

4 DESCRIÇÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS

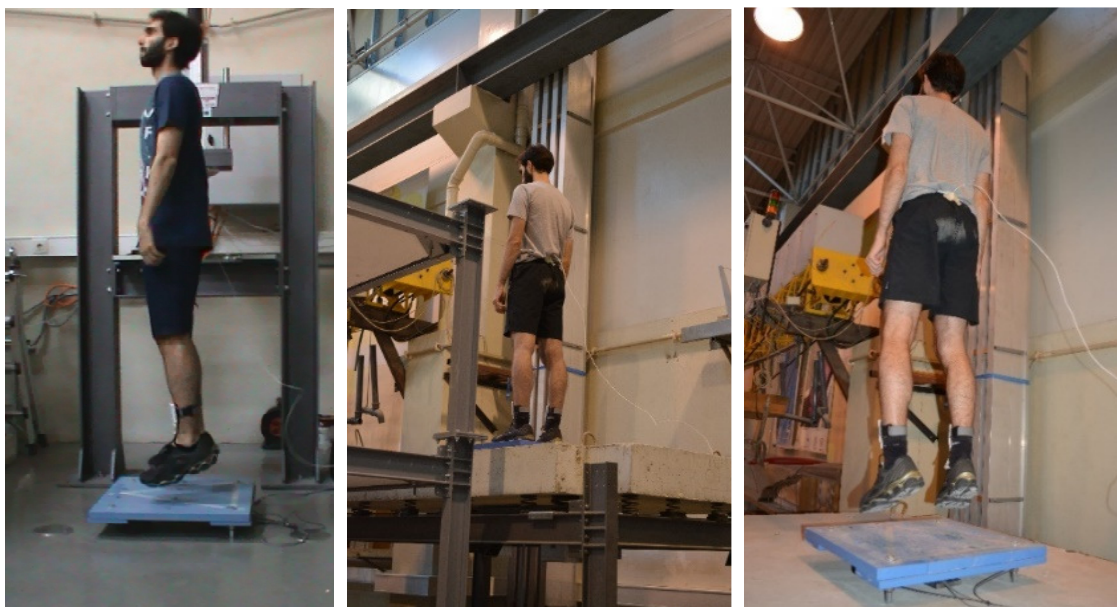
Este capítulo apresenta os ensaios experimentais realizados em laboratório de modo que os resultados obtidos são discutidos nos capítulos 5 e 6. Portanto, esta seção descreve tanto os procedimentos e equipamentos empregados quanto a metodologia desenvolvida.

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

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

4.1 Descrição dos métodos e equipamentos empregados

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



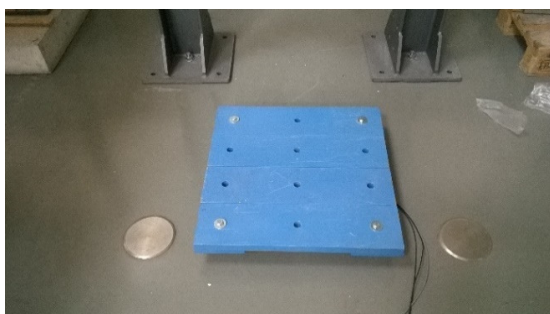
a) Saltos em superfície rígida

b) Ser humano passivo-estrutura (piso flexível)

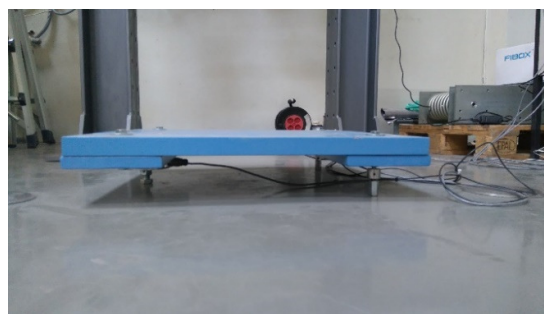
c) Saltos em piso flexível

Figura 69 – Caracterização da atividade humana rítmica em laboratório

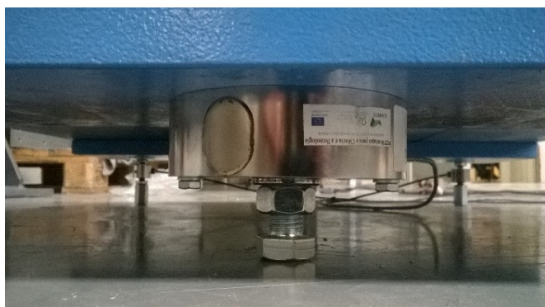
Para o registro das forças aplicadas e da resposta da pessoa, utilizaram-se três sistemas de medição, nomeadamente: células de carga sob uma plataforma rígida de aço; um acelerômetro acoplado ao corpo humano; e palmilhas instrumentadas com sensores de pressão em ambos os pés. A Figura 70 exibe as características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



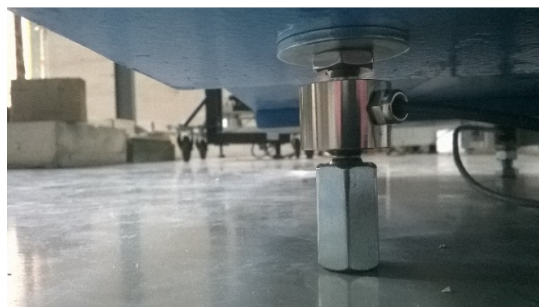
a) Vista da plataforma



b) Vista lateral da plataforma



c) Célula de carga de 12,5 kN



d) Célula de carga de 5 kN

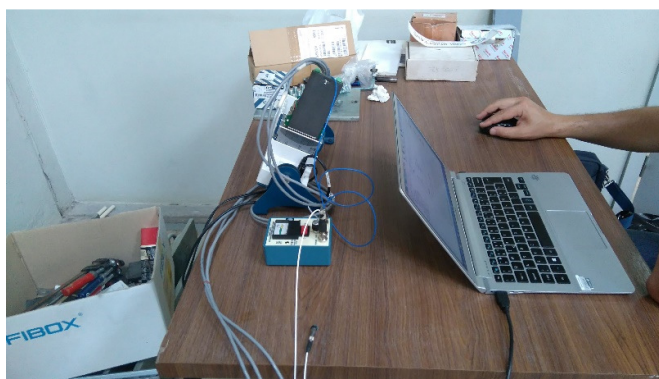
Figura 70 – Plataforma rígida instrumentada com células de carga da marca HBM



a) Indivíduo sobre a plataforma instrumentada



b) Acelerômetro acoplado ao corpo



c) Sistema de aquisição de dados

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

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

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

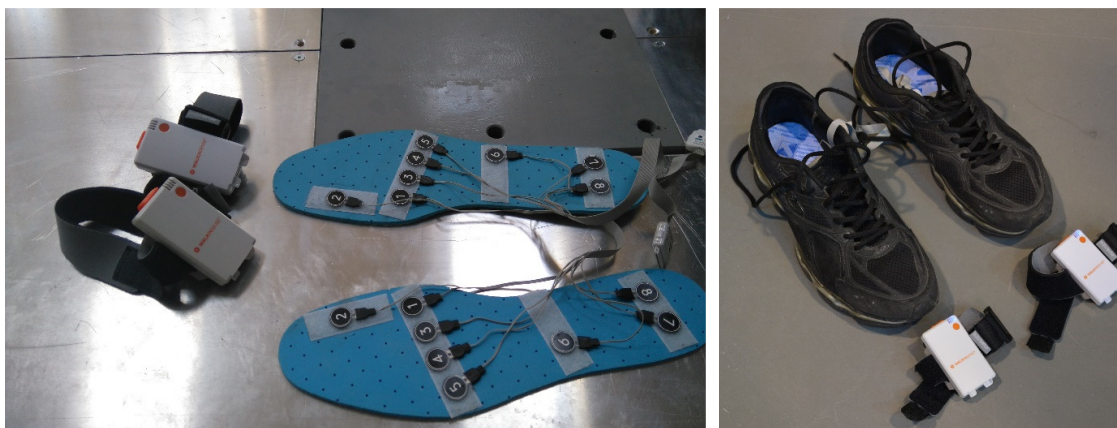
A Figura 71c exibe o sistema de aquisição de dados utilizado nos testes. Trata-se de um sistema Compact DAQ da National Instruments ligado a um computador portátil. Desse modo, salienta-se que a aquisição dos sinais de força e aceleração foi feita de forma simultânea e síncrona, permitindo, por conseguinte,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

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

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

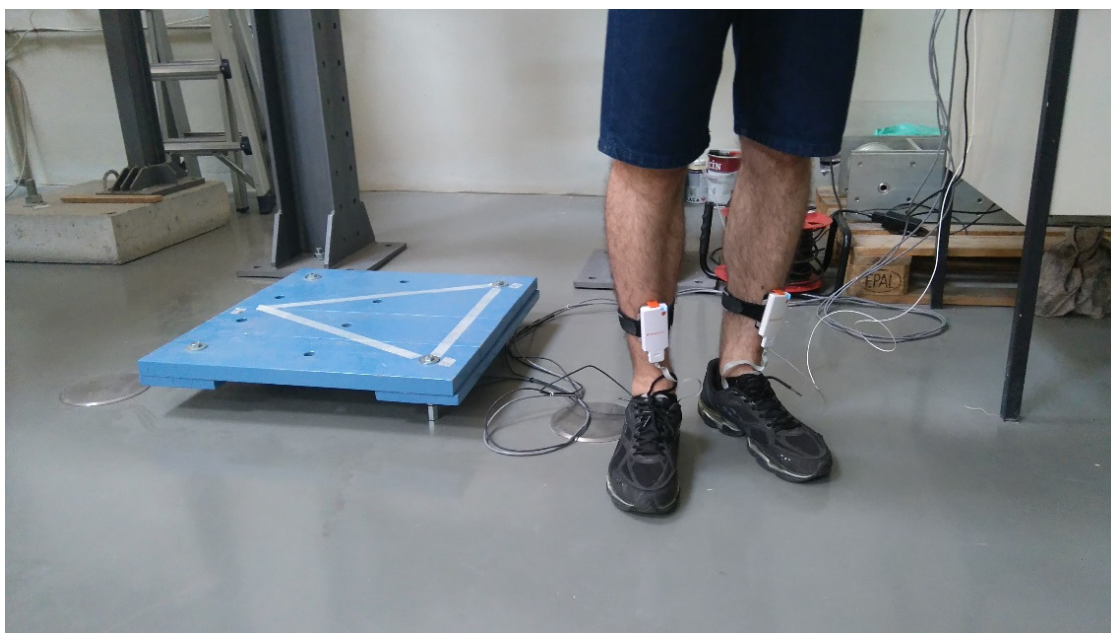
Cabe ressaltar que os sinais das palmilhas foram manualmente sincronizados, via Matlab (2017), com aqueles obtidos através da plataforma de força e do acelerômetro acoplado ao corpo, devendo-se escolher, para isto, um pico de referência dos saltos no domínio do tempo. Além disso, para que os sinais sejam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

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



a) Palmilhas com sensores de pressão

b) Tênis instrumentado



c) Indivíduo calçado com tênis instrumentado

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

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

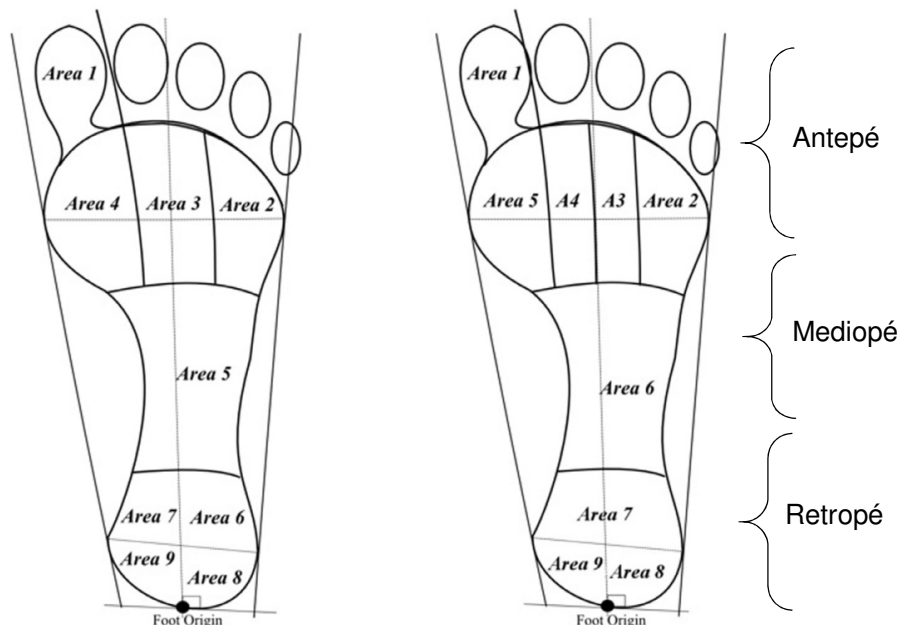
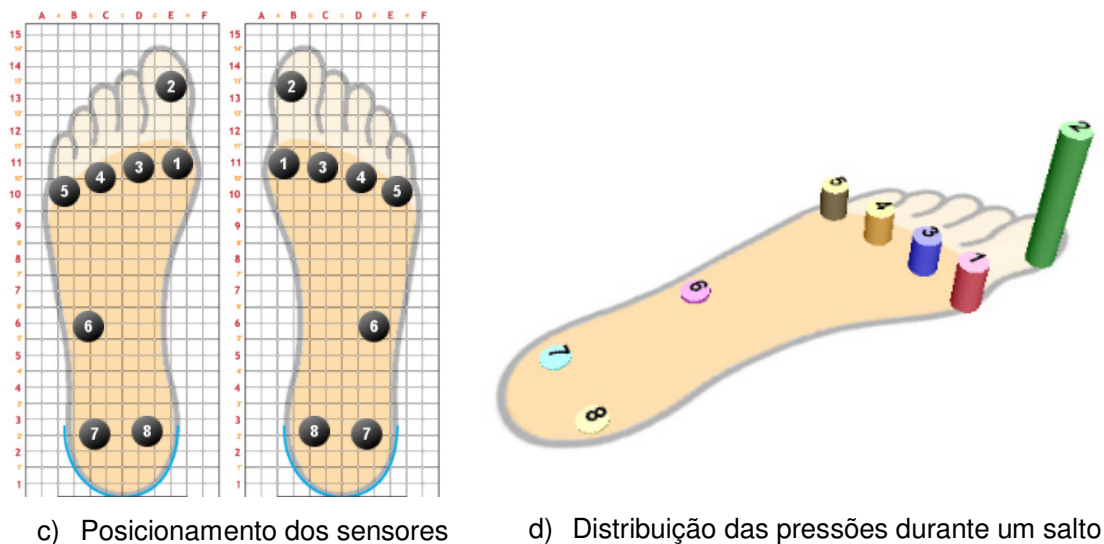


Figura 73 – Regiões e áreas plantares para posicionamento dos sensores [Adaptado de Claverie, Ille e Moretto (2016)]



c) Posicionamento dos sensores

d) Distribuição das pressões durante um salto

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

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

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

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

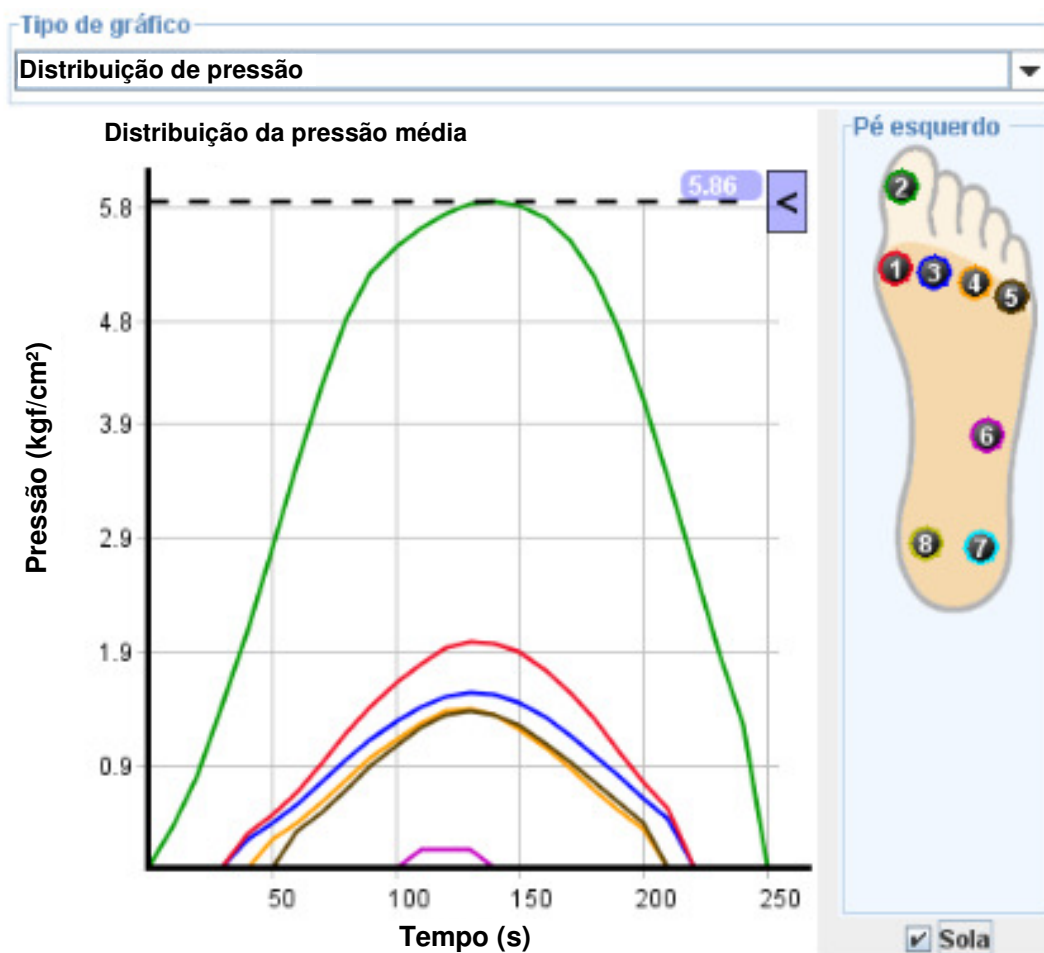


Figura 75 – Distribuição das pressões nos sensores durante um salto (captura de tela do Walkinsense Software®)

4.2 Ensaio em piso rígido

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

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

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

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

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

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

4.3 Ensaio em piso flexível

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

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



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

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

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

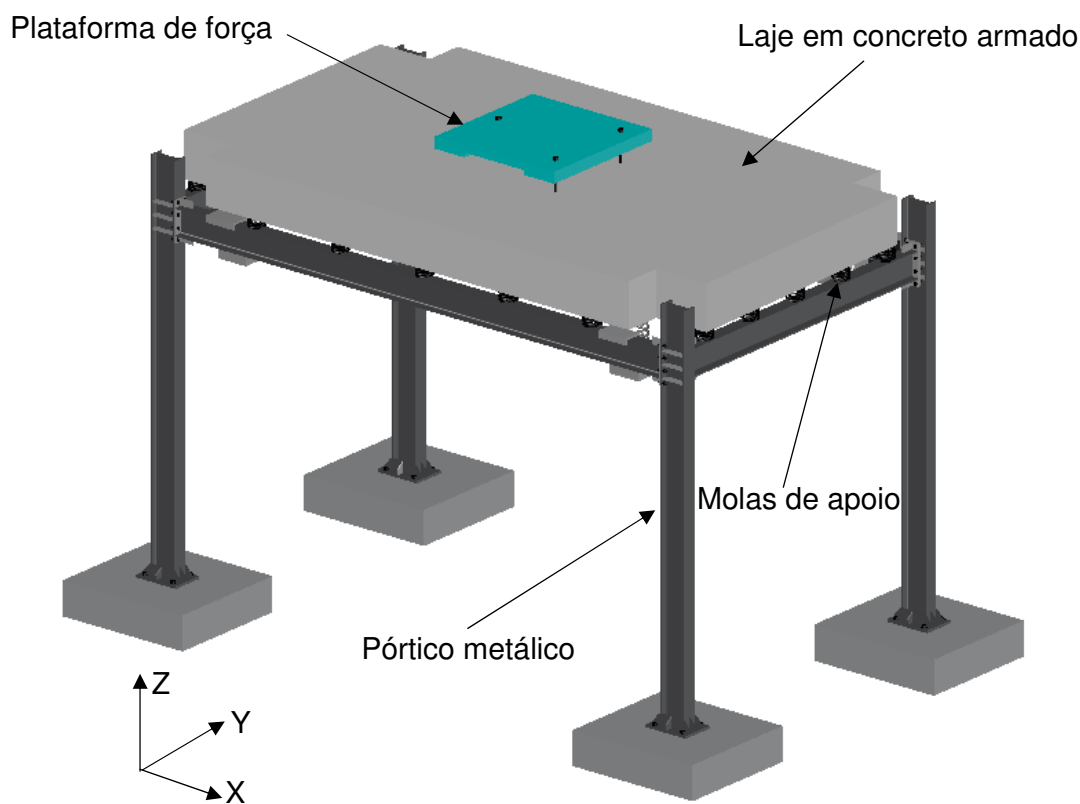


Figura 77 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista isométrica

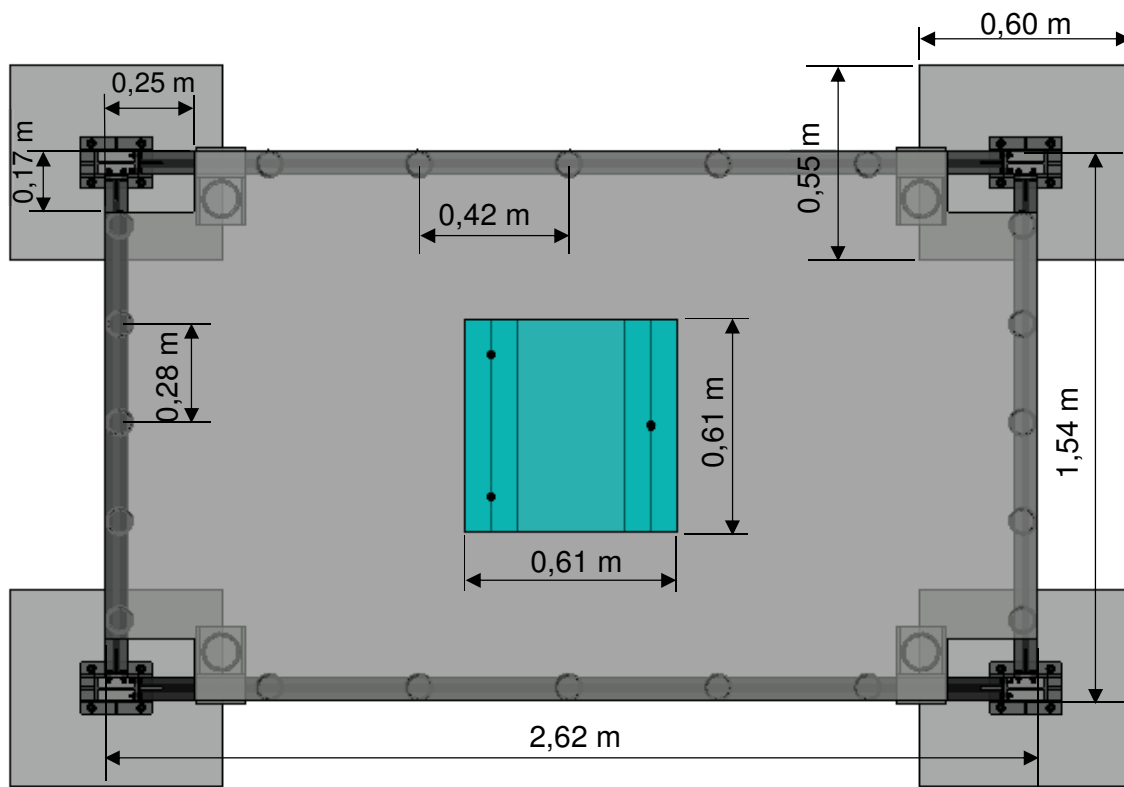


Figura 78 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista superior

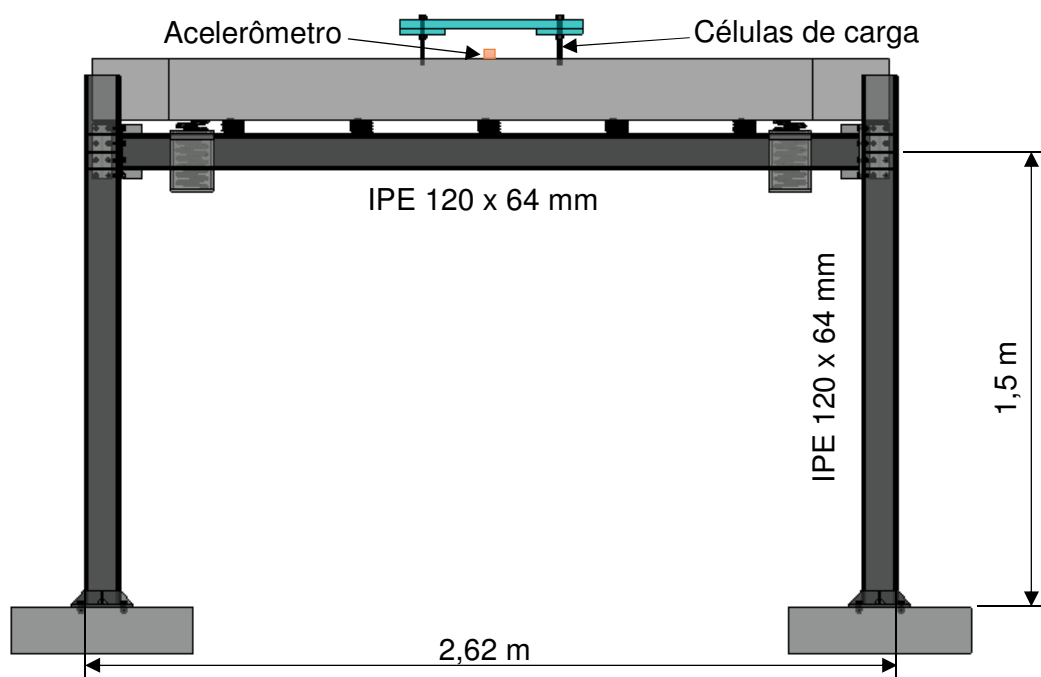


Figura 79 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista lateral

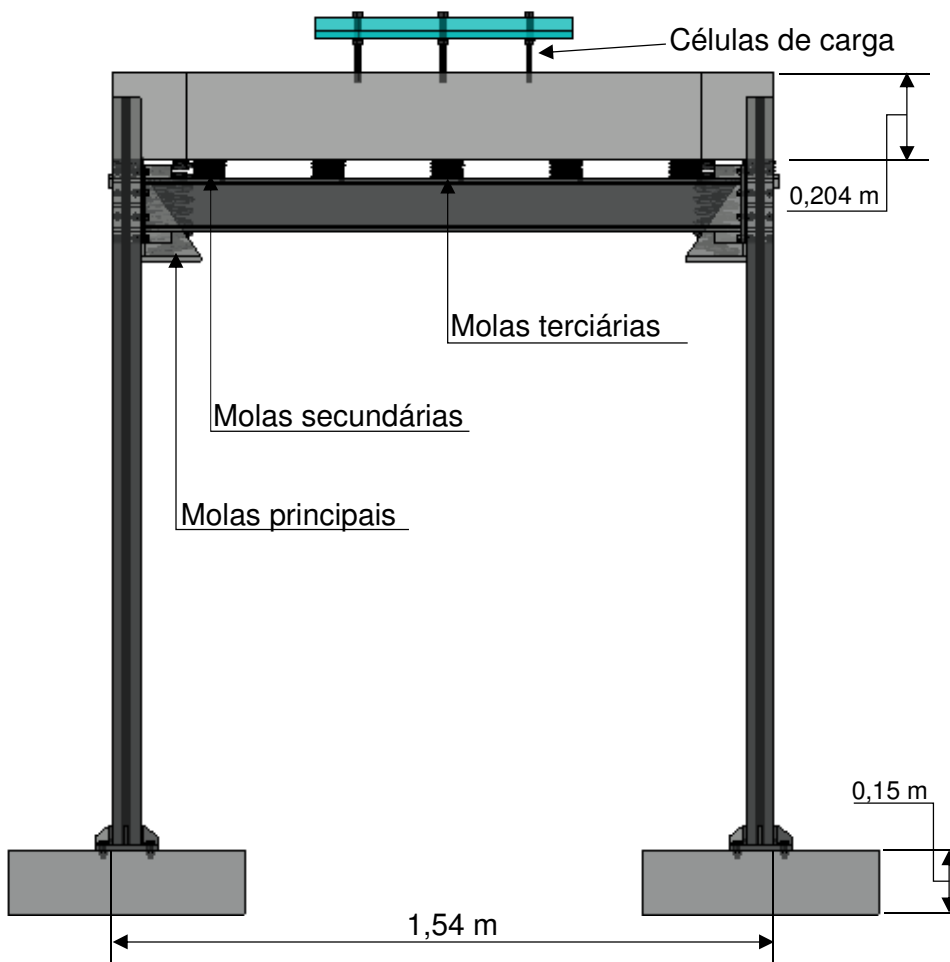


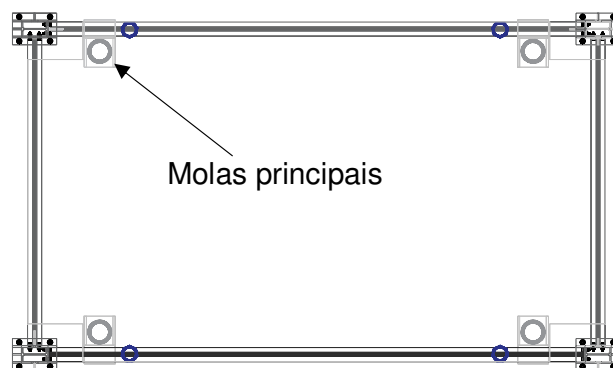
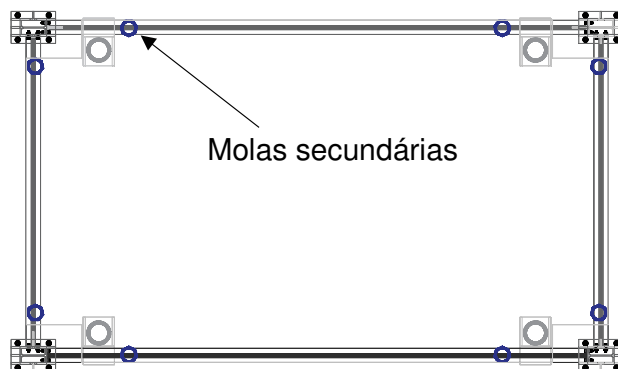
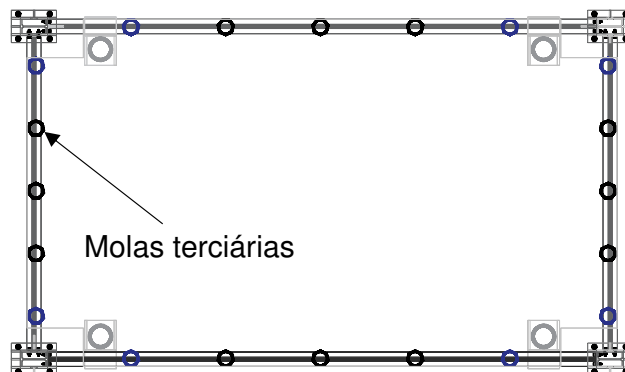
Figura 80 – Modelo estrutural do piso flexível: Vista frontal

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

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

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

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

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

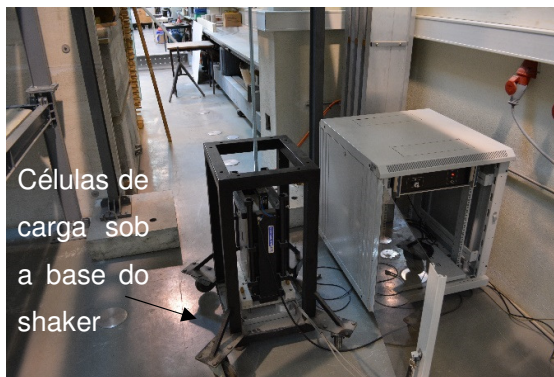


a) Mola principal



b) Mola terciária (esq.) e secundária (dir.)

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

a) Excitador eletrodinâmico (*shaker*)b) Detalhe da ligação *shaker*-laje

c) Placa instrumentada sobre o centro da laje

Figura 85 – Instrumentação do piso flexível

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

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

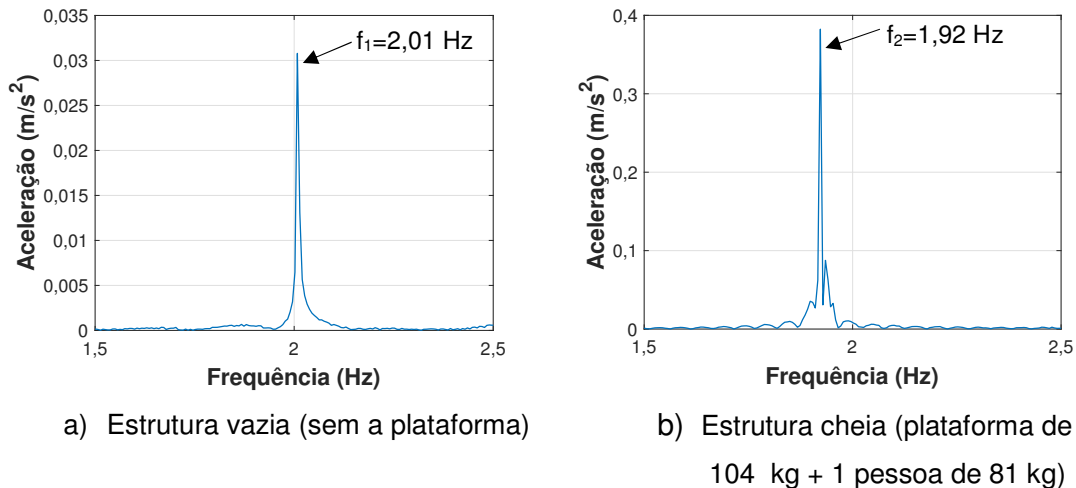


Figura 86 – Ensaio de vibração livre da laje apoiada sobre quatro molas principais

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

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

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

4.3.1 Interação ser humano passivo-estrutura

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

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

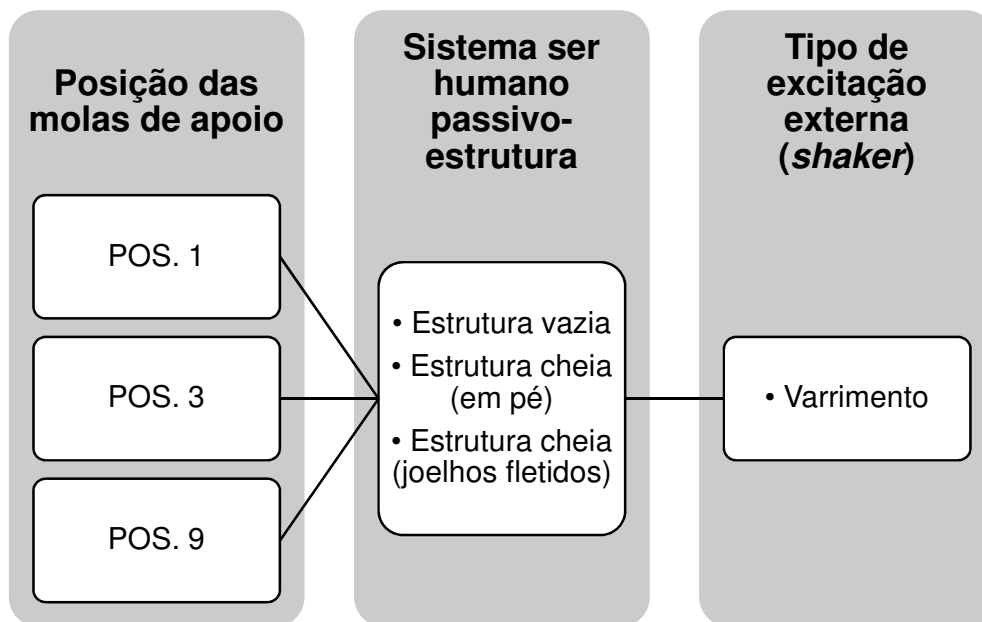


Figura 87 – Fluxograma dos ensaios em piso flexível. Sistema ser humano passivo-estrutura

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



a) Indivíduo em pé

b) Indivíduo com joelhos flexionados

Figura 88 – Ensaio de interação ser humano passivo-estrutura

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

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

4.3.2 Interação ser humano ativo-estrutura

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

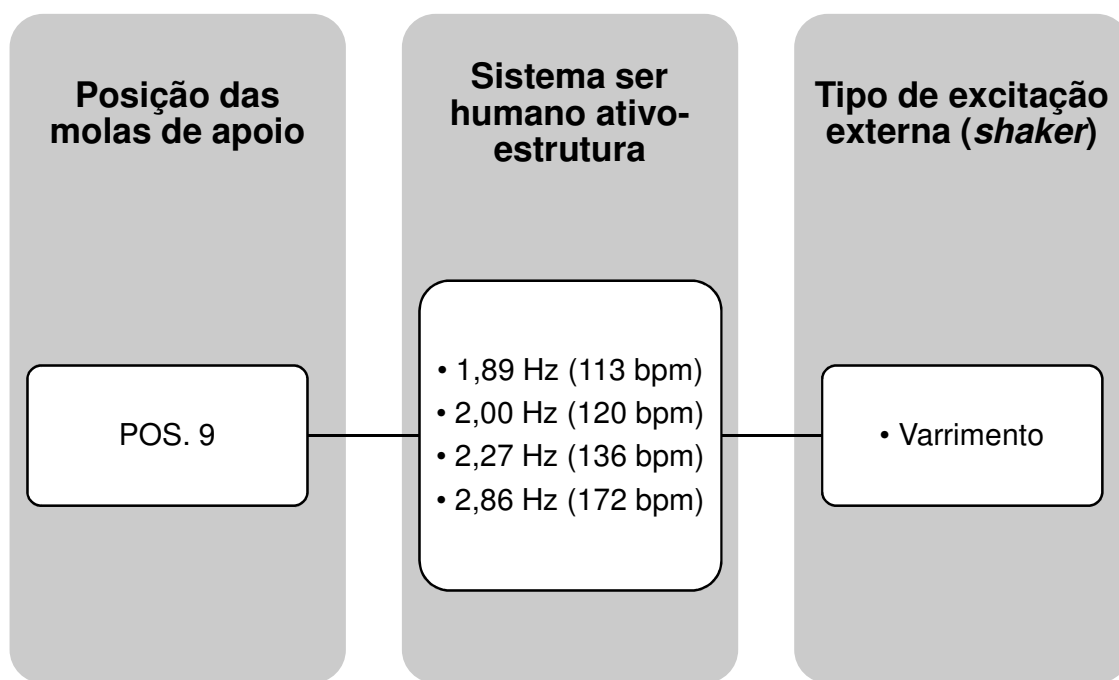


Figura 89 – Fluxograma dos ensaios em piso flexível. Sistema ser humano ativo-estrutura

