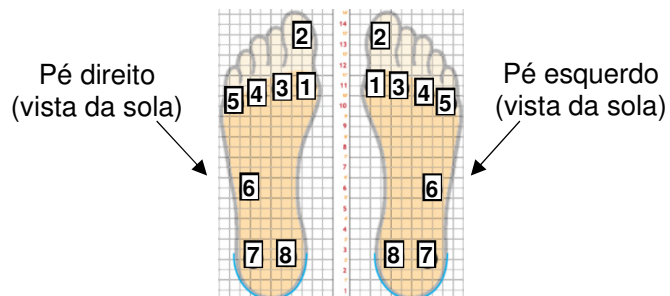
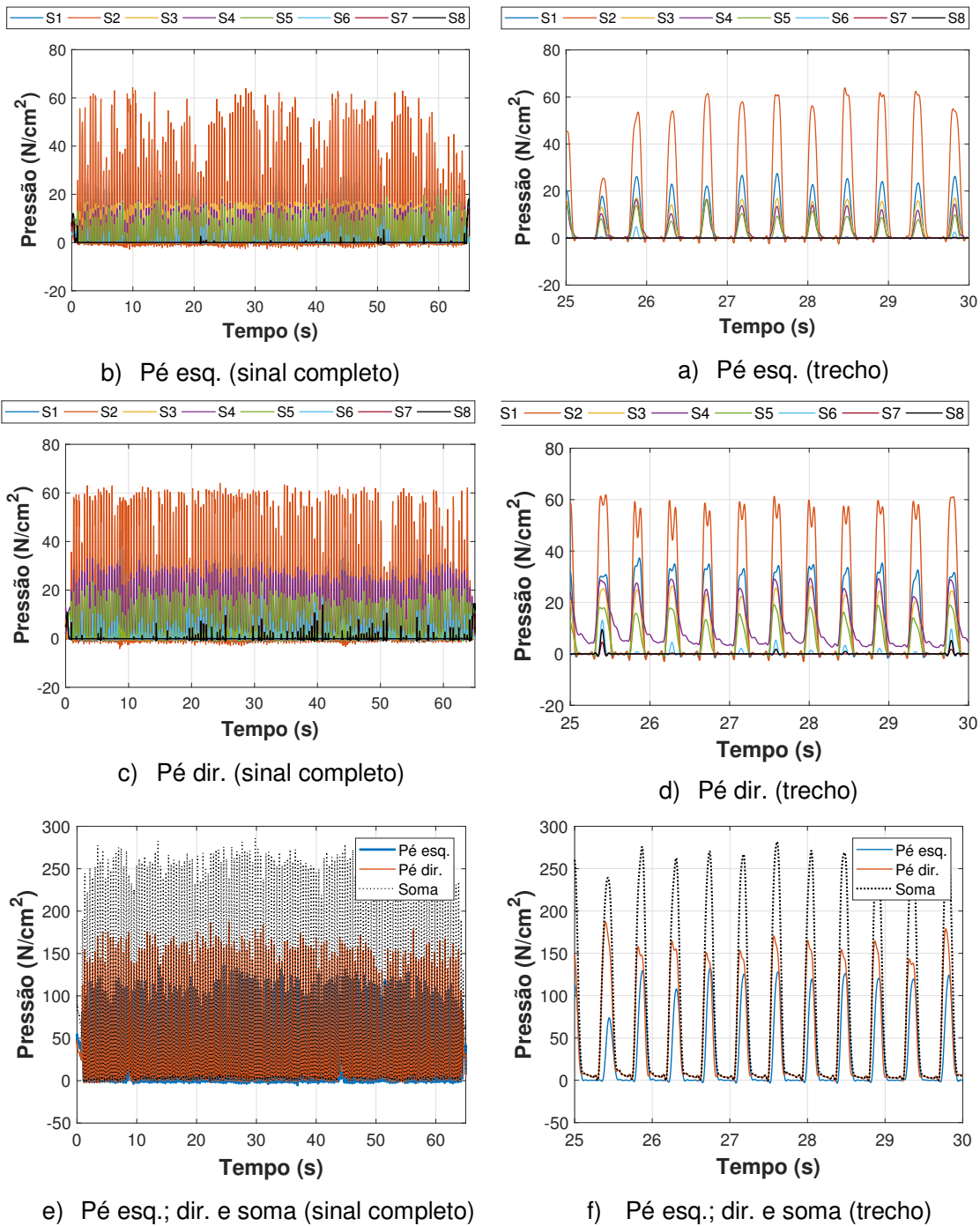


Figura 108 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,27 Hz

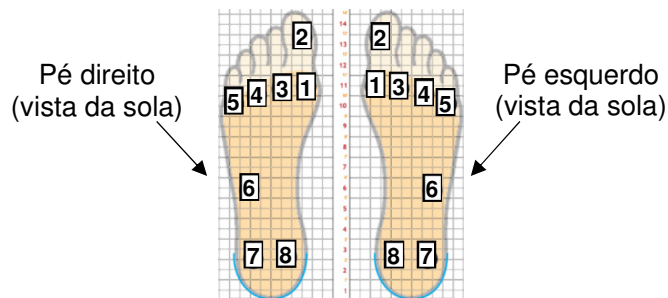
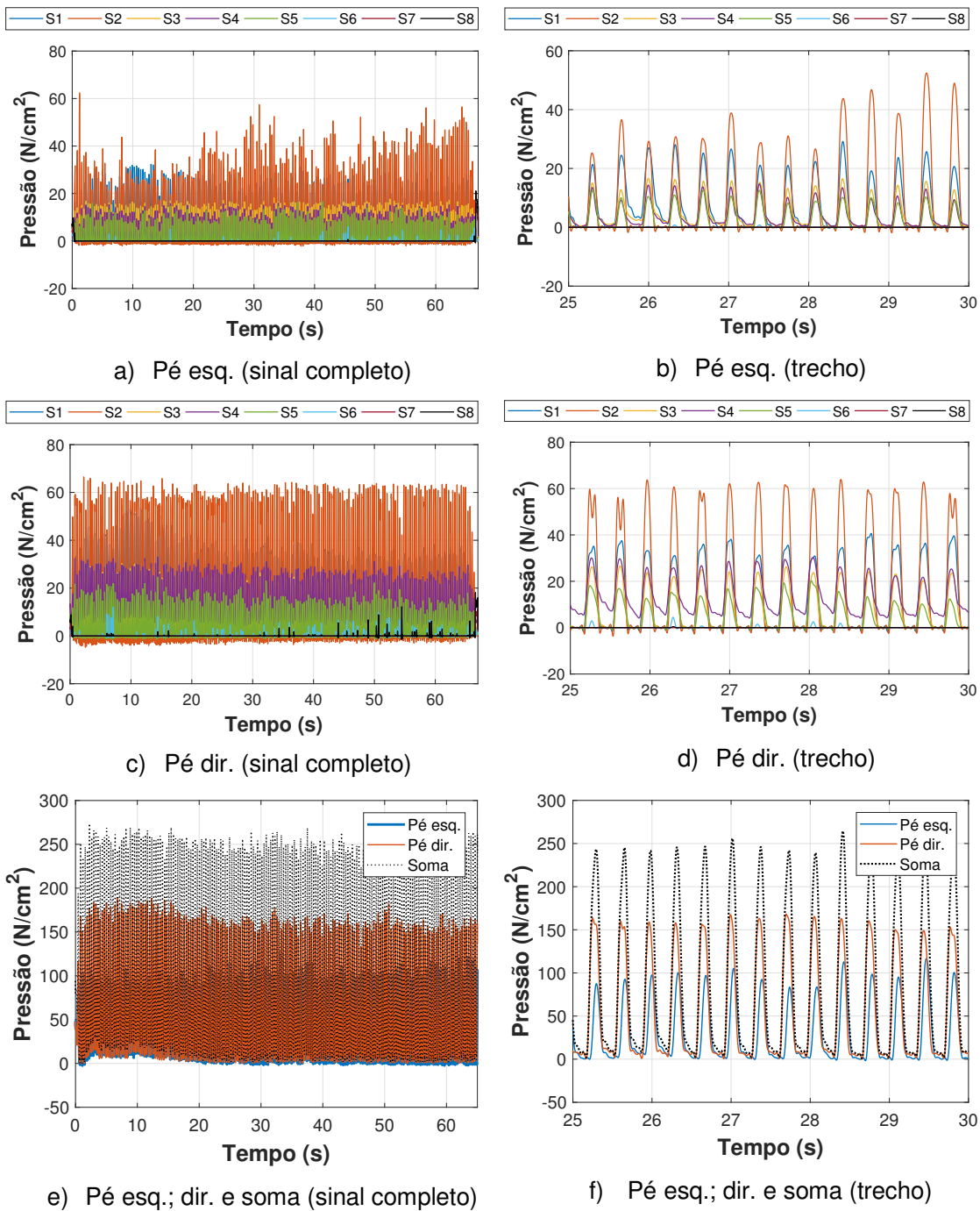


Figura 109 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,86 Hz

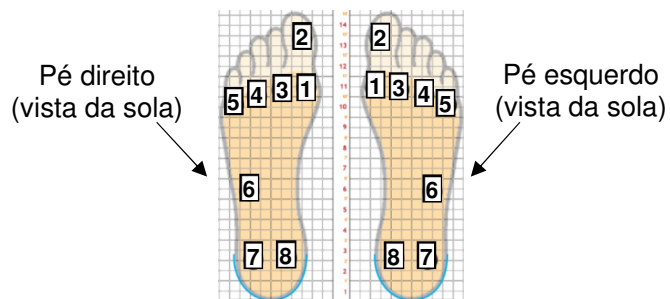
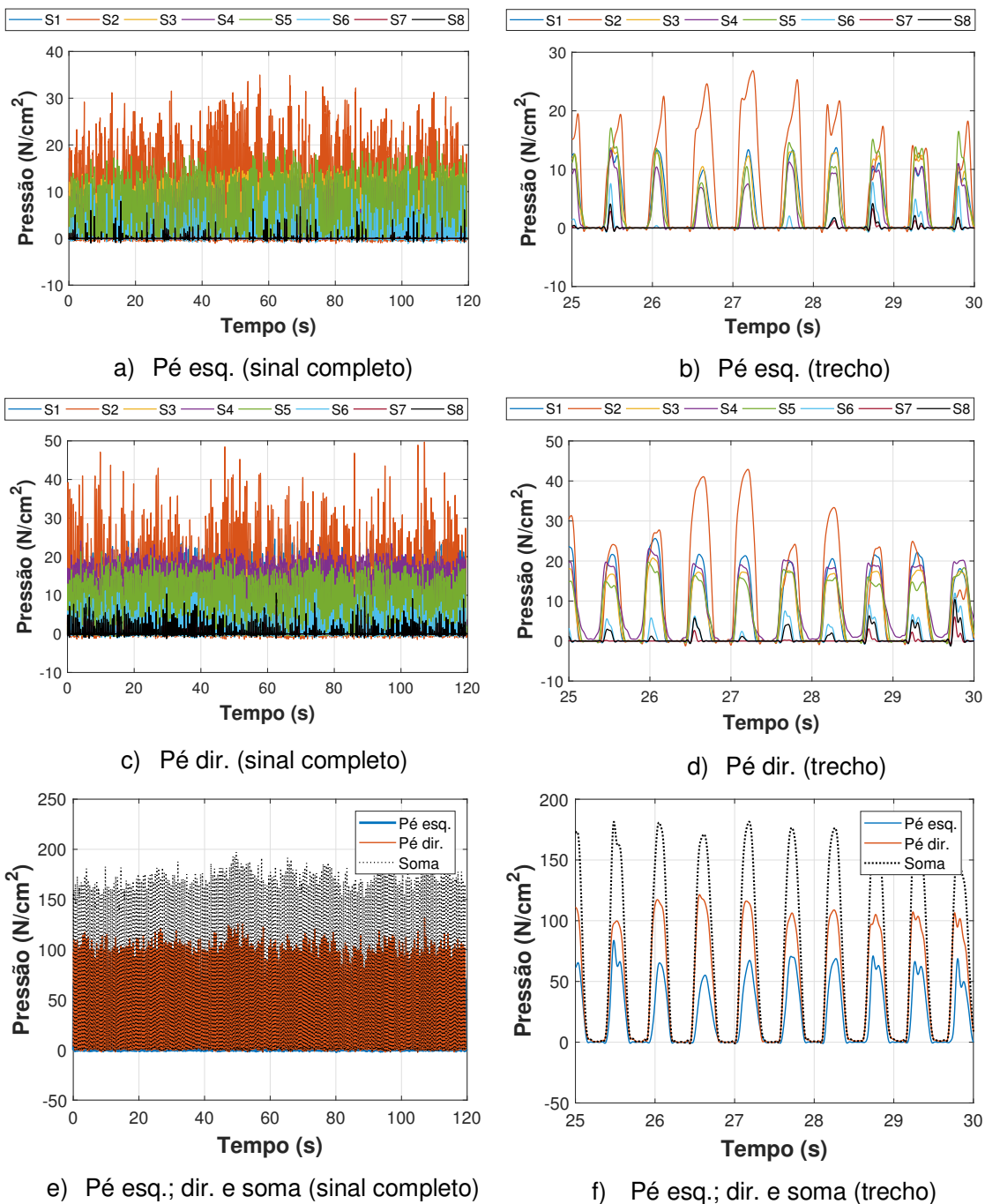


Figura 110 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 1,89 Hz

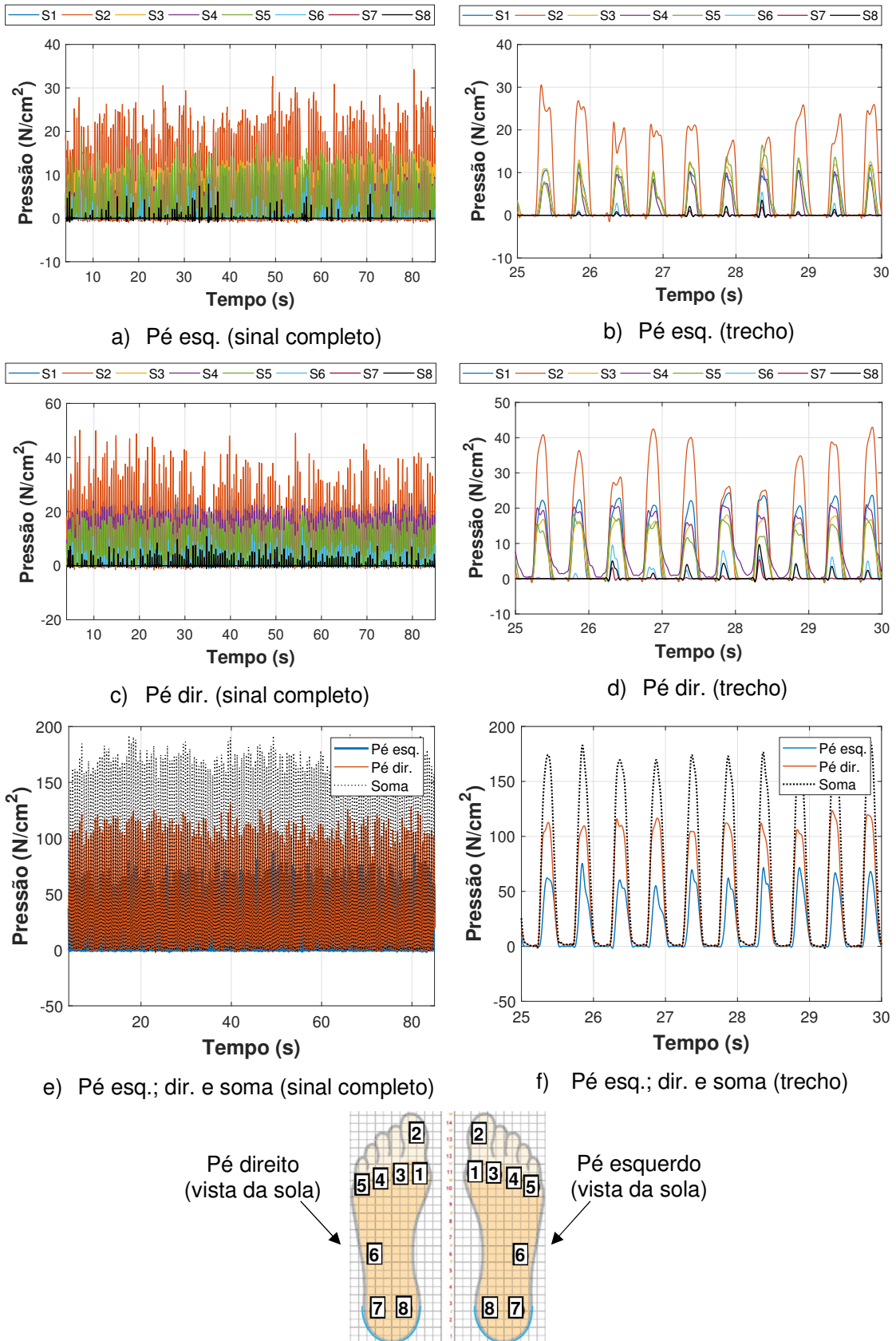


Figura 111 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,00 Hz

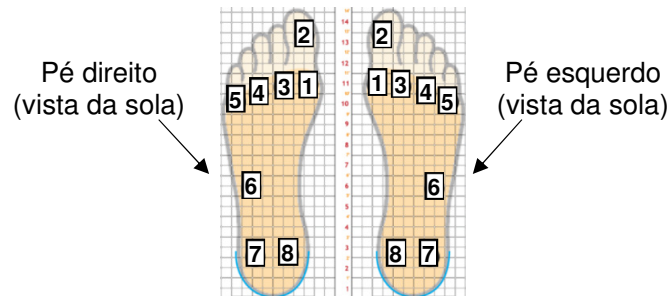
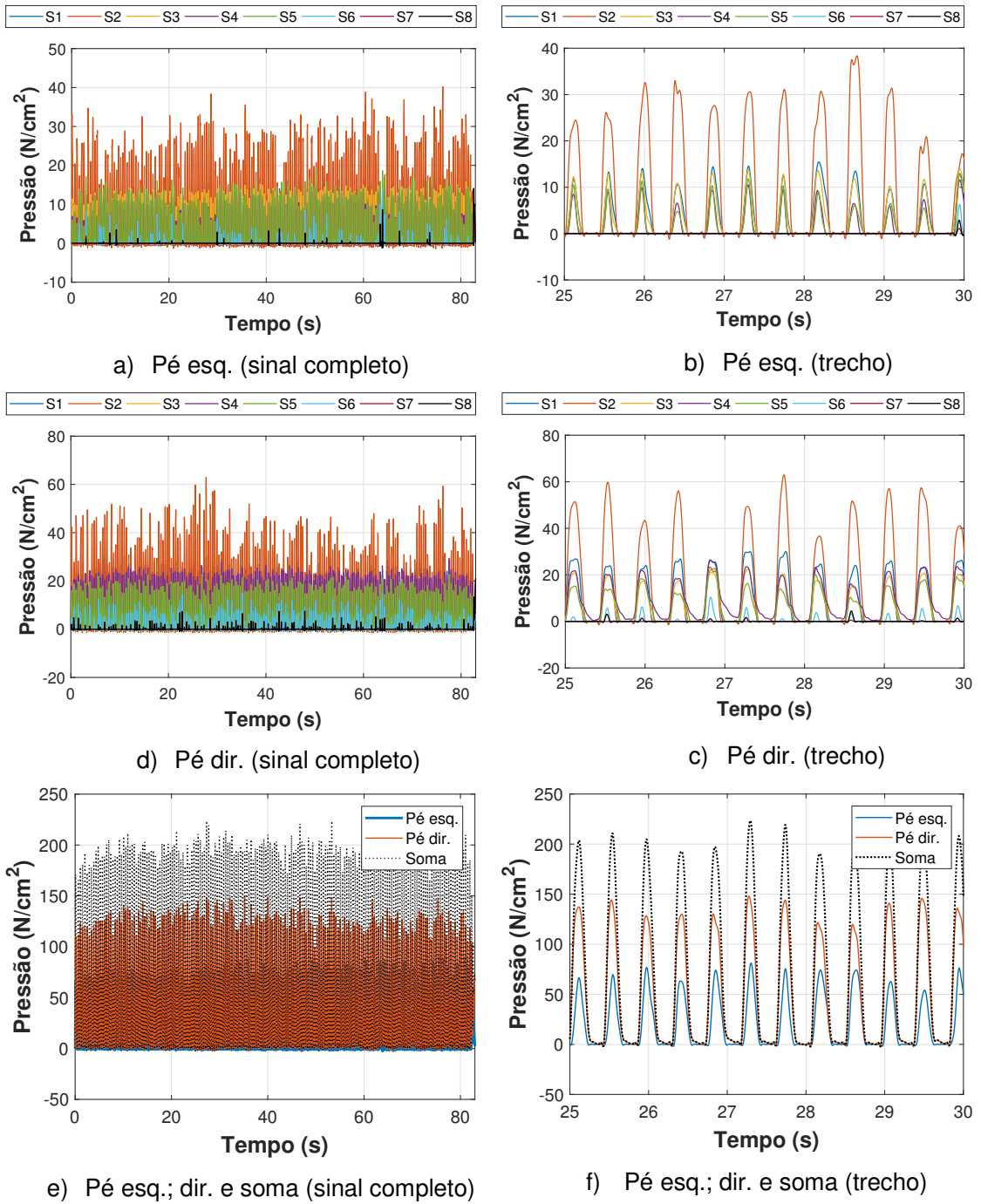


Figura 112 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,27 Hz

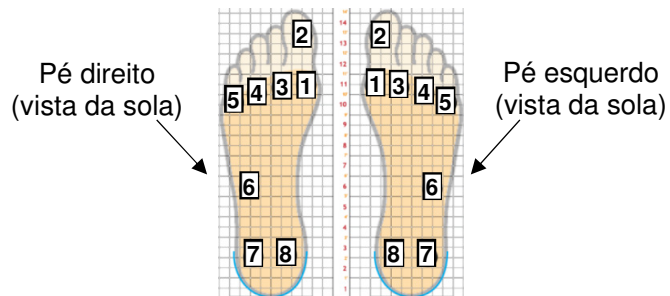
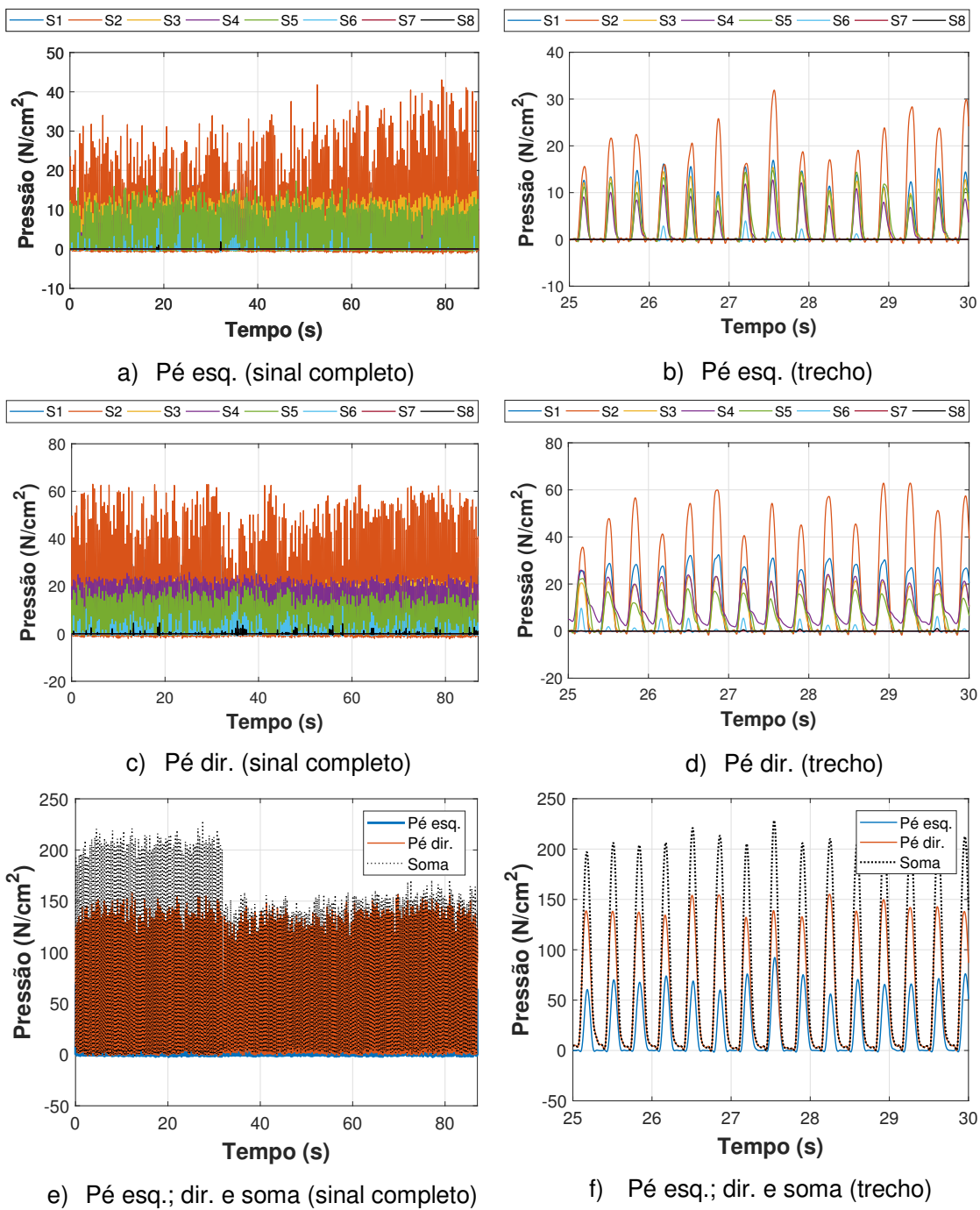


Figura 113 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,86 Hz

Tabela 23 – Valores de pressão nos pés da pessoa. Palmilhas instrumentadas

Atividade rítmica	Piso rígido			Piso flexível		
	Pé esq. (N/cm ²)	Pé dir. (N/cm ²)	Soma (N/cm ²)	Pé esq. (N/cm ²)	Pé dir. (N/cm ²)	Soma (N/cm ²)
1,89 Hz (113bpm)	$P_p=130,56$	$P_p=179,94$	$P_p=273,97$	$P_p=90,27$	$P_p=131,68$	$P_p=204,19$
	$P_{rms}=49,30$	$P_{rms}=72,14$	$P_{rms}=119,13$	$P_{rms}=36,16$	$P_{rms}=57,98$	$P_{rms}=92,89$
2,00 Hz (120bpm)	$P_p=137,07$	$P_p=185,70$	$P_p=288,45$	$P_p=87,80$	$P_p=130,78$	$P_p=192,73$
	$P_{rms}=49,94$	$P_{rms}=73,72$	$P_{rms}=120,53$	$P_{rms}=31,07$	$P_{rms}=59,46$	$P_{rms}=88,64$
2,27 Hz (136bpm)	$P_p=136,32$	$P_p=187,23$	$P_p=285,84$	$P_p=90,09$	$P_p=149,87$	$P_p=223,47$
	$P_{rms}=49,73$	$P_{rms}=75,20$	$P_{rms}=120,85$	$P_{rms}=32,15$	$P_{rms}=65,44$	$P_{rms}=95,97$
2,86 Hz (172bpm)	$P_p=126,67$	$P_p=189,12$	$P_p=273,55$	$P_{p(0-32s)}=92,29$	$P_{p(0-32s)}=158,78$	$P_{p(0-32s)}=228,46$
				$P_{rms(0-32s)}=30,86$	$P_{rms(0-32s)}=72,78$	$P_{rms(0-32s)}=102,09$
	$P_{rms}=45,20$	$P_{rms}=83,53$	$P_{rms}=123,69$	$P_{p(32-87s)}=92,08$	$P_{p(32-87s)}=156,52$	$P_{p(32-87s)}=170,50$
				$P_{rms(32-87s)}=32,75$	$P_{rms(32-87s)}=69,46$	$P_{rms(32-87s)}=85,64$
Nota: Os valores máximos de pressão (P_p) e valores r.m.s se referem ao sinal completo, exceto para o caso de atividade rítmica a 2,86 Hz (piso flexível), onde estes valores foram obtidos para a faixa de 0 a 32s e de 32 a 87s separadamente.						

No que diz respeito às Figuras 110 a 113 (piso flexível), a diferença mais marcante em relação ao piso rígido está na maior variação (sinal menos uniforme) da amplitude do sensor (2) do hálux ao longo do tempo. Ainda que a intensidade do sensor (2) seja proeminente em relação ao sinal completo, há um aumento da participação dos outros sensores do antepé (1-3-4-5). Este comportamento é mais evidente para as três primeiras frequências (1,89 Hz; 2,00 Hz e 2,27 Hz), mostrando que o indivíduo adapta sua maneira de saltar em função da vibração do piso flexível. Ainda assim, o pé mais solicitado continuou a ser o direito [ver Figuras 110 (e; f) a 113 (e; f)].

Deve-se notar um fato interessante ocorrido com os saltos na frequência de 2,86 Hz. Apesar dos valores de pico de cada sensor poderem não ocorrer no mesmo instante de tempo (para todas as frequências), o período de contato (T_c) de cada pé é próximo, fazendo com que o valores de pico resultantes da soma das pressões dos

pés sejam maiores. Entretanto, no caso da frequência de 2,86 Hz (piso flexível), este comportamento é notado de 0 a 32s enquanto que no período de 32 a 87s ocorre uma redução da pressão resultante (soma) [ver Figura 113 (e; f)]. Isto quer dizer que há uma maior defasagem no período de contato entre os pés e, portanto, reduzindo a pressão resultante. Salienta-se que esta frequência (2,86 Hz) é consideravelmente rápida para a execução de saltos. Desse modo, a pessoa pode alterar seu padrão de salto para “não perder o tempo” e acompanhar o ritmo do metrônomo, isto é, executando os saltos de forma mais alternada.

Os valores de pressão de pico (P_p) e r.m.s (P_{rms}), respectivamente, apresentados na Tabela 23, para o piso rígido, variam na faixa de 126,7 N/cm²–137,1 N/cm² e de 45,2 N/cm²–49,9 N/cm² (pé esquerdo); de 179,9 N/cm²–189,1 N/cm² e de 72,1 N/cm²–83,5 N/cm² (pé direito) e de 273,5 N/cm²–288,4 N/cm² e de 119,1 N/cm²–123,7 N/cm² (soma do sinal de ambos os pés).

Já para o piso flexível, estes valores situam-se entre 87,8 N/cm²–92,3 N/cm² e 30,9 N/cm²–36,2 N/cm² (pé esquerdo); 130,8 N/cm²–158,8 N/cm² e 57,9 N/cm²–72,8 N/cm² (pé direito) e 170,5 N/cm²–228,5 N/cm² e 85,6 N/cm²–102,1 N/cm² (soma do sinal de ambos os pés).

Portanto, quantitativamente, estes resultados mostram um predomínio do pé direito em relação ao esquerdo, em termos de pressão, durante a execução dos saltos. No que diz respeito à diferença entre o piso flexível e o piso rígido, ocorrem reduções de 16% a 38% para os valores de pico da soma total dos sinais e de 17% a 31% referente aos seus valores r.m.s.

5.2 Avaliação dos sinais normalizados no domínio do tempo e da frequência

Com base nas análises realizadas na seção anterior (5.1), é interessante compará-las entre si a fim de verificar claramente suas diferenças tanto no domínio do tempo quanto da frequência. Para isto, conforme explicado no Capítulo 2, podem-se normalizar os sinais experimentais em relação ao seu componente estático, que corresponde à média de cada sinal no domínio do tempo. Este procedimento foi realizado para os sinais de força, pressão e aceleração. As Figuras 114 a 121 exibem os sinais no domínio do tempo e da frequência, respectivamente, para o piso rígido enquanto que as Figuras 122 a 129 mostram estes sinais para o piso flexível; considerando as quatro frequências de estudo.

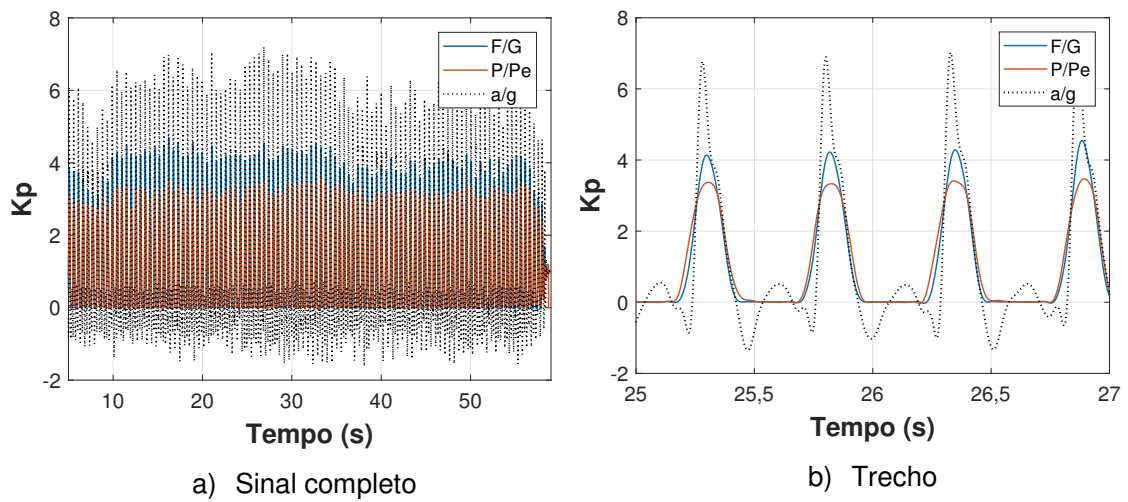


Figura 114 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 1,89 Hz (113 bpm)

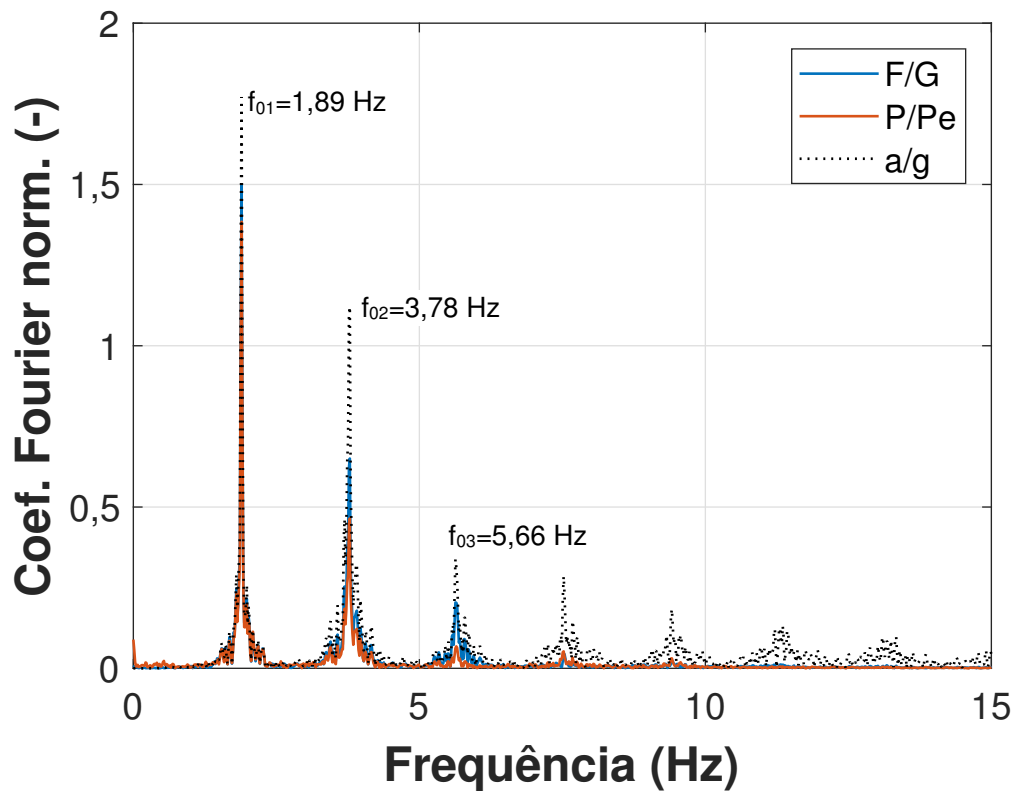


Figura 115 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 1,89 Hz (113 bpm)

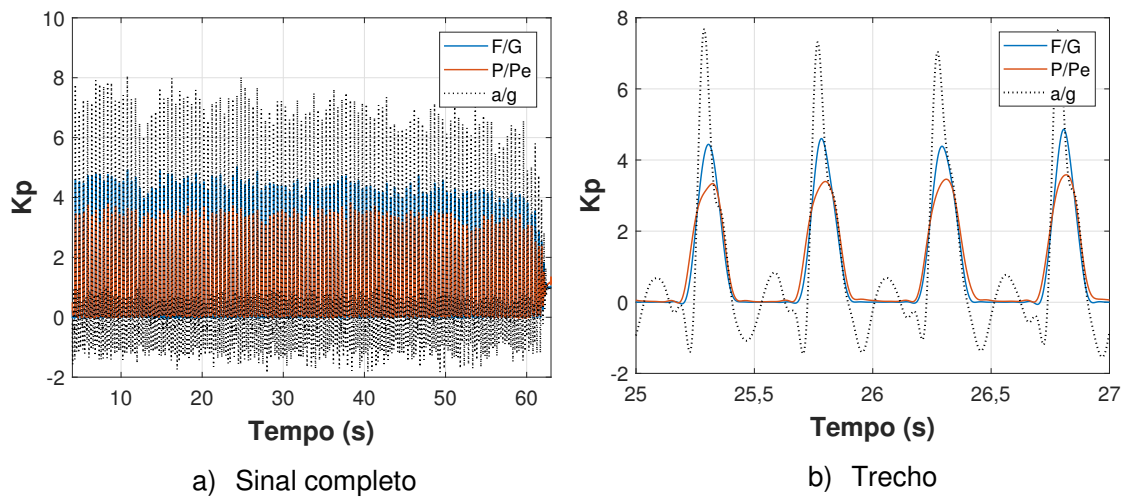


Figura 116 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,00 Hz (120 bpm)

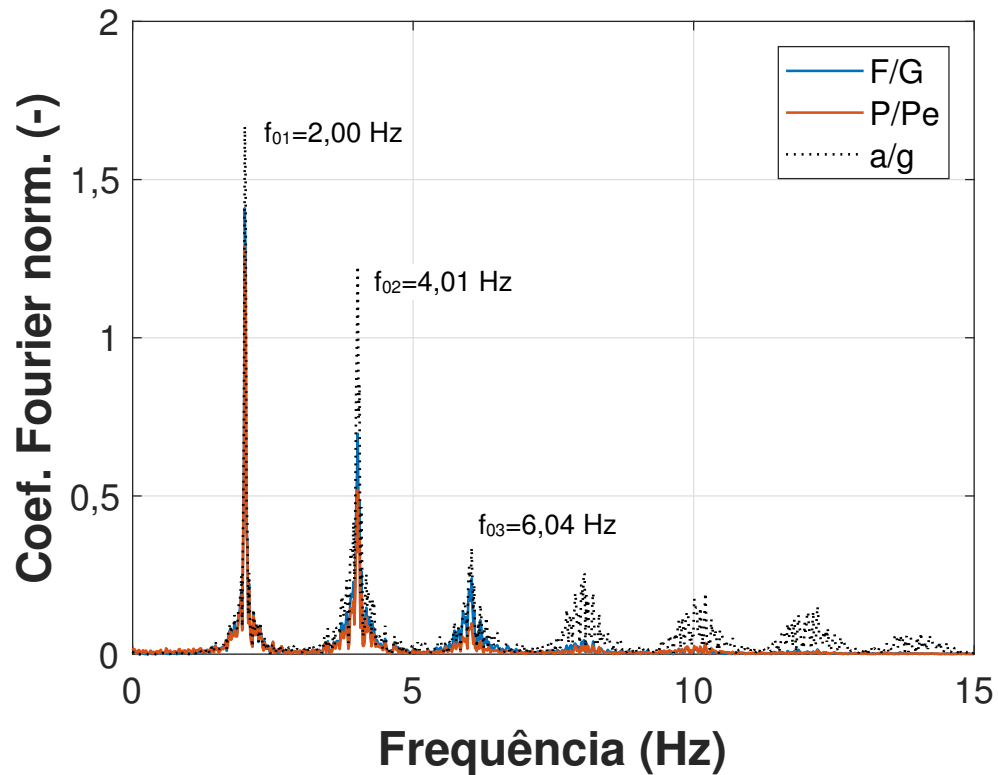


Figura 117 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,00 Hz (120 bpm)

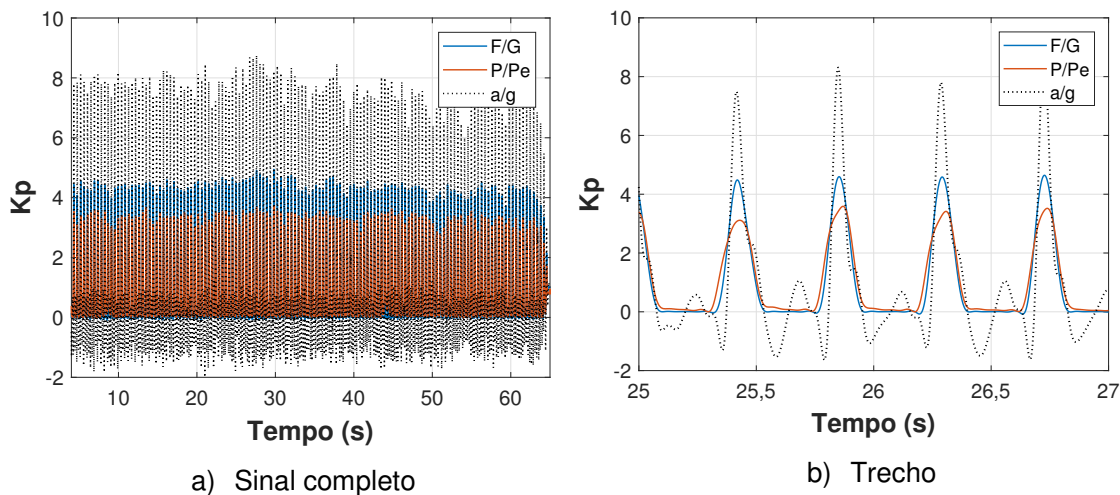


Figura 118 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,27 Hz (136 bpm)

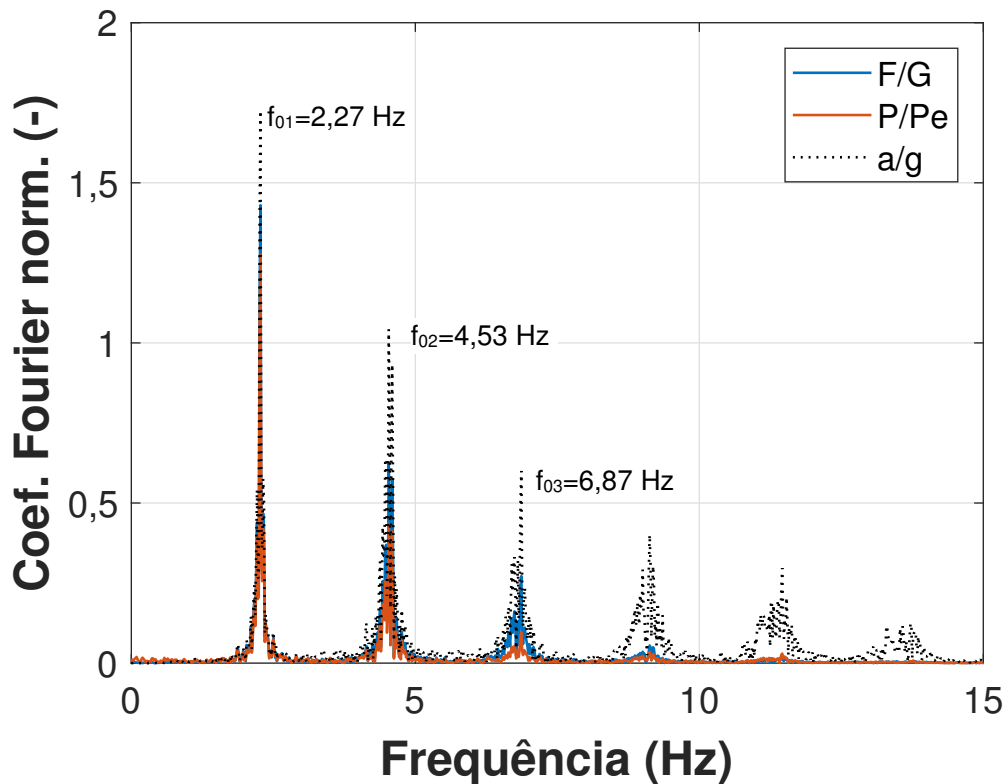


Figura 119 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,27 Hz (136 bpm)

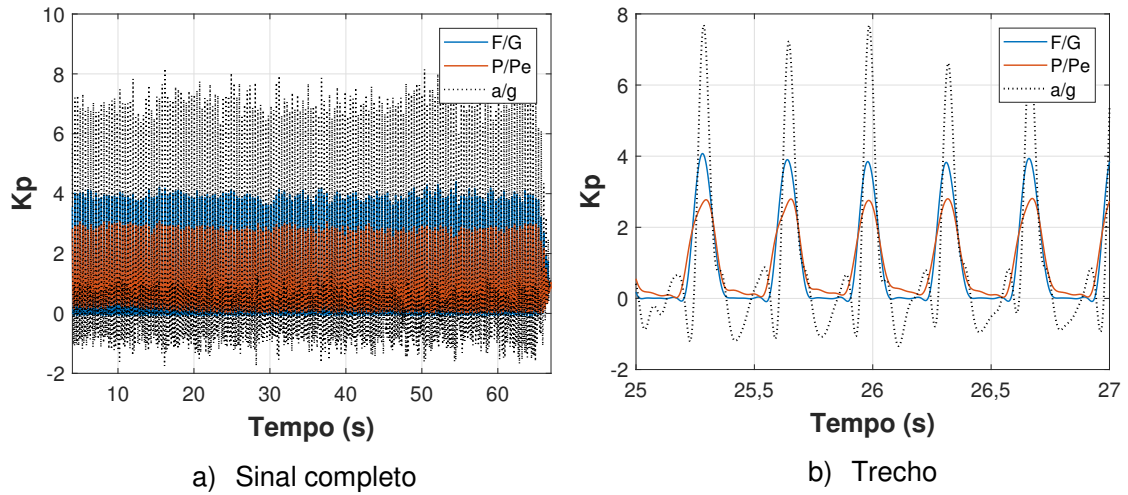


Figura 120 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,86 Hz (172 bpm)

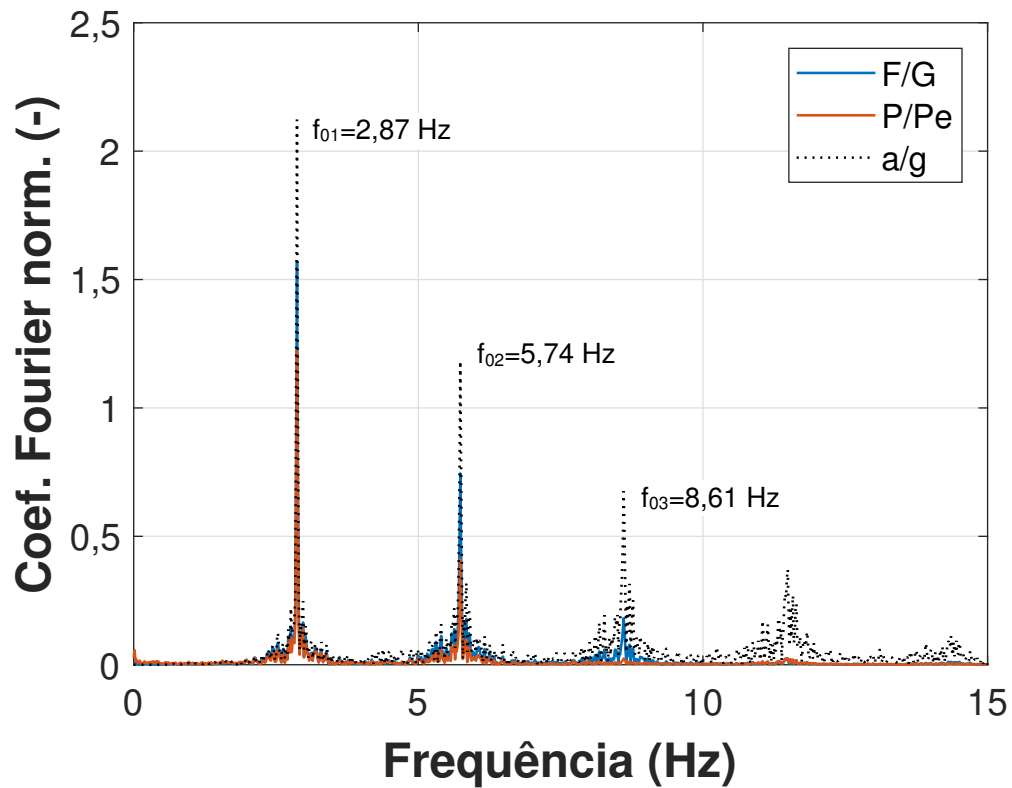


Figura 121 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,86 Hz (172 bpm)

