

**AVALIAÇÃO DE VIBRAÇÕES EM PASSARELAS DE PEDESTRES
NA DIREÇÃO LATERAL CONSIDERANDO MODELOS
BIODINAMICOS DE PESSOAS CAMINHANDO**

ANDREA NATALY PEÑA PEÑA

TESE DE DOUTORADO EM ESTRUTURAS E CONSTRUÇÃO CIVIL

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL

FACULDADE DE TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL**

ANDREA NATALY PEÑA PEÑA

**AVALIAÇÃO DE VIBRAÇÕES EM PASSARELAS DE PEDESTRES NA
DIREÇÃO LATERAL CONSIDERANDO MODELOS BIODINAMICOS DE
PESSOAS CAMINHANDO**

**Tese apresentada como requisito parcial
para a obtenção do Título de Doutor em
Estruturas pelo Programa de Pós-
Graduação em Estruturas e Construção
Civil da Universidade de Brasília.**

**ORIENTADOR: JOSE LUIS VITAL DE BRITO
CO-ORIENTADOR: ROBERTO LEAL PIMENTEL**

**PUBLICAÇÃO: E.TD-009A/18
BRASÍLIA/DF: SETEMBRO – 2018**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL**

**AVALIAÇÃO DE VIBRAÇÕES EM PASSARELAS DE PEDESTRES NA
DIREÇÃO LATERAL CONSIDERANDO MODELOS BIODINÂMICOS DE
PESSOAS CAMINHANDO**

ANDREA NATALY PEÑA PEÑA

**TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL DA FACULDADE DE TECNOLOGIA
DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR. APROVADA
POR:**

**Prof. José Luís Vital De Brito, Dr. (UnB)
(Orientador)**

**Prof^a. Graciela Nora Doz de Carvalho, Dr^a. Ing. (UnB)
(Examinadora Interna)**

**Prof^a. Maria Alzira de Araújo Nunes, Dr^a. (UnB/FGA)
(Examinadora Externa)**

**Prof. Zenón José Guzmán Núñez Del Prado, DSc. (UFG)
(Examinador Externo)**

BRASÍLIA/DF, 11 DE SETEMBRO de 2018.

FICHA CATALOGRÁFICA

PEÑA, ANDREA NATALY PEÑA

Avaliação de vibrações em passarelas de pedestres na direção lateral considerando modelos biodinâmicos de pessoas caminhando.

[Distrito Federal] 2018.

xix, 105p, 210 x 297 mm (ENC/FT/UnB, Doutor, Estruturas e Construção Civil, 2018).

Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Civil e Ambiental.

1. Análise dinâmica. 2. Passarelas de pedestres. 3. Força lateral de caminhada. 4. Modelos biodinâmicos. 5. Modelos em elementos finitos.

I. ENC/FT/UnB

II. Título (Doutor)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

PEÑA, P. A. N. (2018). Avaliação de vibrações em passarelas de pedestres na direção lateral considerando modelos biodinâmicos de pessoas caminhando. Tese de Doutorado em Estruturas e Construção Civil, Publicação E.TD-009A/18, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 125p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Andrea Nataly Peña Peña.

TÍTULO: Avaliação de vibrações em passarelas de pedestres na direção lateral considerando modelos biodinâmicos de pessoas caminhando.

GRAU: Doutor

ANO: 2018

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa tese de doutorado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Andrea Nataly Peña Peña

¡Dedico este trabajo a Alejandro e Isaac, a mis padres y hermanos, su amor, respeto y apoyo son mi motor y mi alegría, seguiremos soñando alcanzando triunfos!

AGRADECIMENTOS

A mi querido esposo Alejandro por ser mi compañero, mi cómplice, mi amor, por escuchar mis frustraciones y mis alegrías, a Isaac, mi hijo amado, por devolverme a la vida. A mis amados padres y hermanos por sus enseñanzas, respeto y amor. A mis queridos suegros por su apoyo incondicional.

Ao professor Jose Luís Vital de Brito por seus ensinamentos, paciência e apoio nos momentos difíceis. Ao professor Roberto Pimentel por sua disposição e orientações.

À Universidade de Brasília e ao Programa de Pós-graduação em Estruturas e Construção Civil (PECC) pela oportunidade de realizar os estudos de mestrado e doutorado e pelos conhecimentos adquiridos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro.

Às pessoas que participaram diretamente na realização deste trabalho, por sua disposição, paciência e compreensão.

Aos amigos que esta jornada me trouxe, colombianos, brasileiros, peruanos, ..., que foram companhia, acolhimento e fonte de bons momentos.

Ao povo brasileiro pela acolhida durante estes sete anos e pelos aprendizados.

A Deus por ser meu guia, proteção e amparo e por colocar cada pessoa no meu caminho até aqui e que me ensinaram tanto sem me dar conta.

RESUMO

AVALIAÇÃO DE VIBRAÇÕES EM PASSARELAS DE PEDESTRES NA DIREÇÃO LATERAL CONSIDERANDO MODELOS BIODINAMICOS DE PESSOAS CAMINHANDO

Autor: Andrea Nataly Peña Peña

Orientador: Jose Luis Vital de Brito, DSc (UNB)

Co-Orientador: Roberto Leal Pimentel (UFPB)

Programa de Pós-graduação em Estruturas e Construção Civil

Brasília, setembro de 2018

Na avaliação das vibrações laterais das passarelas, a modelagem da interação humano-estrutura requer um modelo que represente a dinâmica do corpo humano e as forças induzidas pelas pessoas que caminham, além de levar em conta os efeitos da multidão. Neste trabalho é proposto um modelo para o corpo humano como um sistema massa-mola-amortecedor com um grau de liberdade, que descreve o processo do movimento lateral do caminhar humano considerando os efeitos da variabilidade inter-indivíduos. Inicialmente, a identificação do modelo biodinâmico foi feita a partir de medições experimentais em indivíduos caminhando sozinhos sobre uma superfície rígida e, adicionalmente, foram realizadas medições em indivíduos em situação de multidão. Os parâmetros biodinâmicos de massa, rigidez e amortecimento, além do fator dinâmico de carga foram determinados a partir da aceleração do centro de massa de cada pedestre. A comparação entre parâmetros biodinâmicos de pessoas caminhando só e em multidão possibilitou a identificação da influência causada por multidão. Em seguida, foram obtidas funções de regressão para prever os parâmetros biodinâmicos e o fator dinâmico de carga. Finalmente, foi realizada a validação do modelo através de uma comparação entre resultados de simulações numéricas de pessoas cruzando individualmente a passarela Aberfeldy, na Escócia, com as respostas experimentais da literatura. A comparação numérico-experimental, em termos da aceleração máxima, constatou uma melhoria em relação ao uso do modelo tradicional de força lateral.

Palavras-chave: passarela; modelo biodinâmico; pedestre; multidão; força lateral de caminhada.

ABSTRACT

EVALUATION OF VIBRATIONS IN FOOTBRIDGES OF THE LATERAL DIRECTION CONSIDERING BIODYNAMIC MODELS OF PEOPLE WALKING

Author: Andrea Nataly Peña Peña

Advisor: Jose Luis Vital de Brito, DSc. (UNB)

Co-Advisor: Roberto Leal Pimentel (UFPB)

Graduate Program in Structures and Civil Construction

Brasília, september of 2018

In the assessment of footbridge lateral vibrations, the modeling of human-structure interaction requires a model that represents the dynamics of the human body and the forces induced by people walking, and additionally, that takes into account the effects of the crowd. In this paper it is proposed a model for the human body as a mass-spring-damper system with one degree of freedom, which describes the process of lateral movement human walking considering the effects of intra and inter-subject variability. The identification of the biodynamic model was made from experimental measurements on individuals walking alone on a rigid surface and, additionally, measurements were taken on individuals in crowded situations. The biodynamic parameters of mass, stiffness and damping, as well as the dynamic load factor were determined from the acceleration of people's center of mass. The comparison between biodynamic parameters of people walking individually and, in a crowd, allowed the identification of the influence caused by the crowd. Then, regression functions were obtained to predict the biodynamic parameters and the dynamic load factor. Finally, the validation of the model was carried out through a comparison between results of numerical simulations of individual pedestrian crossing the Aberfeldy footbridge with experimental responses of the literature. The numerical-experimental comparison, in terms of maximum acceleration, found an improvement over the use of the traditional lateral force model.

Keywords: footbridge; biodynamic model; pedestrian; crowd; ground lateral force.

SUMARIO

1 - INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Generalidades	1
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Geral	3
1.2.2 Específicos.....	4
1.3 Justificativa.....	4
1.4 Metodologia.....	5
1.5 Estrutura da tese.....	6
2 - REVISÃO DA LITERATURA.....	7
2.1 Vibrações induzidas por pedestres em passarelas	7
2.2 Interação dinâmica humano-estrutura.....	11
2.2.1 Modelagem da interação dinâmica humano-estrutura.....	14
2.3 Modelos de carga encontrados nas normas e recomendações de projeto de passarelas	17
2.4 Modelos biodinâmicos de massa-mola-amortecedor (MMA).....	20
2.4.1 Parâmetros biodinâmicos do corpo humano	23
3 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	26
3.1 Conceitos fundamentais relacionados à caminhada humana	26
3.1.1 Cinemática da caminhada humana	26
3.1.2 Cinética da caminhada humana.....	30
3.2 Modelo tradicional de forças laterais induzidas pelos pedestres.....	32
3.3 Análise de sinais de vibração	34
3.3.1 Magnitude da vibração de um sinal	34
3.4 Método de otimização: Enxame de partículas (PSO)	34
4 - METODOLOGIA PARA A IDENTIFICAÇÃO DE UM MODELO BIODINÂMICO NA DIREÇÃO LATERAL	36
4.1 Descrição do modelo biodinâmico de um Grau de Liberdade (S1GL), na direção lateral.....	36
4.2 Configuração para medições experimentais de aceleração	38
4.3 Procedimento dos ensaios	40

4.4	Determinação dos parâmetros do modelo biodinâmico	41
4.4.1	<i>Limites e tolerância dos parâmetros do modelo biodinâmico</i>	43
4.5	Análise estatística	43
5	MODELO BIODINÂMICO NA DIREÇÃO LATERAL PARA PEDESTRES: PARÂMETROS BIODINÂMICOS	45
5.1	Resultados das medições experimentais da aceleração lateral e processamento de dados	45
5.2	Determinação dos parâmetros do modelo biodinâmico	49
5.2.1	<i>Caminhada isolada com taxa de passo normal (livre)</i>	49
5.2.2	<i>Caminhada em situação de multidão</i>	51
5.2.3	<i>Funções de regressão para o modelo biodinâmico</i>	53
6	DESCRIÇÃO DA PASSARELA ABERFELDY	61
6.1	Descrição da Passarela Aberfeldy	61
6.2	Análise modal experimental da passarela Aberferdy	64
6.3	Respostas dinâmicas experimentais da Passarela Aberfeldy	66
6.4	Modelo em elementos finitos da Passarela Aberfeldy	68
6.5	Modelo em Elementos Finitos atualizado	72
7	APLICAÇÃO DO MODELO DE INTERAÇÃO BIODINÂMICO NA DIREÇÃO LATERAL	74
7.1	Implementação do modelo biodinâmico na direção lateral	74
7.2	Simulações da passagem de pessoas caminhando isoladamente sobre a passarela 78	
7.3	Resultados do modelo da passarela Aberfeldy submetido à passagem de pessoas caminhando isoladamente	79
7.4	Comparações das respostas dos modelos com a resposta experimental	80
8	CONCLUSÕES E SUGESTÕES	83
8.1	Sugestões para trabalhos futuros	84
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
A.	APÊNDICE A – TÉCNICAS DE ANÁLISE ESTATÍSTICA	96
A.1	Correlação entre variáveis	96
A.2	Teste de normalidade	96

A.3 Identificação de valores atípicos	97
A.4 Coeficiente de variação	97
A.5 Testes entre duas amostras dependentes	98
A.6 Análise de Regressão	98
A.7 Análise de Variância (ANOVA)	99
B. PARÂMETROS DO MODELO BIOMECÂNICO.....	101
C. APÊNDICE C - VERIFICAÇÃO DO MODELO DE FORÇA DE CONTATO.....	104

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Passarela Milênio, Londres. Fonte: http://www.londontown.com/LondonInformation/Attraction/The_Millennium_Bridge/7d5d/imagesPage/22945 (Acesso em: 11 agosto de 2018).....	1
Figura 1.2 – Diagrama da metodologia proposta.....	5
Figura 2.1 – (a) Ponte Toda Park (T-Bridge) Japão (b) Congestionamento de pedestres na ponte. Fonte: Adaptada de Fujino e Siringoringo (2015)	8
Figura 2.2 - Força lateral em superfície rígida: Modelo do Pêndulo invertido (curva sólida) comparado com valores experimentais. Fonte: Adaptada de Macdonald (2009).....	16
Figura 2.3 – Metodologia proposta por SÉTRA para análise dinâmica de passarelas de pedestres.	19
Figura 2.4 - Modelo acoplado de 2GL estudado por Sacke (2002) e Sachse et al. (2004)	20
Figura 3.1 - Posição anatômica do corpo humano com três planos de referência e seis direções fundamentais. Fonte: Adaptada de Whittle (2014)	27
Figura 3.2 - Direções de deslocamento. AP: direção ântero-posterior, V: direção vertical, ML: direção médio-lateral. Fonte: Adaptada de Annegarn et al. (2012).....	27
Figura 3.3 - Deslocamentos de CM em três planos de espaço durante um único passo. a) deslocamento lateral; b) deslocamento vertical. Deslocamentos combinados de a e b projetados em um plano perpendicular ao plano de progressão são mostrados em c. Fonte: Rose e Gamble (2006).....	28
Figura 3.4 - Parâmetros espaciais da caminhada. Fonte: Adaptada de Vaughan et al. (1999)	29
Figura 3.5 - Componentes da FRS geradas na caminhada humana. (a) Força vertical, (b) Força lateral e (c) Força longitudinal. Fonte: Adaptada de Živanović (2005).....	31
Figura 3.6 - Forma típica do componente lateral da força de caminhada. Adaptada de Ingólfsson, (2012).....	32
Figura 4.1 - Modelo de S1GL: (a) excitado por uma carga harmônica. (b) excitado por uma carga harmônica e um movimento de base simultaneamente	37

Figura 4.2 - Cinturão dotado de dois acelerômetros, localizados na parte frontal e traseira do indivíduo.....	38
Figura 4.3 - Diagrama da configuração usada no programa experimental.	39
Figura 4.4 – Corredor utilizado para realização das caminhadas.	40
Figura 4.5 – Esquema do procedimento experimental.....	41
Figura 4.6 - Identificação dos quatro pontos do primeiro pico do espectro de aceleração lateral.....	42
Figura 5.1 – Sinais de aceleração lateral do pedestre P1, caminhada isolada com frequência de passo normal (livre) (acelerômetros frontal e traseiro)	47
Figura 5.2 Espectro do sinal médio (curva vermelha) e média dos espectros (curva azul)	48
Figura 5.3 - Comparação dos espectros médios das caminhadas em multidão e caminhada isolada controlada	48
Figura 5.4 – FDC vs. frequência lateral de caminhada.....	50
Figura 6.1 - Passarela Aberfeldy, Escócia, Reino Unido. Fonte: https://structurae.net/structures/aberfeldy-footbridge (Acesso em: 11 agosto de 2018).....	62
Figura 6.2 - Perfil longitudinal da passarela Aberfeldy. (Costa, 2013)	62
Figura 6.3 - Seção transversal de prancha e do conector de 3 vias.	63
Figura 6.4 – Seção transversal da passarela.	63
Figura 6.5 - Resposta de aceleração ao longo do tempo, no meio do vão central para ensaio de pessoa caminhando na passarela, obtida por Pimentel (1997). 1º modo de vibração vertical. Fonte: Adaptada de Costa (2013).....	66
Figura 6.6 - Resposta de aceleração ao longo do tempo, no meio do vão central para ensaio de pessoa caminhando na passarela, obtida por Pimentel (1997). 2º modo de vibração vertical. Fonte: Adaptada de Costa (2013).....	66
Figura 6.7 - Registro típico de aceleração lateral medida na passarela Aberfeldy. Fonte: Adaptada de Archold (2004)	67
Figura 6.8 - Esquema do elemento BEAM188 (ANSYS 17).....	69
Figura 6.9 - Esquema do elemento LINK8 (ANSYS 17)	70

Figura 6.10 - Esquema do elemento COMBIN14 (ANSYS 17)	70
Figura 6.11 - Modelo tridimensional da Passarela Aberfeldy.....	71
Figura 7.1 - Esquema do elemento MASS21 (ANSYS 17)	74
Figura 7.2 - Esquema do elemento CONTA175 (ANSYS 17)	75
Figura 7.3 - Esquema do elemento TARGE170 (ANSYS 17).....	75
Figura 7.4 - Modelo de contato direto no ANSYS®	76
Figura 7.5 - Modelo alternativo de contato no ANSYS®.....	77
Figura 7.6 - Fluxograma da análise transiente implementada em ANSYS®.....	79
Figura 7.7 - Aceleração lateral no meio do vão da passarela Aberfeldy obtida da resposta do modelo de carga	80
Figura 7.8 – Comparação entre aceleração experimental e numérica, em função do IMC.	81
Figura C.1 - Deslocamento no meio do vão da viga.....	105

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Parâmetros de diferentes modelos de massa-mola-amortecedor disponíveis na literatura e estudados por Mohammed e Pavic (2017) na direção vertical.....	22
Tabela 2.2 - Parâmetros de modelos biodinâmicos na direção vertical.....	23
Tabela 3.1 - Fatores dinâmicos de carga das componentes de Fourier da força lateral..	33
Tabela 4.1 - Limites inferior e superior dos parâmetros biodinâmicos	43
Tabela 5.1 - Características dos indivíduos estudados.....	46
Tabela 5.2 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros do modelo biodinâmico dos participantes.....	50
Tabela 5.3 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros do modelo biodinâmico dos participantes para caminhada em multidão	51
Tabela 5.4 – Comparação entre os parâmetros da situação em multidão com os determinados para situação de caminhada isolada controlada.	52
Tabela 5.5 - Resultados da análise estatística do efeito da multidão nos parâmetros biodinâmicos e no FDC.....	52
Tabela 5.6 - Expressões de regressão para a situação de caminhada isolada com taxa de passo normal (livre) e caminhada em situação de multidão.....	54
Tabela 5.7 – Resultados da ANOVA para a função de m , caminhada normal	55
Tabela 5.8 – Resultados da ANOVA para a função de k , caminhada normal.....	55
Tabela 5.9 - Resultados da ANOVA para a função de c , caminhada normal	55
Tabela 5.10 - Resultados da ANOVA para a função do FDC, caminhada normal	56
Tabela 5.11 - Resultados da ANOVA para a função de $m_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m ²	57
Tabela 5.12 - Resultados da ANOVA para a função de $k_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m ²	57
Tabela 5.13 - Resultados da ANOVA para a função de $c_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m ²	57

Tabela 5.14 - Resultados da ANOVA para a função de $FDC_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m ²	58
Tabela 5.15 - Resultados da ANOVA para a função de $m_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m ²	58
Tabela 5.16 - Resultados da ANOVA para a função de $k_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m ²	59
Tabela 5.17 - Resultados da ANOVA para a função de $c_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m ²	59
Tabela 5.18 - Resultados da ANOVA para a função de $FDC_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m ²	59
Tabela 6.1 - Frequências naturais das nove primeiras formas modais da Passarela Aberfeldy, em 1995 e 2000. (Pimentel, 1997; Archbold et al., 2005).....	64
Tabela 6.2 - Frequências e Modos identificados experimentalmente da Passarela Aberfeldy. Fonte: Adaptado de Archbold (2004).....	65
Tabela 6.3 - Acelerações máximas laterais rms 10s para frequência de passo de 1,9 Hz	68
Tabela 6.4 - Propriedades físicas dos materiais.....	69
Tabela 6.5 - Comparação entre as frequências numéricas e experimentais da Passarela Aberfeldy.....	71
Tabela 6.6 - Comparação entre as frequências medidas experimentalmente e as do modelo atualizado.....	72
Tabela 6.7 - Configurações dos modos Laterais (L) e Verticais (V), e frequências de vibração numéricos	73
Tabela 7.1 - Valores dos parâmetros biodinâmicos dos pedestres	80
Tabela 7.2 - Valores de aceleração rms 10s obtidos no meio do vão passarela Aberfeldy devido à passagem de um pedestre caminhando isoladamente	81
Tabela A.1 – Tabela de análise de variância (ANOVA).....	100
Tabela B.1 – Parâmetros biodinâmicos obtidos para caminhada normal	102

Tabela B.2 – Parâmetros biodinâmicos obtidos para caminhada em situação de multidão de 1,0 ped/m ²	103
Tabela B.3 – Parâmetros biodinâmicos obtidos para caminhada em situação de multidão de 1,8 ped/m ²	104

LISTA DE ABREVIÇÕES E SÍMBOLOS

ABREVIÇÕES

ANOVA	Análise de variância
APDL	Linguagem Paramétrica de Projeto ANSYS (<i>ANSYS Parametric Design Language</i>)
CM	Centro de Massa
CP	Centro de Pressão
CV	Coefficiente de variação
DFT	Transformada Discreta de Fourier
DP	Desvio Padrão
FFT	Transformada Rápida de Fourier
FRF	Função de Resposta em Frequência
FRS	Força de Reação do Solo
IHS	Interação Humano-Estrutura
IQR	Amplitude interquartil
MMA	Sistema Massa-Mola-Amortecedor
MPI	Modelo do Pêndulo Invertido
PSO	Método de Otimização Enxame de Partículas (<i>Particle Swarm Optimization</i>)
rms	Raiz Quadrática Média
RNA	Rede Neural Artificial
S1GL	Sistema de um grau de liberdade

LETRAS ROMANAS MAIÚSCULAS

A_i	Amplitude de aceleração no espectro correspondente ao harmônico i
$A(\omega)$	Amplitude de aceleração da resposta harmônica do S1GL
ARMS	Média RMS de um sinal no tempo
F	Coefficiente de Fisher
$F(t)$	Função do modelo de força
F_c	Força de contato

$F_{RSL}(t)$	Força de caminhada sobre uma superfície flexível
$F'_{RSL}(t)$	Força harmônica igual à força de reação do solo na direção lateral
F_{obj}	Função objetivo
G	Carga estática do pedestre
H	Altura do pedestre
H_0	Hipótese nula
M	Massa total do indivíduo
R	Coefficiente de correlação de Pearson
R^2	Coefficiente de determinação
V_p	Velocidade do pedestre

LETRAS ROMANAS MINÚSCULAS

c	coeficiente de amortecimento do S1GL
c_a	valor crítico do teste de Ryan Joiner
f_0	frequência fundamental da passarela
f_i	frequência do modo i
f_j	componente de frequência entre os harmônicos
f_l	frequência lateral de caminhada
f_p	taxa de passo do indivíduo
g	aceleração da gravidade
i	harmônico da força modelada por série de Fourier
j	número complexo
k	rigidez do S1GL
m	massa do S1GL
p	coeficiente de significância
r	coeficiente do teste de Ryan Joiner
$u(t)$	deslocamento da massa humana
$u_g(t)$	deslocamento cíclico da base
v	velocidade

LETRAS GREGAS MINÚSCULAS

α_i	Fator dinâmico de carga
------------	-------------------------

$\delta(x)$	função Delta de Dirac
ζ	razão de amortecimento
ϕ_i	ângulo de fase do harmônico i em relação ao primeiro harmônico
ω	frequência angular

1 - INTRODUÇÃO

1.1 Generalidades

Pesquisas focadas em vibrações induzidas por pedestres na direção lateral surgiram após as falhas inesperadas das passarelas Solférino, em Paris, e Milênio, em Londres, em 1999 e 2000, respectivamente. Os primeiros estudos (Fujino et al., 1993; Dallard et al., 2001a; Dallard et al., 2001b; Nakamura, 2004; Newland, 2004; Roberts, 2005; Strogatz et al., 2005; Živanović et al., 2005) atribuíram as vibrações excessivas em passarelas à sincronização lateral entre o caminhar dos pedestres na estrutura e o próprio movimento da estrutura, um fenômeno identificado como excitação lateral síncrona ou *lock-in*. Porém, segundo Macdonald (2009) medições em algumas passarelas mostraram ausência de sincronização de pedestres, pelo menos, no início do fenômeno.



Figura 1.1 - Passarela Milênio, Londres. Fonte:

http://www.londontown.com/LondonInformation/Attraction/The_Millennium_Bridge/7d5d/imagesPage/2945 (Acesso em: 11 agosto de 2018)

De fato, os resultados das pesquisas feitas por vários autores (Brownjohn et al., 2004; MacDonald, 2008; Ingólfsson et al., 2011) revelaram que as forças laterais induzidas por pedestres ocorrem na frequência do movimento lateral da ponte, mesmo que a frequência de passo do pedestre seja diferente. Adicionalmente, testes em passarelas indicaram instabilidade quando sujeitas a carregamento de multidão, revelando que, para

um certo número crítico de pedestres, a amplitude de vibração aumenta desproporcionalmente.

No que diz respeito a pesquisas em laboratório, a maioria dos testes publicados investigaram apenas o efeito de pedestres individualmente, caminhando sob condições vibratórias idealizadas, negligenciando o possível efeito da multidão circundante. Ainda, investigações experimentais da interação humano-estrutura usando superfícies fixas e superfícies oscilantes (Ingólfsson et al., 2011; Da Silva e Pimentel, 2011; Toso et al., 2016; Dang e Živanović 2015) ilustraram a aleatoriedade das forças dos pedestres associada à variabilidade intra e inter-indivíduos.

Em relação à modelagem da interação humano-estrutura (IHS) na direção lateral gerada por pessoas caminhando, Ingólfsson et al. (2012) concluíram que modelos que dependem unicamente da sincronização de fase entre a frequência de passo dos pedestres e a frequência natural da ponte são insuficientes. E, mesmo modelos simplificados que podem ser calibrados a partir de dados empíricos precisam de um número abrangente de validações experimentais. Além disso, a variação inter e intra-indivíduo, combinada com o possível efeito da densidade da multidão nos parâmetros envolvidos, complica ainda mais o processo de calibração de modelos de IHS.

De fato, boa parte das pesquisas concentrou-se no uso de modelos determinísticos para descrever a ação dos pedestres, sendo a representação da série de Fourier a escolha mais popular devido à sua simplicidade e capacidade de simular a natureza relativamente periódica da maioria das atividades humanas. No entanto, esses modelos não levam em conta as diferenças inter e intra-indivíduo do andar dos seres humanos, pois sugerem caminhadas uniformes para cada pedestre. E ainda, são essas diferenças, que dependem de parâmetros biológicos, mecânicos e psicológicos, que regem a carga e a resposta dos pedestres à vibração (Aghilone e Cavacece, 2017).

Nesse sentido, e tratando-se de um problema que integra diversas disciplinas, como engenharia estrutural, psicologia e biomecânica, ao longo dos últimos anos tem havido várias propostas de usar modelos biomecânicos para representar o corpo do pedestre e as ações que esse corpo exerce na direção lateral. Macdonald (2009) apresentou um modelo mecânico simplificado (modelo do pêndulo invertido) do corpo humano, o qual representa o movimento do centro de massa corporal (CM) em resposta às forças horizontais, igual e oposta às forças impostas sobre a ponte, e introduziu uma lei de

posicionamento do pé para controlar o equilíbrio lateral, tal como proposto por Hof et al. (2007). O trabalho de Macdonald motivou vários pesquisadores (Bocian et al., 2012; Bocian et al., 2012; Carroll et al., 2013; Mcrobie, 2013; Carroll et al., 2014; Claff, 2015) a prosseguir investigações centradas na biomecânica da interação humano-estrutura.

No que diz respeito a modelos biodinâmicos, dotados de massa, mola e amortecedor (MMA), até esta data, os estudos foram dirigidos à modelagem dos efeitos de humanos sobre estruturas na direção vertical. Tal é o caso de Da Silva e Pimentel (2011) que propuseram parâmetros para um modelo biodinâmico que descreva o movimento de caminhada do corpo humano na direção vertical. Nesse trabalho, o movimento do modelo de um grau de liberdade corresponde ao do CM do corpo humano, e os parâmetros do modelo foram obtidos por meio da correlação entre a força de caminhada e a aceleração do corpo humano registrada a nível da cintura. Mais tarde, Mohammed e Pavic (2017) compararam o desempenho de uma série de modelos biodinâmicos, propostos recentemente, para estudos da interação humano-estrutura na direção vertical. Os autores concluíram que a consideração da IHS pode melhorar consideravelmente a previsão das respostas de vibração. Os autores concluíram que a utilização de qualquer dos modelos IHS associado a um modelo confiável de força de caminhada, pode melhorar consideravelmente a previsão das respostas de vibração.

1.2 Objetivos

1.2.1 Geral

Com base no exposto, este trabalho tem como objetivo formular um modelo biodinâmico aplicável à investigação da vibração lateral de passarelas, que represente o corpo humano como um sistema massa-mola-amortecedor com um grau de liberdade (S1GL), considerando a variabilidade interindividual, e ainda leve em conta o efeito da multidão.

1.2.2 Específicos

Como objetivos específicos, pretende-se:

- Determinar os parâmetros de um modelo biodinâmico confiável que represente a dinâmica na direção lateral de uma pessoa caminhando só e em multidão;
- Identificar a influência causada pela multidão, realizando a comparação entre parâmetros biodinâmicos de pessoas caminhando só e em multidão;
- Validar o modelo biodinâmico proposto e comparar com o modelo tradicional de forças laterais;
- Contribuir no estudo de vibrações laterais em passarelas de pedestres.

1.3 Justificativa

Esta pesquisa se justifica pela necessidade de um modelo de interação humano-estrutura em passarelas que represente a dinâmica da caminhada humana na direção lateral e que inclua as variabilidades existentes entre as pessoas (variabilidade interindividual).

A principal contribuição desta pesquisa é fornecer parâmetros de massa, rigidez e amortecimento de um modelo biodinâmico, limitado a um grau de liberdade (S1GL), que represente o comportamento dinâmico na direção lateral de pessoas caminhando, especificamente para indivíduos brasileiros. A escolha de um sistema massa, mola e amortecedor de um grau de liberdade se deve ao fato de ser o modelo mais simples para descrever as características dinâmicas do corpo humano, e ainda, na avaliação de estruturas civis detalhes e precisão excessivos são por vezes desnecessários se comparados com a importância da praticidade.

A validação do modelo foi desenvolvida de forma experimental e numérica, constatando uma melhoria em relação ao uso do modelo tradicional de força lateral.

1.4 Metodologia

A metodologia proposta para o desenvolvimento deste trabalho foi dividida em três etapas como apresentado na Figura 1.2.

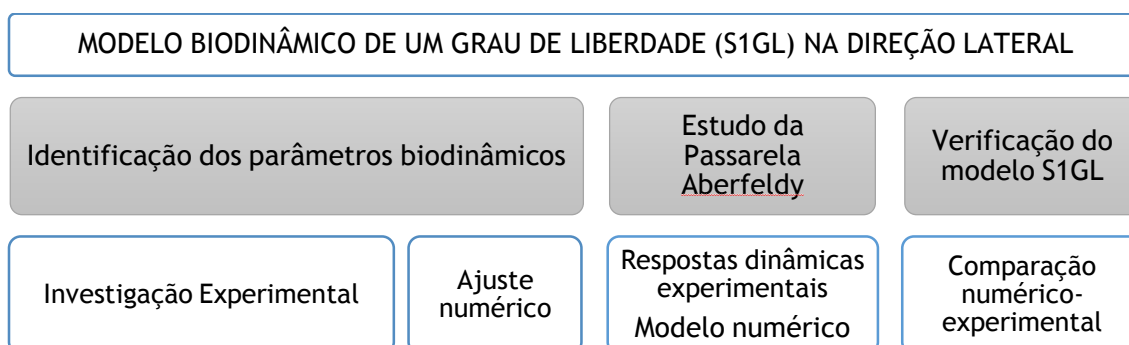


Figura 1.2 – Diagrama da metodologia proposta.