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

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

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

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

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

5 CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL DAS AÇÕES HUMANAS

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

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

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

5.1 Análise dos sinais no domínio do tempo

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

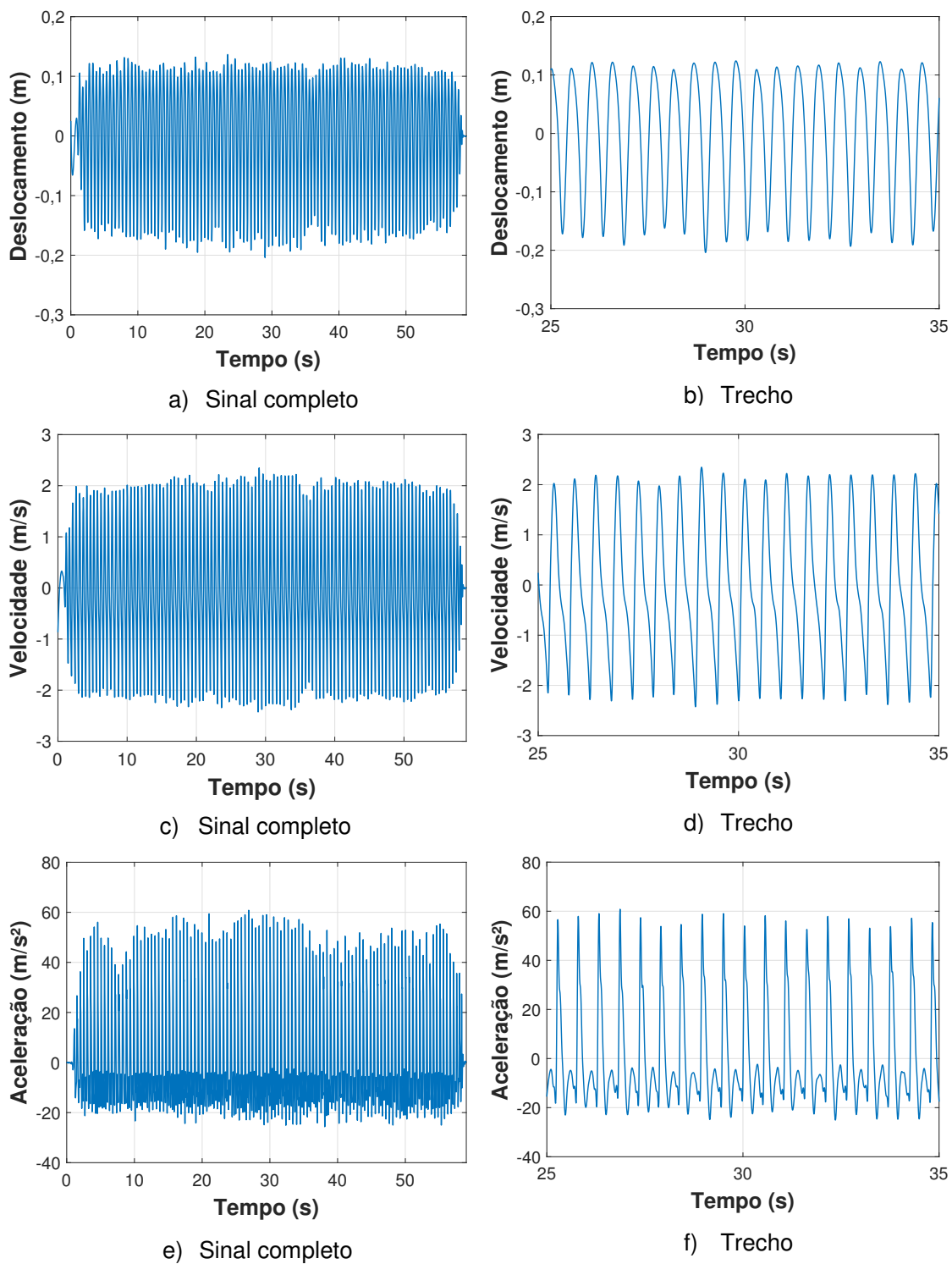


Figura 90 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 1,89 Hz

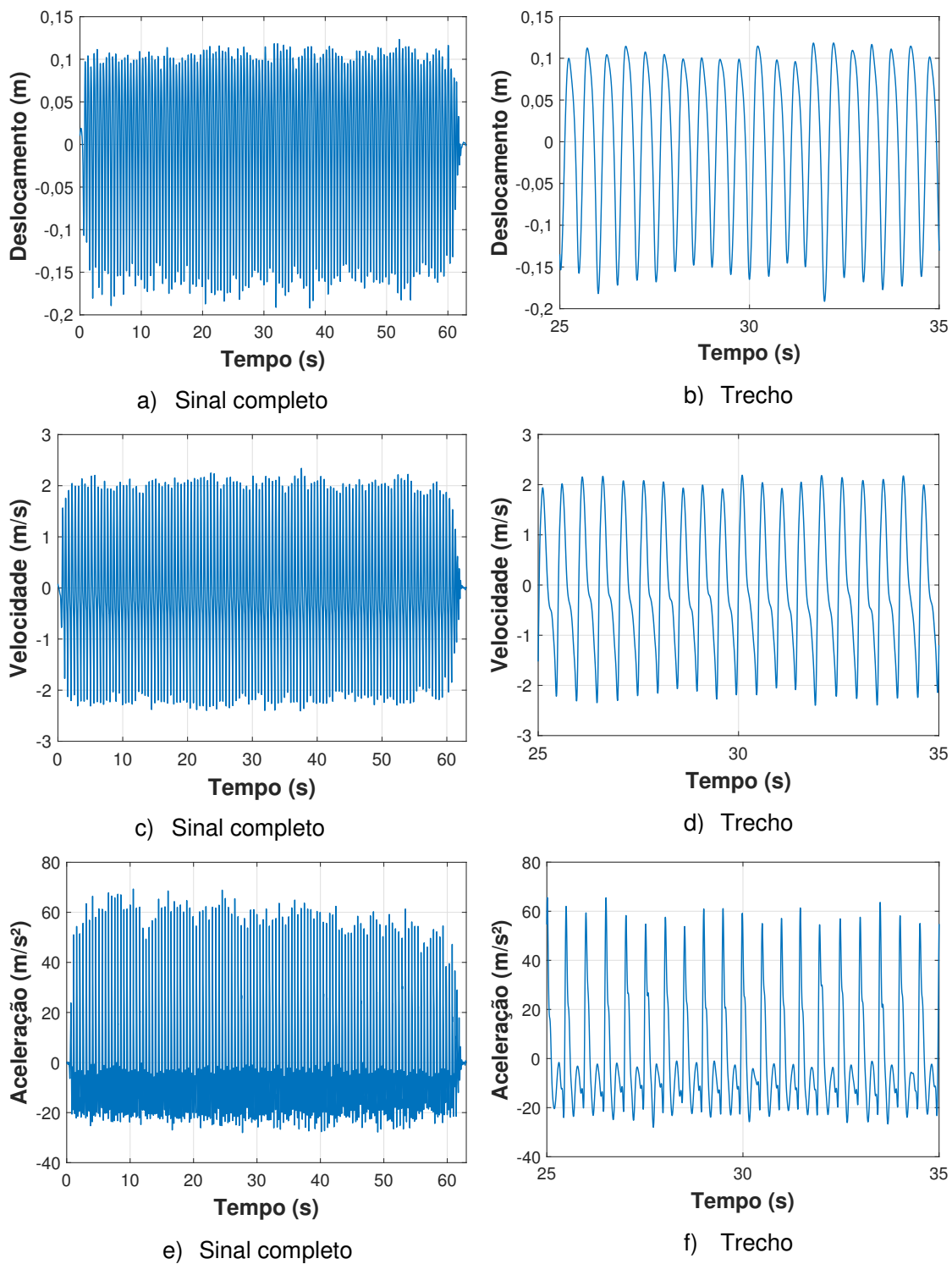


Figura 91 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,00 Hz

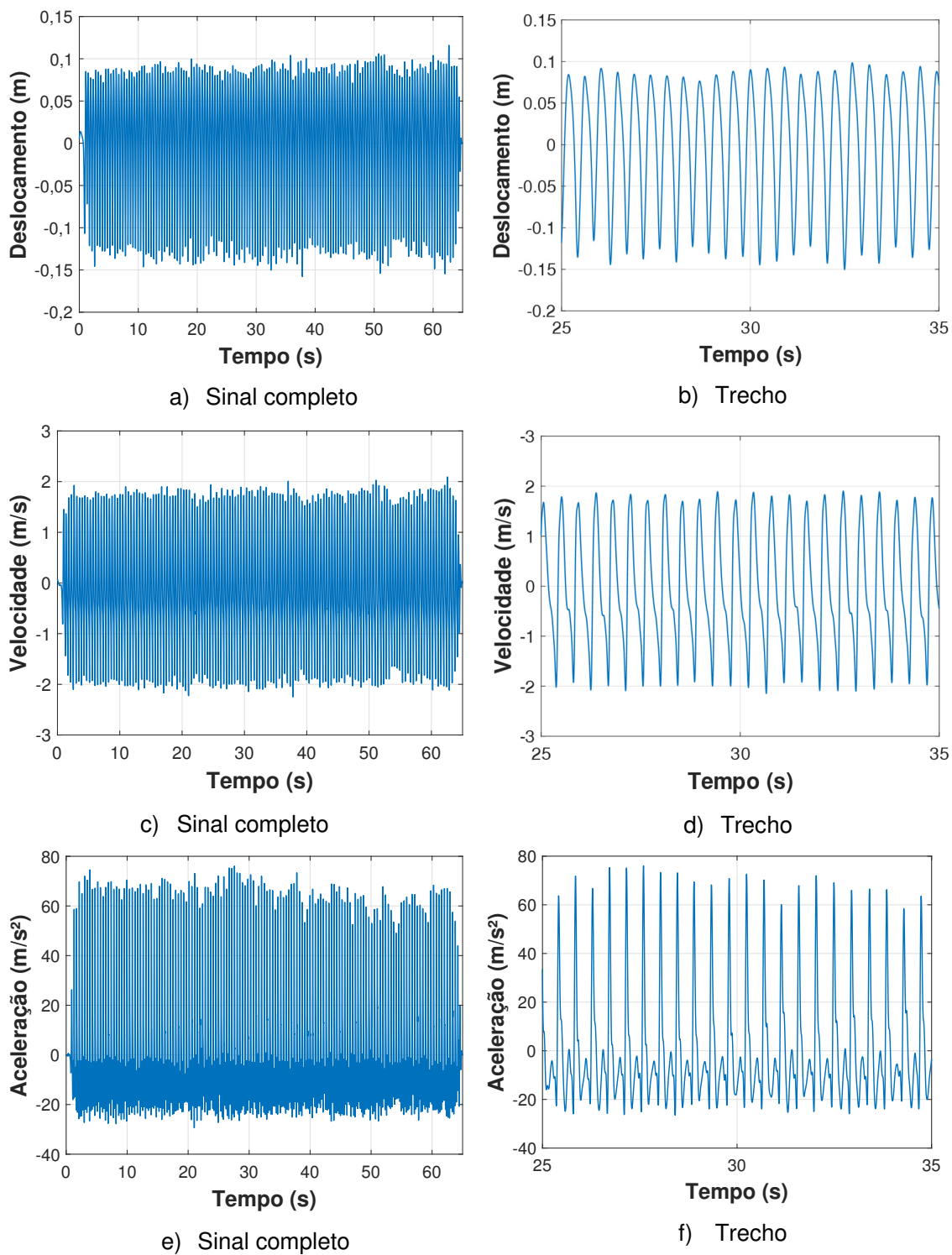


Figura 92 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,27 Hz

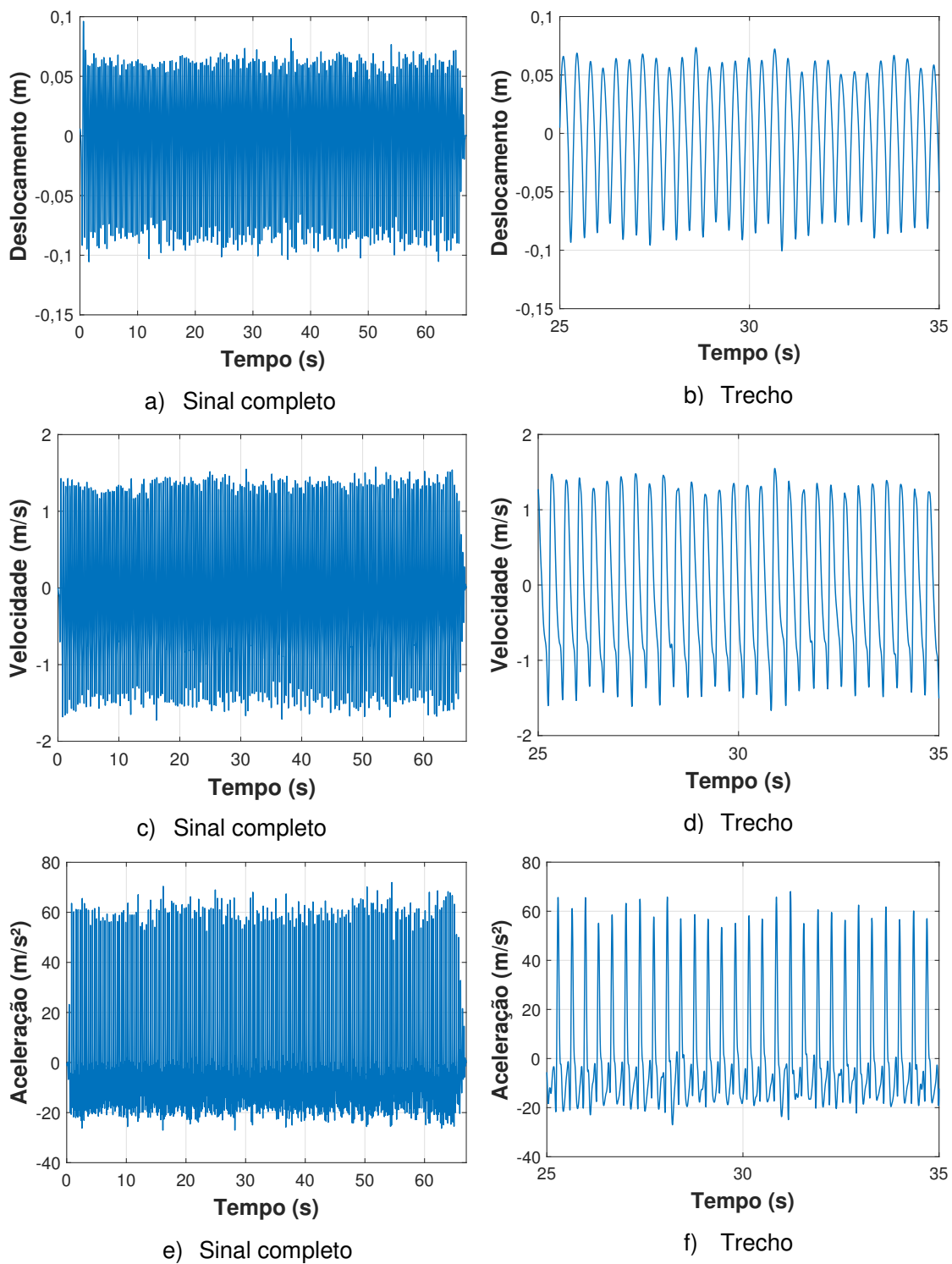


Figura 93 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso rígido. 2,86 Hz

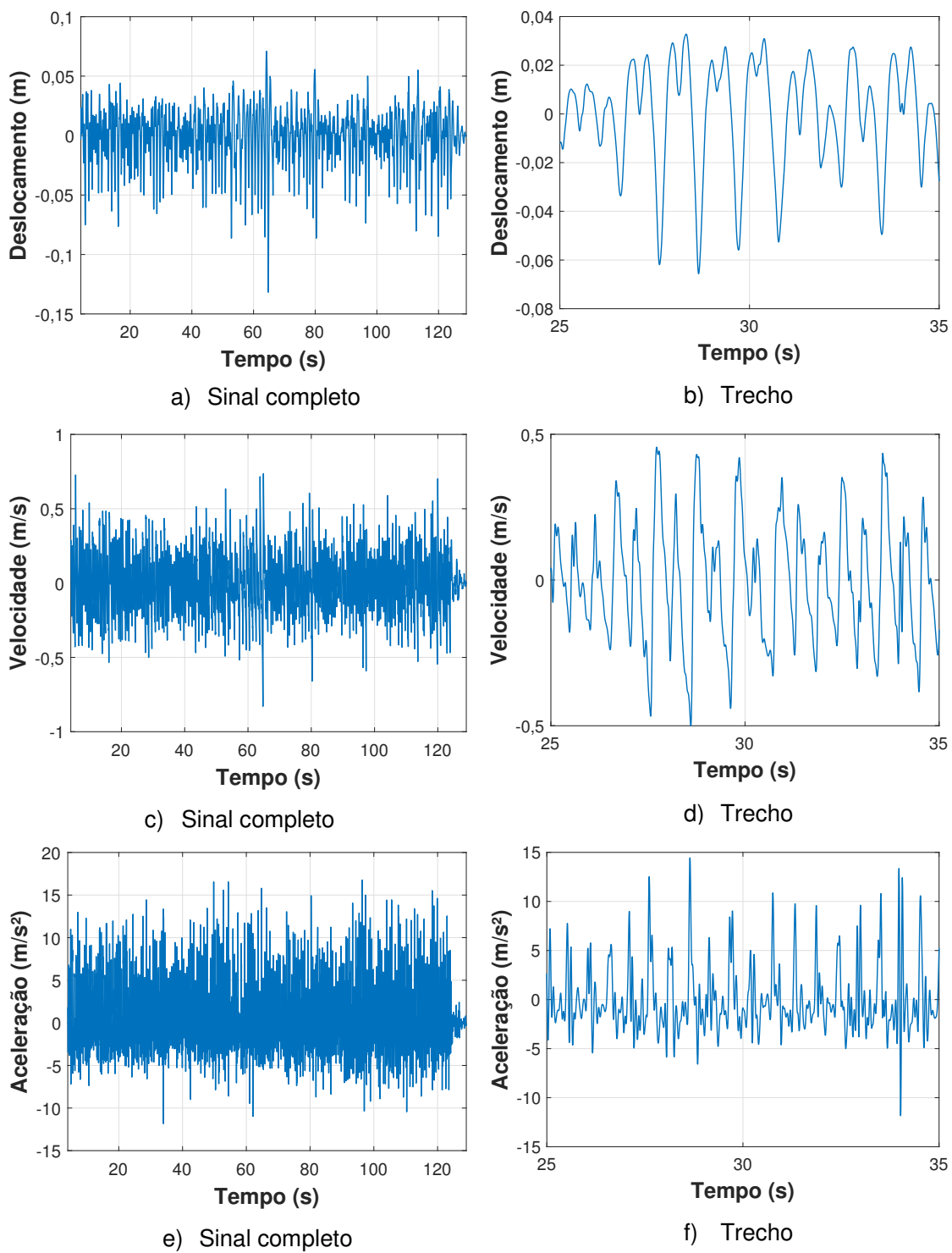


Figura 94 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 1,89 Hz

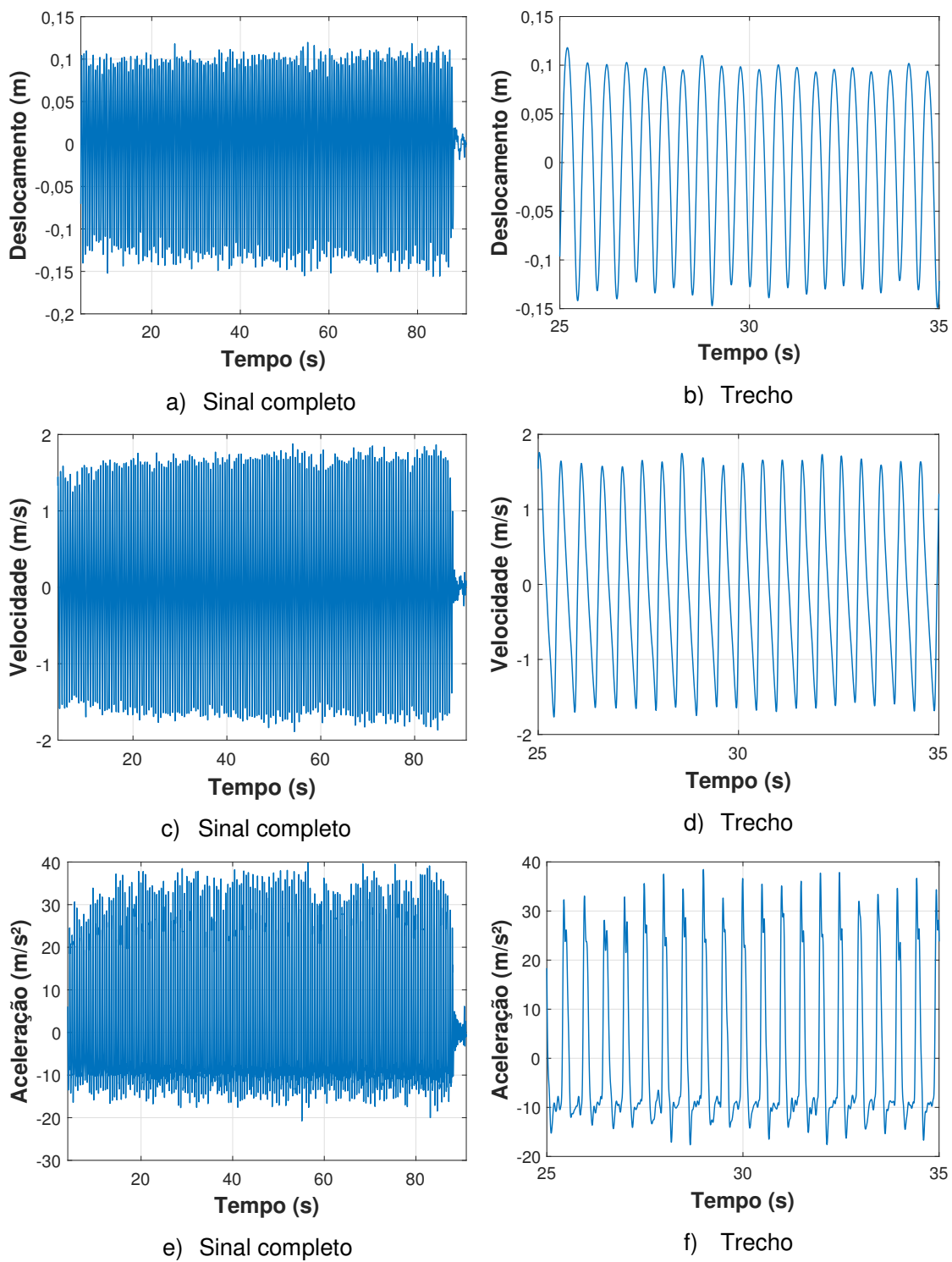


Figura 95 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,00 Hz

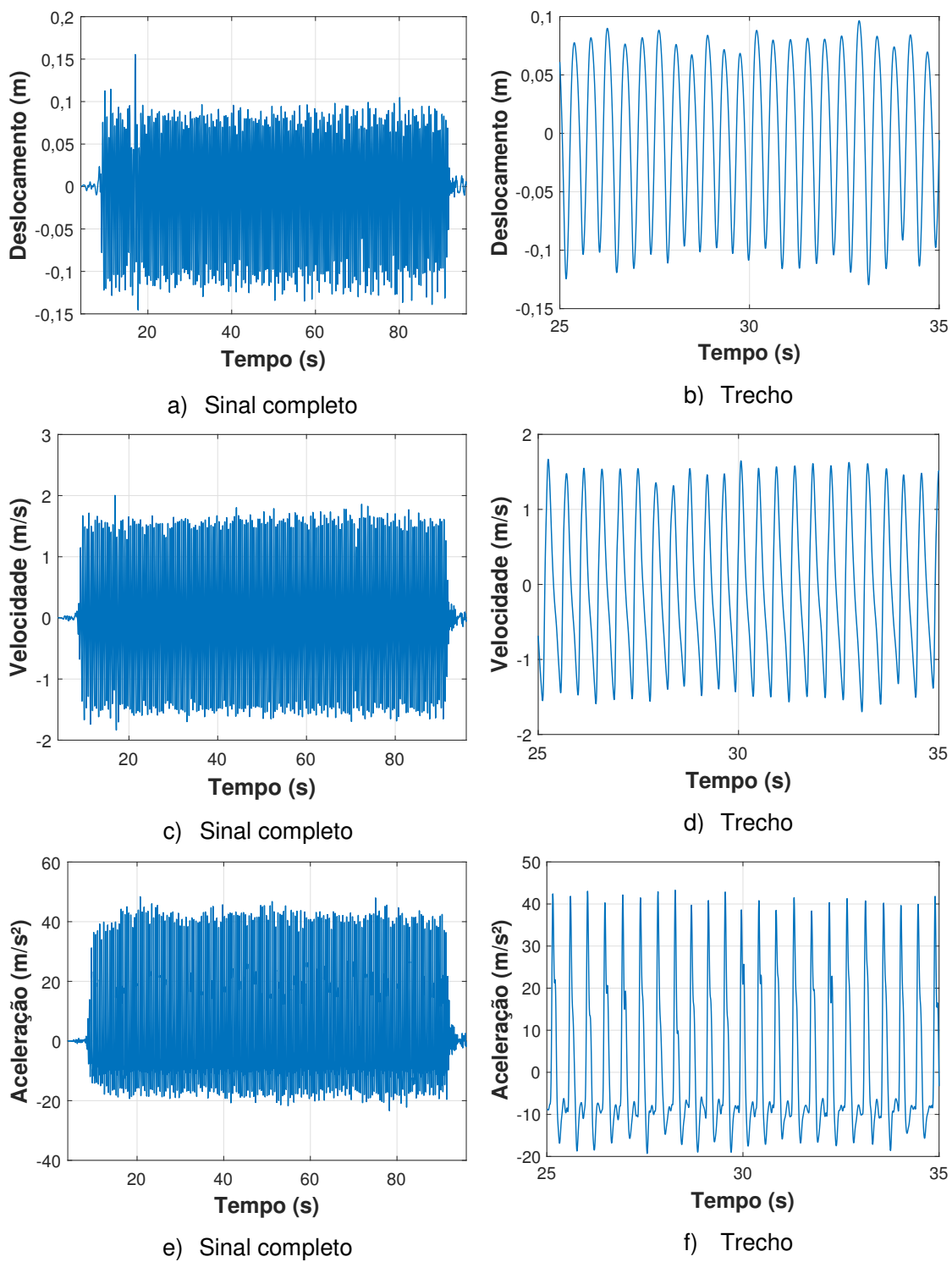


Figura 96 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,27 Hz

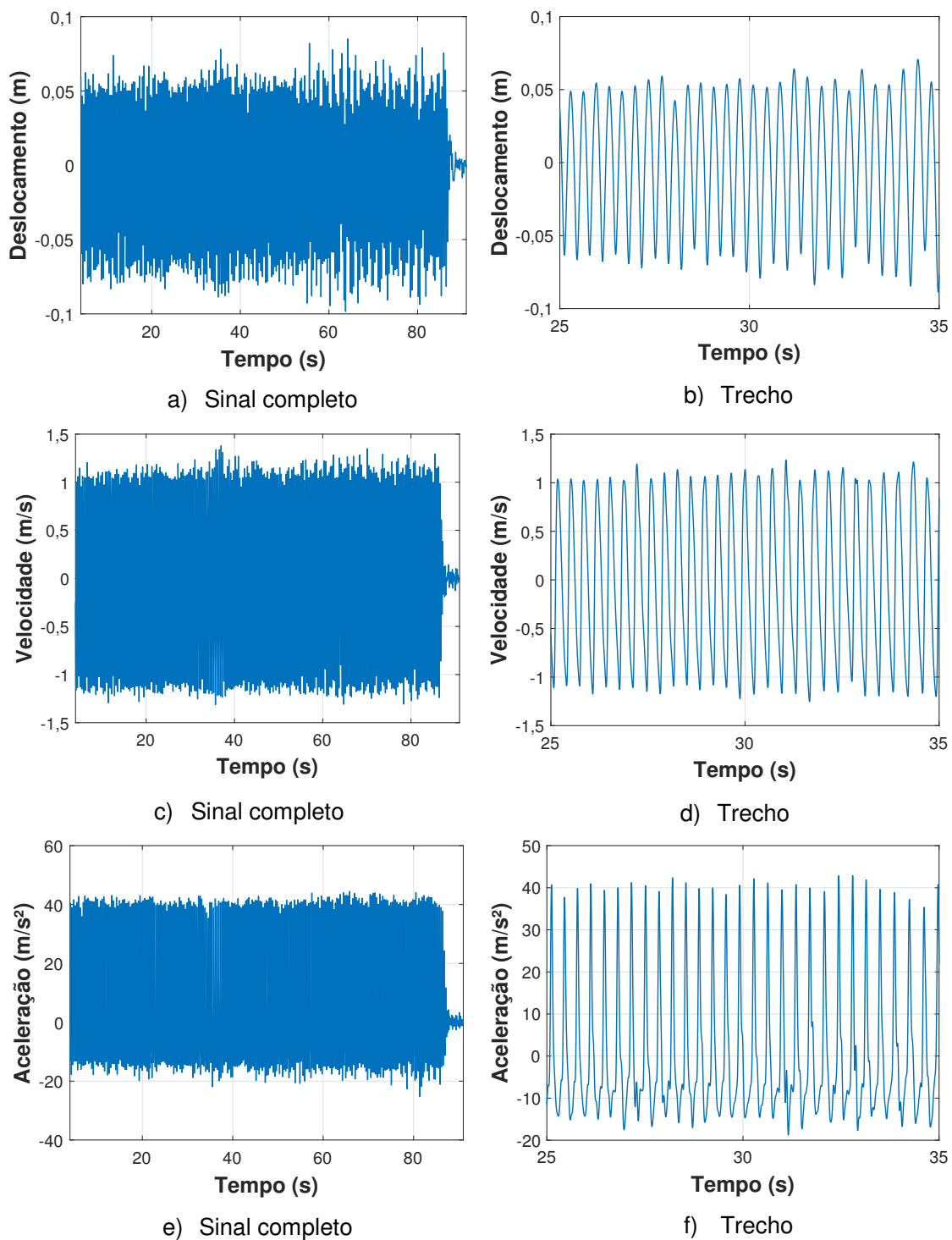


Figura 97 – Deslocamento, velocidade e aceleração da pessoa. Piso flexível. 2,86 Hz

Tabela 21 – Deslocamentos, velocidades e acelerações da pessoa

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

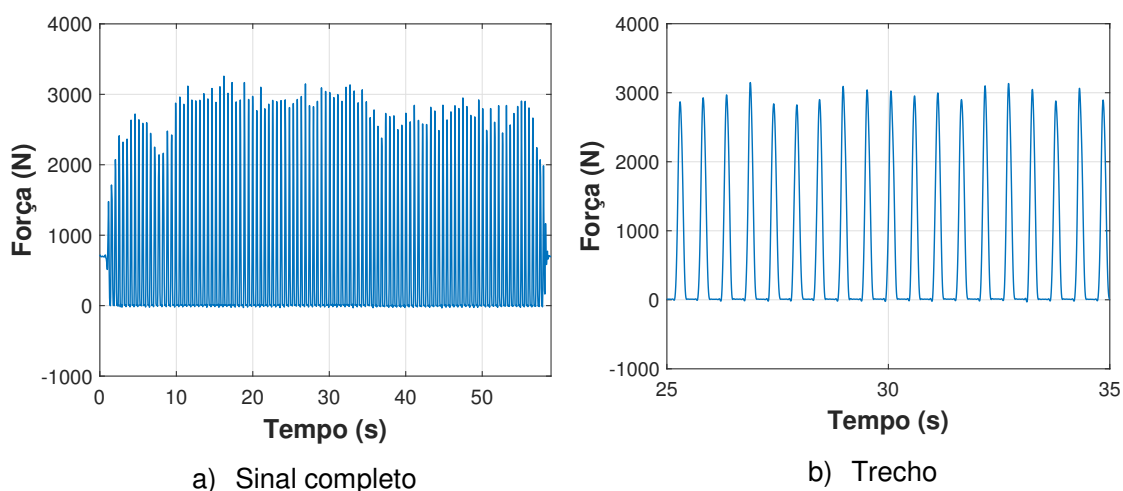


Figura 98 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 1,89 Hz

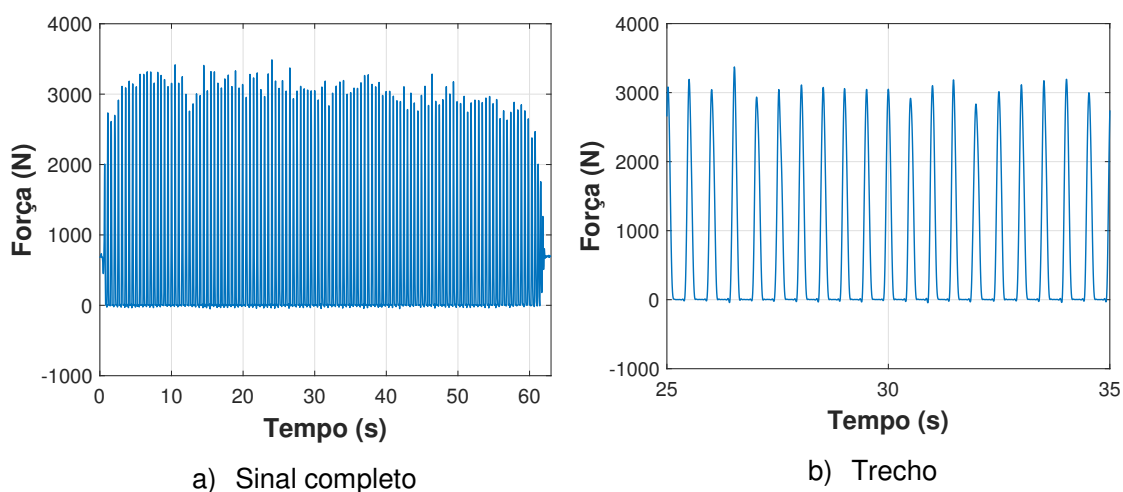


Figura 99 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,00 Hz

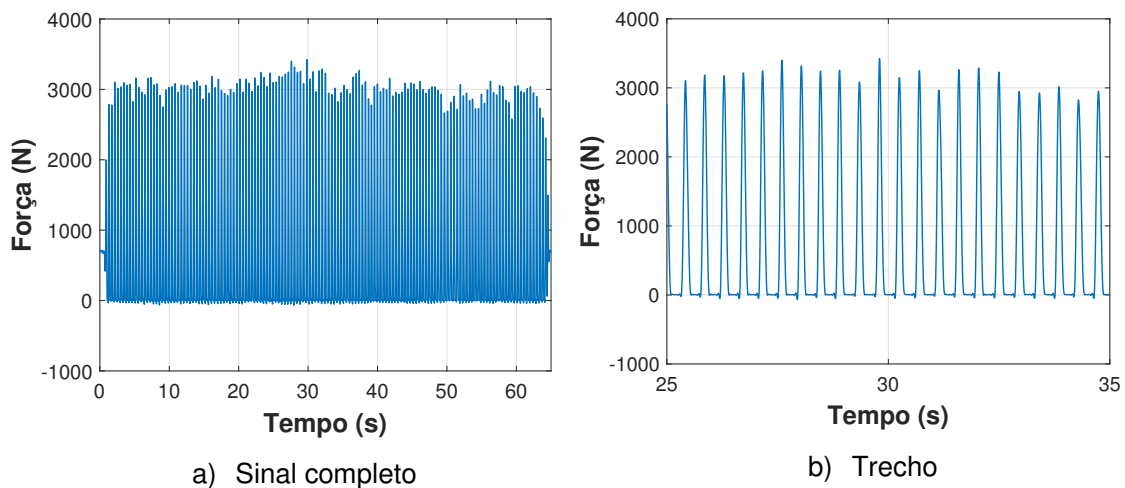


Figura 100 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,27 Hz

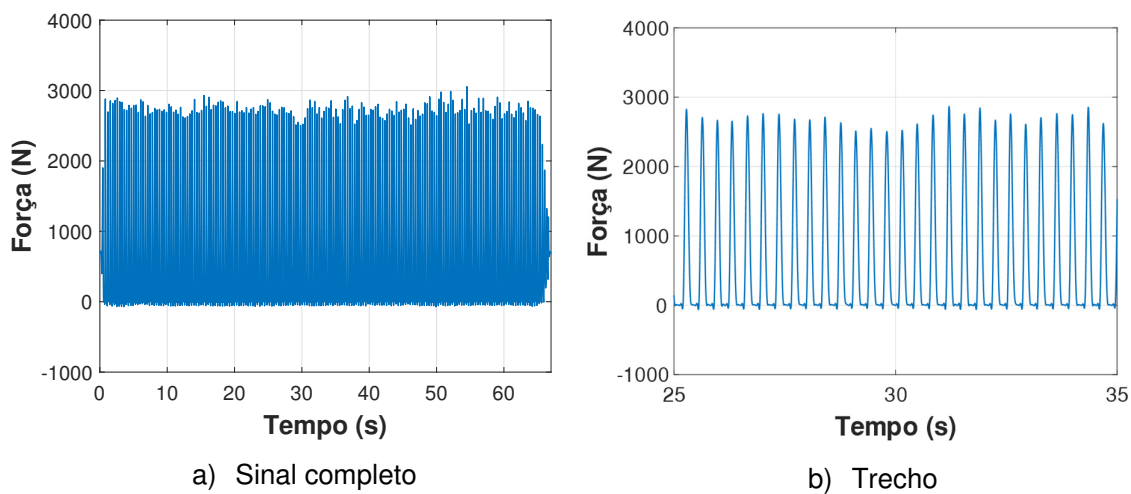


Figura 101 – Força da pessoa (plataforma). Piso rígido. 2,86 Hz

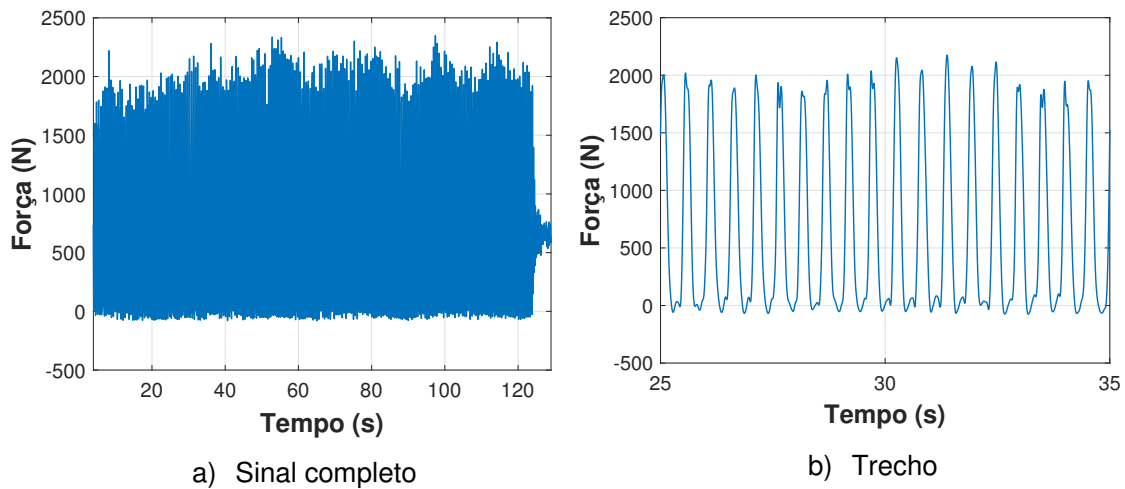


Figura 102 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 1,89 Hz

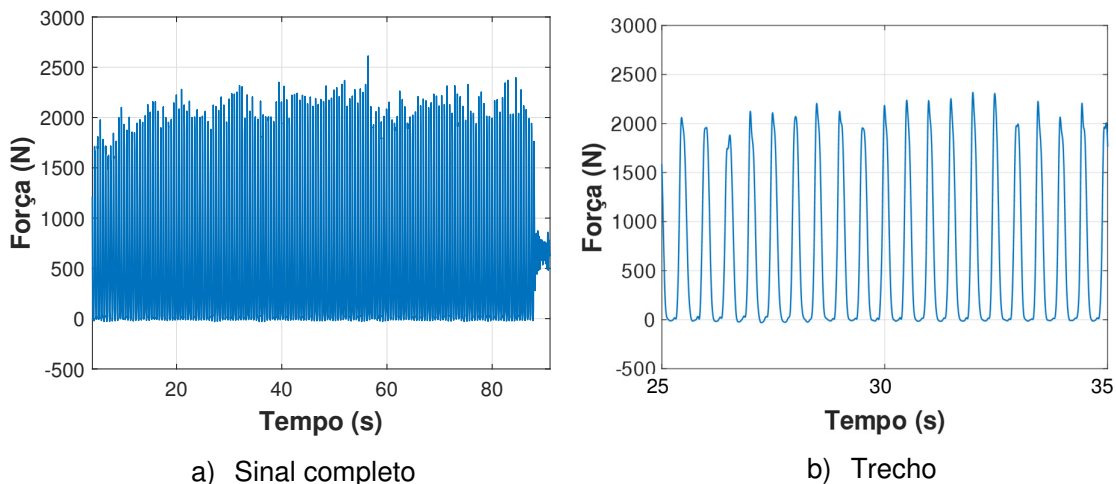


Figura 103 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,00 Hz

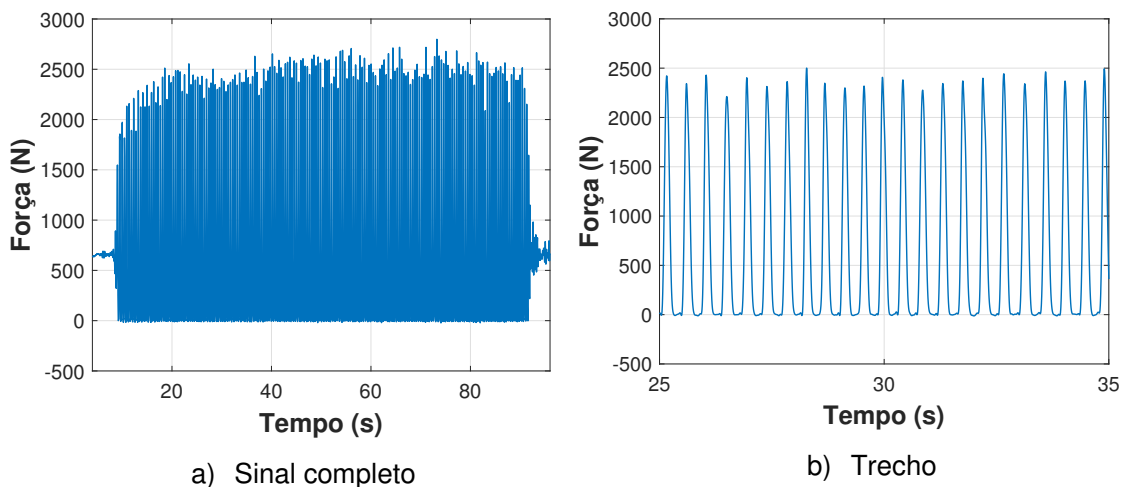


Figura 104 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,27 Hz

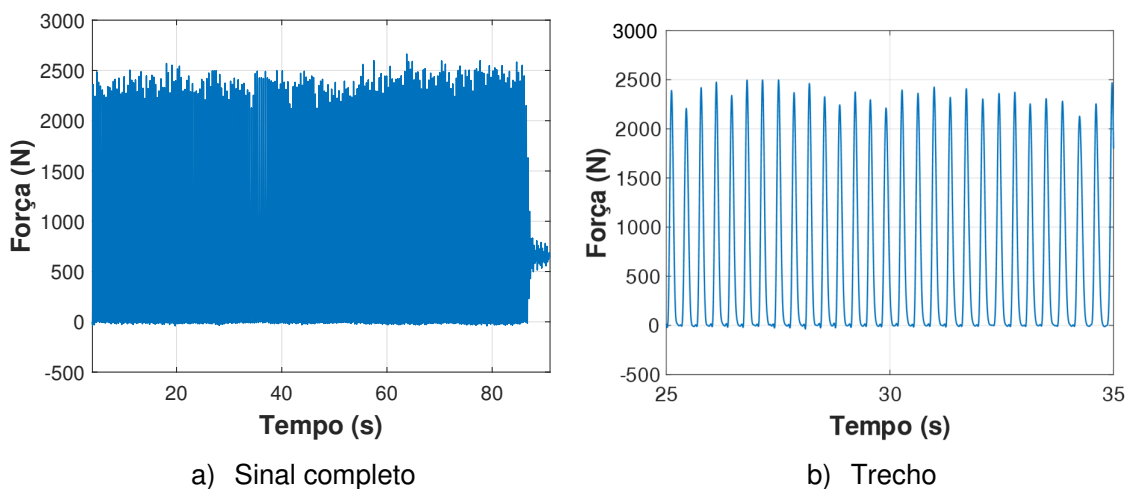


Figura 105 – Força da pessoa (plataforma). Piso flexível. 2,86 Hz

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

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

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

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

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

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

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

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

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

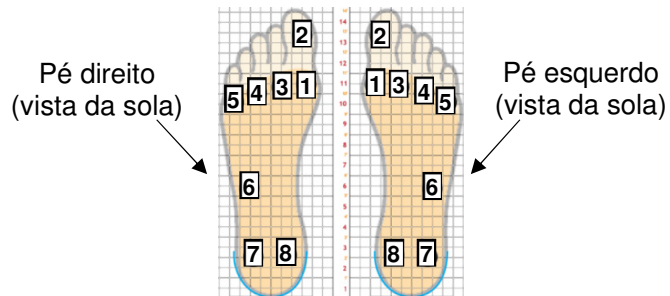
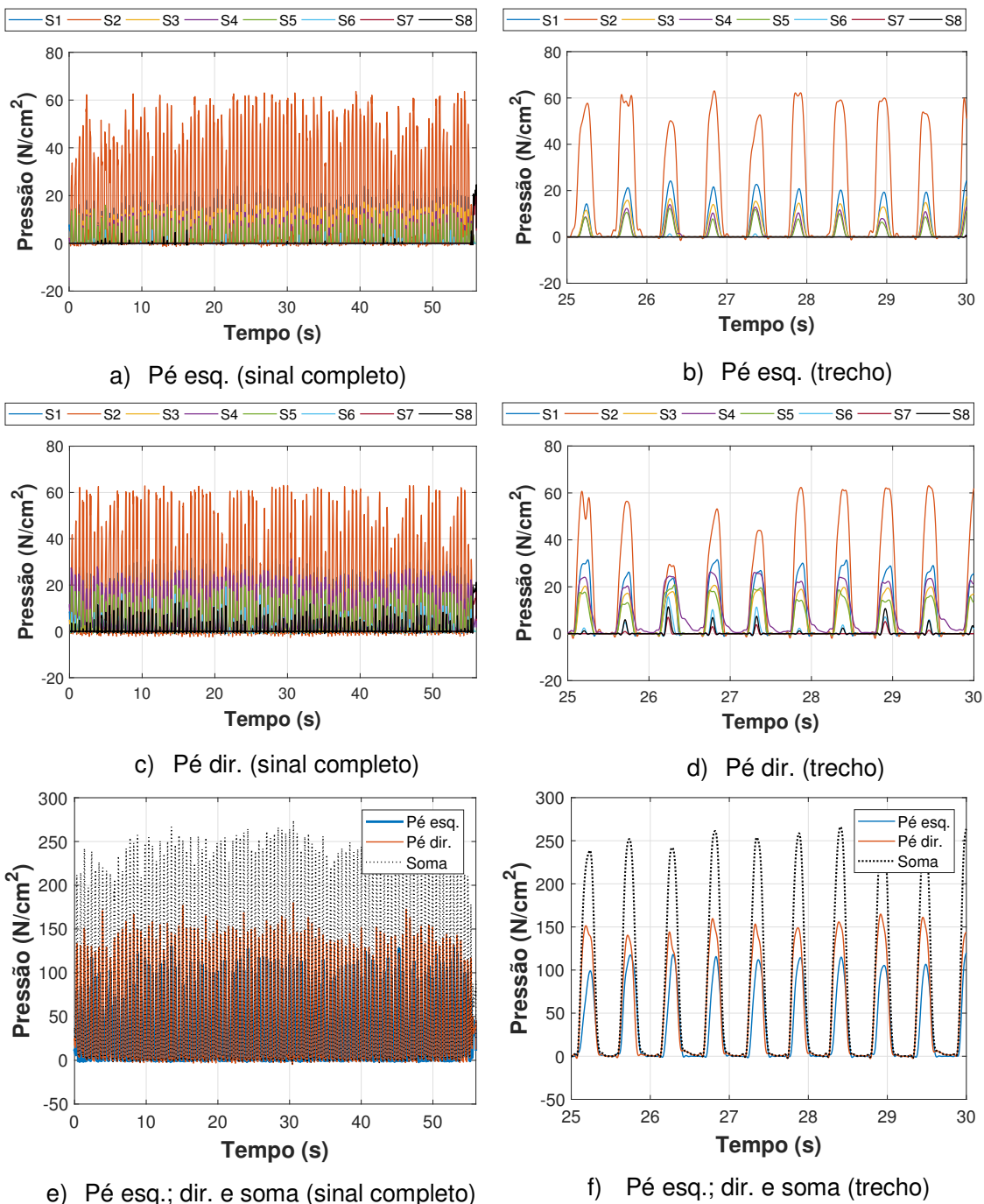


Figura 106 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 1,89 Hz

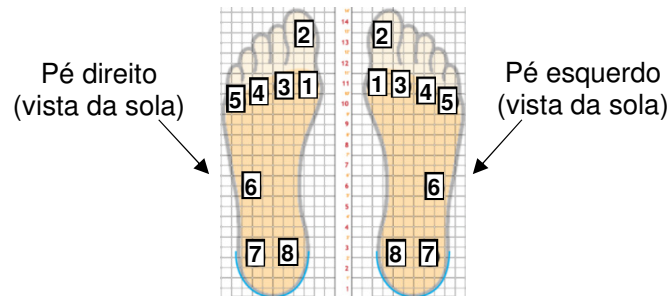
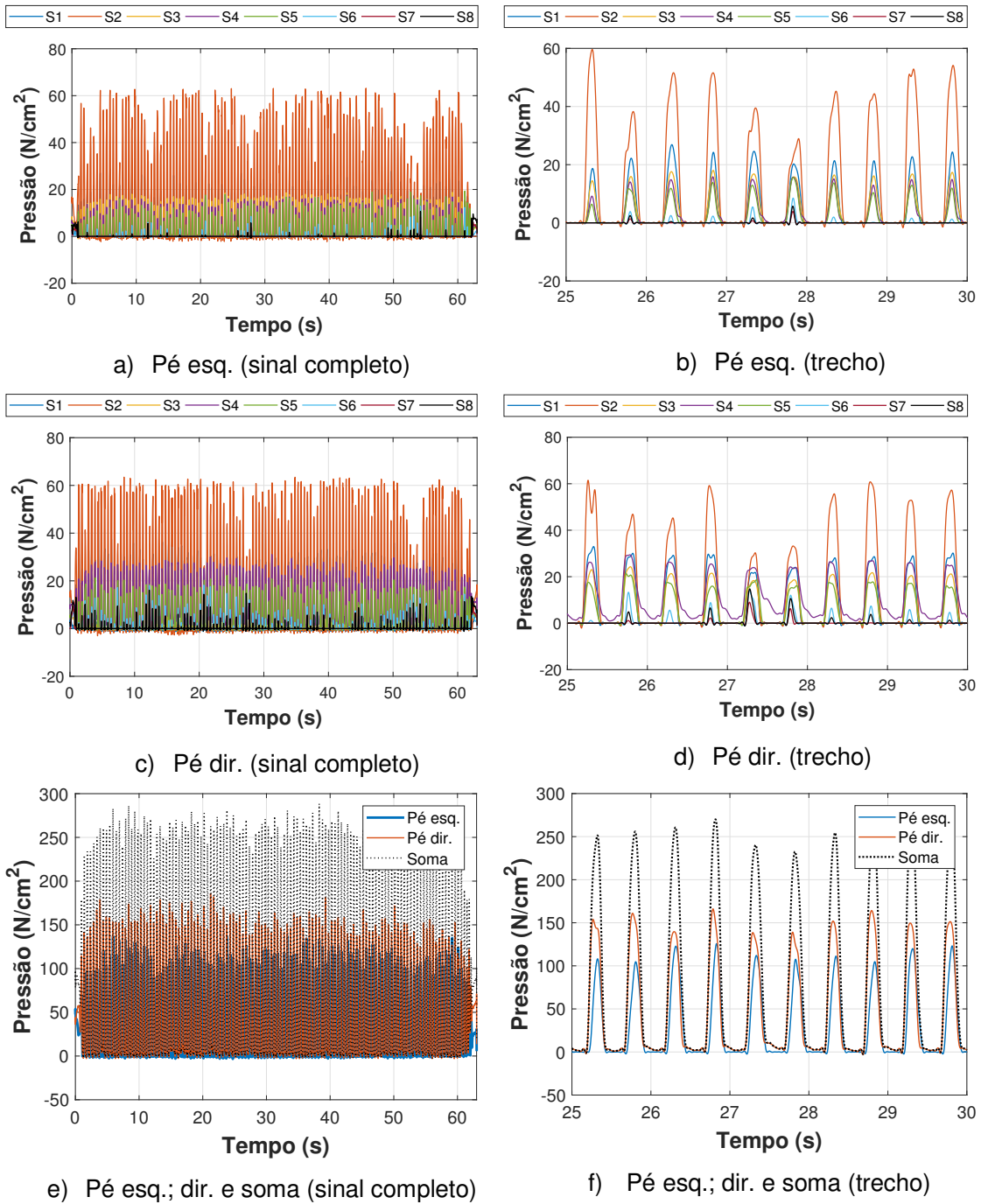