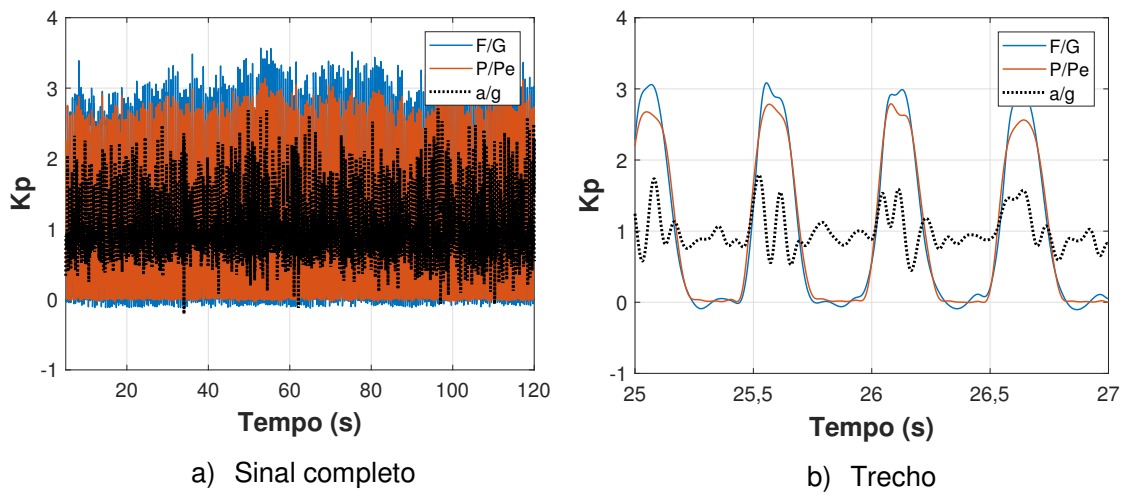


Figura 122 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 1,89 Hz (113 bpm)

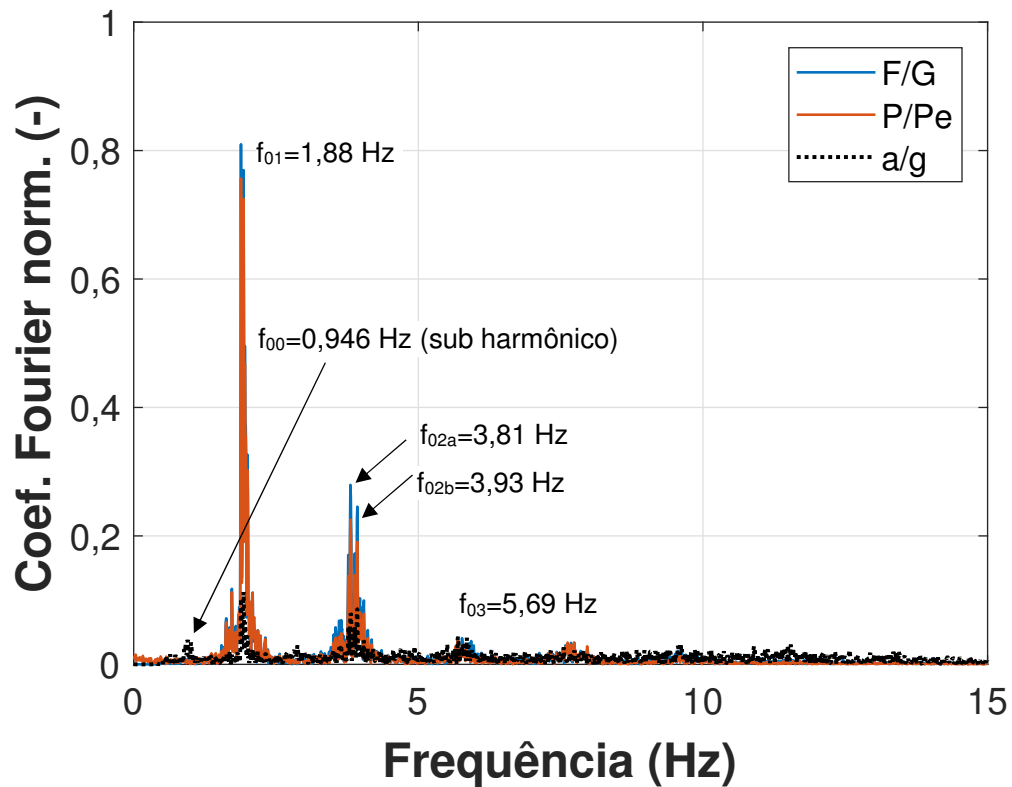


Figura 123 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 1,89 Hz (113 bpm)

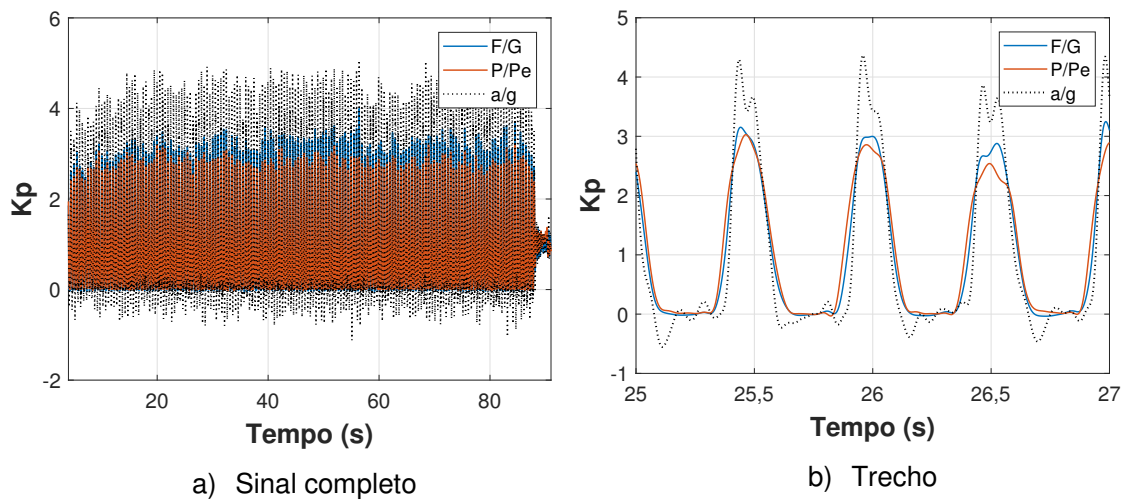


Figura 124 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,00 Hz (120 bpm)

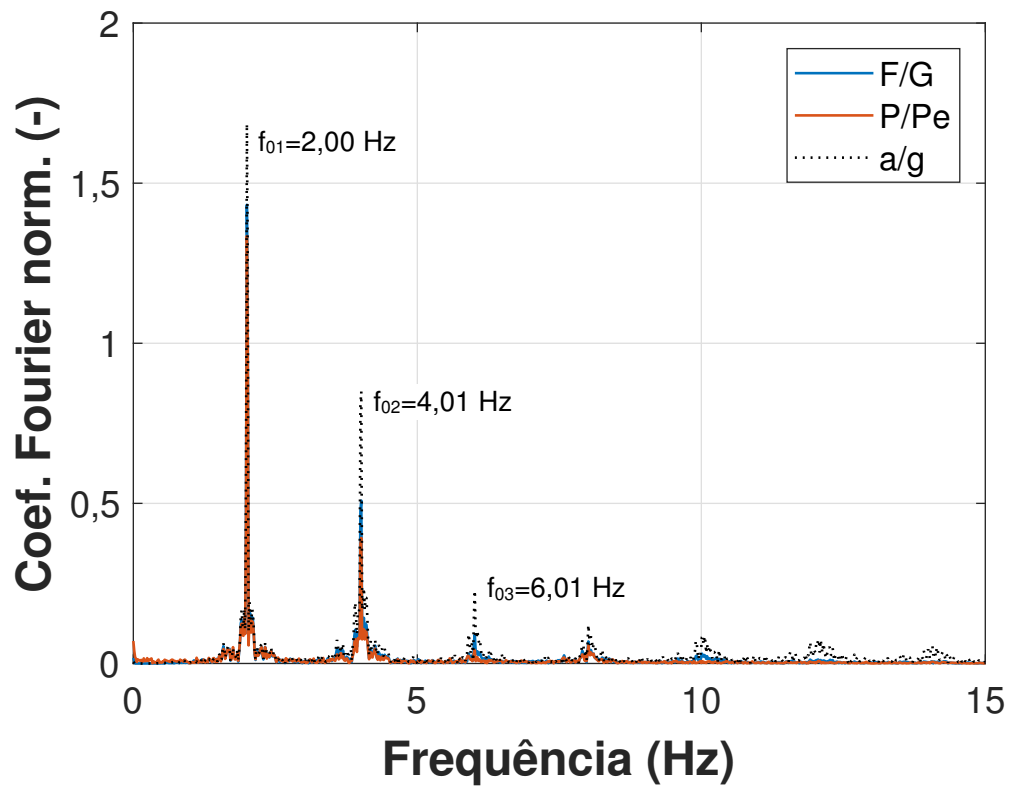


Figura 125 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,00 Hz (120 bpm)

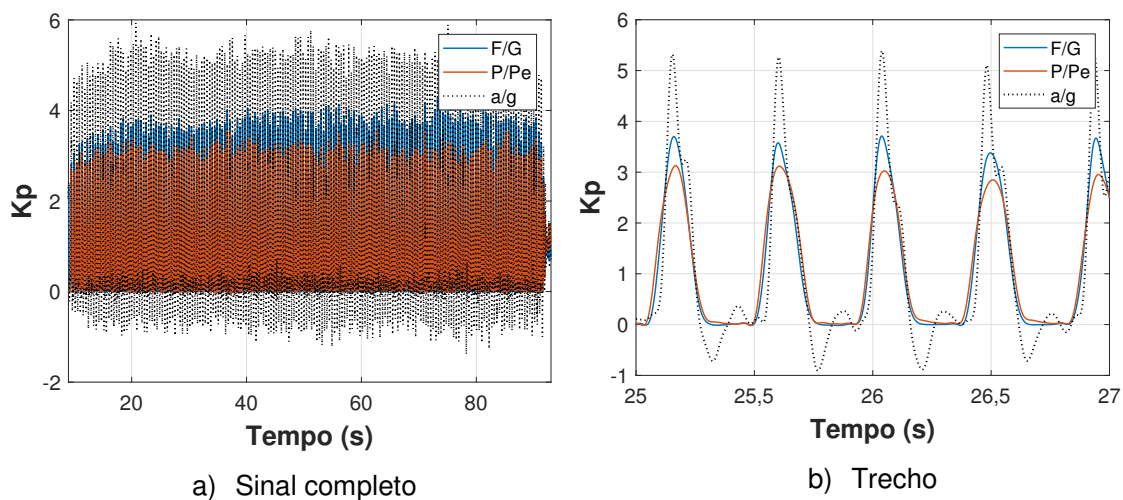


Figura 126 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,27 Hz (136 bpm)

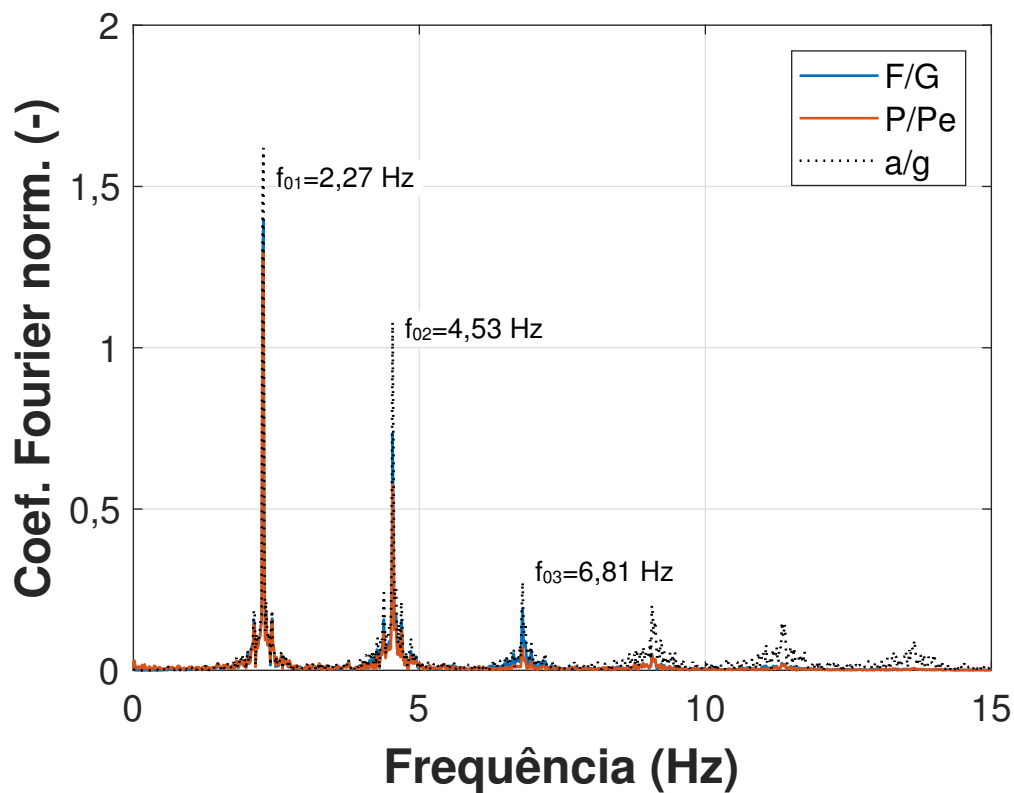


Figura 127 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,27 Hz (136 bpm)

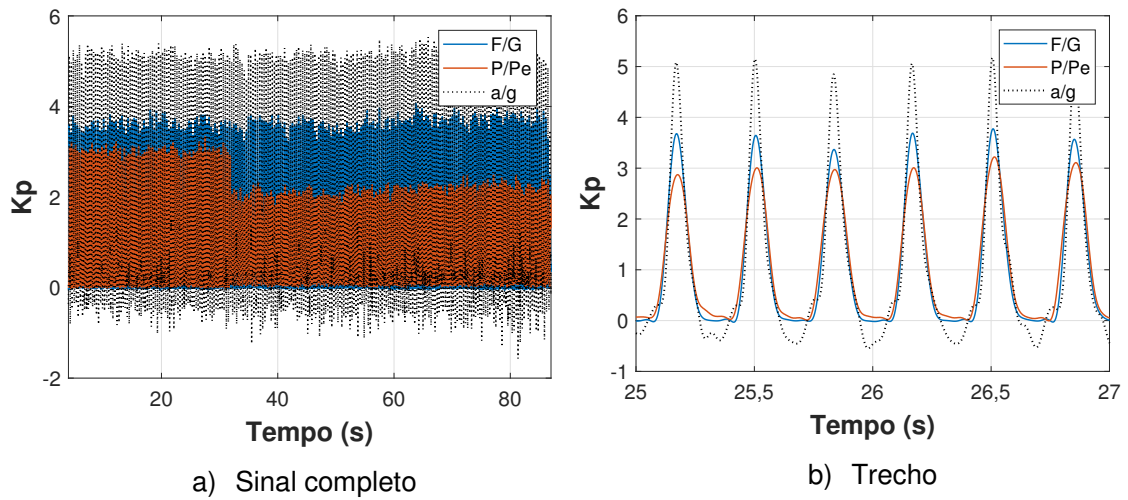


Figura 128 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,86 Hz (172 bpm)

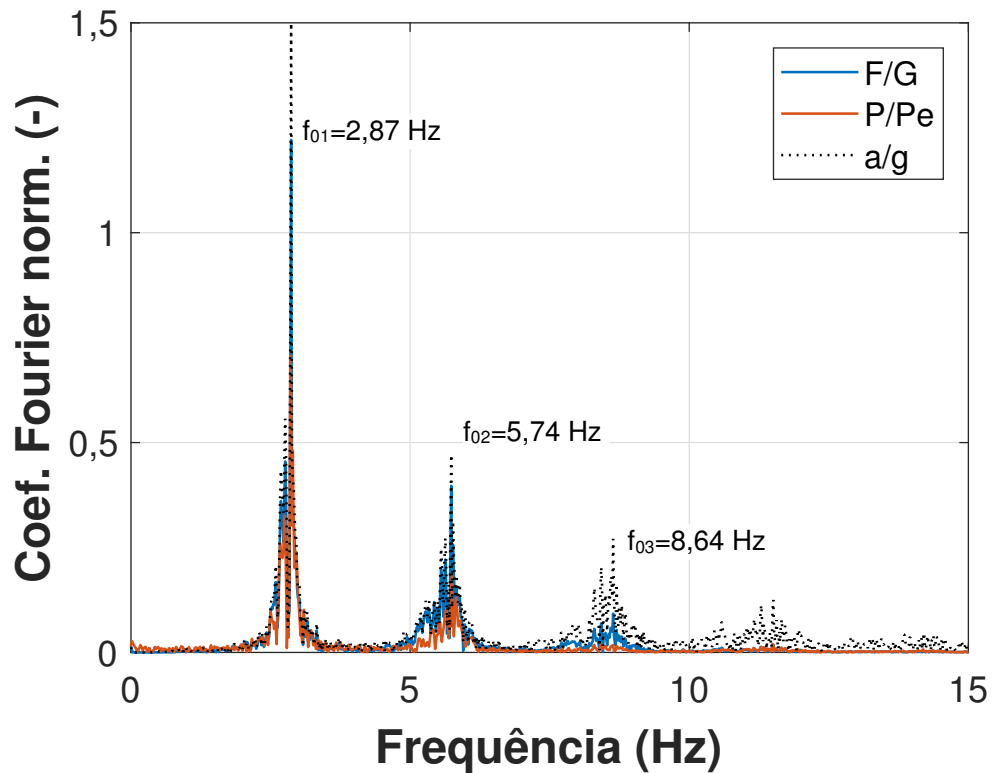


Figura 129 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,86 Hz (172 bpm)

Primeiramente, é importante esclarecer ao leitor que os sinais experimentais do acelerômetro acoplado ao corpo, no domínio do tempo, apresentados na seção 5.1 através das Figuras 90 a 97, não apresentam a componente estática (aceleração da gravidade, $g=9,81 \text{ m/s}^2$) somada ao sinal dinâmico; pois o valor de 0 m/s^2 já se refere à condição de repouso. Entretanto, a fim de tornar comparáveis os sinais normalizados de aceleração com os sinais dinâmicos de força e pressão [estes, por definição (ver Capítulo 2), já apresentam sua componente estática, peso (G) e pressão (P_e), respectivamente, embutida nestes sinais], a aceleração da gravidade foi somada ao sinal dinâmico. Outro ponto que merece esclarecimento é que os sinais normalizados no domínio da frequência se referem somente à componente dinâmica (que varia no tempo), isto é, a média dos sinais dinâmicos (componente estática) é removida.

Observando-se os sinais normalizados no domínio do tempo, tanto para o piso rígido (ver Figuras 114, 116, 118 e 120) quanto para o piso flexível (ver Figuras 122, 124, 126 e 128) é possível perceber que os coeficientes de impacto (K_p) dos sinais do acelerômetro acoplado ao corpo são mais energéticos do que aqueles obtidos através da plataforma de força e das palmilhas instrumentadas. Ainda considerando este aspecto, os coeficientes de impacto da plataforma de força situam-se num caso intermediário enquanto que os das palmilhas são menos energéticos.

No entanto, a exceção ocorre para o caso de saltos na frequência de $1,89 \text{ Hz}$ (ver Figura 122) no piso flexível, onde o sinal do acelerômetro é claramente perturbado na condição de quase-ressonância, apresentando valores de coeficientes de impacto expressivamente menores que aqueles obtidos através da plataforma de força e das palmilhas.

Quanto à forma dos sinais (pulsos), é interessante notar que aqueles medidos pela plataforma de força apresentam o período de contato e sem contato dos pés com a estrutura bem definidos, ao passo que mostram uma forma distorcida para os sinais do acelerômetro. Dadas as diferenças entre estes três métodos, será apresentado na seção 5.4 um tratamento estatístico com objetivo de quantificar as variações dos sinais dinâmicos em relação ao coeficiente de impacto (K_p), período da atividade (T), período de contato (T_c) e razão de contato (T_c/T).

No que diz respeito aos sinais normalizados, no domínio da frequência, para o piso rígido (ver Figuras 115, 117, 119 e 121) e para o piso flexível (ver Figuras 123 125 127 129), é possível observar a natural intravariabilidade do indivíduo durante a execução dos saltos, caracterizada pelo vazamento (“*leakage*”) de energia para

frequências adjacentes. Isto é mais evidente no caso de quase-ressonância do segundo harmônico com a estrutura ($2 \times 1,89\text{Hz}$) para os saltos realizados na frequência de 1,89 Hz em piso flexível (ver Figura 123). Apesar disso, o valor de frequência correspondente ao primeiro harmônico de cada sinal (todos os casos) indica que o indivíduo executou os saltos de forma bem sincronizada com o metrônomo para os três métodos avaliados.

Em relação ao conteúdo energético, confirma-se a mesma situação observada para os sinais no domínio do tempo: valores mais elevados para os sinais de aceleração; valores intermediários para os sinais da plataforma de força e menos energéticos para os sinais das palmilhas de pressão; exceto para o caso de saltos na frequência de 1,89 Hz no piso flexível (ver Figura 123). Por outro lado, os sinais no domínio da frequência revelam que, para os sinais do acelerômetro – especialmente para o piso rígido e de forma menor para o piso flexível (comparar sequencialmente as Figuras 115, 117, 119, 121, 123, 125, 127 e 129) – há contribuição de energia além do terceiro harmônico; o que não acontece para os outros dois métodos (plataforma de força e palmilhas). Comparando-se estes dois últimos métodos, a intensidade do terceiro harmônico dos sinais das palmilhas é menor. A Tabela 24 exhibe os valores dos coeficientes de Fourier normalizados obtidos.

Tabela 24 – Coeficientes de Fourier experimentais normalizados

Atividade rítmica	Piso rígido			Piso flexível		
	a/g	F/G	P/Pe	a/g	F/G	P/Pe
1,89 Hz (113bpm)	$r_1=1,77$	$r_1=1,50$	$r_1=1,38$	$r_1=0,10$	$r_1=0,81$	$r_1=0,76$
	$r_2=1,12$	$r_2=0,65$	$r_2=0,46$	$r_2=0,08$	$r_2=0,28$	$r_2=0,23$
	$r_3=0,34$	$r_3=0,20$	$r_3=0,07$	$r_3=0,04$	$r_3=0,04$	$r_3=0,04$
2,00 Hz (120bpm)	$r_1=1,67$	$r_1=1,41$	$r_1=1,29$	$r_1=1,69$	$r_1=1,43$	$r_1=1,34$
	$r_2=1,23$	$r_2=0,70$	$r_2=0,52$	$r_2=0,85$	$r_2=0,51$	$r_2=0,39$
	$r_3=0,34$	$r_3=0,24$	$r_3=0,10$	$r_3=0,23$	$r_3=0,09$	$r_3=0,04$
2,27 Hz (136bpm)	$r_1=1,73$	$r_1=1,43$	$r_1=1,28$	$r_1=1,62$	$r_1=1,40$	$r_1=1,30$
	$r_2=1,04$	$r_2=0,63$	$r_2=0,44$	$r_2=1,08$	$r_2=0,73$	$r_2=0,58$
	$r_3=0,60$	$r_3=0,27$	$r_3=0,10$	$r_3=0,27$	$r_3=0,19$	$r_3=0,07$
2,86 Hz (172bpm)	$r_1=2,12$	$r_1=1,57$	$r_1=1,22$	$r_1=1,50$	$r_1=1,22$	$r_1=0,71$
	$r_2=1,18$	$r_2=0,74$	$r_2=0,41$	$r_2=0,47$	$r_2=0,40$	$r_2=0,19$
	$r_3=0,68$	$r_3=0,18$	$r_3=0,02$	$r_3=0,27$	$r_3=0,09$	$r_3=0,02$

5.3 Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados com aqueles da literatura

A fim de elucidar a diferença entre os três métodos estudados em relação aos coeficientes de Fourier experimentais normalizados bem como facilitar o entendimento destes valores contidos na Tabela 24, a Figura 130 exibe variação destes coeficientes em função da frequência da atividade considerando a região do primeiro harmônico. Já a Figura 131 e a Figura 132 mostram estas variações na região do segundo e terceiro harmônicos, respectivamente. Além disso, os resultados encontrados são comparados com os coeficientes preconizados pela norma ISO 10137 (2007), pelo guia de projeto do SCI (2009) e pelos autores Bachmann (1995) e Faisca (2003).

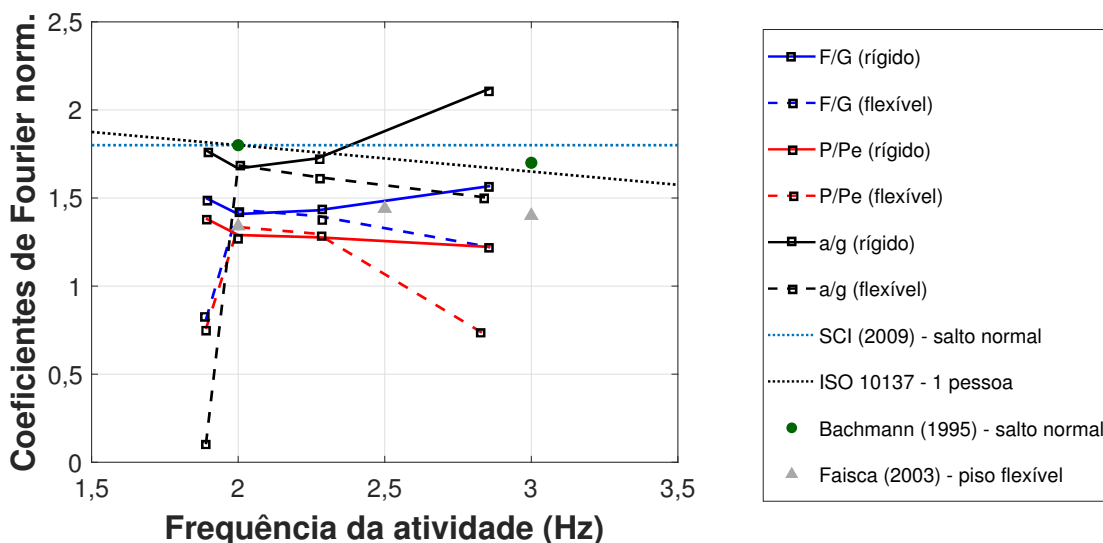


Figura 130 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados. [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 1º harmônico

Através da Figura 130, é possível perceber – conforme comentado na seção 5.2 – que os sinais de aceleração (a/g) apresentam coeficientes de Fourier mais elevados do que aqueles obtidos pela plataforma de força (F/G) e palmilhas (P/Pe), tanto para o piso rígido quanto para o piso flexível. Entretanto, nota-se a brusca queda do coeficiente de Fourier da aceleração na situação de quase-ressonância (1,89 Hz – piso flexível). Observa-se, ainda, que a diferença entre os sinais de força e pressão é menor (piso rígido e piso flexível) para as frequências mais lentas (de 1,89 Hz a 2,27 Hz), ocorrendo um maior distanciamento para a faixa de 2,27 Hz a 2,86 Hz.

Além disso, é interessante notar a forma da variação destes coeficientes em função da frequência da atividade considerando os três métodos avaliados. Nota-se que esta variação tende a uma forma do tipo “convexa” para os valores em piso rígido enquanto que apresenta um aspecto “côncavo” em relação aos coeficientes obtidos no piso flexível. Isto mostra uma susceptibilidade das frequências extremas, mais lenta e mais rápida (1,89 Hz e 2,86 Hz, respectivamente), serem influenciadas pela flexibilidade da estrutura; enquanto que esta influência é reduzida na faixa de 2,00 Hz a 2,27 Hz.

Em relação à comparação com os coeficientes da literatura, percebe-se que os coeficientes experimentais obtidos neste trabalho – através dos três métodos investigados – encontram-se abaixo dos valores do guia SCI (2009), para salto normal; da norma ISO 10137 (2007), para 1 pessoa; e de Bachmann (1995), para salto normal. A exceção se dá para o caso do sinal de aceleração em piso rígido, estando próximo a estes valores na frequência de 1,89 Hz e ultrapassando a partir de 2,27 Hz. Destaca-se que os coeficientes de Faisca (2003), para piso flexível, estão mais próximos daqueles encontrados no presente trabalho, especialmente na faixa de 2,00 Hz a 2,27 Hz (exceto para o caso do sinal de aceleração no piso rígido, o qual tende a valores mais energéticos).

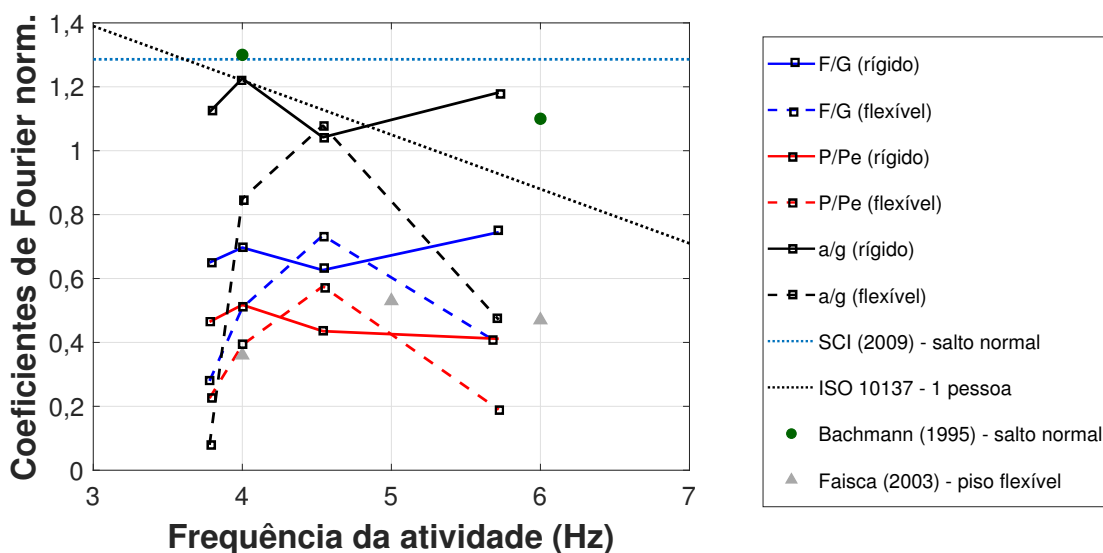


Figura 131 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 2º harmônico

Quanto à variação dos coeficientes de Fourier relativos a região do segundo harmônico (Figura 131), destaca-se, ainda, a tendência da forma “convexa” para os sinais obtidos em piso rígido e “côncava” para os referentes ao piso flexível. Entretanto, é curioso notar uma proeminência no segundo harmônico da frequência de 2,27 Hz ($2 \times 2,27 = 4,54$ Hz) – em vez de platô, como no primeiro harmônico – onde os coeficientes relativos ao piso flexível são mais energéticos do que aqueles do piso rígido (ocorre inversão).

O sinal do acelerômetro (a/g) – rígido, encontra-se na região dos coeficientes do SCI (2009), da ISO 10137 (2007) e de Bachmann (1995). No caso flexível (a/g – flexível) na frequência de 4,54 Hz, ocorre proximidade com a norma ISO 10137 (2007); embora haja um declínio acentuado na direção das frequências extremas. Já os sinais de força e pressão estão próximos aos coeficientes de Faisca (2003), principalmente em relação àqueles obtidos em piso flexível.

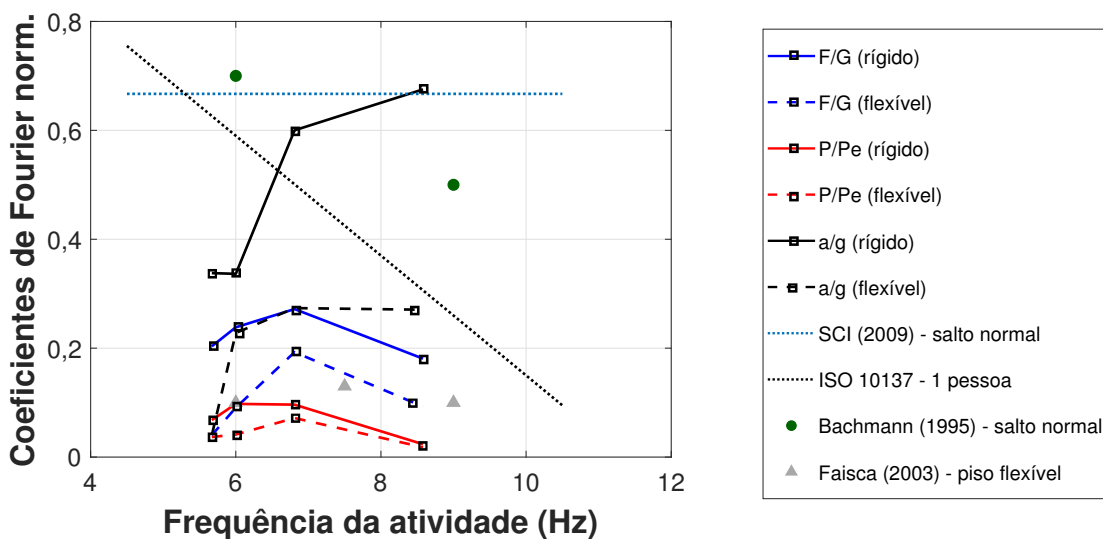


Figura 132 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 3º harmônico

Com base na Figura 132, correspondente ao terceiro harmônico, é observado que a variação dos coeficientes do sinal de aceleração em piso rígido é de maior magnitude em relação aos sinais de aceleração em piso flexível, de força e pressão (rígido e flexível); portanto, se aproximando do guia do SCI (2009) e da ISO 10137 (2007) na faixa de 6,00 Hz a 8,58 Hz. Desta vez, a forma “côncava” também é visualizada para os sinais de força e pressão (piso rígido). Além disso, é notado que

os coeficientes de Faisca (2003) se encontram próximos àqueles dos sinais de força (piso flexível) e de pressão (piso rígido e piso flexível). Cabe ressaltar que, na literatura, é mencionado que há uma relação entre a frequência da atividade e os coeficientes de Fourier relativos ao primeiro harmônico. Por outro lado, isto não é observado em relação ao segundo e terceiro harmônicos, os quais apresentam elevada dispersão entre os indivíduos (TOSO et al., 2016; ZHANG et al., 2016).

5.4 Análise da influência da estrutura sobre os parâmetros K_p , T , T_c e T_c/T

Conforme exemplificado no capítulo 2, é interesse observar a variação do coeficiente de impacto (K_p), período da atividade (T), período de contato (T_c) e razão de contato; de acordo com as quatro frequências investigadas neste estudo. Para isto, o coeficiente de impacto de cada pulso – para os sinais apresentados na seção 5.2 – foi identificado através da função “findpeaks” disponível em Matlab (2017). Ressalta-se que os três, ou até seis primeiros picos, situados no início e fim de cada sinal, foram descartados; correspondendo ao momento inicial de arranque e término da atividade, respectivamente.

O período de contato (T_c) de cada pulso dos sinais de força e pressão foi identificado por meio de um algoritmo elaborado em Matlab (2017), com base no trabalho de Faisca (2003), a fim de identificar o valor do coeficiente angular entre dois pontos consecutivos. Desta maneira, identificam-se os pontos de mudança de inclinação (positiva ou negativa) para determinação dos pontos-alvo na base do pulso. Caso esta condição não fosse atendida, considerou-se os pontos em torno de 1% do valor de pico (CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011). Salienta-se que o período de contato não foi avaliado para os sinais de aceleração devido a irregularidade na forma do sinal entre o período com contato e sem contato (ver seção 5.2).

Os valores médios e seus respectivos desvios-padrão, os coeficientes de variação (CV – este é definido como a razão entre o desvio-padrão e a média) dos parâmetros investigados estão contidos nas Tabelas 25 a 30. Além disso, são exibidos o número total de picos e ciclos avaliados. As Tabelas 25 e 26 correspondem aos sinais de força normalizados para os pisos rígido e flexível, respectivamente. Já as Tabelas 27 e 28 estão associadas aos sinais de pressão normalizados (piso rígido e piso flexível, respectivamente). Por último, os valores referentes aos sinais normalizados da aceleração se encontram nas Tabelas 29 e 30.

Tabela 25 – Valores dos parâmetros Kp, T, Tc e Tc/T. Plataforma de força. Piso rígido

Atividade rítmica	Parâmetro	Dados estatísticos				
		Média	Desvio-padrão	CV	Nº picos	Nº ciclos
1,89 Hz (113 bpm)	Kp	4,04	0,32	0,08	101	100
	T (s)	0,53	0,02	0,03		
	Tc (s)	0,30	0,02	0,06		
	$\alpha=Tc/T$	0,56	0,04	0,07		
2,00 Hz (120 bpm)	Kp	4,39	0,28	0,06	118	117
	T (s)	0,50	0,01	0,02		
	Tc (s)	0,26	0,02	0,08		
	$\alpha=Tc/T$	0,52	0,04	0,08		
2,27 Hz (136 bpm)	Kp	4,36	0,21	0,05	140	139
	T (s)	0,44	0,01	0,02		
	Tc (s)	0,24	0,02	0,08		
	$\alpha=Tc/T$	0,54	0,04	0,08		
2,86 Hz (172 bpm)	Kp	3,94	0,15	0,04	185	184
	T (s)	0,35	0,01	0,02		
	Tc (s)	0,20	0,01	0,05		
	$\alpha=Tc/T$	0,58	0,03	0,05		

Tabela 26 – Valores dos parâmetros Kp, T, Tc e Tc/T. Plataforma de força. Piso flexível

Atividade rítmica	Parâmetro	Dados estatísticos				
		Média	Desvio-padrão	CV	Nº picos	Nº ciclos
1,89 Hz (113 bpm)	Kp	3,10	0,21	0,07	224	223
	T (s)	0,52	0,03	0,06		
	Tc (s)	0,39	0,04	0,09		
	$\alpha=Tc/T$	0,75	0,08	0,11		
2,00 Hz (120 bpm)	Kp	3,22	0,22	0,07	164	163
	T (s)	0,50	0,02	0,05		
	Tc (s)	0,32	0,02	0,06		
	$\alpha=Tc/T$	0,65	0,05	0,08		
2,27 Hz (136 bpm)	Kp	3,74	0,23	0,06	181	180
	T (s)	0,44	0,01	0,03		
	Tc (s)	0,27	0,01	0,04		
	$\alpha=Tc/T$	0,62	0,03	0,04		
2,86 Hz (172 bpm)	Kp	3,64	0,15	0,04	240	239
	T (s)	0,35	0,01	0,03		
	Tc (s)	0,23	0,01	0,03		
	$\alpha=Tc/T$	0,64	0,02	0,03		

Tabela 27 – Valores dos parâmetros Kp, T, Tc e Tc/T. Palmilhas. Piso rígido

Atividade rítmica	Parâmetro	Dados estatísticos				
		Média	Desvio-padrão	CV	Nº picos	Nº ciclos
1,89 Hz (113 bpm)	Kp	3,19	0,19	0,10	101	100
	T (s)	0,53	0,02	0,04		
	Tc (s)	0,32	0,03	0,09		
	$\alpha=Tc/T$	0,62	0,06	0,10		
2,00 Hz (120 bpm)	Kp	3,42	0,19	0,08	118	117
	T (s)	0,50	0,01	0,03		
	Tc (s)	0,29	0,03	0,09		
	$\alpha=Tc/T$	0,58	0,06	0,10		
2,27 Hz (136 bpm)	Kp	3,34	0,18	0,06	140	139
	T (s)	0,44	0,01	0,03		
	Tc (s)	0,27	0,02	0,09		
	$\alpha=Tc/T$	0,62	0,06	0,06		
2,86 Hz (172 bpm)	Kp	2,85	0,11	0,05	185	184
	T (s)	0,35	0,01	0,03		
	Tc (s)	0,24	0,03	0,13		
	$\alpha=Tc/T$	0,68	0,09	0,14		

Tabela 28 – Valores dos parâmetros Kp, T, Tc e Tc/T. Palmilhas. Piso flexível

Atividade rítmica	Parâmetro	Dados estatísticos				
		Média	Desvio-padrão	CV	Nº picos	Nº ciclos
1,89 Hz (113 bpm)	Kp	2,76	0,14	0,07	101	100
	T (s)	0,52	0,03	0,05		
	Tc (s)	0,40	0,03	0,07		
	$\alpha=Tc/T$	0,78	0,06	0,08		
2,00 Hz (120 bpm)	Kp	2,83	0,15	0,05	118	117
	T (s)	0,50	0,02	0,03		
	Tc (s)	0,34	0,02	0,06		
	$\alpha=Tc/T$	0,68	0,05	0,07		
2,27 Hz (136 bpm)	Kp	3,14	0,17	0,07	140	139
	T (s)	0,44	0,02	0,03		
	Tc (s)	0,29	0,02	0,07		
	$\alpha=Tc/T$	0,65	0,05	0,08		
2,86 Hz (172 bpm); trecho 0-32s	Kp	3,02	0,11	0,04	91	90
	T (s)	0,35	0,01	0,03		
	Tc (s)	0,25	0,01	0,03		
	$\alpha=Tc/T$	0,73	0,03	0,05		
2,86 Hz (172 bpm); trecho 32- 67s	Kp	2,17	0,13	0,06	156	155
	T (s)	0,35	0,01	0,04		
	Tc (s)	0,31	0,01	0,02		
	$\alpha=Tc/T$	0,90	0,04	0,04		

Tabela 29 – Valores dos parâmetros Kp, T, Tc e Tc/T. Acelerômetro (corpo). Piso rígido

Atividade rítmica	Parâmetro	Dados estatísticos				
		Média	Desvio-padrão	CV	Nº picos	Nº ciclos
1,89 Hz (113 bpm)	Kp	6,15	0,55	0,09	101	100
	T (s)	0,53	0,02	0,03		
2,00 Hz (120 bpm)	Kp	6,92	0,58	0,08	118	117
	T (s)	0,50	0,01	0,02		
2,27 Hz (136 bpm)	Kp	7,65	0,52	0,07	140	139
	T (s)	0,44	0,01	0,02		
2,86 Hz (172 bpm)	Kp	7,16	0,42	0,06	185	184
	T (s)	0,35	0,01	0,02		

Tabela 30 – Valores dos parâmetros Kp, T, Tc e Tc/T. Acelerômetro (corpo). Piso flexível

Atividade rítmica	Parâmetro	Dados estatísticos				
		Média	Desvio-padrão	CV	Nº picos	Nº ciclos
1,89 Hz (113 bpm)	Kp	1,93	0,29	0,15	224	223
	T (s)	0,52	0,06	0,12		
2,00 Hz (120 bpm)	Kp	4,46	0,31	0,07	164	163
	T (s)	0,50	0,01	0,03		
2,27 Hz (136 bpm)	Kp	5,23	0,23	0,04	181	180
	T (s)	0,44	0,01	0,03		
2,86 Hz (172 bpm)	Kp	5,17	0,15	0,03	240	239
	T (s)	0,35	0,01	0,03		

Em relação aos valores dos coeficientes de impacto, para o piso rígido e piso flexível, respectivamente, e considerando as quatro frequências de estudo; eles variam na faixa de $3,94 \pm 0,15$ a $4,39 \pm 0,28$ e de $3,10 \pm 0,21$ a $3,74 \pm 0,23$ para os sinais de força; de $2,85 \pm 0,11$ a $3,42 \pm 0,19$ e de $2,17 \pm 0,13$ a $3,14 \pm 0,17$ para os sinais de pressão; e de $6,15 \pm 0,55$ a $7,65 \pm 0,52$ e de $1,93 \pm 0,29$ a $5,23 \pm 0,23$ para os sinais de aceleração. É importante destacar que estes valores se encontram na faixa de variação citada pela literatura, da ordem de 2 a 4,5 – ou até mesmo 7 (MCDONALD; ŽIVANOVIĆ, 2016).

Conforme observado através dos sinais no domínio da frequência (ver seção 5.2), os valores do período da atividade (T) indicam que o indivíduo executou os saltos próximo ao ritmo estipulado pelo metrônomo (ver Tabelas 25 a 30). Entretanto, o desvio-padrão e o coeficiente de variação demonstram a natural intravariabilidade dos saltos. Isto é observado especialmente no que diz respeito aos saltos na frequência

de 1,89 Hz (quase-ressonância) no piso flexível e, principalmente, no sinal do acelerômetro ($T = 0,52 \pm 0,06$ s; ver Tabela 30); apresentando um coeficiente de variação igual a 12%.

No que se refere ao período de contato (T_c), para piso rígido e piso flexível, respectivamente, foram encontrados valores na faixa de $0,20 \pm 0,01$ s a $0,30 \pm 0,02$ s e de $0,23 \pm 0,01$ s a $0,39 \pm 0,04$ s para os sinais de força; e de $0,24 \pm 0,03$ s a $0,32 \pm 0,03$ s e de $0,25 \pm 0,01$ s a $0,40 \pm 0,03$ s para os sinais de pressão. No caso particular do sinal de pressão, em piso flexível, na frequência mais rápida (2,86 Hz); nota-se a diferença dos valores encontrados para o trecho de 0 a 32s ($0,25 \pm 0,01$ s) e de 32 a 87s ($0,31 \pm 0,01$ s). Esta diferença é devido ao aumento de dessincronia entre os pés.

Os valores da razão de contato (T_c/T), para piso rígido e piso flexível, respectivamente, situam-se na faixa de $0,52 \pm 0,04$ a $0,58 \pm 0,03$ e de $0,62 \pm 0,03$ a $0,75 \pm 0,08$ para os sinais de força; e de $0,58 \pm 0,06$ a $0,68 \pm 0,09$ e de $0,65 \pm 0,05$ a $0,90 \pm 0,04$ para os sinais de pressão. Destaca-se que estes valores estão em consonância com recentes estudos na literatura (ver capítulo 2, seção 2.3).

A fim de melhor compreender a variação dos parâmetros das Tabelas 25 a 30, é interessante apresentá-los graficamente. A Figura 133 mostra a variação do coeficiente de impacto em função da razão de contato, para o piso rígido e piso flexível, em relação aos sinais obtidos através da plataforma de força para as quatro frequências de estudo (1,89 Hz; 2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz).