Na primeira etapa foi realizada a identificação do modelo biodinâmico que represente a dinâmica na direção lateral de pessoas caminhando através de uma investigação experimental e numérica. Inicialmente foram realizadas medições experimentais de aceleração lateral do centro de massa (CM) em indivíduos caminhando sozinhos sobre uma superfície rígida e, adicionalmente, foram realizadas medições nos mesmos indivíduos em situação de multidão. Em seguida, foi realizado um processo de minimização para determinar os parâmetros biodinâmicos de massa, rigidez e amortecimento, além do fator dinâmico de carga (FDC) a partir da função de resposta de frequência (FRF) de aceleração do CM das pessoas.

Na segunda etapa foi realizado o estudo da passarela Aberfeldy. Primeiramente foi feito um levantamento da literatura relacionando às características e propriedades da passarela, e aos ensaios dinâmicos realizados para a identificação das respostas dinâmicas da estrutura. Assim, com base na informação sobre manutenção realizada na passarela, foi efetuada a atualização do modelo numérico da passarela desenvolvido inicialmente por Pimentel (1997).

Finalmente, foi realizada a validação do modelo biodinâmico na direção lateral através da comparação entre a resposta dinâmica numérica da passarela Aberfeldy submetida à excitação lateral de pessoas modeladas como S1GL, com a resposta dinâmica obtida experimentalmente em trabalhos anteriores.

1.5 Estrutura da tese

Este trabalho é composto por 8 capítulos.

O capítulo 2, contém uma revisão da literatura relacionada com as vibrações induzidas por pedestres em passarelas e apresenta uma descrição de modelos biodinâmicos encontrados na literatura.

Em seguida, o capítulo 3 apresenta conceitos fundamentais relacionados à biomecânica, o modelo tradicional de força para caracterização da ação do pedestre na direção lateral e a formulação de um modelo de um grau de liberdade submetido a uma força harmônica.

No capítulo 4, descreve-se a metodologia empregada para a identificação dos parâmetros do modelo biodinâmico usando dados experimentais de pessoas caminhando.

O capítulo 5 trata dos resultados dos parâmetros do modelo biodinâmico e apresenta modelos de regressão que correlacionam tais parâmetros com as características dos pedestres.

No capítulo 6 é feita a descrição da Passarela Aberfeldy, utilizada nas simulações numéricas para avaliar o modelo biodinâmico proposto.

No capítulo 7 é apresentada a aplicação do modelo biodinâmico na Passarela Aberfeldy e é feita a comparação das respostas com as obtidas experimentalmente.

Por fim, o capítulo 8 aborda conclusões sobre a identificação do modelo biodinâmico proposto e perspectivas para trabalhos futuros.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

O presente capítulo aborda a revisão da literatura sobre os principais aspectos relacionados às vibrações em passarelas de pedestres e sua avaliação.

A primeira parte apresenta uma revisão relacionada com as vibrações em passarelas sujeitas à movimentação humana. Sendo o acervo da literatura sobre a vibrações de passarelas induzidas pelo caminhar humano extenso, esta seção contém uma seleção de trabalhos relevantes para esta pesquisa focando na revisão da excitação lateral de passarelas.

A segunda parte descreve o fenômeno de interação dinâmica humano-estrutura e aborda estudos que tratam da modelagem desta interação.

A seguir são apresentados os modelos de carga dotados de massa, amortecimento e rigidez, conhecidos como modelos biodinâmicos.

Finalmente é apresentado um breve resumo dos modelos de carregamentos propostos para representar as forças induzidas pelos pedestres de acordo com as normas atuais para projeto de passarelas.

2.1 Vibrações induzidas por pedestres em passarelas

O estudo do comportamento estrutural das passarelas sujeitas a carregamento dinâmico induzido por pedestres se fez mais comum nos últimos anos devido às novas tecnologias desenvolvidas nas áreas da construção civil e materiais que procuram estruturas com desenhos inovadores, vãos mais longos e mais leves. Em razão desses avanços, as passarelas podem apresentar baixo amortecimento e baixas frequências naturais acarretando, por sua vez, susceptibilidade às vibrações verticais e laterais induzidas pelos pedestres que atravessam a passarela.

Fujino et al. (1993) foram os primeiros a estudar o efeito das vibrações laterais induzidas pelo homem na Ponte Toda Park, conhecida como T-Bridge, localizada no Japão (Figura 2.1). A primeira frequência lateral da ponte foi de 0,9 Hz. Os autores observaram aumento nas amplitudes dos modos laterais quando um grande número de pessoas cruzava a ponte e concluíram que o movimento lateral da plataforma encorajava aos pedestres a caminhar em uníssono, eles introduziram o conceito de sincronização

como sendo a causa das oscilações laterais excessivas. A sincronização do movimento da cabeça dos pedestres com as vibrações da plataforma da passarela foi usada para sustentar a ideia da caminhada sincronizada.



(a)

(b)

Figura 2.1 – (a) Ponte Toda Park (T-Bridge) Japão (b) Congestionamento de pedestres na ponte.
Fonte: Adaptada de Fujino e Siringoringo (2015)

Contudo, o efeito dos seres humanos tomou relevância após vários incidentes ocorridos em passarelas de pedestres. O episódio mais conhecido foi o da Ponte do Milênio localizada na cidade de Londres, quando, posterior à sua abertura, a estrutura começou a oscilar lateralmente devido à presença de pedestres, apresentando uma amplitude próxima a 70mm no vão central e frequências de vibração lateral de aproximadamente 0,5 Hz no primeiro modo e 1,0 Hz no segundo modo (Dallard et al., 2001a).

Dallard et al. (2001a) relataram que, à medida que a densidade da multidão aumentou, também aumentou a magnitude das oscilações laterais. Os autores propuseram a hipótese da "Excitação Lateral Síncrona" ou "*Lock-in*", na qual as pessoas que caminham numa estrutura oscilando lateralmente sincronizam sua frequência de passo, aumentando a amplitude da força de reação do solo (FRS). Os autores também atribuíram o comportamento da ponte a um fenômeno de amortecimento negativo que acontece quando a força lateral induzida pelos pedestres se torna maior que as forças de amortecimento da estrutura e indicaram uma equação para determinar o número crítico de pedestres necessários para cancelar o amortecimento estrutural causando instabilidade. O problema das vibrações excessivas foi resolvido pela sociedade de engenheiros Ove

Arup que projetou e implementou um sistema de amortecimento passivo para controlar as vibrações laterais (Dallard et al., 2001b).

Embora a maior parte da pesquisa publicada sobre o tema foi motivada pela Ponte do Milênio de Londres, na literatura encontram-se relatos de vibrações laterais excessivas em passarelas de pedestres. Tal é o caso da Ponte Solférino em Paris que foi fechada temporariamente após sua abertura em 1999 (Ingólfsson et al., 2012). Um comportamento semelhante também foi observado na Ponte Changi Mezzanine localizada em Singapura (Brownjohn et al., 2004), em duas passarelas em Japão, Toda Park (T-Bridge) (Fujino, 1993) e Maple Valley Great (M-Bridge) (Nakamura et al., 2006), na Ponte Lardal Bridge na Noruega (Ronnquist et al. 2008), na Ponte Suspensa Clifton no Reino Unido (Macdonald, 2008), em Portugal na Ponte Pedro e Inês (Coimbra) (Caetano et al. 2010), na ponte Weil-am-Rhein em Alemanha (Ingólfsson et al, 2012), entre outras.

Brownjohn et al. (2004) realizaram ensaios dinâmicos na Ponte Changi Mezzanine, localizada no aeroporto de Singapura Changi. Inicialmente foram encontradas as frequências naturais da ponte, sendo de 0,9 Hz para o primeiro modo lateral e de 1,64 Hz para o primeiro modo de torção. As frequências mostraram a susceptibilidade da ponte às oscilações laterais. Assim, os autores fizeram com que 150 pessoas caminhassem ao longo da ponte e notaram que, enquanto a amplitude lateral da ponte aumentou significativamente, os pedestres não sincronizaram seus movimentos e relataram sentir-se desconfortáveis durante o teste.

Živanović et al. (2005) analisaram cerca de 200 referências na literatura tratando diferentes aspectos da vibração de passarelas em serviço sob carregamento induzido por pedestres. A força de caminhada de um grupo de pedestres foi estabelecida como o tipo de carga mais frequente em passarelas, e a maioria dos modelos de força encontrados na literatura, até a data da pesquisa, supõem a periodicidade perfeita da força de caminhada. Por outro lado, nos trabalhos estudados pelos autores (Fujino et al., 1993; Dallard et al., 2001a; Dallard et al., 2001b; Nakamura, 2004; Newland, 2004) foi identificado que as passarelas em serviço que exibem problemas de vibração são estruturas flexíveis de baixa frequência com frequências naturais dentro da faixa de frequência de caminhada normal. Destes estudos, um grande número, realizaram observações qualitativas que revelaram certo grau de sincronização entre o caminhar das pessoas e o movimento lateral da passarela, sendo a sincronização dependente da frequência natural da estrutura excitada

pela multidão, a amplitude da resposta da passarela, o número de pessoas envolvidas, a densidade e a frequência de passo dos pedestres, entre outros fatores. No entanto, concluíram que são necessárias mais pesquisas para quantificar a influência de todos esses parâmetros no nível de sincronização.

Na passarela Pedro e Inês (Coimbra) em Portugal, observou-se um aumento rápido da amplitude de vibração lateral da ponte para um pequeno aumento no número de pessoas além do número crítico indicado em pesquisas anteriores por Dallard et al. (2001a) (Caetano et al., 2010). Esta observação foi feita durante testes de multidão controlados na estrutura, antes da sua abertura e da instalação de amortecedores de massa ativos.

MacDonald (2008) realizou medições na Ponte Pênsil de Clifton em Bristol, Inglaterra e encontrou modos com frequências naturais abaixo de 3 Hz. O autor avaliou a resposta dinâmica da ponte ao carregamento de multidões, encontrando grandes vibrações laterais em dois modos semelhante ao observado na Ponte do Milênio em Londres. Foi notado um desempenho consistente com o modelo de amortecimento negativo para pedestres, no entanto, o modelo não explica o mecanismo que causa a excitação, e, em contraste com a teoria de sincronização, o modo lateral dominante (primeiro modo, 0,53 Hz) esteve abaixo da faixa de frequências de passo das pessoas.

Segundo Ingólfsson et al. (2012), estudos de testes em passarelas indicaram instabilidade quando sujeitas a carregamento de multidão, revelando que, para um certo número crítico de pedestres, a amplitude de vibração aumenta desproporcionalmente. Na revisão feita pelos autores, foi notado que a sincronização do movimento da cabeça com o movimento estrutural pode ocorrer na ausência de passos sincronizados, o que contraria os resultados de Fujino et al. (1993). A pesquisa mostrou que as forças laterais induzidas pelo pedestre ocorrem na frequência do movimento da ponte na direção lateral, mesmo que a frequência de passo dos pedestres seja diferente. Os autores indicaram que a maioria das pesquisas em laboratório investigaram apenas o efeito de pedestres individualmente, caminhando sob condições vibratórias idealizadas, como vibrações senoidais de frequência única e amplitude constante, negligenciando o possível efeito da multidão circundante. Por fim, a pesquisa também destacou a importância de levar em consideração a interação humano-estrutura ao modelar o efeito dos pedestres em estruturas flexíveis.

Pimentel et al. (2013) realizaram medições experimentais para investigar a sincronização entre pedestres devido à densidade populacional. As medições foram realizadas para uma ampla gama de densidades de pedestres. O movimento da cabeça dos pedestres andando em grupos foi registrado por uma câmera de vídeo, e o exame do vídeo não indicou sincronização devido ao aumento da densidade de multidão. No entanto, observou-se que os pedestres caminham de maneira diferente quando estão sujeitos a restrições de espaço.

Fujino e Siringoringo (2015) realizaram uma revisão conceitual sobre o desenvolvimento de estudos sobre vibração lateral induzida por pedestres em passarelas. Segundo os autores para abordar o desempenho dinâmico do projeto de passarelas submetidas à ação humana várias diretrizes de projeto foram propostas nas últimas décadas, a maioria provenientes de comunidades de investigação europeias. Em geral, as diretrizes podem ser divididas em duas categorias: uma que define limites para a resposta da passarela com base nos critérios de conforto pré-definidos e outra que define a carga com base nas características do modelo de carga de pedestres selecionado. Os autores concluíram que muitas das diretrizes de projeto disponíveis atualmente foram desenvolvidas empiricamente a partir de um número limitado de experimentos em estruturas em escala real. Os modelos foram geralmente baseados em coeficientes que foram estimados empiricamente a partir de experimentos, e suas precisões não podem ser previstas facilmente no estágio de projeto.

Os referidos trabalhos mostram que as passarelas de pedestres se vêm afetadas pela ação do caminhar de pedestres gerando problemas associados ao conforto humano dos usuários e possivelmente até o colapso. Desta forma, se torna importante a investigação de modelos de interação humano-estrutura, para a formulação das forças exercida pelas pessoas, e que possam ser validados numericamente e experimentalmente.

2.2 Interação dinâmica humano-estrutura

Em geral, os seres humanos podem afetar o comportamento dinâmico das estruturas dependendo do tipo de atividade que realizem como permanecer sentados, andar, saltar, balançar, dançar, etc. (Bachman, 1992). Por outro lado, a presença de vibrações em estruturas não necessariamente causa o colapso da mesma, mas pode afetar seu desempenho em serviço, causando desconforto aos ocupantes. Em passarelas de

pedestres a caminhada é a principal atividade exercida por humanos e, acredita-se que estes adaptam seus padrões de caminhada normais na presença de vibrações, alterando as forças de reação aplicadas à superfície (Archbold, 2004). Deste modo, o estudo da interação humano-estrutura torna-se importante na avaliação da resposta estrutural ao carregamento de pedestres.

Segundo Griffin (1991) os seres humanos apresentam um baixo limiar de percepção quanto à vibração, portanto, a resposta humana ao movimento deve ser uma consideração primordial para estruturas como edifícios e pontes, onde pode haver vibração.

Sachse et al. (2003) propuseram duas categorias na interação humano-estrutura. A primeira compreende os efeitos do corpo humano (percebido como um sistema dinâmico) nas propriedades dinâmicas da estrutura (massa, rigidez e amortecimento). A segunda categoria compreende os efeitos das vibrações estruturais nas forças induzidas pelos ocupantes. Os autores fizeram uma ampla revisão da literatura e concluíram que os seres humanos presentes nas estruturas não devem ser modelados apenas como massa adicional, uma vez que atuam como sistemas dinâmicos interagindo com a estrutura que eles ocupam. Foi constatado que o nível dessa interação depende da frequência natural da estrutura, a postura e o tipo de atividade humana e a densidade da multidão. A pesquisa também apresentou uma revisão, embasada na biomecânica, de modelos do corpo humano, limitando-a a pessoas paradas e sentadas.

Usando uma plataforma vibratória, Nakamura et al. (2008) realizaram testes experimentais para encontrar as forças dinâmicas laterais de apenas cinco pessoas caminhando. Os testes foram executados sob diferentes frequências e amplitudes impostas à plataforma. Os experimentos mostraram que as forças dinâmicas induzidas pelos pedestres aumentavam se a amplitude imposta à mesa vibratória aumentava. Quando a plataforma apresentou uma frequência de 1,0 Hz, o fator dinâmico de carga (força do pedestre dividida pelo peso do pedestre) foi 10% para uma amplitude da mesa de 10 mm e de 16% para uma amplitude de 70 mm. Também foi identificado que 20% dos pedestres apresentaram sincronização com a frequência da plataforma numa frequência de 0,87 Hz. Com uma frequência de vibração de 1,0 Hz, em média, 50% dos pedestres testados foram sincronizados. Os autores sugeriram testes adicionais com mais pedestres para entender o problema da interação humano-estrutura.

Racic et al. (2009) analisaram mais de 250 trabalhos relacionados com a biomecânica (cinética e cinemática da caminhada) e sincronização, visando aplicações em estruturas civis. No trabalho foi verificado que as forças da caminhada humana não são periódicas, mas fenômenos aleatórios de banda estreita, exigindo um tratamento estatístico e probabilístico. Os autores chamam a atenção para desenvolver uma grande base de dados de registro de forças de reação do solo (FRS) para pedestres e a criação de um modelo de carga do pedestre baseado em probabilidade.

No que diz respeito a investigações experimentais da interação humano-estrutura usando superfícies oscilantes, vários estudos têm abordado esse campo recentemente. Ingólfsson et al. (2011) realizaram uma identificação experimental das forças laterais induzidas por pedestres. Os autores utilizaram uma esteira oscilante construída por Pizzimenti e usada posteriormente no trabalho de Pizzimenti e Ricciardelli (2005). Foram medidas as características das forças laterais de 71 pedestres caminhando numa superfície fixa e numa superfície oscilando lateralmente em diferentes combinações de amplitudes (4,5-48 mm) e frequências (0,33-1,07 Hz). As forças foram definidas em termos de coeficientes proporcionais de velocidade e aceleração do pedestre. Valores positivos dos coeficientes indicaram uma diminuição geral no amortecimento e na massa modal da estrutura. Os autores concluíram que os pedestres atuam como amortecedores negativos; nas frequências mais baixas, os pedestres diminuem a massa modal global, caso contrário ocorre para frequências elevadas; os coeficientes de carga geralmente diminuem com o aumento da amplitude de vibração. Por último, os resultados ilustraram a aleatoriedade das forças dos pedestres associada à variabilidade intra e inter-indivíduos. Posteriormente, Ricciardelli et al. (2014) expandiram o trabalho, informando que a força lateral produzida por um indivíduo não é afetada quando a esteira apresenta baixas amplitudes de oscilação. Em contraste, quando foram aplicadas grandes amplitudes na esteira, a força lateral tendeu a se correlacionar com a frequência.

Na literatura também foram encontradas investigações experimentais da interação humano-estrutura em superfícies fixas. No trabalho de Silva e Pimentel (2011) foi proposto um modelo de massa-mola-amortecedor, conhecido como modelo biodinâmico, de um grau de liberdade (S1GL), para representar a interação humano-estrutura na direção vertical. Os autores realizaram testes com 20 indivíduos, 11 homens e 9 mulheres, que caminharam a velocidades desejadas em uma superfície fixa com o objetivo de identificar os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento do modelo

biodinâmico (S1GL). Os parâmetros foram obtidos por meio da correlação entre a força de caminhada e a aceleração do corpo humano registrada ao nível da cintura.

Dang e Živanović (2015) obtiveram parâmetros relacionados com o processo normal de caminhada humana por meio do registro de 10 pessoas caminhando com 13 velocidades diferentes numa superfície fixa. Os parâmetros de marcha analisados foram a taxa de passo, comprimento do passo, largura do passo, posições angulares das pernas e do tronco, e amplitude da força na direção vertical. Na pesquisa também foi mostrado que, à exceção do fator dinâmico de carga (FDC), os parâmetros característicos das variações intra-indivíduos podem ser modelados estatisticamente usando uma distribuição normal.

Toso et al. (2016) usaram uma metodologia de análise semelhante à desenvolvida por Silva e Pimentel (2011). Os autores mediram as amplitudes da aceleração e da força de reação do solo na direção vertical, correspondentes a 35 pessoas caminhando sobre uma plataforma rígida. A aceleração foi medida ao nível de cintura e foram obtidas as amplitudes de aceleração e das FRS para os três primeiros harmônicos. Foi usada uma rede neural artificial (RNA) para relacionar os parâmetros biodinâmicos com a taxa de passo e com a massa corporal dos pedestres.

Recentemente, Bocian et al. (2018) investigaram os efeitos de interação entre 6 pedestres caminhando em grupo sobre uma passarela com arranjos espaciais diferentes e foi coletada a resposta estrutural dinâmica da passarela, sendo o foco da pesquisa a direção vertical. Os autores conceberam mapas topológicos dos pedestres mostrando a força e a direção das interações entre os indivíduos. Foi verificada a dependência, embora fraca, entre a coordenação na força vertical dos pedestres e a disposição espacial do grupo. Por último foi revelada uma propensão forte para os pedestres coordenarem sua força com o movimento estrutural da passarela.

2.2.1 Modelagem da interação dinâmica humano-estrutura

No que concerne à modelagem dos efeitos da interação humano-estrutura, inúmeras pesquisas foram feitas propondo modelos que representem a dinâmica do corpo humano e as forças induzidas por pessoas caminhando. Existindo uma imensa diversidade

de modelos, a seguir será mostrada uma revisão geral dos modelos desenvolvidos nas últimas décadas.

Živanović et al. (2005) apresentaram uma visão geral das forças no domínio do tempo, mas aprofundaram nas investigações de fatores de carga dinâmicos (FDC) para modelos de força baseados em decomposição de Fourier. Também compararam os modelos de interação humano-estrutura existentes e afirmaram que a maior parte da pesquisa anterior foi baseada em vibrações na direção vertical.

Macdonald (2009) apresentou um modelo mecânico simplificado (modelo do pêndulo invertido) do corpo humano combinado com a estabilização do equilíbrio lateral da caminhada a partir de estudos biomecânicos. O modelo foi utilizado para verificar as observações feitas na Ponte do Milênio que indicam que os pedestres atuam como amortecedores negativos na estrutura. Os resultados indicaram que as frequências de passo dos pedestres permaneceram inalteradas, e, portanto, não dependem da sincronização da fase humano-estrutura. O trabalho de Macdonald (2009) motivou vários pesquisadores (Bocian et al., 2012; Carroll et al., 2013; Mcrobie, 2013; Carroll et al., 2014) a prosseguir uma análise centrada na biomecânica da interação humano-estrutura.

Na pesquisa realizada por Ingólfsson et al. (2012) é apresentada uma revisão abrangente da teoria da interação humano-estrutura na direção lateral. Os autores combinaram estudos dos primeiros estudos de caso (passarelas Solférino de Paris e Milênio de Londres), estudos em grande escala, pesquisa em laboratório e desenvolvimento de modelos matemáticos de pedestres e multidões. No trabalho, os modelos apresentados foram divididos em duas categorias: modelos lineares e modelos não-lineares. Os autores concluíram que modelos que dependem unicamente da sincronização de fase entre a frequência de passo dos pedestres e a frequência natural da ponte são insuficientes. E, mesmo modelos simplificados que podem ser calibrados a partir de dados empíricos, precisam de um número abrangente de validações experimentais. Além disso, a variação inter e intra-indivíduos, combinada com o possível efeito da densidade da multidão nos parâmetros envolvidos, complica ainda mais o processo de calibração de modelos de interação humano-estrutura.

De acordo com Claff (2015) a força pode ser modelada quer como uma pessoa individual (modelos de pêndulo invertido, processos aleatórios de banda estreita, modelos contendo fatores de carga dinâmicos), uma coleção de pessoas individuais ou como um

único sinal simulando toda a multidão. A aplicação da força (móvel, estacionária) depende da configuração da estrutura que está sendo modelada (oscilador de um grau de liberdade, viga de um grau de liberdade, viga de múltiplos de liberdade, modelo multimodal em elementos finitos). Existem também, modelos nos domínios do tempo e da frequência. E ainda, muitos modelos incorporam fenômenos de sincronização (número crítico de pedestres), forças autoparamétricas e/ou conceitos de massa e amortecimento adicionados.

Segundo Song e Zhang (2015), o modelo do pêndulo invertido apresenta vários inconvenientes. A Figura 2.2, mostra diferenças entre o histórico da força lateral de caminhada obtida com o modelo do pêndulo invertido e valores obtidos experimentalmente (curva tracejada). O modelo não pode refletir a fase dinâmica de suporte duplo, que é o resultado do uso de pernas rígidas.

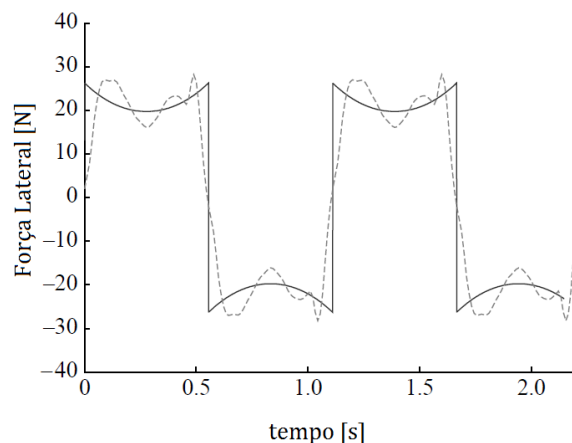


Figura 2.2 - Força lateral em superfície rígida: Modelo do Pêndulo invertido (curva sólida) comparado com valores experimentais. Fonte: Adaptada de Macdonald (2009)

Živanović (2015) analisou desenvolvimentos recentes, numéricos e experimentais na modelagem do carregamento dinâmico gerado pelos humanos em estruturas leves. Segundo a autora, partindo do modelo de força representado exclusivamente por meio dos componentes harmônicos de Fourier, os modelos de carga têm-se diversificado, incluindo a aleatoriedade na força dinâmica e a interação humano-estrutura. A autora ressaltou a importância de levar em conta a variabilidade inter-indivíduos e intra-indivíduos na aleatoriedade do carregamento humano. Por fim, foi

reconhecido que modelos baseados na dinâmica corporal (PI e S1GL do corpo humano) mostraram a capacidade de simular alguns aspectos das respostas dinâmicas.

De acordo com Mohammed e Pavic (2017), os modelos de interação humano-estrutura de seres humanos que caminham geralmente podem ser divididos em três grupos de acordo com suas abordagens: modelos de massa-mola-amortecedor (MMA), modelos de pêndulo invertido (PI) e modelos mais complexos do corpo humano. Os autores compararam o desempenho de uma série de modelos da interação humano-estrutura na direção vertical, propostos recentemente, que levam em consideração parâmetros biodinâmicos do corpo humano (Jiménez-Alonso e Sáez, 2014; Lou et al., 2015; Shahabpoor et al., 2016; Silva e Pimentel, 2011, Toso et al., 2016; Van Nimmen et al., 2015; Zhang et al., 2015). As respostas de vibração desses modelos foram comparadas com as respostas de vibração medidas experimentalmente a quatro pessoas caminhando em uma passarela de laboratório em grande escala. Os autores concluíram que a utilização de qualquer dos modelos IHS pode melhorar consideravelmente a previsão das respostas de vibração. Verificou-se também que, utilizar um modelo IHS com um modelo de força de caminhada confiável, a previsão é ainda melhor.

Assim, ao longo dos últimos anos tem havido várias propostas de usar modelos de interação humano-estrutura para representar o corpo do pedestre e as ações que esse corpo exerce na direção vertical e lateral. Nos trabalhos descritos é notável que modelos baseados na dinâmica corporal melhoram as estimativas das respostas dinâmicas. Os estudos também apontam a importância de considerar as variabilidades intra e interindividuais na modelagem do efeito dos pedestres caminhando individualmente e em multidão.

2.3 Modelos de carga encontrados nas normas e recomendações de projeto de passarelas

Pereira (2017) observou a falta de modelos de cargas dinâmicas definidos para verificação do estado de serviço em relação às vibrações e ainda, há falta de especificações de quais as ações dos pedestres que devem ser consideradas na verificação dos requisitos de projeto.

A norma brasileira NBR 7188:2013 que trata das cargas móveis em estruturas, apresenta conceitos estáticos para a representação da ação humana na direção vertical, sendo adotada uma carga uniformemente distribuída de 5,0 kN/m², aplicada na posição mais desfavorável. Desta forma, a norma faz uma análise estática equivalente. No caso de passarelas esbeltas, leves e sensíveis à ação dinâmica de pedestres, principalmente em estruturas de aço, mistas, estaiadas ou peneiras, a norma aponta a necessidade de comprovação de estabilidade global e da verificação dos diversos elementos estruturais através de modelos dinâmicos, no entanto, não apresenta uma abordagem nesse sentido.

O Eurocode 1:2003 no capítulo correspondente ao tráfego de cargas em pontes, além de propor o valor de 5,0 kN/m² para representar a ação vertical provocada pelos pedestres, sugere uma força horizontal agindo ao longo do eixo do tabuleiro da passarela igual a 10% da carga total correspondente à carga vertical uniformemente distribuída na plataforma.

A norma britânica referente às especificações de cargas para pontes BS 5400 (2006) indica que, se a frequência fundamental sem carga da passarela (f_0) é inferior a 5,0 Hz, a aceleração máxima vertical deve ser calculada assumindo que a ação dinâmica de um pedestre é representada por uma carga senoidal $F(t)$ ressonante movendo-se através do vão principal da estrutura com uma velocidade constante (V_p) (Pereira, 2017):

$$F(t) = 180 \sin(2\pi f_0 t) \quad [N] \quad (2.1)$$

$$V_p = 0,9 f_0 \left[\frac{m}{s} \right] \quad (2.2)$$

onde, t é o tempo e f_0 a frequência fundamental da estrutura.

A norma BS 5400 (2006) exige a verificação da capacidade de manutenção das vibrações na direção lateral de todas as passarelas de pedestres com frequências laterais fundamentais inferiores a 1,5 Hz, apesar de não propor uma metodologia para tal.

O Eurocode 5:2004 para pontes de madeira exige o cálculo da resposta de aceleração lateral para passarelas com frequências naturais inferiores a 2,5Hz.

A norma ISO 10137, 2007 considera que a força dinâmica produzida por uma pessoa pode ser representada por uma função periódica $F(t)$ definida por series de Fourier considerando o peso dos pedestres, conforme as Equações (2.3) e (2.4):

$$F_v(t) = G \left(1 + \sum_{i=1}^n \alpha_{iV} \sin(2\pi i f_p t + \phi_{iV}) \right) \quad (2.3)$$

$$F_L(t) = G \left(\sum_{i=1}^n \alpha_{iL} \sin(2\pi i f_L t + \phi_{iL}) \right) \quad (2.4)$$

Nas equações anteriores, $F_v(t)$ é a expressão de Fourier que define a componente vibratória vertical de carga e $F_L(t)$ a lateral, G é o peso estático do indivíduo em N; α_{iV} e α_{iL} são os Fatores Dinâmicos de Carga (FDC) na direção vertical e lateral, respectivamente; f_p é a frequência de passo e f_L é a frequência de passo na direção lateral ($f_L=f_p/2$), ambas em Hz; n representa o número de harmônicos, i o harmônico considerado, t o tempo em segundos e ϕ_{iV} e ϕ_{iL} os ângulos de fase vertical e lateral, respectivamente.

A recomendação francesa SÉTRA (2006) apresenta uma abordagem bastante ampla para descrever as vibrações em passarelas de pedestres. A norma também considera as forças dinâmicas verticais e laterais do pedestre como funções periódicas definidas em series de Fourier, mas que são modificadas por coeficientes que dependem do nível de tráfego da passarela, do vão e largura da passarela e da sincronização dos pedestres.