Figura 107 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,00 Hz

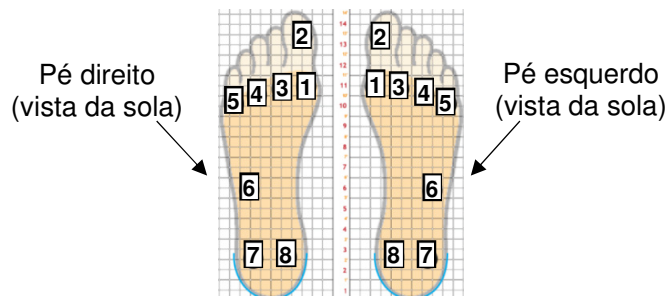
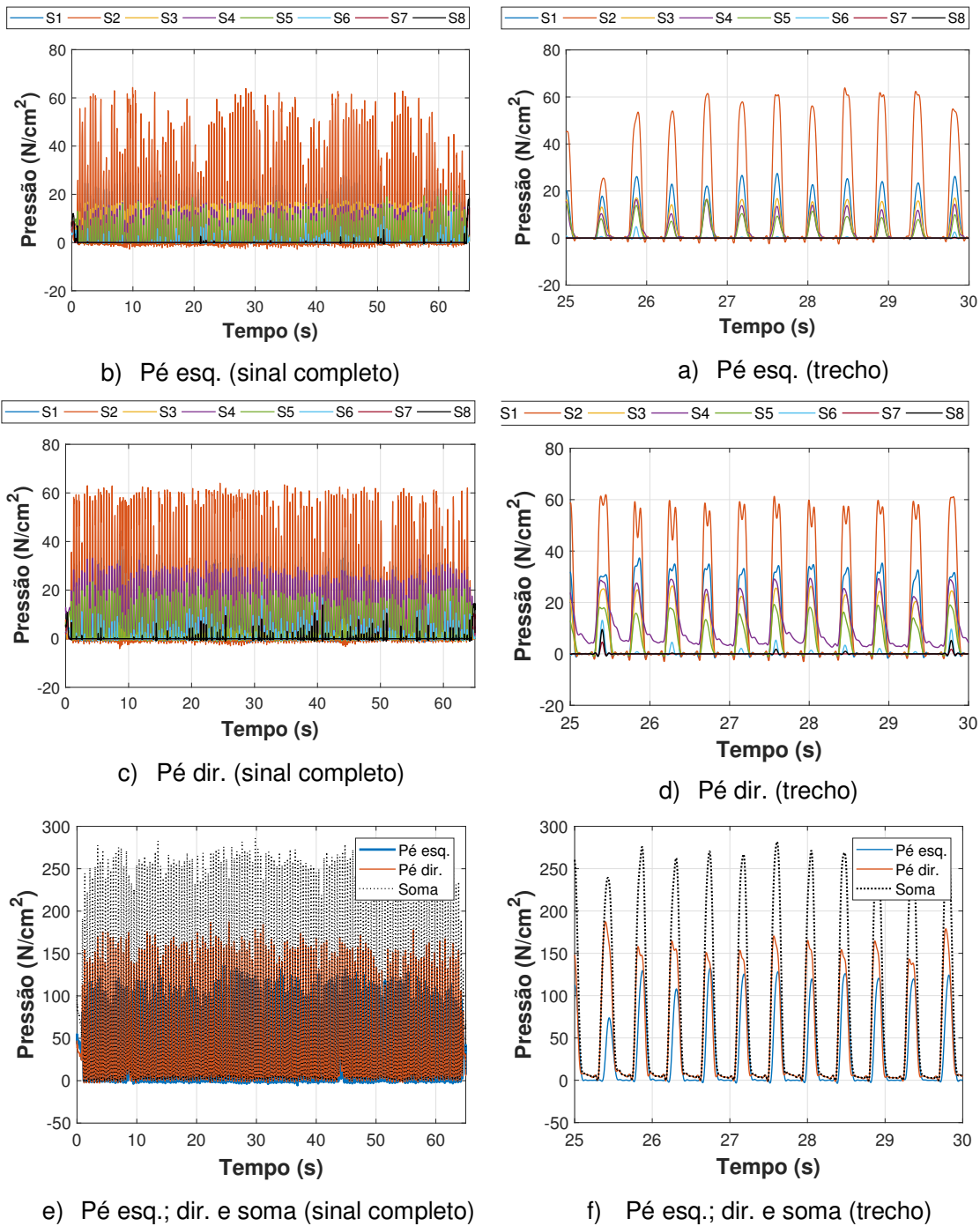


Figura 108 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,27 Hz

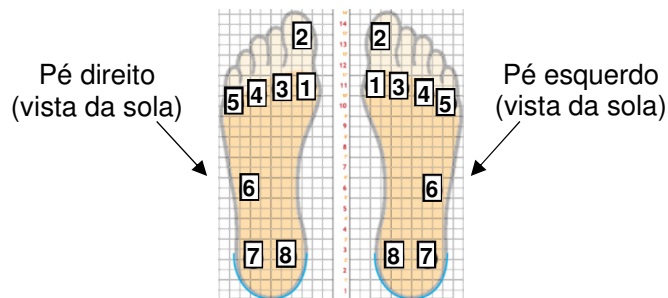
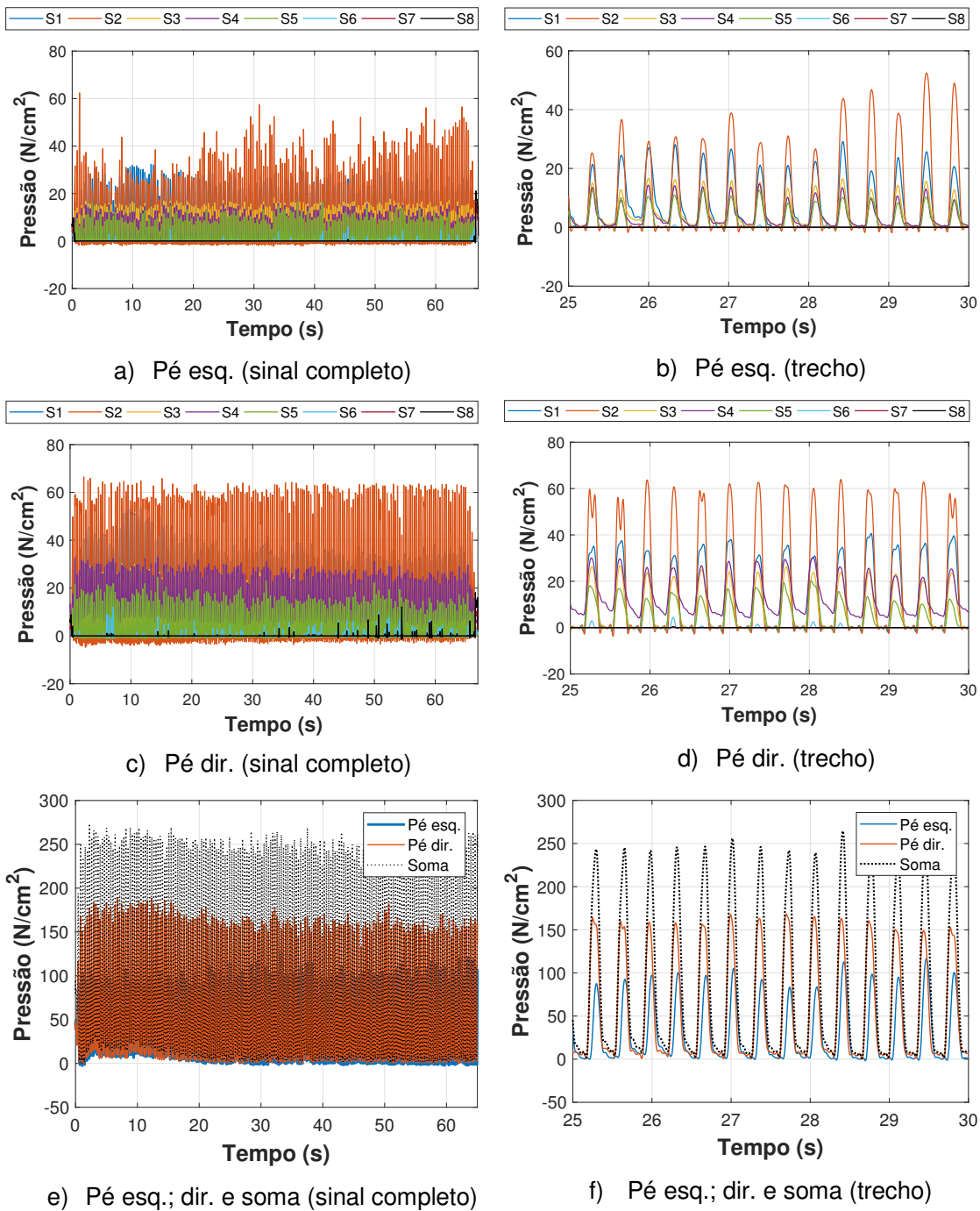


Figura 109 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso rígido. 2,86 Hz

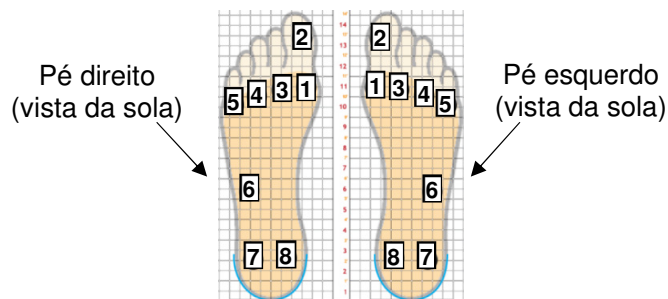
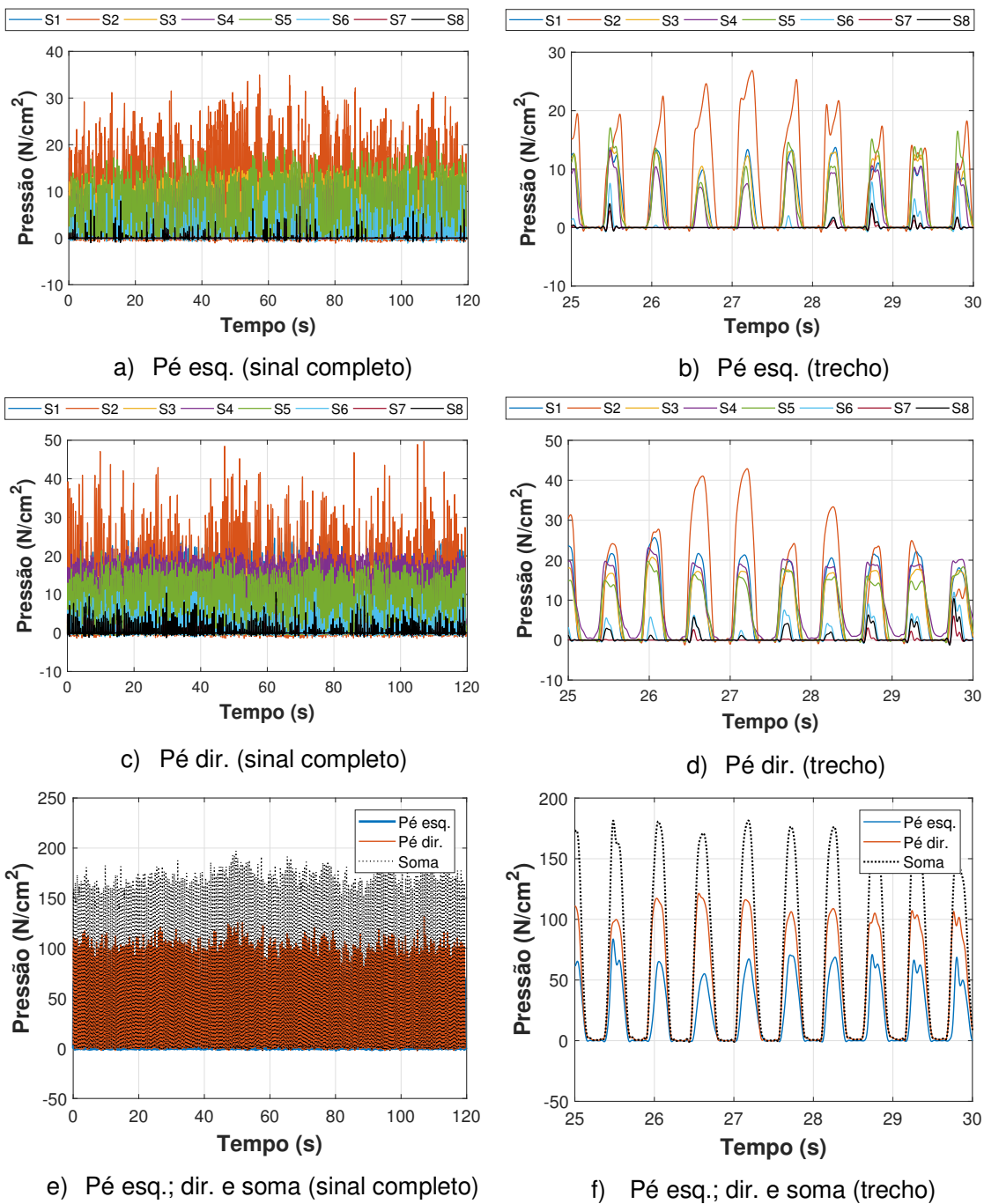


Figura 110 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 1,89 Hz

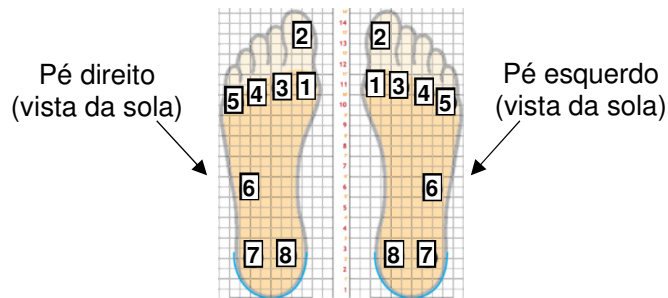
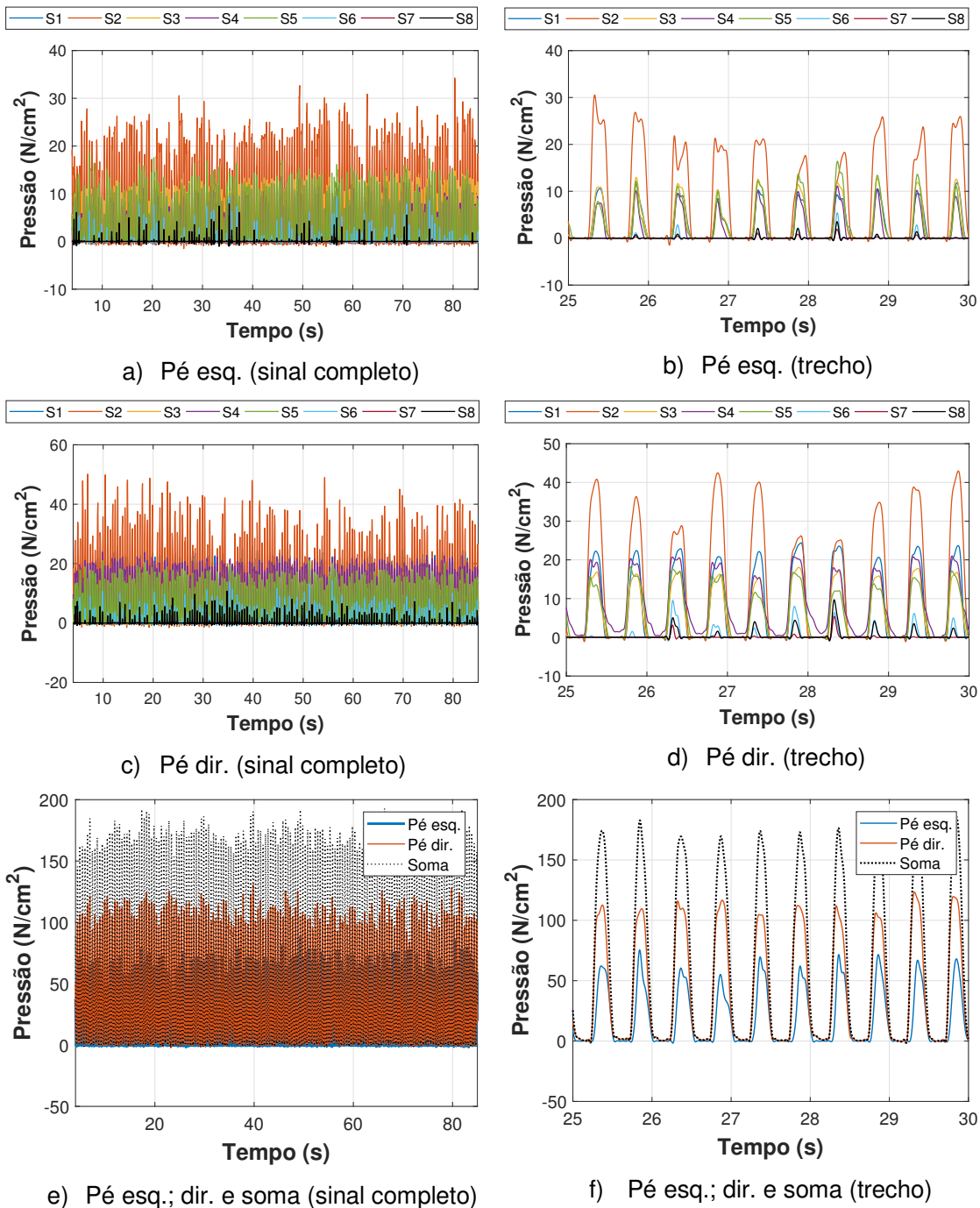


Figura 111 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,00 Hz

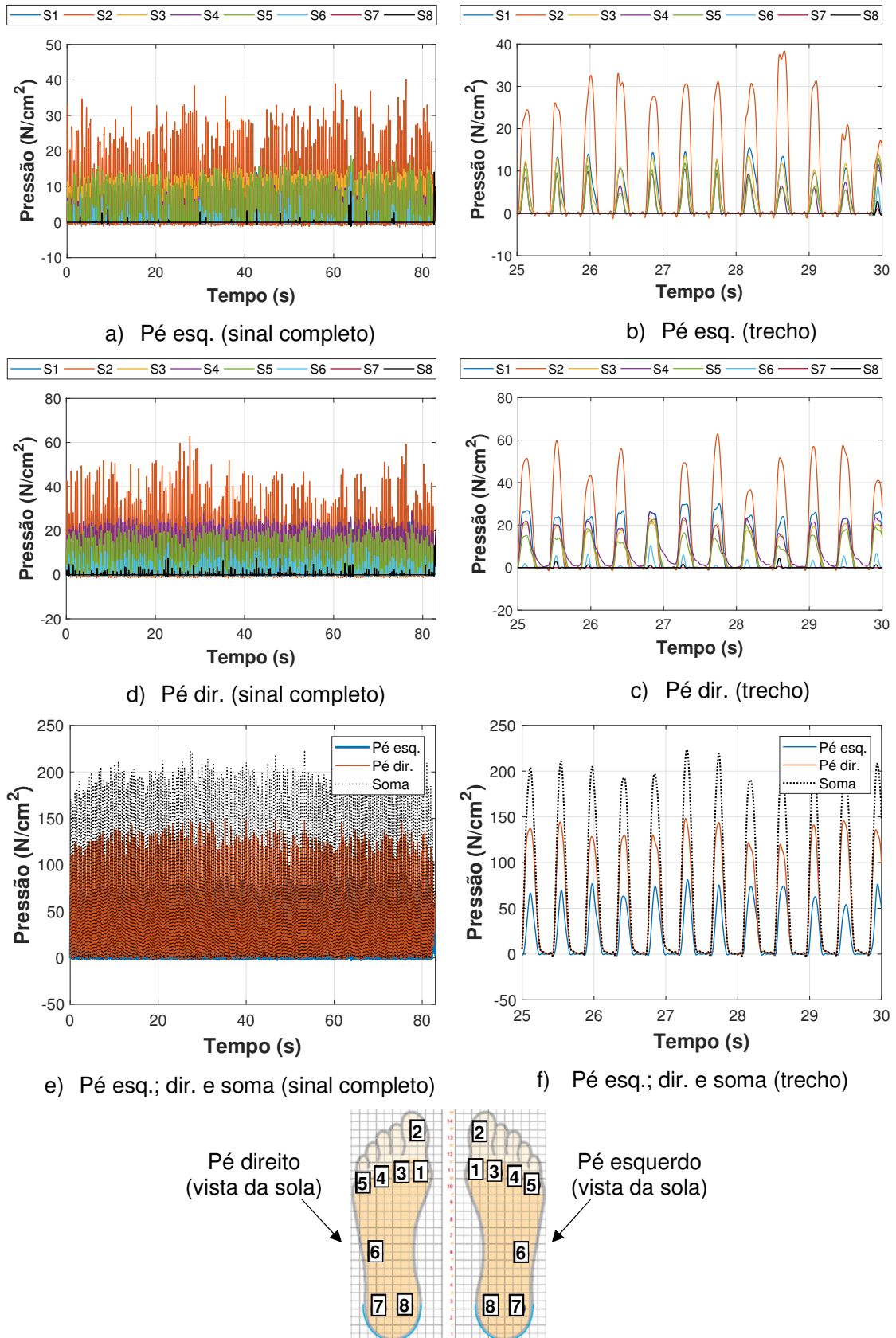


Figura 112 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,27 Hz

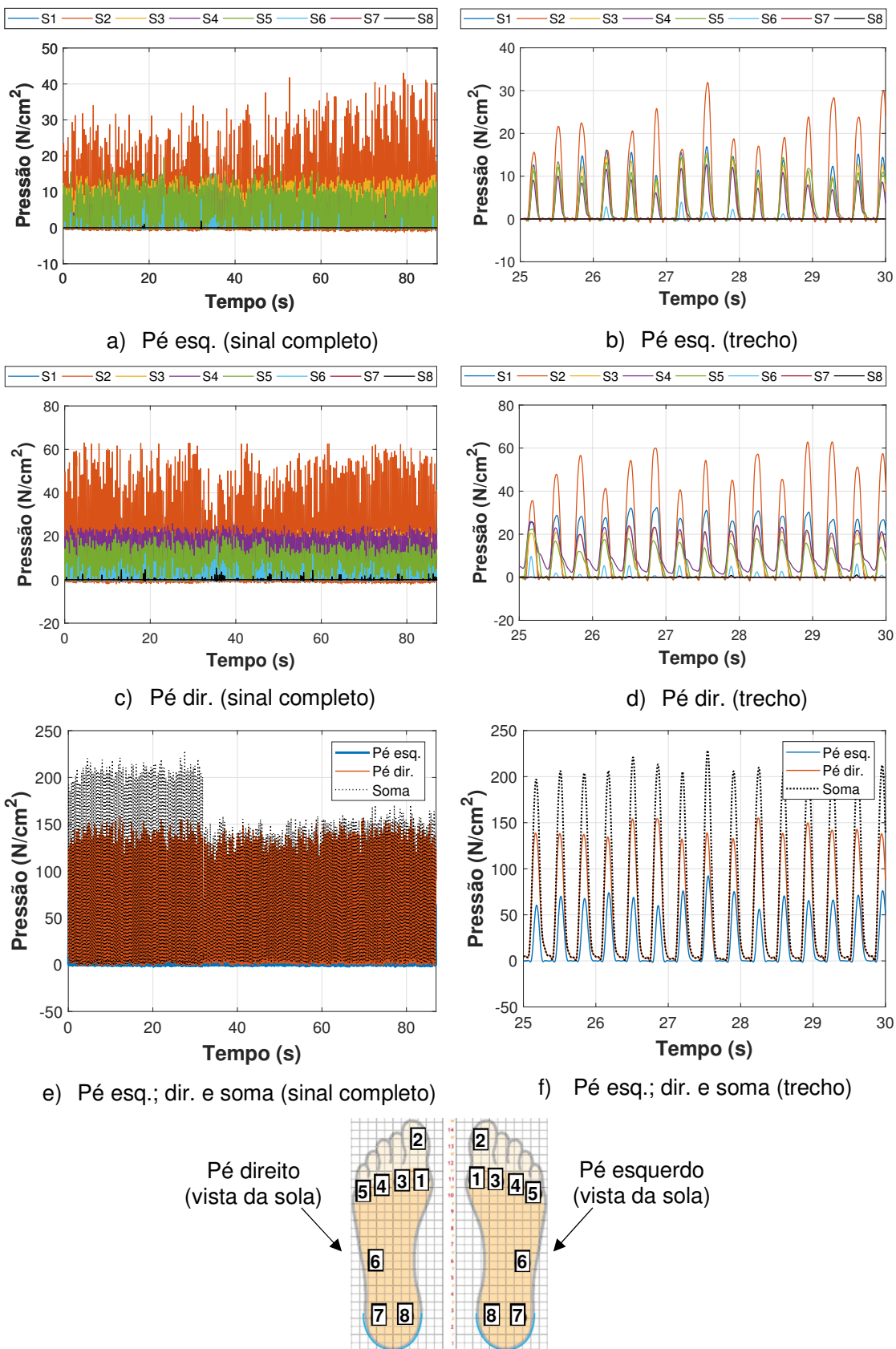


Figura 113 – Sinais de pressão dos pés (palmilhas) da pessoa. Piso flexível. 2,86 Hz

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

Atividade rítmica	Piso rígido			Piso flexível		
	Pé esq. (N/cm ²)	Pé dir. (N/cm ²)	Soma (N/cm ²)	Pé esq. (N/cm ²)	Pé dir. (N/cm ²)	Soma (N/cm ²)
1,89 Hz (113bpm)	$P_p=130,56$	$P_p=179,94$	$P_p=273,97$	$P_p=90,27$	$P_p=131,68$	$P_p=204,19$
	$P_{rms}=49,30$	$P_{rms}=72,14$	$P_{rms}=119,13$	$P_{rms}=36,16$	$P_{rms}=57,98$	$P_{rms}=92,89$
2,00 Hz (120bpm)	$P_p=137,07$	$P_p=185,70$	$P_p=288,45$	$P_p=87,80$	$P_p=130,78$	$P_p=192,73$
	$P_{rms}=49,94$	$P_{rms}=73,72$	$P_{rms}=120,53$	$P_{rms}=31,07$	$P_{rms}=59,46$	$P_{rms}=88,64$
2,27 Hz (136bpm)	$P_p=136,32$	$P_p=187,23$	$P_p=285,84$	$P_p=90,09$	$P_p=149,87$	$P_p=223,47$
	$P_{rms}=49,73$	$P_{rms}=75,20$	$P_{rms}=120,85$	$P_{rms}=32,15$	$P_{rms}=65,44$	$P_{rms}=95,97$
2,86 Hz (172bpm)	$P_p=126,67$	$P_p=189,12$	$P_p=273,55$	$P_{p(0-32s)}=92,29$	$P_{p(0-32s)}=158,78$	$P_{p(0-32s)}=228,46$
				$P_{rms(0-32s)}=30,86$	$P_{rms(0-32s)}=72,78$	$P_{rms(0-32s)}=102,09$
	$P_{rms}=45,20$	$P_{rms}=83,53$	$P_{rms}=123,69$	$P_{p(32-87s)}=92,08$	$P_{p(32-87s)}=156,52$	$P_{p(32-87s)}=170,50$
				$P_{rms(32-87s)}=32,75$	$P_{rms(32-87s)}=69,46$	$P_{rms(32-87s)}=85,64$

Nota: Os valores máximos de pressão (P_p) e valores r.m.s se referem ao sinal completo, exceto para o caso de atividade rítmica a 2,86 Hz (piso flexível), onde estes valores foram obtidos para a faixa de 0 a 32s e de 32 a 87s separadamente.

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

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

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

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

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

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

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

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

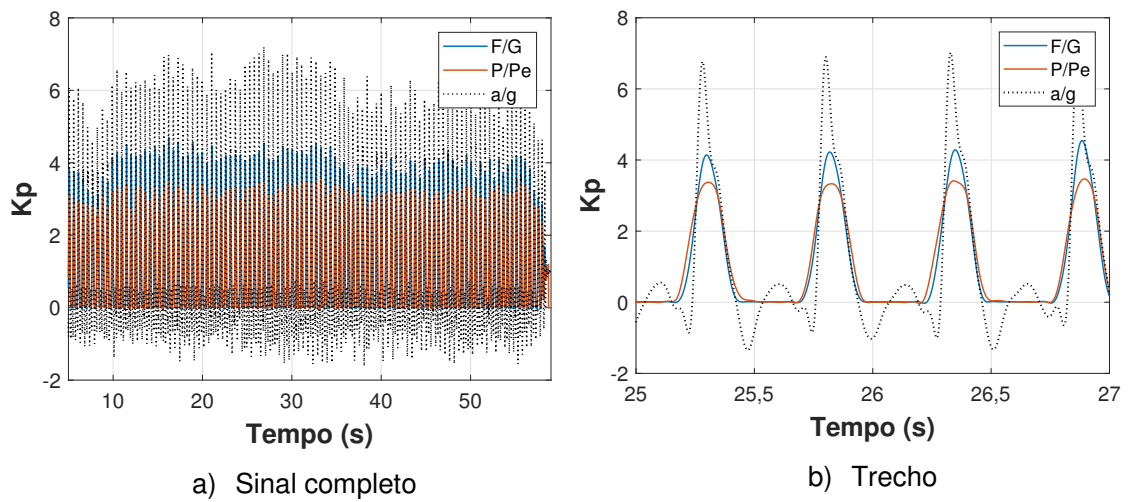


Figura 114 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 1,89 Hz (113 bpm)

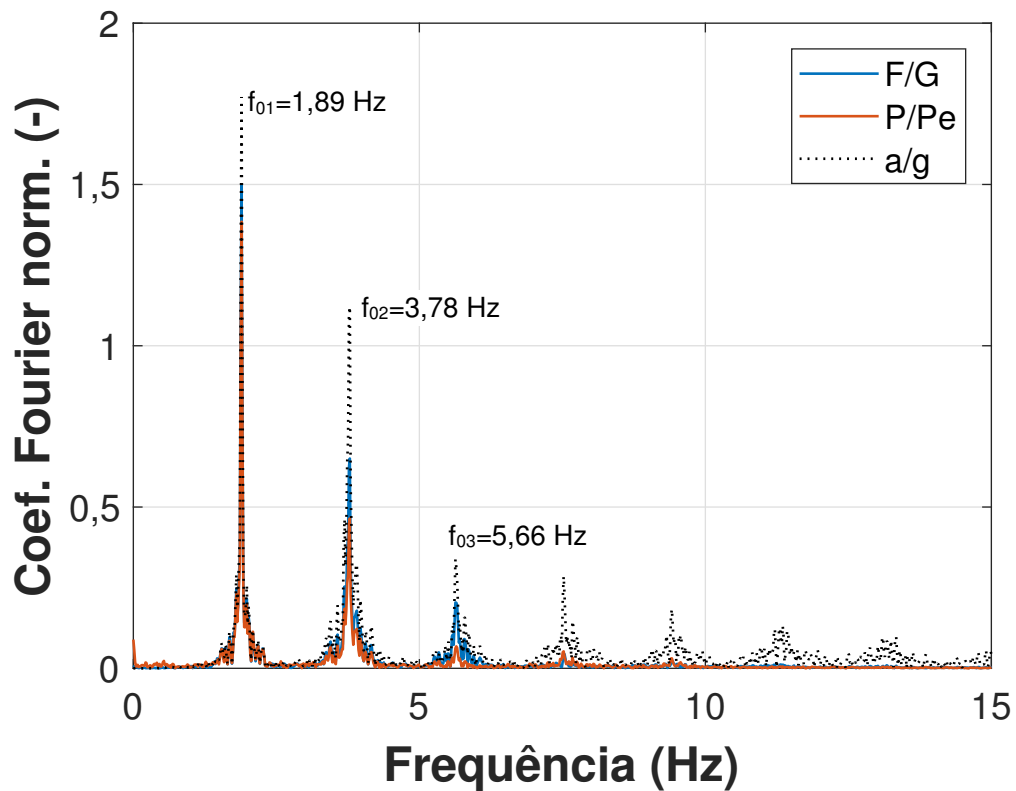


Figura 115 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 1,89 Hz (113 bpm)

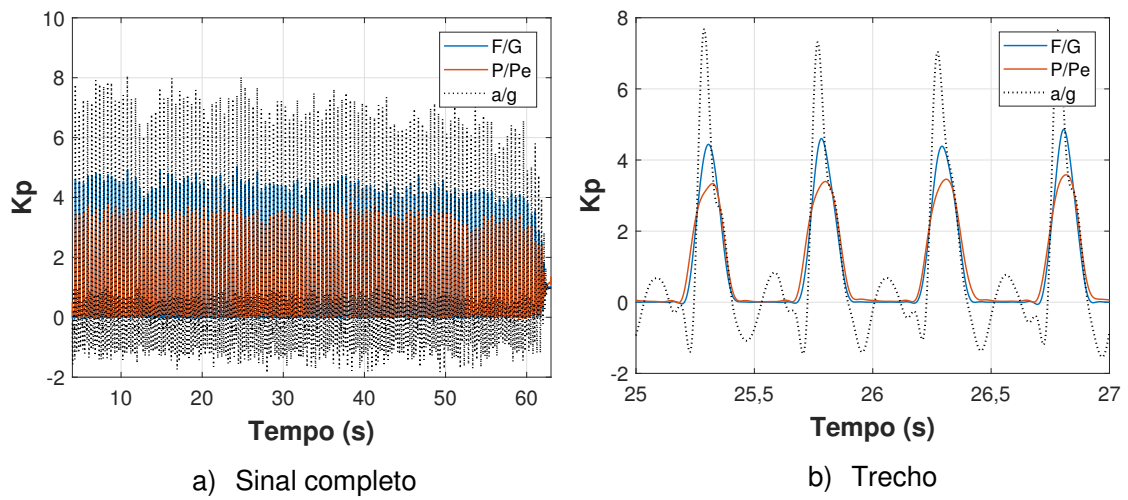


Figura 116 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,00 Hz (120 bpm)

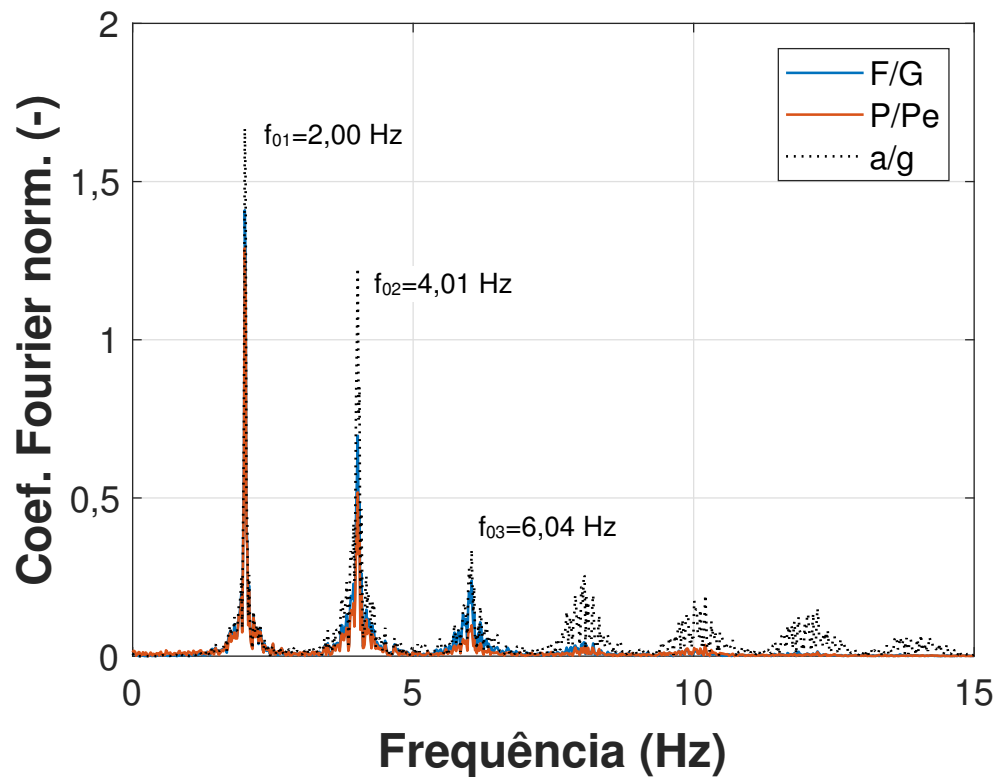


Figura 117 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,00 Hz (120 bpm)

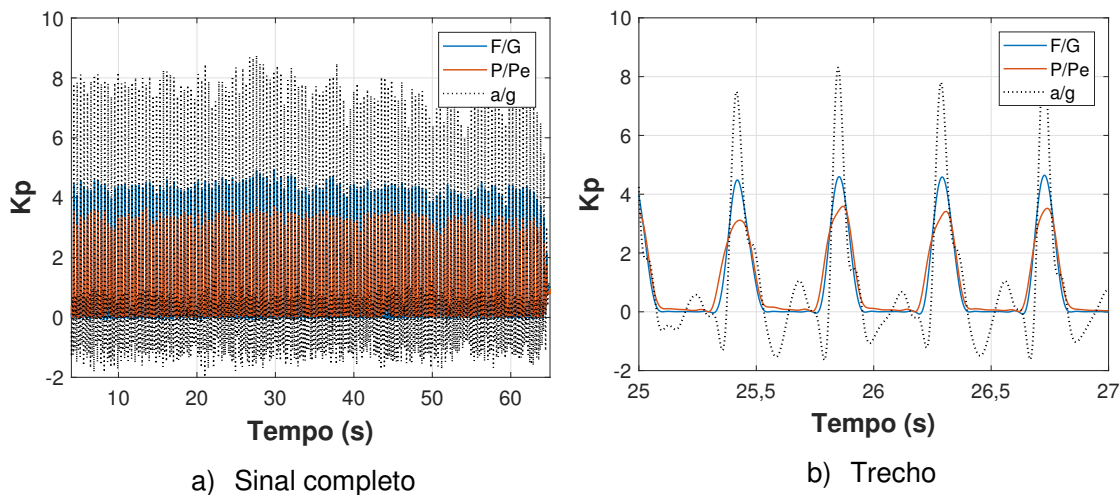


Figura 118 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,27 Hz (136 bpm)

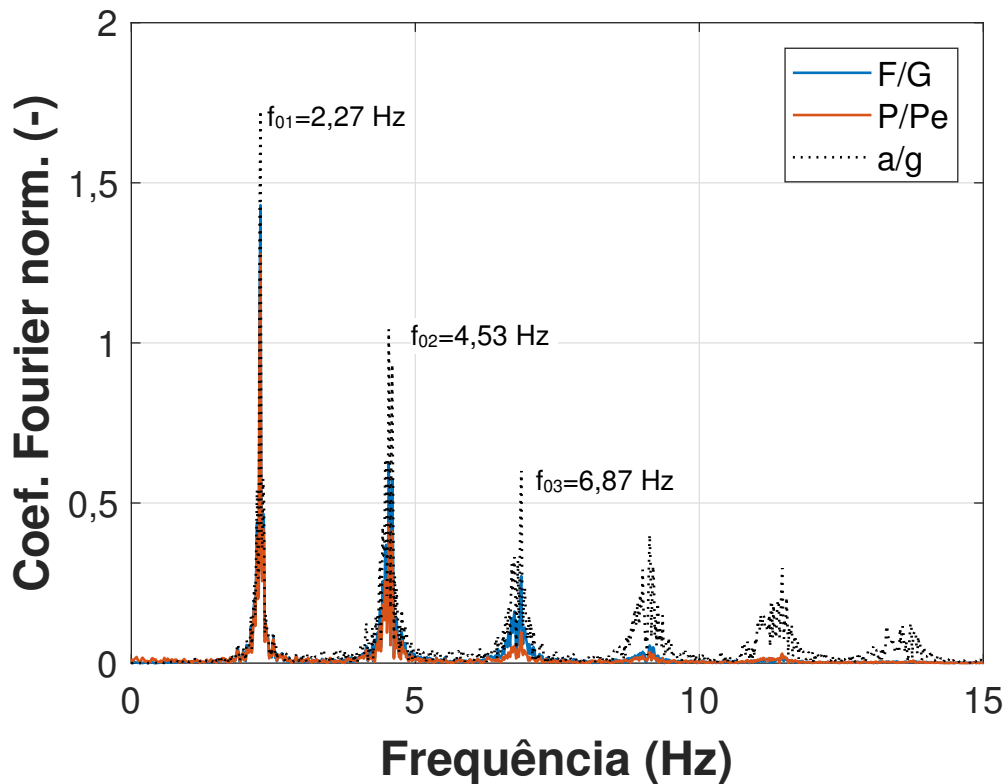


Figura 119 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,27 Hz (136 bpm)

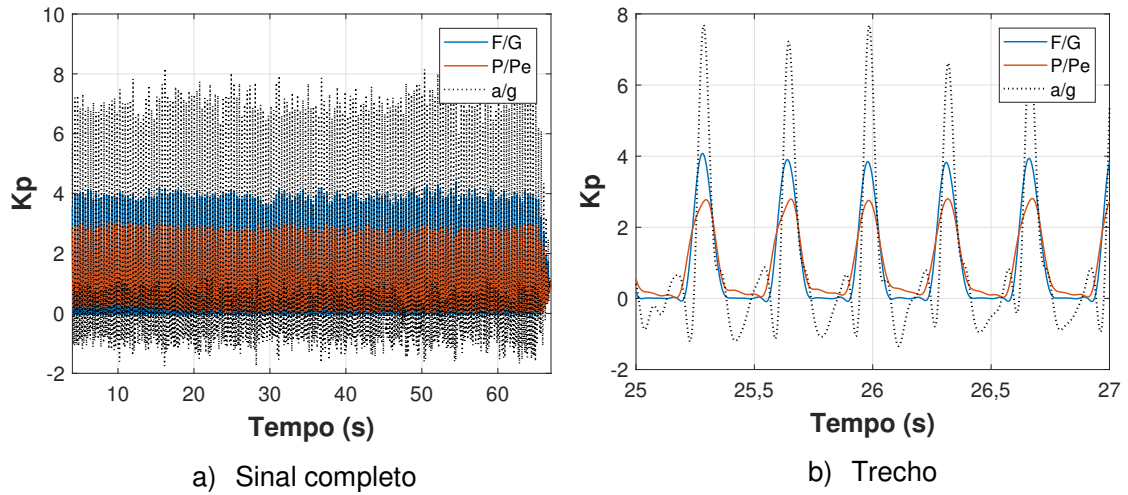


Figura 120 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso rígido. 2,86 Hz (172 bpm)

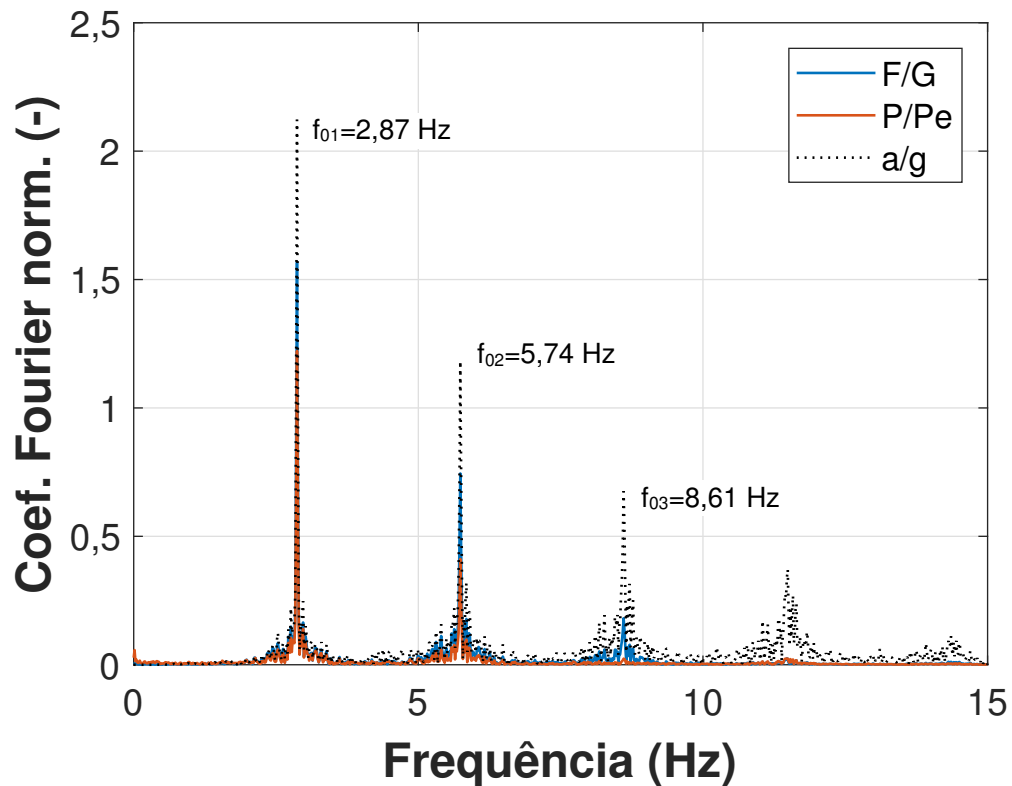


Figura 121 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,86 Hz (172 bpm)