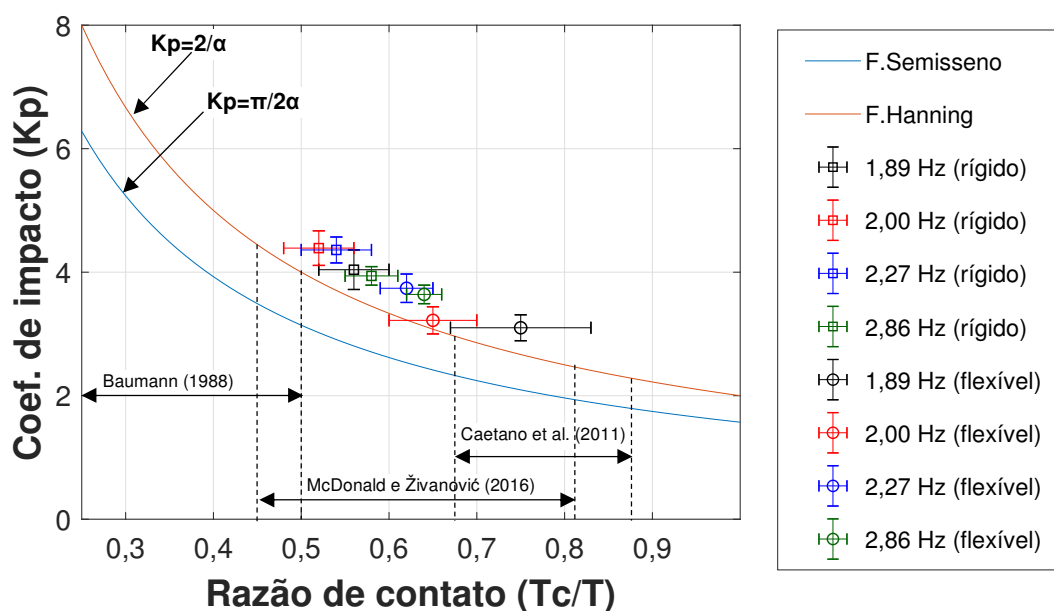


Figura 133 – Variação de K_p versus T_c/T . Piso rígido e piso flexível. Plataforma de força

De acordo com a Figura 133, convém chamar à atenção de que os pontos exibidos neste gráfico mostram o desvio-padrão (± 1 desvio) na direção horizontal (razão de contato) e na direção vertical (coeficiente de impacto). Pode-se observar que, independentemente do tipo de estrutura, os valores experimentais obtidos se aproximam da formulação teórica com base na função Hanning. É interessante notar que há um aumento geral da razão de contato na situação de saltos no piso flexível.

Isto é principalmente observado em relação às frequências de atividade que possuem o segundo harmônico mais próximo da frequência fundamental da estrutura ($f=3,84$ Hz), como é o caso das frequências de 1,89 Hz e 2,00 Hz. O desvio-padrão é maior para a situação de quase-ressonância (1,89 Hz - flexível). Além disso, considerando o piso flexível, também é importante destacar a redução dos coeficientes de impacto em relação ao piso rígido.

Em relação a avaliação dos sinais das palmilhas de pressão, esta investigação pode ser realizada através da Figura 134. Repare-se que os valores experimentais se situam sobre a curva analítica da função Hanning. Portanto, assim como verificado para os sinais da plataforma de força, este fato apresenta um forte indício de que a função Hanning represente de maneira mais realista os parâmetros experimentais associados aos saltos rítmicos. Por outro lado, os valores extremos do desvio-padrão (± 1) tendem a se aproximar da função Semisseno em algumas situações.

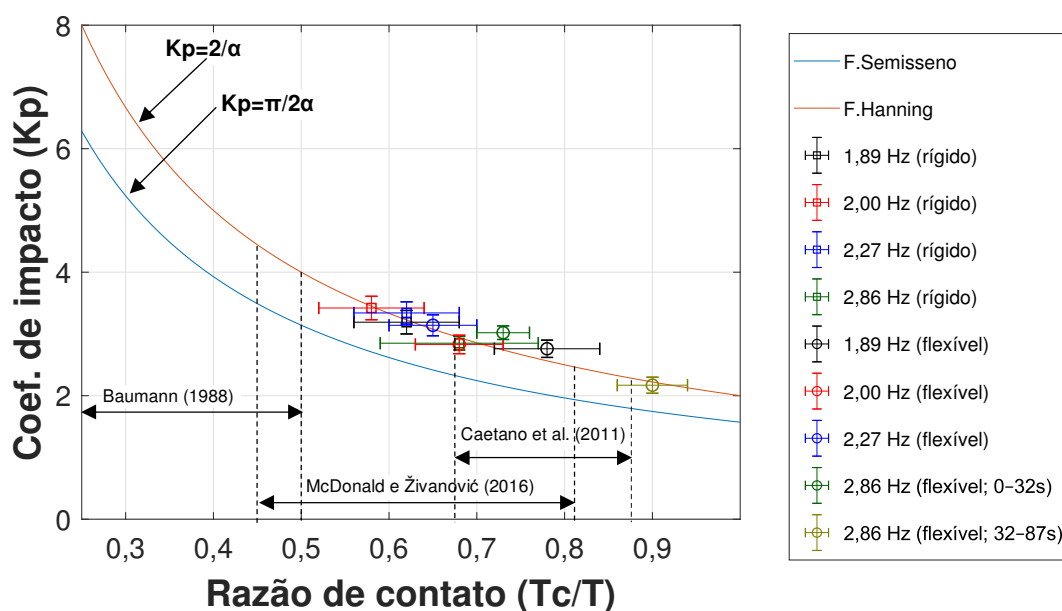


Figura 134 – Variação de K_p versus T_c/T . Piso rígido e piso flexível. Palmilhas

Analisando a Figura 134, nota-se que há um aumento da razão de contato das frequências realizadas no piso flexível em comparação com o piso rígido, assim como também foi verificado na Figura 133 (plataforma de força). Novamente, esta condição é mais acentuada em relação às frequências de 1,89 Hz e 2,00 Hz. Em relação à frequência mais rápida (2,86 Hz - flexível), a razão de contato obtida para o trecho de 32 a 87s ($0,90 \pm 0,04$) foi maior do que o de 0 a 32s ($0,73 \pm 0,03$), demonstrando o efeito do maior período de contato (isto fica mais claro a partir da visualização da Figura 137).

Conforme discutido no capítulo 2 (ver seções 2.3 e 2.4 e Tabela 15), recentes estudos têm apontado para valores de razão de contato acima de 0,4, que corroboram os resultados obtidos neste trabalho, como pode ser observado através das Figuras 133 e 134. Salienta-se que valores de razão de contato próximos a 1 indicam que a atividade tende a se aproximar do balançar do corpo sem perda de contato dos pés com o piso. É reportado na literatura que estes valores podem chegar a 0,87 (CAETANO et al., 2011) e até mesmo 0,95 (YAO et al., 2006).

A Figura 135 mostra a variação do coeficiente de impacto (valores médios) em função da frequência da atividade para todos os casos investigados. De forma a corroborar as análises anteriores, os coeficientes de impacto para o sinal de aceleração (a/g - rígido) foram os mais elevados. Ademais, vê-se que os sinais obtidos pelo acelerômetro acoplado ao corpo foram os mais influenciados pela flexibilidade da estrutura, apresentando a maior diferença quanto a magnitude deste coeficiente em comparação com os outros dois métodos; sobretudo para a frequência de 1,89 Hz.

Os sinais medidos pela plataforma de força assumem uma posição intermediária, enquanto que esta diferença (influência da flexibilidade da estrutura sobre o valor do coeficiente de impacto) é ainda menos acentuada para os sinais das palmilhas. Cabe salientar que a forma das curvas apresentadas na Figura 135 guardam um aspecto semelhante às aquelas apresentadas no capítulo 2 (ver Figuras 29 e 30). Este comportamento fica claro através da Figura 136, que compara os sinais deste trabalho (com ± 1 desvio-padrão) com as curvas da literatura.

Nota-se que as curvas Baumann e Bachmann (1988), para saltos de alto impacto e saltos normais sobre estrutura rígida e flexível, tendem a convergir para os sinais aceleração (a/g - flexível), força (F/G - rígido) a partir da frequência de 2,27 Hz. A melhor aproximação se dá em relação às curvas de saltos normais quando comparadas ao sinal de força (F/G - rígido). Além disso, observa-se que o sinal de

aceleração (a/g – rígido), a partir da frequência de 1,89 Hz, apresenta valores superiores à curva de saltos de alto impacto sobre estrutura rígida. Por outro lado, os sinais de força (F/G – flexível) e pressão (P/Pe – rígido e flexível) se aproximaram dos saltos caracterizados segundo o trabalho de McDonald e Živanović (2016).

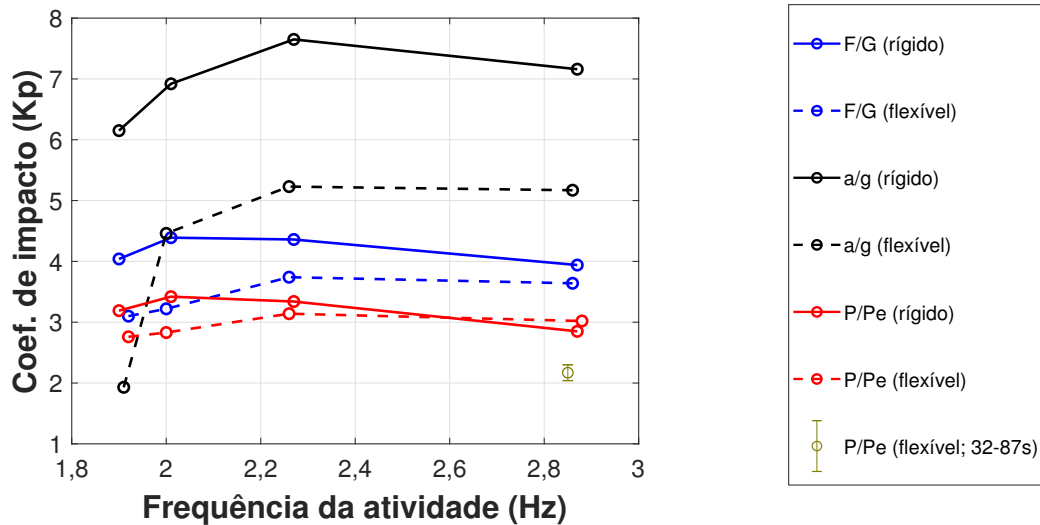


Figura 135 – Variação de K_p versus frequência da atividade

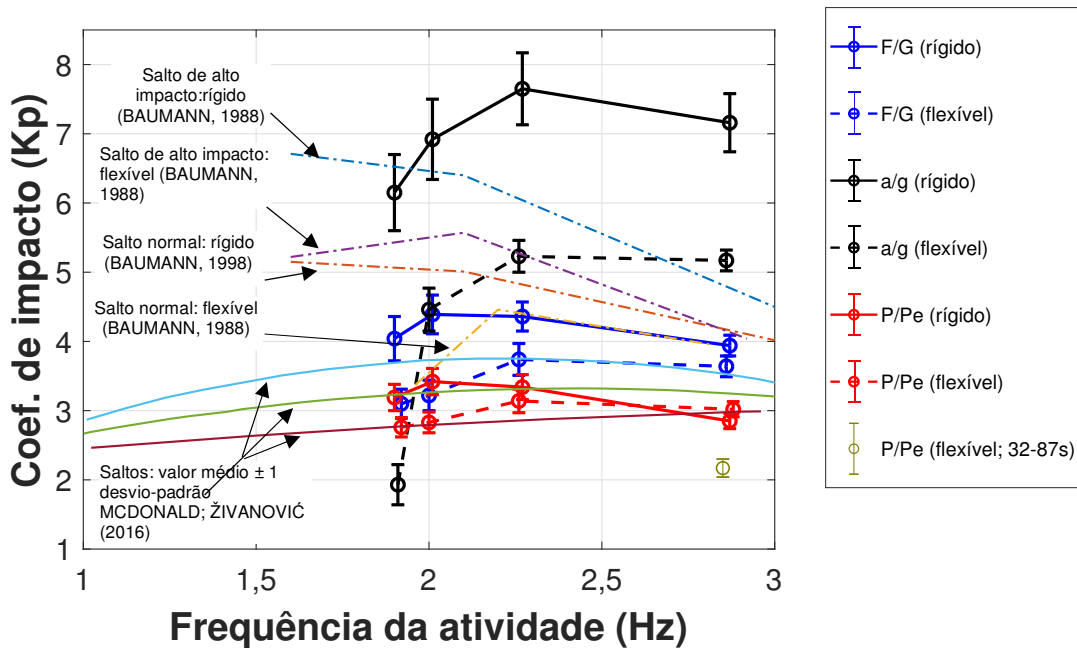


Figura 136 – Variação de K_p versus frequência da atividade (comparação com a literatura)

Finalmente, a Figura 137 apresenta a variação do período de contato (T_c) – valores médios – em função da frequência da atividade para os sinais da plataforma de força e das palmilhas, tanto para o caso rígido quanto flexível. Desse modo, é possível identificar claramente a influência da flexibilidade da estrutura no período de contato em função de cada método. Observa-se que as curvas dos sinais obtidos em piso flexível (F/G; P/Pe) são deslocados para cima no sentido do aumento do período de contato em comparação com aquelas do piso rígido.

Contudo, independentemente do tipo de estrutura, há uma tendência de redução do período de contato conforme há o aumento da frequência da atividade. Esta tendência foi discutida na seção 2.4 do capítulo 2 (ver Figura 39). Entretanto, deve-se salientar que frequências mais rápidas podem alterar o sincronismo entre os pés, levando a um valor maior quanto ao período de contato, conforme identificado no caso da frequência de 2,86 Hz para o trecho de 32 a 87s (P/Pe – flexível). Comparando-se a Figura 137 com a Figura 39b (seção 2.4), é interessante destacar que as curvas obtidas neste trabalho situam-se entre os valores experimentais de Willford (2001) e de Caetano et al. (2011) e Faisca (2003).

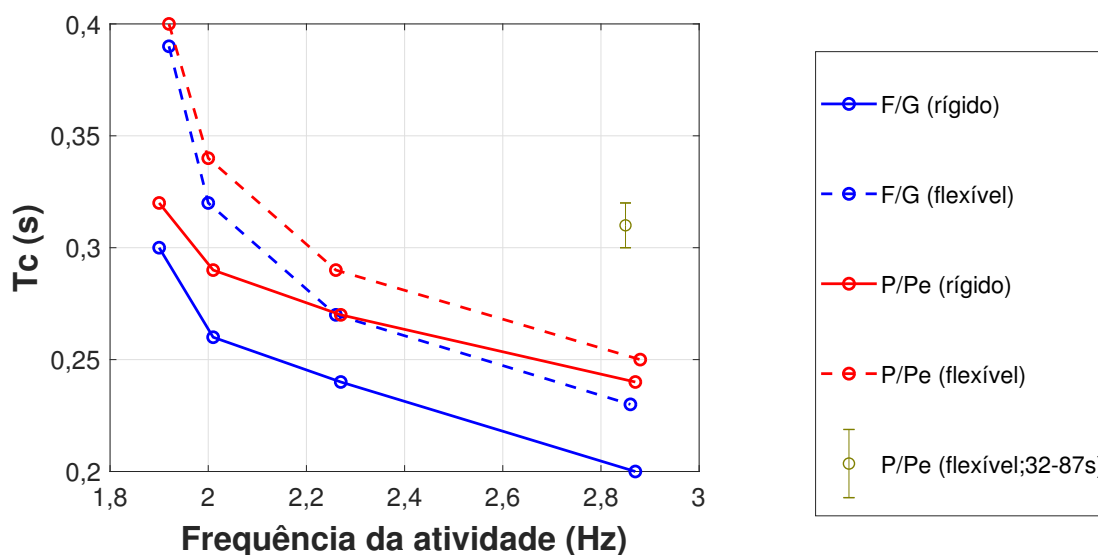


Figura 137 – Variação do período de contato em relação a frequência da atividade

Isto é mais bem observado com base na Figura 138. Nota-se que os sinais de força e pressão, em piso flexível, a partir da frequência de 1,90 Hz, se aproximam melhor dos valores obtidos por Caetano et al. (2011) e Faisca (2003). Já o sinal de

força (F/G – rígido) se encontra numa região intermediária entre os valores de Willford (2001) a Caetano et al. (2011) e Faisca (2003). É interessante observar que há um aumento da dispersão entre estes estudos para frequências da atividade abaixo de 2,00 Hz.

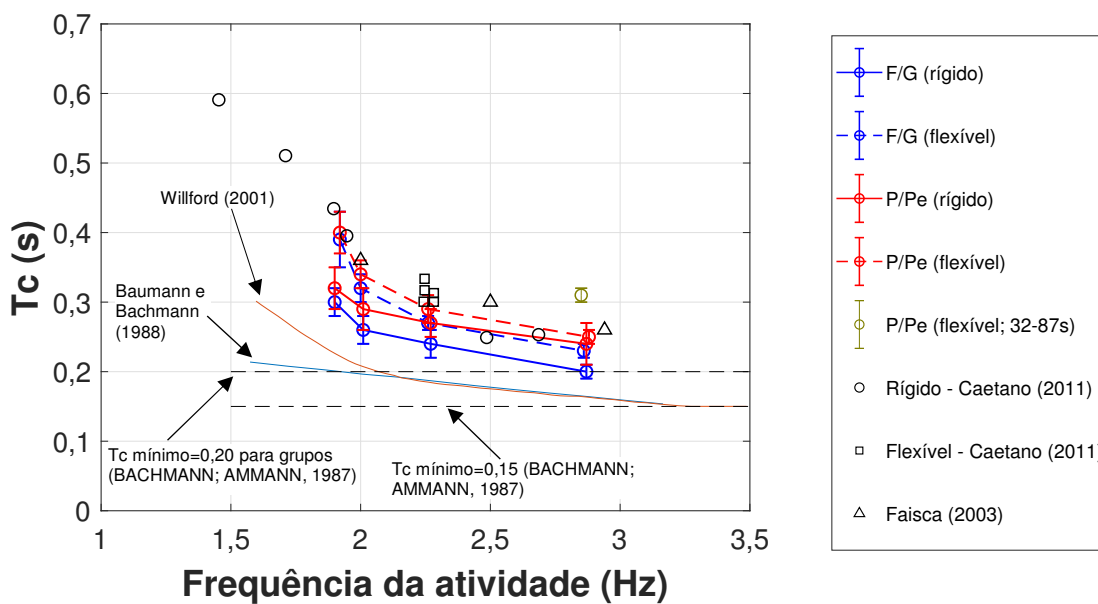


Figura 138 – Variação de T_c versus a frequência da atividade (comparação com a literatura)

O próximo capítulo apresenta a avaliação da interação ser humano-estrutura em piso flexível. Portanto, de modo oposto ao capítulo 5, será estudado o efeito do corpo humano sobre o sistema estrutural.

6 AVALIAÇÃO DA INTERAÇÃO PESSOA-ESTRUTURA EM PISOS

Este capítulo aborda o efeito da interação ser humano-estrutura nos pisos investigados. Desta forma, a seção 6.1 investiga esta influência considerando a variação postural do corpo humano (em pé e de joelhos fletidos) agindo de forma passiva, isto é, sem gerar força externa no piso flexível. Para isto, as análises foram realizadas através das funções de resposta em frequência (FRF).

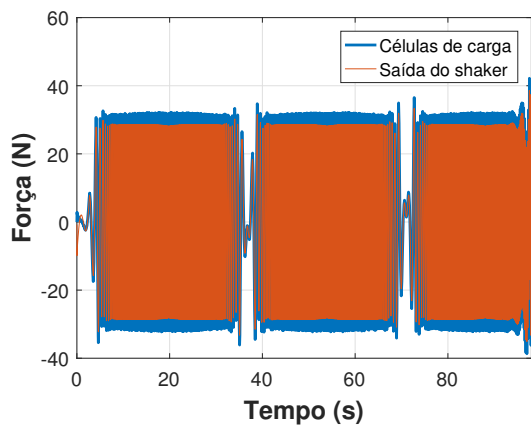
Já a seção 6.2 estuda o comportamento da interação pessoa-estrutura de forma ativa, ou seja, durante a execução dos saltos nas quatro frequências de estudo. Salienta-se que, para este caso, além do piso flexível, as propriedades dinâmicas do corpo também são estudadas em relação ao piso rígido. Adicionalmente, a seção 6.2 avalia a questão do conforto humano através das acelerações experimentais do piso flexível, com base nos limites estabelecidos segundo norma, autores e guias de projeto. Ressalta-se que parte dos resultados da seção 6.1 foram publicados em Gaspar et al. (2017b) e da seção 6.2 em Gaspar et al. (2017a).

6.1 Sistema ser humano passivo-estrutura

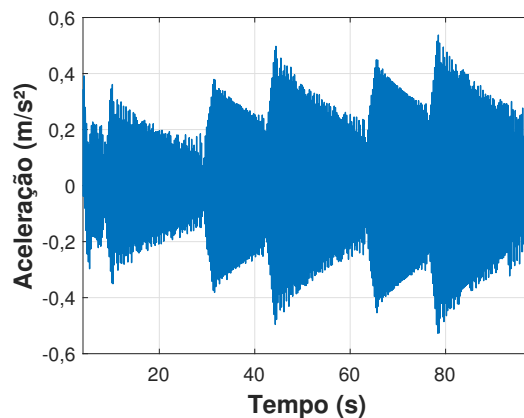
6.1.1 Análise das funções de resposta em frequência (FRF)

Os resultados apresentados e discutidos neste item tomam como base o estudo desenvolvido no capítulo 3 (seção 3.2) de forma que se recomenda ao leitor consultá-lo sempre que houver dúvida quanto ao desenvolvimento da metodologia aqui apresentada. Além disso, a seção 4.3 do capítulo 4 deve ser observada para a compreensão dos aspectos técnicos do ensaio e do sistema estrutural.

Considerando a técnica de varrimento (“swept-sine”) com largura de banda de frequência de 0 a 10 Hz aplicado na base da laje através de um excitador dinâmico (shaker), as Figuras 139, 140 e 141 mostram os sinais obtidos, no domínio do tempo, de força (sinal de entrada) e de aceleração da laje (sinal de saída) para a laje com a configuração de molas de apoio na posição 9, a mais rígida (POS 9), considerando a estrutura vazia, com a pessoa em pé e, por último, de joelhos fletidos. As Figuras 142, 143 e 144 exibem estes sinais para a configuração na posição 3 (POS 3) enquanto as Figuras 145, 146 e 147 apresentam os resultados para a posição 1 (POS 1).

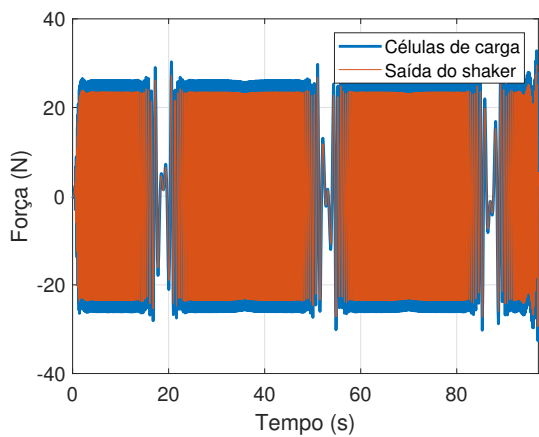


a) Força do shaker

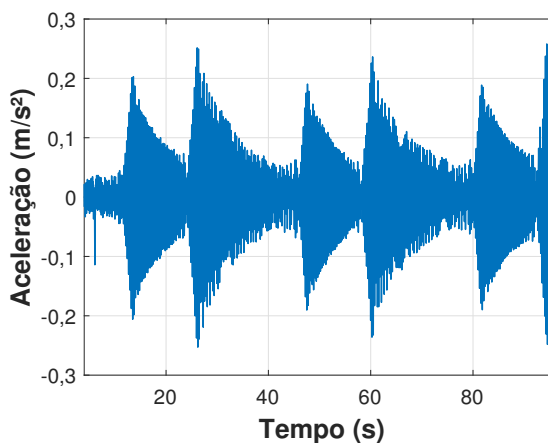


b) Aceleração da laje

Figura 139 – Estrutura vazia. Posição 9. Varrimento (swept-sine)

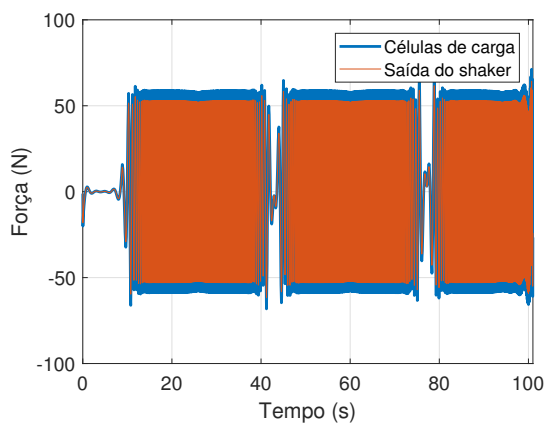


a) Força do shaker

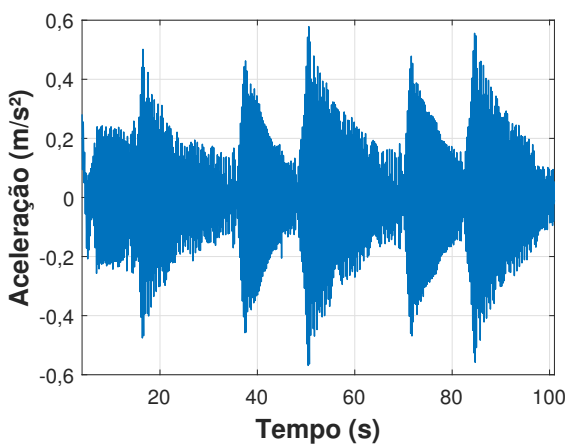


b) Aceleração da laje

Figura 140 – Estrutura cheia. Pessoa em pé. Posição 9. Varrimento (swept-sine)



a) Força do shaker



b) Aceleração da laje

Figura 141 – Estrutura cheia. Pessoa – joelhos fletidos. Posição 9. Varrimento (swept-sine)

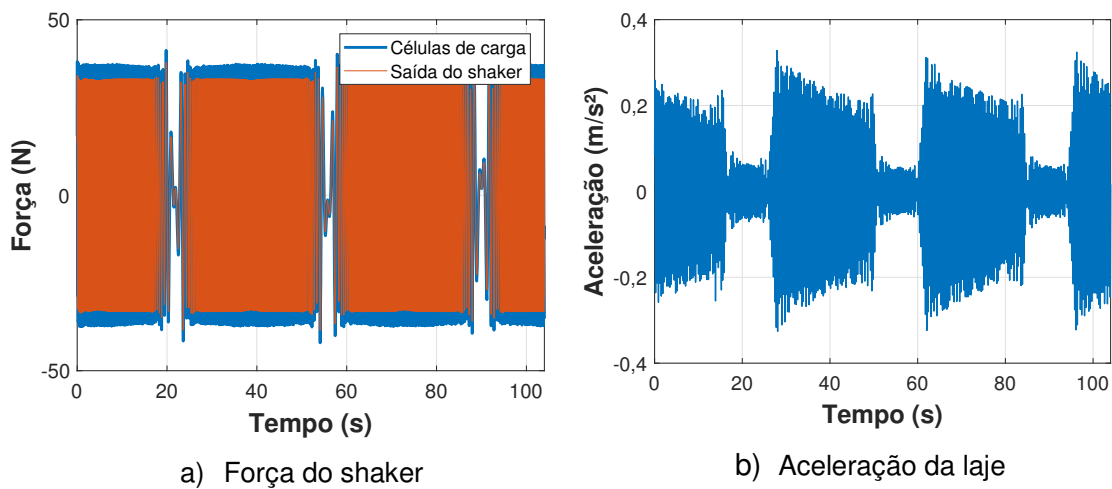


Figura 142 – Estrutura vazia. Posição 3. Varrimento (swept-sine)

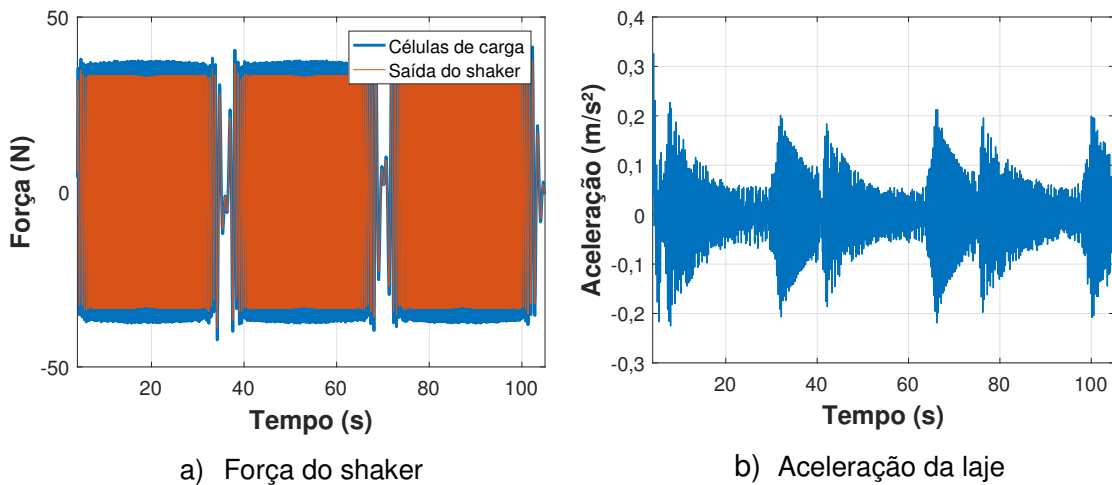


Figura 143 – Estrutura cheia. Pessoa em pé. Posição 3. Varrimento (swept-sine)

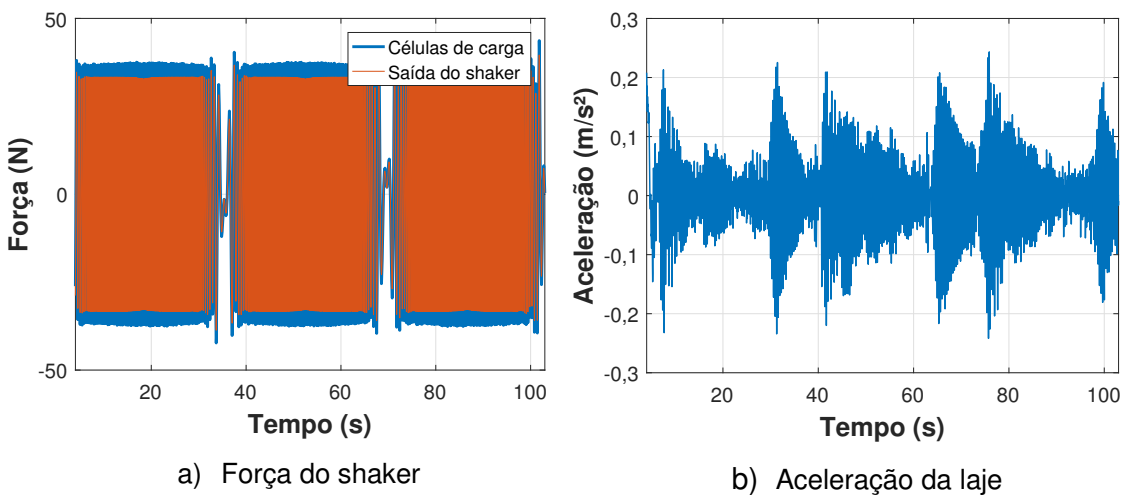
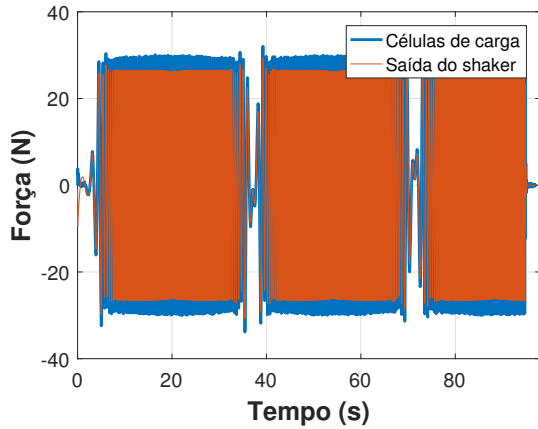
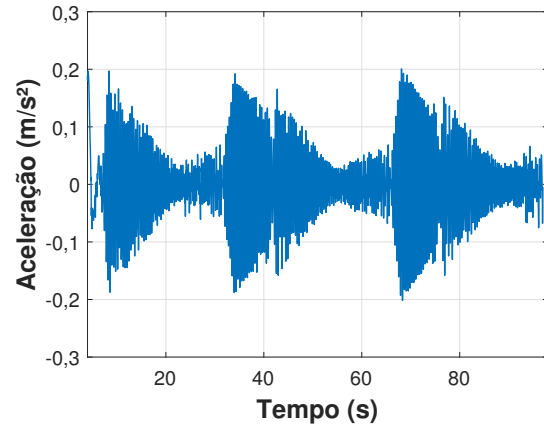


Figura 144 – Estrutura cheia. Pessoa – joelhos fletidos. Posição 3. Varrimento (swept-sine)

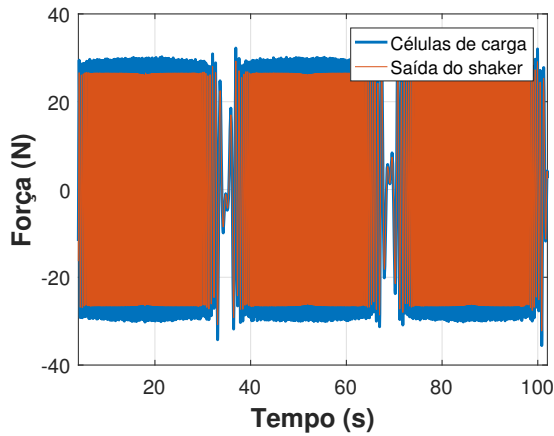


a) Força do shaker

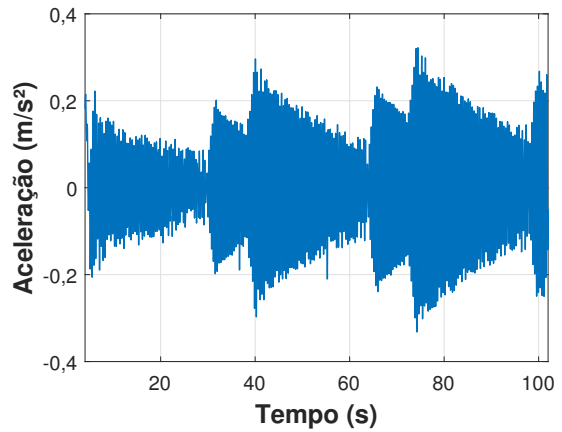


b) Aceleração da laje

Figura 145 – Estrutura vazia. Posição 1. Varrimento (swept-sine)

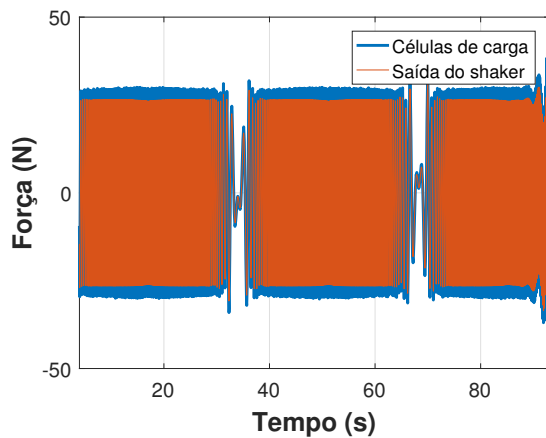


a) Força do shaker

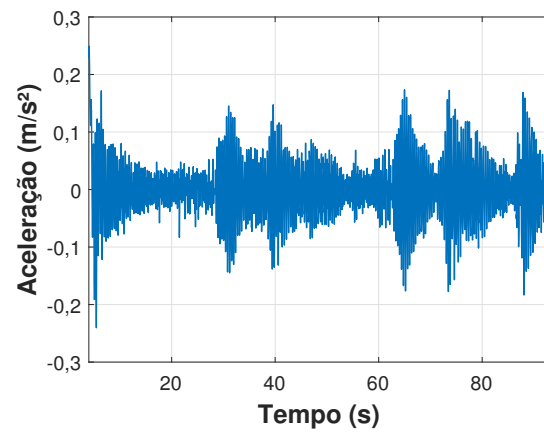


b) Aceleração da laje

Figura 146 – Estrutura cheia. Pessoa em pé. Posição 1. Varrimento (swept-sine)



a) Força do shaker



b) Aceleração da laje

Figura 147 – Estrutura cheia. Pessoa – joelhos fletidos. Posição 1. Varrimento (swept-sine)

Portanto, de posse dos sinais de entrada (força) e saída (aceleração), torna-se possível obter as funções de resposta em frequência para cada situação, através dos estimadores “H1 (f)” e “H2 (f)”. Para isto, estes sinais são transformados para o domínio da frequência [ver capítulo 3, equações (49) e (50)]. Ressalta-se que os sinais de forças empregados se referem àqueles medidos através das células de carga na base do shaker. Além disso, esses sinais são comparados com os sinais de referência gerados pela saída do amplificador do shaker a fim de verificar sua qualidade e ordem de grandeza.

A Tabela 31 exibe os parâmetros utilizados no pós-processamento de dados, apresentando o número de médias, se houve superposição da janela de dados, o tipo de janelamento e o estimador empregado. O número de médias se refere à quantidade de segmentos (ou blocos) que o sinal completo foi dividido, também conhecido como método de Welch (BRANDT, 2011). O tamanho de cada bloco foi de 16384 amostras, sendo que, para a frequência de amostragem de 500 Hz, corresponde a 32,768 s. Ademais, com o objetivo de minimizar o efeito do vazamento (*leakage*), aplicou-se o janelamento Hanning em cada bloco. Outra aplicação comum, em processamento de sinais, a fim de se aumentar o número de médias e melhorar a qualidade dos estimadores, se dá pela possibilidade de realizar a superposição (*overlap*) destes segmentos; portanto, considerando a aplicação da janela Hanning, 50% de superposição é usualmente visto como um valor ótimo (BRANDT, 2011).

Tabela 31 – Parâmetros utilizados no pós-processamento dos sinais experimentais

Posição das molas	Casos	Nº de médias (blocos)	Superposição dos blocos	Janelamento	Estimador
9	Estrutura vazia	2	Não	Hanning	H1
	Estrutura cheia (em pé)	3	Sim (50%)		H1
	Estrutura cheia (joelhos fletidos)	3	Não		H1
3	Estrutura vazia	3	Não		H1
	Estrutura cheia (em pé)	2	Não		H1
	Estrutura cheia (joelhos fletidos)	2	Não		H2
1	Estrutura vazia	2	Não		H1
	Estrutura cheia (em pé)	2	Não		H1
	Estrutura cheia (joelhos fletidos)	2	Não		H2

Cabe ressaltar que estes parâmetros foram manualmente verificados de modo que fossem geradas funções de coerência (γ^2) – definida pela razão entre os estimadores H1 e H2 – de boa qualidade. Isto será apresentado e explicado no item 6.2.1. Vale mencionar que, segundo Brandt (2011), com base na técnica de varrimento (“swept-sine”), apenas uma média pode ser suficiente quando o ruído nos sinais é desprezível; caso contrário, poucas médias, em geral, devem ser utilizadas para produzir bons resultados.

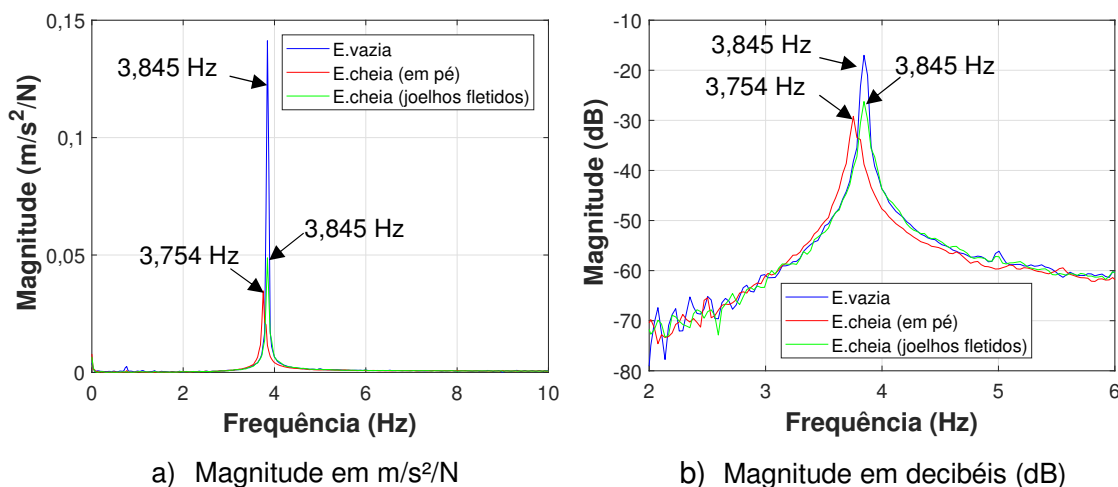


Figura 148 – Acelerância experimental. Posição 9

A Figura 148 apresenta a acelerância experimental para a posição 9 (POS 9) levando-se em conta os três casos investigados [estrutura vazia, cheia (em pé) e cheia (joelhos fletidos)]. O piso vazio (com a plataforma) apresentou uma frequência natural fundamental de 3,845 Hz, correspondente ao modo vibração na direção vertical.

De posse da Figura 148a, é interessante notar uma expressiva redução na magnitude da acelerância (de 0,14 $m/s^2/N$ para 0,03 $m/s^2/N$) quando o indivíduo está em pé sobre a laje. Além disso, houve uma redução em cerca de 2,4% da frequência da estrutura vazia (3,845 Hz) em comparação com o indivíduo em pé (3,754 Hz). Por outro lado, no caso em que o indivíduo se encontra com joelhos fletidos, houve uma redução de 0,14 $m/s^2/N$ para 0,05 $m/s^2/N$ na magnitude da acelerância, enquanto que não existiu variação em relação a frequência natural do sistema estrutural. A Figura 148b exibe o gráfico da acelerância expresso em decibéis (dB) para um valor de referência igual a 1 $m/s^2/N$ (EWINS, 2000). Vale a pena salientar que a magnitude expressa na escala logarítmica (dB) facilita a visualização e comparação das acelerâncias dos três casos investigados.

A Figura 149 mostra as acelerações experimentais obtidas para a laje com a configuração das molas de apoio na posição 3. Percebe-se a redução em torno de 62% na magnitude (Figura 149a) quando o indivíduo está em pé em comparação com a estrutura vazia (de 0,076 m/s²/N para 0,029 m/s²/N) e uma redução de 2% quando as frequências fundamentais são comparadas (de 3,08 Hz para 3,02 Hz). No tocante quando a pessoa se encontra com joelhos fletidos, não houve variação quanto às frequências naturais (f=3,08 Hz). Entretanto, ocorre a redução em cerca de 54% em relação à magnitude [de 0,076 m/s²/N para 0,035 m/s²/N, considerando a estrutura vazia e cheia (joelhos fletidos), respectivamente].

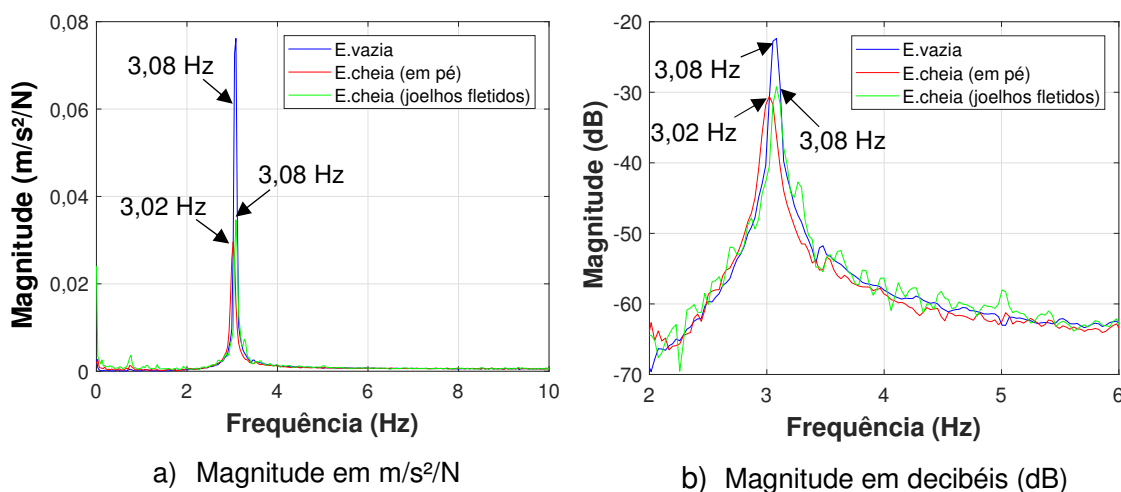


Figura 149 – Aceleração experimental. Posição 3

A Figura 150 exibe as acelerações para a configuração das molas de apoio na posição 1 (a de menor frequência natural). Quando a pessoa esteve em pé, houve uma redução em cerca de 50% em relação à magnitude da estrutura vazia (de 0,089 m/s²/N para 0,044 m/s²/N) e de 2,3% na frequência natural (de 2,59 Hz para 2,53 Hz). Quanto à postura de joelhos fletidos, esta redução foi de 74% (de 0,089 m/s²/N para 0,023 m/s²/N) para a magnitude.

No que diz respeito à frequência natural, novamente, não houve variação em relação à frequência natural da estrutura vazia. Neste caso (posição 1), percebe-se que existiu uma maior contribuição na redução da magnitude da FRF para postura com joelhos fletidos do que em pé; exibindo uma inversão em relação à configuração das molas de apoio nas posições 9 e 3.

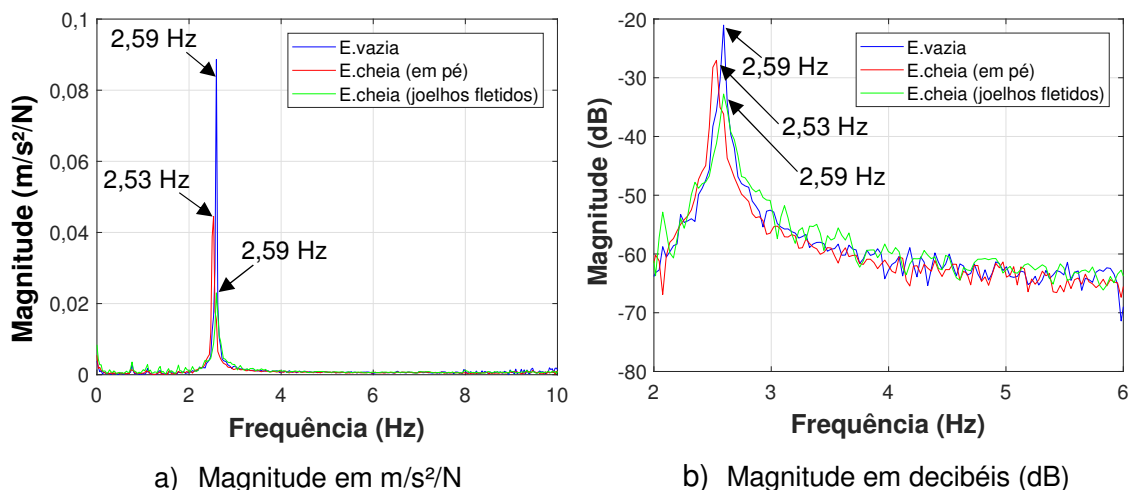


Figura 150 – Acelerância experimental. Posição 1

É interessante destacar que, com relação à variação da frequência natural em função de ambas as posturas nas três posições das molas de apoio (1, 3 e 9), um comportamento semelhante foi observado por Brownjohn (2001), isto é, a presença de um indivíduo na postura em pé sobre a estrutura foi responsável pela maior redução da frequência natural do que em relação à postura com joelhos muito fletidos (ver capítulo 3, Figura 56). Isto significa que o tipo de postura pode afetar a massa modal e a rigidez modal do corpo; consequentemente, isto influencia diretamente na frequência natural do conjunto “pessoa+estrutura”.

6.1.2 Identificação dos parâmetros modais do sistema estrutural

Com base nas acelerâncias obtidas no item 6.1.1, torna-se possível realizar a identificação dos parâmetros modais do sistema estrutural (massa, rigidez e amortecimento) vazio e cheio (pessoa + estrutura) – através de um sistema de um grau de liberdade (ver Figura 151) – para as três situações de estudo. Para este fim, técnicas de ajuste de curva (*curve-fitting*) são comumente utilizadas.

Nesta etapa, empregou-se o método das Frações Racionais Polinomiais (Rational Fraction Polynomial – RFP), utilizado em processamento de sinais (EWINS, 2000) de acordo com Richardson e Formenti (1982) e através do código elaborado por Acuna (2007) via Matlab (2017). Ademais, alternativamente, utilizou-se a função “fmincon” através do algoritmo “Interior Point”, baseado em métodos de gradiente, disponível em Matlab, cuja finalidade é encontrar o mínimo local da função objetivo sujeita a restrições.