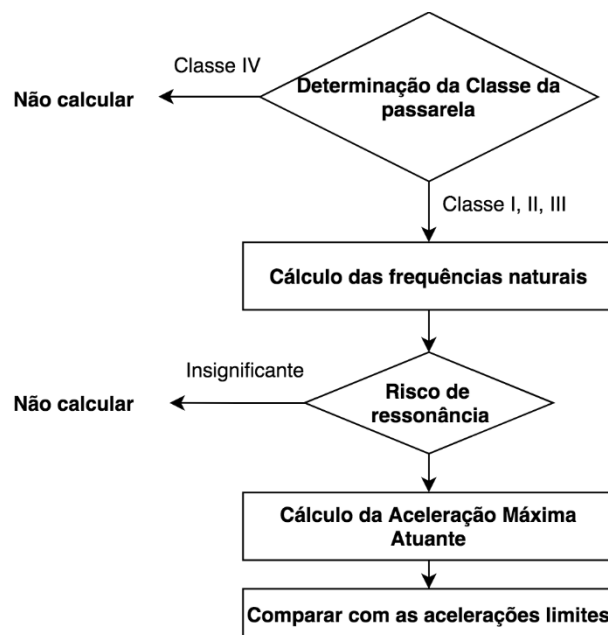


Figura 2.3 – Metodologia proposta por SÉTRA para análise dinâmica de passarelas de pedestres.

A maioria das diretrizes de projeto de passarelas consideram a ação do caminhar de pedestres como por uma função periódica definida por series de Fourier considerando o peso dos pedestres, sem considerar a dinâmica do corpo humano e as variabilidades intra e interindividuais.

2.4 Modelos biodinâmicos de massa-mola-amortecedor (MMA)

O corpo humano é um sistema mecânico complexo com propriedades inerentes de massa, rigidez e amortecimento. A maioria dos estudos sobre as propriedades dinâmicas do corpo humano tem sido conduzida por pesquisadores na área da biomecânica.

Sachse (2002) e Sachse et al. (2004), com base em estudos das propriedades dinâmicas de seres humanos sentados e em pé (Coermann, 1962; Foschi et al., 1995; Matsumoto, 1996; Al-Foqaha'a, 1997; Matsumoto e Griffin, 1998; Wei e Griffin, 1998; Falati, 1999; Brownjohn, 1999; Matsumoto e Griffin, 2000), foram os primeiros a usar os modelos de massa-mola-amortecedor de humanos para determinar as frequências de uma estrutura submetida à ação de pessoas sentadas e paradas na direção vertical. Tanto a estrutura como os ocupantes foram representados como sistemas de um grau de liberdade, dando como resultado um sistema acoplado de dois graus de liberdade (2GL). Os parâmetros das pessoas foram a frequência natural (f_H), definida na faixa de 5 Hz a 6 Hz e a razão de amortecimento (ζ_H) definida na faixa de 30% a 50%. O modelo forneceu bons resultados na análise das vibrações em estruturas. A Figura 2.4 apresenta o modelo acoplado humano-estrutura analisado pelos autores.

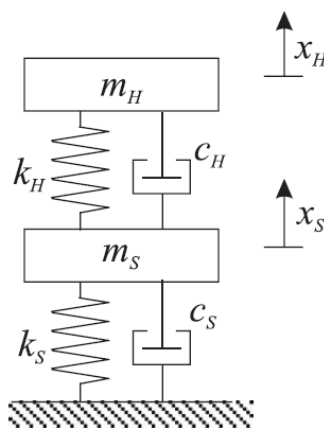


Figura 2.4 - Modelo acoplado de 2GL estudado por Sachse (2002) e Sachse et al. (2004)

Jones et al. (2011) realizaram uma revisão da literatura das vibrações em estruturas de estádios. Os autores listaram as propriedades dinâmicas de modelos MMA para representar seres humanos em pé na direção vertical e encontraram que a razão de amortecimento varia entre 33% a 69% e a frequência natural de 3.3Hz a 10.4Hz, enquanto a massa está próxima da massa corporal.

Na abordagem concebida por Silva e Pimentel (2011) foi empregado um modelo biodinâmico para descrever o movimento de caminhada do corpo humano na direção vertical. Vinte pessoas participaram das medições experimentais, sendo onze homens e nove mulheres, caminhando a velocidades desejadas em uma superfície rígida. Nesse trabalho, o movimento do modelo de um único grau de liberdade (S1GL), de massa m , corresponde ao do CM do corpo humano, a rigidez k representa a impedância mecânica dos membros inferiores e o amortecimento c está relacionado à dissipação de energia do corpo. Para obter os parâmetros do modelo, a aceleração foi medida no CM das pessoas e as forças de reação do solo foram adotadas da literatura. Por fim, os autores sugeriram três expressões para massa, amortecimento e rigidez do modelo biodinâmico, apresentadas na Tabela 2.1. À exceção do trabalho de Silva e Pimentel (2011), na literatura não há registro de parâmetros biodinâmicos para indivíduos brasileiros.

Na pesquisa de Mohammed e Pavic (2017) foi comparado o desempenho de seis modelos MMA de pedestres na direção vertical disponíveis na literatura. Esses modelos foram obtidos a partir de medições experimentais, a Tabela 2.1 apresenta os parâmetros usados no trabalho.

Tabela 2.1 - Parâmetros de diferentes modelos de massa-mola-amortecedor disponíveis na literatura e estudados por Mohammed e Pavic (2017) na direção vertical

Pesquisa	Frequência natural – f (Hz)	Massa – m (kg)	Rigidez – k (N/m)	Amortecimento – c (N.s/m)	Razão de amortecimento (%)
Jiménez-Alonso and Sáez (2014)	2,75	84% M	–	–	47
Shahabpoor et al. (2016)	2,75 – 3,0	100% M	–	–	27,5 – 30
Silva and Pimentel (2011)	–	^a	^b	$29,041m^{0,883}$	–
Toso et al. (2016)	–	^c	^d	^e	–
Van Nimmen et al. (2015)	2,5 – 4,0	95% M	–	–	20 – 40
Zhang et al. (2015)	1,85	100% M	–	–	30

M = Massa corporal

$$^a m = 97,082 + 0,275 M - 37,518 fp$$

$$^b k = 30351,744 - 50,26 c + 0,035 c^2$$

$$^c m = 231,34 + 3,69 M + 145,06 fp - 1,97 M fp + 0,005 M^2 - 15,25 fp^2$$

$$^d k = 75601,45 - 1295,32 M - 33786,75 fp + 506,44 M fp + 3,59 M^2 + 539,39 fp^2$$

$$^e c = -1115,69 + 92,56 M - 108,94 m + 2,91 M m - 1,33 M^2 - 1,30 m^2$$

As respostas de vibração desses modelos foram comparadas com as respostas de vibração medidas experimentalmente com quatro pessoas caminhando em uma passarela de laboratório em grande escala. Também foram comparadas com as respostas simuladas numericamente de modelos não interativos. Para cada caso, foram utilizados dois modelos de forças de caminhada: forças de caminhada contínuas previamente medidas (a partir de um teste de esteira) para os indivíduos e uma função de força de caminhada determinista baseada em séries de Fourier, descrita matematicamente na Equação (2.5):

$$F(t) = W \left(1 + \sum_{j=1}^n FDC_j \sin(2\pi j f_p t + \phi_j) \right) \quad (2.5)$$

onde, t é o tempo em segundos, $F(t)$ a força de caminhada, W o peso estático da pessoa, j indica o harmônico da série de Fourier, n é o número total de harmônicos, FDC é o fator dinâmico de carga, fp é frequência de passo e ϕ_j é o ângulo de fase da carga harmônica j , respectivamente.

Mohammed e Pavic (2017) concluíram que a utilização de qualquer dos modelos IHS pode melhorar consideravelmente a previsão das respostas de vibração. Verificou-se

também que, utilizando um modelo IHS de pessoas caminhando com um modelo de força de caminhada confiável, produz uma previsão ainda melhor.

2.4.1 Parâmetros biodinâmicos do corpo humano

A maioria das pesquisas de biomecânica determinaram os parâmetros do corpo humano, modelado como um sistema massa-mola-amortecedor, concentrando-se na direção vertical.

A Tabela 2.2 apresenta os valores médios dos parâmetros estimados por diferentes autores para modelos biodinâmicos S1GL na direção vertical de pessoas em pé, sentadas, caminhando e correndo. Os modelos S1GL são caracterizados por suas propriedades dinâmicas massa (m), rigidez (k) e amortecimento viscoso (c) ou frequência natural f e a razão de amortecimento ζ .

Tabela 2.2 - Parâmetros de modelos biodinâmicos na direção vertical

Modelo	Propriedades modais					Atividade/ postura das pessoas
	f (Hz)	ζ (%)	m (kg)	c (N.s/m)	k (N/m)	
Coermann (1962)	5	32	86,2	1720	85250	Sentada
Foschi et al. (1995)	3,3	33	91	1245	39123	
Al-Foqaha'a (1997)	3,5	34	83	1241	40140	
Brownjohn (1999)	4,9	37	80	1822	75830	
Falati (1999)	10,43	50	25	1638	107366	Em pé
Zhang et al. (2000)	–	55	–	950	28500	
Zheng e Brownjohn (2001)	5,24	39	85	2182	92139	
Matsumoto e Griffin (2003)	5,74	69	76,1	3787	98985	
Setareh e Gan (2016)	5,7	25	–	–	–	
Archbold (2004)	–	–	–	100 – 800	5000 – 25000	
Da Silva e Pimentel (2011)	1,87	–	45,82	867,06	16684,6	
Jiménez-Alonso e Sáez (2014)	2,759	47	0,84M*	961,37	17663,6	
Van Nimmen et al. (2015)	2,5 – 4,0	–	–	–	–	Caminhando
Zhang et al. (2015)	2,75	–	–	–	–	
Lou et al. (2015)	1,25–1,60	27,5–30	M*	–	–	
Shahabpoor et al. (2016)	2,75 – 3,0	27,5–30	70	–	–	
Ferris et al. (1998)	–	–	–	–	6900 – 10000	
Arampatzis et al. (1999)	–	–	–	–	25290 – 35210	Correndo
Farley e Gonzales (1996)	–	–	–	–	7000 – 16300	

*M = Massa total do indivíduo.

Poucas pesquisas analisaram as vibrações na direção lateral. Fairley e Griffin (1990) obtiveram Funções de Resposta de Frequência (FRF) de massa aparente do corpo humano na postura sentada nas direções longitudinal e lateral. O objetivo foi obter dados fundamentais da resposta dinâmica horizontal de pessoas sentadas para serem usados na análise de vibrações em assentos de veículos. Os autores usaram vibração aleatória na faixa de frequências de 0,25 a 20 Hz. Os resultados indicaram que o corpo humano possui duas frequências naturais em cada direção lateral nessa faixa de frequências.

Holmlund e Lundström (1998) investigaram a impedância mecânica do corpo humano sentado nas direções longitudinal e lateral. Os autores realizaram medições em 15 homens e 15 mulheres submetidos a vibrações na direção horizontal. Os resultados mostraram que a impedância, normalizada pelo peso sentado, varia com direção, nível, postura e sexo.

Mansfield e Lundström (1999) também estudaram a massa aparente do corpo humano, na postura sentada, exposto a vibração na direção horizontal. O trabalho investigou o efeito da vibração na direção horizontal e da magnitude da vibração nas massas aparentes de pessoas sentadas. Os autores realizaram medições de massas aparentes em 15 homens e 15 mulheres sentados e expostos a vibrações em cinco direções diferentes no plano horizontal. As massas aparentes dos 30 indivíduos mostraram grande variabilidade. Foi identificada uma tendência geral à redução na frequência de ressonância com o aumento da magnitude de vibração.

Matsumoto e Griffin (2011) realizaram medições de massa aparente em doze indivíduos em pé expostos a vibrações aleatórias frontais e posteriores e laterais ao longo da faixa de frequência de 0,1 a 5,0 Hz por 180 s em quatro magnitudes de vibração. Foi encontrado um pico principal na massa aparente lateral em torno de 0,5 Hz que tendeu a diminuir em frequência e magnitude com o aumento da magnitude da vibração e aumentou com o aumento da separação dos pés.

No entanto, existe falta de conhecimento sobre os valores dos parâmetros de modelos biodinâmicos que representem o comportamento dinâmico na direção lateral de pessoas caminhando.

No que diz respeito a metodologias de medição de sinais para a obtenção dos parâmetros dinâmicos na direção lateral de pessoas caminhando, nos trabalhos de Da Silva (2016) e Da Silva et al. (2016) foram realizados testes experimentais de caminhadas

na direção lateral considerando os efeitos da rotação da pélvis. Nas medições os indivíduos foram dotados de dois acelerômetros equidistantes do CM do corpo, na parte frontal e traseira. A configuração dos sensores foi disposta para a minimização do efeito das rotações do movimento do pedestre. As comparações com medições dos sinais de pessoas caminhando só e em multidão possibilitou a identificação da influência causada por essa multidão no deslocamento transversal. Foi observada uma diferença expressiva na amplitude e no pico espectral do sinal do acelerômetro frontal em relação ao traseiro.

Com base no exposto, na avaliação de vibrações em estruturas submetidas à ação humana, considerar modelos biodinâmicos pode levar a obter uma resposta da estrutura mais próxima da resposta real. Na direção lateral há falta de conhecimento dos valores dos parâmetros de massa, rigidez e amortecimento para representar a caminhada do corpo humano.

3 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Este capítulo apresenta aspectos, definições e técnicas de processamento de sinais necessários para a formulação e identificação de um modelo de interação humano-estrutura na direção lateral.

Inicialmente, a seção 3.1 contém uma série de conceitos fundamentais relacionados à biomecânica e ao controle da locomoção. A seção 3.2 apresenta o modelo tradicional de carregamento para representar a força lateral induzida pelos pedestres. A seguir, na seção 3.3 é apresentada a técnica de processamento de sinais de vibração e, finalmente, na seção 3.4 é descrito o método de otimização de enxame de partículas.

3.1 Conceitos fundamentais relacionados à caminhada humana

Para uma melhor compreensão de interação humano-estrutura, conceitos fundamentais relacionados à biomecânica e ao controle da locomoção são imprescindíveis.

Segundo Vaughan et al. (1999) o processo de caminhar começa com um impulso nervoso, transmite sinais de marcha para o sistema nervoso periférico, os músculos se contraem e geram forças e momentos nas articulações sinoviais, essas forças e momentos são regulados pelo sistema esquelético e termina com a geração de forças de reação no solo.

3.1.1 Cinemática da caminhada humana

A cinemática da caminhada refere-se ao movimento dos segmentos que compõem o corpo humano. No estudo da biomecânica, a cinemática descreve as características espaciais e temporais do movimento do corpo, incluindo trajetórias articulares e posições do centro de massa (CM), velocidades e acelerações.

Para facilitar a análise cinemática da caminhada, são definidos 3 planos ortogonais do corpo e seis direções fundamentais (Whittle, 2014). Dentro do estudo da interação humano-estrutura na direção lateral, o movimento médio-lateral no plano frontal, perpendicular à direção da caminhada, é de particular interesse (Figura 3.1 e 3.2).

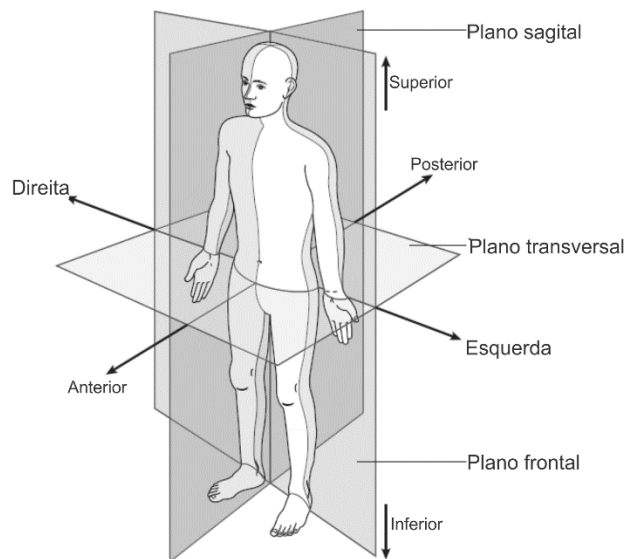


Figura 3.1 - Posição anatômica do corpo humano com três planos de referência e seis direções fundamentais. Fonte: Adaptada de Whittle (2014)

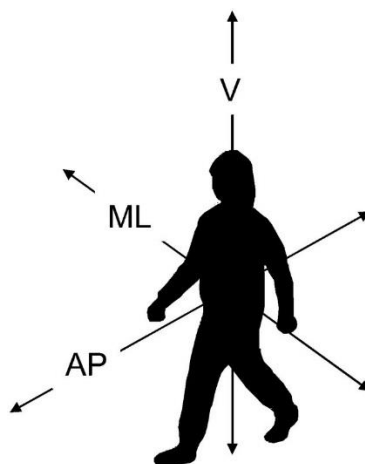


Figura 3.2 - Direções de deslocamento. AP: direção ântero-posterior, V: direção vertical, ML: direção médio-lateral. Fonte: Adaptada de Annegarn et al. (2012)

O termo andar tem uma conotação de um padrão cíclico de movimentos do corpo que são repetidos, passo a passo. A caminhada humana é um processo de locomoção em que o corpo ereto se movimenta apoiando uma perna e depois a outra. À medida que o corpo móvel fica sobre a perna de suporte, a outra perna balança para frente preparando-se para a próxima fase de suporte. Um dos pés está sempre no chão e, durante o movimento, há um breve período em que ambos os pés estão no chão. Assim, o processo

de caminhada tem duas características essenciais: as alternâncias cíclicas da função de suporte de cada perna e a existência de um período de transferência no qual ambos pés estão no chão (Rose e Gamble, 2006).

A marcha pode ser vista como o deslocamento do CM do corpo através do espaço com o menor consumo de energia possível. Durante a caminhada, o CM é deslocado verticalmente e lateralmente, descrevendo em ambos casos uma curva predominantemente senoidal (Figura 3.3). E, embora não permaneça em uma posição absolutamente fixa com respeito ao corpo, o CM tende a permanecer dentro da pelve (Rose e Gamble, 2006). Segundo Whiting (2017), o CM em adultos está situado aproximadamente a 55%-57% da estatura em relação ao solo, tomando como referência a coluna vertebral, o CM situa-se antes da segunda vértebra sacral.

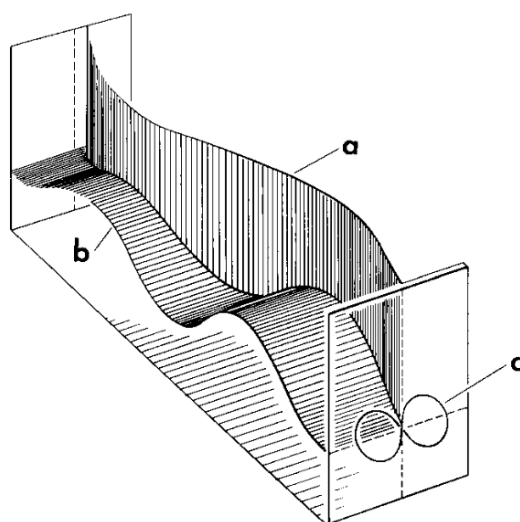


Figura 3.3 - Deslocamentos de CM em três planos de espaço durante um único passo. a) deslocamento lateral; b) deslocamento vertical. Deslocamentos combinados de a e b projetados em um plano perpendicular ao plano de progressão são mostrados em c. Fonte: Rose e Gamble (2006)

Caminhar é uma superposição complexa de cinco movimentos separados: rotação pélvica, inclinação pélvica, flexão do joelho na fase de apoio, flexão do tornozelo e também flexão do pé na fase de apoio (Ethier e Simmons, 2007). Esses movimentos estão relacionados com um menor consumo de energia e, conseqüentemente, com a redução do movimento do CM. Saunders et al. (1953) os nomeou de determinantes da marcha. A rotação pélvica atua para diminuir as excursões verticais do CM durante a caminhada. No andar normal, a pelve gira em torno de um eixo vertical alternadamente

para a direita e para a esquerda, em relação à linha de progressão. A magnitude dessa rotação é de aproximadamente 4 graus em cada lado do eixo central, sendo no total de 8 graus (Rose e Gamble, 2006). A inclinação da pélvis também reduz os movimentos do tronco, pois a pelve inclina-se para o lado em balanço. Uma leve flexão do joelho diminui o deslocamento do CM durante a fase de apoio.

No estudo da caminhada humana existem dois tipos de parâmetros, os espaciais e os temporais. A Figura 3.4 descreve os parâmetros espaciais da caminhada. O comprimento de passada é a distância entre o apoio do calcanhar de um membro no solo e a volta do apoio desse mesmo calcanhar no solo. Esta distância é composta por um comprimento de passo direito e esquerdo. A largura do passo descreve a distância médio-lateral entre os pés.

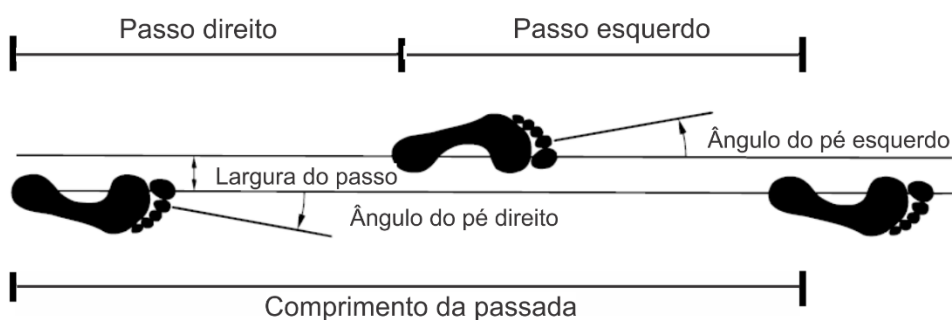


Figura 3.4 - Parâmetros espaciais da caminhada. Fonte: Adaptada de Vaughan et al. (1999)

Stolze et al. (1997) realizaram medições de 11 parâmetros de caminhada em adultos e crianças, como o comprimento da passada, o comprimento do passo, a largura do passo, a frequência de passos, a fase de apoio do ciclo, a fase de balanço, os ângulos de rotação do pé, entre outros. Em adultos foram encontrados valores médios de 1,63m, 0,9m e 81,2mm, para o comprimento da passada, comprimento do passo e largura do passo, respectivamente. Hof et al. (2007) encontraram um valor médio de 88 mm para largura do passo de uma série de medidas realizadas em seis indivíduos a velocidades de caminhada normais.

A largura do passo está relacionada com a estabilidade da marcha. No estudo das características da caminhada humana, a estabilidade da marcha refere-se ao equilíbrio de um pedestre, particularmente em uma superfície em movimento. Alguns autores usam o

termo "margem de estabilidade" para se referir ao movimento do CM de uma pessoa em relação aos seus pés. Se a pessoa perde o equilíbrio, a margem de estabilidade foi excedida e a pessoa tropeça ou cai (Claff, 2015).

No que diz respeito aos parâmetros temporais, o mais importante da caminhada é a frequência de passo referida ao número de passos dados em uma unidade de tempo, também chamada de cadência. Outros parâmetros temporais da caminhada são o tempo da passada (tempo de um ciclo completo de caminhada) e o tempo do passo (tempo para a conclusão de um passo direito ou esquerdo).

Matsumoto et al. (1978) registraram as frequências de passo de 505 pessoas, encontrando um valor médio de 2,0 Hz. Em 2005 Pachi e Ji determinaram, a partir de observações de 400 pedestres que caminharam naturalmente em duas passarelas, que a frequência de passo média foi de 1,83 Hz.

3.1.2 Cinética da caminhada humana

No contexto da análise da marcha, a cinética diz respeito à medida das forças geradas durante a caminhada: forças musculares e ligamentares e a força de reação do solo (FRS), sendo esta última, de especial interesse na análise de estruturas submetidas ao caminhar humano.

A FRS é um vetor tridimensional que varia no tempo e no espaço devido ao contato exercido pelo solo no pé durante a caminhada. O vetor da força atua em um ponto que geralmente é chamado de centro de pressão (CP) (Winter, 2009). As três componentes ortogonais da FRS são: a componente vertical, perpendicular ao plano transversal, a componente longitudinal, perpendicular ao plano frontal, e a componente lateral, perpendicular ao plano sagital. A Figura 3.5 apresenta as três componentes.

A componente vertical da força exibe uma forma característica 'M'. O primeiro pico indica o contato inicial do calcanhar. O segundo pico corresponde ao evento de pressão prévio à retirada do pé do solo. A magnitude do pico do componente vertical é superior às magnitudes dos picos das forças lateral e longitudinal devido à influência adicional das forças de inércia. A componente da força longitudinal é essencialmente uma força de atrito desenvolvida entre a parte inferior do pé e a superfície de caminhada. A

força lateral, é a menor das três componentes de força e também resulta do atrito entre o pé e a superfície de suporte (Carroll, 2013).

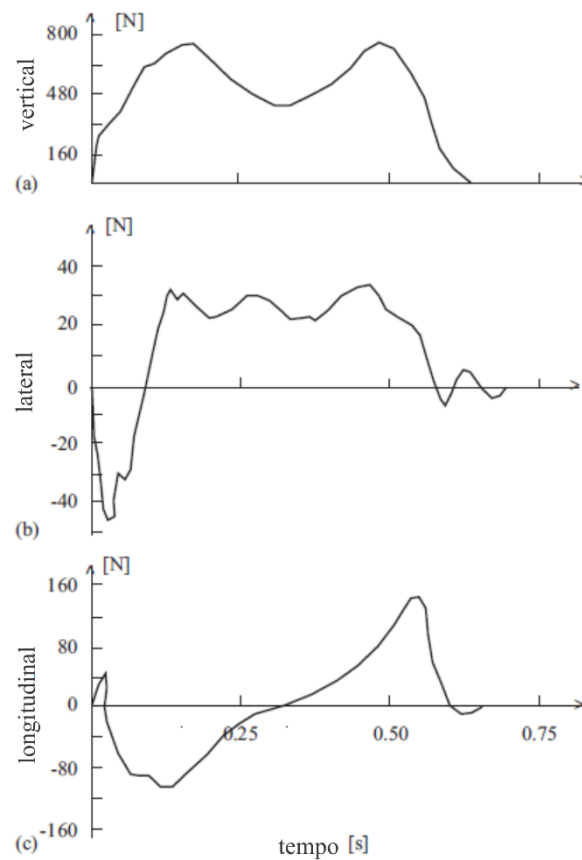


Figura 3.5 - Componentes da FRS geradas na caminhada humana. (a) Força vertical, (b) Força lateral e (c) Força longitudinal. Fonte: Adaptada de Živanović (2005)

A Figura 3.6 mostra a forma da componente lateral, foco desta pesquisa, para um passo e para passos consecutivos. Uma única passada é caracterizada por três picos de força laterais, F1, F2 e F3. Vários fatores influenciam a forma da força de caminhada, entre eles as variabilidades intra e inter-indivíduo. A variabilidade intra-indivíduo denota diferenças na FRS do mesmo pedestre, medida em dois instantes diferentes de tempo e depende do tipo de calçado, velocidade de marcha e variações aleatórias na marcha, humor da pessoa, etc. A variabilidade inter-indivíduo refere-se à variabilidade entre diferentes pessoas e depende dos parâmetros fisiológicos dos pedestres, idade, sexo, raça, etc. Devido à variabilidade intra-indivíduo, o histórico de tempo da força de caminhada é um processo aleatório de banda estreita, centrado em torno da frequência de

carregamento lateral fundamental, f_L (definida como a metade da frequência de passo, fp) e seus harmônicos mais altos (Zivanovic et al., 2005).

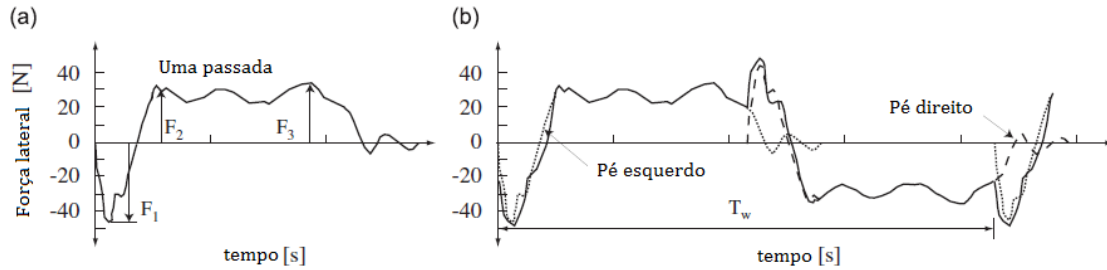


Figura 3.6 - Forma típica do componente lateral da força de caminhada. Adaptada de Ingólfsson, (2012)

No estudo do comportamento dinâmico humano-estrutura, alguns autores (Bauby et al., 2000; Belli et al. 2001; Vaughan, 2003; Hof et al. 2005; Macdonald, 2009; Trovato et al., 2008), especialmente na área de engenharia biomecânica, investigaram recentemente a mecânica que descreve a caminhada humana, desenvolvendo e reorganizando teorias sobre caminhada bipedal, carregamentos e frequência.

3.2 Modelo tradicional de forças laterais induzidas pelos pedestres

A maioria dos modelos de carregamento usados no estudo das forças dinâmicas geradas por ações humanas em estruturas, são baseados em modelos de força deterministas, sendo a representação da série de Fourier a mais popular devido à sua simplicidade. No entanto, esta representação assume a periodicidade perfeita na caminhada sem levar em consideração a variabilidade inter e intra-indivíduo.

Na maioria dos casos, as componentes vertical e horizontal da FRS são tratadas separadamente. Neste trabalho, apenas a componente lateral é discutida. Para esta componente, o harmônico fundamental é tomado como a duração de dois passos consecutivos (Ingólfsson et al. 2012):

$$F_L(t) = \sum_{i=1}^n G_i \sin(2\pi i f_L t + \phi_{iL}) \quad (3.1)$$

A frequência fundamental lateral f_L , portanto, é igual à frequência do ciclo da caminhada (definido como metade da frequência passo $f_p = 2f_L$), i é o número do harmônico, n é o total dos harmônicos. G_i e ϕ_i representam a amplitude de carga e o ângulo de fase da carga harmônica i , respectivamente.

É usual representar as amplitudes das cargas através de fatores dinâmicos de carga do peso corporal (FDCs):

$$FDC_i = \frac{G_i}{W} \quad (3.2)$$

Na Equação (3.2), W é o peso do corpo. O valor do fator dinâmico de carga FDC é encontrado na literatura como variando de 0,039 (Bachmann e Ammann, 1987) a 0,050 (SÉTRA, 2006). A Tabela 3.1, apresenta os valores dos FDC para as cinco primeiras componentes da série de Fourier, segundo diferentes autores.

Tabela 3.1 - Fatores dinâmicos de carga das componentes de Fourier da força lateral

	<i>Fatores dinâmico de carga (FDC)</i>				
	<i>f_p</i>	<i>2f_p</i>	<i>3f_p</i>	<i>4f_p</i>	<i>5f_p</i>
Bachmann e Ammann (1987)	0,039	0,010	0,042	0,012	0,015
Dallard et al. (2001b)	0,040	-	-	-	-
SÉTRA (2006)	0,050	-	0,050	-	
Ricciardelli e Pizzimenti (2007)	0,040	0,0077	0,023	0,0043	0,011
Macdonald (2009), modelo do pêndulo invertido.	0,039	0	0,016	0	0,010
Ingólfsson et al. (2011)	0,047	0,007	0,025	0,005	0,011
Archbold e Mullarney (2011)	0,043	-	-0,017	-	0,003

Wang et al. (2016) realizaram um estudo numérico-experimental das características espectrais das forças de caminhada sob diferentes densidades de multidão. Os resultados mostraram que a mudança da densidade de multidão tem influência significativa no FDC correspondente ao primeiro harmônico de carga, porém pouca influência nos FDCs das demais componentes.