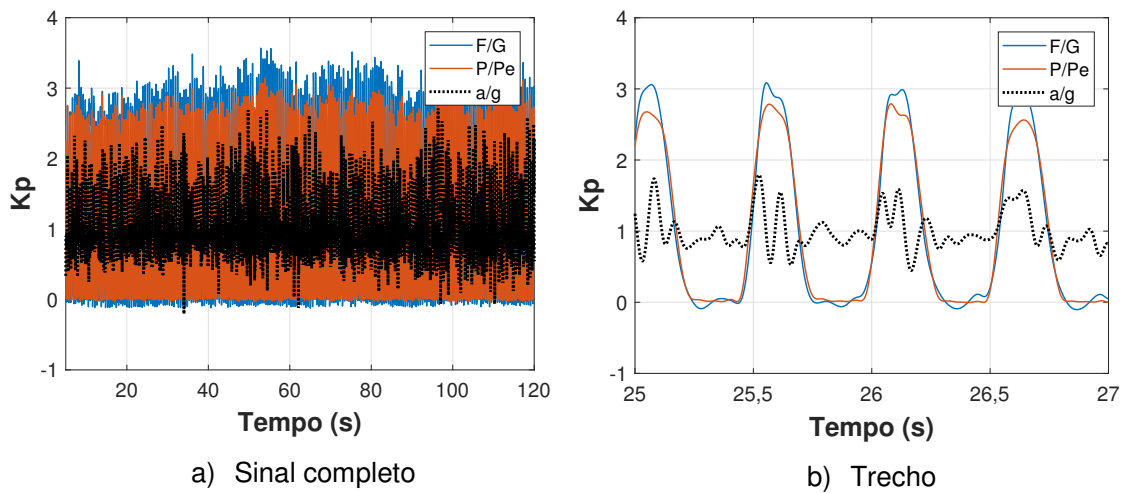


Figura 122 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 1,89 Hz (113 bpm)

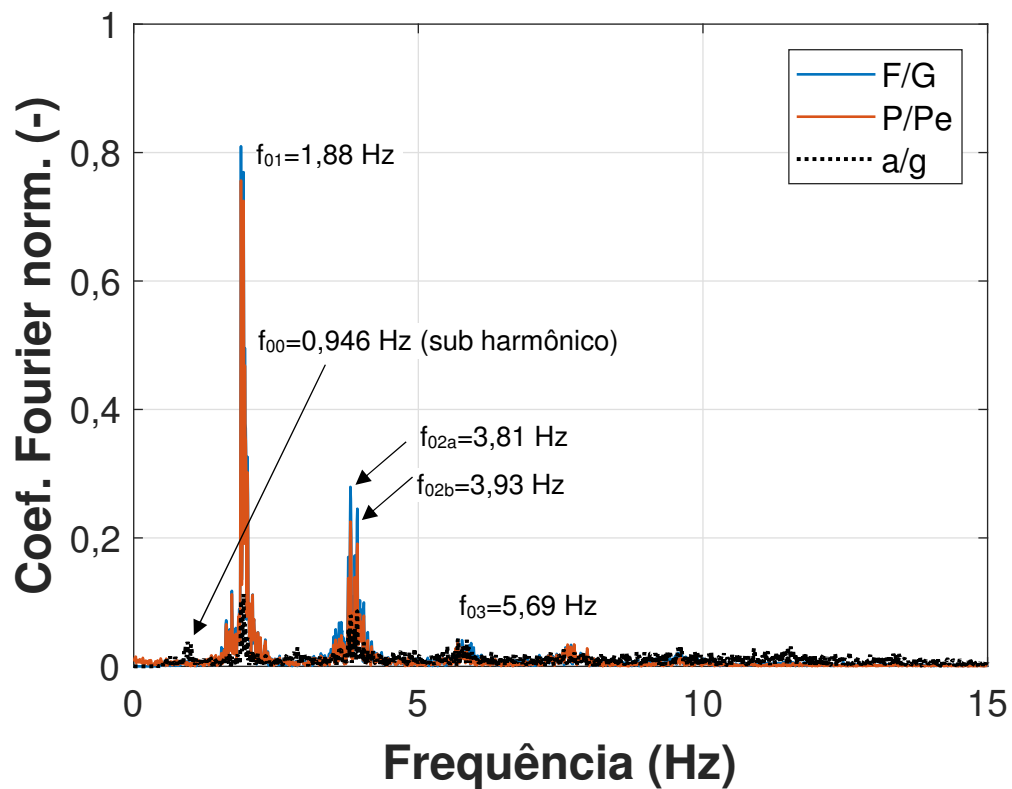


Figura 123 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 1,89 Hz (113 bpm)

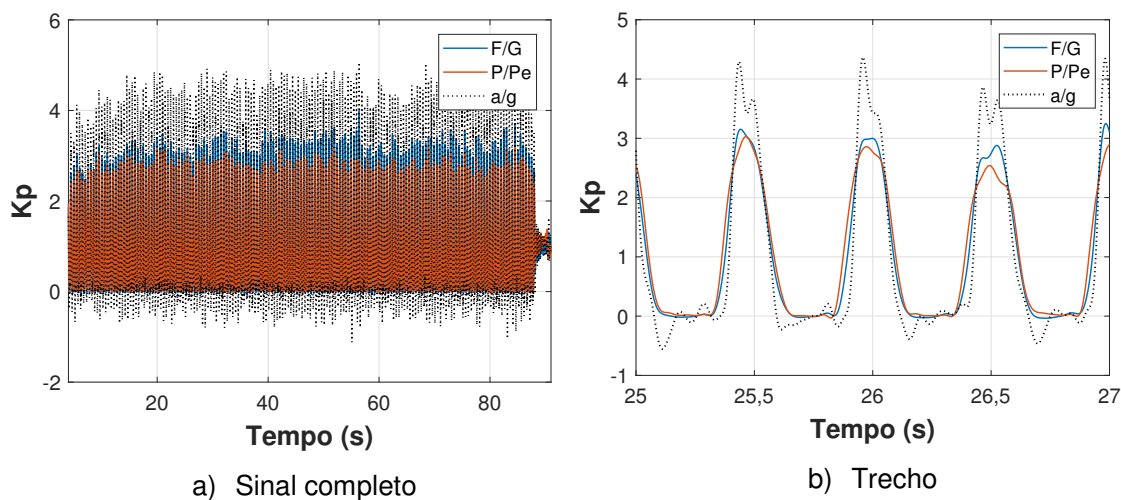


Figura 124 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,00 Hz (120 bpm)

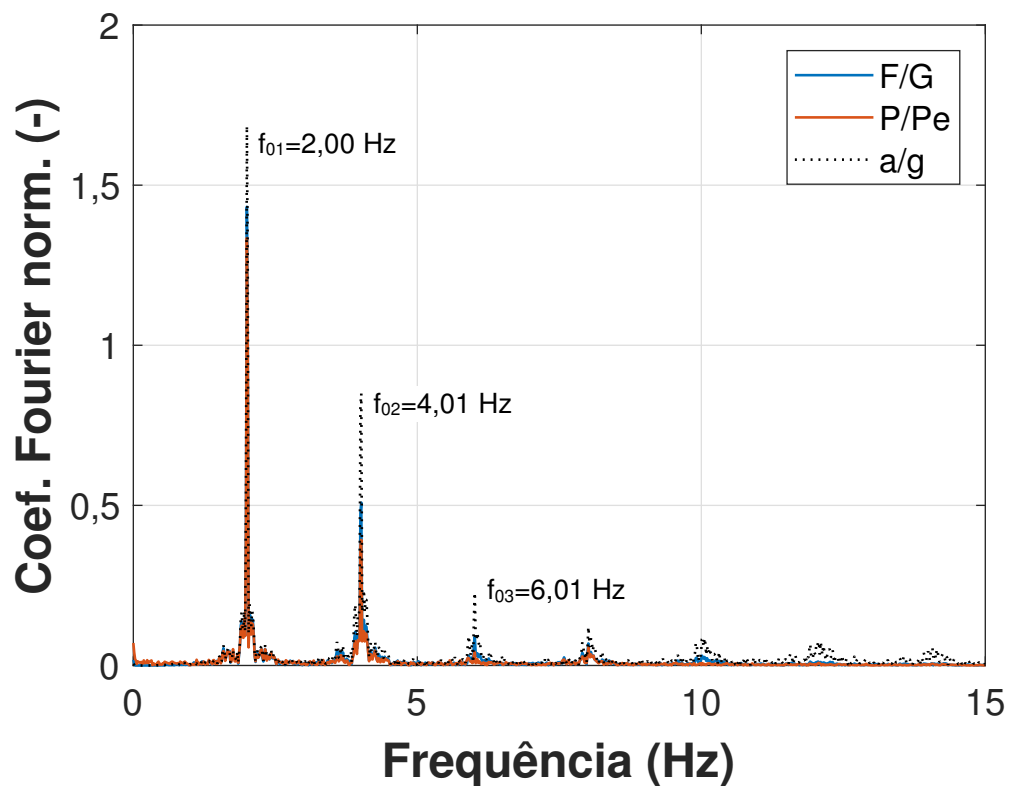


Figura 125 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,00 Hz (120 bpm)

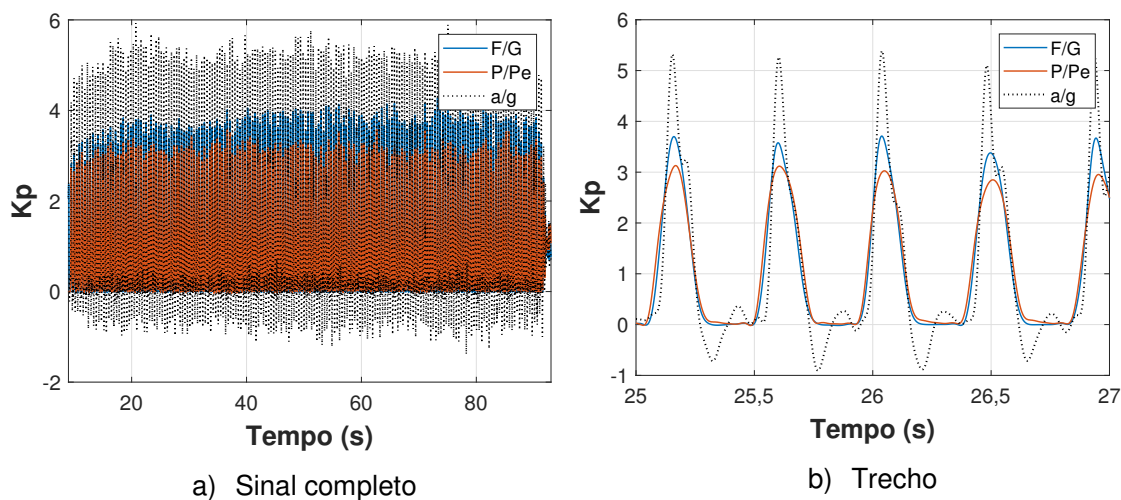


Figura 126 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,27 Hz (136 bpm)

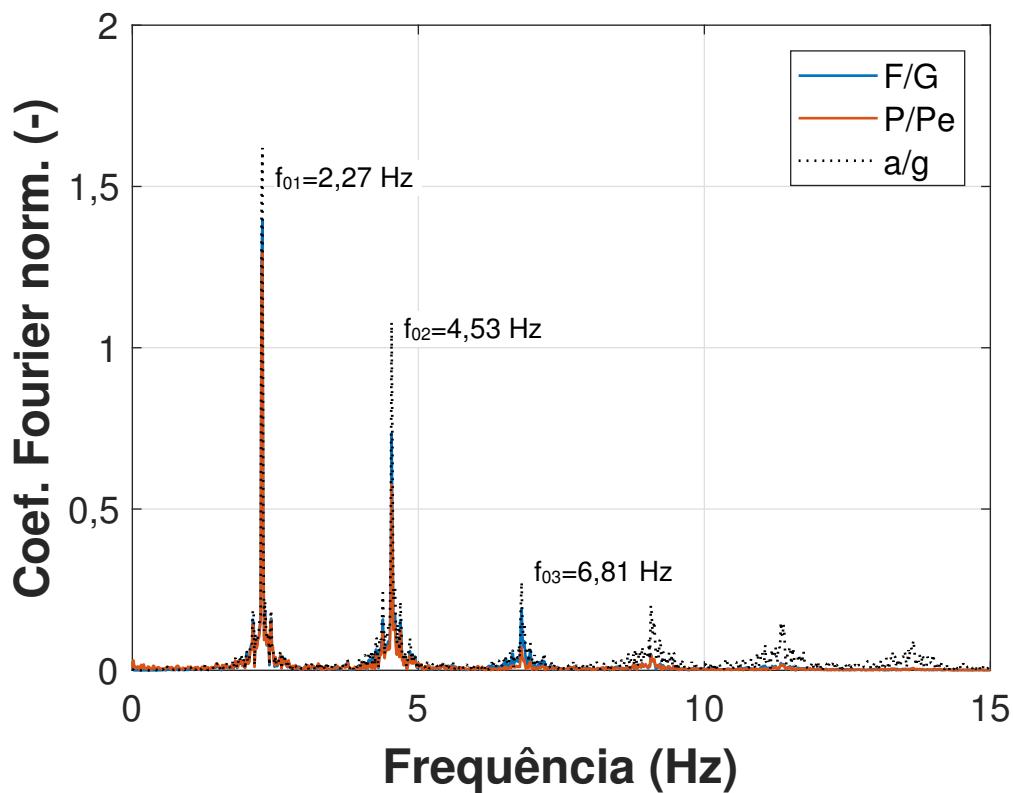


Figura 127 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,27 Hz (136 bpm)

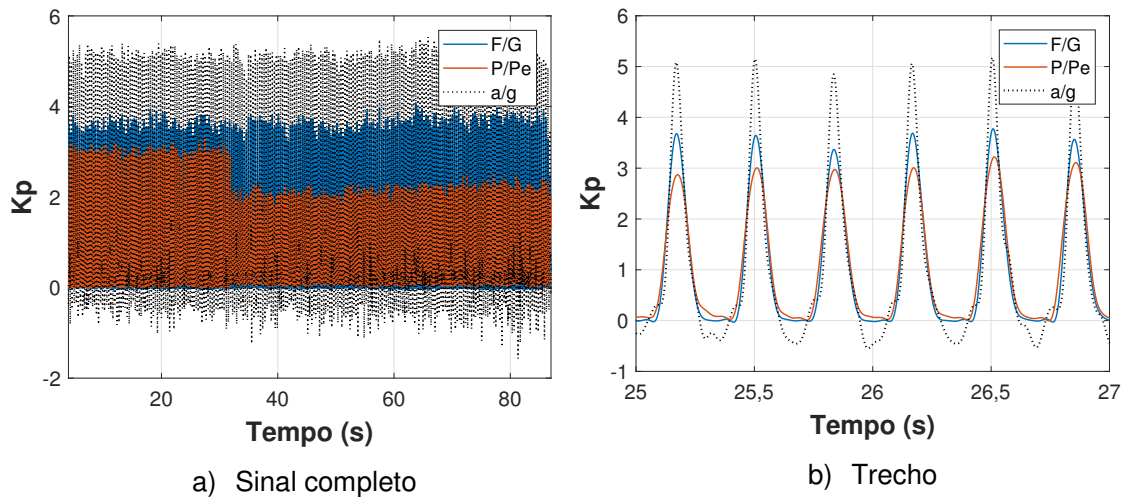


Figura 128 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio do tempo. Piso flexível. 2,86 Hz (172 bpm)

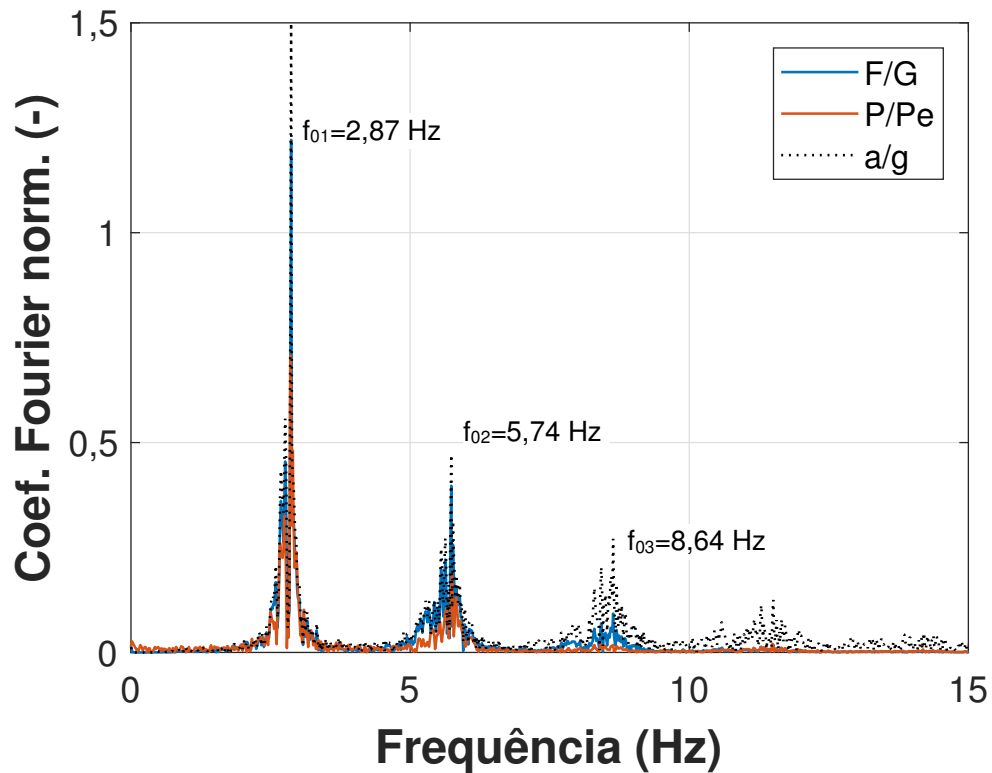


Figura 129 – Sinais normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,86 Hz (172 bpm)

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

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

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

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

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

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

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

Tabela 24 – Coeficientes de Fourier experimentais normalizados

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

5.3 Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados com aqueles da literatura

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

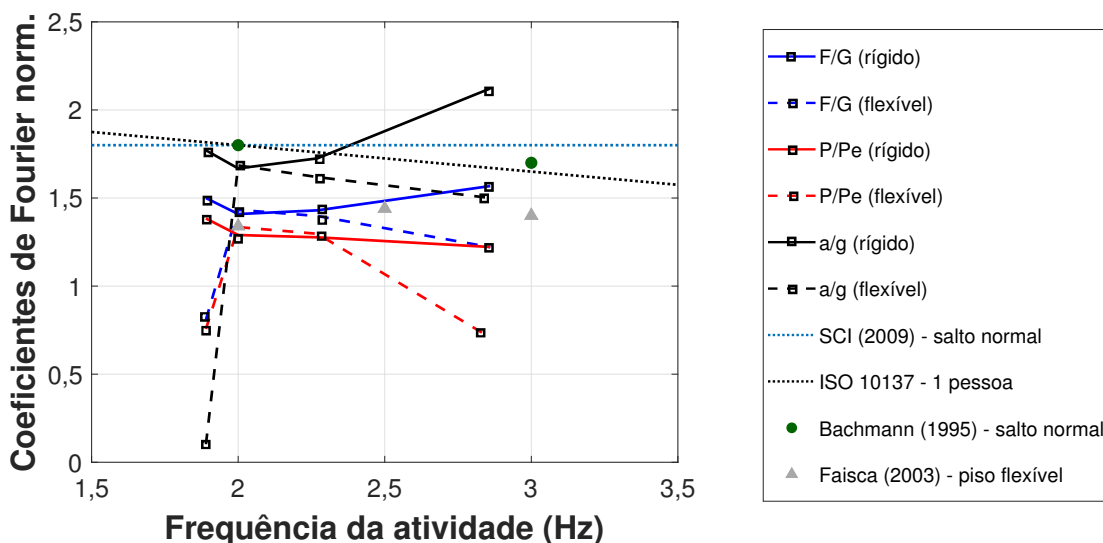


Figura 130 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados. [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 1º harmônico

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

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

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

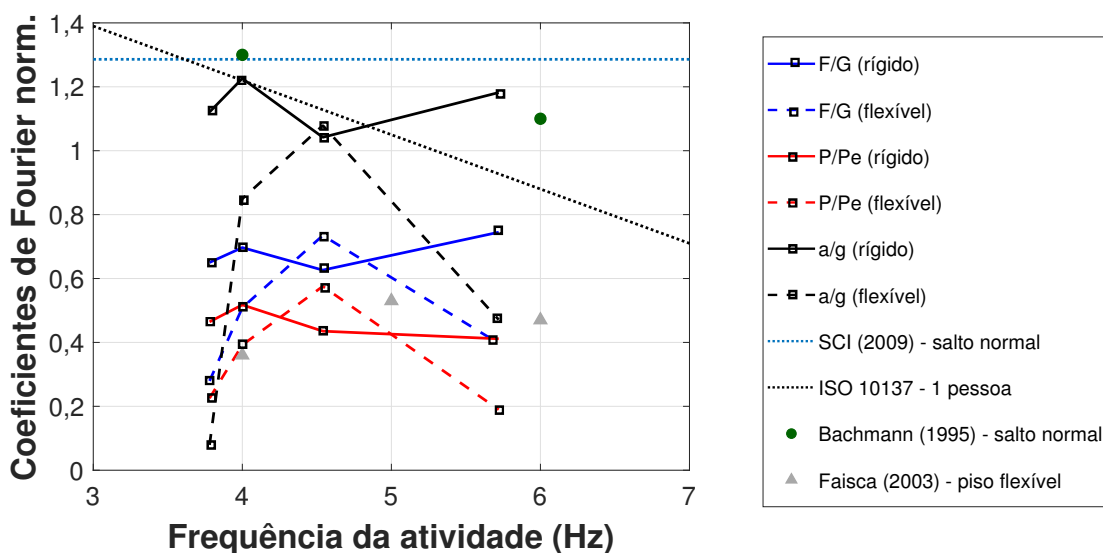


Figura 131 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 2º harmônico

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

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

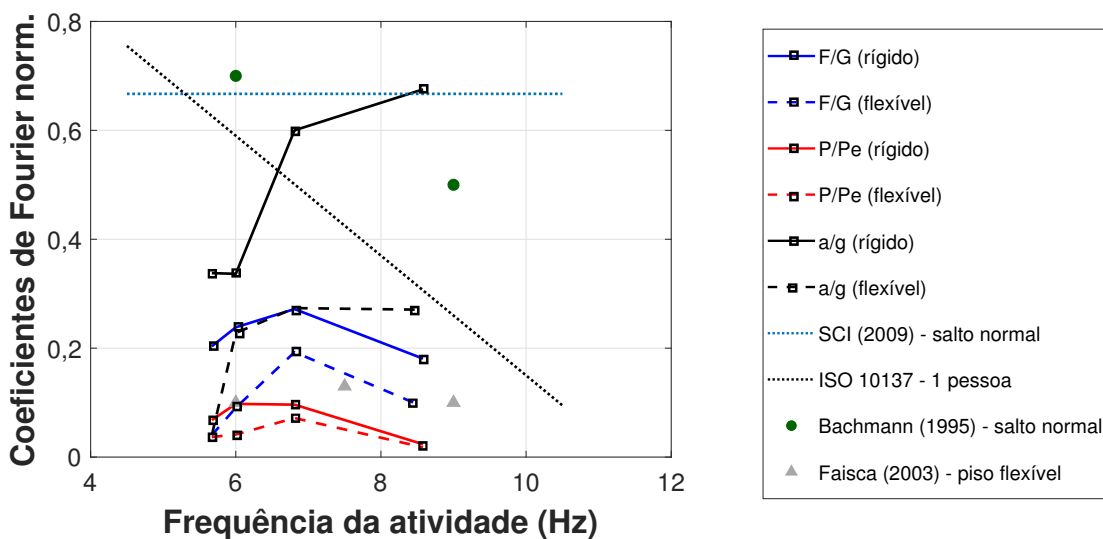


Figura 132 – Comparação dos coeficientes de Fourier normalizados [Força (F/G), Pressão (P/Pe) e Aceleração (a/g)]. 3º harmônico

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

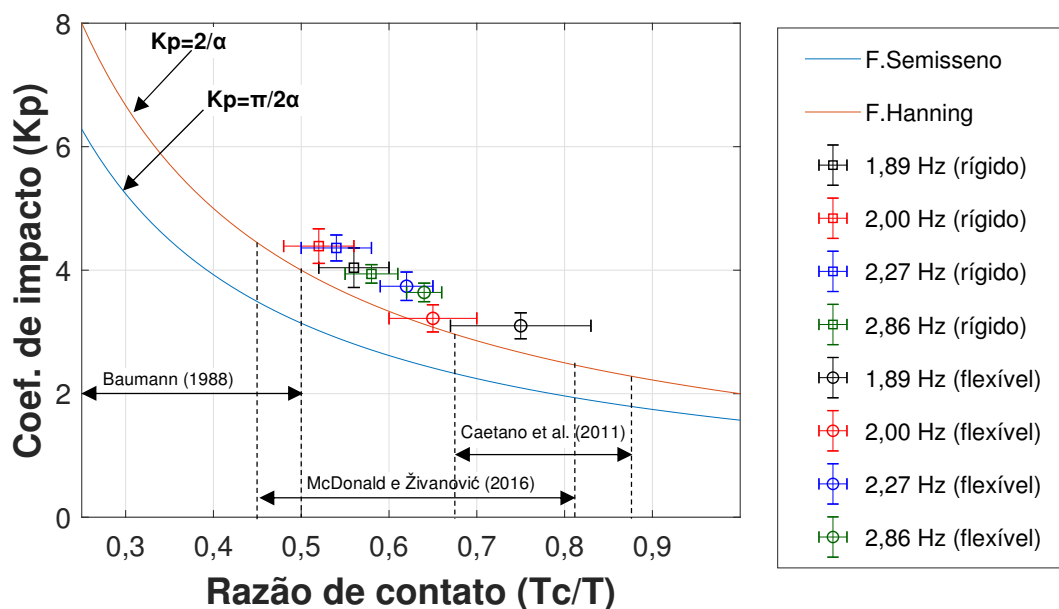


Figura 133 – Variação de K_p versus T_c/T . Piso rígido e piso flexível. Plataforma de força

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

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

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

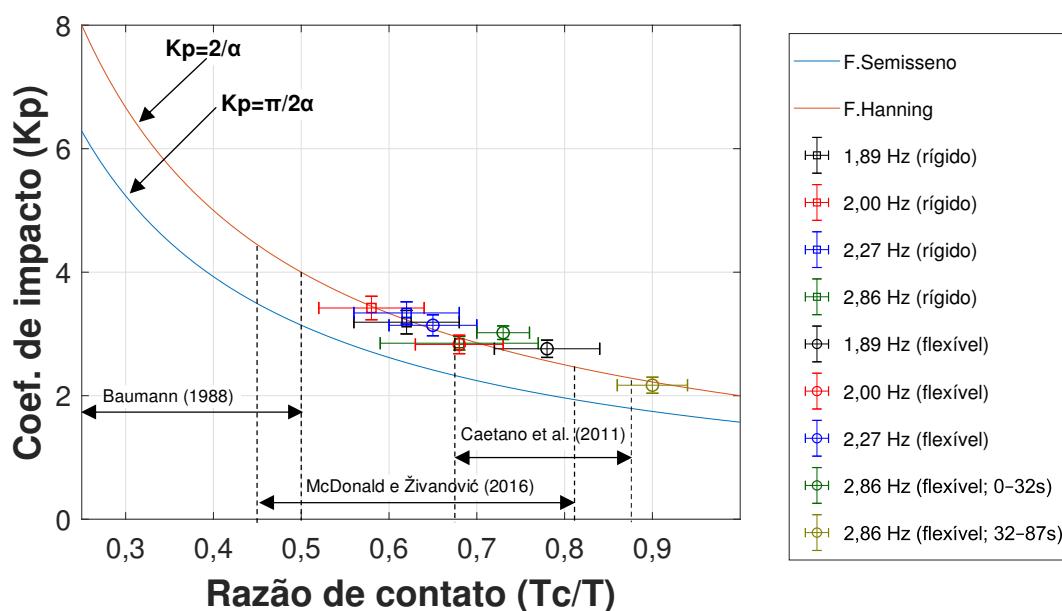


Figura 134 – Variação de K_p versus T_c/T . Piso rígido e piso flexível. Palmilhas

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

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

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

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

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

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

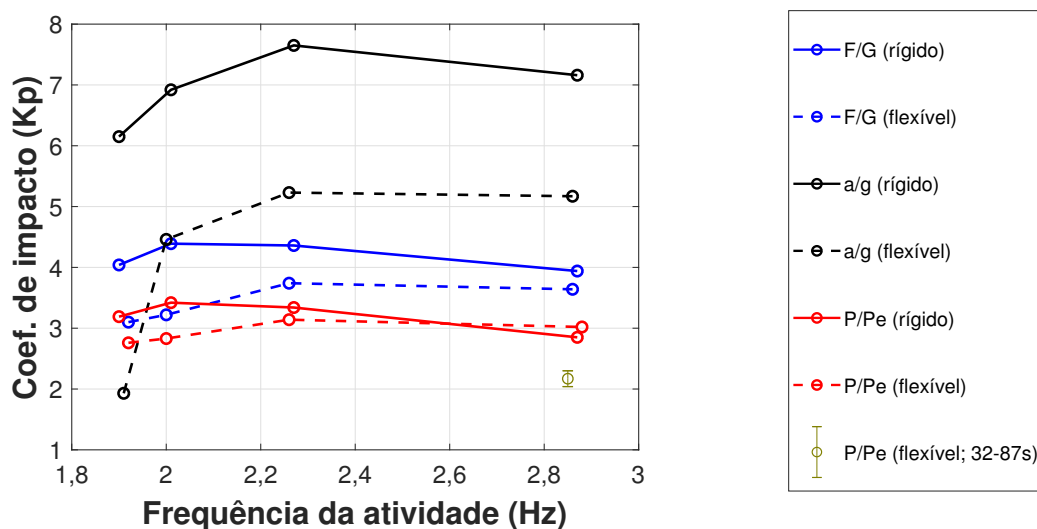


Figura 135 – Variação de K_p versus frequência da atividade

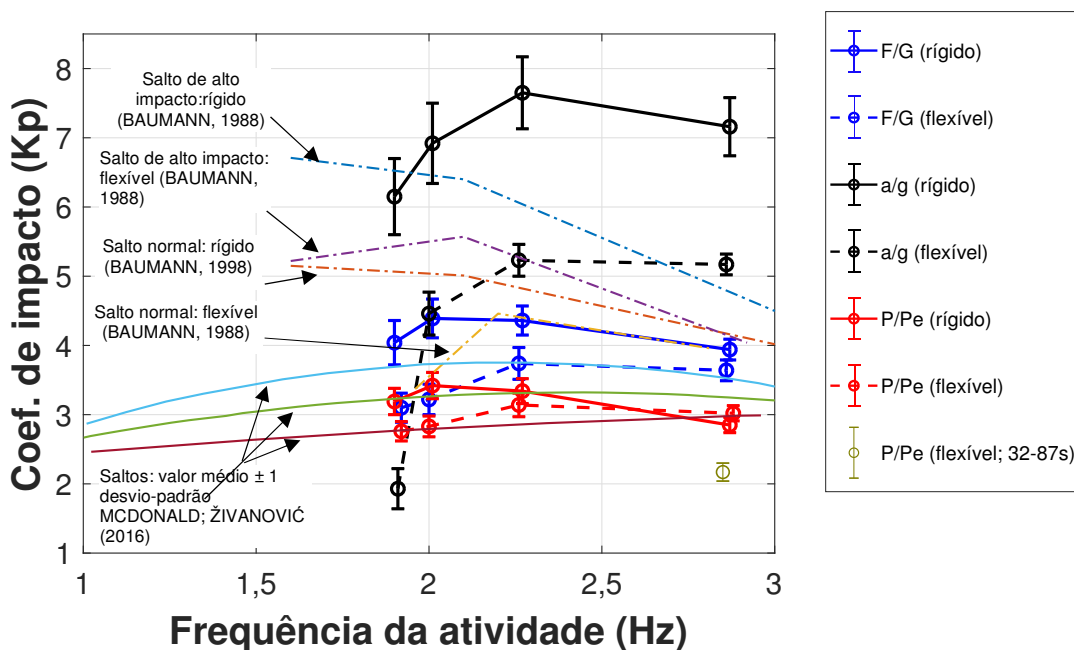


Figura 136 – Variação de K_p versus frequência da atividade (comparação com a literatura)

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

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

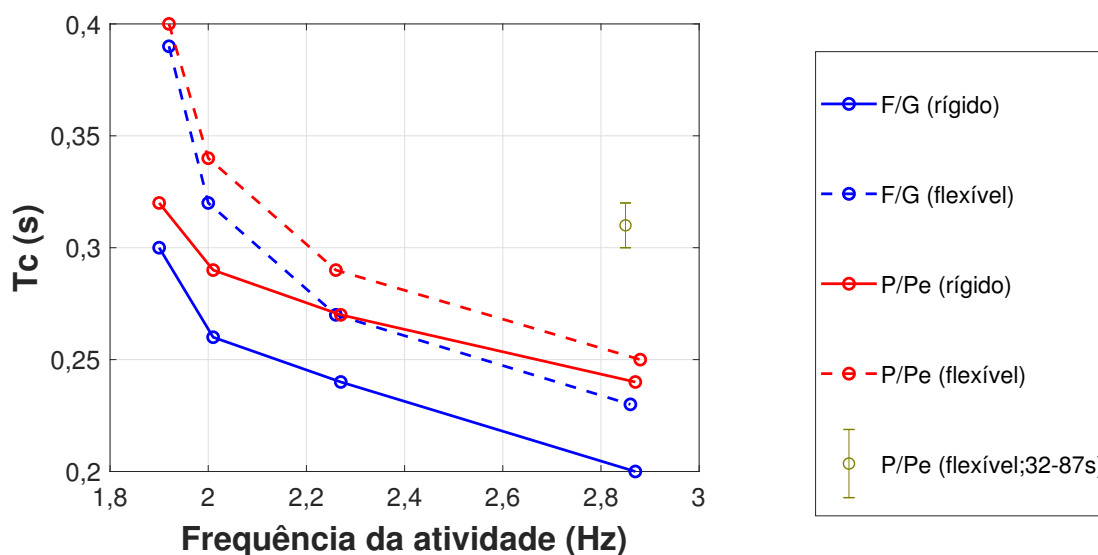


Figura 137 – Variação do período de contato em relação a frequência da atividade

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

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

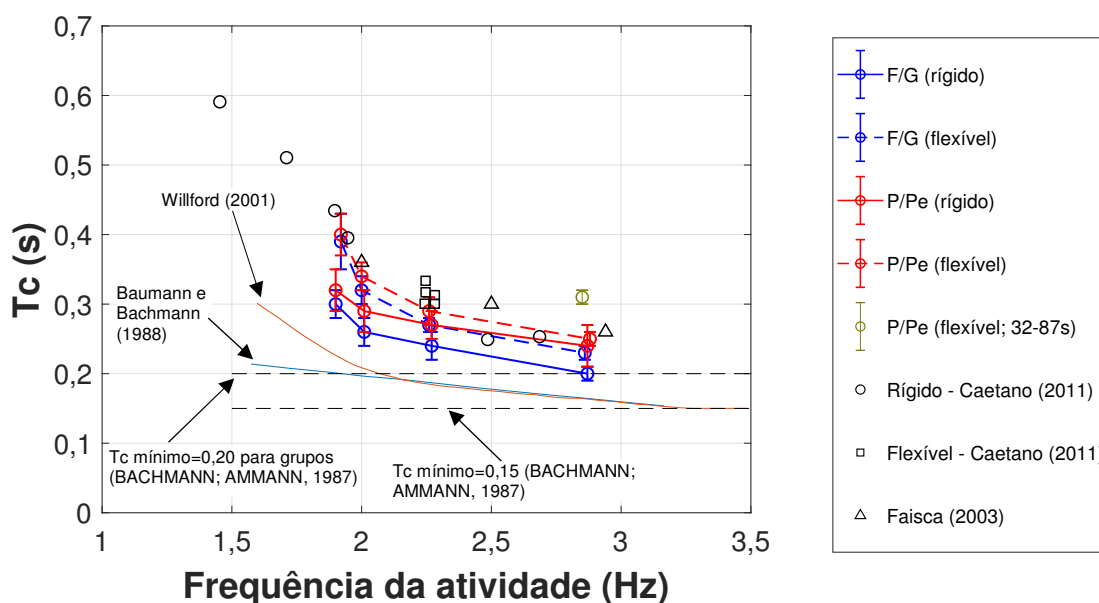


Figura 138 – Variação de T_c versus a frequência da atividade (comparação com a literatura)

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

6 AVALIAÇÃO DA INTERAÇÃO PESSOA-ESTRUTURA EM PISOS

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

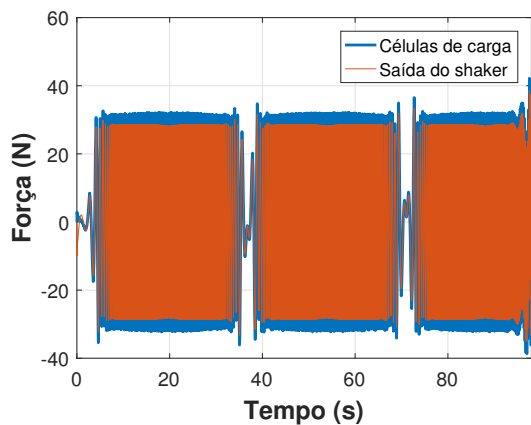
Já a seção 6.2 estuda o comportamento da interação pessoa-estrutura de forma ativa, ou seja, durante a execução dos saltos nas quatro frequências de estudo. Salienta-se que, para este caso, além do piso flexível, as propriedades dinâmicas do corpo também são estudadas em relação ao piso rígido. Adicionalmente,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

6.1 Sistema ser humano passivo-estrutura

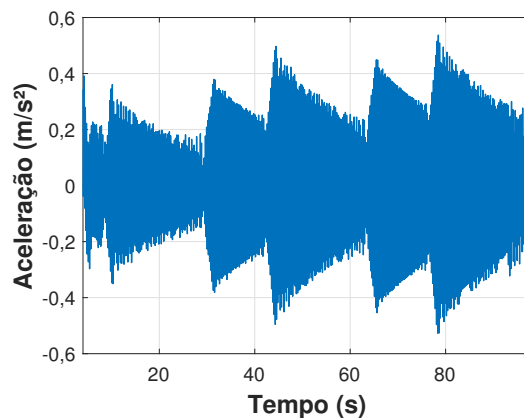
6.1.1 Análise das funções de resposta em frequência (FRF)