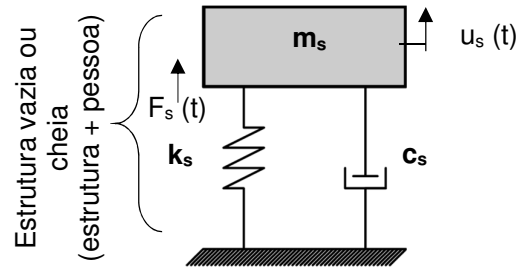


Figura 151 – Representação da estrutura vazia ou do conjunto “estrutura + pessoa” através de um grau de liberdade

O algoritmo “GlobalSearch” (Ugray et al., 2007; Matlab, 2017) foi empregado concomitantemente ao “Interior Point” de modo a procurar-se o mínimo global do problema de otimização. Para isto, o “GlobalSearch” utiliza o método “*scatter-search*” para gerar um conjunto de pontos iniciais dentro do limite de contorno especificado (superior e inferior).

A equação (106) apresenta a função objetivo do problema de otimização, que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da aceleração experimental (H_{exp_i}) e a simulada (H_{sim_i}), para $i=1,2,3,\dots,n$; onde “n” é o número total de amostras do vetor considerando a banda de frequência de interesse.

Desse modo, a expressão analítica da aceleração para a estrutura, “ H_{sim} ” [equação (107); esta corresponde à equação (60) (seção 3.2)], considerando um grau de liberdade, representa a aceleração a ser simulada ou ajustada. Onde “ ω ” é o vetor de frequência angular; “ m_s ”, “ k_s ” e “ c_s ” são as variáveis do problema. As equações (108) e (109) correspondem à frequência natural (f_s) e ao fator de amortecimento da estrutura (ξ_s), respectivamente.

$$\text{erro} = \sum_{i=1}^n \left(|H_{\text{exp}_i}| - |H_{\text{sim}_i}| \right)^2 \quad (106)$$

$$H_{\text{sim}} = \frac{\ddot{U}_s(\omega)}{F_s} = \frac{-\omega^2}{-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s} \quad (107)$$

$$f_s = \frac{\sqrt{k_s}}{2\pi \sqrt{m_s}} \quad [\text{Hz}] \quad (108)$$

$$\xi_s = \frac{c_s}{2\omega_s m_s} \quad (109)$$

Cabe ressaltar que, em problemas de otimização, é aconselhável fornecer – sempre que possível – um bom ponto inicial, ou que se aproxime da solução final desejada. Desse modo, o ponto inicial se refere aos valores de massa, rigidez e amortecimento estimados através do método das Frações Racionais Polinomiais. Assim, escolheu-se a melhor solução entre os dois métodos.

As Figuras 152 a 154; 155 a 157 e 158 a 160 apresentam a comparação entre as acelerações experimental (linha azul) e simulada (linha vermelha) para a estrutura vazia, cheia (em pé) e cheia (joelhos fletidos) para três posições das molas de apoio (POS 9, POS 3 e POS 1), respectivamente. Através da magnitude em dB (ver as Figuras 152a a 160a), nota-se um excelente ajuste de curva para os três casos investigados.

Além disso, as Figuras 152b a 160b apresentam a função de coerência relativa a cada aceleração experimental, sendo definida como a quantidade, γ^2 , obtida através da razão entre os estimadores H1 e H2. A função de coerência é um importante indicador sobre comportamento dinâmico do sistema estrutural, apresentando o grau de linearidade entre o sinal de entrada (força) e de saída (aceleração) no intervalo [0,1] (BILOŠOVÁ, 2011; BRANDT, 2011; CAETANO, 1992; EWINS, 2000).

Portanto, o valor $\gamma^2=1$ indica a total linearidade entre ambos os sinais. Caso contrário, para valores de γ^2 próximos a zero, isto significa que pode existir um elevado nível de ruído nos sinais, não-linearidade do comportamento estrutural ou presença de outras fontes de excitação não quantificadas no sinal de entrada (CAETANO, 1992). Caetano (1992) cita que, na prática, valores acima de 0,8 são satisfatórios para caracterização do sistema dinâmico.

Neste trabalho, obtiveram-se coerências acima de 0,90 nos picos de cada FRF (aceleração), o que é de fundamental importância para a realização do ajuste de curvas entre a aceleração experimental e simulada (ver Figuras 152b a 160b). Por outro lado, a presença humana sobre a laje durante varrimento na faixa de 0 a 10 Hz pode induzir pequenas excitações não quantificadas nos sinais experimentais, principalmente na postura de maior fadiga (joelhos fletidos). Ademais, o próprio processamento de sinais pode gerar sinais com melhores ou piores coerências, em função do tamanho/trecho do sinal escolhido, janelamento e número de médias.

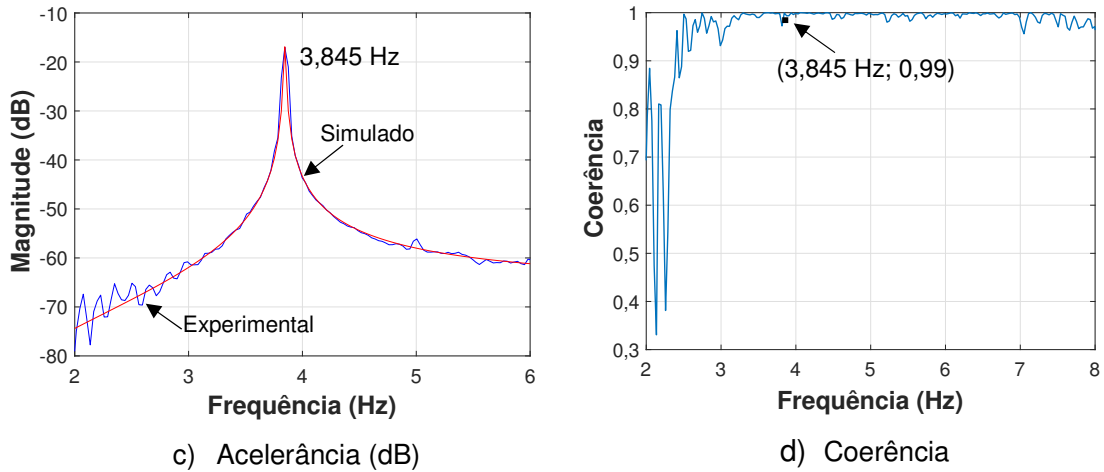


Figura 152 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 9

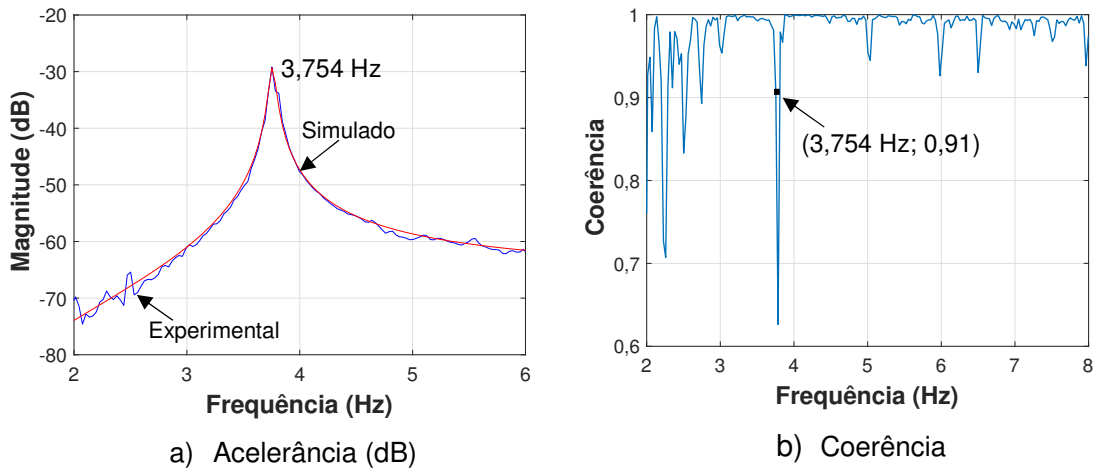


Figura 153 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 9

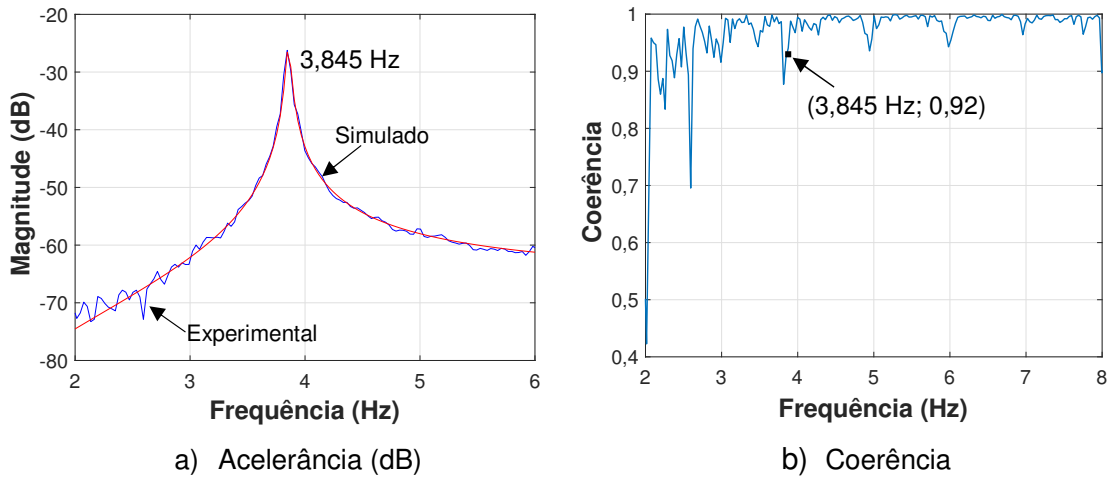


Figura 154 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 9

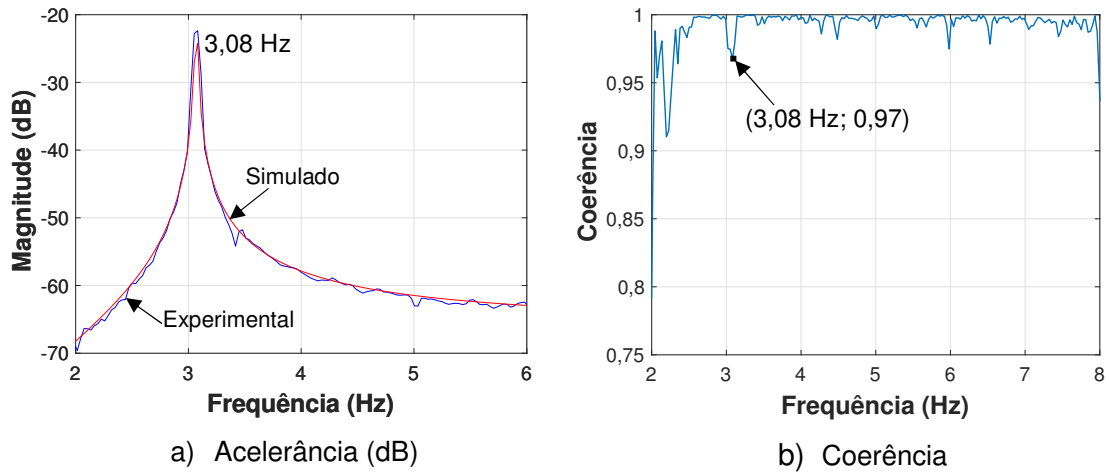


Figura 155 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 3

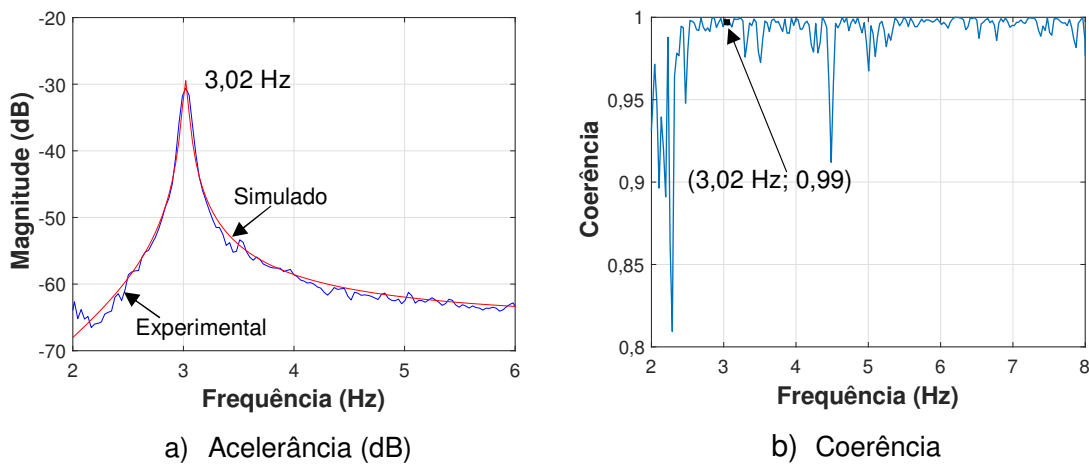


Figura 156 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 3

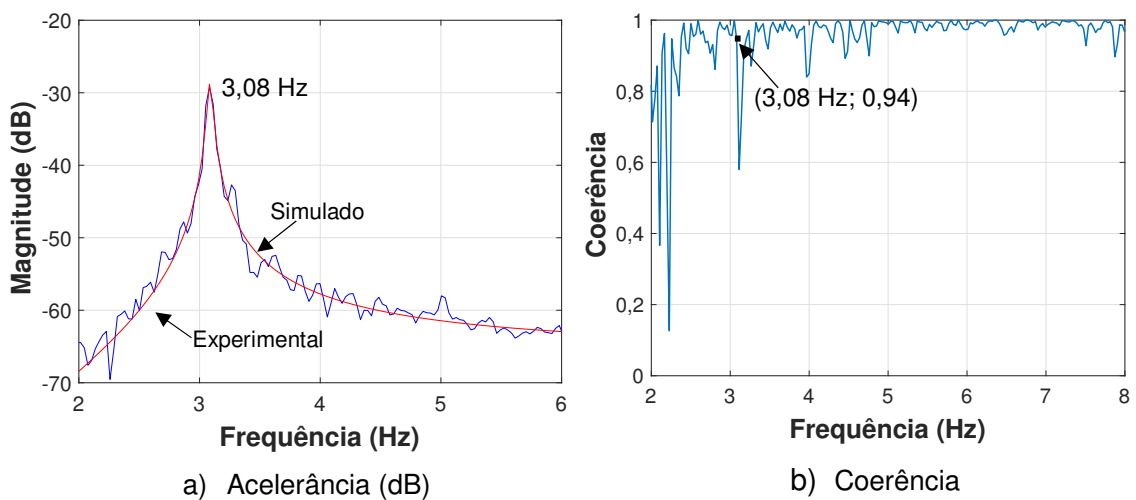


Figura 157 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 3

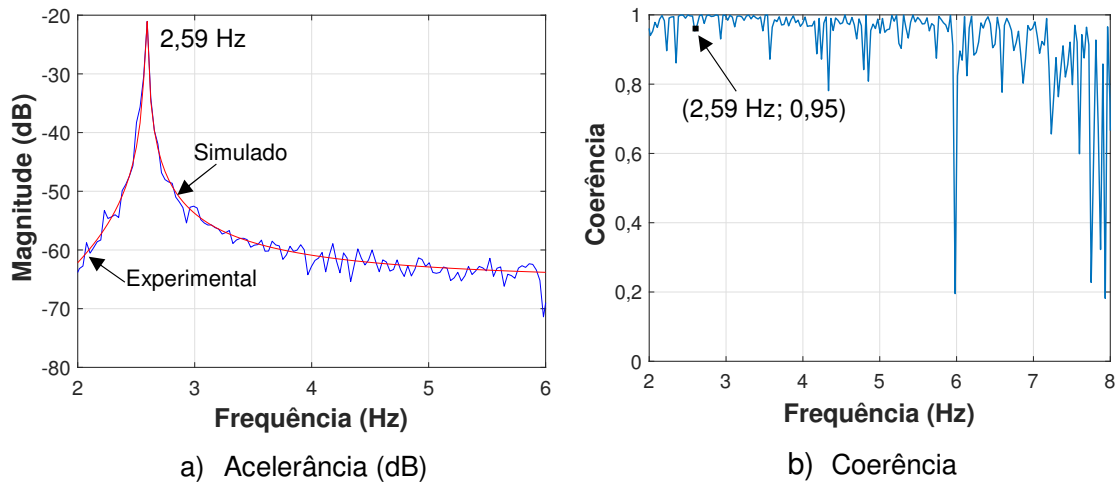


Figura 158 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 1

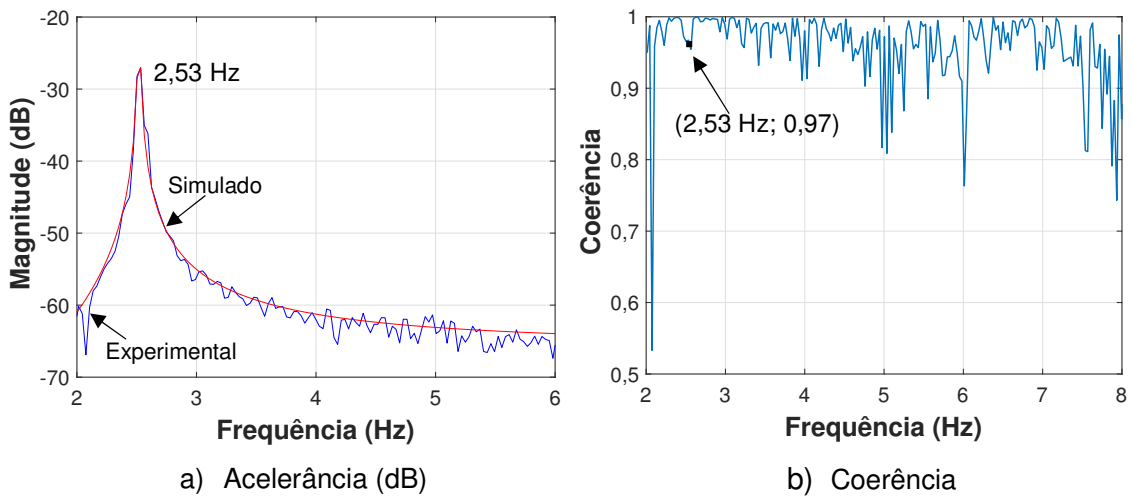


Figura 159 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 1

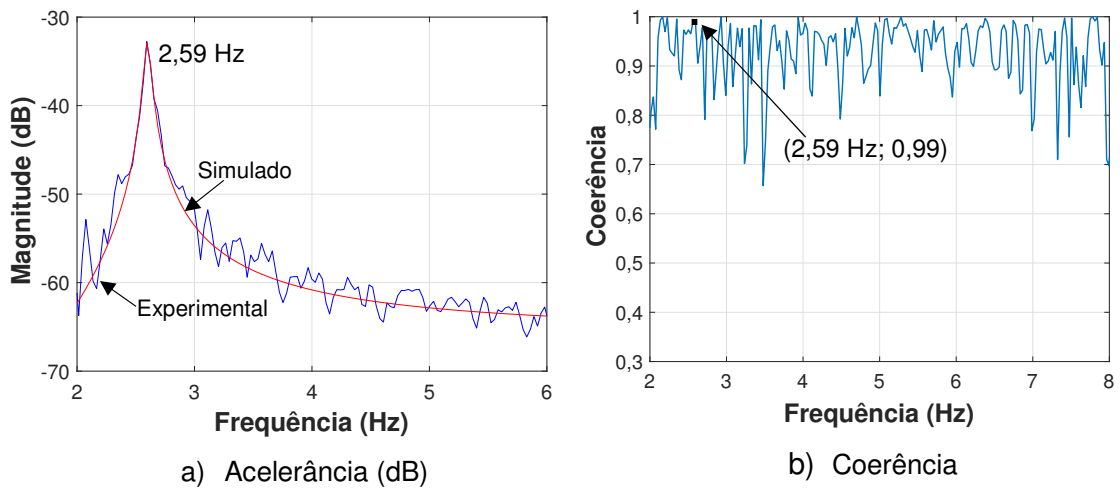


Figura 160 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 1

Tabela 32 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 9

Casos	Parâmetros modais identificados				
	m_s (kg)	c_s (N.s/m)	k_s (N/m)	f_s (Hz)	ξ_s (%)
Estrutura vazia	1943,60	169,04	1134381,97	3,845	0,18
Estrutura cheia (em pé)	2013,30	679,74	1120713,23	3,755	0,72
Estrutura cheia (joelhos fletidos)	1962,00	456,92	1150906,14	3,855	0,48

Tabela 33 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 3

Casos	Parâmetros modais identificados				
	m_s (kg)	c_s (N.s/m)	k_s (N/m)	f_s (Hz)	ξ_s (%)
Estrutura vazia	1900,15	80,17	706777,62	3,07	0,11
Estrutura cheia (em pé)	1969,35	559,75	708229,82	3,02	0,75
Estrutura cheia (joelhos fletidos)	1908,13	523,77	717735,96	3,09	0,71

Tabela 34 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 1

Casos	Parâmetros modais identificados				
	m_s (kg)	c_s (N.s/m)	k_s (N/m)	f_s (Hz)	ξ_s (%)
Estrutura vazia	1904,81	90,71	503378,54	2,59	0,15
Estrutura cheia (em pé)	1913,51	125,91	479341,17	2,52	0,21
Estrutura cheia (joelhos fletidos)	1900,99	717,99	506694,54	2,60	1,16

As Tabelas 32, 33 e 34 exibem os parâmetros modais calculados relativos a massa, amortecimento, rigidez, frequência natural e fator de amortecimento para os casos estudados (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos) levando-se em conta a variação da posição das molas de apoio (POS9, POS3 e POS1), respectivamente.

Antes de se analisar os resultados exibidos nas Tabelas 32, 33 e 34, é importante fazer alguns comentários sobre os erros associados à determinação das acelerações experimentais (representadas pelas linhas azuis nas Figuras 152 a 160), os quais podem interferir na identificação dos parâmetros modais. Tais erros, naturalmente envolvidos no processo de estimação pelo uso dos estimadores H1 e H2, são denominados de “erro de viés (*bias error*)” e “erro aleatório (*random error*)” (CAETANO, 1992; BRANDT, 2011). O primeiro, erro de viés, diz respeito à diferença

entre o valor expectável e o valor real da Função de Resposta em Frequência (FRF) e o segundo, erro aleatório, está associado à variância, que representa uma medida de como a função de densidade de probabilidade se distribui em torno do valor expectável médio (CAETANO, 1992).

Estes erros podem ser causados por vários motivos, nomeadamente: resolução em frequência insuficiente, existência de ruído nos sinais, vazamento (*leakage*), comportamento não-linear do sistema analisado ou até mesmo pela escolha inadequada de um estimador em detrimento do outro (CAETANO, 1992; BRANDT, 2011). Na prática, o erro de viés pode ser minimizado através do aumento da resolução em frequência (o qual pode ser conseguido com o aumento do tamanho do bloco). Em relação ao erro aleatório, este pode atingir valores próximos a zero quando a função de coerência possui valores próximos à unidade ($\gamma^2=1$) na zona de ressonância. Além disso, quando isto não for possível, pode-se reduzir o erro aleatório através do aumento do número de médias (BRANDT, 2011).

Portanto, a fim de minimizar simultaneamente os erros de viés e aleatório, deve-se salientar que há um compromisso entre eles quando o tamanho da amostra dos sinais é limitado. Isto porque quando se aumenta o tamanho do bloco, reduz-se o número de médias e vice-versa. A duração dos ensaios foi limitada na faixa de 90 a 160 s de modo a evitar a fadiga do indivíduo nas posturas em pé e com joelhos fletidos. Levando-se em conta esta limitação, o tamanho do bloco foi de 16384 amostras e o número de médias foi obtido em função de cada caso (conforme comentado no item 6.1.1, ver também a Tabela 31) de maneira que fossem obtidas coerências acima de 0,90.

Considerando as Tabelas 32, 33 e 34, nota-se que as frequências identificadas correspondem aos valores das acelerações experimentais analisadas no item anterior (6.1.1) para todos os casos, podendo ocorrer, em algumas situações, variações abaixo de 1%. Em relação à posição 9, os valores obtidos para a massa modal da estrutura cheia com o ser humano em pé (2013,30kg) e com joelhos fletidos (1962,00 kg) são maiores do que para a estrutura vazia (1943,60kg).

Esta tendência também é observada para a posição 3 – embora com valores menores – iguais a 1900,15 kg; 1969,35 kg e 1908,13 kg (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos, respectivamente – posição 3). Já para a posição 1, os valores de massa modal foram iguais a 1904,81 kg; 1913,51 kg e 1900,99 kg (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos, respectivamente).

Conforme comentado na seção 4.3, a massa da laje é igual a 1975 kg, sendo que o valor total da massa do conjunto pode chegar até 2145,8 kg (laje+plataforma+peessoa). Por isso, ressalta-se que, no problema de otimização, os limites superiores e inferiores para a massa modal foram de 1900 kg a 2200 kg, respectivamente. Todavia, observa-se que há variação nos valores das massas modais (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos) em função da posição das molas de apoio (9, 3 e 1). Estas diferenças podem ser explicadas pelas incertezas associadas ao experimento e à estimação das acelerações experimentais (erro de viés e erro aleatório). Além disso, no que diz respeito ao processo de identificação dos parâmetros modais, a massa, a rigidez e o amortecimento foram otimizados simultaneamente, de forma que há liberdade de ajuste quanto à razão $(k_s/m_s)^{0,5}$ correspondente à frequência natural.

Em relação aos fatores de amortecimento para a estrutura vazia, observam-se valores de 0,18%, 0,11% e 0,15% para as posições 9; 3 e 1, respectivamente; indicando que este sistema estrutural possui um baixo amortecimento inerente. É interessante observar o aumento de amortecimento conferido pela presença do ser humano sobre a estrutura, com uma relação de quatro vezes (0,72%/0,18%) e de cerca de duas vezes e meia maior (0,48%/0,18%) quando o indivíduo está em pé e com joelhos fletidos, respectivamente, na posição 9.

No que diz respeito à posição 3, este aumento é cerca de sete vezes (0,75%/0,11%) e em torno de seis vezes e meia maior (0,71%/0,11%) quando o indivíduo está em pé e com joelhos fletidos, respectivamente. Para a posição 1, verifica-se a relação de 1,4 vezes maior (0,21%/0,15%) considerando a postura em pé; e 7,7 vezes maior (1,16%/0,15%) para joelhos fletidos.

Um fato interessante notado é que um determinado tipo de postura pode contribuir mais ou menos para o aumento do amortecimento global em função da frequência natural da estrutura. Na situação mais rígida ($f=3,84$ Hz; POS 9), a postura em pé contribuiu mais do que com joelhos fletidos. Na posição intermediária ($f=3,08$ Hz – POS 3) a contribuição de ambas foi da mesma ordem de grandeza. Já para a posição mais flexível ($f=2,09$ Hz; POS 1), houve um aumento expressivo do amortecimento para joelhos fletidos em comparação com a postura em pé. Isto indica que a frequência natural do corpo – em função do tipo de postura – pode aumentar ou diminuir o efeito da interação ser humano-estrutura. Isto será bem mais investigado no próximo item.

6.1.3 Identificação dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano

Uma vez obtidos os parâmetros modais conforme apresentados nas Tabelas 32, 33 e 34, é importante conhecer os parâmetros biodinâmicos do corpo humano que interagem com a estrutura através de um sistema com dois graus de liberdade (ver Figura 161). Portanto, pode-se utilizar a mesma metodologia apresentada no item anterior: otimizar a função objetivo [equação (106)] que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da aceleração experimental (H_{expi}) e a simulada (H_{simi}).

Por outro lado, nesta etapa, a aceleração simulada presente na equação (106) corresponde às equações (110) e (111) [ver também a seção 3.2 e as equações (73) e (74)], apresentadas para os modelos 1 e 2 (ver Figura 161) de interação ser humano passivo-estrutura, respectivamente. Desta maneira, conhecendo-se as propriedades modais da estrutura vazia (fixas) (" m_{sv} ", " k_{sv} " e " c_{sv} ") – estimadas no item anterior (6.1.2) – correspondentes ao grau de liberdade da estrutura, as variáveis do corpo humano " m_h ", " k_h " e " c_h " (modelo IHPE 1); e " m_h ", " m_0 ", " k_h " e " c_h " (modelo IHPE 2) podem ser obtidas. Salienta-se que a aceleração experimental a ser usada (H_{expi}) corresponde, para cada caso, àquela da estrutura cheia (em pé e com joelhos fletidos) para as três posições das molas de apoio (POS 9; POS 3 e POS 1).

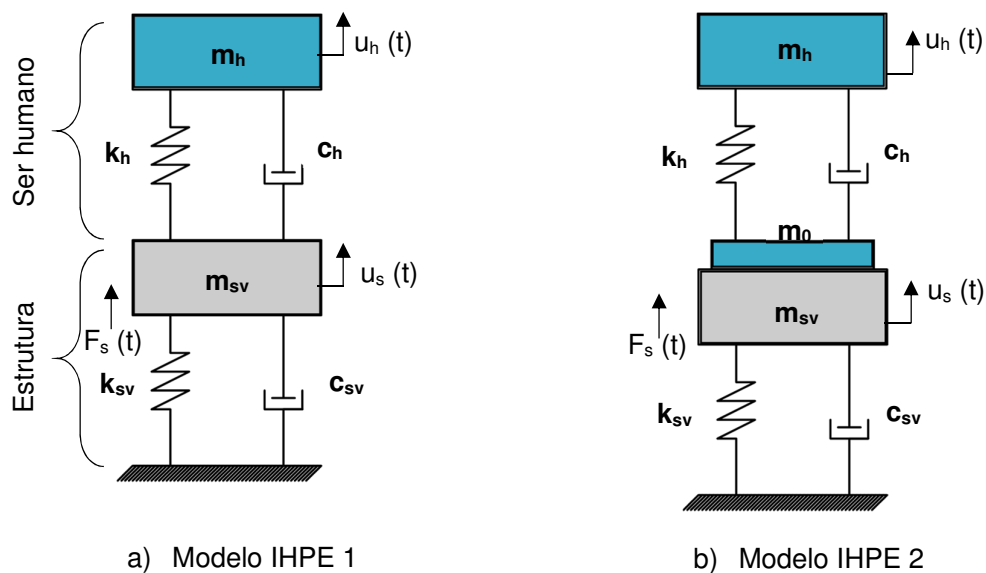


Figura 161 – Modelos biodinâmicos da interação ser humano passivo-estrutura

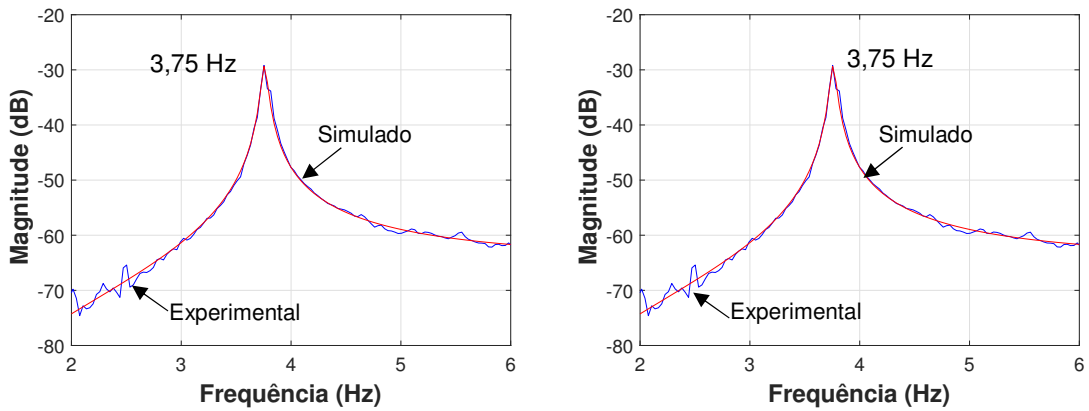
$$H_{\text{mod1}}(\omega) = \frac{-\omega^2(-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h)}{[-m_{sv}\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2} \quad (110)$$

$$H_{\text{mod2}}(\omega) = \frac{-\omega^2(-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h)}{[-(m_{sv} + m_0)\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2} \quad (111)$$

Com objetivo de verificar se o método de otimização tem influência sobre os parâmetros estimados, aplicou-se a função “fmincon” através do algoritmo “Interior Point”, considerando tanto o método de geração de pontos iniciais através do algoritmo “GlobalSearch” quanto o MultiStart (Matlab, 2017). Este último considera um conjunto de pontos iniciais fornecidos explicitamente pelo usuário de modo que o mínimo global possa ser buscado dentro dos limites de contorno especificados, com base nas equações (108) e (109). Em relação ao primeiro ponto inicial, foram utilizados os valores recomendados pelo guia JWG (2008): frequência natural do corpo igual a 5 Hz e fator de amortecimento de 40% para a pessoa em pé; e 2,30 Hz e 25%, respectivamente, para joelhos fletidos.

No que diz respeito às restrições do problema de otimização, segundo Nimmen (2015), a frequência natural do corpo pode variar entre 2 Hz a 7,5 Hz; e o fator de amortecimento entre 20% a 60%; em função da postura. Entretanto, no presente trabalho, atribui-se o limite inferior de frequência igual a 1 Hz. Em relação ao “MultiStart”, ressalta-se que foram gerados (manualmente) 432 pontos iniciais com a finalidade de explorar ao máximo o espaço definido entre os limites de contorno de acordo com as restrições.

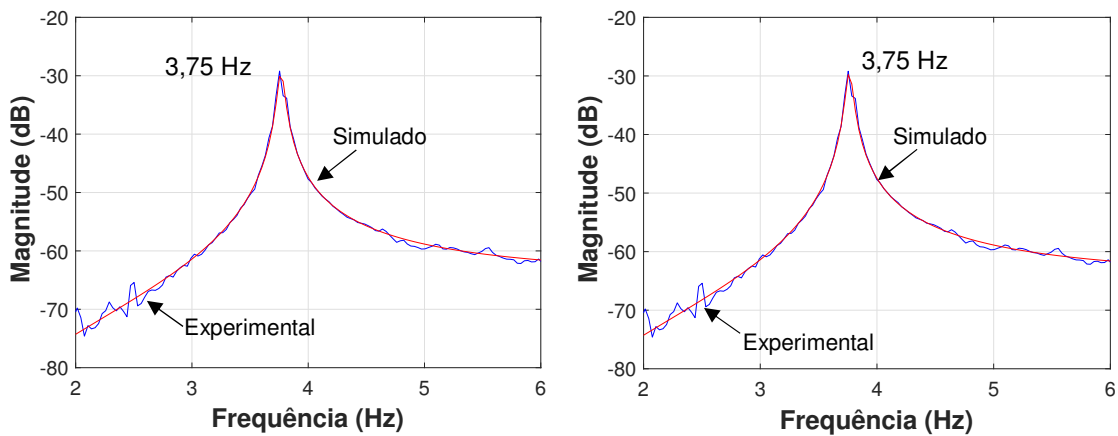
Com relação aos valores iniciais de massa, foram atribuídos valores iguais a 100%, 85%, 38% (conforme comentado na seção 3.4) e 10% da massa estática. O modelo 2 apresenta uma restrição adicional da massa “ m_0 ” para que a soma entre “ m_0 ” e “ m_h ” corresponda à massa estática do indivíduo (NIMMEN, 2015). As Figuras 162 a 173 apresentam os ajustes de curva entre aceleração experimental e a simulada para os modelos 1 e 2 (pessoa em pé e com joelhos fletidos, respectivamente) para as posições de molas de apoio 9; 3 e 1, respectivamente. Observa-se um excelente ajuste para ambos os métodos de otimização (“GlobalSearch” e “MultiStart”) para os casos avaliados.



a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

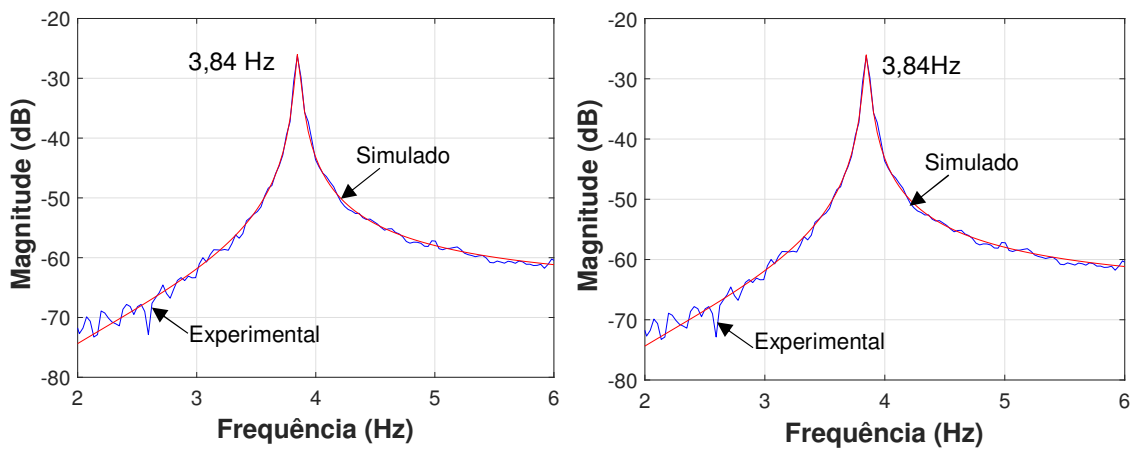
Figura 162 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 9



a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

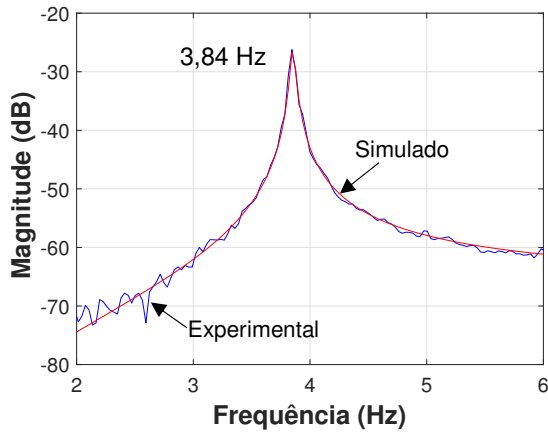
Figura 163 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 9



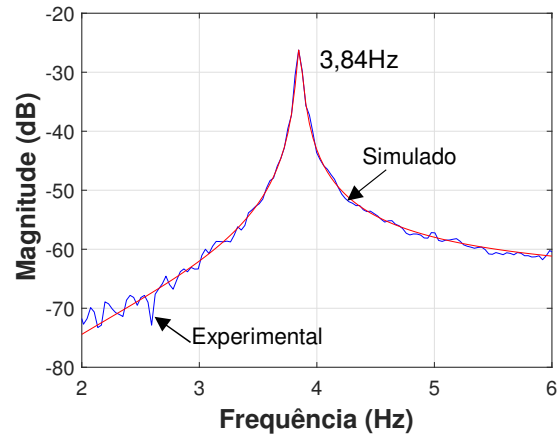
a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 164 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 9

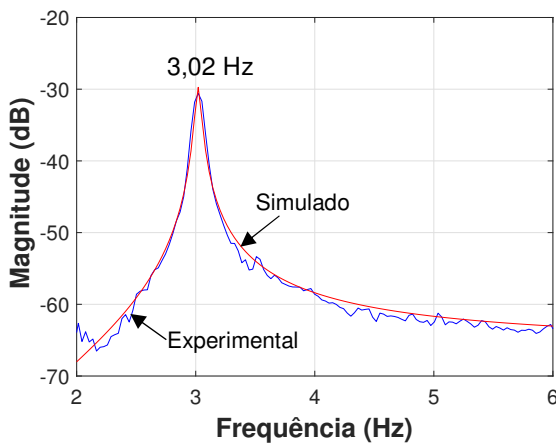


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

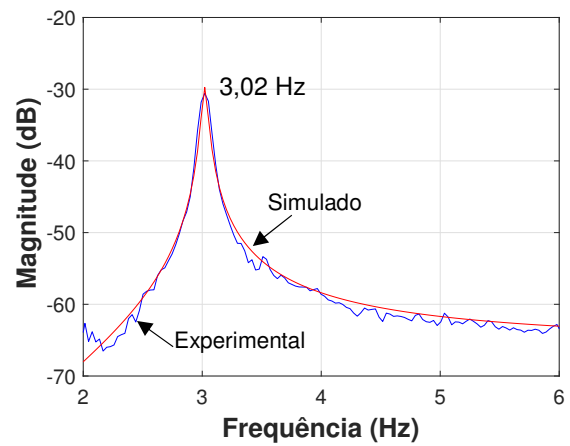


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 165 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 9

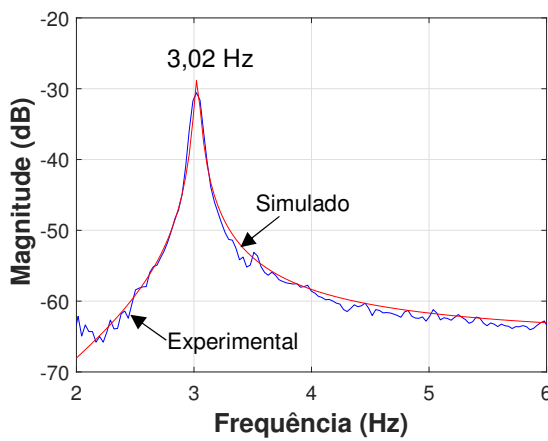


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

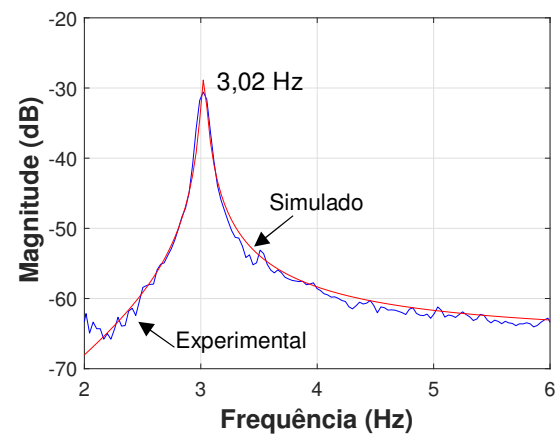


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 166 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 3

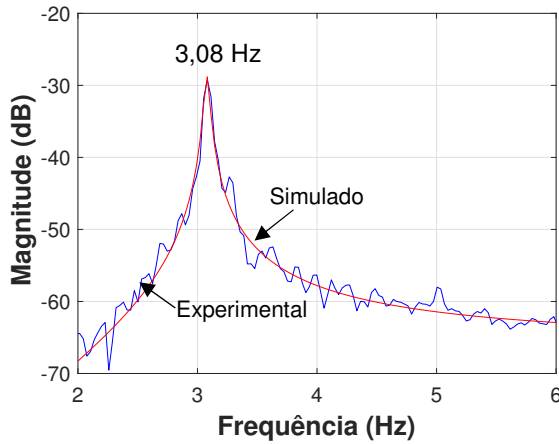


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

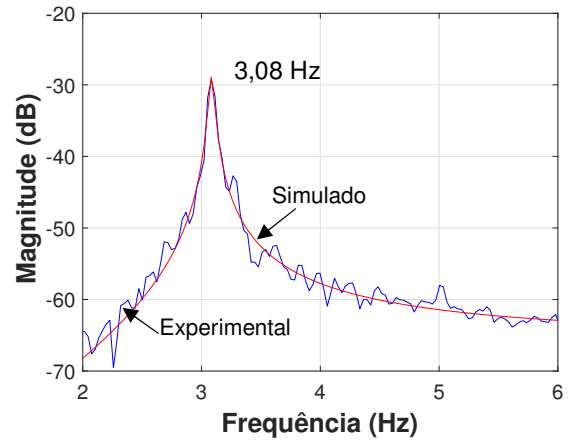


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 167 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 3

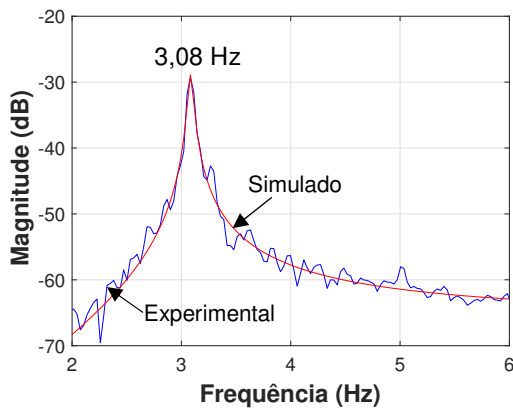


c) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

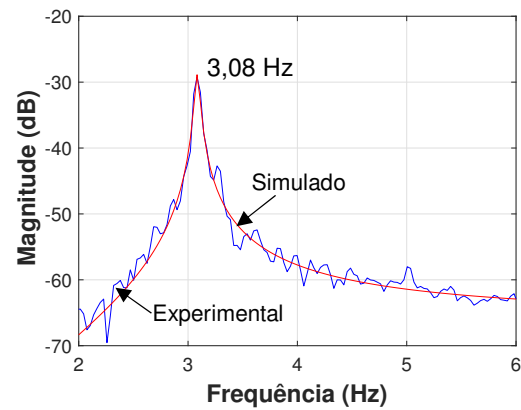


d) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 168 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 3

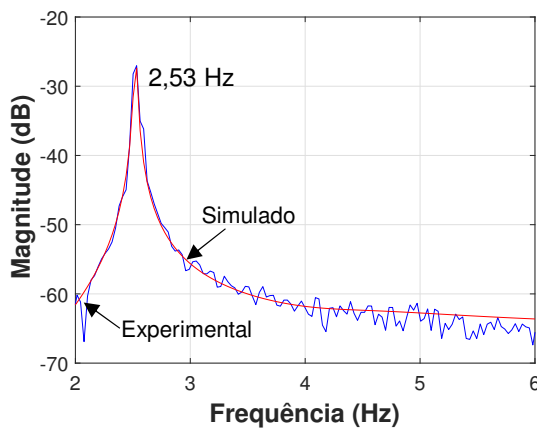


c) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

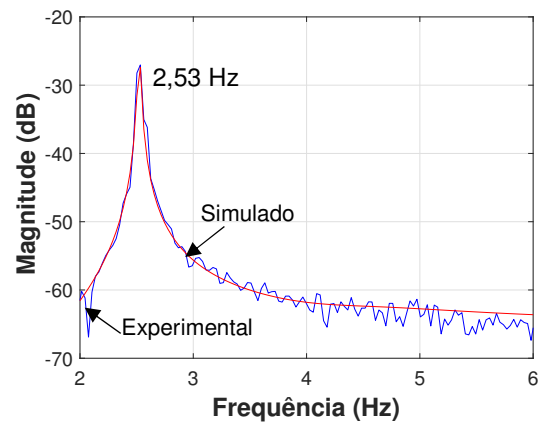


d) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 169 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 3



a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"



b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 170 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 1

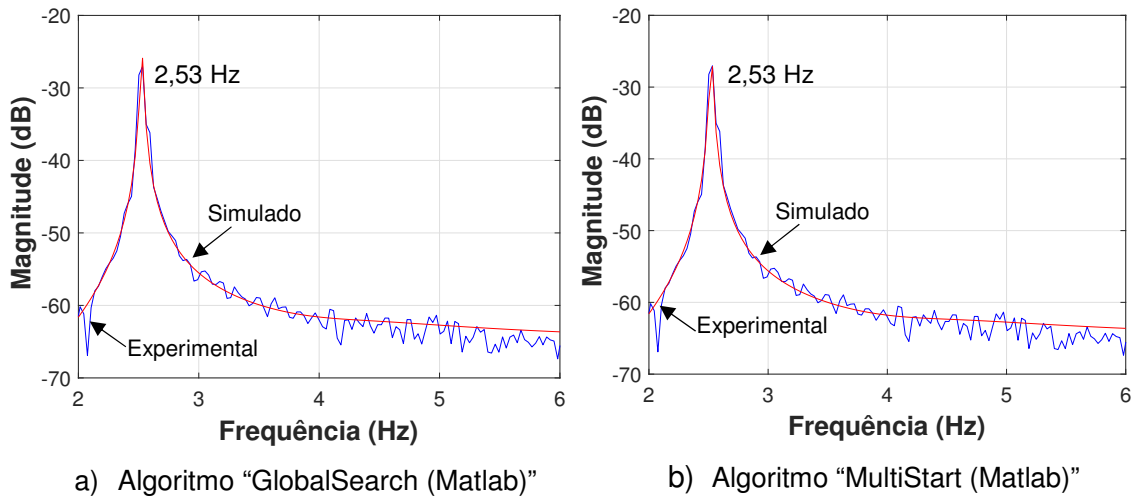


Figura 171 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 1

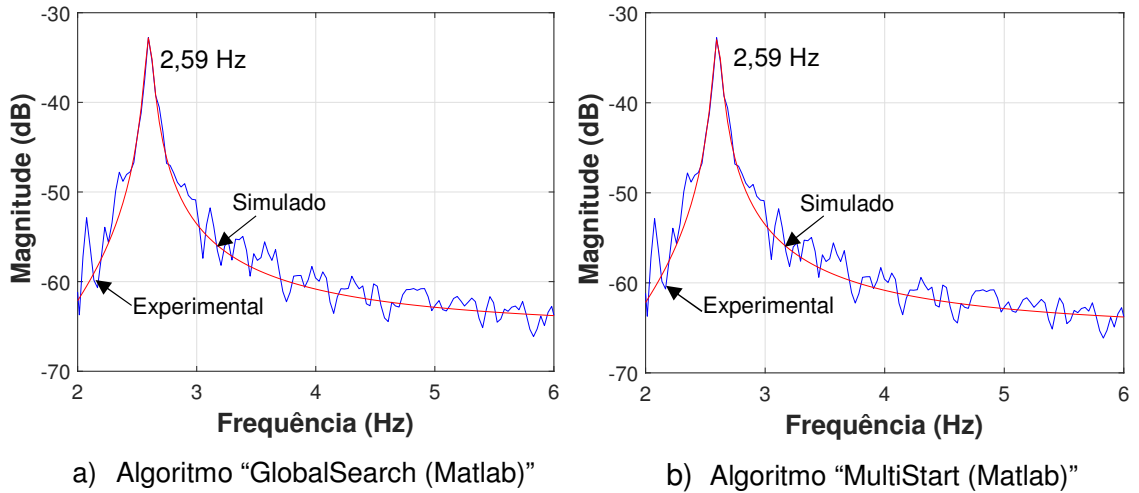


Figura 172 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 1

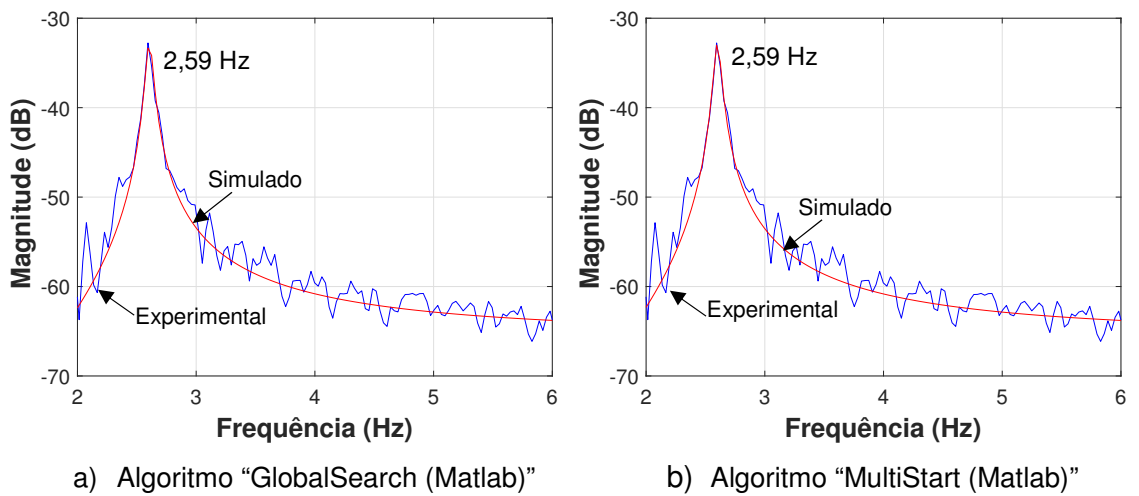


Figura 173 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 1

Os ajustes de curva exibidos nas Figuras 162 a 173 podem ser quantificados através da avaliação da discrepância (ΔH) da aceleração experimental e simulada, com base na equação (112), para $i=1,2,3\dots n$; onde “n” é o número total de amostras do vetor considerando a banda de frequência de interesse (NIMMEN, 2015).

$$\Delta H = \frac{\sum_{i=1}^n \left(|H_{\text{exp}_i}| - |H_{\text{sim}_i}| \right)^2}{\sum_{i=1}^n \left(|H_{\text{exp}_i}| \right)^2} \quad (112)$$

Observando-se as Tabelas 35 e 36 (posição 9), percebe-se que para os modelos 1 e 2, pessoa em pé, os parâmetros biodinâmicos do corpo relativos a frequência natural (f_h) e ao fator de amortecimento (ξ_h) foram da ordem de 6 Hz e 40%, respectivamente, para ambos os algoritmos de otimização empregados. Destaca-se que estes valores estão em consonância com a literatura (ver Tabela 19, seção 3.4). Em relação à massa modal (m_h), o modelo 1 tende para o valor de massa estática em torno de 66 kg enquanto que uma parcela em torno de 10 % a 15% vai para a massa (m_0), considerando o modelo 2. Enfatiza-se que a discrepância entre a aceleração experimental e simulada está abaixo de 4,5%.

