

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

INSTRUMENTAÇÃO E MODELOS BIODINÂMICOS PARA SIMULAÇÃO DE
CARREGAMENTOS EM ESTRUTURAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS DA CAMINHADA
HUMANA

por

Marcelo André Toso

Tese para obtenção do Título de
Doutor em Engenharia

Porto Alegre, Maio de 2016.

INSTRUMENTAÇÃO E MODELOS BIODINÂMICOS PARA SIMULAÇÃO DE
CARREGAMENTOS EM ESTRUTURAS SUBMETIDAS A ESFORÇOS DA CAMINHADA
HUMANA

Marcelo André Toso
Mestre em Engenharia Mecânica

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Doutor em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Aprovada por:

Prof. Dr. Roberto Leal Pimentel

PPGEM / UFPB

Prof. Dr. Marcelo Maia Rocha

PPGEC / UFRGS

Prof. Dr. Ney Francisco Ferreira

PROMECC / UFRGS

Prof. Dr. Luiz Alberto Oliveira Rocha

Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 20, Maio de 2016.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pela vida, porque sem a graça de viver não poderíamos realizar os nossos sonhos.

Ao professor Dr. Herbert Martins Gomes, pela orientação, incentivo, apoio, amizade e transmissão de conhecimentos.

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

Agradeço ao professor Dr. José Luis Vital de Brito por disponibilizar os resultados experimentais da passarela localizada em Brasília.

Aos meus familiares, que mesmo separados, estávamos juntos:

Meus pais Roberto Antônio Toso e Tânia Abramchuk Toso que, apesar dos momentos mais difíceis, sempre me incentivaram durante esta caminhada;

Aos meus irmãos Tatiane Toso e Renato Alencar Toso, o meu muito obrigado;

A minha noiva Janeska Rossett, pelo enorme apoio e incentivo, que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES); pelo apoio financeiro dado à pesquisa.

Enfim, a todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente no desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

A interação entre humanos em movimento e estruturas, geralmente, ocorre em estruturas esbeltas, na qual o nível de vibração é potencialmente elevado. Além disso, há a adição de massa para o sistema estrutural, devido à presença de pessoas e um aumento de amortecimento devido à capacidade do corpo humano em absorver energia vibratória. Neste trabalho, uma campanha de testes foi realizada para obtenção de parâmetros de um modelo biodinâmico de um único grau de liberdade (SDOF) que representa a ação de um pedestre caminhando na direção vertical. Os parâmetros deste modelo são a massa modal (m), amortecimento (c) e rigidez (k). As medições experimentais são realizadas em uma plataforma de forças, os dados de entrada do modelo são as amplitudes de aceleração espectral dos três primeiros harmônicos ao nível da cintura dos indivíduos testados e as amplitudes correspondentes dos três primeiros harmônicos da força de reação do solo vertical. Isto conduz a um sistema de equações não lineares que são resolvidos usando um algoritmo de otimização baseado em gradientes. Vários indivíduos participaram dos testes para garantir variabilidade interindividual, e expressões de regressão e uma rede neural artificial (RNA) são utilizadas para relacionar os parâmetros biodinâmicos com a taxa de passos e a massa corporal dos pedestres. Os resultados mostram alguma dispersão no amortecimento e rigidez que não são precisamente correlacionadas com a massa e taxa de passo dos pedestres. O uso da RNA resulta em melhorias significativas nas expressões dos parâmetros com uma menor incerteza. Além disso, dois modelos são usados para representar a força dos pedestres: (a) modelo de força simples (MFS) onde a força de passos sucessivos é representada pela série de Fourier, com velocidade constante do pedestre, atuando em uma linha reta no sentido da caminhada; (b) modelo de força completamente sincronizado (MFCS) onde as componentes da força são representadas considerando parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha e são sincronizados no tempo e no espaço. Os resultados mostram que pode haver diferenças importantes no comportamento estrutural quando é usado um MFCS, especialmente em passarelas com elevada flexibilidade. Finalmente, as acelerações verticais medidas em uma passarela protótipo mostram a adequação do modelo numérico para a representação dos efeitos de pedestres caminhando em uma estrutura. Os resultados são consistentes para várias densidades de pedestres.

Palavras-chave: modelo biodinâmico, plataforma de forças, vibrações em passarelas.

ABSTRACT

The interaction between moving humans and structures usually occurs in slender structures where the level of vibration is potentially high. Furthermore, there is the addition of mass to the structural system due to the presence of people and an increase in damping due to the human body's ability to absorb vibrational energy. In this work, a test campaign is presented to obtain parameters for a single degree of freedom (SDOF) biodynamic model that represents the action of a walking pedestrian in the vertical direction. The parameters of this model are the modal mass (m), damping (c) and stiffness (k). The experimental measurements are performed on a force platform, and the inputs are the spectral acceleration amplitudes of the first three harmonics at the waist level of the tested subjects and the corresponding amplitudes of the first three harmonics of the vertical ground reaction force. This leads to a system of nonlinear equations that are solved using a gradient-based optimization algorithm. A set of individuals took part in the tests to ensure inter-subject variability, and, regression expressions and an artificial neural network (ANN) were used to relate the biodynamic parameters to the pacing rate and the body mass of the pedestrians. The results showed some scatter in damping and stiffness that could not be precisely correlated with the mass and pacing rates of the subjects. The use of the ANN resulted in significant improvements in the parameter expressions with a low uncertainty. Moreover, two models were used to represent the pedestrian loading: (a) simple force model (SFM) where the force from successive footfalls is represented by the Fourier series, with a constant pedestrian speed, acting on a straight line in the direction of walking; (b) fully synchronized force model (FSFM) where the load components are represented considering kinetic and kinematic parameters and are synchronized in time and space. The results show that there may be important differences in structural behavior when a FSFM is used, especially in footbridges with high flexibility. Finally, the measured vertical accelerations on a prototype footbridge show the adequacy of the numerical model for the representation of the effects of walking pedestrians on the structure. The results are consistent for several crowd densities.

Keywords: biodynamic model, force platform, footbridge vibrations.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	JUSTIFICATIVA	6
1.2	OBJETIVOS	7
1.3	ESTRUTURA DA TESE	8
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	10
2.1	AÇÕES DINÂMICAS EM PASSARELAS	10
2.2	LOCOMOÇÃO HUMANA E A VARIABILIDADE DOS PARÂMETROS DA MARCHA.....	22
2.3	FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO (FRS).....	30
2.4	CARGAS DINÂMICAS INDUZIDAS POR PEDESTRES.....	31
2.4.1	Modelos de força determinísticos	32
2.4.2	Modelos de força probabilísticos	38
2.4.3	Modelos biodinâmicos	38
2.5	FATOR DINÂMICO DE CARGA (FDC).....	42
2.6	NORMAS PARA PROJETO DE PASSARELAS DE PEDESTRES	44
2.6.1	Norma NBR 6118 - Projeto de estruturas de concreto	44
2.6.2	Norma NBR 7188 - Carga móvel em ponte rodoviária e passarela de pedestre	45
2.6.3	Norma NBR 8800 - Projeto de estruturas de aço e de estruturas mistas de aço e concreto de edifícios	45
2.6.4	Norma BS 5400 – British Standards	46
2.6.5	Norma OHBDC – Ontario Highway Bridge Design Code	47
2.6.6	Norma ISO 10137 – International Organization for Standardization	47
2.6.7	Norma Eurocode 5 – European Committee for Standardization	48
2.6.8	Acelerações em passarelas: observações gerais	49
2.7	REDES NEURAIS ARTIFICIAIS	52
2.7.1	Redes Neurais Artificiais: conceitos teóricos	52
2.7.2	Modelo de um neurônio	53
2.7.3	Redes neurais artificiais perceptrons de múltiplas camadas	55
2.7.4	Algoritmo de treinamento <i>back-bropagation</i>	56

2.7.5	Funções de ativação	57
2.7.6	Rede Neurais artificiais aplicadas na calibração de dispositivos	57
2.8	ATUALIZAÇÃO DE MODELOS NUMÉRICOS	59
2.8.1	Método da Sensibilidade (SM).....	60
2.8.2	Otimização por Enxame de Partículas (PSO)	62
3	METODOLOGIA.....	65
3.1	PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA DE FORÇAS	65
3.1.1	Célula de carga, condicionador de sinais, filtragem e placa de aquisição de dados	69
3.1.2	Medições experimentais de frequências naturais da plataforma de forças.....	70
3.1.3	Modelo numérico da plataforma de forças.....	72
3.1.4	Calibração da plataforma de forças.....	74
3.1.4.1	Calibração da plataforma de forças utilizando Redes Neurais Artificiais	79
3.2	FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAL	86
3.3	ACELERAÇÃO VERTICAL	90
3.3.1	Comportamento da força e aceleração vertical para pedestres caminhando	91
3.4	MODELO BIODINÂMICO PARA PEDESTRES CAMINHANDO	92
3.4.1	Modelo biodinâmico de um grau de liberdade.....	93
3.5	MODELO BIODINÂMICO DE UM GRAU DE LIBERDADE COM ATUADOR.....	96
3.5.1	Modelo de interação: estrutura rígida	96
3.5.2	Modelo de interação: estrutura flexível	99
3.5.3	Acoplamento do modelo biodinâmico	104
3.5.4	Método de Newmark Linear	108
3.5.5	Método de Newmark para problemas Não Lineares.....	110
3.5.6	Modelo de interação considerando treliça espacial	112
4	RESULTADOS: PARÂMETROS BIODINÂMICOS	116
4.1	CORRELAÇÃO E REGRESSÃO	118
4.2	CORRELAÇÕES ENTRE PARÂMETROS: MODELO BIODINÂMICO E MODELO DE FORÇA	120
4.3	MODELO DE REGRESSÃO PROPOSTO.....	121
4.4	REDES NEURAIS ARTIFICIAIS PARA OBTER PARÂMETROS BIODINÂMICOS E FATORES DINÂMICOS DE CARGA	126

4.5	PARÂMETROS CINEMÁTICOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE	129
5	ESTRUTURA ANALISADA: PASSARELA DE BRASÍLIA.....	132
5.1	MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS: PASSARELA BRASÍLIA	133
5.2	ATUALIZAÇÃO DO MODELO NUMÉRICO: PASSARELA BRASÍLIA.....	134
5.2.1	Modelo numérico da estrutura analisada: passarela de Brasília	134
5.2.2	Resultados da atualização do modelo numérico	135
6	INTERAÇÃO DINÂMICA PEDESTRE-ESTRUTURA UTILIZANDO MODELOS DE FORÇA	138
6.1	MODELO DE FORÇAS SIMPLES (MFS)	138
6.2	MODELO DE FORÇAS COMPLETAMENTE SINCRONIZADO (MFCS)	139
6.3	FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO: LONGITUDINAL, LATERAL E VERTICAL	141
6.4	MODELO DE FORÇA SIMPLES E MODELO DE FORÇA COMPLETAMENTE SINCRONIZADO: RESULTADOS DE VIBRAÇÃO ESTRUTURAL.....	142
7	RESULTADOS: MODELO BIODINÂMICO.....	147
7.1	VALIDAÇÃO DO MODELO BIODINÂMICO ACOPLADO	147
7.1.1	Viga biapoiada: interação veículo-estrutura.....	147
7.2	INTERAÇÃO PEDESTRE-ESTRUTURA: UM ÚNICO PEDESTRE	151
7.2.1	Modelo biodinâmico considerando parâmetros cinemáticos da marcha	151
7.2.2	Modelo biodinâmico desconsiderando parâmetros cinemáticos da marcha.....	154
7.3	MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇAS.....	156
7.4	MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA: CONDIÇÃO DE POSSÍVEL RESSONÂNCIA ESTRUTURAL.....	156
8	INTERAÇÃO PEDESTRE-ESTRUTURA: MULTIDÃO.....	160
8.1	SIMULAÇÃO NUMÉRICA MULTIDÃO DE PEDESTRES: PASSARELA BRASÍLIA	160
8.2	MATRIZ DE CORRELAÇÃO: MULTIDÃO DE PEDESTRES.....	161
8.3	MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA: DENSIDADE DE 0,25 pedestres/m ²	162
8.4	MODELO DE FORÇA SIMPLES: DENSIDADE DE 0,25 pedestres/m ²	164
8.5	MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA SIMPLES DIREÇÃO VERTICAL: DENSIDADE DE 0,5 pedestres/m ²	166

8.6	MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA SIMPLES TAXA DE PASSOS SINCRO- NIZADA: DENSIDADE DE 0,15 pedestres/m ²	168
8.7	ACELERAÇÃO VERTICAL EXPERIMENTAL: DENSIDADE DE 0,25 pedestres/m ²	170
8.8	ACELERAÇÃO VERTICAL EXPERIMENTAL TAXA DE PASSOS SINCRO- NIZADA: DENSIDADE DE 0,15 pedestres/m ²	171
8.9	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS: PASSARELA BRASÍLIA	172
9	INTERAÇÃO PEDESTRE-ESTRUTURA: PASSARELA PROTÓTIPO	173
9.1	TESTES EXPERIMENTAIS NO PROTÓTIPO DE PASSARELA	173
9.2	MODELO NUMÉRICO: ESTRUTURA E MULTIDÃO	174
9.3	COMPARAÇÕES ENTRE MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS E SIMULAÇÕES NUMÉRICAS.....	176
10	CONCLUSÕES.....	182
10.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	185
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	186
	ANEXO I – CARACTERÍSTICAS DA CÉLULA DE CARGA MODELO TS 200 KG.....	197
	APÊNDICE A – CALIBRAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA	198
	APÊNDICE B – CURVAS DE FRS DE INDIVÍDUOS PARTICIPANTES	199
	APÊNDICE C – VALORES DOS TRÊS PRIMEIROS HARMÔNICOS DE FORÇA, FREQUÊNCIA E ACELERAÇÃO.	200
	APÊNDICE D – VALORES DAS MATRIZES E VETORES: PESOS (W) E BIAS (B) PARÂMETROS BIODINÂMICOS.....	201
	APÊNDICE E – VALORES DAS MATRIZES E VETORES: PESOS (W) E BIAS (B) FATORES DINÂMICOS DE CARGA	202
	APÊNDICE F – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP.....	203
	APÊNDICE G – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	204

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Exemplos de passarelas de pedestres: (a) <i>University of Limerick Footbridge</i> , Limerick, Irlanda; (b) <i>Millennium Bridge</i> , Londres, Inglaterra; (c) <i>Ypsilon Footbridge</i> , Drammen, Noruega; (d) <i>Simone de Beauvoir</i> , Paris, França; (e) <i>Japanese Footbridge</i> , Osaka, Japão.	3
Figura 2.1 – Interação dinâmica pedestre/estrutura. [Adaptado de Alam e Amin, 2010].	10
Figura 2.2 – Passarela simplesmente apoiada. [Adaptado de Zuo et al., 2012].	17
Figura 2.3 – Modelo biomecânico de caminhada. [Adaptado de Qin et al., 2013].	18
Figura 2.4 – Resposta de aceleração no meio do vão da estrutura rígida.	19
Figura 2.5 – Frequências naturais da interação pedestre/estrutura.	20
Figura 2.6 – Razão de amortecimento correspondente a 3 ^o frequência natural do sistema. [Adaptado de Qin et al., 2013].	20
Figura 2.7 – Resposta de aceleração no meio do vão da estrutura flexível.	21
Figura 2.8 – Parâmetros espaciais da marcha.	22
Figura 2.9 – Tempos de apoio plantar. [Lelievre, 1970].	23
Figura 2.10 – Força vertical, lateral e longitudinal. [Adaptada de Zivanovic et al., 2005a].	24
Figura 2.11 – Força de Reação de Solo para diferentes velocidades de locomoção.	25
Figura 2.12 – Força de Reação do Solo para caminhada lenta e rápida.	26
Figura 2.13 – Forças verticais para corrida e caminhada.	27
Figura 2.14 – Correlação entre os parâmetros que definem os movimentos de caminhar e correr. [Adaptada de Wheeler, 1982].	28
Figura 2.15 – Forças no domínio do tempo de pessoas caminhando: força vertical, lateral e longitudinal. [Adaptada de Zivanovic et al., 2005a].	29
Figura 2.16 – Força de Reação do Solo referente ao membro inferior direito e membro inferior esquerdo para indivíduo caminhando.	31
Figura 2.17 – Aceleração vertical: (a) modelo de força; (b) modelo biodinâmico.	39
Figura 2.18 – Modelos numéricos: força, massa e biodinâmico respectivamente. [Adaptada de Caprani et al., 2012b].	41
Figura 2.19 – FDC's e velocidade do pedestre como uma função da taxa de passos.	43
Figura 2.20 – FDC's para os primeiros quatro harmônicos da caminhada.	43
Figura 2.21 – Curva base para limites de aceleração vertical. [ISO 10137/2007].	48

Figura 2.22 – Comparativo entre critérios normativos quanto a acelerações verticais.	51
Figura 2.23 – Modelo não linear de um neurônio. [Haykin, 2001].	54
Figura 2.24 – Arquitetura MLP com duas camadas intermediárias.	55
Figura 3.1 – Principais dimensões da plataforma de forças (unidades em milímetros).	66
Figura 3.2 – Modelo da plataforma de forças para análise da marcha humana (setas indicam a força de reação do solo das células de carga).	67
Figura 3.3 – Posicionamento das células de carga na plataforma esquerda.	67
Figura 3.4 – Sistema de aquisição de dados utilizado nas medições experimentais.	70
Figura 3.5 – Espectro de frequências obtido com acelerômetro.	71
Figura 3.6 – Espectro de frequências obtido com células de carga.	71
Figura 3.7 – Primeiro modo de vibração da plataforma de forças.	74
Figura 3.8 – Pontos de aplicação da carga para calibração (vista superior, unidades em milímetros).	76
Figura 3.9 – Calibração plataforma esquerda: pesos padrões vs valores obtidos pela plataforma de forças.	77
Figura 3.10 – Calibração plataforma esquerda posicionamento (x, y): marcação grade vs valores obtidos pela plataforma de forças.	78
Figura 3.11 – Calibração plataforma direita: pesos padrões vs valores obtidos pela plataforma de forças.	78
Figura 3.12 – Calibração plataforma direita posicionamento (x, y): marcação grade vs valores obtidos pela plataforma de forças.	79
Figura 3.13 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do posicionamento (x, y) plataforma esquerda.	83
Figura 3.14 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do peso plataforma esquerda.	83
Figura 3.15 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do posicionamento (x, y) plataforma direita.	84
Figura 3.16 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do peso plataforma direita.	84
Figura 3.17 – Resultados estimados para plataforma esquerda: (a) RMSE para peso; (b) RMSE para posicionamento (x, y).	85

Figura 3.18 – Resultados estimados para plataforma direita: (a) RMSE para peso; (b) RMSE para posicionamento (x,y).....	86
Figura 3.19 – Dados da componente vertical da força de reação do solo (FRS).....	87
Figura 3.20 – Força aplicada pelos dois pés durante a caminhada.....	89
Figura 3.21 – Representação em perspectiva da força de reação do solo vertical.	89
Figura 3.22– Cinto, acelerômetro, condicionador de sinais e sua fixação na cintura da pessoa...	90
Figura 3.23 – Sinais de Força x aceleração: (a) no domínio do tempo e (b) no domínio da frequência.	92
Figura 3.24 – Modelo biodinâmico de um grau de liberdade. [Silva, 2011].....	94
Figura 3.25 – Sistema de 1GDL com atuador para representar o caminhar de um pedestre.	97
Figura 3.26 – Equilíbrio de forças no ponto de contato com a superfície rígida.....	97
Figura 3.27 – Equilíbrio de forças no CG do pedestre na situação da superfície rígida.	98
Figura 3.28 – Sistema de 1GDL com atuador para representar o caminhar de um pedestre sobre uma superfície flexível.	99
Figura 3.29 – Equilíbrio de forças no ponto de contato com a superfície flexível.....	100
Figura 3.30 – Equilíbrio de forças no CG do pedestre na situação da superfície flexível.	100
Figura 3.31 – Aplicação da carga do pedestre: treliça espacial.....	112
Figura 4.1– Modelo de regressão para massa modal (m).	122
Figura 4.2 – Modelo de regressão para amortecimento (c).	123
Figura 4.3 – Modelo de regressão para rigidez (k).	123
Figura 4.4 – Modelo de regressão proposto para o primeiro harmônico de força comparado com os resultados de Kerr, 1998.	125
Figura 4.5 – Modelo de regressão proposto para o segundo harmônico de força.	125
Figura 4.6 – Modelo de regressão proposto para o terceiro harmônico de força.	126
Figura 4.7 – Efeitos da velocidade da marcha: direção lateral e longitudinal.....	130
Figura 4.8 – Posicionamento da força resultante do pedestre durante a caminhada.	130
Figura 5.1 – Vista lateral da passarela analisada.	132
Figura 5.2 – Componentes metálicos da estrutura (mm). [Brasiliano et al., 2008].....	132
Figura 5.3 – Modelo de elementos finitos: treliça espacial, passarela de Brasília.	135
Figura 5.4 – Modos de vibração numéricos: a) 1° modo vertical de flexão; b) 2° modo vertical de flexão com torção.	137

Figura 6.1 – Sincronização do modelo de força proposto.	140
Figura 6.2 – Forças do pedestre: a) direção longitudinal; b) lateral; c) vertical.	141
Figura 6.3 – Resposta de aceleração do MFS: a) direção longitudinal; b) vertical; c) lateral.	143
Figura 6.4 – Resposta de aceleração MFCS: a) direção longitudinal; b) vertical; c) lateral.	144
Figura 7.1 – Deflexão vertical no meio do vão da viga.	148
Figura 7.2 – Aceleração vertical no meio do vão da viga.	149
Figura 7.3 – Deflexão vertical do modelo veículo/estrutura.	150
Figura 7.4 – Aceleração vertical do modelo veículo/estrutura.	150
Figura 7.5 – Aceleração vertical estrutural modelo biodinâmico + modelo de forças considerando parâmetros cinemáticos: domínio do tempo e domínio da frequência.	152
Figura 7.6 – Aceleração no CG do pedestre considerando parâmetros cinemáticos:.....	153
Figura 7.7 – Aceleração vertical estrutural modelo biodinâmico + modelo de forças desconsiderando parâmetros cinemáticos: domínio do tempo e domínio da frequência.	154
Figura 7.8 – Aceleração no CG do pedestre desconsiderando parâmetros cinemáticos:	155
Figura 7.9 – Aceleração vertical estrutural condição de possível ressonância do modelo biodinâmico + modelo de forças: domínio do tempo e domínio da frequência.	157
Figura 7.10 – Aceleração vertical estrutural condição de possível ressonância do modelo de força: domínio do tempo e domínio da frequência.	158
Figura 8.1 – Resposta de aceleração estrutural densidade 0,25 ped/m ² : a) modelo de força direção longitudinal; b) modelo biodinâmico + modelo de força direção vertical; c) modelo de força direção lateral.	163
Figura 8.2 – Resposta de aceleração vertical no CG do pedestre:.....	164
Figura 8.3 – Resposta de aceleração estrutural densidade 0,25 ped/m ² modelo de força simples:	165
Figura 8.4 – Resposta de aceleração estrutural vertical densidade 0,5 ped/m ² :.....	167
Figura 8.5 – Resposta de aceleração estrutural vertical densidade 0,15 ped/m ² :.....	169
Figura 8.6 – Resposta de aceleração estrutural experimental vertical: densidade 0,25 ped/m ² . .	170
Figura 8.7 – Resposta de aceleração estrutural experimental vertical: densidade 0,15 ped/m ² . .	171
Figura 9.1 – Passarela de pedestres LABEME/UFPB. (Fonte: Toso et al., 2016c).	174
Figura 9.2 – Espectro de aceleração média no meio do vão da passarela para uma densidade de 0,3 pedestres/m ²	177

Figura 9.3 – Espectro de aceleração média no meio do vão da passarela para uma densidade de 0,7 pedestres/m ²	177
Figura 9.4 – Espectro de aceleração média no meio do vão da passarela para uma densidade de 0,9 pedestres/m ²	178

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Propriedades modais da passarela: pedestres parados e caminhando.....	14
Tabela 2.2 – Frequências típicas de movimentos humanos na direção vertical.	30
Tabela 2.3 – Parâmetros utilizados para obtenção da função de carregamento.	34
Tabela 3.1 – Convergência para a primeira frequência natural de acordo com o refinamento da malha de elementos finitos.	73
Tabela 3.2 – Calibração da plataforma de forças (primeiros 3 pontos da grade).	81
Tabela 4.1 – Parâmetros biodinâmicos dos pedestres.	117
Tabela 4.2 – Possíveis correlações entre parâmetros biodinâmicos e força.	118
Tabela 4.3 – Correlações para os modelos: biodinâmicos e forças.....	120
Tabela 4.4 – Modelo de regressão: biodinâmico.....	121
Tabela 4.5 – Modelo de regressão: força.....	124
Tabela 4.6 – Resumo dos parâmetros biodinâmicos usando RNA.....	127
Tabela 4.7 – RMSE entre os modelos biodinâmicos.....	127
Tabela 4.8 – RMSE entre os modelos de força.	128
Tabela 4.9 – Resumo dos parâmetros cinemáticos dos pedestres analisados.....	131
Tabela 5.1 – Frequências e modos de vibração: resultados experimentais.	133
Tabela 5.2 – Frequências naturais atualizadas e as diferenças correspondentes aos resultados experimentais.....	136
Tabela 6.1 – Resposta de aceleração estrutural RMS: modelos de forças.	145
Tabela 9.1 – Taxa de passos e desvio padrão para as densidades estudadas.....	175
Tabela 9.2 – Resultados do índice do vetor de correlação (ICV).....	179
Tabela 9.3 – Resultados de aceleração RMS e aceleração máxima.	181

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AC	<i>Alternating Current</i>
A/D	Analógico/Digital
AISC	<i>American Institute of Steel Construction</i>
BS	<i>British Standards</i>
COM	<i>Center of Mass</i>
DC	<i>Direct Current</i>
DP	Desvio Padrão
EUROCODE	<i>European Committee for Standardization</i>
FDC	Fator Dinâmico de Carga
FEM	<i>Finite Element Method</i>
FRF	Função de Resposta em Frequência
FRS	Força de Reação do Solo
GDL	Grau de Liberdade
GMAp	Grupo de Mecânica Aplicada
IVC	Índice do vetor de correlação
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LABEME	Laboratório de Ensaio de Materiais e Estruturas
MAC	<i>Modal Assurance Criterion</i>
MFS	Modelo de Força Simples
MFCS	Modelo de Força Completamente Sincronizado
MLP	<i>Multilayer Perceptron</i>
NBR	Norma Brasileira
OHBDC	<i>Ontario Highway Bridge Design Code</i>
PC	Peso Corporal
PSO	<i>Particle Swarm Optimization</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
RMSE	<i>Root Mean Square Error</i>
RNA	Rede Neural Artificial
SM	<i>Sensitivity Method</i>

SSE	<i>Sum Squared Error</i>
UFPB	Universidade Federal da Paraíba
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

α_i	Fator dinâmico de carga do harmônico i
α	Parâmetro método de Newmark
β	Parâmetro método de Newmark
Δt	Intervalo de tempo, s
$\{\varepsilon\}$	Vetor de erro Método da Sensibilidade
y_s	Deflexão estática, m
ζ	Razão de amortecimento
$\{\theta\}$	Vetor de parâmetros desconhecidos Método Sensibilidade
θ_0	Ângulo de ataque, graus
λ	Fator de regularização Método da Sensibilidade
ρ	Matriz de correlação dos parâmetros cinemáticos
ν	Coefficiente de Poisson
φ_i	Ângulo de fase do harmônico i [rad/s]
φ^a	Função de ativação da rede neural artificial
Φ	Fator de amplificação dinâmica
$\{\Phi_k\}$	Vetor de cargas residuais atualizadas método de Newmark não linear
χ	Fator de constrição Método PSO
ψ	Fator de resposta dinâmica
$\{\Psi_i\}$	Vetor de resíduo de força método de Newmark não linear
ω_n	Frequência angular [rad/s]
ω_1	Frequência angular da ponte [rad/s]
ω_v	Frequência angular do veículo [rad/s]
A	Altura do pedestre, m
$A(\omega)$	Amplitude de aceleração da resposta harmônica, m/s ²
a	Aceleração, m/s ²
b	Largura da passarela, m
b_k	Bias da rede neural artificial

c	Amortecimento do pedestre [Ns/m]
c_1	Constante de aceleração cognitiva (individual) Método PSO
c_2	Constante de aceleração social (enxame) Método PSO
C_{bp}	Amortecimento modal passarela/pedestre [Ns/m]
ct	Tempo de contato, s
$[C]$	Matriz de amortecimento de ordem $n \times n$
$[C(t)]$	Matriz de amortecimento acoplada (estrutura e pedestre)
E	Módulo de elasticidade [N/m ²]
ds	Tempo de apoio bipodal, s
dss	Velocidade bipodal, m/s
f	Frequência natural [Hz]
f_a	Frequência analítica [Hz]
f_e	Frequência experimental [Hz]
f_{crit}	Frequência crítica [Hz]
f_{mi}	Fator de majoração do impacto do calcanhar
F_m	Valor máximo da série de Fourier
f_p	Taxa de passos [Hz]
F_A	Força do atuador [N]
F_0	Amplitude da força [N]
F_{int}	Força de interação [N]
F_{int}^{e1}	Força de interação do elemento 1 [N]
F_{int}^{e2}	Força de interação do elemento 2 [N]
F_1	Força célula de carga 1 [N]
F_2	Força célula de carga 2 [N]
F_3	Força célula de carga 3 [N]
F_x	Força direção x [N]
F_y	Força direção y [N]
F_z	Força direção z [N]
f_{lat}	Taxa de passos lateral [Hz]
$\{F\}$	Vetor de forças atuantes na estrutura [N]

G	Peso estático do pedestre [N]
g	Aceleração da gravidade, m/s ²
i	Harmônico da série de Fourier
i	Nó inicial do elemento finito
I	Momento de inércia, m ⁴
j	Nó final do elemento finito
J	Número complexo
k	Fator de configuração vãos da passarela
K_{bp}	Rigidez modal passarela/pedestre [N/m]
k_v	Rigidez do veículo [N/m]
k	Rigidez do pedestre [N/m]
k_{vert}	Fator de configuração relacionado à frequência fundamental da passarela
$[K]$	Matriz de rigidez de ordem $n \times n$
$[\mathbb{K}(t)]$	Matriz de rigidez acoplada (estrutura e pedestre)
L	Comprimento da passarela, m
L	Comprimento do elemento, m
L_{pass}	Largura da passarela, m
l	Vão livre da passarela, m
l_s	Comprimento do passo, m
M	Massa corporal do pedestre, kg
m	Massa modal do pedestre, kg
M_b	Massa modal da passarela, kg
M_p	Massa adicionada pelo pedestre, kg
M_v	Massa do veículo, kg
M_x	Momento fletor direção x [Nm]
M_y	Momento fletor direção y [Nm]
M_z	Momento fletor direção z [Nm]
$[M]$	Matriz de massa de ordem $n \times n$
$[M]$	Matriz de massa acoplada (estrutura e pedestre)
$[N^e(\xi_0)]$	Matriz de função de forma do elemento de viga

n_a	Número de elementos da amostra
nh	Número de harmônicos
P_e	Força pé esquerdo [N]
P_d	Força pé direito [N]
P_{FRS}	Força de reação do solo [N]
$[Q]$	Matriz utilizada para selecionar o elemento de interesse
q_b	Deslocamento estrutural, m
$q_v(t)$	Deslocamento do modelo de Yang, m
\dot{q}_b	Velocidade estrutural, m/s
\ddot{q}_b	Aceleração estrutural, m/s ²
$r_1 r_2$	Números aleatórios entre 0 e 1 Método PSO
R	Coeficiente de correlação
R_r	Diferença relativa entre frequências
$[S]$	Matriz de sensibilidade
ss	Tempo de apoio unipodal, s
sss	Velocidade unipodal, m/s
T	Período de vibração, s
t	Tempo, s
u	Deslocamento do grau de liberdade em relação à base, m
u_b	Deslocamento vertical da viga, m
u_g	Deslocamento cíclico da base, m
u_k	Saída do combinador linear
u_{sp}	Deslocamento do elemento onde o pedestre se encontra, m
u_s	Deslocamento da estrutura, m
u_s^{e1}	Deslocamento da estrutura elemento 1, m
u_s^{e2}	Deslocamento da estrutura elemento 2, m
u_t	Deslocamento do grau de liberdade em relação a um referencial fixo, m
u_p^*	Deslocamento em torno do CG em relação ao repouso, m
u_p	Deslocamento interação pedestre e estrutura flexível, m
u_{pr}	Deslocamento do centro de gravidade do pedestre superfície rígida, m

$\{\overline{\mathbf{u}}_s^e\}$	Deslocamento no ponto de contato no interior do elemento e , m
$\{\mathbf{u}_s\}$	Vetor de deslocamento de todos os GDL da estrutura, m
$\{\dot{\mathbf{u}}_s\}$	Vetor de velocidade de todos os GDL da estrutura, m/s
$\{\ddot{\mathbf{u}}_s\}$	Vetor de aceleração de todos os GDL da estrutura, m/s
\dot{u}_{pr}	Velocidade do centro de gravidade do pedestre superfície rígida, m/s
\dot{u}_s	Velocidade da estrutura, m/s
\ddot{u}_{pr}	Aceleração do centro de gravidade do pedestre superfície rígida, m/s
\ddot{u}_p	Aceleração do pedestre, m/s
$U(\omega)$	Amplitude do deslocamento da resposta harmônica, m
V_P	Velocidade do pedestre, m/s
V_1	Tensão elétrica célula de carga 1 [V]
V_2	Tensão elétrica célula de carga 2 [V]
V_3	Tensão elétrica célula de carga 3 [V]
V_4	Tensão elétrica célula de carga 4 [V]
V_5	Tensão elétrica célula de carga 5 [V]
V_6	Tensão elétrica célula de carga 6 [V]
$v_{i,j}$	Velocidade atualizada da partícula i correspondente a variável projeto j , m/s
w	Peso de inércia Método PSO
W_{kj}	Peso sináptico da rede neural artificial
w_p	Largura do passo, m
$[\mathbf{W}_\varepsilon]$	Matriz de ponderação de erros medidos Método da Sensibilidade
$[\mathbf{W}_\theta]$	Matriz de ponderação parâmetros preditos Método da Sensibilidade
\hat{x}	Valor estimado
x_0	Distância do ponto de contato para o início do elemento, m
$x_{i,j}$	Posição atualizada da partícula i correspondente a variável projeto j (PSO)
$xlbest_{i,j}$	Melhor posição da partícula i correspondente a variável projeto j (PSO)
$xgbest_j$	Melhor posição do enxame correspondente a variável de projeto j (PSO)
x_j	Sinal de entrada da sinapse da rede neural artificial
x_d	Coordenada x plataforma direita, m

x_e	Coordenada x plataforma esquerda, m
y_d	Coordenada y plataforma direita, m
y_e	Coordenada y plataforma esquerda, m
y_k	Sinal de saída do neurônio da rede neural artificial
y_p	Distância na direção transversal de aplicação da carga do pedestre, m
$\{z^m\}$	Vetor de parâmetros de saída mensurados Método da Sensibilidade
$\{z^p\}$	Vetor de parâmetros de saída preditos Método da Sensibilidade
$\{\delta z\}$	Vetor de resíduo Método da Sensibilidade

1 INTRODUÇÃO

Problemas dinâmicos têm em comum a possibilidade da ocorrência de ressonância, devido à coincidência ou proximidade entre as frequências de excitação e as frequências naturais do sistema. Muitas passarelas têm frequências naturais próximas ou coincidentes com as frequências dominantes do carregamento dinâmico dos pedestres e, portanto, têm um potencial para sofrer vibrações excessivas. Altos níveis de vibrações estruturais também estão associados a baixos coeficientes de amortecimento. Esses níveis de vibrações podem ter valores acima do desejável, seja com relação à segurança estrutural ou em função do conforto dos usuários, causando incômodo direto ou indireto para os pedestres. Humanos são bastante sensíveis às vibrações, mas podem reagir de forma diferente frente às mesmas condições de vibração estrutural. Deste modo, os pedestres tendem a mudar o seu comportamento dinâmico (enrijecimento de pernas ou mudança do padrão de caminhada, por exemplo) quando percebem estas oscilações em ambas as direções: vertical e horizontal, sendo esta última, transversalmente ou longitudinalmente. De acordo com Zivanovic et al., 2005a, a interação pedestre-estrutura é um tema importante e tem suma importância no projeto de estruturas esbeltas e flexíveis dinamicamente excitadas por seres humanos. O ato de caminhar, correr ou pular em passarelas produz forças dinâmicas, as quais podem gerar vibrações excessivas. Essas vibrações podem causar desconforto para os pedestres, bem como deterioração da integridade estrutural da passarela e, em casos extremos, o colapso da estrutura.

As vibrações, induzidas por pedestres ao utilizar passarelas, têm sido por longa data reconhecidas como um problema de projeto. Passarelas são estruturas destinadas essencialmente ao tráfego de pedestres, sendo o caminhar a atividade típica mais comumente estudada e usualmente adotada pelas normas de projeto. Os problemas de vibrações tornam-se cada vez mais importantes devido à frequente necessidade de se otimizar os projetos das estruturas. Nas últimas décadas, os materiais utilizados no projeto de estruturas, tais como passarelas, têm mudado significativamente. A presença de materiais de construção de alta resistência, sistemas estruturais cada vez mais esbeltos, flexíveis com menor massa e amortecimento contribuem para esse novo contexto de projeto. Como consequência, estas estruturas tornam-se susceptíveis a vibrações quando sujeitas a carregamentos dinâmicos. A maioria das passarelas atuais são longas e leves.

Essas estruturas podem enfrentar problemas devido à vibração excessiva ou até mesmo se tornarem pouco atrativas o seu uso, devido à insegurança que podem trazer aos seus usuários.

Kala et al., 2009 e Hauksson, 2005, afirmam que passarelas que apresentam problemas de operacionalidade devido à vibração são estruturas de baixa frequência ou com frequências naturais, dentro da faixa de frequência da caminhada humana. Nesse caso, a ressonância pode ocorrer quando uma frequência natural da estrutura possuir valores coincidentes com os valores de frequência da marcha e/ou seus harmônicos correspondentes. Normalmente, os primeiros três harmônicos são considerados como potencialmente ressonantes. Esses harmônicos surgem devido ao padrão de caminhada de cada indivíduo, caracterizando um aumento de carga devido a um pé e o descarregamento simultâneo do outro pé, e variações na amplitude da força entre as pernas. Recentemente, Dang e Zivanovic, 2013, relatam que problemas de vibrações em passarelas modernas sob o tráfego de pedestres, geralmente, são motivo de preocupação se a estrutura tem um dos modos de vibração na faixa de frequência típica da taxa de passos humana, compreendida entre 1,5 a 2,4 Hz. De acordo com os autores, passarelas projetadas recentemente, apresentam soluções estruturais e critérios estéticos inovadores, tornando-se estruturas propensas a vibrações excessivas. A Figura 1.1 apresenta alguns modelos de passarelas com tais características.

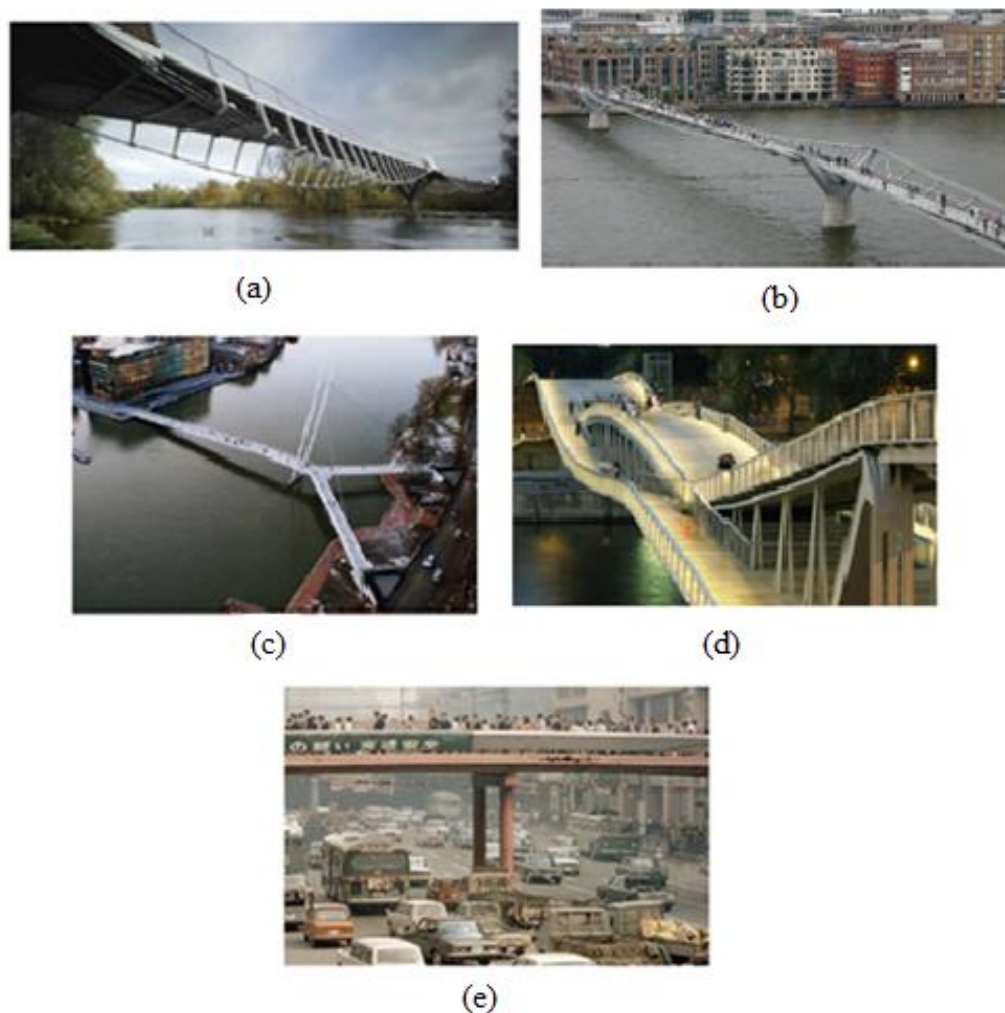


Figura 1.1 – Exemplos de passarelas de pedestres: (a) *University of Limerick Footbridge*, Limerick, Irlanda; (b) *Millennium Bridge*, Londres, Inglaterra; (c) *Ypsilon Footbridge*, Drammen, Noruega; (d) *Simone de Beauvoir*, Paris, França; (e) *Japanese Footbridge*, Osaka, Japão.

Vários casos de vibrações excessivas em passarelas nas direções vertical e lateral devido às cargas induzidas por pedestres têm sido relatados, sendo normalmente relacionados com a condição de multidão. Até recentemente, a carga devido à ação de pedestres sobre a estrutura tem sido obtida a partir de investigações em plataformas de força, esteiras instrumentadas, ou mesmo protótipos de passarelas, em que a força aplicada é a produzida por um pedestre caminhando. Geralmente, a combinação dessas forças aplicadas individualmente é considerada para representar a ação de grupos de pedestres ou multidões.

De acordo com Silva e Pimentel, 2011, estruturas podem apresentar alterações em seu comportamento dinâmico quando ocupadas por pessoas, uma vez que o corpo humano tem massa e também dissipa energia de vibração. Os autores afirmam que as frequências naturais da estrutura são alteradas quando ocupadas. Willford, 2002, Barker e Mackenzie, 2008, chamam a atenção para estudos sugerindo que, em situações de multidão de pedestres, o amortecimento da estrutura pode aumentar, reduzindo a resposta estrutural. Zivanovic et al., 2010, exploraram a estratégia de um aumento arbitrário de amortecimento do sistema para considerar a interação pedestre-estrutura. Para obter modelos numéricos com maior confiabilidade, os autores apontam uma forte necessidade de mais pesquisas para quantificar esta interação, sendo necessário um bom conhecimento sobre o processo de caminhada dos pedestres, para entender como esta forma de locomoção interage com a estrutura vibratória.

Alguns órgãos normativos apresentam modelos de força e limites de vibrações estruturais. Porém, indicam divergências quanto a valores limites e possuem limitações quanto ao uso, sendo muitas vezes aplicáveis somente a estruturas simples (por exemplo, *Sétra Guideline*, 2006 e NBR 7188/2013). Outros códigos apresentam valores limites e orientações, sendo muitas vezes, baseadas em mensurações experimentais realizadas em décadas passadas. Como resultado, têm-se discrepâncias entre os valores indicados por estes órgãos e os valores efetivamente mensurados experimentalmente nas passarelas reais. Atualmente, não existe uma única orientação de projeto que contemple todos os aspectos do problema (interação pedestre/estrutura) de forma abrangente, ou uma combinação com outras informações publicadas, o que torna o assunto um tema interessante para futuras pesquisas.

Os relatos, previamente citados, fornecem evidências de que em estruturas sujeitas a um fluxo de pedestres como, por exemplo, passarelas em áreas urbanas, a dinâmica dos pedestres deve ser considerada com objetivo de definir as cargas de projeto. Nesta Tese, um modelo biodinâmico de um grau de liberdade previamente desenvolvido é utilizado para representar a ação na direção vertical de uma pessoa caminhando (ou mesmo de uma multidão através da combinação de diversos destes modelos), com o objetivo de investigar os efeitos de vibrações em passarelas. Este modelo pode ser aplicado para avaliar os casos com ocorrência de elevadas amplitudes estruturais, onde estas interações podem comprometer a capacidade de resistência da estrutura (colapso, fadiga), bem como em pequenas amplitudes, gerando incômodos aos usuários. Para as direções lateral e longitudinal, utiliza-se somente um modelo de força sem considerar os

efeitos de massa, rigidez e amortecimento dos pedestres. A análise do modelo biodinâmico é baseada em medições experimentais de acelerações e forças de indivíduos testados caminhando sobre uma plataforma de força. Essa plataforma foi calibrada por um procedimento tradicional e com uma nova metodologia proposta, utilizando redes neurais artificiais. A plataforma projetada consiste em duas plataformas de forças instrumentadas e posicionadas lado a lado no sentido da marcha, onde é possível medir os sinais de força de cada um dos pés do indivíduo separadamente. Isso permite avaliar o posicionamento do pedestre ao cruzar a estrutura, obtendo-se parâmetros cinemáticos dos pedestres participantes. A aceleração e a força aplicada são medidas simultaneamente. Pressupõe-se que cada indivíduo tem seus/suas próprias características de caminhada e, portanto, obtêm-se parâmetros biodinâmicos médios a partir de várias travessias do mesmo pedestre sobre a plataforma de forças. Modelos de regressão e redes neurais artificiais são empregados visando à obtenção de parâmetros biodinâmicos a partir das características dos pedestres.

Subsequentemente, realiza-se a atualização de um modelo numérico de uma passarela na qual é utilizada para avaliar a interação pedestre/estrutura considerando um pedestre e grupos de indivíduos, nas direções lateral, longitudinal e vertical. Para avaliar esta interação consideram-se três modelos: *i*) modelo de força simples; *ii*) modelo de força completamente sincronizado considerando parâmetros cinemáticos da marcha; *iii*) modelo biodinâmico (vertical) combinado com modelo de forças. Na etapa seguinte, realizam-se comparações de amplitudes numéricas de aceleração estrutural com medições experimentais da passarela real localizada na cidade de Brasília.

Por fim, utiliza-se uma passarela protótipo do Laboratório de Ensaio de Materiais e Estruturas (LABEME), da Universidade Federal da Paraíba para avaliar níveis de aceleração estrutural onde os pedestres são tratados como um modelo biodinâmico combinado com um modelo de forças na direção vertical. Esta análise considera três densidades de pedestres distintas, onde se utilizam expressões de regressão e redes neurais artificiais para obtenção dos resultados numéricos para posterior comparação com os resultados experimentais.

1.1 JUSTIFICATIVA

Passarelas são destinadas essencialmente para a travessia de pedestres, sendo construídas de forma temporária ou permanente, visando transpor uma via de trânsito motorizado ou obstáculos naturais. Essas estruturas precisam ser seguras e apresentar um comportamento que não ofereça desconforto aos usuários, tornando-as propensas ao uso. As passarelas atuais apresentam arquiteturas arrojadas, projetos inovadores, ou em outros casos, visam atender limitações físicas e/ou orçamentárias. Como resultado têm-se estruturas esbeltas, flexíveis, com baixa rigidez e amortecimento. Os carregamentos produzidos por movimentos humanos como, por exemplo, o caminhar, ocorrem em baixas frequências, podendo aproximar-se ou coincidir com as frequências naturais de estruturas como passarelas de pedestres. Nestas situações, podem ocorrer vibrações excessivas. A compreensão da interação pedestre/estrutura é limitada, ou muitas vezes, ignorada por órgãos normativos. As revisões de diversos artigos técnicos indicam que os problemas dinâmicos em diferentes sistemas estruturais ocorrem em virtude do desconhecimento dos reais esforços, aplicações dos mesmos sobre as estruturas, condições de contorno do sistema, entre outros.

Os modelos numéricos existentes na literatura que visam representar o carregamento dinâmico dos pedestres não são suficientemente adequados para representar os reais esforços dos pedestres. Este estudo tem por finalidade obter um modelo de carregamento mais realista, que possa apresentar maior fidelidade frente às mensurações realizadas em estruturas reais, considerando parâmetros cinéticos e cinemáticos dos pedestres. Considera-se o comprimento do passo, passada, largura do passo, magnitude da força resultante e tempo de contato desta força nas condições de apoio unipodal e bipodal. Essas informações são os dados de entrada do modelo numérico para a realização de análises dinâmicas. Estes parâmetros cinéticos e cinemáticos são sincronizados no tempo e espaço objetivando avaliar níveis de aceleração estrutural. Além disso, recentes publicações indicam a necessidade de acoplar modelos biodinâmicos considerando os efeitos da massa modal, rigidez e amortecimento a um modelo de forças, para obter uma melhor aproximação de resultados numéricos e experimentais. Este modelo biodinâmico é proposto para a direção vertical.

Deve haver uma melhor compreensão da hipótese que considera que as forças induzidas por pedestres são perfeitamente periódicas, normalmente aplicadas em uma posição fixa ao longo

da estrutura e com velocidade constante, hipóteses estas utilizadas por vários órgãos normativos e pesquisas relacionadas com o tema em estudo.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo desta Tese é avaliar a interação entre pedestres e estruturas de baixa frequência que são propensas a vibrações principalmente na direção vertical. A compreensão atual deste fenômeno é limitada e muitas vezes ignorada. Esta Tese contribui de forma significativa neste sentido através dos seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver um aparato experimental: utilizar uma plataforma de forças para medir simultaneamente a força de reação do solo, posicionamento desta força e aceleração dos pedestres. Objetiva-se caracterizar parâmetros cinéticos e cinemáticos dos indivíduos, parâmetros estes que possuem variações temporais e espaciais. Isto irá superar a falta de informações necessárias, permitindo a coleta de um amplo conjunto de dados experimentais que caracterize o real comportamento humano em estruturas;
- Utilizar novas técnicas de calibração empregando redes neurais artificiais, tornando-se uma metodologia alternativa frente aos tradicionais procedimentos de calibração;
- Obter parâmetros biodinâmicos dos pedestres: massa modal, rigidez e amortecimento. Avaliar correlações entre estes parâmetros e desenvolver modelos de regressão bem como o uso de redes neurais artificiais como alternativa para obter tais parâmetros a partir de características intrínsecas dos pedestres analisados;
- Atualizar o modelo numérico de uma passarela real utilizando técnicas heurísticas e determinísticas;
- Propor um modelo mais fiel para representar as cargas dos pedestres baseado em parâmetros cinéticos e cinemáticos dos indivíduos;
- Utilizar um modelo de um grau de liberdade para representar a dinâmica na direção vertical de uma pessoa quando caminha;
- Realizar o acoplamento de um modelo biodinâmico vertical combinado com o modelo de forças em uma estrutura real;
- Realizar uma análise numérica para avaliar a interação entre pedestres e estruturas, considerando modelos de força e modelos biodinâmicos;

- Validar os resultados numéricos utilizando dados de aceleração de uma estrutura real e de uma passarela protótipo.

1.3 ESTRUTURA DA TESE

A Tese está organizada para relatar um assunto específico em cada Capítulo. O tema central aborda cada Capítulo da seguinte forma:

Capítulo 1: apresenta-se uma introdução ao tema, expondo a justificativa e objetivos do autor para realizar a pesquisa;

Capítulo 2: discursa-se sobre a revisão do estado da arte referente ao assunto, ações dinâmicas em passarelas, locomoção humana, parâmetros e variabilidade da marcha, cargas dinâmicas induzidas por pedestres, normas para projeto de passarelas, aspectos teóricos sobre redes neurais artificiais e conceitos sobre a atualização de modelos numéricos;

Capítulo 3: consta a descrição e desenvolvimento do aparato experimental, calibração e modelo numérico da plataforma de forças, mensuração da força de reação do solo vertical e aceleração dos pedestres. Apresenta-se o modelo biodinâmico utilizado para representar a dinâmica na direção vertical de uma pessoa quando caminha. Na parte final do Capítulo, apresenta-se um modelo biodinâmico com atuador;

Capítulo 4: apresenta os resultados dos parâmetros biodinâmicos e a proposta de modelos de regressão que correlacionam tais parâmetros. Aplicam-se redes neurais artificiais como uma metodologia alternativa para a obtenção de parâmetros biodinâmicos e fatores dinâmicos de carga. Por fim, apresentam-se diversos parâmetros cinemáticos dos pedestres avaliados;

Capítulo 5: apresenta-se uma passarela de pedestres localizada na cidade de Brasília e medições experimentais previamente realizadas nesta estrutura. Na sequência, apresentam-se os resultados da atualização do modelo numérico utilizando duas técnicas: Enxame de Partículas e Método da Sensibilidade;

Capítulo 6: avalia-se a interação dinâmica pedestre/estrutura utilizando modelos de força;

Capítulo 7: apresentam-se os resultados da interação dinâmica entre pedestre e estrutura considerando o modelo biodinâmico e um único indivíduo;

Capítulo 8: considera-se multidão, utilizando modelo de força e modelo biodinâmico nas análises numéricas. Comparam-se resultados experimentais e numéricos utilizando os resultados experimentais da passarela de Brasília;

Capítulo 9: utiliza-se uma passarela protótipo do Laboratório de Ensaio de Materiais e Estruturas (LABEME) da Universidade Federal da Paraíba. Níveis de aceleração estrutural são avaliados utilizando o modelo biodinâmico combinado com um modelo de forças na direção vertical, considerando três densidades de pedestres. Por fim, realiza-se um comparativo dos resultados numéricos (modelo de regressão e redes neurais artificiais) com as medições experimentais;

Capítulo 10: apresentam-se as conclusões do trabalho e propostas para continuidade da Tese. Por fim, citam-se as referências bibliográficas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 AÇÕES DINÂMICAS EM PASSARELAS

A seguir, apresenta-se uma revisão de algumas publicações disponíveis na literatura sobre a interação pedestre/estrutura. Essa interação é observada, pois as frequências naturais de uma dada estrutura, muitas vezes, coincidem com algumas das frequências dominantes das forças induzidas por humanos. Segundo Zivanovic et al., 2005a, este tipo de interação afeta estruturas de aço, madeira, concreto, materiais compósitos entre outros. Alam e Amin, 2010, apresentam um diagrama funcional que representa a interação dinâmica pedestre/estrutura em passarelas, conforme Figura 2.1.

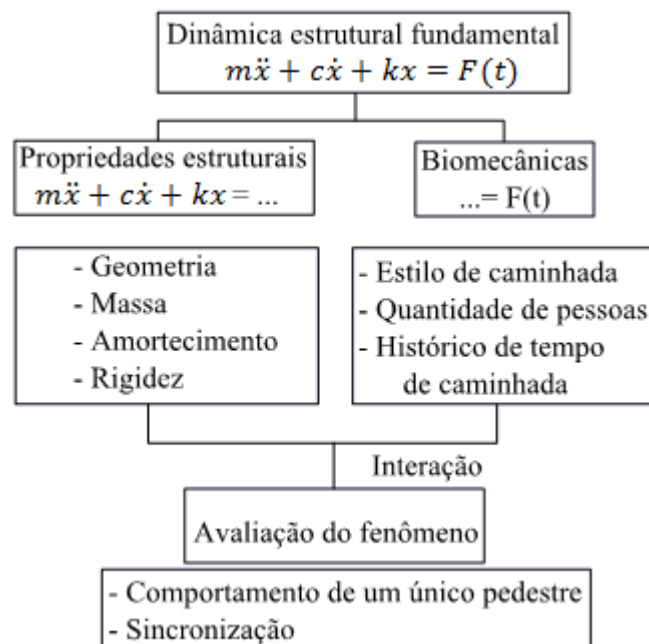


Figura 2.1 – Interação dinâmica pedestre/estrutura. [Adaptado de Alam e Amin, 2010].

Stoyanoff e Hunter, 2003, relatam que as frequências naturais de passarelas com vãos curtos normalmente não são suscetíveis às vibrações provocadas por pedestres. Porém, quando a distância entre os vãos aumenta, diminuem-se as frequências naturais da estrutura, sendo que a ocupação e interação humana sobre estas, torna-se uma preocupação devido aos fenômenos de

ressonância. Os autores afirmam que forças verticais produzem frequências situadas entre 1,5 a 4,0 Hz, enquanto que forças laterais produzem frequências entre 0,75 a 2,0 Hz. Quando as frequências induzidas por pedestres sincronizam com as frequências da estrutura, as forças dinâmicas são amplificadas e pode ocorrer o fenômeno de ressonância, as quais, se não suficientemente atenuadas, podem gerar elevadas amplitudes nocivas ao comportamento estrutural, assim como a utilização por parte das pessoas, gerando desconforto e incômodos aos pedestres. Segundo os autores, se a frequência fundamental de uma passarela (ou outra estrutura flexível submetida ao carregamento humano) for inferior a 5,0 Hz na direção vertical e 2,5 Hz na direção lateral, deve-se realizar uma análise detalhada desta estrutura e avaliar os níveis de aceleração estrutural frente aos limites propostos por órgãos normativos.

Zivanovic et al., 2005b, afirmam que o carregamento induzido por pedestres em estruturas tem se tornado um importante critério de projeto, na qual a força dinâmica aplicada na direção vertical por uma única pessoa é modelada como uma força harmônica ressonante. A maioria dos critérios de projeto que objetivam avaliar os níveis de vibrações estruturais considera a força de excitação como uma força senoidal, movendo-se ao longo da passarela com velocidade constante. A frequência da força senoidal é também a frequência de caminhada, variando de 1,5 – 2,4 Hz ou um múltiplo inteiro desse valor se um dos harmônicos superiores for analisado. Uma prática comum é avaliar se algum dos três primeiros harmônicos da caminhada do pedestre coincide com a frequência fundamental da estrutura. Zivanovic et al., 2005b, investigaram a natureza e as possíveis causas das diferenças entre simulações numéricas e medições experimentais, considerando vibrações verticais de um único pedestre. Os autores utilizam três tipos de passarelas para validar seus resultados. As estruturas possuem frequências fundamentais com amplitudes próximas ao valor do primeiro harmônico de caminhada do pedestre (1,52; 2,04 e 2,44 Hz respectivamente), sendo este o único harmônico investigado. As forças geradas durante a caminhada utilizadas nas simulações numéricas foram obtidas usando uma esteira comercial instrumentada. A taxa de passos do pedestre foi controlada utilizando um metrônomo, com objetivo de obter uma frequência de caminhada próxima da frequência fundamental da estrutura. As simulações numéricas apresentaram valores de resposta de aceleração modal superiores aos valores mensurados experimentalmente. A diferença mais significativa aconteceu na primeira passarela, onde os valores de aceleração apresentaram uma diferença de 78% comparando às simulações numéricas com as medições experimentais. Os autores afirmam que a possível causa

de tais diferenças, é que o pedestre foi influenciado pelo aumento da vibração estrutural durante a travessia da passarela, não sendo possível manter uma taxa de passos constante após perceber fortes níveis de vibrações. Observa-se que as respostas simuladas numericamente e medidas experimentalmente começaram a divergir quando o pedestre deixava de caminhar com suas características naturais (alterações na taxa de passos), em decorrência de vibrações perceptíveis. Como resultado, tem-se uma diminuição da resposta em níveis de aceleração da passarela em comparação com as simulações numéricas. Outra metodologia de análise foi considerar o caminhar natural do pedestre, sem o uso de dispositivos eletrônicos que controlem sua taxa de passos. Novamente, a frequência de caminhada do indivíduo era próxima ou na mesma frequência ressonante da passarela. Neste tipo de avaliação, a terceira passarela foi excluída da análise, pois nenhum pedestre apresentou taxa de passos na ordem de 2,44 Hz, caminhando livremente. Os autores afirmam que isto era esperado, pois esta frequência é elevada para os padrões normais de caminhada. Para esta análise, também se obteve diferenças entre respostas simuladas numericamente e medidas experimentalmente. Os autores citam que estas diferenças podem ser oriundas não apenas pelo fato de o pedestre não caminhar com suas características naturais (taxa de passos) frente à percepção de vibrações, mas também devido às variações naturais da marcha na qual o pedestre está sujeito. A referida pesquisa interpreta a interação pedestre/estrutura como sendo uma modificação da força que inicialmente foi definida como harmônica e um aumento do amortecimento estrutural. Os pesquisadores concluem que utilizar uma força harmônica para avaliar os esforços impostos por pedestres é válido para situações em que a caminhada ocorre em superfícies onde os níveis de vibrações são imperceptíveis. No entanto, a resposta de vibração de uma passarela pode ser superestimada quando a caminhada ocorre em superfícies com vibrações perceptíveis (estruturas esbeltas). Constatou-se nas duas passarelas investigadas que os níveis de acelerações que perturbaram a caminhada normal dos pedestres são 0,33 e 0,37 m/s^2 respectivamente. Em ambos os casos, os níveis de acelerações são valores mais baixos (aproximadamente 50%) que os níveis permitidos por órgãos normativos Britânicos (por exemplo, BS 5400) indicando que os limites pré-estabelecidos pelas normas não apresentam níveis de segurança confiáveis ao menos para as sensações medidas com os pedestres do experimento.

Zivanovic et al., 2010, afirmam que, como passarelas situam-se em diferentes meios, é possível definir diferentes situações de carregamento. Estas situações podem ser divididas em: *i)*

carregamento de uma única pessoa; *ii*) movimentação de pedestres sem restrições (cada indivíduo pode caminhar livremente); *iii*) carregamento oriundo de multidões (a caminhada de um pedestre é restringida devido à proximidade de outros pedestres); *iv*) grupos de carregamento e *v*) carregamento proveniente de vandalismo. Os pesquisadores avaliaram a situação que considera o pedestre caminhando livremente, analisando dois tipos de passarelas: 1ª passarela de concreto, 160 m de comprimento; 2ª passarela mista, concreto/aço de 104 m de comprimento. Os resultados de uma análise experimental realizada nestas estruturas foram comparados com simulações analíticas propostas por órgãos normativos [Eurocode 5; ISO 10137; *Sétra Guideline*; *British Standards Institution*] e com os resultados de outros pesquisadores [Brownjohn et al., 2004; Butz, 2008]. Consideram-se apenas vibrações verticais, pois uma análise preliminar indicou que tais passarelas eram mais suscetíveis a este tipo de oscilação. A análise experimental da primeira passarela mostrou que sete modos de vibração tiveram frequências naturais abaixo de 5 Hz, sendo que as frequências dos dois primeiros modos (2,08 e 2,3 Hz respectivamente) poderiam ser excitadas pelo primeiro harmônico da caminhada humana. A segunda passarela apresentou frequência fundamental igual a 2,04 Hz. A taxa de passos média do pedestre mensurada na primeira passarela foi de 1,95 Hz com desvio padrão de 0,15 Hz. Na segunda passarela verificou-se que os pedestres caminharam com taxa de passos de 1,87 Hz e desvio padrão de 0,18 Hz. Quanto aos resultados, Zivanovic et al., 2010, mostram que considerando a 1ª passarela e seus modos de vibração, os órgãos normativos e resultados de outras pesquisas (previamente citadas), subestimam e/ou superestimam os valores de amplitude de vibração da passarela. A 2ª passarela também teve seus resultados subestimados e/ou superestimados, porém com uma melhor aproximação frente às mensurações experimentais. A pesquisa apresenta ainda, uma justificativa de causas e consequências da discrepância dos resultados, mostrando que os procedimentos/indicações de projeto de alguns dos órgãos normativos estão desatualizados.

Em outra publicação, Zivanovic et al., 2009, afirmam que a interação pedestre/estrutura ocorre porque o ser humano comporta-se como um receptor de vibrações, sendo bastante sensível a estas, tendendo a mudar seu comportamento (caminhada) ao perceber vibrações estruturais em ambas as direções: lateral e vertical. Os autores utilizam duas abordagens para analisar esta interação: primeiro, investiga-se a mudança na força dinâmica que ocorre de modo consciente ou inconsciente durante a caminhada em uma estrutura oscilante. Observa-se que, por exemplo, quando as pessoas percebem fortes vibrações na direção vertical durante a travessia de uma

passarela, elas alteram a taxa natural de passos, reduzindo a magnitude da força de caminhada. A segunda abordagem da interação considera as alterações das propriedades dinâmicas da estrutura devido à ocupação humana (mudanças dos valores de frequências naturais e amortecimento estrutural). Para avaliar estas interações, os autores utilizam uma estrutura (10 m de comprimento e 2 m de largura) com frequência fundamental de 4,5 Hz. Esse modo fundamental é o que sofre maior influência devido à presença das pessoas. As medições experimentais consideram grupos de pessoas paradas bem como grupos de pessoas caminhando sobre a passarela. Os autores apresentam resultados de razão de amortecimento (ζ), frequência natural (f) e aceleração máxima (Ac. Máx.), considerando a passarela vazia e com a presença dos pedestres sob a mesma, conforme Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Propriedades modais da passarela: pedestres parados e caminhando.

Número de pessoas	Pedestres parados			Pedestres caminhando		
	ζ (%)	f (Hz)	Ac. Máx. (m/s ²)	ζ (%)	f (Hz)	Ac. Máx. (m/s ²)
0	0,72	4,44	1,92	0,72	4,44	1,92
2	1,58	4,42	1,27	0,96	4,45	1,85
4	2,32	4,34	1,00	1,46	4,45	1,60
6	3,12	4,26	0,70	1,78	4,48	1,46
10	3,62	4,21	0,56	2,86	4,51	1,19

Fonte: Adaptado de Zivanovic et al., 2009.

Observa-se que, para ambas as situações, pedestres parados sobre a estrutura e pedestres caminhando, tem-se um aumento do amortecimento estrutural se comparado com os valores de amortecimento da estrutura desocupada. A variação mais significativa da taxa de amortecimento ocorre quando as pessoas ficaram paradas sobre a estrutura. Por fim, observa-se uma atenuação dos níveis de vibração estrutural com o aumento do número de pedestres.

Quanto a oscilações laterais, Bodgi et al., 2009, afirmam que uma multidão caminhando sobre uma passarela impõe à estrutura uma excitação dinâmica lateral, a uma frequência próxima de 1,0 Hz. Quando o primeiro modo de vibração lateral da passarela diminui, estando este no mesmo intervalo da taxa de passos humana, o fenômeno de ressonância pode ocorrer.