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

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

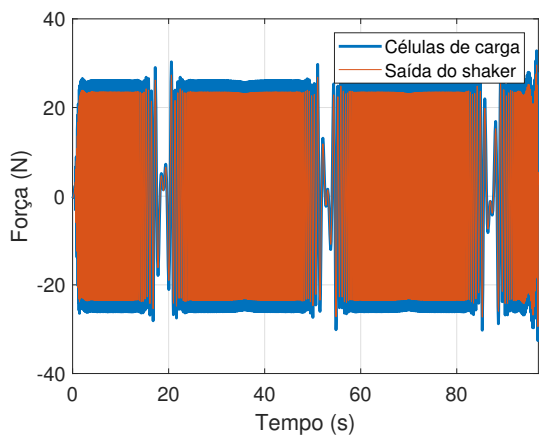


a) Força do shaker

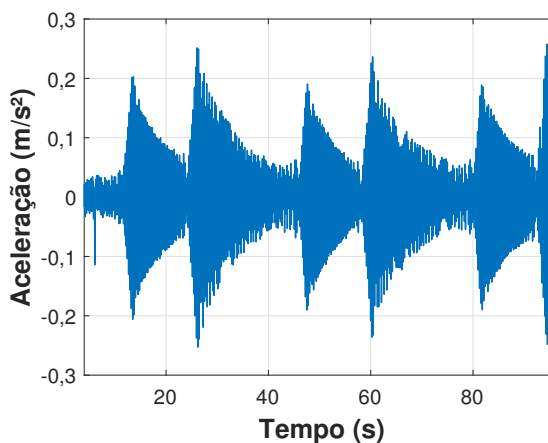


b) Aceleração da laje

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

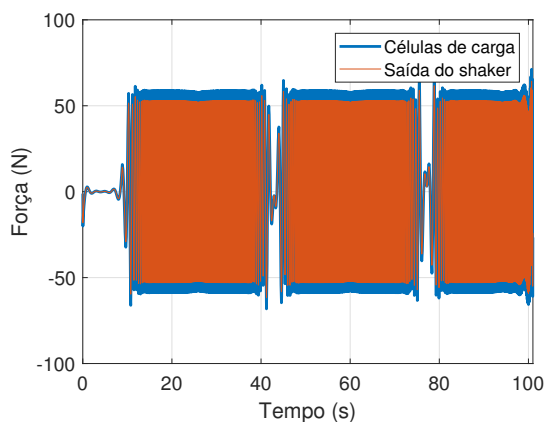


a) Força do shaker

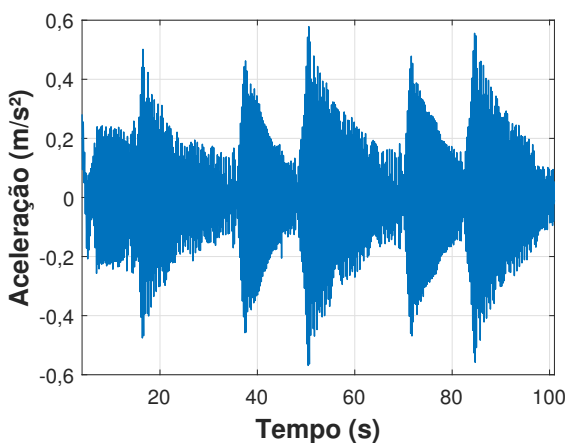


b) Aceleração da laje

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

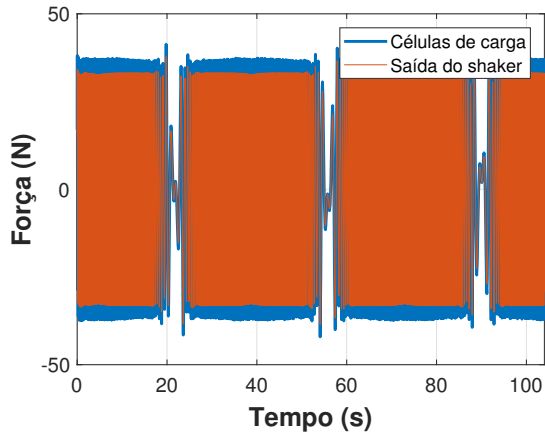


a) Força do shaker

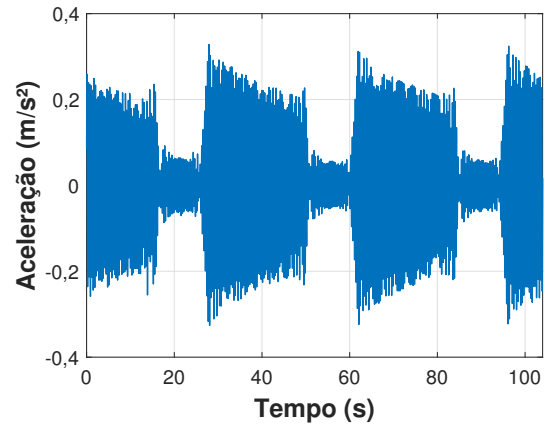


b) Aceleração da laje

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

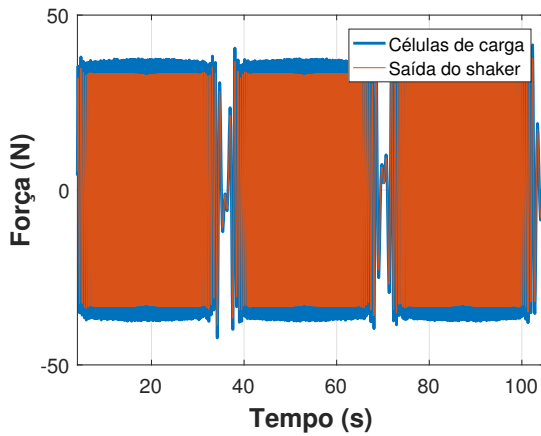


a) Força do shaker

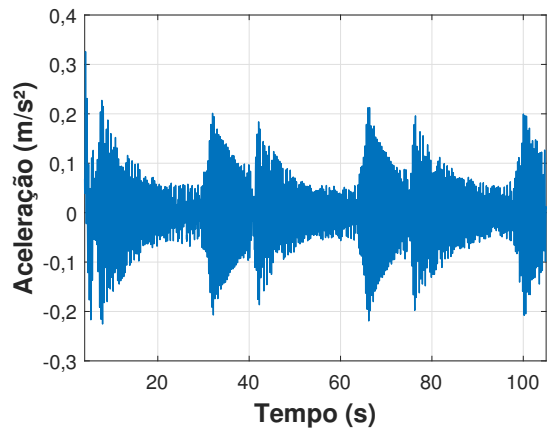


b) Aceleração da laje

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

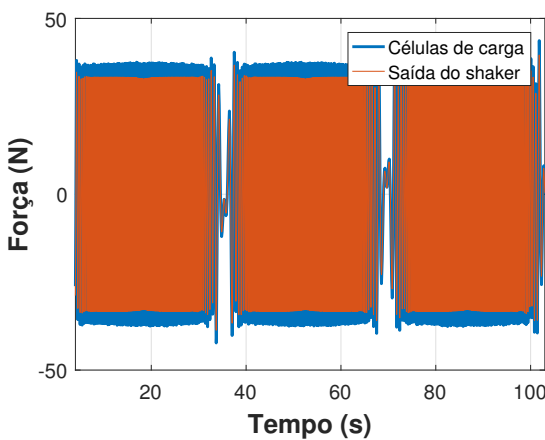


a) Força do shaker

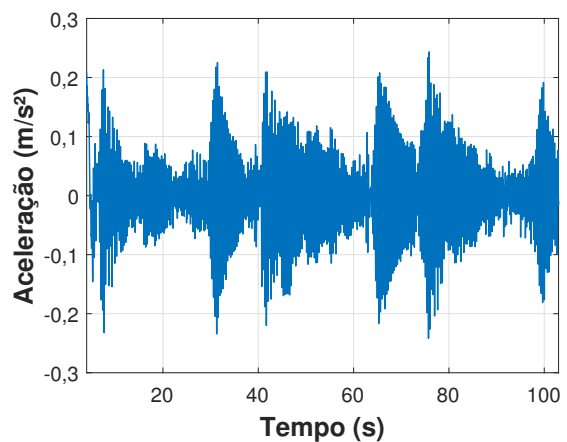


b) Aceleração da laje

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

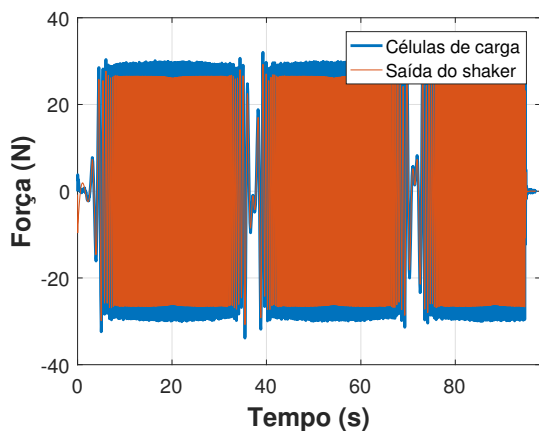


a) Força do shaker

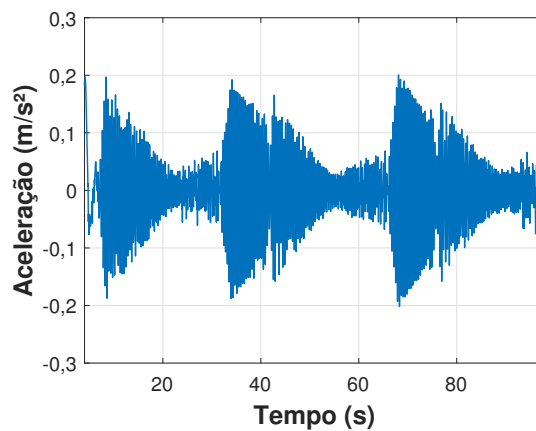


b) Aceleração da laje

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

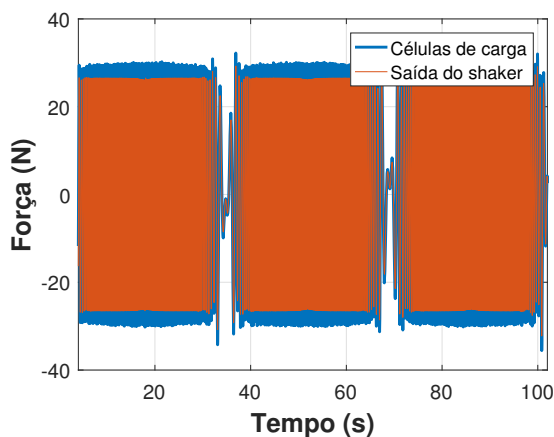


a) Força do shaker

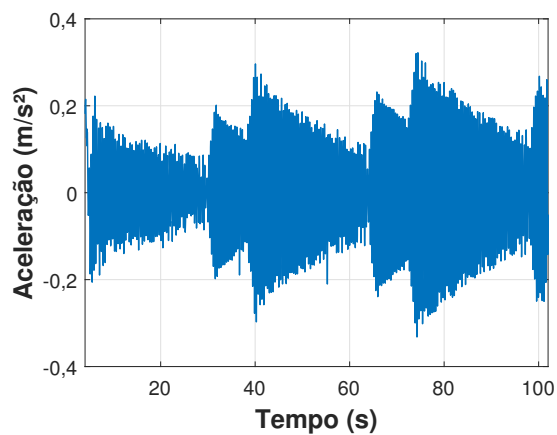


b) Aceleração da laje

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

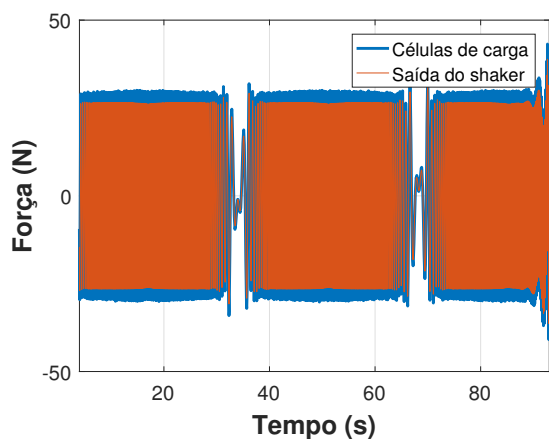


a) Força do shaker

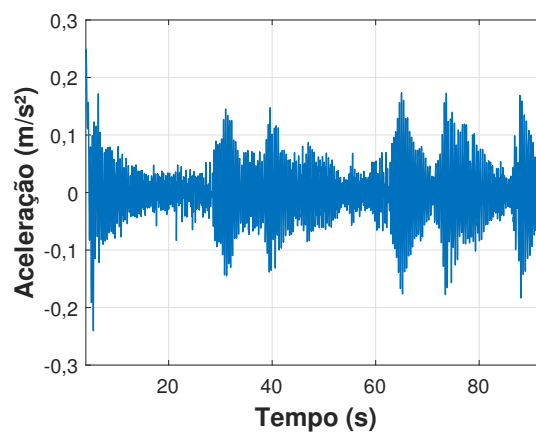


b) Aceleração da laje

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



a) Força do shaker



b) Aceleração da laje

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

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

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

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

Posição das molas	Casos	Nº de médias (blocos)	Superposição dos blocos	Janelamento	Estimador
9	Estrutura vazia	2	Não	Hanning	H1
	Estrutura cheia (em pé)	3	Sim (50%)		H1
	Estrutura cheia (joelhos fletidos)	3	Não		H1
3	Estrutura vazia	3	Não		H1
	Estrutura cheia (em pé)	2	Não		H1
	Estrutura cheia (joelhos fletidos)	2	Não		H2
1	Estrutura vazia	2	Não		H1
	Estrutura cheia (em pé)	2	Não		H1
	Estrutura cheia (joelhos fletidos)	2	Não		H2

Cabe ressaltar que estes parâmetros foram manualmente verificados de modo que fossem geradas funções de coerência (γ^2) – definida pela razão entre os estimadores H1 e H2 – de boa qualidade. Isto será apresentado e explicado no item 6.2.1. Vale mencionar que, segundo Brandt (2011), com base na técnica de varrimento (“swept-sine”), apenas uma média pode ser suficiente quando o ruído nos sinais é desprezível; caso contrário, poucas médias, em geral, devem ser utilizadas para produzir bons resultados.

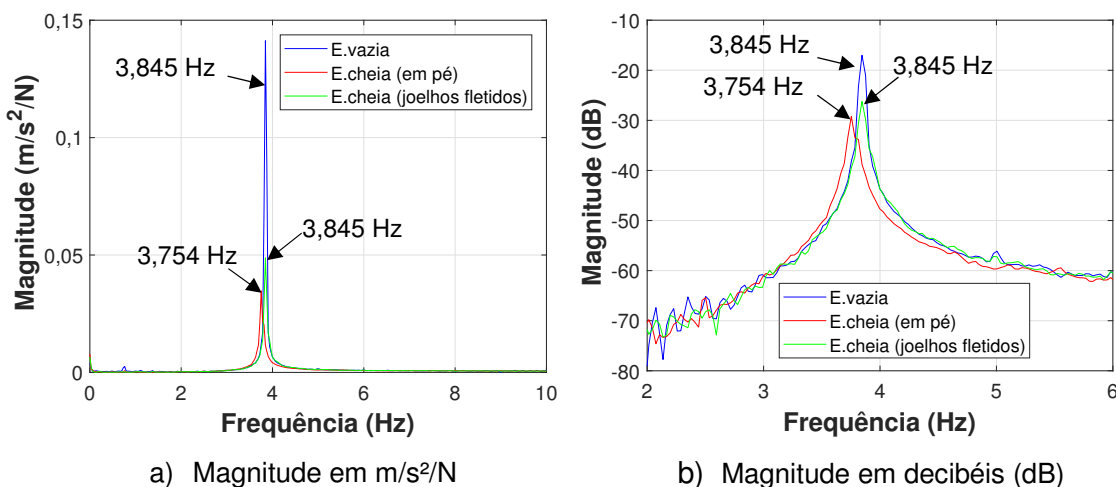


Figura 148 – Acelerância experimental. Posição 9

A Figura 148 apresenta a acelerância experimental para a posição 9 (POS 9) levando-se em conta os três casos investigados [estrutura vazia, cheia (em pé) e cheia (joelhos fletidos)]. O piso vazio (com a plataforma) apresentou uma frequência natural fundamental de 3,845 Hz, correspondente ao modo vibração na direção vertical.

De posse da Figura 148a, é interessante notar uma expressiva redução na magnitude da acelerância (de 0,14 $m/s^2/N$ para 0,03 $m/s^2/N$) quando o indivíduo está em pé sobre a laje. Além disso, houve uma redução em cerca de 2,4% da frequência da estrutura vazia (3,845 Hz) em comparação com o indivíduo em pé (3,754 Hz). Por outro lado, no caso em que o indivíduo se encontra com joelhos fletidos, houve uma redução de 0,14 $m/s^2/N$ para 0,05 $m/s^2/N$ na magnitude da acelerância, enquanto que não existiu variação em relação a frequência natural do sistema estrutural. A Figura 148b exibe o gráfico da acelerância expresso em decibéis (dB) para um valor de referência igual a 1 $m/s^2/N$ (EWINS, 2000). Vale a pena salientar que a magnitude expressa na escala logarítmica (dB) facilita a visualização e comparação das acelerâncias dos três casos investigados.

A Figura 149 mostra as acelerações experimentais obtidas para a laje com a configuração das molas de apoio na posição 3. Percebe-se a redução em torno de 62% na magnitude (Figura 149a) quando o indivíduo está em pé em comparação com a estrutura vazia (de 0,076 m/s²/N para 0,029 m/s²/N) e uma redução de 2% quando as frequências fundamentais são comparadas (de 3,08 Hz para 3,02 Hz). No tocante quando a pessoa se encontra com joelhos fletidos, não houve variação quanto às frequências naturais (f=3,08 Hz). Entretanto, ocorre a redução em cerca de 54% em relação à magnitude [de 0,076 m/s²/N para 0,035 m/s²/N, considerando a estrutura vazia e cheia (joelhos fletidos), respectivamente].

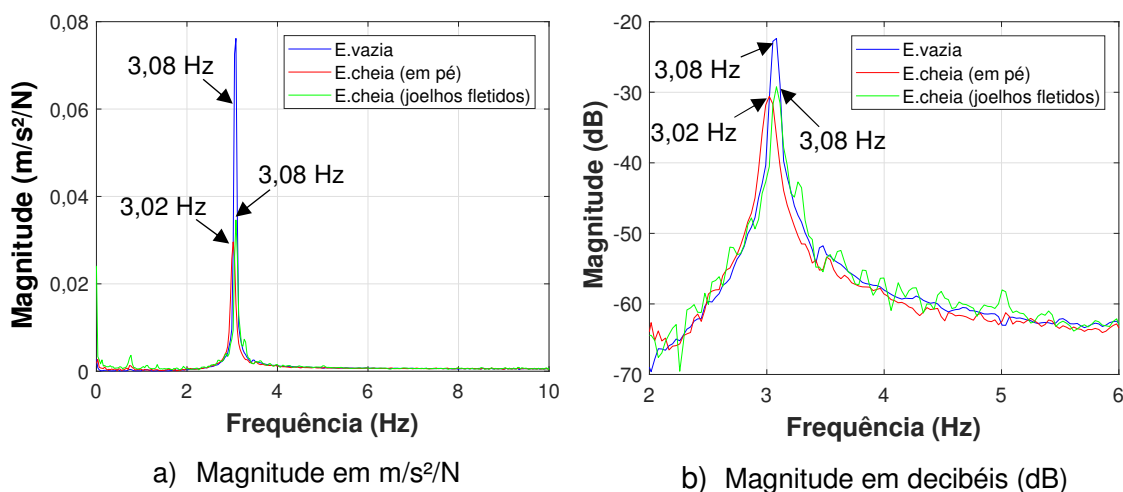


Figura 149 – Aceleração experimental. Posição 3

A Figura 150 exibe as acelerações para a configuração das molas de apoio na posição 1 (a de menor frequência natural). Quando a pessoa esteve em pé, houve uma redução em cerca de 50% em relação à magnitude da estrutura vazia (de 0,089 m/s²/N para 0,044 m/s²/N) e de 2,3% na frequência natural (de 2,59 Hz para 2,53 Hz). Quanto à postura de joelhos fletidos, esta redução foi de 74% (de 0,089 m/s²/N para 0,023 m/s²/N) para a magnitude.

No que diz respeito à frequência natural, novamente, não houve variação em relação à frequência natural da estrutura vazia. Neste caso (posição 1), percebe-se que existiu uma maior contribuição na redução da magnitude da FRF para postura com joelhos fletidos do que em pé; exibindo uma inversão em relação à configuração das molas de apoio nas posições 9 e 3.

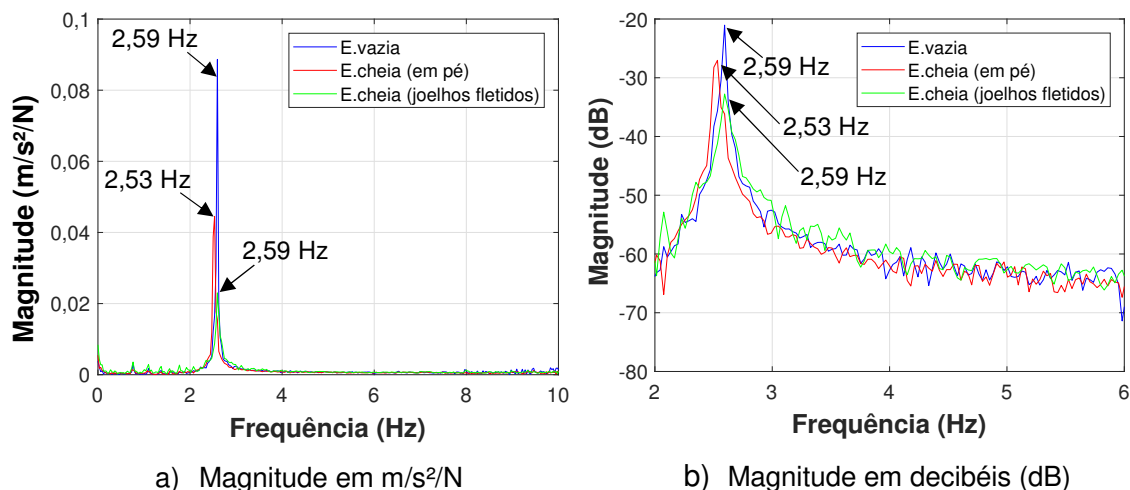


Figura 150 – Acelerância experimental. Posição 1

É interessante destacar que, com relação à variação da frequência natural em função de ambas as posturas nas três posições das molas de apoio (1, 3 e 9), um comportamento semelhante foi observado por Brownjohn (2001), isto é, a presença de um indivíduo na postura em pé sobre a estrutura foi responsável pela maior redução da frequência natural do que em relação à postura com joelhos muito fletidos (ver capítulo 3, Figura 56). Isto significa que o tipo de postura pode afetar a massa modal e a rigidez modal do corpo; conseqüentemente, isto influencia diretamente na frequência natural do conjunto “pessoa+estrutura”.

6.1.2 Identificação dos parâmetros modais do sistema estrutural

Com base nas acelerações obtidas no item 6.1.1, torna-se possível realizar a identificação dos parâmetros modais do sistema estrutural (massa, rigidez e amortecimento) vazio e cheio (pessoa + estrutura) – através de um sistema de um grau de liberdade (ver Figura 151) – para as três situações de estudo. Para este fim, técnicas de ajuste de curva (*curve-fitting*) são comumente utilizadas.

Nesta etapa, empregou-se o método das Frações Racionais Polinomiais (Rational Fraction Polynomial – RFP), utilizado em processamento de sinais (EWINS, 2000) de acordo com Richardson e Formenti (1982) e através do código elaborado por Acuna (2007) via Matlab (2017). Ademais, alternativamente, utilizou-se a função “fmincon” através do algoritmo “Interior Point”, baseado em métodos de gradiente, disponível em Matlab, cuja finalidade é encontrar o mínimo local da função objetivo sujeita a restrições.

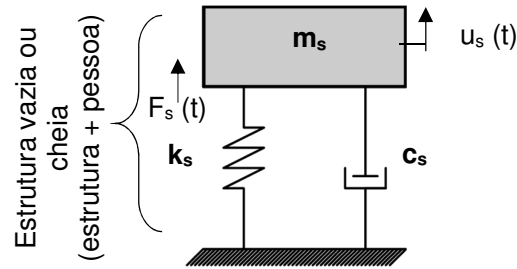


Figura 151 – Representação da estrutura vazia ou do conjunto “estrutura + pessoa” através de um grau de liberdade

O algoritmo “GlobalSearch” (Ugray et al., 2007; Matlab, 2017) foi empregado concomitantemente ao “Interior Point” de modo a procurar-se o mínimo global do problema de otimização. Para isto, o “GlobalSearch” utiliza o método “*scatter-search*” para gerar um conjunto de pontos iniciais dentro do limite de contorno especificado (superior e inferior).

A equação (106) apresenta a função objetivo do problema de otimização, que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da aceleração experimental (H_{exp_i}) e a simulada (H_{sim_i}), para $i=1,2,3,\dots,n$; onde “n” é o número total de amostras do vetor considerando a banda de frequência de interesse.

Desse modo, a expressão analítica da aceleração para a estrutura, “ H_{sim} ” [equação (107); esta corresponde à equação (60) (seção 3.2)], considerando um grau de liberdade, representa a aceleração a ser simulada ou ajustada. Onde “ ω ” é o vetor de frequência angular; “ m_s ”, “ k_s ” e “ c_s ” são as variáveis do problema. As equações (108) e (109) correspondem à frequência natural (f_s) e ao fator de amortecimento da estrutura (ξ_s), respectivamente.

$$\text{erro} = \sum_{i=1}^n \left(|H_{\text{exp}_i}| - |H_{\text{sim}_i}| \right)^2 \quad (106)$$

$$H_{\text{sim}} = \frac{\ddot{U}_s(\omega)}{F_s} = \frac{-\omega^2}{-m_s \omega^2 + ic_s \omega + k_s} \quad (107)$$

$$f_s = \frac{\sqrt{k_s}}{2\pi \sqrt{m_s}} \quad [\text{Hz}] \quad (108)$$

$$\xi_s = \frac{c_s}{2\omega_s m_s} \quad (109)$$

Cabe ressaltar que, em problemas de otimização, é aconselhável fornecer – sempre que possível – um bom ponto inicial, ou que se aproxime da solução final desejada. Desse modo, o ponto inicial se refere aos valores de massa, rigidez e amortecimento estimados através do método das Frações Racionais Polinomiais. Assim, escolheu-se a melhor solução entre os dois métodos.

As Figuras 152 a 154; 155 a 157 e 158 a 160 apresentam a comparação entre as acelerações experimental (linha azul) e simulada (linha vermelha) para a estrutura vazia, cheia (em pé) e cheia (joelhos fletidos) para três posições das molas de apoio (POS 9, POS 3 e POS 1), respectivamente. Através da magnitude em dB (ver as Figuras 152a a 160a), nota-se um excelente ajuste de curva para os três casos investigados.

Além disso, as Figuras 152b a 160b apresentam a função de coerência relativa a cada aceleração experimental, sendo definida como a quantidade, γ^2 , obtida através da razão entre os estimadores H1 e H2. A função de coerência é um importante indicador sobre comportamento dinâmico do sistema estrutural, apresentando o grau de linearidade entre o sinal de entrada (força) e de saída (aceleração) no intervalo [0,1] (BILOŠOVÁ, 2011; BRANDT, 2011; CAETANO, 1992; EWINS, 2000).

Portanto, o valor $\gamma^2=1$ indica a total linearidade entre ambos os sinais. Caso contrário, para valores de γ^2 próximos a zero, isto significa que pode existir um elevado nível de ruído nos sinais, não-linearidade do comportamento estrutural ou presença de outras fontes de excitação não quantificadas no sinal de entrada (CAETANO, 1992). Caetano (1992) cita que, na prática, valores acima de 0,8 são satisfatórios para caracterização do sistema dinâmico.

Neste trabalho, obtiveram-se coerências acima de 0,90 nos picos de cada FRF (aceleração), o que é de fundamental importância para a realização do ajuste de curvas entre a aceleração experimental e simulada (ver Figuras 152b a 160b). Por outro lado, a presença humana sobre a laje durante varrimento na faixa de 0 a 10 Hz pode induzir pequenas excitações não quantificadas nos sinais experimentais, principalmente na postura de maior fadiga (joelhos fletidos). Ademais, o próprio processamento de sinais pode gerar sinais com melhores ou piores coerências, em função do tamanho/trecho do sinal escolhido, janelamento e número de médias.

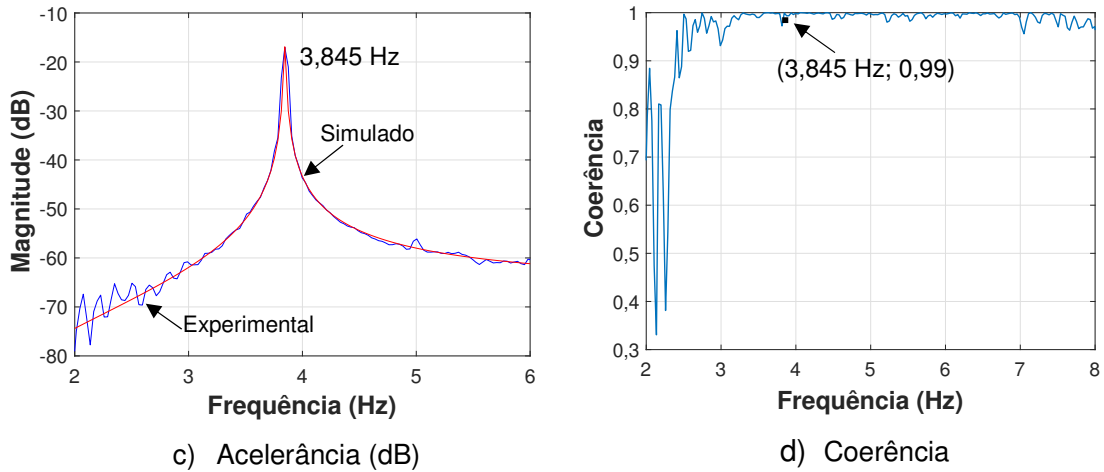


Figura 152 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 9

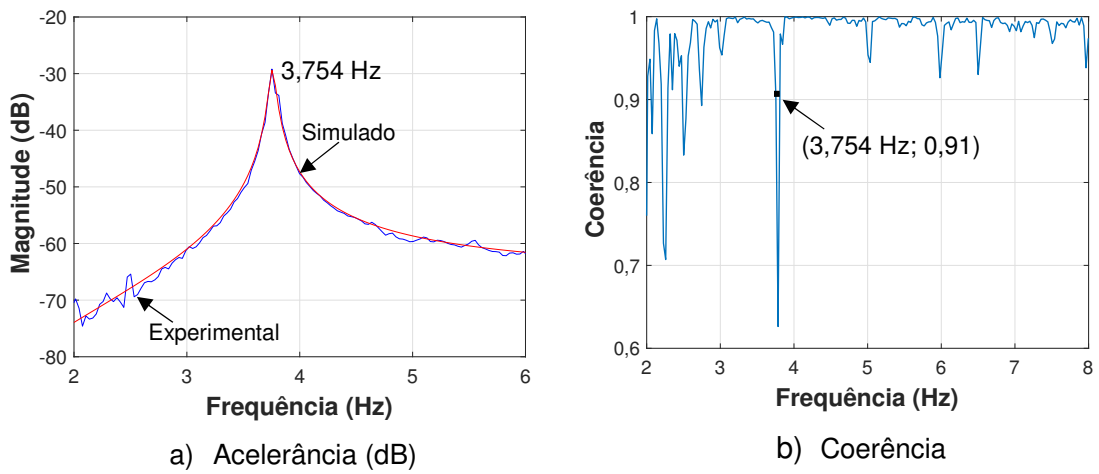


Figura 153 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 9

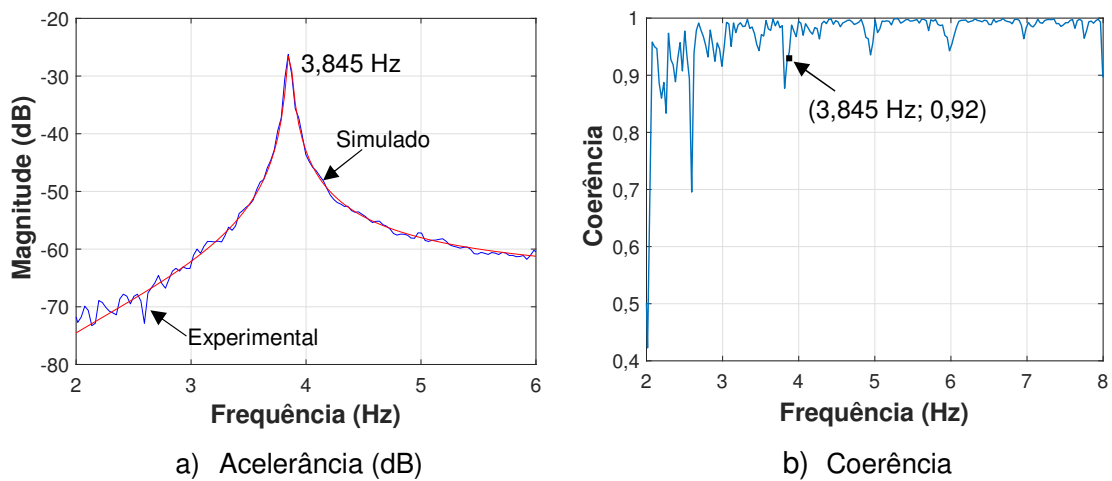


Figura 154 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 9

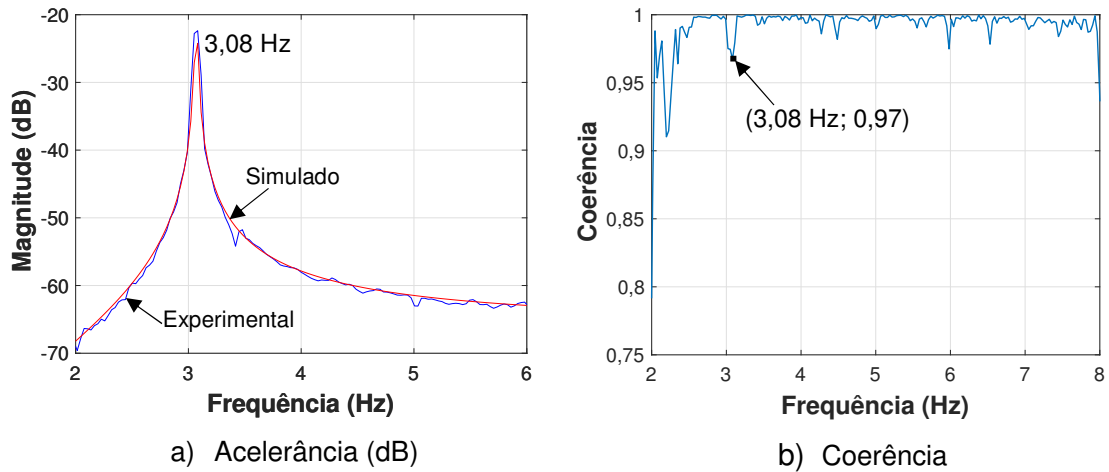


Figura 155 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 3

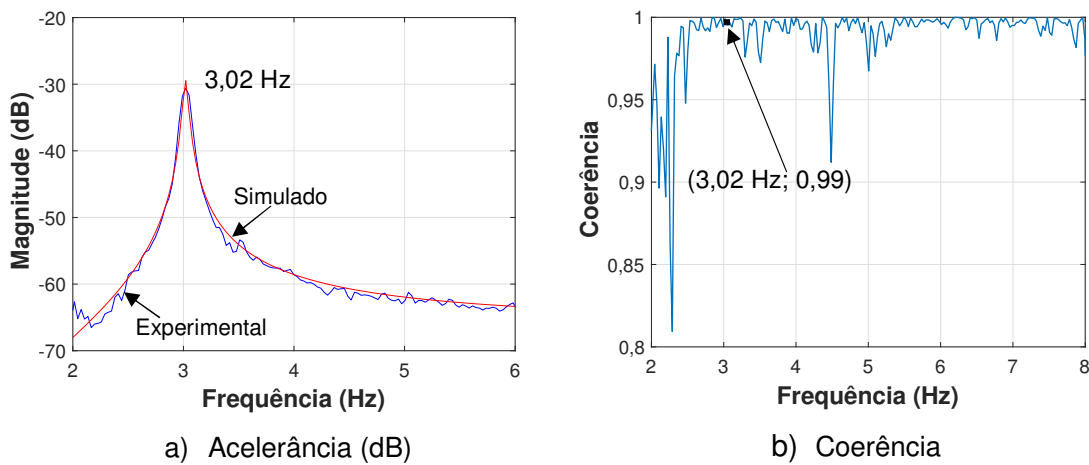


Figura 156 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 3

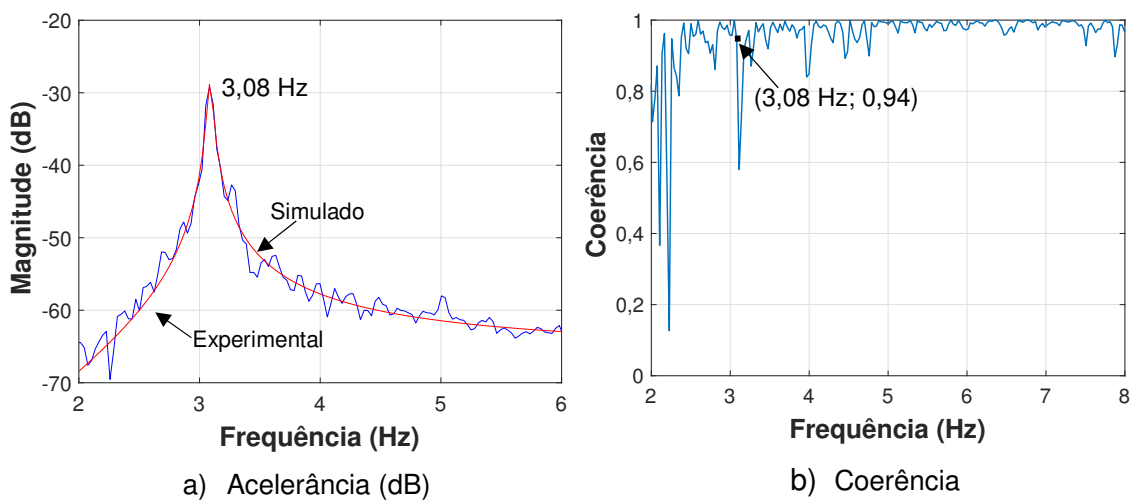


Figura 157 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 3

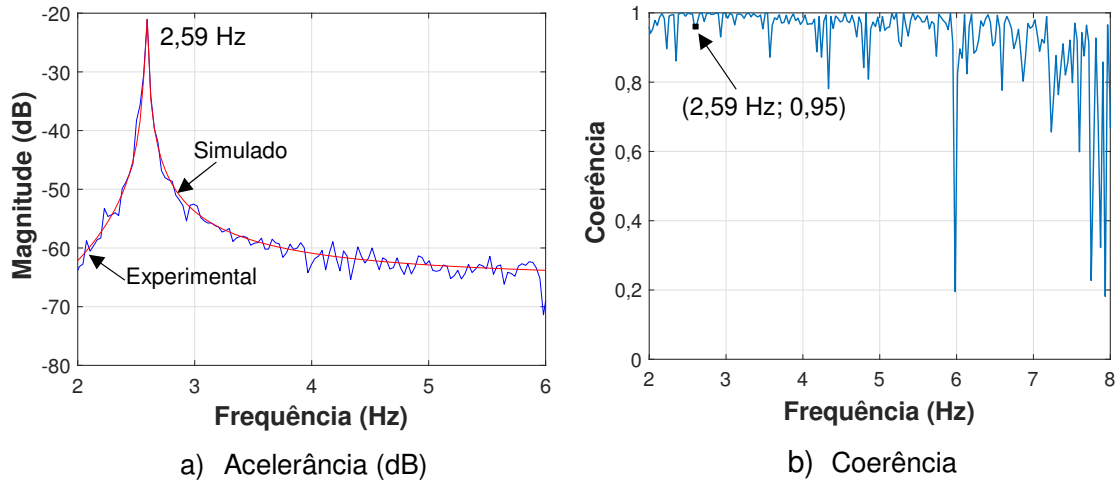


Figura 158 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Estrutura vazia. Posição 1

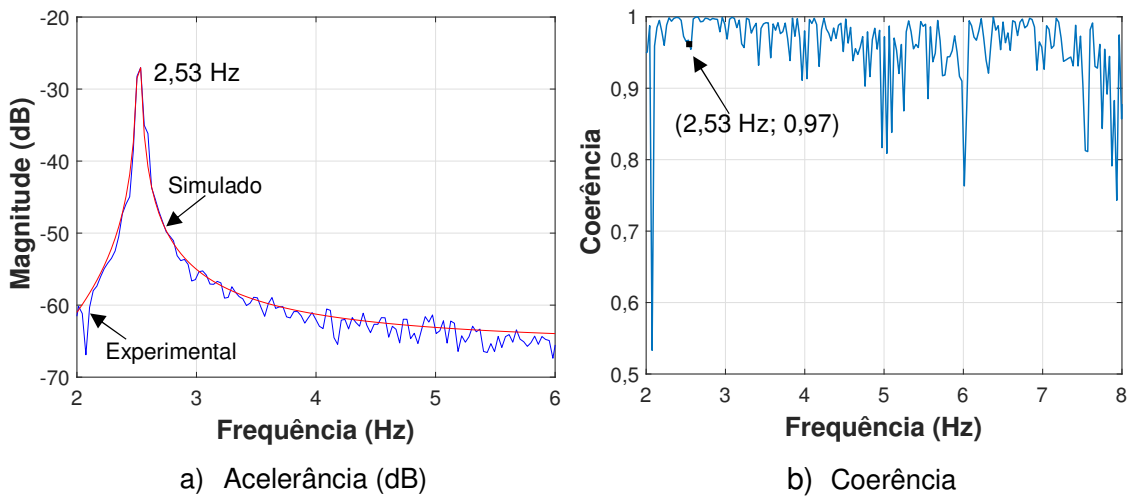


Figura 159 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Pessoa em pé. Posição 1

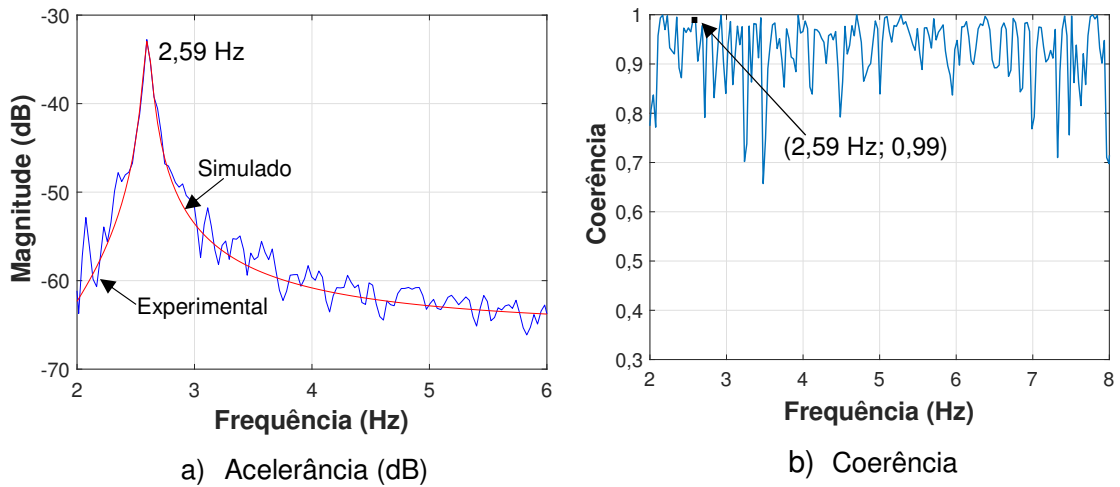


Figura 160 – Acelerância (dB) experimental e simulada. Joelhos fletidos. Posição 1

Tabela 32 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 9

Casos	Parâmetros modais identificados				
	m_s (kg)	c_s (N.s/m)	k_s (N/m)	f_s (Hz)	ξ_s (%)
Estrutura vazia	1943,60	169,04	1134381,97	3,845	0,18
Estrutura cheia (em pé)	2013,30	679,74	1120713,23	3,755	0,72
Estrutura cheia (joelhos fletidos)	1962,00	456,92	1150906,14	3,855	0,48

Tabela 33 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 3

Casos	Parâmetros modais identificados				
	m_s (kg)	c_s (N.s/m)	k_s (N/m)	f_s (Hz)	ξ_s (%)
Estrutura vazia	1900,15	80,17	706777,62	3,07	0,11
Estrutura cheia (em pé)	1969,35	559,75	708229,82	3,02	0,75
Estrutura cheia (joelhos fletidos)	1908,13	523,77	717735,96	3,09	0,71

Tabela 34 – Caracterização dinâmica do sistema estrutural. Posição 1

Casos	Parâmetros modais identificados				
	m_s (kg)	c_s (N.s/m)	k_s (N/m)	f_s (Hz)	ξ_s (%)
Estrutura vazia	1904,81	90,71	503378,54	2,59	0,15
Estrutura cheia (em pé)	1913,51	125,91	479341,17	2,52	0,21
Estrutura cheia (joelhos fletidos)	1900,99	717,99	506694,54	2,60	1,16

As Tabelas 32, 33 e 34 exibem os parâmetros modais calculados relativos a massa, amortecimento, rigidez, frequência natural e fator de amortecimento para os casos estudados (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos) levando-se em conta a variação da posição das molas de apoio (POS9, POS3 e POS1), respectivamente.

Antes de se analisar os resultados exibidos nas Tabelas 32, 33 e 34, é importante fazer alguns comentários sobre os erros associados à determinação das acelerações experimentais (representadas pelas linhas azuis nas Figuras 152 a 160), os quais podem interferir na identificação dos parâmetros modais. Tais erros, naturalmente envolvidos no processo de estimação pelo uso dos estimadores H1 e H2, são denominados de “erro de viés (*bias error*)” e “erro aleatório (*random error*)” (CAETANO, 1992; BRANDT, 2011). O primeiro, erro de viés, diz respeito à diferença

entre o valor expectável e o valor real da Função de Resposta em Frequência (FRF) e o segundo, erro aleatório, está associado à variância, que representa uma medida de como a função de densidade de probabilidade se distribui em torno do valor expectável médio (CAETANO, 1992).

Estes erros podem ser causados por vários motivos, nomeadamente: resolução em frequência insuficiente, existência de ruído nos sinais, vazamento (*leakage*), comportamento não-linear do sistema analisado ou até mesmo pela escolha inadequada de um estimador em detrimento do outro (CAETANO, 1992; BRANDT, 2011). Na prática, o erro de viés pode ser minimizado através do aumento da resolução em frequência (o qual pode ser conseguido com o aumento do tamanho do bloco). Em relação ao erro aleatório, este pode atingir valores próximos a zero quando a função de coerência possui valores próximos à unidade ($\gamma^2=1$) na zona de ressonância. Além disso, quando isto não for possível, pode-se reduzir o erro aleatório através do aumento do número de médias (BRANDT, 2011).

Portanto, a fim de minimizar simultaneamente os erros de viés e aleatório, deve-se salientar que há um compromisso entre eles quando o tamanho da amostra dos sinais é limitado. Isto porque quando se aumenta o tamanho do bloco, reduz-se o número de médias e vice-versa. A duração dos ensaios foi limitada na faixa de 90 a 160 s de modo a evitar a fadiga do indivíduo nas posturas em pé e com joelhos fletidos. Levando-se em conta esta limitação, o tamanho do bloco foi de 16384 amostras e o número de médias foi obtido em função de cada caso (conforme comentado no item 6.1.1, ver também a Tabela 31) de maneira que fossem obtidas coerências acima de 0,90.

Considerando as Tabelas 32, 33 e 34, nota-se que as frequências identificadas correspondem aos valores das acelerações experimentais analisadas no item anterior (6.1.1) para todos os casos, podendo ocorrer, em algumas situações, variações abaixo de 1%. Em relação à posição 9, os valores obtidos para a massa modal da estrutura cheia com o ser humano em pé (2013,30kg) e com joelhos fletidos (1962,00 kg) são maiores do que para a estrutura vazia (1943,60kg).

Esta tendência também é observada para a posição 3 – embora com valores menores – iguais a 1900,15 kg; 1969,35 kg e 1908,13 kg (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos, respectivamente – posição 3). Já para a posição 1, os valores de massa modal foram iguais a 1904,81 kg; 1913,51 kg e 1900,99 kg (estrutura vazia, pessoa em pé e pessoa com joelhos fletidos, respectivamente).

Conforme comentado na seção 4.3, a massa da laje é igual a 1975 kg, sendo que o valor total da massa do conjunto pode chegar até 2145,8 kg (laje+plataforma+persona). Por isso, ressalta-se que, no problema de otimização, os limites superiores e inferiores para a massa modal foram de 1900 kg a 2200 kg, respectivamente. Todavia, observa-se que há variação nos valores das massas modais (estrutura vazia, persona em pé e persona com joelhos fletidos) em função da posição das molas de apoio (9, 3 e 1). Estas diferenças podem ser explicadas pelas incertezas associadas ao experimento e à estimação das acelerações experimentais (erro de viés e erro aleatório). Além disso, no que diz respeito ao processo de identificação dos parâmetros modais, a massa, a rigidez e o amortecimento foram otimizados simultaneamente, de forma que há liberdade de ajuste quanto à razão $(k_s/m_s)^{0,5}$ correspondente à frequência natural.

Em relação aos fatores de amortecimento para a estrutura vazia, observam-se valores de 0,18%, 0,11% e 0,15% para as posições 9; 3 e 1, respectivamente; indicando que este sistema estrutural possui um baixo amortecimento inerente. É interessante observar o aumento de amortecimento conferido pela presença do ser humano sobre a estrutura, com uma relação de quatro vezes (0,72%/0,18%) e de cerca de duas vezes e meia maior (0,48%/0,18%) quando o indivíduo está em pé e com joelhos fletidos, respectivamente, na posição 9.

No que diz respeito à posição 3, este aumento é cerca de sete vezes (0,75%/0,11%) e em torno de seis vezes e meia maior (0,71%/0,11%) quando o indivíduo está em pé e com joelhos fletidos, respectivamente. Para a posição 1, verifica-se a relação de 1,4 vezes maior (0,21%/0,15%) considerando a postura em pé; e 7,7 vezes maior (1,16%/0,15%) para joelhos fletidos.

Um fato interessante notado é que um determinado tipo de postura pode contribuir mais ou menos para o aumento do amortecimento global em função da frequência natural da estrutura. Na situação mais rígida ($f=3,84$ Hz; POS 9), a postura em pé contribuiu mais do que com joelhos fletidos. Na posição intermediária ($f=3,08$ Hz – POS 3) a contribuição de ambas foi da mesma ordem de grandeza. Já para a posição mais flexível ($f=2,09$ Hz; POS 1), houve um aumento expressivo do amortecimento para joelhos fletidos em comparação com a postura em pé. Isto indica que a frequência natural do corpo – em função do tipo de postura – pode aumentar ou diminuir o efeito da interação ser humano-estrutura. Isto será bem mais investigado no próximo item.

6.1.3 Identificação dos parâmetros biodinâmicos do corpo humano

Uma vez obtidos os parâmetros modais conforme apresentados nas Tabelas 32, 33 e 34, é importante conhecer os parâmetros biodinâmicos do corpo humano que interagem com a estrutura através de um sistema com dois graus de liberdade (ver Figura 161). Portanto, pode-se utilizar a mesma metodologia apresentada no item anterior: otimizar a função objetivo [equação (106)] que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da aceleração experimental (H_{expi}) e a simulada (H_{simi}).