As Tabelas 37 e 38 apresentam os parâmetros biodinâmicos do corpo para os modelos 1 e 2, respectivamente (posição 9), considerando a pessoa com joelhos fletidos sobre a estrutura. Para o modelo 1, a frequência natural (f_h) e o fator de amortecimento (ξ_h) foram da ordem de 3 Hz e de 20 %, respectivamente. Em relação ao modelo 2, encontraram-se valores abaixo de 2 Hz (1,52 Hz e 1,27 Hz) para a frequência natural (f_h) e de 20 % a 25% de amortecimento.

Portanto, os valores encontrados situam-se dentro da faixa de literatura para a postura de joelhos fletidos, exceto pela frequência natural abaixo de 2 Hz quando o modelo 2 é considerado. Não obstante, isto pode ser explicado pelo fato do indivíduo ter flexionado muito mais os joelhos em comparação com o termo frequentemente mencionado na literatura: joelhos ligeiramente flexionados.

Embora valores de discrepância apresentados nas Tabelas 37 e 38 situam-se entre 1,5 % a 2%, ou seja, apresentam um excelente ajuste de curvas, a massa modal (m_h) foi o parâmetro que mais sofreu variação em função do modelo escolhido para a postura de joelhos fletidos, apresentando valores de 10% a 12% da massa estática do indivíduo para o modelo 1.

Tabela 35 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – em pé					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	66,80	2165,93	93682,73	5,96	43,29	3,17
MultiStart	65,50	1981,90	90380,23	5,91	40,73	3,17

Tabela 36 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – em pé						
	m_h (kg)	m_0 (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	57,70	9,10	1611,71	74456,27	5,72	38,88	4,34
MultiStart	60,75	6,05	1782,12	80688,62	5,80	40,25	3,67

Tabela 37 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – joelhos fletidos					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	8,06	70,67	3246,06	3,19	21,84	1,49
MultiStart	7,02	59,57	3018,03	3,30	20,47	1,49

Tabela 38 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – joelhos fletidos						
	m_h (kg)	m_0 (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	59,98	6,82	232,23	5485,89	1,52	20,24	2,11
MultiStart	64,80	2,00	253,62	4103,88	1,27	24,59	1,59

As Tabelas 39 e 40 mostram os parâmetros biodinâmicos para os modelos 1 e 2, respectivamente, considerando o indivíduo em pé na posição 3. A frequência natural é da ordem de 4 Hz para ambos os modelos e os dois algoritmos (“GlobalSearch” e “MultiStart”) investigados. Em relação ao amortecimento, o modelo 1 apresentou valores na faixa de 52% a 57% enquanto que para o modelo 2 foi da ordem de 60%. A massa modal, m_h , exibe valores em torno de 72% e de 67% da massa estática (66,8 kg) para o modelo 1 e 2, respectivamente; sendo que uma parcela de 33% (22,37 kg/66,8 kg) vai para massa da base (m_0) em relação ao modelo 2.

Em comparação com os resultados obtidos na posição 9, em pé ($f_h=6$ Hz e $\xi_h=40\%$), é interessante notar que houve uma redução na frequência natural e um aumento no amortecimento ($f_h=4$ Hz e $\xi_h=52-60\%$; posição 3). Novamente, os valores de discrepância (ΔH) entre os ajustes se situam abaixo de 4,5%.

As Tabelas 41 e 42 apresentam os valores obtidos na postura de joelhos fletidos, posição 3, para os modelos 1 e 2, respectivamente. Para o modelo 1, a frequência natural situa-se em torno de 2 Hz enquanto que para o modelo 2 este valor foi um pouco menor, igual a 1,6 Hz. Em relação ao amortecimento, ambos os modelos apresentaram valores iguais a 20%.

Tabela 39 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – em pé					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	47,85	1265,14	30386,59	4,01	52,46	4,26
MultiStart	49,00	1399,60	30358,38	3,96	57,38	4,25

Tabela 40 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – em pé						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	44,43	22,37	1334,91	28079,41	4,00	59,76	4,22
MultiStart	44,53	22,27	1342,69	28131,81	4,00	59,98	4,24

Tabela 41 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – joelhos fletidos					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	23,62	135,22	4777,90	2,26	20,12	2,33
MultiStart	47,72	221,23	6263,28	1,82	20,23	2,19

Tabela 42 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – joelhos fletidos						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	60,10	6,70	251,59	6571,54	1,66	20,02	2,18
MultiStart	65,88	0,92	264,62	6623,36	1,60	20,03	2,18

Ainda de posse das Tabelas 41 e 42, quanto à massa modal, o valor mais baixo encontrado foi igual a 35% da massa estática (Tabela 41, “GlobalSearch”). Em relação ao modelo 2, os valores de massa modal tendem à massa estática. No que diz respeito à posição 1 (mais flexível), as Tabelas 43 e 44 mostram os parâmetros biodinâmicos considerando a postura em pé para os modelos 1 e 2, respectivamente. Os valores de frequência natural encontrados se situam na faixa de 4 Hz e os de massa modal tendem à massa estática do indivíduo. A discrepância apresenta um valor máximo de 7,73% para o modelo 2.

Salienta-se que os valores de amortecimento foram iguais a 20% para ambos os modelos e os dois algoritmos, apresentaram valores atípicos com relação a que normalmente se esperaria para esta postura ($\xi_h=40-70\%$). Por outro lado, foi observado no item anterior (6.1.2) que a contribuição do ser humano para o aumento do amortecimento global da estrutura, neste caso (posição 1, em pé), foi de menor expressividade (0,21%/0,15%) do que em comparação com as posições 9 e 3. Isto pode ser explicado devido a um maior afastamento da frequência natural do corpo em relação a da estrutura ($f_h/f_{sv}= 4,29 \text{ Hz}/2,59 \text{ Hz} =1,66$). De fato, este ocorrido vem a corroborar um importante estudo paramétrico realizado por Nimmen (2015), citando que o efeito da interação ser humano estrutura é mais efetivo para razões de frequência entre 0,5 a 1,5 ($0,5 < f_h/f_{sv} < 1,5$).

Finalmente, as Tabelas 45 e 46 apresentam os resultados da posição 1 para os modelos 1 e 2, respectivamente; considerando a postura de joelhos fletidos. Os valores de frequência natural variam entre 1,54–1,81 Hz e o amortecimento se situa em torno de 20% a 25%. As massas modais se encontram na faixa de 63% a 69% da massa estática da pessoa para o modelo 1 e de 88% a 98% para o modelo 2.

De modo geral, para todos os casos, os resultados obtidos através dos dois algoritmos (GlobalSearch e MultiStart) foram bastante próximos. A maior diferença se deu em relação à massa modal na posição 3 para joelhos fletidos com relação ao modelo 1 (ver Tabela 41), obtendo valores iguais a 35% e 71% da massa estática (66,8 kg) para o GlobalSearch e MultiStart, respectivamente.

Os valores de discrepância indicam que ambos os modelos representam suficientemente bem as acelerações experimentais. Entretanto, para a postura de joelhos fletidos (posições 9; 3 e 1), as massas modais (m_h) tendem a valores menores para o modelo 1 em comparação com o modelo 2.

Tabela 43 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – em pé					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	66,76	720,93	48420,41	4,29	20,05	5,79
MultiStart	66,80	721,26	48441,05	4,29	20,05	5,77

Tabela 44 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – em pé						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	60,11	6,69	626,93	40859,20	4,15	20,00	7,73
MultiStart	65,96	0,84	709,95	47550,24	4,27	20,04	4,91

Tabela 45 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – joelhos fletidos					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	42,25	234,91	5450,13	1,81	24,48	1,28
MultiStart	46,23	245,30	5731,24	1,77	23,83	1,24

Tabela 46 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – joelhos fletidos						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	58,65	8,15	249,18	6590,30	1,69	20,04	1,71
MultiStart	65,66	1,14	314,13	6178,13	1,54	24,66	1,25

6.2 Sistema ser humano ativo-estrutura

6.2.1 Análise do conforto humano

As Figuras 174, 175, 176 e 177 apresentam os deslocamentos, velocidades e acelerações do piso flexível durante a execução dos saltos realizados nas frequências de 1,89 Hz; 2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz. Convém ressaltar que estes sinais estão relacionados com o estudo realizado no capítulo 5.

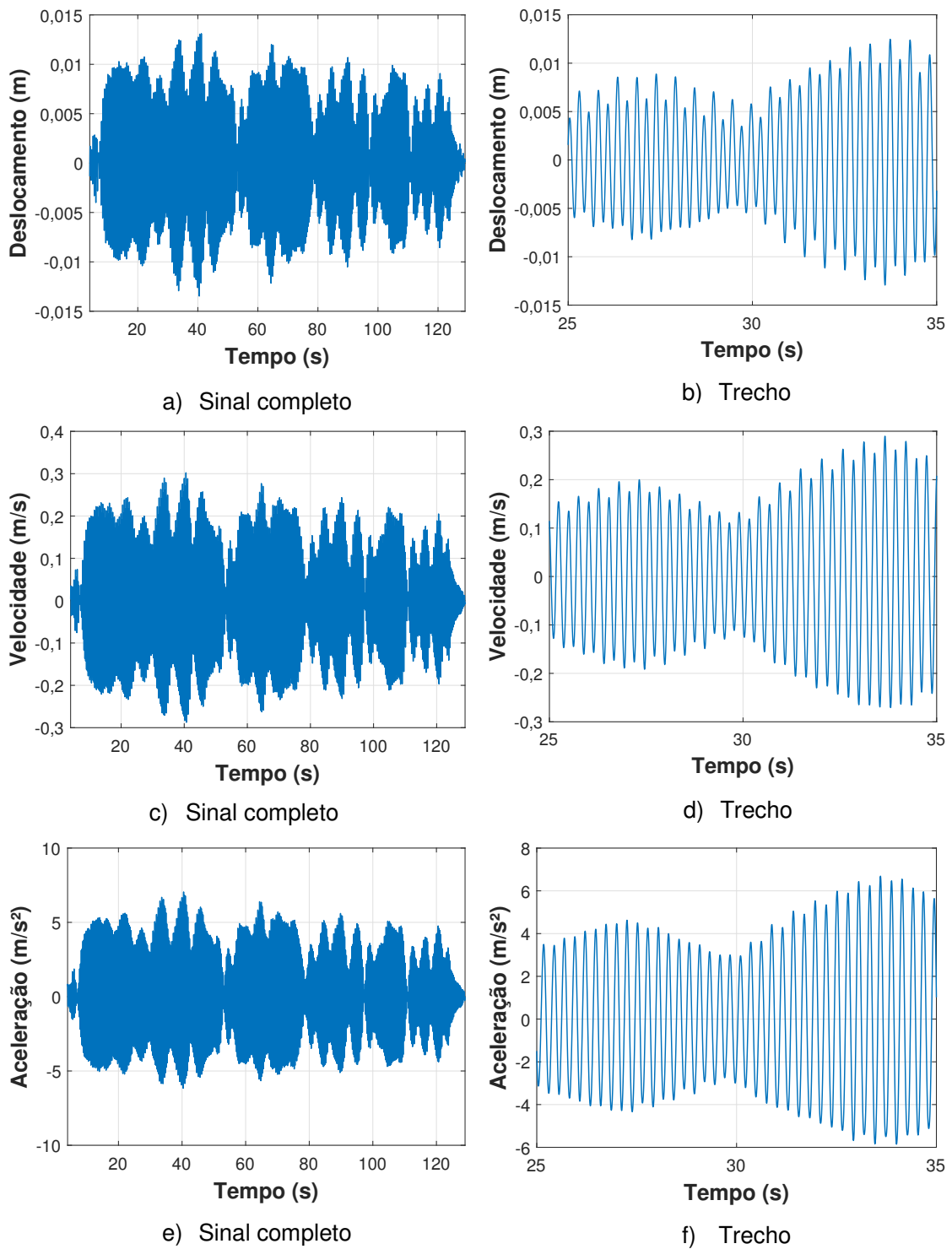


Figura 174 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 1,89 Hz

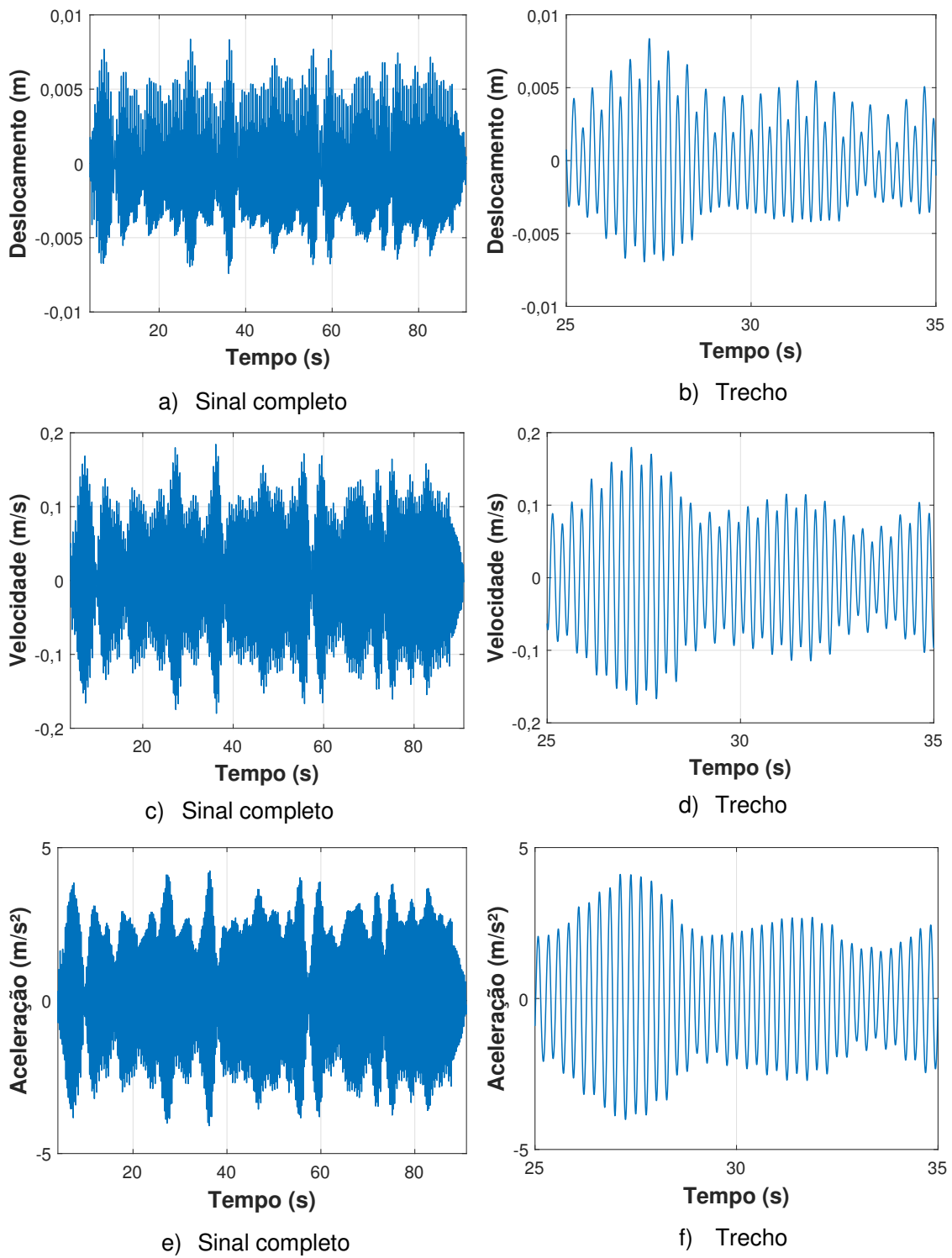


Figura 175 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,00 Hz

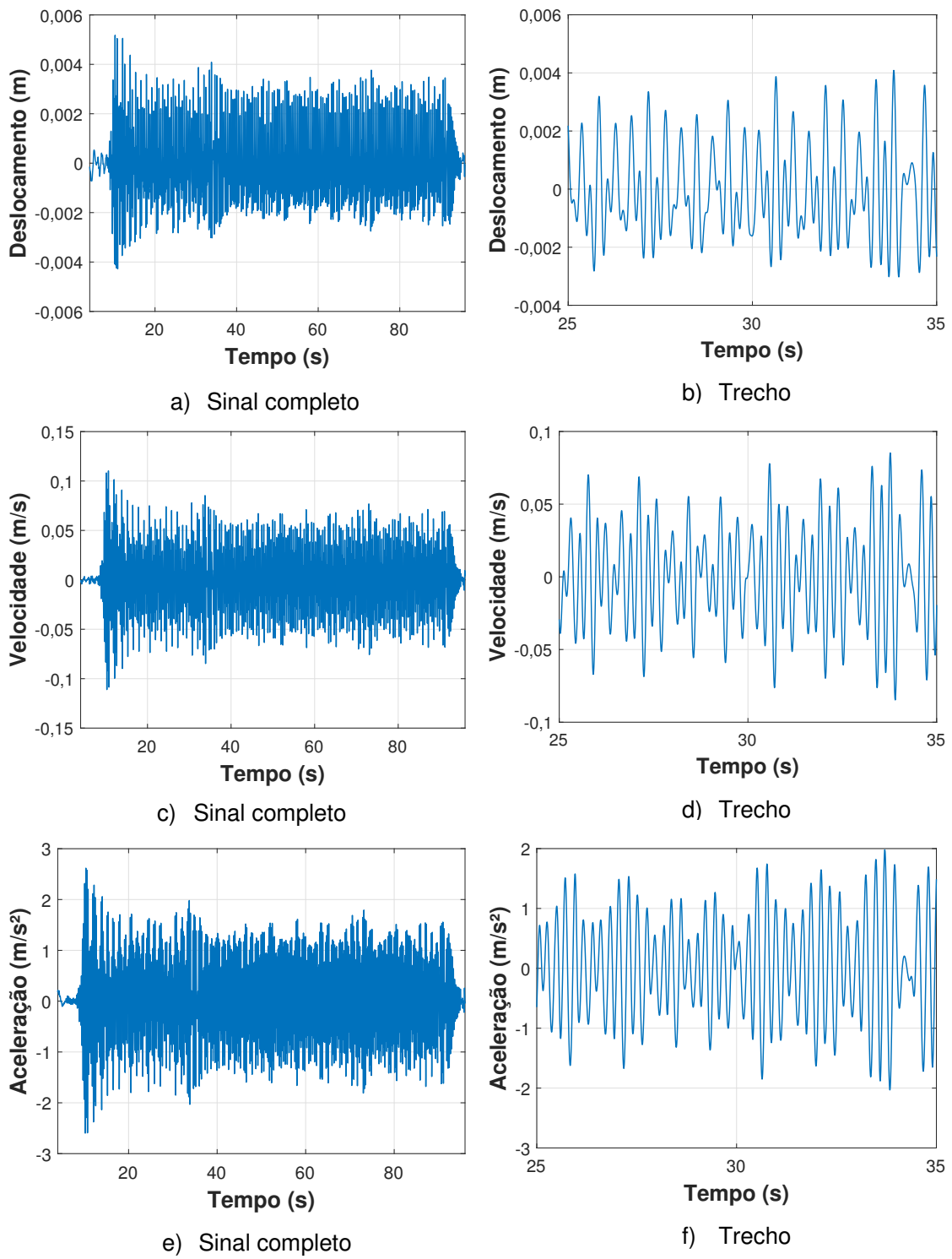


Figura 176 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,27 Hz

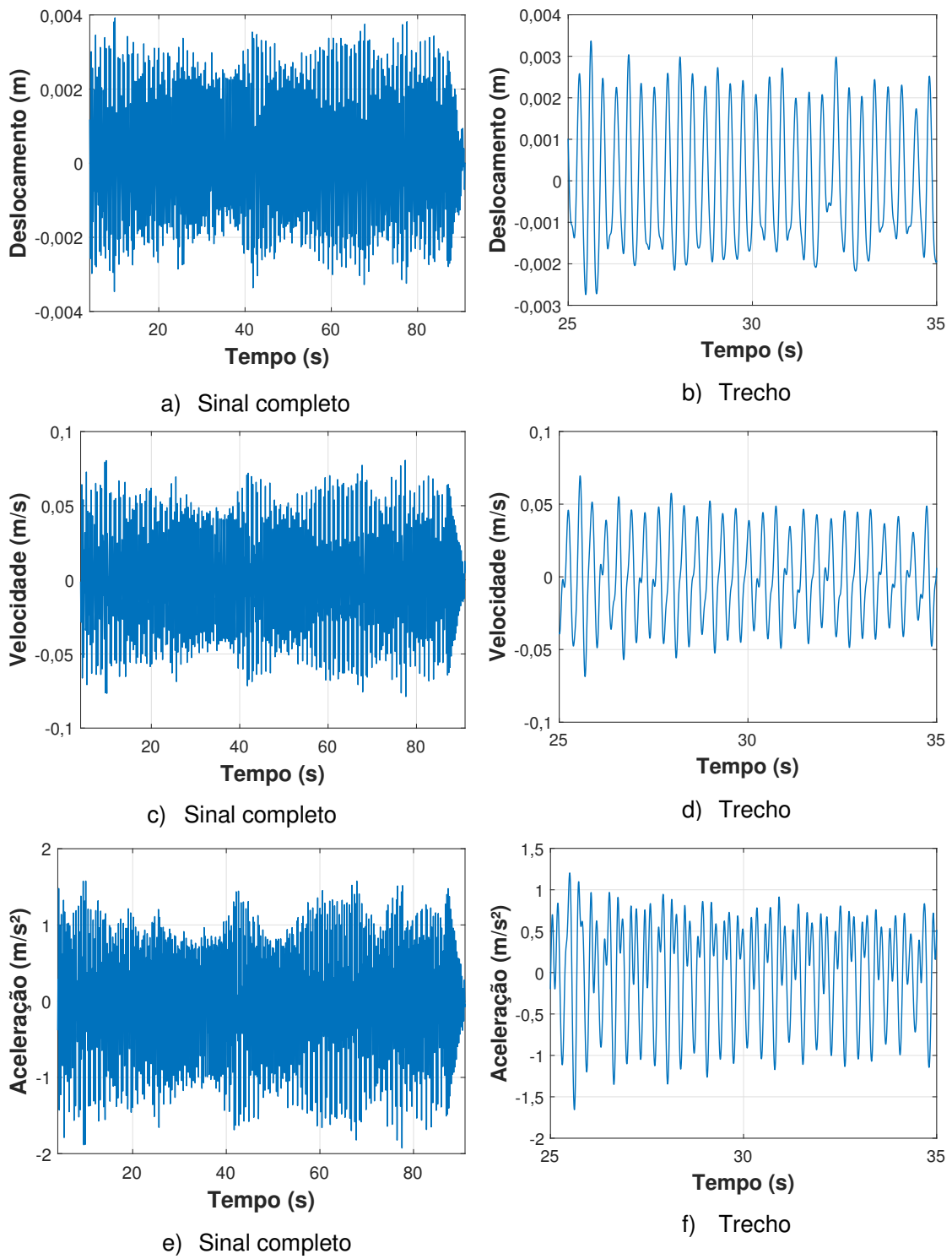


Figura 177 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,86 Hz

Tabela 47 – Acelerações do piso flexível. Posição 9

Atividade rítmica	Aceleração (m/s ²)			VDV (m/s ^{1,75})	Possível ou provável reação humana ¹
	a _p	a _{rms}	a _{w,rms}		
1,89 Hz (113bpm)	7,05	2,91	2,86	11,10	Provável condição de pânico
2,00 Hz (120bpm)	4,24	1,86	1,88	6,60	Inaceitável
2,27 Hz (136bpm)	2,62	0,84	0,86	3,13	Perturbador/Inaceitável
2,86 Hz (172bpm)	1,93	0,69	0,65	2,46	Perturbador/Inaceitável

Notas:
 As acelerações de pico (a_p) se referem ao valor máximo absoluto do sinal experimental.
 As acelerações r.m.s ponderadas (a_{w,rms}) consideram a influência da frequência e da direção da vibração sob a ótica da percepção humana, segundo a norma ISO 2631-1 (1997) (ver seção 1.5).
 Os critérios de conforto humano podem ser observados na Tabela 2 e na Tabela 3 (seção 1.5).
¹Classificação de acordo com a Tabela 3 (seção 1.5).

Levando-se em conta os sinais de aceleração obtidos através do acelerômetro posicionado no centro da laje [ver Figuras 174(e; f), 175(e; f), 176(e; f) e 177(e; f)], pode-se avaliar a questão do conforto humano do participante durante a execução dos saltos. A Tabela 47 apresenta os valores de aceleração de pico (a_p), aceleração r.m.s (a_{rms}), aceleração r.m.s ponderada (a_{w,rms}) e os valores de dose de vibração (VDV) juntamente com a classificação do critério de conforto humano relativa aos valores r.m.s e VDV. Como esperado, estes valores tendem a diminuir na medida em que ocorre o afastamento da frequência da atividade e seus respectivos harmônicos em relação à frequência fundamental da laje (f=3,84 Hz).

Comparando-se os valores de aceleração r.m.s sem ponderação (a_{rms}) e com ponderação (a_{w,rms}), verifica-se que para este estudo não há diferença significativa entre ambos. A aceleração r.m.s ponderada leva em conta o efeito da frequência e da direção da vibração quanto à percepção humana sobre as vibrações, conforme comentado na seção 1.5. Estes valores foram calculados através do algoritmo em Matlab (2017) desenvolvido por Irvine (2013).

Naturalmente, o caso de quase-ressonância da laje com o segundo harmônico da frequência de 1,89 Hz atingiu o maior grau desconforto segundo a Tabela 3 (seção 1.5), atribuído como “provável condição de pânico”.

Para esta situação, os valores encontrados foram iguais a $7,05 \text{ m/s}^2$ (a_p); $2,91 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $2,86 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $11,10 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV). Além disso, nota-se que os valor limite de $2,00 \text{ m/s}^2$ recomendado pela ISO 10137 (2007) – critério de pânico – e pelo guia JWG (2008) – multidão altamente ativa – é superado. Cabe salientar que geralmente o critério de conforto humano é avaliado em função das acelerações r.m.s e VDV, embora o guia do AISC e a norma canadense (MURRAY et al. (AISC), 2016; NRCC, 2010) preconizem valores de aceleração de pico na faixa de $0,40 - 0,70 \text{ m/s}^2$. No entanto, a avaliação através dos valores de pico se releva muito conservadora.

Em relação à opinião do participante que executou os saltos, este relata que se sentiu mais desconfortável quando percebia que os deslocamentos da laje ficavam maiores, ocorrendo a natural dificuldade de se manter sincronizado com a estrutura durante o período de realização da atividade rítmica (ver Figura 170e). Ressalta-se que este comportamento foi observado através da análise do sinal do acelerômetro acoplado ao corpo, de acordo com a seção 5.1. Ademais, o estado psicológico é de fundamental importância. Neste caso, o participante estava consciente a respeito da finalidade do ensaio, o que pode não acontecer em situações fora do ambiente laboratorial.

Considerando a frequência de $2,00 \text{ Hz}$, o nível do conforto humano foi classificado como “inaceitável” [$4,24 \text{ m/s}^2$ (a_p); $1,86 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $1,88 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $6,60 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV)], embora os valores de aceleração r.m.s se encontrem abaixo do valor limite de $2,00 \text{ m/s}^2$, estipulado pela ISO 10137 (2007) e pelo guia JWG (2008). Já para as frequências de $2,27 \text{ Hz}$ e $2,86 \text{ Hz}$, o conforto humano foi enquadrado como “perturbador ou inaceitável”, exibindo valores, respectivamente, de $2,62 \text{ m/s}^2$ (a_p); $0,84 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $0,86 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $3,13 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV) e de $1,93 \text{ m/s}^2$ (a_p); $0,69 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $0,65 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $2,46 \text{ m/s}^{1,75}$.

É interessante destacar que, mesmo para as frequências mais afastadas ($2,27 \text{ Hz}$ e $2,86 \text{ Hz}$) da possibilidade (teórica) do segundo harmônico vir a induzir ressonância na laje, as acelerações mensuradas apresentaram níveis consideráveis de desconforto. Isto pode ser mais bem compreendido através do espectro de frequência das acelerações, exibido nas Figuras 178, 179, 180 e 181 para as quatro frequências de estudo, respectivamente. De fato, percebe-se que a natural intravariabilidade do indivíduo apresenta um contributo energético mais largo do que seria esperado para um carregamento puramente periódico.

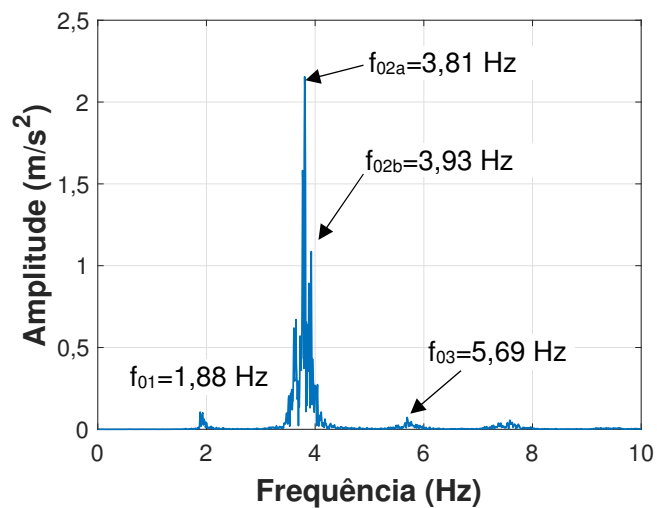


Figura 178 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 1,89 Hz

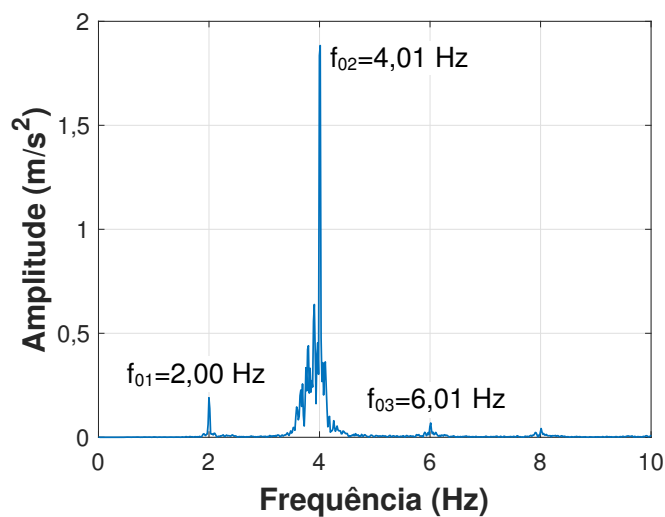


Figura 179 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,00 Hz

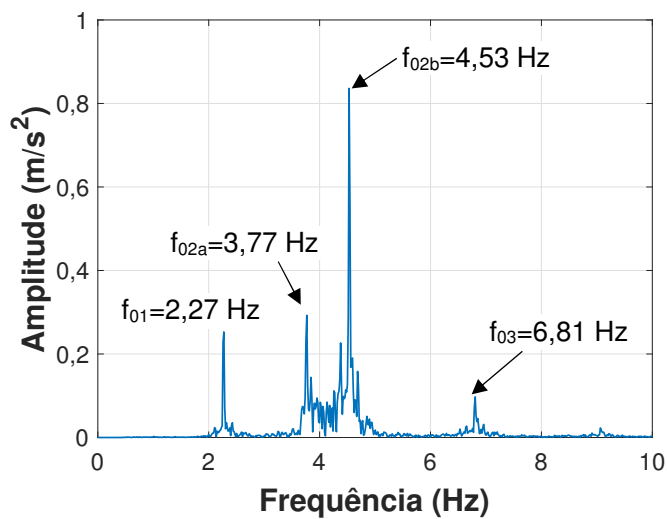


Figura 180 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,27 Hz

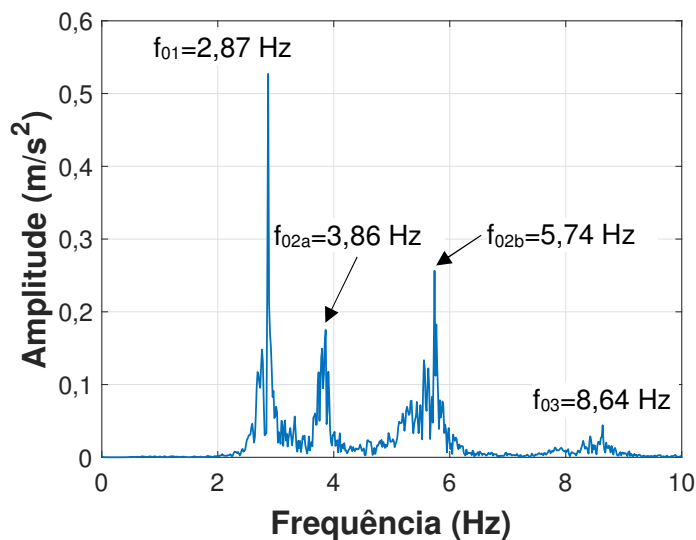


Figura 181 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,86 Hz

Tabela 48 – Deslocamentos e velocidades do piso flexível. POS 9

Atividade rítmica	Velocidade (m/s)		Deslocamento (m)	
	v_p	v_{rms}	d_p	d_{rms}
1,89 Hz (113bpm)	0,302	0,122	0,0135	0,0052
2,00 Hz (120bpm)	0,184	0,076	0,0084	0,0031
2,27 Hz (136bpm)	0,111	0,033	0,0052	0,0015
2,86 Hz (172bpm)	0,081	0,032	0,0039	0,0016

Nota: Os valores de velocidade (v_p) e deslocamento de pico (d_p) se referente ao valor máximo absoluto do sinal experimental.
Os valores r.m.s dizem respeito ao sinal completo.

A Tabela 48 apresenta os valores de velocidade de pico (v_p) e r.m.s (v_{rms}) bem como os deslocamentos de pico (d_p) e r.m.s (d_{rms}) do piso flexível para as quatro frequências estudadas. Em relação à velocidade, os valores de pico e r.m.s se encontram na faixa de 0,081–0,302 m/s e de 0,032–0,122 m/s, respectivamente. No tocante aos deslocamentos, os valores de pico e r.m.s situam-se na faixa de 0,39–1,35 cm e de 0,15–0,52 cm, respectivamente.

Para efeito de verificação da ordem de grandeza referente ao deslocamento dinâmico de pico da situação mais desfavorável ($d_p=1,35$ cm; frequência de 1,89 Hz), em comparação com estruturas correntes, vale lembrar o caso comentado na seção 2.2, a respeito da avaliação de uma ponte pedonal (passarela de pedestres) submetida à saltos rítmicos por um grupo de 15 pessoas de modo a induzir uma condição de ressonância (CAETANO; CUNHA, 2005; CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011). Nesta situação, foi relatado um deslocamento dinâmico da ordem de 5 cm associado a acelerações da ordem de 9 m/s^2 .

6.2.2 Modelagem biodinâmica das ações humanas rítmicas

O modelo biodinâmico proposto neste trabalho – a fim de avaliar a interação ser humano ativo-estrutura – toma como base aquele desenvolvido por Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016), que consideram um sistema de um grau de liberdade representativo do movimento vertical durante o caminhar humano [ver seção 3.3, Figura 64 e equações (87) e (88)]. De modo a facilitar a compreensão do leitor, esta figura e as respectivas equações são apresentadas a seguir, pela Figura 182 e equações (113) – para superfície rígida – e (114) para superfície em vibração.

A maior motivação pela escolha deste modelo se deu a partir da constatação de que o simples produto da massa do indivíduo pela aceleração medida do corpo não se correlaciona – em magnitude – com o sinal de força obtido através da plataforma de força, conforme pôde ser observado no capítulo 5 deste trabalho.

Com isto em mente, a principal ideia para a obtenção dos parâmetros biodinâmicos do ser humano ativo durante a execução dos saltos é tomada com base na seguinte questão: poderia a força medida pela plataforma ser correlacionada com o sinal de aceleração no corpo – juntamente com os associados sinais de velocidade e deslocamento – no domínio do tempo e da frequência, de modo que os parâmetros biodinâmicos do ser humano (massa, amortecimento e rigidez) pudessem ser identificados considerando o corpo como um sistema de um grau de liberdade?

A principal vantagem deste procedimento está no fato de obter as características dinâmicas do corpo de uma maneira mais simples, isto é, sem o conhecimento prévio das propriedades dinâmicas do sistema estrutural; diferentemente da técnica apresentada na seção 6.2 no caso do ser humano passivo, esta através do estudo das funções de resposta em frequência (FRFs) para a estrutura vazia e cheia.

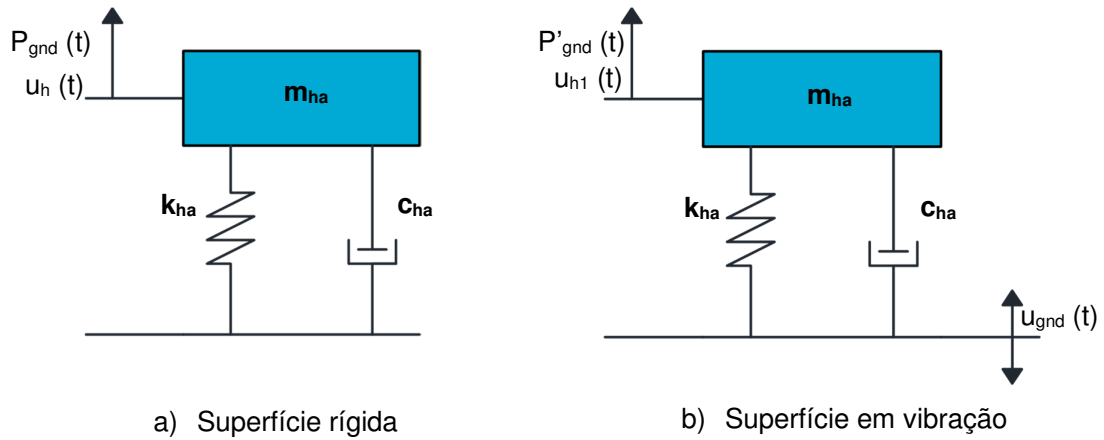


Figura 182 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (SILVA; BRITO; PIMENTEL, 2013; TOSO et al., 2016)

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = P_{gnd}(t) \quad (113)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) + c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] + k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] = P'_{gnd}(t) \quad (114)$$

Semelhante ao procedimento empregado na seção anterior (6.2), a equação (115) exibe a função objetivo do problema de otimização, que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da força simulada ($F_{sim,i}$) e da experimental ($F_{exp,i}$), para $i=1,2,3\dots n$; onde “n” é o número total de amostras do sinal no domínio do tempo. Portanto, a equação (116) representa analiticamente o equilíbrio dinâmico para o piso rígido enquanto que a equação (117) considera o movimento do piso flexível. As variáveis do problema – para as duas equações – correspondem a “ m_{ha} ”, “ k_{ha} ” e “ c_{ha} ” (massa, rigidez e amortecimento do ser humano em atividade, respectivamente). As forças experimentais correspondem àquelas obtidas pela plataforma de força em cada estrutura (piso rígido e piso flexível).

$$erro = \sum_{i=1}^n (F_{sim_i} - F_{exp_i})^2 \quad (115)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = F_{sim}(t) \quad (116)$$

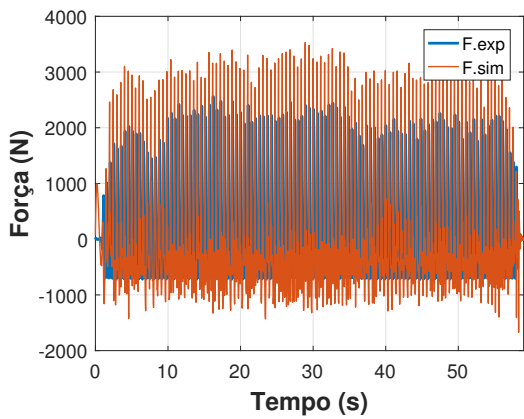
$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) + c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] + k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] = F'_{sim}(t) \quad (117)$$

Diferentemente da seção 6.2, o problema de otimização foi resolvido via Matlab (2017) por intermédio da função “fminunc”, sem restrições de contorno, com base em métodos de gradiente através do algoritmo “BFGS Quasi-Newton”. Neste caso, os parâmetros biodinâmicos foram mais bem ajustados considerando o problema de otimização sem restrições. O valor inicial de massa, rigidez e amortecimento do corpo foi escolhido com base no preconizado pelo guia do JWG (2008) para pessoas ativas balançando: frequência natural igual a 2,3 Hz e fator de amortecimento de 25%. Assim, podem-se utilizar as equações (108) e (109) (ver seção 6.2).

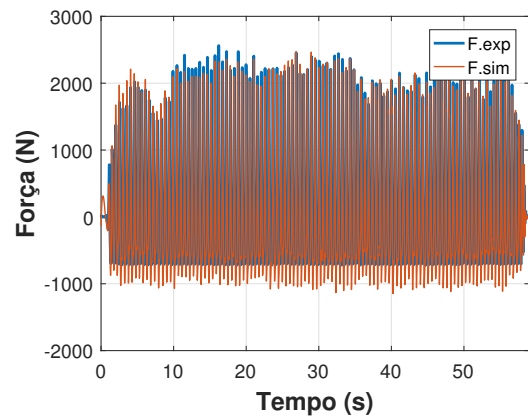
Ressalta-se que as principais diferenças entre a metodologia aqui proposta e aquela de Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016) estão na forma de obtenção dos parâmetros biodinâmicos e na solução do problema. Estes autores consideraram somente o emprego os valores de pico dos harmônicos da aceleração, no domínio da frequência (ver equação (89), seção 3.3, para maiores detalhes); enquanto no presente trabalho o processo de otimização é realizado em relação aos sinais experimentais completos no domínio do tempo.

As Figuras 183 a 194 (piso rígido) e as Figuras 195 a 206 (piso flexível) mostram a comparação da força simulada com a experimental, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, para as quatro frequências investigadas. Os gráficos de força situados à esquerda se referem ao valor inicial utilizado no procedimento de otimização enquanto que aqueles à direita dizem respeito à solução final deste processo. Uma maneira de avaliar se os sinais experimentais e simulados se correlacionam entre si é através do coeficiente de correlação de Pearson (CCP) – exibido entre parênteses nestas figuras.

Portanto, o CCP mede o grau de linearidade entre duas variáveis e seu valor pode variar de -1 a 1. Um valor de CCP igual a 1 indica a total linearidade entre duas variáveis enquanto que para o valor de -1 significa uma linearidade inversa (uma aumenta e a outra diminui). Já o valor igual a 0 mostra que as duas variáveis são independentes (SAPORTA, 2006). Desse modo, observando-se as Figuras 183 a 194, percebe-se que houve uma ótima correlação (CCP acima de 0,94), no domínio do tempo e da frequência, dos valores otimizados de massa, rigidez e amortecimento do corpo que produzisse a força simulada. Por outro lado, o mesmo não foi observado em relação ao valor inicial sugerido pela literatura (ver Figuras 183a a 194a). Entretanto, para o caso da frequência da atividade de 1,89 Hz, no domínio da frequência (ver Figura 185a), a correlação foi satisfatória para o valor inicial.