Conseqüentemente, tem-se um aumento na amplitude de oscilação da estrutura e os pedestres são forçados a alterar sua marcha. Se esta amplitude de oscilação for suficientemente grande, ocorre o fenômeno denominado sincronização pedestre/estrutura. Observa-se que o comportamento de um único pedestre pode ser afetado pela presença da multidão em torno dele. Quando a densidade de pedestres é pequena, a caminhada ocorre “livremente” com os padrões e particularidades normais de cada indivíduo: velocidade de caminhada, taxa de passos, comprimento de passo e passada, entre outros. Em situações de multidões de pedestres, o indivíduo é forçado a sincronizar sua velocidade de caminhada com a velocidade de outros pedestres. Segundo Bodgi et al., 2009, a caminhada humana é caracterizada por intervalos de tempo onde ambos os pés estão em contato com o solo e intervalos onde apenas um pé está em contato. A frequência da caminhada é definida como $f_p = 1/T$ sendo T o período. O valor típico da taxa de passos para direção vertical é de 2 Hz. A frequência lateral é definida como $f_{lat} = f_p/2 \approx 1Hz$. Os autores afirmam que forças laterais comportam-se de maneira quase periódica, sendo possível aproximá-las a uma série de Fourier de maneira similar ao comportamento vertical. Em geral, se a amplitude de aceleração lateral de uma determinada passarela for maior que $0,1m/s^2$ estes valores tornam-se perceptíveis para os pedestres, que tendem a alterar sua frequência de caminhada, sincronizando seu movimento com a oscilação da estrutura e com os demais pedestres. Os autores afirmam que baixas densidades de pedestres ($0,3$ pedestres/ m^2) permitem que o pedestre se movimente livremente com velocidade média de $1,5$ m/s. Quando a densidade de pedestres aumenta, a velocidade de caminhada diminui, para evitar colisões entre indivíduos. Os autores sugerem um modelo numérico representado pela equação de vigas de Euler-Bernoulli com amortecimento viscoso para representar a estrutura. Para simular a multidão de pedestres e suas variações de densidades, os pesquisadores utilizam uma aproximação baseada em critérios Eulerianos, assumindo que a multidão comporta-se de maneira similar a um fluido compressível, apresentando velocidades e densidades locais.

Wilkinson e Knapton, 2006, utilizam uma passarela de aço (frequência fundamental de $2,8$ Hz) para mensurar as acelerações laterais da estrutura durante a travessia de pedestres. O modelo numérico desenvolvido apresentou concordância com as mensurações experimentais. Porém, o modelo indica que a frequência fundamental da estrutura pode diminuir para $1,12$ Hz se a passarela estiver sujeita a uma pressão de 4 kPa. Para determinar a influência das cargas impostas por pedestres no comportamento da passarela, utiliza-se no modelo numérico as

indicações propostas pela norma Britânica BS 5400/1978, na qual a carga é aplicada como cargas nodais equivalentes ao longo de todo o comprimento da passarela. Os pesquisadores concluem o artigo propondo modificações físicas na estrutura para aumentar sua rigidez lateral. Estas alterações são realizadas no modelo numérico (acréscimo de contraventamentos), obtendo-se um aumento de 40% nos valores de frequência fundamental da estrutura.

Caprani et al., 2012a, propuseram fatores de aprimoramento que podem ser usados para avaliar a resposta de estruturas sujeitas a ocupação de um único pedestre e multidões de pedestres (variando sua densidade). Avalia-se, ainda, o nível de sincronização entre os pedestres e somente esforços verticais são considerados. Quanto à variação da densidade de pessoas, a pesquisa revela que as vibrações produzidas por um único pedestre podem ser reduzidas ou amortecidas pela presença de outras pessoas. Por outro lado, esta interação pode levar a uma amplificação da resposta da passarela, isto significa que as vibrações produzidas por multidões de pedestres não podem ser simplesmente avaliadas como a soma das respostas causadas por um único pedestre. Pesquisadores como Wheeler, 1982, afirmam que o efeito da multidão não é significativo, a menos que a taxa de passos do pedestre esteja próxima a 2,0 Hz. Relata-se que o efeito da multidão de pedestres sobre uma passarela com frequência fundamental distante da taxa típica de passos (2,0 Hz) pode ser insignificante, pois a resposta vibratória da estrutura pode ser menor se comparada com um único pedestre caminhando com frequência idêntica à frequência fundamental da estrutura que está sendo analisada.

Quanto à interação multidão/estrutura, Caprani et al., 2012b, indicam a existência de dois tipos de sincronização: *ii*) sincronização pedestre/estrutura na qual o(s) pedestre(s) mantem a taxa de passos na mesma frequência natural da estrutura; *ii*) sincronização interpedestre onde a multidão está caminhando com a mesma taxa de passos, mas não necessariamente na mesma frequência natural da passarela. O modelo probabilístico proposto pelos autores considera uma distribuição normal para a taxa de passos, comprimento da passada e massa do pedestre. A passarela em estudo possui 50 m de comprimento e 2 m de largura. A força vertical induzida pelos pedestres é representada por uma série de Fourier, assumindo-se que, durante a caminhada, a força de ambos os pés possuem a mesma magnitude sendo periódica. Também considera-se que a massa da multidão não é suficiente para alterar significativamente as frequências naturais da estrutura. Avalia-se a resposta da estrutura em termos de máxima aceleração no meio do vão da passarela, utilizando-se uma taxa de passos situada entre 1,3 a 2,8 Hz correspondendo a valores

de aceleração RMS menores que $0,3 \text{ m/s}^2$. Embora a taxa de passos do pedestre apresente variações no intervalo citado, observou-se que o valor de $1,98 \text{ Hz}$ foi o mais comumente utilizado, valor este próximo da frequência fundamental da estrutura ($2,0 \text{ Hz}$). Outra conclusão importante é que a redução do comprimento do passo de $0,9 \text{ m}$ (proposto por alguns órgãos normativos) para $0,66 \text{ m}$ causa um aumento nos valores de resposta em termos de aceleração estrutural, devido ao aumento na aplicação da carga durante a travessia do pedestre na passarela. Considerando a situação de multidão de pedestres os maiores picos de aceleração da passarela ocorreram quando os pedestres caminhavam de forma sincronizada e situados no meio do vão da estrutura (RMS igual a $2,33 \text{ m/s}^2$ de aceleração correspondente).

Zuo et al., 2012, sugerem um modelo matemático e realizam mensurações experimentais para simular a interação pedestre/estrutura em uma passarela específica (concreto protendido, vãos 9, 10 e 11 com comprimento de respectivamente 34, 40 e 35 m). A Figura 2.2 apresenta a passarela em estudo.



Figura 2.2 – Passarela simplesmente apoiada. [Adaptado de Zuo et al., 2012].

O pedestre é tratado como uma fonte de excitação, enquanto a oscilação da passarela é tratada como uma função modificadora desta excitação. A passarela está localizada próxima a um estádio de futebol americano, fato este, importante na variação da densidade de pedestres. Para a análise experimental, instalaram-se oito acelerômetros tri-axiais na estrutura para avaliar o seu comportamento dinâmico. Os dados experimentais mostram que não acontecem oscilações significativas na direção vertical e longitudinal. Porém, os resultados indicam uma amplitude de vibração excessiva na direção lateral. Isso aconteceu depois do jogo, quando muitas pessoas atravessaram a passarela em um curto período de tempo. Os espectros de aceleração mostram que a oscilação lateral da passarela não é estável, porém, uma sequência de imagens capturadas por

uma câmera de vídeo indica que a densidade de pedestres permanece a mesma durante este tempo. Os dados gravados pela câmera mostram que, quando surgem vibrações com amplitudes significativas, o movimento lateral de parte dos pedestres entra em sincronismo com o movimento lateral da passarela, sendo esta sincronização a causa da vibração excessiva. Segundo os autores, quando um pedestre caminha em uma passarela, ele não apenas se move para frente propositalmente, mas movimenta-se também com a oscilação da passarela. Além disso, o pedestre não fornece apenas uma força de excitação que resulta na vibração da estrutura, mas também adiciona massa para o sistema dinâmico, alterando suas frequências naturais. Quanto ao modelo numérico, o mesmo será descrito em seções subsequentes.

Por fim, cita-se o trabalho de Qin et al., 2013, na qual avaliam a resposta dinâmica de uma passarela (estudo analítico), considerando um único pedestre e os efeitos da interação entre o ser humano/estrutura. A passarela é modelada como sendo uma viga de Euler-Bernoulli simplesmente apoiada, com seção transversal uniforme. O amortecimento do pedestre varia com o tempo, considerando a velocidade de caminhada do indivíduo. Uma força de controle é utilizada para compensar a energia dissipada durante a caminhada. Os efeitos da rigidez, amortecimento das pernas e o ângulo de ataque (θ_0) são investigados. A Figura 2.3 apresenta o modelo de caminhada proposto, constituído de dois graus de liberdade.

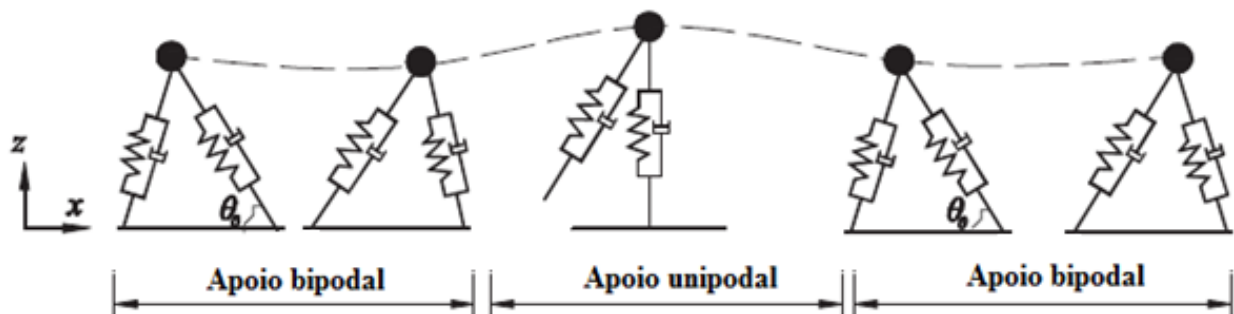


Figura 2.3 – Modelo biomecânico de caminhada. [Adaptado de Qin et al., 2013].

O modelo numérico considera que o pedestre sempre mantém um pé em contato com a estrutura durante todo o tempo (característica da caminhada). Considerando equações Lagrangeanas, avalia-se a energia cinética e o potencial da interação pedestre/estrutura. Através do método de separação de variáveis obtém-se o deslocamento vertical da estrutura. A seguir, analisa-se o amortecimento estrutural e a rigidez numericamente. Por fim, realiza-se uma análise

dinâmica da estrutura. Para ilustrar o desempenho do modelo proposto, dois exemplos de interação pedestre/estrutura são analisados. O primeiro exemplo considera uma estrutura rígida simplesmente apoiada (comprimento 11 m, largura 1,25 m, espessura de 0,35 m). A Figura 2.4 apresenta a resposta de aceleração vertical no meio do vão da estrutura rígida.

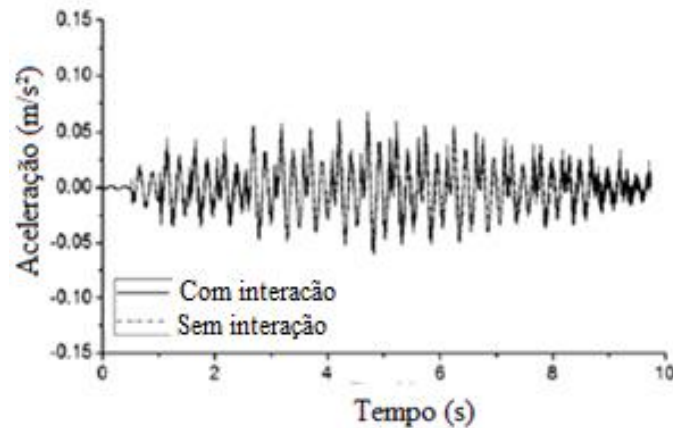


Figura 2.4 – Resposta de aceleração no meio do vão da estrutura rígida.

[Adaptado de Qin et al., 2013].

Numericamente, observou-se que a Força de Reação do Solo vertical (FRS) é estável durante a travessia do pedestre sobre a passarela. Qin et al., 2013, afirmam que a interação dinâmica do pedestre com a estrutura é pequena quando a passarela é rígida. Para demonstrar que o modelo proposto pode influenciar nas características dinâmicas da estrutura, são apresentadas as quatro primeiras frequências naturais da interação pedestre/estrutura, de acordo com Figura 2.5.

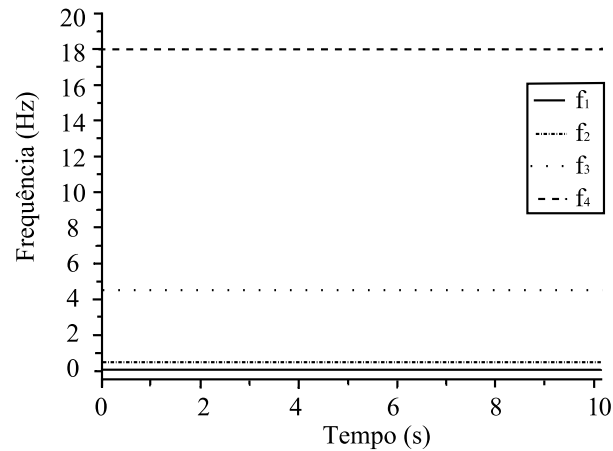


Figura 2.5 – Frequências naturais da interação pedestre/estrutura.

[Adaptado de Qin et al., 2013].

A terceira e quarta frequência apresentam valores próximos das duas primeiras frequências naturais da estrutura sem a ocupação do pedestre. A análise modal indica que as duas primeiras frequências naturais da estrutura são respectivamente: 4,51 e 16,93 Hz. Com isto comprova-se que as frequências naturais estruturais são alteradas quando ocupadas. A Figura 2.6 mostra a razão de amortecimento a 3^o frequência natural do sistema.

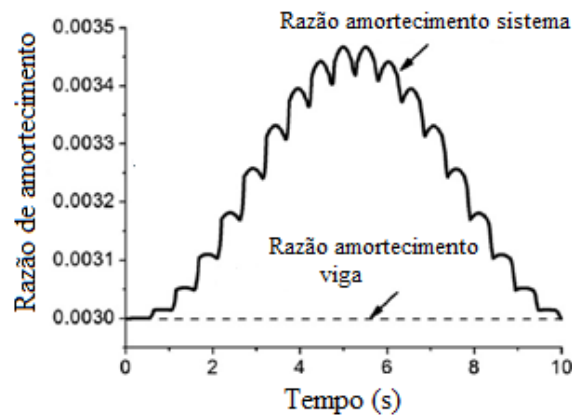


Figura 2.6 – Razão de amortecimento correspondente a 3^o frequência natural do sistema.

[Adaptado de Qin et al., 2013].

Os resultados da Figura 2.6 mostra que o amortecimento da estrutura aumenta com a presença do pedestre sob a mesma.

Para concluir Qin et al., 2013, analisam uma estrutura flexível comparada com a anterior. Novamente, trata-se de uma viga simplesmente apoiada, considerando a caminhada de um único pedestre. A estrutura possui comprimento de 9 m, largura 0,8 m e 0,12 m de espessura com frequência fundamental de 2,37 Hz. A Figura 2.7 apresenta a aceleração vertical no meio do vão da estrutura.

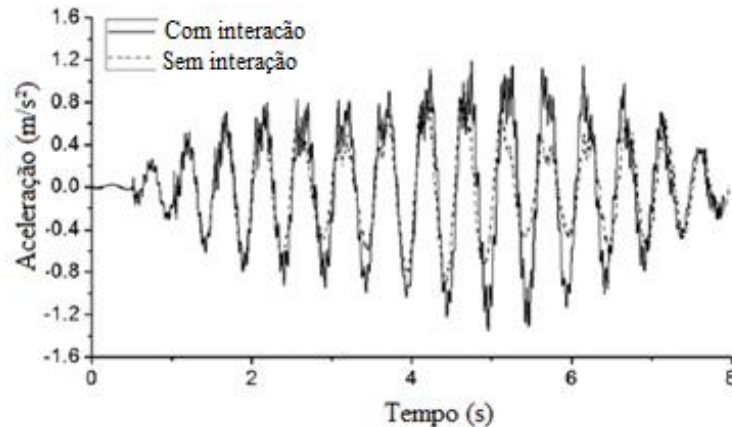


Figura 2.7 – Resposta de aceleração no meio do vão da estrutura flexível.

[Adaptado de Qin et al., 2013].

Segundo os autores, para uma estrutura flexível, a interação dinâmica pedestre/estrutura é maior se comparada com uma estrutura rígida, devido ao fato de que a compressão das pernas será maior, quanto maior for a vibração da viga. Tem-se ainda uma energia potencial elástica das pernas do indivíduo, “tendendo a descolar o pedestre da estrutura”, sendo maior quando o indivíduo situa-se próximo do meio do vão da estrutura. Como resultado, a força de contato entre o pedestre e a estrutura será maior. Além disso, observa-se que o comportamento dinâmico do centro de massa do corpo humano não é o mesmo para cada ciclo da caminhada. Outra conclusão é que as forças geradas pelo pedestre aumentam gradativamente quando o indivíduo está se movendo em direção ao meio da estrutura. Como resultado da interação entre o pedestre e estruturas flexíveis, nota-se que o indivíduo deve impor mais energia externa e alterar seu padrão de caminhada para manter sua marcha estável e um comportamento dinâmico relativamente uniforme do centro de massa do corpo. Outra conclusão dos pesquisadores é que o pico de aceleração da passarela diminui quando o ângulo de ataque aumenta. Salienta-se, no entanto, que a pesquisa limitou-se a estudos analíticos e não incluem qualquer validação experimental.

2.2 LOCOMOÇÃO HUMANA E A VARIABILIDADE DOS PARÂMETROS DA MARCHA

A marcha é uma sucessão de movimentos rítmicos e alternados dos membros e do tronco, que provocam um deslocamento do centro de gravidade do corpo. O ser humano se movimenta constantemente, uma das formas mais comuns de se movimentar é por meio da locomoção. Dentre as várias formas de locomoção, o andar é uma das que mais chama a atenção dos pesquisadores da área de comportamento motor, provavelmente por ser a forma de locomoção natural mais utilizada [Barela, 2005]. O andar humano é um processo de locomoção em que o corpo ereto e em movimento é sustentado primeiramente por uma perna e em seguida pela outra perna, permanecendo pelo menos um pé em contato com o solo [Inman et al., 1981]. A marcha é composta por ciclos repetidos de passos e passadas. Um ciclo do andar é caracterizado pelo início de um determinado evento por um membro e continuação até que o mesmo evento se repita novamente com o mesmo membro. Um passo se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o membro contralateral. Este parâmetro corresponde à distância entre dois pontos consecutivos de carregamento na passarela. A passada se refere a um ciclo completo do andar, ou seja, início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o mesmo membro. Uma passada corresponde a dois passos. A largura do passo é determinada pela distância entre a linha média de um pé e a linha média do outro pé, estando relacionada com a manutenção do equilíbrio corporal. Estes parâmetros são apresentados na Figura 2.8.



Figura 2.8 – Parâmetros espaciais da marcha.

A marcha é caracterizada por duas fases: *i*) fase de apoio (60 a 65% do ciclo) onde o pé encontra-se em contato com o solo e sustenta o peso do corpo. Esta fase pode ser dupla (bipodal)

onde os dois pés estão em contato com solo simultaneamente; *ii*) fase de balanço (30 a 40% do ciclo) ocorre quando o pé não está mais sustentando o peso corporal e se move para frente. Quanto ao tempo de apoio plantar utilizados para descrever a marcha, Lelievre, 1970, apresenta na Figura 2.9 desde uma dorsiflexão a uma flexão plantar completa.

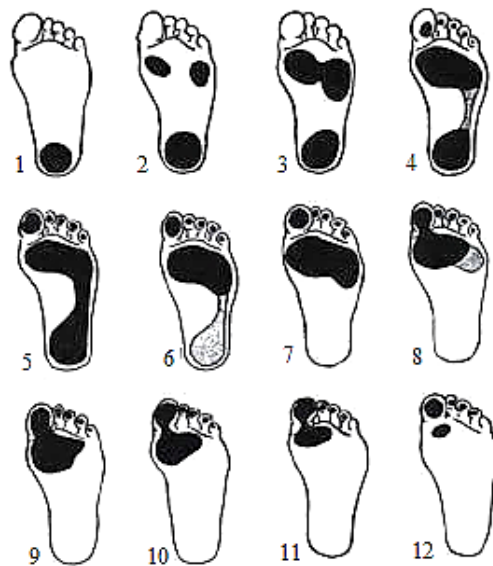


Figura 2.9 – Tempos de apoio plantar. [Lelievre, 1970].

A 1ª imagem corresponde ao contato do calcanhar com o solo; 5ª imagem corresponde ao contato total do pé na superfície; da 6ª a 7ª tem-se a elevação do calcanhar e na 12ª observa-se o último momento em que o pé está em contato com o solo.

A análise cinética é a descrição do movimento humano em termos de forças, essas podem ser internas ou externas. Forças internas incluem o resultado da atividade muscular, força gerada pelo estiramento, elasticidade do tecido mole, fricção interna, bem como forças transmitidas pelos tecidos corporais. As forças externas são classificadas em: força de reação do solo, forças geradas por outras pessoas, cargas externas ou resistência, estas representam todas as interações físicas entre o corpo humano e o ambiente. A medida precisa dos movimentos fornece fundamentos sobre os quais se pode estabelecer a base da análise cinética. Como o movimento, a força é descrita por três componentes: magnitude, que indica a intensidade da força; direção, que requer a especificação de um sistema de coordenadas e sentido de deslocamento. As forças e os movimentos a elas associados são estudados pela cinética, que é parte da mecânica [Trew, 1997].

Ao caminhar, um pedestre produz uma força dinâmica com componentes em três direções: vertical, lateral e longitudinal à passarela. A componente da direção vertical é gerada pelo impacto de apoiar o peso do corpo em cada uma das pernas, alternadamente. Já na direção lateral, as forças são geradas pelo balanço periódico do corpo ao trocar de perna. Por fim, na direção longitudinal, a força é resultado do atrito entre o pé e o pavimento, bem como das acelerações e desacelerações do corpo nessa direção. A direção em que a ação do pedestre é mais relevante para uma passarela é a direção vertical e, por isso, é a mais conhecida na literatura [Zivanovic et al., 2005a]. Utilizando plataformas de forças, diversos pesquisadores [Harper et al., 1962; Galbraith e Barton, 1970; Blanchard et al., 1977; Kerr, 1998] concluem que a componente vertical da força resultante de um indivíduo possui dois picos e um vale como mostra a Figura 2.10. As outras componentes de força também estão presentes na figura indicada.

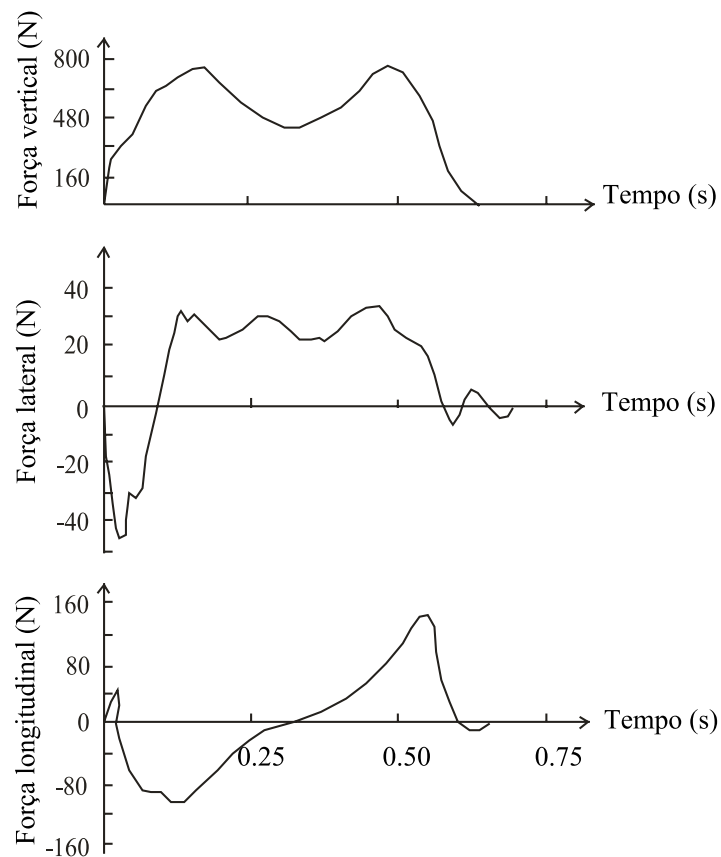


Figura 2.10 – Força vertical, lateral e longitudinal. [Adaptada de Zivanovic et al., 2005a].

Andriacchi et al., 1977, afirmam que um aumento na velocidade de caminhada conduz a um aumento do comprimento do passo e um aumento na magnitude dos picos de forças. Quanto às diferenças entre as velocidades da marcha humana, Barela e Duarte, 2011, apresentam na Figura 2.11 dados da componente vertical da força de reação do solo (FRS) para três velocidades: lenta, confortável e rápida, com objetivo de ilustrar as diferenças e semelhanças conforme a velocidade adotada para se locomover. É importante notar que à medida que a velocidade da marcha aumenta a magnitude dos picos também aumentam e o vale diminuiu o que indica maiores acelerações. Os dados de FRS são normalizados pelo peso corporal (PC) do indivíduo. Dados da fase do apoio (%) também são normalizados, na qual se estabelece que o início dos dados da FRS corresponda a 0% e o final a 100%.

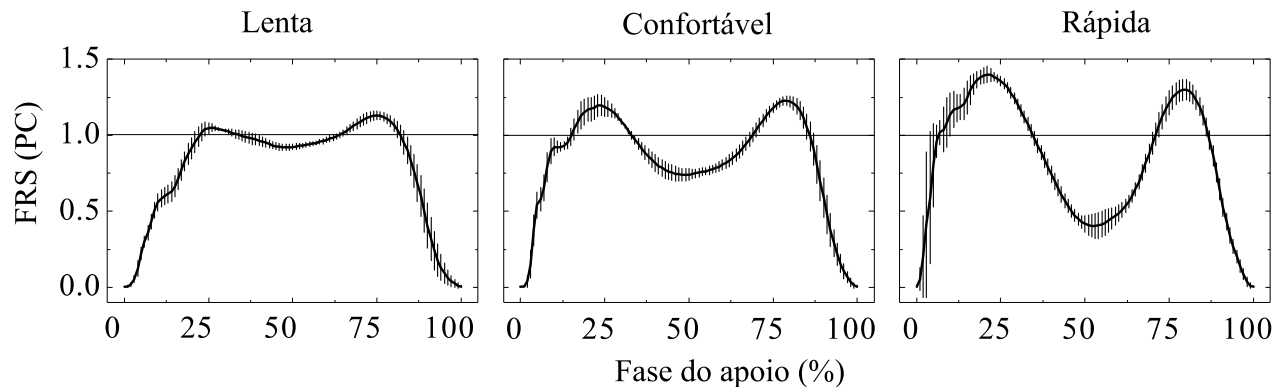


Figura 2.11 – Força de Reação de Solo para diferentes velocidades de locomoção.

[Adaptada de Barela e Duarte, 2011].

Cross, 1999, afirma que em situações de velocidades de caminhada rápida, a magnitude do segundo pico da FRS solo diminui. A Figura 2.12 ilustra dados para caminhada lenta e caminhada rápida. A linha tracejada representa a magnitude horizontal da FRS, representando aproximadamente 15% da amplitude da força vertical em análises da marcha humana.

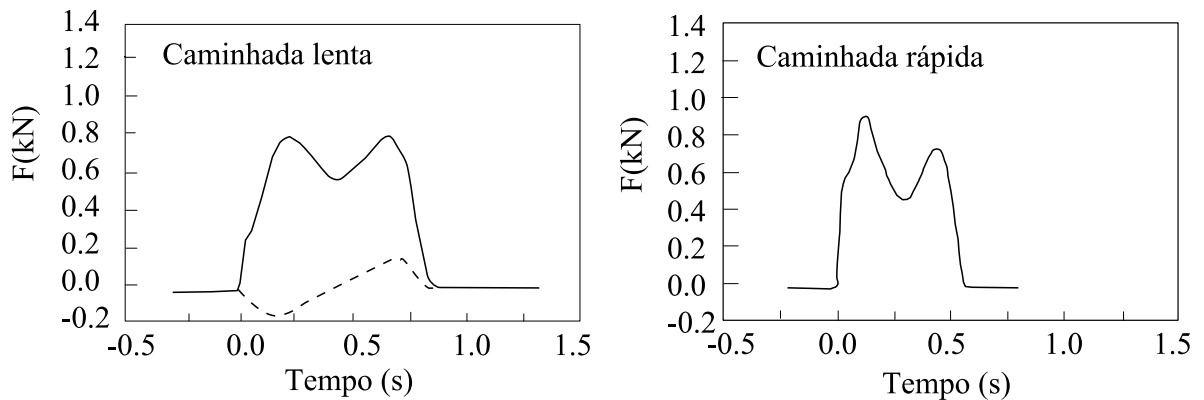


Figura 2.12 – Força de Reação do Solo para caminhada lenta e rápida.

[Adaptada de Cross, 1999].

Galbraith e Barton, 1970, relatam diferenças entre as forças verticais, considerando caminhada normal e corrida. Durante a corrida, tem-se apenas um pico de força, sendo que o peso do indivíduo e a taxa de passos são os principais fatores identificados como amplificadores dos picos da componente de força nesta direção. Durante a caminhada, um pé sempre está em contato com o solo, ainda, existe um período onde ambos os pés estão em contato simultaneamente (sobreposição dos pés direito e esquerdo). Isto ocorre, porque o tempo de contato é maior do que o período de um passo. Enquanto que, durante a corrida, em determinados períodos de tempo, nenhum pé está em contato com o solo, neste caso, o tempo de contato é menor do que o período do passo. Este comparativo pode ser observado na Figura 2.13.

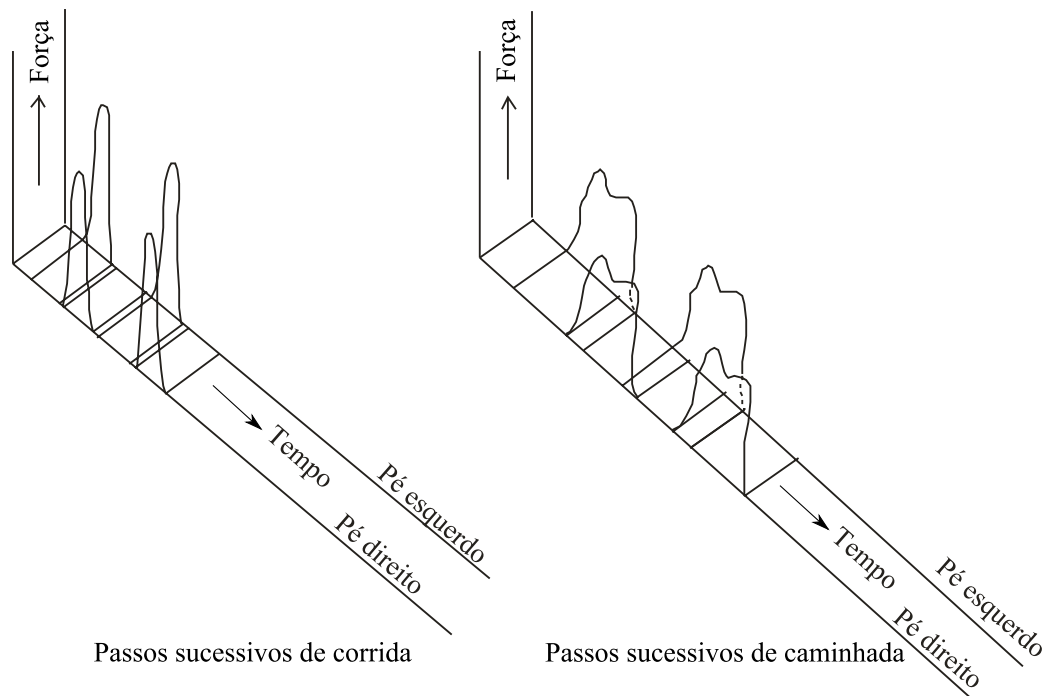


Figura 2.13 – Forças verticais para corrida e caminhada.

[Adaptada de Galbraith e Barton, 1970].

Definições similares às apresentadas anteriormente são propostas por Racic et al., 2008. Os autores afirmam que os parâmetros da marcha humana são tipicamente definidos através de três quantidades espaciais (comprimento da passada, passo e largura do passo) e duas quantidades temporais (velocidade de caminhada e taxa de passos). O comprimento do passo “*step length*” é definido como a distância linear (na direção da caminhada) do calcanhar de um pé até o calcanhar do outro pé. Essa distância varia de pessoa para pessoa. Comprimento da passada “*stride length*” é a distância de dois calcanhares consecutivos do mesmo pé. A taxa de passos ou frequência de passo “*step frequency/pacing rate*” é o principal parâmetro para a caracterização da ação do pedestre, definido como sendo o número de passos dados em um intervalo de tempo de um segundo e, portanto, comumente expressa em Hertz (Hz). Tempo de contato: tempo em que um pé está em contato com o solo.

Neste sentido que Wheeler, 1982, realiza testes experimentais para caracterizar a dependência dos parâmetros da marcha (comprimento do passo, velocidade do movimento, tempo de contato e fator dinâmico de carga) como função da taxa de passos do pedestre. Esta

correlação entre os parâmetros é realizada para os movimentos de caminhada e corrida, conforme indicado na Figura 2.14.

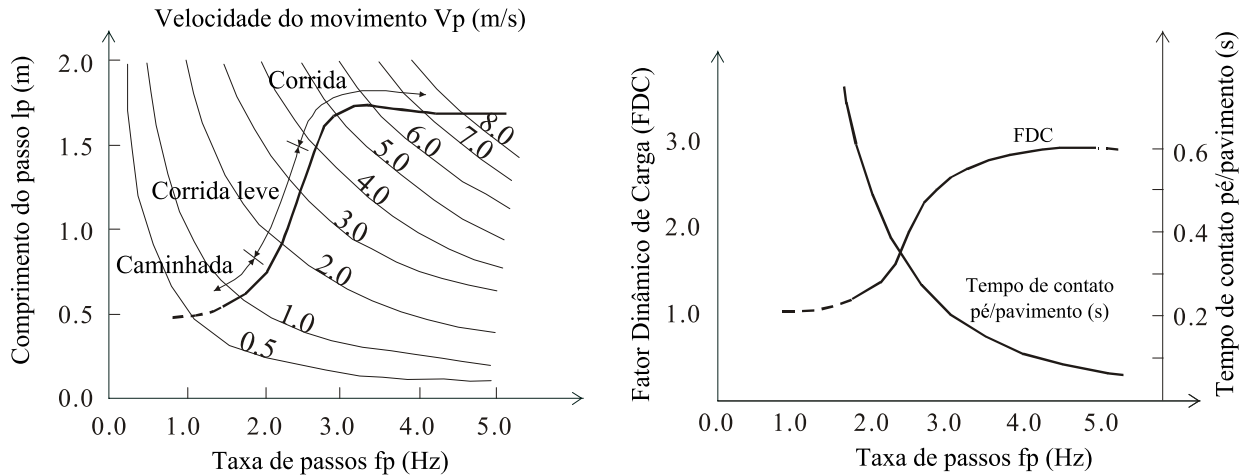


Figura 2.14 – Correlação entre os parâmetros que definem os movimentos de caminhar e correr.

[Adaptada de Wheeler, 1982].

Embora todos os parâmetros apresentem-se de maneira diferente para cada indivíduo, observa-se que o aumento da taxa de passos conduz a um aumento dos picos de força, comprimento do passo e velocidade do indivíduo e um decréscimo do tempo de contato. Em certo instante, não ocorre mais o aumento do comprimento do passo, apenas tem-se um aumento da taxa de passos e velocidade do movimento. O mesmo efeito ocorre quando a taxa de passos aumenta e o tempo de contato permanece inalterado.

Com o objetivo de mensurar uma passada completa, Blanchard et al., 1977 e Silveira Filho, 1997, utilizam esteiras comerciais instrumentadas, enquanto Ebrahimpour et al., 1996, utiliza várias plataformas de forças montadas em série. Deve-se salientar que o uso de pequenas plataformas montadas em série (por exemplo, o modelo comercial da empresa Kistler 9285BA tem dimensões de 400 x 600 mm) faz com que haja probabilidade de que o indivíduo altere os padrões normais da marcha, devido ao posicionamento das plataformas e pode acontecer de algumas medidas serem invalidadas, pois a força do pedestre pode ser aplicada parcialmente em duas plataformas de força contíguas. Os autores consideram que as medições experimentais são próximas a funções periódicas, com o período sendo recíproco à taxa de passos. Somente esforços verticais eram mensurados. Considerando a mensuração de esforços nas três direções e

passadas completas, cita-se o trabalho de Andriacchi et al., 1977. Os resultados são apresentados na Figura 2.15.

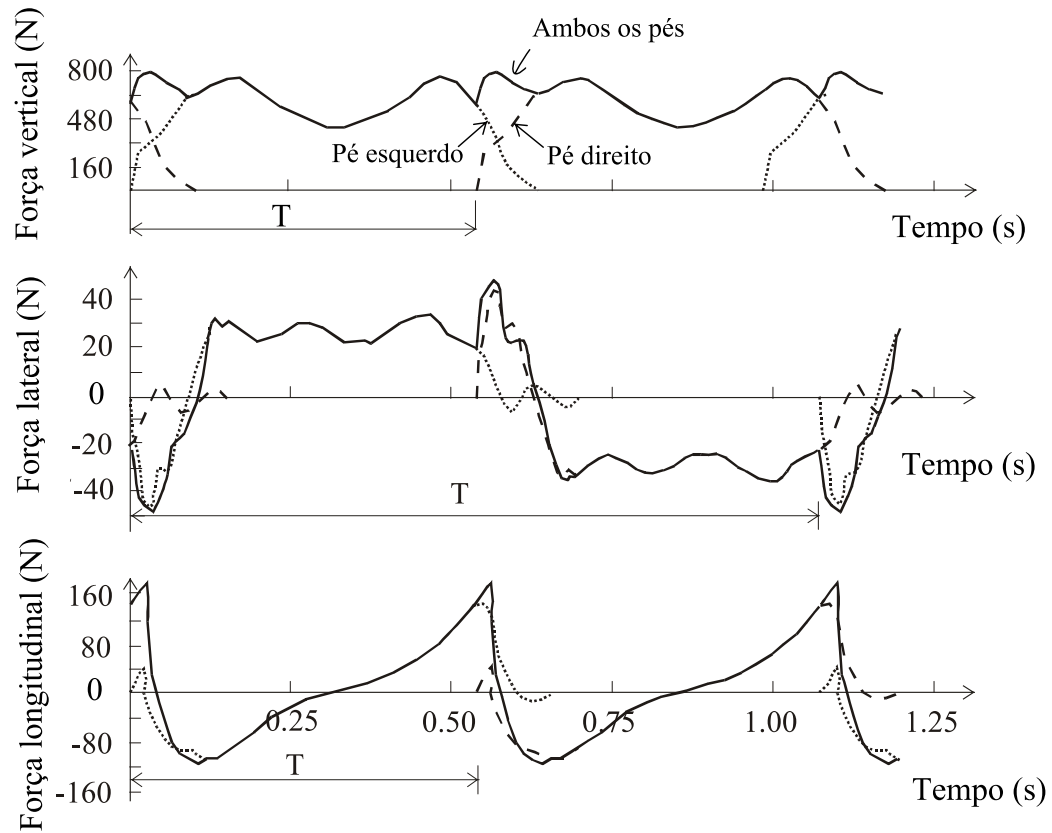


Figura 2.15 – Forças no domínio do tempo de pessoas caminhando: força vertical, lateral e longitudinal. [Adaptada de Zivanovic et al., 2005a].

Diversos estudos são realizados com o objetivo de caracterizar a frequência dos principais tipos de movimentos produzidos por pessoas. A Tabela 2.2 apresenta os resultados de Wheeler, 1982, considerando os valores de velocidade de avanço e comprimento do passo correlacionados com a taxa de passos do indivíduo.

Tabela 2.2 – Frequências típicas de movimentos humanos na direção vertical.

Tipo de Movimento	Taxa de passos (Hz)	Velocidade de avanço (m/s)	Comprimento do passo (m)
Caminhada lenta	~ 1,7	1,1	0,60
Caminhada normal	~ 2,0	1,5	0,75
Caminhada rápida	~ 2,3	2,2	1,00
Corrida lenta	~ 2,5	3,3	1,30
Corrida rápida	> 3,2	5,5	1,75

Fonte: Adaptada de Wheeler, 1982.

Entretanto, alguns autores indicam intervalos e valores médios de frequências. Matsumoto et al., 1978, analisam 505 pessoas, concluindo que as frequências verticais seguiam uma distribuição normal com taxa de passos de 2,0 Hz e desvio padrão de 0,173 Hz. Kerr e Bishop, 2001, analisaram 40 pessoas, obtendo frequência média de 1,9 Hz. Outros autores classificam as frequências em faixas de amplitudes. Bachmann et al., 1995, afirmam que a frequência vertical típica da caminhada humana está compreendida entre 1,6 a 2,4 Hz. Os autores afirmam que muitas passarelas têm frequências dentro dos limites mencionados. Portanto, estas têm um grande potencial para sofrer vibrações excessivas devido à ação de pedestres.

2.3 FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO (FRS)

A Força de Reação do Solo (FRS) é uma força que atua do solo para o corpo que está em contato, representando uma resposta às ações musculares e ao peso corporal transmitido por meio dos pés. Durante a marcha, os dois pés ficam em contato com o piso, simultaneamente, em cerca de $\frac{1}{4}$ do tempo. Os efeitos no centro de massa do corpo resultam da soma das forças de reação que atuam em ambos os pés. Durante os $\frac{3}{4}$ de tempo restantes, apenas a força de reação nesse pé influencia o movimento do centro de massa do corpo [Meglan e Todd, 1994]. A Figura 2.16 ilustra uma curva característica da FRS vertical com dois picos e um vale, membro inferior direito e membro inferior esquerdo respectivamente.

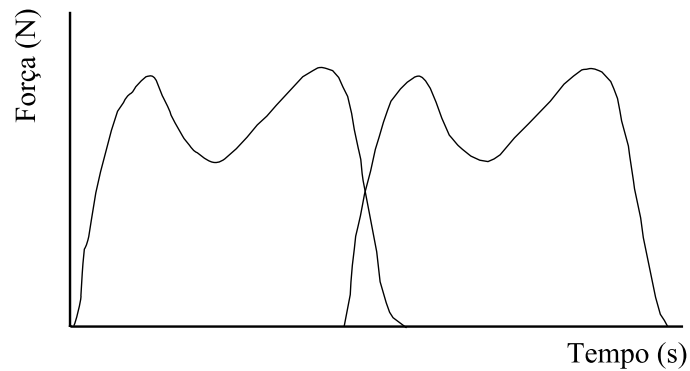


Figura 2.16 – Força de Reação do Solo referente ao membro inferior direito e membro inferior esquerdo para indivíduo caminhando.

Nesta Tese, algumas análises consideram as três componentes de forças que compõem a FRS, no entanto, o objetivo principal de estudo está na componente de maior intensidade, a componente vertical da FRS. Maiores detalhes quanto a este tipo de esforço encontra-se em Toso e Gomes, 2013a; Toso e Gomes, 2013b.

2.4 CARGAS DINÂMICAS INDUZIDAS POR PEDESTRES

Quanto aos modelos analíticos de forças, Zivanovic et al., 2005a, afirmam que, basicamente, dois modelos podem ser encontrados na literatura: modelos no domínio do tempo e modelos no domínio da frequência. Modelos no domínio do tempo podem ser determinísticos ou probabilísticos. Modelos determinísticos estabelecem uma força geral para cada tipo de atividade humana. Modelos probabilísticos consideram que alguns parâmetros da marcha humana podem ser tratados como variáveis aleatórias sendo empregados métodos probabilísticos para determinação das variáveis de interesse. De acordo com Zivanovic et al., 2005a, modelar as forças dinâmicas induzidas por pedestres torna-se um problema, pois não existe um padrão de forças que possam ser aplicadas para todos os pedestres. Pedestres alteram suas forças dinâmicas em função do tempo e do espaço. Essas forças são dependentes de muitos parâmetros (taxa de passos, velocidade de caminhada, tempo de contato, comprimento de passo e passada entre outros). A influência da densidade de pessoas (pedestres/m²) e o grau de sincronização/correlação são variáveis difíceis de serem generalizadas. Como citado na parte introdutória da Tese, estudos mostram que as forças dos pedestres são diferentes em situações de vibrações perceptíveis e não

perceptíveis, pois os pedestres comportam-se de maneira diferente frente a estas situações, alterando seu padrão de marcha.

2.4.1 Modelos de força determinísticos

Quanto aos modelos determinísticos Bachmann et al., 1995; Kala et al., 2009; Ohlsson 1982; Allen et al., 1985, assumem a hipótese de que os dois pés de um indivíduo têm a capacidade de produzir exatamente a mesma força, sendo periódica, representada por uma série de Fourier. Utilizando a Equação 2.1 é possível avaliar as forças dinâmicas verticais do pedestre.

$$F(t) = G + \sum_{i=1}^n G\alpha_i \sin(2\pi i f_p t - \varphi_i) \quad (2.1)$$

Onde: $F(t)$ é a força variando no tempo; G é o peso estático do pedestre (N); α_i é o coeficiente de Fourier do harmônico i -ésimo definido como fator dinâmico de carga; f_p é a taxa de passos (Hz); t é o tempo (s); φ_i é o ângulo de fase do harmônico i th em relação ao primeiro harmônico; i é o número da ordem do harmônico; n é o número total de harmônicos. Normalmente, os primeiros três ou quatro harmônicos são considerados como potencialmente ressonantes e considera-se que uma única força harmônica pode teoricamente causar efeitos ressonantes no modo fundamental de uma passarela. Outro modelo determinístico no domínio do tempo para representar as funções de carregamento para as ações de caminhar e correr é proposto por Wheeler, 1982. Utiliza-se o conceito de função semi-senoidal conforme a Equação 2.2.

$$F(t) = F \operatorname{sen} \frac{\pi t}{ct} \quad (2.2)$$

Onde: $F(t)$ é a função de carregamento variável com o tempo; $F = G$ (peso estático da pessoa) X fator de amplificação da carga; ct é o tempo de contato (entre o pé e o piso). A função de carregamento proposta fica sujeita aos parâmetros das medições experimentais realizada pelo próprio pesquisador conforme Figura 2.14. O peso estático da pessoa normalmente é considerado como sendo de 700 a 800 N (o que obviamente restringe o uso do modelo a pessoas com pesos nesta faixa). Este modelo determinístico é usado na Dissertação de Gomes, 2006, para simular o

carregamento vertical de pessoas caminhando e correndo sob uma passarela. O autor conclui que, através de uma análise de vibrações forçadas, a passarela em estudo apresenta vibrações excessivas e os limites de serviço indicados pela literatura não são atendidos em diversas situações analisadas.

Nos trabalhos de Figueiredo et al., 2008; Mello et al., 2008; Gandomkar et al., 2012, descreve-se quatro modelos de carregamento que são utilizados na investigação das respostas dinâmicas de pisos e passarelas. Modelo de carregamento I: a força dinâmica que representa a caminhada humana é obtida através da Equação 2.3, composta por um único harmônico ressonante da carga, aplicado no ponto de maior amplitude modal da passarela (em $L/2$). Salienta-se que não há uma variação espacial da carga no decorrer do tempo, a mesma é sempre aplicada no meio do vão, o que de fato não acontece durante a caminhada. A frequência de excitação é considerada igual à frequência fundamental da estrutura. Por exemplo, se uma determinada passarela possuir frequência fundamental de 6,0 Hz, o terceiro harmônico de uma caminhada com taxa de passos igual a 2,0 Hz pode provocar o fenômeno de ressonância. Sendo assim, a frequência da carga varia de acordo com a frequência fundamental da estrutura.

$$F(t) = G\alpha_i \cos(2\pi i f_p t) \quad (2.3)$$

Onde: G é o peso estático de uma pessoa igual a 700 N [AISC, 1997]; α_i é o coeficiente dinâmico da força harmônica; i é o harmônico múltiplo da taxa de passo; f_p é a taxa de passos da atividade (Hz); t é o tempo de carregamento (s).

O segundo modelo de carregamento considera uma parcela de carga estática, correspondente ao peso de um indivíduo e uma combinação de forças harmônicas. Novamente, utiliza-se uma série de Fourier e as demais hipóteses do modelo anterior. Nesta proposta, os autores utilizam quatro harmônicos da caminhada do pedestre para geração do carregamento dinâmico. A Equação 2.4 representa este modelo de carregamento.

$$F(t) = G \left[1 + \sum \alpha_i \cos(2\pi i f_p t + \varphi_i) \right] \quad (2.4)$$

As variáveis são as mesmas apresentadas anteriormente no modelo de carga I. A Tabela 2.3 apresenta os valores dos coeficientes dinâmicos (α_i) e dos ângulos de fase (φ) utilizados na Equação 2.4 com o objetivo de obter a função de carregamento que represente o caminhar humano.

Tabela 2.3 – Parâmetros utilizados para obtenção da função de carregamento.

Número do harmônico	Caminhar		
	f_p (Hz)	α_i	φ
1	1,6 - 2,2	0,5	0
2	3,2 - 4,4	0,2	$\pi/2$
3	4,8 - 6,6	0,1	$\pi/2$
4	6,4 - 8,8	0,05	$\pi/2$

Fonte: Figueiredo et al., 2008.

Figueiredo et al., 2008, classifica o terceiro modelo de carregamento como mais realístico. A posição do carregamento dinâmico é alterada de acordo com a posição do pedestre. A função gerada tem uma descrição temporal e espacial. Neste modelo, considera-se o movimento de subida e descida da massa efetiva do corpo humano em cada passada, considerando parâmetros como a distância e a velocidade de passo do pedestre. Estes parâmetros estão diretamente associados com a taxa de passos do indivíduo, sendo descritos por Wheeler, 1982, conforme mostra a Tabela 2.2. Este modelo baseia-se na Equação 2.4 do modelo de carregamento II, sendo variável com o tempo, utilizando os quatro primeiros harmônicos para obter o carregamento dinâmico do pedestre. A carga é aplicada na estrutura a uma dada velocidade, o tempo de aplicação da carga dinâmica depende da distância e da taxa de passos do indivíduo. A metodologia proposta por Figueiredo et al., 2008, considera taxa de passos igual a 2,0 Hz correspondendo a um comprimento de passo de 0,75 m. O período do passo é igual a $1/f_p = 0,5$ s. Os autores afirmam que, caso a malha de elementos finitos possua tamanho igual a 0,25 m, por exemplo, para representar um passo do pedestre, são necessários três cargas: $P1$, $P2$ e $P3$ aplicadas durante $0,5/3 = 0,1667$ s. Sendo que a carga $P1$ é aplicada durante 0,1667 s e no fim

desse período de tempo, $P1$ passa a ser 0 e a carga $P2$ é aplicada por 0,1667 s. Este processo ocorre sucessivamente aplicando o carregamento dinâmico ao longo da estrutura.

O último modelo de carregamento é semelhante ao anterior, porém considera o efeito do impacto transiente do calcanhar do pedestre ao tocar determinada superfície. Este modelo é expresso pela Equação 2.5.

$$F(t) = \begin{cases} \left(\frac{f_{mi}F_m - G}{0,04T} \right) t + G & \text{se } 0 \leq t < 0,04T \\ f_{mi}F_m \left[\frac{C_1(t - 0,04T)}{0,02T} + 1 \right] & \text{se } 0,04T \leq t < 0,06T \\ F_m & \text{se } 0,06T \leq t < 0,15T \\ G + \sum_{i=1}^{nh} G \alpha_i \text{sen}[2\pi i f_p(t + 0,1T) + \varphi_i] & \text{se } 0,15T \leq t < 0,90T \\ 10(G - C_2) \left(\frac{t}{T} - 1 \right) + G & \text{se } 0,90T \leq t \leq T \end{cases} \quad (2.5)$$

Onde: F_m é o valor máximo da série de Fourier obtido pela Equação 2.6:

$$F_m = G \left(1 + \sum_{i=1}^{nh} \alpha_i \right) \quad (2.6)$$

O fator de majoração do impacto do calcanhar (f_{mi}) é a relação entre o valor do pico transiente do calcanhar e o valor máximo da série de Fourier (F_m); C_1 e C_2 são coeficientes obtidos pelas Equações 2.7 e 2.8. Este modelo foi previamente desenvolvido por Varela, 2004.

$$C_1 = \left(\frac{1}{f_{mi}} - 1 \right) \quad (2.7)$$

$$C_2 = \begin{cases} G(1 - \alpha_2) & \text{se } nh = 3 \\ G(1 - \alpha_2 + \alpha_4) & \text{se } nh = 4 \end{cases} \quad (2.8)$$

Neste quarto modelo, tem-se um aumento da carga dinâmica devido ao impacto do calcanhar humano quando comparado com a análise que não considera este efeito. Quanto ao trabalho de Mello et al., 2008, os pesquisadores avaliam a resposta dinâmica de pisos compósitos em termos de aceleração comparando as respostas obtidas com valores limites propostos por órgãos normativos. Neste estudo, o terceiro e quarto modelo de carregamento apresentam valores de aceleração maiores que os valores limites pré-estabelecidos por órgãos normativos [AISC 1997; ISO 2631-2/1989]. Os autores afirmam que estes modelos são mais realísticos, com variações temporais e espaciais.

Nakamura, 2004 e Zuo et al., 2012, apresentam modelos de força similares. Zuo et al., 2012, afirmam que os modelos numéricos existentes possuem limitações, como por exemplo, tratar o pedestre apenas como uma fonte de excitação não permite simular a influência do impacto do pedestre nas propriedades dinâmicas da passarela. No modelo, os autores assumem que a interação não linear entre o pedestre e a estrutura pode ser negligenciada, considera-se o amortecimento do sistema como sendo viscoso e que não existem acoplamentos entre os modos de vibração da passarela. A Equação 2.9 representa o movimento de uma passarela sujeita ao fluxo de pedestres.

$$(M_b + M_p)\ddot{q}_b(t) + C_{bp}\dot{q}_b(t) + K_{bp}q_b(t) = F_p(t) \quad (2.9)$$

Onde: M_b e M_p é a massa modal da passarela e a massa adicionada pelos pedestres respectivamente; C_{bp} é o coeficiente de amortecimento; K_{bp} é a rigidez modal do sistema pedestre/estrutura; q_b , \dot{q}_b e \ddot{q}_b é o deslocamento, velocidade e aceleração da estrutura respectivamente; $F_p(t)$ é a força devido ao carregamento do pedestre. Os parâmetros anteriores dependem da massa adicionada pelo pedestre bem como da densidade de ocupação dos mesmos sobre a estrutura. A força generalizada do carregamento do pedestre aplicado à estrutura é expressa pela Equação 2.10.

$$F_p(t) = F_0 \cos(\omega_n t) \quad (2.10)$$

Onde: F_0 é a amplitude da força a qual é definida pela Equação 2.11:

$$F_0 = k_1 k_2 m g \int_0^L \phi(x) dx \quad (2.11)$$

Sendo que k_1 e k_2 representam a razão da força aplicada na passarela na direção de interesse pelo peso do pedestre e a taxa de sincronização das passadas do pedestre com a vibração da estrutura; $\phi(x)$ é um modo de vibração de interesse da passarela; m é a massa do pedestre por unidade de comprimento; L é o comprimento da passarela. A frequência natural não amortecida de vibração da estrutura é definida pela Equação 2.12.

$$\omega_n = \sqrt{k_{bp}/(M_b + M_p)} \quad (2.12)$$

Os autores afirmam que quando a vibração da passarela atinge um valor auto limitante, a energia que está sendo introduzida pelo carregamento do pedestre é a mesma energia que está sendo dissipada pelo amortecimento do sistema, isto significa que os termos de inércia e rigidez da Equação 2.9 anulam-se, resultando na Equação 2.13.

$$C_{bp} \dot{q}_b(t) = k_1 k_2 m g \int_0^L \phi(x) dx \cos(\omega_n t) \quad (2.13)$$

Após introduzir o conceito de razão de amortecimento crítico (ζ_{bp}) e realizar simplificações matemáticas, obtêm-se a Equação 2.14 que fornece a amplitude de vibração da passarela quando ocupada por pedestres.

$$u_0(x) = \phi(x) k_1 k_2 \left(\frac{1}{2\zeta_{bp}} \right) \left(\frac{m g \int_0^L \phi(x) dx}{K_{bp}} \right) \quad (2.14)$$

Os autores afirmam que esta formulação é válida para avaliar níveis de vibrações estruturais em todas as direções, uma vez que, para se obter esta equação nenhuma hipótese quanto à direção de vibração foi assumida. Resultados das simulações numéricas aproximam-se dos dados mensurados experimentalmente. Salienta-se que Zuo et al., 2012, utilizam os dados de

outros pesquisadores [Nakamura, 2004; Bachmann e Ammann, 1987; Yazdani et al., 2000] para obter os resultados numéricos (taxa de sincronização, razão de amortecimento entre outros). Os dados experimentais revelam ainda a sensibilidade da passarela devido à sincronização das passadas dos pedestres com a vibração da estrutura. Outra conclusão é que a massa adicionada pelos pedestres altera as frequências da passarela, sendo estas alterações dependentes da sincronização dos pedestres.

2.4.2 Modelos de força probabilísticos

O uso de uma aproximação probabilística fundamenta-se no fato de que uma pessoa nunca produzirá exatamente o mesmo histórico de forças no tempo. Aleatoriedades devem ser consideradas com o objetivo de obter estimativas confiáveis da força de um grupo de pessoas, a partir de combinações de um único pedestre. Neste sentido que Ebrahimpour et al., 1996, avaliam a força dinâmica vertical de um grupo de pedestres. Como resultado, a pesquisa sugere um Fator Dinâmico de Carga (FDC) para o primeiro harmônico da força de caminhada (direção vertical) em função do número de pessoas e da taxa de passos dos indivíduos. Os valores dos FDC's propostos para o primeiro harmônico variam de 0,18 a 0,5, enquanto que a taxa de passos considerada é de 1,5 a 2,5 Hz. Os autores relatam que embora 100 pessoas tivessem participado dos testes experimentais, não foi considerado o fato de que em situações de multidão, o pedestre frequentemente altera seu padrão de marcha de acordo com o movimento de outros pedestres. Este efeito é dependente da densidade de pessoas e deve ser verificado em trabalhos futuros.

2.4.3 Modelos biodinâmicos

Kim et al., 2008, realizam uma análise dinâmica numérica e experimental para investigar o comportamento de uma passarela (frequência fundamental de 1,88 Hz), considerando os efeitos da dinâmica de pedestres. Cada pedestre é representado como um sistema biodinâmico com massa equivalente, rigidez e amortecimento (utiliza-se um modelo de corpo humano simples com dois graus de liberdade de acordo com a norma ISO 5982/1981). Os autores observam diferenças nas respostas da estrutura considerando o modelo de força (representado pela série de Fourier) e o modelo biodinâmico para a ação do pedestre. A Figura 2.17 mostra que a aceleração estrutural

vertical máxima utilizando o modelo biodinâmico é cerca de três vezes maior do que o valor do modelo de força. Estes resultados consideram um único pedestre cruzando a passarela.

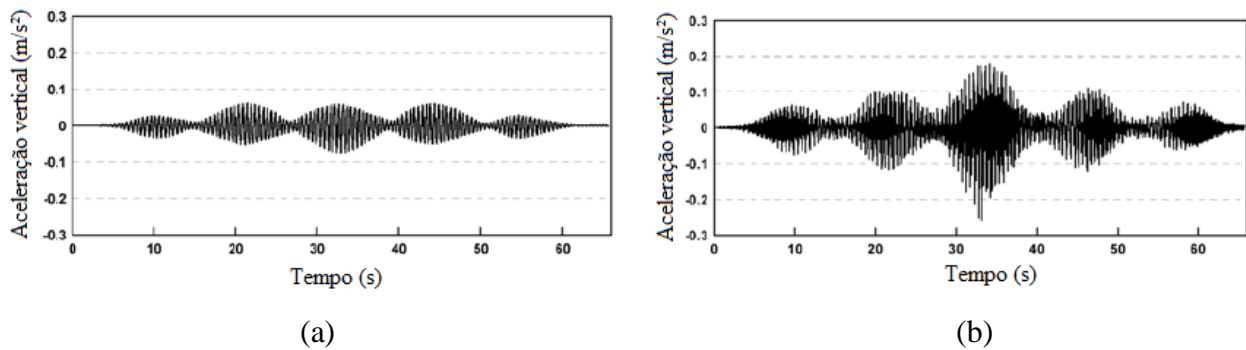


Figura 2.17 – Aceleração vertical: (a) modelo de força; (b) modelo biodinâmico.

[Adaptada de Kim et al., 2008].

Os autores concluem que a resposta do modelo de força no domínio do tempo apresenta valores de aceleração subestimados, se comparados com o modelo biodinâmico, uma vez que a interação pedestre/estrutura não é considerada. Como conclusão, os autores afirmam que passarelas devem ser analisadas utilizando modelos biodinâmicos, pois esta metodologia proporciona resultados mais próximos das mensurações experimentais. Um estudo similar, mas com resultados diferentes é apresentado por Miyamori et al., 2001. O objetivo é desenvolver um modelo com três graus de liberdade em conjunto com um modelo de força para representar a dinâmica na direção vertical de um pedestre. Os autores definem os parâmetros de massa modal, rigidez e amortecimento do modelo do indivíduo através de várias travessias individuais em uma passarela de pedestres. Como resultados, tem-se uma pequena diminuição na resposta em termos de aceleração que este modelo oferece em relação aos modelos de força utilizados largamente nestas situações.

Caprani et al., 2011 e Archbold et al., 2011, afirmam que existem duas abordagens principais condizentes com órgãos normativos a respeito das vibrações induzidas por pedestres em passarelas. A primeira é garantir que a frequência fundamental de uma passarela esteja distante da frequência de caminhada típica de pedestres. A segunda abordagem é limitar os valores de aceleração estrutural para níveis inferiores dos valores estabelecidos como aceitáveis. Ambas as pesquisas utilizam a segunda aproximação para considerar os efeitos de modelos

biodinâmicos. Os pesquisadores propõem um modelo composto de massa, mola e amortecedor para representar um único pedestre agindo sobre uma estrutura. Os resultados deste modelo são comparados com um modelo de força harmônica variando no tempo. Em ambas as análises considera-se apenas o primeiro harmônico de força da série de Fourier. A passarela usada no modelo é uma viga simplesmente apoiada. A estrutura é projetada para ser potencialmente sujeita a vibrações quando em uso, frente à taxa de passos do pedestre. O objetivo é verificar a sensibilidade dos modelos numéricos em termos de aceleração vertical no meio do vão da passarela. Os parâmetros de entrada do modelo são a massa do pedestre, comprimento do passo, taxa de passos, rigidez e amortecimento do pedestre. Os autores destacam que, de todas as variáveis consideradas, a taxa de passos do pedestre tem maior influência na resposta de vibração de uma estrutura em comparação com os demais parâmetros observados. Os pesquisadores concluem que ambos os modelos (força e biodinâmico) apresentam respostas similares para passarelas com frequência natural distante da taxa de passos do pedestre, considerando indivíduos com valores de massa abaixo de 100 kg. Porém, considerando baixos valores de rigidez e maiores valores de massa do pedestre, verifica-se que o modelo biodinâmico fornece uma resposta menor em termos de aceleração se comparado com o modelo de força. Essa diferença é mais significativa para passarelas com valores de frequência fundamental próximo à taxa de passos do pedestre. Ambas as pesquisas concluem que passarelas com frequências naturais distantes da taxa de passos típica dos pedestres (1,8 – 2,2 Hz) podem ser avaliadas com o modelo de força. No entanto, dentro desta faixa de frequências, o modelo de força é conservativo, sendo o modelo biodinâmico mais indicado para este tipo de análise.

Posteriormente, Caprani et al., 2012b, prosseguem com as investigações em modelos biodinâmicos. A resposta de aceleração vertical de uma estrutura é avaliada utilizando três modelos: *i*) modelo de força; *ii*) modelo de massa e *iii*) modelo biodinâmico. Avalia-se também a influência da massa adicional (por exemplo: pedestre com massa de 80 kg e outro pedestre com massa de 64 kg carregando massa adicional de 16 kg) nos resultados de aceleração estrutural. Os autores projetam uma passarela de madeira (simplesmente apoiada, 8 m de comprimento e 0,7 m de largura) na qual a frequência fundamental vertical da estrutura está dentro da faixa de frequências da caminhada humana (considerando harmônicos superiores). Segundo Caprani et al., 2012b, o modelo de força movendo-se não considera qualquer mudança nas propriedades modais da estrutura devido à presença dos pedestres, assim como o efeito da massa do pedestre. Essas

deficiências são superadas com o uso do modelo de massa movendo-se sobre a estrutura na qual considera-se a mudança nas propriedades modais e efeitos de inércia da massa do pedestre. No entanto, este modelo assume que ocorre a mesma deflexão do centro de massa do pedestre e a superfície da passarela. Isto não é correto de acordo com estudos da locomoção humana [Racic et al., 2008]. O modelo biodinâmico considera estas diferenças entre as deflexões. A Figura 2.18 é um esquema representativo dos três modelos numéricos propostos pelos pesquisadores.

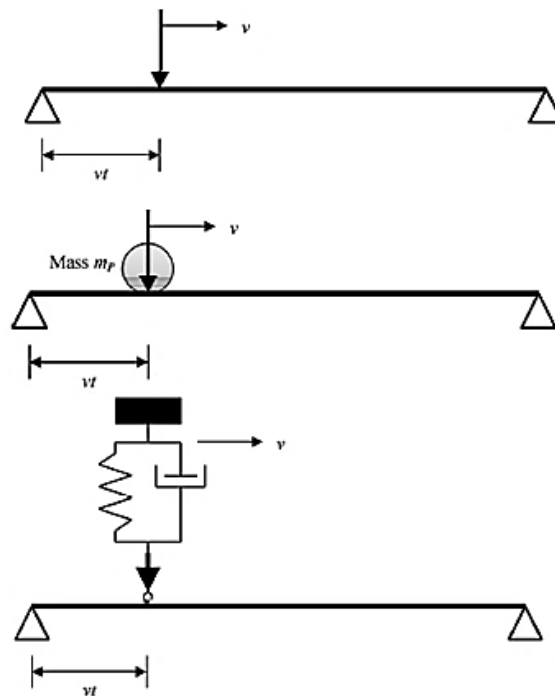


Figura 2.18 – Modelos numéricos: força, massa e biodinâmico respectivamente.

[Adaptada de Caprani et al., 2012b].

Quanto aos resultados, observa-se que os modelos numéricos superestimam os valores de aceleração mensurados experimentalmente na passarela. Os níveis de aceleração estrutural (vertical) medidos experimentalmente são diferentes: o pedestre carregando massa adicional não fornece a mesma resposta (aceleração) que um pedestre que tenha a mesma massa total. Os dois pedestres participantes evidenciaram dificuldades em manter a taxa de passos controlada durante a caminhada, este fato fez com que os mesmos alterassem a marcha natural com o objetivo de manter a taxa de passos que era controlada com o uso de um metrônomo. Os modelos teóricos

não consideram tais adaptações sendo esta uma das possíveis causas de tais divergências nos valores de acelerações.

Neste contexto, Griffin, 2004, afirma que o corpo humano é um sistema mecânico complexo com massa, amortecimento e rigidez. Desta forma, existe uma grande variabilidade entre indivíduos na percepção de vibrações. Além disso, a mesma pessoa é susceptível a reagir de forma diferente quando sujeita ao mesmo tipo de vibração, causando uma variabilidade interindividual. Para analisar a interação entre pedestres e estruturas, esta Tese utiliza um modelo biodinâmico de um grau de liberdade que representa a caminhada vertical de pedestres. A descrição deste modelo será realizada em seções subsequentes.

2.5 FATOR DINÂMICO DE CARGA (FDC)

O Fator Dinâmico de Carga (FDC) é a razão entre a amplitude da força dinâmica da componente de um harmônico particular pelo peso estático do pedestre. Vários pesquisadores propuseram quantificar estes valores: Blanchard et al., 1977, indicam um modelo simples de força de caminhada considerando o fenômeno de ressonância. Utiliza-se um FDC de 0,257 considerando o primeiro harmônico, para um pedestre com peso estático de 700N. Este FDC é indicado para passarelas com frequência fundamental estrutural de até 4,0 Hz. Para frequências naturais compreendidas entre 4,0 e 5,0 Hz, utilizam-se fatores de redução em virtude das baixas amplitudes de forças do segundo harmônico. Segundo os autores, esta faixa de frequência não pode ser excitada pelo primeiro harmônico de caminhada.