Por outro lado, nesta etapa, a aceleração simulada presente na equação (106) corresponde às equações (110) e (111) [ver também a seção 3.2 e as equações (73) e (74)], apresentadas para os modelos 1 e 2 (ver Figura 161) de interação ser humano passivo-estrutura, respectivamente. Desta maneira, conhecendo-se as propriedades modais da estrutura vazia (fixas) (" m_{sv} ", " k_{sv} " e " c_{sv} ") – estimadas no item anterior (6.1.2) – correspondentes ao grau de liberdade da estrutura, as variáveis do corpo humano " m_h ", " k_h " e " c_h " (modelo IHPE 1); e " m_h ", " m_0 ", " k_h " e " c_h " (modelo IHPE 2) podem ser obtidas. Salienta-se que a aceleração experimental a ser usada (H_{expi}) corresponde, para cada caso, àquela da estrutura cheia (em pé e com joelhos fletidos) para as três posições das molas de apoio (POS 9; POS 3 e POS 1).

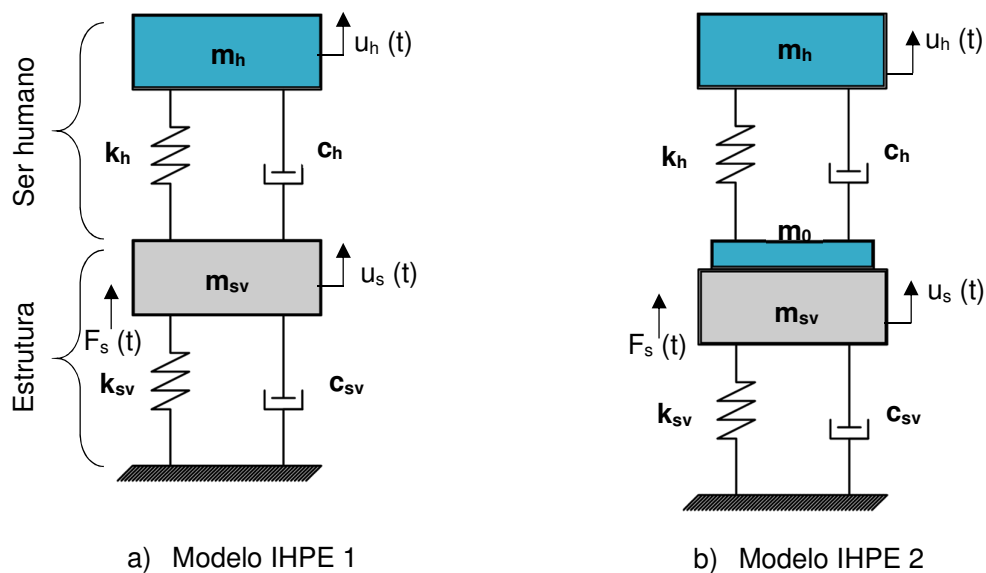


Figura 161 – Modelos biodinâmicos da interação ser humano passivo-estrutura

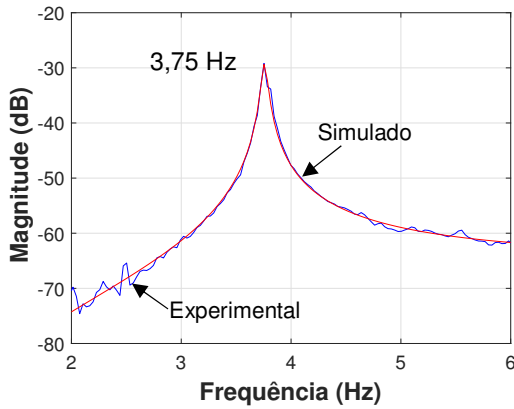
$$H_{\text{mod1}}(\omega) = \frac{-\omega^2(-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h)}{[-m_{sv}\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2} \quad (110)$$

$$H_{\text{mod2}}(\omega) = \frac{-\omega^2(-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h)}{[-(m_{sv} + m_0)\omega^2 + (k_{sv} + k_h) + i(c_{sv} + c_h)\omega](-m_h\omega^2 + ic_h\omega + k_h) - (k_h + ic_h\omega)^2} \quad (111)$$

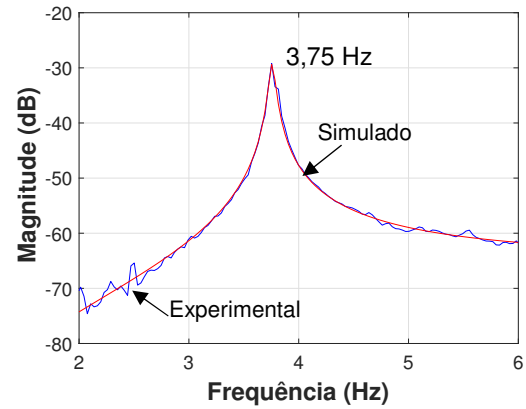
Com objetivo de verificar se o método de otimização tem influência sobre os parâmetros estimados, aplicou-se a função “fmincon” através do algoritmo “Interior Point”, considerando tanto o método de geração de pontos iniciais através do algoritmo “GlobalSearch” quanto o MultiStart (Matlab, 2017). Este último considera um conjunto de pontos iniciais fornecidos explicitamente pelo usuário de modo que o mínimo global possa ser buscado dentro dos limites de contorno especificados, com base nas equações (108) e (109). Em relação ao primeiro ponto inicial, foram utilizados os valores recomendados pelo guia JWG (2008): frequência natural do corpo igual a 5 Hz e fator de amortecimento de 40% para a pessoa em pé; e 2,30 Hz e 25%, respectivamente, para joelhos fletidos.

No que diz respeito às restrições do problema de otimização, segundo Nimmen (2015), a frequência natural do corpo pode variar entre 2 Hz a 7,5 Hz; e o fator de amortecimento entre 20% a 60%; em função da postura. Entretanto, no presente trabalho, atribui-se o limite inferior de frequência igual a 1 Hz. Em relação ao “MultiStart”, ressalta-se que foram gerados (manualmente) 432 pontos iniciais com a finalidade de explorar ao máximo o espaço definido entre os limites de contorno de acordo com as restrições.

Com relação aos valores iniciais de massa, foram atribuídos valores iguais a 100%, 85%, 38% (conforme comentado na seção 3.4) e 10% da massa estática. O modelo 2 apresenta uma restrição adicional da massa “ m_0 ” para que a soma entre “ m_0 ” e “ m_h ” corresponda à massa estática do indivíduo (NIMMEN, 2015). As Figuras 162 a 173 apresentam os ajustes de curva entre aceleração experimental e a simulada para os modelos 1 e 2 (pessoa em pé e com joelhos fletidos, respectivamente) para as posições de molas de apoio 9; 3 e 1, respectivamente. Observa-se um excelente ajuste para ambos os métodos de otimização (“GlobalSearch” e “MultiStart”) para os casos avaliados.

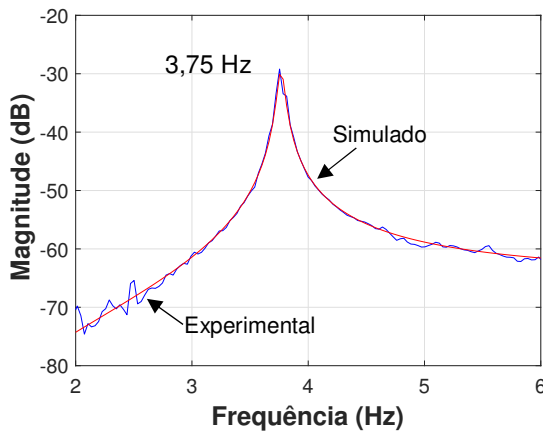


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

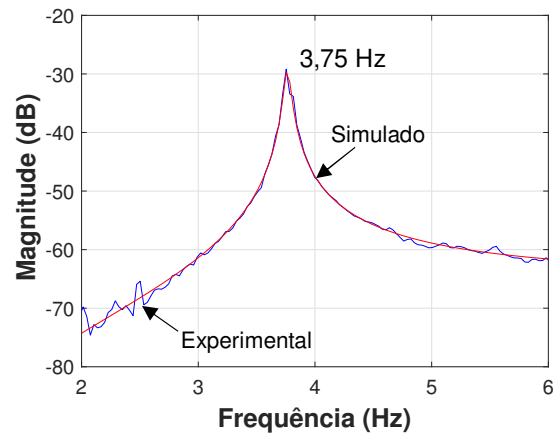


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 162 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 9

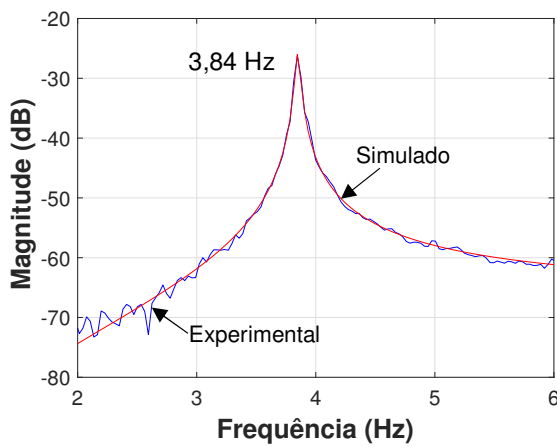


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

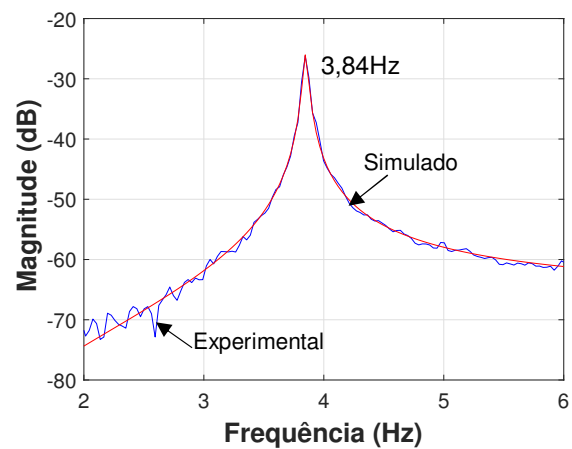


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 163 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 9

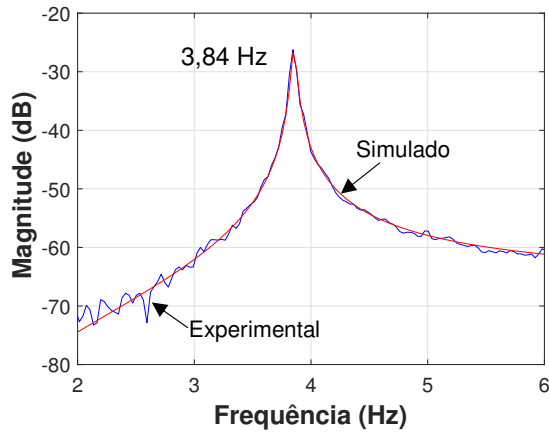


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

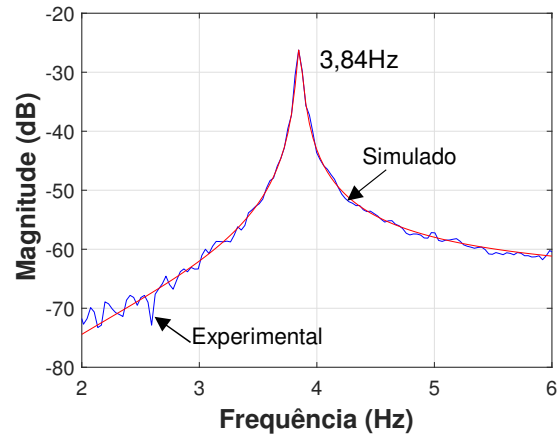


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 164 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 9

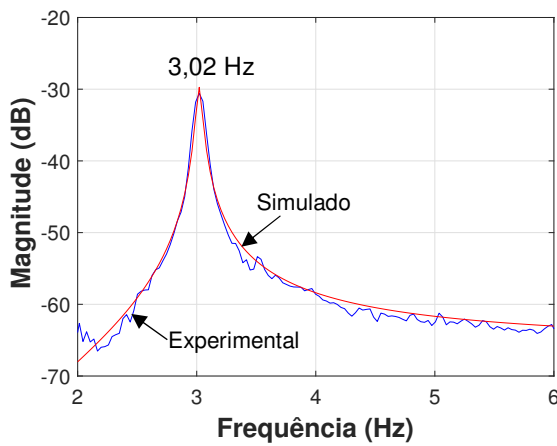


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

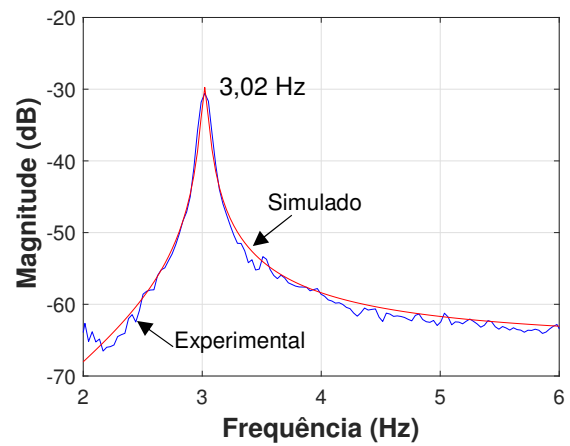


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 165 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 9

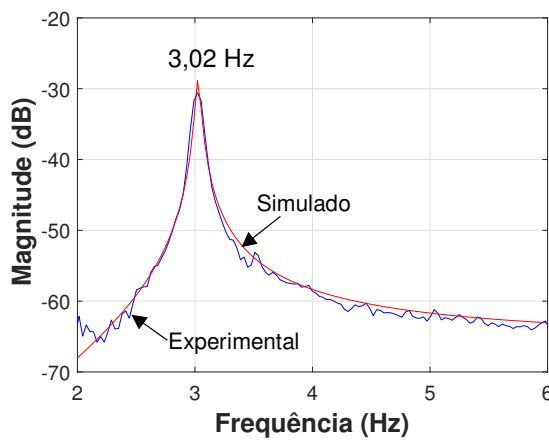


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

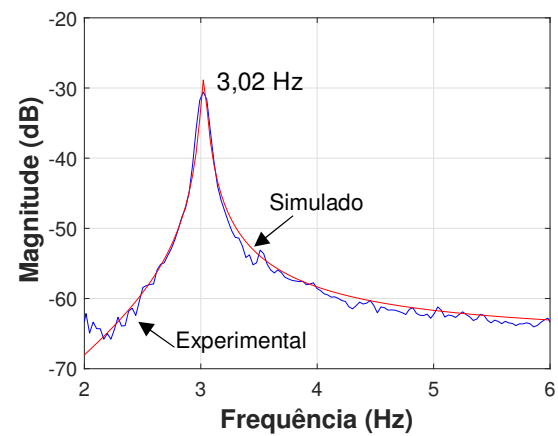


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 166 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 3

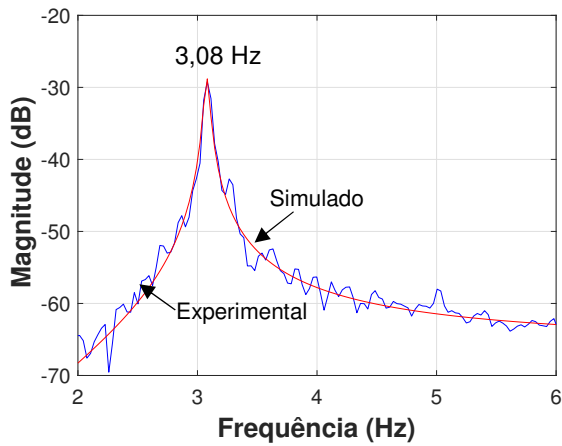


a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

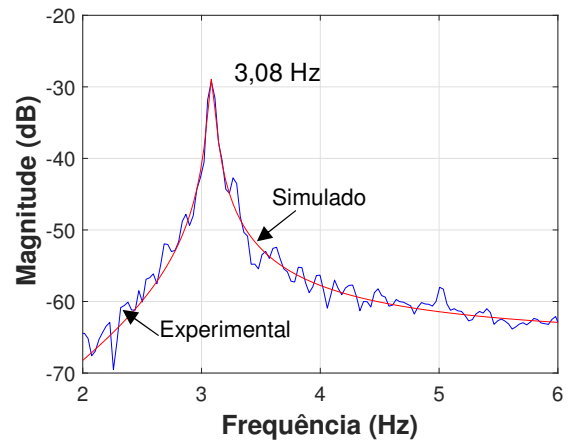


b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 167 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 3

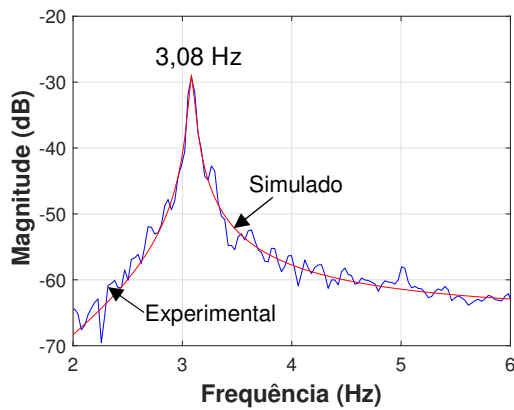


c) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

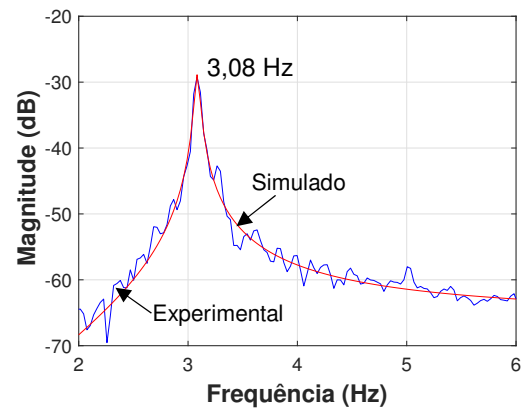


d) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 168 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 3

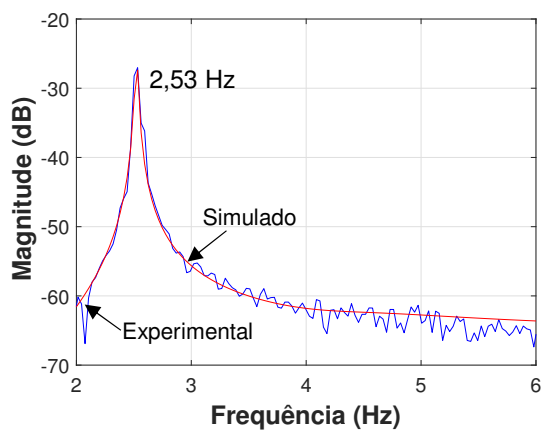


c) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"

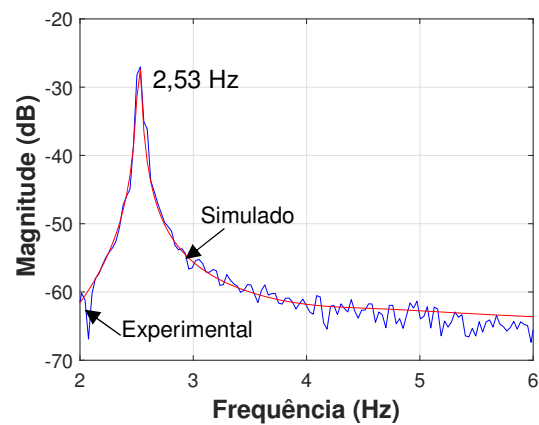


d) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 169 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 3



a) Algoritmo "GlobalSearch (Matlab)"



b) Algoritmo "MultiStart (Matlab)"

Figura 170 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 1

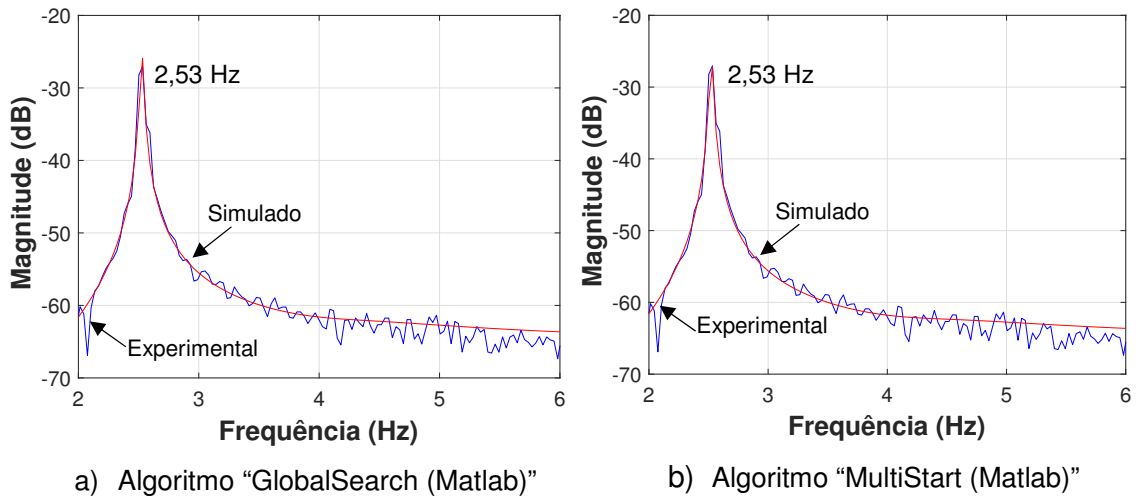


Figura 171 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 1

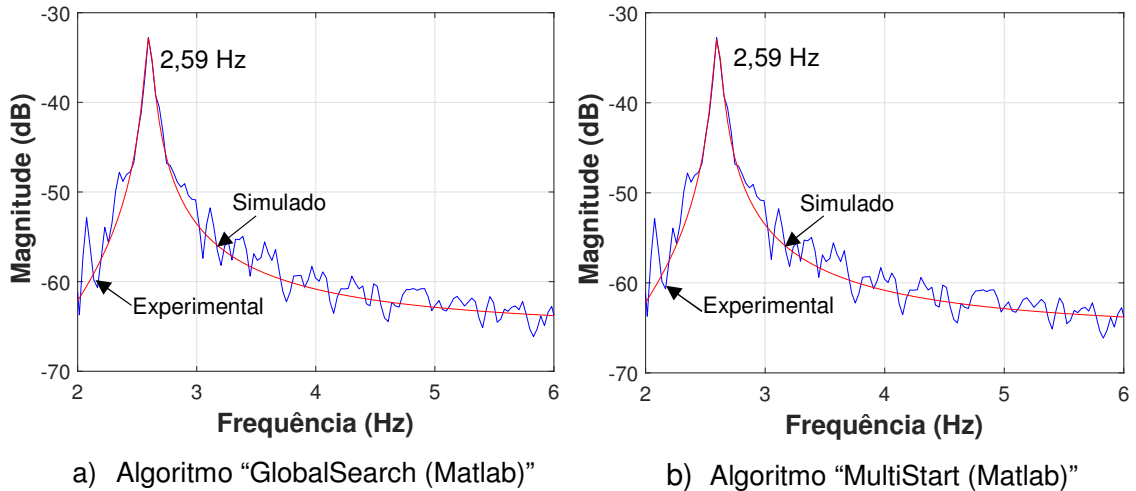


Figura 172 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 1

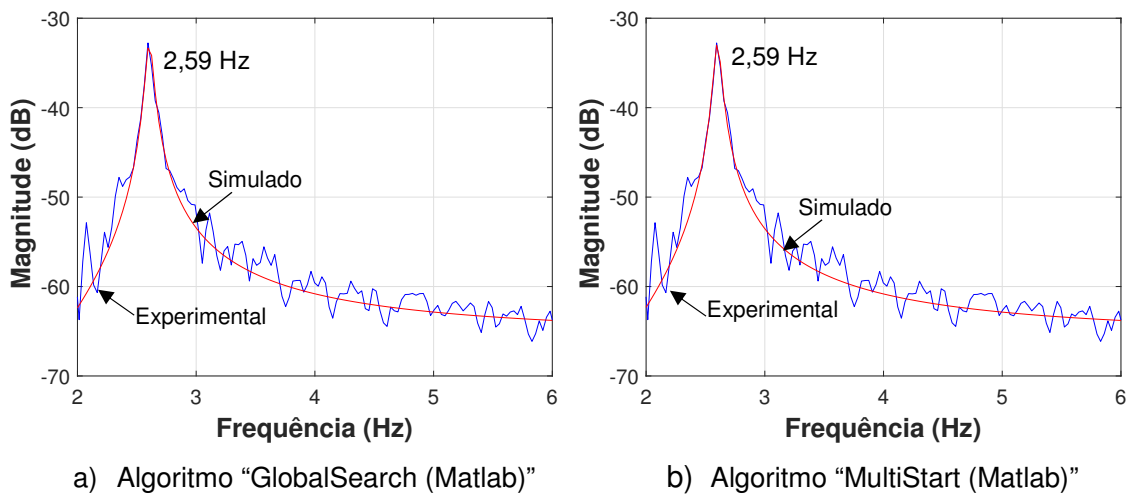


Figura 173 –Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 1

Os ajustes de curva exibidos nas Figuras 162 a 173 podem ser quantificados através da avaliação da discrepância (ΔH) da aceleração experimental e simulada, com base na equação (112), para $i=1,2,3\dots n$; onde “n” é o número total de amostras do vetor considerando a banda de frequência de interesse (NIMMEN, 2015).

$$\Delta H = \frac{\sum_{i=1}^n \left(|H_{\text{exp}_i}| - |H_{\text{sim}_i}| \right)^2}{\sum_{i=1}^n \left(|H_{\text{exp}_i}| \right)^2} \quad (112)$$

Observando-se as Tabelas 35 e 36 (posição 9), percebe-se que para os modelos 1 e 2, pessoa em pé, os parâmetros biodinâmicos do corpo relativos a frequência natural (f_h) e ao fator de amortecimento (ξ_h) foram da ordem de 6 Hz e 40%, respectivamente, para ambos os algoritmos de otimização empregados. Destaca-se que estes valores estão em consonância com a literatura (ver Tabela 19, seção 3.4). Em relação à massa modal (m_h), o modelo 1 tende para o valor de massa estática em torno de 66 kg enquanto que uma parcela em torno de 10 % a 15% vai para a massa (m_0), considerando o modelo 2. Enfatiza-se que a discrepância entre a aceleração experimental e simulada está abaixo de 4,5%.

As Tabelas 37 e 38 apresentam os parâmetros biodinâmicos do corpo para os modelos 1 e 2, respectivamente (posição 9), considerando a pessoa com joelhos fletidos sobre a estrutura. Para o modelo 1, a frequência natural (f_h) e o fator de amortecimento (ξ_h) foram da ordem de 3 Hz e de 20 %, respectivamente. Em relação ao modelo 2, encontraram-se valores abaixo de 2 Hz (1,52 Hz e 1,27 Hz) para a frequência natural (f_h) e de 20 % a 25% de amortecimento.

Portanto, os valores encontrados situam-se dentro da faixa de literatura para a postura de joelhos fletidos, exceto pela frequência natural abaixo de 2 Hz quando o modelo 2 é considerado. Não obstante, isto pode ser explicado pelo fato do indivíduo ter flexionado muito mais os joelhos em comparação com o termo frequentemente mencionado na literatura: joelhos ligeiramente flexionados.

Embora valores de discrepância apresentados nas Tabelas 37 e 38 situam-se entre 1,5 % a 2%, ou seja, apresentam um excelente ajuste de curvas, a massa modal (m_h) foi o parâmetro que mais sofreu variação em função do modelo escolhido para a postura de joelhos fletidos, apresentando valores de 10% a 12% da massa estática do indivíduo para o modelo 1.

Tabela 35 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – em pé					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	66,80	2165,93	93682,73	5,96	43,29	3,17
MultiStart	65,50	1981,90	90380,23	5,91	40,73	3,17

Tabela 36 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – em pé						
	m_h (kg)	m_0 (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	57,70	9,10	1611,71	74456,27	5,72	38,88	4,34
MultiStart	60,75	6,05	1782,12	80688,62	5,80	40,25	3,67

Tabela 37 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – joelhos fletidos					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	8,06	70,67	3246,06	3,19	21,84	1,49
MultiStart	7,02	59,57	3018,03	3,30	20,47	1,49

Tabela 38 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 9

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – joelhos fletidos						
	m_h (kg)	m_0 (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	59,98	6,82	232,23	5485,89	1,52	20,24	2,11
MultiStart	64,80	2,00	253,62	4103,88	1,27	24,59	1,59

As Tabelas 39 e 40 mostram os parâmetros biodinâmicos para os modelos 1 e 2, respectivamente, considerando o indivíduo em pé na posição 3. A frequência natural é da ordem de 4 Hz para ambos os modelos e os dois algoritmos (“GlobalSearch” e “MultiStart”) investigados. Em relação ao amortecimento, o modelo 1 apresentou valores na faixa de 52% a 57% enquanto que para o modelo 2 foi da ordem de 60%. A massa modal, m_h , exibe valores em torno de 72% e de 67% da massa estática (66,8 kg) para o modelo 1 e 2, respectivamente; sendo que uma parcela de 33% (22,37 kg/66,8 kg) vai para massa da base (m_0) em relação ao modelo 2.

Em comparação com os resultados obtidos na posição 9, em pé ($f_h=6$ Hz e $\xi_h=40\%$), é interessante notar que houve uma redução na frequência natural e um aumento no amortecimento ($f_h=4$ Hz e $\xi_h=52-60\%$; posição 3). Novamente, os valores de discrepância (ΔH) entre os ajustes se situam abaixo de 4,5%.

As Tabelas 41 e 42 apresentam os valores obtidos na postura de joelhos fletidos, posição 3, para os modelos 1 e 2, respectivamente. Para o modelo 1, a frequência natural situa-se em torno de 2 Hz enquanto que para o modelo 2 este valor foi um pouco menor, igual a 1,6 Hz. Em relação ao amortecimento, ambos os modelos apresentaram valores iguais a 20%.

Tabela 39 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – em pé					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	47,85	1265,14	30386,59	4,01	52,46	4,26
MultiStart	49,00	1399,60	30358,38	3,96	57,38	4,25

Tabela 40 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – em pé						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	44,43	22,37	1334,91	28079,41	4,00	59,76	4,22
MultiStart	44,53	22,27	1342,69	28131,81	4,00	59,98	4,24

Tabela 41 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – joelhos fletidos					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	23,62	135,22	4777,90	2,26	20,12	2,33
MultiStart	47,72	221,23	6263,28	1,82	20,23	2,19

Tabela 42 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 3

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – joelhos fletidos						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	60,10	6,70	251,59	6571,54	1,66	20,02	2,18
MultiStart	65,88	0,92	264,62	6623,36	1,60	20,03	2,18

Ainda de posse das Tabelas 41 e 42, quanto à massa modal, o valor mais baixo encontrado foi igual a 35% da massa estática (Tabela 41, “GlobalSearch”). Em relação ao modelo 2, os valores de massa modal tendem à massa estática. No que diz respeito à posição 1 (mais flexível), as Tabelas 43 e 44 mostram os parâmetros biodinâmicos considerando a postura em pé para os modelos 1 e 2, respectivamente. Os valores de frequência natural encontrados se situam na faixa de 4 Hz e os de massa modal tendem à massa estática do indivíduo. A discrepância apresenta um valor máximo de 7,73% para o modelo 2.

Salienta-se que os valores de amortecimento foram iguais a 20% para ambos os modelos e os dois algoritmos, apresentaram valores atípicos com relação a que normalmente se esperaria para esta postura ($\xi_h=40-70\%$). Por outro lado, foi observado no item anterior (6.1.2) que a contribuição do ser humano para o aumento do amortecimento global da estrutura, neste caso (posição 1, em pé), foi de menor expressividade (0,21%/0,15%) do que em comparação com as posições 9 e 3. Isto pode ser explicado devido a um maior afastamento da frequência natural do corpo em relação a da estrutura ($f_h/f_{sv}= 4,29 \text{ Hz}/2,59 \text{ Hz} =1,66$). De fato, este ocorrido vem a corroborar um importante estudo paramétrico realizado por Nimmen (2015), citando que o efeito da interação ser humano estrutura é mais efetivo para razões de frequência entre 0,5 a 1,5 ($0,5 < f_h/f_{sv} < 1,5$).

Finalmente, as Tabelas 45 e 46 apresentam os resultados da posição 1 para os modelos 1 e 2, respectivamente; considerando a postura de joelhos fletidos. Os valores de frequência natural variam entre 1,54–1,81 Hz e o amortecimento se situa em torno de 20% a 25%. As massas modais se encontram na faixa de 63% a 69% da massa estática da pessoa para o modelo 1 e de 88% a 98% para o modelo 2.

De modo geral, para todos os casos, os resultados obtidos através dos dois algoritmos (GlobalSearch e MultiStart) foram bastante próximos. A maior diferença se deu em relação à massa modal na posição 3 para joelhos fletidos com relação ao modelo 1 (ver Tabela 41), obtendo valores iguais a 35% e 71% da massa estática (66,8 kg) para o GlobalSearch e MultiStart, respectivamente.

Os valores de discrepância indicam que ambos os modelos representam suficientemente bem as acelerações experimentais. Entretanto, para a postura de joelhos fletidos (posições 9; 3 e 1), as massas modais (m_h) tendem a valores menores para o modelo 1 em comparação com o modelo 2.

Tabela 43 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 1. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – em pé					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	66,76	720,93	48420,41	4,29	20,05	5,79
MultiStart	66,80	721,26	48441,05	4,29	20,05	5,77

Tabela 44 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Em pé. Modelo 2. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – em pé						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	60,11	6,69	626,93	40859,20	4,15	20,00	7,73
MultiStart	65,96	0,84	709,95	47550,24	4,27	20,04	4,91

Tabela 45 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 1. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 1 – joelhos fletidos					
	m_h (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f_h (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	42,25	234,91	5450,13	1,81	24,48	1,28
MultiStart	46,23	245,30	5731,24	1,77	23,83	1,24

Tabela 46 – Otimização dos parâmetros biodinâmicos. Joelhos fletidos. Modelo 2. Posição 1

Algoritmo (Matlab)	Parâmetros biodinâmicos otimizados do modelo 2 – joelhos fletidos						
	m_h (kg)	m_o (kg)	c_h (N.s/m)	k_h (N/m)	f (Hz)	ξ_h (%)	ΔH (%)
GlobalSearch	58,65	8,15	249,18	6590,30	1,69	20,04	1,71
MultiStart	65,66	1,14	314,13	6178,13	1,54	24,66	1,25

6.2 Sistema ser humano ativo-estrutura

6.2.1 Análise do conforto humano

As Figuras 174, 175, 176 e 177 apresentam os deslocamentos, velocidades e acelerações do piso flexível durante a execução dos saltos realizados nas frequências de 1,89 Hz; 2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz. Convém ressaltar que estes sinais estão relacionados com o estudo realizado no capítulo 5.

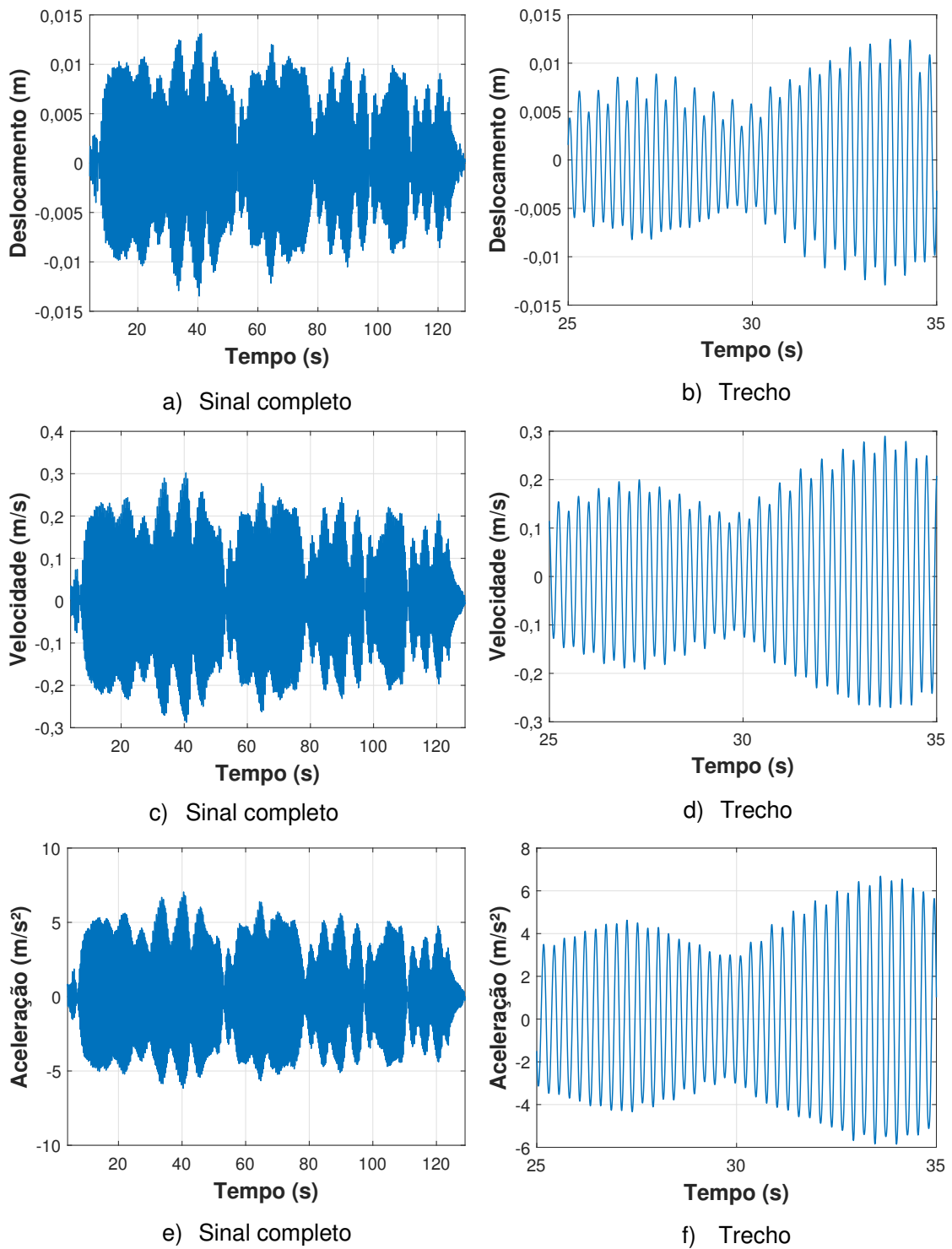


Figura 174 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 1,89 Hz

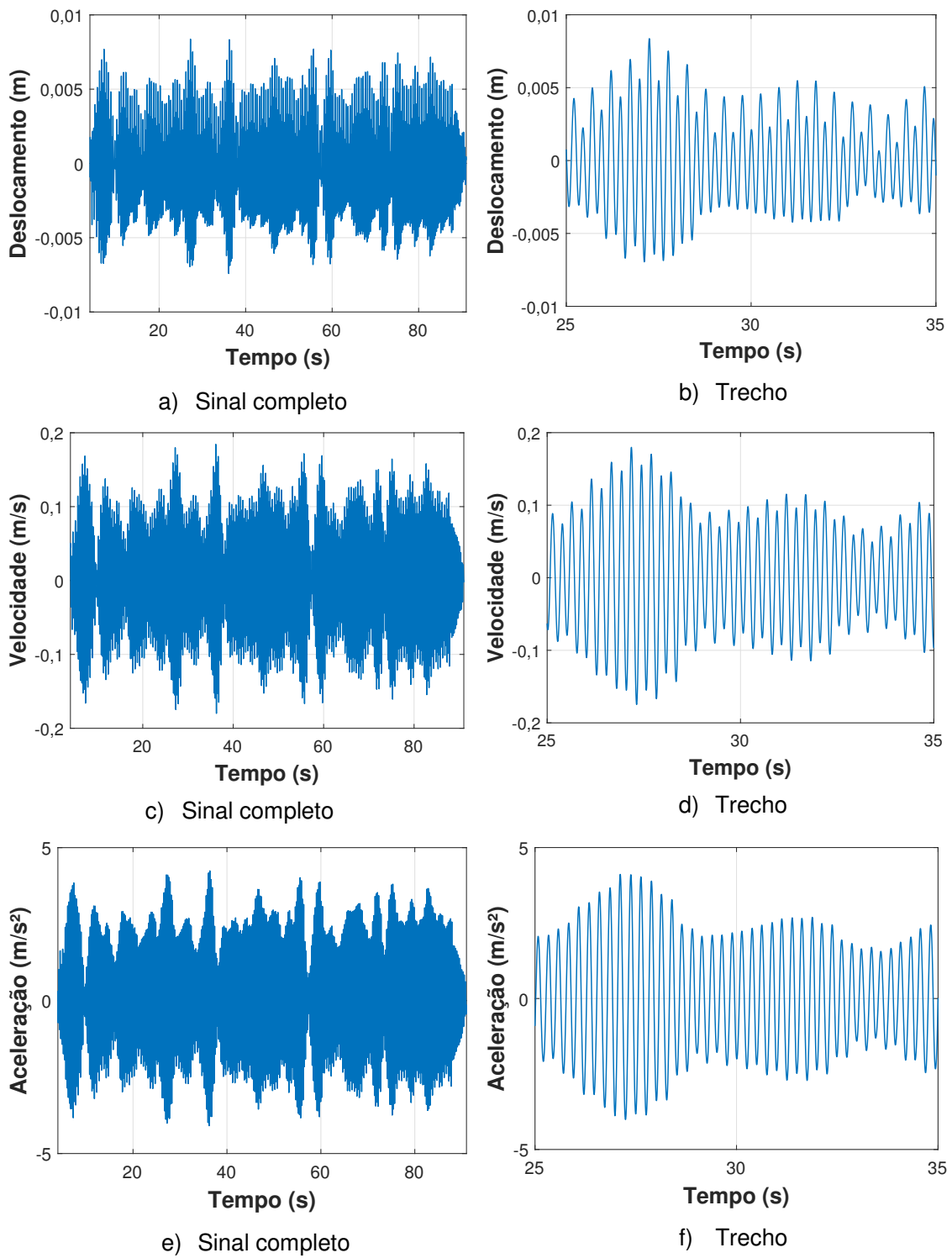


Figura 175 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,00 Hz

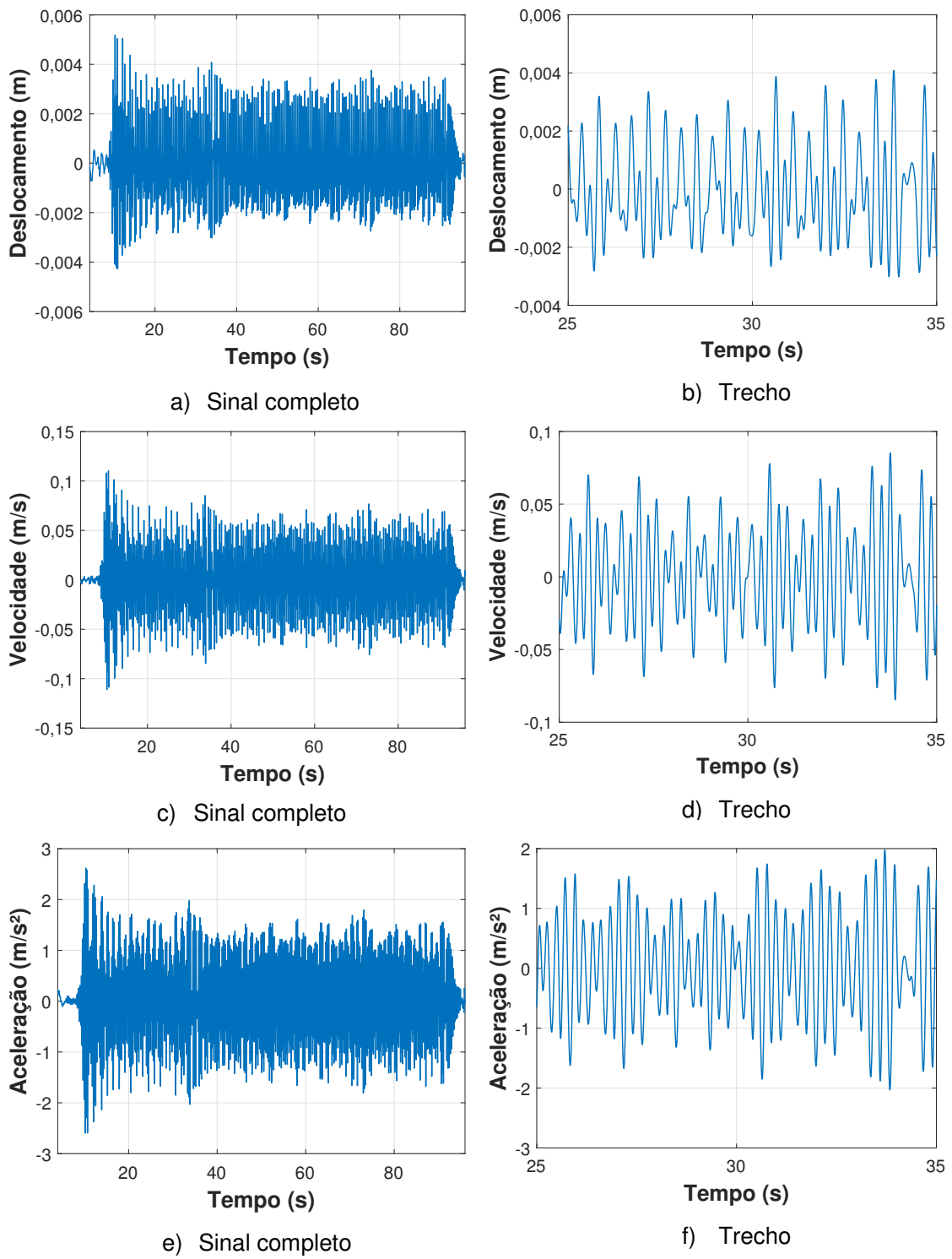


Figura 176 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,27 Hz

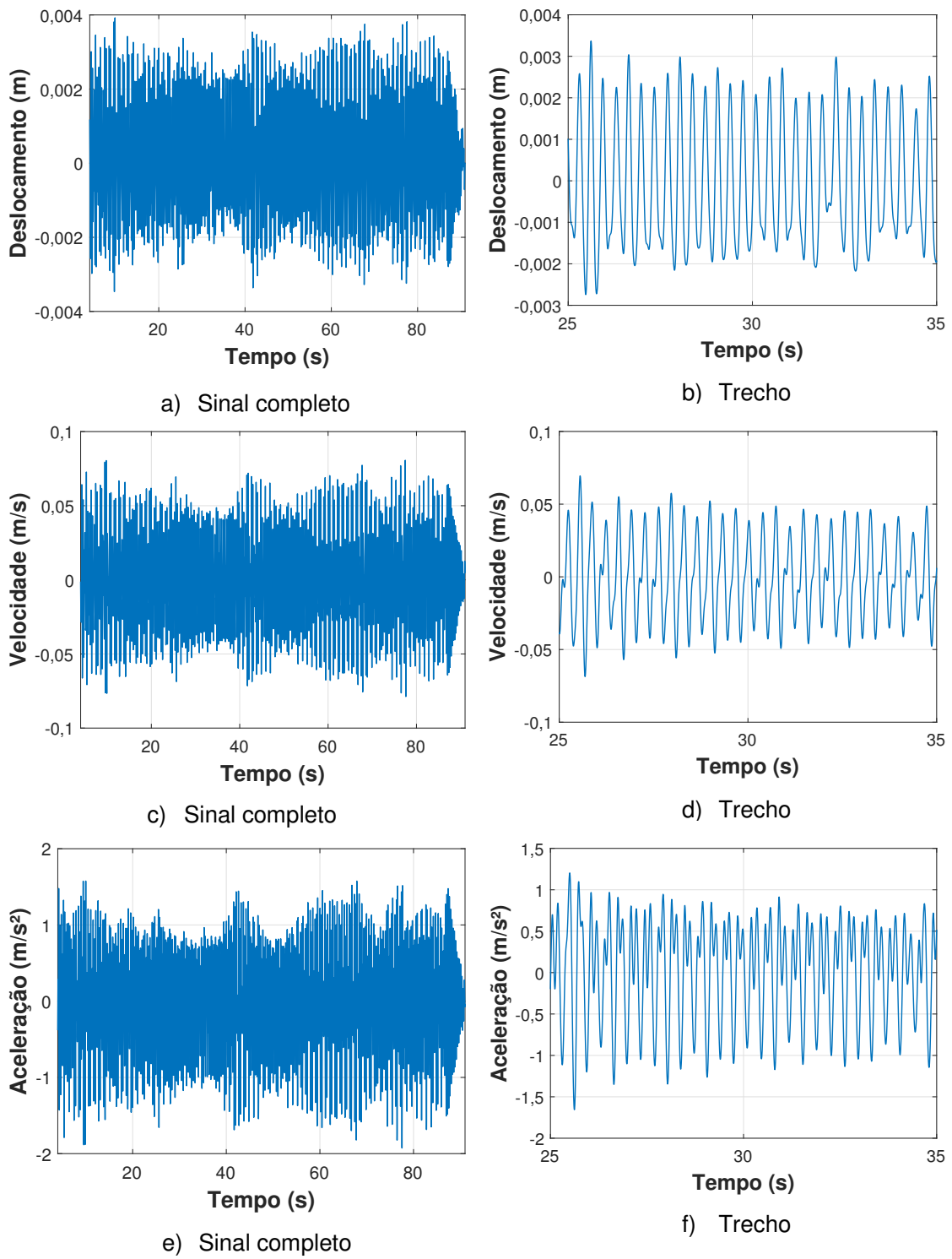


Figura 177 – Deslocamento, velocidade e aceleração do piso flexível. 2,86 Hz

Tabela 47 – Acelerações do piso flexível. Posição 9

Atividade rítmica	Aceleração (m/s ²)			VDV (m/s ^{1,75})	Possível ou provável reação humana ¹
	a _p	a _{rms}	a _{w,rms}		
1,89 Hz (113bpm)	7,05	2,91	2,86	11,10	Provável condição de pânico
2,00 Hz (120bpm)	4,24	1,86	1,88	6,60	Inaceitável
2,27 Hz (136bpm)	2,62	0,84	0,86	3,13	Perturbador/Inaceitável
2,86 Hz (172bpm)	1,93	0,69	0,65	2,46	Perturbador/Inaceitável

Notas:
 As acelerações de pico (a_p) se referem ao valor máximo absoluto do sinal experimental.
 As acelerações r.m.s ponderadas (a_{w,rms}) consideram a influência da frequência e da direção da vibração sob a ótica da percepção humana, segundo a norma ISO 2631-1 (1997) (ver seção 1.5).
 Os critérios de conforto humano podem ser observados na Tabela 2 e na Tabela 3 (seção 1.5).
¹Classificação de acordo com a Tabela 3 (seção 1.5).