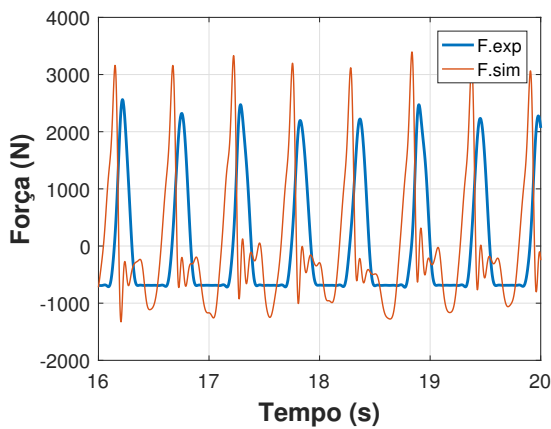


a) Valores iniciais (CCP=0,0515)

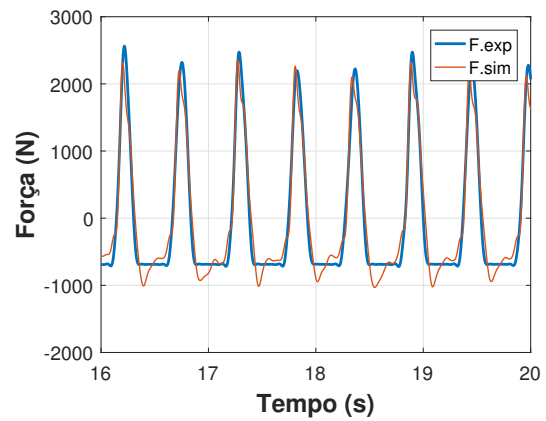


b) Valores otimizados (CCP=0,9760)

Figura 183 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 1,89Hz

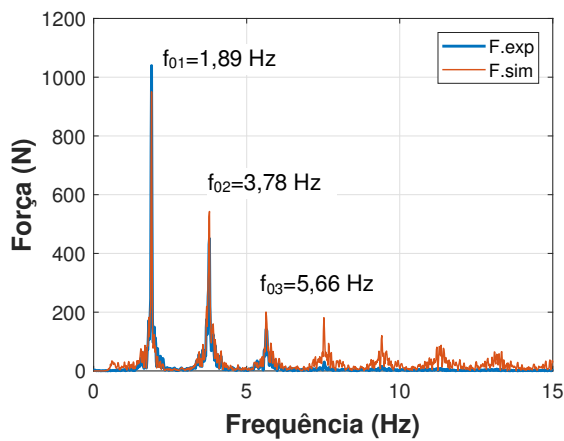


a) Valores iniciais (CCP=0,0515)

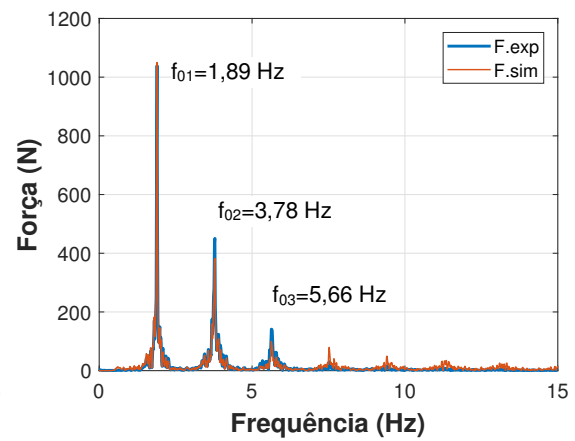


b) Valores otimizados (CCP=0,9760)

Figura 184 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Pav. rígido. 1,89Hz

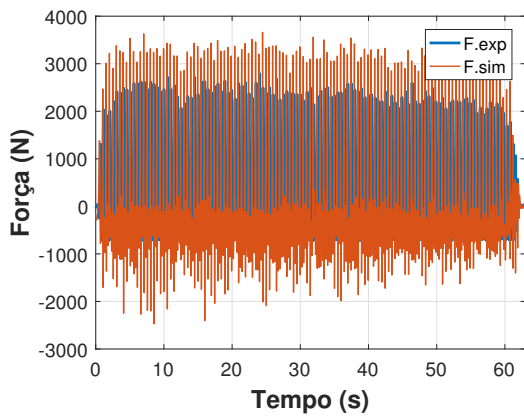


a) Valores iniciais (CCP= 0,9355)

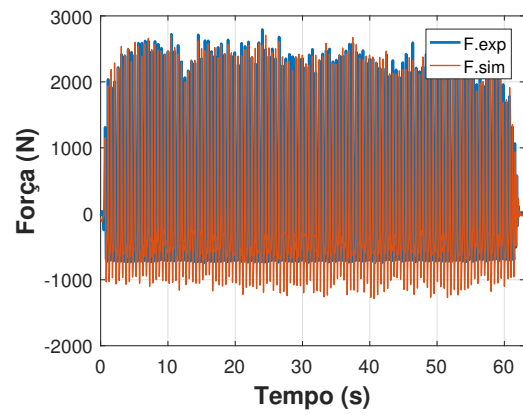


b) Valores otimizados (CCP= 0,9872)

Figura 185 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 1,89Hz

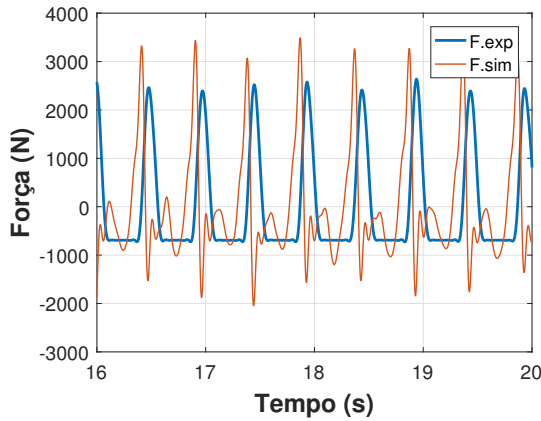


a) Valores iniciais (CCP=-0,1343)

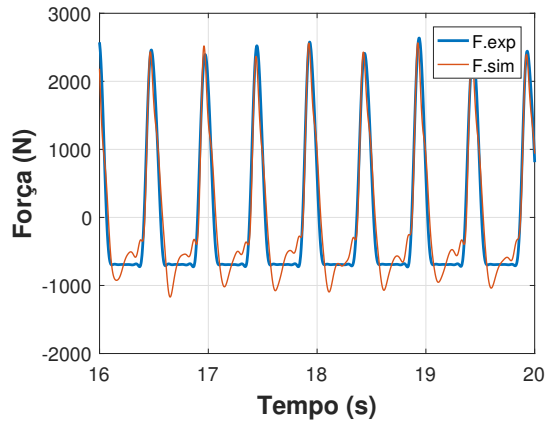


b) Valores otimizados (CCP=0,9689)

Figura 186 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,00Hz

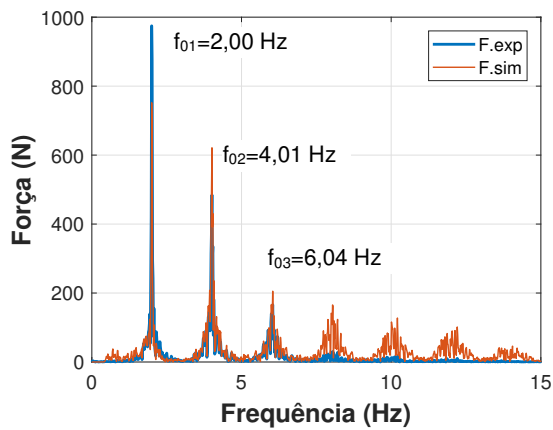


a) Valores iniciais (CCP=-0,1343)

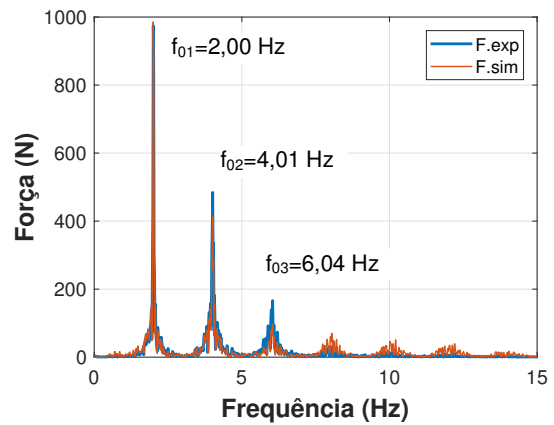


b) Valores otimizados (CCP=0,9689)

Figura 187 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Pav. rígido. 2,00Hz

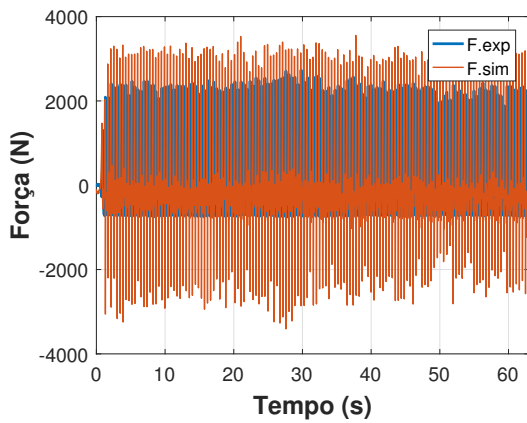


a) Valores iniciais (CCP= 0,8994)

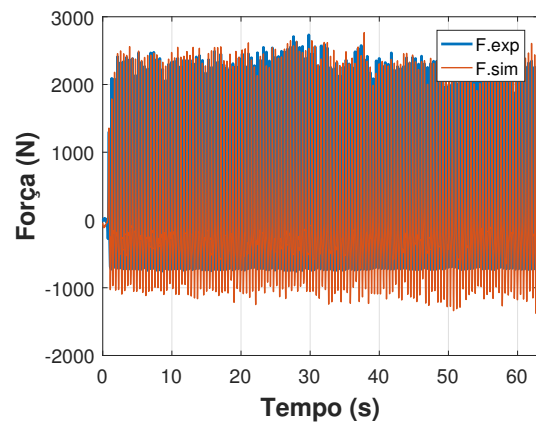


b) Valores otimizados (CCP= 0,9827)

Figura 188 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,00Hz

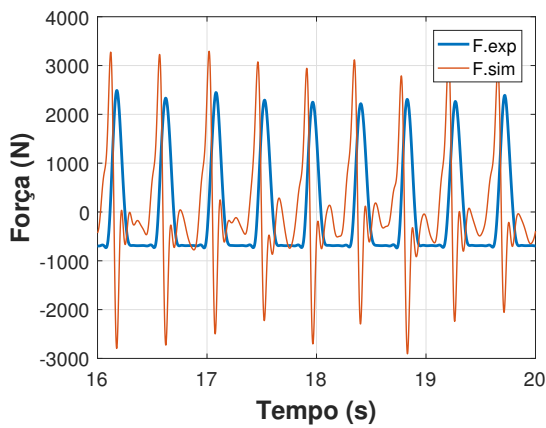


a) Valores iniciais (CCP=-0,3309)

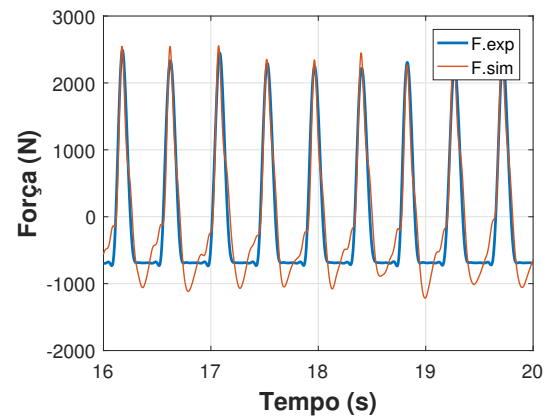


b) Valores otimizados (CCP=0,9552)

Figura 189 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,27 Hz

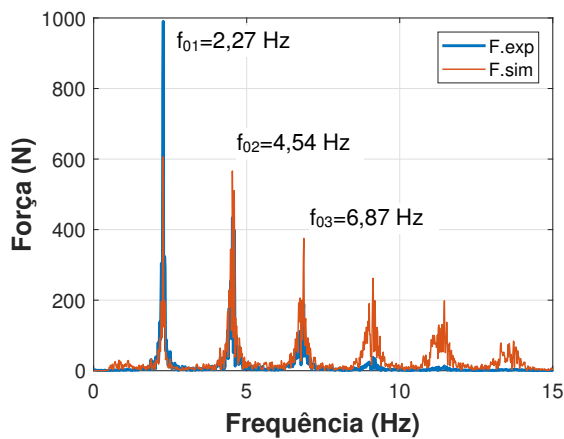


a) Valores iniciais (CCP=-0,3309)

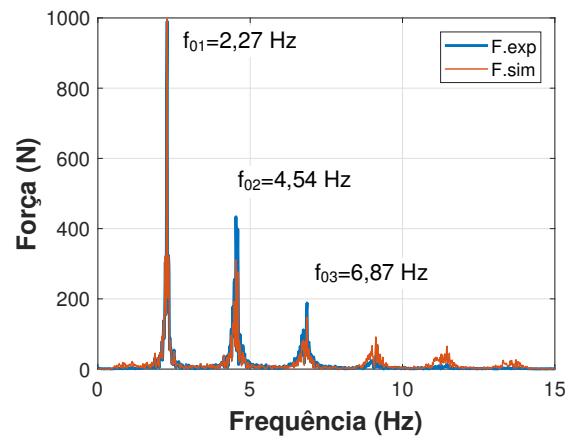


b) Valores otimizados (CCP=0,9552)

Figura 190 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Pav. rígido. 2,27 Hz



a) Valores iniciais (CCP= 0,8130)



b) Valores otimizados (CCP= 0,9772)

Figura 191 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,27 Hz

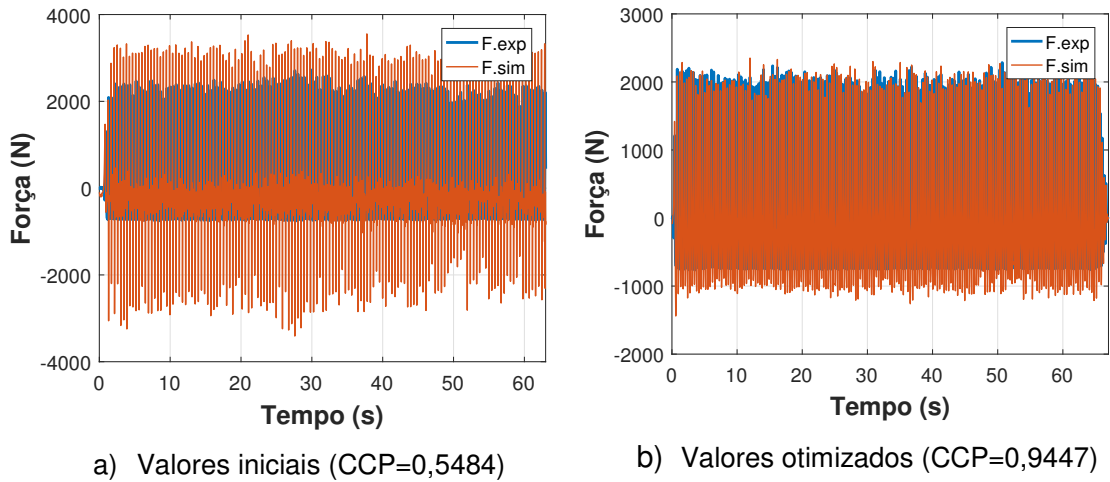


Figura 192 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,86 Hz

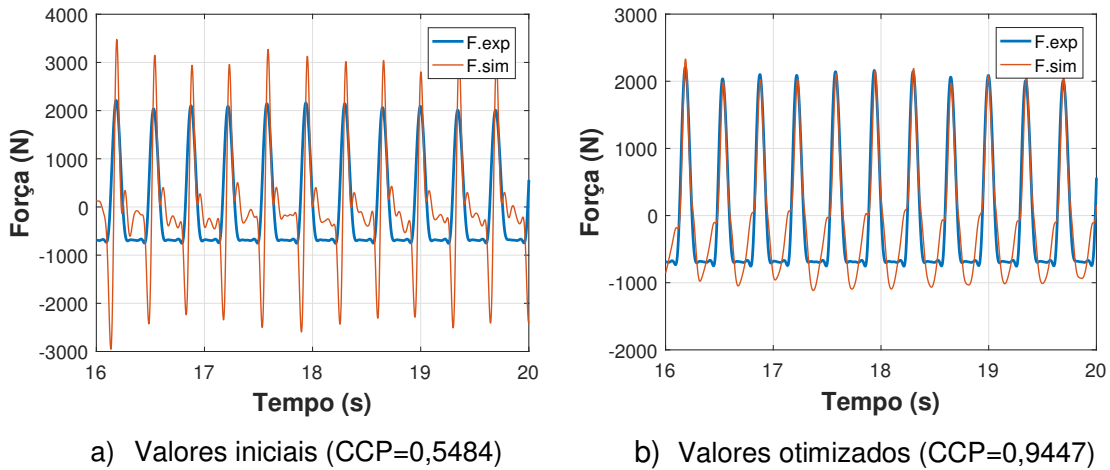


Figura 193 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso rígido. 2,86 Hz

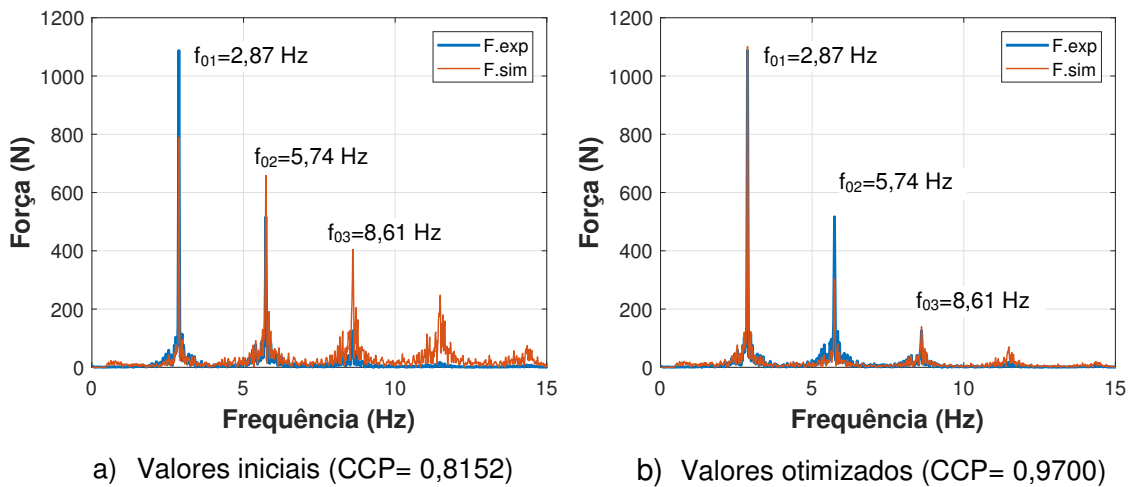
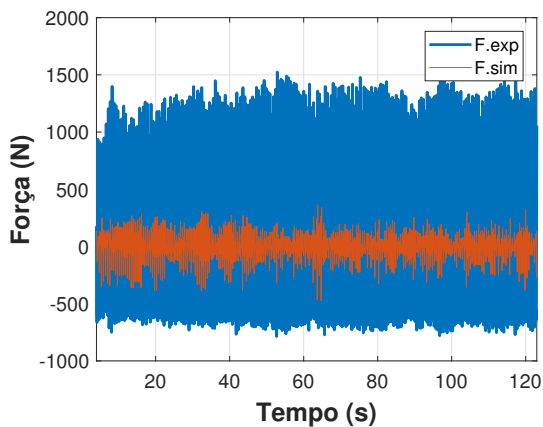
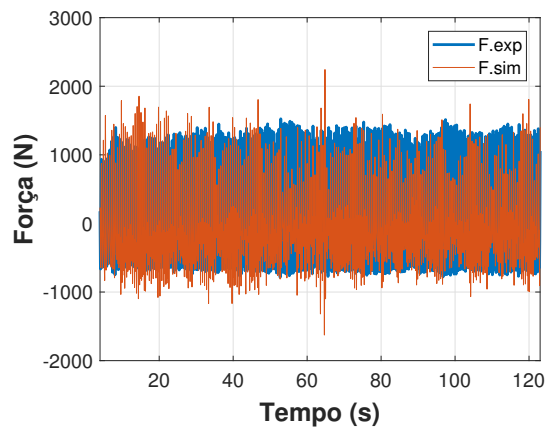


Figura 194 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,86 Hz

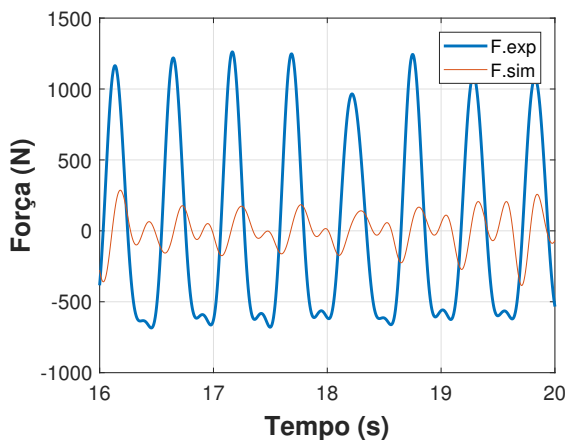


a) Valores iniciais (CCP= 0,2329)

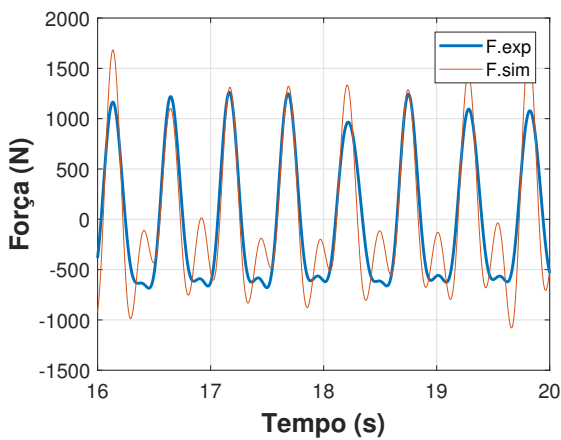


b) Valores otimizados (CCP= 0,8428)

Figura 195 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 1,89 Hz

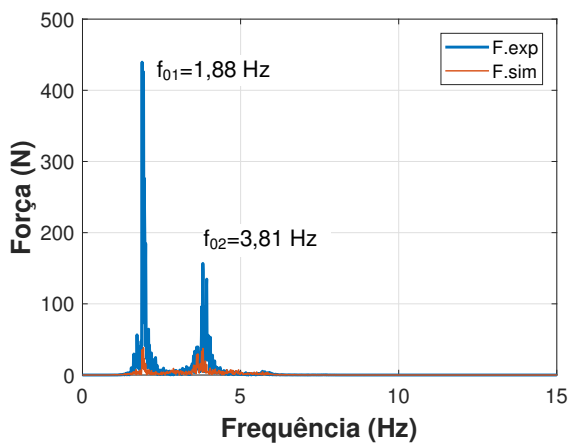


a) Valores iniciais (CCP= 0,2329)

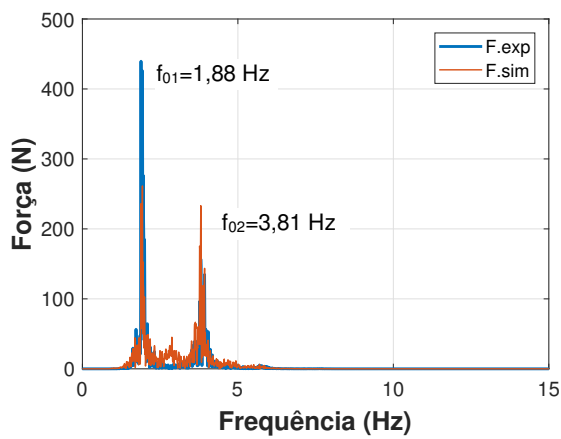


b) Valores otimizados (CCP= 0,8428)

Figura 196 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 1,89 Hz

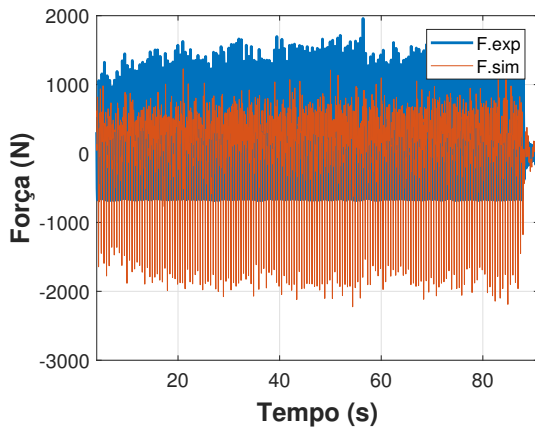


a) Valores iniciais (CCP= 0,7639)

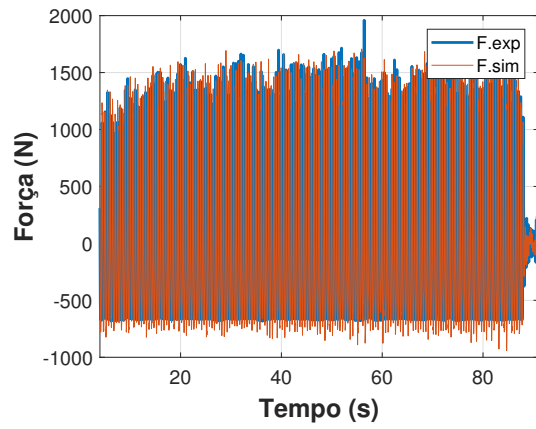


b) Valores otimizados (CCP= 0,8850)

Figura 197 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 1,89 Hz

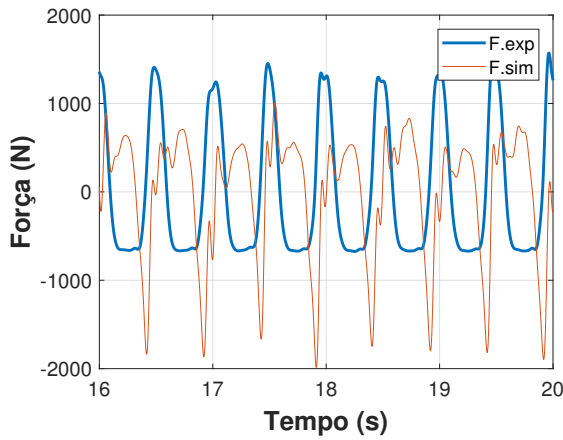


a) Valores iniciais (CCP=-0,1441)

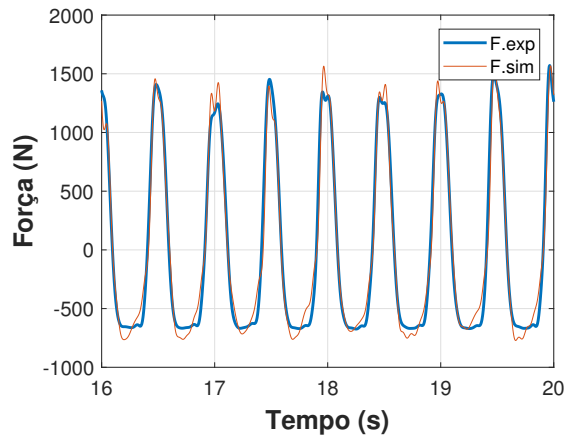


b) Valores otimizados (CCP=0,9800)

Figura 198 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,00 Hz

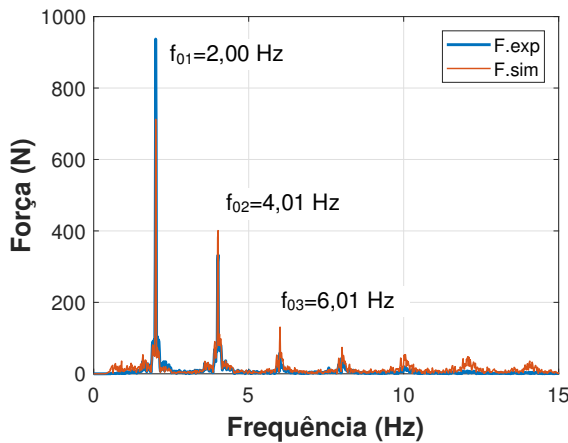


a) Valores iniciais (CCP=-0,1441)

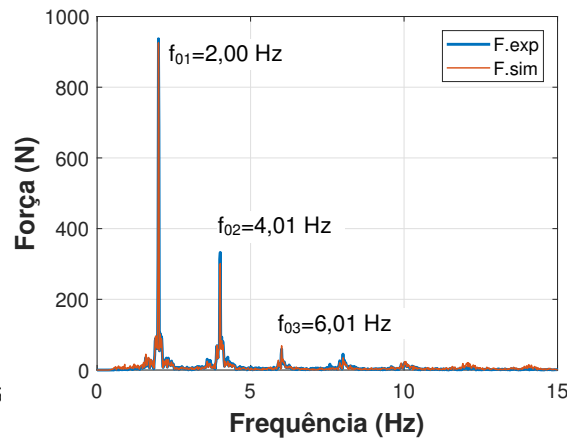


b) Valores otimizados (CCP=0,9800)

Figura 199 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,00 Hz

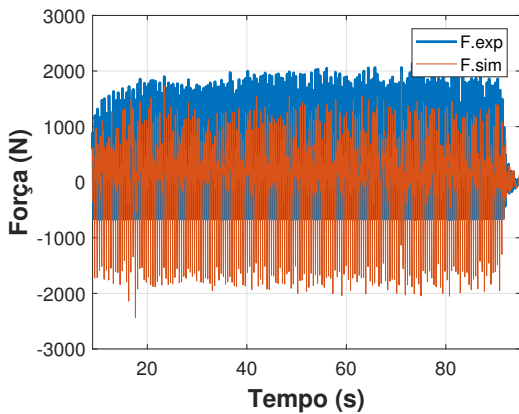


a) Valores iniciais (CCP= 0,9472)

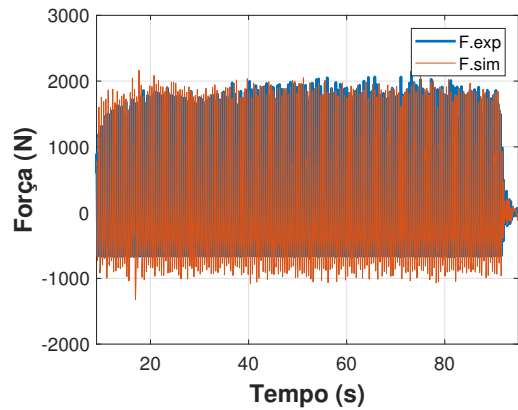


b) Valores otimizados (CCP= 0,9964)

Figura 200 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,00 Hz

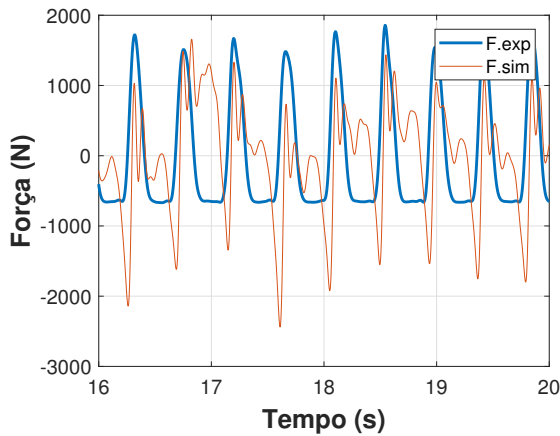


a) Valores iniciais (CCP=0,2400)

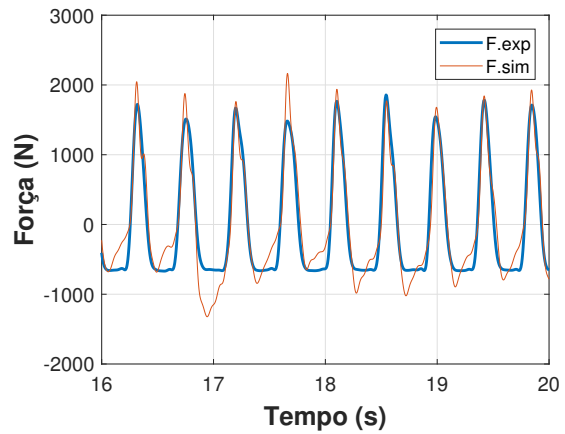


b) Valores otimizados (CCP=0,9622)

Figura 201 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,27 Hz

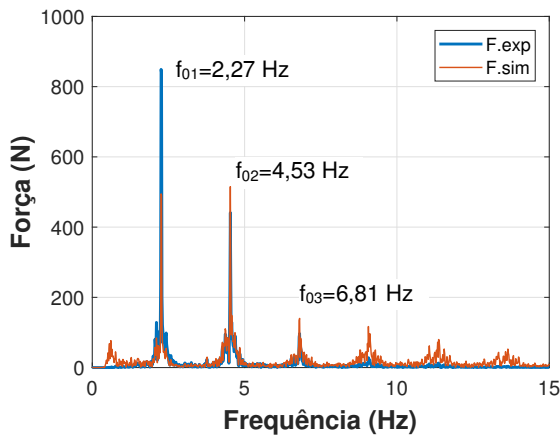


a) Valores iniciais (CCP=0,2400)

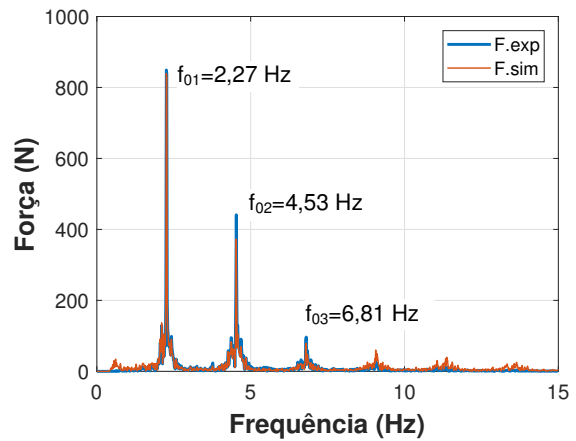


b) Valores otimizados (CCP=0,9622)

Figura 202 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,27 Hz



a) Valores iniciais (CCP= 0,8759)



b) Valores otimizados (CCP= 0,9883)

Figura 203 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,27 Hz

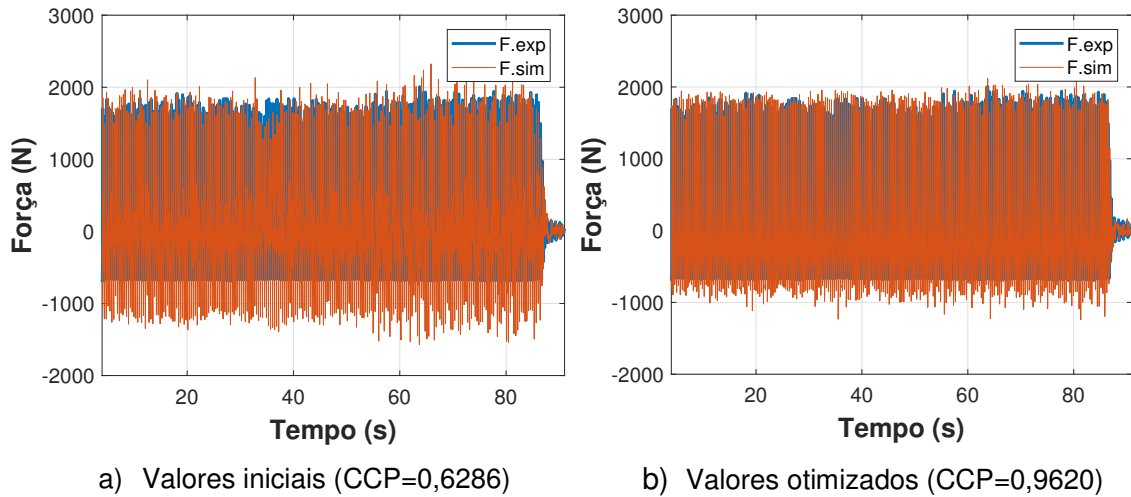


Figura 204 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,86 Hz

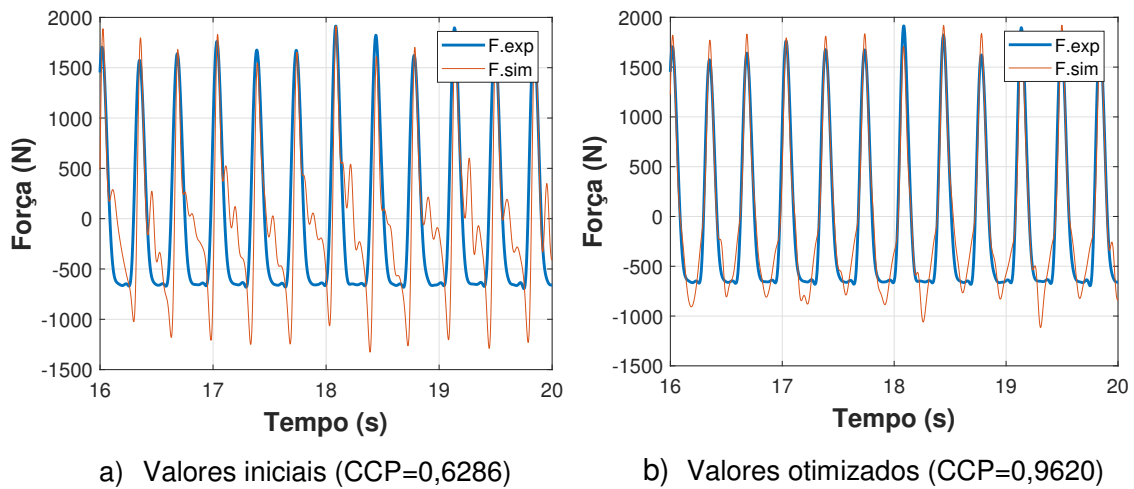


Figura 205 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,86 Hz

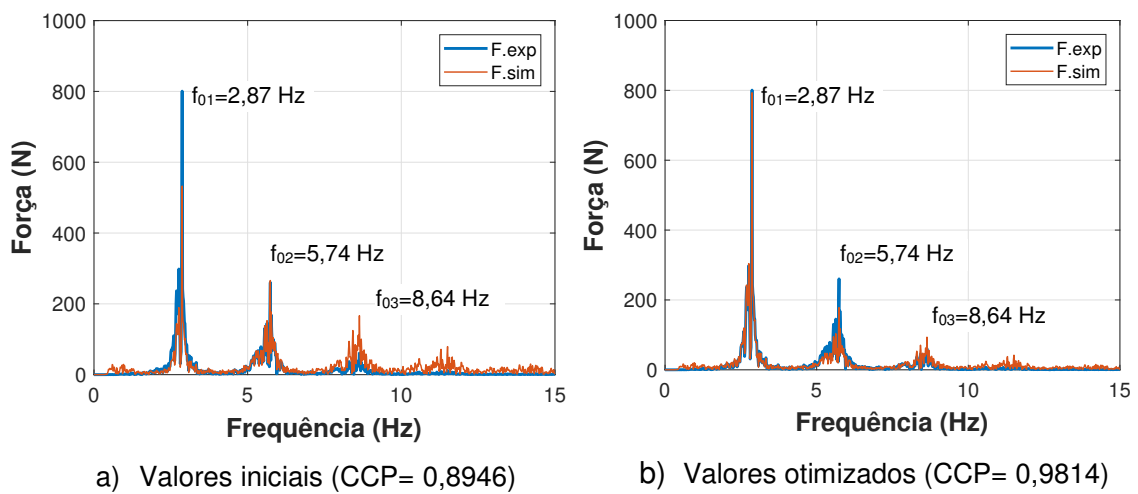


Figura 206 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,86 Hz

Com relação à otimização dos parâmetros biodinâmicos no piso flexível, de acordo com as Figuras 195b a 206b, nota-se igualmente uma ótima correlação dos sinais experimentais e simulados, com CCP acima de 0,96. No entanto, para o caso de quase-ressonância na frequência de atividade igual a 1,89 Hz (Figuras 195b a 197b), obtiveram-se valores de CCP igual 0,843 e 0,855 para domínio do tempo e da frequência, respectivamente.

Deve-se ressaltar que este caso foi o mais difícil para o problema de otimização, justamente devido à maior perturbação do sinal de aceleração medido no corpo durante esta situação, conforme observado no capítulo 5 (ver Figura 94). Salienta-se que somente para este caso, aplicou-se um filtro passa-baixa de 5 Hz e passa-alta de 1,5 Hz a fim de estreitar a banda de frequência no conteúdo energético mais importante neste estudo: 1º e 2º harmônicos. Não obstante, os valores otimizados foram melhores que aqueles iniciais (CCP=0,233; domínio do tempo e 0,764; domínio da frequência).

Tabela 49 – Parâmetros biodinâmicos otimizados do corpo humano. Piso rígido

Atividade rítmica	Parâmetros biodinâmicos otimizados				
	Piso rígido – equação (116)				
	m_{ha} (kg)	c_{ha} (N.s/m)	k_{ha} (N/m)	$f_{n,ha}$ (Hz)	ξ_{ha} (%)
1,89 Hz (113 bpm)	26,18	11,93	-4828,03	2,16	1,68
2,00 Hz (120 bpm)	25,58	-15,03	-5523,50	2,34	2,00
2,27 Hz (136 bpm)	20,93	-59,85	-7688,08	3,05	7,46
2,86 Hz (172 bpm)	17,01	-110,11	-11542,54	4,15	12,43

Tabela 50 – Parâmetros biodinâmicos otimizados do corpo humano. Piso flexível

Atividade rítmica	Parâmetros biodinâmicos otimizados				
	Piso flexível (piso em vibração) – equação (117)				
	m_{ha} (kg)	c_{ha} (N.s/m)	k_{ha} (N/m)	$f_{n,ha}$ (Hz)	ξ_{ha} (%)
1,89 Hz (113 bpm)	31,98	1452,16	-39063,54	5,56	64,96
2,00 Hz (120 bpm)	27,36	3,51	-4585,87	2,06	0,50
2,27 Hz (136 bpm)	30,77	-36,11	-5338,58	2,10	4,46
2,86 Hz (172 bpm)	32,74	-66,43	-7087,00	2,34	6,90

A Tabela 49 (piso rígido) e Tabela 50 (piso flexível) apresentam os valores otimizados dos parâmetros biodinâmicos do corpo [massa (m_{ha}), amortecimento (C_{ha}) e rigidez (k_{ha})] bem como as frequências naturais ($f_{n,ha}$) e os fatores de amortecimento (ξ_{ha}) considerando os saltos nas frequências de atividade analisadas. Observa-se que, para ambos os casos, a massa, o amortecimento e a rigidez do corpo variam em função da frequência da atividade. Esta dependência foi observada em relação ao caminhar humano, segundo os estudos de Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016) [ver capítulo 3, equações (90), (91) e (92)].

As frequências naturais e os fatores de amortecimento – para o piso rígido – variam, respectivamente, entre 2,16 Hz a 4,15 Hz e de 1,68% a 12,43%. Já para o piso flexível, os valores se situam na faixa de 2,34 Hz a 5,56 Hz e de 0,50% a 64,96%, respectivamente. Vale a pena ressaltar que estes valores se encontram na faixa reportada pela literatura, conforme apresentado no Capítulo 3, Seção 3.4. Com relação às massas modais, estas variam de 17,01 kg a 26,18 kg (piso rígido) e de 27,36 kg a 32,74 kg (piso flexível).

Exceto para caso de quase-ressonância no piso flexível (1,89 Hz), é curioso notar que, para ambos sistemas estruturais, tanto as frequências naturais do corpo assim como os fatores de amortecimento tendem a aumentar na medida em que há o aumento da frequência da atividade. Este comportamento foi também observado através de uma recente investigação (contemporânea a este trabalho) – com base em outra metodologia – onde foram encontradas frequências naturais na faixa de 1,6 Hz a 2,2 Hz e fatores de amortecimento em torno de 5% a 20% (CZWIKLA; KASPERSKI, 2017).

Ainda de posse das Tabelas 49 e 50, os valores com sinais negativos indicam o sentido correto obtido – durante o processo de otimização – correspondente às forças elástica e de amortecimento a fim de satisfazer o equilíbrio dinâmico do “oscilador humano”, de acordo com as equações (116) e (117). É interessante notar que, independentemente do tipo de piso (rígido ou flexível) e da frequência da atividade, foram encontrados valores negativos correspondentes à rigidez (k_{ha}), embora seus módulos variem em função da frequência. Já no caso dos valores de amortecimento (C_{ha}), o sinal negativo ou positivo varia em função da frequência da atividade.

Fisicamente, vale a pena destacar que o termo “amortecimento negativo” é citado na literatura em problemas de auto-oscilação e está relacionado a uma componente de força que atua em fase com a velocidade (JENKINS, 2013). Um recente estudo

desenvolvido por Kumar et al. (2018) trata o problema de auto-oscilação em relação às forças geradas durante a caminhada, o que significa que o corpo produz sua própria energia para mantê-lo em movimento. Os autores citam que um aspecto interessante deste estudo foi que o pedestre pode adicionar amortecimento ou fornecer energia à estrutura atuando como um “amortecedor negativo”.

Com o objetivo de melhor compreender o comportamento do sistema ser humano-ativo com base nas suas forças dinâmicas, a Tabela 51 e Tabela 52 apresentam para o piso rígido e piso flexível, respectivamente, a participação de cada parcela de força na equação do equilíbrio dinâmico. Os valores destas Tabelas estão apresentados em termos percentuais calculados através do valor r.m.s de cada força, nomeadamente, da força de inércia, amortecimento e elástica. Portanto, observa-se que, exceto para o caso de quase-ressonância (1,89Hz), o modelo biodinâmico ativo é governado predominantemente pelas forças de inércia e elástica, enquanto que a força de amortecimento tem uma contribuição pequena.

Nestes casos, em termos quantitativos, a força de inércia e a força elástica variam, respectivamente, em torno de 36% a 51% e de 48% a 54% - para o piso rígido e de 52% a 60% e de 34 a 47%, respectivamente, para o piso flexível. Em relação à frequência de atividade igual a 1,89 Hz, o percentual da força de amortecimento aumenta de 1,50% (piso rígido) para 36,40% (piso flexível) enquanto a força de inércia reduz de 50,94% (piso rígido) a 8,93% (piso flexível). Ainda de forma a facilitar a visualização da contribuição de cada parcela de força, as Figuras 207a a 210a mostram essas forças variando ao longo do tempo para o piso rígido e as Figuras 211a a 214a para o piso flexível.

Tabela 51 – Participação das forças no equilíbrio dinâmico. Piso rígido

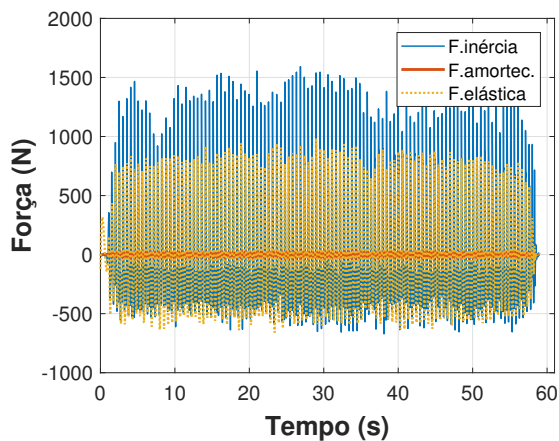
Atividade rítmica	Participação de cada força no equilíbrio dinâmico (%)		
	Piso rígido – equação (116)		
	Força de inércia ($m \cdot \ddot{u}$)	Força de amortecimento ($c \cdot \dot{u}$)	Força elástica ($k \cdot u$)
1,89 Hz (113 bpm)	50,94	1,50	47,56
2,00 Hz (120 bpm)	51,10	1,76	47,14
2,27 Hz (136 bpm)	42,57	6,16	51,26
2,86 Hz (172 bpm)	35,63	9,85	54,52

Nota: Os valores percentuais foram calculados com base no valor r.m.s de cada parcela de força participante na equação do equilíbrio dinâmico.