Bachmann e Ammann, 1987, recomendam valores de FDC's para as direções vertical, lateral e longitudinal. Para o primeiro harmônico na direção vertical esses valores são compreendidos entre 0,4 e 0,5. Para o segundo e terceiro harmônicos indica-se um FDC de 0,1 considerando a taxa de passos próxima a 2,0 Hz. Yoneda, 2002, apresenta uma função para a determinação dos FDC's para caminhada e corrida, considerando a taxa de passos e a velocidade de caminhada, conforme a Figura 2.19.

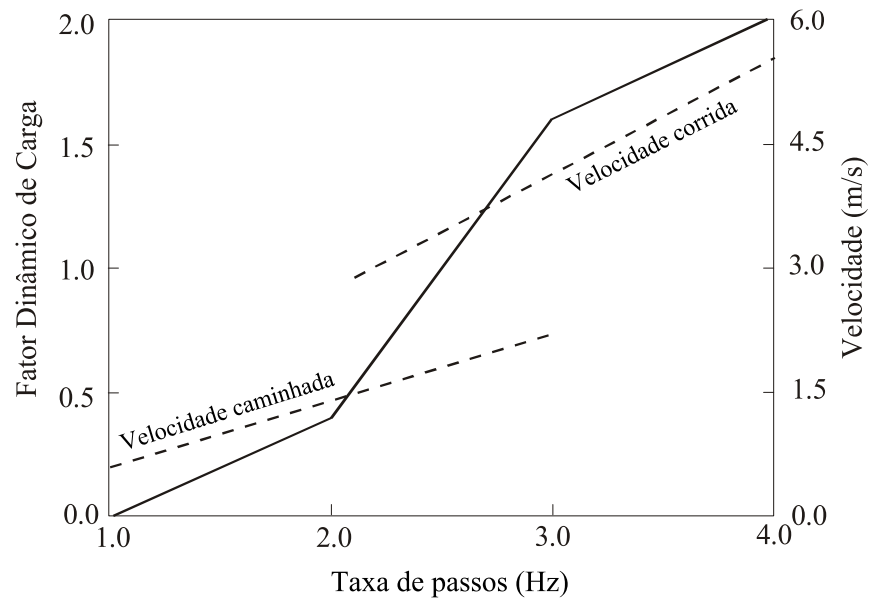


Figura 2.19 – FDC's e velocidade do pedestre como uma função da taxa de passos.

[Adaptada de Yoneda, 2002].

Rainer et al., 1988, avaliam o Fator Dinâmico de Carga (FDC) para situações de pedestres caminhando, correndo e pulando na direção vertical. Os resultados da Figura 2.20 referem-se a um único indivíduo caminhando normalmente, considerando os quatro primeiros harmônicos da caminhada. Os autores concluem que os FDC's dependem fortemente da taxa de passos do pedestre.

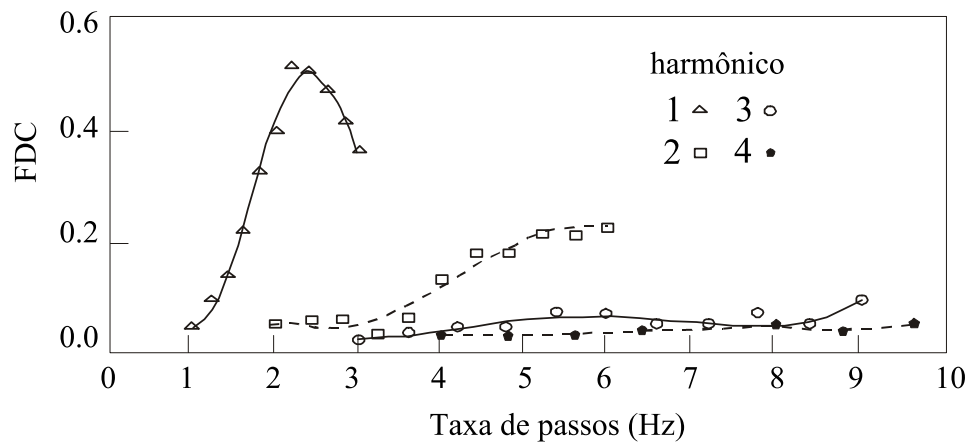


Figura 2.20 – FDC's para os primeiros quatro harmônicos da caminhada.

[Adaptada de Rainer et al., 1988].

Young, 2001, propõe Fatores Dinâmicos de Carga (FDC's) para os primeiros quatro harmônicos correlacionados com a taxa de passos (f_P) do pedestre; considera-se que esta varia de 1,0 até 2,8 Hz. Esta função é expressa pela Equação 2.15.

$$\begin{aligned}
 \alpha_1 &= 0,41(f_P - 0,95) \leq 0,56; & f_P &= 1 \sim 2,8 \text{ Hz} \\
 \alpha_2 &= 0,069 + 0,0056f_P; & f_P &= 2 \sim 5,6 \text{ Hz} \\
 \alpha_3 &= 0,033 + 0,0064f_P; & f_P &= 3 \sim 8,4 \text{ Hz} \\
 \alpha_4 &= 0,013 + 0,0065f_P; & f_P &= 4 \sim 11,2 \text{ Hz}
 \end{aligned}
 \tag{2.15}$$

Pimentel, 1997, utiliza duas passarelas para fazer investigações analíticas e experimentais, sendo que os FDC's encontrados são valores menores se comparados com os relatos da literatura. O autor sugere que as forças oriundas de pedestres em estruturas reais são diferentes das mensurações realizadas em superfícies rígidas (que são os resultados das pesquisas citadas anteriormente), concluindo que existe uma interação entre os pedestres e estruturas com baixas frequências, como por exemplo, passarelas.

2.6 NORMAS PARA PROJETO DE PASSARELAS DE PEDESTRES

Esta Seção aborda o problema de vibrações em passarelas segundo Normas Técnicas, Guias Nacionais e Internacionais. São abordados de maneira sucinta os critérios de alguns órgãos normativos e resultados de pesquisadores, considerando faixas de frequências naturais a serem evitadas, limites de acelerações estruturais, limites de conforto para pedestres entre outros.

2.6.1 Norma NBR 6118 - Projeto de estruturas de concreto

A norma NBR 6118/2003, especifica uma faixa de frequências denominada “crítica” compreendida entre 1,6 a 4,5 Hz. A norma recomenda que para garantir o comportamento satisfatório de estruturas sujeitas a vibrações, deve-se afastar o máximo possível a frequência própria da estrutura (f) da frequência crítica (f_{crit}) que depende da destinação da respectiva edificação, conforme Equação 2.16.

$$f > 1,2f_{crit} \quad (2.16)$$

De acordo com a norma, o comportamento de estruturas sujeitas a ações dinâmicas cíclicas que originam vibrações pode ser modificado por meio de alterações em fatores como: ações dinâmicas, frequência natural e aumento das características de amortecimento. A norma cita ainda que, em casos especiais, deve-se realizar uma análise dinâmica mais acurada conforme estabelecido em normas internacionais.

2.6.2 Norma NBR 7188 - Carga móvel em ponte rodoviária e passarela de pedestre

A norma NBR 7188/2013, define passarela como “toda e qualquer estrutura destinada a permitir a transposição, por pedestres, de um obstáculo natural ou artificial” e carga móvel como “sistema de cargas representativo dos valores característicos dos carregamentos provenientes do tráfego a que a estrutura está sujeita em serviço”. Passarelas de pedestres são classificadas em classe única, onde a carga móvel é uma carga uniformemente distribuída com valor de 5 kN/m², não majorada pelo coeficiente de impacto. Desta forma, a norma realiza uma análise estática equivalente, desprezando os efeitos dinâmicos do pedestre.

2.6.3 Norma NBR 8800 - Projeto de estruturas de aço e de estruturas mistas de aço e concreto de edifícios

A norma NBR 8800/2008, apresenta algumas vantagens frente às normas previamente citadas, embora seja bastante limitada. O anexo L (vibrações em pisos) afirma que “o uso de estruturas de pisos com vãos grandes e amortecimento reduzido pode resultar em vibrações que causem desconforto durante as atividades humanas normais ou causar prejuízo ao funcionamento de equipamentos”. Afirma ainda que, em nenhum caso a frequência natural da estrutura do piso pode ser inferior a 3 Hz. O item L.2 recomenda que “o problema de vibração em pisos deve ser considerado no projeto de estrutura por meio de análise dinâmica, considerando-se ao menos: *i*) as características e a natureza das excitações dinâmicas, como por exemplo, as decorrentes do caminhar das pessoas e de atividades rítmicas; *ii*) os critérios de aceitação para conforto humano em função do uso e ocupação das áreas do piso; *iii*) a frequência natural da estrutura do piso; *iv*) a

razão de amortecimento modal; ν) os pesos efetivos do piso. Somente a norma brasileira NBR 8800/2008, recomenda tratar o problema de vibração em pisos por meio de análise dinâmica que necessariamente deverá considerar as características da excitação e os parâmetros de rigidez, amortecimento e massa da estrutura. Porém, a referida norma não apresenta especificações exclusivas aplicadas a passarelas de pedestre. Por outro lado, existem órgãos normativos e regulamentações internacionais que apresentam mais detalhes, informando valores limites, faixas de frequências e picos de aceleração de passarelas. Alguns destes órgãos normativos são apresentadas no tópico seguinte.

2.6.4 Norma BS 5400 – *British Standards*

Uma das primeiras tentativas de avaliar a interação pedestre/estrutura foi proposta pela norma britânica BS-5400/1978, na qual utiliza os estudos previamente realizados por Blanchard et al., 1977. O objetivo é verificar os níveis de frequência de vibração vertical ($f_{vertical}$) de uma estrutura utilizando um único pedestre como fonte de excitação. A norma informa que a frequência fundamental na direção vertical de uma passarela não deve ser menor ou igual a 5 Hz. Caso a frequência fundamental seja menor que este valor, a aceleração limite na direção vertical (a_{vert}) em qualquer parte da estrutura deverá ser limitada segundo a Equação 2.17.

$$a_{lim} = 0,5\sqrt{f_{vert}} \quad (2.17)$$

Esta norma apresenta um método simplificado de acordo com a Equação 2.18 para avaliar a aceleração na direção vertical (a) usual para passarelas simplesmente apoiadas ou contínuas de um, dois, ou três vãos, simétricas e que tenham seção transversal constante.

$$a = \omega_1^2 y_s k \psi \quad (2.18)$$

Onde: $\omega_1 = 2\pi f$ é a frequência fundamental da passarela na direção vertical; y_s é a deflexão estática no meio do vão devido ao peso de um único pedestre; k refere-se a um fator de configuração que depende do número de vãos da passarela; ψ é o fator de resposta dinâmica que considera o comprimento do vão e o amortecimento estrutural. Os últimos dois parâmetros são

obtidos numericamente e são plotados em um ábaco. Para estruturas mais complexas, o valor de aceleração na direção vertical pode ser calculado assumindo que o carregamento dinâmico $F(t)$ do pedestre com uma velocidade constante (v_{vert}) é harmônico ao longo da passarela na direção vertical de acordo com as Equações 2.19 e 2.20.

$$F(t) = 180 \text{ sen}(2\pi f_{vert} t) \quad (2.19)$$

$$v_{vert} = 0,9 f_{vert} \quad (2.20)$$

Onde: f_{vert} é a frequência fundamental da passarela na direção vertical; t é o tempo de duração do carregamento (s). A Equação 2.19 utiliza o FDC proposto por Blanchard et al., 1977, referente ao primeiro harmônico de caminhada ($0,257 \times 700 \text{ N} = 180 \text{ N}$ onde o peso do pedestre é 700 N).

2.6.5 Norma OHBDC – *Ontario Highway Bridge Design Code*

A norma canadense OHBDC, 1991, recomenda que a aceleração máxima na direção vertical ($a_{m\acute{a}x.}$) seja verificada caso a frequência fundamental vertical da estrutura ($f_{vert.}$) seja menor que 4,0 Hz, de acordo com a Equação 2.21.

$$a_{m\acute{a}x.} = 0,25 f_{vert.}^{0,78} \quad (2.21)$$

Este valor de aceleração máxima é semelhante ao valor proposto pela norma britânica BS 5400/1978, porém com amplitudes mais conservadoras.

2.6.6 Norma ISO 10137 – *International Organization for Standardization*

A norma ISO 10137/2007, avalia os critérios aceitáveis de vibrações baseando-se nos limites de aceleração RMS (*root mean square*). A norma recomenda a verificação do critério de aceleração máxima para: *i*) um pedestre parado no meio do vão, enquanto outro caminha ao

longo da passarela; *ii*) fluxo médio de pedestres caminhando sobre a passarela; *iii*) fluxo grande de pedestres caminhando sobre a estrutura; *iv*) casos excepcionais de eventos festivos ou coreográficos. Esta norma sugere dimensionar passarelas utilizando curvas básicas para vibrações na direção vertical, transversal e longitudinal. A Figura 2.21 apresenta os valores limites de aceleração vertical (RMS) que devem ser majorados por um fator igual a 60. Considerando que o pedestre está parado sobre a estrutura esse fator de majoração deverá ser de 30. Zivanovic et al., 2005a, afirmam que isso ocorre pois pessoas em posições estáticas são mais sensíveis a perceber vibrações do que as pessoas caminhando.

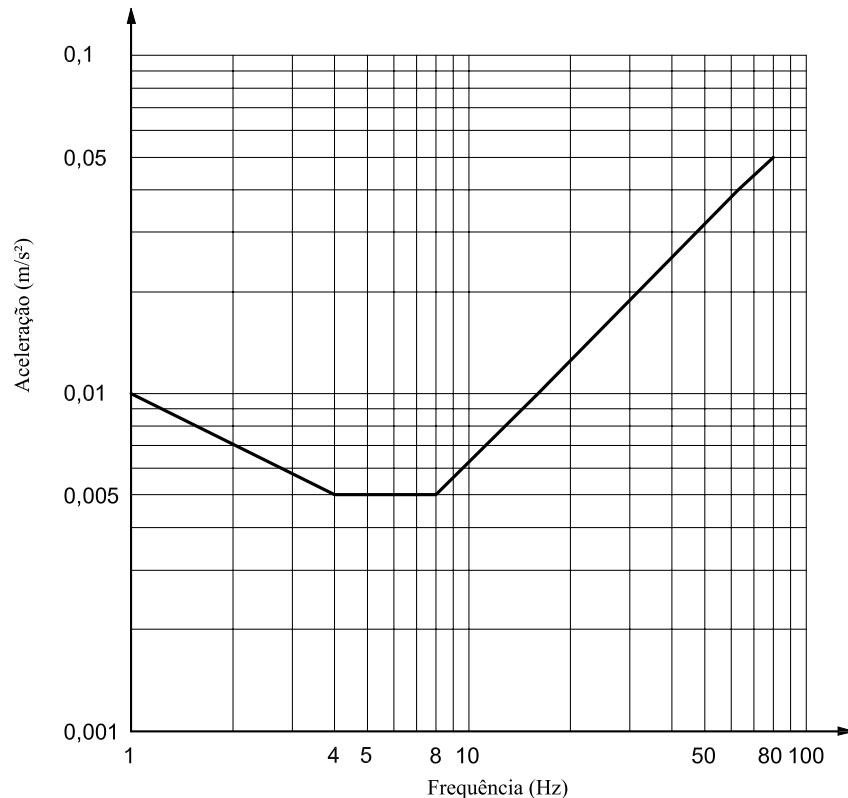


Figura 2.21 – Curva base para limites de aceleração vertical. [ISO 10137/2007].

2.6.7 Norma Eurocode 5 – *European Committee for Standardization*

A norma europeia Eurocode 5/1997, fornece recomendações para projetos estruturais com o objetivo de definir critérios de conforto para usuários em termos de aceleração máxima. A

aceleração vertical ($a_{vert.máx}$) deverá satisfazer os seguintes critérios propostos pela Equação 2.22.

$$a_{vert.máx} = 0,7 \text{ m/s}^2 \text{ para } f_{vert.} < 5 \text{ Hz} \quad (2.22)$$

Onde: $f_{vert.}$ corresponde à frequência fundamental vertical da passarela. A norma fornece ainda, uma metodologia simplificada baseada na hipótese de que a taxa de passos do pedestre corresponde à frequência fundamental vertical ($f_{vert.}$) da passarela ou à metade desse valor. Tem-se uma expressão para avaliar a aceleração de passarelas frente a um pequeno grupo de pedestres relacionando à massa total da passarela, densidade, área da seção transversal, vãos da estrutura, taxa de amortecimento, número de passos necessários para cruzar a passarela e um fator de configuração ($k_{vert.}$) relacionado à frequência fundamental da estrutura. Para passarelas sujeitas a um fluxo maior de pedestres utiliza-se a Equação 2.23.

$$a_{vert.máx} = 0,027 \text{ l b } a_{vert.} k_{vert.} \quad (2.23)$$

Onde: l é o vão livre da passarela (m); b é a largura da passarela (m); $a_{vert.}$ corresponde à aceleração vertical da estrutura.

2.6.8 Acelerações em passarelas: observações gerais

Alam e Amin, 2010, afirmam que as passarelas atuais têm sido projetadas com grandes vãos, sendo cada vez mais leves, causando um aumento de flexibilidade no seu comportamento dinâmico. Como consequência desta nova metodologia de projeto, tem-se um decréscimo de massa e rigidez estrutural, resultando em baixas frequências naturais, como consequência, estas estruturas tornam-se sensíveis a carregamentos dinâmicos impostos por pedestre, ventos ou terremotos. Neste contexto, os pesquisadores relatam que os atuais códigos de projeto e regulamentações não satisfazem todas as exigências necessárias para realizar o projeto adequado deste tipo de estrutura. Valores de acelerações verticais apresentam divergências quanto a limites, enquanto que limites de acelerações horizontais muitas vezes são negligenciados. Os autores avaliam duas passarelas utilizando o método dos elementos finitos (aplicando-se os modelos de carregamento indicados pelas normas) e comparam-se os valores de acelerações e frequências naturais com os valores fornecidos pelos seguintes órgãos normativos: BS 5400/1978; ISO

10137/2007; Bro 2004. Como resultado, os autores apresentam valores de níveis de aceleração que são classificados como inaceitáveis frente às propostas de órgãos normativos [ISO 10137/2007 e Bro 2004]. Para finalizar a pesquisa, os autores afirmam que as forças induzidas por pedestres não são perfeitamente periódicas; assim, estas hipóteses utilizadas pelos órgãos normativos devem ser reavaliadas. Por estas razões, as atuais normas e procedimentos de projetos devem ser usados com cuidado.

Wheeler, 1980, realiza simulações numéricas e medições experimentais em 21 passarelas, considerando um único pedestre caminhando com diversas taxas de passos. Este modelo apresenta algumas vantagens frente ao modelo proposto por Blanchard et al., 1977, pois considera que o fator dinâmico de carga (FDC) depende da taxa de passos do pedestre. O modelo baseia-se em um único grau de liberdade, com massa modal, amortecimento e rigidez. O fator de amplificação dinâmica (Φ) considera o movimento da força e seu tempo de duração, sendo dependente do amortecimento estrutural e do número de ciclos de força necessários para atravessar a passarela. O pico vertical de aceleração modal é fornecido pela Equação 2.24.

$$a = \frac{\alpha G}{m} \Phi \quad (2.24)$$

Onde: m é a massa modal; G é o peso do pedestre; α é o fator dinâmico de carga (FDC). Os resultados analíticos apresentam boa concordância com as medições experimentais realizadas. Destaca-se que a expressão proposta é válida somente para passarelas com um vão.

Pimentel e Fernandes, 2002, avaliam o pico de aceleração modal de passarelas com até dois vãos utilizando a Equação 2.25.

$$a_{m\acute{a}x} = \omega_0^2 y_s \alpha_i \Omega_d k_a \quad (2.25)$$

Sendo: ω_0 a frequência fundamental da passarela; y_s é a deflexão estática devido ao peso do pedestre; α_i o FDC do harmônico ressonante; Ω_d é um fator de amplificação dinâmica e k_a é um coeficiente obtido numericamente para passarelas com dois vãos frente a passarelas com um vão. Pimentel, 1997, objetivou comparar os limites de vibrações estabelecidos pelas normas BS 5400/1978; *Ontario Highway Bridge Design Code*, 1983; Kobori e Kajikawa, 1974 e ISO,

10137/1992. Os resultados indicam que a norma BS 5400/1978 permite maiores níveis de vibrações, conforme pode ser visualizado na Figura 2.22. Quando necessário, os níveis de aceleração RMS devem ser convertidos para valores máximos de aceleração, possibilitando a realização de comparações entre os órgãos normativos.

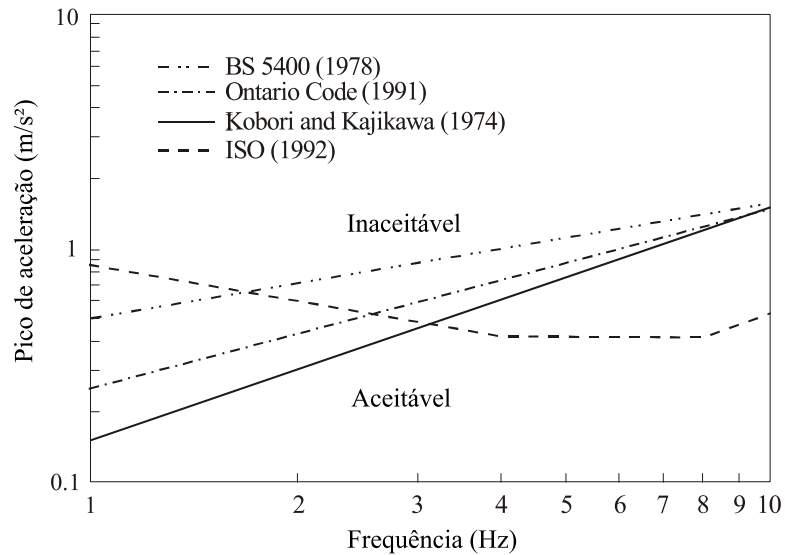


Figura 2.22 – Comparativo entre critérios normativos quanto a acelerações verticais.

[Adaptada de Pimentel, 1997].

Zivanovic et al., 2005a, indicam a necessidade de que os órgãos normativos passem por atualizações, pois com as novas tendências de projetos estruturais, uso de novas técnicas numéricas, não é justificável que um órgão normativo permaneça restrito somente a uma simples equação para avaliar níveis e limites de acelerações estruturais. Os autores citam diversos órgãos normativos [*Ontario Highway Bridge Design Code*; BS 5400; *Canadian Highway Bridge Design Code*; *Eurocode 5*; entre outros] e afirmam que alguns códigos recomendam evitar a faixa típica de frequências ressonantes considerando o primeiro ou o segundo harmônico da caminhada humana. A maioria dos órgãos normativos não consideram todos os aspectos que influenciam nas vibrações induzidas por humanos como, por exemplo, vibrações nas direções horizontal, lateral e vertical. Não consideram grupos de pessoas ou situações de multidão. Os autores indicam a necessidade de uma melhor compreensão do fenômeno de interação pedestre/estrutura, sugerindo revisões e atualizações bem como uma atenção especial ao utilizar os critérios de projeto estabelecidos pelos órgãos normativos.

2.7 REDES NEURAIIS ARTIFICIAIS

Esta Seção apresenta uma breve introdução sobre os conceitos da teoria de redes neurais artificiais (RNAs), pois em etapas subsequentes do trabalho esta metodologia será utilizada. Após, dá-se ênfase ao treinamento de redes do tipo perceptron de múltiplas camadas (MLP - *multilayer perceptron*) e ao algoritmo *back-propagation*. O MLP é a arquitetura de rede neural artificial mais utilizada. De acordo com Haykin, 2001, este tipo de rede tem sido aplicado com sucesso em uma variedade de problemas de processamento de informações, incluindo classificação de padrões, aproximação de funções e previsão de séries temporais. Na etapa seguinte apresentam-se as funções de ativação. Por fim, é apresentada uma breve revisão bibliográfica indicando as potencialidades e aplicabilidades de RNAs para calibração de dispositivos. Nesta Tese, em todas as análises utilizando RNAs foram empregados redes do tipo MLP e o algoritmo de treinamento *back-propagation*.

2.7.1 Redes Neurais Artificiais: conceitos teóricos

Redes Neurais Artificiais (RNAs) são sistemas computacionais estruturados numa aproximação à computação baseada em ligações. Nós simples (neurônios, processadores ou unidades) são interligados para formar uma rede de nós. A inspiração original para essa técnica advém da rede das estruturas do cérebro, em particular, da rede de neurônios. Segundo Haykin, 2001, um neurônio é uma unidade de processamento de informação que é fundamental para a operação de uma rede neural artificial. Braga, 2007, complementa que uma rede neural artificial é um processador paralelo e distribuído, constituído de unidades de processamento (neurônios) que processam funções matemáticas quaisquer a fim de armazenar conhecimento e utilizá-lo. A estrutura destes sistemas é disposta em camadas interligadas através de conexões. Associadas às conexões, encontram-se os pesos, os quais são os responsáveis pelo conhecimento armazenado na rede e pelas forças das conexões. Os neurônios de uma RNA devem estar conectados entre si, estes são dispostos em camadas, neurônios de uma mesma camada normalmente se comportam da mesma maneira. A disposição dos neurônios nas camadas e o padrão de conexão entre estas definem a arquitetura da rede neural artificial.

As RNAs têm a capacidade de aprender através de uma fase chamada de aprendizagem. Trata-se de fornecer dados como entrada para a RNA e informar qual é a saída (resposta) esperada. A habilidade de aprender é uma das propriedades mais importantes das redes neurais artificiais, pois isso melhora o desempenho da rede. Trata-se de um processo iterativo de ajustes aplicado a seus pesos, sendo chamada de fase de treinamento. A RNA se baseia nos dados treinados para extrair um modelo geral para o padrão do comportamento presente nos dados de treinamento. De acordo com Haykin, 2001, todo o conhecimento de uma rede neural está armazenado nas sinapses, ou seja, nos pesos atribuídos às conexões entre os neurônios. De 50 a 90% do total de dados devem ser separados para o treinamento da rede neural artificial, dados estes escolhidos aleatoriamente, a fim de que a rede “aprenda” as regras e não “decore” exemplos. O restante dos dados somente serão apresentados à rede neural na fase de testes, a fim de que ela possa “deduzir” corretamente o inter-relacionamento entre os dados.

Os benefícios das redes neurais artificiais se evidenciam na sua habilidade para executar computação distribuída e na sua generalização. A generalização se refere à capacidade de apresentar saídas coerentes para entradas que não estavam presentes durante o treinamento (aprendizagem). Além disso, as RNAs possuem outras potencialidades, tais como: capacidade de trabalhar com problemas não lineares, adaptabilidade (habilidade de se ajustar a novas informações) e tolerância a falhas, possuindo capacidade de oferecer boas respostas mesmo com falta de informação [Haykin, 2001]. As redes neurais artificiais podem ser classificadas de acordo com a arquitetura em que foram implementadas (padrão de conexões entre unidades), topologia, características de seus nós, regras de treinamento (método de determinação dos pesos das conexões), tipos de modelos e funções de ativação. Usualmente, utiliza-se também a classificação que leva em conta o número de camadas: *i*) camada de entrada, onde os padrões são apresentados à rede; *ii*) camadas intermediárias, onde é realizada a maior parte do processamento, através das conexões ponderadas; *iii*) camada de saída, onde o resultado final é processado e apresentado. Em geral, quanto maior e mais heterogêneo o conjunto de dados do treinamento, maior será a capacidade de generalização da rede.

2.7.2 Modelo de um neurônio

Haykin, 2001, apresenta o modelo de um neurônio que forma a base para o projeto de RNAs. Este modelo é apresentado na Figura 2.23.

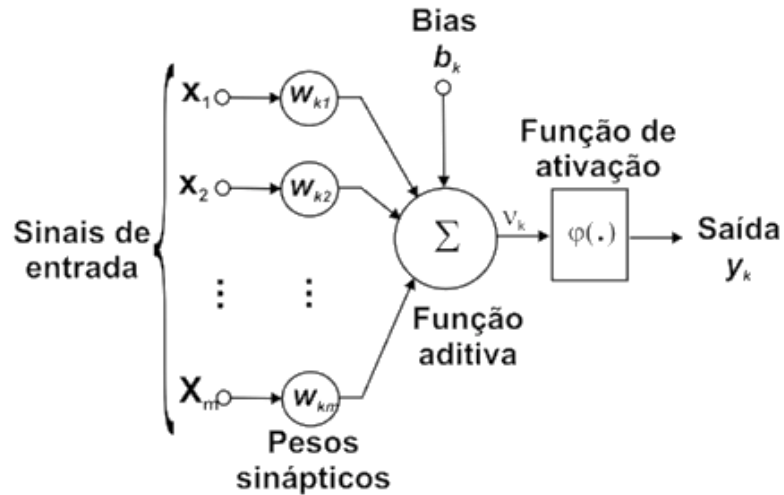


Figura 2.23 – Modelo não linear de um neurônio. [Haykin, 2001].

O modelo é composto por: *i*) um conjunto de sinapses, cada uma caracterizada por um peso. O sinal x_j na entrada da sinapse j conectada ao neurônio k é multiplicado pelo peso sináptico W_{kj} . O primeiro índice se refere ao neurônio em questão e o segundo refere-se ao terminal de entrada da sinapse à qual o peso se refere; *ii*) somador dos sinais de entrada, ponderado pelas respectivas sinapses do neurônio; *iii*) uma função de ativação para restringir a amplitude de saída do neurônio. O modelo inclui ainda o *bias* (b_k) aplicado externamente, este tem o efeito de aumentar ou diminuir a entrada líquida (NET) da função de ativação [Haykin, 2001].

Em termos matemáticos, descreve-se o neurônio k através das Equações 2.26 e 2.27.

$$u_k = \sum_{j=1}^m W_{kj} x_j \quad (2.26)$$

$$y_k = \varphi^a(u_k + b_k) \quad (2.27)$$

Onde: x_1, x_2, \dots, x_n são os sinais de entrada da rede; $W_{k1}, W_{k2}, \dots, W_{kn}$ são os pesos sinápticos do neurônio k ; u_k é a saída do combinador linear devido aos sinais de entrada; b_k é o bias; φ^a é a função de ativação e y_k é o sinal de saída do neurônio.

2.7.3 Redes neurais artificiais perceptrons de múltiplas camadas

Redes neurais artificiais do tipo perceptrons de múltiplas camadas (MLP - *multilayer perceptron*) são os modelos de redes mais utilizados e conhecidos. Tipicamente, esta arquitetura consiste em um conjunto de unidades sensoriais que formam uma camada de entrada, uma ou mais camadas intermediárias (ou escondidas) de unidades computacionais e uma camada de saída. As redes do tipo MLP tem sido utilizadas com sucesso para a solução de vários problemas envolvendo altos níveis de não linearidade. Seu treinamento é do tipo supervisionado e utiliza o algoritmo de retropropagação do erro (*back-propagation*). Este algoritmo é baseado na regra de aprendizagem que “corrige” o erro durante o treinamento através da atualização e modificação dos pesos sinápticos [Haykin, 2001].

Existem dois tipos de treinamento, o supervisionado e o não-supervisionado. Similar ao processo de aprendizagem real, onde o ser humano necessita de informações prévias de um determinado assunto para analisar situações e tomar decisões, o treinamento supervisionado baseia-se no ajuste dos pesos da RNA através de padrões de entradas pré-estabelecidos (*inputs*). Este processo ocorre até a rede apresentar uma saída desejada (*target*). Já o treinamento não-supervisionado, realiza o ajuste dos pesos da RNA considerando apenas os padrões de entrada. A Figura 2.24 apresenta uma arquitetura de redes neurais artificiais do tipo MLP com duas camadas intermediárias. A rede possui todas as conexões, o que significa que um neurônio em qualquer camada da rede está conectado a todas as outras unidades (neurônios) na camada anterior. O fluxo de sinais através da rede é realizado positivamente, da esquerda para a direita, camada a camada.

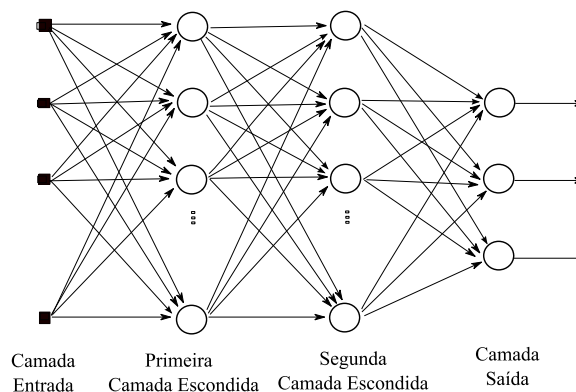


Figura 2.24 – Arquitetura MLP com duas camadas intermediárias.

A camada de entrada geralmente é composta por neurônios sensoriais, unidades que não modificam os sinais externos. Esta camada é utilizada para receber os dados de entrada da rede e não realiza nenhum tipo de processamento. O número de neurônios nessa camada corresponde ao vetor de entrada da rede. A camada de saída tem a função de armazenar as respostas obtidas pela RNA. Além disso, esta camada pode proporcionar não linearidade. O número de neurônios nessa camada corresponde ao vetor de saída da rede. As camadas intermediárias são todas aquelas que não fazem parte da entrada e nem da saída. Cada unidade intermediária ou de saída é responsável por duas tarefas: *i*) calcular o sinal na saída da unidade, sendo geralmente expresso como função não linear do sinal de entrada e pesos sinápticos associados; *ii*) calcular a estimativa instantânea do vetor gradiente, que é necessário para a retropropagação do erro através da rede.

2.7.4 Algoritmo de treinamento *back-propagation*

Uma rede neural artificial conta com inúmeros algoritmos para reconhecimento de padrões e treinamentos: Kohonen, Perceptron, Adaline (*adaptive linear element*), Hopfield, *Back-propagation* entre outros, cada um com suas especificidades. O algoritmo de treinamento mais amplamente utilizado é o *back-propagation*. A razão para a popularidade é sua facilidade de uso. O algoritmo foi proposto por Rumelhart et al., 1986 e baseia-se no ajuste de pesos através do erro quadrático dos neurônios da camada de saída da rede neural. Este erro é então propagado no sentido inverso, da camada de saída para a camada de entrada, e as variações dos pesos determinadas, por exemplo, através do método do gradiente descendente. Neste algoritmo a saída da rede é comparada com a saída desejada, o que gera um valor de erro. Este valor é utilizado para realimentação da rede e resultará no ajuste dos pesos sinápticos de cada camada num sentido oposto à propagação dos sinais de treinamento. Assim, o erro calculado de uma camada será usado para ajustar os pesos da camada anterior até que a primeira camada seja ajustada. O processo é repetido um determinado número de vezes para cada padrão de dados durante o treinamento até que o erro total da saída tenha convergido para um valor mínimo predefinido.

De acordo com Haykin, 2001, o processo de retropropagação do erro é constituído de duas fases: uma fase de propagação do sinal funcional (*feedforward*) e uma fase de retropropagação do erro (*back-propagation*). Na fase positiva, os vetores de dados são aplicados às unidades de entrada, e seu efeito se propaga pela rede, camada a camada. Finalmente, um

conjunto de saídas é produzido como resposta da rede. Durante a fase positiva, os pesos das conexões são mantidos fixos. Na retropropagação do erro, os pesos são ajustados de acordo com uma regra de correção do erro. Especificamente, a resposta da rede em um instante de tempo é subtraída da saída desejada (*target*) para produzir o sinal de erro.

2.7.5 Funções de ativação

A função de ativação (fornece o valor da saída de um neurônio) representa o efeito que a entrada interna e o estado atual de ativação exercem na definição do próximo estado de ativação da unidade. Geralmente define-se o estado de ativação como uma função algébrica da entrada interna atual, independente de valores passados do estado de ativação ou mesmo da entrada interna. Normalmente, esta função é monotonicamente não-decrescente e apresenta um tipo de não linearidade associada ao efeito da saturação. O modelo de cada unidade da rede pode incluir uma não linearidade na sua saída. Esta não linearidade deve ser suave, ou seja, diferenciável. Diferenciabilidade é a única exigência que a função de ativação deve satisfazer [Haykin, 2001]. As funções de ativação mais utilizadas na prática são a função sigmóide logística, função tangente hiperbólica e função tangente sigmóide, dependendo das características dos dados. A função linear (*purelin*) é comumente utilizada nas unidades que compõe a camada de saída de redes do tipo MLP. Esta função simplesmente repete o sinal que entra no neurônio na sua saída, podendo amplificá-lo ou atenuá-lo de forma linear. A função logística (*logsig*) possui intervalo de variação entre 0 e 1. Quando é desejável que a função de ativação varie de -1 a +1, assumindo uma forma anti-simétrica em relação à origem utiliza-se, geralmente, a função tangente sigmóide (*tansig*).

2.7.6 Rede Neurais artificiais aplicadas na calibração de dispositivos

Yasin e White, 1999, apresentam um procedimento baseado em redes neurais artificiais (RNAs) atuando como um filtro para prever os valores finais de sistemas de pesagem. A metodologia é utilizada em tempo real e os resultados mostram previsões precisas do valor final da mensuração de forças dinâmicas. Céspedes, 2002, Vasquez e Fonseca, 2006, aplicam RNAs para calibrar células de carga instrumentadas com *strain gauges*. A RNA é utilizada como uma

ferramenta de interpolação, apresentando como entrada a tensão de referência da ponte de Wheatstone e como saída, utiliza-se diretamente o valor da força que gera a deformação na célula de carga. Céspedes, 2002, apresenta resultados satisfatórios utilizando uma rede *feedforward* com uma arquitetura de 5-3-1 treinada com o algoritmo *back-propagation*. Realiza-se a separação do conjunto de dados a fim de validar e treinar a RNA. Os resultados indicam um erro médio quadrático em torno de 6 %. Os autores concluem que o uso de RNAs apresentam-se como uma boa metodologia para calibrar um instrumento, equipamento ou um sistema que opera com condições de entrada variável.

Kohle et al., 1997, utilizam plataformas de forças para gravar os dados de força de reação do solo de pedestres. Os autores afirmam que utilizando dados brutos e redes neurais artificiais é possível identificar funcionamento fora de padrões normais da marcha humana. Zijian, 2005, Rocha e Mendez, 2008, sugerem RNAs para compensar os efeitos de linearidade e temperatura em células de carga. É possível melhorar a acurácia do transdutor utilizando esta técnica de calibração. A rede neural artificial era basicamente uma rede plana única em que a necessidade de camada escondida foi removida, utilizando apenas uma camada com uma expansão funcional do padrão de entrada. Rocha e Mendez, 2008, relatam que a precisão da célula de carga atingiu os requisitos para a classe de precisão C10 da OIML R60, 2000. Reis et al., 2005 e Barbosa et al., 2008, utilizam dois procedimentos para relacionar as leituras de células de carga às cargas aerodinâmicas: ajuste de curvas (mínimos quadrados) e RNAs do tipo MLP. O objetivo é diminuir a soma do erro quadrático (SSE) na predição das cargas aerodinâmicas a partir de resultados mensurados com células de carga em um túnel de vento. Observa-se que para um baixo número de neurônios na camada oculta ($n < 14$), a estimativa das cargas aerodinâmicas por regressão é superior em comparação ao desempenho da RNA. Porém, com o aumento do número de neurônios da camada oculta, ocorre uma melhora significativa dos resultados utilizando RNAs, conduzindo a menores valores de incerteza em comparação com o ajuste polinomial.

A força de reação do solo (FRS) durante a corrida é analisada por Billing et al., 2006. Os autores investigam o potencial de RNAs e modelos de regressão linear múltipla para estimar as três componentes da FRS. Ainda na área da biomecânica, Betker et al., 2003, sugerem uma rede neural *feedforward back-propagation* para estimar a trajetória do centro de massa (COM) no plano sagital. Os dados de entrada da RNA são obtidos utilizando uma plataforma de forças (modelo AMTI OR-6). A rede neural possui duas camadas: a primeira camada, ou camada oculta

possui função de ativação tangente sigmóide; a segunda camada ou camada de saída possui uma função de ativação linear. A utilização de RNAs indicam resultados promissores para obter estimativas do COM em aplicações clínicas. Recentemente, Choi et al., 2013, avaliaram a marcha humana utilizando plataformas de forças, câmeras e marcadores passivos ópticos para prever os movimentos das articulações por meio do método da dinâmica inversa. O objetivo é sugerir um método para prever a FRS que ocorre em planos complexos durante movimentos assimétricos na fase de apoio duplo da caminhada de pedestres. Este estudo utiliza uma RNA *feedforward* com uma camada de entrada, uma camada oculta e uma camada de saída. A rede neural é treinada com o algoritmo *back-propagation* e utiliza função de transferência tangente sigmóide entre as camadas. Choi et al., 2013, consideram a componente vertical da FRS como a mais importante neste tipo de análise, esta componente apresentou excelentes resultados em comparação com as medições experimentais indicando coeficientes de correlação de 0,99.

De um modo geral, as aplicações previamente citadas mostram as vantagens em utilizar uma metodologia inteligente para lidar com as incertezas nas medições de parâmetros cinéticos/cinemáticos que podem ser realizadas, por exemplo, por meio de RNAs agindo como um filtro inteligente aplicado aos dados brutos, a fim de representar a incerteza aleatória, atuando como uma ferramenta de regressão não linear geral para considerar os erros sistemáticos. O uso de RNAs nos artigos revisados também revelou um grande potencial para resolver problemas de ajuste de curvas não lineares. Esta tem sido a principal razão para a investigação de seu uso nesta Tese. A metodologia utilizando redes neurais artificiais apresenta-se como um método substituto frente às técnicas tradicionais de calibração, na qual sugere uma redução das incertezas nas medições realizadas.

2.8 ATUALIZAÇÃO DE MODELOS NUMÉRICOS

Esta Seção apresenta uma breve introdução de alguns conceitos sobre atualização de modelos numéricos. Posteriormente, duas técnicas de otimização estrutural são apresentadas: Método da Sensibilidade (SM) e Otimização por Enxame de Partículas (PSO).

O principal objetivo da atualização de um modelo de Elementos Finitos (EF) é minimizar as diferenças entre resultados numéricos e experimentais. Esta tarefa pode ser tratada como um problema de otimização que pode ser resolvido de diferentes maneiras (por exemplo, usando

métodos heurísticos, determinísticos, híbridos entre outros). Zivanovic et al., 2007a afirmam que o processo de atualização pode ser usado, por exemplo, para produzir resultados mais confiáveis em análises dinâmicas futuras. Normalmente, o processo de atualização minimiza as diferenças entre o modelo de elementos finitos e propriedades modais identificadas experimentalmente. Esta prática é realizada alterando alguns parâmetros do modelo, definidos como incertos e que têm potencial para influenciar nas propriedades modais da estrutura.

Normalmente, em uma etapa inicial, o processo de atualização do modelo consiste em um ajuste manual dos parâmetros de interesse (processo de tentativa e erro, baseado em critérios de engenharia). Nesta etapa, é possível analisar o efeito que cada parâmetro pode ter no comportamento dinâmico de todo o sistema. Mas esta tarefa torna-se difícil, sendo necessário dispendiar muito tempo para obter bons resultados. Assim, uma atualização do modelo de forma automática, utilizando algum software ou método específico é necessária. Este processo é mais rápido, sendo possível atualizar diversas variáveis simultaneamente, considerando inúmeros parâmetros incertos. Uma das dificuldades encontradas durante atualização do modelo é a escolha dos parâmetros que deverão ser alterados. Durante a modelagem de uma estrutura, é geralmente esperado que o modelo de elementos finitos apresente incertezas, tais como: rigidez de suportes, efeitos de elementos não estruturais, folgas, propriedades dos materiais, incertezas na geometria estrutural, representação imprecisa das condições de contorno, entre outras. Essas incertezas podem influenciar nos resultados de uma análise dinâmica futura. Estes fatores aumentam a necessidade da verificação de modelos de elementos finitos de passarelas após a sua construção. Assim, o principal objetivo da atualização do modelo é o de melhorar os parâmetros incertos, obtendo-se um modelo de elementos finitos com representações mais próximas da realidade.

2.8.1 Método da Sensibilidade (SM)

O Método da Sensibilidade (SM) é uma técnica utilizada para atualização de modelos de elementos finitos que se baseia nos gradientes das diferenças entre as respostas previstas e medidas. Este método de otimização atualiza os parâmetros incertos, a fim de minimizar o erro da função de custo. Uma descrição detalhada do método encontra-se em Mottershead et al., 2011. Os autores indicam que este método baseia-se na linearização entre os resultados mensuráveis, por exemplo, frequências naturais, modos de vibração e os parâmetros do modelo na qual

necessitam de correção. Neste método, a variável $\{\boldsymbol{\theta}\}$ é o vetor dos parâmetros desconhecidos: $\{\boldsymbol{\theta}\} = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_{np})^T$ com dimensão igual ao número de parâmetros desconhecidos (np). O vetor dos parâmetros de saída mensurados é representado por $\{\mathbf{z}^m\} = (z_1^m, z_2^m, \dots, z_{no}^m)^T$, com dimensão igual ao número dos parâmetros de saída medidos (no). O vetor dos parâmetros de saída preditos é representado por $\{\mathbf{z}^p\} = (z_1^p, z_2^p, \dots, z_{no}^p)^T = f(\mathbf{x}^m, \boldsymbol{\theta})\mathbf{z}^p$. O resíduo (diferenças entre resultados medidos e preditos) é definido na iteração i th utilizando a Equação 2.28:

$$\{\delta\mathbf{z}\} = \{\mathbf{z}^m\} - \{\mathbf{z}^p\} \quad (2.28)$$

Usando a equação anterior e truncando a expansão de Taylor a uma primeira ordem, obtêm-se a Equação 2.29 [Mottershead et al., 2011]:

$$\{\boldsymbol{\theta}\} = \{\boldsymbol{\theta}_o\} + \left. \frac{\{\partial\mathbf{z}\}}{\{\partial\boldsymbol{\theta}\}} \right|_{\boldsymbol{\theta}_o} \{\partial\boldsymbol{\theta}\} \cong \{\boldsymbol{\theta}_o\} + [\mathbf{S}]\{\delta\boldsymbol{\theta}\} \text{ que é válido para pequenas variações } \{\delta\boldsymbol{\theta}\}. \quad (2.29)$$

De acordo com Zivanovic et al., 2007b, na formulação do Método da Sensibilidade, as respostas experimentais são expressas como uma função de respostas analíticas e uma matriz de sensibilidade $[\mathbf{S}]$, fornecida pela Equação 2.30:

$$[\mathbf{S}] = \begin{bmatrix} \frac{\{\partial\mathbf{z}_1\}}{\{\partial\boldsymbol{\theta}_1\}} & \dots & \frac{\{\partial\mathbf{z}_1\}}{\{\partial\boldsymbol{\theta}_{np}\}} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\{\partial\mathbf{z}_{no}\}}{\{\partial\boldsymbol{\theta}_1\}} & \dots & \frac{\{\partial\mathbf{z}_{no}\}}{\{\partial\boldsymbol{\theta}_{np}\}} \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

Neste contexto, a Equação 2.29 pode ser escrita como um vetor da função de erro, de acordo com a Equação 2.31:

$$\{\boldsymbol{\varepsilon}\} = \{\delta\mathbf{z}\} - [\mathbf{S}]\{\delta\boldsymbol{\theta}\} \quad (2.31)$$

Para considerar os casos onde é difícil obter uma solução convergente por causa de uma matriz de sensibilidade mal condicionada, que é um problema central da atualização do modelo

de elementos finitos [Ahmadian et al, 1998] pode-se minimizar a função de custo com base nos erros ao quadrado, adicionando um termo de regularização, de acordo com a Equação 2.32:

$$\{J(\boldsymbol{\theta})\} = \{\boldsymbol{\varepsilon}^T\}[\mathbf{W}_\varepsilon]\{\boldsymbol{\varepsilon}\} + \lambda^2\{\delta\boldsymbol{\theta}^T\}[\mathbf{W}_\theta]\{\delta\boldsymbol{\theta}\} \quad (2.32)$$

Onde: $[\mathbf{W}_\varepsilon]$ e $[\mathbf{W}_\theta]$ são matrizes diagonais de ponderação que consideram os erros medidos e os parâmetros preditos. Neste caso, λ é o fator de regularização escolhido para melhorar o problema do mal condicionamento devido à quantidade de dados experimentais disponíveis. Pode-se minimizar a função custo anterior (a minimização desta função irá maximizar a concordância entre dados analíticos e experimentais) utilizando uma aproximação de primeira ordem e obter um parâmetro recorrente atualizado, tal como definido na Equação 2.33:

$$\{\boldsymbol{\theta}_{j+1}\} = \{\boldsymbol{\theta}_j\} + [\mathbf{S}_j^T]([\mathbf{S}_j][\mathbf{W}_{\varepsilon\varepsilon}][\mathbf{S}_j^T] + \lambda^2[\mathbf{W}_{\theta\theta}])^{-1}[\mathbf{S}_j^T][\mathbf{W}_{\varepsilon\varepsilon}](\{\mathbf{z}^m\} - \{\mathbf{z}^p\}\{\boldsymbol{\theta}_j\}) \quad (2.33)$$

Nesta Tese, na atualização do modelo a função objetivo minimiza as diferenças entre frequências numéricas e experimentais da passarela de Brasília.

2.8.2 Otimização por Enxame de Partículas (PSO)

O algoritmo de otimização por enxame de partículas (*Particles Swarm Optimization*) é uma técnica de otimização estocástica desenvolvida por Kennedy e Eberhart, 1995, inspirado no comportamento social de bandos de pássaros. O termo partícula simboliza os pássaros e representa as possíveis soluções do problema a ser resolvido. Uma das razões para escolha de tal algoritmo é a habilidade para lidar com funções objetivo que podem não ser bem comportadas, com mínimos locais. A região percorrida pelos pássaros é equivalente ao espaço de busca. Considerando problemas de otimização estrutural, o espaço de busca é dado pela função objetivo do problema. Neste algoritmo, a posição e velocidade são parâmetros que guiam a direção de busca de cada partícula ao longo do processo iterativo. Cada partícula representa uma solução potencial para o problema e a medida desta potencialidade é sua função de custo. Para que as partículas sempre se aproximem do ponto ótimo, ao invés de se perderem e não alcançá-lo

enquanto estiverem percorrendo a função objetivo, utiliza-se uma função de aptidão *fitness*, usada para avaliar o desempenho de cada partícula, informando às outras partículas o quão boa é a sua posição. O termo *lbest* indica a experiência ou conhecimento de cada partícula, representada pela melhor solução encontrada individualmente e gravada para uso em etapas posteriores. O responsável por representar o conhecimento do enxame como um todo, sendo a melhor solução encontrada até então por algum dos indivíduos que formam o enxame é representado por *gbest*.

A atualização da velocidade da partícula *i* no tempo $t(v_{i,j}(t + 1))$ no espaço de busca *n* dimensional, leva em conta a sua distância atual para a melhor posição já encontrada pela mesma partícula $[c_1 r_1 (x_{lbest_{i,j}}(t) - x_{i,j}(t))]$ e a distância da sua posição atual à melhor posição encontrada pelo enxame $[c_2 r_2 (x_{gbest_j}(t) - x_{i,j}(t))]$. Estes vetores são ponderados pelos fatores $c_1 r_1$ e $c_2 r_2$ (descritos a seguir). Conhecendo as informações da partícula e do enxame, o algoritmo atualiza as posições e velocidades durante as iterações, utilizando as Equações 2.34; 2.35 e 2.36:

$$v_{i,j}(t + 1) = \chi [w v_{i,j}(t) + c_1 r_1 (x_{lbest_{i,j}}(t) - x_{i,j}(t)) + c_2 r_2 (x_{gbest_j}(t) - x_{i,j}(t))] \quad (2.34)$$

$$x_{i,j}(t + 1) = x_{i,j}(t) + v_{i,j}(t + 1) \quad (2.35)$$

$$\chi = \frac{2}{|2 - (c_1 + c_2) - \sqrt{(c_1 + c_2)^2 - 4(c_1 + c_2)}|} \quad (2.36)$$

Onde: $v_{i,j}(t + 1)$ é a velocidade atualizada da partícula *i* correspondente a variável de projeto *j*; $v_{i,j}(t)$ é a velocidade atual da partícula *i* correspondente a variável de projeto *j*; $x_{i,j}(t + 1)$ é a posição atualizada da partícula *i* correspondente a variável de projeto *j*; $x_{i,j}(t)$ é a posição atual da partícula *i* correspondente a variável de projeto *j*; $x_{lbest_{i,j}}(t)$ é a melhor posição já encontrada pela partícula *i* correspondente a variável de projeto *j*; $x_{gbest_j}(t)$ é a melhor posição já encontrada pelo enxame de partículas correspondente a variável de projeto *j*; c_1 é a constante de aceleração cognitiva (individual), referente à $x_{lbest_{i,j}}(t)$; c_2 é a constante de aceleração social (enxame), referente à $x_{gbest_j}(t)$; $r_1 r_2$ são números aleatórios que podem estar

entre zero e um; χ é o fator de constrição (usado para evitar o comportamento divergente do algoritmo); w é o peso de inércia. Considerando a implementação do algoritmo PSO, inicialmente as posições e velocidades das partículas são geradas de maneira aleatória. Posteriormente, as partículas entram no laço do algoritmo responsável pelas atualizações, até atingirem um critério de parada previamente estabelecido.

3 METODOLOGIA

Neste Capítulo, primeiramente é apresentada a metodologia experimental utilizada para mensurar a força de reação do solo e aceleração vertical dos pedestres. A plataforma de forças utilizada é calibrada por um procedimento tradicional e com uma nova proposta utilizando Redes Neurais Artificiais (RNAs). Na etapa seguinte, apresenta-se o modelo biodinâmico para a obtenção de resultados experimentais, avalia-se a massa modal, amortecimento e rigidez dos pedestres, estabelecendo-se modelos de regressão e resultados de RNAs que correlacionam tais parâmetros. Por fim, apresenta-se um modelo biodinâmico com atuador que subsequentemente é utilizado em uma análise numérica considerando uma passarela real.

3.1 PROJETO E DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA DE FORÇAS

A carga, devido à ação de um pedestre sobre uma estrutura, tem sido obtida por investigações em plataformas de forças, esteiras comerciais instrumentadas ou mesmo em protótipos de passarelas. Em tarefas cotidianas, como caminhar, correr e pular, o corpo humano exerce força contra o solo, por meio dos pés. O estudo desses movimentos pode ser realizado pela interpretação de variáveis mecânicas obtidas com a utilização de instrumentos denominados plataformas de forças.

Plataformas de forças são equipamentos projetados para medir as forças exercidas por um corpo em uma superfície externa, ou seja, a superfície de contato. Esses dispositivos são constituídos basicamente de uma placa apoiada em pontos previamente definidos, seu princípio de funcionamento baseia-se na força que é exercida sobre a sua superfície, sendo transmitida aos transdutores. Transdutores de força são dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada. Esta equivalência entre força e tensão elétrica é geralmente linear na região de operação para a qual o transdutor é projetado, permitindo estabelecer uma constante de proporcionalidade, convertendo-se a tensão elétrica mensurada pelos transdutores em níveis apropriados de força.

Em um artigo previamente publicado, Toso et al., 2013e, apresentam uma análise dos projetos mais representativos de plataformas de forças utilizadas em aplicações biomecânicas,

apresentando suas vantagens, desvantagens, evoluções e metodologias de instrumentação. Essa revisão do estado da arte é realizada em ordem cronológica.

Um modelo de plataforma de forças foi previamente desenvolvido por Toso, 2012. Alterações como a substituição das células de carga por um modelo comercial e readequações estruturais foram realizadas, bem como sua completa recalibração. Para efetuar as medições experimentais utilizam-se duas plataformas de forças independentes devidamente instrumentadas, posicionadas lado a lado. Cada plataforma possui três células de carga com capacidade nominal de 200 kg. As plataformas fornecem um sinal elétrico proporcional à força aplicada. O projeto da plataforma prevê a avaliação de apenas forças verticais, na qual é a componente de força que possui maior magnitude frente aos outros tipos de esforços. Esta Tese tem como objetivo principal avaliar a ação dinâmica vertical de pedestres sobre passarelas. A transformação da plataforma para a medição das outras cinco componentes (F_x , F_y , M_x , M_y , M_z) é relativamente simples (através da troca das células de carga por outras projetadas para este fim), mas foge ao escopo deste trabalho. A Figura 3.1 apresenta as principais dimensões da plataforma de forças utilizada para mensurar a força de reação do solo dos pedestres.

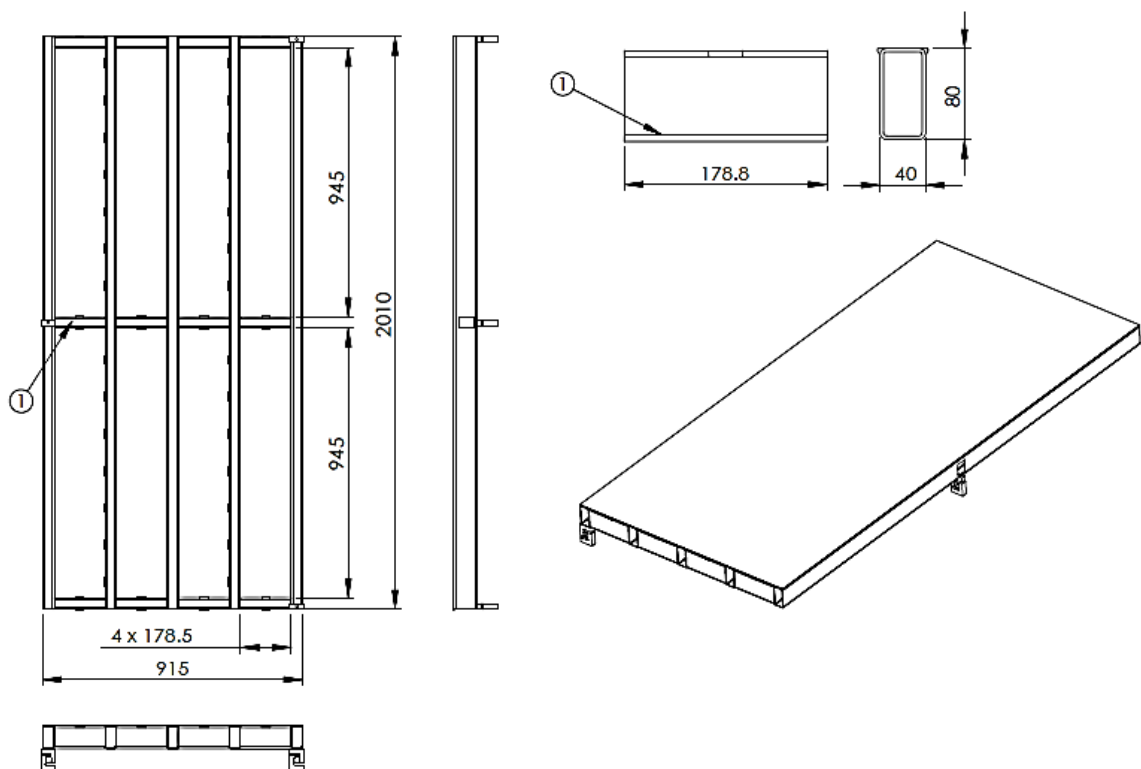


Figura 3.1 – Principais dimensões da plataforma de forças (unidades em milímetros).

A Figura 3.2 mostra as plataformas de aceleração e desaceleração (não estão instrumentadas) utilizadas apenas para estabilizar a marcha e minimizar a influência de flutuações na cadência do passo do pedestre.

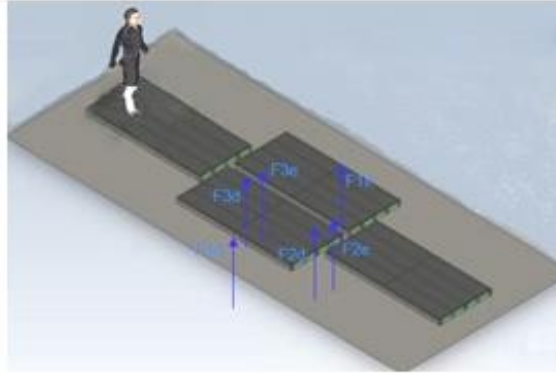


Figura 3.2 – Modelo da plataforma de forças para análise da marcha humana (setas indicam a força de reação do solo das células de carga).

Quando o pedestre caminha sobre a plataforma de forças (plataforma esquerda e direita), a força exercida sobre ela é detectada pelas células de carga, gerando sinais elétricos que são amplificados e registrados pelo sistema de aquisição de dados. Estes sinais permitem avaliar a posição e a força resultante aplicada sobre a estrutura. A Figura 3.3 apresenta a plataforma esquerda com as correspondentes células de carga e seu posicionamento em relação à origem dos eixos coordenados (x, y) .

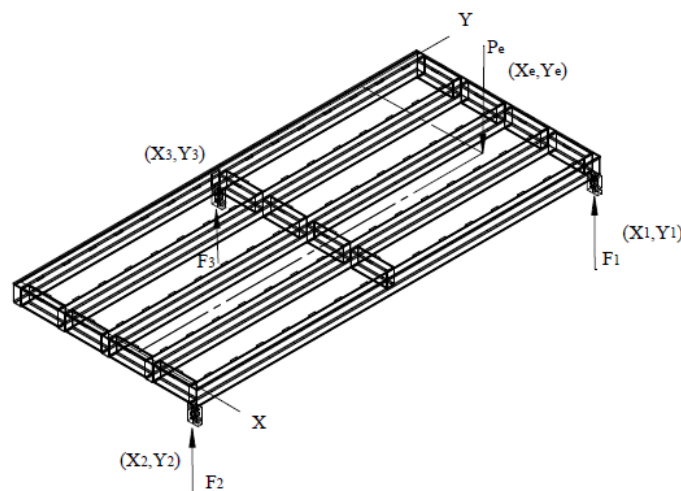


Figura 3.3 – Posicionamento das células de carga na plataforma esquerda.

De acordo com o esquema da Figura 3.3 e as variáveis indicadas, as equações do equilíbrio estático nos permitem escrever as Equações 3.1, 3.2 e 3.3.

$$P_e = F_1 + F_2 + F_3 \quad (3.1)$$

$$F_2 y_e + F_3 (y_e - y_3) - F_1 (y_1 - y_e) = 0 \quad (3.2)$$

$$F_3 x_e - F_1 (x_1 - x_e) - F_2 (x_2 - x_e) = 0 \quad (3.3)$$

Resolvendo o sistema anterior para as variáveis P_e , x_e e y_e obtêm-se as Equações 3.4, 3.5 e 3.6:

$$P_e = F_1 + F_2 + F_3 \quad (3.4)$$

$$x_e = \frac{F_1 x_1 + F_2 x_2}{P_e} \quad (3.5)$$

$$y_e = \frac{F_1 y_1 + F_3 y_3}{P_e} \quad (3.6)$$

Desta forma, conhecendo os valores das forças F_1 , F_2 e F_3 obtêm-se as coordenadas x_e e y_e da carga aplicada utilizando as Equações 3.5 e 3.6. Inversamente, conhecendo os valores de P_e , x_e e y_e pode-se obter os valores das forças nas três células de carga de acordo com as Equações 3.7, 3.8 e 3.9.

$$F_1 = \frac{P_e (x_2 y_e + x_e y_3 - x_2 y_3)}{x_2 y_1 + x_1 y_3 - x_2 y_3} \quad (3.7)$$

$$F_2 = \frac{P_e (x_e y_1 - x_1 y_e - x_e y_3 + x_1 y_3)}{x_2 y_1 + x_1 y_3 - x_2 y_3} \quad (3.8)$$

$$F_3 = - \frac{P_e (x_e y_1 - x_1 y_e + x_2 y_e - x_2 y_1)}{x_2 y_1 + x_1 y_3 - x_2 y_3} \quad (3.9)$$

Equações similares foram desenvolvidas para avaliar a força aplicada P_d e seu posicionamento x_d e y_d para a plataforma direita. Utilizando esta metodologia é possível avaliar os esforços do pedestre de maneira independente (força do pé esquerdo e força do pé direito).

3.1.1 Célula de carga, condicionador de sinais, filtragem e placa de aquisição de dados

Para a instrumentação da plataforma de forças, utilizam-se seis células de carga modelo TS com capacidade de 200 kg e sensibilidade de 2,0 mV/V (+/- 10%). Informações dimensionais e outras características técnicas do transdutor encontram-se no Anexo A. As células de carga são calibradas individualmente com uso de uma máquina de ensaios de tração (EMIC modelo DL 2000) aplicando cargas crescentes até o limite do transdutor. De acordo com as curvas de calibração do Apêndice A, todas as células de carga apresentam coeficientes de correlação superiores a 0,99 indicando a linearidade do transdutor bem como a estabilidade do sistema condicionador/amplificador de sinais.

O condicionador de sinais projetado possui seis canais, com um amplificador por canal, alimentado pela rede elétrica 110/220 V AC. O condicionador utiliza uma fonte chaveada como regulador de tensão para alimentação dos amplificadores operacionais e tensão de 5,0 V corrente DC para alimentação da ponte de Wheatstone. O circuito possui resistores variáveis sendo possível realizar manualmente o balanceamento da ponte de Wheatstone. No entanto, é essencial o desenvolvimento de um circuito de filtragem, permitindo apenas que as componentes de frequência na faixa de interesse permaneçam no sinal. Neste sentido, projetou-se um filtro passa baixa formado por um resistor em série com o sinal e um capacitor em paralelo. Além dessa filtragem física, são utilizados ainda filtros digitais para melhorar a qualidade do sinal processado juntamente ao software de processamento de sinais, minimizando a presença de eventuais ruídos ou distorções decorrentes do processo de digitalização ou interferências eletromagnéticas. Uma placa de aquisição de dados modelo USB 1616FS (*Measurement Computing*) é utilizada para adquirir os sinais elétricos. Trata-se de um dispositivo baseado em USB com conversor analógico/digital de 16 bits com 16 canais de medição. Esta placa possui taxas de amostragem de 50 kHz com configuração de entrada individual A/D por canal. A máxima tensão de entrada é de 15 V. A Figura 3.4 apresenta o sistema de aquisição de dados. Informações adicionais quanto ao projeto e desenvolvimento da plataforma de forças encontram-se em Toso et al., 2013c.



Figura 3.4 – Sistema de aquisição de dados utilizado nas medições experimentais.

3.1.2 Medições experimentais de frequências naturais da plataforma de forças

De acordo com Toso e Gomes, 2013d, a plataforma de forças deve permitir a medição de esforços compatíveis com as frequências envolvidas em sua aplicação, para que não apresente uma resposta dinâmica ressonante, amplificando os valores de carregamento, induzindo a erros nas medições. A frequência natural da plataforma deve ser maior que a máxima frequência medida, a fim de evitar que uma parte do sinal de força mensurado seja amplificado pelo sistema mecânico, quando se tratar de análises dinâmicas.

Para realizar o processamento dos sinais mensurados, utiliza-se o software Agilent Vee 7.5; este consiste em uma linguagem de programação gráfica voltada para testes e medições, possuindo recursos para análise e processamento de dados. Um acelerômetro unidirecional foi utilizado para medir as frequências naturais da plataforma de forças (modelo 8312B10 sensibilidade nominal de 200 mV/g faixa de frequências de medição de 0-180 Hz, dados da empresa Kistler). A estrutura é submetida a uma excitação por um impacto e o valor de 45,70 Hz é encontrado para a frequência correspondente ao primeiro modo de vibração da plataforma de forças. O espectro de frequências obtido com o acelerômetro é apresentado na Figura 3.5.