3.3 Análise de sinais de vibração

A aplicação da Transformada de Fourier permite a obtenção dos espectros de frequências e assim realizar a análise das diferentes frequências de um sinal no domínio do tempo. Essa transformada decompõe um sinal em uma série de somas de suas componentes elementares de senos e cossenos e é definida pela Equação (3.3).

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (3.3)$$

onde $x(t)$ é uma função real no tempo e $X(f)$ é uma função complexa de frequência.

Sendo, a resposta captada pelo acelerômetro, um sinal discretizado em uma série de pontos no tempo, a solução é aplicar a Transformada Discreta de Fourier (DFT) apresentada na Equação (3.4).

$$X(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{j2\pi nm/N} \quad m = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (3.4)$$

sendo $x(n)$ o conjunto de ponto que representa o sinal no tempo e N o número de pontos amostrados. Neste trabalho foi implementada a transformada rápida de Fourier (FFT), um algoritmo otimizado da DTF, existente no software MATLAB®.

3.3.1 Magnitude da vibração de um sinal

Para estabelecer comparações entre diversos sinais de vibrações é usado comumente o método da raiz quadrática média (rms), que permite o cálculo de valores quantitativos globais no domínio do tempo. A Equação (3.5) define o valor rms.

$$A_{rms} = \sqrt{\lim_{T \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{T} \int_0^T x(t)^2 dt \right)} \quad (3.5)$$

3.4 Método de otimização: Enxame de partículas (PSO)

O Método Enxame de Partículas (*Particle Swarm*, PSO) é um algoritmo evolutivo desenvolvido por Kennedy e Eberhart (1995). O método se baseia no comportamento coletivo de pássaros ou cardumes definindo uma população de indivíduos

(referidos como partículas) que se adaptam retornando estocasticamente para regiões previamente bem definidas. Algumas das características atraentes do PSO incluem a facilidade de implementação e o fato de que nenhuma informação do gradiente é necessária.

Inicialmente, o método seleciona uma população de indivíduos ou “enxame” definidos como suposições aleatórias da solução do problema. Assim, é atribuída uma velocidade aleatória a cada partícula e é iterativamente deslocada a outra posição através do espaço de busca. Uma função de *score* ou *fitness* é avaliada para estes indivíduos e os valores representam as melhores posições locais (*pbest*) e globais (*gbest*) das partículas. A posição x_i e a velocidade v_i de cada partícula i podem ser representadas nas Equações (3.6) e (3.7), respectivamente:

$$v_i(t+1) = \chi[wv_i(t) + c_1r_1(pbest_i - x_i(t)) + c_2r_2(gbest_i - x_i(t))] \quad (3.6)$$

$$x_i(t+1) = x_i(t) + v_i(t+1) \quad (3.7)$$

onde, χ é um parâmetro usado para evitar o comportamento divergente do algoritmo; w é o fator de inercia que determina a diversificação ou intensificação das partículas; c_1 e c_2 e são duas constantes positivas que correspondem às componentes cognitivas e sociais, também conhecidos como coeficientes de aceleração; e r_1 e r_2 são números randômicos no intervalo [0,1]. Estas variáveis são dadas *a priori*, sendo parâmetros de controle do algoritmo.

O critério de convergência para o algoritmo pode ser definido em termos de um indivíduo ou em termos do enxame. Se as posições de todas as partículas convergem para o mesmo conjunto de valores, o método é assumido como sendo convergente.

4 - METODOLOGIA PARA A IDENTIFICAÇÃO DE UM MODELO BIODINÂMICO NA DIREÇÃO LATERAL

O presente capítulo trata da metodologia utilizada para a identificação de um modelo biodinâmico massa-mola-amortecedor de um grau de liberdade (S1GL) que represente a dinâmica na direção lateral de pessoas caminhando.

A identificação do modelo foi realizada através de uma investigação experimental e numérica. Assim, foram utilizados dados experimentais de aceleração lateral do centro de massa (CM) em indivíduos caminhando sobre uma superfície rígida para a determinação dos parâmetros m , k , c e o FDC do primeiro harmônico de carga, através da função de resposta em frequência (FRF) de aceleração, que relaciona as amplitudes das acelerações obtidas experimentalmente e as características dinâmicas do sistema S1GL

Inicialmente, na seção 4.1, foi realizada a descrição e formulação de um modelo biodinâmico proposto. A seção 4.2 apresenta a configuração experimental para as medições de aceleração lateral no CM das pessoas usando acelerômetros uniaxiais. A seção 4.3 descreve as etapas do procedimento experimental. Finalmente, a seção 4.4 traz o procedimento de ajuste numérico para a determinação dos parâmetros biodinâmicos a partir dos dados experimentais.

4.1 Descrição do modelo biodinâmico de um Grau de Liberdade (S1GL), na direção lateral

Seguindo a abordagem proposta por Silva e Pimentel (2011) para a determinação dos parâmetros de um modelo biodinâmico que represente a dinâmica na direção vertical de uma pessoa caminhando, neste trabalho será utilizado um modelo de um grau de liberdade (S1GL), para representar as características dinâmicas na direção lateral de cada pedestre (Figura 4.1). Este modelo levará em consideração as contribuições de massa e amortecimento do corpo humano à estrutura, sendo dotado de massa modal m , coeficiente de amortecimento c e rigidez k . Este modelo possui resposta analítica tanto para o caso da excitação ser dada por movimentos de base quanto por uma carga pulsante harmônica aplicada ao S1GL.

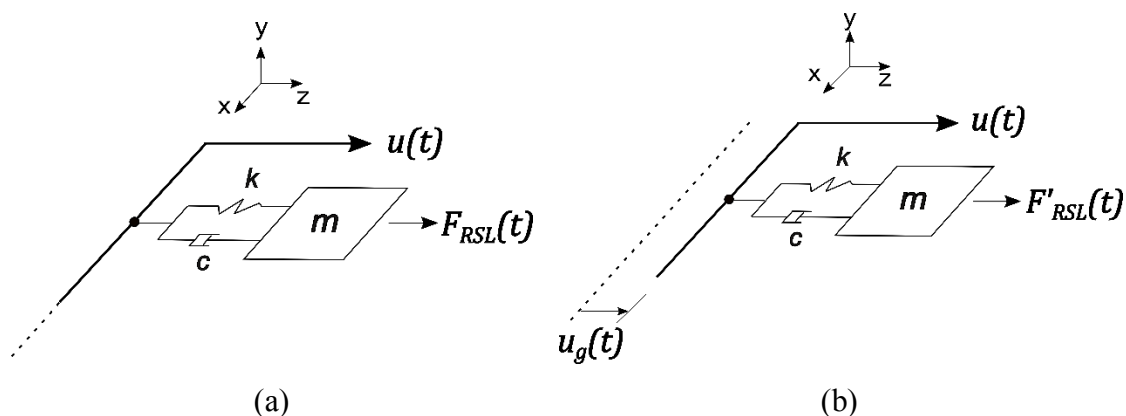


Figura 4.1 - Modelo de S1GL: (a) excitado por uma carga harmônica. (b) excitado por uma carga harmônica e um movimento de base simultaneamente

Na Figura 4.1, o eixo de referência x é paralelo ao eixo longitudinal da passarela e o eixo z representa a direção lateral; m , c e k , indicam a massa, amortecimento e rigidez do modelo humano, $u(t)$ é o deslocamento da massa humana e $u_g(t)$ é o deslocamento cíclico da base. $F_{RSL}(t)$, é a força harmônica igual à força de reação do solo na direção lateral, que excita o S1GL humano. Quando o indivíduo estiver caminhando sobre uma superfície flexível com deslocamentos $u_g(t)$, o grau de liberdade do S1GL estará submetido a uma força $F'_{RSL}(t)$, assumindo que o nível de vibração é baixo o suficiente para não alterar os parâmetros do modelo S1GL.

A Equação (4.1) descreve matematicamente o comportamento dinâmico sistema sobre base rígida e a Equação (4.2) sobre base flexível (Clough e Penzien, 2003):

$$m\ddot{u}(t) + c\dot{u}(t) + ku(t) = F_{RSL}(t) \quad (4.1)$$

$$m\ddot{u}(t) + c(\dot{u}(t) - \dot{u}_g(t)) + k(u(t) - u_g(t)) = F'_{RSL}(t) \quad (4.2)$$

A carga aplicada pelo indivíduo $F'_{RSL}(t)$ pode ser diferente da força $F_{RSL}(t)$ quando este caminha sobre uma superfície flexível, devido às mudanças do padrão da caminhada. Uma abordagem simplificada é considerar cada pedestre como um modelo biodinâmico se movendo ao longo da estrutura e, simultaneamente, aplicar a força $F_{GRL}(t)$ na estrutura, que é obtida a partir de uma superfície rígida (Toso et al, 2016). Da Silva et al. (2013) verificaram a validade dessa simplificação comparando resultados de simulações e medições em uma estrutura vibrante.

A função de resposta em frequência (FRF) de aceleração, que relaciona as amplitudes das acelerações obtidas experimentalmente e as características dinâmicas do sistema S1GL excitado por uma carga harmônica de amplitude $F(\omega)$, é descrita na Equação (4.4) (Silva, 2013):

$$A_i - \frac{\omega_i F(\omega_i)}{|k - \omega_i^2 m + j\omega_i c|} = 0 \quad i = 1; \dots; nh \quad (4.3)$$

onde, ω_i é a frequência angular, A_i é amplitude do harmônico do espectro do sinal de aceleração correspondente à frequência i , $F(\omega_i)$ é a amplitude da força correspondente à frequência i , sendo igual ao fator dinâmico de carga (FDC) vezes o peso do indivíduo.

4.2 Configuração para medições experimentais de aceleração

Para captar as amplitudes da aceleração lateral no CM dos indivíduos foi usada a metodologia proposta por Da Silva et al. (2016). Os autores realizaram uma investigação experimental do efeito da multidão nos movimentos corpóreos dos pedestres, especificamente na aceleração e na rotação da pélvis do pedestre. No citado trabalho foram usados dois acelerômetros dispostos lateralmente e equidistantes do CM do corpo de modo a minimizar o efeito da rotação da pélvis na obtenção da aceleração lateral.

Portanto, no presente trabalho foi utilizado um cinturão dotado de dois acelerômetros localizados na parte frontal e traseira do indivíduo, sendo postos equidistantes do CM, como mostrado na Figura 4.2.



Figura 4.2 - Cinturão dotado de dois acelerômetros, localizados na parte frontal e traseira do indivíduo

Na Figura 4.3 é apresentado o diagrama da configuração usada no programa experimental. Foram utilizados acelerômetros piezoelétricos uniaxiais Endevco 7752A13 com sensibilidade de 1V/g e faixa de frequência de trabalho de 0.05 a 1000 Hz, aptos para a aquisição de frequências laterais de caminhada, as quais estão em torno de 1,0 Hz.

Os acelerômetros foram conectados ao condicionador de sinal de ganho unitário que traduz a vibração da estrutura em pulsos elétricos e os envia para o aquisidor de sinais ADS2000, fabricado pela Lynx Tecnologia Eletrônica. Os registros de acelerações no domínio do tempo foram monitorados e gravados utilizando o software AqDados 7. O tempo de aquisição do sinal foi de 16 segundos, com frequência de amostragem de 256 Hz, resultando em 4096 amostras e um intervalo de frequência de 0,0625 Hz. Os sinais de resposta captados no domínio do tempo foram convertidos para o domínio da frequência após a aquisição.

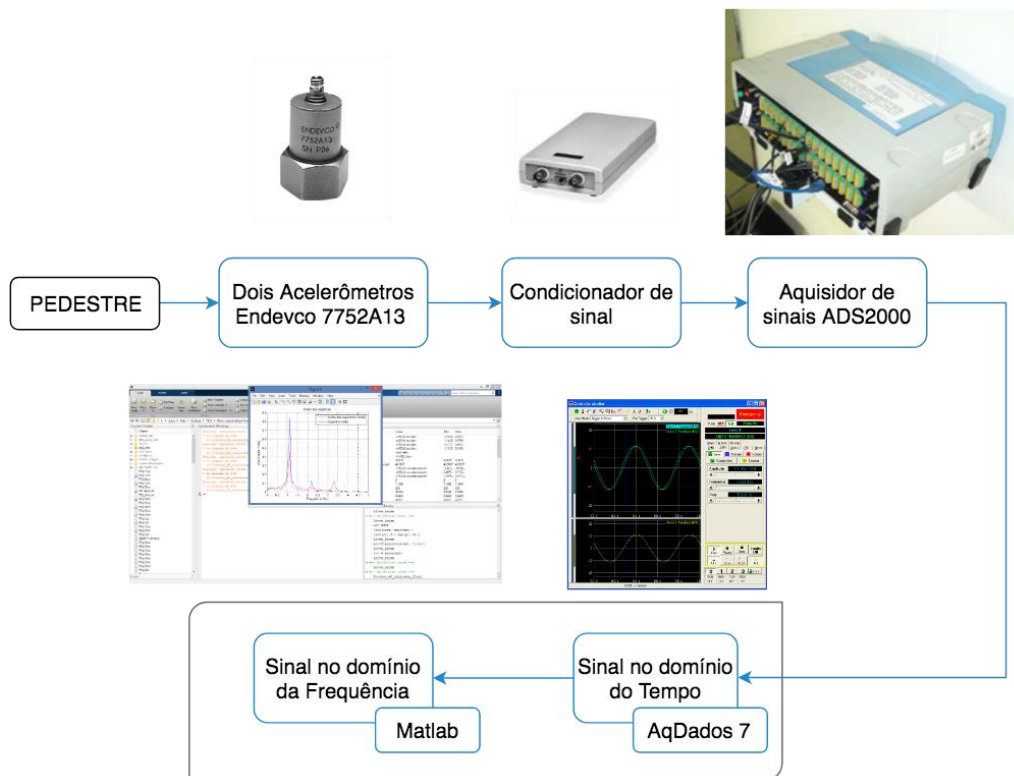


Figura 4.3 - Diagrama da configuração usada no programa experimental.

O valor da aceleração do CM (a_{CM}) foi obtido realizando uma média aritmética entre o sinal captado pelo acelerômetro da frente com o de trás, conforme a Equação (4.4):

$$a_{CM} = \frac{a_F + a_T}{2} \quad (4.4)$$

onde, a_F indica o sinal do acelerômetro frontal, a_T o sinal do acelerômetro traseiro. A posição dos acelerômetros estava alinhada horizontalmente com o CM, assim foi assumido que a aceleração lateral medida não é afetada pela inclinação da pélvis.

4.3 Procedimento dos ensaios

Assim, foram realizadas medições experimentais de aceleração lateral em função do tempo em trinta e cinco (35) pessoas saudáveis caminhando sobre uma superfície rígida, com características de massa, altura e índice de massa corporal médio (IMC) (\pm desvio padrão) de 72,4 kg ($\pm 17,4$ kg), 173 cm (± 10 cm) e 24,59 ($\pm 6,68$). Para representar a superfície rígida optou-se por um corredor com aproximadamente 25 metros de comprimento e 1,2 metros de largura.

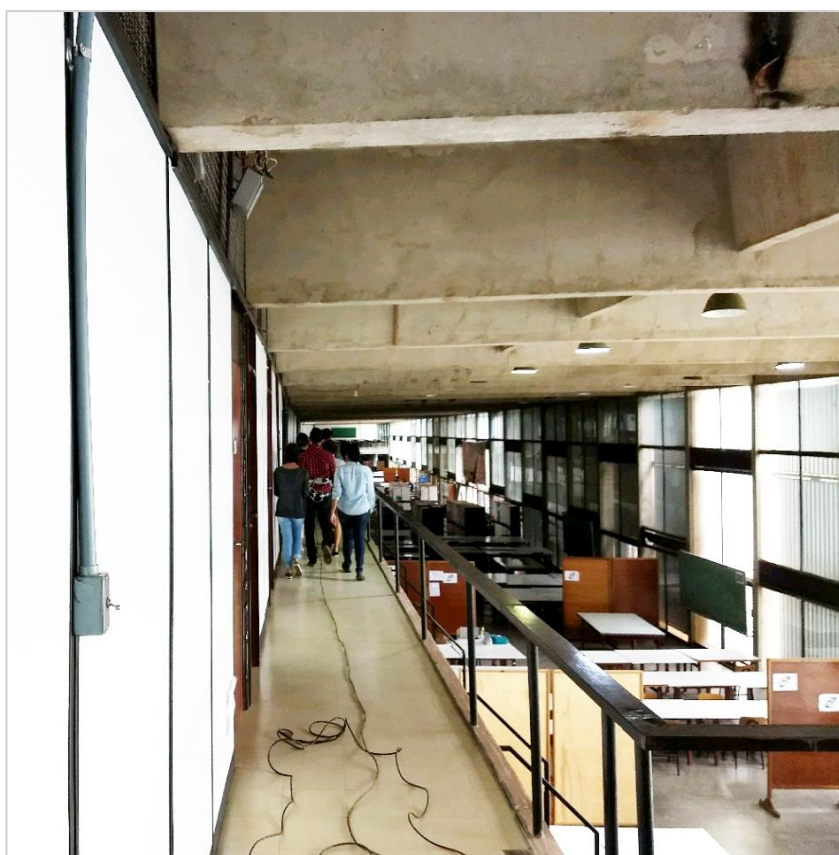


Figura 4.4 – Corredor utilizado para realização das caminhadas.

Os indivíduos realizaram dois tipos de caminhada sobre a superfície rígida: isolada e em situação de multidão. Na primeira etapa, cada participante caminhou solitário com a sua taxa de passo normal (livre) e com taxa de passo controladas por metrônomo. A caminhada com frequência de passo controlada foi realizada objetivando a comparação com as caminhadas em multidão e livre com frequências de passo iguais. Na segunda etapa, cada indivíduo caminhou em situação de multidão com densidades de pedestres de 1,8 pedestres/m² e 1,0 pedestre/m². A variabilidade intra-indivíduo também foi considerada realizando 10 testes sucessivos para cada caminhada de cada pedestre. Na Figura 4.5 é mostrado o procedimento experimental desenvolvido.

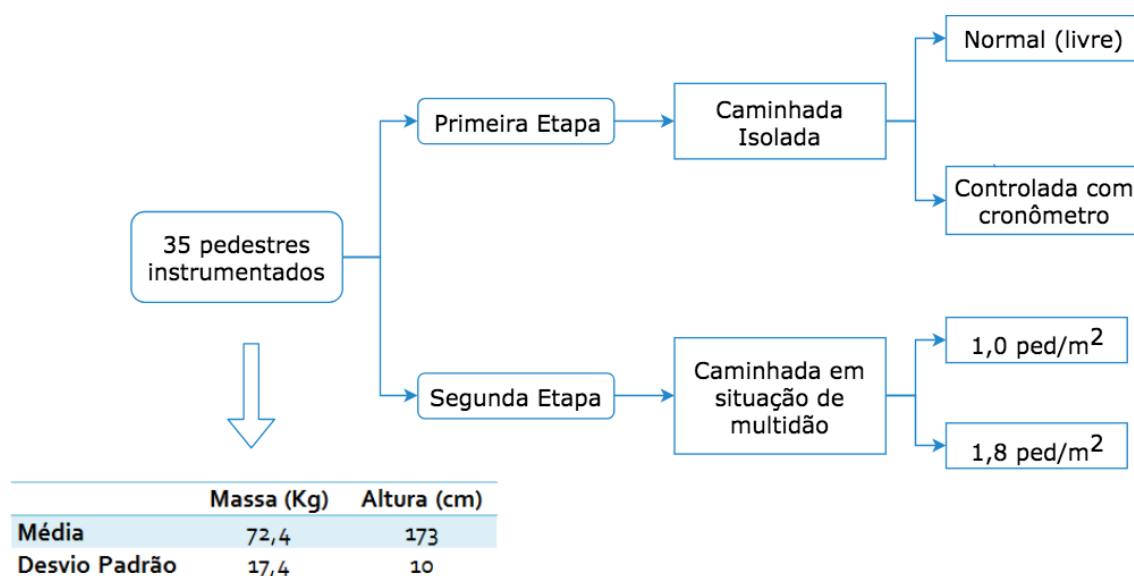


Figura 4.5 – Esquema do procedimento experimental

Desta forma, obtiveram-se 10 sinais no domínio do tempo de aceleração lateral por pedestre e para cada tipo de caminhada. Finalmente, a obtenção dos espectros de frequências foi realizada através da aplicação da Transformada de Fourier implementada no software MATLAB ®.

4.4 Determinação dos parâmetros do modelo biodinâmico

A partir do espectro médio de aceleração lateral de um determinado indivíduo foram obtidos os parâmetros do modelo biodinâmico S1GL, para esse indivíduo: m , k e

c , e adicionalmente foi determinado o Fator Dinâmico de Carga (FDC) do primeiro harmônico de carga, este último definido anteriormente na seção 3.2.

Deste modo, fazendo uso da função de aceleração descrita na Equação 4.3 obteve-se um sistema de quatro equações não lineares que relacionam as amplitudes das acelerações (A_i) e as frequências ($f_{Li}=\omega_i/2\pi$) do espectro médio de aceleração lateral com os parâmetros m , k , c e o FDC. Para a formulação das quatro equações foram adotados os valores das amplitudes das acelerações (A_1 , A_2 , A_3 e A_4) e suas respectivas frequências (f_{L1} , f_{L2} , f_{L3} , f_{L4}) de quatro pontos do primeiro harmônico do espectro, como mostrado na Figura 4.6. Os quatro pontos escolhidos são os que conformam o pico do harmônico.

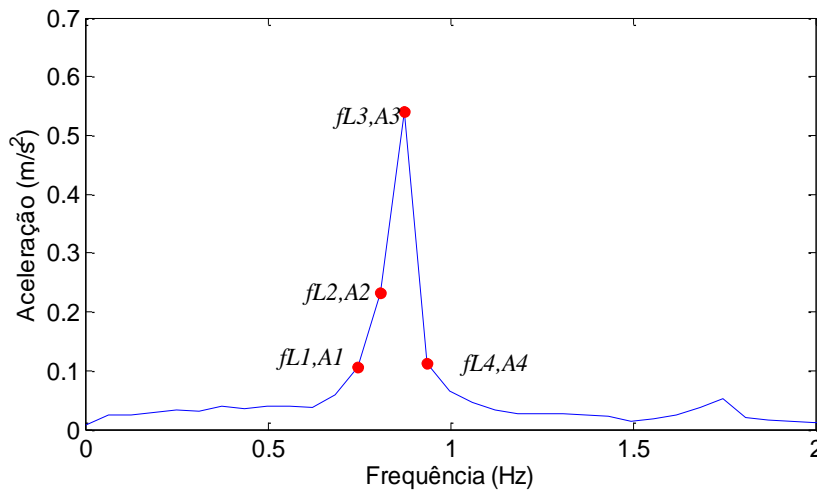


Figura 4.6 - Identificação dos quatro pontos do primeiro pico do espectro de aceleração lateral.

Assim, para determinar os parâmetros m , c , k , e FDC o problema pode ser reduzido à resolução de um sistema de quatro equações não lineares através do processo de minimização. Para resolver o sistema foi definida uma função objetivo formada pelos quadrados das amplitudes das acelerações (A_i) de quatro pontos do primeiro harmônico da carga, (Equação 4.5):

$$F_{obj} = \sum_{i=1}^4 A_i^2 \quad (4.5)$$

O problema de minimização foi realizado aplicando o Método Enxame de Partículas (Particle Swarm, PSO), descrito na seção 3.4, que tem entre suas vantagens

executar uma busca global, é fácil de implementar e não requer o cálculo dos gradientes da função objetivo, diminuindo assim o custo computacional.

4.4.1 Limites e tolerância dos parâmetros do modelo biodinâmico

Devido à falta de conhecimento sobre os valores dos parâmetros de modelos biodinâmicos que representem o comportamento dinâmico na direção lateral de pessoas caminhando, os valores dos limites inferiores e superiores dos parâmetros m , k , c foram definidos de acordo a resultados de outras pesquisas sobre modelos biodinâmicos do comportamento dinâmico na direção vertical de pessoas em pé, sentadas, caminhando e correndo. Os ditos resultados foram descritos no Capítulo 2, seção 2.4.1.

O valor do FDC para o primeiro harmônico foi encontrado na literatura como variando de 0,039 (Bachmann e Ammann, 1987) a 0,050 (SÉTRA, 2006). A Tabela 3.1, apresentada na seção 3.2 do capítulo anterior, proporciona valores do FDC segundo diferentes autores.

Com base no anterior, na Tabela 4.1 são listados parâmetros m , c , k e FDC com os seus respectivos limites máximos e mínimos. A utilização destes limites se dá no processo de otimização para obtenção dos valores ótimos dos parâmetros biodinâmicos.

Tabela 4.1 - Limites inferior e superior dos parâmetros biodinâmicos

	m (%M)	k (N/m)	c (Ns/m)	FDC
Limite inferior	0	500	10	0,03
Limite superior	100	30000	2000	0,050
Tolerância	0,01	0,1	0,1	0,001

4.5 Análise estatística

Sendo 10 testes repetitivos para cada situação, obtiveram-se 10 conjuntos dos parâmetros m , k , c e FDC por pedestre para cada tipo de caminhada: isolada com taxa de passo normal, isolada com taxa de passo controlada por metrônomo e em multidão. Para verificar as variabilidades envolvidas nas medições experimentais foi realizada uma análise estatística com o software R[®] (v.3.4.4).

Inicialmente, foram investigadas as correlações entre todas as variáveis de entrada massa, altura e frequência lateral de caminhada (M , H , f_L) e as variáveis de saída do modelo biodinâmico (m , c e k e o FDC), usando o coeficiente de correlação de Pearson R e o valor de significância de 5%. De acordo com Cohen (1998) valores de $|R|$ acima de 0,5 indicam uma forte correlação, entre 0,5 e 0,3 uma correlação moderada e menores a 0,3 uma correlação fraca. A correlação é significativa se $p\text{-valor} < 5\%$.

Adicionalmente, testes t pareados foram realizados para testar a significância estatística do efeito da multidão nos parâmetros biodinâmicos. Este teste é útil para analisar o mesmo conjunto de itens que foram medidos sob duas condições diferentes. O nível de significância estabelecido foi de 5%. ($p < 0.05$), sendo consideradas as diferenças significativas se os valores de p são inferiores a 5%. O sinal dos valores da estatística t indica o sentido da diferença entre as médias amostrais, isto é, os valores positivos e negativos do teste t indicam que a média da amostra diminuiu ou aumentou respectivamente, da primeira para a segunda condição. A normalidade da distribuição dos dados inter-indivíduo foi verificada utilizando o teste de Ryan-Joiner (Similar ao teste Shapiro-Wilk), permitindo a aplicação do teste t pareado.

Finalmente, foi utilizada uma Análise de Regressão para relacionar os parâmetros biodinâmicos m , k , c e FDC com massa corporal (M) e a frequência lateral (f_L) do pedestre. As funções de regressão obtidas representam o modelo biodinâmico proposto.

A qualidade do ajuste do modelo foi avaliada numericamente através de uma Análise da Variância (ANOVA). A ANOVA permite concluir, com um grau de confiança pré-determinado, se existem ou não diferenças entre as médias de mais de duas populações. Uma das formas de testar a significância estatística da regressão é por meio da estatística F . O ajuste é significativo se o valor F da regressão for maior que o valor F tabelado obtido da distribuição Fischer (F) com graus de liberdade (k , $n-k$), onde k é o número de parâmetros do modelo e n o número de amostras. Também é possível determinar a falta de ajuste do modelo através do valor F dos resíduos, se o valor F dos resíduos apresenta valores altos comparado com o valor F tabelado dos resíduos, existe falta de ajuste e o modelo não é adequado (Neto et al., 2001).

As técnicas estatísticas utilizadas neste trabalho são descritas no apêndice A.

5 - MODELO BIODINÂMICO NA DIREÇÃO LATERAL PARA PEDESTRES: PARÂMETROS BIODINÂMICOS

O presente capítulo trata dos resultados da identificação do modelo biodinâmico SIGL na direção lateral.

Prévio à obtenção dos parâmetros biodinâmicos na direção lateral, a seção 5.1 apresenta os resultados experimentais das caminhadas sobre uma superfície fixa obtidos mediante a aplicação da metodologia apresentada no capítulo anterior.

Já a seção 5.2 apresenta os parâmetros do modelo biodinâmico SIGL na direção lateral obtidos do ajuste numérico, para cada situação de caminhada calculados através da aceleração no CM de cada indivíduo. Do mesmo modo, traz uma discussão da influência da multidão nos parâmetros biodinâmicos e no FDC. Finalmente a seção apresenta as funções de regressão que representam o modelo biodinâmico proposto.

5.1 Resultados das medições experimentais da aceleração lateral e processamento de dados

As características da população amostrada utilizada na pesquisa são apresentadas na Tabela 5.1. Foram realizadas medições experimentais de aceleração lateral em função do tempo em trinta e cinco (35) pessoas saudáveis, nove (9) indivíduos do sexo feminino e vinte e seis (26) do sexo masculino; com características médias de massa, altura e índice de massa corporal médio (IMC) de 72,4 kg ($\pm 17,4$ kg), 173 cm (± 10 cm) e 24,6 ($\pm 6,7$).

Tabela 5.1 - Características dos indivíduos estudados

Pedestre	Sexo*	Massa(kg)	Altura (m)	IMC	Frequência normal de passo f_p (Hz)
P1	M	110	1,74	36,33	1,87
P2	F	47	1,83	14,03	1,37
P3	M	87	1,75	28,41	1,87
P4	M	74	1,70	25,61	2,12
P5	M	96	1,72	32,45	1,62
P6	M	54	1,59	21,36	1,87
P7	M	55	1,65	20,20	1,75
P8	M	70	1,61	27,01	2,00
P9	M	65	1,81	19,84	1,99
P10	M	56	1,70	19,38	1,74
P11	M	86	1,82	25,96	1,50
P12	M	80	1,70	27,68	1,74
P13	F	69	1,53	29,48	1,74
P14	F	57	1,60	22,27	1,87
P15	M	73	1,70	25,26	1,62
P16	M	73	1,69	25,56	1,75
P17	M	72	1,88	20,37	1,75
P18	M	83	1,76	26,79	1,88
P19	M	98	1,69	34,31	1,87
P20	M	70	1,79	21,85	1,75
P21	F	73	1,67	26,18	1,74
P22	M	87	1,83	25,98	1,74
P23	M	74	1,90	20,50	1,87
P24	M	69	1,85	20,16	1,87
P25	F	53	1,82	16,00	1,87
P26	M	97	1,70	33,56	1,62
P27	M	84	1,70	29,07	1,74
P28	F	47	1,91	12,88	1,62
P29	M	72	1,70	24,91	1,50
P30	F	57	1,61	21,99	1,74
P31	M	71	1,55	29,55	1,62
P32	M	60	1,62	22,86	2,00
P33	F	46	1,90	12,74	1,87
P34	M	115	1,63	43,28	2,00
P35	F	53	1,78	16,73	1,74
Média		72,4	1,73	24,6	1,78
Desvio padrão		17,4	0,10	6,7	0,16

*M: masculino, F: feminino.