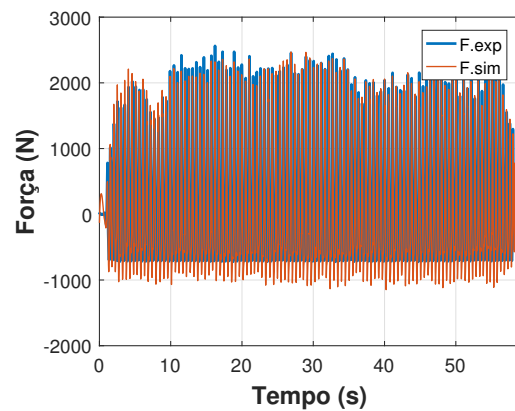
Tabela 52 – Participação das forças no equilíbrio dinâmico. Piso flexível

Atividade rítmica	Participação de cada força no equilíbrio dinâmico (%)		
	Piso flexível (piso em vibração) – equação (117)		
	Força de inércia ($m \cdot \ddot{u}$)	Força de amortecimento [$c \cdot (\dot{u} - \dot{u}_{gnd})$]	Força elástica [$k \cdot (u - u_{gnd})$]
1,89 Hz (113 bpm)	8,93	36,40	54,67
2,00 Hz (120 bpm)	52,49	0,47	47,03
2,27 Hz (136 bpm)	56,71	3,91	39,38
2,86 Hz (172 bpm)	60,31	5,73	33,96

Nota: Os valores percentuais foram calculados com base no valor r.m.s de cada parcela de força participante na equação do equilíbrio dinâmico.

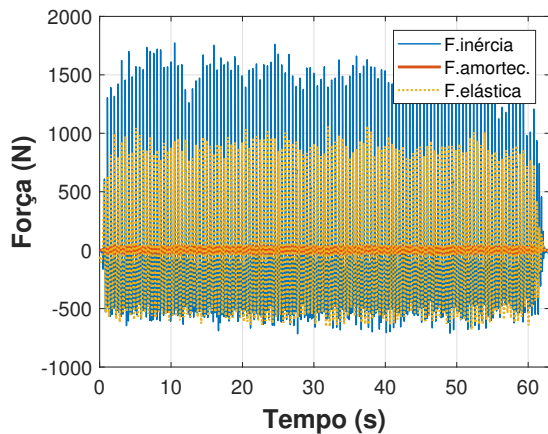


a) Contribuição de cada força dinâmica

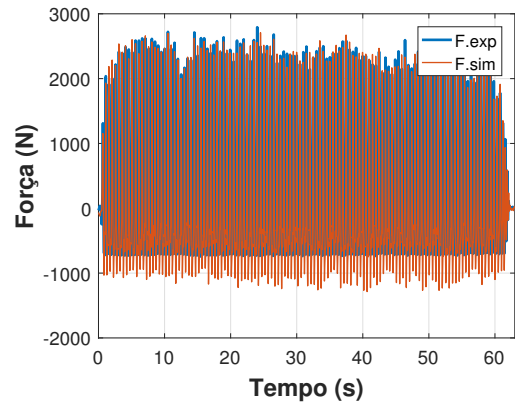


b) Força simulada e força experimental

Figura 207 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Pav. rígido. 1,89 Hz

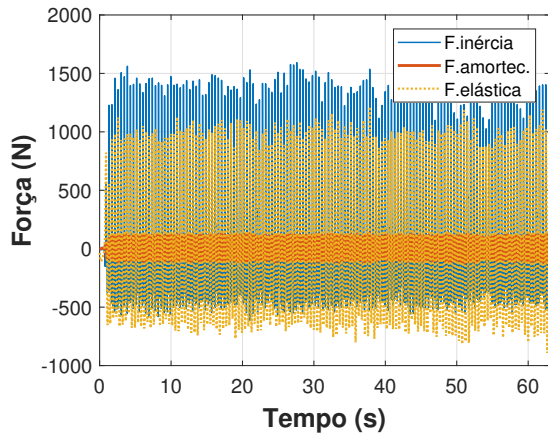


a) Contribuição de cada força dinâmica

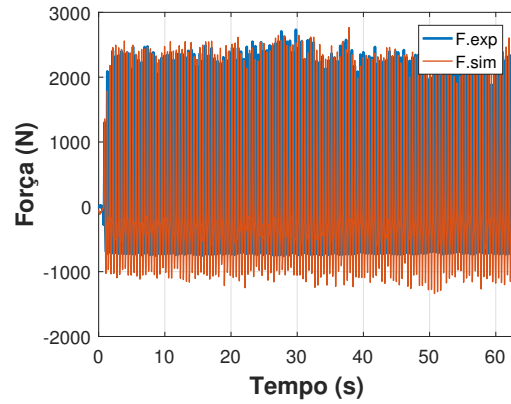


b) Força simulada e força experimental

Figura 208 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Pav. rígido. 2,00 Hz

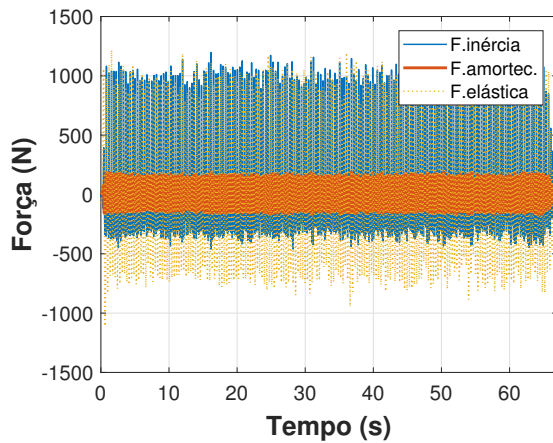


a) Contribuição de cada força dinâmica

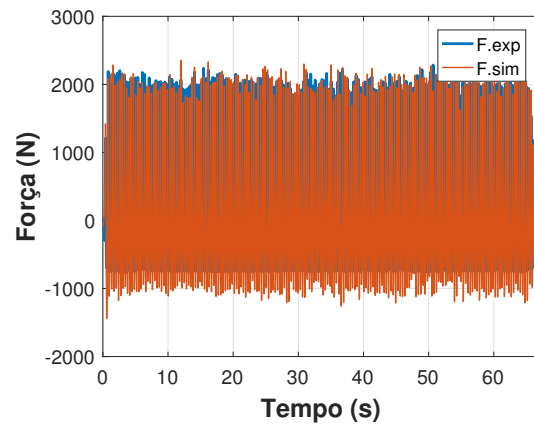


b) Força simulada e força experimental

Figura 209 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso rígido. 2,27 Hz

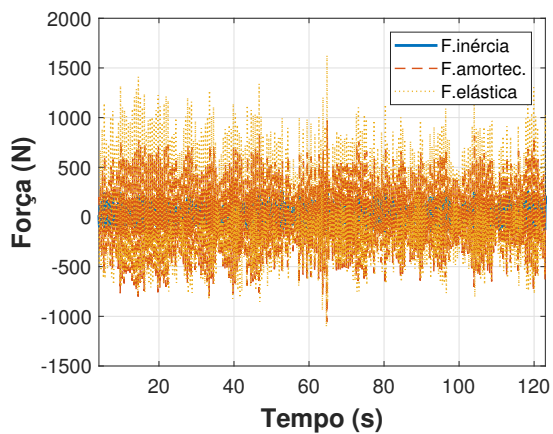


a) Contribuição de cada força dinâmica

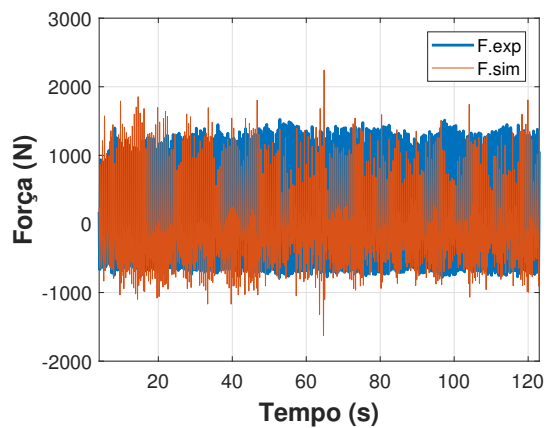


b) Força simulada e força experimental

Figura 210 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Pav. rígido. 2,86 Hz



a) Contribuição de cada força dinâmica



b) Força simulada e força experimental

Figura 211 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 1,89 Hz

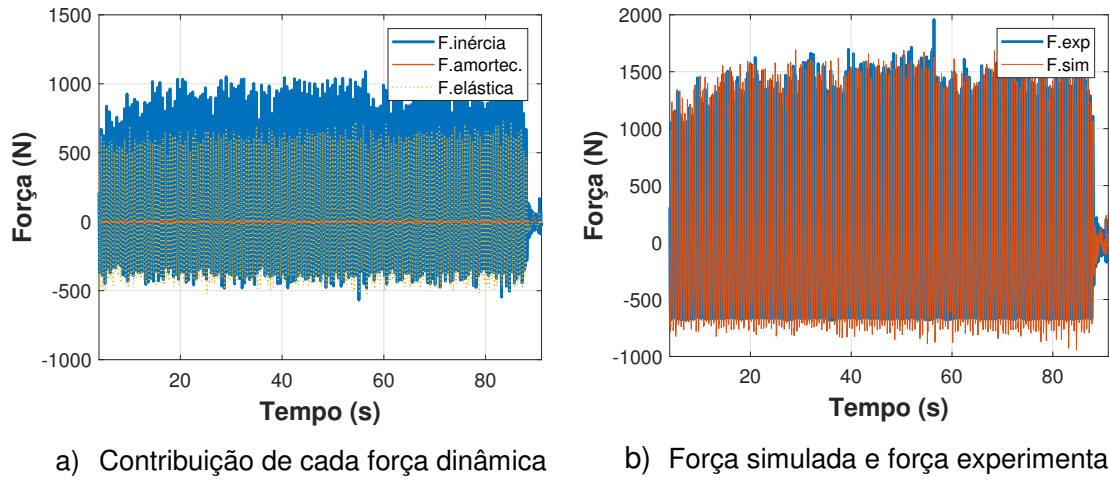


Figura 212 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,00 Hz

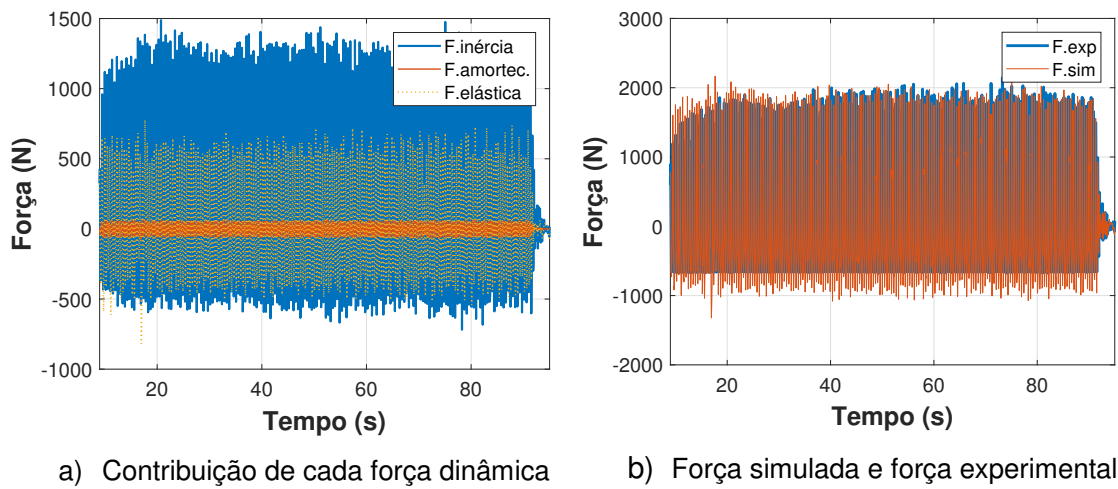


Figura 213 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,27 Hz

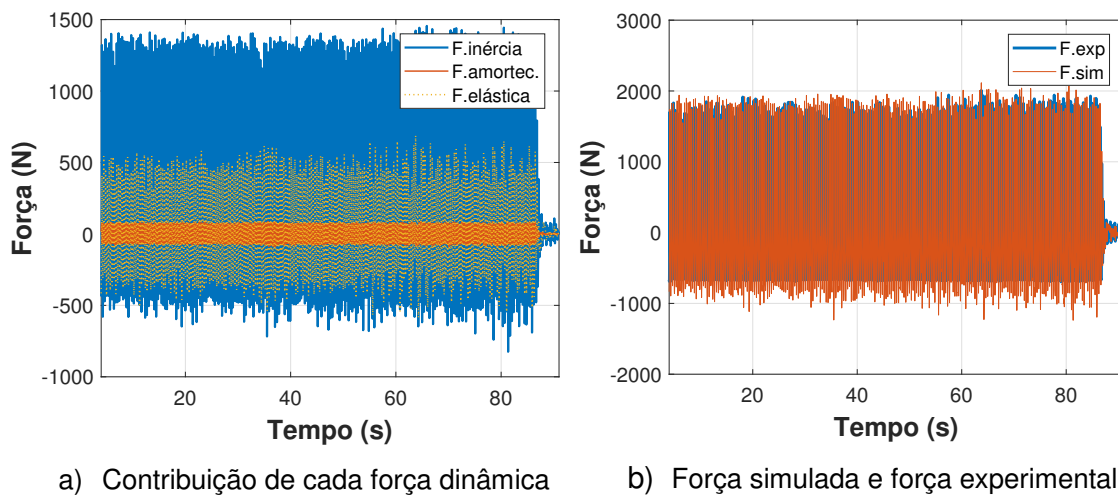


Figura 214 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,86 Hz

Ressalta-se que as Figuras 207b a 214b, a fim de facilitarem a compreensão, exibem a comparação entre as forças simulada otimizada e a experimental (medida na plataforma de força) já anteriormente apresentadas nas Figuras 183b a 206b (piso rígido e piso flexível).

Portanto, quanto ao piso flexível, conhecendo-se a solução do problema de otimização, propõe-se obter a força equivalente que atua externamente sobre o sistema estrutural levando-se em conta as forças biodinâmicas do corpo conforme as equações (118) e (119) (ver Figura 215). Como hipótese simplificadora, considera-se que a massa do corpo esteja acoplada ao grau de liberdade da estrutura durante a execução dos saltos.

No entanto, a rigor, como observado no capítulo 2 e 5, existe o período de tempo sem contato (T_s) dos pés com a estrutura, o que aumentaria a complexidade do problema caso fosse considerado o desacoplamento e acoplamento para cada ciclo durante a atividade rítmica. As equações (118) e (119) mostram que a força equivalente (ou efetiva) que leva em consideração as propriedades biodinâmicas do ser humano corresponde à força de inércia, produto da massa modal obtida através do processo de otimização pela aceleração do corpo do indivíduo. Observa-se, portanto, que esta força é de menor magnitude em comparação com aquela medida na plataforma (força dura) [ver Figuras 211 a 214].

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) = F'_{sim}(t) - c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] - k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] \quad (118)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) = F_{eq}(t) \quad (119)$$

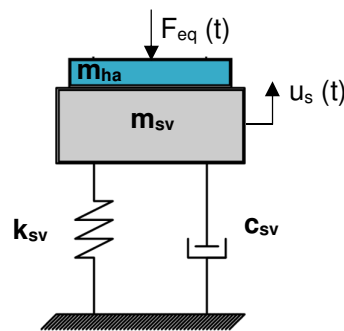


Figura 215 – Modelo proposto de interação ativa considerando um grau de liberdade (superfície em vibração – piso flexível)

Com objetivo de verificar se a resposta dinâmica da estrutura (aceleração do piso flexível), com base no modelo de interação ativa proposto neste trabalho (Figura 215), se aproxima daquela obtida experimentalmente, utilizou-se o método da integração direta de Newmark (KOLUKULA; NOKHOSTIN, 2012) via Matlab (2017) a fim de obter a solução numérica deste sistema de um grau de liberdade. Ademais, na prática de projeto, é comum calcular a resposta dinâmica do sistema estrutural considerando somente a aplicação da força dura [segundo as funções matemáticas representativas da atividade rítmica (ver capítulo 2)] sobre o sistema estrutural “vazio” (Figura 216). Portanto, nesse sentido, obteve-se também a solução numérica considerando a força experimental da plataforma (força dura) aplicada sobre as propriedades dinâmicas da estrutura vazia.

Cabe ressaltar que, para estas simulações numéricas (modelo de interação ativa e modelo “estrutura vazia + força dura”), a força do shaker também foi incluída. Entretanto, conforme foi comentado no item 4.3.2 (capítulo 4), sua participação na resposta dinâmica do sistema é muito pequena quando comparada àquela devido a magnitude das forças geradas pelo o indivíduo durante a execução dos saltos. A força introduzida pelo shaker é da ordem de 1,6% a 2% da força do indivíduo.

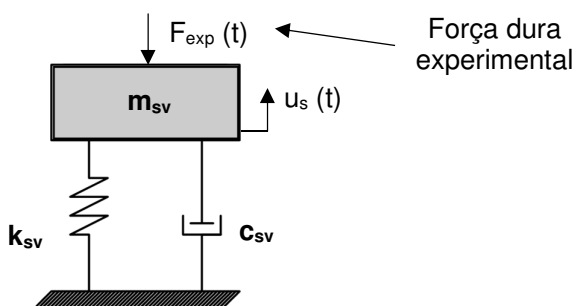


Figura 216 – Modelo de força dura experimental aplicada sobre a estrutura vazia

As Figuras 217 a 224 exibem os sinais da aceleração experimental (linha azul) e numérica (linha vermelha) para os modelos correspondentes a “estrutura vazia + força dura” (Figura 216) e aqueles relativos a consideração da força biodinâmica (Figura 215), respectivamente, para as quatro frequências de estudo (1,89 Hz; 2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz).

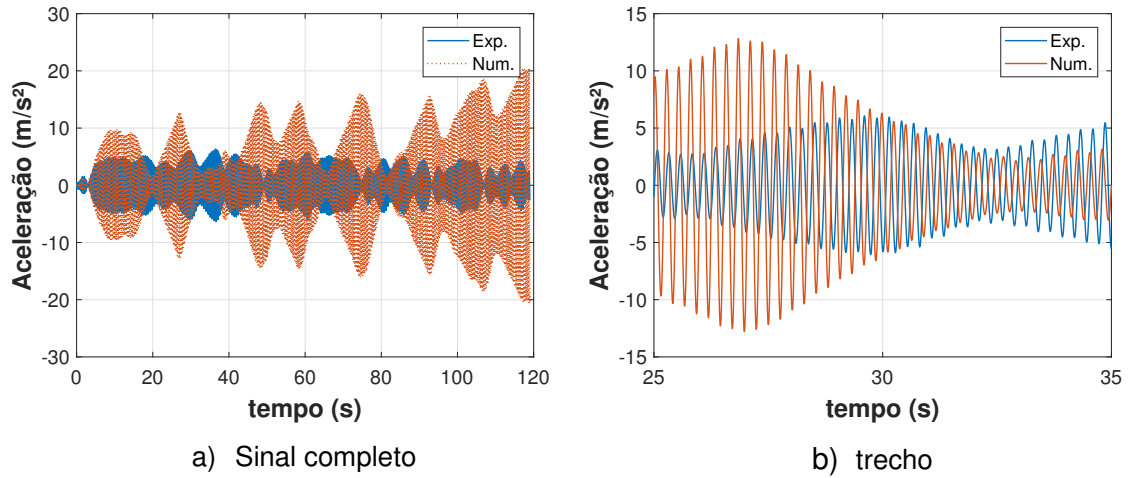


Figura 217 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 1,89 Hz

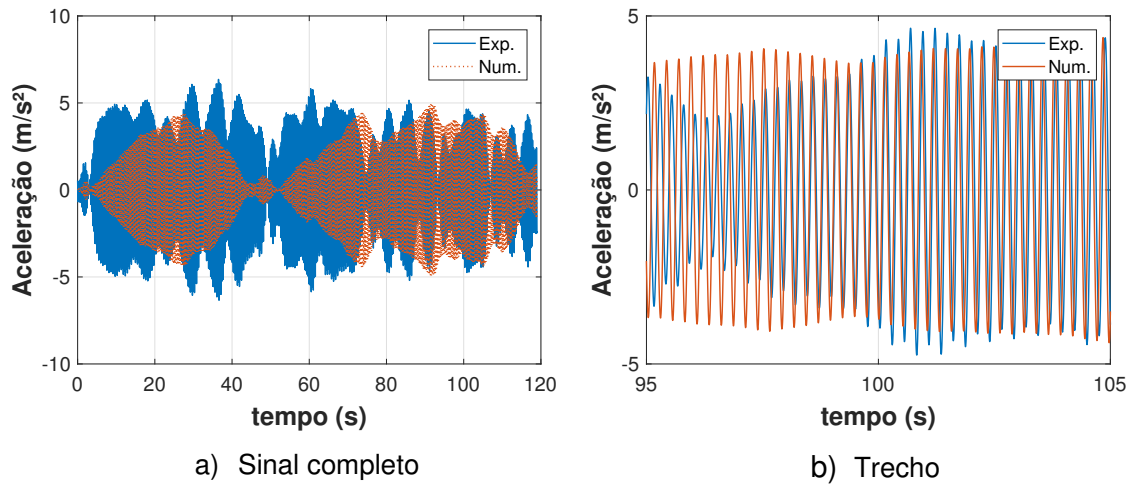


Figura 218 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 1,89 Hz

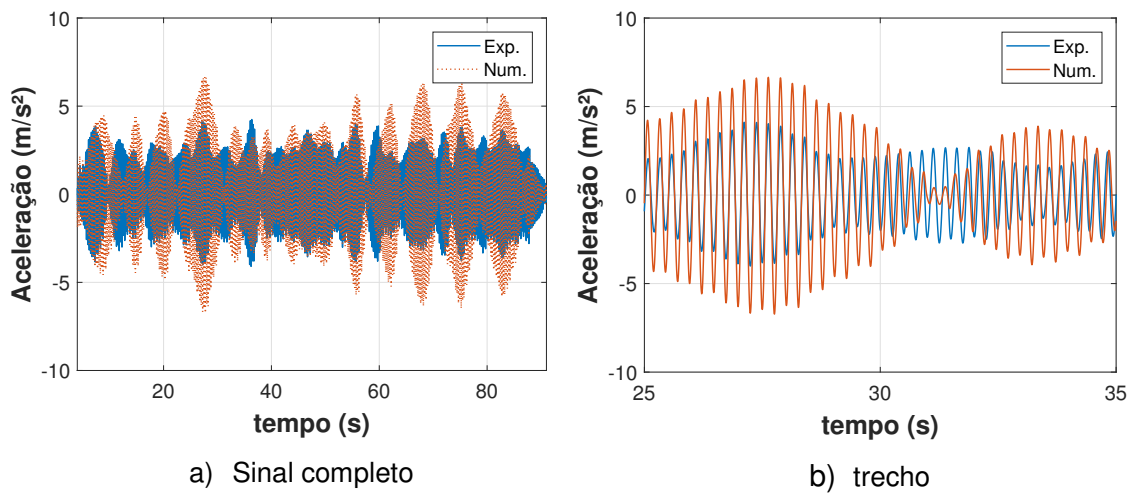


Figura 219 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,00 Hz

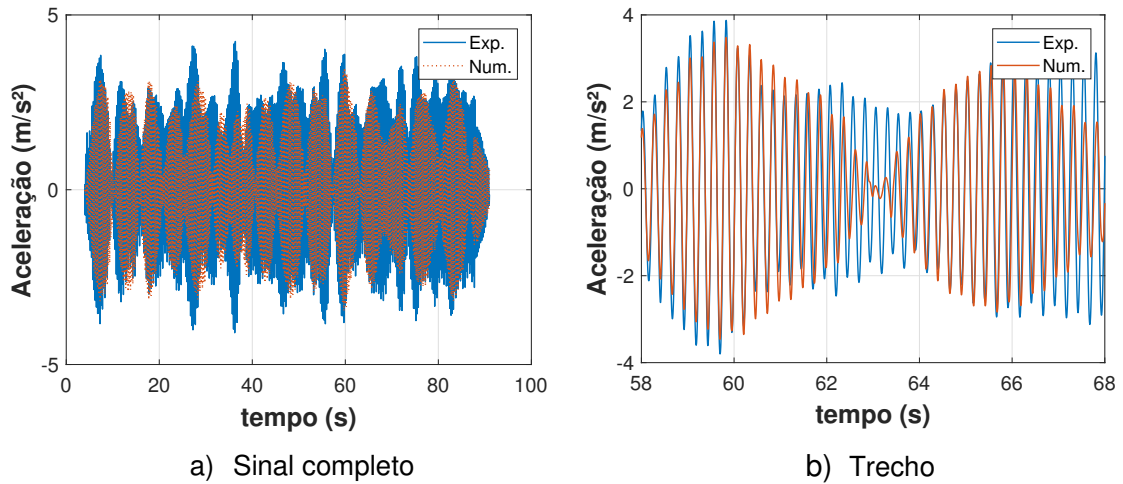


Figura 220 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,00 Hz

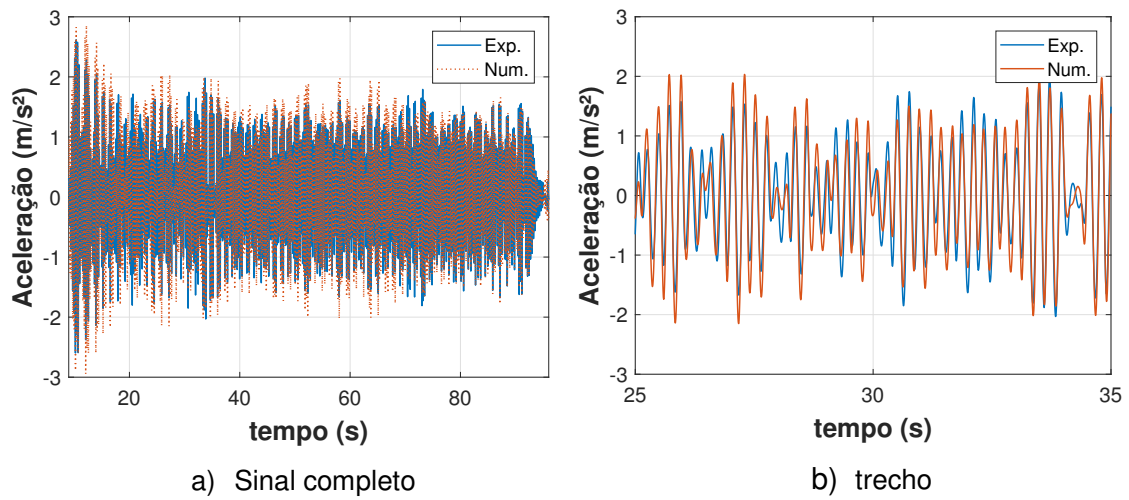


Figura 221 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,27 Hz

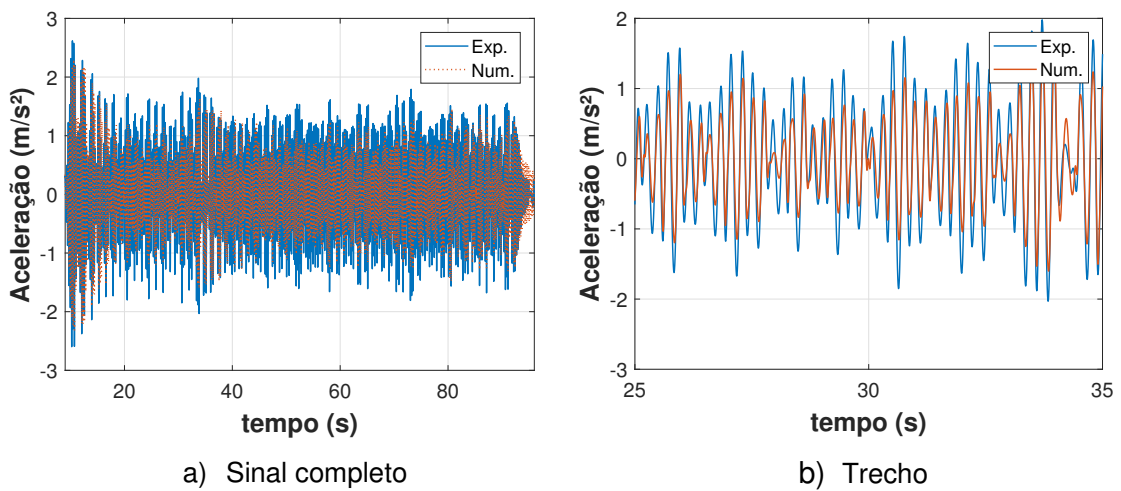


Figura 222 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,27 Hz

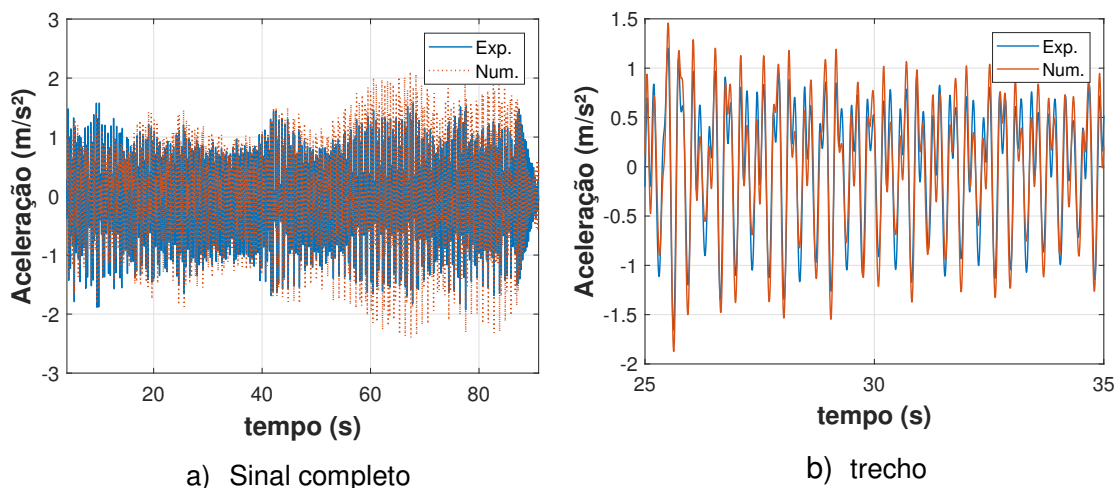


Figura 223 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,86 Hz

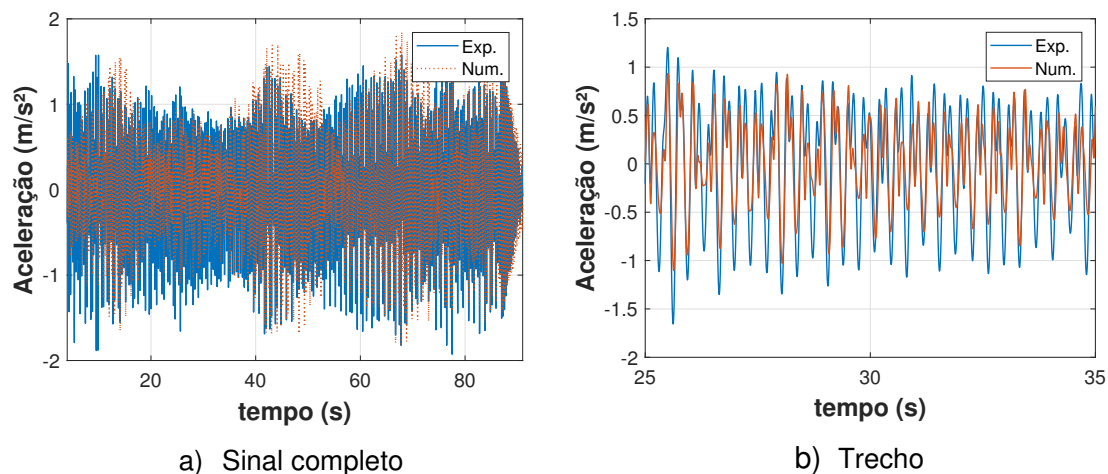


Figura 224 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,86 Hz

Comparando-se as Figuras 217 e 218 para o caso da frequência da atividade igual 1,89 Hz (quase-ressonância), é interessante notar que a corrente metodologia de considerar a aplicação da força dura sobre o sistema estrutura vazio (sem as propriedades dinâmicas do corpo) apresenta valores de aceleração de pico e r.m.s ($a_p=20,57 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=7,36 \text{ m/s}^2$) muito aquém das acelerações experimentais ($a_p=7,05 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,91 \text{ m/s}^2$). Consequentemente, esta solução tornaria o projeto estrutural muito oneroso. De fato, isto vem a corroborar a principal motivação do emprego de modelos biodinâmicos em Engenharia Civil, conforme observado nos capítulos 1 e 3.

Por outro lado, levando-se em conta a força biodinâmica equivalente proposta neste estudo, os valores de aceleração de pico e r.m.s ($a_p=4,92 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,11 \text{ m/s}^2$)

se encontram satisfatoriamente próximos dos valores experimentais ($a_p=7,05 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,91 \text{ m/s}^2$), principalmente em relação ao valor r.m.s. Não obstante, deve-se destacar que, para o intervalo de tempo em que há a melhor aproximação (de 80 s a 105 s), a aceleração de pico do sinal experimental é em torno de 5 m/s^2 (ver Figura 218).

Com relação aos saltos na frequência de 2,00 Hz, é visualizado na Figura 219 que em determinados trechos do sinal de aceleração, o modelo numérico “estrutura vazia com força dura” ainda é conservador – entretanto dentro da ordem de grandeza dos valores experimentais – obtendo-se acelerações de pico e r.m.s, respectivamente, iguais a $a_p=6,72 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,55 \text{ m/s}^2$; contra $a_p=4,24 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=1,86 \text{ m/s}^2$ em relação aos valores experimentais. Já para o modelo biodinâmico os valores encontrados foram iguais a $a_p=3,48 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=1,47 \text{ m/s}^2$, apresentando uma ligeira atenuação em comparação com os valores experimentais. Apesar disso, é importante salientar que para efeito do conforto humano, os valores r.m.s são classificados dentro de uma faixa de variação e não de forma absoluta. Neste caso, tanto o valor r.m.s experimental quanto o numérico biodinâmico se situam na mesma faixa (ver Tabela 3, capítulo 1).

Além disso, com base na Figura 220, nota-se que a forma do sinal numérico biodinâmico é bem semelhante àquela da aceleração experimental ao longo da duração do ensaio. É interessante notar que para as frequências de atividade mais afastadas (2,27 Hz e 2,86 Hz, ver Figuras 221 a 224) da possibilidade de ressonância com a estrutura, o efeito da interação ser humano-ativo estrutura tende a diminuir e o modelo clássico “estrutura vazia com força dura” se aproxima satisfatoriamente bem do comportamento real.

Em termos quantitativos, os valores de aceleração de pico e r.m.s, para o modelo de força dura e biodinâmico – para a frequência de 2,27 Hz – são iguais a $a_p=2,94 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,93 \text{ m/s}^2$ e a $a_p=2,32 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,65 \text{ m/s}^2$, respectivamente; contra $a_p=2,62 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,84 \text{ m/s}^2$ em relação aos valores experimentais. Já para a frequência de atividade de 2,86 Hz, os valores encontrados são iguais a $a_p=2,40 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,82 \text{ m/s}^2$ (modelo força dura) e iguais a $a_p=1,84 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,64 \text{ m/s}^2$ (modelo biodinâmico) contra $a_p=1,93 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,69 \text{ m/s}^2$. Mesmo assim, para este caso mais extremo, a contribuição da interação ativa (modelo biodinâmico) foi benéfica no sentido de se aproximar melhor dos valores experimentais de aceleração. Os valores de aceleração de pico e r.m.s, para todos os

casos, são exibidos na Tabela 53 (modelo estrutura vazia com força dura) e na Tabela 54 (modelo com força equivalente biodinâmica).

Tabela 53 – Acelerações experimentais e numéricas (estrutura vazia). Piso flexível

Atividade rítmica	Acelerações (m/s ²)			
	Experimental		Numérico ¹	
	a _p	a _{rms}	a _p	a _{rms}
1,89 Hz (113bpm)	7,05	2,91	20,57	7,36
2,00 Hz (120bpm)	4,24	1,86	6,72	2,55
2,27 Hz (136bpm)	2,62	0,84	2,94	0,93
2,86 Hz (172bpm)	1,93	0,69	2,40	0,82

Nota:¹ Os valores de aceleração de pico (a_p) e r.m.s (a_{rms}) numéricos foram obtidos considerando a força medida através da plataforma (força dura) aplicada sobre as propriedades dinâmicas da estrutura vazia. A força do shaker (ver item 4.3.2, capítulo 4) também foi contabilizada.

Tabela 54 – Acelerações experimentais e numéricas (biodinâmico). Piso flexível

Atividade rítmica	Acelerações (m/s ²)			
	Experimental		Numérico ¹	
	a _p	a _{rms}	a _p	a _{rms}
1,89 Hz (113bpm)	7,05	2,91	4,92	2,11
2,00 Hz (120bpm)	4,24	1,86	3,48	1,47
2,27 Hz (136bpm)	2,62	0,84	2,32	0,65
2,86 Hz (172bpm)	1,93	0,69	1,84	0,64

Nota:¹ Os valores de aceleração de pico (a_p) e r.m.s (a_{rms}) numéricos foram obtidos considerando a força equivalente (modelo biodinâmico ativo) desenvolvida neste trabalho aplicada sobre as propriedades dinâmicas da estrutura vazia mais a massa modal do indivíduo. A força do shaker (ver item 4.3.2, capítulo 4) também foi contabilizada.

Um aspecto que vale a pena ser ressaltado é que, na realidade, as propriedades dinâmicas do corpo variam naturalmente em função da postura e da frequência da atividade durante a execução dos saltos, caracterizando um sistema (massa, rigidez e amortecimento) variante no tempo. No processo de otimização proposto neste trabalho, os parâmetros biodinâmicos são constantes em relação ao tempo. Entretanto, esta proposta leva conta a intravariabilidade do indivíduo presente nos sinais do acelerômetro acoplado ao corpo bem como a força obtida através da plataforma.

Outra questão está relacionada à massa modal do indivíduo acoplada à estrutura. Nota-se que em alguns trechos das acelerações numéricas obtidas pelo modelo biodinâmico (ver Figuras 218, 220, 222 e 224) ocorre uma maior atenuação em relação à aceleração experimental, o que pode proporcionar uma contribuição da massa nos instantes de tempo em que o indivíduo, na realidade, se encontra no ar. Nesse sentido, sugere-se para trabalhos futuros verificar a influência do acoplamento ou desacoplamento durante a realização dos saltos rítmicos.

O capítulo seguinte apresenta as conclusões obtidas com base nos resultados alcançados referentes aos capítulos 5 (Caracterização experimental das ações humanas) e 6 (Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos) de forma a sistematizar e enfatizar as principais contribuições deste trabalho.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O principal objetivo desta tese foi de investigar o efeito da interação ser humano-estrutura sobre pisos de edificações durante a realização de atividades rítmicas, tal como ocorre usualmente em academias de ginástica, danceterias ou ambientes que induzem os seres humanos a reagirem dinamicamente a estímulos sonoros ou visuais, como também ocorrem em eventos musicais.

Para esta finalidade, estudaram-se os saltos rítmicos executados por um indivíduo, em ambiente laboratorial, com base em dois sistemas estruturais distintos: piso rígido (piso do laboratório – isto quer dizer que os harmônicos da atividade rítmica não interagem dinamicamente com a frequência natural deste piso) e um piso flexível montado em laboratório. Desse modo, evidenciou-se a influência do tipo de sistema estrutural sobre a realização da atividade humana rítmica. O piso flexível se trata de uma laje de concreto armado de pequeno porte apoiada sobre molas, com dimensões em planta de 2,62m x 1,54 m. Assim, em função da quantidade das molas de apoio, avaliou-se este sistema estrutural com três frequências naturais diferentes: mais flexível ($f=2,58$ Hz – posição 1), intermediária ($f=3,07$ Hz – posição 3) e menos flexível ($f=3,84$ Hz – posição 9). Através do auxílio de um metrônomo, o participante realizou a atividade rítmica em quatro frequências, compreendendo saltos lentos (1,89 Hz), saltos normais (2,00 Hz e 2,27 Hz) e saltos rápidos (2,86 Hz). Destaca-se que esta atividade foi realizada no piso rígido e no piso flexível com frequência de 3,84 Hz.

Neste contexto, tanto os aspectos cinemáticos (aceleração, velocidade e deslocamento) e dinâmicos (coeficiente de impacto, razão de contato e período de contato) do corpo humano foram avaliados através de três diferentes métodos: acelerômetro acoplado ao corpo, plataforma de força e palmilhas instrumentadas com sensores de pressão dentro do calçado de ambos os pés. Além disso, ressalta-se que, na literatura, o método mais comum para a avaliação da ação humana se dá por meio das plataformas de força. Por outro lado, esta tese apresenta novas possibilidades quanto à aplicação dos outros dois métodos.

Conforme foi percebido ao longo do trabalho e segundo os casos de estudo apresentados na literatura, a maior preocupação atual do engenheiro projetista é quanto aos sistemas estruturais flexíveis, os quais são mais susceptíveis a vibrações excessivas do ponto de vista do conforto humano. Nestas estruturas, a predição da resposta dinâmica de pisos por intermédio de funções matemáticas – que não levam

em conta as propriedades biodinâmicas do corpo humano (modelos do tipo “força-dura”) – podem levar o engenheiro projetista a adotar soluções muito conservadoras e, portanto, onerosas.

Em seguida, são apresentadas as conclusões obtidas ao longo deste estudo, de forma itemizada (seção 7.1), bem como sugestões para trabalhos futuros (seção 7.2).

7.1 Conclusões

A fim de facilitar o entendimento do leitor, as conclusões específicas deste trabalho estão divididas em duas partes, nomeadamente, nos itens 7.1.1 e 7.1.2. O item 7.1.1 se refere ao capítulo 5 (Caracterização experimental das ações humanas) enquanto o item 7.1.2 é relacionado aos resultados do capítulo 6 (Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos). Já o item 7.1.3, enfatiza as principais contribuições deste trabalho de pesquisa.

7.1.1 Caracterização experimental das ações humanas

- a) Análise dos sinais obtidos através do acelerômetro acoplado ao centro de gravidade do corpo (região da coluna lombar) no domínio do tempo

Quantitativamente, as acelerações de pico (a_p), r.m.s (a_{rms}) e média dos picos (a_m) obtidas no corpo do indivíduo durante os saltos realizados sobre o piso rígido, com valores situados na faixa de 61–76 m/s^2 , 19–22 m/s^2 e 50,56–65,25 m/s^2 , respectivamente; foram superiores àquelas em piso flexível ($a_p=17$ –48 m/s^2 ; $a_{rms}=3,4$ –16,5 m/s^2 e $a_m=9,11$ –41,52 m/s^2). A diferença mais notável se deu em relação aos saltos realizados na frequência de 1,89 Hz no piso flexível [condição de quase-ressonância do segundo harmônico da atividade dinâmica humana ($2 \times 1,89=3,78$ Hz) com a frequência da estrutura ($f=3,84$ Hz)], havendo uma redução de cerca de 72%, 82% e 82% das acelerações de pico, r.m.s e média, respectivamente, em comparação com o piso rígido. Isto mostra a influência da flexibilidade da estrutura na redução das acelerações do corpo.

Qualitativamente, a perturbação deste sinal foi muito clara, indicando a dificuldade do indivíduo em sincronizar os saltos com o movimento da estrutura. No que diz respeito às demais frequências de atividade (2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz), tendendo ao afastamento da possibilidade de quase-ressonância, as acelerações do piso flexível foram da ordem de 36% a 43%, 25% a 27% e de 32% a 42% (aceleração de pico, r.m.s e média, respectivamente) menores em comparação com o piso rígido. No entanto, a forma destes sinais não foi alterada em função da flexibilidade, indicando que para deslocamentos menores, este efeito tende a diminuir. O leitor pode verificar as acelerações, velocidades e deslocamentos do piso flexível no item seguinte (7.1.2).

Outro aspecto que vale ser mencionado é que se pode também notar informações relevantes acerca destes sinais integrando-os uma e duas vezes de modo a obterem os sinais de velocidade e deslocamento dos saltos, respectivamente. Para o caso de quase-ressonância ($f=1,89$ Hz), verificou-se a considerável redução na altura dos saltos: o valor de pico da amplitude do deslocamento (14cm/7cm) reduziu pela metade, o valor r.m.s pela quinta parte (10cm/2cm) e o valor de pico médio (11,5cm/2,1cm) reduziu, aproximadamente, cinco vezes e meia. Para as outras frequências de estudo esta influência da flexibilidade da estrutura na altura dos saltos é negligenciável.

b) Análise dos sinais obtidos através da plataforma de força no domínio do tempo

Os sinais de força obtidos pela plataforma indicaram que, de maneira geral, houve redução nos valores de pico e r.m.s quando a pessoa executou os saltos no piso flexível ($F_p=2,35\text{kN}-2,80\text{kN}$; $F_{rms}=1,01\text{kN}-1,08\text{kN}$) em comparação com o piso rígido ($F_p=3,05\text{kN}-3,49\text{kN}$; $F_{rms}=1,17\text{kN}-1,23\text{kN}$). Naturalmente, em relação aos valores de pico, a redução foi maior para as frequências de 1,89 Hz e 2,00 Hz (28% e 25%, respectivamente), as quais possuem o 2º harmônico próximo à frequência fundamental da estrutura ($f=3,84$ Hz). Para as frequências mais afastadas (2,27 Hz e 2,86 Hz), estas reduções foram de 18% e 13%, respectivamente. Observa-se, portanto, que tais reduções foram menores do que aquelas referentes aos sinais da aceleração do corpo, indicando que o método da plataforma de força é menos sensível em relação à flexibilidade da estrutura quando comparado ao acelerômetro acoplado ao corpo.

c) Análise dos sinais obtidos através das palmilhas instrumentadas no domínio do tempo

Os sinais de pressão obtidos pelas palmilhas instrumentadas revelaram aspectos que não seriam possíveis de serem observados através dos métodos anteriores (acelerômetro acoplado ao corpo e plataforma de força). Estes sinais indicaram que o indivíduo – durante os saltos em ambas estruturas e nas quatro frequências de estudo – exerceu maior pressão sobre o pé direito do que o esquerdo.

Além disso, observou-se através dos sensores que a pessoa realizou os saltos predominantemente na região do antepé (ponta dos pés), embora isto seja menos uniforme no piso flexível. Um ponto muito importante quanto à utilização das palmilhas diz respeito ao tempo de ativação de cada sensor de pressão em relação à magnitude e às diferenças de defasagem no período de contato dos pés com a estrutura. Esta natural defasagem faz com que o valor final de cada pico (pressão resultante da soma de todos os sensores de ambos os pés) seja menor do que se estivessem sincronizados no mesmo instante de tempo.

O caso mais relevante se deu para a frequência de 2,86 Hz em piso flexível, onde se observou uma queda na magnitude da pressão resultante a partir de 32 s de ensaio com duração total de 87 s. Isto indica que a pessoa pode alterar seu padrão de salto para “não perder o tempo” e acompanhar o ritmo do metrônomo, isto é, executando os saltos de forma mais alternada. No entanto, isto não é “notado” pela plataforma de força. Com relação à diferença entre o piso flexível e o piso rígido, ocorreram reduções de 16% a 38% para os valores de pico da soma total dos sinais e de 17% a 31% referente aos seus valores r.m.s. Estas reduções se situam na ordem de grandeza daquelas em relação à plataforma de força, embora sejam ligeiramente superiores.

d) Comparação dos sinais normalizados no domínio do tempo e na frequência

A fim de que os sinais obtidos através dos três métodos sejam comparáveis entre si, eles foram normalizados pelas suas respectivas componentes estáticas: aceleração da gravidade, para as acelerações; peso, no caso da força; e pressão estática, para os sinais de pressão dinâmica. Quanto aos sinais no domínio do tempo, observou-se que os coeficientes de impacto (K_p) dos sinais do acelerômetro acoplado

ao corpo são mais energéticos do que aqueles obtidos através da plataforma de força e das palmilhas instrumentadas.