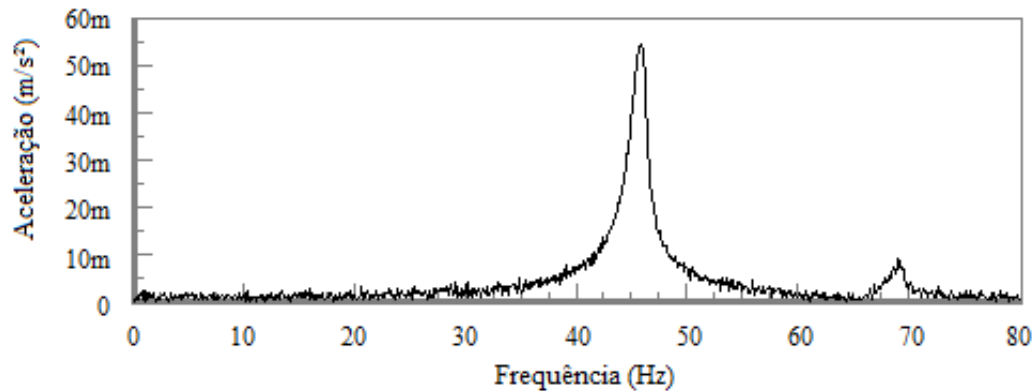


Figura 3.5 – Espectro de frequências obtido com acelerômetro.

Outra forma de medir a frequência natural da plataforma é utilizando os sinais das células de carga. A Figura 3.6 apresenta o sinal da força de uma das células de carga no domínio da frequência. Nota-se que o valor encontrado (45,70 Hz) é o mesmo valor medido anteriormente com a utilização do acelerômetro. Como não se utilizou filtro algum especificamente nas medições destas frequências naturais, pode-se perceber a influência da componente de 60 Hz no sinal. Em medições do caminhar, filtros físicos e digitais como indicados anteriormente são utilizados para atenuar esta componente de frequência.

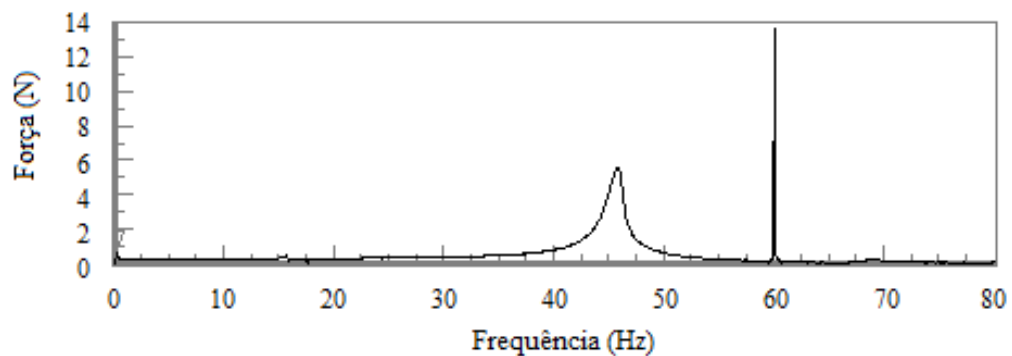


Figura 3.6 – Espectro de frequências obtido com células de carga.

Neste sinal mensurado, percebe-se uma maior suavidade do espectro em função de uma atenuação mecânica da plataforma para as vibrações das chapas superiores, fato este que foi captado pelo acelerômetro.

3.1.3 Modelo numérico da plataforma de forças

O modelo de elementos finitos elástico linear 3D da plataforma de forças é desenvolvido utilizando o software comercial ANSYS, 2011. Esta análise contém três etapas: pré-processamento, solução e pós-processamento. Na etapa de pré-processamento são definidos os dados geométricos do modelo, propriedades dos materiais, discretização da malha e aplicação das condições de contorno. Na etapa de solução é definido o tipo de análise modal a ser realizado no modelo. No pós-processamento são obtidas as frequências naturais e os modos de vibração da estrutura. Utilizam-se os seguintes parâmetros como propriedades do material: estrutura da plataforma de forças é de aço 1020 (módulo de elasticidade 200 GPa; massa específica 7850 kg/m³; coeficiente de Poisson 0,3). Células de carga de alumínio (módulo de elasticidade 71 GPa; massa específica 2770 kg/m³; coeficiente de Poisson 0,33).

Para realizar a análise modal as células de carga são fixadas (nas direções x , y , z) nas regiões em que as mesmas estão em contato com o solo. Somente deslocamentos verticais são considerados. Os contatos entre as partes estruturais são adicionados, adotando como padrão o contato *bonded* que não permite deslizamento relativo entre as superfícies nem a perda de contato entre elas [ANSYS, 2011]. Quanto à malha de elementos finitos, primeiramente utiliza-se a malha padrão gerada automaticamente pelo software sem refinamento. Esta malha possui elementos tetraédricos de dez nós; este tipo de elemento, normalmente, apresenta um bom desempenho em termos de precisão. Para a extração dos autovalores (frequências naturais) e autovetores (modos de vibração) utiliza-se o método *Lanczos*, onde este apresenta uma rápida taxa de convergência [ANSYS, 2011]. Posteriormente, realiza-se um refinamento da malha conforme apresentado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Convergência para a primeira frequência natural de acordo com o refinamento da malha de elementos finitos.

Malha	Número de Elementos	Frequência fundamental (Hz)
Malha padrão	40543	57,00
1	76018	50,93
2	165936	47,33
3	256683	46,81
4	390860	45,78

A Tabela 3.1 apresenta diferentes valores de frequência natural conforme o número de elementos empregados na análise numérica. No entanto, utiliza-se 390860 elementos tetraédricos de dez nós que correspondem a uma frequência de 45,78 Hz. Observa-se que a partir do quarto caso analisado, tem-se uma boa taxa de convergência dos resultados. Com o aumento do número de elementos o resultado da análise não alterou significativamente, porém obtêm-se um grande aumento de tempo computacional.

Segundo Bayraktar et al., 2009, é geralmente esperado que modelos de elementos finitos apresentem incertezas, tais como a rigidez dos apoios e elementos não estruturais, folgas, propriedades dos materiais, incerteza na geometria estrutural, condições de contorno, entre outros. Estas incertezas podem influenciar nos resultados de uma simulação numérica. No entanto, os resultados são valores de frequências bem próximos, comparando o modelo numérico com a análise experimental. O modelo numérico apresenta 45,78 Hz para o primeiro modo de vibração vertical da plataforma de forças enquanto que a análise experimental indica 45,70 Hz. Desta forma, conclui-se que a frequência fundamental da plataforma é um valor distante da faixa de frequências envolvidas na sua aplicação. De acordo com Zivanovic et al., 2005a e Kala et al., 2009, as frequências da marcha humana são da ordem de 0,5 a 10 Hz, já considerados os sub-harmônicos do espectro de frequências. Os resultados previamente obtidos confirmam numericamente e experimentalmente que a plataforma de forças apresenta uma resposta dinâmica ressonante longe da faixa de frequências envolvidas na caminhada humana, assim minimizando

as chances de erros nas medições devido à interação ou amplificação do carregamento dinâmico. A Figura 3.7 apresenta o primeiro modo de vibração da plataforma de forças.

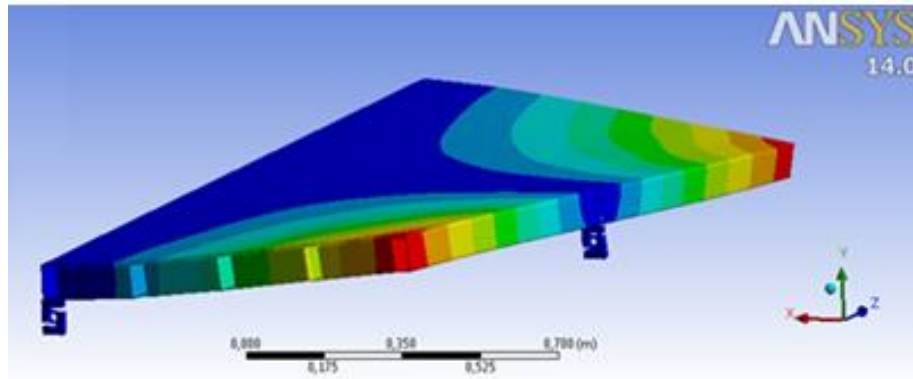


Figura 3.7 – Primeiro modo de vibração da plataforma de forças.

3.1.4 Calibração da plataforma de forças

Por tratar-se de uma questão com alta dependência de resultados experimentais individuais, é natural que a biomecânica preocupe-se com as questões relacionadas às medições, confiabilidade e incertezas. Somente desta forma é possível buscar métodos e alternativas mais precisas para a descrição de parâmetros cinéticos e cinemáticos.

Utilizando as células de carga calibradas individualmente e as equações do equilíbrio estático (anteriormente apresentadas) pode-se avaliar as forças aplicadas na plataforma e seu posicionamento (x , y). Com o uso de pesos padrões cuidadosamente posicionados sobre a plataforma de forças, estes resultados podem ser verificados e a calibração é realizada. É notório que verificando o comportamento de todo o sistema (plataforma metálica, condicionador de sinais, placa de aquisição e microcomputador), é possível obter melhores resultados de calibração. Isto pode ser explicado pelo fato de que no momento da montagem dos componentes, alterações estruturais bem como elétricas podem ocorrer, podendo prejudicar o comportamento global do dispositivo. Por exemplo, a fixação das células de carga é realizada por meio de parafusos que recebem um determinado torque, ligações elétricas dos canais, desalinhamentos, folgas, etc. Estes e muitos outros fatores podem influenciar nas medições das variáveis de interesse, alterando o comportamento de todo o sistema e invalidando a calibração anterior

(células de carga calibradas individualmente). Haverá ainda, diferenças causadas por incertezas aleatórias (elétricas ou ambientais) que não podem ser avaliadas por meio de uma simples calibração. Estas somente serão avaliadas utilizando filtros e controlando variáveis ambientais, tais como: temperatura, ruídos, campos magnéticos, etc. Uma simples calibração objetiva minimizar os erros sistemáticos através da aplicação de forças e a medição da tensão elétrica correspondente em cada célula de carga utilizando um ajuste linear com mínimos quadrados. A parcela aleatória e não linear (sensibilidades diferentes para níveis de carga diferentes), neste caso, não pode ser tratada com esta abordagem.

O procedimento de calibração segue a metodologia proposta por Toso e Gomes 2014a e Toso e Gomes 2016a. A calibração é realizada *off-line* uma plataforma de cada vez. Primeiramente, realiza-se a marcação de uma grade de pontos (5 x 10). São 50 pontos distribuídos uniformemente em cada plataforma de forças. Estes pontos são marcados utilizando uma trena comercial com precisão de 1 mm (classe EC II \pm 0,9 mm por 2 m). Cada ponto (marcado na plataforma) é separado por uma distância de 200 mm tanto na coordenada x quanto em y . Esta distância está relacionada com a estimativa do tamanho médio do pé de uma pessoa. Estes pontos servem para aplicar as cargas em uma posição bem definida e posteriormente serão usados como parâmetros para estimar o posicionamento da carga frente às mensurações da plataforma de forças. A seguir, a ponte de Wheatstone (para todas as células de carga) é balanceada individualmente de modo que quando nenhuma carga for aplicada, a saída do instrumento apresente zero Volt de leitura. A Figura 3.8 apresenta um esquema com 50 pontos para aplicação da carga.

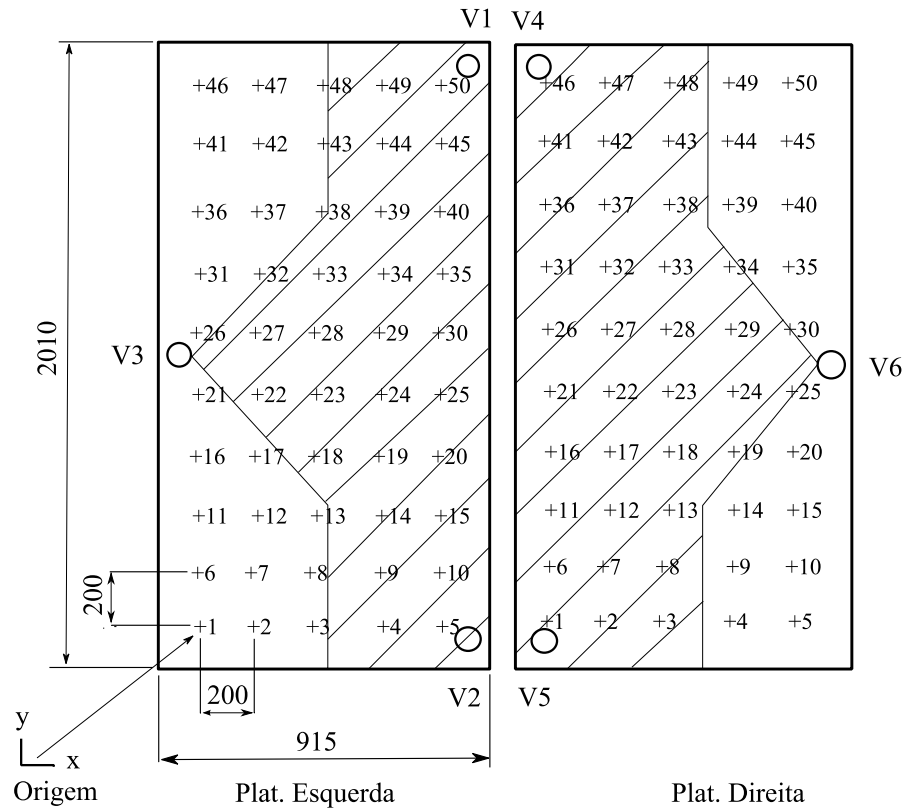


Figura 3.8 – Pontos de aplicação da carga para calibração (vista superior, unidades em milímetros).

Pesos padrões são utilizados para a calibração (anilhas com massa nominal de 10 kg com precisão de $\pm 0,1\%$ medidas usando uma balança comercial Geratherm com capacidade de 150 kg com precisão de $\pm 0,1\%$). Utiliza-se ainda, um anel com diâmetro de 70 mm para concentrar a carga pontualmente junto à estrutura. Os dados são coletados a uma frequência de amostragem de 500 Hz. A carga é aplicada de maneira crescente na plataforma de forças (incrementos de 10 kg). Primeiramente 20 e 40 kg são aplicados nos 50 pontos marcados em cada plataforma de forças. Outras massas (60/80/100/120/140 kg) são aplicadas em uma região de maior interesse (região hachurada da Figura 3.8). Isto é realizado para diminuir o número de dados experimentais da calibração. No entanto, uma caminhada regular apenas atua nas duas colunas de pontos próximas da extremidade de cada plataforma. Assim, a maioria das cargas estarão concentradas na grade de pontos marcada na região hachurada onde, com maior probabilidade será aplicada a força durante a caminhada do pedestre. Para cada massa posicionada sobre cada ponto da plataforma realiza-se

uma leitura no software Agilent Vee 7.5 das tensões elétricas V_1 , V_2 e V_3 correspondentes a cada célula de carga, bem como os valores do posicionamento (x , y) correspondentes à coordenada de aplicação desta carga. O mesmo procedimento de calibração com a aplicação dos mesmos pesos padrões é aplicado para a plataforma direita. Desta forma, após o procedimento de calibração tem-se um total de 260 amostras correspondendo à aplicação de cargas em cada plataforma de forças, considerando diversas posições e níveis de carregamento.

A seguir são apresentados os resultados do procedimento de calibração. As Figuras 3.9 e 3.10 correspondem à calibração da plataforma esquerda. A Figura 3.9 considera o peso padrão medido com a balança comercial e o valor deste peso mensurado com a plataforma de forças (usando a calibração individual das células de carga).

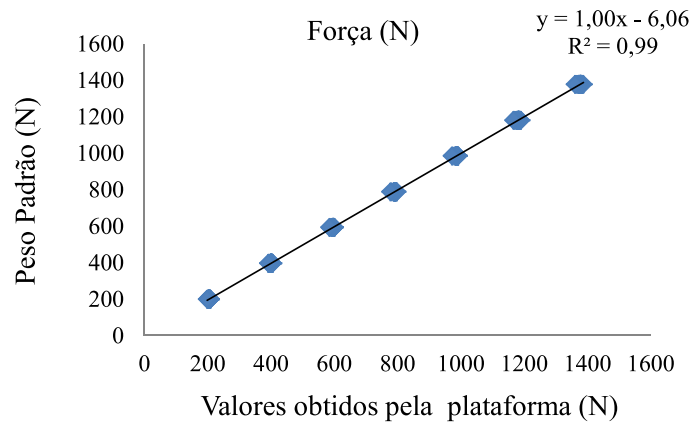


Figura 3.9 – Calibração plataforma esquerda: pesos padrões vs valores obtidos pela plataforma de forças.

A Figura 3.10 considera os valores do posicionamento (x , y). Estes resultados correlacionam a marcação da grade de pontos (posições) e os valores mensurados pela plataforma de força (utilizando as equações do equilíbrio estático).

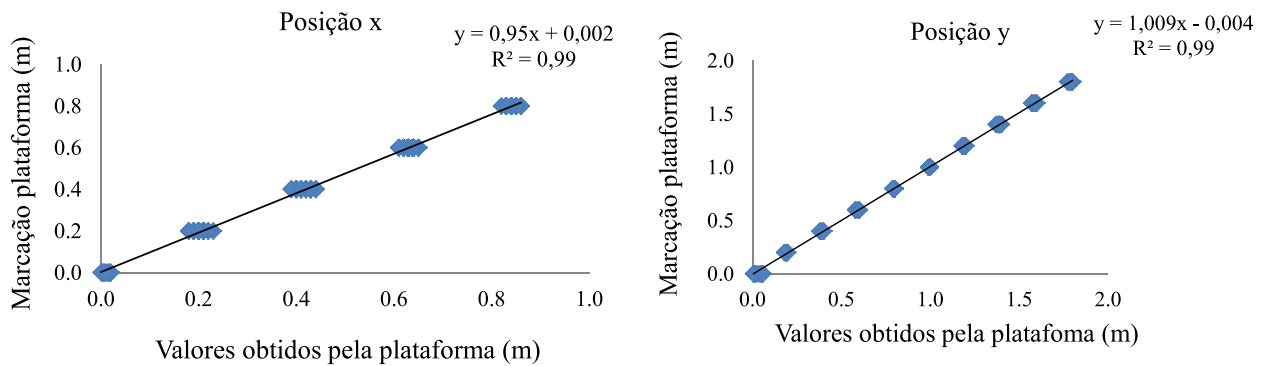


Figura 3.10 – Calibração plataforma esquerda posicionamento (x, y): marcação grade vs valores obtidos pela plataforma de forças.

As Figuras 3.11 e 3.12 correspondem à calibração realizada na plataforma direita e seguem o mesmo procedimento descrito previamente para plataforma esquerda.

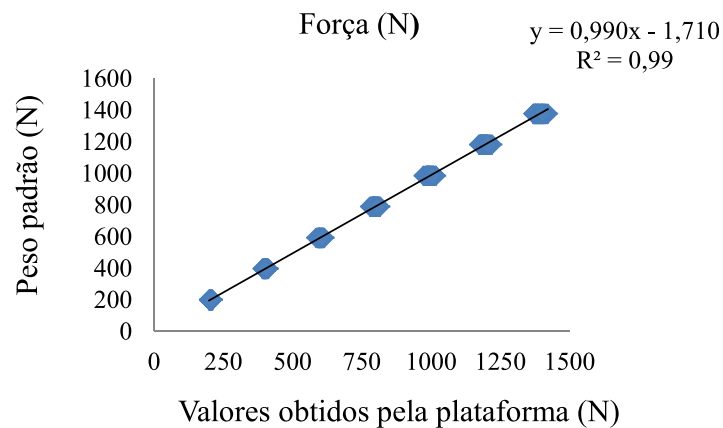


Figura 3.11 – Calibração plataforma direita: pesos padrões vs valores obtidos pela plataforma de forças.

A Figura 3.12 considera os valores do posicionamento (x, y) da plataforma direita. A posição x começa em 0,915 m porque considera o comprimento total da plataforma esquerda. A origem do sistema de coordenadas está localizada na extremidade inferior esquerda da plataforma esquerda como pode ser visualizado na Figura 3.8.

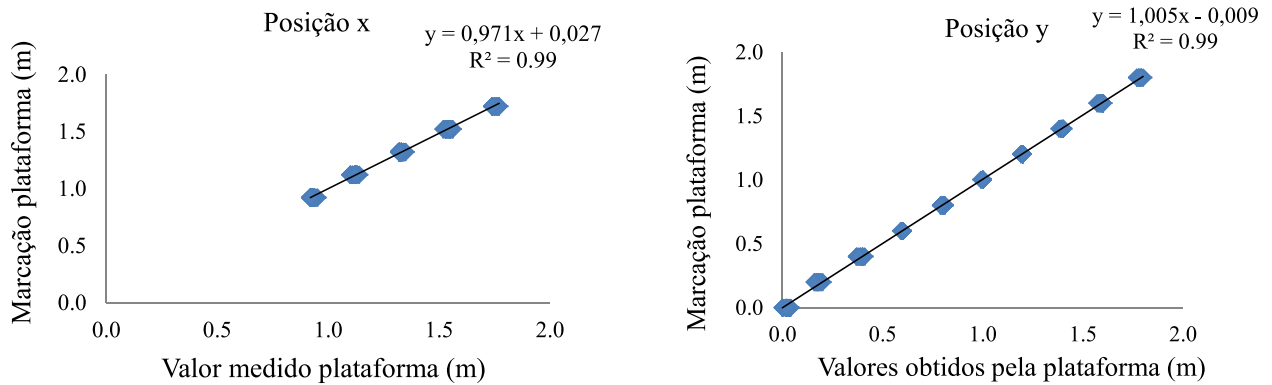


Figura 3.12 – Calibração plataforma direita posicionamento (x, y): marcação grade vs valores obtidos pela plataforma de forças.

Uma característica importante das curvas de calibração é a linearidade, que pode ser avaliada pelo coeficiente de correlação (R^2). Esta é uma medida não-paramétrica de dependência estatística entre duas variáveis, avaliando a relação entre elas usando uma função monotônica. Se não houver valores de dados repetidos, um coeficiente de correlação perfeito de $\pm 1,0$ ocorre quando cada uma das variáveis é uma função monótona perfeita da outra variável. Ambas as plataformas de força apresentam coeficientes de correlação superiores a 0,99. Isto indica uma boa linearidade do sistema, para as medições de força e posicionamento (x, y).

3.1.4.1 Calibração da plataforma de forças utilizando Redes Neurais Artificiais

Medições precisas da força de reação do solo em plataformas de força são importantes em muitas áreas de pesquisa biomecânica, principalmente em pesquisas que relacionam a magnitude da força aplicada e sua localização. Incertezas podem ser significativamente reduzidas através de uma calibração adequada do dispositivo utilizado. Esta etapa destina-se a superar os parâmetros não modelados no comportamento da plataforma de forças como: folgas, comportamento não linear dos materiais, atrito, variabilidade nas dimensões e nas propriedades do material entre outros, que não foram considerados na etapa inicial de projeto. Às vezes, esses desvios são pequenos, de modo que a incerteza decorre principalmente de incertezas aleatórias, então a calibração irá apenas avaliar os erros sistemáticos. Porém, mesmo em sistemas de medição com baixa incerteza aleatória, a calibração não avalia completamente os erros sistemáticos,

principalmente devido ao comportamento não linear do sistema completo (células de carga, estrutura metálica, condições de contorno, condicionadores de sinal, amplificadores) que podem causar, por exemplo, diferentes sensibilidades ao longo da faixa de operação.

Neste caso, um método inteligente e mais robusto (Redes Neurais Artificiais - RNA) que pode controlar o desempenho do sistema de medição em toda faixa de operação é desejável. Nesta Tese, utilizam-se RNAs com objetivo de diminuir os valores de incertezas da aplicação da força e seu posicionamento (x, y) . O *toolbox* de redes neurais artificiais (RNA) do software MATLAB[®] 2011, é utilizado nesta Tese. Os seguintes passos são necessários para projetar, analisar e validar a RNA:

a) Coleta de dados e separação em subconjuntos:

Nesta etapa os dados coletados são separados em dois subconjuntos: dados de treinamento e dados de teste. O conjunto de dados de treinamento deve representar o domínio do problema em um amplo sentido, abrangendo possíveis intervalos de comportamento do sistema. Um conjunto de dados de teste deve ser usado para verificar o desempenho da RNA treinada frente aos dados que não foram apresentados à rede. Além destas divisões, é usual realizar uma subdivisão do conjunto de treinamento, criando um conjunto de validação, que será usado para verificar a eficiência e a capacidade de generalização durante a etapa de treinamento, podendo ser empregado como critério de parada do treinamento.

A Tabela 3.2 apresenta as tensões elétricas das células de carga (primeiros 3 de 50 pontos da grade com 20 kg aplicados) obtidas durante a calibração da plataforma de força. Uma leitura de amostragem de 5 s da tensão elétrica para cada célula de carga é executada após cada carga ser posicionada no sistema de coordenada (x, y) .

Tabela 3.2 – Calibração da plataforma de forças (primeiros 3 pontos da grade).

Ponto	Peso Padrão	Grade de pontos: coordenadas		Peso e posicionamento: leitura do sistema			Leitura tensões (Ponte Wheatstone)		
		x	y	P_e	x_e	y_e	V_1	V_2	V_3
	P (N)	x (m)	y (m)	P_e (N)	x_e (m)	y_e (m)	V_1 (V)	V_2 (V)	V_3 (V)
1	199,95	0,00	0,00	200	0,02	0,01	-0,23	0,24	0,47
2	199,95	0,20	0,00	203	0,22	0,03	-0,17	0,29	0,37
3	199,95	0,40	0,00	205	0,44	0,03	-0,12	0,35	0,25

Para a etapa de treinamento 70% dos dados são selecionados de maneira aleatória e os 30% restantes são divididos entre as etapas de teste e validação da RNA. Esta separação é realizada de maneira automática pelo software. Os dados são inseridos no MATLAB[®] 2011, na forma de vetores. Os valores de entrada (*input*) são as tensões elétricas V_1 , V_2 , V_3 correspondentes a cada célula de carga da plataforma esquerda, enquanto que V_4 , V_5 , V_6 são as tensões elétricas das células de carga da plataforma direita. Os dados de saída esperados (*target*) correspondem aos pesos padrões obtidos com a balança comercial e as coordenadas (x , y) referentes às marcações realizadas na plataforma de forças.

b) Configuração da rede neural artificial:

O segundo passo consiste em definir a topologia da rede (número de camadas, número de neurônios em cada camada, funções de treinamento, etc.). De acordo com Haykin, 2001, não existem regras claras para definir a arquitetura da rede neural artificial, existem apenas indicações como, por exemplo, o número de neurônios na camada intermediária nunca deve ser inferior ao número de neurônios de entrada e saída. Na maioria das vezes estas escolhas são feitas com base em julgamentos de engenharia sobre o problema e após refinadas com um processo de tentativa e erro. A melhor arquitetura encontrada para a estimativa da força e posicionamento (x , y) é composta por 2 camadas com 15 neurônios em cada camada.

c) Treinamento da rede neural artificial:

Nesta fase, seguindo o algoritmo de treinamento escolhido, serão ajustados os pesos das conexões. É importante considerar alguns aspectos, tais como: inicialização da rede, modo e tempo de treinamento. Uma boa escolha dos valores iniciais dos pesos da rede pode diminuir o tempo necessário para realizar o treinamento. Normalmente, os valores iniciais dos pesos da rede

são números aleatórios uniformemente distribuídos, em um intervalo definido (-1 e 1). A escolha errada de pesos pode levar a uma saturação prematura ou em outras palavras, uma convergência prematura a um erro de mínimo local e, conseqüentemente, um ajuste de má qualidade. Quanto ao tempo de treinamento, vários fatores podem influenciar a sua duração, porém sempre é necessário utilizar algum critério de parada. O critério de parada do algoritmo *back-propagation* é selecionado com base no número máximo de ciclos (gerações de treinamento), considerando a capacidade de generalização da rede. Para evitar o problema de excesso de treinamento (*over-training*), onde a rede memoriza o conjunto de dados de treinamento e perde a capacidade de generalizar, o treinamento é interrompido quando o erro no conjunto de validação começa a aumentar.

Nesta Tese, utiliza-se o algoritmo de treinamento *back-propagation* com o algoritmo padrão de *Levenberg-Marquardt* para realizar o treinamento da RNA. Este algoritmo é utilizado quando o número de pesos não é muito elevado e o mesmo pode obter um erro inferior aos outros algoritmos de treinamento [MATLAB[®], 2011]. Para ambas as plataformas de força, os parâmetros de treinamento são: épocas (número máximo de iterações para treinamento 1500 épocas), meta de desempenho (0,001); taxa de aprendizagem (taxa inicial 0,001). A função de desempenho é a MSE (*Mean Squared Error*). A função de transferência utilizada é a tangente sigmóide na camada oculta e a função de transferência linear na camada de saída. Informações relativas ao tempo de processamento da RNA referentes à calibração da plataforma de forças indicam que seu uso é altamente viável, principalmente em análises em tempo real, uma vez realizado o treinamento, o tempo para obterem-se os dados de força e posicionamento é de 10^{-5} s. A fase de treinamento é realizado *off-line*, neste caso, levou cerca de 30 s. A análise foi realizada em um computador com processador Intel Core i5-450M/2,4 GHz.

d) Teste:

Durante esta fase um conjunto de testes é utilizado para determinar o desempenho da rede com dados que não foram previamente utilizados. O desempenho da rede, medida nesta fase, é uma boa indicação de seu desempenho real.

Os resultados estimados para força e posicionamento (x, y) obtidos com a RNA consideram o coeficiente de correlação como métrica para avaliar o desempenho da rede treinada. A Figura 3.13 apresenta os resultados para a plataforma esquerda considerando treinamento, teste e validação, respectivamente. O valor de R^2 é uma indicação da correlação entre os dados de

saída preditos e os dados de saída efetivamente mensurados. Estes resultados são relativos à estimativa do posicionamento (x, y) da plataforma esquerda.

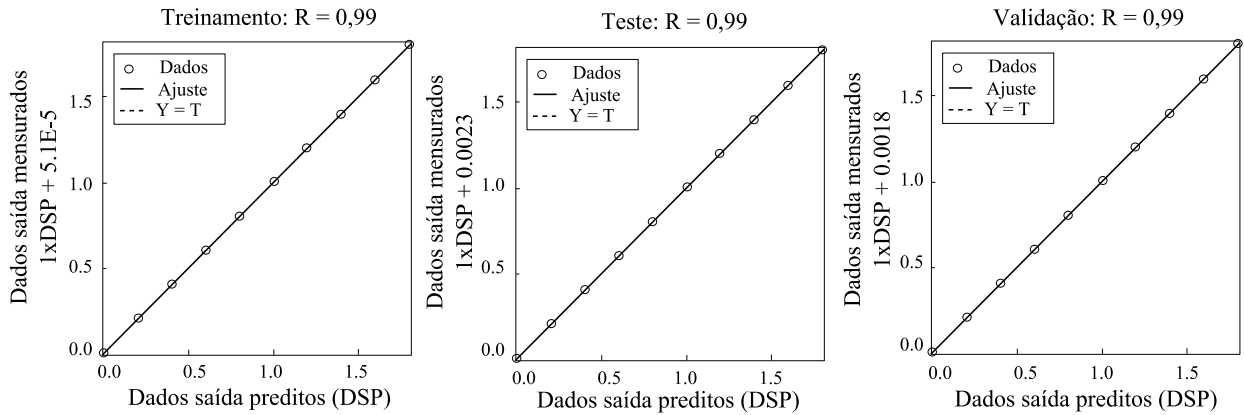


Figura 3.13 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do posicionamento (x, y) plataforma esquerda.

As três análises apresentam coeficientes de correlação (R^2) superiores a 0,99 para as etapas de treinamento, teste e validação da rede neural artificial (RNA). Os resultados na Figura 3.14 referem-se ao treinamento, teste e validação, considerando os dados analisados pelo MATLAB[®] 2011, para a estimativa de peso da plataforma esquerda.

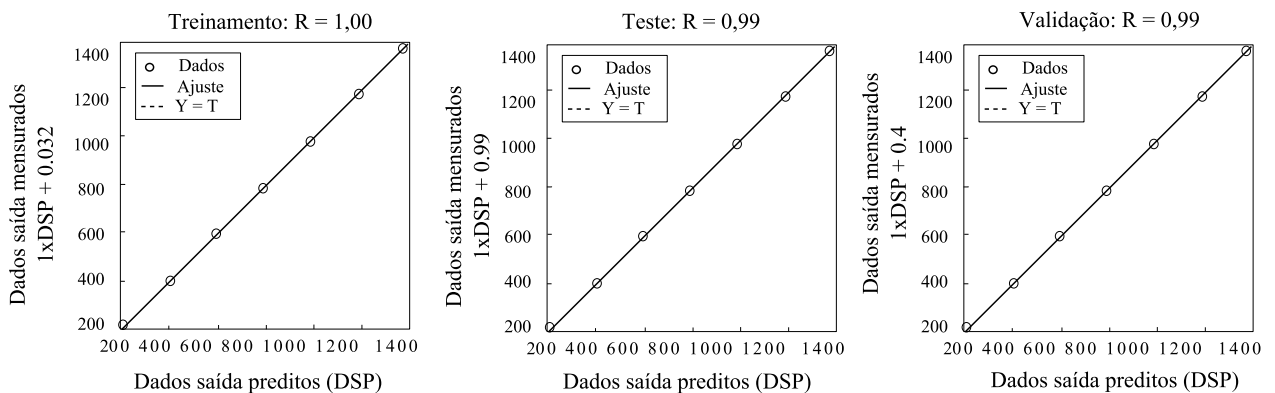


Figura 3.14 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do peso plataforma esquerda.

Estes resultados também indicam coeficientes de correlação superiores a 0,99 para os três tipos de análise. O mesmo critério de avaliação dos resultados é aplicado para a plataforma direita. A Figura 3.15 apresenta os resultados para a estimativa do posicionamento (x, y).

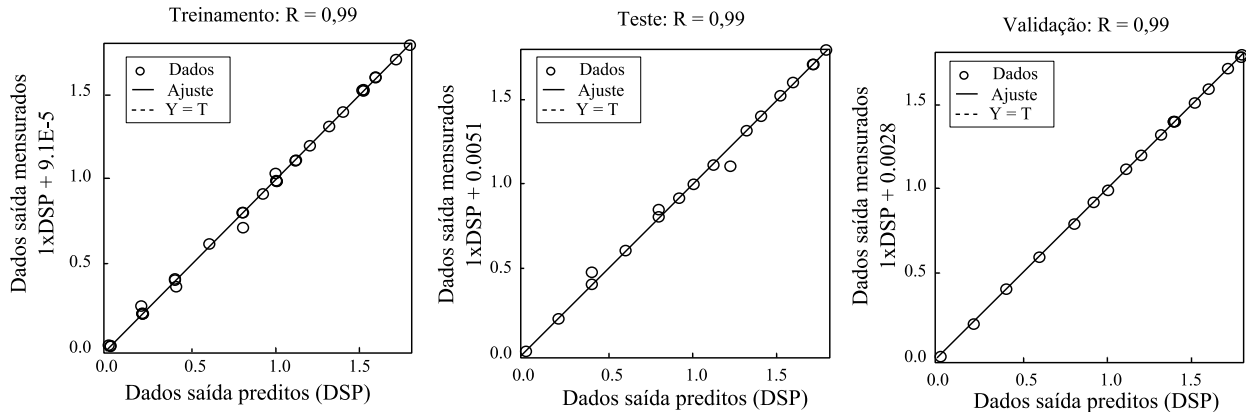


Figura 3.15 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do posicionamento (x, y) plataforma direita.

Os resultados são coeficientes de correlação superiores a 0,99 para os três tipos de análise. Finalmente, a Figura 3.16 apresenta os resultados da estimativa de peso para a plataforma direita.

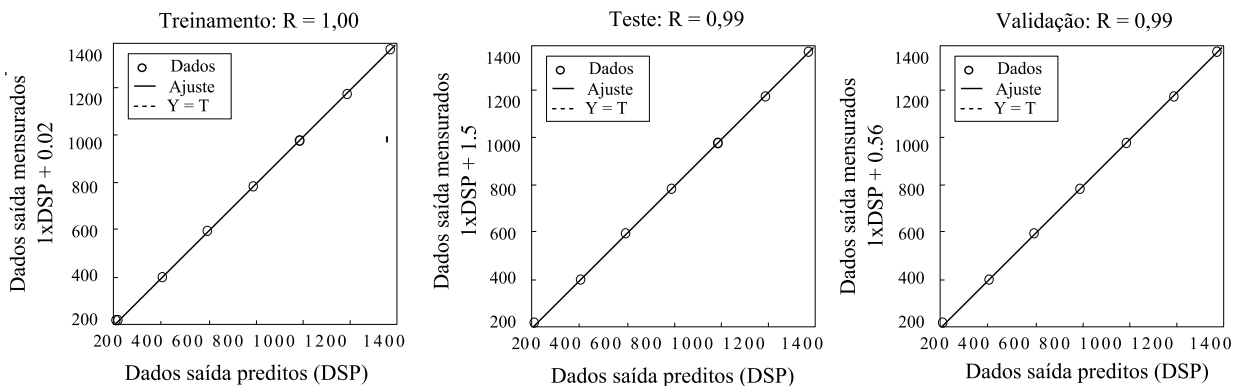


Figura 3.16 – Dados de correlação da RNA durante treinamento, teste e validação: estimativa do peso plataforma direita.

Para esta última análise, os resultados estão coerentes com as análises anteriores, indicando um comportamento similar das plataformas de força direita e esquerda. Assim,

conclui-se que os parâmetros (tipo de algoritmo, função de desempenho, função de treinamento, etc.) utilizados na análise da RNA são valores e escolhas consistentes.

Uma vez obtidos os parâmetros e arquiteturas apresentados anteriormente, o erro RMSE (*Root Mean Square Error*) é avaliado utilizando a Equação 3.10 para todo o conjunto de dados.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n_a - 1} \sum_{i=1}^{n_a} (x - \hat{x})^2} \quad (3.10)$$

Onde: x é a variável (peso ou posicionamento x, y); \hat{x} é o valor estimado pela RNA (peso ou posicionamento x, y) e n_a é o número de elementos da amostra. As unidades são as mesmas previamente indicadas.

A seguir, apresentam-se os resultados obtidos para a plataforma esquerda. A Figura 3.17 mostra a comparação do RMSE: a) estimativa do peso utilizando a RNA e usando o método de calibração usual; b) considera-se o posicionamento x, y . Para a estimativa do peso o método de calibração usual gera um RMSE de 4,99 N. O RMSE diminuiu para 1,78 N utilizando a RNA calibrada. Para a posição x é obtido um RMSE de 0,031 m usando o método de calibração usual, enquanto que utilizando a RNA calibrada, este valor diminui para 0,001 m. Para a coordenada y a RNA diminui o RMSE de 0,015 m para 0,007 m.

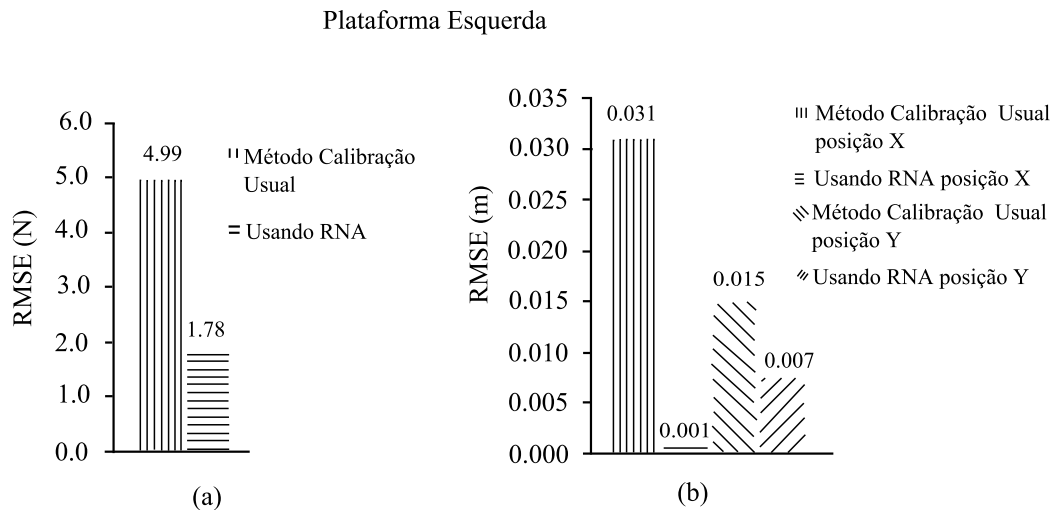


Figura 3.17 – Resultados estimados para plataforma esquerda: (a) RMSE para peso; (b) RMSE para posicionamento (x, y).

A seguir, os resultados para a plataforma direita são apresentados. A Figura 3.18 mostra a comparação do RMSE: a) estimativa do peso utilizando a RNA e usando o método de calibração usual; b) considerando o posicionamento x, y . O valor de RMSE relacionado à estimativa do peso diminuiu de 13,04 N para 1,10 N usando a RNA treinada. A Figura 3.18 b) apresenta um valor de 0,015 m de RMSE para a estimativa da coordenada x utilizando a metodologia tradicional de calibração e um RMSE de 0,003 m, usando a RNA treinada. Para a estimativa da coordenada y , o RMSE diminuiu de 0,013 m para 0,010 m usando a RNA treinada.

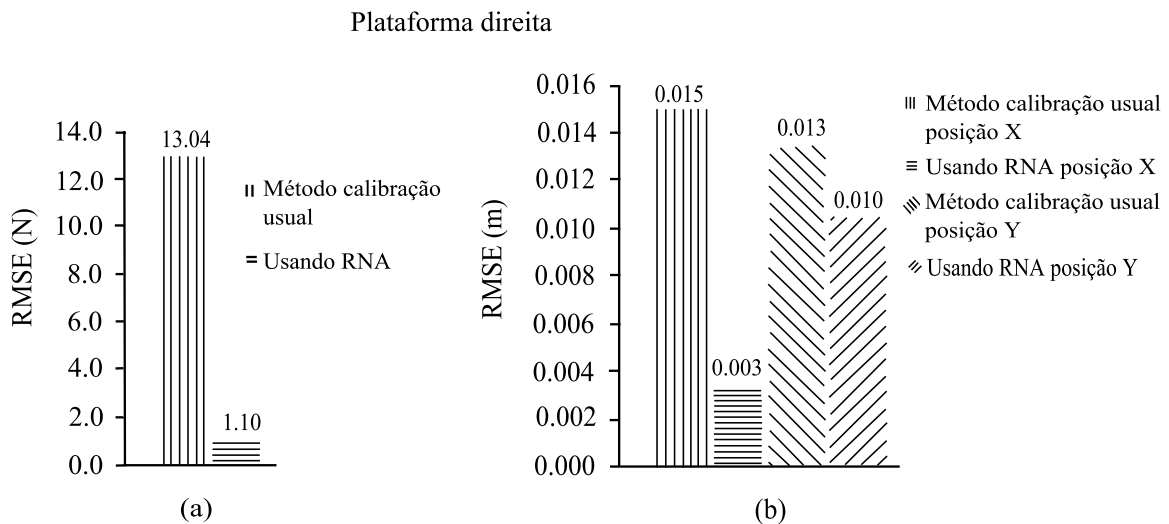


Figura 3.18 – Resultados estimados para plataforma direita: (a) RMSE para peso; (b) RMSE para posicionamento (x,y).

O uso de Redes Neurais Artificiais (RNAs) indica ganhos significativos para as variáveis mensuradas, possibilitando obter melhores resultados com menores valores de incerteza, valores estes muito menores se comparados com os resultados de um método tradicional de calibração com ajustes lineares.

3.2 FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAL

As duas plataformas (esquerda e direita) são colocadas lado a lado em relação ao sentido de caminhada, de modo que cada uma possa capturar os registros da força de cada pé do

indivíduo separadamente. Uma pessoa caminhando normalmente pisa uma vez com um pé em uma plataforma e duas vezes na outra. A caminhada ocorre em linha reta e à medida que se pisa sobre as plataformas de forças, a força aplicada sobre elas é detectada pelos transdutores, os sinais elétricos gerados são amplificados e registrados pelo sistema de aquisição de dados.

Durante a aquisição de dados nas plataformas de força, é importante observar se o pé em consideração pisa sobre a plataforma como um todo, sem que parte do mesmo pise na superfície que não seja a plataforma instrumentada. Esse cuidado deve ser tomado, pois as plataformas de aceleração e desaceleração (que não estão instrumentadas) estão muito próximas das plataformas instrumentadas. Caso uma medição ocorra na união de ambas as plataformas (instrumentada e não instrumentada) essa aquisição de dados deverá ser desconsiderada, pois os dados obtidos estarão subestimados, não representando os reais esforços envolvidos na dinâmica do pedestre. As medições experimentais tiveram a participação de 35 pessoas de ambos os sexos, de várias faixas etárias, buscando, desta forma, uma maior variabilidade de biótipos de pessoas com seus respectivos padrões de caminhada. Dados, como altura e massa de cada indivíduo, foram medidos com o objetivo de investigar correlações entre parâmetros biodinâmicos.

A Figura 3.19 apresenta resultados típicos das forças de reação do solo vertical correspondente a cada perna coletados durante as medições realizadas, considerando uma pessoa com massa corporal de 75 kg e 1,81 m de altura, caminhando normalmente, possuindo uma amplificação dinâmica de aproximadamente 25 % em relação aos picos de força de cada pé do indivíduo.

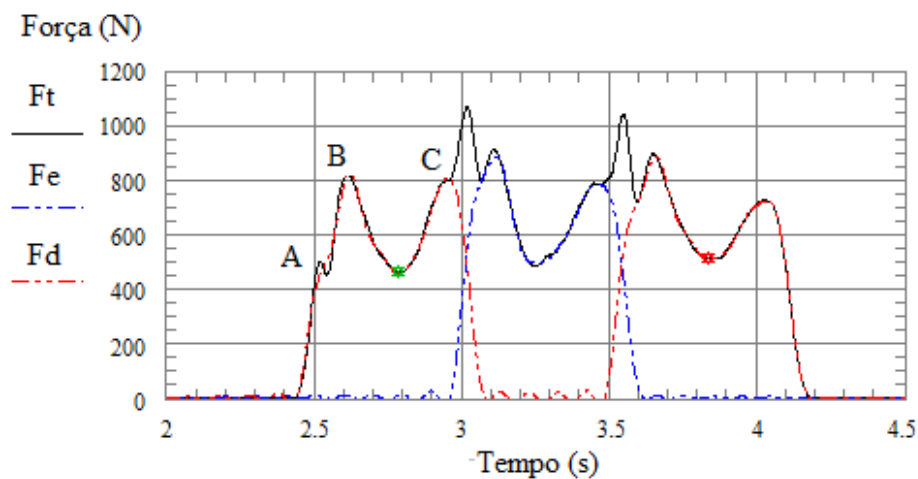


Figura 3.19 – Dados da componente vertical da força de reação do solo (FRS).

Analisando, qualitativamente, a componente vertical da força de reação do solo (FRS), observa-se que a mesma é caracterizada por dois picos e um vale. O primeiro pico (B) é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo [Larish et al., 1988]. Este pico é o início do apoio médio (apoio unipodal), sendo esta força maior que o peso corporal, pois se adiciona o efeito de aceleração ao peso do indivíduo. O segundo pico (C) é observado no final do período de apoio e representa o impulso contra o solo para iniciar o próximo passo. Esta força também é maior que o peso estático do pedestre, pois adiciona o efeito de aceleração ao peso corporal. De acordo com Hamill e Knutzen, 1999, o vale entre os dois picos é menor em magnitude que o peso corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo. O vale é acentuado pelo balanço do membro contralateral que alivia a carga na plataforma de forças. Ainda, segundo Nigg e Herzog, 2007, as componentes da FRS apresentam um pico nos primeiros milissegundos do período de apoio, sendo que este pico nem sempre é evidente em análises da marcha, pois este se refere à força de impacto (A), esta força resulta da colisão entre dois corpos: o pé e o solo. A magnitude do pico da força de impacto pode sofrer influências de fatores como a velocidade de locomoção, tipo de calçado, entre outros [Toso e Gomes, 2013a]. Nesta figura, F_t corresponde a força total, F_e é a força do pé esquerdo e F_d a força do pé direito. Outras curvas de FRS (correspondentes a outros indivíduos) estão disponíveis no Apêndice B.

No entanto, a ação dinâmica total exercida pelo pedestre corresponde a uma sequência de passos, existindo um intervalo de tempo em que a força é aplicada, simultaneamente, em dois pontos da plataforma, afastados do comprimento do passo. A variação da força para a ação total do pedestre durante uma caminhada normal é apresentada na Figura 3.20, em um diagrama resultante a partir dos dados mensurados da caminhada de um pedestre. Portanto, durante a caminhada existe um curto período de tempo em que ambos os pés estão em contato com o solo (apoio bipodal), resultando na superposição das forças geradas por cada pé do indivíduo.

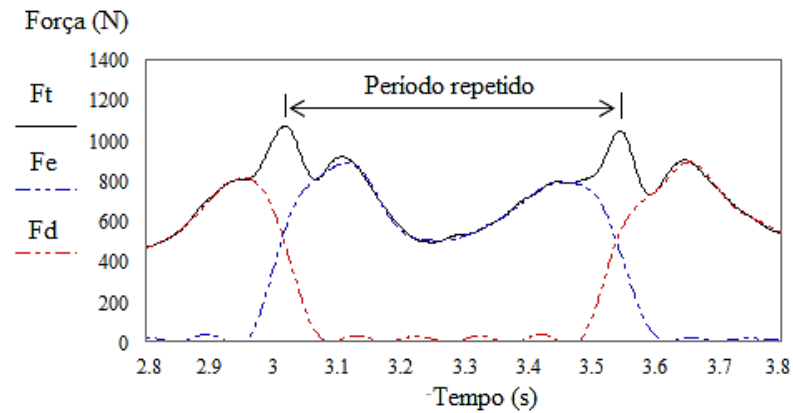


Figura 3.20 – Força aplicada pelos dois pés durante a caminhada.

A Figura 3.21 apresenta a força de reação do solo (FRS) avaliada de forma tridimensional no espaço (posição de aplicação). Isto se torna importante para a obtenção dos parâmetros cinemáticos dos pedestres. Em vermelho observa-se o deslocamento da força resultante vertical, quando ambos os pés estão em contato com solo. Em azul a força de cada pé de maneira individual (na fase em que apenas 1 deles encontra-se em contato com o solo), e em verde, a magnitude da força quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo (completo apoio plantar).

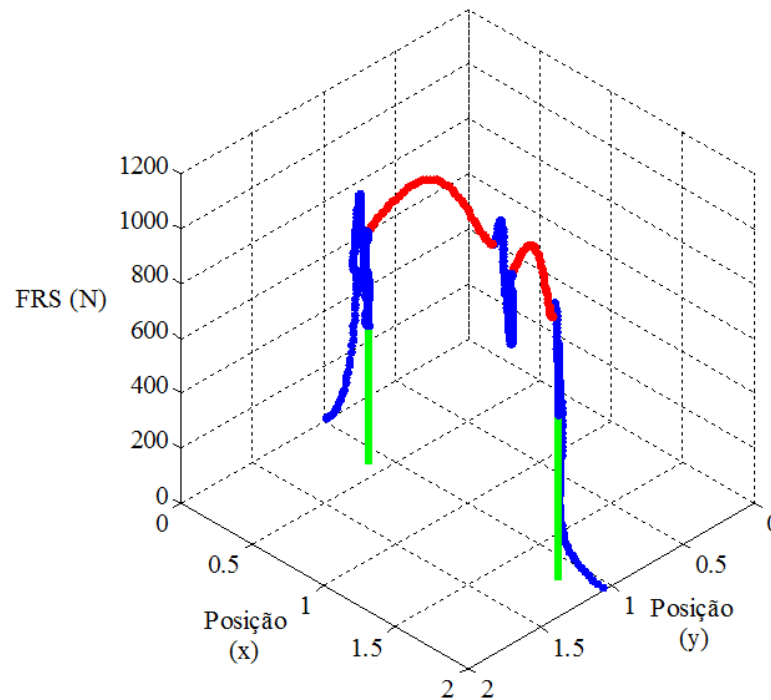


Figura 3.21 – Representação em perspectiva da força de reação do solo vertical.

Percebe-se claramente que a aplicação da componente de força vertical não ocorre em linha reta (eixo x), mas em um padrão oscilatório neste eixo. Há ainda a questão temporal (não observada neste gráfico) onde o tempo de ocorrência de cada um dos trechos é diferenciado (vermelho, ocorrendo em curto intervalo de tempo e o azul em um intervalo de tempo maior). Todos os tempos de contato com o solo na fase bipodal e unipodal assim como distâncias e larguras de passadas são obtidas automaticamente através do software de aquisição e disponibilizados para cada passada do pedestre.

Informações adicionais sobre o movimento humano podem ser encontradas em Vaughan et al., 1992; Winter, 2009 e Hamill e Knutzen, 1999.

3.3 ACELERAÇÃO VERTICAL

Com o objetivo de obter as amplitudes dos três primeiros harmônicos da aceleração vertical na cintura dos pedestres, um acelerômetro (modelo 8312B10, Kistler) é empregado, sendo acoplado a um condicionador de sinais e posicionado na cintura do pedestre, conforme mostra a Figura 3.22.



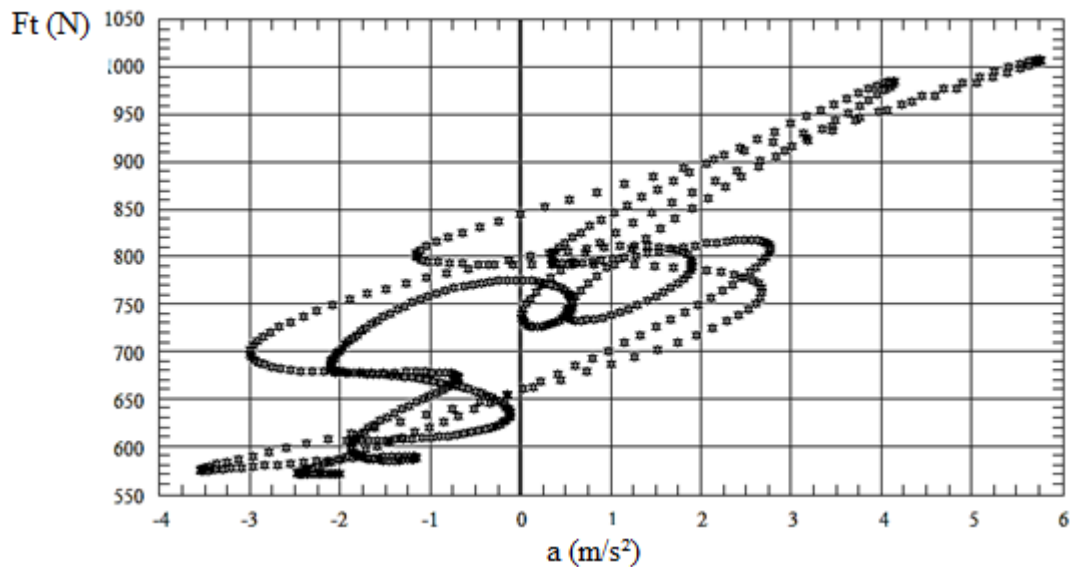
Figura 3.22– Cinto, acelerômetro, condicionador de sinais e sua fixação na cintura da pessoa.

Medições experimentais são realizadas com 35 indivíduos usando este aparato, movendo-se com a sua própria taxa de passos, caminhando naturalmente. Cada participante caminha em linha reta sobre a plataforma de forças começando e terminando cada travessia em repouso. Seguindo as indicações de Rose e Gamble, 1994, as acelerações são mensuradas ao nível da cintura do pedestre (considera-se que o centro de gravidade da pessoa está localizado na região da

cintura). Assim, a aceleração e a força aplicada (utilizando a plataforma de forças, previamente descrita) podem ser medidas simultaneamente. Os sinais de aceleração e forças são gravados para passagens repetidas de cada pedestre (10 repetições). As repetições em cada indivíduo visam capturar as variabilidades do caminhar de uma mesma pessoa. O espectro de aceleração obtido a partir de cada travessia de um determinado pedestre, em particular, e as amplitudes de aceleração dos três primeiros harmônicos deste espectro são utilizados como parâmetros de entrada do modelo biodinâmico para obter a massa modal equivalente, rigidez e amortecimento do pedestre. Detalhes quanto à obtenção destes parâmetros biodinâmicos serão apresentados em seções subsequentes.

3.3.1 Comportamento da força e aceleração vertical para pedestres caminhando

O comportamento da força de reação do solo versus a aceleração vertical no pedestre é possível de ser avaliada com a proposta de plataforma desenvolvida. A medição ao mesmo tempo (sincronizada) destas duas variáveis, para um pedestre padrão, caminhando normalmente, é apresentada na Figura 3.23 no domínio do tempo e no domínio da frequência.



(a)

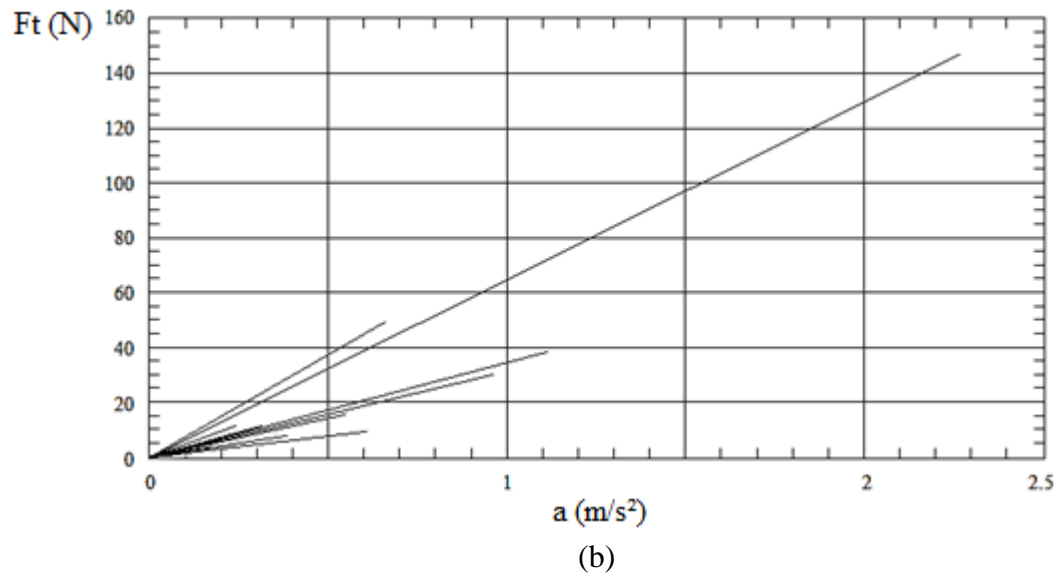


Figura 3.23 – Sinais de Força \times aceleração: (a) no domínio do tempo e (b) no domínio da frequência.

A partir dos resultados anteriores é possível verificar que há uma correlação entre a força e a aceleração no centro de gravidade do pedestre ao longo do tempo, indicando uma relação mais complexa envolvendo massa, rigidez e amortecimento modal. No domínio da frequência, esta relação parece ser mais linear quando avaliada individualmente para cada um dos harmônicos presentes no sinal de força e aceleração (cada linha reta na Figura 3.23b corresponde a um harmônico que possui inclinações constantes) indicando uma possível massa modal específica para cada harmônico. Na verdade, a relação deve considerar a componente de frequência assim como as rigidezes e amortecimentos presentes no processo da caminhada através de um modelo de alguns graus de liberdade.

3.4 MODELO BIODINÂMICO PARA PEDESTRES CAMINHANDO

Segundo Silva, 2011, o corpo humano interage com as estruturas estando ele em repouso: sentado ou em pé; ou em movimento: caminhando, correndo ou pulando. De acordo com o autor, estas interações se desenvolvem através da aplicação de forças na estrutura devido à locomoção de um indivíduo, às reações recíprocas da estrutura devido a estas forças, à adição de massa ao

sistema devido à presença de pessoas, bem como o aumento do amortecimento do sistema devido à capacidade do corpo humano em absorver a energia vibratória.

O modelo biodinâmico de um grau de liberdade que representa a dinâmica na direção vertical de uma pessoa quando caminha foi previamente desenvolvido por Silva, 2011. Em sua Tese, o autor utiliza dados de força oriundos da literatura: Zivanovic et al., 2007a e Kerr e Bishop, 2001. Admite-se que o movimento vertical do corpo humano durante a caminhada é caracterizado por um movimento relativo entre o centro de gravidade do corpo e o solo, sendo o resultado de uma sequência cíclica dos movimentos verticais provocados pelo movimento de flexão dos membros inferiores bem como da quantidade de massa que participa deste movimento. Em cada ciclo, o corpo move-se para baixo, devido à flexão de cada perna e restitui a sua posição com o tensionamento dos mesmos membros. Ou seja, o movimento vertical é causado pelo movimento para cima e para baixo do centro de gravidade, devido à força de reação do solo (FRS), e esta é influenciada pela rigidez (k), amortecimento (c) e massa modal (m) do pedestre envolvido neste movimento. Os movimentos do grau de liberdade do sistema, tendo uma massa m , são considerados como os movimentos do centro de gravidade do corpo humano, enquanto a rigidez k representa a impedância mecânica do corpo e o amortecimento c está relacionado com a dissipação de energia dos movimentos do corpo da pessoa. Desta forma, um modelo biodinâmico representativo é idealizado como um sistema de um único grau de liberdade, submetido ao movimento da base. O movimento desta base seria equivalente ao movimento relativo entre o centro de gravidade do corpo, representado pelo grau de liberdade do modelo, e o piso, representado pela base do modelo [Silva, 2011].

3.4.1 Modelo biodinâmico de um grau de liberdade

O modelo biodinâmico descrito anteriormente pode ser representado pela Figura 3.24.

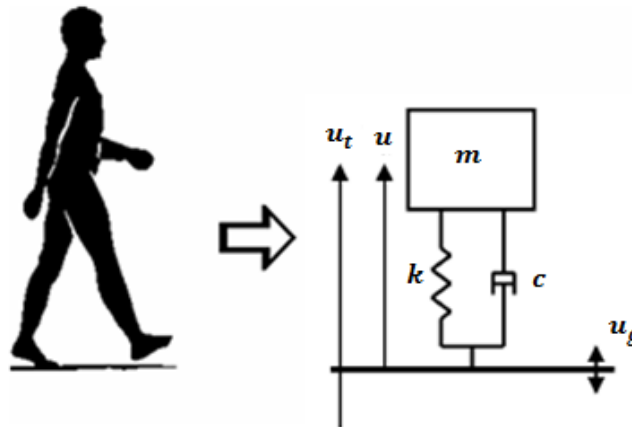


Figura 3.24 – Modelo biodinâmico de um grau de liberdade. [Silva, 2011].

Na Figura 3.24 u_t e u são os deslocamentos do grau de liberdade com respeito a um ponto de referência fixo e em relação à base, respectivamente, enquanto u_g é o deslocamento cíclico da base em relação ao mesmo ponto de referência. Quem se desloca é o centro de gravidade do corpo humano e não a base, e a ação de interesse é o movimento relativo entre as duas partes. A equação diferencial que representa o equilíbrio de forças do modelo na Figura 3.24 é fornecida por Clough e Penzien, 1986, de acordo com a Equação 3.11.

$$m\ddot{u}_t + c(\dot{u}_t - \dot{u}_g) + k(u_t - u_g) = 0 \quad (3.11)$$

Assume-se que a força de reação do solo é igual à soma das forças aplicadas pelos elementos que conectam a massa ao piso. Uma equação equivalente é obtida, através da aplicação desta força ao grau de liberdade do modelo, conforme Equação 3.12.

$$m\ddot{u}_t + c\dot{u}_t + ku_t = c\dot{u}_g + ku_g = P_{FRS} \quad (3.12)$$

Neste modelo equivalente, o modelo de um único grau de liberdade está ligado a uma base fixa sendo excitado por uma força equivalente ao efeito do movimento aplicado pela base. Esta força equivalente, identificada por P_{FRS} , é a força de reação do solo devido ao movimento de um pedestre caminhando. A etapa seguinte é a determinação dos parâmetros deste modelo biodinâmico de modo a representar a caminhada de um indivíduo sobre uma estrutura. Deve ser

notado que, a fim de obter os parâmetros do modelo, a força de reação do solo e a aceleração correspondente do sistema são mensuradas em uma superfície rígida (plataforma de forças). De acordo com Thomson e Dahleh, 1997, resolvendo a equação diferencial que representa o modelo (Equação 3.12), obtém-se a resposta harmônica em deslocamentos (no domínio da frequência), de acordo com a Equação 3.13.

$$U(\omega) = \frac{P_{FRS}(\omega)}{|k - \omega^2 m + j\omega c|} \quad (3.13)$$

Onde: $U(\omega)$ representa a amplitude do deslocamento do sistema, excitado por uma força de amplitude $P_{FRS}(\omega)$. Derivando-se duas vezes a expressão do deslocamento do sistema em relação ao tempo, obtêm-se as amplitudes das acelerações harmônicas do modelo devido à força aplicada, conforme Equação 3.14.

$$A(\omega_i) = \frac{\omega_i^2 P_{FRS}(\omega_i)}{|k - \omega_i^2 m + j\omega_i c|} \quad i = 1, \dots, nh \quad (3.14)$$

Na Equação 3.14 os parâmetros m , c e k são as incógnitas a serem obtidas; j é o número imaginário, raiz quadrada de (-1); $P_{FRS}(\omega_i)$ e $A(\omega_i)$ são os valores de entrada do modelo, sendo respectivamente, as amplitudes dos três primeiros harmônicos da força de reação do solo (FRS) para a frequência ω_i e as amplitudes dos três primeiros harmônicos da aceleração no nível da cintura dos indivíduos testados, obtidas a partir dos espectros dos sinais medidos; nh representa o número de harmônicos considerados (três neste estudo). Isto conduz a um sistema de três equações não lineares, sendo uma expressão de aceleração da Função de Resposta em Frequência (FRF) do modelo de um grau de liberdade. A minimização das diferenças de níveis experimentais para os valores modelados de aceleração para as componentes harmônicas permite a obtenção dos parâmetros do modelo biodinâmico. Para realizar esta minimização utiliza-se o algoritmo *interior point* do software MATLAB[®], 2011. Como saída, tem-se os parâmetros do modelo biodinâmico: massa modal (m), amortecimento (c) e rigidez (k), correspondente a cada caminhada do indivíduo sobre a plataforma de forças. Os valores dos três primeiros harmônicos

de força de reação do solo, aceleração e frequência estão disponíveis, como exemplo, no Apêndice C referentes ao primeiro pedestre participante dos ensaios experimentais.

3.5 MODELO BIODINÂMICO DE UM GRAU DE LIBERDADE COM ATUADOR

Nesta Seção, apresenta-se um modelo biodinâmico (composto de massa, mola, amortecedor e atuador) que, posteriormente, é acoplado à passarela de Brasília. Este acoplamento objetiva avaliar a interação existente entre pedestre e estrutura na direção vertical. O modelo proposto considera interações com estruturas rígidas e flexíveis. O modelo apresenta alguns aspectos similares a metodologia proposta por Costa, 2013, posteriormente publicado por Pfeil et al., 2014. No entanto, os autores utilizam o método da superposição modal, considerando somente um modo de vibração estrutural, utilizando uma estrutura no plano, além de considerar o deslocamento do calcanhar do pedestre como fonte de excitação e atuação do indivíduo.

3.5.1 Modelo de interação: estrutura rígida

No caso do caminhar sobre uma superfície rígida, u_{pr} representa as oscilações em deslocamento em torno do centro de gravidade do pedestre (CG) em relação à sua posição inicial de equilíbrio com a força da gravidade. Experimentalmente, mede-se tanto a força vertical de reação do solo F_R quanto a aceleração do CG do pedestre \ddot{u}_{pr} . De acordo com a Figura 3.25, o pedestre desloca-se com velocidade constante v e a representação do esforço da caminhada é realizada pela força do atuador F_A o qual irá gerar as oscilações no sistema de 1 GDL. Assume-se que o pedestre se comporte como um sistema 1 GDL com massa, rigidez e amortecimento e que a presença de um atuador irá fornecer a excitação necessária à oscilação vertical.