Para cada pedestre obtiveram-se dois sinais de aceleração lateral correspondentes aos dois acelerômetros localizados na frente e atrás do pedestre com a mesma distância em relação ao CM. Como exemplo, na Figura 5.1 é mostrada uma comparação dos sinais no domínio do tempo dos acelerômetros frontal e traseiro para o pedestre P1. Foi observada uma diferença significativa na amplitude do sinal do

acelerômetro frontal em relação ao traseiro. Quando o pedestre caminha e desloca-se para a direita e a esquerda com ambas as pernas, ocorre um efeito aditivo com o acelerômetro frontal e subtrativo com o acelerômetro traseiro, devido ao deslocamento produzido pela rotação da pélvis.

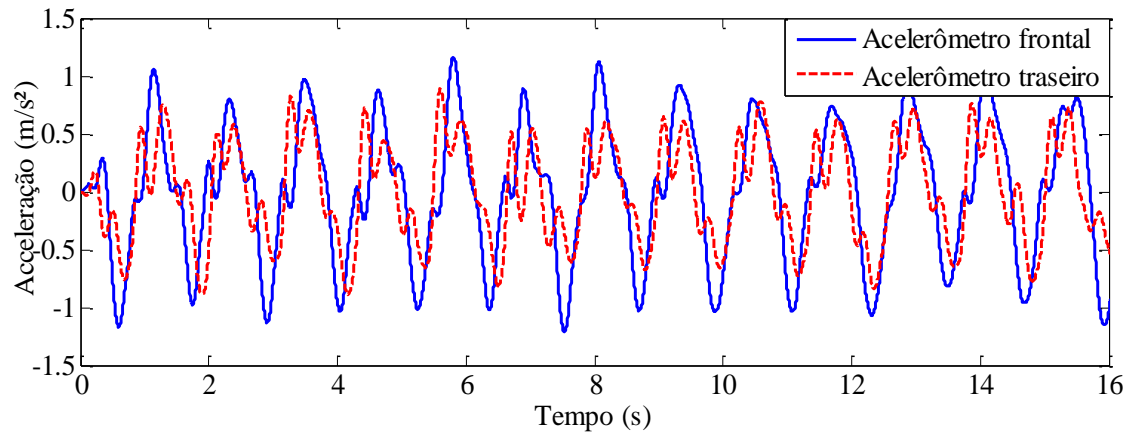


Figura 5.1 – Sinais de aceleração lateral do pedestre P1, caminhada isolada com frequência de passo normal (livre) (acelerômetros frontal e traseiro)

A partir dos sinais de resposta captados no domínio do tempo dos acelerômetros frontal e traseiro, foram obtidos os espectros de cada sinal e a média entre eles foi denominada média dos espectros. Por outro lado, para evitar o efeito da rotação da pélvis, o espectro do sinal médio foi obtido do sinal médio, este caracterizado pela média entre o sinal captado pelo acelerômetro da frente com o de trás. Na Figura 5.2 observa-se a diferença na amplitude da aceleração dos dois espectros, esta diferença sendo o efeito da rotação.

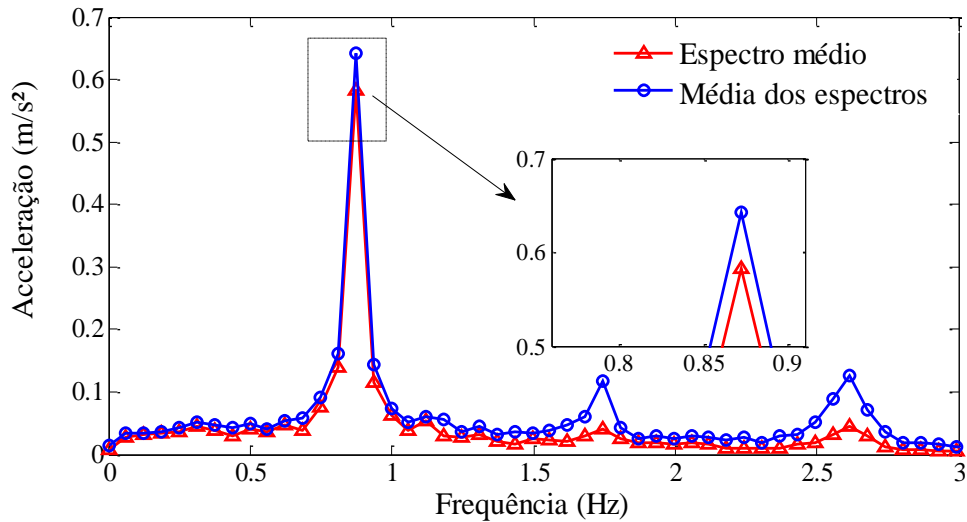


Figura 5.2 Espectro do sinal médio (curva vermelha) e média dos espectros (curva azul)

Assim, com a exclusão do efeito da rotação da pélvis (pelo uso do espectro do sinal médio), foram obtidos espectros médios para cada indivíduo correspondentes às caminhadas com taxa de passo normal (livre), com taxa de passo controlada e em situação de multidão com densidade de 1,8 pedestres/m² e de 1,0 pedestre/m². Um exemplo de espectros médios obtidos para um pedestre é mostrado na Figura 5.3. Nota-se que os valores de acelerações de pico das caminhadas em situação de multidão diferem dos obtidos das caminhadas de um pedestre isolado, colocando em evidência a influência causada pela multidão.

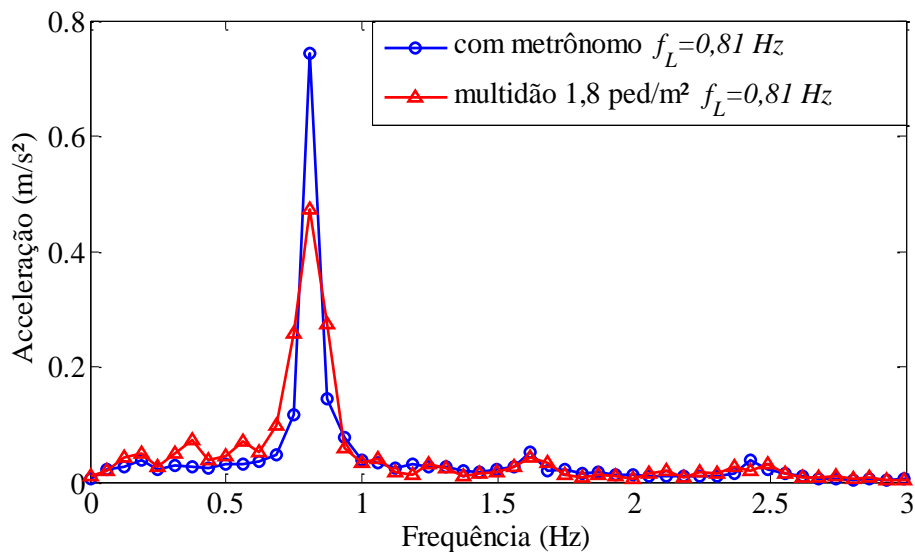


Figura 5.3 - Comparação dos espectros médios das caminhadas em multidão e caminhada isolada controlada

5.2 Determinação dos parâmetros do modelo biodinâmico

A partir do espectro médio de aceleração lateral de cada indivíduo em situação de caminhada isolada e em multidão, foram obtidos os parâmetros do modelo m , k , c e FDC, a partir do ajuste da curva teórica, utilizando a função de aceleração descrita na Equação (5.1).

$$A_i - \frac{(f_{Li} / 2\pi) FDC(Mg)}{|k - (f_{Li} / 2\pi)^2 m + j(f_{Li} / 2\pi)c|} = 0 \quad i = 1; \dots; nh \quad (5.1)$$

onde, f_{Li} é a frequência lateral, A_i é amplitude do harmônico do espectro do sinal de aceleração correspondente à frequência i , M a massa do pedestre e g a aceleração da gravidade.

Sendo 10 testes repetitivos para cada situação, obtiveram-se 10 conjuntos dos parâmetros m , k , c e FDC por pedestre para cada tipo de caminhada: isolada com taxa de passo normal (livre), isolada com taxa de passo controlada por metrônomo e em multidão. No Apêndice B estão apresentados os resultados para todas as caminhadas de todos os pedestres considerados.

5.2.1 Caminhada isolada com taxa de passo normal (livre)

A Tabela 5.2 apresenta um resumo dos parâmetros do modelo estimados para trinta e cinco (35) pedestres andando em sua taxa de passo normal (livre). Destaca-se que a massa modal média dos indivíduos apresentou valores acima de 50% da massa corporal. Os valores da rigidez encontrados foram menores que 5000 N/m, e significativamente menores aos encontrados para modelos biodinâmicos na direção vertical. Do mesmo modo, o amortecimento apresentou valores baixos, menores que 500 N.s/m. Em geral, os valores obtidos para o FDC foram inferiores aos encontrados na literatura.

Tabela 5.2 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros do modelo biodinâmico dos participantes

Tipo de caminhada		f_L (Hz)	m (kg)	k (N/m)	c (N.s/m)	FDC (%)
Normal	Mínimo	0,686	44,3	1065,1	100,1	1,5
	Máximo	1,059	105,5	2256,7	447,1	3,6
	Média	0,889	66,2	1489,9	261,6	2,5
	DP	0,079	16,9	304,2	93,2	0,5

Foram investigadas as correlações entre todas as variáveis de entrada, massa, altura e frequência lateral de caminhada (M , H , f_L) e as variáveis de saída do modelo biodinâmico (m , c e k e o FDC), usando o coeficiente de correlação de Pearson R e o valor de significância de 5% ($p < 0,05$).

Foi evidenciada uma correlação forte entre os parâmetros m e k , com a massa corporal M ($R > 0,66$; $p < 0,001$), uma correlação moderada entre c e M ($R > 0,39$; $p < 0,02$) e uma correlação moderada entre c e FDC ($R = 0,58$; $p < 0,001$). Semelhante ao encontrado por Racic e Brownhohn (2012), existe pouca correlação entre o FDC e a frequência lateral de caminhada (Figura 5.4), a grande dispersão das amplitudes do FDC sugere que este parâmetro não pode ser descrito de forma confiável como uma função simples da taxa de passo. A altura dos participantes apresentou baixa ou nula correlação com os parâmetros do modelo.

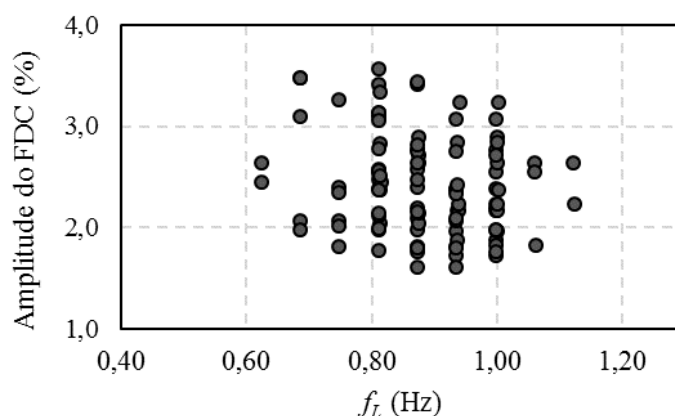


Figura 5.4 – FDC vs. frequência lateral de caminhada

5.2.2 Caminhada em situação de multidão

A Tabela 5.3 apresenta um resumo dos parâmetros do modelo estimados para os pedestres andando em situação de multidão, o subscrito *c* indica multidão. Correlações entre as variáveis de entrada massa, altura e frequência lateral de caminhada em multidão (M , H , f_{Lc}) e as variáveis de saída do modelo biodinâmico em multidão (m_c , c_c e k_c e o FDC_c) foram investigadas. De forma similar ao encontrado para caminhada normal (livre), há uma correlação forte entre a massa corporal e as variáveis m_c e k_c ($R = 0,53$; $p < 0,02$), e uma correlação forte entre c_c e FDC_c ($R = 0,63$; $p < 0,001$). Também foi encontrada baixa correlação entre os parâmetros do modelo em multidão e as variáveis H e f_{Lc} .

Tabela 5.3 - Valores médios e desvio padrão dos parâmetros do modelo biodinâmico dos participantes para caminhada em multidão

Tipo de caminhada		f_{Lc} (Hz)	m_c (kg)	k_c (N/m)	c_c (N.s/m)	FDC_c (%)
Multidão (1,0 ped/m ²)	Mínimo	0,7478	30,9	503,0	100,0	1,7
	Máximo	0,9971	97,6	2936,0	279,4	2,7
	Média	0.870	60,7	1275,3	183,5	2,2
	DP	0.074	17,4	510,8	59,7	0,3
Multidão (1,8ped/m ²)	Mínimo	0,7478	25,37	502	100,0	1,5
	Máximo	0,9971	92,71	2712	303,3	2,22
	Média	0.876	61,3	1377,2	177,7	1,9
	DP	0.074	18,6	598,2	58,5	0,2

Para avaliar o efeito da proximidade entre pedestres, foram comparados os parâmetros biodinâmicos inter-indivíduo para duas situações: caminhada em multidão e caminhada isolada com taxa de passo controlada por metrônomo. Para esta comparação, na situação de caminhada isolada a taxa de passo foi escolhida para ser igual à taxa de passo média da caminhada em multidão. A Tabela 5.4 apresenta a comparação.

Tabela 5.4 – Comparação entre os parâmetros da situação em multidão com os determinados para situação de caminhada isolada controlada.

Tipo de caminhada		f_{Lc} (Hz)	m_c (kg)	k_c (N/m)	c_c (N.s/m)	FDC _c (%)
Multidão (1,0 ped/m ²)	Média	0.870	60,7	1275,3	183,5	2,2
	DP	0.074	17,4	510,8	59,7	0,3
Com taxa de passo controlada	Média	0.860	62,3	1233,8	212,5	2,5
	DP	0.073	18,1	356,2	61,5	0,4
Multidão (1,8ped/m ²)	Média	0.876	61,3	1377,2	177,7	1,9
	DP	0.074	18,6	598,2	58,5	0,2
Com taxa de passo controlada	Média	0.869	62,0	1172,3	219,9	2,6
	DP	0.081	18,0	376,5	68,3	0,4

Testes t pareados foram realizados para testar a significância estatística do efeito da multidão nos parâmetros biodinâmicos. Para aplicação do teste, a normalidade da distribuição dos dados intra-indivíduo e inter-indivíduo foi verificada utilizando o teste de Ryan-Joiner (Similar ao teste Shapiro-Wilk).

Os resultados estatísticos dos testes t pareados para quantificar as diferenças entre a caminhada em multidão e caminhada isolada são apresentados na Tabela 5.5. O nível de significância estabelecido foi de 5%. ($p < 0.05$), sendo consideradas as diferenças significativas se os valores de p são inferiores a 5%. O sinal do valor de t indica o sentido da diferença entre as médias amostrais, isto é, os valores positivos e negativos do teste t indicam que a média da amostra diminuiu ou aumentou, respectivamente, da situação de caminhada isolada para a situação de caminhada em multidão.

Tabela 5.5 - Resultados da análise estatística do efeito da multidão nos parâmetros biodinâmicos e no FDC

Comparação		m_c	k_c	c_c	FDC _c
Caminhada isolada vs. (1,0 ped/m ²)	Valor- t	0,74	-0,48	2,96	6,01
	Valor- p	0,468	0,638	0,008*	0,000*
Caminhada isolada vs. (1,8 ped/m ²)	Valor- t	0,36	-1,80	3,43	8,81
	Valor- p	0,726	0,088	0,003*	0,000*
(1,0 ped/m ²) vs. (1,8 ped/m ²)	Valor- t	-0,26	-0,88	0,43	4,75
	Valor- p	0,794	0,388	0,673	0,000*

* Significam diferença entre caminhada isolada e em multidão ($p < 0,05$)

Desta forma, para os parâmetros m e k nenhuma diferença significativa estatisticamente foi encontrada ao comparar caminhadas isoladas e multidão. O amortecimento e o FDC tiveram diferenças significativas ($p < 0,05$), apresentando diminuição quando os pedestres caminharam em situação de multidão. Por outro lado, o parâmetro c não apresentou diferenças significativas ($p > 0,5$) com o aumento da densidade de multidão de 1,0 a 1,8 ped/m².

O parâmetro que apresentou maior variabilidade foi o FDC, confirmando os estudos feitos por Wang et al. (2016) que mostraram que a mudança na densidade da multidão tem influência significativa no FDC. Do mesmo modo, o FDC decresceu com o aumento da densidade de multidão. Este resultado é consistente com estudos que mostram que a amplitude da força decresce junto com a velocidade de caminhada (Dang e Živanović, 2015; Yang et al, 2015), e a velocidade de caminhada diminui com o aumento da densidade de multidão (Fang, 2003; Bruno e Venuti, 2008; Venuti e Bruno, 2009).

5.2.3 Funções de regressão para o modelo biodinâmico

Para prever os parâmetros m , c , k e FDC foram obtidas expressões de regressão para as situações de caminhada isolada com taxa de passo normal (livre) e em multidão com densidades de 1,0 ped/m² e 1,8 ped/m². A escolha da ordem de regressão foi baseada em um melhor ajuste, conforme indicado pelos parâmetros de correlação. As funções de regressão para o modelo biodinâmico na direção lateral proposto se encontram na Tabela 5.6.

Tabela 5.6 - Expressões de regressão para a situação de caminhada isolada com taxa de passo normal (livre) e caminhada em situação de multidão

Caminhada	Regressão
Normal (livre)	$m = 0,86 + 0,9034 M$
	$k = 659,34 + 11,48 M$
	$c = 647,77 - 9,72 M - 499,36 f_L + 8,52 m + 0,14 k$
	$DLF = 2,767 - 0,013 c + 0,003 M$
Em multidão: Densidade = 1,0 ped/m ²	$m_{1,0} = 11,95 + 0,684 M$
	$k_{1,0} = 562,89 + 9,47 M$
	$c_{1,0} = 89,26 + 0,382 c$
	$DLF_{1,0} = 1,517 + 0,004 c_{1,0}$
Em multidão: Densidade = 1,8 ped/m ²	$m_{1,8} = 3,82 + 0,807 M$
	$k_{1,8} = -19,74 + 22,48 m_{1,8}$
	$c_{1,8} = 29,7 + 0,244 c + 1,213 M$
	$DLF_{1,8} = 1,335 + 0,002 m_{1,8} + 0,002 c_{1,8}$

A qualidade das funções de regressão foi avaliada numericamente através de uma Análise da Variância (ANOVA). Foi considerado um nível de significância de 5% ($p = 0,05$), com isto, o p -valor (probabilidade de significância) mostra a significância estatística das funções.

A seguir, as Tabelas 5.7 a 5.10 contém os resultados da ANOVA para as regressões da caminhada normal. As Tabelas 5.11 a 5.14 contém os resultados da ANOVA para as regressões da caminhada em situação de multidão com densidade de 1,0 ped/m². Por fim, as Tabelas 5.15 a 5.19 contém os resultados da ANOVA para as regressões da caminhada em situação de multidão com densidade de 1,8 ped/m².

Tabela 5.7 – Resultados da ANOVA para a função de m , caminhada normal

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	8436,8	8436,79	220,04	0,000	4,15
Erro	33	1265,3	38,34			
Falta de ajuste	23	1001,9	43,56	1,65	0,206	2,27
Erro puro	10	263,4	26,34	*	*	
Total	34	9702,1				
%de variação explicada				86,96%		
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})				6,2		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos.

Tabela 5.8 – Resultados da ANOVA para a função de k , caminhada normal

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	1.361.538	1.361.538	25,17	0,000	4,15
Erro	33	1.785.065	54.093			
Falta de ajuste	23	1.086.201	47.226	0,68	0,790	2,27
Erro puro	10	698.864	69.886			
Total	34	3.146.603	92.547			
%de variação explicada				43,27%		
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})				232,6		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos.

Tabela 5.9 - Resultados da ANOVA para a função de c , caminhada normal

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	4	186061	46515	12,60	0,000	2,70
Erro	29	107097	3693			
Total	33	293158	8884			
%de variação explicada				63,47%		
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})				60,8		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

Tabela 5.10 - Resultados da ANOVA para a função do FDC, caminhada normal

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor <i>p</i>	Ftabelado
Regressão	2	3,71	1,85	15,03	0,000	3,30
Erro	31	3,82	0,12			
Total	33	7,53	0,23			
%de variação explicada				49,23%		
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})				0,35		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

No que diz respeito às funções do modelo biodinâmico para caminhada normal, os resultados das ANOVAS das funções dos parâmetros *m* e *k* indicaram ajustes estatisticamente significativos ($p < 0,05$). No caso da função de *m*, o valor F da regressão é 220,04, se comparado com $F_{1,33} = 4,15$ (no nível de 95%) indica um ajuste adequado, o qual é confirmado pelo valor F do erro da falta de ajuste igual a 1,65 que é menor que $F_{23,10} = 2,27$ (Tabela 5.7). Do mesmo modo, para a função do parâmetro *k*, o valor F da regressão foi de 25,17, se comparado com $F_{1,33} = 4,15$ (no nível de 95%) indica uma regressão estatisticamente significativa, o qual é confirmado pelo valor F do erro da falta de ajuste de 0,68 que é menor que $F_{23,10} = 2,27$ (Tabela 5.8).

No que se refere às funções *c* e FDC correspondentes à caminhada normal, os resultados das ANOVAS também indicaram regressões significativas (Tabela 5.9 e 5.10). Para a função do parâmetro *c*, o valor F da regressão de 12,60 foi maior que o valor $F_{4,29} = 2,70$ e, do mesmo modo para a função do FDC, $15,03 > F_{4,29} = 3,30$. Por outro lado, ambas funções apresentaram raízes das médias quadráticas residuais (erro_{rms}) altas em comparação com o intervalo de valores observados na Tabela 5.2. O erro_{rms} da função de *c* foi de 60,4 para o intervalo de valores observados para *c* de 100,1-447,1 N.s/m e o erro_{rms} da função do FDC foi de 0,35 para o intervalo de valores observados de 1,5-3,6 %. Assim, pode-se concluir que as funções de *c* e do FDC dão uma estimativa inicial, mas é necessário procurar modelos que se ajustem melhor aos dados.

Tabela 5.11 - Resultados da ANOVA para a função de $m_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	4835,80	4835,80	82,40	0,000	4,15
Erro	33	1936,55	58,68			
Falta de ajuste	23	1727,30	75,10	3,59	0,020	2,27
Erro puro	10	209,25	20,92			
Total	34	6772,35	199,19			
%de variação explicada			71,41%			
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})			7,66			

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

Tabela 5.12 - Resultados da ANOVA para a função de $k_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	866027	866026,54	16,55	0,000	4,15
Erro	32	1674695	52334,23			
Falta de ajuste	22	1414454	64293	2,47	0,070	2,75
Erro puro	10	260241	26024			
Total	33	2540721,95	76991,57			
%de variação explicada			34,09%			
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})			228,77			

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos.

Tabela 5.13 - Resultados da ANOVA para a função de $c_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	39611,56	39611,56	29,93	0,000	4,15
Erro	32	42345,41	1323,29			
Falta de ajuste	31	40709,49	1313	0,80	0,727	4,16
Erro puro	1	1635,92	1636			
Total	33	81956,97	2483,54			
%de variação explicada			48,33%			
Raiz da média quadrática residual (Erro _{rms})			36,4			

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

Tabela 5.14 - Resultados da ANOVA para a função de $FDC_{1,0}$, caminhada em multidão de 1,0 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	0,99	0,99	45,96	0,000	4,15
Erro	32	0,69	0,02			
Total	33	1,69	0,05			
%de variação explicada				58,95%		
Raiz da média quadrática residual ($Erro_{rms}$)				0,15		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos.

No que se refere a caminhada em multidão com densidade de 1,0 ped/m², os resultados das ANOVAS das funções de $m_{1,0}$, $k_{1,0}$, $c_{1,0}$ e $FDC_{1,0}$ indicaram ajustes estatisticamente significativos ($p < 0,05$), com valores F maiores aos Ftabelados. No caso da função de $m_{1,0}$, o valor F da regressão é 82,40, se comparado com $F_{1,33} = 4,15$ indicando um ajuste adequado, porém, o valor F do erro da falta de ajuste igual a 3,59 resultou maior que $F_{23,10} = 2,27$ (Tabela 5.11), indicando falta de ajuste para esta função.

Por outro lado, as funções de $c_{1,0}$ e $FDC_{1,0}$ apresentaram raízes das médias quadráticas residuais ($erro_{rms}$) altas em comparação com o intervalo de valores observados na Tabela 5.3. O $erro_{rms}$ da função de $c_{1,0}$ foi de 36,4 para o intervalo de valores observados para c de 100,1-279,4 N.s/m e o $erro_{rms}$ da função do $FDC_{1,0}$ foi de 0,15 para o intervalo de valores observados de 1,5-2,7 %. Assim, pode-se concluir que as funções de $c_{1,0}$ e $FDC_{1,0}$ dão uma estimativa inicial, mas é necessário procurar modelos que se ajustem melhor aos dados.

Tabela 5.15 - Resultados da ANOVA para a função de $m_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	6725,98	6725,98	171,74	0,000	4,15
Erro	33	1292,42	39,16			
Falta de ajuste	23	890,67	38,72	0,96	0,555	2,27
Erro puro	10	401,75	40,18			
Total	34	8018,40	235,84			
%de variação explicada				83,88%		
raiz da média quadrática residual				6,26		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos.

Tabela 5.16 - Resultados da ANOVA para a função de $k_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	3569709,50	3569709,50	51,09	0,000	4,15
Erro	32	2235662,04	69864,44			
Falta de ajuste	28	1720651,03	61451,82	0,48	0,892	5,76
Erro puro	4	515011,01	128752,75			
Total	33	5805371,54	175920,35			
%de variação explicada				61,49%		
raiz da média quadrática residual				264,32		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

Tabela 5.17 - Resultados da ANOVA para a função de $c_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	1	25439,63	25439,63	17,94	0,000	4,15
Erro	32	45386,62	1418,33			
Falta de ajuste	31	44065,64	1421,47	1,08	0,657	250
Erro puro	1	1320,98	1320,98			
Total	33	70826,24	2146,25			
%de variação explicada				35,92%		
raiz da média quadrática residual				37,66		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

Tabela 5.18 - Resultados da ANOVA para a função de $FDC_{1,8}$, caminhada em multidão de 1,8 ped/m²

Fonte	GL	SQ (Aj.)	MQ (Aj.)	Valor F	Valor p	Ftabelado
Regressão	2	0,45	0,22	16,88	0,000	3,33
Erro	31	0,41	0,01			
Total	33	0,86	0,03			
%de variação explicada				52,12%		
raiz da média quadrática residual				0,115		

Onde: SQ = soma dos quadrados; GL = grau de liberdade; MQ = média dos quadrados; F = parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos

Finalmente, com relação à situação de caminhada em multidão com densidade de 1,8 ped/m², os resultados das ANOVAS das funções de $m_{1,8}$, $k_{1,8}$, $c_{1,8}$ e $FDC_{1,8}$ indicaram ajustes estatisticamente significativos ($p < 0,05$), com valores F maiores aos Ftabelados. Por outro lado, as funções de $c_{1,8}$ apresentou um erro_{rms} alto em comparação

com o intervalo de valores observados na Tabela 5.3. O erro_{rms} da função de $c_{1,8}$ foi de 37,6 para o intervalo de valores observados para $c_{1,8}$ de 100,0-303,3 N.s/m. Assim, pode-se concluir que a funções de $c_{1,8}$ dá uma estimativa inicial, mas é necessário procurar modelos que se ajustem melhor aos dados.

Em geral, os resultados das análises de variância evidenciaram a influência das variáveis independentes de M e f_L no cálculo dos parâmetros biodinâmicos, sendo M a variável mais influente. Para o parâmetro do amortecimento, as análises também mostraram a necessidade de procurar modelos que se ajustem melhor aos resultados e diminuam o erro, isto para todas as situações de caminhada. Do mesmo modo, para as funções do FDC no caso das situações de caminhada isolada e multidão de 1,0 ped/m².

6 - DESCRIÇÃO DA PASSARELA ABERFELDY

Com o intuito de avaliar o desempenho do modelo biodinâmico proposto, a passarela de pedestres Aberfeldy foi escolhida para simular o tráfego de pessoas caminhando. Essa passarela é constituída por materiais compósitos apresentando uma massa bastante reduzida, ao se comparar com as estruturas de materiais convencionais. Além disso, a análise modal experimental da passarela identificou uma frequência lateral baixa de 0,98 Hz. Em virtude disso, a passarela é susceptível à excitação por um único pedestre.

As seções 6.1 a 6.3 abordam a descrição e características dinâmicas da passarela de pedestres Aberfeldy. A seção 6.4 apresenta o modelo numérico inicial em elementos finitos construído por Pimentel (1997) levando em consideração as características geométricas e dos materiais usados na passarela e descritos amplamente pelo autor. Finalmente, a seção 6.5 apresenta o modelo em elementos finitos atualizado da passarela.

6.1 Descrição da Passarela Aberfeldy

A Passarela Aberfeldy foi construída na Escócia em 1992 sobre o rio Tay em um campo de golfe. A passarela é constituída por materiais compósitos, polímero reforçado com fibra de vidro (PRFV) (exceto as fundações e as ligações, que utilizaram concreto e aço convencionais), conta com perfis pultrudados de resina reforçada com fibra de vidro como material constituinte para tabuleiro e torres e fibras de aramida revestidas com polietileno (*Kevlar*) para os estais (Costa, 2013).

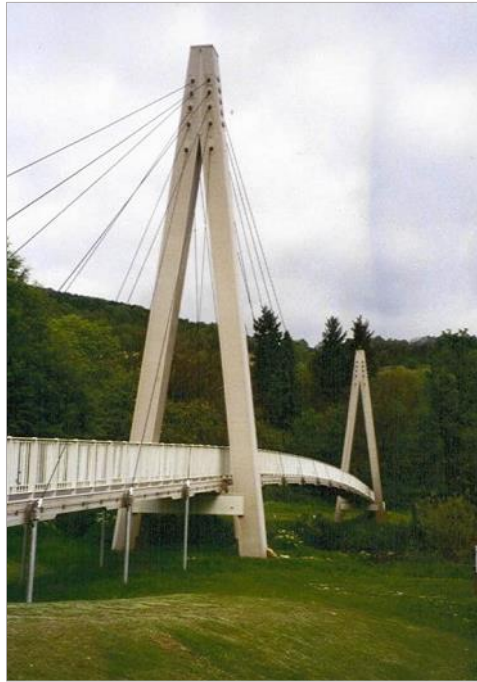


Figura 6.1 - Passarela Aberfeldy, Escócia, Reino Unido. Fonte: <https://structurae.net/structures/aberfeldy-footbridge> (Acesso em: 11 agosto de 2018)

A passarela de 113,0 metros de comprimento, conta com três vãos: o vão central de 63 metros e dois vãos laterais com 25 metros cada; possui duas torres em formato A, com 18,0 metros de altura, onde se ancoram 20 estais (Figura 6.2).

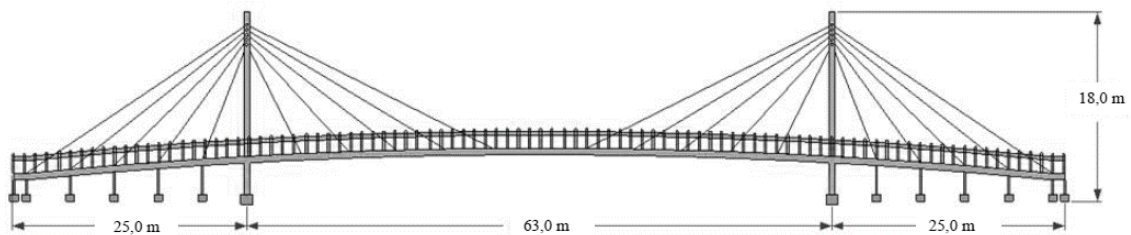


Figura 6.2 - Perfil longitudinal da passarela Aberfeldy. (Costa, 2013)

Os componentes básicos da construção são pranchas de polímero reforçado com fibra de vidro (PRFV). Cada prancha tem dimensões externas de 600 mm de largura por 80 mm de altura, com paredes de 3 mm formando sete células, como mostrado na Figura 6.3. As pranchas foram unidas por suas faces através de peças de encaixe a perfis conectores de três vias, estes últimos tem a capacidade de conectar seções lado a lado.