Por outro lado, os coeficientes de impacto da plataforma de força se situaram num caso intermediário enquanto que os das palmilhas são menos energéticos. A exceção ocorre para o caso de saltos na frequência de 1,89 Hz no piso flexível, onde o sinal do acelerômetro é claramente perturbado na condição de quase-ressonância, conforme comentado no item (a). Este comportamento também foi observado no domínio da frequência.

Realizou-se uma comparação da variação dos coeficientes normalizados em função da frequência da atividade – correspondente a cada método investigado – para os três primeiros harmônicos. Verificou-se que as frequências extremas, mais lenta e mais rápida (1,89 Hz e 2,86 Hz, respectivamente), foram mais influenciadas pela flexibilidade da estrutura; enquanto que este efeito foi reduzido na faixa de 2,00 Hz a 2,27 Hz. Isto foi mais evidente para o primeiro e o segundo harmônico. Destaca-se que os coeficientes de Fourier relativos aos sinais do acelerômetro foram os que mais sofreram dispersão devido a influência da flexibilidade da estrutura – para os três harmônicos – enquanto que esta variação é mais uniforme para a plataforma de força e as palmilhas.

Quando estes valores normalizados foram comparados com os valores da literatura, os coeficientes associados ao acelerômetro durante a execução dos saltos em piso rígido se aproximaram daqueles mais conservadores preconizados pela literatura [SCI (2009), da ISO 10137 (2007) e de Bachmann (1995)]. De maneira geral, os coeficientes de Fourier obtidos neste trabalho em relação à plataforma de força e às palmilhas instrumentadas estão mais próximos daqueles encontrados trabalho de Faisca (2003), sendo menos conservadores. Assim como verificado no capítulo 2, as maiores dispersões na magnitude destes coeficientes se encontram na região do segundo e terceiro harmônicos. Portanto, com base nos resultados do presente trabalho, pode-se concluir que os valores sugeridos pelo guia do SCI (2009), da norma ISO 10137 (2007) e de Bachmann (1995) – especialmente na região do segundo e terceiro harmônicos – parecem distantes da atual realidade de projeto, podendo levar a soluções antieconômicas.

e) Influência do sistema estrutural sobre os parâmetros mecânicos dos saltos

Um aspecto notável quanto à forma dos sinais experimentais no domínio do tempo durante a realização de saltos é que eles podem ser caracterizados através de pulsos bem definidos, apresentando valores de pico [coeficientes de impacto (K_p)], período da atividade (T), período de contato dos pés com o solo (T_c) e razão de contato (T_c/T). Nesse sentido, realizou-se um estudo estatístico, obtendo-se a média e o desvio-padrão de cada parâmetro ao longo da duração dos saltos, de modo que a natural intravariabilidade do sujeito possa ser observada. No caso dos sinais do acelerômetro, não foi possível obter informações confiáveis sobre o período de contato devido a sua forma irregular na base dos sinais. Em adição, o estudo destes parâmetros permite retirar informações que não seriam possíveis através da visualização dos gráficos no domínio da frequência.

Através dos gráficos de variação do coeficiente de impacto em função da razão de contato, observou-se que os resultados experimentais se aproximaram da curva analítica associada a função matemática “Hanning” ou cosseno ao quadrado em detrimento da função “semiseno”, tanto para a plataforma de força quanto para as palmilhas. Este fato apresenta um forte indício de que a função Hanning represente de maneira mais realista os parâmetros experimentais associados aos saltos rítmicos e vem a corroborar recentes estudos na literatura sobre este assunto. Por intermédio do gráfico que exibe a variação do coeficiente de impacto em função da frequência da atividade, ficou evidente a maior influência do tipo de sistema estrutural (rígido ou flexível) sobre as magnitudes dos sinais do acelerômetro, enquanto que os sinais medidos pela plataforma de força assumem uma posição intermediária. Em relação às palmilhas, esta influência foi menos acentuada.

No que diz respeito à variação do período de contato em relação à frequência da atividade, notou-se que o tipo de estrutura influenciou o tempo de contato dos pés com a estrutura durante os saltos. Tanto para o método da plataforma, quanto das palmilhas, o período de contato aumentou no piso flexível em comparação com o piso rígido. Por outro lado, independentemente do tipo de estrutura, há uma tendência de redução do período de contato conforme há o aumento da frequência da atividade. Entretanto, em contraponto a este fato, foi observado que, para o trecho do sinal da palmilha relativo à frequência mais rápida (2,86 Hz) – onde houve a maior dessincronia entre os pés – o período de contato aumentou significativamente.

Com base nestes estudos, a possível chave-mestra que explique o porquê de haver muita variabilidade entre os estudos da literatura (modelos mais ou menos

conservadores) está no período de contato. Períodos de contato menores levam a razões de contato menores que, por sua vez, conduzem a coeficientes de impacto maiores. Conforme também foi observado no capítulo 2, os estudos do final da década de 80 e dos anos 90 preconizam períodos de contato e razões de contato menores. Em contrapartida, recentes investigações têm demonstrado que, na prática, estes valores são maiores.

f) Vantagens e desvantagens de cada método

Considerando o exposto nos itens (a–e), pode-se fazer conclusões metodológicas com base nos três diferentes métodos de caracterizar as ações dinâmicas humanas, nomeadamente, através do acelerômetro acoplado ao corpo, plataforma de força e palmilhas de pressão.

Num caso prático, a maneira mais fácil (menos dispendiosa) de se realizar esta caracterização se dá através do acelerômetro acoplado ao corpo. Entretanto, conforme foi observado este método não se correlaciona diretamente – em magnitude – com os sinais de força da plataforma, indicando que o ser humano não se comporta simplesmente como uma massa rígida. Neste caso, o produto da massa estática do indivíduo vezes a aceleração do corpo conduzem a valores mais elevados do que aqueles medidos pela plataforma de força. Portanto, em caso de só existir a opção do acelerômetro, é prudente ter em mente que conduzirá a valores de coeficientes de Fourier mais conservadores e também mais susceptíveis à influência do tipo de sistema estrutural (rígido ou flexível).

O método da plataforma de força é usualmente utilizado como referência na literatura. Por outro lado, a principal desvantagem está relacionada à sua utilização em campo, podendo não ser viável montá-lo ou transportá-lo; ou em situações que atrapalhem a locomoção dos utilizadores.

O uso das palmilhas instrumentadas demonstrou-se ser promissor, uma vez que os valores de seus coeficientes de Fourier normalizados assim como os parâmetros mecânicos se aproximaram bem dos resultados da plataforma de força e de valores empregados na literatura. A principal vantagem é que este sistema proporciona a livre locomoção do indivíduo em qualquer tipo de estrutura. Isto é especialmente vantajoso no caso de avaliação do caminhar humano. Como desvantagem, este método pode

gerar coeficientes de Fourier na região do terceiro harmônico com menos energia em comparação com a plataforma de força.

7.1.2 Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos

a) Sistema ser humano passivo-estrutura

Verificou-se que o corpo humano pode contribuir benéficamente para o amortecimento global estrutural. Para isto, considerou-se a postura corporal passiva em pé e com joelhos fletidos quando o piso flexível foi submetido a uma força externa oriunda de um excitador (shaker).

Em relação à frequência natural da laje na situação menos flexível ($f=3,84$ Hz – posição 9), observou-se o aumento do amortecimento com uma relação de quatro vezes (0,72%/0,18%) e de cerca de duas vezes e meia maior (0,48%/0,18%) quando o indivíduo está em pé e com joelhos fletidos, respectivamente, em comparação com o amortecimento da estrutura vazia (0,18%). Para situação de flexibilidade intermediária ($f=3,08$ Hz – posição 3), este aumento foi cerca de sete vezes (0,75%/0,11% – em pé) e em torno de seis vezes e meia maior (0,71%/0,11% – joelhos fletidos). Quando a frequência da laje se encontrou no caso mais flexível ($f=2,59$ Hz – posição 1), notou-se a relação de 1,4 vezes maior (0,21%/0,15%) considerando a postura em pé; e 7,7 vezes maior (1,16%/0,15%) para joelhos fletidos.

Estas variações indicaram que existe uma relação entre a postura do corpo e a frequência natural do sistema estrutural. Com base nestes resultados, investigaram-se dois modelos analíticos de interação ser humano-estrutura apresentados na literatura. Os parâmetros biodinâmicos do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento) foram obtidos através de técnicas de otimização, considerando as duas posturas investigadas e as variações da frequência fundamental da laje nas posições 9, 3 e 1.

Observou-se que ambos os modelos representam suficientemente bem as funções de resposta em frequência (FRFs) experimentais. A maior diferença entre eles ocorreu em relação à massa modal na postura de joelhos fletidos, em que um modelo pode tender a valores menores em comparação com o outro.

De modo geral, os valores correspondentes à frequência natural (f_h) e ao fator de amortecimento (ξ_h) do corpo variaram na faixa de 4–6Hz e 40–60% para o indivíduo

em pé; e de 1,33–3,30 Hz e 20–25% para a posição com joelhos fletidos; encontrando-se na faixa preconizada pela literatura. Entretanto, o valor atípico aconteceu em relação à postura em pé na situação mais flexível ($f=2,59$ Hz), obtendo-se um valor de amortecimento do corpo de 20%, onde seriam esperados valores entre 40–70%. De fato, neste caso, houve menor contribuição da presença humana no aumento do amortecimento global da estrutura (0,21%/0,15%), indicando que esta contribuição é mais efetiva quando a frequência natural do corpo se encontra próxima à da estrutura, tal como ocorre na aplicação de atenuadores de massa sintonizados em frequência (tuned mass dampers – TMDs).

b) Sistema ser humano ativo-estrutura: avaliação do conforto humano

Através da análise da aceleração de pico (a_p), aceleração r.m.s (a_{rms}), aceleração r.m.s ponderada ($a_{w,rms}$) e os valores de dose de vibração (VDV), obtidas pelo acelerômetro no centro do piso flexível, pode-se avaliar o conforto humano do indivíduo durante a execução dos saltos nas quatro frequências de estudo. Portanto, esta análise indicou que os valores-limite de conforto humano (na direção vertical) segundo norma, guias e projeto e autores foi excedido variações de frequência de excitação da atividade.

O caso de quase-ressonância da laje com o segundo harmônico da frequência de 1,89 Hz, com valores encontrados iguais a 7,05 m/s^2 (a_p); 2,91 m/s^2 (a_{rms}); 2,86 m/s^2 ($a_{w,rms}$) e 11,10 $m/s^{1,75}$ (VDV), atingiu o maior grau desconforto, atribuído como “provável condição de pânico”, superando os limites da literatura [$a_{w,rms} > 2,47$ m/s^2 ; $VDV > 4,64$ $m/s^{1,75}$ e $VDV > 6,90$ $m/s^{1,75}$].

Com relação às demais frequências de atividade, como esperado, estes valores tendem a diminuir na medida em que ocorre o afastamento desta e seus respectivos harmônicos em relação à frequência fundamental da laje ($f=3,84$ Hz). Apesar disso, tais valores foram classificados como “perturbadores ou inaceitáveis”. Isto indica que a avaliação do conforto humano para frequências mais afastadas da ressonância não deve ser negligenciadas.

Os valores totais de pico e r.m.s referentes aos deslocamentos da laje situaram-se na faixa de 0,39–1,35 cm e de 0,15–0,52 cm, respectivamente. Como foi observado, o valor de deslocamento de pico igual a 1,35 cm (caso de quase-ressonância com a frequência da atividade de 1,89 Hz) se encontra na ordem de

grandeza de deslocamentos dinâmicos referentes a estruturas reais. Para efeito de comparação (estruturas flexíveis e com baixo fator de amortecimento), relatou-se na literatura deslocamentos dinâmicos da ordem de 5 cm para uma passarela de pedestres (ponte pedonal) submetida a 15 pessoas saltando em ressonância.

c) Sistema ser humano ativo-estrutura: modelagem biodinâmica

A interação ser humano ativo-estrutura apresenta uma maior complexidade em relação a interação passiva porque, desta vez, o ser humano atua de forma dual, isto é, atua tanto como mecanismo de atenuação das vibrações a partir da consideração de suas propriedades biodinâmicas assim como produz uma força externa sobre o sistema estrutural. O assunto tem sido explorado por alguns investigadores para pessoas balançando e caminhando (sem perda de contato com a estrutura); entretanto, para pessoas saltando, se trata de um tema pouco explorado.

Nesse sentido, com base num modelo biodinâmico para o caminhar humano já apresentado na literatura, este trabalho considerou o corpo humano como um sistema de um grau de liberdade com base nas equações do equilíbrio dinâmico para uma superfície rígida e em vibração. Através de uma proposta simples – obter as propriedades biodinâmicas do corpo ativo a partir somente do conhecimento de seu movimento [acelerações, velocidades e deslocamentos (e as velocidades e deslocamentos da estrutura, no caso do piso em vibração–piso flexível)] e da força medida na plataforma – utilizou-se um processo de otimização no domínio do tempo para encontrar estes parâmetros tanto para o piso rígido quanto para piso flexível.

Constatou-se uma ótima correlação entre os sinais experimentais e simulados, indicando que existe uma relação entre os sinais medidos no corpo através do acelerômetro acoplado ao indivíduo e aqueles obtidos pela plataforma de força. As frequências naturais e fatores de amortecimento do corpo, para o piso rígido – variaram, respectivamente, entre 2,16 Hz a 4,15 Hz e de 1,68% a 12,43%. Já para o piso flexível, os valores se situaram na faixa de 2,34 Hz a 5,56 Hz e de 0,50% a 64,96%, respectivamente. Verificou-se que, para situações afastadas da ressonância, houve um predomínio das forças de inércia e de elasticidade do corpo, enquanto que, para o caso de quase-ressonância, a força de amortecimento e elástica foram preponderantes.

As acelerações experimentais do piso flexível – submetido às atividades rítmicas estudadas – foram comparadas às calculadas através de dois modelos numéricos: força dura experimental da plataforma de força aplicada sobre o sistema estrutural vazio (trata-se do método clássico e mais comum avaliado numa situação de projeto) e a força equivalente biodinâmica aplicada sobre a estrutura vazia mais a massa modal da pessoa.

Notou-se que o modelo clássico superestimou consideravelmente as acelerações no caso de quase-ressonância [$f=1,89$ Hz; ($a_p=20,57$ m/s² e $a_{rms}=7,36$ m/s²)] e próximo a ela [$f=2,00$ Hz; ($a_p=6,72$ m/s² e $a_{rms}=2,55$ m/s²)] enquanto que as acelerações numéricas obtidas levando-se em conta as propriedades biodinâmicas do corpo [$f=1,89$ Hz; ($a_p=4,92$ m/s² e $a_{rms}=2,11$ m/s²) e $f=2,00$ Hz; ($a_p=3,48$ m/s² e $a_{rms}=1,47$ m/s²)] situaram-se próximas às experimentais ($a_p=7,05$ m/s² e $a_{rms}=2,91$ m/s²).

Além disso, foi observado que para as frequências de atividade (2,27 Hz e 2,86 Hz) mais afastadas da possibilidade de ressonância, a resposta numérica do modelo clássico se aproximou dos resultados experimentais, indicando que a consideração da interação ser humano ativo-estrutura é mais influente na banda de frequência onde um dos harmônicos do carregamento humano se encontra mais perto da frequência natural do sistema estrutural.

7.1.3 Principais contribuições deste trabalho

Com base nos itens anteriores (7.1.1 e 7.1.2) as principais contribuições deste trabalho podem ser enfatizadas a seguir:

- Um procedimento experimental corrente na literatura é de se medir os coeficientes dinâmicos de Fourier, durante a execução de saltos rítmicos, através de uma plataforma de força. Estes experimentos têm servido como base em normas e guias de projeto a fim de que engenheiro possa prever, na fase de projeto, o comportamento dinâmico das estruturas submetido a este tipo de carregamento. Por outro lado, através de um estudo comparativo, o presente trabalho amplia esta investigação considerando outros dois métodos: acelerômetro acoplado ao corpo e palmilhas instrumentadas. Portanto, isto é especialmente relevante no sentido de encorajar outros pesquisadores a realizar este tipo de investigação na ausência de uma plataforma de força;

- Percebeu-se, principalmente de maneira qualitativa, que os coeficientes de Fourier estabelecidos por normas e recomendações de projeto parecem se encontrar mais distantes da atual realidade de projeto, podendo superestimar a resposta dinâmica dos sistemas estruturais. Neste sentido, com base na avaliação dos parâmetros dinâmicos dos sinais experimentais (coeficiente de Fourier, coeficiente de impacto, razão de contato e período de contato), os resultados indicaram a necessidade de se discutir e reavaliar as funções matemáticas empregadas, nestas recomendações, para a representação da atividade rítmica. Além disso, este trabalho corroborou outros estudos no sentido de que a função “Hanning” se aproxima melhor dos resultados experimentais em detrimento da função semisseno;
- Investigou-se, experimentalmente, a contribuição benéfica do ser humano agindo passivamente (pessoa parada em pé e com joelhos fletidos) pela adição de amortecimento à estrutura. Além disso, verificou-se, quantitativamente através das Funções de Resposta em Frequência (FRF), que o tipo de postura corporal pode contribuir mais ou menos para o amortecimento global do conjunto “pessoa mais estrutura” em função da frequência natural da estrutura e do corpo humano;
- Um procedimento comum empregado na literatura é quantificar as propriedades dinâmicas do corpo (massa, rigidez e amortecimento) de forma isolada (em laboratório) – à semelhança de um TMD – e, posteriormente, extrapolar os seus valores médios (de acordo com o tipo de postura) para a predição da resposta dinâmica de qualquer sistema estrutural. Entretanto, foi observado que as propriedades dinâmicas do corpo nestas posturas não assumiram valores únicos, mas variaram em função da frequência natural da estrutura. Desse modo, há um indício de que as propriedades dinâmicas do corpo possam se adaptar em função daquelas do sistema estrutural;
- Até o presente conhecimento do autor, a contribuição do amortecimento do corpo humano introduzido na estrutura, durante a execução de saltos rítmicos, é pouco discutida na literatura e tem sido negligenciada em normas e recomendações de projeto. Nesse sentido, apresentou-se uma proposta de modelagem biodinâmica para contabilizar esta contribuição através da interação ser humano ativo-estrutura. Observou-se que, em casos próximos à ressonância, esta abordagem pode evitar substancialmente a superestimação

das acelerações estruturais na fase de projeto, o que é de suma importância do ponto de vista econômico.

7.2 Sugestões para trabalhos futuros

- a) Avaliar as diferenças dos três métodos de aquisição empregados neste trabalho (acelerômetro acoplado ao corpo, plataforma de força e palmilhas de pressão dentro do calçado) para vários indivíduos (análise estatística);
- b) Implementar o efeito do acoplamento e desacoplamento da massa modal do indivíduo considerando o modelo biodinâmico ativo durante a execução dos saltos rítmicos;
- c) Estudar a influência simultânea da interação ser humano-estrutura (passivo e ativo) concomitantemente com sistemas de controle de vibrações incorporados à estrutura (atenuadores passivos ou semiativos);
- d) Desenvolver modelos biodinâmicos (passivo e ativo) de maneira que as propriedades dinâmicas do corpo sejam variantes ao longo do tempo.

REFERÊNCIAS

ACUNA, C.G. *Modal parameter estimation from frequency response function using rational fraction polynomials method*, 2007. Disponível em: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/3805-rational-fraction-polynomial-method>. Acesso em: 01 fev. 2018.

ABDUL RAZAK, A. H. et al. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors (Switzerland)*, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012.

AGU, E. *Modellierung der vertikalen menscheninduzierten Einwirkungen und Einwirkungseffekte für hüpfende Personen auf der Grundlage eines stochastischen Modells (Vertical Human-Induced Effects Modelling for People Jumping based on a Stochastic Model)*. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua alemã) - Fakultät für Bau- und Umweltingenieurwissenschaften: Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Alemanha, 2013.

AGU, E.; KASPERSKI, M. A random load model for loads induced by coordinated movements of crowds. *Structural Dynamics EUROLYN 2005. Anais...Millpress2005*, 2005.

ALLEN, D. E. Floor Vibrations from Aerobics. *Canadian Journal of Civil Engineering*, v. 17, n. 5, p. 771–779, 1990.

ALLEN, D. E. Building Vibration from Human Activities. *Concrete International: Design and Construction*, v. 12, n. 6, p. 66–73, 1991.

AN, Q. et al. Dynamic performance characteristics of an innovative Cable Supported Beam Structure–Concrete Slab Composite Floor System under human-induced loads. *Engineering Structures*, v. 117, p. 40–57, jun. 2016.

ARRILLAGA, J.; WATSON, N. R. *Power System Harmonics*. John Wiley & Sons, 2003.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 6120: Cargas para o cálculo de estruturas de edificações*, 1980.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 8800: Projeto de estruturas de aço e mistas de aço e concreto de edificações*, 2008.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 6118*: Projeto de estruturas de concreto: Procedimento. Rio de Janeiro, 2014.

AVELINO, A. F. *Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE: Análise Dinâmica*. Ed. Érica, 2008.

BACHMANN, H. et al. *Vibration problems in structures: practical guidelines*. Basel (Switzerland): Birkhäuser, 1995.

BACHMANN, H.; AMMANN, W. J. *Vibrations in Structures Induced by Man and Machines*. Zürich (Switzerland): IABSE—AIPC—IVBH, 1987.

BAUMANN, K.; BACHMANN, H. Durch Menschen verursachte dynamische Lasten und deren Auswirkungen auf Balkentragwerke (Man-induced Dynamic Forces and the Response of Beam Structures). Em língua alemã. *Institut für Baustatik und Konstruktion ETH Zürich*, v. 7501, n. 3, 1988.

BILOŠOVÁ, A. *Modal Testing*. Ostrava, Czech Republic, 2011.

BRANDT, A. *Noise and vibration analysis signal analysis: signal analysis and experimental procedures*. John Wiley & Sons, 2011.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. *BS 6841*: Guide to measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock, 1987.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. *BS 6399-1*: Loadings for buildings. Code of practice for dead and imposed loads, 1996.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. *BS 6472*: Guide to evaluation of human exposure to vibration in buildings (1 Hz to 80 Hz). United Kingdom, 2008.

BROWNJOHN, J. M. W. Energy dissipation in one-way slabs with human participation. Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference `99. *Anais...* Singapore: 1999

BROWNJOHN, J. M. W. Energy dissipation from vibrating floor slabs due to human-structure interaction. *Shock and Vibration*, v. 8, n. 6, p. 315–323, 2001.

BUSCA, G. et al. Quantification of changes in modal parameters due to the presence of passive people on a slender structure. *Journal of Sound and Vibration*, v. 333, n. 21, p. 5641–5652, 2014.

CAETANO, E. et al. Application of the Tuned Mass Damper Concept to the Modelling of Pedestrian-Structure Interaction. Footbridge 2017 Berlin - Tell A Story: Conference Proceedings 6-8.9.2017 TU-Berlin, September, 2017.

CAETANO, E.; CUNHA, Á. Study of the potential of collapse of a footbridge under vandal loads. *IABSE Symposium Report*, v. 90, n. 9, p. 45–52, 2005.

CAETANO, E.; CUNHA, Á.; MOUTINHO, C. Vandal Loads and Induced Vibrations on a Footbridge. *J. Bridge Eng*, v. 16(3), n. June, p. 375–382, 2011.

CAETANO, E. D. S. *Identificação Experimental de Parâmetros Dinâmicos em Sistemas Estruturais*. 1992. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) - Faculdade de Engenharia: Universidade do Porto, Porto, Portugal, 1992.

CAMPBELL, R. A.; JANKO, M. R.; HACKER, R. I. Hand-arm vibration syndrome: A rarely seen diagnosis. *Journal of Vascular Surgery Cases and Innovative Techniques*, v. 3, n. 2, p. 60–62, 2017.

CAPPELLINI, A. M. C. an Innovative Approach To Evaluate People'S Effects on the Dynamic Behaviour. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica, documento em língua inglesa) - Department Of Mechanical Engineering, Doctoral Programme In Mechanical Engineering: Politecnico di Milano, Milão, Itália, 2015.

CAPRANI, C. C.; AHMADI, E. Formulation of human-structure interaction system models for vertical vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 377, p. 346–367, 2016.

CHEN, J.; LI, G.; RACIC, V. Acceleration response spectrum for predicting floor vibration due to occupants jumping. *Engineering Structures*, v. 112, p. 71–80, abr. 2016.

CHEN, J.; ZHANG, M.; LIU, W. Vibration Serviceability Performance of an Externally Prestressed Concrete Floor during Daily Use and under Controlled Human Activities. *Journal of Performance of Constructed Facilities*, v. 30, n. 2, p. 4015007, 2015.

CHOUKOU, M. A.; LAFFAYE, G.; TAIAR, R. Reliability and validity of an accelerometric system for assessing vertical jumping performance. *Biology of Sport*, v. 31, n. 1, p. 55–62, 2014.

- CLAVERIE, L.; ILLE, A.; MORETTO, P. Discrete sensors distribution for accurate plantar pressure analyses. *Medical Engineering & Physics*, v. 38, n. 12, p. 1489–1494, 2016.
- COMER, A. J.; BLAKEBOROUGH, A.; WILLIAMS, M. S. Rhythmic crowd bobbing on a grandstand simulator. *Journal of Sound and Vibration*, v. 332, n. 2, p. 442–454, 2013.
- COMITÉ EURO-INTERNATIONAL DU BÉTON. CEB. *Vibration problems in structures: practical guidelines*. Bulletin d'information 209 London Thomas Telford Services, 1993.
- CZWIKLA, B.; KASPERSKI, M. Damping Induced by Bobbing or Jumping Persons. *Procedia Engineering*, v. 199, p. 2820–2825, 2017.
- DE BRITO, V. L. et al. Modal Tests and Model Updating for Vibration Analysis of Temporary Grandstand. *Advances in Structural Engineering*, v. 17, n. 5, p. 721–734, 2014.
- DE BRITO, V. L.; PIMENTEL, R. L. Cases of Collapse of Demountable Grandstands. *Journal of Performance of Constructed Facilities*, v. 23, n. 3, p. 151–159, 2009.
- DONG, R. G. et al. Theoretical relationship between vibration transmissibility and driving-point response functions of the human body. *Journal of Sound and Vibration*, v. 332, n. 24, p. 6193–6202, 2013.
- DOUGILL, J. W. et al. Human structure interaction during rhythmic bobbing. *The Structural Engineer*, n. 22, p. 32–39, 2006.
- EBRAHIMPOUR, A. et al. Measuring dynamic occupant loads by microcomputer. ASCE Ninth Conference on Electronic Computation. *Anais...*1986
- ELLIS, B.R.; JI, T. Floor vibration induced by dance-type loads: verification. *The Structural Engineer*, v. 3, p. 45–50, 1994.
- ELLIS, B.R.; LITTLER, J. D. Response of cantilever grandstands to crowd loads. Part I: Serviceability evaluation. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers - Structures and Buildings*, v. 157, n. 4, p. 235–241, 2004.
- ELLIS, B. R.; JI, T. On the loads produced by crowds jumping on floors. (H. Grundmann, G. I. Schuëller, Eds.) *Structural Dynamics: EURO DYN 2002: Proceedings of the 4th International Conference on Dynamics*. *Anais...*Munich, Germany: A.A. Balkema, 2002

- ELLIS, B. R.; JI, T. Loads generated by jumping crowds: Numerical modelling. *Structural Engineer*, v. 82, n. 17, p. 35–40, 2004a.
- ELLIS, B. R.; JI, T. The response of structures to dynamic crowd loads. *BRE Digest* 426, 2004b.
- ERLINA, R.; PRIYOSULISTYO; SAPUTRA, A. Vibration Serviceability of Grha Sabha Pramana Auditorium under Human Induced Excitation. *Procedia Engineering*, v. 171, p. 1157–1164, 2017.
- EUROPEAN COMITEE FOR STANDARDIZATION. *EN 1991-1-1:2002, Eurocode 1: Actions on structures. General actions. Densities, self-weight, imposed loads for buildings*, 2002.
- EUROPEAN COMITEE FOR STANDARDIZATION. *EN 1992-1-1:2004, Eurocode 2: Design of concrete structures. General rules and rules for buildings*, 2004.
- EUROPEAN COMITEE FOR STANDARDIZATION. *EN 1993-1-1:2005, Eurocode 3: Design of steel structures. General rules and rules for buildings*, 2005.
- EWINS, D. J. *Modal Testing. Theory, practice and application*. 2nd. ed. Wiley, 2000.
- FAISCA, R. *Caracterização de Cargas Dinâmicas Geradas por Atividades Humanas*. 2003. Tese (Doutorado em Engenharia Civil) - COPPE/Engenharia Civil: Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2003.
- FELDMANN, M. et al. Design of floor structures for human induced vibrations. *JRC Scientific and Technical Reports*, 2009. v. 3.
- FILIPPIN, N. T. et al. Effects of obesity on plantar pressure distribution in children. *Rev Bras Fisioter*, v. 11, n. 6, p. 495–501, 2007.
- GASPAR, C. et al. Biodynamic modelling of human rhythmic activities. *Procedia Engineering*, v. 199, p. 2802–2807, 2017a.
- GASPAR, C. M. R. et al. Efeito da interação dinâmica ser humano-estrutura sobre o conforto humano de pisos. XXXVIII Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering. *Anais...* Florianópolis, Brasil: 2017b.

GASPAR, C. M. R.; DA SILVA, J. G. S.; LOPES, E. D. C. Human comfort analysis and vibration control of composite floors when subjected to aerobics. *Journal of Vibrational Engineering and Technologies*, v. 3, n. 6, 2015.

GASPAR, C. M. R.; SANTOS DA SILVA, J. G.; COSTA-NEVES, L. F. Multimode vibration control of building steel-concrete composite floors submitted to human rhythmic activities. *Computers and Structures*, v. 165, p. 107–122, 2016.

GASPAR, C. M. R.; SILVA, J. G. S.; CAMPISTA, F. F. Human Comfort Evaluation of Composite Floors: An Investigation of the Effect of Human Rhythmic Activities Modelling. *International Journal of Civil and Structural Engineering*, v. 2, p. 121–125, 2015.

GASPAR, C. M. R.; SILVA, J. G. S. DA. Influence of the Human Rhythmic Activities Modelling on the Composite Floors Dynamic Response. *Journal of Civil Engineering and Architecture Research*, v. 2, n. 1, p. 429–437, 2015.

GINTY, D.; DERWENT, J. M.; JI, T. The frequency ranges of dance-type loads. *The Structural Engineer*, v. 79, n. 6, p. 27–31, 2001.

GRIFFIN, M. *Handbook of Human Vibration*. 1st Edition. Ed. Academic Press, 1996.

HEALTH AND SAFETY EXECUTIVE. *Hand-arm vibration*. Disponível em: <<http://www.hse.gov.uk/vibration/index.htm>>. Acesso em: 2 ago. 2017.

HEALY, A. et al. Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study. *The Foot*, v. 22, n. 1, p. 35–39, 2012.

HUA, Y.; LEMERLE, P.; GANGHOFFER, J. F. A two scale modeling and computational framework for vibration-induced Raynaud syndrome. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 71, n. March, p. 320–328, 2017.

IBRAHIM, Z. *The Effects of Crowds on Dynamic Characteristics of Stadia Structures*. The University of Sheffield, 2006.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 2631-1: Evaluation of human exposure to whole-body vibration – Part 1: General requirements*. Switzerland, 1997.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 10137: Bases for design of structures - Serviceability of buildings and walkways against vibrations*. Switzerland, 2007.

IRVINE, TOM. *ISO 2631 Matlab Scripts*, 2012. Disponível em: <http://vibrationdata.wordpress.com/2012/10/21/iso-2631-matlab-scripts>. Acesso em: 03 fev. 2018.

ISTRUCTE/DCLG/DCMS JOINT WORKING GROUP. *Dynamic performance requirements for permanent grandstands subject to crowd action: Recommendations for management, design and assessment*. London Institution of Structural Engineers, 2008.

JENKINS, A. Self-oscillation. *Physics Reports*, v. 525, n. 2, p. 167–222, 2013.

JI, T.; ELLIS, B. R. Floor vibration induced by dance-type loads: theory. *The Structural Engineer*, v. 72, n. 3, 1994.

JI, T.; ELLIS, B. R. Human-Structure Interaction in Vertical Vibrations. *Proceedings of the ICE - Structures and Buildings*, v. 122, n. 1, p. 1–9, 1997a.

JI, T.; ELLIS, B. R. Floor vibrations induced by human movements in buildings. Lee, P. K. K. (ed.). *Structures in the new millennium: Proceedings of the 4th International Kerensky Conference*. Anais...Hong Kong: Rotterdam, The Netherlands: A. A. Balkema Publishers, 1997b.

JI, T.; ZHOU, D.; ZHANG, Q. Models of a Standing Human Body in Structural Vibration. *Structures and Buildings*, v. 166, p. 367–378, 2013.

JIMENEZ-ALONSO, J. F. et al. Vertical Crowd – Structure Interaction Model to Analyze the Change of the Modal Properties of a Footbridge. *Journal of Bridge Engineering*, p. 1–19, 2016.

JONES, C. A.; REYNOLDS, P.; PAVIC, A. Vibration serviceability of stadia structures subjected to dynamic crowd loads: A literature review. *Journal of Sound and Vibration*, v. 330, n. 8, p. 1531–1566, 2011.

KASPERSKI, M. *Menschenerregte Schwingungen in Sportstadien*. Bauingenieur, Springer Verlag, Band 76, 2001.

- KASPERSKI, M. Safety and reliability of stadia under men-induced vibrations. (H. Grundmann, G. I. Schuëller, Eds.) *Structural Dynamics: EUROODYN 2002: Proceedings of the 4th International Conference on Dynamics. Anais...A.A. Balkema, 2002a.*
- KASPERSKI, M. Men-induced dynamic excitation of stand structures. 15th ASCE Engineering Mechanics Conference. *Anais...2002b.*
- KASPERSKI, M. Entwurfsvorgaben für Tribünen- und Deckenkonstruktionen unter menscheninduzierten Lasten. *Verein Deutscher Ingenieure: Baudynamik Band VDI-Berichte 1754.* Kassel, Deutschland, VDI Verlag GmbH Düsseldorf, 2003.
- KASPERSKI, M.; AGU, E. Prediction of crowd-induced vibrations via simulation. 23rd International Modal Analysis Conference (IMAC XXIII). *Anais...2005.*
- KIM, S.; PARK, S. Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 7, p. 1253–1258, 2011.
- KITAZAKI, S.; GRIFFIN, M. J. a Modal Analysis of Whole-Body Vertical Vibration, Using a Finite Element Model of the Human Body. *Journal of Sound and Vibration*, v. 200, p. 83–103, 1997.
- KOLUKULA, S. S.; NOKHOSTIN, H. *Newmark's Direct Integration Method*, 2007. Disponível em: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35465-newmark-integrator-function?focused=5221404&tab=function>. Acesso em: 06 fev. 2018.
- KUMAR, P. et al. Modelling vertical human walking forces using self-sustained oscillator. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 99, p. 345–363, 2018.
- LEE, K. et al. Global vertical resonance phenomenon between steel building and human rhythmic excitations. *Journal of Constructional Steel Research*, v. 92, p. 164–174, 2014.
- LEE, M.; KIM, S.; PARK, S. Resonance-based oscillations could describe human gait mechanics under various loading conditions. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 1, p. 319–322, 2014.
- LI, W. W. et al. Floor vibration due to human rhythmic activities: Tin Shui Wai public library cum indoor recreation centre. *Procedia Engineering*, v. 14, p. 3285–3292, 2011.

- LIMA, R. M. M. F. *Adaptação ergonómica e antropométrica de calçado para pessoas com necessidades especiais: um estudo de caso*. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Humana) - Escola de Engenharia, Universidade do Minho, Guimarães, Portugal, 2012.
- LINTHORNE, N. P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physiology*, v. 69, n. 11, p. 1198–1204, 2001.
- LITTLER, J. D. Frequencies of synchronised human loading from jumping and stamping. *Structural Engineer*, v. 81, n. 22, p. 27–36, 2003.
- LIU, C.; QIU, Y.; GRIFFIN, M. J. Dynamic forces over the interface between a seated human body and a rigid seat during vertical whole-body vibration. *Journal of Biomechanics*, 2017.
- MARTÍNEZ, J. F. et al. Jumping load models applied on a gymnasium floor. *Engineering Structures*, v. 125, p. 26–38, 2016.
- MATLAB. Versão R2017a. MathWorks, 2017.
- MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Dynamic Response of the Standing Human Body Exposed To Vertical Vibration: Influence of Posture and Vibration Magnitude. *Journal of Sound and Vibration*, v. 212, n. 1, p. 85–107, 1998.
- MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Mathematical models for the apparent masses of standing subjects exposed to vertical whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 260, n. 3, p. 431–451, 2003.
- MCDONALD, M. G. *Experimental Characterisation of Jumping and Bobbing Actions for Individuals and Small Groups*. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - School of Engineering, University of Warwick, Warwick, Reino Unido, 2015.
- MCDONALD, M. G.; ŽIVANOVIĆ, S. Measuring Ground Reaction Force and Quantifying Variability in Jumping and Bobbing Actions. *Journal of Structural Engineering*, p. 4016161, 2016.
- MORELAND, R. The weight of a crowd. *Engineering*, v. 79, p. 551, 1905.
- MUHAMMAD, Z. O.; REYNOLDS, P.; HUDSON, E. J. Evaluation of Contemporary Guidelines for Floor Vibration Serviceability Assessment. In: CAICEDO, J.; PAKZAD,

S. (Eds.). Dynamics of Civil Structures, Volume 2 : Proceedings of the 35th IMAC, A Conference and Exposition on Structural Dynamics 2017. Cham: Springer International Publishing, 2017. p. 339–346.

MURRAY, T. M. et al. Vibrations of Steel-Framed Structural Systems Due to Human Activity: AISC DG11 Second Edition. Chicago, USA, 2016.

MURRAY, T. M.; ALLEN, D. E.; UNGAR, E. E. Steel Design Guide Series 11: Floor Vibrations due to Human Activity. Chicago, USA, 2003.

NRCC, User's Guide: NBC (NATIONAL BUILDING CODE OF CANADA), Structural Commentaries, National Research Council of Canada, Ottawa, 2010.

NIMMEN, K. VAN. *Numerical and experimental study of human-induced vibrations of footbridges*. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - Arenberg Doctoral School, Faculty of Engineering Science, KU Leuven, Lovaina, Bélgica, 2015.

PARKHOUSE, J. G.; EWINS, D. J. Crowd-induced rhythmic loading. *Structures & Buildings*, v. 159, n. SB5, p. 247–259, 2006.

PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Vibration serviceability of long-span concrete building floors. Part 1: Review of background information. *Shock and Vibration Digest*, v. 34, n. January 2017, p. 191–211, 2002.

PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Experimental verification of novel 3DOF model for grandstand crowd-structure interaction. 26th International Modal Analysis Conference (IMAC XXVI), v. 6399, 2008.

PERNICA, G. Dynamic Load Factors for Pedestrian Movements and Rhythmic Exercises. *Canadian Acoustics*, v. 18, n. 2, p. 3–18, 1990.

RACIC, V.; BROWNJOHN, J. M. W.; PAVIC, A. Reproduction and application of human bouncing and jumping forces from visual marker data. *Journal of Sound and Vibration*, v. 329, n. 16, p. 3397–3416, 2010.

RACIC, V.; PAVIC, A. Mathematical model to generate near-periodic human jumping force signals. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 24, n. 1, p. 138–152, 2010a.

RACIC, V.; PAVIC, A. Stochastic approach to modelling of near-periodic jumping loads. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 24, n. 8, p. 3037–3059, 2010b.

RACIC, V.; PAVIC, A.; BROWNJOHN, J. M. W. Modern facilities for experimental measurement of dynamic loads induced by humans: A literature review. *Shock and Vibration*, v. 20, n. 1, p. 53–67, 2013.

RAKHEJA, S. et al. Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 40, n. 6, p. 710–732, nov. 2010.

RAO, A. V. *Mechanical Vibrations*: Lecture notes for course EML 4220 (U. of Florida, Ed.). Florida, 2009.

REIHER, H.; MEISTER, F. The sensitiveness of the human body to vibrations (Empfindlichkeit des menschen gegen Erschütterung). OhioForschung (VDI) 2: 381-386, Headquarters Air Material Command, 1931.

RICHARDSON M., FORMENTI, D. Parameter estimation from frequency response measurements using rational fraction polynomials, Proc. Int. Modal Anal. Conf, 167-182, 1982.

SACHSE, R. *The influences of human occupants on the dynamic properties of slender structures*. 2002. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - Department of Civil and Structural Engineering, University of Sheffield, Sheffield, Reino Unido, 2002.

SACHSE, R.; PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Human-Structure Dynamic Interaction in Civil Engineering Dynamics: A Literature Review. *Shock & Vibration Digest*, v. 35, n. 1, p. 3, 2003.

SACHSE, R.; PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Parametric study of modal properties of damped two-degree-of-freedom crowd-structure dynamic systems. *Journal of Sound and Vibration*, v. 274, n. 3–5, p. 461–480, 2004.

SAHNACI, C. *Menscheninduzierte Einwirkungen auf Tragwerke infolge der Lokomotionsformen Gehen und Rennen: Analyse und Modellierung*. 2013 Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua alemã) - Fakultät für Bau und Umweltingenieurwissenschaften, Ruhr-Universität Bochum, Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Alemanha, 2013.

SALYARDS, K. A.; HUA, Y. Assessment of dynamic properties of a crowd model for human-structure interaction modeling. *Engineering Structures*, v. 89, p. 103–110, 2015.

SAPORTA, G. *Probabilités, analyse des données et statistique*. Editions Technip, Paris, 2006.

SCHIAVI, A.; ROSSI, L. Vibration Perception in Buildings: A Survey. From the Historical Origins to the Present Day. *Energy Procedia*, v. 78, p. 2–7, nov. 2015.

SETAREH, M. Evaluation and assessment of vibrations owing to human activity. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers - Structures and Buildings*, v. 165, n. 5, p. 219–231, 2012.

SETUAIN, I. et al. Vertical jumping biomechanical evaluation through the use of an inertial sensor-based technology. *Journal of Sports Sciences*, v. 34, n. 9, p. 843–851, 2015.

SHAHABPOOR, E. et al. Effect of group walking traffic on dynamic properties of pedestrian structures. *Journal of Sound and Vibration*, 2016.

SHAHABPOOR, E.; PAVIC, A.; RACIC, V. Interaction between Walking Humans and Structures in Vertical Direction: A Literature Review. *Shock and Vibration*, v. 2016, p. 12–17, 2016a.

SHAHABPOOR, E.; PAVIC, A.; RACIC, V. Identification of mass–spring–damper model of walking humans. *Structures*, v. 5, p. 233–246, fev. 2016b.

SILVA, J. G. S.; GASPARGASPAR, C. M. R.; LOPES, E. D. C. Análise Dinâmica e Controle de Vibrações de Pisos Mistos (Aço-Concreto) Submetidos a Atividades Humanas Rítmicas. *Metálica: Revista da Associação Portuguesa de Construção Metálica e Mista*, v. 34, p. 6–12, 2014.

SILVA, F. T. DA; BRITO, H. M. B. F.; PIMENTEL, R. L. Modeling of crowd load in vertical direction using biodynamic model for pedestrians crossing footbridges. *Canadian Journal of Civil Engineering*, v. 40, n. July, p. 1196–1204, 2013.

SIM, J. *Human-structure interaction in cantilever grandstands*. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - University of Oxford, Oxford, Reino Unido, 2006.

SIM, J. et al. Statistical model of crowd jumping loads. *ASCE Journal of Structural Engineering*, v. 134, n. 12, p. 1852–1861, 2008.

SIM, J.; BLAKEBOROUGH, A.; WILLIAMS, M. Modelling effects of passive crowds on grandstand vibration. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers-Structures and Buildings*, v. 159, n. SB5, p. 261–272, 2006.

SIM, J.; BLAKEBOROUGH, A.; WILLIAMS, M. Modelling of joint crowd-structure system using equivalent reduced-DOF system. *Shock and vibration*, v. 14, n. 4, p. 261–270, 2007.

SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, P. J. Design of Floors for Vibration: A New Approach (Revised Edition). The Steel Construction Institute (SCI) Publication P354, Ascot, 2009.

SUBASHI, G. H. M. J.; MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Modelling resonances of the standing body exposed to vertical whole-body vibration: Effects of posture. *Journal of Sound and Vibration*, v. 317, n. 1–2, p. 400–418, 2008.

TÁBUAS, C. *Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico*. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2012.

TILDEN, C. J. Kinetic effects of crowds. *Proceedings ASCE 39 (3). Anais...1913*.

TOSO, M. A. et al. Experimentally fitted biodynamic models for pedestrian-structure interaction in walking situations. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 72–73, p. 590–606, 2016.

TUAN, C.-Y.; SAUL, W. E. Loads due to spectator movements. *ASCE Journal of Structural Engineering*, v. 111, n. 2, p. 418–434, 1985.

UGRAY et al. Scatter Search and Local NLP Solvers: A Multistart Framework for Global Optimization. *INFORMS Journal on Computing*, v. 19, n. 3, p. 328–340, 2007.

VAN NIMMEN, K. et al. The impact of vertical human-structure interaction on the response of footbridges to pedestrian excitation. *Journal of Sound and Vibration*, v. 402, p. 104–121, 2017.

- VENUTI, F.; RACIC, V.; CORBETTA, A. Modelling framework for dynamic interaction between multiple pedestrians and vertical vibrations of footbridges. *Journal of Sound and Vibration*, v. 379, p. 245–263, 2016.
- WANG, D. et al. Presence of Resonance Frequencies in a Heavily Damped Two-Degree-of-Freedom System. *Journal of Engineering Mechanics*, v. 140, n. 2, p. 406–417, 2014.
- WEI, L.; GRIFFIN, M. J. Mathematical Models for the Apparent Mass of the Seated Human Body Exposed To Vertical Vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 212, n. 5, p. 855–874, 1998.
- WHEELER, J. E. Prediction and Control of Pedestrian Induced Vibration in Footbridges. *ASCE Journal of the Structural Division*, v. 108, n. 9, p. 2045–2065, 1982.
- WILLFORD, M. R. An investigation into crowd-induced vertical dynamic loads using available measurements. *The Structural Engineer*, v. 79, n. 12, p. 21–25, 2001.
- WRIGHT, D. T.; GREEN, R. Human Sensitivity to Vibration. Report No. 7. Kingston, Ontario, Canada. Queen's University, 1959.
- WU, J. Z. et al. Modeling of the interaction between grip force and vibration transmissibility of a finger. *Medical Engineering and Physics*, v. 45, p. 61–70, 2017.
- YAO, S. et al. Experimental study of human-induced dynamic forces due to jumping on a perceptibly moving structure. *Journal of Sound and Vibration*, v. 296, n. 1–2, p. 150–165, 2006.
- ZHANG, M.; GEORGAKIS, C. T.; CHEN, J. Biomechanically excited SMD model of a walking pedestrian. *Journal of Bridge Engineering*, v. 21, n. 8, 2016.
- ZHANG, Q. *Models of a Standing Human Body in Structural Vibration*. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - Faculty of Engineering and Physical Sciences, School of Mechanical, Aerospace and Civil Engineering, University of Manchester, Manchester, Reino Unido, 2013.
- ZHANG, S.; XU, L.; QIN, J. Vibration of lightweight steel floor systems with occupants: Modelling, formulation and dynamic properties. *Engineering Structures*, v. 147, p. 652–665, 2017.

ZHANG, X.; QIU, Y.; GRIFFIN, M. J. Developing a simplified finite element model of a car seat with occupant for predicting vibration transmissibility in the vertical direction. *Ergonomics*, v. 58, n. 7, p. 1220–1231, 2015.

ZHENG, X.; BROWNJOHN, J. M. W. Modeling and simulation of human-floor system under vertical vibration. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, v. 4327, p. 513–520, 2001.

ZHOU, D. et al. Comparison of two models for human-structure interaction. *Applied Mathematical Modelling*, v. 40, n. 5–6, p. 3738–3748, 2016.

ZHOU, X. et al. Vibration serviceability of pre-stressed concrete floor system under human activity. *Structure and Infrastructure Engineering*, v. 2479, n. December, p. 1–11, 2016.