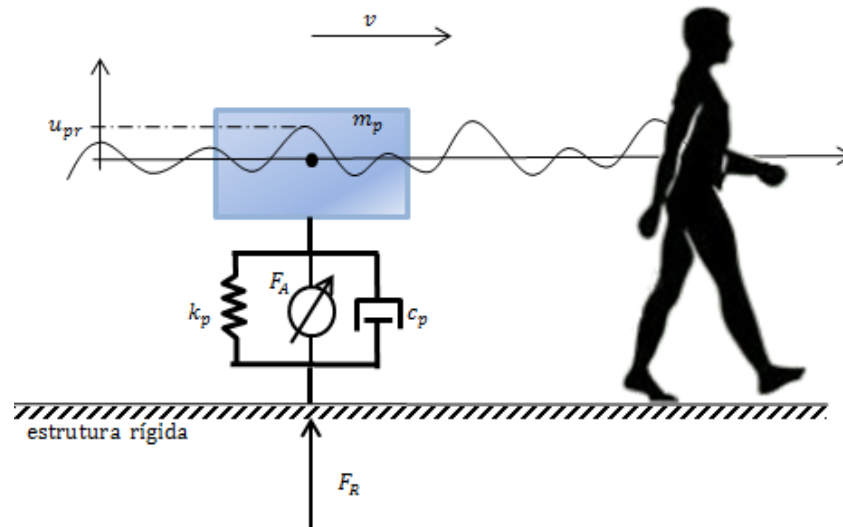


Figura 3.25 – Sistema de 1GDL com atuador para representar o caminhar de um pedestre.

Considerando o equilíbrio de forças no ponto de contato do pé com a superfície, como indicado na Figura 3.24, obtêm-se a Figura 3.26:

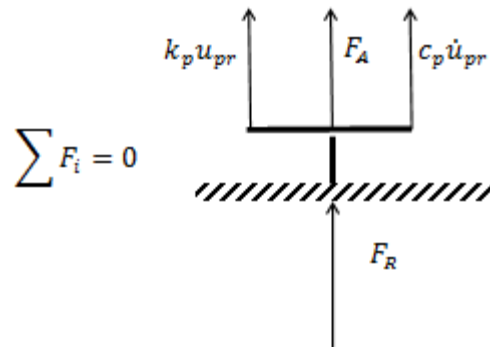


Figura 3.26 – Equilíbrio de forças no ponto de contato com a superfície rígida.

Utilizando o equilíbrio de forças obtêm-se a Equação 3.15:

$$F_R + c_p \dot{u}_{pr} + k_p u_{pr} + F_A = 0 \quad (3.15)$$

O equilíbrio de forças no CG do pedestre está representado na Figura 3.27:

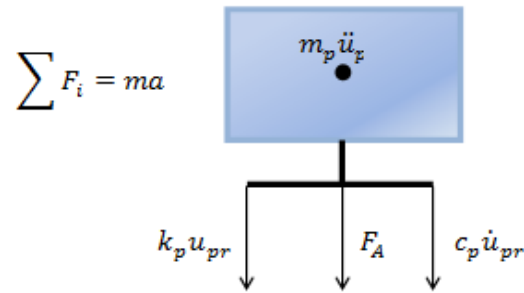


Figura 3.27 – Equilíbrio de forças no CG do pedestre na situação da superfície rígida.

Considerando condições de equilíbrio no centro de gravidade do pedestre, tem-se a Equação 3.16:

$$m_p \ddot{u}_{pr} = -c_p \dot{u}_{pr} - k_p u_{pr} - F_A \quad (3.16)$$

A partir da Equação 3.15, obtêm-se a Equação 3.17:

$$F_A = -F_R - c_p \dot{u}_{pr} - k_p u_{pr} \quad (3.17)$$

Substituindo a Equação 3.17 na Equação 3.16 obtêm-se a Equação 3.18:

$$m_p \ddot{u}_{pr} = -c_p \dot{u}_{pr} - k_p u_{pr} + F_R + c_p \dot{u}_{pr} + k_p u_{pr} \quad (3.18)$$

Rescrevendo, tem-se a Equação 3.19:

$$F_R = m_p \ddot{u}_{pr} \quad (3.19)$$

Logo, a força de reação vertical é igual à força de inércia desenvolvida pelo pedestre.

3.5.2 Modelo de interação: estrutura flexível

Neste caso, considera-se que a estrutura é flexível em função da baixa rigidez e amortecimento. A estrutura, no ponto de contato, poderá apresentar deslocamento u_s . Assim, ao caminhar sobre uma estrutura flexível, u_p^* irá representar o deslocamento vertical do pedestre em torno do CG referente à sua situação em repouso. Este deslocamento pode ser reescrito em duas parcelas, conforme a Equação 3.20:

$$u_p^* = u_{pr} + u_p \quad (3.20)$$

Onde: u_{pr} é o deslocamento em torno do CG na condição da superfície rígida e u_p é o deslocamento relacionado à interação do pedestre com a estrutura flexível também medido em relação à situação do pedestre em repouso. A Figura 3.28 representa o caminhar do pedestre sobre uma superfície flexível.

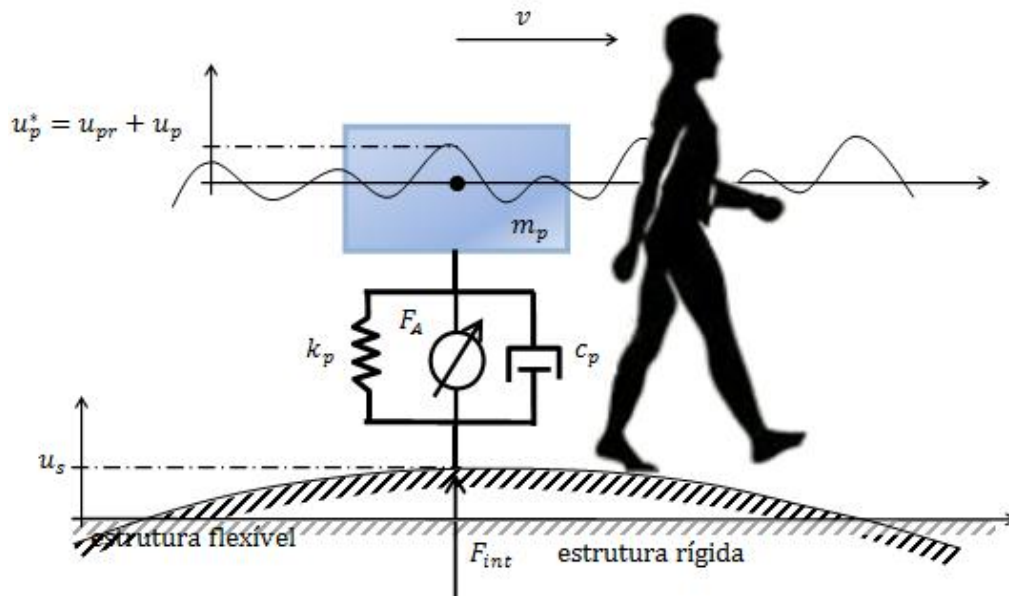


Figura 3.28 – Sistema de 1GDL com atuador para representar o caminhar de um pedestre sobre uma superfície flexível.

A Figura 3.29 representa o equilíbrio de forças no ponto de contato do pé com a superfície flexível.

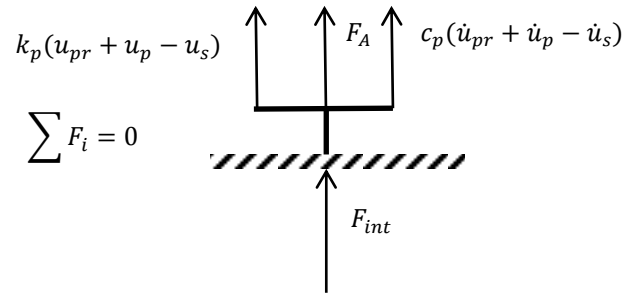


Figura 3.29 – Equilíbrio de forças no ponto de contato com a superfície flexível.

A partir da condição de equilíbrio obtêm-se a Equação 3.21:

$$F_{int} + c_p(\dot{u}_{pr} + \dot{u}_p - \dot{u}_s) + k_p(u_{pr} + u_p - u_s) + F_A = 0 \quad (3.21)$$

A Figura 3.30 considera o equilíbrio de forças no CG do pedestre.

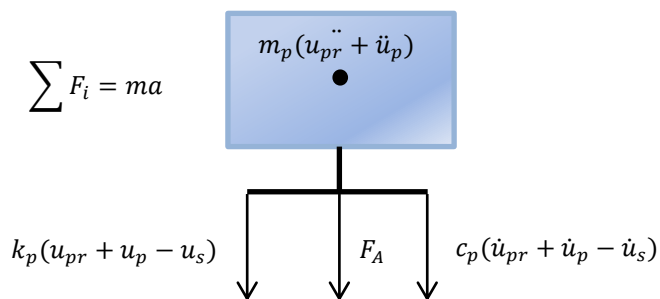


Figura 3.30 – Equilíbrio de forças no CG do pedestre na situação da superfície flexível.

Novamente, utilizando-se condições de equilíbrio, obtêm-se a Equação 3.22:

$$m_p(\ddot{u}_{pr} + \ddot{u}_p) = -c_p(\dot{u}_{pr} + \dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_{pr} + u_p - u_s) - F_A \quad (3.22)$$

Com base na Equação 3.21, obtêm-se a Equação 3.23:

$$F_{int} = -c_p(\dot{u}_{pr} + \dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_{pr} + u_p - u_s) - F_A \quad (3.23)$$

Onde, supondo a atuação igual à situação da superfície rígida, substituindo a Equação 3.17 na Equação 3.23, tem-se a Equação 3.24:

$$F_{int} = -c_p(\dot{u}_{pr} + \dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_{pr} + u_p - u_s) + F_R + c_p\dot{u}_{pr} + k_p u_{pr} \quad (3.24)$$

Reescrevendo, tem-se a Equação 3.25:

$$F_{int} = -c_p(\dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_p - u_s) + F_R \quad (3.25)$$

A equação anterior considera que a força de interação a ser aplicada na estrutura não é apenas a força de reação do solo (na situação piso rígido) F_R , mas também componentes de amortecimento e rigidez do movimento relativo entre pedestre e estrutura.

Substituindo a Equação 3.23 na Equação 3.22, obtêm-se a Equação 3.26:

$$m_p(\ddot{u}_{pr} + \ddot{u}_p) = -c_p(\dot{u}_{pr} + \dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_{pr} + u_p - u_s) + F_R + c_p\dot{u}_{pr} + k_p u_{pr} \quad (3.26)$$

Considerando a Equação 3.19 e reescrevendo-a, obtêm-se a Equação 3.27:

$$F_R + m_p\ddot{u}_p = -c_p(\dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_p - u_s) + F_R \quad (3.27)$$

Reescrevendo novamente, tem a Equação 3.28:

$$m_p\ddot{u}_p = -c_p(\dot{u}_p - \dot{u}_s) - k_p(u_p - u_s) \quad (3.28)$$

Esta é a equação de movimento do CG do pedestre relativo ao deslocamento de interação u_p . Para obter os deslocamentos reais do pedestre na situação de superfície flexível (u_p^*), é

preciso somar ao deslocamento de interação (u_p), o deslocamento obtido na situação de superfície rígida (u_{pr}).

A força de reação vertical de interação F_{int} é igual à força de inércia desenvolvida pelo pedestre neste sistema (considerando a aceleração de interação do pedestre \ddot{u}_p e não a aceleração do CG do pedestre na condição de piso rígido \ddot{u}_{pr}) somado à força de reação do caso com a superfície rígida, conforme Equação 3.29:

$$F_{int} = m_p \ddot{u}_p + F_R \quad (3.29)$$

Lembrando que o deslocamento u_s é o deslocamento vertical no ponto onde se encontra o pedestre em contato com a estrutura (não necessariamente um determinado grau de liberdade da estrutura), então, a Equação 3.28 deve ser colocada em função de todos os graus de liberdade da estrutura $\{\mathbf{u}_s\}$ sendo acoplada à equação da estrutura.

Supondo um elemento de viga plana de Euler-Bernoulli para discretizar a estrutura, as funções de forma de um elemento são escritas de acordo com a Equação 3.30 [Gere e Weaver, 1987]:

$$[N^e(\xi_0)] = \begin{bmatrix} 1 - \xi_0 & 0 & 0 & \xi_0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 - 3(\xi_0)^2 + 2(\xi_0)^3 & L(\xi_0 - 2(\xi_0)^2 + (\xi_0)^3) & 0 & 3(\xi_0)^2 - 2(\xi_0)^3 & L(-(\xi_0)^2 + (\xi_0)^3) \\ 0 & (-6\xi_0 + 6\xi_0^2)/L & 1 - 4\xi_0 + 3\xi_0^2 & 0 & (6\xi_0 - 6\xi_0^2)/L & 3\xi_0^2 - 2\xi_0 \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

Onde: $\xi_0 = x_0/L$, sendo, x_0 a distância do ponto de contato para o início do elemento; L é o comprimento do elemento. Os deslocamentos no ponto de contato no interior do elemento e podem ser interpolados utilizando-se as funções de forma e os deslocamentos nos nós do elemento, de acordo com a Equação 3.31.

$$\{\mathbf{u}_s^e(x)\}_{3 \times 1} = \begin{Bmatrix} x \\ y \\ \theta \end{Bmatrix} = [\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{3 \times 6} \{\bar{\mathbf{u}}_s^e\}_{6 \times 1} \quad (3.31)$$

Onde: $\{\bar{\mathbf{u}}_s^e\} = \{x_i \ y_i \ \theta_i \ x_j \ y_j \ \theta_j\}^T$ sendo i o nó inicial e j o nó final. Assim, para avaliar apenas o deslocamento vertical no local de contato, considera-se a Equação 3.32:

$$u_s = [0 \ 1 \ 0][\mathbf{N}^e(\xi_0)]\{\bar{\mathbf{u}}_s^e\} \quad (3.32)$$

O deslocamento nodal do elemento e ($\{\bar{\mathbf{u}}_s^e\}$) pode ser expresso em função dos deslocamentos da estrutura utilizando-se uma matriz que selecionará os GDLs respectivos, de acordo com a Equação 3.33:

$$u_s = [0 \ 1 \ 0][\mathbf{N}^e(\xi_0)] \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 1 \end{bmatrix} \{\mathbf{u}_s\} = [0 \ 1 \ 0]_{1 \times 3} [\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{3 \times 6} [\mathbf{Q}]_{6 \times n} \{\mathbf{u}_s\}_{n \times 1} \quad (3.33)$$

Sendo:

$$u_s = \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\} \quad (3.34)$$

Onde:

$$\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} = [0 \ 1 \ 0]_{1 \times 3} [\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{3 \times 6} [\mathbf{Q}]_{6 \times n} \quad (3.35)$$

Assim, a Equação 3.28 do movimento do pedestre na estrutura flexível pode ser reescrita conforme a Equação 3.36:

$$m_p \ddot{u}_p + c_p (\dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\dot{\mathbf{u}}_s\}) + k_p (u_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\}) = 0 \quad (3.36)$$

Para a força de interação F_{int} ocorre o mesmo, é necessário escrevê-la em função dos graus de liberdade da estrutura utilizando as funções de forma, metodologia similar a anterior. Assim, obtêm-se a Equação 3.37:

$$\{\mathbf{F}^e\}_{6 \times 1} = [\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{6 \times 3}^T \begin{Bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{Bmatrix}_{3 \times 1} F_{int} \quad (3.37)$$

Onde: $\xi_0 = x_0/L$ é o ponto de aplicação da força de interação nas coordenadas adimensionais do elemento. Lembrando que $\{\mathbf{F}^e\}$ pode ser colocado em função das forças globais da estrutura, conforme a Equação 3.38:

$$\{\mathbf{F}_{int}\}_{n \times 1} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 1 \end{bmatrix}^T \{\mathbf{F}^e\} = [\mathbf{Q}]_{n \times 6}^T \{\mathbf{F}^e\}_{6 \times 1} \quad (3.38)$$

Substituindo a Equação 3.37 na Equação 3.38, obtêm-se a Equação 3.39:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = [\mathbf{Q}]_{n \times 6}^T [\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{6 \times 3}^T \begin{Bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{Bmatrix} F_{int} = \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}_{n \times 1}^T F_{int} \quad (3.39)$$

Logo, aplicando a Equação 3.25 e 3.34 na Equação 3.39, obtêm-se a Equação 3.40:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = [\mathbf{Q}]_{n \times 6}^T [\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{6 \times 3}^T \begin{Bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{Bmatrix} [-c_p(\dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\dot{\mathbf{u}}_s\}) - k_p(u_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\}) + F_R] \quad (3.40)$$

Reescrevendo, obtêm-se a Equação 3.41:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}_{n \times 1}^T [-c_p(\dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\dot{\mathbf{u}}_s\}) - k_p(u_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\}) + F_R] \quad (3.41)$$

3.5.3 Acoplamento do modelo biodinâmico

Em um determinado instante de tempo t , a força de interação estará atuando em determinado ponto (x_0) em um elemento (e) de uma estrutura discreta que possui n graus de

liberdade. Lembrando que a força de interação calculada anteriormente é a resultante da ação da estrutura no pedestre, para manter o equilíbrio de forças, devemos representar a força de interação como sendo $-F_{int}$ aplicada à estrutura, pois será a resultante da ação do pedestre na estrutura para manter o equilíbrio. Na análise dinâmica de estruturas, os deslocamentos nodais de um sistema dinâmico podem ser obtidos tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo. A Equação 3.42 representa o movimento no domínio do tempo.

$$[\mathbf{M}]\{\ddot{\mathbf{u}}_s\} + [\mathbf{C}]\{\dot{\mathbf{u}}_s\} + [\mathbf{K}]\{\mathbf{u}_s\} = \{\mathbf{F}(t)\} - \{\mathbf{F}_{int}(t)\} \quad (3.42)$$

Onde: $[\mathbf{M}]$, $[\mathbf{C}]$ e $[\mathbf{K}]$ são as matrizes de ordem $n \times n$ (sendo n o número de graus de liberdade do sistema) descrevendo a massa, amortecimento e rigidez respectivamente; $\{\mathbf{u}_s\}$, $\{\dot{\mathbf{u}}_s\}$ e $\{\ddot{\mathbf{u}}_s\}$ são vetores de ordem $n \times 1$ representando os deslocamentos, velocidades e acelerações nodais; $\{\mathbf{F}\}$ é o vetor de forças atuantes na estrutura (pode ser variável no tempo), mas que não altera seu ponto de aplicação. Utilizando-se a Equação 3.41, para o valor da força de interação tem-se a Equação 3.43:

$$[\mathbf{M}] \begin{Bmatrix} \ddot{u}_{s1} \\ \vdots \\ \ddot{u}_{si} \\ \vdots \\ \ddot{u}_{sn} \end{Bmatrix} + [\mathbf{C}] \begin{Bmatrix} \dot{u}_{s1} \\ \vdots \\ \dot{u}_{si} \\ \vdots \\ \dot{u}_{sn} \end{Bmatrix} + [\mathbf{K}] \begin{Bmatrix} u_{s1} \\ \vdots \\ u_{si} \\ \vdots \\ u_{sn} \end{Bmatrix} = \{\mathbf{F}\} - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T [-c_p(\dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\dot{\mathbf{u}}_s\}) - k_p(u_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\}) + F_R] \quad (3.43)$$

Reescrevendo, obtêm-se a Equação 3.44:

$$[\mathbf{M}] \begin{Bmatrix} \ddot{u}_{s1} \\ \vdots \\ \ddot{u}_{si} \\ \vdots \\ \ddot{u}_{sn} \end{Bmatrix} + [\mathbf{C}] \begin{Bmatrix} \dot{u}_{s1} \\ \vdots \\ \dot{u}_{si} \\ \vdots \\ \dot{u}_{sn} \end{Bmatrix} + [\mathbf{K}] \begin{Bmatrix} u_{s1} \\ \vdots \\ u_{si} \\ \vdots \\ u_{sn} \end{Bmatrix} = \{\mathbf{F}\} + \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T c_p(\dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\dot{\mathbf{u}}_s\}) + \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T k_p(u_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\}) - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T F_R \quad (3.44)$$

Rearranjando a equação anterior para que o termo à direita fique apenas em função de F_R e $\{\mathbf{F}\}$, obtêm-se a Equação 3.45:

$$\begin{aligned} & [\mathbf{M}]\{\dot{\mathbf{u}}_s\} + [\mathbf{C}]\{\dot{\mathbf{u}}_s\} + [\mathbf{K}]\{\mathbf{u}_s\} - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T c_p \dot{u}_p + c_p \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ & - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T k_p u_p + k_p \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} \{\mathbf{u}_s\} = \{\mathbf{F}\} - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T F_R \end{aligned} \quad (3.45)$$

Rearranjando novamente, obtêm-se a Equação 3.46:

$$\begin{aligned} & [\mathbf{M}]\{\dot{\mathbf{u}}_s\} + \left[[\mathbf{C}] + c_p \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} \right] \{\dot{\mathbf{u}}_s\} + \left[[\mathbf{K}] + k_p \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} \right] \{\mathbf{u}_s\} \\ & - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T c_p \dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T k_p u_p = \{\mathbf{F}\} - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T F_R \end{aligned} \quad (3.46)$$

A Equação 3.46 pode ser reescrita de forma compacta, conforme a Equação 3.47:

$$\begin{aligned} & [\mathbf{M}]\{\dot{\mathbf{u}}_s\} + [[\mathbf{C}] + \mathbf{C}^*]\{\dot{\mathbf{u}}_s\} + [[\mathbf{K}] + \mathbf{K}^*]\{\mathbf{u}_s\} - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T c_p \dot{u}_p - \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T k_p u_p = \\ & \quad \{\mathbf{F}\} - \{\mathbf{F}_R\} \end{aligned} \quad (3.47)$$

Onde: $\{\mathbf{F}_R\} = \{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T F_R$.

Utilizando a Equação 3.36 do pedestre, que é desenvolvida em função dos vetores de deslocamento da estrutura e acoplando esta equação com a Equação 3.47 da estrutura, obtêm-se a Equação 3.48:

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} [\mathbf{M}] & \{\mathbf{0}\} \\ \{\mathbf{0}\}^T & m_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ \dot{u}_p \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [[\mathbf{C}] + \mathbf{C}^*] & -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T c_p \\ -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} c_p & c_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ \dot{u}_p \end{Bmatrix} + \\ & \begin{bmatrix} [[\mathbf{K}] + \mathbf{K}^*] & -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T k_p \\ -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} k_p & k_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\mathbf{u}_s\} \\ u_p \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{\mathbf{F}(t)\} \\ 0 \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} \{\mathbf{F}_R(t)\} \\ 0 \end{Bmatrix} \end{aligned} \quad (3.48)$$

Considerando $\mathbf{X} = \{\{\mathbf{u}_s\} u_p\}^T$ e reescrevendo a equação anterior, obtém-se a Equação 3.49:

$$[\mathbf{M}]\{\ddot{\mathbf{X}}\} + [\mathbf{C}(t)]\{\dot{\mathbf{X}}\} + [\mathbf{K}(t)]\{\mathbf{X}\} = \{\mathbf{F}^*\} - \{\mathbf{F}_R^*(t)\} = \{\mathbf{F}\} \quad (3.49)$$

As Equações 3.50, 3.51 e 3.52 representam as matrizes do sistema acoplado (estrutura e pedestre), considerando massa, amortecimento e rigidez respectivamente:

$$[\mathbf{M}]_{n+1 \times n+1} = \begin{bmatrix} [\mathbf{M}]_{n \times n} & \{\mathbf{0}\}_{n \times 1} \\ \{\mathbf{0}\}_{1 \times n}^T & m_p \end{bmatrix} \quad (3.50)$$

$$[\mathbf{C}(t)]_{n+1 \times n+1} = \begin{bmatrix} [[\mathbf{C}]_{n \times n} + \mathbf{C}^*(i)_{n \times n}] & -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T c_p \\ -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} c_p & c_p \end{bmatrix} \quad (3.51)$$

$$[\mathbf{K}(t)]_{n+1 \times n+1} = \begin{bmatrix} [[\mathbf{K}]_{n \times n} + \mathbf{K}^*(i)_{n \times n}] & -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\}^T k_p \\ -\{\mathbf{H}(e, \xi_0)\} k_p & k_p \end{bmatrix} \quad (3.52)$$

Uma das maneiras de resolver a equação do movimento no domínio do tempo (Equação 3.49) é através do uso da integração direta, discretizando o tempo em intervalos (Δt). Nesta Tese, utiliza-se o Método de Newmark para determinar a resposta estrutural, considerando todos os modos de vibração da estrutura. Destaca-se que, uma das maiores desvantagens do método da superposição modal (onde se avalia a resposta de cada modo de vibração separadamente e a seguir obtém-se a resposta total por meio da soma das contribuições individuais de cada modo) é que, a princípio, esta abordagem não é válida para problemas não lineares. Isto porque, nestes casos a estrutura não possui modos fundamentais, uma vez que os deslocamentos afetam a rigidez do sistema estrutural [Bathe, 1996]. Ainda, sistemas estruturais com amortecimento não proporcional não possuem modos normais de vibração e, conseqüentemente, o método de superposição modal não pode ser aplicado.

3.5.4 Método de Newmark Linear

O método de Newmark é baseado na hipótese de que a aceleração varia linearmente entre dois instantes de tempo. Segundo Rao, 2011, expressões resultantes para os vetores de velocidade $\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ e deslocamento $\{\mathbf{X}_{i+1}\}$ para um sistema com vários GDLs são escritas conforme as Equações 3.53 e 3.54:

$$\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + [(1 - \beta)\{\ddot{\mathbf{X}}_i\} + \beta\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}]\Delta t \quad (3.53)$$

$$\{\mathbf{X}_{i+1}\} = \{\mathbf{X}_i\} + \Delta t\{\dot{\mathbf{X}}_i\} + [(1/2 - \alpha)\{\ddot{\mathbf{X}}_i\} + \alpha\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}](\Delta t)^2 \quad (3.54)$$

Onde: α e β são parâmetros selecionados para obter as características de precisão e estabilidade do método. Quando $\alpha = 1/4$ e $\beta = 1/2$ as Equações 3.53 e 3.54 correspondem à premissa de aceleração constante entre t_i e t_{i+1} e o método é incondicionalmente estável [Rao, 2011]. Para determinar o valor de $\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ a equação do equilíbrio dinâmico é considerada em $t = t_{i+1}$ obtendo-se a Equação 3.55:

$$[\mathbf{M}]\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} + [\mathbf{C}]\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} + [\mathbf{K}]\{\mathbf{X}_{i+1}\} = \{\mathbf{F}_{i+1}\} \quad (3.55)$$

A Equação 3.54 é usada para expressar $\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ em termos de $\{\mathbf{X}_{i+1}\}$. Essa expressão resultante pode ser substituída na Equação 3.53 para expressar $\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ em termos de $\{\mathbf{X}_{i+1}\}$. De acordo com Rao, 2011, substituindo essas expressões por $\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ e $\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ na Equação 3.55 obtêm-se uma relação para determinar $\{\mathbf{X}_{i+1}\}$ conforme Equação 3.56:

$$\{\mathbf{X}_{i+1}\} = \left[\frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} [\mathbf{M}] + \frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} [\mathbf{C}] + [\mathbf{K}] \right]^{-1} \left\{ \{\mathbf{F}_{i+1}\} + [\mathbf{M}] \left(\frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} \{\mathbf{X}_i\} + \frac{1}{\alpha(\Delta t)} \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + \left(\frac{1}{2\alpha} - 1 \right) \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \right) + [\mathbf{C}] \left(\frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} \{\mathbf{X}_i\} + \left(\frac{\beta}{\alpha} - 1 \right) \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + \left(\frac{\beta}{\alpha} - 2 \right) \frac{\Delta t}{2} \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \right) \right\} \quad (3.56)$$

O método de Newmark pode ser resumido conforme proposto por Rao, 2011. Com os vetores conhecidos de $\{\mathbf{X}_0\}$ e $\{\dot{\mathbf{X}}_0\}$ determinar $\{\ddot{\mathbf{X}}_0\}$ utilizando a Equação 3.57:

$$\{\ddot{\mathbf{X}}_0\} = [\mathbf{M}]^{-1}(\{\mathbf{F}_0\} - [\mathbf{C}]\{\dot{\mathbf{X}}_0\} - [\mathbf{K}]\{\mathbf{X}_0\}) \quad (3.57)$$

Selecionar valores adequados de Δt , α e β ; avaliar o vetor de deslocamento $\{\mathbf{X}_{i+1}\}$ começando com $i = 0$ utilizando a Equação 3.56. Determinar os valores de aceleração e velocidades no tempo t_{i+1} conforme as Equações 3.58 e 3.59.

$$\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} (\{\mathbf{X}_{i+1}\} - \{\mathbf{X}_i\}) - \frac{1}{\alpha(\Delta t)} \{\dot{\mathbf{X}}_i\} - \left(\frac{1}{2\alpha} - 1\right) \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \quad (3.58)$$

$$\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + (1 - \beta)\Delta t\{\ddot{\mathbf{X}}_i\} + \beta\Delta t\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} \quad (3.59)$$

A seguir, apresenta-se o pseudocódigo para o algoritmo de Newmark para o caso de problemas lineares.

Definir $\alpha = 0,25$ e $\beta = 0,50$

Sabendo-se de $\{\mathbf{X}_0\}$, $\{\dot{\mathbf{X}}_0\}$ determinar $\{\ddot{\mathbf{X}}_0\}$

$$\{\ddot{\mathbf{X}}_0\} = [\mathbf{M}]^{-1}(\{\mathbf{F}_0\} - [\mathbf{C}]\{\dot{\mathbf{X}}_0\} - [\mathbf{K}]\{\mathbf{X}_0\})$$

$$\text{Avaliar } T = \left[\frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} [\mathbf{M}] + \frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} [\mathbf{C}] + [\mathbf{K}] \right]$$

Laço do tempo $i=0, \dots, n$

Calcular

$$\{\mathbf{X}_{i+1}\} = [\mathbf{T}]^{-1} \left\{ \{\mathbf{F}_{i+1}\} + [\mathbf{M}] \left(\frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} \{\mathbf{X}_i\} + \frac{1}{\alpha(\Delta t)} \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + \left(\frac{1}{2\alpha} - 1\right) \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \right) + [\mathbf{C}] \left(\frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} \{\mathbf{X}_i\} + \left(\frac{\beta}{\alpha} - 1\right) \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + \left(\frac{\beta}{\alpha} - 2\right) \frac{\Delta t}{2} \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \right) \right\}$$

$$\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} (\{\mathbf{X}_{i+1}\} - \{\mathbf{X}_i\}) - \frac{1}{\alpha(\Delta t)} \{\dot{\mathbf{X}}_i\} - \left(\frac{1}{2\alpha} - 1\right) \{\ddot{\mathbf{X}}_i\}$$

$$\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + (1 - \beta)\Delta t\{\ddot{\mathbf{X}}_i\} + \beta\Delta t\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$$

Fim do laço do tempo

Pseudocódigo Newmark Linear.

3.5.5 Método de Newmark para problemas Não Lineares

Nesta Seção, um pseudocódigo é apresentado para a solução de equações dinâmicas não lineares, sem destacar maiores detalhes da verdadeira natureza das não linearidades que podem ser geométrica, física ou outra. Nesta Tese, considera-se a possível influência da não linearidade geométrica, esta deve ser considerada sempre que os deslocamentos afetarem de forma significativa os esforços internos [NBR 8800]. Neste contexto que Thomson e Dahleh, 1997, afirmam que com o aumento das amplitudes de oscilação os sistemas tendem a trabalhar como não lineares. Nas estruturas rígidas esses efeitos são pequenos (realiza-se uma análise linear com base na geometria indeformada da estrutura) e podem ser desprezados. Entretanto, em estruturas flexíveis, tais efeitos passam a ser significativos devendo ser ponderados. Além do mais, as propriedades de massa, rigidez e amortecimento da estrutura não são mais constantes uma vez que a cada instante, o pedestre (sistema de 1GDL) caminha e se acopla a um lugar diferente da estrutura.

Na seção anterior, consideraram-se deslocamentos infinitesimais, supondo que o deslocamento $\{\mathbf{X}\}$ é função linear do vetor de cargas aplicadas $\{\mathbf{F}\}$. Porém, tratando-se de não linearidade geométrica, a relação do vetor de deslocamentos $\{\mathbf{X}\}$ com o vetor de forças $\{\mathbf{F}\}$ deve ser satisfeita para todo o intervalo de tempo através de procedimentos incrementais do tipo passo-a-passo. Deve-se satisfazer a condição de equilíbrio de um corpo submetido a determinado incremento de carregamento. Segundo Bathe, 1996, na análise incremental, considera-se que a solução para um tempo discreto t é conhecida e que a solução para o tempo discreto $t + \Delta t$ é requerida. Sendo assim, a determinação da resposta dinâmica não linear pode ser interpretada como a superposição das considerações realizadas sobre não linearidades geométricas com os procedimentos da análise dinâmica linear. A seguir, apresenta-se o pseudocódigo para o algoritmo de Newmark para o caso de problemas não lineares [Bathe, 1996].

Definir $\alpha = 0,25$ e $\beta = 0,50$

Sabendo-se de $\{\mathbf{X}_0\}$, $\{\dot{\mathbf{X}}_0\}$, determinar $\{\ddot{\mathbf{X}}_0\}$

$$\{\ddot{\mathbf{X}}_0\} = [\mathbf{M}]^{-1} (\{\mathbf{F}_0\} - [\mathbf{C}]\{\dot{\mathbf{X}}_0\} - [\mathbf{K}]\{\mathbf{X}_0\})$$

Laço do tempo $i=0, \dots, n$

$$\text{Avaliar } T_i = \left[\frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} [\mathbf{M}] + \frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} [\mathbf{C}_i] + [\mathbf{K}_i] \right]$$

Calcular o resíduo de forças $\{\Psi_i\}$:

$$\{\Psi_i\} = \{\mathbf{F}_{i+1}\} - \{ [\mathbf{M}]\{\ddot{\mathbf{X}}_i\} + [\mathbf{C}_i]\{\dot{\mathbf{X}}_i\} + [\mathbf{K}_i]\{\mathbf{X}_i\} \}$$

$$\{\Delta \mathbf{X}\} = [T_i]^{-1} \left\{ \{\Psi_i\} + [\mathbf{M}] \left(\frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} \{\mathbf{X}_i\} + \frac{1}{\alpha(\Delta t)} \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + \left(\frac{1}{2\alpha} - 1 \right) \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \right) + [\mathbf{C}_i] \left(\frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} \{\mathbf{X}_i\} + \left(\frac{\beta}{\alpha} - 1 \right) \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + \left(\frac{\beta}{\alpha} - 2 \right) \frac{\Delta t}{2} \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} \right) \right\}$$

Atualização do deslocamentos, acelerações e velocidades:

$$\{\mathbf{X}_{i+1}\} = \{\mathbf{X}_i\} + \{\Delta \mathbf{X}\}$$

$$\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} (\{\mathbf{X}_{i+1}\} - \{\mathbf{X}_i\}) - \frac{1}{\alpha(\Delta t)} \{\dot{\mathbf{X}}_i\} - \left(\frac{1}{2\alpha} - 1 \right) \{\ddot{\mathbf{X}}_i\}$$

$$\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \{\dot{\mathbf{X}}_i\} + (1 - \beta)\Delta t \{\ddot{\mathbf{X}}_i\} + \beta\Delta t \{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$$

Cálculo do vetor de cargas residuais:

$$\{\Psi_{i+1}\} = \{\mathbf{F}_{i+1}\} - \{ [\mathbf{M}]\{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} + [\mathbf{C}_{i+1}]\{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} + [\mathbf{K}_{i+1}]\{\mathbf{X}_{i+1}\} \}$$

Verificar convergência $\|\{\Psi_{i+1}\}\| / \|\{\mathbf{F}_{i+1}\}\| < \text{tolerância}$

Se não convergiu, iterar para diminuir o resíduo:

Fazer $\{\mathbf{Y}_1\} = \{\mathbf{X}_{i+1}\}$; $\{\dot{\mathbf{Y}}_1\} = \{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$; $\{\ddot{\mathbf{Y}}_1\} = \{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\}$ e $\{\Phi_1\} = \{\Psi_{i+1}\}$ e $k = 1$ (iteração)

Enquanto $\|\{\Phi_k\}\| / \|\{\mathbf{F}_{i+1}\}\| > \text{tolerância}$

$$\{\delta \mathbf{Y}_{k+1}\} = [T_i]^{-1} \{\Phi_k\}$$

$$\{\mathbf{Y}_{k+1}\} = \{\mathbf{Y}_k\} + \{\delta \mathbf{Y}_{k+1}\}$$

$$\{\ddot{\mathbf{Y}}_{k+1}\} = \{\ddot{\mathbf{Y}}_k\} + \frac{1}{\alpha(\Delta t)^2} \{\delta \mathbf{Y}_{k+1}\}$$

$$\{\dot{\mathbf{Y}}_{k+1}\} = \{\dot{\mathbf{Y}}_k\} + \frac{\beta}{\alpha(\Delta t)} \{\delta \mathbf{Y}_{k+1}\}$$

Cálculo do vetor de cargas residuais:

$$\{\Phi_k\} = \{\mathbf{F}_{i+1}\} - \{ [\mathbf{M}]\{\ddot{\mathbf{Y}}_{k+1}\} + [\mathbf{C}_{i+1}]\{\dot{\mathbf{Y}}_{k+1}\} + [\mathbf{K}_{i+1}]\{\mathbf{Y}_{k+1}\} \}$$

Calcular critério de convergência $\|\{\Phi_k\}\| / \|\{\mathbf{F}_{i+1}\}\|$

$$k = k+1$$

Fim do Enquanto

$$\text{Fazer } \{\mathbf{X}_{i+1}\} = \{\mathbf{Y}_{k+1}\} \text{ e } \{\dot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \{\dot{\mathbf{Y}}_{k+1}\} \text{ e } \{\ddot{\mathbf{X}}_{i+1}\} = \{\ddot{\mathbf{Y}}_{k+1}\}$$

Fim do Se

Fim do laço do tempo

Pseudocódigo Newmark não linear.

3.5.6 Modelo de interação considerando treliça espacial

Nesta Seção, considera-se a interação e o acoplamento entre pedestre e estrutura considerando estruturas treliçadas (subseqüentemente a passarela de Brasília será analisada e modelada como treliça espacial). A Figura 3.31 representa um esquema da aplicação da força de interação do pedestre (F_{int}) considerando que estes esforços são aplicados em uma treliça espacial.

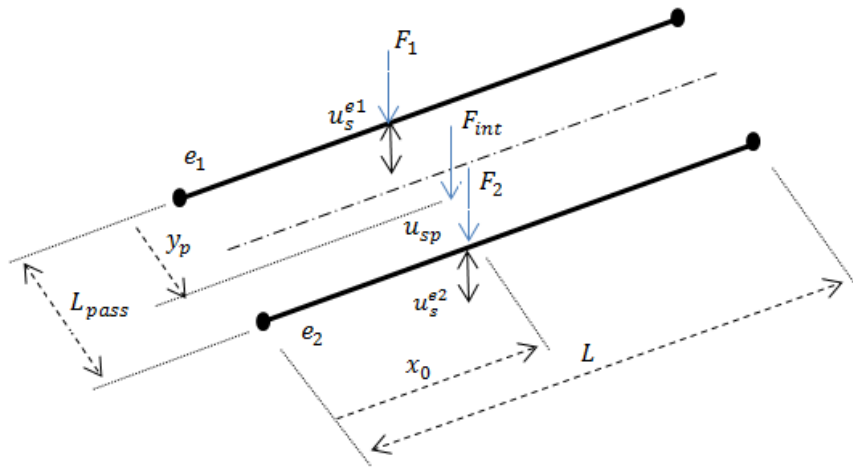


Figura 3.31 – Aplicação da carga do pedestre: treliça espacial.

Partindo da Equação 3.36 do pedestre na estrutura flexível, para o caso da Figura 3.31, tem-se a Equação 3.60:

$$m_p \ddot{u}_p + c_p (\dot{u}_p - \dot{u}_{sp}) + k_p (u_p - u_{sp}) = 0 \quad (3.60)$$

Onde: u_{sp} é o deslocamento do elemento onde o pedestre se encontra. As outras variáveis foram previamente definidas. Utilizando funções de forma lineares [Gere e Weaver, 1987], o deslocamento do elemento é fornecido pela Equação 3.61:

$$u_{sp} = u_s^{e1} + \frac{u_s^{e2} - u_s^{e1}}{L_{pass}} y_p \quad (3.61)$$

Onde: L_{pass} é a largura da passarela; y_p é a distância na direção transversal de aplicação da carga do pedestre. Sabendo-se que:

$$u_s^{e1}(x) = \{\mathbf{H}'(e1, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\} \quad u_s^{e2}(x) = \{\mathbf{H}''(e2, \xi_0)\}\{\mathbf{u}_s\} \quad (3.62)$$

Lembrando que $\{\mathbf{H}'\}$ e $\{\mathbf{H}''\}$ devem ser avaliados de acordo com a Equação 3.34 e utilizando as funções de forma para treliça espacial (Gere e Weaver, 1987), de acordo com a Equação 3.63:

$$[\mathbf{N}^e(\xi_0)]_{3 \times 6} = \begin{bmatrix} 1 - \xi_0 & 0 & 0 & \xi_0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 - \xi_0 & 0 & 0 & \xi_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 - \xi_0 & 0 & 0 & \xi_0 \end{bmatrix} \quad (3.63)$$

Está implícito que:

$$u_{sp} = \{\mathbf{H}'\}\{\mathbf{u}_s\} + \frac{\{\mathbf{H}''\}\{\mathbf{u}_s\} - \{\mathbf{H}'\}\{\mathbf{u}_s\}}{L_{pass}} y_p = \left[\{\mathbf{H}'\} + \frac{\{\mathbf{H}''\} - \{\mathbf{H}'\}}{L_{pass}} y_p \right] \{\mathbf{u}_s\} = \{\mathbf{H}^*\}\{\mathbf{u}_s\} \quad (3.64)$$

Desta forma, reescrevendo a Equação 3.36 e considerando as Equações 3.61 e 3.62, obtêm-se a Equação 3.65:

$$m_p \ddot{u}_p + c_p [\dot{u}_p - \{\mathbf{H}^*\}\{\dot{u}_s\}] + k_p [u_p - \{\mathbf{H}^*\}\{u_s\}] = 0 \quad (3.65)$$

Rearranjando, obtêm-se a Equação 3.66:

$$m_p \ddot{u}_p + c_p \dot{u}_p - c_p \{\mathbf{H}^*\}\{\dot{u}_s\} + k_p u_p - k_p \{\mathbf{H}^*\}\{u_s\} = 0 \quad (3.66)$$

A força de interação F_{int} continua a mesma, previamente definida na Equação 3.25 e também deve ser expressa considerando que a estrutura é composta de elementos de barra, conforme a Equação 3.67:

$$F_{int} = -c_p(\dot{u}_p - \dot{u}_{sp}) - k_p(u_p - u_{sp}) + F_R \quad (3.67)$$

Supondo que o piso da treliça esteja apoiado apenas nos banzos inferiores da estrutura (esquerdo e direito), esta força de interação pode ser separada em duas parcelas, conforme a Equação 3.68:

$$F_{int}^{e1} = F_{int} \left(\frac{L_{pass} - y_p}{L_{pass}} \right) \quad e \quad F_{int}^{e2} = F_{int} \left(\frac{y_p}{L_{pass}} \right) \quad (3.68)$$

Da mesma maneira que expresso na Equação 3.39, pode-se obter as parcelas de cada barra, sobrepostas ao vetor de forças de interação utilizando a Equação 3.69:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = \{H'\}^T F_{int}^{e1} + \{H''\}^T F_{int}^{e2} \quad (3.69)$$

Reescrevendo a Equação 3.25, considerando as Equações 3.68 e 3.69, obtêm-se a Equação 3.70:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = \left[\{H'\}^T \left(\frac{L_{pass} - y_p}{L_{pass}} \right) + \{H''\}^T \left(\frac{y_p}{L_{pass}} \right) \right] (-c_p(\dot{u}_p - \dot{u}_{sp}) - k_p(u_p - u_{sp}) + F_R) \quad (3.70)$$

Lembrando que $u_{sp} = \{H^*\}\{u_s\}$, tem-se a Equação 3.71:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = \left[\{H'\}^T \left(\frac{L_{pass} - y_p}{L_{pass}} \right) + \{H''\}^T \left(\frac{y_p}{L_{pass}} \right) \right] (-c_p(\dot{u}_p - \{H^*\}\{\dot{u}_s\}) - k_p(u_p - \{H^*\}\{u_s\}) + F_R) \quad (3.71)$$

Simplificando a equação anterior, obtêm-se a Equação 3.72:

$$\{\mathbf{F}_{int}\} = \{H^*\}^T (-c_p(\dot{u}_p - \{H^*\}\{\dot{u}_s\}) - k_p(u_p - \{H^*\}\{u_s\}) + F_R) \quad (3.72)$$

Desta forma, a Equação 3.48 pode ser reescrita conforme a Equação 3.73:

$$\begin{aligned}
& \begin{bmatrix} [\mathbf{M}] & \{\mathbf{0}\} \\ \{\mathbf{0}\}^T & m_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ \ddot{u}_p \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [[\mathbf{C}] + \mathbf{C}^*] & -\{\mathbf{H}^*\}^T c_p \\ -\{\mathbf{H}^*\} c_p & c_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ \dot{u}_p \end{Bmatrix} + \\
& \begin{bmatrix} [[\mathbf{K}] + \mathbf{K}^*] & -\{\mathbf{H}^*\}^T k_p \\ -\{\mathbf{H}^*\} k_p & k_p \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\mathbf{u}_s\} \\ u_p \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{\mathbf{F}(t)\} \\ 0 \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} \{\mathbf{F}_R(t)\} \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.73)
\end{aligned}$$

Lembrando que \mathbf{C}^* e \mathbf{K}^* devem ser escritos de acordo com as Equações 3.45 e 3.46 usando $\{\mathbf{H}^*\}$ ao invés de $\{\mathbf{H}\}$. Desta forma, o acoplamento das equações do pedestre e da estrutura fica na sua forma final igual à Equação 3.52 simplesmente considerando $\{\mathbf{H}^*\}$ ao invés de $\{\mathbf{H}\}$.

4 RESULTADOS: PARÂMETROS BIODINÂMICOS

Tanto os valores iniciais quanto os valores dos limites das restrições para a obtenção dos parâmetros do modelo biodinâmico são determinados a partir de resultados de outras pesquisas considerando modelos biodinâmicos de pessoas correndo [Ferris et al., 1998] e paradas [ISO 5982/1981; Sachse et al., 2003]. Admitem-se valores para pessoas paradas e correndo como sendo os limites referentes ao caso de pessoas caminhando. Estes intervalos são utilizados nesta Tese: massa modal (de 40% a 100% da massa corporal total), rigidez (1000 N/m a 30000 N/m) e amortecimento (150 Ns/m a 2000 Ns/m). Valores iniciais usados no processo de minimização são os valores médios dos parâmetros anteriores. Para algumas passadas e/ou pedestres é necessário alterar o limite inferior da massa modal ($10\% \times M$) para obter melhores resultados durante a minimização.

O procedimento para avaliação dos parâmetros biodinâmicos segue a metodologia publicada por Toso et al., 2014b. Trinta e cinco pedestres participaram das medições experimentais e cada um deles atravessou a plataforma de forças dez vezes. Para cada caminhada, de cada pessoa, os parâmetros biodinâmicos são obtidos resolvendo a Equação 3.14. Após realiza-se a média dos parâmetros referentes a cada pedestre. A Tabela 4.1 apresenta os parâmetros biodinâmicos obtidos a partir deste processamento. Os Fatores Dinâmicos de Carga (FDC's) correspondente aos três primeiros harmônicos, também são apresentados na tabela.

Tabela 4.1 – Parâmetros biodinâmicos dos pedestres.

Pedestre	A (m)	M (kg)	f_p (Hz)	m (kg)	c (Ns/m)	k (N/m)	FDC1	FDC2	FDC3
1	1,86	98,63	1,65	54,11	1718,83	10938,48	0,20	0,05	0,06
2	1,86	86,40	1,60	65,19	716,47	10920,57	0,20	0,03	0,05
3	1,83	71,30	1,91	36,07	339,26	15244,34	0,21	0,02	0,05
4	1,81	80,50	1,45	75,92	629,74	4457,82	0,16	0,03	0,07
5	1,77	91,20	1,60	86,71	674,61	10445,98	0,19	0,04	0,05
6	1,75	112,20	1,55	112,20	656,80	16322,73	0,20	0,03	0,05
7	1,75	78,40	1,71	31,58	1010,19	6989,36	0,20	0,06	0,06
8	1,78	97,50	1,50	97,50	590,33	1000,00	0,18	0,06	0,03
9	1,82	75,30	1,60	50,28	707,29	3127,46	0,29	0,04	0,03
10	1,80	81,20	1,75	39,36	614,10	12464,85	0,21	0,02	0,03
11	1,83	71,90	1,56	28,76	559,09	7749,94	0,16	0,04	0,02
12	1,82	84,40	1,44	55,41	414,71	8732,85	0,16	0,03	0,04
13	1,76	61,80	1,61	36,05	407,91	8547,97	0,22	0,01	0,04
14	1,80	66,90	1,60	42,69	340,57	7546,96	0,21	0,03	0,03
15	1,82	72,00	1,46	31,59	577,01	5161,43	0,15	0,03	0,02
16	1,83	73,00	1,66	34,97	732,89	6724,05	0,14	0,04	0,02
17	1,84	69,40	1,35	45,59	515,84	7399,20	0,11	0,03	0,03
18	1,83	90,10	1,55	58,43	569,81	7040,28	0,13	0,03	0,03
19	1,71	83,60	1,56	61,38	703,13	3204,69	0,21	0,05	0,02
20	1,69	62,70	1,91	31,50	462,72	4427,73	0,26	0,04	0,02
21	1,87	75,20	1,52	51,94	442,64	2430,74	0,15	0,05	0,04
22	1,79	62,80	1,53	58,79	496,89	8843,29	0,17	0,06	0,04
23	1,76	68,90	1,60	29,17	492,33	9489,60	0,17	0,02	0,03
24	1,68	48,80	1,71	13,24	329,41	4452,73	0,14	0,02	0,01
25	1,85	92,50	1,88	86,26	294,62	22874,08	0,27	0,04	0,08
26	1,81	75,20	1,84	19,26	500,41	8138,89	0,27	0,02	0,04
27	1,76	69,70	1,93	19,89	522,20	9198,45	0,26	0,04	0,05
28	1,76	71,40	1,89	12,73	485,85	7287,08	0,30	0,06	0,04
29	1,80	97,50	2,00	22,19	569,63	14846,99	0,33	0,03	0,05
30	1,85	81,30	1,83	74,58	335,61	3261,49	0,30	0,03	0,05
31	1,68	80,00	1,89	40,09	726,07	6455,66	0,39	0,06	0,05
32	1,78	60,90	2,12	21,38	580,98	7235,05	0,39	0,03	0,04
33	1,76	57,30	1,91	6,92	477,81	4314,25	0,26	0,05	0,04
34	1,85	99,20	1,93	46,72	620,69	11112,36	0,23	0,03	0,05
35	1,69	64,30	1,98	30,49	527,73	6036,35	0,33	0,05	0,03
Mín.	1,68	48,80	1,35	6,92	294,62	1000,00	0,11	0,01	0,01
Máx.	1,87	112,20	2,12	112,20	1718,83	22874,08	0,39	0,06	0,08
Média	1,79	77,53	1,70	45,97	581,26	8126,39	0,22	0,04	0,04
DP	0,05	13,88	0,19	25,02	245,95	4431,09	0,07	0,01	0,01

Na Tabela 4.1, A e M correspondem à altura e a massa corporal do pedestre respectivamente enquanto que f_p é a taxa de passos do indivíduo. A tabela apresenta ainda os valores mínimos e máximos e o desvio padrão (DP) correspondente a cada variável obtida. Estes resultados são processados estatisticamente utilizando duas perspectivas: *i*) modelo biodinâmico (composto por m , c e k); *ii*) modelo de força do pedestre (composto pelos primeiros três FDC's). Em ambos os modelos, funções de correlação e de regressão são analisadas entre as variáveis de entrada: f_p , A e M e as variáveis de saída: m , c , k e FDC's. As seguintes correlações são investigadas, conforme a Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Possíveis correlações entre parâmetros biodinâmicos e força.

M	f_p	f_p		m	c	c	k	FDC1	FDC2	k	FDC1	FDC2	m	M, f_p
	m		m		k		FDC1		FDC3		FDC3	M, f_p		
	c		c		FDC1		FDC2		FDC2		FDC3	M, c		
	k		k		FDC2		FDC3					m, M		
	A		FDC1											
	FDC1		FDC2						FDC2		k, c			
	FDC2		FDC3		A		FDC1		FDC1		FDC2			
	FDC3								FDC2		FDC3			
									FDC3			FDC3		k, M

4.1 CORRELAÇÃO E REGRESSÃO

Existe um conjunto de métodos estatísticos que visam estudar a associação entre duas ou mais variáveis aleatórias. Dentre tais métodos, a teoria da regressão e correlação tem o seu uso mais difundido. A medida da variação conjunta das variáveis ou covariação observada em um diagrama de dispersão é a correlação entre as duas variáveis. Essa medida é realizada numericamente por meio do coeficiente de correlação, avaliando-se o grau de associação entre duas variáveis contínuas, representando dados quantitativos. Existem vários coeficientes de correlação propostos, entretanto o mais comumente utilizado é o coeficiente R de Pearson [Triola, 2008]. Quando o valor de R^2 for mais próximo de 1,0, mais forte é a correlação entre as

variáveis, indicando uma função que melhor se ajusta aos dados amostrais. O coeficiente de correlação é obtido utilizando a Equação 4.1.

$$R = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (4.1)$$

Onde: R é o coeficiente de correlação de Pearson; x_i e y_i são as duas variáveis analisadas; \bar{x} e \bar{y} são os respectivos valores médios destas variáveis.

A regressão é uma técnica que permite explorar e inferir a relação de uma variável dependente (variável de resposta) com variáveis independentes específicas. A análise da regressão pode ser usada como um método descritivo da análise de dados (por exemplo, o ajuste de curvas). A regressão designa também uma equação matemática que descreve a relação entre duas ou mais variáveis. O método de estimação mais amplamente utilizado é o método dos mínimos quadrados. Esta metodologia procura encontrar o melhor ajuste para um conjunto de dados tentando minimizar a soma dos quadrados das diferenças entre o valor estimado e os dados observados. O modelo pode ser linear como o da Equação 4.2.

$$Y = \alpha + \beta X + e \quad (4.2)$$

Onde: Y é a variável dependente; X é a variável independente; α e β são os coeficientes do modelo da reta teórica sendo estimados através dos pontos experimentais fornecidos pela amostra; e denota os erros ou resíduos da regressão. A regressão também pode ser multilinear, onde se tem o comportamento de uma variável dependente Y em função de duas ou mais variáveis independentes X_i . Se o termo Y variar linearmente com as variáveis X_i , pode-se adotar um modelo geral de acordo com a Equação 4.3.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \dots + \beta_p X_p + e \quad (4.3)$$

Onde: Y é a variável dependente ou prevista, X_1, X_2, \dots, X_p são as variáveis independentes; $\beta_0, \beta_1, \dots, \beta_p$ são os coeficientes de regressão; e é o resíduo.

O valor dos parâmetros p -value e R^2 utilizados nas correlações desta Tese são métricas estatísticas para avaliar a efetividade do ajuste dos dados da função de regressão. O valor de p -value é uma medida da similaridade entre a função de regressão e os dados, através de um teste de hipótese. De acordo com Triola, 2008, valores baixos para p -value, tipicamente menores do que 0,05 indicam o nível de significância do valor de R^2 referente à correlação.

4.2 CORRELAÇÕES ENTRE PARÂMETROS: MODELO BIODINÂMICO E MODELO DE FORÇA

A Tabela 4.3 apresenta os melhores resultados de coeficientes de correlação e p -value das variáveis previamente analisadas na Tabela 4.2. Para outros casos analisados, nenhuma correlação pode ser afirmada.

Tabela 4.3 – Correlações para os modelos: biodinâmicos e forças

Correlação	R^2	p -value	Observação
$M \times m$	0,49	0,00	Regressão linear
$M \times c$	0,16	0,02	Regressão linear
$M \times k$	0,18	0,01	Regressão linear
$f_p \times m$	0,22	0,00	Regressão linear
$FDC1 \times f_p$	0,67	0,00	Regressão quadrática
$FDC2 \times c$	0,10	0,06	Regressão linear
$FDC2 \times k$	0,20	0,03	Regressão quadrática
$FDC3 \times M$	0,23	0,00	Regressão linear
$FDC3 \times m$	0,12	0,04	Regressão linear
$FDC3 \times k$	0,35	0,00	Regressão quadrática
$A \times M$	0,26	0,01	Regressão quadrática
$A \times FDC1$	0,10	0,06	Regressão linear
$m \times (M, f_p)$	0,67	0,00	Regressão quadrática com termos cruzados
$k \times (M, f_p)$	0,37	0,01	Regressão quadrática com termos cruzados
$k \times (M, c)$	0,37	0,01	Regressão quadrática com termos cruzados
$c \times (m, M)$	0,40	0,00	Regressão quadrática com termos cruzados
$c \times (M, k)$	0,32	0,03	Regressão quadrática com termos cruzados
$FDC2 \times (k, c)$	0,39	0,01	Regressão quadrática com termos cruzados
$FDC3 \times (k, M)$	0,44	0,00	Regressão quadrática com termos cruzados

Observam-se boas correlações entre a massa corporal (M) e os parâmetros do modelo biodinâmico, especialmente entre M e m . Com relação à taxa de passos (f_p), boas correlações são observadas com m e $FDC1$. Quanto ao modelo de força, identificam-se correlações entre $FDC2$, c e k , e entre $FDC3$ e M , m e k . Para ambos os modelos (biodinâmicos e forças) bons resultados são obtidos utilizando regressão quadrática com termos cruzados: $m \times (M, f_p)$, $k \times (M, f_p)$, $k \times (M, c)$, $c \times (m, M)$, $c \times (M, k)$; $FDC2 \times (k, c)$ e $FDC3 \times (k, M)$. Os melhores resultados de correlação estão destacados em negrito na tabela anterior.

4.3 MODELO DE REGRESSÃO PROPOSTO

Uma série de ajustes de curvas para os dados processados são realizados para o modelo biodinâmico e o modelo de força. A Tabela 4.4 apresenta o modelo proposto ajustado, considerando os parâmetros biodinâmicos obtidos a partir dos 35 pedestres analisados. Estas funções são propostas considerando os melhores índices de correlação (R^2) da Tabela 4.3. O modelo de regressão proposto foi comparado com o modelo de Silva et al., 2013.

Tabela 4.4 – Modelo de regressão: biodinâmico.

Silva et al., 2013	Modelo proposto
$m(f_p, M) = 97,082 + 0,275 M - 37,52 f_p$	$m(f_p, M) = -231,34 + 3,69 M + 154,06 f_p - 1,97 M f_p + 0,005 M^2 - 15,25 f_p^2$
$c(m) = 107,455 + 16,208 m$	$c(M, m) = -1115,69 + 92,56 M - 108,94 m + 2,91 M m - 1,33 M^2 - 1,30 m^2$
$k(c) = 5758,441 + 11,103 c$	$k(M, f_p) = 75601,45 - 1295,32 M - 33786,75 f_p + 506,44 M f_p + 3,59 M^2 + 539,39 f_p^2$

O erro (RMSE) é avaliado para cada parâmetro biodinâmico obtido através das funções de regressão, utilizando a Equação 3.10. É possível medir as diferenças entre os valores preditos (funções de regressão, Tabela 4.4) e os valores efetivamente mensurados (parâmetros biodinâmicos dos pedestres analisados, Tabela 4.1). As funções propostas por Silva et al., 2013, apresentam um RMSE de 21,40; 476,09 e 9794,37 correspondente à massa modal,

amortecimento e rigidez, respectivamente. O modelo de regressão proposto apresenta um RMSE de 14,31; 187,23 e 3471,65 correspondente à massa modal, amortecimento e rigidez, respectivamente. As funções para obtenção do amortecimento (c) e rigidez (k) apresentam diferenças mais significativas, uma vez que os valores preditos são baseados em parâmetros diferentes quando comparados com as respectivas funções propostas por Silva et al., 2013. Isto pode ser parcialmente explicado como uma consequência da diversidade da taxa de passos mensurada neste estudo aqui apresentado. No estudo de Silva et al., 2013, os pedestres analisados caminhavam com taxa de passos média de 1,87 Hz e desvio padrão de 0,14. Esta variação da taxa de passos está relacionada à variabilidade inerente dos pedestres analisados, sendo uma característica individual de cada pedestre, o que foi mais notável no presente estudo, mas é desejável em qualquer modelo que pretenda ser representativo e que possa ser generalizado para a situação de pedestres caminhando.

As Figuras 4.1, 4.2 e 4.3 apresentam as curvas de regressão (superfície de resposta) para o modelo biodinâmico proposto em função da massa corporal (M) e taxa de passos (f_p), comparando esses resultados com os dados experimentais.

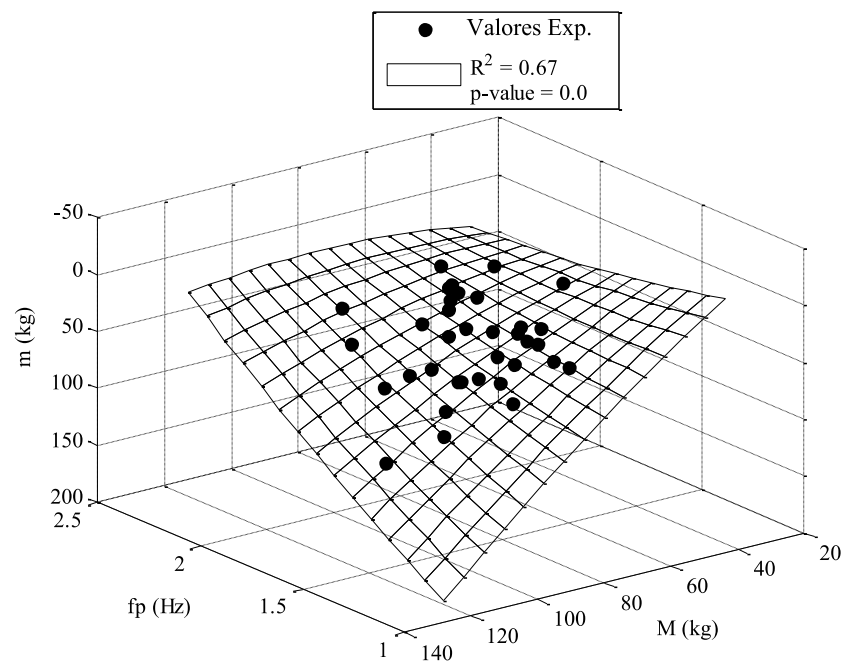


Figura 4.1– Modelo de regressão para massa modal (m).

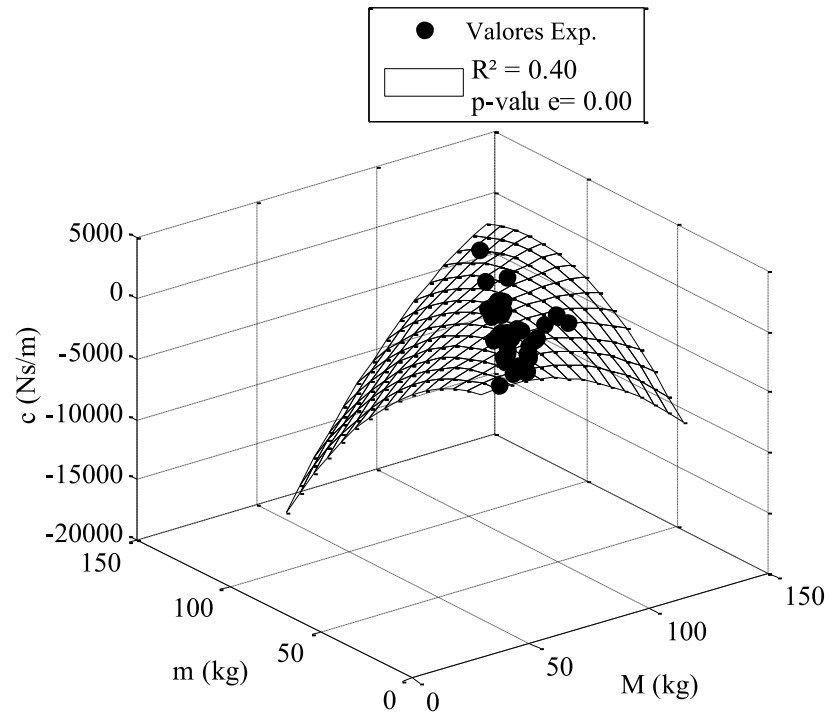


Figura 4.2 – Modelo de regressão para amortecimento (c).

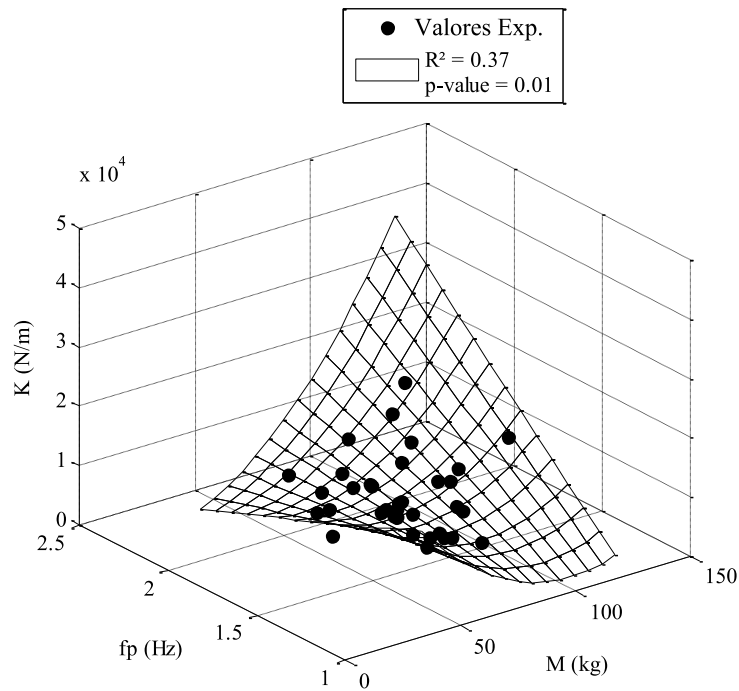


Figura 4.3 – Modelo de regressão para rigidez (k).

A Tabela 4.5 apresenta as funções de regressão para os modelos de força considerando os três primeiros harmônicos dos espectros de frequências. O modelo proposto é comparado com o modelo de Kerr, 1998.

Tabela 4.5 – Modelo de regressão: força.

Kerr, 1998	Modelo proposto
$FDC1(f_p) = 0,760 - 1,76 f_p + 1,320 f_p^2 - 0,270 f_p^3$	$FDC1(f_p) = 0,35 - 0,45 f_p + 0,22 f_p^2$
$FDC2 = 0,07$	$FDC2(c,k) = 0,0243 + (6,87E-05) c + (-2,46E-06) k$
$FDC3 = 0,05$	$FDC3(M,k) = -0,0638 + 0,0024M - (1,09 E-06)k + (1,0E-08) M k - (1,38E-0,5) M^2$

Novamente, é possível medir as diferenças entre os valores preditos (modelo de regressão, Tabela 4.5) e os valores efetivamente mensurados (parâmetros biodinâmicos dos indivíduos analisados, Tabela 4.1). As funções propostas por Kerr, 1998, apresentam um valor de RMSE de 0,056; 0,035 e 0,025 correspondentes ao $FDC1$, $FDC2$ e $FDC3$ respectivamente. As funções de regressão do modelo proposto apresentam um RMSE de 0,041; 0,019 e 0,014 correspondentes ao $FDC1$, $FDC2$ e $FDC3$ respectivamente. O modelo de Kerr, 1998, indica uma grande dispersão dos valores de $FDC2$ e $FDC3$, quando comparado com o $FDC1$. De fato, isso também acontece com os resultados apresentados nesta análise. Kerr, 1998, apresenta valores para $FDC2$ e $FDC3$ maiores que os valores obtidos neste estudo. Isto pode ser o efeito do tipo do calçado usado pelos indivíduos testados durante os experimentos e usados para definir a sua curva de regressão. A maioria dos pedestres avaliados aqui neste estudo utilizava calçados com sola de borracha, o que atenua as forças de impacto. Todas as funções de regressão obtidas para os modelos biodinâmicos e de força são selecionadas entre os melhores valores de R^2 e p -values (R^2 mais próximos a 1,0 e p -value mais próximo a 0).