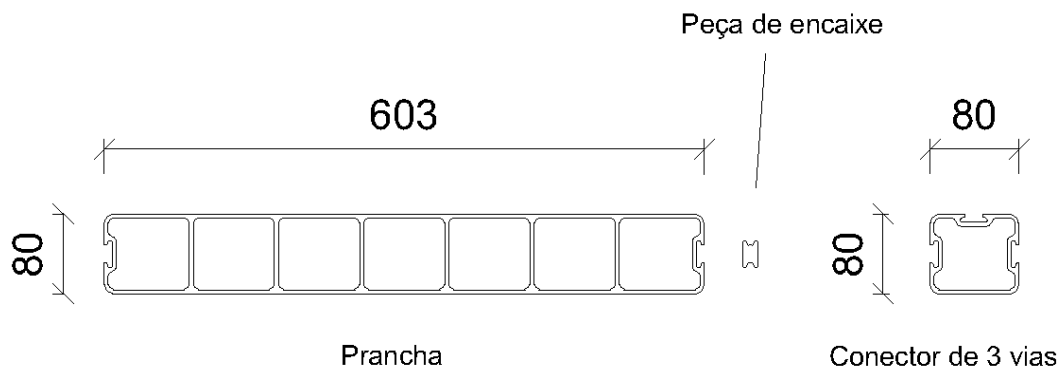


Figura 6.3 - Seção transversal de prancha e do conector de 3 vias.

A seção transversal é formada por três pranchas, dois conectores e duas vigas longitudinais de seção transversal variável (Figura 6.4). As vigas são formadas por cinco conectores nos trechos das ancoragens dos cabos e quatro conectores nos demais trechos. As transversinas principais são formadas por quatro perfis conectores e as transversinas secundárias por um perfil conector (Burgoyne e Head, 1993).

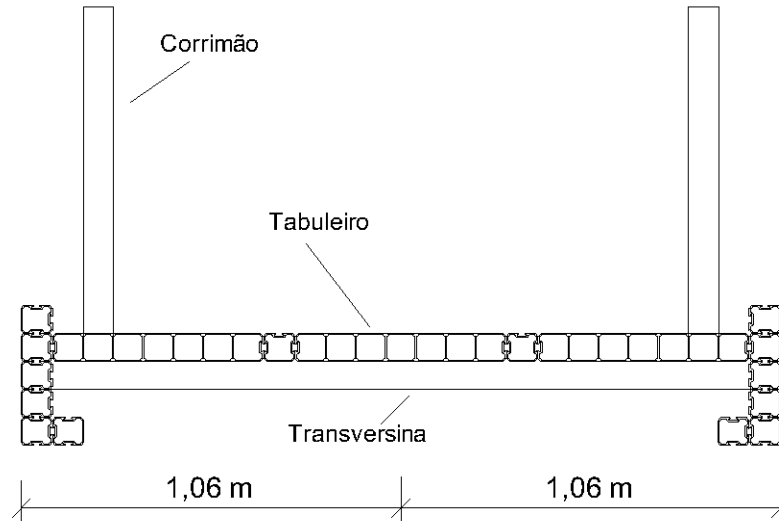


Figura 6.4 – Seção transversal da passarela.

A passarela foi sobrecarregada quando foi atravessada por um pequeno trator rebocando areia, resultando em rachaduras na superfície superior dos componentes da plataforma. Para remediar a situação, a passarela foi reforçada em 1997 pela adição de

placas pultrudidas coladas no tabuleiro. A reforma adicionou cerca de 0,17 kN/m ao peso da estrutura (Cadei e Stratford, 2002).

6.2 Análise modal experimental da passarela Aberferdy

Em julho de 1994 e junho de 1995, Pimentel et al. (1995) realizaram ensaios experimentais sob excitação ambiental, e foram determinados valores de frequências naturais e taxa de amortecimento viscoso para nove formas modais. Em 2000, após reforço do tabuleiro da passarela, foram realizados ensaios modais e testes com pedestres atravessando a ponte. A análise das Funções de Resposta de Frequência (FRF) forneceu as frequências naturais e as razões de amortecimento modal de 14 formas modais (Archbold et al., 2005).

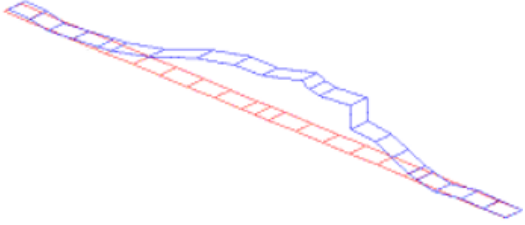
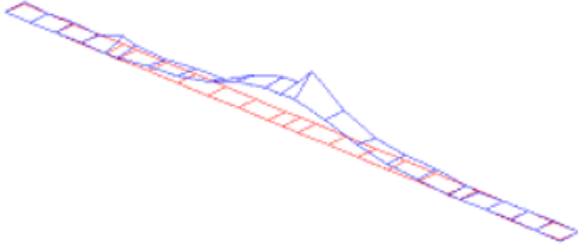
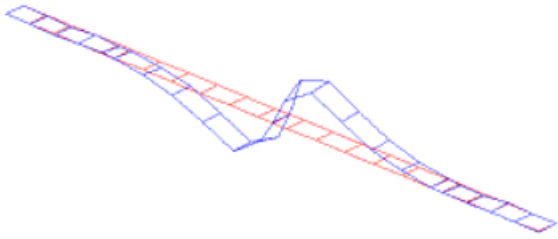
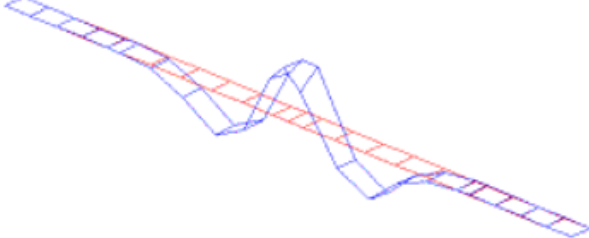
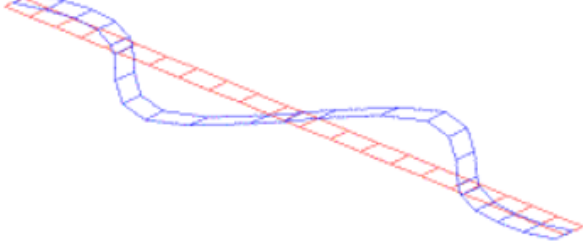
Os resultados das avaliações experimentais são apresentados na Tabela 6.1 para os nove primeiros modos de vibração lateral e vertical, onde L e V indicam os modos de vibração lateral e vertical, respectivamente. Como dito anteriormente, a Passarela Aberfeldy possui uma frequência natural lateral bastante baixa podendo ser excitada por um único pedestre.

Tabela 6.1 - Frequências naturais das nove primeiras formas modais da Passarela Aberfeldy, em 1995 e 2000. (Pimentel, 1997; Archbold et al., 2005)

Forma modal	Frequência natural (Hz)		Razão de amortecimento ζ (%)	
	1995	2000	1995	2000
L1	1,00	0,98	-	1,00
V1	1,59	1,52	0,84	0,40
V2	1,92	1,86	0,94	0,70
V3	2,59	2,49	1,20	0,70
L2	2,81	2,73	-	1,20
V4	3,14	3,01	-	0,80
V5	3,63	3,50	-	0,55
V6	4,00	3,91	-	0,60
V7	4,60	4,40	-	0,80

A Tabela 6.2 apresenta a configuração dos 5 primeiros modos de vibração identificados por Pavic et al. (2000).

Tabela 6.2 - Frequências e Modos identificados experimentalmente da Passarela Aberfeldy.
 Fonte: Adaptado de Archbold (2004)

Modo	Configurações dos modos
1L	$f = 0,98 \text{ Hz}$ $\zeta = 1.0\%$ 
1V	$f = 1,52 \text{ Hz}$ $\zeta = 0,4 \%$ 
2V	$f = 1,86 \text{ Hz}$ $\zeta = 0,4 \%$ 
3V	$f = 2,49 \text{ Hz}$ $\zeta = 0,4 \%$ 
2L	$f = 2,73 \text{ Hz}$ $\zeta = 0,4 \%$ 

6.3 Respostas dinâmicas experimentais da Passarela Aberfeldy

Pimentel (1997) realizou ensaios de duas pessoas caminhando sobre a passarela, uma de cada vez, em duas taxas de passo coincidentes com as frequências naturais verticais de 1,59 Hz e 1,92 Hz. Foram determinadas as acelerações de pico de cada caso. As Figuras 6.5 e 6.6 mostram as respostas em termos de aceleração no tempo medidas nos ventres das formas modais (Costa, 2013).

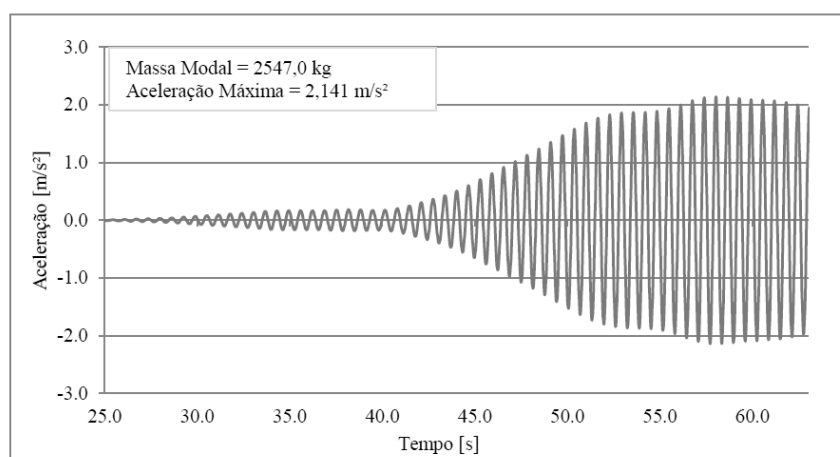


Figura 6.5 - Resposta de aceleração ao longo do tempo, no meio do vão central para ensaio de pessoa caminhando na passarela, obtida por Pimentel (1997). 1º modo de vibração vertical.
Fonte: Adaptada de Costa (2013)

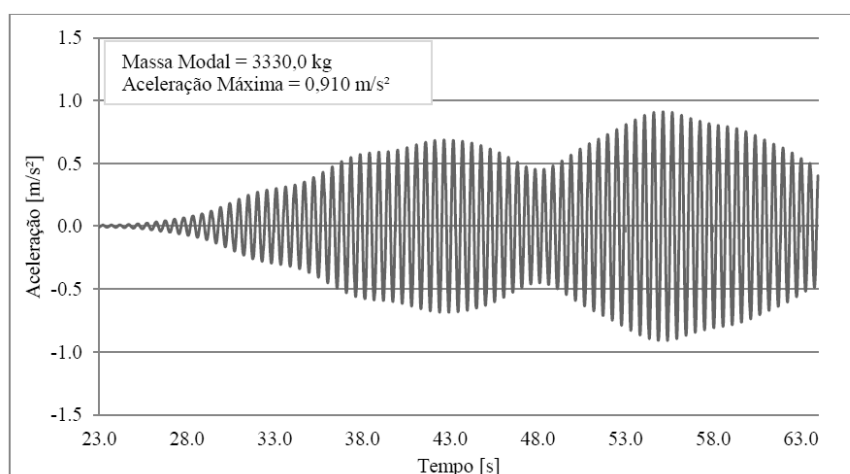


Figura 6.6 - Resposta de aceleração ao longo do tempo, no meio do vão central para ensaio de pessoa caminhando na passarela, obtida por Pimentel (1997). 2º modo de vibração vertical.
Fonte: Adaptada de Costa (2013)

Pavic et al. (2000) registraram medições de aceleração vertical e lateral da passarela Aberfeldy para 100 caminhadas, livres e controladas, realizadas por 9 pessoas diferentes. Um total de 59 medições controladas foram feitas com taxa de passo variando de 1,4 Hz a 2,0 Hz. As caminhadas controladas envolveram pedestres caminhando em taxas de passo específicas, controladas por metrônomo. As caminhadas livres foram feitas sem o uso do metrônomo e incluíram pessoas caminhando em sua taxa de passo normal (livre). Cada pedestre atravessou a passarela duas vezes.

A Figura 6.7 apresenta o registro típico de aceleração lateral medida no meio do vão da passarela quando um pedestre caminhou isoladamente em uma taxa de passo de 1,5 Hz. A figura inclui a curva da raiz quadrática média de 10 segundos (rms 10s), a qual foi obtida para cada registro a fim de realizar, posteriormente, a comparação com acelerações simuladas numericamente.

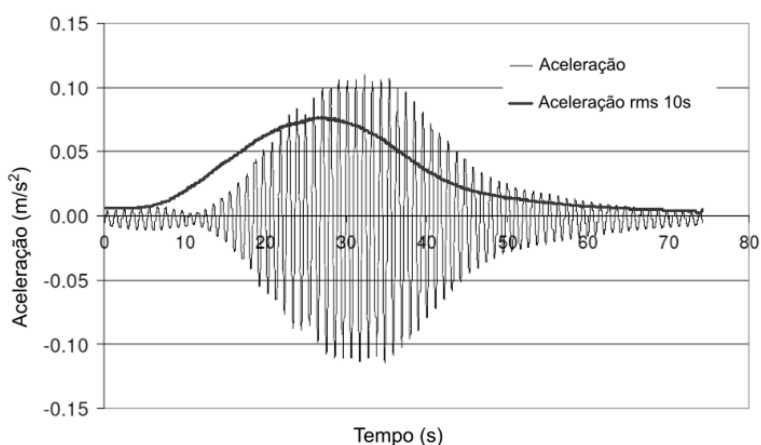


Figura 6.7 - Registro típico de aceleração lateral medida na passarela Aberfeldy. Fonte: Adaptada de Archold (2004)

Os autores notaram acelerações pico na resposta da estrutura quando os pedestres andaram com taxa de passo de 1,9 Hz que corresponde a uma frequência lateral de caminhada de 0,95 Hz, próxima da frequência lateral de 0,98 Hz da estrutura. Assim, a Tabela 6.3 contém as acelerações laterais máximas rms 10s medidas na passarela obtidas para cada indivíduo caminhando isoladamente na taxa de passo de 1,9 Hz.

Tabela 6.3 - Acelerações máximas laterais rms 10s para frequência de passo de 1,9 Hz

Pedestre	Massa (kg)	Altura (m)	IMC	Aceleração máxima experimental rms 10s (m/s ²)		
				Passagem 1	Passagem 2	Média
P1	104	1,90	28,81	0,1061	0,0919	0,099
P2	88	1,79	27,46	0,072	0,0673	0,070
P3	73	1,73	24,39	0,0423	0,037	0,040
P4	88	1,78	27,77	0,068	0,0691	0,069
P5	86	1,93	23,09	0,0294	0,0235	0,027
P6	70	1,73	23,39	0,0748	0,0732	0,074
P7	67	1,73	22,39	0,105	0,0783	0,092
P8	79	1,83	23,59	0,0644	0,0687	0,067
P9	86	1,73	28,73	0,1193	0,1217	0,121

IMC: Índice de Massa Corporal

Os resultados experimentais apresentados na Tabela 6.3 mostram que a resposta lateral da passarela não é proporcional apenas à massa do pedestre. Por exemplo, os pedestres P5 e P9 têm uma massa de 86 kg, mas a resposta máxima média do P9 é aproximadamente 448% a aceleração máxima causada pelo P5. A diferença de altura entre os dois pedestres é de apenas 0,20m. Adicionalmente, se comparados as acelerações experimentais em função do índice de massa corporal (IMC), observa-se que não há dependência linear dos valores da aceleração com este índice.

6.4 Modelo em elementos finitos da Passarela Aberfeldy

Para realizar a análise numérica da estrutura da passarela Aberfeldy teve-se por base o modelo numérico em elementos finitos desenvolvido por Pimentel (1997), utilizando o software ANSYS®.

A análise numérica foi realizada pelo método dos elementos finitos através do software de análise estrutural ANSYS® v.17, versão acadêmica que permite gerar malhas com até 32 mil nós. Um modelo numérico 3D inicial foi construído levando em consideração as características geométricas e dos materiais usados na passarela e descritos amplamente por Pimentel (1997). Os valores das características físicas dos materiais usadas na modelagem numérica são apresentados na Tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Propriedades físicas dos materiais

Propriedades	Unidade	Material	
		PRFV	Kevlar
Modulo Longitudinal	N/m ²	2,10E+10	1,14E+11
Modulo transversal	N/m ²	3,90E+09	-
Massa específica	Kg/m ³	1793,3	2814,9

A seguir são apresentados os elementos usados para modelar a estrutura e suas características. Esses elementos se encontram disponíveis na biblioteca do software ANSYS®.

- a) BEAM 188: este elemento é linear composto por 2 nós, com seis graus de liberdade por nó (Figura 6.8), deslocamentos x, y, z e rotação em torno de x, y e z, respectivamente.

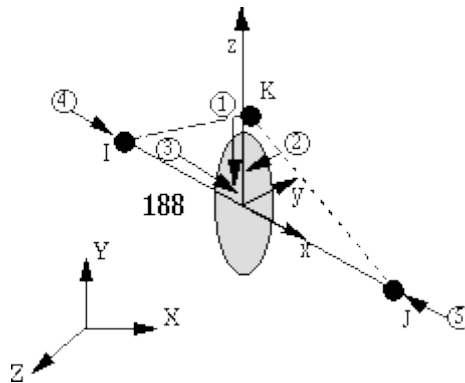


Figura 6.8 - Esquema do elemento BEAM188 (ANSYS 17)

- b) LINK8: é um elemento de tensão-compressão uniaxial com três graus de liberdade em cada nó: translações nas direções nodais x, y e z.

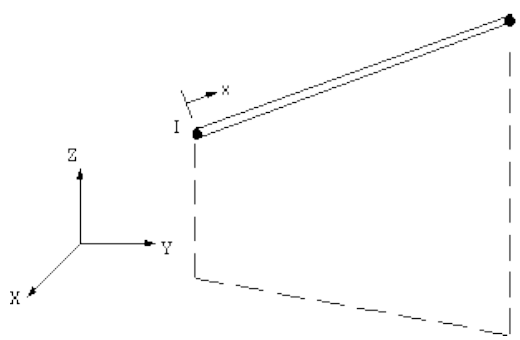


Figura 6.9 - Esquema do elemento LINK8 (ANSYS 17)

- c) COMBIN14: Este elemento é definido por dois nós (I e J), com translação em x, y e z e rotação em torno dos mesmos, totalizando seis graus de liberdade em cada nó. COMBIN14 é um elemento de mola que permite a inserção de rigidez e amortecimento.

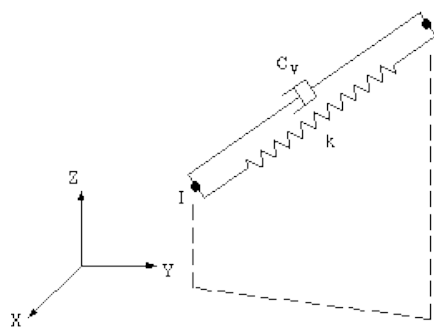


Figura 6.10 - Esquema do elemento COMBIN14 (ANSYS 17)

A passarela foi modelada usando elementos lineares de viga tipo BEAM188, para representar o tabuleiro e para conectar o mesmo aos cabos. Os cabos foram modelados usando elementos LINK8 e foram conectados às vigas transversais no tabuleiro. As torres também foram modeladas usando elementos de viga. As conexões entre as vigas transversais dos pilares e o tabuleiro foram modeladas como conexões de mola (COMBIN14). Os corrimãos e acabamentos do tabuleiro foram incluídos como massas adicionais. O modelo discretizado conta com 221 nós e 306 elementos.

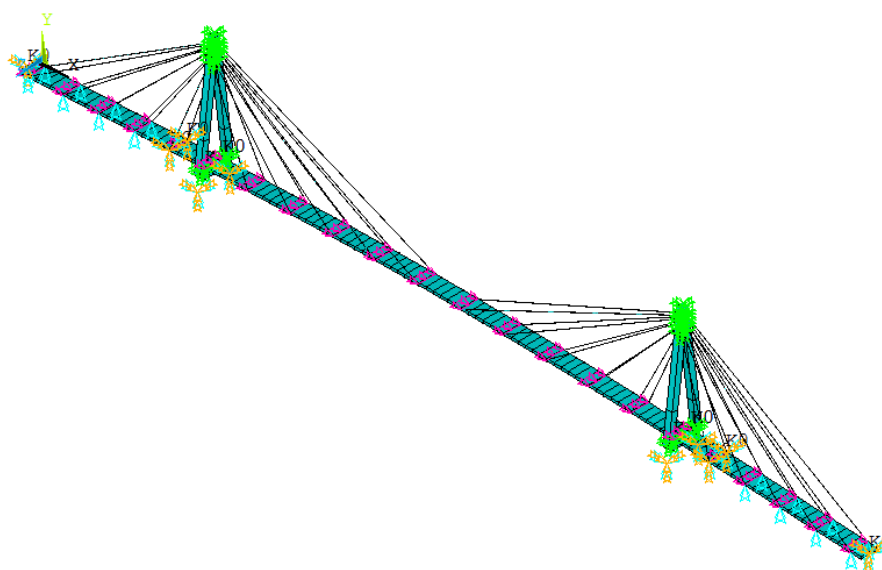


Figura 6.11 - Modelo tridimensional da Passarela Aberfeldy

Em seguida foi realizada a análise modal do modelo em elemento finitos, a fim de determinar as frequências naturais e seus respectivos modos de vibração. Os resultados foram comparados com os obtidos das análises experimentais efetuadas por Pimentel (1997) e Pavic et al. (2000).

Tabela 6.5 - Comparação entre as frequências numéricas e experimentais da Passarela Aberfeldy

Forma modal	Frequência natural experimental (Hz)		Frequência numérica (Hz)	Erro ^(a) %	Erro ^(b) %
	1995	2000			
L1	1,00	0,98	1,02	1,6	3,7
V1	1,59	1,52	1,62	1,6	6,3
V2	1,92	1,86	1,94	1,1	4,3
V3	2,59	2,49	2,62	1,1	5,2
L2	2,81	2,73	2,90	3,2	6,2
V4	3,14	3,01	3,14	-0,1	4,2
V5	3,63	3,50	3,66	0,9	4,6
V6	4,00	3,91	4,08	1,9	4,3
V7	4,60	4,40	4,63	0,7	5,2

^(a) Erro entre a frequência numérica e experimental obtida por Pimentel (1997)

^(b) Erro entre a frequência numérica e experimental obtida por Pavic et al. (2000)

O modelo numérico apresentou boa correlação com os resultados experimentais obtidos em 1995, com diferenças menores a 3.2%. No entanto, as diferenças aumentaram ao comparar as frequências do modelo numérico com as obtidas experimentalmente por Pavic et al. (2000), devido ao reforço no tabuleiro realizado em 1997 (seção 6.1) e que não foi considerado no modelo inicial.

6.5 Modelo em Elementos Finitos atualizado

Deste modo, foi efetuada uma atualização do modelo inicial da passarela, adicionado a massa das placas pultrudidas coladas. A Tabela 6.6 apresenta a comparação entre as frequências numéricas do modelo atualizado com as frequências obtidas da análise modal por Pavic et al. (2000).

Tabela 6.6 - Comparação entre as frequências medidas experimentalmente e as do modelo atualizado

Forma modal	Frequência experimental (Hz)	Frequência numérica	Erro
	2000	(Hz)	%
L1	0,98	0,97	1,0
V1	1,52	1,55	1,7
V2	1,86	1,86	0,2
V3	2,49	2,51	0,6
L2	2,73	2,78	1,9
V4	3,01	3,00	0,4
V5	3,50	3,50	0,1
V6	3,91	3,90	0,4
V7	4,40	4,42	0,5

O modelo atualizado foi capaz de representar as frequências e os modos laterais e verticais com certa precisão, conforme apresentado na Tabela 6.6 e Tabela 6.7.

Tabela 6.7 - Configurações dos modos Laterais (L) e Verticais (V), e frequências de vibração numéricas

Modo	Frequência (Hz)	Configurações dos modos
1L	0,97	
1V	1,55	
2V	1,86	
3V	2,51	
2L	2,78	

Este modelo numérico atualizado será utilizado no seguinte capítulo para aplicar o modelo biodinâmico na direção lateral de modo a simular a passagem de pedestres.

7 - APLICAÇÃO DO MODELO DE INTERAÇÃO BIODINÂMICO NA DIREÇÃO LATERAL

Este capítulo apresenta a aplicação do modelo biodinâmico na direção lateral proposto no modelo em elementos finitos da Passarela Aberfeldy. A simulação da força aplicada pela passagem do pedestre foi realizada através de uma análise transiente no software ANSYS®.

A seção 7.1 descreve o procedimento para a implementação do S1GL no software ANSYS®. A seção 7.2 apresenta a metodologia para as simulações do modelo na passarela Aberfeldy submetida à ação do modelo biodinâmico. Por último, na seção 7.3 é realizada a comparação dos resultados com medições experimentais.

7.1 Implementação do modelo biodinâmico na direção lateral

A seguir são apresentados os elementos usados para implementação do modelo biodinâmico, que se encontram disponíveis na biblioteca do software ANSYS®.

- a) MASS21: Este elemento possui seis graus de liberdade, sendo três rotações e três translações. Apresenta componentes de massa concentrada na direção das coordenadas do elemento, e rotação inercial sobre os eixos de coordenadas do elemento.

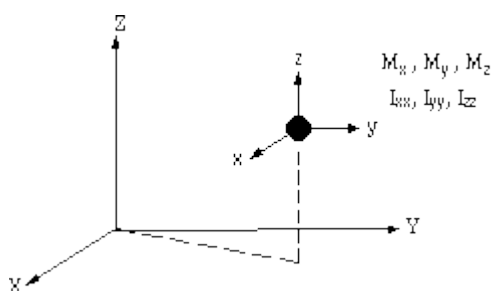


Figura 7.1 - Esquema do elemento MASS21 (ANSYS 17)

- b) CONTA175: este elemento pode ser usado para representar o contato e o deslizamento entre duas superfícies (ou entre um nó e uma superfície, ou entre uma linha e uma superfície) em 2-D ou 3-D. O elemento é aplicável a análises de contato de campo acopladas e estruturais 2-D ou 3-D. Esse

elemento está localizado nas superfícies de elementos sólidos, de viga e de casca.

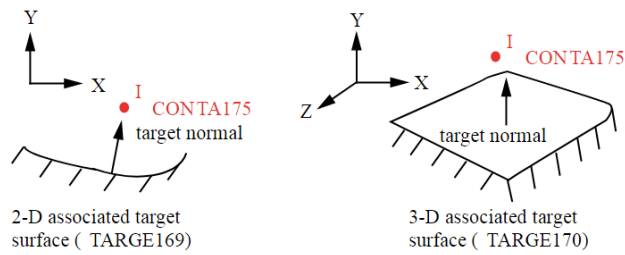


Figura 7.2 - Esquema do elemento CONTA175 (ANSYS 17)

- c) TARGE170: é usado para representar várias superfícies "alvo" 3-D para os elementos de contato associados. Os próprios elementos de contato sobrepõem o sólido, a casca ou os elementos de linha que descrevem o limite de um corpo deformável e estão potencialmente em contato com a superfície de destino, definida por TARGE170.

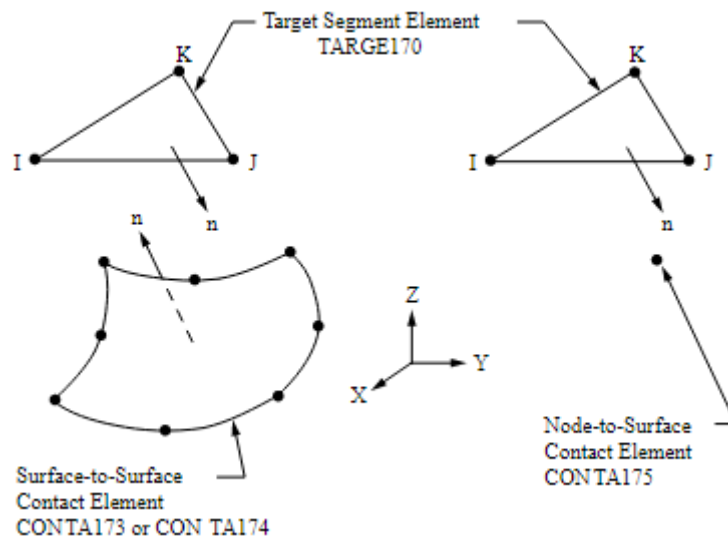


Figura 7.3 - Esquema do elemento TARGE170 (ANSYS 17)

Inicialmente, o modelo biodinâmico foi implementado usando um modelo de contato direto apresentado na Figura 7.5. A massa do biodinâmico foi modelada usando o elemento MASS21, a rigidez e o amortecimento através do elemento COMBIN14, definido na seção 6.4, e, finalmente, os elementos CONTA178 e TARGE170 realizaram o contato entre o biodinâmico e a passarela.

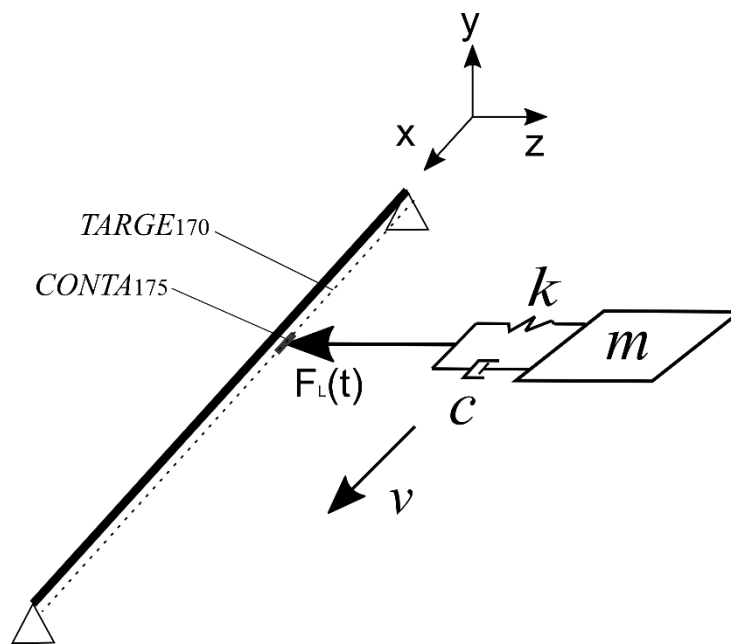


Figura 7.4 - Modelo de contato direto no ANSYS®

Na figura, m , k e c são os parâmetros do modelo biodinâmico de um grau de liberdade na direção lateral (S1GL), v é a velocidade de caminhada do pedestre e $F_L(t)$ a força correspondente a cada pedestre, em termos da série de Fourier e que depende do FDC. O eixo de referência x é paralelo ao eixo longitudinal da passarela e o eixo z representa a direção lateral.