Levando-se em conta os sinais de aceleração obtidos através do acelerômetro posicionado no centro da laje [ver Figuras 174(e; f), 175(e; f), 176(e; f) e 177(e; f)], pode-se avaliar a questão do conforto humano do participante durante a execução dos saltos. A Tabela 47 apresenta os valores de aceleração de pico (a_p), aceleração r.m.s (a_{rms}), aceleração r.m.s ponderada (a_{w,rms}) e os valores de dose de vibração (VDV) juntamente com a classificação do critério de conforto humano relativa aos valores r.m.s e VDV. Como esperado, estes valores tendem a diminuir na medida em que ocorre o afastamento da frequência da atividade e seus respectivos harmônicos em relação à frequência fundamental da laje (f=3,84 Hz).

Comparando-se os valores de aceleração r.m.s sem ponderação (a_{rms}) e com ponderação (a_{w,rms}), verifica-se que para este estudo não há diferença significativa entre ambos. A aceleração r.m.s ponderada leva em conta o efeito da frequência e da direção da vibração quanto à percepção humana sobre as vibrações, conforme comentado na seção 1.5. Estes valores foram calculados através do algoritmo em Matlab (2017) desenvolvido por Irvine (2013).

Naturalmente, o caso de quase-ressonância da laje com o segundo harmônico da frequência de 1,89 Hz atingiu o maior grau desconforto segundo a Tabela 3 (seção 1.5), atribuído como “provável condição de pânico”.

Para esta situação, os valores encontrados foram iguais a $7,05 \text{ m/s}^2$ (a_p); $2,91 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $2,86 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $11,10 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV). Além disso, nota-se que os valor limite de $2,00 \text{ m/s}^2$ recomendado pela ISO 10137 (2007) – critério de pânico – e pelo guia JWG (2008) – multidão altamente ativa – é superado. Cabe salientar que geralmente o critério de conforto humano é avaliado em função das acelerações r.m.s e VDV, embora o guia do AISC e a norma canadense (MURRAY et al. (AISC), 2016; NRCC, 2010) preconizem valores de aceleração de pico na faixa de $0,40 - 0,70 \text{ m/s}^2$. No entanto, a avaliação através dos valores de pico se releva muito conservadora.

Em relação à opinião do participante que executou os saltos, este relata que se sentiu mais desconfortável quando percebia que os deslocamentos da laje ficavam maiores, ocorrendo a natural dificuldade de se manter sincronizado com a estrutura durante o período de realização da atividade rítmica (ver Figura 170e). Ressalta-se que este comportamento foi observado através da análise do sinal do acelerômetro acoplado ao corpo, de acordo com a seção 5.1. Ademais, o estado psicológico é de fundamental importância. Neste caso, o participante estava consciente a respeito da finalidade do ensaio, o que pode não acontecer em situações fora do ambiente laboratorial.

Considerando a frequência de $2,00 \text{ Hz}$, o nível do conforto humano foi classificado como “inaceitável” [$4,24 \text{ m/s}^2$ (a_p); $1,86 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $1,88 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $6,60 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV)], embora os valores de aceleração r.m.s se encontrem abaixo do valor limite de $2,00 \text{ m/s}^2$, estipulado pela ISO 10137 (2007) e pelo guia JWG (2008). Já para as frequências de $2,27 \text{ Hz}$ e $2,86 \text{ Hz}$, o conforto humano foi enquadrado como “perturbador ou inaceitável”, exibindo valores, respectivamente, de $2,62 \text{ m/s}^2$ (a_p); $0,84 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $0,86 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $3,13 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV) e de $1,93 \text{ m/s}^2$ (a_p); $0,69 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $0,65 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $2,46 \text{ m/s}^{1,75}$.

É interessante destacar que, mesmo para as frequências mais afastadas ($2,27 \text{ Hz}$ e $2,86 \text{ Hz}$) da possibilidade (teórica) do segundo harmônico vir a induzir ressonância na laje, as acelerações mensuradas apresentaram níveis consideráveis de desconforto. Isto pode ser mais bem compreendido através do espectro de frequência das acelerações, exibido nas Figuras 178, 179, 180 e 181 para as quatro frequências de estudo, respectivamente. De fato, percebe-se que a natural intravariabilidade do indivíduo apresenta um contributo energético mais largo do que seria esperado para um carregamento puramente periódico.

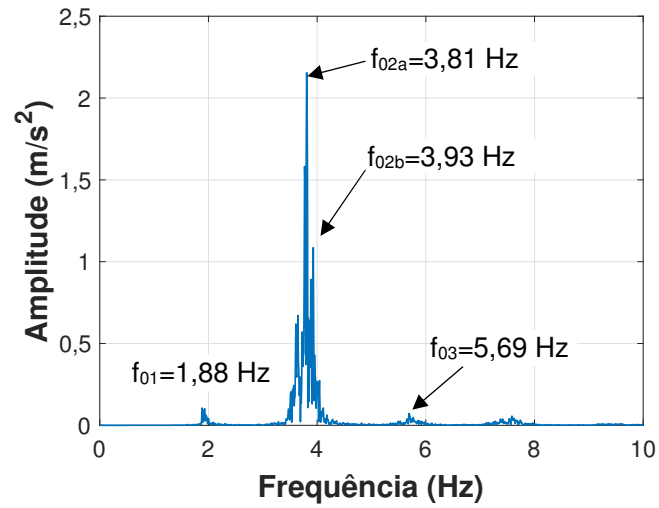


Figura 178 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 1,89 Hz

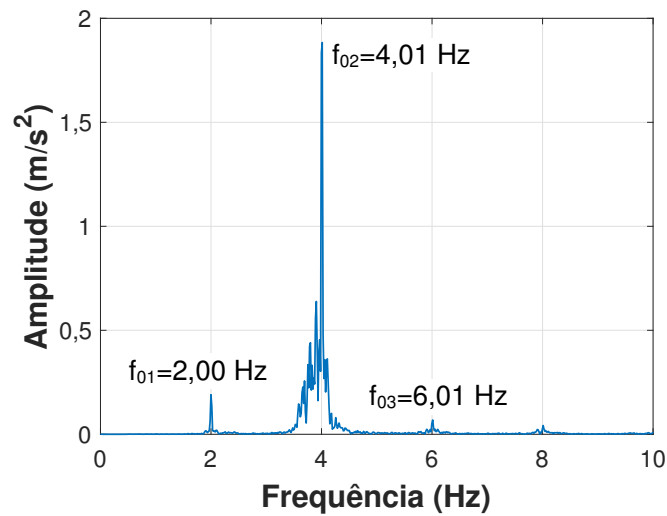


Figura 179 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,00 Hz

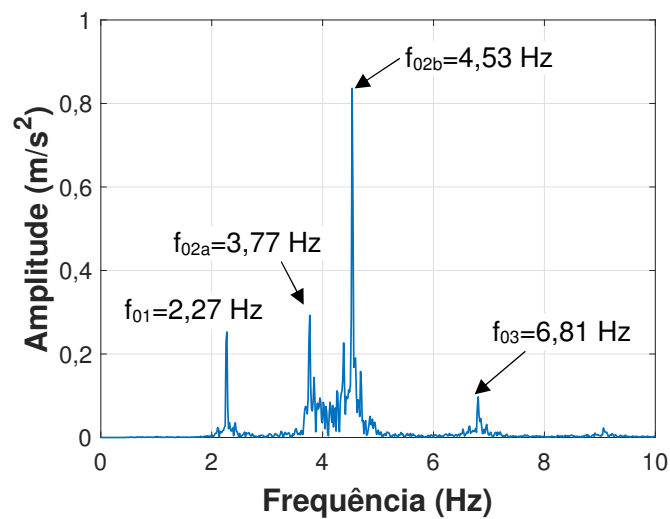


Figura 180 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,27 Hz

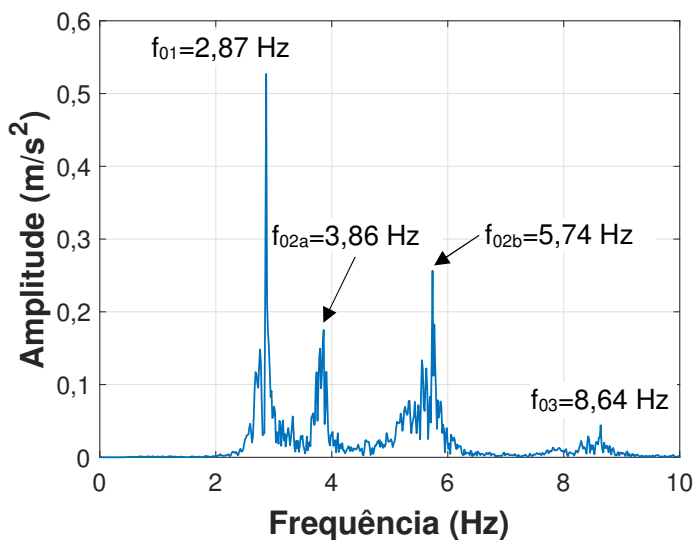


Figura 181 – Aceleração do piso flexível no domínio da frequência. 2,86 Hz

Tabela 48 – Deslocamentos e velocidades do piso flexível. POS 9

Atividade rítmica	Velocidade (m/s)		Deslocamento (m)	
	v_p	v_{rms}	d_p	d_{rms}
1,89 Hz (113bpm)	0,302	0,122	0,0135	0,0052
2,00 Hz (120bpm)	0,184	0,076	0,0084	0,0031
2,27 Hz (136bpm)	0,111	0,033	0,0052	0,0015
2,86 Hz (172bpm)	0,081	0,032	0,0039	0,0016

Nota: Os valores de velocidade (v_p) e deslocamento de pico (d_p) se referente ao valor máximo absoluto do sinal experimental.
Os valores r.m.s dizem respeito ao sinal completo.

A Tabela 48 apresenta os valores de velocidade de pico (v_p) e r.m.s (v_{rms}) bem como os deslocamentos de pico (d_p) e r.m.s (d_{rms}) do piso flexível para as quatro frequências estudadas. Em relação à velocidade, os valores de pico e r.m.s se encontram na faixa de 0,081–0,302 m/s e de 0,032–0,122 m/s, respectivamente. No tocante aos deslocamentos, os valores de pico e r.m.s situam-se na faixa de 0,39–1,35 cm e de 0,15–0,52 cm, respectivamente.

Para efeito de verificação da ordem de grandeza referente ao deslocamento dinâmico de pico da situação mais desfavorável ($d_p=1,35$ cm; frequência de 1,89 Hz), em comparação com estruturas correntes, vale lembrar o caso comentado na seção 2.2, a respeito da avaliação de uma ponte pedonal (passarela de pedestres) submetida à saltos rítmicos por um grupo de 15 pessoas de modo a induzir uma condição de ressonância (CAETANO; CUNHA, 2005; CAETANO; CUNHA; MOUTINHO, 2011). Nesta situação, foi relatado um deslocamento dinâmico da ordem de 5 cm associado a acelerações da ordem de 9 m/s^2 .

6.2.2 Modelagem biodinâmica das ações humanas rítmicas

O modelo biodinâmico proposto neste trabalho – a fim de avaliar a interação ser humano ativo-estrutura – toma como base aquele desenvolvido por Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016), que consideram um sistema de um grau de liberdade representativo do movimento vertical durante o caminhar humano [ver seção 3.3, Figura 64 e equações (87) e (88)]. De modo a facilitar a compreensão do leitor, esta figura e as respectivas equações são apresentadas a seguir, pela Figura 182 e equações (113) – para superfície rígida – e (114) para superfície em vibração.

A maior motivação pela escolha deste modelo se deu a partir da constatação de que o simples produto da massa do indivíduo pela aceleração medida do corpo não se correlaciona – em magnitude – com o sinal de força obtido através da plataforma de força, conforme pôde ser observado no capítulo 5 deste trabalho.

Com isto em mente, a principal ideia para a obtenção dos parâmetros biodinâmicos do ser humano ativo durante a execução dos saltos é tomada com base na seguinte questão: poderia a força medida pela plataforma ser correlacionada com o sinal de aceleração no corpo – juntamente com os associados sinais de velocidade e deslocamento – no domínio do tempo e da frequência, de modo que os parâmetros biodinâmicos do ser humano (massa, amortecimento e rigidez) pudessem ser identificados considerando o corpo como um sistema de um grau de liberdade?

A principal vantagem deste procedimento está no fato de obter as características dinâmicas do corpo de uma maneira mais simples, isto é, sem o conhecimento prévio das propriedades dinâmicas do sistema estrutural; diferentemente da técnica apresentada na seção 6.2 no caso do ser humano passivo, esta através do estudo das funções de resposta em frequência (FRFs) para a estrutura vazia e cheia.

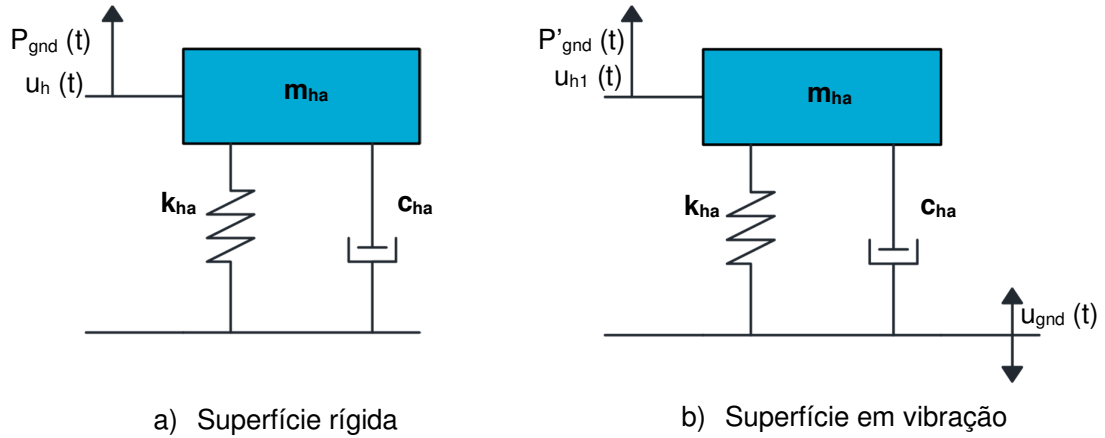


Figura 182 – Modelo de interação ativa de 1 grau de liberdade (SILVA; BRITO; PIMENTEL, 2013; TOSO et al., 2016)

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = P_{gnd}(t) \quad (113)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) + c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] + k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] = P'_{gnd}(t) \quad (114)$$

Semelhante ao procedimento empregado na seção anterior (6.2), a equação (115) exibe a função objetivo do problema de otimização, que representa a soma da diferença quadrática entre os valores discretos da força simulada ($F_{sim,i}$) e da experimental ($F_{exp,i}$), para $i=1,2,3\dots n$; onde “n” é o número total de amostras do sinal no domínio do tempo. Portanto, a equação (116) representa analiticamente o equilíbrio dinâmico para o piso rígido enquanto que a equação (117) considera o movimento do piso flexível. As variáveis do problema – para as duas equações – correspondem a “ m_{ha} ”, “ k_{ha} ” e “ c_{ha} ” (massa, rigidez e amortecimento do ser humano em atividade, respectivamente). As forças experimentais correspondem àquelas obtidas pela plataforma de força em cada estrutura (piso rígido e piso flexível).

$$erro = \sum_{i=1}^n (F_{sim_i} - F_{exp_i})^2 \quad (115)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha}(t) + c_{ha} \dot{u}_{ha}(t) + k_{ha} u_{ha}(t) = F_{sim}(t) \quad (116)$$

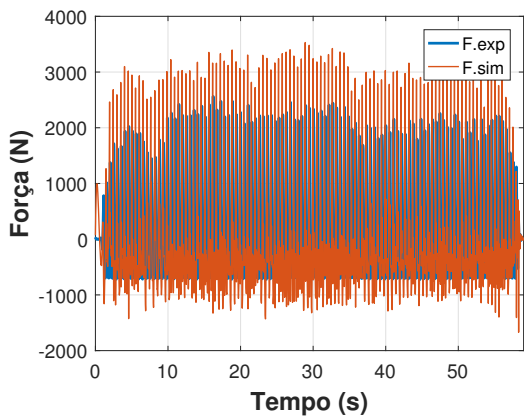
$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) + c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] + k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] = F'_{sim}(t) \quad (117)$$

Diferentemente da seção 6.2, o problema de otimização foi resolvido via Matlab (2017) por intermédio da função “fminunc”, sem restrições de contorno, com base em métodos de gradiente através do algoritmo “BFGS Quasi-Newton”. Neste caso, os parâmetros biodinâmicos foram mais bem ajustados considerando o problema de otimização sem restrições. O valor inicial de massa, rigidez e amortecimento do corpo foi escolhido com base no preconizado pelo guia do JWG (2008) para pessoas ativas balançando: frequência natural igual a 2,3 Hz e fator de amortecimento de 25%. Assim, podem-se utilizar as equações (108) e (109) (ver seção 6.2).

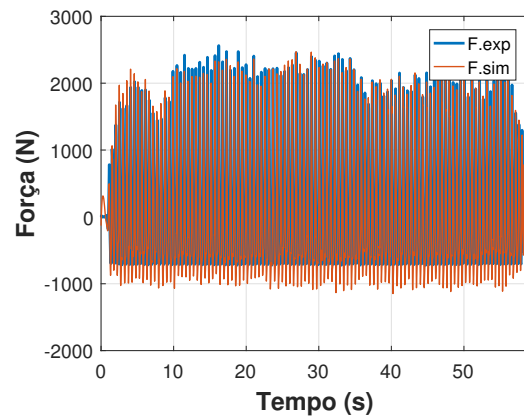
Ressalta-se que as principais diferenças entre a metodologia aqui proposta e aquela de Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016) estão na forma de obtenção dos parâmetros biodinâmicos e na solução do problema. Estes autores consideraram somente o emprego os valores de pico dos harmônicos da aceleração, no domínio da frequência (ver equação (89), seção 3.3, para maiores detalhes); enquanto no presente trabalho o processo de otimização é realizado em relação aos sinais experimentais completos no domínio do tempo.

As Figuras 183 a 194 (piso rígido) e as Figuras 195 a 206 (piso flexível) mostram a comparação da força simulada com a experimental, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, para as quatro frequências investigadas. Os gráficos de força situados à esquerda se referem ao valor inicial utilizado no procedimento de otimização enquanto que aqueles à direita dizem respeito à solução final deste processo. Uma maneira de avaliar se os sinais experimentais e simulados se correlacionam entre si é através do coeficiente de correlação de Pearson (CCP) – exibido entre parênteses nestas figuras.

Portanto, o CCP mede o grau de linearidade entre duas variáveis e seu valor pode variar de -1 a 1. Um valor de CCP igual a 1 indica a total linearidade entre duas variáveis enquanto que para o valor de -1 significa uma linearidade inversa (uma aumenta e a outra diminui). Já o valor igual a 0 mostra que as duas variáveis são independentes (SAPORTA, 2006). Desse modo, observando-se as Figuras 183 a 194, percebe-se que houve uma ótima correlação (CCP acima de 0,94), no domínio do tempo e da frequência, dos valores otimizados de massa, rigidez e amortecimento do corpo que produzisse a força simulada. Por outro lado, o mesmo não foi observado em relação ao valor inicial sugerido pela literatura (ver Figuras 183a a 194a). Entretanto, para o caso da frequência da atividade de 1,89 Hz, no domínio da frequência (ver Figura 185a), a correlação foi satisfatória para o valor inicial.

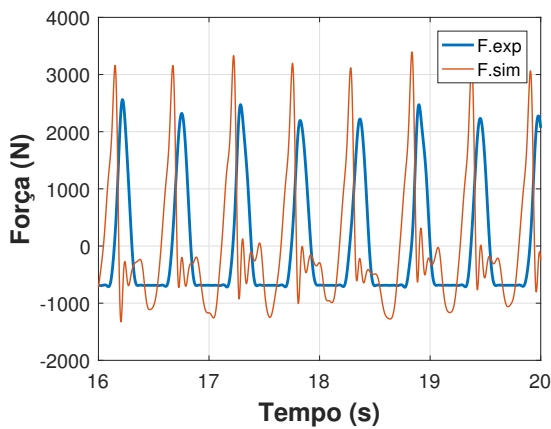


a) Valores iniciais (CCP=0,0515)

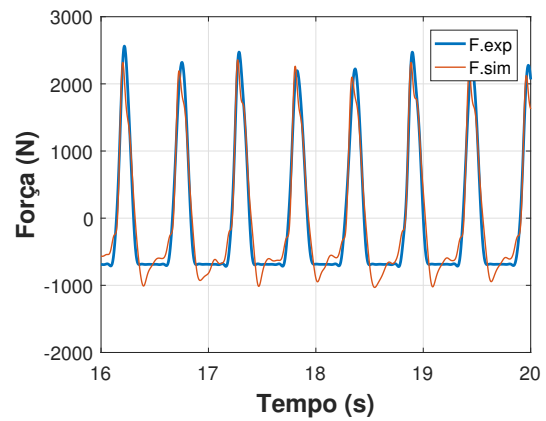


b) Valores otimizados (CCP=0,9760)

Figura 183 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 1,89Hz

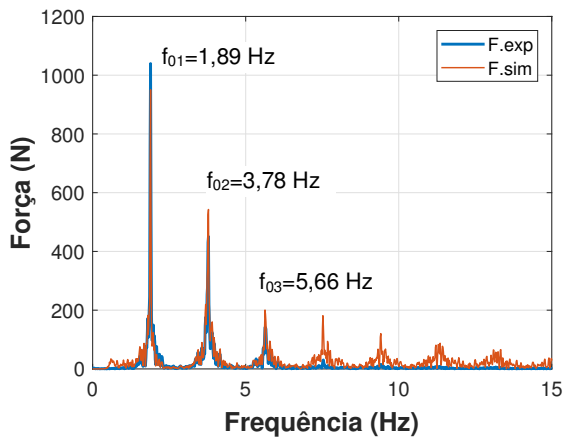


a) Valores iniciais (CCP=0,0515)

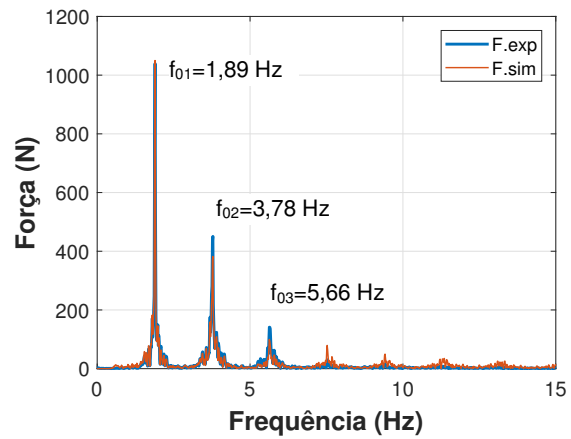


b) Valores otimizados (CCP=0,9760)

Figura 184 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Pav. rígido. 1,89Hz

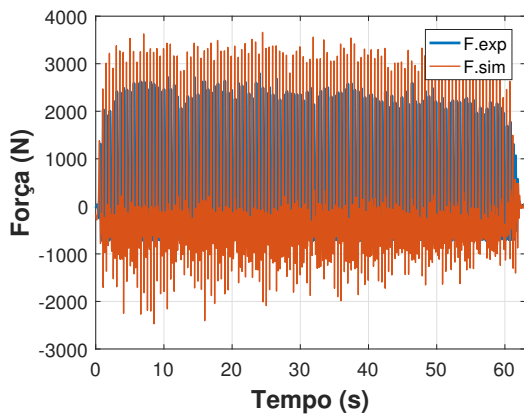


a) Valores iniciais (CCP= 0,9355)

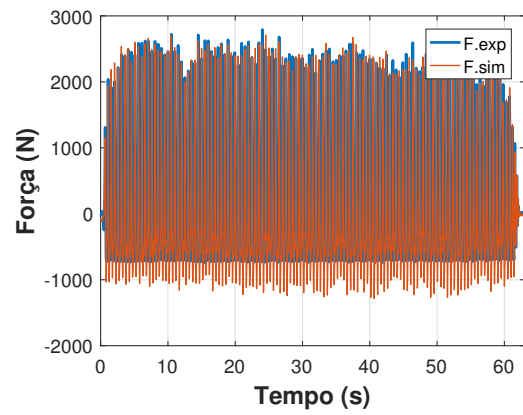


b) Valores otimizados (CCP= 0,9872)

Figura 185 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 1,89Hz

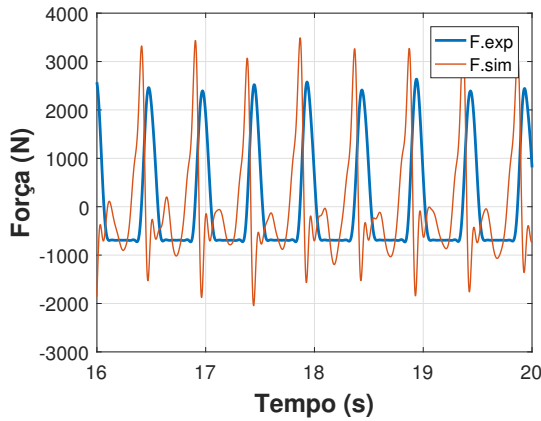


a) Valores iniciais (CCP=-0,1343)

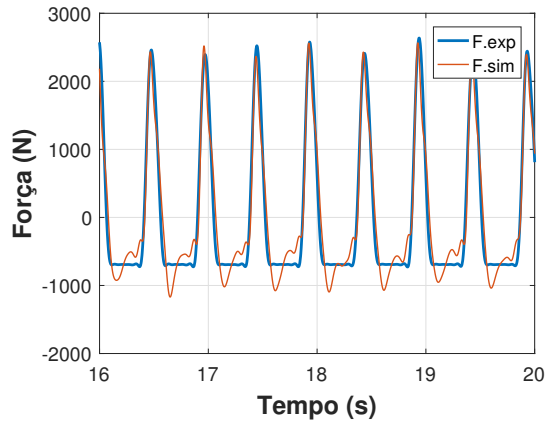


b) Valores otimizados (CCP=0,9689)

Figura 186 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,00Hz

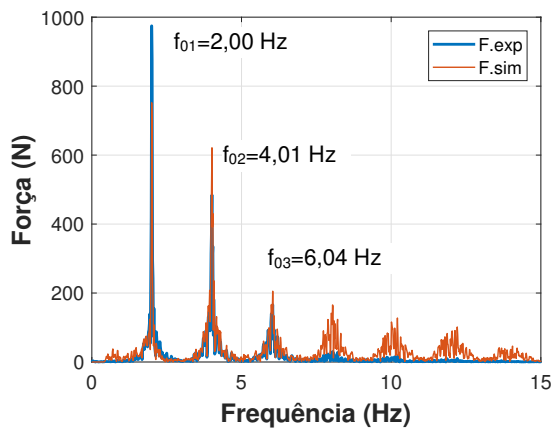


a) Valores iniciais (CCP=-0,1343)

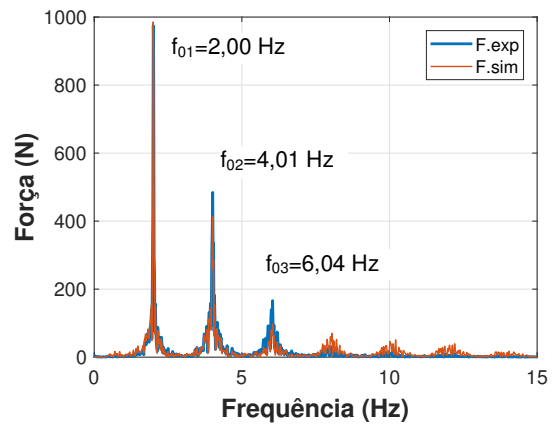


b) Valores otimizados (CCP=0,9689)

Figura 187 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Pav. rígido. 2,00Hz

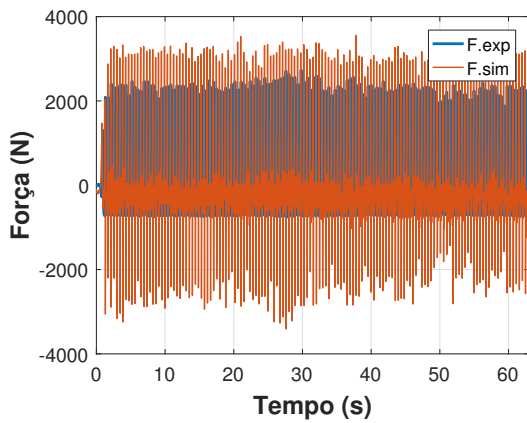


a) Valores iniciais (CCP= 0,8994)

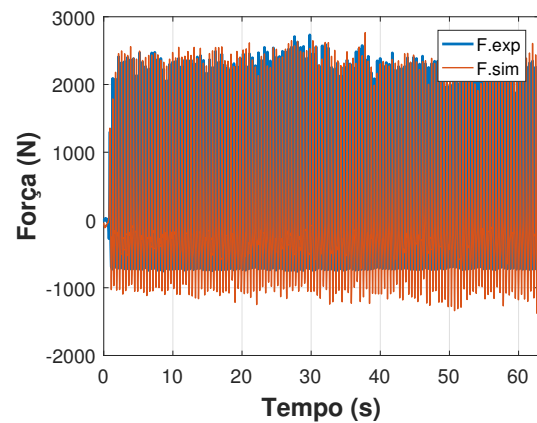


b) Valores otimizados (CCP= 0,9827)

Figura 188 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,00Hz

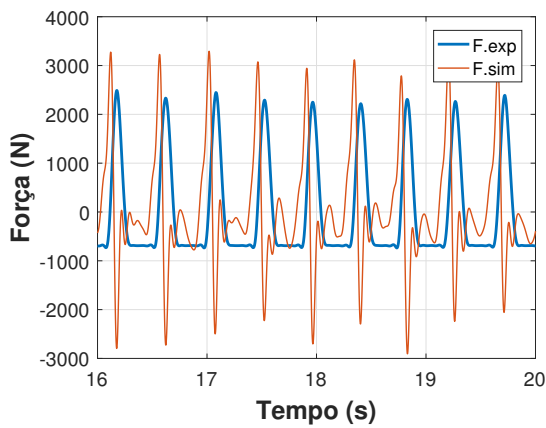


a) Valores iniciais (CCP=-0,3309)

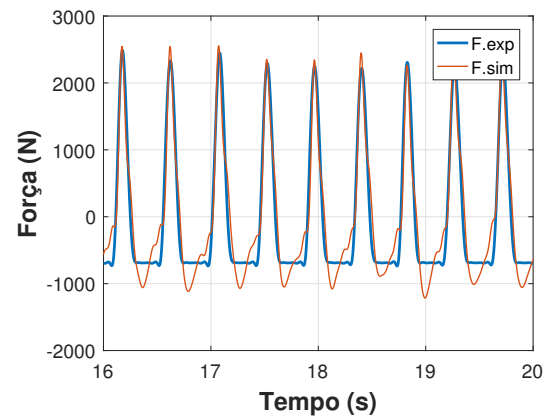


b) Valores otimizados (CCP=0,9552)

Figura 189 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,27 Hz

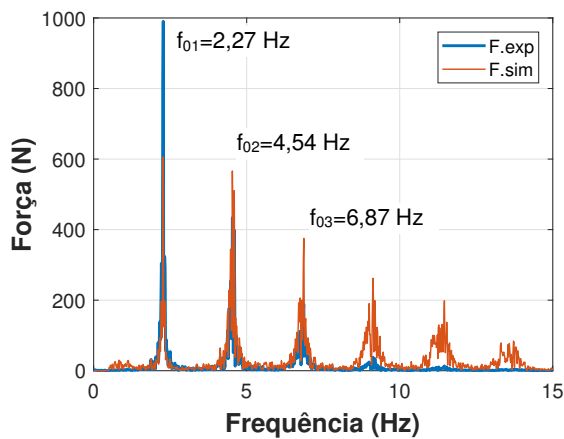


a) Valores iniciais (CCP=-0,3309)

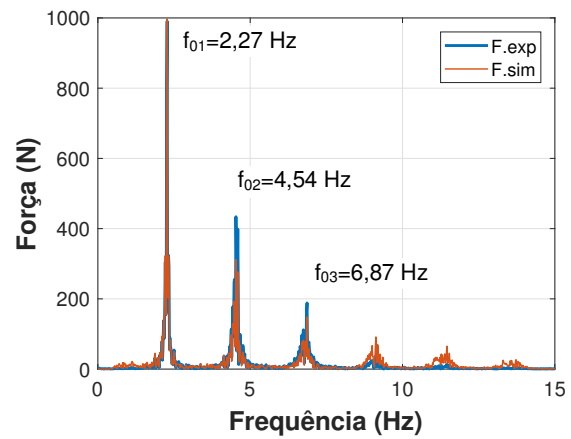


b) Valores otimizados (CCP=0,9552)

Figura 190 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Pav. rígido. 2,27 Hz



a) Valores iniciais (CCP= 0,8130)



b) Valores otimizados (CCP= 0,9772)

Figura 191 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,27 Hz

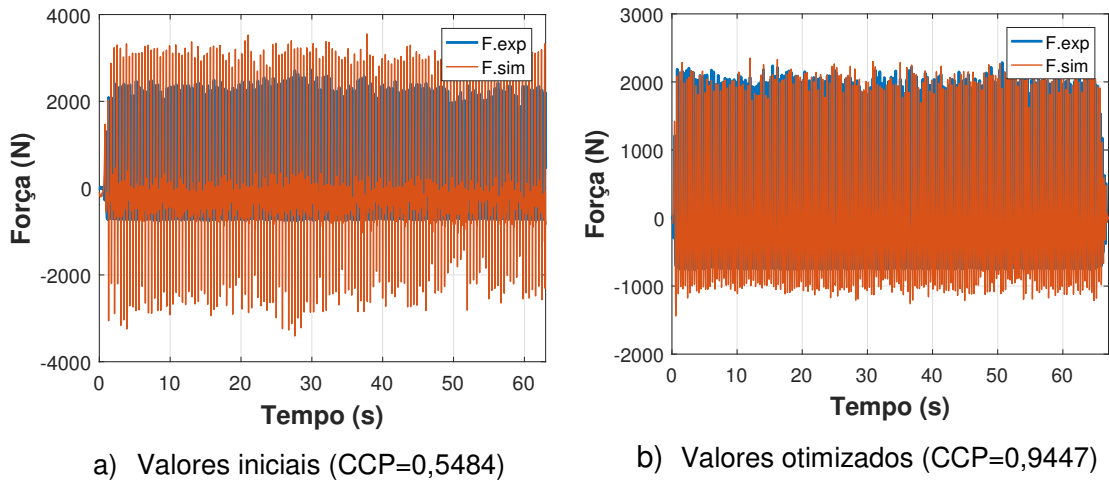


Figura 192 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso rígido. 2,86 Hz

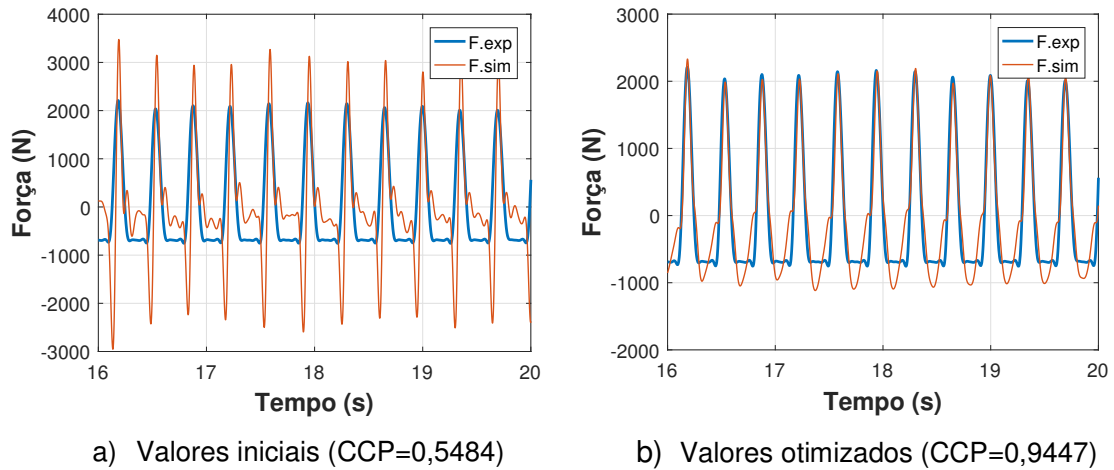


Figura 193 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso rígido. 2,86 Hz

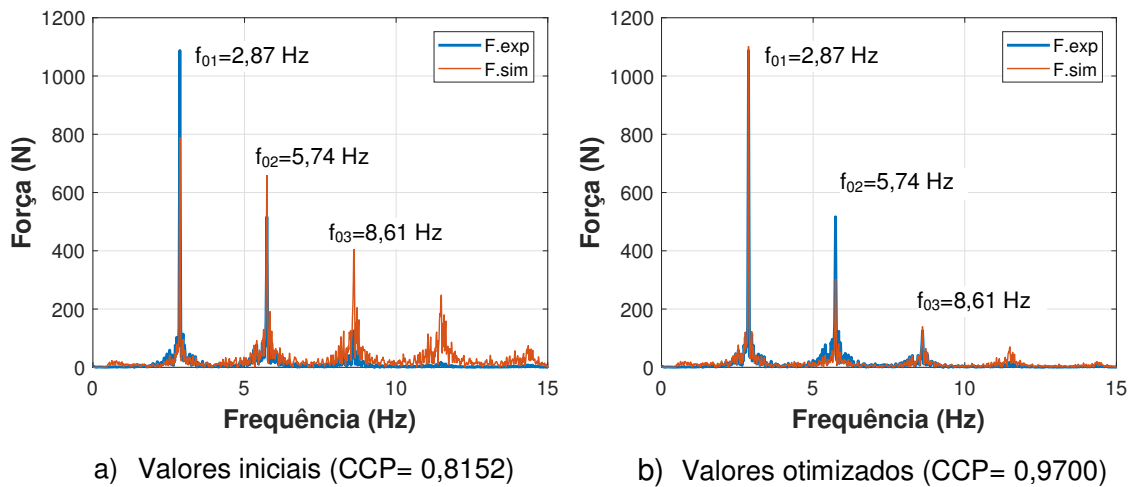
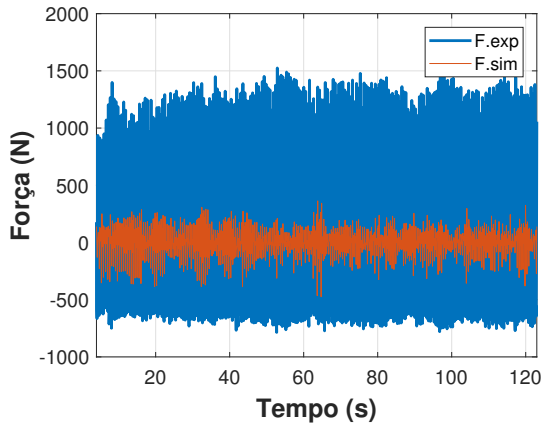
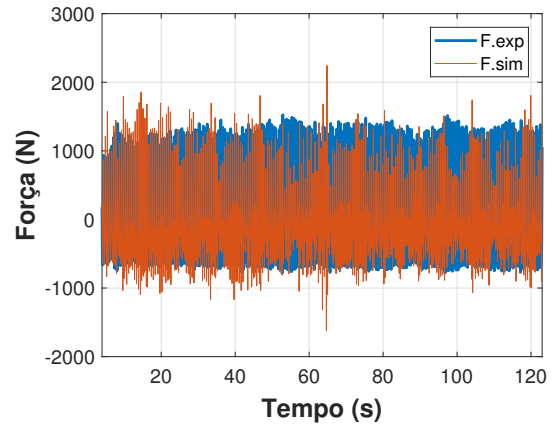


Figura 194 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso rígido. 2,86 Hz

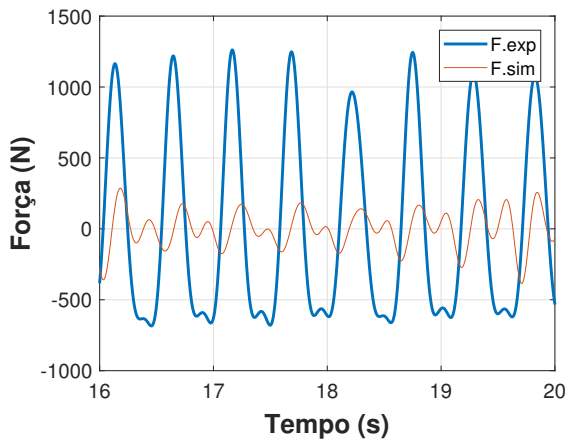


a) Valores iniciais (CCP= 0,2329)

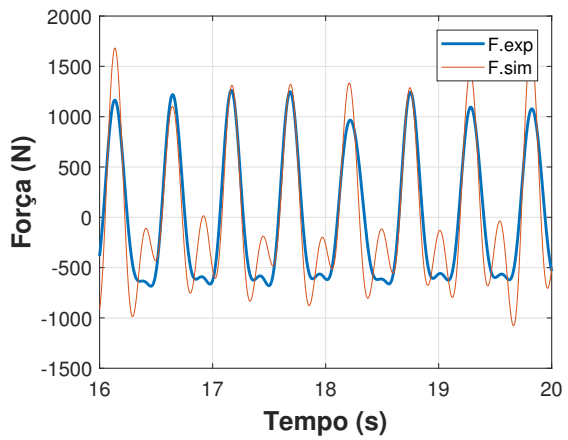


b) Valores otimizados (CCP= 0,8428)