Na Figura 4.4, os dados experimentais e o $FDC1$ do modelo de regressão proposto são plotados juntamente com os resultados de Kerr, 1998.

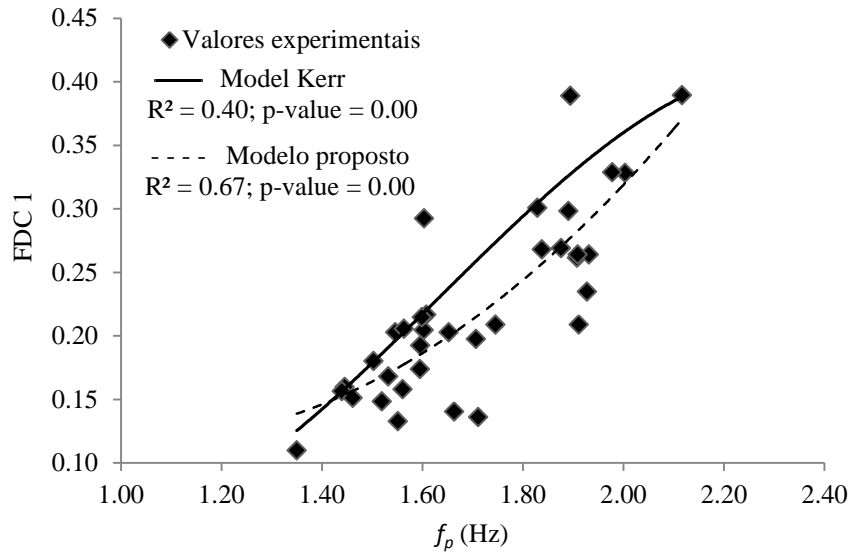


Figura 4.4 – Modelo de regressão proposto para o primeiro harmônico de força comparado com os resultados de Kerr, 1998.

A Figura 4.5 e 4.6 apresentam o $FDC2$ e $FDC3$ respectivamente. Neste caso, os fatores dinâmicos de carga propostos por Kerr, 1998 são valores constantes.

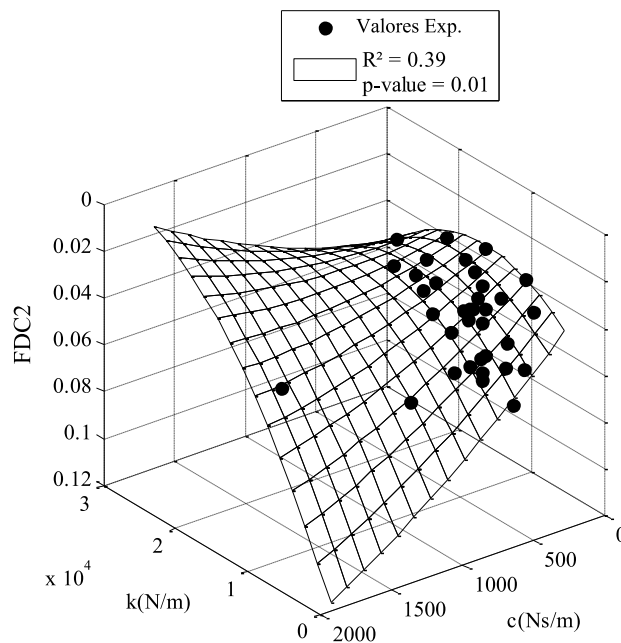


Figura 4.5 – Modelo de regressão proposto para o segundo harmônico de força.

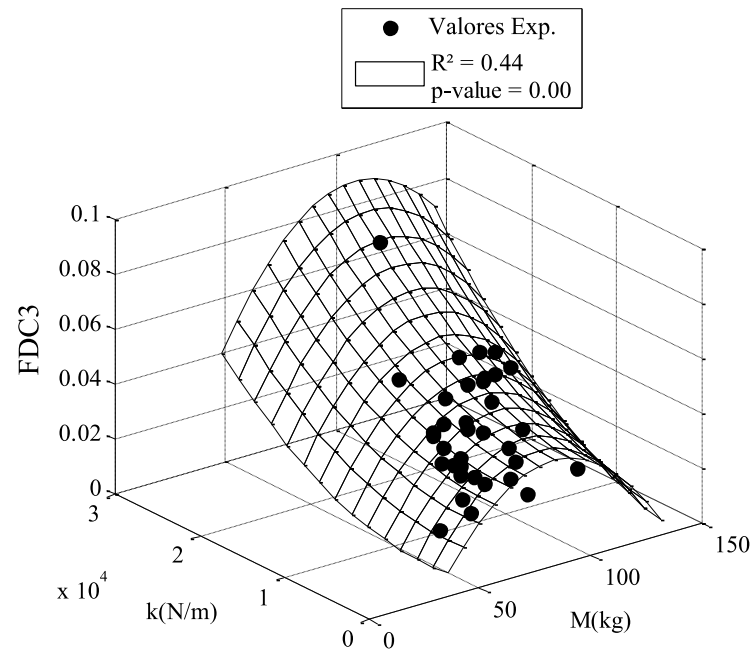


Figura 4.6 – Modelo de regressão proposto para o terceiro harmônico de força.

4.4 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS PARA OBTER PARÂMETROS BIODINÂMICOS E FATORES DINÂMICOS DE CARGA

Redes Neurais Artificiais (RNAs) são agora usadas como uma metodologia alternativa para obter os parâmetros biodinâmicos e Fatores Dinâmicos de Carga (FDC's) dos pedestres, visando valores com menor incerteza. Esta análise segue um procedimento similar ao utilizado na calibração da plataforma de forças. Inicialmente, separam-se aleatoriamente o conjunto de dados amostrais: dados de treinamento, teste e validação. Para a obtenção dos parâmetros biodinâmicos, os dados de entrada (*input*) são as características intrínsecas dos indivíduos analisados: altura, massa corporal e taxa de passos (Tabela 4.1). Dados de saída esperados (*target*) são os valores de massa modal, amortecimento e rigidez (Tabela 4.1). Os dados de entrada e saída são normalizados (entre 0 e 1) e inseridos na forma de vetores no software MATLAB[®] 2011. A melhor arquitetura encontrada para a obtenção dos parâmetros biodinâmicos é composta por 3 camadas com 10 neurônios em cada camada. O algoritmo *back-propagation* é utilizado para realizar o treinamento da RNA. Os parâmetros de treinamento utilizados são: épocas de treinamento (53 épocas), meta de desempenho (0,001), taxa de aprendizagem (taxa inicial 0,001).

A função de transferência utilizada é a tangente sigmóide em todas as camadas. Quanto aos resultados de treinamento, teste e validação da RNA, as três análises apresentam coeficientes de correlação (R^2) superiores a 0,90, confirmando a correta seleção e arquitetura da RNA.

A Tabela 4.6 apresenta um resumo dos parâmetros biodinâmicos (massa modal, amortecimento e rigidez) obtidos utilizando redes neurais artificiais. Estes valores correspondem aos trinta e cinco pedestres analisados previamente.

Tabela 4.6 – Resumo dos parâmetros biodinâmicos usando RNA.

	m (kg)	c (Ns/m)	k (N/m)
Mín.	11,34	308,99	2544,79
Máx.	106,71	1713,12	18019,79
Média	46,73	577,87	8052,46
DP	24,49	232,23	3788,02

A Tabela 4.7 compara o erro (RMSE) dos parâmetros biodinâmicos das três metodologias. Os resultados de redes neurais artificiais consideram os valores preditos pela rede e os valores efetivamente observados (parâmetros biodinâmicos dos pedestres, Tabela 4.1).

Tabela 4.7 – RMSE entre os modelos biodinâmicos.

Modelo	RMSE		
	m (kg)	c (Ns/m)	k (N/m)
Silva et al., 2013	21,40	476,09	9794,37
Modelo de Regreção Proposto	14,31	187,23	3471,65
Redes Neurais Artificiais	5,49	71,58	1589,68

O uso de RNAs apresenta-se como uma metodologia eficiente na predição dos parâmetros biodinâmicos, conduzindo a melhores resultados com menores valores de incerteza em comparação com a metodologia que utiliza as funções de regressão.

A mesma metodologia, utilizando RNAs é aplicada para obter os Fatores Dinâmicos de Carga (FDC's). Os dados de entrada (*inputs*) são as características dos indivíduos analisados: altura, massa corporal e taxa de passos (Tabela 4.1). Dados de saída esperados (*targets*) são os

Fatores Dinâmicos de Carga: *FDC1*, *FDC2* e *FDC3* (Tabela 4.1). A RNA utilizada também possui 3 camadas com 10 neurônios em cada camada, treinada com o algoritmo *back-propagation*. Os parâmetros de treinamento utilizados são: épocas de treinamento (50 épocas), meta de desempenho (0,001), taxa de aprendizagem (taxa inicial 0,001). A função de transferência utilizada é a tangente sigmóide em todas as camadas. Quanto aos resultados de treinamento, teste e validação da RNA, as três análises apresentam coeficientes de correlação (*R*) superiores a 0,90.

Desta forma também é possível obter FDC's com menores valores de incerteza frente à metodologia que utiliza funções de regressão. A Tabela 4.8 compara os valores de erro (RMSE) dos modelos de força.

Tabela 4.8 – RMSE entre os modelos de força.

Modelo	RMSE		
	<i>FDC1</i>	<i>FDC2</i>	<i>FDC3</i>
Kerr, 1998	0,056	0,035	0,025
Funções de regressão do modelo proposto	0,041	0,019	0,014
Redes Neurais Artificiais	0,018	0,009	0,006

De acordo com Haykin, 2001, após a RNA ter sido treinada, a avaliação para frente (*forward*) de uma amostra pode ser facilmente obtida em uma formulação recorrente, como indicado pela Equação 4.4.

$$y_{i,j} = \varphi^{aj} \left(\sum_{k=1}^{nn_{i-1}} W_{i,j,k} y_{i-1,k} + b_{j,i} \right) \quad (4.4)$$

Onde: *i* é a camada *i*-th; *j* é o neurônio *j*-th; φ^{aj} é a função de ativação da camada *j*-th; $W_{i,j,k}$ é a matriz peso para a entrada *k*, do neurônio *j* da camada *i*; b_{ij} é o bias do neurônio *j* da camada *i*; $y_{i-1,k}$ é a saída do neurônio *k* da camada anterior *i-1* e nn_{i-1} é o número de neurônios na camada anterior. As matrizes e vetores (pesos e bias) são definidas para entradas e saídas sendo

normalizadas automaticamente pelo software no intervalo (entre -1 e 1). Os Apêndices D e E apresentam os valores das matrizes e vetores obtidos utilizando o *toolbox* (RNA) do software MATLAB[®], 2011, para parâmetros biodinâmicos e fatores dinâmicos de carga. Estes valores podem ser utilizados para obter os resultados das análises envolvendo RNAs.

4.5 PARÂMETROS CINEMÁTICOS OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE

Novas medições experimentais utilizando a plataforma de forças são realizadas. Nesta etapa, 54 pedestres são avaliados, cada indivíduo move-se com sua própria taxa de passos, seguindo a instrução de caminhar em seu próprio padrão natural. Os sinais são registrados para passagens repetidas do pedestre (10 repetições). Para cada travessia, os seguintes parâmetros são obtidos: velocidade do pedestre (V_p), taxa de passos (f_p), comprimento do passo (l_s) e largura do passo (w_s). Durante a corrida, uma fase de voo ocorre, enquanto que em situações de caminhada, o pedestre está em contato permanente com o solo, alternando fases de apoio bipodal (ds) e unipodal (ss). Outros parâmetros que são necessários para gerar uma nova proposta de modelo de forças (descrito posteriormente) também são avaliados: velocidade unipodal (sss) e velocidade bipodal (dss). Estes parâmetros são medidos para as direções lateral e longitudinal da caminhada. A Figura 4.7 apresenta os efeitos da velocidade da marcha do pedestre. Durante o apoio unipodal a velocidade é pequena, porém, esta velocidade é elevada na fase bipodal, ou seja, durante a marcha, o aumento da distância percorrida ocorre especialmente durante a fase de apoio duplo.

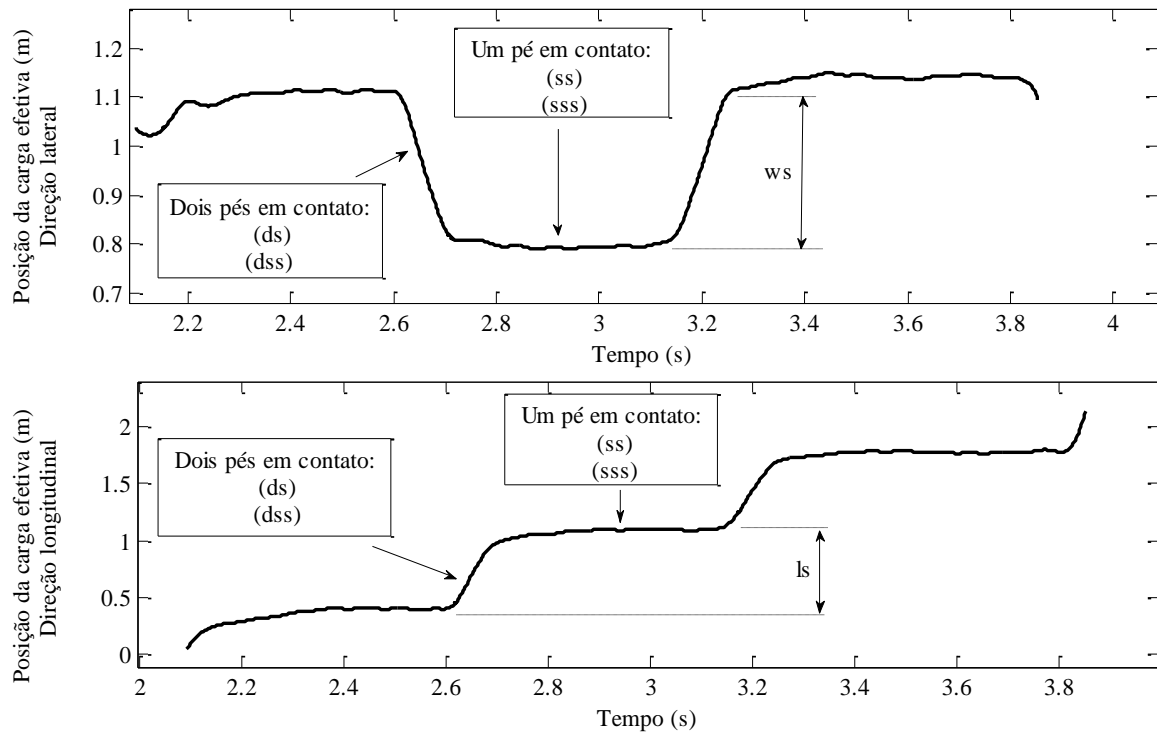


Figura 4.7 – Efeitos da velocidade da marcha: direção lateral e longitudinal.

A Figura 4.8 representa as posições da força resultante (no espaço) para a caminhada do indivíduo.

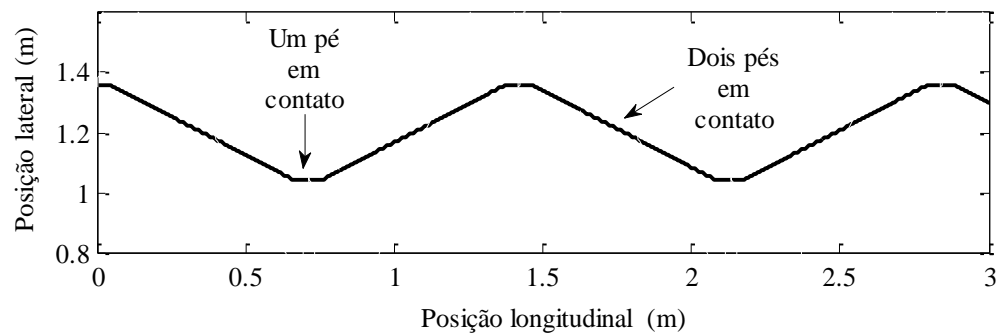


Figura 4.8 – Posicionamento da força resultante do pedestre durante a caminhada.

A Tabela 4.9 apresenta um resumo dos parâmetros cinemáticos dos 54 pedestres analisados.

Tabela 4.9 – Resumo dos parâmetros cinemáticos dos pedestres analisados.

	V_p (m/s)	f_p (Hz)	ls (m)	ws (m)	ds (s)	ss (s)	sss (m/s)	dss (m/s)	sss (m/s)	dss (m/s)
							Longitudinal		Lateral	
Mín.	1,00	1,40	0,62	0,10	0,10	0,34	0,06	2,71	0,02	0,77
Máx.	1,51	2,10	0,81	0,39	0,24	0,51	0,48	6,03	0,16	3,22
Média	1,28	1,77	0,72	0,25	0,15	0,41	0,26	4,18	0,05	1,70
DP	0,07	0,08	0,07	0,03	0,01	0,02	0,05	0,46	0,03	0,21

Onde: V_p = velocidade do pedestre; f_p = taxa de passos; ls = comprimento do passo; ws = largura do passo; ds = tempo de apoio bipodal; ss = tempo de apoio unipodal; sss = velocidade unipodal; dss = velocidade bipodal; DP = desvio padrão.

A magnitude destes parâmetros cinemáticos estão em concordâncias com os resultados de outros pesquisadores [Dang e Zivanovic, 2015; Mullarney e Archbold, 2013; Rigas, 1984], onde também se observa uma variabilidade intra e interindivíduo.

5 ESTRUTURA ANALISADA: PASSARELA DE BRASÍLIA

Atualmente, observa-se que passarelas com estruturas treliçadas com tabuleiro de concreto estão sendo utilizadas com muita frequência. A passarela analisada situa-se na cidade de Brasília, sobre a Estrada Parque de Indústria e Abastecimento E.P.I.A, BR 040. A estrutura da passarela é em aço, formada por duas treliças planas (barras na posição diagonal e horizontal) unidas por vigas transversais. Quanto às dimensões, a mesma possui 34,08 m de comprimento, 2,4 m de largura e 2,25 m de altura. A estrutura pode ser dividida em 12 módulos de 2,84 m de comprimento. A Figura 5.1 apresenta uma vista lateral da passarela. As principais dimensões dos componentes metálicos são apresentadas na Figura 5.2. Todas as conexões entre os componentes metálicos da estrutura são unidos por soldagem.



Figura 5.1 – Vista lateral da passarela analisada.

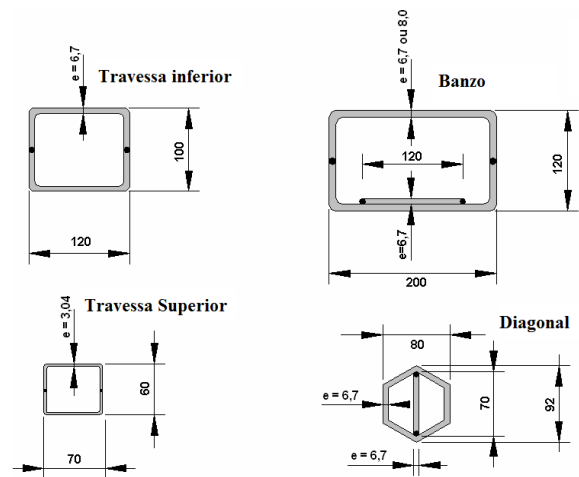


Figura 5.2 – Componentes metálicos da estrutura (mm). [Brasiliano et al., 2008].

Segundo Brasiliano et al., 2008, a cobertura da passarela é confeccionada em placas arqueadas de argamassa armada com 2,84 m de comprimento e 2,4 m de largura. O arco da estrutura possui raio de 1,74 m e 0,02 m de espessura. As laterais da cobertura se apoiam sobre os banzos superiores. O piso na passarela é composto por placas de concreto armado com largura de 0,4 m, 2,84 m de comprimento e 0,03 m de espessura. O corrimão (diâmetro 63,5 mm e espessura de 1,6 mm) e guarda corpo (diâmetro de 38,1 mm e espessura de 1,6 mm) são compostos por barras com seções tubulares em aço. Informações adicionais com relação a detalhes de projeto,

propriedades dos materiais, etc. podem ser encontradas em Brasiliano et al., 2008 e Barbosa et al., 2012.

5.1 MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS: PASSARELA BRASÍLIA

Uma descrição detalhada dos testes experimentais realizados na passarela de Brasília é apresentada em Brasiliano et al., 2008. Utilizam-se dois métodos para identificar as propriedades dinâmicas da passarela (métodos no domínio do tempo): SSI-COV/ref e SSI-DATA/ref e um sistema de aquisição de dados Lynx com 32 canais. Durante os testes experimentais nove acelerômetros piezoelétricos (sensibilidade de 0,16 mV/g e 103,8 mV/g) são posicionados em diversos pontos da passarela. A taxa de aquisição de dados foi de 200 Hz. Os sinais são adquiridos por 15 segundos. A estrutura analisada é excitada por dois pedestres que caminharam naturalmente ao longo da passarela. Informações adicionais quanto a realização dos testes, como posicionamento dos acelerômetros, etc. podem ser encontrados em Brasiliano et al., 2008. Detalhes referentes ao amortecimento estrutural encontram-se em Brito et al., 2010.

A Tabela 5.1 apresenta as primeiras sete frequências naturais (experimentais) e a correspondente descrição dos modos de vibração da estrutura analisada baseada em dados experimentais e numéricos.

Tabela 5.1 – Frequências e modos de vibração: resultados experimentais.

Medições Experimentais		
Modo de Vibração	Frequência (Hz)	Descrição do Modo de Vibração
1	3,120	1° Modo Lateral de Flexão
2	3,920	1° Modo Vertical de Flexão
3	5,180	2° Modo Lateral de Flexão
4	-	Não Mensurado
5	8,230	1° Modo de Torção
6	10,095	2° Modo Vertical de Flexão
7	11,350	2° Modo de Torção

Fonte: Adaptada de Brasiliano et al., 2008.

5.2 ATUALIZAÇÃO DO MODELO NUMÉRICO: PASSARELA BRASÍLIA

Os resultados desta Seção foram previamente publicados por Toso e Gomes 2015b. O modelo de elementos finitos da passarela de Brasília é atualizado utilizando dois métodos de otimização estrutural descritos na Seção 2.8 desta Tese. Os resultados numéricos (frequências naturais e modos de vibração) são comparados com as medições experimentais realizadas por Brasiliano et al., 2008. Dados experimentais de frequências naturais são utilizados como valores de referência para atualizar o modelo numérico. Os valores iniciais do módulo de elasticidade e massa específica são 210 GPa e 7850 kg/m³ (aço estrutural) respectivamente.

As frequências naturais obtidas a partir do modelo numérico inicial de elementos finitos da passarela apresentaram diferenças significativas se comparado com os dados experimentais, conforme indicado na Tabela 5.2, correspondendo aos seis primeiros modos de vibração da passarela. Estas diferenças são oriundas de incertezas na geometria da estrutura, propriedades dos materiais, condições de contorno etc. Por estas razões, o modelo de elementos finitos da passarela deve ser atualizado. Uma restrição ao procedimento de atualização foi a introdução de um limite superior e inferior para os parâmetros analisados. Para cada modo de vibração, o erro da frequência natural avaliada numericamente foi comparado com o valor de frequência experimental, definido como um valor absoluto da diferença relativa (R_r) entre frequência natural analítica f_a e a frequência natural experimental f_e , de acordo com a Equação 5.1:

$$R_r = \left| \frac{f_a - f_e}{f_e} \right| \quad (5.1)$$

O módulo de elasticidade, a massa específica do material dos componentes metálicos e as correspondentes massas concentradas são os parâmetros a serem atualizados devido à incerteza em sua avaliação.

5.2.1 Modelo numérico da estrutura analisada: passarela de Brasília

A passarela foi modelada utilizando o software MATLAB[®], 2011, considerando a estrutura como sendo uma treliça espacial. As respostas no domínio do tempo são obtidas através

de integração numérica, utilizando o método de Newmark [Bathe, 1996] e os correspondentes autovalores e autovetores do sistema dinâmico são avaliados pelo algoritmo QZ [MATLAB®, 2011] por uma análise modal. O piso da passarela e os corrimãos são modelados como massas distribuídas aplicadas nos nós do banzo inferior da estrutura. A cobertura da passarela é tratada como massas distribuídas ao longo dos nós superiores. Os deslocamentos em x, y e z são restringidos nos nós 1, 2, 5, 6 e restringidos nos nós 3, 4, 7, 8 nas direções y e z (condição simplesmente apoiada). A Figura 5.3 apresenta a discretização do modelo numérico. Barras diagonais são adicionadas para simular o efeito de diafragma (aumento de rigidez) do piso e da cobertura.

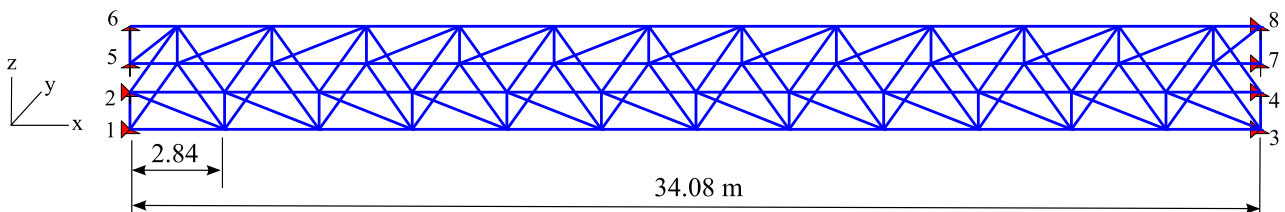


Figura 5.3 – Modelo de elementos finitos: treliça espacial, passarela de Brasília.

5.2.2 Resultados da atualização do modelo numérico

O modelo numérico é atualizado para reproduzir as características dinâmicas da passarela. Os resultados da atualização do modelo (frequências naturais e modos de vibração) são comparados com as medições experimentais obtidas por Brasiliano et al., 2008. A Tabela 5.2 apresenta os valores de frequências naturais obtidas a partir da análise modal analítica e experimental. Estes resultados correspondem a ambas as metodologias utilizadas na otimização: Método da Sensibilidade (SM) e Otimização por Enxame de Partículas (PSO). Apresentam-se também os valores nominais considerando o Modelo de Elementos Finitos (FEM) inicialmente utilizado.

Tabela 5.2 – Frequências naturais atualizadas e as diferenças correspondentes aos resultados experimentais.

Modo Vibração	Freq. Exper. (Hz)	Inicial FEM (Hz)	Diferença (%)	PSO (Hz)	Diferença (%)	SM (Hz)	Diferença (%)
1	3,120	2,758	11,603	3,034	2,756	3,064	1,795
2	3,920	4,736	20,816	3,920	0,000	3,918	0,051
3	5,180	5,827	12,490	5,279	1,911	5,309	2,490
4	-	6,669	-	6,207	-	6,290	-
5	8,230	8,541	3,779	8,230	0,000	8,321	1,106
6	10,095	10,505	4,061	10,122	0,267	10,261	1,644
7	11,350	12,302	8,388	11,238	0,987	11,362	0,106

Descrição dos primeiros sete modos de vibração; 1º modo lateral de flexão; 1º modo vertical de flexão; 2º modo lateral de flexão com torção; 1º modo de torção puro; 2º modo lateral de flexão com movimento do piso; 2º modo vertical de flexão com torção; 2º modo de torção puro.

As frequências naturais obtidas a partir do modelo de elementos finitos (FEM) inicial diferem dos valores experimentais em até 20,82%. Na média, estes valores são 10,19%. Com relação aos demais resultados, após a atualização do modelo, consistência é observada quando se comparam os resultados de ambas as técnicas de otimização estrutural (Otimização por Exame de Partículas e o Método da Sensibilidade). Os resultados de ambos os métodos estão de acordo com os resultados obtidos experimentalmente. A metodologia que utiliza PSO é levemente melhor do que a metodologia que utiliza o Método da Sensibilidade para atualizar as frequências modais da passarela. Considerando a Otimização por Exame de Partículas, observa-se que a média das diferenças entre as frequências naturais numéricas e experimentais são reduzidos de 10,19% para 0,98%, após a atualização do modelo. Quanto ao Método da Sensibilidade, as diferenças entre as frequências naturais são reduzidas para 1,20% (média das diferenças) após o modelo ser atualizado [Toso e Gomes, 2015b].

Os parâmetros atualizados devem possuir significado físico (não se podem produzir alterações não reais durante o processo de atualização), caso contrário será muito difícil justificar os resultados no que diz respeito à estrutura real. Considerando-se o método do PSO, após a atualização do modelo, o módulo de elasticidade é reduzido para 184,36 GPa, enquanto que a

massa específica do material aumentou para 7883,45 kg/m³. No Método da Sensibilidade, o módulo de elasticidade é reduzido para 200,00 GPa e a massa específica do material diminuiu para 7782,34 kg/m³. Comparando-se os resultados experimentais e numéricos da Tabela 5.2, pode-se observar que os maiores erros estão relacionados ao comportamento dinâmico da passarela no modo de vibração lateral e torcional. A Figura 5.4 apresenta os dois primeiros modos de flexão vertical da estrutura analisada (resultados numéricos). Estes resultados apresentam boa concordância quando comparado com os resultados experimentais obtidos por Brasiliano et al., 2008.

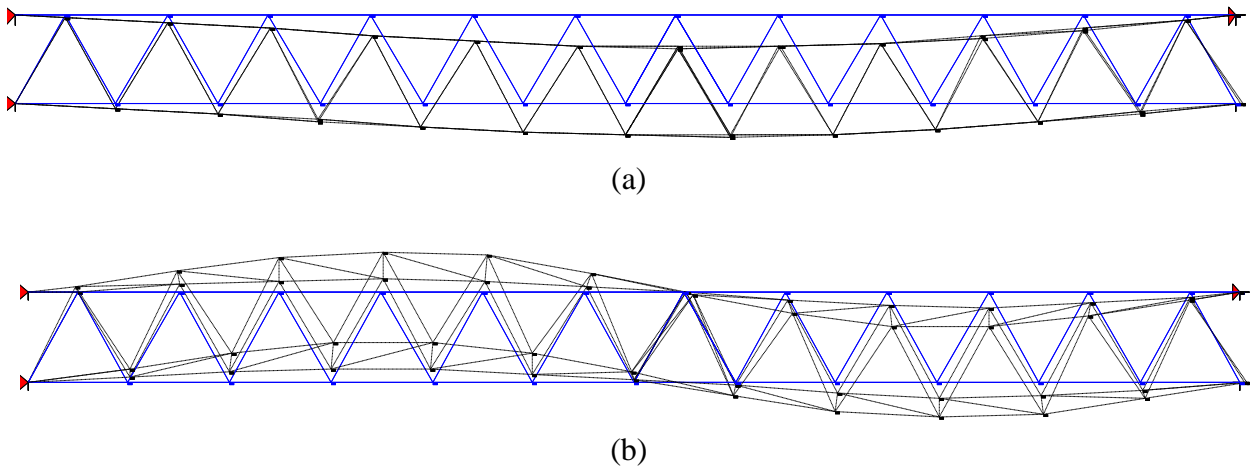


Figura 5.4 – Modos de vibração numéricos: a) 1º modo vertical de flexão; b) 2º modo vertical de flexão com torção.

A Figura 5.4b mostra que existe uma influência do modo de torção, no segundo modo vertical de flexão. Neste contexto, os resultados numéricos de Brasiliano et al., 2008 também apresentam uma combinação de formas modais.

6 INTERAÇÃO DINÂMICA PEDESTRE-ESTRUTURA UTILIZANDO MODELOS DE FORÇA

A interação entre pedestres e estrutura ocorre através de forças de interface nas direções lateral, vertical e longitudinal. Nesta etapa, avaliam-se as três componentes de força do pedestre, com base na norma *Sétra Guideline*, 2006. Esta metodologia considera parâmetros cinéticos e cinemáticos do pedestre para avaliar níveis de aceleração estrutural, foi previamente publicada por Toso e Gomes 2015a e Toso e Gomes 2016b. Análises dinâmicas são realizadas considerando a passarela de Brasília anteriormente descrita. Consideram-se dois modelos de força: Modelo de Forças Simples (MFS) e Modelo de Forças Completamente Sincronizado (MFCS).

6.1 MODELO DE FORÇAS SIMPLES (MFS)

Neste modelo, as forças do pedestre são representadas pela série de Fourier, assumindo velocidade constante, atuando em uma linha reta ao longo da direção da caminhada. Este modelo desconsidera que a marcha humana está sujeita a oscilações laterais causadas pelo movimento do centro de gravidade do corpo e que o pé direito e esquerdo possuem uma largura entre eles. Este modelo tem sido largamente utilizado para analisar as cargas de pedestre atuantes em passarelas [Bachmann et al., 1995; Kala et al., 2009; *Sétra Guideline* 2006; ISO 10137/2007]. O pedestre, ao caminhar, produz forças na direção vertical, lateral e longitudinal. A componente vertical pode ser representada conforme descrito previamente na Equação 2.1. A norma *Sétra Guideline*, 2006, sugere os seguintes fatores dinâmicos de carga (FDC's) e ângulos de fase para esta direção: $\alpha_1 = 0,4$; $\alpha_2 = \alpha_3 \approx 0,1$; $\varphi_2 = \varphi_3 = \pi/2$. A componente lateral de forças corresponde à variação de um pé para o outro ao caminhar, esta ocorre com uma frequência igual à metade da taxa de passos da direção vertical do pedestre. Esta componente de força também pode ser representada pela série de Fourier de acordo com a Equação 6.1:

$$F(t) = \sum_{i=1/2}^n G\alpha_i \sin(2\pi i f_p t) \quad (6.1)$$

As variáveis anteriores são as mesmas previamente descritas nas seções introdutórias da Tese (Seção 2.4.1). Neste caso, i tem valores não inteiros de 1/2; 1; 3/2; 2 etc. De acordo com

Sétra Guideline, 2006, o ângulo de fase das componentes de força lateral e longitudinal é próximo a zero. Utilizam-se os seguintes fatores dinâmicos de carga (direção lateral), conforme proposto pela norma: $\alpha_{1/2} = \alpha_{3/2} \approx 0,05$; $\alpha_1 = \alpha_2 \approx 0,01$. Para a direção longitudinal, a norma afirma que a principal frequência associada a esta componente é, aproximadamente, a mesma que a frequência da componente na direção vertical. Quanto aos fatores dinâmicos de carga para a direção longitudinal, a norma sugere: $\alpha_{1/2} \approx 0,04$; $\alpha_1 \approx 0,2$; $\alpha_{3/2} \approx 0,03$; $\alpha_2 \approx 0,1$. Neste ponto cabe ressaltar que não há indicação pela referida norma sobre ângulos de fase entre as componentes perpendiculares F_x , F_y e F_z , mas apenas entre os componentes da série de cada força.

6.2 MODELO DE FORÇAS COMPLETAMENTE SINCRONIZADO (MFCS)

Órgãos normativos (por exemplo, *Sétra Guideline* 2006 e ISO 10137/2007) apresentam modelos de forças individuais para cada direção visando representar as cargas dinâmicas de pedestres ao longo do tempo. No entanto, o tempo de referência não é o mesmo para as três componentes de forças (longitudinal, lateral e vertical). Essas forças não estão sincronizadas no tempo e, mais precisamente no espaço. Neste modelo de forças proposto, as mudanças de velocidade que ocorrem na fase de apoio unipodal e bipodal são consideradas e sincronizadas no tempo e espaço. Observa-se que a velocidade do pedestre durante a fase de apoio bipodal é maior que a velocidade média do pedestre. Outro ponto importante, é que a caminhada humana não ocorre em uma linha reta ao longo da direção longitudinal. Existem parâmetros cinemáticos como comprimento e largura do passo que causam influência na aplicação da força resultante, conforme mostra a Figura 4.8, diferentemente do que é abordado pelas normas internacionais, que consideram a travessia do pedestre sendo realizada em linha reta. Estes parâmetros cinemáticos são mensurados com a plataforma de forças e valores médios são apresentados na Tabela 4.9. Neste modelo proposto, picos e vales de força de cada componente (longitudinal, lateral e vertical) devem ser posicionados na superfície de contato e o tempo de referência dos modelos é ajustado para a fase correta. Desta forma, obtêm-se uma sincronização espacial e temporal das três componentes de forças do pedestre. A Figura 6.1 (a) apresenta os resultados desta sincronização. A linha tracejada indica como é realizada a sincronização por meio do deslocamento de cada componente de força, sendo ajustado o tempo de referência do modelo

para a fase correta de cada componente. A Figura 6.1 (b) apresenta o modelo de caminhada através da passarela, considerando os parâmetros cinemáticos do pedestre. A Figura 6.1 (c) apresenta o sistema de coordenadas utilizadas no modelamento do pedestre. Os pontos indicados na Figura 6.1 (a) representam a força do pé em contato com o solo. Na resultante da componente vertical, o ponto 1 representa o ponto de máxima amplitude de força resultante e ocorre no momento em que os dois pés estão em contato com o solo. No ponto 2, um pé está totalmente apoiado e o outro está em movimento (apoio unipodal). Na componente longitudinal, o ponto 3 é o instante em que um dos pés está na posição plana em relação ao solo, ocorrendo um mínimo esforço na direção longitudinal, ou seja, não se tem o efeito de empurrar longitudinalmente a estrutura. O ponto 4 ocorre no momento em que o pé está apoiado no solo, não exercendo força lateral na passarela. Outro instante de força lateral nula ocorrerá quando ambos os pés estiverem em contato, um pé partindo e o outro chegando ao solo.

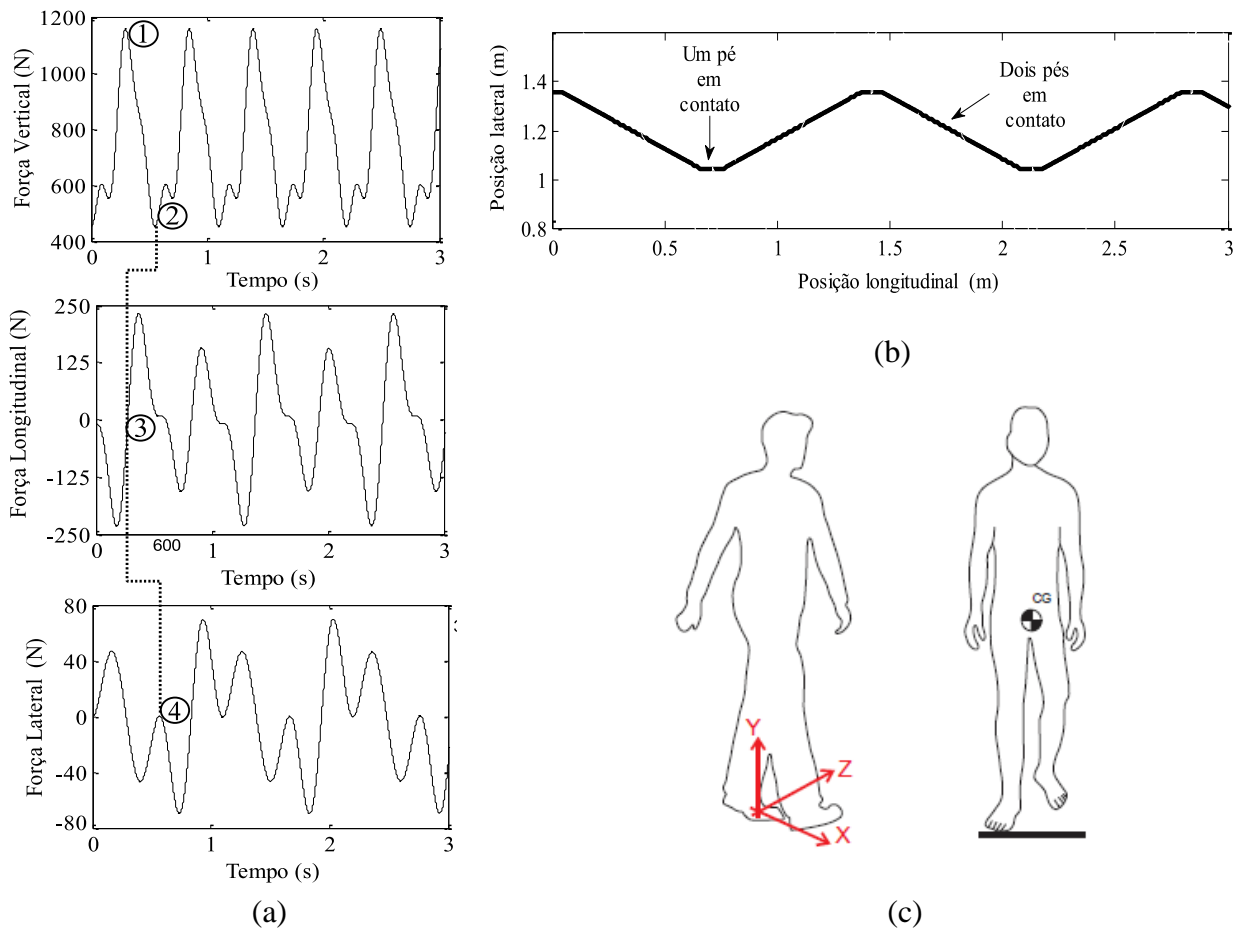


Figura 6.1 – Sincronização do modelo de força proposto.

6.3 FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO: LONGITUDINAL, LATERAL E VERTICAL

A Figura 6.2 mostra as três componentes de forças do pedestre (massa corporal 77,53 kg) durante a caminhada nas direções longitudinal, lateral e vertical simuladas com os parâmetros previamente definidos (fatores dinâmicos de carga, ângulos de fase etc.).

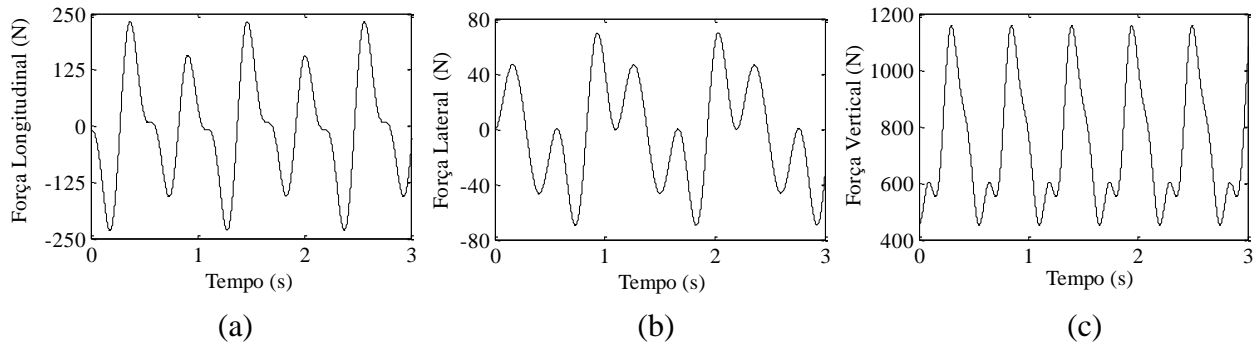


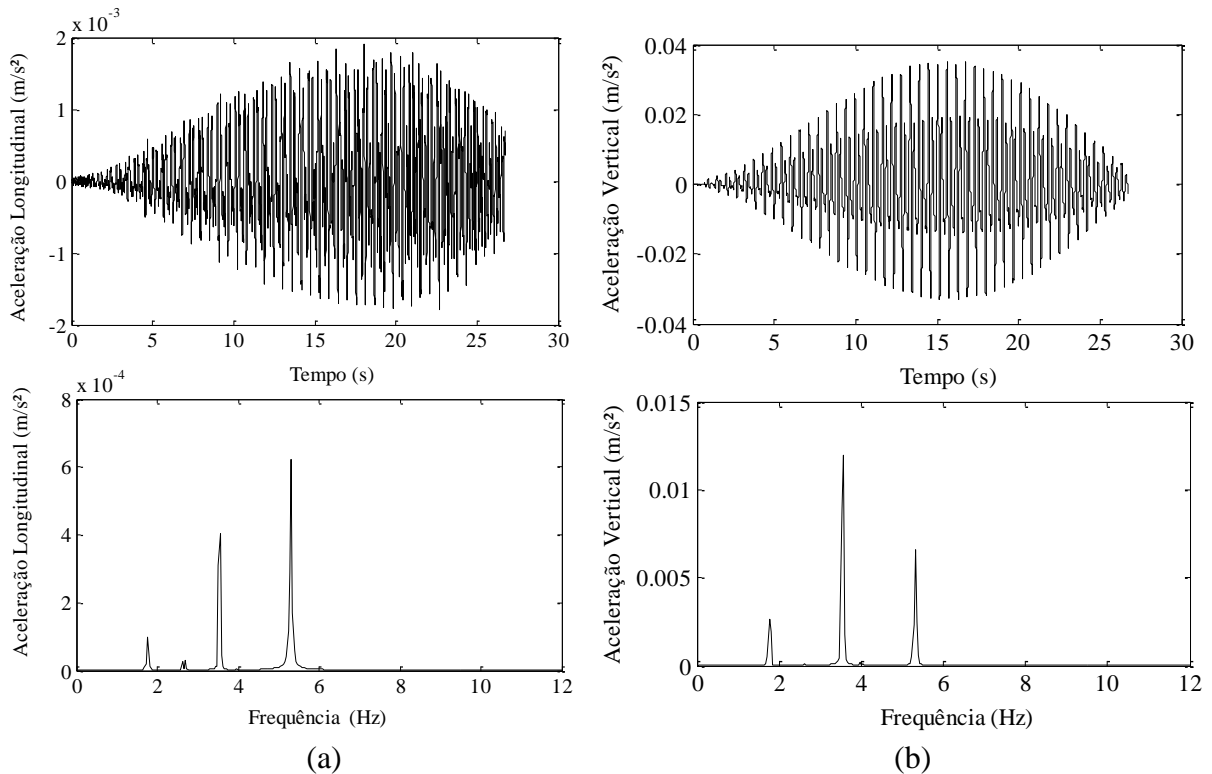
Figura 6.2 – Forças do pedestre: a) direção longitudinal; b) lateral; c) vertical.

A componente vertical representa a soma das forças do pé direito e pé esquerdo, no exato momento que os dois pés estão em contato com o solo. Esta componente é gerada pelo impacto de apoiar o peso do corpo em cada uma das pernas, alternadamente. Já na direção lateral, as forças são geradas pelo balanço periódico (em torno do centro de gravidade do corpo) ao trocar de perna. Por fim, na direção longitudinal, a força é resultado do atrito entre o pé e o pavimento, bem como das acelerações e desacelerações do corpo nessa direção. Segundo Barela e Duarte, 2011, a componente longitudinal de FRS apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade do período de apoio, o pé empurra o solo para frente e, consequentemente, a FRS é direcionada para trás. Na segunda metade do período de apoio, o pé empurra o solo para trás e, consequentemente, a FRS é direcionada para frente. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo e a fase positiva representa uma aceleração do corpo à frente [Winter, 2009]. Informações adicionais sobre o movimento humano podem ser encontradas em Vaughan et al., 1992; Winter, 2009 e Hamill e Knutzen, 1999.

6.4 MODELO DE FORÇA SIMPLES E MODELO DE FORÇA COMPLETAMENTE SINCRONIZADO: RESULTADOS DE VIBRAÇÃO ESTRUTURAL

Nesta Seção, uma análise dinâmica é realizada considerando a passarela de Brasília. Utiliza-se o modelo de elementos finitos atualizado, conforme descrito nas seções anteriores. A resposta da passarela é obtida através da aceleração (RMS) no meio do vão da estrutura, considerando que um único pedestre atravessa a passarela. Os parâmetros do pedestre (massa corporal 77,53 kg) correspondem aos valores médios dos 54 pedestres analisados (Tabela 4.9). Soluções transientes são obtidas utilizando o método de Newmark e a correspondente Função de Resposta em Frequência (FRF) é avaliada, visando realizar comparações entre os modelos de forças. Com o objetivo de obter resultados próximos aos experimentais para aplicação da carga induzida pelo pedestre, os parâmetros de amortecimento estrutural foram considerados de acordo com as medições experimentais realizadas por Brito et al., 2010.

Os resultados de aceleração estrutural da Figura 6.3 consideram o Modelo de Forças Simples (MFS), utilizando fatores dinâmicos de carga e ângulos de fase definidos pela norma *Sétra Guideline* 2006.



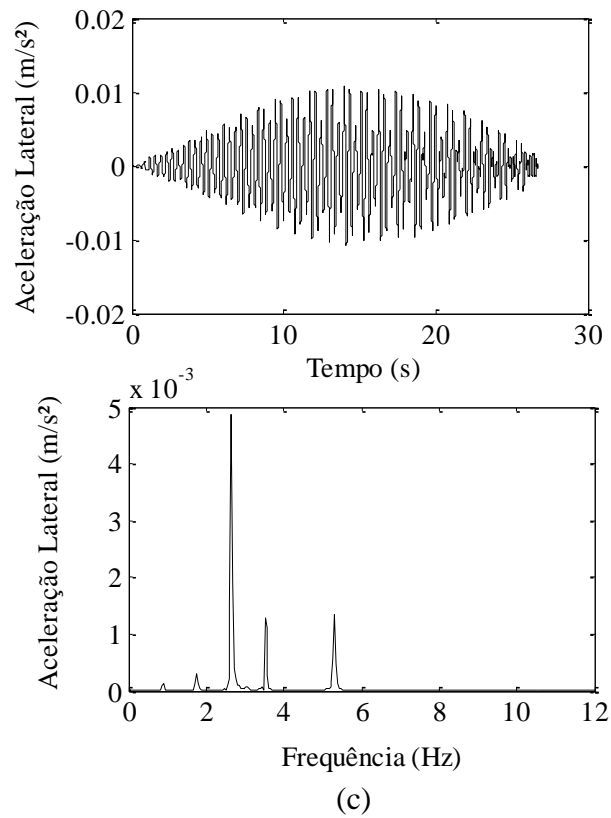


Figura 6.3 – Resposta de aceleração do MFS: a) direção longitudinal; b) vertical; c) lateral.

A Figura 6.4 apresenta a resposta de aceleração estrutural no meio do vão considerando o Modelo de Forças Completamente Sincronizado (MFCS).

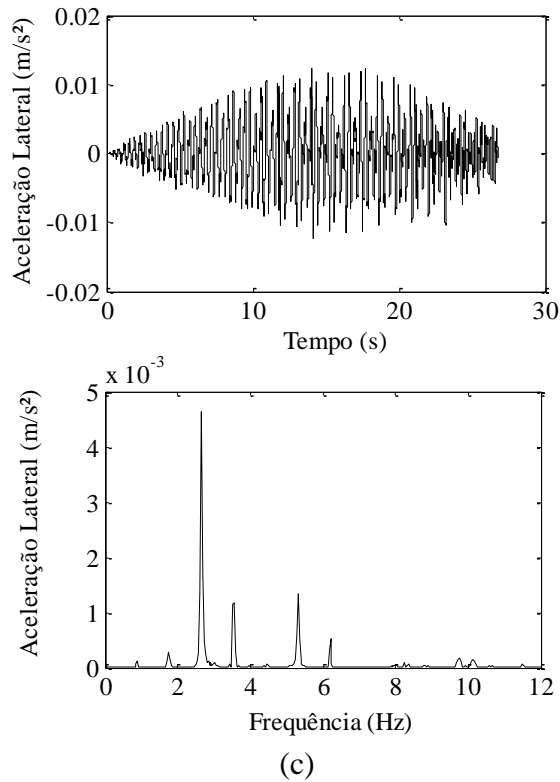
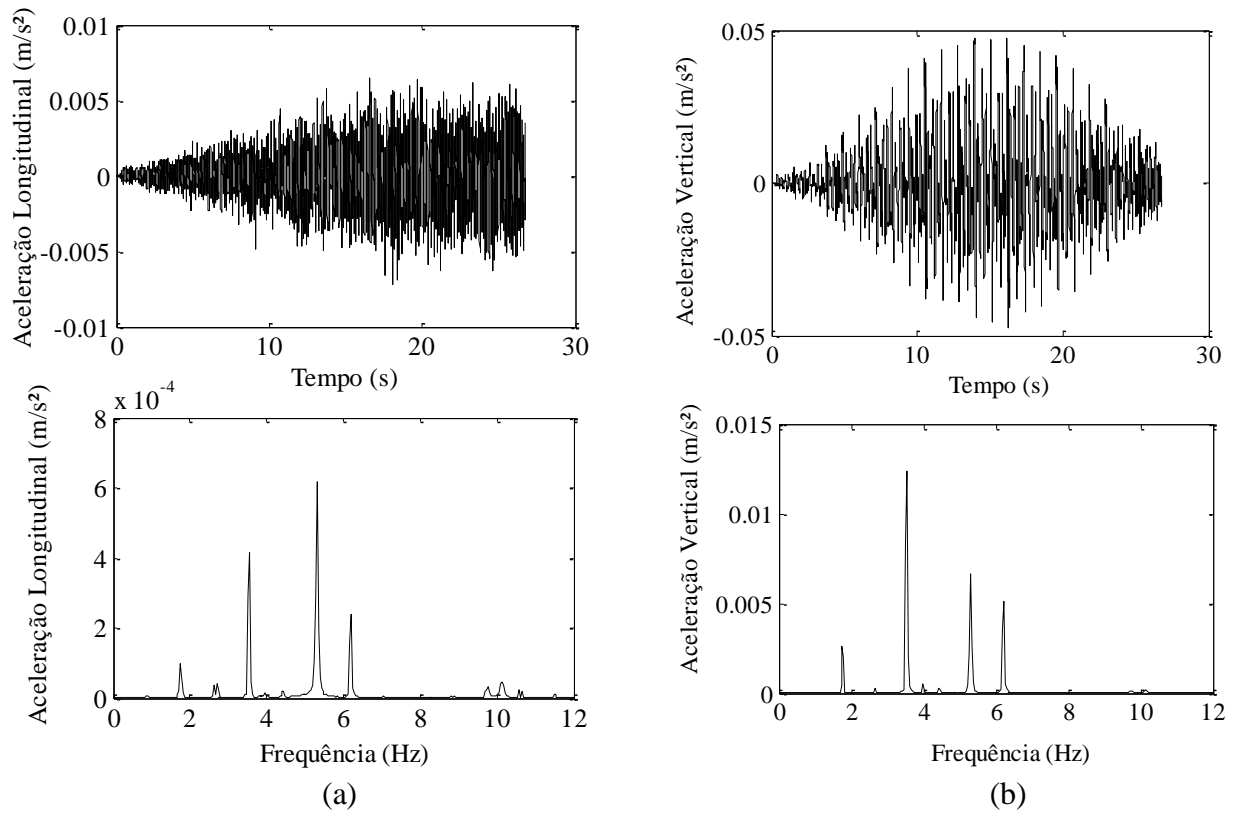


Figura 6.4 – Resposta de aceleração MFCS: a) direção longitudinal; b) vertical; c) lateral.

A Tabela 6.1 apresenta os níveis de aceleração estrutural (RMS) para as direções longitudinal, vertical e lateral considerando ambos os modelos de força.

Tabela 6.1 – Resposta de aceleração estrutural RMS: modelos de forças.

Modelo	Aceleração RMS meio do vão (m/s ²)		
	Longitudinal	Vertical	Lateral
MFS	5,975E-4	9,811E-3	4,121E-3
MFCS	8,212E-4	1,126E-2	4,129E-3

De acordo com Toso e Gomes 2015a, existem diferenças importantes no comportamento estrutural quando o MFCS é utilizado. Neste caso, o uso do MFS pode mascarar e subestimar aspectos importantes do comportamento vibracional da estrutura. Considerando a aceleração na direção longitudinal das Figuras 6.3 e 6.4, observa-se que ao utilizar o MFCS têm-se importantes vibrações estruturais em torno de 6,2 e 10,1 Hz (são frequências naturais previamente obtidas na análise modal da estrutura) que são excitadas devido às fases de impulso e desaceleração da marcha humana. Estas frequências não aparecem no espectro do MFS. Ainda quanto à direção longitudinal, os resultados da Tabela 6.1 indicam uma diferença significativa de níveis de aceleração estrutural (RMS) entre os modelos de forças (37%). Quanto aos valores de acelerações laterais, estas não apresentam diferenças significativas de amplitudes de aceleração quando o MFCS é utilizado (embora tenham excitado as mesmas frequências citadas anteriormente). Por outro lado, a aceleração RMS vertical também apresentou um aumento (15%) quando o MFCS é utilizado. Isto acontece, provavelmente, devido ao efeito adicional da espacialidade da aplicação da força no MFCS e as diferentes velocidades longitudinais e laterais apresentadas durante a marcha. Observa-se que, o modo de torção obtido na análise modal numérica (correspondente ao 4º modo de vibração, não mensurado experimentalmente) foi excitado e detectado pelo espectro de aceleração vertical, principalmente devido à espacialidade de aplicação da força, produzindo efeitos de torção na passarela. Como esperado, esta frequência não foi observada no espectro de aceleração vertical no MFS, uma vez que este modelo assume que a força do pedestre é aplicada ao longo de uma linha reta no eixo de simetria da estrutura e na direção da caminhada.

Este simples exemplo mostra como é importante à consideração do MFCS na correta avaliação do comportamento estrutural de passarelas excitadas por pedestres. Deve-se haver uma

melhor compreensão da hipótese que considera que as forças induzidas por pedestres são perfeitamente periódicas, normalmente aplicadas em uma posição fixa ao longo da estrutura e com velocidade constante, hipóteses estas utilizadas por vários órgãos normativos e pesquisas relacionadas com o tema em estudo.

7 RESULTADOS: MODELO BIODINÂMICO

Este Capítulo apresenta resultados considerando o modelo biodinâmico com atuador acoplado a estrutura, conforme proposto na Seção 3.5. Inicialmente é realizada uma validação do modelo desenvolvido. Em etapas seguintes, realizam-se análises dinâmicas considerando um único pedestre, assim como, uma condição de possível ressonância.

7.1 VALIDAÇÃO DO MODELO BIODINÂMICO ACOPLADO

Esta Seção objetiva validar o modelo biodinâmico proposto na Seção 3.5. Realiza-se um comparativo com a solução analítica e o modelo proposto por Yang et al., 2004. Considera-se o problema de uma viga simplesmente apoiada, utilizando um modelo de um grau de liberdade. O modelo apresentado pelos pesquisadores avalia a interação e o acoplamento existente entre veículo e estrutura. Neste caso, realizam-se readequações, adotando-se as mesmas hipóteses utilizadas por Yang et al., 2004, porém, utiliza-se o modelo biodinâmico aqui proposto (interação pedestre e estrutura) a fim de verificar a formulação e potencialidades do modelo. Tanto o modelo de Yang et al., 2004, quanto o modelo proposto utilizam o método de Newmark considerando dinâmica não linear para resolver os sistemas de equações diferenciais do movimento.

7.1.1 Viga biapoiada: interação veículo-estrutura

Yang et al., 2004, consideram uma viga biapoiada, onde o modelo de veículo atua com velocidade constante. A estrutura possui comprimento (L_b) de 25 m; módulo de elasticidade (E) de 2,87 GPa; coeficiente de Poisson (ν) de 0,2; momento de inércia (I) de $2,4 \text{ m}^4$; massa por unidade de comprimento (m) igual a 2303 kg/m. Quanto aos dados do veículo: massa (M_v) é 5750 kg; rigidez (k_v) é 1595 kN/m. O veículo trafega a uma velocidade constante de 100 km/h. A razão entre a massa do veículo e massa da ponte é 0,1. A frequência de vibração da ponte (ω_1) é 30,02 rad/s e do modelo de veículo (ω_v) é 16,66 rad/s. Representa-se o deslocamento vertical da viga (u_b) como sendo: $u_b = q_b(t) \text{sen}(\pi x/L)$. O deslocamento do modelo é representado

como $q_v(t)$. Neste problema, Yang et al., 2004, desconsideram o efeito do amortecimento da viga. A Equação 7.1 representa o acoplamento das equações da viga e do modelo de veículo, considerando somente o primeiro modo de vibração da viga [Yang et al., 2004].

$$\begin{Bmatrix} \ddot{q}_b \\ \ddot{q}_v \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} 2\omega_v^2 \frac{M_v}{mL} \text{sen}^2 \frac{\pi vt}{L} \omega_1^2 & -2\omega_v^2 \frac{M_v}{mL} \text{sen} \frac{\pi vt}{L} \\ -\omega_v^2 \frac{M_v}{mL} \text{sen} \frac{\pi vt}{L} & \omega_v^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} q_b \\ q_v \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} -2 \frac{M_v g}{mL} \text{sen} \frac{\pi vt}{L} \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (7.1)$$

A resposta dinâmica de deslocamento vertical no meio do vão da viga é apresentada na Figura 7.1. Compara-se o modelo acoplado proposto com o modelo de Yang et al, 2004. Nesta figura também é apresentada a solução analítica do problema previamente descrito, utilizando a Equação 7.1. O modelo acoplado proposto foi discretizado utilizando 14 elementos de viga e 15 nós. Cada nó possui 3 graus de liberdade.

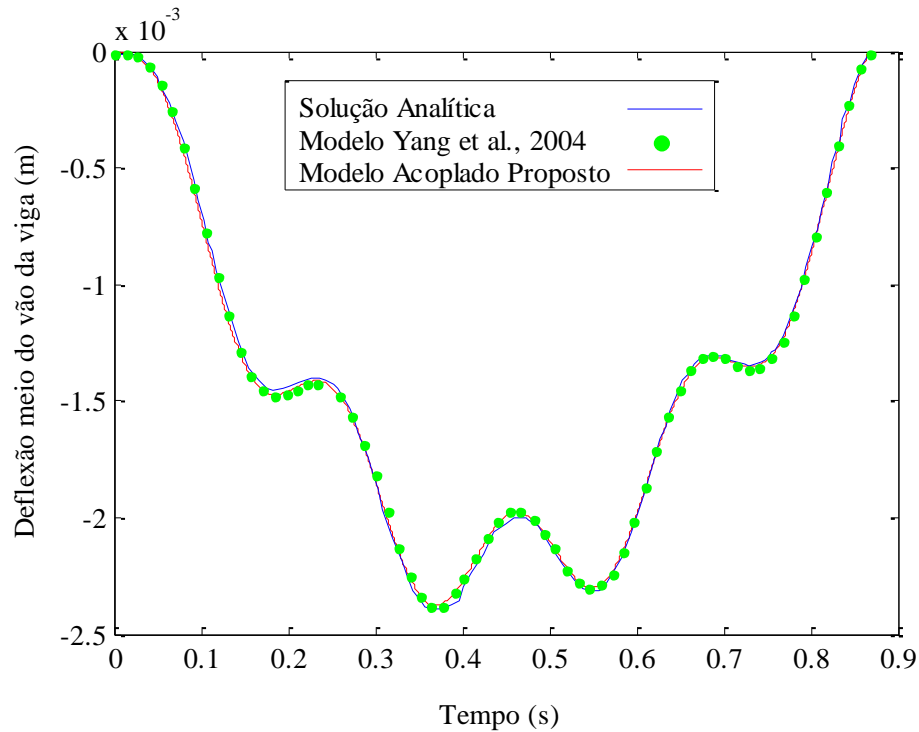


Figura 7.1 – Deflexão vertical no meio do vão da viga.

Observa-se boa concordância dos resultados de ambos os modelos com a resposta analítica do problema.

A resposta de aceleração vertical no meio do vão da viga é apresentada na Figura 7.2. Novamente, compara-se a resposta do modelo proposto por Yang et al., 2004 com o modelo proposto acoplado e a solução analítica em termos de aceleração estrutural.

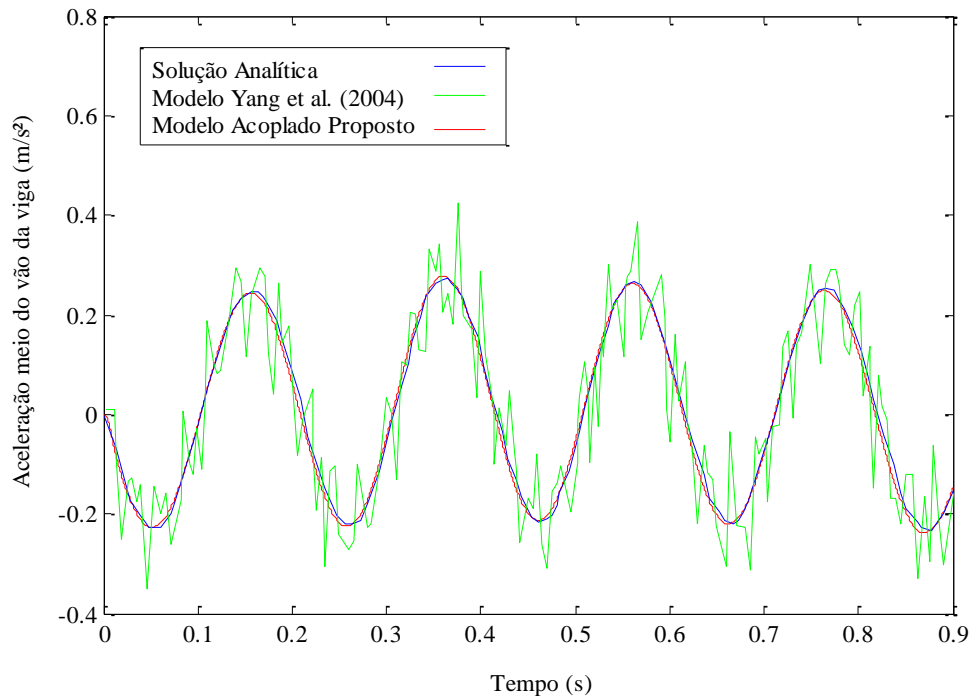


Figura 7.2 – Aceleração vertical no meio do vão da viga.

Yang et al., 2004, consideram vários modos de vibração em seu modelo. Os autores afirmam que a inclusão de altos modos de vibração pode resultar em uma significativa oscilação da resposta de aceleração, na qual foi negligenciada na equação analítica (Equação 7.1) e no modelo acoplado proposto. Os resultados da Figura 7.2 mostram que o modelo acoplado proposto apresenta respostas praticamente idênticas da solução analítica do problema, considerando apenas o primeiro modo de vibração da estrutura.

A deflexão e aceleração vertical do modelo acoplado proposto; modelo de Yang et al., 2004 e solução analítica são apresentadas nas Figuras 7.3 e 7.4.

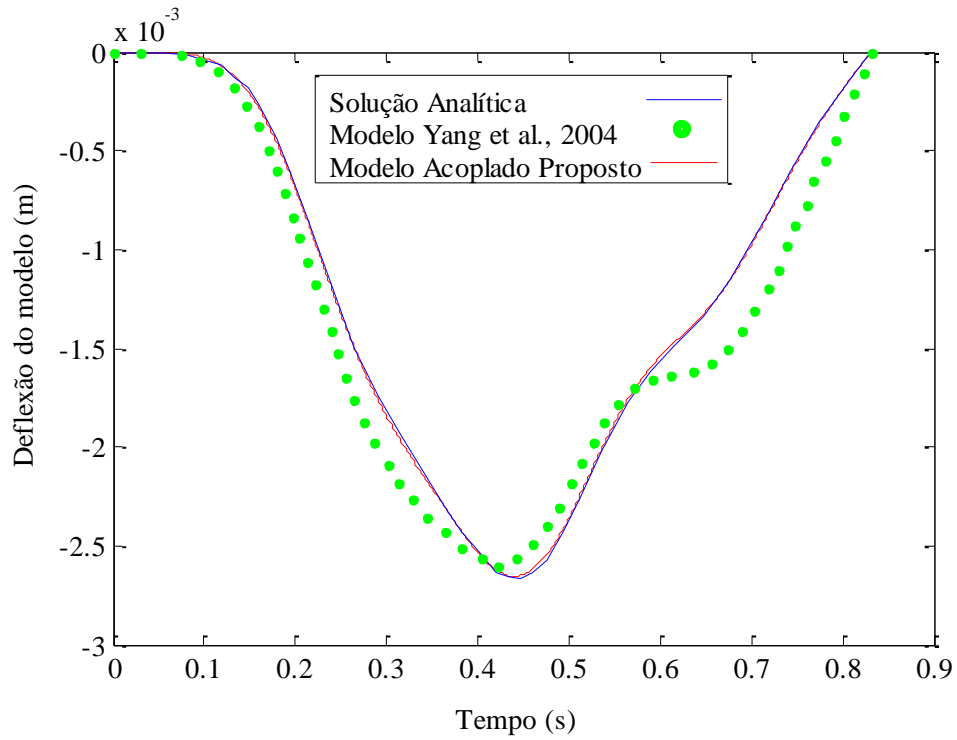


Figura 7.3 – Deflexão vertical do modelo veículo/estrutura.