Embora esta técnica tenha sido usada por outros autores na modelagem de interação entre veículos e estruturas tipo pontes ou trilhos (Bowe, 2009), no presente trabalho simulações realizadas para verificar a validade deste modelo de contato direto se mostraram bastante complexas, sujeitas a erros e demandaram um alto custo computacional.

Assim, optou-se por um modelo alternativo de contato entre o pedestre e a estrutura que consiste em calcular a força de contato do S1GL e mover essa carga ao longo da passarela. A Figura 7.6 mostra as variáveis envolvidadas na implementação do modelo alternativo.

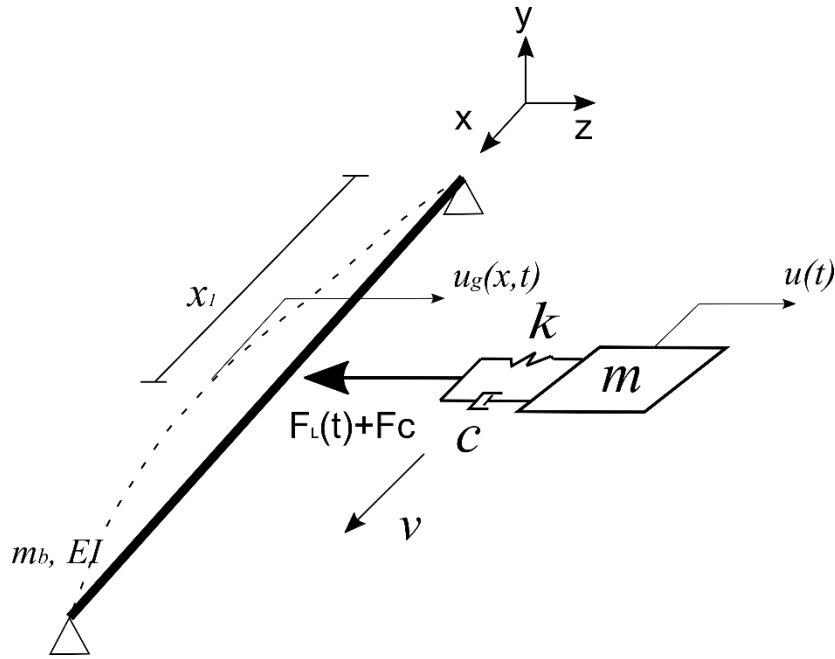


Figura 7.5 - Modelo alternativo de contato no ANSYS®

Na figura acima, $u(t)$ e $u_g(x, t)$ são os deslocamentos do biodinâmico e da passarela, respectivamente. F_c é a força de contato resultante da interação entre o pedestre e a estrutura.

A equação de movimento da estrutura sujeita a um S1GL móvel é dada por (Fryba, 1972):

$$EI \frac{\partial^4 u_g(x, t)}{\partial x^4} + m_b \frac{\partial^2 u_g(x, t)}{\partial t^2} = (-mg + k[u(t) - u_g(x_1, t)] + c[\dot{u}(t) - \dot{u}_g(x_1, t)]) \delta(x - x_1) \quad (7.1)$$

onde, E é o módulo de elasticidade da viga, I o momento de inercia na direção z , m_b a massa da viga, $\delta(x)$ é a função delta de Dirac para representar a posição do S1GL.

Deste modo, na análise transiente a força de contato, calculada em cada iteração em função da velocidade de caminhada do pedestre v , é dada pela Equação (7.2):

$$F_c(t) = -mg + k(u(t) - u_g(vt, t)) + c(\dot{u}(t) - \dot{u}_g(vt, t)) \quad (7.2)$$

Para manter o contato, a posição lateral do S1GL é definida a cada passo igual a u_g . Isto é, o deslocamento do pedestre é restrito para ser igual ao deslocamento do nó correspondente à posição do pedestre na iteração. Neste modelo alternativo, a massa do biodinâmico foi modelada usando o elemento MASS21, a rigidez e o amortecimento através do elemento COMBIN14.

Finalmente, foi realizada a verificação do modelo alternativo de contato consistente em modelar uma viga simplesmente apoiada com um S1GL deslocando-se ao longo da mesma (Apêndice C). As simulações resultaram consideravelmente mais simples e os resultados se mostraram coerentes quando comparados com os obtidos para modelos analíticos encontrados na literatura.

7.2 Simulações da passagem de pessoas caminhando isoladamente sobre a passarela

Para obter a resposta em termos da aceleração da interação pedestre-passearela, foram realizadas simulações em duas etapas. Na primeira, foi simulada a passagem do pedestre usando o modelo tradicional de carga descrito na Equação (3.1) e foi considerado um FDC de 0,04. Na segunda etapa, as simulações consideraram a adição do modelo biodinâmico na direção lateral junto com o modelo de carga tradicional.

As cargas e os biodinâmicos foram posicionados em cada nó dos elementos de viga que representam o tabuleiro da passarela. A velocidade de deslocamento v dos pedestres foi considerada em função da taxa de passo do indivíduo (BS5400,2000):

$$v = 0,9(2f_L) \quad (7.3)$$

No fluxograma da Figura 7.7 é mostrado o procedimento de cálculo da carga e posição do S1GL.

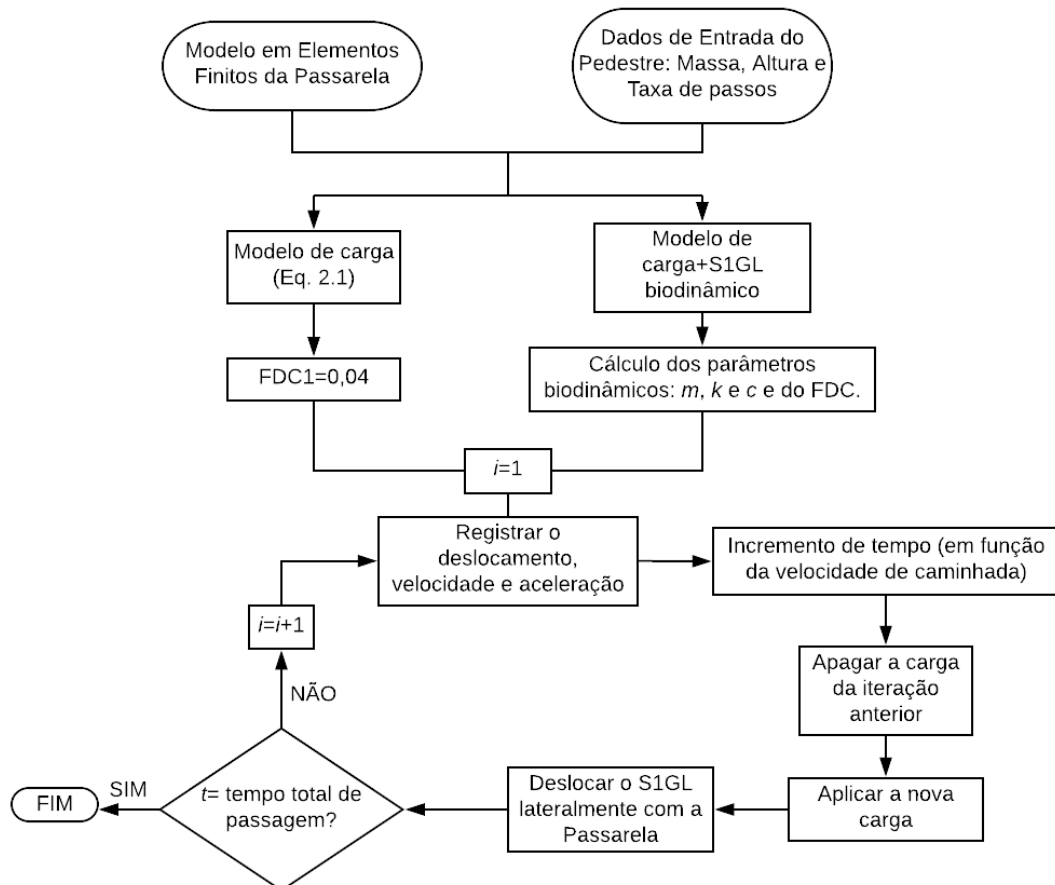


Figura 7.6 - Fluxograma da análise transiente implementada em ANSYS®

A validação do modelo biodinâmico foi realizada mediante a comparação das acelerações rms 10s numéricas com as obtidas experimentalmente por Pavic et al. (2000).

7.3 Resultados do modelo da passarela Aberfeldy submetido à passagem de pessoas caminhando isoladamente

Os parâmetros do S1GL e o FDC para cada pedestre ensaiado por Pavic et al. (2000), foram obtidos a partir das funções de regressão (seção 5.2.3) que relacionam as características dos pedestres (massa, altura e taxa de passo) com o modelo proposto. A Tabela 7.1 exhibe os parâmetros dos pedestres, usados para as simulações.

Tabela 7.1 - Valores dos parâmetros biodinâmicos dos pedestres

Pedestre	M (kg)	Altura (m)	f_p (Hz)	f_L (Hz)	m (kg)	k (N/m)	c (N.s/m)	FDC (%)
P1	104	1,90	1,9	0,95	94,8	1850,6	226,8	1,95
P2	88	1,79	1,9	0,95	80,4	1668,4	232,3	2,17
P3	73	1,73	1,9	0,95	66,8	1497,5	237,4	2,33
P4	88	1,78	1,9	0,95	80,4	1668,4	232,3	2,14
P5	86	1,93	1,9	0,95	78,6	1645,6	232,9	2,36
P6	70	1,73	1,9	0,95	64,1	1463,3	238,4	2,40
P7	67	1,73	1,9	0,95	61,4	1429,1	239,4	2,25
P8	79	1,83	1,9	0,95	72,3	1565,8	235,3	2,17
P9	86	1,73	1,9	0,95	78,6	1645,6	232,9	2,14

As respostas da passarela submetida à passagem de um pedestre foram obtidas em termos da aceleração máxima rms 10s. A Figura 7.8 apresenta um exemplo do registro de acelerações no meio do vão da passarela junto com a curva rms 10s, obtidas das simulações.

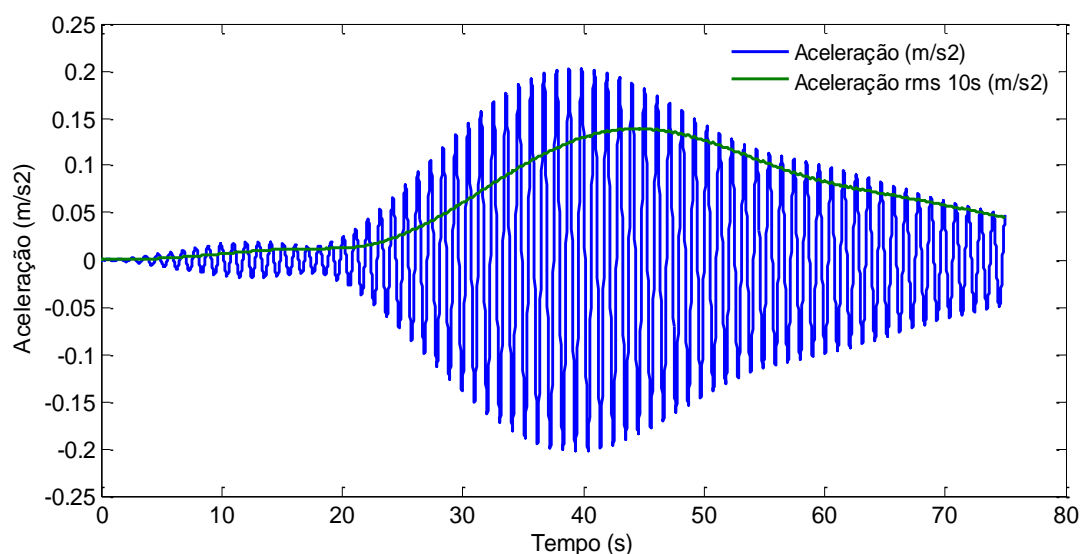


Figura 7.7 - Aceleração lateral no meio do vão da passarela Aberfeldy obtida da resposta do modelo de carga

7.4 Comparações das respostas dos modelos com a resposta experimental

Finalmente, os resultados obtidos, em termos da aceleração máxima rms 10s, da passarela submetida à passagem da carga e à passagem da carga junto com o S1GL

biodinâmico foram comparados com as acelerações registradas experimentalmente por Pavic et al. (2000) e descritas no capítulo anterior (seção 6.3). Na Tabela 7.2 é apresentada dita comparação.

Tabela 7.2 - Valores de aceleração rms 10s obtidos no meio do vão passarela Aberfeldy devido à passagem de um pedestre caminhando isoladamente

Pedestre	M (kg)	Altura (m)	IMC	Aceleração máxima rms 10s (m/s ²)				
				Experimental	Carga (Eq. 3.1)	Erro (%)	Carga+S1GL	Erro (%)
P1	104	1,90	28,81	0,099	0,139	41%	0,091	-8%
P2	88	1,79	27,46	0,070	0,118	69%	0,082	18%
P3	73	1,73	24,39	0,040	0,098	145%	0,072	79%
P4	88	1,78	27,77	0,069	0,118	71%	0,082	19%
P5	86	1,93	23,09	0,026	0,115	343%	0,081	212%
P6	70	1,73	23,39	0,074	0,094	27%	0,069	-7%
P7	67	1,73	22,39	0,080	0,090	12%	0,067	-17%
P8	79	1,83	23,59	0,0666	0,106	59%	0,076	14%
P9	86	1,73	28,73	0,1205	0,115	-4%	0,081	-33%

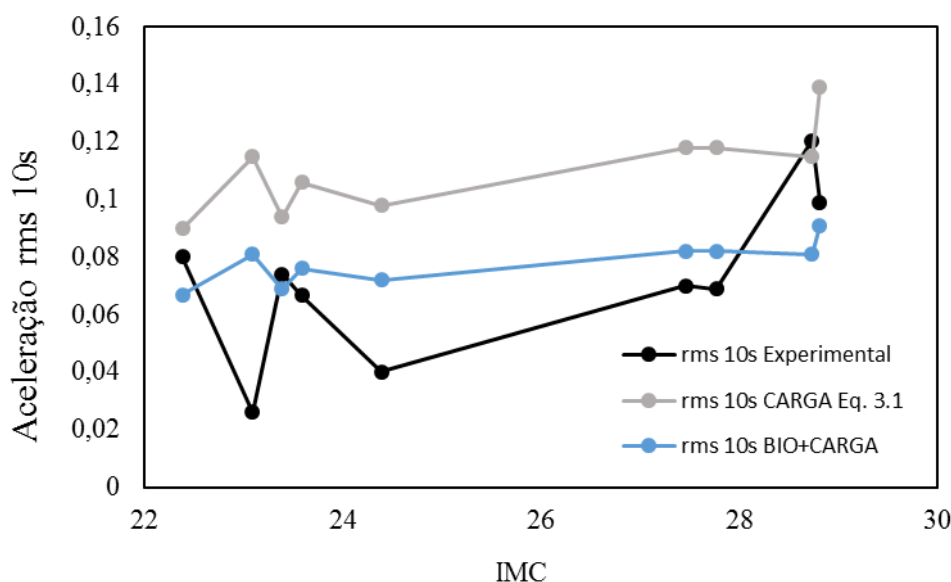


Figura 7.8 – Comparação entre aceleração experimental e numérica, em função do IMC.

Como apresentado na Tabela 7.2, a ordem de grandeza das acelerações calculadas com a inclusão do modelo biodinâmico foi próxima das acelerações medidas.

Em geral, as acelerações obtidas com o biodinâmico mais a carga periódica foram mais precisas do que as obtidas aplicando só o modelo de carga periódica (Figura 7.9).

No entanto, os valores das acelerações ainda diferem dos resultados experimentais. Para o pedestre P5 cuja aceleração experimental foi de $0,026 \text{ m/s}^2$, o menor valor de aceleração obtido do grupo de pedestres, o erro apresentado foi de mais de 200%. Para o pedestre P9 o erro foi de 33% para uma aceleração experimental de $0,1205 \text{ m/s}^2$, valor máximo de aceleração obtido. Assim, pode-se concluir que para valores extremos de aceleração obtidos experimentalmente, o modelo biodinâmico apresenta falta de ajuste. Isto pode ser devido a erros no cálculo dos parâmetros biodinâmicos e do FDC dos pedestres, uma vez que estes foram calculados usando as funções de regressão obtidas na seção 5.2.3, e, decorrente da análise de variância foi concluída a necessidade de novas funções para os parâmetros c e FDC, que se ajustem melhor aos dados obtidos, uma sugestão é incluir termos não lineares.

8 - CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Neste trabalho, foi proposto um modelo biodinâmico de um único grau de liberdade (S1GL) para representar a ação na direção lateral de uma pessoa caminhando, visando investigar os efeitos da vibração em passarelas de pedestres. A identificação do modelo foi realizada a partir de medições experimentais em indivíduos caminhando sobre uma superfície rígida, e a aceleração do centro de massa (CM) das pessoas foi relacionada com os parâmetros biodinâmicos de massa, rigidez e amortecimento, além do fator dinâmico de carga. Em geral, os valores obtidos para os parâmetros foram significativamente inferiores aos encontrados na literatura para direção vertical.

Foi realizado um estudo da correlação entre os parâmetros do modelo e o FDC do primeiro harmônico de carga com a frequência lateral de caminhada e a massa corporal dos indivíduos. Uma forte correlação entre massa corporal e a massa do modelo biodinâmico foi observada. As análises também sugeriram que a rigidez aumenta em proporção à massa corporal. Também, foram encontradas boas correlações entre o amortecimento e o FDC tanto para caminhada normal como para caminhadas em situação de multidão. No entanto, não há correlação significativa entre o FDC e a massa corporal. No que diz respeito da multidão, o aumento da densidade de multidão tem um efeito negativo no primeiro FDC, confirmando estudos anteriores. Os resultados também mostraram que a interação humano-humano muda o padrão de caminhada natural das pessoas. Finalmente, expressões de regressão lineares foram obtidas relacionando os parâmetros biodinâmicos com a frequência lateral de caminhada e com a massa corporal do pedestre. A análise de variância concluiu a necessidade de obter novas funções para os parâmetros c e FDC, que se ajustem melhor aos dados obtidos.

Para verificar o funcionamento do modelo biodinâmico SILG na direção lateral foram feitas simulações de pedestres caminhando isoladamente na passarela Aberfeldy, esta última susceptível a vibrações laterais. Deste modo, um modelo S1GL junto com um modelo de força de caminhada confiável foi aplicado na estrutura. Em geral, o modelo de interação humano-estrutura forneceu resultados com amplitude de resposta maiores do que as experimentais. Contudo, as amplitudes das acelerações encontradas com o modelo biodinâmico foram melhores do que as obtidas utilizando só a carga móvel para modelar a pessoa se deslocando sobre a estrutura.

Os parâmetros médios e as regressões do modelo biodinâmico na direção lateral podem ser usados no estudo da interação humano-estrutura em passarelas de pedestres, uma vez que há ausência de valores de parâmetros biodinâmicos na direção lateral para pessoas caminhando.

8.1 Sugestões para trabalhos futuros

A seguir são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros:

- ✓ Procurar novas funções de regressão para os parâmetros c e FDC que se ajustem melhor aos parâmetros obtidos da atualização, uma sugestão é incluir termos não lineares.
- ✓ Comparar os resultados com modelos de pêndulo, para verificar a capacidade de cada modelo em reproduzir os resultados experimentais.
- ✓ Avaliação com a consideração de modelos biodinâmicos em outras estruturas com potencial de apresentarem vibrações laterais excessivas.
- ✓ Implementação de modelos biodinâmicos na direção lateral sobre outras passarelas para simular a passagem de multidões em densidades de pedestres distintas.
- ✓ Realizar uma análise de incertezas relacionadas ao modelo numérico da passarela, de modo estabelecer níveis aceitáveis de incerteza no modelo final. Assim, dadas as incertezas dos parâmetros de entrada, avaliar a propagação das incertezas dos parâmetros de saída da estrutura submetida a passagem de pedestres.
- ✓ Estudar a correlação entre a resposta estrutural, o movimento do corpo humano e a força lateral através de medições experimentais em estruturas flexíveis, da força aplicada pelos pés ao piso e da aceleração para diferentes segmentos do corpo.
- ✓ Explorar com detalhe as vantagens e desvantagens de usar modelos biodinâmicos de múltiplos graus de liberdade mais complexos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT NBR 7188. Carga Móvel e de Pedestres em Pontes, Viadutos, Passarelas e outras Estruturas, Norma Brasileira, 2013.

AGHILONE, G., CAVACECE, M. Dynamic load factors for walking pedestrian. *Microfluidics: Modelling, Mechanics and Mathematics*, v. 4, n. 4, p. xxxiii–xxxviii, 2017.

AL-FOQAHA'A, A. A. Design criterion for wood floor vibrations via finite element and reliability analyses. Thesis (PhD). Washington State University, Pullman, USA, 1997.

ANSYS Inc. Documentation for Release 17.1.

ARAMPATZIS, A., BRÜGGEMANN, G.-P., METZLER, V. The Effect of Speed on Leg Stiffness and Joint Kinetics in Human Running. *Journal of Biomechanics*, v. 32, p. 1349–1353, 1999.

ARCHBOLD, P. Interactive load models for pedestrian footbridges. Tese de Doutorado. University College Dublin. 2004.

ARCHBOLD, P., MULLARNEY, B. Lateral loads applied by pedestrians at normal walking velocities. *Bridge Structures*, v. 7, n. 2–3, p. 75–86, 2011.

ARCHBOLD, P., FANNING, P. J., PAVIC, A. Interactive horizontal load model for pedestrians crossing footbridges. *Bridge Structures: Assessment, Design and Construction*, v. 1, n. 3, p. 169–176, 2005.

ANNEGARN, J. et al. Differences in walking pattern during 6-min walk test between patients with COPD and healthy subjects. *PLoS ONE*, v. 7, n. 5, 2012.

BACHMANN, H., AMMANN, W. Vibrations in structures. Induced by man and machine, 3rd ed. Structural Engineering Documents, International Association for Bridge and Structural Engineering (IABSE), Zürich, Switzerland, 1987.

BACHMANN, H. Case studies of structures with man-induced vibrations. *Journal of Structural Engineering*, v. 118, n. 3, p. 631-647, 1992.

BACHMANN, H., PRETLOV, A.J., RAINER, H. Vibration problems in structures: practical guidelines. Springer Science & Business Media, 1995

BAUBY, C. E., KUO, A. D. Active control of lateral balance in human walking. *Journal of biomechanics*, v. 33, n. 11, p. 1433-1440, 2000.

BELLI, A., BUI P, BERGER A, GEYSSANT A, LACOUR JR. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of biomechanics*, v. 34, n. 1, p. 105-112, 2001.

BOCIAN, M., MACDONALD, J.H.G., BURN, J.F. Biomechanically inspired modelling of pedestrian-induced forces on laterally oscillating structures. *Journal of Sound and Vibration*, v. 331, n. 16, p. 3914–3929, 2012.

BOCIAN, M. et al. Time-dependent spectral analysis of interactions within groups of walking pedestrians and vertical structural motion using wavelets. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 105, p. 502–523, 2018.

BOWE, C. Dynamic interaction of trains and railway bridges using wheel rail contact method. PhD thesis, National University of Ireland, 2009.

BROWNJOHN, J. M. W. Energy dissipation in one-way slabs with human participation. *Asia Pacific Vibration Conference*, Singapore, December, 1999.

BROWNJOHN, J., FOK, P., ROCHE, M., OMENZETTER, P. Long span steel pedestrian bridge at Singapore Changi Airport. Part 2: crowd loading tests and vibration mitigation measures. *The Structural Engineer*, v. 82, n. 16, p. 28 - 34, 2004.

BS 5400. (2006). “Steel, concrete and composite bridges – Part 2: Specification for loads, Annex B (normative) Vibration serviceability requirements for foot and cycle track bridges”, UK British Standards Association.

BURGOYNE, C. J., HEAD, P. R. Aberfeldy Bridge—an advanced textile reinforced footbridge. In: *TechTextil Symposium*. p. 7-9, 1993.

CAETANO, E. CUNHA, A., MAGALHÃES, F., MOUTINHO, C. Studies for controlling human-induced vibration of the Pedro e Inês footbridge, Portugal. Part 2: Implementation of tuned mass dampers. *Engineering Structures*, v. 32, n. 4, p. 1082–1091, 2010.

CADEI, J., STRATFORD, T. 8.1 The design, construction and in-service performance of the all-composite Aberfeldy footbridge. In: *Advanced Polymer Composites for Structural Applications in Construction: Proceedings of the First*

International Conference, Held at Southampton University, UK, on 15-17 April 2002. Thomas Telford Publishing, p. 445, 2002.

CARROLL, S. P. Crowd-induced lateral bridge vibration. Tese de Doutorado. University of Nottingham, 2013.

CARROLL, S. P., OWEN, J. S., HUSSEIN, M. F. M. A coupled biomechanical/discrete element crowd model of crowd-bridge dynamic interaction and application to the Clifton Suspension Bridge. *Engineering Structures*, v. 49, 2013.

CARROLL, S. P., OWEN, J. S., HUSSEIN, M. F. M. Experimental identification of the lateral human-structure interaction mechanism and assessment of the inverted-pendulum biomechanical model. *Journal of Sound and Vibration*, v. 333, n. 22, p. 5865–5884, 2014.

CLAFF, D. E. Pedestrian-induced lateral excitation of footbridges. Tese de Doutorado, University of Oxford, 2015.

CLAFF, D., WILLIAMS, M. S., BLAKEBOROUGH, A. The kinematics and kinetics of pedestrians on a laterally swaying footbridge. *Journal of Sound and Vibration*, v. 407, p. 286–308, 2017.

CLOUGH, R. W., PENZIEN, J. Dynamics of structures. Computers & Structures, Inc, 2003.

COERMANN, R. R. The Mechanical Impedance of the Human Body in Sitting and Standing Position at Low Frequencies. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, v. 4, n. 5, p. 227–253, 1962.

COHEN, J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd. 1988.

COSTA, N. de P.A. Interação dinâmica pessoa-estrutura de passarelas em material compósito. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) — Universidade Federal do Amazonas (UFAM), 2013.

DA SILVA, F. T., BRITO, H. M. B. F., PIMENTEL, R. L. Modeling of crowd load in vertical direction using biodynamic model for pedestrians crossing footbridges. *Canadian Journal of Civil Engineering*, v. 40, n.12, July, p. 1196–1204, 2013.

DA SILVA, F. F. G. Vibrações induzidas por multidões: efeito nos movimentos corpóreos dos pedestres na direção transversal, Dissertação de Mestrado, Universidade Federal da Paraíba - UFPB. João Pessoa, 2016.

DA SILVA, F. T., PIMENTEL, R. L. Biodynamic walking model for vibration serviceability of footbridges in vertical direction. In: Proceeding of the 8th International Conference on Structural Dynamics (Eurodyn 2011), p. 1090-1096, 2011.

DA SILVA, F. F. G., PIMENTEL, R. L., SOUTO, C. DA R. Vibrações induzidas por multidões: análises de movimentos na direção transversal. IX Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2016.

DALLARD, P., FITZPATRICK, A.J., FLINT, A., LE BOURVA, S., LOW, A., RIDSDILL SMITH, R.M., WILLFORD, M. The London Millennium Footbridge. The Structural Engineer, v. 79, n. 22, p. 17-21, 2001a.

DALLARD, P., FITZPATRICK, T., FLINT, A., LOW, A., SMITH, R. R., WILLFORD, M., ROCHE, M. London Millennium Bridge: Pedestrian-Induced Lateral Vibration. Journal of Bridge Engineering, v. 6, n. 6, p. 412-417, 2001b.

DANG, H. V., ŽIVANOVIĆ, S. Experimental characterisation of walking locomotion on rigid level surfaces using motion capture system. Engineering Structures, v. 91, p. 141–154, 2015.

ETHIER, C. R., SIMMONS, C. A. Introductory biomechanics: from cells to organisms. Cambridge University Press, 2007.

EUROCODE 1. Actions on Structures – Part 2: Traffic Loads on Bridges, European Standard, 2003.

EUROCODE 5. Design of Timber Structures – Part 1-2: Bridges, European Standard, 2004.

FALATI, S. The contribution of non-structural components to the overall dynamic behaviour of concrete floor slabs. Thesis (PhD). University of Oxford. 1999.

FARLEY, C. T., GONZÁLEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. Journal of Biomechanics, v. 29, n. 2, p. 181–186, 1996.

FAIRLEY, T. E., GRIFFIN, M. J. The apparent mass of the seated human body in the fore-and-aft and lateral directions. *Journal of Sound and Vibration*, v. 139, n. 2, p. 299-306, 1990.

FERRIS, D. P., LOUIE, M., FARLEY, C.T. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings. Biological sciences / The Royal Society*, v. 265, n. 1400, p. 989–94, 1998.

FOSCHI, R. O. NEUMANN, G. A., YAO, F., FOLZ, B. Floor vibration due to occupants and reliability-based design guidelines. *Canadian Journal of Civil Engineering*, v. 22, n. 2, p. 471–479, 1995.

FRYBA, L. *Vibration of Solids and Structures Under Moving Loads*. Thomas Telford Ltd, 1972.

FUJINO, Y., PACHECO, B. M., NAKAMURA, S., WARNITCHAI, P. Synchronization of human walking observed during lateral vibration of a congested pedestrian bridge, *Earthquake Engineering & Structural Dynamics*, v. 22, n. 9, p. 741–758, 1993.

FUJINO, Y., SIRINGORINGO, D. M. A Conceptual Review of Pedestrian-Induced Lateral Vibration and Crowd Synchronization Problem on Footbridges. *Journal of Bridge Engineering*, v. 21, n. 2005, p. C4015001, 2015.

GRIFFIN, M. J. *Handbook of human vibration*. Academic press, 1991.

HOF, A. L., GAZENDAM, M. G. J., SINKE, W. E. The condition for dynamic stability. *Journal of biomechanics*, v. 38, n. 1, p. 1-8, 2005.

HOF, A. L., VAN BOCKEL, R. M., SCHOPPEN, T., POSTEMA, K. Control of lateral balance in walking: experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & posture*, v. 25, n. 2, p. 250-258, 2007.

HOLMLUND, P., LUNDSTRÖM, R. Mechanical impedance of the human body in the horizontal direction. *Journal of sound and vibration*, v. 215, n. 4, p. 801-812, 1998.

INGÓLFSSON, E. T., GEORGAKIS, C. T., RICCIARDELLI, F., JÖNSSON, J. Experimental identification of pedestrian-induced lateral forces on footbridges. *Journal of Sound and Vibration*, v. 330, n. 6, p. 1265–1284, 2011.

INGÓLFSSON, E. T., GEORGAKIS, C. T., JÖNSSON, J. Pedestrian-induced lateral vibrations of footbridges: a literature review, *Engineering Structures*, 45, pp. 21–52. 2012.

ISO 10137. Bases for Design of Structures – Serviceability of buildings and walkways against vibrations. 2007.

JONES, C. A., REYNOLDS, P., PAVIC, A. Vibration serviceability of stadia structures subjected to dynamic crowd loads: a literature review. *Journal of Sound and Vibration*, v. 330, n. 8, p. 1531-1566, 2011.

JIMÉNEZ-ALONSO, J. F., SÁEZ, A. A direct pedestrian-structure interaction model to characterize the human induced vibrations on slender footbridges. *Informes de la Construcción*, v. 66, n. 1, p. 1–9, 2014.