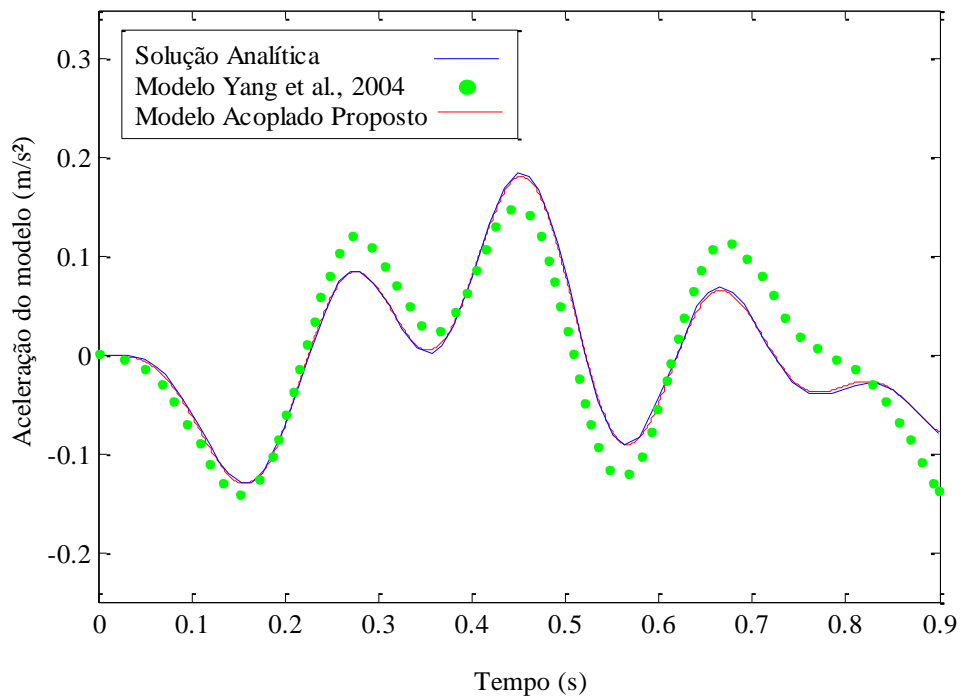


Figura 7.4 – Aceleração vertical do modelo veículo/estrutura.

Yang et al., 2004, afirmam que as diferenças obtidas nas respostas do seu modelo (solução analítica e numérica) nas figuras anteriores podem ser atribuídas, principalmente, devido a inclusão de modos superiores de vibração.

Os cinco primeiros valores de frequências naturais obtidos com o modelo acoplado proposto para a estrutura previamente analisada são: 30,02; 70,18; 120,08; 211,42; 270,22 rad/s. Observa-se que o valor de frequência fundamental estrutural (30,02 rad/s) é idêntico ao valor apresentado por Yang et al., 2004.

Após esta análise, pode-se concluir que o modelo acoplado proposto apresentou respostas praticamente idênticas da solução analítica (ambas considerando apenas o primeiro modo de vibração) do problema analisado. Quanto ao modelo de Yang et al., 2004, os resultados também são próximos, porém a inclusão de modos superiores de vibração resulta em respostas diferentes da solução analítica. Desta forma, conclui-se que o modelo acoplado proposto é válido, estando apto para realizar análises que consideram a interação pedestre/estrutura.

7.2 INTERAÇÃO PEDESTRE-ESTRUTURA: UM ÚNICO PEDESTRE

Nesta Seção, realiza-se uma análise do comportamento dinâmico da passarela de Brasília considerando que a estrutura é submetida ao carregamento de um único pedestre. Avaliam-se as amplitudes de vibração estrutural e do centro de gravidade do pedestre (aceleração de interação obtida ao caminhar em uma estrutura flexível), visando fornecer informações complementares aos órgãos normativos, auxiliando no projeto de passarelas e níveis de conforto para o usuário.

7.2.1 Modelo biodinâmico considerando parâmetros cinemáticos da marcha

Na análise cinemática, as variáveis tempo e distância, são consideradas medidas lineares e básicas para análise do ciclo da marcha, sendo compostas pelas seguintes medidas: comprimento da passada, largura do passo, taxa de passos, velocidade da marcha e tempo de contato. Os parâmetros utilizados nesta simulação numérica são obtidos experimentalmente e/ou analiticamente, pois alguns parâmetros cinemáticos do pedestre são obtidos como função de parâmetros previamente mensurados (por exemplo, avaliando-se o comprimento da passada e

tempo da passada, obtêm-se a velocidade do pedestre). O pedestre analisado possui massa corporal de 77,53 kg. Demais parâmetros são descritos na Tabela 4.9.

A Figura 7.5 apresenta a aceleração vertical estrutural no meio do vão, considera-se o pedestre como sendo um modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças, considerando parâmetros cinemáticos da marcha. Avalia-se a aceleração no domínio do tempo e no domínio da frequência.

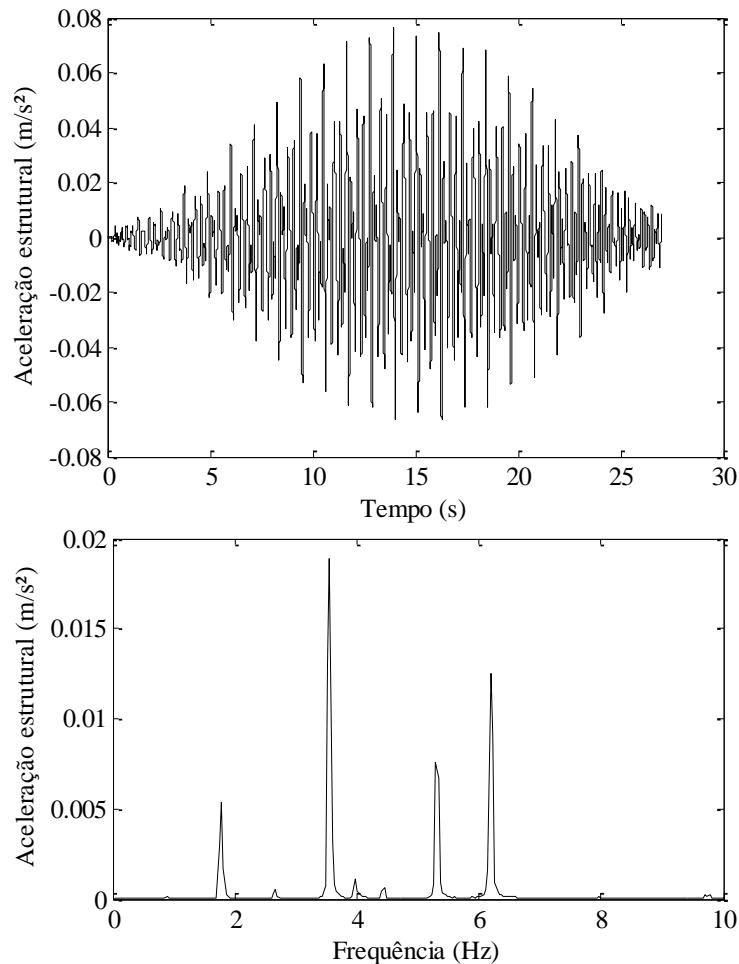


Figura 7.5 – Aceleração vertical estrutural modelo biodinâmico + modelo de forças considerando parâmetros cinemáticos: domínio do tempo e domínio da frequência.

A Figura 7.5 mostra que a aceleração estrutural aumenta à medida que o pedestre aproxima-se do meio do vão da estrutura, em seguida, tem-se uma diminuição das amplitudes

estruturais à medida que o indivíduo se afasta do meio do vão da passarela. A aceleração estrutural (RMS) para esta análise é igual $0,02150 \text{ m/s}^2$.

A Figura 7.6 apresenta a aceleração vertical do centro de gravidade (CG) do pedestre. Esta aceleração corresponde a interação pedestre/estrutura, obtida ao caminhar em uma estrutura flexível.

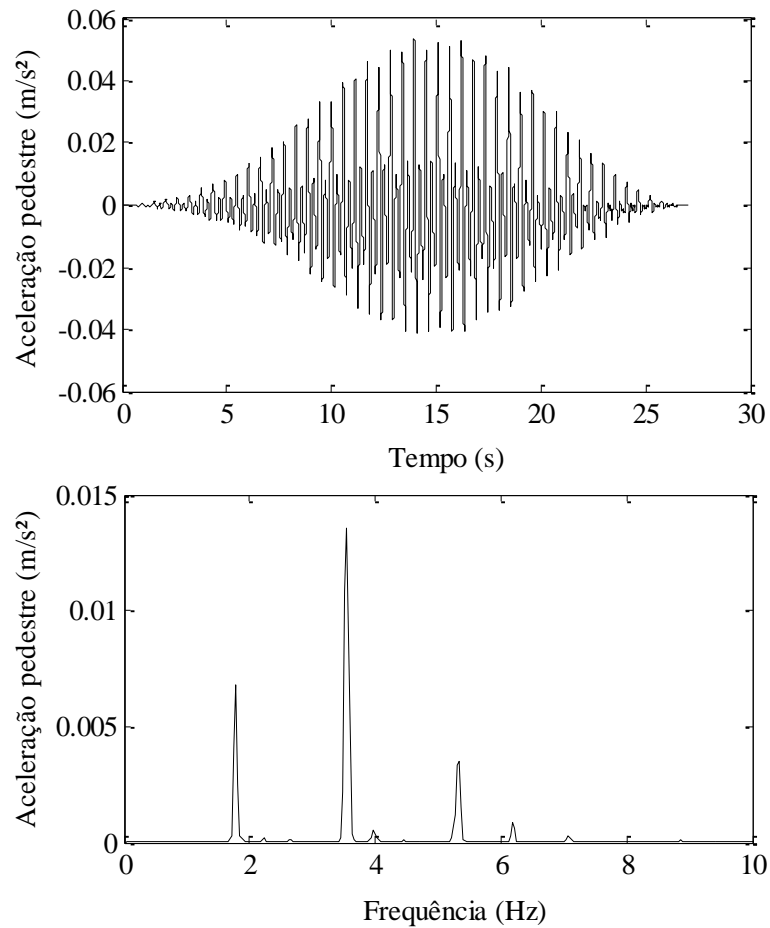


Figura 7.6 – Aceleração no CG do pedestre considerando parâmetros cinemáticos: domínio do tempo e domínio da frequência.

A aceleração (RMS) do centro de gravidade do pedestre é $0,01460 \text{ m/s}^2$. Este valor é menor se comparado com os níveis de aceleração estrutural.

7.2.2 Modelo biodinâmico desconsiderando parâmetros cinemáticos da marcha

A Figura 7.7 apresenta a aceleração estrutural vertical no meio do vão, considerando o modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças simples. Este modelo de força considera que o carregamento do pedestre é aplicado em uma linha reta, com velocidade constante ao longo da estrutura (não considera parâmetros cinemáticos da marcha). Estas hipóteses são utilizadas por vários órgãos normativos, como por exemplo, *Sétra Guideline 2006* e *ISO 10137/2007*. Este modelo não avalia a influência das mudanças de velocidade e parâmetros espaciais que existem durante a marcha.

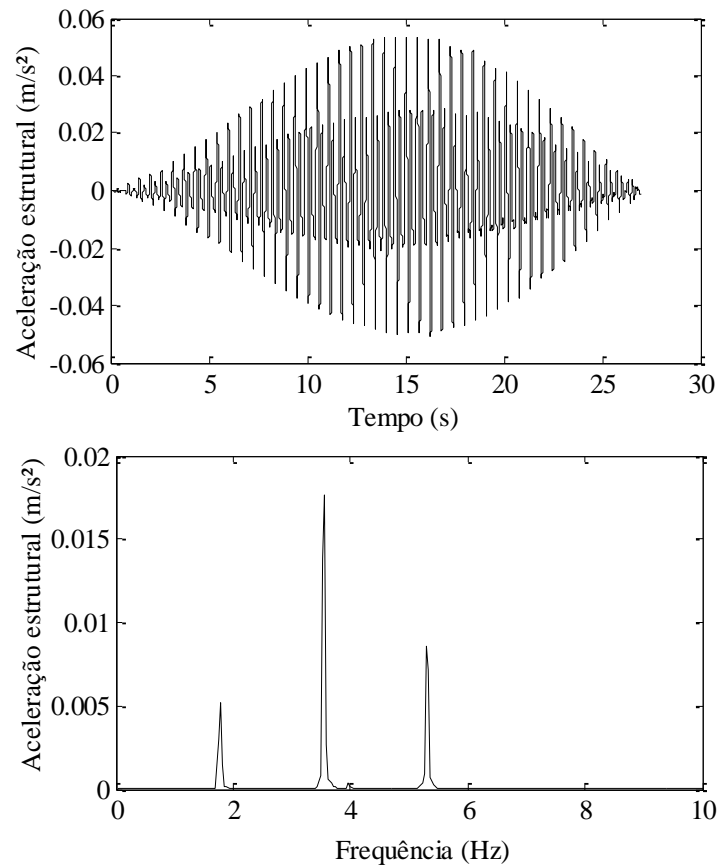


Figura 7.7 – Aceleração vertical estrutural modelo biodinâmico + modelo de forças desconsiderando parâmetros cinemáticos: domínio do tempo e domínio da frequência.

Neste caso, a aceleração (RMS) vertical estrutural é $0,01837 \text{ m/s}^2$. Enquanto que a Figura 7.8 considera aceleração vertical no centro de gravidade (CG) do pedestre, trata-se da aceleração de interação obtida ao caminhar em uma estrutura flexível.

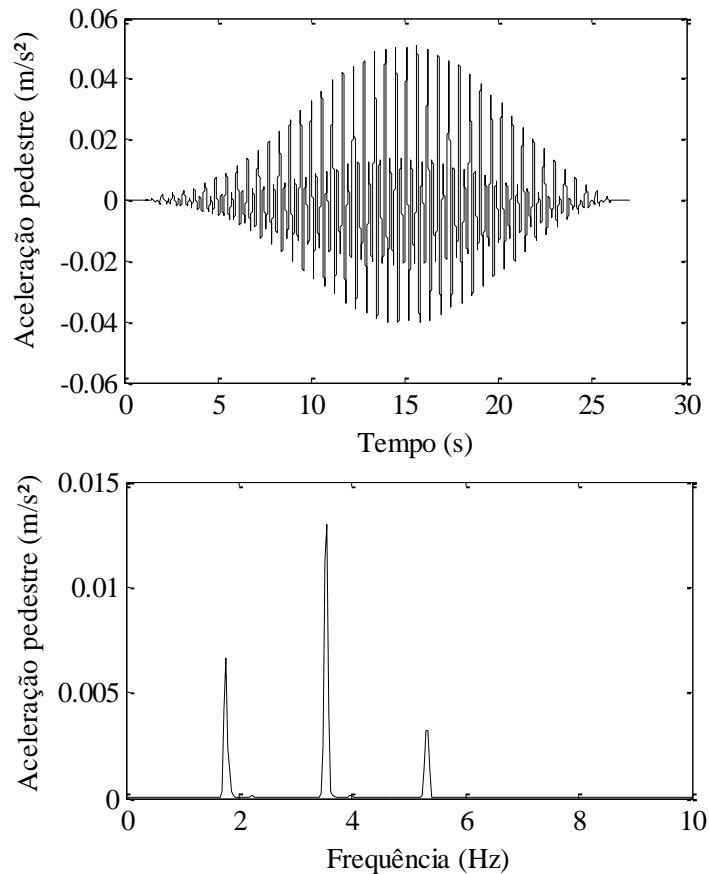


Figura 7.8 – Aceleração no CG do pedestre desconsiderando parâmetros cinemáticos: domínio do tempo e domínio da frequência.

A aceleração (RMS) no centro de gravidade do pedestre é $0,01432 \text{ m/s}^2$. Considerando os espectros anteriores, nota-se que no modelo que considera os parâmetros cinemáticos da marcha do pedestre, tem-se a excitação de sub-harmônicos do espectro de frequência (por exemplo, frequência de 6,2 Hz) se comparado com o modelo que desconsidera tais parâmetros do indivíduo (comparativo das Figuras 7.5 e 7.7).

Uma comparação das acelerações (RMS) das simulações anteriores indica que ao utilizar o modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças que considera os parâmetros espaciais e temporais da marcha, tem-se um aumento das amplitudes de aceleração estrutural (17%) se

comparado com a análise que considera o modelo biodinâmico combinado com o modelo de força simples. Uma análise semelhante à anterior, também indica um aumento de amplitudes de aceleração no centro de gravidade do pedestre (1,95%) ao considerar os parâmetros espaciais e temporais da marcha humana.

7.3 MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇAS

Na Seção 6.4 tratou-se o pedestre apenas como sendo um modelo de forças. Na Seção 7.2.1 utilizou-se um modelo biodinâmico combinado com um modelo de forças para considerar os esforços dinâmicos verticais do indivíduo. Em ambos os casos, utilizam-se os parâmetros cinemáticos da marcha, considerando os mesmos parâmetros para o pedestre: massa corporal, comprimento de passo, largura de passo etc. A aceleração estrutural (RMS) que considera o pedestre como sendo um modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças foi previamente analisada (Figura 7.5) sendo $0,02150 \text{ m/s}^2$. Na Figura 6.4b avaliou-se a aceleração estrutural onde o pedestre é tratado com o mesmo modelo de forças, obtendo-se uma aceleração estrutural (RMS) igual a $0,01126 \text{ m/s}^2$. Nota-se que as amplitudes de aceleração estrutural são superiores ao considerar o modelo biodinâmico. Conclusões semelhantes também foram obtidas por Kim et al. 2008, conforme descrito na revisão bibliográfica desta Tese. Onde as respostas de aceleração estrutural máxima na direção vertical do modelo biodinâmico são aproximadamente 255% superiores se comparado com as respostas do modelo de forças. Os autores concluem que as respostas obtidas com o modelo de força geram valores de aceleração subestimados, se comparado com as respostas do modelo biodinâmico, uma vez que a interação pedestre/estrutura não é considerada. Como conclusão, os autores afirmam que passarelas devem ser analisadas utilizando modelos biodinâmicos, pois esta metodologia proporciona resultados mais próximos das mensurações experimentais.

7.4 MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA: CONDIÇÃO DE POSSÍVEL RESSONÂNCIA ESTRUTURAL

Nesta análise, considera-se a mesma proposta simulada anteriormente. Porém, neste caso, o pedestre altera sua taxa de passos, passando de 1,77 Hz (valor médio mensurado

experimentalmente com a plataforma de forças na UFRGS) para 1,96 Hz. A passarela de Brasília possui frequência fundamental vertical igual a 3,92 Hz. Desta forma, o segundo harmônico do pedestre caminhando com taxa de passos de 1,96 Hz pode excitar o modo fundamental vertical da estrutura analisada. Zivanovic et al., 2005b afirma que é prática usual avaliar se algum dos três primeiros harmônicos da caminhada do pedestre coincide com a frequência fundamental da estrutura. A Figura 7.9 apresenta a aceleração estrutural vertical onde o pedestre atua como um modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças, considerando parâmetros cinemáticos da marcha, caminhado com taxa de passos de 1,96 Hz.

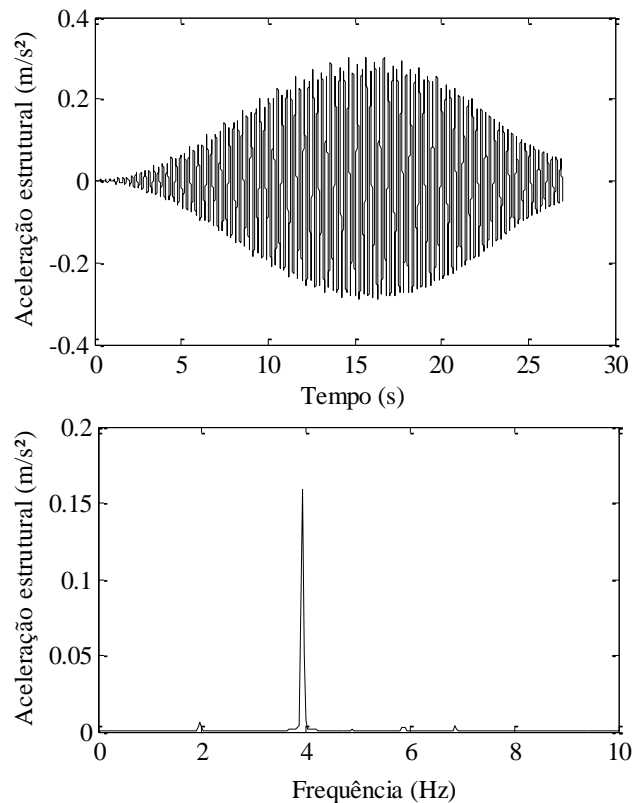


Figura 7.9 – Aceleração vertical estrutural condição de possível ressonância do modelo biodinâmico + modelo de forças: domínio do tempo e domínio da frequência.

Para esta análise o valor de aceleração estrutural (RMS) é de $0,1315 \text{ m/s}^2$. Estes níveis de aceleração são cinco vezes maiores se comparado com as amplitudes de aceleração estrutural da

Figura 7.5 onde o pedestre cruza a passarela com taxa de passos igual a 1,77 Hz. Isso pode ser atribuído a possível condição de ressonância.

Os resultados da Figura 7.10 desconsideram o modelo biodinâmico, trata-se o pedestre apenas como sendo um modelo de força, utilizando os parâmetros cinemáticos da marcha, na condição de possível ressonância.

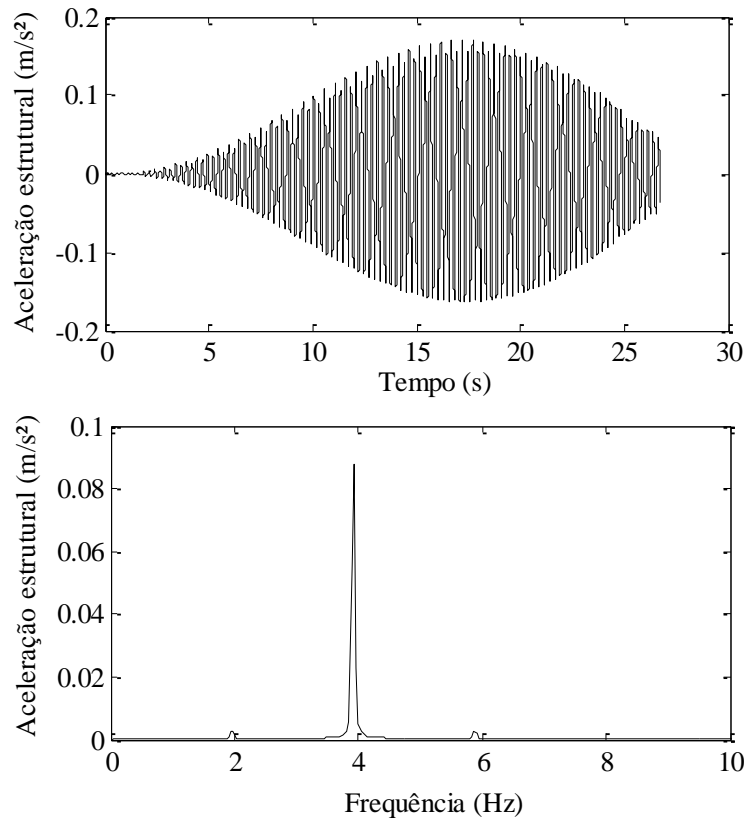


Figura 7.10 – Aceleração vertical estrutural condição de possível ressonância do modelo de força: domínio do tempo e domínio da frequência.

Para esta análise o valor de aceleração estrutural (RMS) é de $0,0753 \text{ m/s}^2$. Analisando as respostas anteriores, observa-se que para esta estrutura, na condição de possível ressonância, ao tratar o pedestre como sendo um modelo biodinâmico combinado com um modelo de força tem-se um aumento nas amplitudes de aceleração estrutural de aproximadamente 75% se comparado com os resultados apenas do modelo de força.

Outro resultado confirmado numericamente está em concordância com os resultados de Caprani et al., 2012a, onde uma diminuição do comprimento do passo do pedestre, resulta em um aumento de aceleração estrutural, devido ao aumento na aplicação da carga durante a travessia do pedestre na passarela. Os efeitos da interação dinâmica pedestre/estrutura também são mais evidenciados quando a massa do pedestre corresponde a um valor significativo da massa modal estrutural.

8 INTERAÇÃO PEDESTRE-ESTRUTURA: MULTIDÃO

Neste Capítulo, realiza-se uma análise do comportamento dinâmico da passarela de Brasília considerando que a estrutura analisada é submetida a densidades de pedestres distintas. Avaliam-se as máximas amplitudes de vibração estrutural, aceleração RMS no meio do vão, assim como, a aceleração do centro de gravidade do pedestre (aceleração de interação obtida ao caminhar em uma estrutura flexível). Esta aceleração é avaliada no centro de gravidade (CG) do primeiro e último pedestre respectivamente.

8.1 SIMULAÇÃO NUMÉRICA MULTIDÃO DE PEDESTRES: PASSARELA BRASÍLIA

Nesta análise, a entrada dos pedestres na estrutura é realizada de maneira aleatória, considerando a largura efetiva da passarela. Pedestres e suas características são representados através de variáveis aleatórias geradas seguindo uma distribuição normal com base nos parâmetros médios e coeficientes de variação dos dados experimentalmente obtidos utilizando a plataforma de forças na UFRGS. Além disso, considera-se uma matriz de correlação conforme exemplificado subsequentemente. Desta forma, obtêm-se os seguintes parâmetros: massa corporal, comprimento do passo, taxa de passos, tempo de contato, velocidade de avanço e largura do passo. Estes parâmetros são vetores que possuem dimensões iguais ao número de pedestres participantes das simulações. Os valores dos parâmetros do modelo biodinâmico (m , c e k) correspondendo a cada indivíduo são obtidos a partir do modelo de regressão proposto na Tabela 4.4. Utilizando esta metodologia, cada pedestre mantém suas características intrínsecas, correspondendo aos dados da multidão que está sendo simulada numericamente.

A Equação 3.73 representa o acoplamento das equações da estrutura e de um único pedestre. Esta equação pode ser reescrita considerando vários pedestres conforme a Equação 8.1:

$$\begin{aligned}
& \begin{bmatrix} [\mathbf{M}] & [\mathbf{0}] \\ [\mathbf{0}] & \text{diag}\{\mathbf{m}_p\} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ \{\dot{\mathbf{u}}_p\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [\mathbf{C}] + [\mathbf{H}]^T \text{diag}\{\mathbf{c}_p\}[\mathbf{H}] & -[\mathbf{H}]^T \text{diag}\{\mathbf{c}_p\} \\ -\text{diag}\{\mathbf{c}_p\}[\mathbf{H}] & \text{diag}\{\mathbf{c}_p\} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{\mathbf{u}}_s\} \\ \{\dot{\mathbf{u}}_p\} \end{Bmatrix} + \\
& \begin{bmatrix} [\mathbf{K}] + [\mathbf{H}]^T \text{diag}\{\mathbf{k}_p\}[\mathbf{H}] & -[\mathbf{H}]^T \text{diag}\{\mathbf{k}_p\} \\ -\text{diag}\{\mathbf{k}_p\}[\mathbf{H}] & \text{diag}\{\mathbf{k}_p\} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\mathbf{u}_s\} \\ \{\mathbf{u}_p\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{\mathbf{F}(t)\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} - \begin{Bmatrix} \{\mathbf{F}_R(t)\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} \quad (8.1)
\end{aligned}$$

Todas as variáveis anteriores foram previamente definidas na Seção 3.5. Nesta equação substituem-se os dados de um único pedestre por vetores contendo as informações da multidão de pedestres que está sendo acoplada à estrutura.

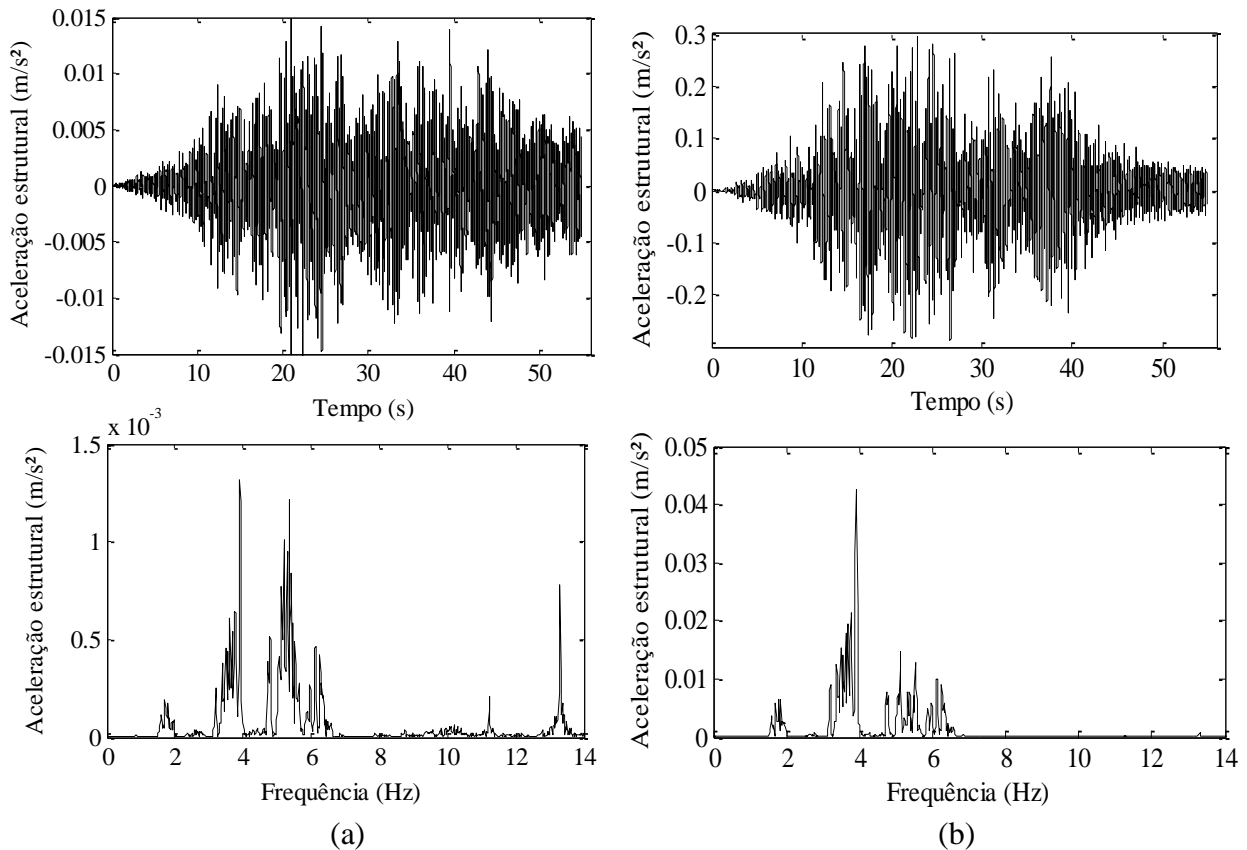
8.2 MATRIZ DE CORRELAÇÃO: MULTIDÃO DE PEDESTRES

Tratando-se de uma multidão de pedestres, têm-se indivíduos com características diferentes: peso corporal (pc), comprimento do passo (ls), largura do passo (wp), taxa de passos (fp), tempo de contato unipodal (ss) e velocidade de avanço bipodal (dss), sendo que estas variáveis seguem certa tendência e apresentam correlações entre si. Neste contexto, considera-se uma matriz de correlação (ρ) das variáveis analisadas, para manter a consistência dos parâmetros cinemáticos dos pedestres avaliados, por exemplo, taxa de passo alta implica em velocidade de caminhada alta, entre outros. A matriz de coeficientes de correlação (*corrcoef*, *Matlab*), é obtida a partir de uma matriz de entrada, cujas linhas são as observações (540 medições) e as colunas são as variáveis que devem ser correlacionadas: massa corporal, comprimento de passo etc. A matriz de correlação (ρ) é apresentada abaixo para os pedestres analisados.

$$\rho = \begin{bmatrix} pc & ls & wp & fp & ss & dss \\ 1,00 & 0,14 & 0,48 & -0,28 & 0,06 & -0,16 \\ 0,14 & 1,00 & -0,01 & -0,28 & 0,31 & 0,47 \\ 0,48 & -0,01 & 1,00 & -0,19 & 0,01 & -0,22 \\ -0,28 & -0,28 & -0,19 & 1,00 & -0,63 & 0,30 \\ 0,06 & 0,31 & 0,01 & -0,63 & 1,00 & 0,14 \\ -0,16 & 0,47 & -0,22 & 0,30 & 0,14 & 1,00 \end{bmatrix}$$

8.3 MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA: DENSIDADE DE 0,25 pedestres/m²

Esta simulação numérica utiliza o modelo biodinâmico combinado com o modelo de força na direção vertical. Nas direções lateral e longitudinal, utiliza-se somente o modelo de força definido pela série de Fourier considerando os FDC's estabelecidos pela norma *Sétra Guideline*, 2006. Esta análise considera que as três componentes de forças estão completamente sincronizadas (modelo de força proposto), utilizando os parâmetros cinemáticos dos pedestres. A Figura 8.1 apresenta os resultados de aceleração estrutural no meio do vão para as direções longitudinal, vertical e lateral. Considera-se uma densidade de 0,25 pedestres/m².



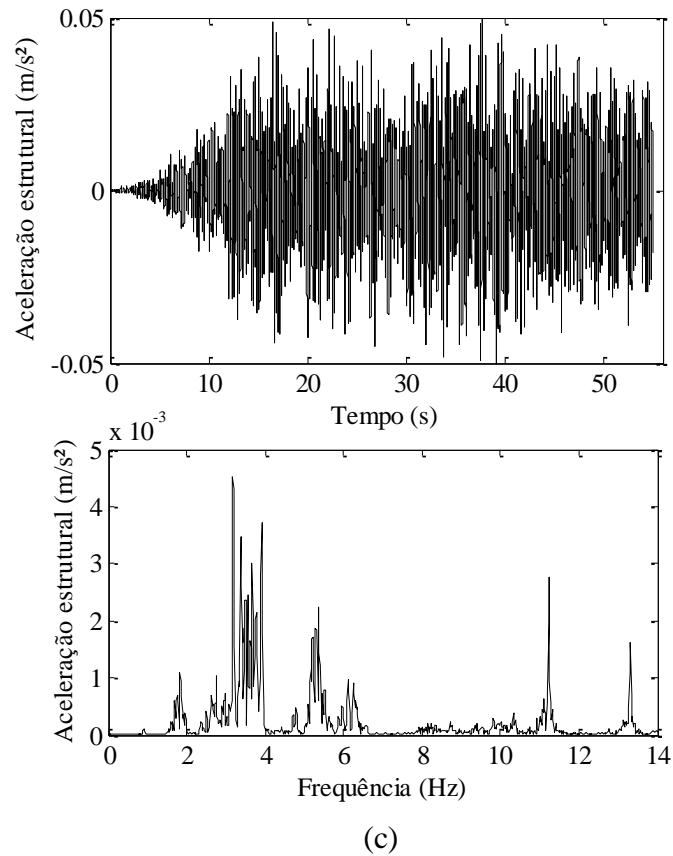


Figura 8.1 – Resposta de aceleração estrutural densidade $0,25 \text{ ped/m}^2$: a) modelo de força direção longitudinal; b) modelo biodinâmico + modelo de força direção vertical; c) modelo de força direção lateral.

Quanto aos valores de aceleração estrutural RMS no meio do vão, tem-se: $0,00377 \text{ m/s}^2$ (direção longitudinal); $0,07887 \text{ m/s}^2$ (direção vertical); $0,01503 \text{ m/s}^2$ (direção lateral).

A Figura 8.2 apresenta os resultados de aceleração vertical no centro de gravidade (CG) do pedestre, sendo avaliada para o primeiro e o último pedestre que cruzam a passarela. Trata-se da aceleração de interação obtida ao caminhar em uma estrutura flexível.

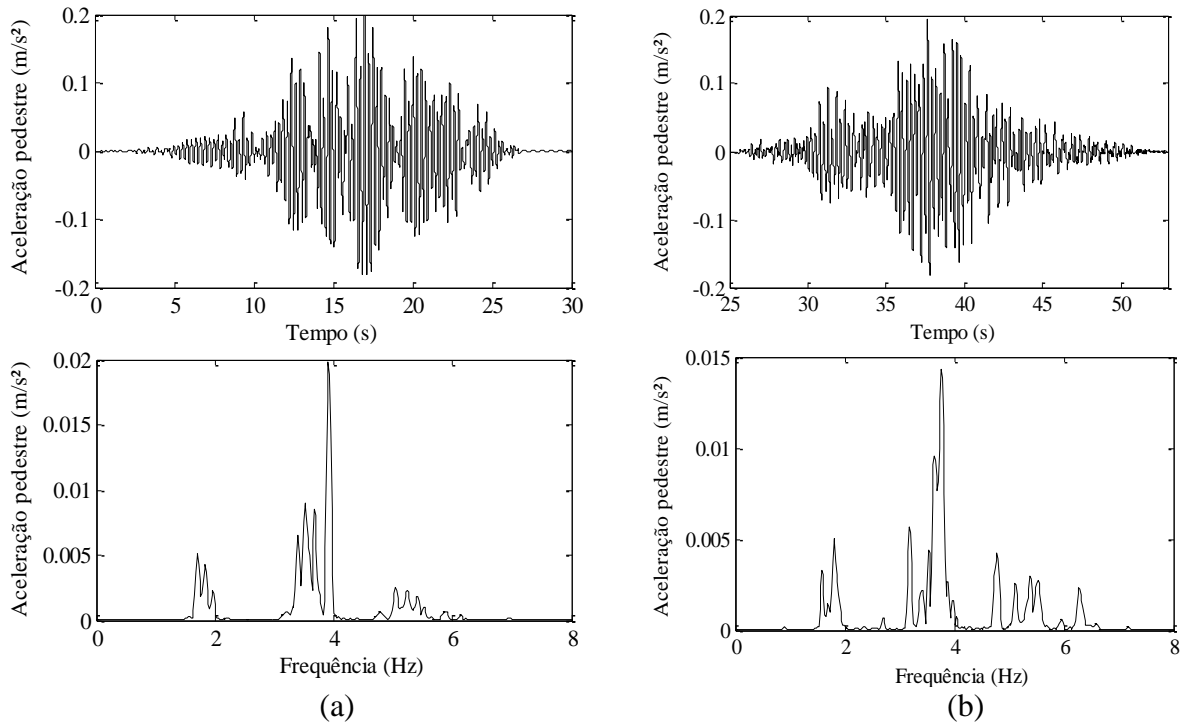


Figura 8.2 – Resposta de aceleração vertical no CG do pedestre:

a) primeiro pedestre; b) último pedestre.

Os valores de aceleração vertical RMS no CG do pedestre são: $0,03565 \text{ m/s}^2$ (primeiro pedestre); $0,03114 \text{ m/s}^2$ (último pedestre). Observa-se que os níveis de aceleração no CG são similares para ambos os pedestres. Esses níveis de acelerações são inferiores se comparados com a aceleração estrutural (RMS) no meio do vão da passarela. Possivelmente, o flexionamento dos membros inferiores absorve parte da energia vibratória, a qual posteriormente é avaliada numericamente no centro de gravidade do indivíduo.

8.4 MODELO DE FORÇA SIMPLES: DENSIDADE DE 0,25 pedestres/m²

Os resultados desta análise consideram o modelo de força simples para as três direções: longitudinal, vertical e lateral. As forças dos pedestres são representadas pela série de Fourier, assumindo velocidade constante, atuando em uma linha reta ao longo da direção da caminhada (desconsideram-se as variações de velocidade, comprimento e largura de passo etc.). Este modelo é proposto por diversos órgãos normativos, por exemplo, *Sétra Guideline 2006* e ISO

10137/2007. A Figura 8.3 apresenta os resultados de aceleração estrutural no meio do vão para direções longitudinal, vertical e lateral.

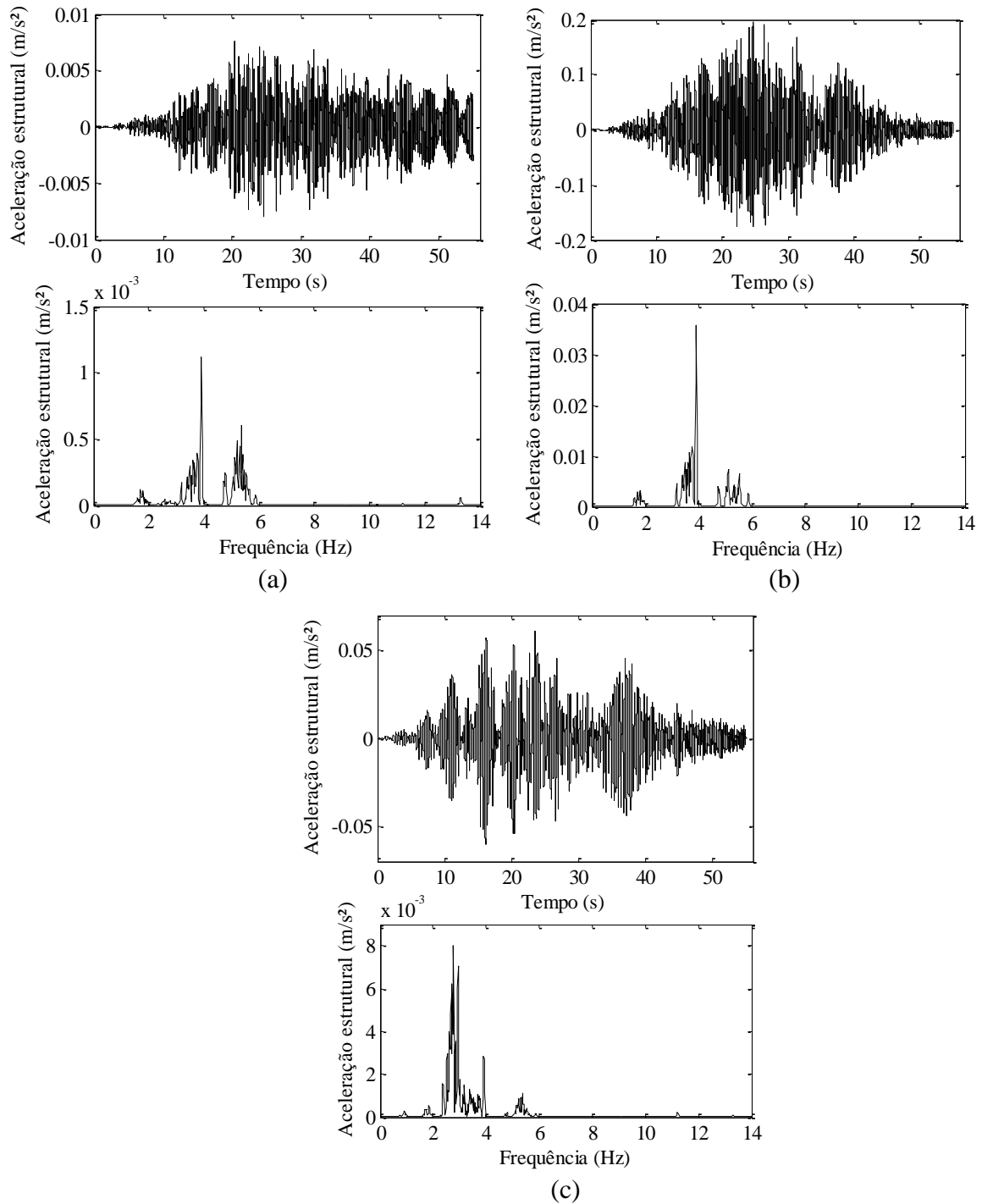


Figura 8.3 – Resposta de aceleração estrutural densidade 0,25 ped/m² modelo de força simples:
a) direção longitudinal; b) direção vertical; c) direção lateral.

Quanto aos valores de aceleração estrutural RMS no meio do vão, tem-se: 0,00206 m/s² (direção longitudinal); 0,05049 m/s² (direção vertical); 0,01571 m/s² (direção lateral).

Comparando os resultados das Figuras 8.1 e 8.3, observam-se diferenças significativas nos níveis de aceleração estrutural. Os valores de aceleração RMS são superiores para as direções longitudinal e vertical ao utilizar o modelo de forças completamente sincronizado (MFCS). Na direção longitudinal, o MFCS provoca a excitação de frequências (em torno de 11 e 13 Hz) que não aparecem no modelo de força simples (MFS). Estas mesmas frequências são excitadas na direção lateral, onde além da excitação de frequências próximas a 6,2 Hz, esta frequência está associada ao modo de torção, previamente identificado na análise modal numérica. Tais frequências não foram excitadas com a utilização do modelo de força simples conforme mostra a Figura 8.3c.

Na direção vertical onde atua o modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças (Figura 8.1b), também se observa que o modo de torção, frequência de 6,2 Hz foi excitado ao utilizar o MFCS. Nesta análise, considerando a densidade de 0,25 ped/m² observa-se que ambos os modelos, biodinâmico combinado com o modelo de força e modelo de força simples apresentam uma frequência fundamental estrutural de 3,92 Hz, ou seja, para esta densidade não foram observadas alterações na frequência correspondente ao pico do espectro na ressonância.

8.5 MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA SIMPLES DIREÇÃO VERTICAL: DENSIDADE DE 0,5 pedestres/m²

Com o objetivo de realizar investigações adicionais quanto à influência de considerar os pedestres como modelos biodinâmicos combinado com o modelo de força na direção vertical, realiza-se uma análise dinâmica para uma densidade de 0,5 pedestres/m². A Figura 8.4 apresenta os resultados de aceleração estrutural vertical RMS no meio vão, considerando o modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças proposto e considerando o modelo de força simples.

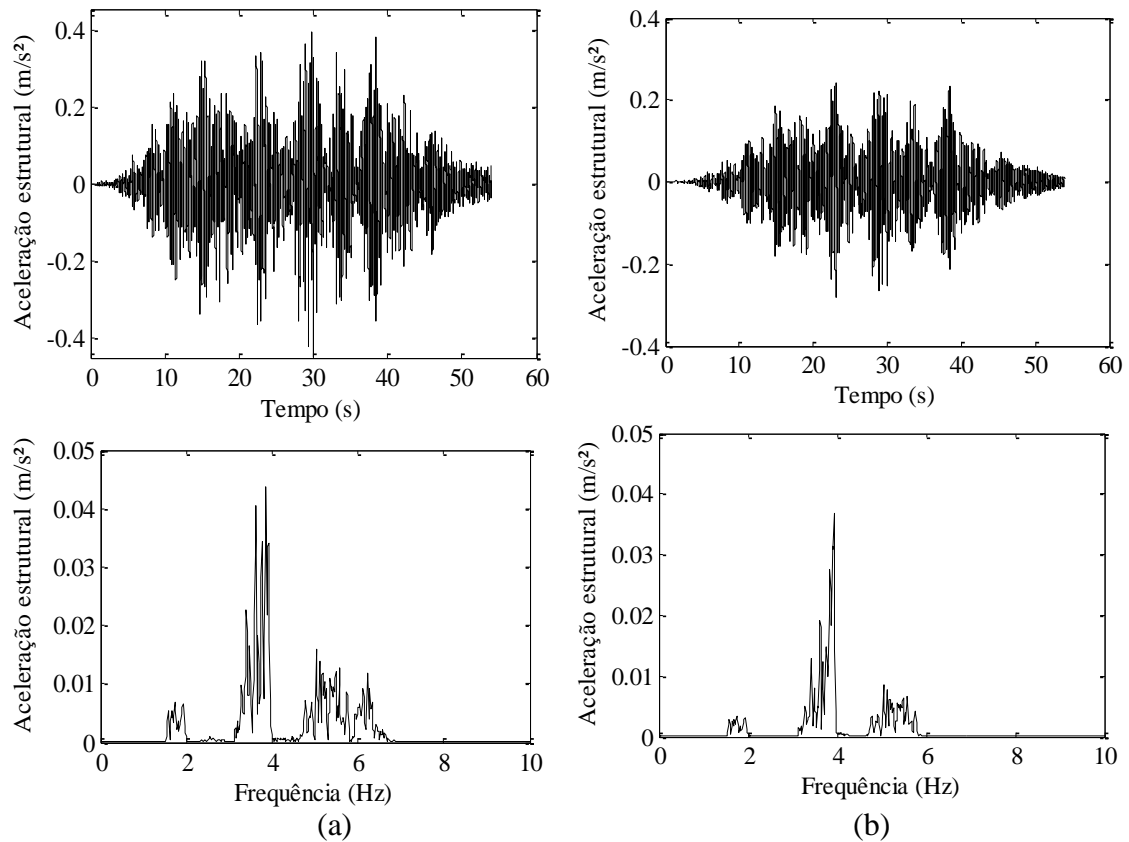


Figura 8.4 – Resposta de aceleração estrutural vertical densidade $0,5 \text{ ped/m}^2$:

a) modelo biodinâmico + modelo de força proposto; b) modelo de força simples.

O valor de aceleração estrutural vertical RMS no meio do vão para o modelo biodinâmico combinado com o modelo de força proposto é $0,10360 \text{ m/s}^2$ enquanto que o modelo de força simples produz aceleração RMS de $0,06689 \text{ m/s}^2$.

Para a densidade de $0,5 \text{ ped/m}^2$ observa-se que o modelo de força simples segue com uma frequência fundamental estrutural de $3,92 \text{ Hz}$. Por outro lado, o modelo biodinâmico apresenta uma redução no valor da frequência correspondente ao pico do espectro na ressonância ($3,85 \text{ Hz}$). Verifica-se que ao utilizar o modelo biodinâmico combinado com o modelo de força tem-se uma alteração da frequência natural do sistema (passarela + multidão), diferentemente das respostas do modelo de força simples. Simulações numéricas adicionais considerando uma densidade de $0,7 \text{ ped/m}^2$ indicam que a frequência associada ao pico do espectro é de $3,68 \text{ Hz}$, comprovando as tendências previamente apresentadas. Estas reduções nas amplitudes de frequências no modo fundamental não foram observadas na densidade de $0,25 \text{ ped/m}^2$ devido a menor quantidade de

pedestres sobre a passarela. Quanto ao amortecimento estrutural, observa-se que as respostas obtidas através da utilização do modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças são mais amortecidas do que as respostas obtidas através da utilização do modelo de força. Isto é identificado pela maior largura da banda do espectro de frequência, podendo ser verificado mais facilmente nas respostas de um único pedestre, considerando ou não a inclusão do modelo biodinâmico (Figuras 6.3b e 7.5).

Conclusões similares foram obtidas por Silva 2011, tanto nas simulações numéricas quanto na realização de testes experimentais utilizando um protótipo de passarela para diferentes densidades de pedestres, comprovando que estruturas podem apresentar alterações em seu comportamento dinâmico (alterações de frequências naturais e aumento global do amortecimento estrutural) quando ocupadas por pessoas, uma vez que o corpo humano tem massa e também dissipa energia de vibração.

8.6 MODELO BIODINÂMICO × MODELO DE FORÇA SIMPLES TAXA DE PASSOS SINCRONIZADA: DENSIDADE DE 0,15 pedestres/m²

Esta análise dinâmica considera que todos os pedestres possuem a mesma taxa de passos (1,80 Hz). Utiliza-se esta densidade de pedestres (0,15 ped./m²) com o objetivo de efetuar possíveis comparações com as medições experimentais realizadas por Brito et al., 2010 na passarela de Brasília. Nesta análise, à medida que o pedestre deixa a passarela, cruzando-a como um todo, um novo indivíduo ingressa na mesma. Desta forma, a densidade de 0,15 pedestres/m² é mantida constante ao longo da análise. Esta simulação é realizada de maneira análoga às condições descritas anteriormente na Seção 8.1.2. Consideram-se somente acelerações verticais para avaliar a influência do modelo biodinâmico, assim como, para realizar comparações com as respostas experimentais. A Figura 8.5 apresenta os resultados de aceleração estrutural no meio do vão onde os pedestres são avaliados como modelos biodinâmicos combinado com o modelo de forças proposto e modelo de força simples.

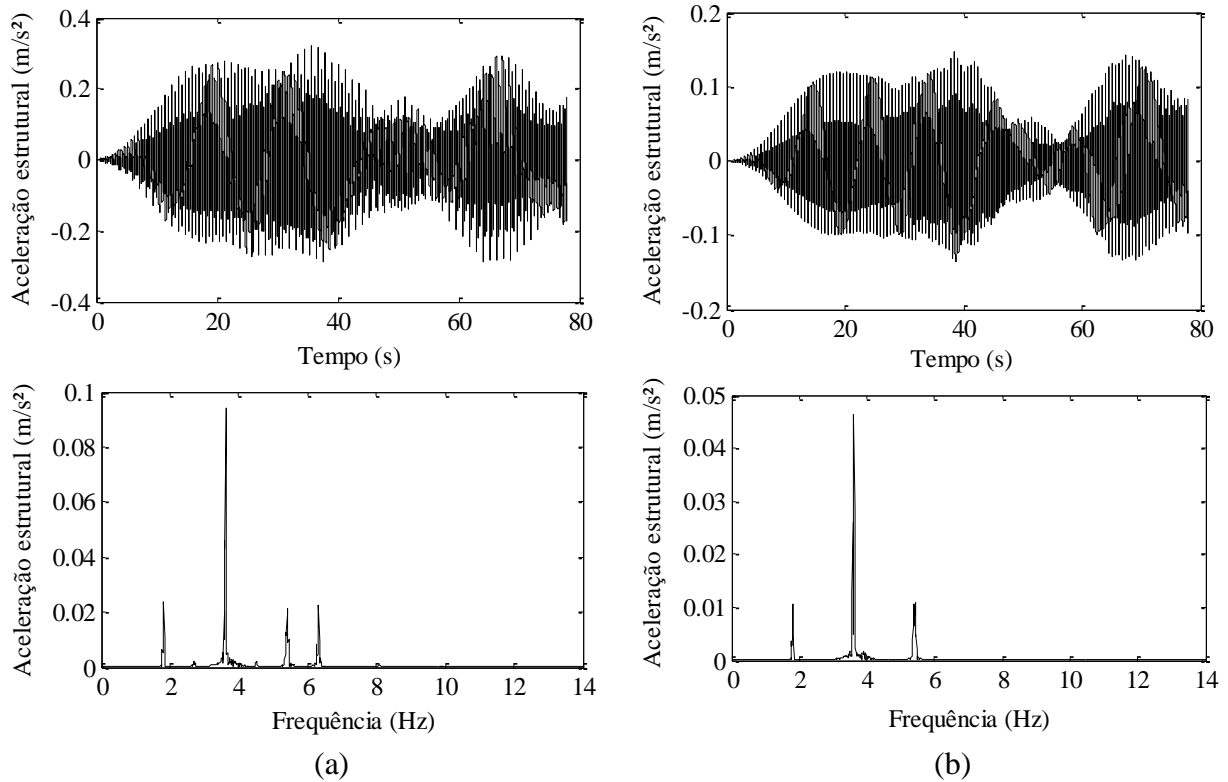


Figura 8.5 – Resposta de aceleração estrutural vertical densidade $0,15 \text{ ped/m}^2$:
 a) modelo biodinâmico + modelo de força proposto; b) modelo de força simples.

O valor de aceleração estrutural RMS no meio do vão considerando o modelo biodinâmico combinado com o modelo de força proposto é $0,11160 \text{ m/s}^2$ enquanto que o modelo de força simples produz aceleração RMS de $0,05248 \text{ m/s}^2$. Nesta simulação observam-se espectros de aceleração no domínio da frequência mais suaves, uma vez que todos os pedestres estão caminhando com a mesma taxa de passos. Nota-se que os níveis de aceleração estrutural do modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças são duas vezes maiores que os resultados do modelo de força simples. Além do mesmo capturar o modo de torção (frequência de $6,2 \text{ Hz}$). Esta frequência não é observada no modelo de forças simples.

Comparando-se os resultados das duas densidades previamente analisadas ($0,25$ e $0,15 \text{ pedestres/m}^2$), observa-se que os níveis de aceleração estrutural são superiores nesta última análise, embora, a densidade de pedestres neste caso seja menor. Isto ocorre, pois, os pedestres caminham de forma sincronizada (mesma taxa de passos) e mantendo uma densidade constante ao longo da simulação numérica.

8.7 ACELERAÇÃO VERTICAL EXPERIMENTAL: DENSIDADE DE 0,25 pedestres/m²

Medições experimentais considerando grupos de pedestres foram realizadas na passarela de Brasília com número variável entre 11 e 20 pessoas. A descrição completa dos testes experimentais é fornecida por Brito et al., 2010. Os resultados da Figura 8.6 correspondem à maior densidade de pedestres mensurada experimentalmente (0,25 pedestres/m², equivalente a 20 pedestres), correspondendo a aceleração estrutural vertical no meio do vão. Os pedestres atravessavam a passarela com taxa de passos livre, cada um com a sua taxa de passos natural.

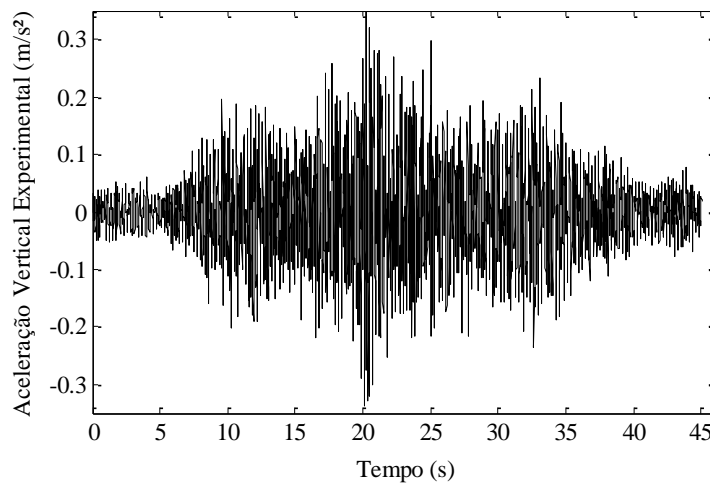


Figura 8.6 – Resposta de aceleração estrutural experimental vertical: densidade 0,25 ped/m².

Fonte: Brito et al., 2010.

Embora não se tenham informações adicionais quanto aos parâmetros cinemáticos dos pedestres, comprimento e largura de passo, entre outros, e o tempo de aquisição de dados seja superior ao tempo necessário para os pedestres cruzarem a passarela, observa-se boa concordância em termos de picos de aceleração estrutural dos resultados experimentais com modelo biodinâmico combinado com o modelo de força (metodologia proposta). Os resultados da Figura 8.1b apresentam aceleração de pico de aproximadamente 0,3 m/s². Utilizando o modelo de força simples e sem o acoplamento do modelo biodinâmico (Figura 8.3b) os picos de aceleração são próximos a 0,2 m/s². Nota-se que os resultados utilizando o modelo de força simples sem o

acoplamento do modelo biodinâmico são subestimados frente à resposta de vibração mensurada na passarela real.

8.8 ACELERAÇÃO VERTICAL EXPERIMENTAL TAXA DE PASSOS SINCRONIZADA: DENSIDADE DE 0,15 pedestres/m²

Os resultados da Figura 8.7 foram obtidos experimentalmente (Brito et al., 2010) sendo que todos os pedestres possuem a mesma taxa de passos (1,80 Hz) controlada com o uso de um metrônomo durante os testes experimentais. À medida que o primeiro pedestre deixa a passarela, cruzando-a como um todo, um novo indivíduo ingressa na mesma, mantendo constante a densidade de 0,15 pedestres/m² ao longo da análise experimental. Os resultados consideram a aceleração estrutural vertical no meio do vão da passarela.

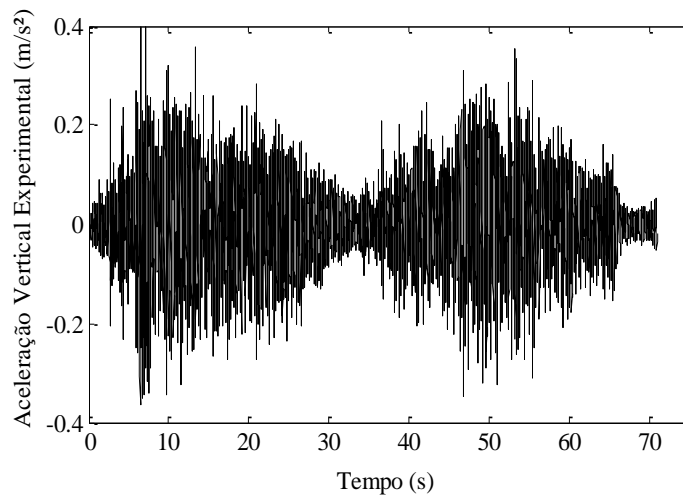


Figura 8.7 – Resposta de aceleração estrutural experimental vertical: densidade 0,15 ped/m².

Fonte: Brito et al., 2010.

Novamente, observa-se que os resultados do modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças proposto (Figura 8.5a) são mais próximos dos resultados experimentais da Figura 8.7. Já os resultados que consideram somente do modelo de força simples sem considerar o modelo biodinâmico (Figura 8.5b), são subestimados frente resposta de aceleração mensurada na estrutura real.

8.9 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS: PASSARELA BRASÍLIA

Quanto às frequências naturais da passarela de Brasília, a frequência fundamental vertical de 3,92 Hz foi identificada experimentalmente. Trata-se de uma frequência relativamente elevada se considerar estruturas com vãos similares de acordo com o CEB, 1991. Possivelmente, esta característica seja uma consequência do balanceamento da rigidez e massa obtidas ao utilizar uma estrutura composta (treliça metálica e piso de concreto). Tais características são desejáveis, evitando desta forma que o modo fundamental estrutural seja um valor próximo das frequências de excitação do primeiro harmônico da caminhada dos pedestres. Considerando a frequência fundamental lateral, experimentalmente, obteve-se a frequência de 3,12 Hz. Este valor está afastado da faixa de frequências consideradas como críticas, que são valores próximos a 1,0 Hz. Quanto à aceleração estrutural vertical, a passarela de Brasília apresenta amplitudes de vibração inferiores aos valores estabelecidos por normas para limites de conforto, que são da ordem de 0,5 a 0,7 m/s^2 (OHBDC, 1991; BS-5400/1978; Eurocode 5/1997; *Sétra Guideline*, 2006). Numericamente, observou-se que a faixa de excitação do segundo harmônico produzida por alguns pedestres são valores de frequências muito próximas da frequência fundamental vertical estrutural. Entretanto, os resultados das simulações numéricas com diferentes densidades de pedestres caminhando sobre a passarela indicam que a mesma não está sujeita a vibrações excessivas.

Do ponto de vista dinâmico estrutural, embora a passarela de Brasília não sofra vibrações excessivas, com vibrações estruturais dentro dos limites estabelecidos por órgãos normativos, destaca-se aqui a metodologia de projeto proposta. Os resultados numéricos, utilizando um modelo de forças completamente sincronizado, considerando os parâmetros cinemáticos presentes na marcha humana são mais próximos dos resultados experimentais, se comparado com os resultados do modelo de força simples, aplicado em linha reta, que desconsidera as mudanças de velocidade que ocorrem no ciclo da marcha. Posteriormente, considerou-se o pedestre como sendo um modelo biodinâmico combinado com o modelo de força proposto, acoplado à estrutura. Como resultado, obtiveram-se respostas numéricas ainda mais próximas das mensurações experimentais, se comparado com os resultados que consideram somente as forças dos pedestres, negligenciando os efeitos de massa modal, amortecimento e rigidez dos indivíduos.

9 INTERAÇÃO PEDESTRE-ESTRUTURA: PASSARELA PROTÓTIPO

Os resultados deste Capítulo foram previamente publicados por Toso et al., 2016c. Estes resultados consideram o modelo biodinâmico apresentado na seção 3.4 utilizando duas metodologias: redes neurais artificiais e modelo de regressão. Os resultados consideram três densidades de pedestres: 0,3; 0,7 e 0,9 pedestres/m², tendo como referência uma passarela protótipo localizada no Laboratório de Ensaio de Materiais e Estruturas (LABEME) da Universidade Federal da Paraíba. Estas análises consistem em simulações do modelo desta passarela submetida à ação do modelo biodinâmico, bem como a comparação destes resultados com as medições realizadas por Fernandes 2007, onde somente esforços verticais são considerados.

9.1 TESTES EXPERIMENTAIS NO PROTÓTIPO DE PASSARELA

A passarela utilizada como referência está localizada no LABEME no Centro de Tecnologia da UFPB. Esta estrutura foi construída para o desenvolvimento da Tese de Doutorado de Fernandes, 2007. Posteriormente, utilizada por Silva, 2011, com objetivo de investigar as vibrações verticais induzidas por pedestres, onde foram realizadas medições de aceleração no meio do vão devido à ação de pedestres, pequenos grupos e multidões em densidades distintas.

A passarela é construída em concreto armado. Trata-se de uma estrutura com um único vão de 11,63 m de comprimento e 1,80 m de largura, apoiada sobre duas vigas. Estas vigas estão simplesmente apoiadas em blocos de apoio que, por sua vez, estão sobre cilindros, caracterizando um semi-engastamento [Fernandes, 2007]. A frequência fundamental estrutural vertical é 4,27 Hz, podendo este valor estar dentro da faixa de excitação do segundo harmônico da caminhada de um pedestre. Através da técnica do decremento logarítmico, foi determinada uma razão de amortecimento média de 1%. Detalhes adicionais e propriedades da estrutura encontram-se em Fernandes, 2007. A Figura 9.1 apresenta a passarela do LABEME e suas principais dimensões.

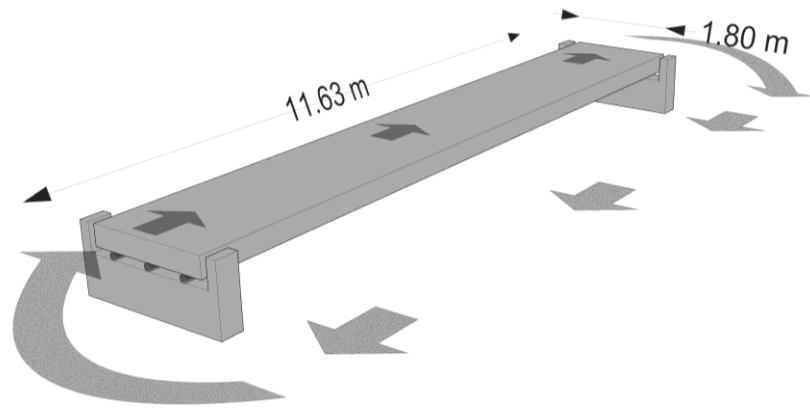


Figura 9.1 – Passarela de pedestres LABEME/UFPB. (Fonte: Toso et al., 2016c).

Acelerações verticais no meio do vão da passarela foram mensuradas durante a travessia dos pedestres. Para estas medições foi utilizado um acelerômetro ENDEVCO modelo 7754A com sensibilidade de 1 V/g conectado a um condicionador de sinais. Foram adquiridos 10 sinais de aproximadamente 40 s para cada densidade de pedestre, utilizando uma taxa de amostragem de 100 Hz. Um espectro de aceleração médio foi obtido para cada uma das densidades investigadas. Os pedestres caminhavam livremente ao longo da estrutura, exceto quando restrições devido à alta densidade de pedestres criavam dificuldades para os indivíduos manterem a taxa de passos constante. Fernandes 2007 utilizou um grupo de pessoas de modo a manter constante a densidade de pedestres ao longo da travessia da passarela, existindo um ciclo de entrada e saída dos mesmos na estrutura, conforme indicado na Figura 9.1, considerando o mesmo grupo de pessoas. O autor informa que nenhum sinal de sincronização entre pedestres foi observado nos testes experimentais para as densidades consideradas. Informações complementares quanto aos testes experimentais encontram-se em Fernandes 2007 e Silva 2011.