KENNEDY, J. E., EBERHART, R. C. Particle Swarm Optimization. In: *Proceeding of the IEEE International Conference on Neural Networks*, Perth, Australia, Vol. IV, pp. 1942–1948, 1995.

KOMEN, B. Assessment of passenger comfort according to Eurocode in Dutch trains travelling over tied-arch railway bridges. 2016.

LOU, J., ZHANG, M., CHEN, J. Identification of Stiffness, Damping and Biological Force of SMD Model for Human Walking. In: *Dynamics of Civil Structures*, Volume 2. Springer, Cham, p. 331-337, 2015.

MACDONALD, J. H. G. Pedestrian-induced vibrations of the Clifton Suspension Bridge, UK. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers - Bridge Engineering*, v. 161, n. 2, p. 69-77, 2008.

MACDONALD, J. H. G. Lateral excitation of bridges by balancing pedestrians. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, v. 465, n. 2104, p. 1055–1073, 2009.

MANSFIELD, N. J. LUNDSTRÖM, R. The apparent mass of the human body exposed to non- orthogonal horizontal vibration. *Journal of Biomechanics* 32(12): 1269-78, 1999.

MATSUMOTO, Y. NISHIOKA, T., SHIOJIRI, H., MATSUZAKI, K. Dynamic design of footbridges. In: *IABSE proceedings*, v. 2, 1978.

MATSUMOTO, Y. The influence of posture on the apparent mass of standing subjects exposed to vertical vibration. In: UK Informal Group Meeting on Human Response to Vibration, Nuneaton, UK, 18-20 September, 1996.

MATSUMOTO, Y., GRIFFIN, M. J. Comparison of biodynamic responses in standing and seated human bodies, *Journal of Sound and Vibration* 238(4): 691-704, 2000.

MATSUMOTO, Y., GRIFFIN, M. J. Mathematical models for the apparent masses of standing subjects exposed to vertical whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 260, n. 3, p. 431–451, 2003.

MATSUMOTO, Y., GRIFFIN, M. J. The horizontal apparent mass of the standing human body. *Journal of Sound and Vibration*, v. 330, n. 13, p. 3284–3297, 2011.

MCROBIE, F.A. Long-term solutions of Macdonald's model for pedestrian-induced lateral forces. *Journal of Sound and Vibration*, v. 332, n. 11, p. 2846–2855, 2013.

MOHAMMED, A. S., PAVIC, A. Evaluation of Mass-Spring-Damper Models for Dynamic Interaction Between Walking Humans and Civil Structures. In: *Dynamics of Civil Structures, Volume 2*. Springer, Cham, p. 169-177, 2017.

MONTGOMERY, D. C. Design and analysis of experiments. John Wiley & sons, 2001.

NAKAMURA, S. Model for lateral excitation of footbridges by synchronous walking. *Journal of Structural Engineering, ASCE*, v. 130, n. 1, p. 32–37, 2004.

NAKAMURA, S., KAWASAKI, T. Lateral vibration of footbridges by synchronous walking. *Journal of Constructional Steel Research*, v. 62, n. 11, p. 1148–1160, 2006.

NAKAMURA, S. KAWASAKI, T., KATSUURA, H., & YOKOYAMA, K. Experimental studies on lateral forces induced by pedestrians. *Journal of Constructional Steel Research*, v. 64, n. 2, p. 247–252, 2008.

NETO, B. B. SCARMINIO, I. S. BRUNS, R. E. Como Fazer Experimentos-: Pesquisa e Desenvolvimento na Ciência e na Indústria. Bookman Editora, 2001.

NEWLAND, D. E. Pedestrian excitation of bridges. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part C - Journal of Mechanical Engineering Science, v. 218, n. 5, p. 477–492, 2004.

PACHI, A., JI, T. Frequency and velocity of people walking. Structural Engineer, v. 84, n. 3, p. 36-40, 2005.

PAVIC, A. REYNOLDS, P., COOPER, P., HARVEY, W. J. Dynamic testing and analysis of Aberfeldy Footbridge. Report by Department of Civil & Structural Engineering, Vibration Engineering Research Section, The University of Sheffield, UK, 2000.

PEREIRA., S. P. Desempenho Dinâmico de Sistemas Estruturais de Passarelas. Dissertação de Mestrado em Estruturas e Construção Civil, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2017.

PIMENTEL, R. L. Vibrational performance of pedestrian bridges due to human-induced loads. Tese de Doutorado, University of Sheffield, 1997.

PIMENTEL, R. L., ARAÚJO Jr., M. C., BRITO, H. M. B. F., BRITO, J. L. V. Synchronization among Pedestrians in Footbridges due to Crowd Density. Journal of Bridge Engineering, ASCE, Vol. 18, n. 5, p. 400-408, 2013.

PIZZIMENTI, A.D., RICCIARDELLI, F. Experimental evaluation of the dynamic lateral loading of footbridges by walking pedestrians, 2005.

RACIC, V., PAVIC, A., BROWNJOHN, J. M. W. Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review. Journal of Sound and Vibration, v. 326, n. 1–2, p. 1–49, 2009.

RACIC, V., BROWNJOHN, J. M. W. Mathematical modelling of random narrow band lateral excitation of footbridges due to pedestrians walking. Computers and Structures, v. 90–91, n. 1, p. 116–130, 2012.

RICCIARDELLI, F., PIZZIMENTI, A. D. Lateral Walking-Induced Forces on Footbridges. Journal of Bridge Engineering, v. 12, n. December, p. 677–688, 2007.

RICCIARDELLI, F., MAFRICI, M., INGÓLFSSON, E. T. Lateral Pedestrian-Induced Vibrations of Footbridges: Characteristics of Walking Forces. Journal of Bridge Engineering, v. 19, n. 9, p. 4014035, 2014.

ROBERTS, T. M. Lateral Pedestrian Excitation of Footbridges. *Journal of Bridge Engineering*, v. 10, n. 1, p. 107–112, 2005.

RÖNNQUIST, A., STRØMMEN, E., WOLLEBÆK, L. Dynamic properties from full scale recordings and FE-modelling of a slender footbridge with flexible connections. *Structural Engineering International: Journal of the International Association for Bridge and Structural Engineering (IABSE)*, v. 18, n. 4, p. 421–426, 2008.

ROSE, J., GAMBLE, J. G. *Human Walking*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2006.

SACHSE, R. The influences of human occupants on the dynamic properties of slender structures. *Tese de Doutorado*. University of Sheffield, 2002.

SACHSE, R., PAVIC, A., REYNOLDS, P. Human-structure dynamic interaction in civil engineering dynamics: A literature review. *Shock and Vibration Digest*, v. 35, n. 1, p. 3-18, 2003.

SACHSE, R., PAVIC, A., REYNOLDS, P. Parametric study of modal properties of damped two-degree-of-freedom crowd-structure dynamic systems. *Journal of Sound and Vibration*, v. 274, n. 3–5, p. 461–480, 2004.

SAUNDERS J. B., INMAN V. T., EBERHART H. D. The major determinants in normal and pathological gait. *JBJS*, v. 35, n. 3, p. 543-558, 1953.

SETAREH, M., GAN, S. Study of Human-Structure Dynamic Interactions. In: *Dynamics of Coupled Structures, Volume 4*. Springer, Champ, p.391-399, 2016.

SÉTRA. Technical guide Footbridges Assessment of vibrational behaviour of footbridges under pedestrian loading. n. october, 2006.

SHAHABPOOR, E. Dynamic Interaction of Walking Humans with Pedestrian Structures in Vertical Direction Experimentally Based Probabilistic Modelling. *Tese de Doutorado*. University of Sheffield, 2014.

SHAHABPOOR, E, PAVIC, A, RACIC, V. Identification of mass–spring–damper model of walking humans. In: *Structures*. Elsevier, p. 233-246, 2016.

SONG, Z., ZHANG, S. Pedestrian Induced Structural Vibration and the Walking Force Models Basing On Biomechanics: a Literature Review. *5th International*

Conference on Advanced Design and Manufacturing Engineering (ICADME 2015), n. Icadme, p. 1633–1641, 2015.

STOLZE, H., KUHTZ-BUSCHBECK, J. P., MONDWURF, C., BOCZEK-FUNCKE, A., JÖHNK, K., DEUSCHL, G., ILLERT, M. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, v. 105, n. 6, p. 490–497, 1997.

STROGATZ, STEVEN H., ABRAMS, D. M., MCROBIE, A., ECKHARDT, B., OTT, E. Theoretical mechanics: Crowd synchrony on the Millennium Bridge. *Nature*, v. 438, n. 7064, p. 43–44, 2005.

TOSO, M. A. GOMES, H. M., DA 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, 2016.

TROVATO, A., ERLICHER, S., ARGOUL, P. A modified Van der Pol oscillator for modelling the lateral force of a pedestrian during walking. In: *Proc conference vibrations, chocs & bruit*, Lyon, France. 2008.

VAN NIMMEN, K., ŽIVANOVIĆ, S., LOMBAERT, G., DE ROECK, G., VAN DEN BROECK, P. Identification and modelling of vertical human-structure interaction. In: *Dynamics of Civil Structures, Volume 2*. Springer International Publishing, p. 319–330, 2015.

VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. *Dynamics of human gait*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1999.

VAUGHAN, C. L. Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of biomechanics*, v. 36, n. 4, p. 513–523, 2003.

WANG, Z. Y., ZHANG, S., WANG, H. Y., SONG, Z. G. Spectral Characteristics of Pedestrian Loads Under Different Crowd Densities Based on the Modified Bipedal Walking Model. *International Conference on Material Science and Civil Engineering (MSCE 2016)*, p. 9–19, 2016.

WEI, L., GRIFFIN, M. J. Mathematical models for the apparent mass of the seated human body exposed to vertical vibration. *Journal of Sound and Vibration*, 212(5): 855–874, 1998.

WHITING, W. C. Dynamic Human Anatomy 2nd Edition. Human Kinetics, 2017.

WHITTLE, M. W. Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann, 2014.

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, 2009.

YANG, Y. B., WU, Y. S. A versatile element for analyzing vehicle-bridge interaction response. Engineering Structures, v. 23, n. 5, p. 452–469, 2001.

ZHANG, L., XU, D., MAKHSOUS, M., LIN, F. Stiffness and viscous damping of the human leg. Proc. of the 24th Ann. Meeting of the Am. Soc. of Biomech, p. 3–4, 2000.

ZHANG, M, GEORGAKIS, C. T., QU, W., CHEN, J. SMD model parameters of pedestrians for vertical human-structure interaction. In: Dynamics of Civil Structures, Volume 2. Springer, Cham, p. 311-317, 2015.

ZHENG, X., BROWNJOHN, J. M. W. Modeling and simulation of human-floor system under vertical vibration. v. Proceeding, p. 513–520, 2001.

ŽIVANOVIĆ, S., PAVIC, A., REYNOLDS, P. Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review. Journal of sound and vibration, v. 279, n. 1, p. 1-74, 2005.

ŽIVANOVIĆ, S. Modelling human actions on lightweight structures: experimental and numerical developments. Evaces 2015, v. 24, p. 1005, 2015.

A. APÊNDICE A – TÉCNICAS DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

A seguir, são apresentados os métodos e medidas usados para o tratamento estatístico dos resultados obtidos neste trabalho. A análise estatística foi realizada com o software R® (v.3.4.4).

A.1 Correlação entre variáveis

A correlação entre as variáveis foi feita utilizando o índice de determinação R^2 , sendo o quadrado do coeficiente de correlação de Pearson:

$$R = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (\text{A.4})$$

onde, x_i e y_i as duas variáveis analisadas; \bar{x} e \bar{y} os respectivos valores médios destas variáveis. Quando mais próximo R for de 1, , mais forte é a correlação entre as variáveis analisadas. De acordo com Cohen (1998) valores de |R| acima de 0,5 indicam uma forte correlação, entre 0,5 e 0,3 uma correlação moderada e menores a 0,3 uma correlação fraca.

A.2 Teste de normalidade

Para avaliar o nível de normalidade de cada amostra foi utilizado o teste de Ryan-Joiner, baseado no coeficiente de correlação de Pearson R .

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})(Z_i - \bar{Z})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (Z_i - \bar{Z})^2 \sum_{i=1}^n (Z_i - \bar{Z})^2}} \quad (\text{A.5})$$

sendo Y o vetor que contém os elementos da amostra ordenados de forma crescente e Z o vetor contendo os valores dos quantis teóricos de uma distribuição $N(0,1)$.

O teste rejeita a hipótese de normalidade dos dados se $r \leq c_a$, onde c_a é o valor crítico do teste. O valor crítico depende do nível de significância (*p-valor*) e é obtido das tabelas da distribuição t.

Porém, sob a hipótese nula, H_0 , a distribuição de r depende do tamanho da amostra, ou seja, para tamanhos de amostras diferentes tem-se distribuições diferentes e conseqüentemente, valores críticos distintos. Por sua vez, o *p-valor* é calculado sendo a probabilidade de r ser menor que r_{obs} considerando que H_0 é verdadeira. Se o coeficiente r estiver próximo de 1, a população tende a ser normal.

A.3 Identificação de valores atípicos

Os valores atípicos ou *outliers*, isto é, valores que apresentam um grande afastamento dos demais da série, foram identificados através da amplitude interquartil (IQR) que avalia o grau de dispersão de dados em torno da medida de centralidade. A partir da IQR são traçados os limites, superior (LS) e inferior (LI), para os valores admissíveis.

$$\begin{aligned} LI &= Q_1 - 1,5 IQR \\ LS &= Q_3 - 1,5 IQR \end{aligned} \tag{A.6}$$

sendo IQR a distância entre o primeiro e o terceiro quartis:

$$IQR = Q_3 - Q_1 \tag{A.7}$$

A.4 Coeficiente de variação

O coeficiente de variação (CV) é definido como a razão entre o desvio padrão e o valor absoluto da média e é expressado geralmente em porcentagem. O CV é uma medida sem unidade que representa o tamanho do desvio padrão em relação à sua média, é usado quando se compara a variação de duas ou mais variáveis diferentes que são medidas em diferentes unidades.

A variabilidade intra-indivíduo foi expressada com o coeficiente de variação (CV), amplamente aceito na comunidade biomecânica. Um valor para a CV menor a

12,5% geralmente é considerado como um nível aceitável de variabilidade para dados experimentais desse tipo (Racic et al., 2009).

A.5 Testes entre duas amostras dependentes

O teste t pareado é útil para ser aplicado ao mesmo conjunto de itens medidos sob duas condições diferentes. No teste são comparadas as médias de duas variáveis correlacionadas, ditas variáveis devem apresentar uma distribuição normal. A hipótese nula, H_0 , é que a diferença entre as médias não é diferente de 0 e a hipótese alternativa, H_A , é que a média das diferenças na população não é igual à média hipotética das diferenças.

Para afirmar que existe diferença significativa entre duas medições, a estatística t calculada no teste pareado deve exceder o valor crítico. Este último depende do nível de significância e é obtido das tabelas da distribuição t .

A estatística t -pareada é definida pela Equação (A.8):

$$t = \frac{\bar{x}_d - \mu_d}{\frac{DP}{\sqrt{n_d}}} \quad (\text{A.8})$$

onde \bar{x}_d é a diferença entre as médias dos dois grupos, μ_d é a diferença média sob a hipótese nula, ou 0. O parâmetro DP é o desvio padrão das diferenças entre os dois grupos e n_d o número de observações pareadas.

O nível de significância estabelecido foi de 5%. ($p < 0.05$), sendo consideradas as diferenças significativas se os valores de p são inferiores a 5%. O sinal dos valores do teste t indica o sentido da diferença entre as médias amostrais, isto é, os valores positivos e negativos de t indicam que a média da amostra diminuiu ou aumentou respectivamente, da primeira para a segunda condição.

A.6 Análise de Regressão

Finalmente, foi utilizada uma Análise de Regressão para relacionar os parâmetros biodinâmicos m , k , c e FDC com a massa corporal M e a frequência lateral fl .

Foram utilizados o coeficiente de determinação R^2 e o p -valor para avaliar a efetividade do ajuste dos dados das funções de regressão. $R^2 = 1$ indica correlação perfeita.

A.7 Análise de Variância (ANOVA)

A análise de variância (ANOVA) é método mais usado para se avaliar numericamente a qualidade do ajuste de um modelo. Na ANOVA é realizado o exame dos resíduos do modelo, assim, se um determinado modelo deixa resíduos consideráveis é um modelo ruim, enquanto que num modelo ideal as previsões coincidem exatamente com as respostas observadas, ou seja, o modelo não deixa resíduos.

A análise de variância baseia-se na decomposição da soma dos quadrados para cada fonte de variação no modelo e, utilizando o teste F, testar a hipótese de que qualquer fonte de variação no modelo é igual a zero.

A variância amostral total, como estimador da variação, pode ser decomposta da seguinte forma:

$$\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2 + \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (\text{A.9})$$

onde, y_i são os valores y observados, \bar{y} é valor médio de \hat{y}_i é valor de y estimados pela regressão ajustada que corresponde a cada valor observado.

Os três elementos desta equação correspondem, respectivamente, às três somas dos quadrados:

$$SQ_{total} = SQ_{regressão} + SQ_{resíduos} \quad (\text{A.9})$$

onde, SQ_{total} é a variância total de Y , $SQ_{regressão}$ é a variância explicada pela regressão e $SQ_{resíduos}$ é a variância não explicada pela regressão.

A estatística F (razão F) indica o tamanho da diferença entre as amostras, em função do tamanho da variação dentro de cada amostra.

Essas somas de quadrados junto com a estatística F podem ser organizadas em uma tabela, denominada tabela da análise de variância, como apresentado na Tabela A.1.

Tabela A.1 – Tabela de análise de variância (ANOVA)

Varição	Soma dos Quadrados	Graus de liberdade	Quadrados das Médias	F
Regressão	$SQ_{regressão}$	$k-1$	$MQ_{regressão} = \frac{SQ_{regressão}}{k-1}$	$\frac{MQ_{regressão}}{MQ_{resíduos}}$
Resíduos	$SQ_{resíduos}$	$n-k$	$MQ_{resíduos} = \frac{SQ_{resíduos}}{n-k}$	
Total	SQ_{total}	$n-1$		

n : número de amostras

k : número de parâmetros do modelo

Uma das formas de testar a significância estatística da regressão é por meio da estatística F. O ajuste é significativo se o valor F da regressão for maior que o valor Ftabelado obtido da distribuição Fischer (F) com graus de liberdade ($k, n-k$), onde k é o número de parâmetros do modelo e n o número de amostras. Também é possível determinar a falta de ajuste do modelo através do valor F dos resíduos, se o valor F dos resíduos apresenta valores altos comparado com o valor Ftabelado dos resíduos, existe falta de ajuste e o modelo não é adequado (Neto et al., 2001).

B. PARÂMETROS DO MODELO BIOMECÂNICO

Tabela B.1 – Parâmetros biodinâmicos obtidos para caminhada normal

Pedestre	Sexo	Massa (kg)	Altura (m)	IMC	Frequência normal de passo (Hz)	Caminhada normal			
						m (kg)	k (N/m)	c (N.s/m)	FDC (%)
1	M	110	1,74	36,33	0,872	101,8	1981,2	289,7	2,3
2	F	47	1,83	14,03	0,936	44,7	1065,1	106,5	1,5
3	M	87	1,75	28,41	0,748	84,6	1531,0	271,4	2,5
4	M	74	1,70	25,61	0,872	58,2	1318,3	103,7	2,0
5	M	96	1,72	32,45	0,872	90,4	1890,9	234,5	2,0
6	M	54	1,59	21,36	0,935	45,5	1100,0	132,5	2,4
7	M	55	1,65	20,20	0,811	52,2	1302,8	411,2	3,6
8	M	70	1,61	27,01	0,875	67,5	1671,5	311,1	2,8
9	M	65	1,81	19,84	0,875	62,1	1110,6	267,7	2,9
10	M	56	1,70	19,38	0,940	54,7	1104,9	315,5	2,4
11	M	86	1,82	25,96	0,935	82,5	1976,0	324,1	1,9
12	M	80	1,70	27,68	0,874	75,6	1541,0	245,8	2,4
13	F	69	1,53	29,48	0,686	69,0	1117,1	217,7	2,3
14	F	57	1,60	22,27	0,935	53,7	1373,7	310,7	3,4
15	M	73	1,70	25,26	0,872	65,7	1493,5	226,1	2,6
16	M	73	1,69	25,56	0,872	51,8	1339,5	105,3	1,8
17	M	72	1,88	20,37	0,935	68,7	1377,7	310,7	2,9
18	M	83	1,76	26,79	0,935	55,9	1275,7	118,3	1,9
19	M	98	1,69	34,31	0,937	93,4	2256,7	248,7	2,0
20	M	70	1,79	21,85	0,810	66,3	1676,4	416,9	2,7
21	F	73	1,67	26,18	1,059	69,2	1730,1	298,9	2,2
22	M	87	1,83	25,98	0,872	79,1	1457,6	217,2	2,1
23	M	74	1,90	20,50	0,810	51,4	1220,4	100,1	1,8
24	M	69	1,85	20,16	0,748	60,4	2135,3	447,1	2,1
25	F	53	1,82	16,00	0,810	48,4	1146,7	281,5	2,5
26	M	97	1,70	33,56	0,872	93,6	1565,4	371,2	2,2
27	M	84	1,70	29,07	0,812	82,8	1560,7	386,6	3,2
28	F	47	1,91	12,88	0,937	47,0	1401,3	293,4	3,5
29	M	72	1,70	24,91	0,998	64,6	1472,3	194,9	2,3
30	F	57	1,61	21,99	0,874	54,6	1421,7	393,6	2,9
31	M	71	1,55	29,55	0,937	66,3	1489,5	267,0	2,9
32	M	60	1,62	22,86	0,998	54,7	1582,6	218,0	2,6
33	F	46	1,90	12,74	0,998	44,3	1196,7	256,8	2,8
34	M	115	1,63	43,28	0,872	105,5	1856,7	238,0	2,3
35	F	53	1,78	16,73	0,997	52,0	1405,3	224,2	2,5

Tabela B.2 - Parâmetros biodinâmicos obtidos para caminhada em situação de multidão de 1,0 ped/m²

Pedestre	Sexo	Massa (kg)	Altura (m)	IMC	Caminhada em multidão 1,0 ped/m ²				
					Frequência normal de passo (Hz)	<i>m</i> (kg)	<i>k</i> (N/m)	<i>c</i> (N.s/m)	FDC (%)
1	M	110	1,74	36,33	0,9348	84,7	1721,8	235,0	2,2
2	F	47	1,83	14,03	0,9971	33,4	1088,1	104,9	1,7
3	M	87	1,75	28,41	0,8724	69,6	1664,8	108,8	2,3
4	M	74	1,70	25,61	0,8101	78,2	1473,0	259,3	2,7
5	M	96	1,72	32,45	0,8101	30,9	503,5	100,0	2,0
6	M	54	1,59	21,36	0,7478	50,8	879,4	156,4	2,0
7	M	55	1,65	20,20	0,8724	65,0	1201,4	269,6	2,7
8	M	70	1,61	27,01	0,8101	63,3	1262,3	162,8	2,4
9	M	65	1,81	19,84	0,8724	54,9	1242,4	222,2	2,1
10	M	56	1,70	19,38	0,9348	72,0	1744,1	279,4	2,1
11	M	86	1,82	25,96	0,8724	58,7	1025,3	149,1	2,2
12	M	80	1,70	27,68	0,9348	97,6	2936,2	151,6	1,9
13	F	69	1,53	29,48	0,7478	65,3	1183,8	225,8	2,2
14	F	57	1,60	22,27	0,7478	81,7	930,4	196,7	2,1
15	M	73	1,70	25,26	0,8735	47,0	938,3	227,5	2,6
16	M	73	1,69	25,56	0,8790	48,6	773,5	144,2	2,1
17	M	72	1,88	20,37	0,8724	44,8	842,4	142,5	2,1
18	M	83	1,76	26,79	0,9971	46,0	1233,4	171,9	2,1
19	M	98	1,69	34,31	0,8735	71,6	1461,8	104,5	1,7
20	M	70	1,79	21,85	0,9348	50,2	1400,1	258,0	2,5
21	F	73	1,67	26,18	0,9348	61,9	1297,65	199,0	2,2
22	M	87	1,83	25,98	0,9995	71,5	1480,35	171,6	2,1
23	M	74	1,90	20,50	1,0022	62,6	1310,7	132,2	2,0
24	M	69	1,85	20,16	1,0022	59,1	1245,45	248,8	2,4
25	F	53	1,82	16,00	0,9985	48,2	1036,65	193,2	2,2
26	M	97	1,70	33,56	0,9348	78,3	1610,85	223,3	2,3
27	M	84	1,70	29,07	0,9348	69,4	1441,2	228,5	2,3
28	F	47	1,91	12,88	1,1217	44,1	958,35	197,2	2,2
29	M	72	1,70	24,91	0,9971	61,2	1284,6	164,1	2,1
30	F	57	1,61	21,99	0,9971	50,9	1088,85	230,9	2,3
31	M	71	1,55	29,55	0,8724	60,5	1271,55	188,3	2,2
32	M	60	1,62	22,86	0,8724	53,0	1128	171,9	2,1
33	F	46	1,90	12,74	0,9348	43,4	945,3	184,9	2,2
34	M	115	1,63	43,28	1,1231	90,6	1845,75	178,6	2,2
35	F	53	1,78	16,73	0,9983	48,2	1036,65	173,9	2,2

Tabela B.3 - Parâmetros biodinâmicos obtidos para caminhada em situação de multidão de 1,8 ped/m²

Pedestre	Sexo	Massa (kg)	Altura (m)	IMC	Caminhada em multidão 1,8 ped/m ²				
					Frequência normal de passo (Hz)	<i>m</i> (kg)	<i>k</i> (N/m)	<i>c</i> (N.s/m)	FDC (%)
1	M	110	1,74	36,33	0,8737	92,7	2711,8	303,3	1,9
2	F	47	1,83	14,03	0,9971	25,4	502,3	100,0	1,6
3	M	87	1,75	28,41	0,8724	49,7	1050,8	106,5	2,0
4	M	74	1,70	25,61	0,8101	85,7	1880,4	195,9	2,0
5	M	96	1,72	32,45	0,8101	48,3	1066,0	151,4	1,8
6	M	54	1,59	21,36	0,8101	53,6	1273,9	112,8	1,5
7	M	55	1,65	20,20	0,8724	55,7	1206,2	101,9	1,7
8	M	70	1,61	27,01	0,8101	68,5	1666,4	208,2	2,2
9	M	65	1,81	19,84	0,9348	45,5	834,7	183,9	1,8
10	M	56	1,70	19,38	0,8724	66,5	1627,0	235,3	1,9
11	M	86	1,82	25,96	0,8724	82,0	2149,3	196,0	2,1
12	M	80	1,70	27,68	0,9348	89,9	2519,9	166,0	1,7
13	F	69	1,53	29,48	0,8101	69,9	1006,0	290,1	2,2
14	F	57	1,60	22,27	0,7478	73,2	639,8	195,3	2,0
15	M	73	1,70	25,26	0,8111	45,4	894,0	228,0	2,1
16	M	73	1,69	25,56	0,9971	53,0	978,2	152,5	1,8
17	M	72	1,88	20,37	0,9348	58,4	1795,3	145,4	1,7
18	M	83	1,76	26,79	0,9348	36,8	1001,1	106,3	1,7
19	M	98	1,69	34,31	0,8111	80,5	1477,5	191,4	2,0
20	M	70	1,79	21,85	0,9971	46,1	1263,3	183,4	1,6
21	F	73	1,67	26,18	0,8724	62,7	1409,2	191,2	1,9
22	M	87	1,83	25,98	0,8121	74,0	1673,6	188,2	1,9
23	M	74	1,90	20,50	0,8143	63,5	1428,1	143,9	1,8
24	M	69	1,85	20,16	0,8101	59,5	1333,7	222,5	1,9
25	F	53	1,82	16,00	0,8113	46,6	1031,6	162,7	1,8
26	M	97	1,70	33,56	0,7478	82,1	1862,4	237,9	2,0
27	M	84	1,70	29,07	0,7478	71,6	1616,9	225,9	1,9
28	F	47	1,91	12,88	0,8724	41,7	918,4	158,3	1,8
29	M	72	1,70	24,91	0,8101	61,9	1390,4	164,6	1,8
30	F	57	1,61	21,99	0,8101	49,8	1107,2	194,9	1,9
31	M	71	1,55	29,55	0,6855	61,1	1371,5	181,0	1,8
32	M	60	1,62	22,86	0,6855	52,2	1163,8	155,7	1,8
33	F	46	1,90	12,74	0,7478	40,9	899,5	148,2	1,8
34	M	115	1,63	43,28	0,9359	96,6	2202,2	227,3	1,9
35	F	53	1,78	16,73	0,8111	46,6	1031,6	148,7	1,8

C. APÊNDICE C - VERIFICAÇÃO DO MODELO DE FORÇA DE CONTATO

A interação entre o pedestre e a passarela foi realizada representado o indivíduo como uma força de contato móvel. Foi realizada a verificação de esse modelo comparando os resultados do modelo numérico com resultados encontrados na literatura.

Uma viga simplesmente apoiada foi submetida a um S1GL móvel. Os dados da viga e do S1GL foram:

- ✓ Modulo de elasticidade da viga $E=2,87e6$ kN/m²
- ✓ Relação de Poisson da viga, $\nu=0.2$
- ✓ Momento de inercia da viga, $I=2.90$ m⁴
- ✓ Massa por unidade de comprimento da viga, $M=2.303$ t/m
- ✓ Comprimento da viga, $L=25$ m
- ✓ Massa do S1GL, $m=5.75$ t
- ✓ Rigidez do S1GL, $k=1595$ kN/m
- ✓ Amortecimento do S1GL, $c=0$ kN/s.m
- ✓ Velocidade de deslocamento do S1GL, $v=27,78$ m/s

O deslocamento no médio do vão da viga obtido é apresentado na Figura B.1. Como pode ser visto, a resposta obtida pelo presente com o modelo de força de contato através do ANSYS concorda bem com a solução analítica.

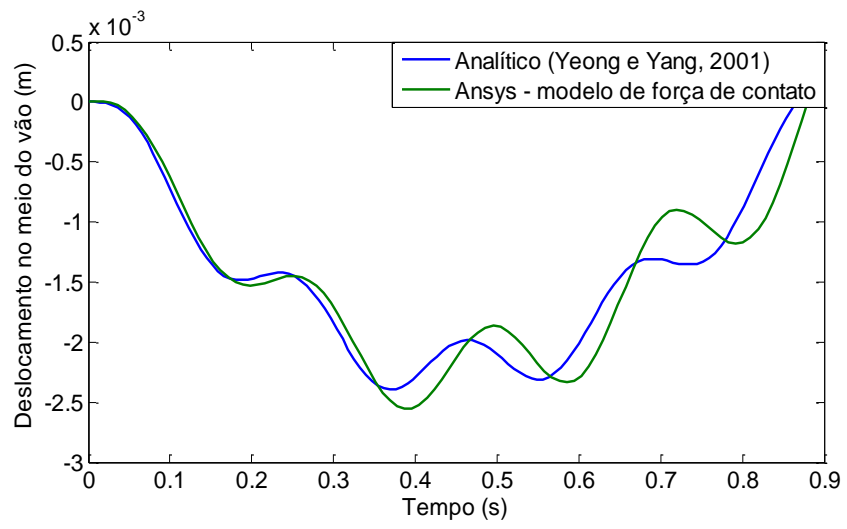


Figura C.1 - Deslocamento no meio do vão da viga