9.2 MODELO NUMÉRICO: ESTRUTURA E MULTIDÃO

Esta proposta de modelo numérico foi desenvolvida por Silva 2011 e aplicada nos resultados publicados por Toso et al., 2016c. Um modelo de elementos finitos da estrutura utilizando 16 elementos de viga (6 graus de liberdade por nó) e elementos de mola à rotação para considerar o semi-engastamento dos apoios foram implementados no software ANSYS, 2011. A estrutura da passarela de pedestres é modelada por elementos unidimensionais BEAM3 formando

a plataforma e elementos de molas à rotação COMBIN14. Os modelos biodinâmicos de um único grau de liberdade são considerados pela combinação de dois elementos disponíveis no programa ANSYS, 2011: COMBIN14, elemento composto por uma mola e um amortecedor, e o MASS21, elemento composto por uma massa pontual. Os modelos biodinâmicos são adicionados aos nós da malha, que estão a 0,71 m de distância. Este espaçamento é escolhido para que seja possível posicionar simultaneamente 15 pedestres (isto é, 15 modelos biodinâmicos) distribuídos uniformemente sobre o modelo da passarela, e cada um deles ligado a um nó estrutural. As medições durante a passagem da multidão com densidades de 0,3, 0,7 e 0,9 ped./m² ocorreram utilizando um grupo de pessoas, sendo obtida a permanência de 5, 11 e 15 pessoas sobre a passarela, respectivamente.

Utiliza-se o método de Newmark na análise dinâmica com parâmetros que caracteriza o método como incondicionalmente estável conforme descrito no Capítulo 6 [Bathe, 1996]. A série de Fourier é utilizada para representar o modelo de forças. Para cada densidade estudada, é elaborado um trem-de-cargas concentradas oscilando harmonicamente na direção vertical, representando uma fila de pedestres espaçados, correspondendo à densidade de pedestres em estudo [Silva 2011]. Esta fila de pedestres é obtida a partir de uma sequência de números aleatórios com distribuição uniforme, determinando a posição dos pedestres na fila. Outros números aleatórios são gerados para representar os pedestres e suas propriedades, tais como taxa de passos e massa corporal, tendo estes uma distribuição normal (parâmetros medidos experimentalmente). Quanto à velocidade dos pedestres, a norma BS 5400 define a velocidade como sendo função da taxa de passos do indivíduo e igual a $0,9 f_p$.

As simulações numéricas consideram a taxa de passos e desvio padrão observadas nas medições experimentais do protótipo de passarela de acordo com as densidades estudadas, conforme Tabela 9.1.

Tabela 9.1 – Taxa de passos e desvio padrão para as densidades estudadas.

Densidade da multidão (ped/m ²)	Taxa de passos (Hz)	Desvio padrão (Hz)
0,3	1,90	0,12
0,7	1,80	0,12
0,9	1,76	0,11

Fonte: Adaptada de Silva, 2011.

Segundo Silva, 2011, a inclusão dos modelos biodinâmicos nas simulações numéricas é realizada distribuindo ao longo do vão da viga uma dada quantidade de modelos biodinâmicos de um grau de liberdade igual à quantidade de indivíduos que se encontram simultaneamente sobre a passarela (5, 11 e 15 indivíduos), de acordo com a densidade (0,3, 0,7 e 0,9 ped/m²). Os modelos biodinâmicos são acoplados nos nós da estrutura e permaneceram fixos durante toda a simulação. Os parâmetros dos modelos biodinâmicos: massa modal (m), amortecimento (c) e rigidez (k) correspondentes a cada pedestre são obtidos a partir do modelo de regressão proposto assim como a partir da metodologia utilizando redes neurais artificiais, ambas previamente apresentadas no Capítulo 4 desta Tese.

9.3 COMPARAÇÕES ENTRE MEDIÇÕES EXPERIMENTAIS E SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

Os Capítulos anteriores indicaram que as respostas de um modelo biodinâmico acoplado a um modelo de forças são mais próximos dos resultados experimentais se comparado com o modelo de forças apenas. Desta forma, os resultados desta seção desconsideram análises envolvendo somente o modelo de forças. As Figuras 9.2, 9.3 e 9.4 comparam o espectro de aceleração média (sinal experimental e modelos numéricos) avaliados no meio do vão da passarela para cada densidade de pedestre analisada (0,3, 0,7 e 0,9 ped/m²). Estes espectros correspondem a 50 simulações numéricas, onde expressões de regressão e redes neurais artificiais são utilizadas para a obtenção das amplitudes de aceleração estrutural.

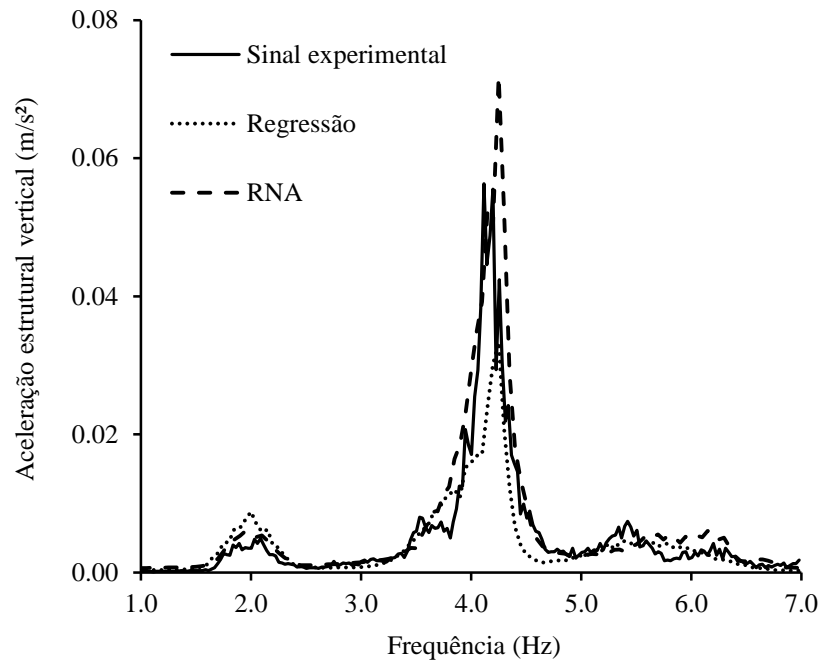


Figura 9.2 – Espectro de aceleração média no meio do vão da passarela para uma densidade de 0,3 pedestres/m².

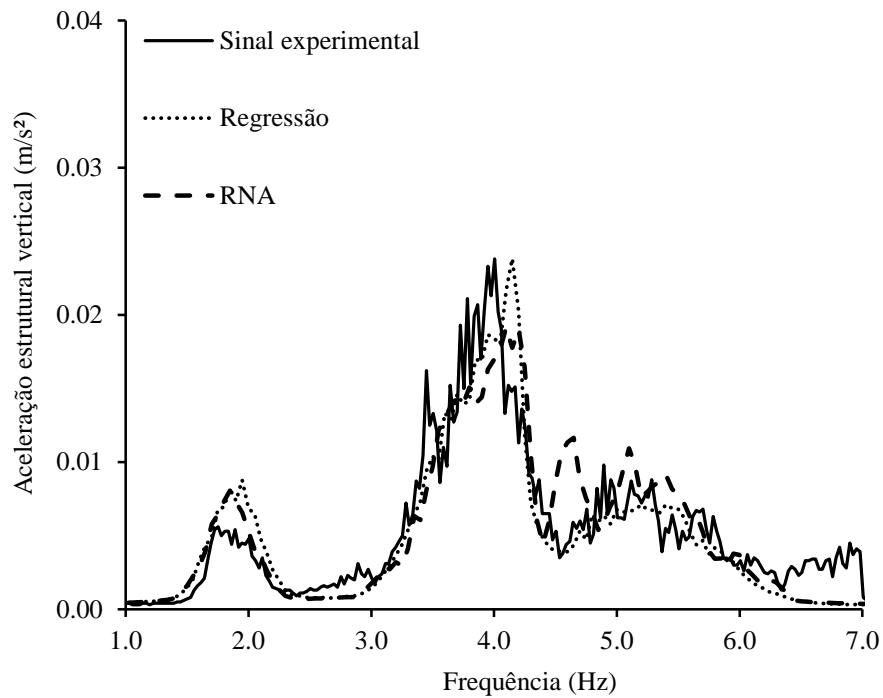


Figura 9.3 – Espectro de aceleração média no meio do vão da passarela para uma densidade de 0,7 pedestres/m².

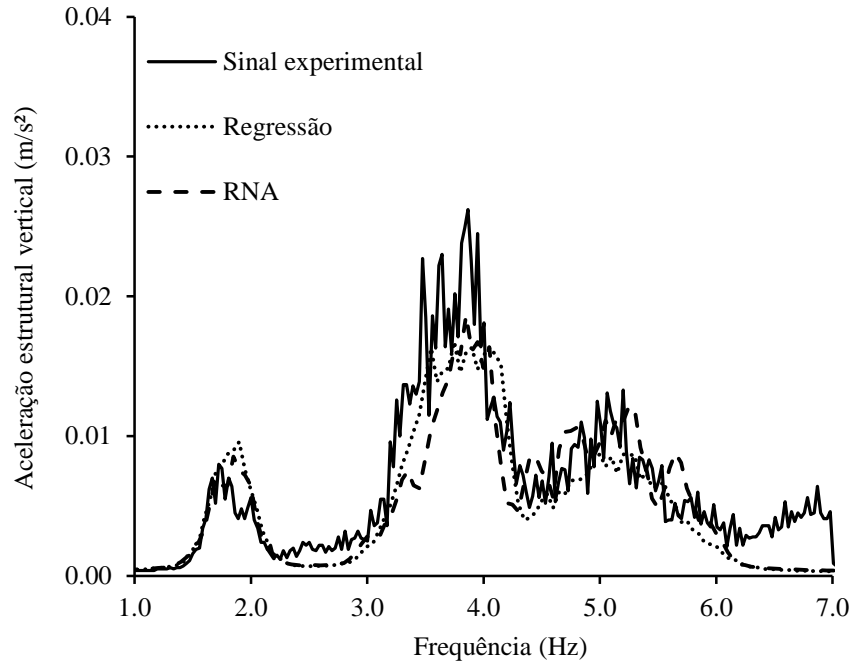


Figura 9.4 – Espectro de aceleração média no meio do vão da passarela para uma densidade de 0,9 pedestres/m².

O índice do vetor de correlação (IVC) é proposto e utilizado para comparar os resultados do modelo numérico (modelo de regressão e redes neurais artificiais) e medições experimentais. Esta métrica é similar ao MAC (*Modal Assurance Criterion*), porém utiliza valores espectrais ao invés de modos de vibração, de acordo com as Equações 9.1 e 9.2.

$$IVC1_{Exp-RNA} = \frac{|\{\mathbf{X}_{Exp}^T\} \{\mathbf{X}_{RNA}\}|^2}{\{\mathbf{X}_{Exp}^T\} \{\mathbf{X}_{Exp}\} \{\mathbf{X}_{RNA}^T\} \{\mathbf{X}_{RNA}\}} \quad (9.1)$$

$$IVC2_{Exp-REG} = \frac{|\{\mathbf{X}_{Exp}^T\} \{\mathbf{X}_{REG}\}|^2}{\{\mathbf{X}_{Exp}^T\} \{\mathbf{X}_{Exp}\} \{\mathbf{X}_{REG}^T\} \{\mathbf{X}_{REG}\}} \quad (9.2)$$

Onde:

$IVC1_{Exp-RNA}$ = Índice do vetor de correlação comparando os resultados experimentais e os resultados de redes neurais artificiais;

$\{\mathbf{X}_{Exp}^T\}$ = Vetor de amplitudes de aceleração dos resultados experimentais;

$\{\mathbf{X}_{RNA}\}$ = Vetor de amplitudes de aceleração dos resultados de redes neurais artificiais;

$IVC2_{Exp-REG}$ = Índice do vetor de correlação comparando os resultados experimentais e os resultados do modelo de regressão;

$\{\mathbf{X}_{REG}\}$ = Vetor de amplitudes de aceleração dos resultados do modelo de regressão.

O índice do vetor de correlação (IVC) é definido como um escalar constante, relacionando o grau de consistência entre os espectros de aceleração experimental e numérico. Similar ao MAC, o IVC pode assumir valores de zero, onde não existe correlação, até um, onde existe uma correlação consistente entre os resultados comparados [Allemang, 2003]. Na prática, um valor maior do que 0,9 geralmente é reconhecido como aceitável para estabelecer uma correspondência entre os resultados experimentais e numéricos. Para as três densidades analisadas, o IVC é aplicado em uma faixa de frequências de 3,0 a 5,0 Hz. São utilizados todos os pontos nesta faixa, o que corresponde a 73 linhas espectrais. Esta faixa de frequências é selecionada porque a frequência fundamental da estrutura analisada está localizada dentro deste intervalo (4,27 Hz). Desta forma, é possível avaliar a influência do modelo biodinâmico proposto. É interessante observar que o efeito de tratar os pedestres como modelos biodinâmicos faz diferença no intervalo próximo da ressonância do sistema [Caprani et al., 2011].

A Tabela 9.2 apresenta os resultados do índice do vetor de correlação (IVC) para cada modelo, considerando as três densidades de pedestres analisadas.

Tabela 9.2 – Resultados do índice do vetor de correlação (ICV).

Densidade (ped/m ²)	Experimental × Regressão	Experimental × RNA
0,3	0,874	0,902
0,7	0,930	0,901
0,9	0,934	0,905

Resultados consistentes são observados para as três densidades de pedestres. Ambas as metodologias, utilizando o modelo de regressão e redes neurais artificiais estão em concordância com resultados medidos na passarela protótipo. Para a densidade de 0,3 ped/m², o IVC indica que

a melhor correlação é a obtida com o uso do modelo de redes neurais artificiais. Para as outras densidades de pedestres (0,7 e 0,9 ped/m²), o modelo de regressão é o que melhor se ajusta frente aos dados experimentais. No entanto, os valores do IVC para as duas metodologias são muito próximos.

Considerando apenas a resposta em torno do primeiro harmônico do espectro (frequências de aproximadamente 2,0 Hz nas Figuras 9.2 a 9.4) observa-se que os resultados numéricos utilizando o modelo de regressão e redes neurais artificiais foram de alguma forma superior aos resultados experimentais. Isto pode implicar em alguma inadequação dos modelos numéricos na obtenção dos fatores dinâmicos de carga (FDC) dos pedestres que participaram dos experimentos. No entanto, ambas as metodologias (RNAs e modelo de regressão) conseguiram prever a redução da frequência fundamental estrutural, devido ao aumento da massa em densidades mais elevadas de pedestres. Isto é observado nas Figuras 9.2 a 9.4 através de um deslocamento para a esquerda nos valores de pico do espectro de aceleração. As mudanças na frequência natural são mais acentuadas com o aumento da densidade de pedestres. Outra característica observada é o aumento de amortecimento estrutural. Nota-se que a multidão de pedestres contribui para uma mudança nas propriedades dinâmicas da estrutura analisada. Os resultados, para ambos os modelos, indicam uma redução da resposta de vibração com o aumento da densidade, isso pode estar atrelado a uma redução na taxa de passos (devido a limitação espacial de cada pedestre quando ocorre o aumento da densidade de indivíduos), e, assim, as excitações afastam-se da frequência de ressonância da estrutura vazia, ou seja, o segundo harmônico da caminhada dos pedestres, afasta-se da frequência fundamental estrutural, diminuindo as amplitudes de aceleração. Por outro lado, o aumento na densidade de pedestres levou a um aumento de amortecimento em torno da ressonância da estrutura, o que é atribuído à capacidade do corpo humano em absorver energia, característica esta representada apenas quando são considerados modelos biodinâmicos [Toso et al., 2016c].

Os resultados experimentais e numéricos também são comparados na Tabela 9.3, em termos de aceleração RMS e acelerações de pico. Um filtro passa-baixo com uma frequência de corte de 7,0 Hz foi aplicado para os sinais do domínio de tempo, para selecionar as respostas na faixa de interesse dos primeiros harmônicos da caminhada.

Tabela 9.3 – Resultados de aceleração RMS e aceleração máxima.

Densidade (ped/m ²)	Valores médios: aceleração RMS			Valores médios: pico de aceleração		
	Experimental	Regressão	RNA	Experimental	Regressão	RNA
0,3	0,116	0,062	0,113	0,399	0,206	0,318
0,7	0,085	0,063	0,067	0,316	0,220	0,231
0,9	0,098	0,062	0,061	0,361	0,211	0,211

Os resultados na Tabela 9.3 indicam o desempenho superior da RNA em comparação com o modelo de regressão. Algumas vezes, os valores diferem uns dos outros apenas na segunda ou terceira casa decimal. Comparações dos espectros apresentados nas Figuras 9.2 a 9.4 mostram mais claramente as diferenças observadas entre os modelos. Ainda, quanto aos resultados da Tabela 9.3, nota-se que os picos de aceleração são valores abaixo dos limites indicados pela UK-NA to BS EN1, 2003. Estes valores também estão dentro do nível máximo de conforto indicado pela *Sétra Guideline*, 2006. Assim, a caminhada dos pedestres não é prejudicada durante os ensaios experimentais em função de elevadas amplitudes de aceleração estrutural [Toso et al., 2016c].

10 CONCLUSÕES

Nesta Tese, uma plataforma de forças é utilizada para medir simultaneamente a força de reação do solo vertical (FRS), posicionamento x , y desta força e aceleração de pedestres durante a caminhada. A plataforma de forças apresenta-se como uma metodologia adequada para mensuração das variáveis de interesse, possuindo boa rigidez e sensibilidade. As medições de FRS e aceleração vertical são valores condizentes com os dados apresentados na literatura.

A aplicação de redes neurais artificiais para modelar as relações das variáveis da marcha é frequentemente justificada pela hipótese de que elas podem superar os métodos convencionais de análise. Do ponto de vista da engenharia, erros de medições devem ser evitados, erros sistemáticos são os mais simples de serem tratados, mas quando acontecem em diferentes faixas de uso de um sistema de medição, não podem ser avaliados por uma simples calibração das partes do sistema, como nos métodos tradicionais. Não linearidades podem ocorrer em diferentes regiões de níveis de carga da plataforma de forças comprometendo a utilização de um método de calibração simples, sendo necessário um sistema mais robusto. Essa é a razão de uma RNA ser aplicada nesta Tese. A calibração da plataforma de forças usando vários pesos padrões indica uma forte correlação entre as variáveis mensuradas e os valores preditos pela calibração tradicional como o esperado, mas o uso de RNAs representa ganhos significativos para as variáveis medidas (magnitude da força e posicionamento x , y) conduzindo a melhores resultados com valores de incerteza inferiores (menores do que os resultados de um método de calibração simples). A presença de incerteza aleatória, erros sistemáticos e não linearidades podem ser diminuídas com a utilização de RNAs, tornando-se uma metodologia alternativa frente às técnicas tradicionais de calibração.

Baseado em mensurações experimentais obteve-se os dados de entrada (amplitudes de forças e acelerações) que posteriormente foram utilizados para avaliar os parâmetros de um modelo biodinâmico, composto de massa modal, amortecimento e rigidez. Este modelo de um único grau de liberdade representa a dinâmica na direção vertical de um pedestre caminhando, a fim de investigar os efeitos de vibrações em passarelas de pedestres. Foram realizadas análises de correlações entre os parâmetros do modelo biodinâmico dos indivíduos, onde observou-se uma forte correlação entre a massa corporal do pedestre e a massa modal do modelo biodinâmico. Outras correlações foram observadas entre massa \times rigidez, massa \times amortecimento e taxa de

passos \times massa modal. Com relação ao modelo de forças, uma boa correlação entre o primeiro fator dinâmico de carga (FDC1) e a taxa de passos foi observada. Boas correlações também foram encontradas entre o FDC2 e o FDC3 e os parâmetros do modelo biodinâmico (rigidez e amortecimento). É plausível pensar que diferentes pedestres com a mesma massa corporal e taxa de passos irão gerar diferentes FDCs devido a diferenças de rigidez e amortecimento do modelo. Expressões de regressão foram obtidas relacionando os parâmetros biodinâmicos com a taxa de passos e a massa corporal dos pedestres. Funções de regressão também foram definidas considerando os fatores dinâmicos de carga (FDC's) para os primeiros três harmônicos da força desenvolvida pelos pedestres. Estas expressões consideram os FDCs como dependentes da taxa de passos dos pedestres, massa corporal e também dos parâmetros biodinâmicos, portanto, oferecendo uma alternativa frente a alguns modelos atuais que fornecem FDCs como valores fixos (*Sétra Guideline*, 2006) ou dependentes apenas da taxa de passos dos indivíduos (ISO 10137/2007 e Young, 2001). Além disso, foram apresentados os principais passos que devem ser considerados para utilizar redes neurais artificiais (RNAs) para prever os parâmetros biodinâmicos e fatores dinâmicos de carga. O uso de RNAs indicam ganhos significativos para predição dos parâmetros biodinâmicos (m , c e k) e fatores dinâmicos de carga ($FDC1$, $FDC2$ e $FDC3$), conduzindo a melhores resultados com valores de incerteza menores frente às metodologias que utilizam as expressões de regressão.

Considerando a passarela de Brasília, os resultados da atualização do modelo de elementos finitos utilizando duas metodologias de otimização estrutural (Enxame de Partículas e o Método da Sensibilidade) indicam que as frequências obtidas numericamente estão em concordância com os valores experimentais. O método do Enxame de Partículas apresentou valores médios de diferenças entre frequências numéricas e experimentais de 0,98%. Enquanto que no Método da Sensibilidade estas diferenças foram de 1,20%. Desta forma, confirma-se a adequação do modelo numérico atualizado para representar as principais características dinâmicas da passarela em estudo. Ainda, quanto à atualização do modelo, o Método da Sensibilidade apresentou uma convergência rápida, embora isso às vezes pode representar mínimos locais, em vez de um mínimo global. Além disso, é necessária uma boa estimativa inicial dos parâmetros de atualização do modelo. Uma das vantagens do método de Enxame de Partículas é que, ao contrário do Método de Sensibilidade, nenhuma estimativa inicial próxima é

necessária para alcançar a convergência para o mínimo global. Além disso, nenhum gradiente precisa ser calculado.

Quanto aos modelos de força aplicados na análise da passarela de Brasília, observou-se que os resultados da análise dinâmica utilizando o Modelo de Forças Simples (MFS) podem subestimar as respostas de aceleração estrutural se comparado com a proposta do Modelo de Forças Completamente Sincronizado (MFCS), uma vez que mais modos de vibrações são excitados. Devem-se reavaliar as hipóteses que consideram as forças induzidas por pedestres perfeitamente periódicas, usualmente aplicadas a uma velocidade constante ao longo de uma linha reta da estrutura. O MFS parece ser uma simplificação do processo da caminhada humana e da sua interação com estruturas esbeltas e flexíveis. O MFCS representa uma alternativa para melhorar o modelo de forças da caminhada humana, tornando a simulação do comportamento estrutural mais realista.

O modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças (direção vertical) simula a posição e velocidade de cada pedestre de maneira individual no tempo e espaço, representando a variabilidade natural da marcha de cada pedestre. As potencialidades deste modelo foram avaliadas utilizando uma passarela real, localizada na cidade de Brasília, comparando-se níveis de acelerações numéricos e experimentais. As simulações numéricas indicam boa concordância com as medições experimentais. Por outro lado, quando os pedestres são considerados apenas como modelos de força, a resposta estrutural é subestimada frente às respostas de acelerações experimentais.

A passarela protótipo do LABEME/UFPA foi analisada considerando somente um modelo biodinâmico combinado com o modelo de forças. Neste tipo de passarela em concreto, outros modos além dos flexionais verticais parecem ser não muito importantes sendo suficiente o uso destes modelos sem levar em conta componentes laterais e longitudinais das forças. Os resultados destas análises indicaram que a multidão de pedestres pode alterar as propriedades dinâmicas da estrutura analisada. A utilização de um modelo biodinâmico como parte do sistema estrutural, levou a uma diminuição na frequência natural e um aumento no amortecimento global da estrutura, como observado nas medições experimentais. Nesta análise, ambas as metodologias (modelo de regressão e redes neurais artificiais) apresentaram resultados condizentes com as mensurações experimentais, considerando três densidades de pedestres, para prever os níveis de aceleração estrutural.

10.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O modelamento e análise da interação do ser humano com estruturas tem se desenvolvido, mas ainda possui questionamentos a serem respondidos. Esta Tese contribuiu de forma significativa para melhorar o entendimento deste tipo de fenômeno sem, no entanto, o exaurir por completo. Abaixo indicam-se possibilidades de extensão do trabalho aqui apresentado:

- Utilizar a plataforma desenvolvida para avaliar a força de reação do solo nas direções lateral e longitudinal;
- Considerar modelos biodinâmicos para as direções lateral e longitudinal;
- Avaliar o efeito da sincronização entre pedestres (por exemplo, vandalismo);
- Avaliação da interação entre pedestres quando em multidões e com obstáculos;
- Utilizar o modelo proposto em outras estruturas para previsão e comparação de amplitudes de aceleração estrutural;
- Avaliação do efeito dos pedestres sob diversos ritmos de locomoção, por exemplo, correndo nas estruturas;
- Uso e desenvolvimento de sistemas para monitoramento por medição ótica do comportamento dinâmico das estruturas, na presença de multidões.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahmadian, H., Mottershead, J.E., Friswell M.I. Regularisation methods for finite element model updating. **Mechanical Systems and Signal Processing**, v. 12, p. 47-64, 1998.

AISC American Institute of Steel Construction, Murray, T.M., Allen, D.E., Ungar, E.E. Floor vibrations due to human activity. Steel Design Guides Series n° 11, American Institute of Steel Construction, AISC, Chicago, 1997.

Alam, M.M., Amin, A.F.M.S. Pedestrian induced vibrations in footbridges: Reappraisal of code provisions. In: **Proceedings of the Conference on Advances in Bridge Engineering-II - IABSE-JSCE Joint 2010**, Dhaka, Bangladesh, 2010.

Allen, D.E., Rainer, J.H., Pernica, G. Vibration criteria for assembly occupancies. **Canadian Journal of Civil Engineering**, v. 12 (3), p. 617-623, 1985.

Allemang, R.J. The modal assurance criterion: Twenty years of use and abuse. **Journal of Sound and Vibration**, v. 37, p. 14-21, 2003.

Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., Galante, J.O. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. **Journal of Biomechanics**, v. 10 p. 261-268, 1977.

ANSYS v. 13.1 Reference Manual; 2011.

Archbold, P., Caprani, J.K.C., Fanning, P. A parametric study of pedestrian vertical force models for dynamic analysis of footbridges. In: **Proceedings of the 4th International Conference on Experimental Vibration Analysis for Civil Engineering Structures: EVACES**, Varenna, Italy, p. 339-346, 2011.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6118 – Projeto de Estruturas de Concreto. Rio de Janeiro, 2003.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 7188 – Carga móvel em ponte rodoviária e passarela de pedestre. Rio de Janeiro, 2013.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 8800 – Projeto de estruturas de aço e de estruturas mistas de aço e concreto de edifícios. Rio de Janeiro, 2008.

Bachmann, H., Ammann, W. Vibrations in Structures Induced by Man and Machines, Structural Engineering Documents. **International Association of Bridge and Structural Engineering (IABSE)**, v. 3e, Zürich, 1987.

Bachmann, H., Pretlove, A.J., Rainer, H. Dynamic forces from rhythmical human body motions. In: **Vibration Problems in Structures: Practical Guidelines**, Birkhäuser, Basel, 1995,

Barbosa, I.M., Mello, O.A.F., Reis, M.L.C.C., Hernadez, E.M. Multi-determination of aerodynamic loads using calibration curve with a polynomial and MLP neural network combination. In: **International Conference on Advanced Mathematical and Computational Tools in Metrology and Testing**. Paris, França, p. 20-27, 2008.

Barbosa, F.S., Nogueira, F.M.A., Cardoso, R.A., Pimentel, R.L., Brasiliano, A., Brito, J.L.V., Doz, G.N., Roitman, N., Magluta, C., Viero, P. Uma análise comparativa do comportamento dinâmico de passarelas para pedestres. In: **XXXV Jornadas Sul Americanas de Engenharia Estrutural**, Rio de Janeiro, Brasil, 2012.

Barela, A.M.F. **Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. Tese (Doutorado em Educação Física) Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

Barela, A.M. F., Duarte, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. In: **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 6 (1), p. 56-61, 2011.

Barker, C., Mackenzie, D. Calibration of the UK National Annex. In: **Proceedings of the Footbridge International Conference**. Porto, Portugal, 2008.

Bathe, K.J. **Finite Element Procedures**. Prentice-Hall, New Jersey, 1996.

Bayraktar, A., Altunisik, A.C., Sevim, B., Turker, T. Modal testing, finite-element model updating, and dynamic analysis of an arch type steel footbridge. **Journal of Performance of Constructed Facilities**, v. 23, p. 81-89, 2009.

Betker, A.L., Szturm, T., Moussavi, Z. Application of Feedforward Backpropagation Neural Network to Centre of Mass Estimation for Use in a Clinical Environment. **Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 3, p. 2714-2717, 2003.

Billing, D.C., Nagarajah, C.R., Hayes, J.P., Baker, J. Predicting ground reaction forces in running using micro-sensors and neural networks. **Sports Engineering**, v. 9 (1), p. 15-27, 2006.

Blanchard, J., Davies, B.L., Smith, J.W. Design criteria and analysis for dynamic loading of footbridges. In: **Proceedings of the DOE and DOT TRRL Symposium on Dynamic Behaviour of Bridges**, Crowthorne, England, p. 90-106, 1977.

Bodgi, J., Erlicher, S., Argoul, P. Lateral vibration of footbridges under crowd-loading: Continuous crowd modeling approach. **Key Engineering Materials**, no, 347, p. 685-690, 2009.

Braga, A.P., Carvalho, A.P., Bernarda, L.T. **Redes neurais artificiais: teoria e aplicações**. LCT, Rio de Janeiro, 2007.

Brasiliano, A., Doz, G., Brito, J.L.V., Pimentel, R.L. Role of non-metallic components on the dynamic behaviour of composite footbridges. In: **Proceedings of the 3rd International Conference Footbridge**, Porto, Portugal, 2008.

Brito, J.L.V., Doz, G.N., Ávila, S.M., Pimentel, R.L., Brasiliano, A., Roitman, N., Magluta, C., Barbosa, F.S., Nogueira, F.M.A. Avaliação do comportamento dinâmico de passarela composta localizada em Brasília. In: **XXXIV Jornadas Sul Americanas de Engenharia Estrutural**, San Juan, Argentina, 2010.

Bro 2004. Publikation 2004:56: Vägverkets allmänna tekniska beskrivning för nybyggnad och förbättring av broar, Svensk Byggtjänst, Stockholm, Sverige, 2004.

Brownjohn, J.M.W., Pavic, A., Omenzetter, P. A spectral density approach for modelling continuous vertical forces on pedestrian structures due to walking. **Canadian Journal of Civil Engineering**, v. 31 (1), p. 65-77, 2004.

BS 5400, British Standards Association. Steel, Concrete and Composite Bridges - Part 2: Specification for Loads; Appendix C: Vibration Serviceability Requirements for Foot and Cycle Track Bridges, London, 1978.

Butz, C. A probabilistic engineering load model for pedestrian streams. In: **3rd International Conference Footbridge**, Porto, Portugal, 2008.

Canadian Highway Bridge Design Code, CAN/CSA-S6-00, Canadian Standards Association, 2000.

Caprani, C.C., Keogh, J., Archbold, P., Fanning, P. Characteristic Vertical Response of a Footbridge Due to Crowd Loading. In: **8th International Conference on Structural Dynamics Eurodyn**, Leuven, Belgium, 2011.

Caprani, C.C., Keogh, J., Archbold, P., Fanning, P. Enhancement factors for the vertical response of footbridges subjected to stochastic crowd loading. **Computers and Structures**, v.102-103, p. 87-96, 2012a.

Caprani, C.C., O'Sullivan, D., Keogh, J. The response of a footbridge to pedestrians carrying additional mass. In: **Proceedings of Bridge and Concrete Research in Ireland**, Dublin, 2012b.

CEB, Comité Euro-International Du Béton. Bulletin D'Information N° 209. Vibrations Problems in Structures. Practical Guidelines, Lausanne, Switzerland, August, 1991.

Céspedes, H.V. Calibration of a load cell using a neural network. **Ingeniería**, v. 12 (1), p. 105-114, 2002.

Choi, A., Lee, J.M., Mun, J.H. Ground Reaction Forces Predicted by Using Artificial Neural Network during Asymmetric Movements. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, v.14 (3), p. 475-483, 2013.

Clough, R.W., Penzien, J. **Dynamics of Structures**. McGraw-Hill College, New York, 1986.

Costa, N.P.A. **Interação dinâmica pessoa-estrutura de passarelas em material compósito**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil), Universidade Federal do Amazonas, Manaus, 2013.

Cross, R. Standing, walking, running, and jumping on a force plate. **American Journal of Physics**, v.67 (4), p. 304-309, 1999.

Dang, H. V., Zivanovic, S. Modelling pedestrian interaction with perceptibly vibrating footbridges. **FME Transactions**, v.41 (4), p. 271-278, 2013.

Dang, H. V., Zivanovic, S. Experimental characterization of walking locomotion on rigid level surfaces using motion capture system. **Engineering Structures**, v.91, p. 141-154, 2015.

Ebrahimpour, A., Hamam, A., Sack, R.L., Patten, W.N. Measuring and modeling dynamic loads imposed by moving crowds. **Journal of Structural Engineering**, v. 122, p. 1468-1474, 1996.

EUROCODE 5-2. Design of Timber Structures – Part 2: Bridges, ENV 1995-2, **European Committee for Standardization**, Bruxelas, Bélgica, 1997.

Fernandes, H. **Comportamento dinâmico de passarelas modeladas como vigas sujeitas a vibrações na direção vertical induzidas por pedestres**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) Escola de Engenharia, Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, 2007.

Ferris, D.P., Louie, M., Farley, C.T. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. In: **Proceedings of the Royal Society**, London, p. 989-994, 1998.

Figueiredo, F.P., da Silva, J.G.S., de Lima, L.R.O., da S. Vellasco, P.C.G., de Andrade, S.A.L. A parametric study of composite footbridges under pedestrian walking loads. **Engineering Structures**, v. 30, p. 605-615, 2008.

Galbraith, F.W., Barton, M.V. Ground loading from footsteps. **Journal of the Acoustic Society of America**, v. 48, p. 1288-1292, 1970.

Gandomkar, F.A., Badaruzzaman, W.H.W., Osman, S.A. Dynamic response of low frequency Profiled Steel Sheet Dry Board with Concrete infill (PSSDBC) floor system under human walking load. **Latin American Journal Solids Structures**, v. 9, p. 21- 41, 2012.

Gere, J.M., Weaver, W.JR. **Análise de Estruturas Reticuladas**. Guanabara S.A., Rio de Janeiro, 1987.

Gomes, D.H.M. **Controle da resposta dinâmica de uma passarela de pedestres da cidade de Brasília com a utilização de amortecedores de massa sintonizados**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) Escola de Engenharia, Universidade de Brasília, Brasília, 2006.

Griffin, M.J. **Handbook of human vibration**. Elsevier Academic Press, London, 2004.

Hamill, J., Knutzen, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. Manole, São Paulo, 1999.

Harper, F.C. The mechanics of walking. **Research Applied in Industry**, v. 15 (1), p. 23-28, 1962.

Hauksson, F. **Dynamic behavior of footbridges subjected to pedestrian-induced vibrations**. Master's Dissertation. Lund University, Lund, 2005.

Haykin, S. **Neural networks**. Bookman, Porto Alegre, 2001.

Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F. **Human Locomotion**. Baltimore: Willinams & Wilkins, London, 1981.

ISO 5982. International Organization for Standardization. Bases for Design of Structures - Vibration and Shock-Mechanical driving point impedance of the human body, 1981.

ISO 10137. International Organization for Standardization. Bases for design of structures – Serviceability of buildings and walkways against vibrations, Second Edition, Geneva, Switzerland, 2007.

ISO 2631-2. International Organization for Standardization. Evaluation of human exposure to whole-body vibration, Part 2: Human exposure to continuous and shock-induced vibrations in buildings (1 to 80 Hz), 1989.

Kala, J., Salajka, V., Hradil, P. Footbridge Response on Single Pedestrian Induced Vibration Analysis. **International Journal of Engineering and Applied Sciences**, v. 5(4), p. 269-280, 2009.

Kerr, S.C. **Human Induced Loading on Staircases**. PhD Thesis (Mechanical Engineering Department) University College London, London, 1998.

Kennedy, J., Eberhart, R. Particle Swarm Optimization. In: **Proceedings of the 4th International Conference on Neural Networks**, Perth, 1995.

Kerr, S.C., Bishop, N.W.M. Human induced loading on flexible staircases. **Engineering Structures**, v. 23, p. 37-45, 2001.

Kim, S.H., Cho, K.I., Choi, M.S., Lim, J.Y. Development of human body model for the dynamic analysis of footbridges under pedestrian induced excitation. **International Journal of Steel Structures**, v. 8, p. 333-345, 2008.

Kobori, T., Kajikawa, Y. Ergonomic evaluation methods for bridge vibrations. **Japan Society of Civil Engineers**, v. 6, p. 40-41, 1974.

Kohle, M., Merkl, D., Kastner, J. Clinical Gait Analysis by Neural Networks: Issues and Experiences. In: **Proceedings of the 10th Symposium on Computer-Based Medical Systems**, Maribor, 1997.

Larish, D.D., Martin, P.E., Mungiole, M. Characteristic patterns of gait in the health old. In: **Proceedings of the New York Academy of Science**, v.515 (1), p. 18-32, 1988.

Lelievre, J. **Patologia del pie**. Toray - Masson, Barcelona, 1970.

MATLAB[®] version 7.11.0. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2011.

Matsumoto, Y., Nishioka, T., Shiojiri, H., Matsuzaki, K. Dynamic design of footbridges. **IABSE International Association for Bridge and Structural Engineering**, n° P-17/78, p.1-15, 1978.

Meglan, D., Todd, F. **Kinetics of human locomotion**. In: J. Rose; e J. G. Gamble (Ed) Human walking. Baltimore: Willims & Wilkins, p. 73-99, 1994.

Mello, A.V.A., da Silva, J.G.S., da S. Vellasco, P.C.G., de Andrade, S.A.L., de Lima, L.R.O. Dynamic analysis of composite systems made of concrete slabs and steel beams. **Journal of Constructional Steel Research**, v. 64 (10), p. 1142-1151, 2008.

Miyamori, Y., Obata, T., Hayashikawa, T., Sato, K. Study on identification of human walking model based on dynamic response characteristics of pedestrian bridges. In: **Proceedings East Asia-Pacific conference on structural engineering and construction (EASEC)**, 2001.

Mottershead, J.E., Link, M., Friswell, M.I. The sensitivity method in finite element model updating: A tutorial. **Mechanical Systems and Signal Processing**, v. 25, p. 2275-2296, 2011.

Mullarney, B., Archbold, P. Modelling the vertical loads applied by pedestrians at a range of walking velocities. **Australian Journal of Basic and Applied Sciences**, v. 7 (5), p. 266-277, 2013.

Nakamura, S. Model for lateral excitation of footbridges by synchronous walking. **Journal of Structural Engineering**, v. 130 (1), p. 32-37, 2004.

Nigg, B.M., Herzog, W. **Biomechanics of the muscle-skeletal system**. Wiley, New Jersey, 2007.

OHBDC, Ontario Highway Bridge Design Code, Highway Engineering Division, Ministry of Transportation and Communication, Ontario, Canada, 1991.

Ohlsson, S.V. **Floor vibrations and human discomfort**. Ph.D. thesis, Chalmers University of Technology, Goteborg, 1982.

OIML R60. International Organization of Legal Metrology. Metrological regulation for load cells, p. 1-84, 2000.

Pfeil, M., Amador, N., Pimentel, R., Vasconcelos R. Analytic - numerical model for walking person – footbridge structure interaction. In: **Proceedings of the 9th International Conference on Structural Dynamics, Eurodyn**, Porto, Portugal, 2014.

Pimentel, R.L. **Vibrational Performance of Pedestrian Bridges Due to Human-Induced Loads**. Ph.D. Thesis, University of Sheffield, Sheffield, 1997.

Pimentel, R., Fernandes, H. A simplified formulation for vibration serviceability of footbridges. In: **Proceedings of the International Conference on the Design and Dynamic Behaviour of Footbridges**, Paris, 2002.

Qin, J.W., Law, S.S., Yang, Q.S., Yang, N. Pedestrian-bridge dynamic interaction, including human participation. **Journal of Sound and Vibration**, v. 332, p. 1107-1124, 2013.

Racic, V., Brownjohn, J.M.W., Pavic, A. Human Walking and Running Forces: Novel Experimental Characterization and Application in Civil Engineering Dynamics. In: **IMAC XXVI International Modal Analysis Conference**, Orlando, 2008.

Rainer, J.H., Pernica, G., Allen, D.E. Dynamic loading and response of footbridges. **Canadian Journal of Civil Engineering**, v. 15, p. 66-71, 1988.

Rao, S. **Vibrações Mecânicas**. Pearson, São Paulo, 2011.

Reis, M.C.C., Vieira, W.J., Barbosa, I.M., Mello, O.A.F., Santos, L.A. Validação da calibração de uma balança externa de túnel de vento. **Engevista (UFF)**, v. 7, p. 19-28, 2005.

Rigas, C. Spatial parameters of gait related to the position of the foot on the ground. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 8, p. 130-134, 1984.

Rocha, J.G., Mendez, S.L. **Sensors, Focus on Tactile Force and Stress Sensors**. In-Tech, Vienna, 2008.

Rose, J., Gamble, J. G. **Human Walking**. Williams & Wilkins, Philadelphia, 1994.

Rumelhart, D.E., Hinton, G.E., Williams, R.J. Learning representations by back-propagating errors. **Nature**, v. 323, p. 533- 536, 1986.

Sachse, R., Pavic, A., Reynolds, P. Human–Structure Dynamic Interaction in Civil Engineering Dynamics: A Literature Review. **The Shock and Vibration Digest**, v. 35 (1), p. 3-18, 2003.

Sétra. Footbridges, assessment of vibrational behaviour of footbridges under pedestrian loading, technical guide, Service d'Etudes Techniques des Routes et Autoroutes, Paris, 2006.

Silva, F.T. **Vibrações de passarelas de pedestres na direção vertical considerando modelos biodinâmicos de pessoas caminhando**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) Escola de Engenharia, Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, 2011.

Silva, F.T., Brito, H.M.B.F., Pimentel, R.L. Modelling of crowd load in vertical direction using biodynamic model for pedestrians crossing footbridges. **Canadian Journal of Civil Engineering**, v. 40, p. 1196-1204, 2013.

Silva, F.T., Pimentel, R.L. Biodynamic walking model for vibration serviceability of footbridges in vertical direction. In: **Proceedings of the 8th International Conference on Structural Dynamics Eurodyn**, Leuven, Belgium, 2011.

Silveira Filho, E.D. **Plataformas de força montadas em esteira ergométrica para análise de marcha humana**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

Stoyanoff, S., Hunter, M. Footbridges: Pedestrian induced vibrations. **Rowan Williams Davies and Irwin Inc**, Ontario, Canada, 2003,

Thomson, W.T., Dahleh, M.D. **Theory of vibrations with applications**. Prentice Hall, London, 1997.

Toso, M.A. **Desenvolvimento de uma plataforma de forças para medição e análise dos esforços verticais para modelamento biodinâmico da caminhada humana**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

Toso, M.A., Gomes, H.M. Desenvolvimento de uma plataforma de forças para medição e análise dos esforços verticais da caminhada humana. In: **4º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica**, Vitória, Brasil, 2013a.

Toso, M.A., Gomes, H.M. Análise da marcha humana utilizando plataformas de forças. In: **III Salão da Pós-Graduação Universidade Federal do Rio Grande do Sul**, Porto Alegre, Brasil, 2013b.

Toso, M.A., Gomes, H.M., Silva, F.T., Pimentel, R.L. A biodynamic model fit for vibration serviceability in footbridges using experimental measurements in a designed force platform for vertical load gait analysis. **Revista Mecânica Experimental**, v. 22, p. 23-33, 2013c.

Toso, M.A., Gomes H.M. Dynamic validation of a numerical model of force platform for human gait analysis. In: **Proceedings of the 22nd International Congress of Mechanical Engineering**, Ribeirão Preto, Brasil, 2013d.

Toso, M.A., Gomes, H.M., Rosa, G.C., Tremarin, R.C. Histórico do projeto de plataformas de forças utilizadas em aplicações biomecânicas. **Revista Destaques Acadêmicos**, v. 5, p. 31-42, 2013e.

Toso, M.A., Gomes, H.M., Vertical force calibration of smart force platform using artificial neural networks. **Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, v. 30(4), p. 406-411, 2014a.

Toso, M.A., Gomes, H.M., Silva, F.T., Pimentel, R.L. Correlations between parameters of a biodynamic model for human walking. In: **8^o Congresso Nacional de Engenharia Mecânica**, Uberlândia, Brasil, 2014b.

Toso, M.A., Gomes, H.M. Pedestrian-structure dynamic interaction based in kinetic and kinematic parameters. In: **22nd International Congress on Sound and Vibration**, Florença, Itália, 2015a.

Toso, M.A., Gomes, H.M. Footbridge model updating based on modal data using sensitivity method and particle swarm optimization. In: **23rd International Congress of Mechanical Engineering**, Rio de Janeiro, Brasil, 2015b.

Toso, M.A., Gomes, H.M. A smart force platform using artificial neural networks. **Measurement**, v. 91C, p. 124-133, 2016a.

Toso, M.A., Gomes, H.M. Pedestrian-induced vibrations in footbridges: a fully synchronized force model. **Advanced Materials and Structural Engineering** (Taylor & Francis Group, London, ISBN: 978-1-138-02786-2), p. 423-427, 2016b.

Toso, M.A., Gomes, H.M., Silva, F.T., Pimentel, R.L. Experimentally fitted biodynamic models for pedestrian-structure interaction in walking situations. **Mechanical Systems and Signal Processing**, v. 72-73, p. 590-606, 2016c.

Trew, M., Everett, T. Evaluating and measuring human movement. In: **Human movement – An Introductory Text**, New York, 1997.

Triola, M.F. **Elementary Statistics**. Pearson Education, Boston, 2008.

UK-NA to BS EN 1991-2:2003 - British Standards Institute. UK National Annex to Eurocode 1: Actions on structures – Part 2: Traffic loads on bridges. London: BSI; 2008.

Varela, W.D. **Modelo teórico-experimental para análise de vibrações induzidas por pessoas caminhando sobre lajes de edifícios**. Tese (Doutorado em Engenharia Civil) COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, 2004.

Vasquez, H., Fonseca, D.J. Calibration using artificial neural Networks. **Journal of Engineering and Applied Sciences**, v. 1(1), p. 1-6, 2006.

Vaughan, C.L., Davis, B.L.D., O'Connor, J.C. **Dynamics of Human Gait**. Kiboho Publishers, South Africa, 1992.

Wheeler, J.E. Pedestrian Induced vibrations in footbridges. In: **Proceedings of the 10th Australian Road Research Board (ARRB) Conference**, Sydney, Australia, 1980.

Wheeler, J.E. Prediction and Control of Pedestrian Induced Vibration in Footbridges. **Journal of the Structural Division**, v. 108, n° ST9, p. 2045-2065, 1982.

Wilkinson, S.M., Knapton, J. Analysis and Solution to Human-Induced Lateral Vibrations on a Historic Footbridge. **Journal of Bridge Engineering**, v. 11(1), p. 4-12, 2006.

Willford, M. Dynamic actions and reactions of pedestrians. In: **Proceedings of the Footbridge Conference**, Paris, France, 2002.

Winter, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Wiley, New Jersey, 2009.

Yang, Y.B., Yao, Z., Wu, Y.S. **Vehicle-bridge Interaction Dynamics: With Applications to High-speed Railways**. World Scientific, Singapore, 2004.

Yasin, S.M.T.A., White, N.M. Application of artificial neural network to intelligent weighting systems. **Science Measurement and Technology**, v.146 (6), p. 265-269, 1999.

Yazdani, N., Eddy, S., Cai, C.S. Effect of bearing pads on precast prestressed concrete bridges. **Journal of bridge engineering**, v. 5, p. 224-232, 2000.

Yoneda, M. A simplified method to evaluate pedestrian-induced maximum response of cable-supported pedestrian bridges. In: **Proceedings of the International Conference on the Design and Dynamic Behavior of Footbridges**, Paris, France, 2002.

Young, P. Improved floor vibration prediction methodologies. In: **Proceeding of Arup Vibration Seminar on Engineering for Structural Vibration - Current Developments in Research and Practice**, London, England, 2001.

Zijian, Z. Researches on function-link artificial neural network based load cell compensation. In: **Proceedings of the 19th Conference on Force, Mass and Torque Measurement**, Cairo, Egypt, 2005.

Zivanovic, S., Díaz, I.M., Pavic, A. Influence of Walking and Standing Crowds on Structural Dynamic Properties. In: **Proceedings of the 27th Conference and Exposition on Structural Dynamics**, Orlando, Florida USA, 2009.

Zivanovic, S., Pavic, A., Ingólfsson, E.T. Modelling Spatially Unrestricted Pedestrian Traffic on Footbridges. **Journal of Structural Engineering**, v. 136 (10), p. 1296-1308, 2010.

Zivanovic, S., Pavic, A., Reynolds, P. Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review. **Journal of Sound and Vibration**, v. 279, p.1-74, 2005a.

Zivanovic, S., Pavic, A., Reynolds, P. Human-Structure Dynamic Interaction in Footbridges. **Journal of Bridge Engineering**, v. 158 (4), p.165-177, 2005b.

Zivanovic, S., Pavic, A., Reynolds, P. Probability-based prediction of multimode vibration response to walking excitation. **Engineering Structures**, v. 29, p. 942-954, 2007a.

Zivanovic, S., Pavic, A., Reynolds, P. Finite element modelling and updating of a lively footbridge: the complete process. **Journal of Sound and Vibration**, v. 301 (1-2), p. 126-145, 2007b.

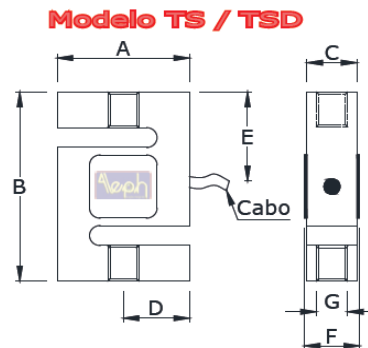
Zuo, D., Hua, J., Landuyt, D.V. A model of pedestrian-induced bridge vibration based on full-scale measurement. **Engineering Structures**, v. 45, p.117-126, 2012.

ANEXO I – CARACTERÍSTICAS DA CÉLULA DE CARGA MODELO TS 200 KG

Especificações

Capacidades	TS	5 kg	10 kg	20 kg	50 kg	100 kg	200 kg
	TSD	5 kg	10 kg	20 kg	50 kg	100 kg	200 kg
Material	Alumínio Anodizado						
Sensibilidade	2,00 mV/V +/- 10%						
Não Linearidade	< 0,02% FSO						
Histerese	< 0,02% FSO						
Creep ou Fluência	30 Min: <0,03% FSO						
	8 H: <0,05% FSO						
Equilíbrio do Zero	+/- 1%						
Faixa de Temperatura Operacional	-10°C a +60°C						
Faixa de Temperatura Nominal (Compensada)	-5°C a +50°C						
Maximo Erro de Excentricidade	0,02%						
Efeito da Temperatura na Calibração	0,025% FSO						
Efeito da Temperatura no Zero	0,025% FSO						
Sobrecarga Segura (Sem Ruptura)	150 % FSO						
Sobrecarga de Ruptura	300 % FSO						
Tensão Recomendada	10 V						
Tensão Máxima de Excitação VDC Ou VCA	15 V						
Resistência Elétrica Entrada	410 Ω +/- 30 Ω						
Resistência Elétrica Saída	350 Ω +/- 3 Ω						
Resistência de Isolação (50 V)	> 2 GΩ						
Grau de Proteção	IP-67						
Cabo Blindado 4 X 24 AWG	Consultar tabela no verso						

Dimensões



Mod.	Capacidades (kg)	A	B	C	D	E	F	G	Cabo
TS	5 / 10 / 20	50	60	13	25	30	-	2-M6 X 1	3 m
TS	50	51	76	19	26	36	-	2-M6 X 1	3 m
TS	100 / 200	51	76	19	26	36	-	2-M12 X 1,75	3 m
TSD	5	70	60	10	35	30	16	2-M6 X 1	0,5 m
TSD	10 / 20 / 50	51	63,3	12,7	25,5	31,6	18,4	2-M6 X 1	3 m
TSD	100	51	76	19	25,5	38	25	2-M12 X 1,75	3 m
TSD	200	64	82	23	32	41	29	2-M12 X 1,75	3 m

Cotas em mm.

É imprescindível travar os elementos de carga CAR/AP/APK à célula de carga utilizando contra porca para não comprometer a performance

**AEPH DO BRASIL INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA**Rua Icarai nº 242 CEP 03071-050 São Paulo - SP Tel: (11) 2091-2426 / 2092-8056 Fax: (11) 2092-8042
Site: www.aephbrasil.com.br E-mail: vendas@aephbrasil.com.br / celulas@aephbrasil.com.br

Figura A.1 – Características da célula de carga.

APÊNDICE A – CALIBRAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA

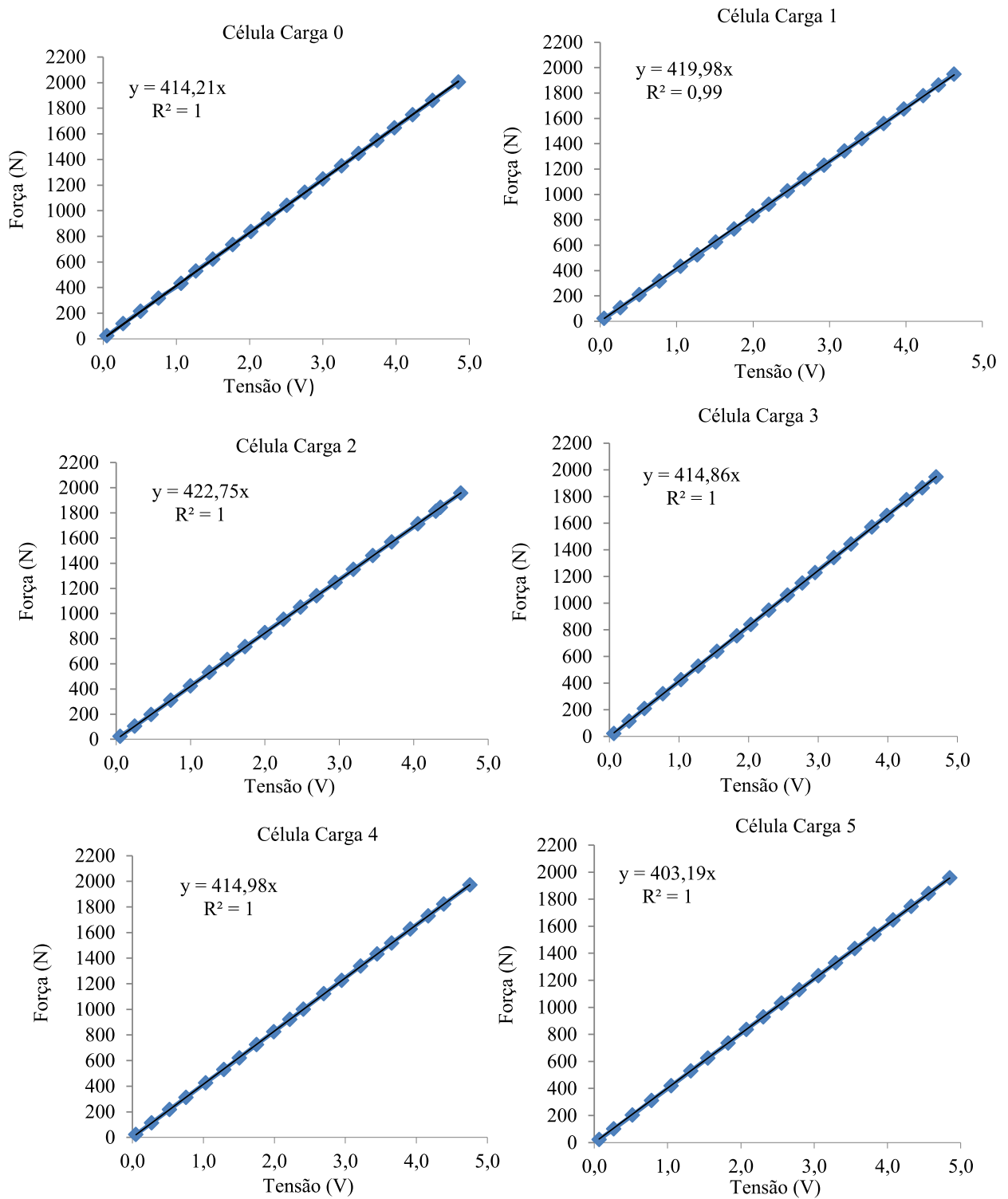


Figura A.1 – Calibração das células de carga.

APÊNDICE B – CURVAS DE FRS DE INDIVÍDUOS PARTICIPANTES

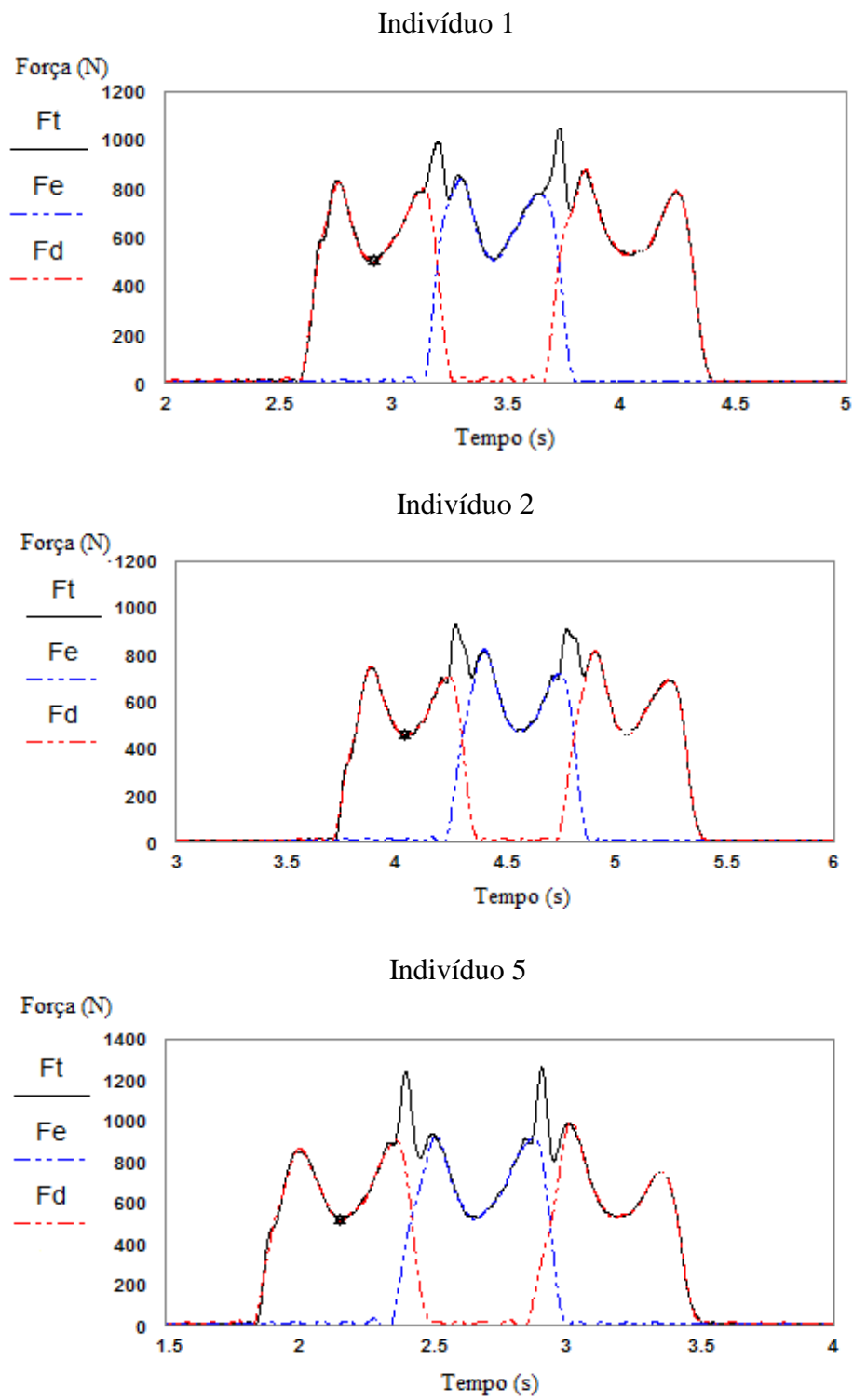


Figura B.1 – Curvas de força de reação do solo.

APÊNDICE C – VALORES DOS TRÊS PRIMEIROS HARMÔNICOS DE FORÇA, FREQUÊNCIA E ACELERAÇÃO.

Tabela C.1 – Valores dos harmônicos de força, frequência e aceleração para o indivíduo 1.

Caminhada	Massa (kg)	Altura (m)	Plataforma de forças						Acelerômetro					
			Força 1 (N)	Força 2 (N)	Força 3 (N)	Freq 1 (Hz)	Freq 2 (Hz)	Freq 3 (Hz)	Acel 1 (m/s ²)	Acel 2 (m/s ²)	Acel 3 (m/s ²)	Freq 1 (Hz)	Freq 2 (Hz)	Freq 3 (Hz)
1	98,63	1,86	190,90	53,39	63,48	1,63	3,26	4,89	1,03	0,54	0,87	1,63	3,26	4,89
2	98,63	1,86	202,10	52,04	59,91	1,73	3,45	5,18	1,17	0,45	0,76	1,73	3,45	5,18
3	98,63	1,86	190,00	42,93	62,19	1,66	3,32	4,97	1,14	0,45	0,78	1,66	3,32	4,97
4	98,63	1,86	184,60	60,84	60,43	1,65	3,30	4,95	0,86	0,59	0,78	1,65	3,30	4,95
5	98,63	1,86	184,50	48,72	55,68	1,59	3,17	4,76	0,92	0,57	0,69	1,59	3,17	4,76
6	98,63	1,86	197,30	43,29	60,84	1,66	3,32	4,98	1,12	0,52	0,87	1,66	3,32	4,98
7	98,63	1,86	206,50	44,80	51,82	1,72	3,43	5,15	1,20	0,34	1,01	1,72	3,43	5,15
8	98,63	1,86	186,10	48,51	40,22	1,54	3,07	4,61	1,02	0,47	0,54	1,54	3,07	4,61
9	98,63	1,86	208,10	37,82	50,14	1,64	3,27	4,91	1,13	0,51	0,95	1,64	3,27	4,91
10	98,63	1,86	211,80	47,75	53,14	1,73	3,45	5,18	1,21	0,57	1,01	1,73	3,45	5,18

APÊNDICE E – VALORES DAS MATRIZES E VETORES: PESOS (W) E BIAS (B)
FATORES DINÂMICOS DE CARGA

Tabela E.1 – Valores dos pesos e bias fatores dinâmicos de carga.

W₁									
2,163	0,306	2,060							
-1,622	-0,923	2,401							
-1,286	4,394	0,984							
3,650	-4,476	-1,355							
-7,138	-1,480	-1,571							
3,233	0,443	-3,772							
-2,625	-2,589	-0,050							
-3,998	-3,581	-0,817							
-4,007	-3,701	1,537							
0,899	-2,508	-3,290							
			W₂						
0,005	0,859	-0,058	0,597	-0,376	-0,203	0,120	-0,679	-1,001	-0,489
-0,311	1,474	3,943	0,057	1,730	-1,728	0,274	-1,967	-3,135	0,517
-1,293	0,241	-2,187	0,227	0,109	-0,098	-0,049	1,352	1,049	0,822
0,111	1,312	1,921	-0,676	-0,172	1,722	-0,553	0,359	0,897	0,485
1,234	-0,291	1,320	0,002	-0,621	1,175	-0,800	0,187	1,607	0,194
1,155	0,277	0,400	-1,149	1,235	-1,022	-0,791	-0,920	-2,974	-0,438
-1,216	1,478	4,351	2,889	-0,016	2,425	-0,393	-0,682	1,792	-1,680
-0,390	0,410	-1,168	-0,831	1,261	-1,369	-0,087	0,244	-0,109	-1,555
0,077	-0,240	0,003	-4,733	-0,474	1,280	0,898	1,509	0,244	2,552
0,880	-0,332	-0,115	5,710	3,625	-0,307	1,267	-1,789	1,873	1,475
			W₃						
0,636	0,568	1,701	-0,256	0,952	-0,716	0,191	-1,592	-2,525	-2,239
0,017	-2,471	0,141	-3,833	0,160	3,048	3,271	-0,040	1,151	0,912
-0,839	1,039	-0,731	-2,775	-0,188	-0,563	1,002	-1,015	0,203	-0,808
B₁		B₂		B₃					
-2,969		1,623		-1,245					
2,925		-0,184		0,208					
-1,985		0,894		0,021					
0,950		0,514							
0,572		-1,440							
-1,024		-0,910							
2,440		1,207							
0,971		1,575							
-3,733		-1,605							
-2,373		2,067							

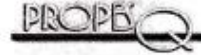
APÊNDICE F – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP



U F R G S
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs



CARTA DE APROVAÇÃO

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 21688

Título: MEDIÇÃO DE FORÇAS DE CAMINHADA EM PEDESTRES

Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

HERBERT MARTINS GOMES - coordenador desde 01/10/2011

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo , em reunião realizada em 26/04/2012 - Sala 01 de reuniões do Gabinete do Reitor, 6º andar do prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, Quarta-Feira, 2 de Maio de 2012

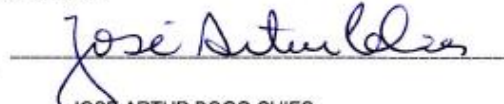

JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética

Figura F.1 – Parecer do comitê de ética em pesquisa.

APÊNDICE G – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa MEDIÇÃO DE FORÇAS DE CAMINHADAS EM PEDESTRES. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração será de muita importância para nós, mas você poderá desistir a qualquer momento sem quaisquer ônus.

Eu, _____, concordo em participar dos experimentos relacionados com a pesquisa sobre forças de caminhadas, intitulada “MEDIÇÃO DE FORÇAS DE CAMINHADA EM PEDESTRES”. A pesquisa é parte da elaboração de um Projeto de Pesquisa, um Mestrado e um Doutorado, cujo objetivo é contribuir para a avaliação da força da caminhada com vistas a avaliar o efeito em termos de carregamento de pessoas sobre estruturas civis esbeltas.

Fui informado sobre os procedimentos a serem realizados: a participação consistirá em uma visita ao laboratório da Engenharia Mecânica e que o procedimento experimental em si é de caminhada livre de 4 metros sobre uma plataforma. Também estou ciente que:

1. Os resultados obtidos serão utilizados na tese e em outras publicações, porém não será feita identificação individual que permita relacionar os dados publicados com as pessoas que participaram do experimento. Estes resultados não terão implicações laborais ou trabalhistas.
2. Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração com este estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação. A desistência não implicará prejuízos pessoais de qualquer espécie.

Porto Alegre, ____ de _____ de 2014.

Prof. Herbert Martins Gomes
 Pesquisador responsável pelo projeto
 Telefone para contato: 3308-3681
 UFRGS/GMAp/Dep. Eng. Mecânica