Figura 195 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 1,89 Hz

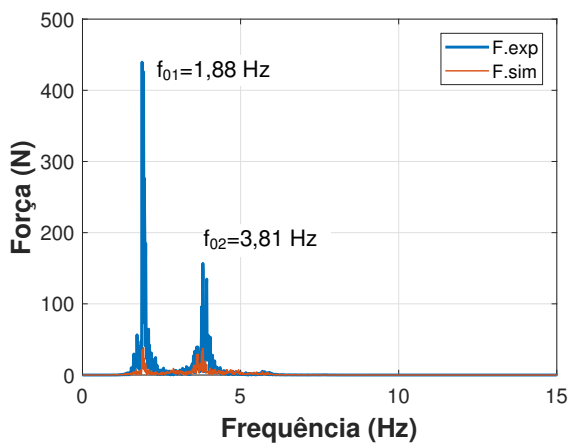


a) Valores iniciais (CCP= 0,2329)

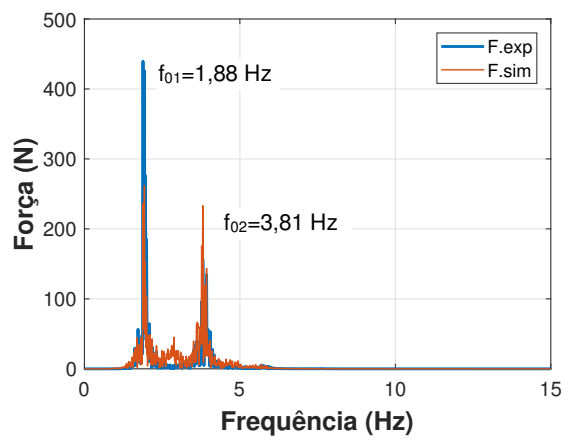


b) Valores otimizados (CCP= 0,8428)

Figura 196 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 1,89 Hz

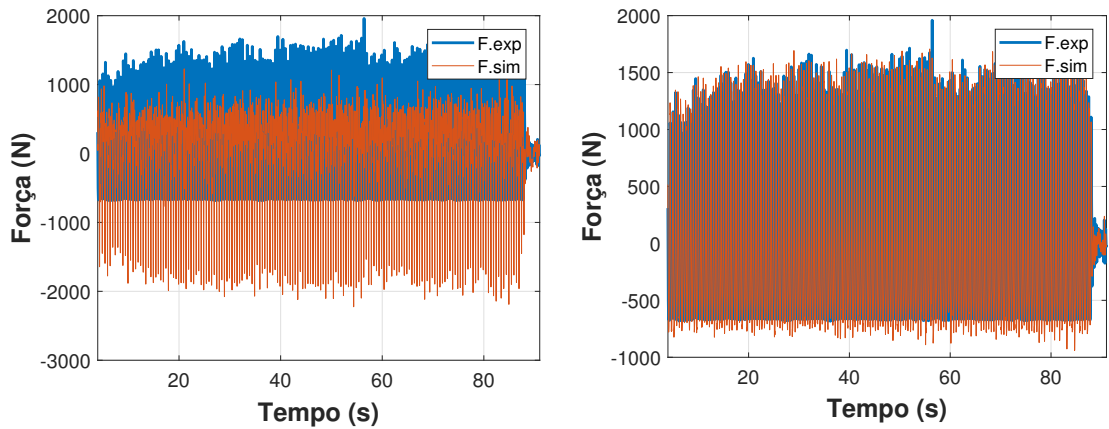


a) Valores iniciais (CCP= 0,7639)



b) Valores otimizados (CCP= 0,8850)

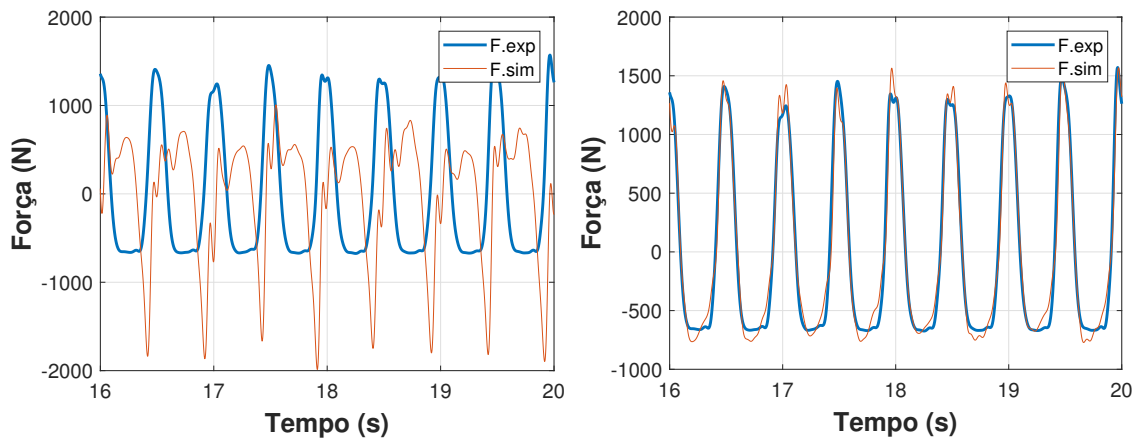
Figura 197 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 1,89 Hz



a) Valores iniciais (CCP=-0,1441)

b) Valores otimizados (CCP=0,9800)

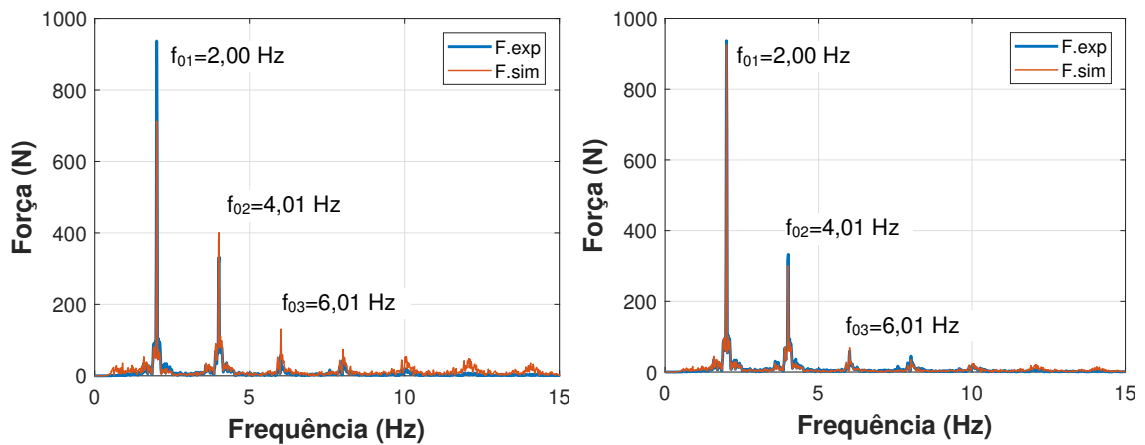
Figura 198 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,00 Hz



a) Valores iniciais (CCP=-0,1441)

b) Valores otimizados (CCP=0,9800)

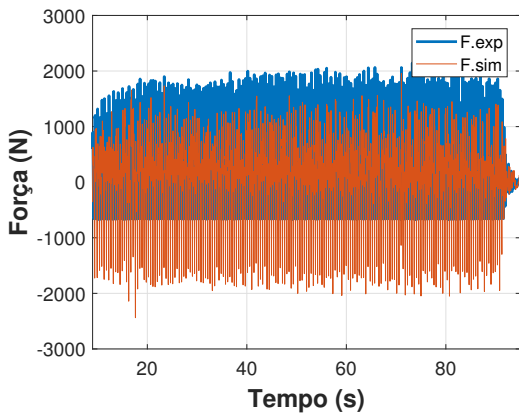
Figura 199 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,00 Hz



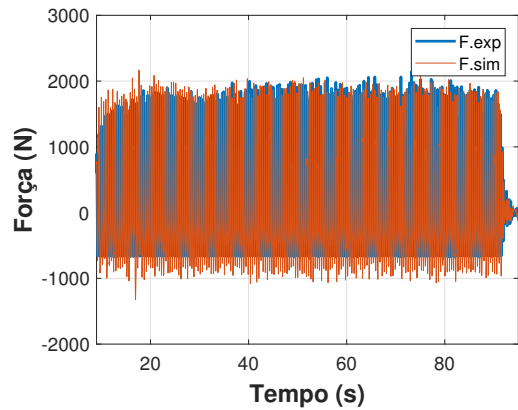
a) Valores iniciais (CCP= 0,9472)

b) Valores otimizados (CCP= 0,9964)

Figura 200 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,00 Hz

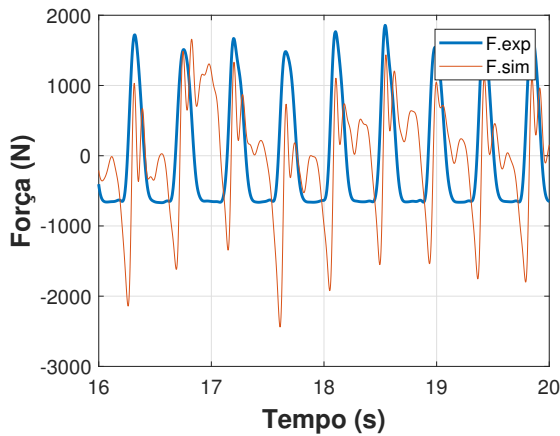


a) Valores iniciais (CCP=0,2400)

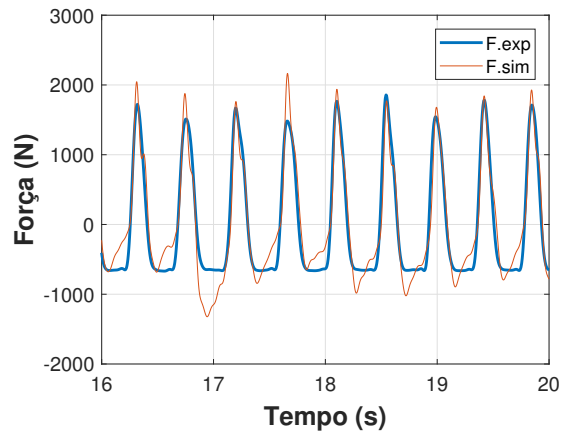


b) Valores otimizados (CCP=0,9622)

Figura 201 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,27 Hz

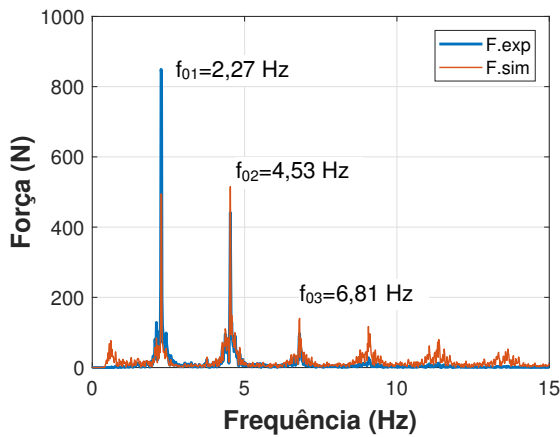


a) Valores iniciais (CCP=0,2400)

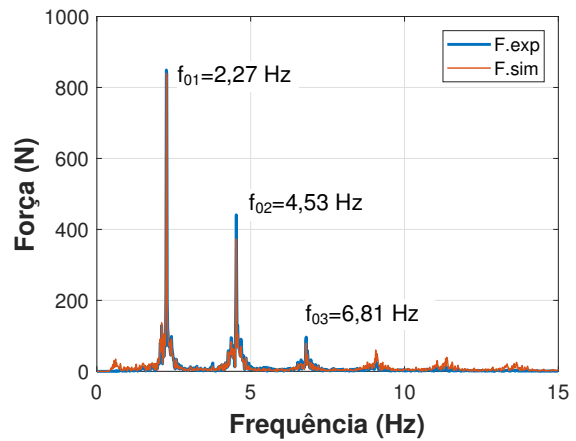


b) Valores otimizados (CCP=0,9622)

Figura 202 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,27 Hz



a) Valores iniciais (CCP= 0,8759)



b) Valores otimizados (CCP= 0,9883)

Figura 203 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,27 Hz

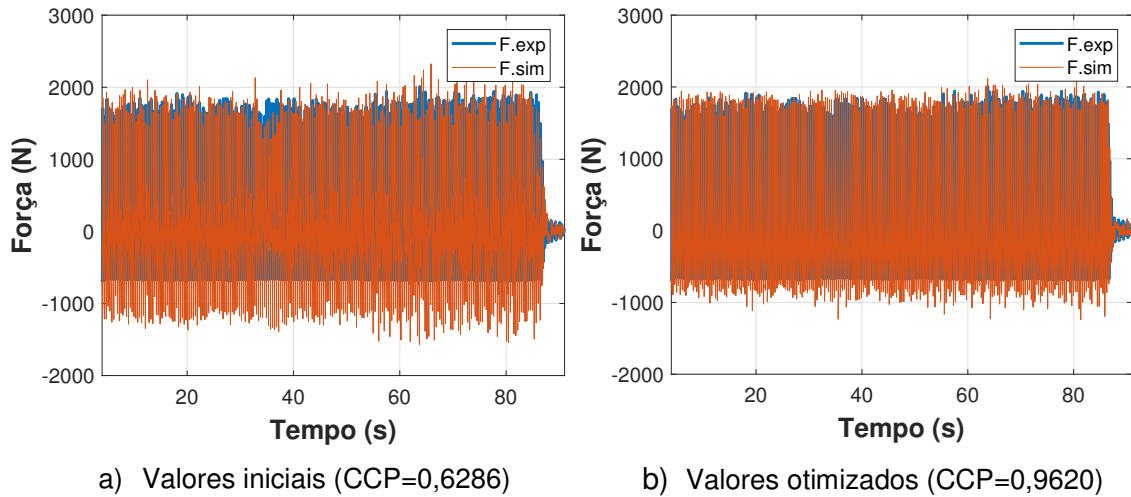


Figura 204 – Força e experimental. Sinal completo. Dom. tempo. Piso flexível. 2,86 Hz

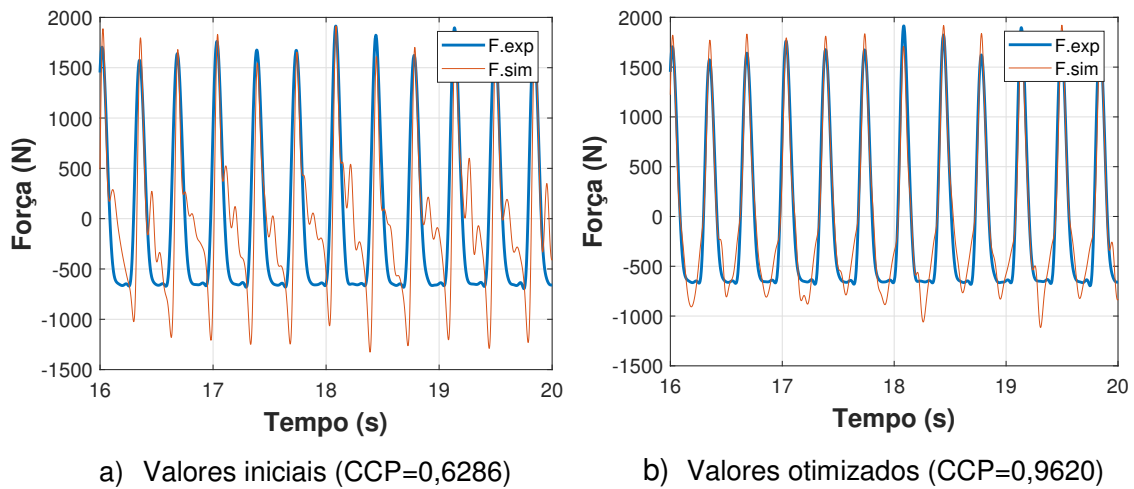


Figura 205 – Força e experimental. Trecho. Dom. tempo. Piso flexível. 2,86 Hz

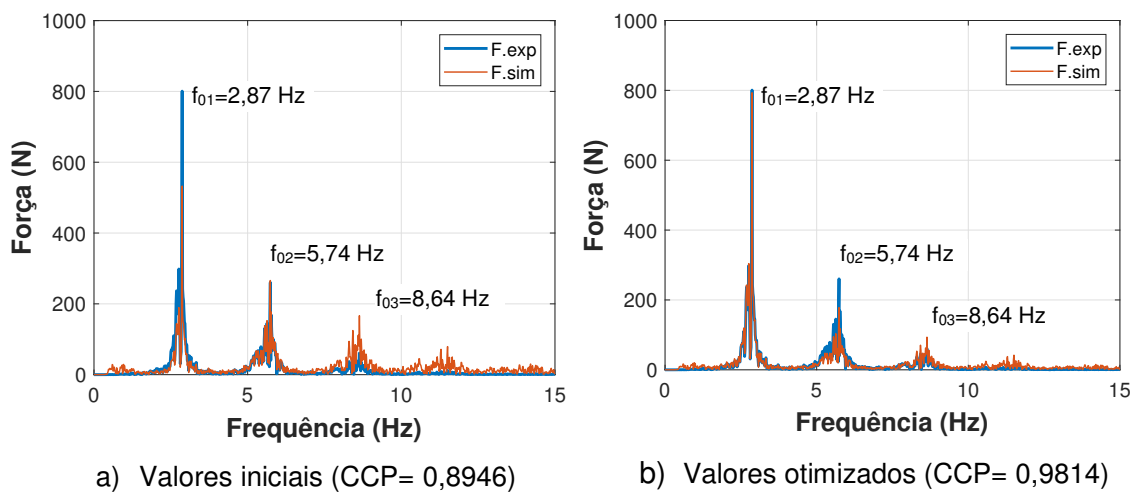


Figura 206 – Força e experimental. Domínio da frequência. Piso flexível. 2,86 Hz

Com relação à otimização dos parâmetros biodinâmicos no piso flexível, de acordo com as Figuras 195b a 206b, nota-se igualmente uma ótima correlação dos sinais experimentais e simulados, com CCP acima de 0,96. No entanto, para o caso de quase-ressonância na frequência de atividade igual a 1,89 Hz (Figuras 195b a 197b), obtiveram-se valores de CCP igual 0,843 e 0,855 para domínio do tempo e da frequência, respectivamente.

Deve-se ressaltar que este caso foi o mais difícil para o problema de otimização, justamente devido à maior perturbação do sinal de aceleração medido no corpo durante esta situação, conforme observado no capítulo 5 (ver Figura 94). Salienta-se que somente para este caso, aplicou-se um filtro passa-baixa de 5 Hz e passa-alta de 1,5 Hz a fim de estreitar a banda de frequência no conteúdo energético mais importante neste estudo: 1º e 2º harmônicos. Não obstante, os valores otimizados foram melhores que aqueles iniciais (CCP=0,233; domínio do tempo e 0,764; domínio da frequência).

Tabela 49 – Parâmetros biodinâmicos otimizados do corpo humano. Piso rígido

Atividade rítmica	Parâmetros biodinâmicos otimizados				
	Piso rígido – equação (116)				
	m_{ha} (kg)	c_{ha} (N.s/m)	k_{ha} (N/m)	$f_{n,ha}$ (Hz)	ξ_{ha} (%)
1,89 Hz (113 bpm)	26,18	11,93	-4828,03	2,16	1,68
2,00 Hz (120 bpm)	25,58	-15,03	-5523,50	2,34	2,00
2,27 Hz (136 bpm)	20,93	-59,85	-7688,08	3,05	7,46
2,86 Hz (172 bpm)	17,01	-110,11	-11542,54	4,15	12,43

Tabela 50 – Parâmetros biodinâmicos otimizados do corpo humano. Piso flexível

Atividade rítmica	Parâmetros biodinâmicos otimizados				
	Piso flexível (piso em vibração) – equação (117)				
	m_{ha} (kg)	c_{ha} (N.s/m)	k_{ha} (N/m)	$f_{n,ha}$ (Hz)	ξ_{ha} (%)
1,89 Hz (113 bpm)	31,98	1452,16	-39063,54	5,56	64,96
2,00 Hz (120 bpm)	27,36	3,51	-4585,87	2,06	0,50
2,27 Hz (136 bpm)	30,77	-36,11	-5338,58	2,10	4,46
2,86 Hz (172 bpm)	32,74	-66,43	-7087,00	2,34	6,90

A Tabela 49 (piso rígido) e Tabela 50 (piso flexível) apresentam os valores otimizados dos parâmetros biodinâmicos do corpo [massa (m_{ha}), amortecimento (C_{ha}) e rigidez (k_{ha})] bem como as frequências naturais ($f_{n,ha}$) e os fatores de amortecimento (ξ_{ha}) considerando os saltos nas frequências de atividade analisadas. Observa-se que, para ambos os casos, a massa, o amortecimento e a rigidez do corpo variam em função da frequência da atividade. Esta dependência foi observada em relação ao caminhar humano, segundo os estudos de Silva e Pimentel (2013) e Toso et al. (2016) [ver capítulo 3, equações (90), (91) e (92)].

As frequências naturais e os fatores de amortecimento – para o piso rígido – variam, respectivamente, entre 2,16 Hz a 4,15 Hz e de 1,68% a 12,43%. Já para o piso flexível, os valores se situam na faixa de 2,34 Hz a 5,56 Hz e de 0,50% a 64,96%, respectivamente. Vale a pena ressaltar que estes valores se encontram na faixa reportada pela literatura, conforme apresentado no Capítulo 3, Seção 3.4. Com relação às massas modais, estas variam de 17,01 kg a 26,18 kg (piso rígido) e de 27,36 kg a 32,74 kg (piso flexível).

Exceto para caso de quase-ressonância no piso flexível (1,89 Hz), é curioso notar que, para ambos sistemas estruturais, tanto as frequências naturais do corpo assim como os fatores de amortecimento tendem a aumentar na medida em que há o aumento da frequência da atividade. Este comportamento foi também observado através de uma recente investigação (contemporânea a este trabalho) – com base em outra metodologia – onde foram encontradas frequências naturais na faixa de 1,6 Hz a 2,2 Hz e fatores de amortecimento em torno de 5% a 20% (CZWIKLA; KASPERSKI, 2017).

Ainda de posse das Tabelas 49 e 50, os valores com sinais negativos indicam o sentido correto obtido – durante o processo de otimização – correspondente às forças elástica e de amortecimento a fim de satisfazer o equilíbrio dinâmico do “oscilador humano”, de acordo com as equações (116) e (117). É interessante notar que, independentemente do tipo de piso (rígido ou flexível) e da frequência da atividade, foram encontrados valores negativos correspondentes à rigidez (k_{ha}), embora seus módulos variem em função da frequência. Já no caso dos valores de amortecimento (C_{ha}), o sinal negativo ou positivo varia em função da frequência da atividade.

Fisicamente, vale a pena destacar que o termo “amortecimento negativo” é citado na literatura em problemas de auto-oscilação e está relacionado a uma componente de força que atua em fase com a velocidade (JENKINS, 2013). Um recente estudo

desenvolvido por Kumar et al. (2018) trata o problema de auto-oscilação em relação às forças geradas durante a caminhada, o que significa que o corpo produz sua própria energia para mantê-lo em movimento. Os autores citam que um aspecto interessante deste estudo foi que o pedestre pode adicionar amortecimento ou fornecer energia à estrutura atuando como um “amortecedor negativo”.

Com o objetivo de melhor compreender o comportamento do sistema ser humano-ativo com base nas suas forças dinâmicas, a Tabela 51 e Tabela 52 apresentam para o piso rígido e piso flexível, respectivamente, a participação de cada parcela de força na equação do equilíbrio dinâmico. Os valores destas Tabelas estão apresentados em termos percentuais calculados através do valor r.m.s de cada força, nomeadamente, da força de inércia, amortecimento e elástica. Portanto, observa-se que, exceto para o caso de quase-ressonância (1,89Hz), o modelo biodinâmico ativo é governado predominantemente pelas forças de inércia e elástica, enquanto que a força de amortecimento tem uma contribuição pequena.

Nestes casos, em termos quantitativos, a força de inércia e a força elástica variam, respectivamente, em torno de 36% a 51% e de 48% a 54% - para o piso rígido e de 52% a 60% e de 34 a 47%, respectivamente, para o piso flexível. Em relação à frequência de atividade igual a 1,89 Hz, o percentual da força de amortecimento aumenta de 1,50% (piso rígido) para 36,40% (piso flexível) enquanto a força de inércia reduz de 50,94% (piso rígido) a 8,93% (piso flexível). Ainda de forma a facilitar a visualização da contribuição de cada parcela de força, as Figuras 207a a 210a mostram essas forças variando ao longo do tempo para o piso rígido e as Figuras 211a a 214a para o piso flexível.

Tabela 51 – Participação das forças no equilíbrio dinâmico. Piso rígido

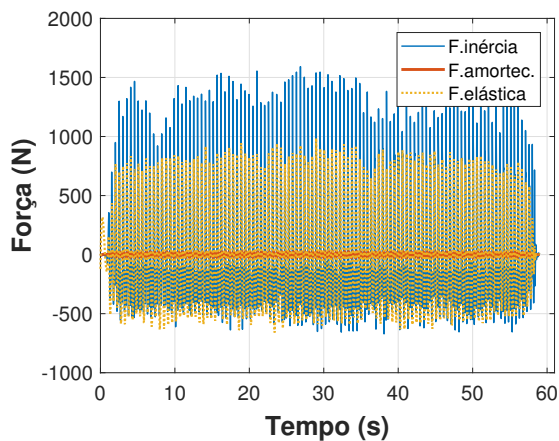
Atividade rítmica	Participação de cada força no equilíbrio dinâmico (%)		
	Piso rígido – equação (116)		
	Força de inércia ($m \cdot \ddot{u}$)	Força de amortecimento ($c \cdot \dot{u}$)	Força elástica ($k \cdot u$)
1,89 Hz (113 bpm)	50,94	1,50	47,56
2,00 Hz (120 bpm)	51,10	1,76	47,14
2,27 Hz (136 bpm)	42,57	6,16	51,26
2,86 Hz (172 bpm)	35,63	9,85	54,52

Nota: Os valores percentuais foram calculados com base no valor r.m.s de cada parcela de força participante na equação do equilíbrio dinâmico.

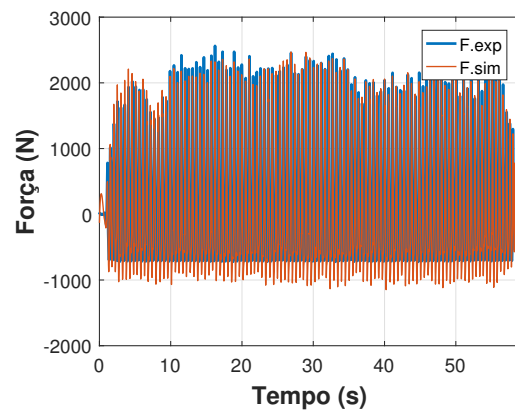
Tabela 52 – Participação das forças no equilíbrio dinâmico. Piso flexível

Atividade rítmica	Participação de cada força no equilíbrio dinâmico (%)		
	Piso flexível (piso em vibração) – equação (117)		
	Força de inércia ($m \cdot \ddot{u}$)	Força de amortecimento [$c \cdot (\dot{u} - \dot{u}_{gnd})$]	Força elástica [$k \cdot (u - u_{gnd})$]
1,89 Hz (113 bpm)	8,93	36,40	54,67
2,00 Hz (120 bpm)	52,49	0,47	47,03
2,27 Hz (136 bpm)	56,71	3,91	39,38
2,86 Hz (172 bpm)	60,31	5,73	33,96

Nota: Os valores percentuais foram calculados com base no valor r.m.s de cada parcela de força participante na equação do equilíbrio dinâmico.

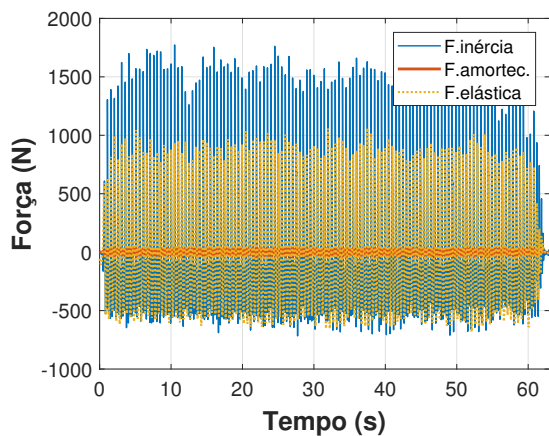


a) Contribuição de cada força dinâmica

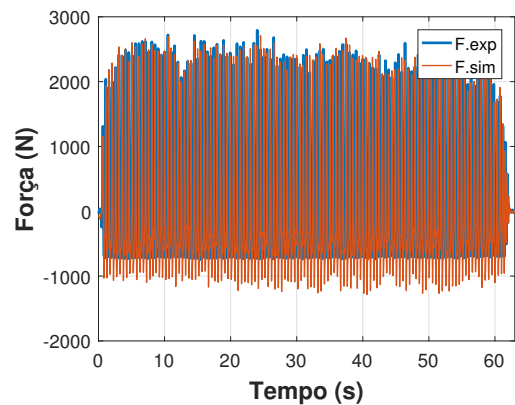


b) Força simulada e força experimental

Figura 207 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Pav. rígido. 1,89 Hz

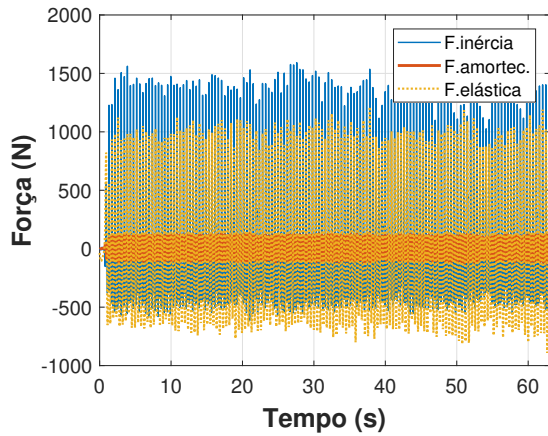


a) Contribuição de cada força dinâmica

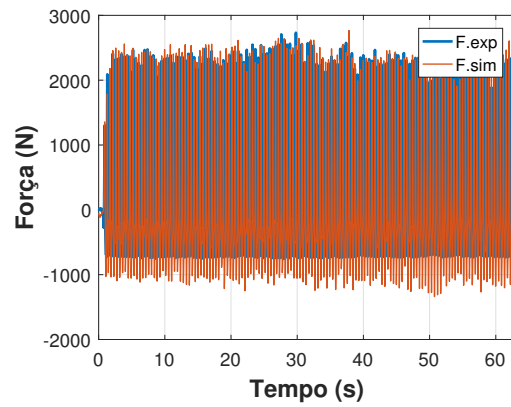


b) Força simulada e força experimental

Figura 208 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Pav. rígido. 2,00 Hz

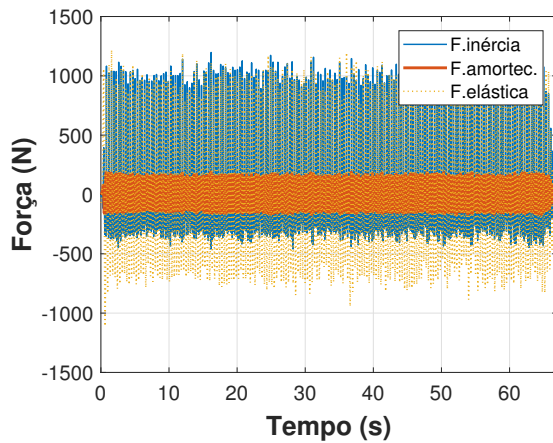


a) Contribuição de cada força dinâmica

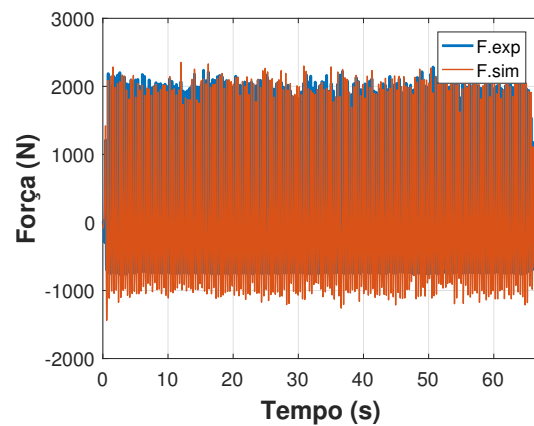


b) Força simulada e força experimental

Figura 209 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso rígido. 2,27 Hz

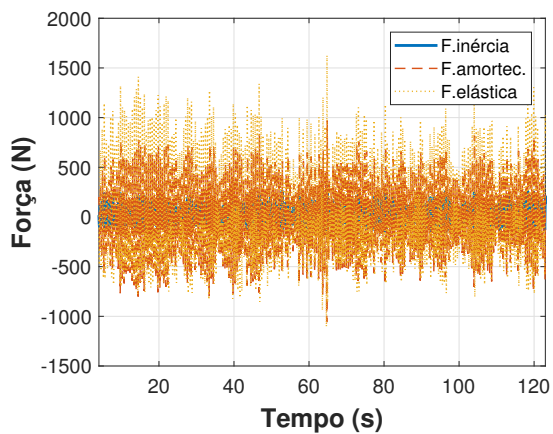


a) Contribuição de cada força dinâmica

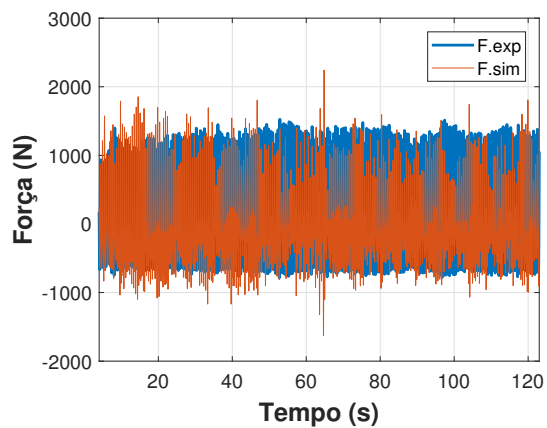


b) Força simulada e força experimental

Figura 210 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Pav. rígido. 2,86 Hz



a) Contribuição de cada força dinâmica



b) Força simulada e força experimental

Figura 211 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 1,89 Hz

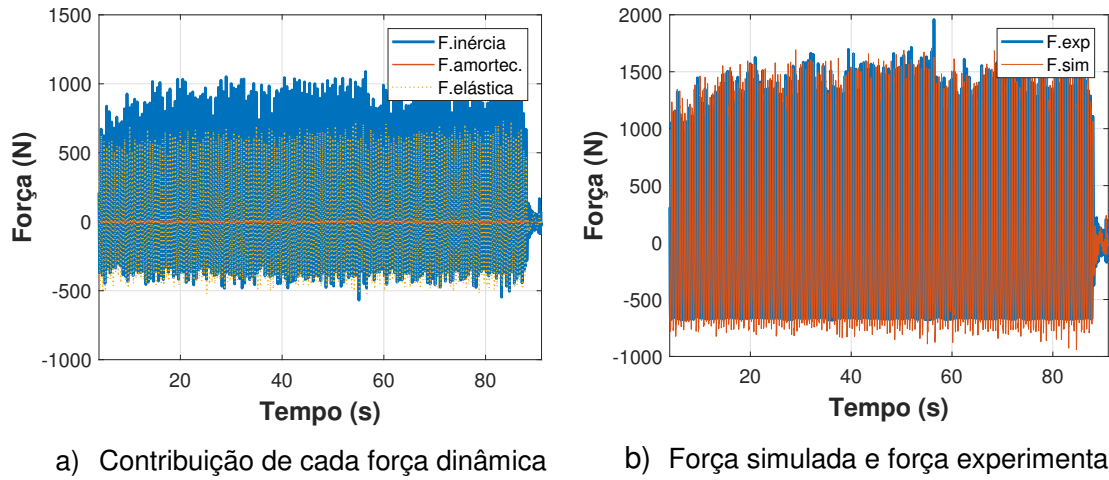


Figura 212 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,00 Hz

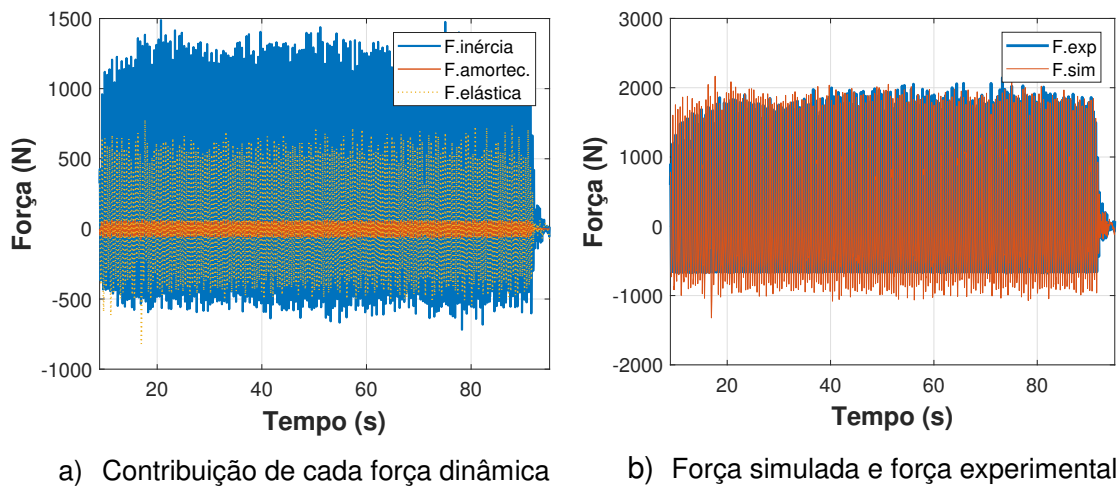


Figura 213 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,27 Hz

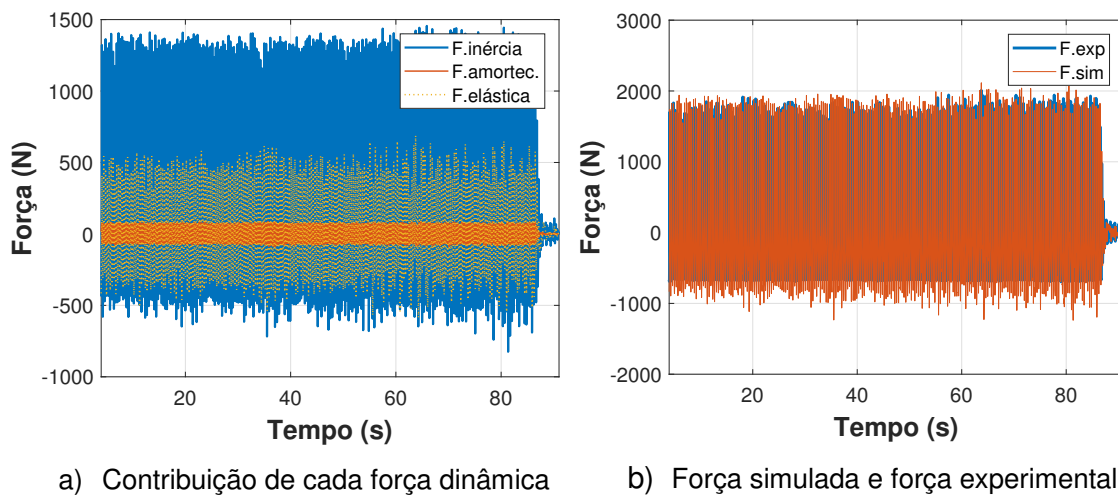


Figura 214 – Contribuição das forças simuladas no equilíbrio dinâmico. Piso flexível. 2,86 Hz

Ressalta-se que as Figuras 207b a 214b, a fim de facilitarem a compreensão, exibem a comparação entre as forças simulada otimizada e a experimental (medida na plataforma de força) já anteriormente apresentadas nas Figuras 183b a 206b (piso rígido e piso flexível).

Portanto, quanto ao piso flexível, conhecendo-se a solução do problema de otimização, propõe-se obter a força equivalente que atua externamente sobre o sistema estrutural levando-se em conta as forças biodinâmicas do corpo conforme as equações (118) e (119) (ver Figura 215). Como hipótese simplificadora, considera-se que a massa do corpo esteja acoplada ao grau de liberdade da estrutura durante a execução dos saltos.

No entanto, a rigor, como observado no capítulo 2 e 5, existe o período de tempo sem contato (T_s) dos pés com a estrutura, o que aumentaria a complexidade do problema caso fosse considerado o desacoplamento e acoplamento para cada ciclo durante a atividade rítmica. As equações (118) e (119) mostram que a força equivalente (ou efetiva) que leva em consideração as propriedades biodinâmicas do ser humano corresponde à força de inércia, produto da massa modal obtida através do processo de otimização pela aceleração do corpo do indivíduo. Observa-se, portanto, que esta força é de menor magnitude em comparação com aquela medida na plataforma (força dura) [ver Figuras 211 a 214].

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) = F'_{sim}(t) - c_{ha} [\dot{u}_{ha1}(t) - \dot{u}_{gnd}(t)] - k_{ha} [u_{ha1}(t) - u_{gnd}(t)] \quad (118)$$

$$m_{ha} \ddot{u}_{ha1}(t) = F_{eq}(t) \quad (119)$$

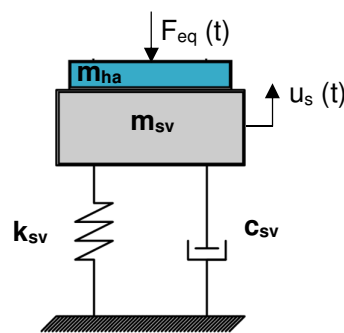


Figura 215 – Modelo proposto de interação ativa considerando um grau de liberdade (superfície em vibração – piso flexível)

Com objetivo de verificar se a resposta dinâmica da estrutura (aceleração do piso flexível), com base no modelo de interação ativa proposto neste trabalho (Figura 215), se aproxima daquela obtida experimentalmente, utilizou-se o método da integração direta de Newmark (KOLUKULA; NOKHOSTIN, 2012) via Matlab (2017) a fim de obter a solução numérica deste sistema de um grau de liberdade. Ademais, na prática de projeto, é comum calcular a resposta dinâmica do sistema estrutural considerando somente a aplicação da força dura [segundo as funções matemáticas representativas da atividade rítmica (ver capítulo 2)] sobre o sistema estrutural “vazio” (Figura 216). Portanto, nesse sentido, obteve-se também a solução numérica considerando a força experimental da plataforma (força dura) aplicada sobre as propriedades dinâmicas da estrutura vazia.

Cabe ressaltar que, para estas simulações numéricas (modelo de interação ativa e modelo “estrutura vazia + força dura”), a força do shaker também foi incluída. Entretanto, conforme foi comentado no item 4.3.2 (capítulo 4), sua participação na resposta dinâmica do sistema é muito pequena quando comparada àquela devido a magnitude das forças geradas pelo o indivíduo durante a execução dos saltos. A força introduzida pelo shaker é da ordem de 1,6% a 2% da força do indivíduo.

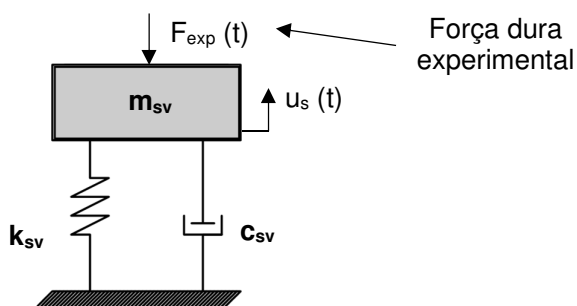


Figura 216 – Modelo de força dura experimental aplicada sobre a estrutura vazia

As Figuras 217 a 224 exibem os sinais da aceleração experimental (linha azul) e numérica (linha vermelha) para os modelos correspondentes a “estrutura vazia + força dura” (Figura 216) e aqueles relativos a consideração da força biodinâmica (Figura 215), respectivamente, para as quatro frequências de estudo (1,89 Hz; 2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz).

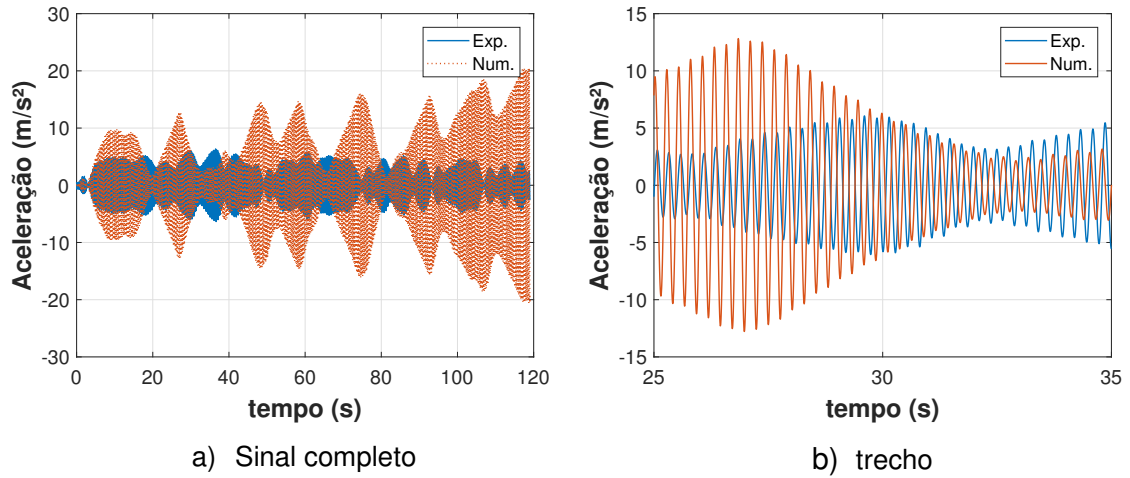


Figura 217 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 1,89 Hz

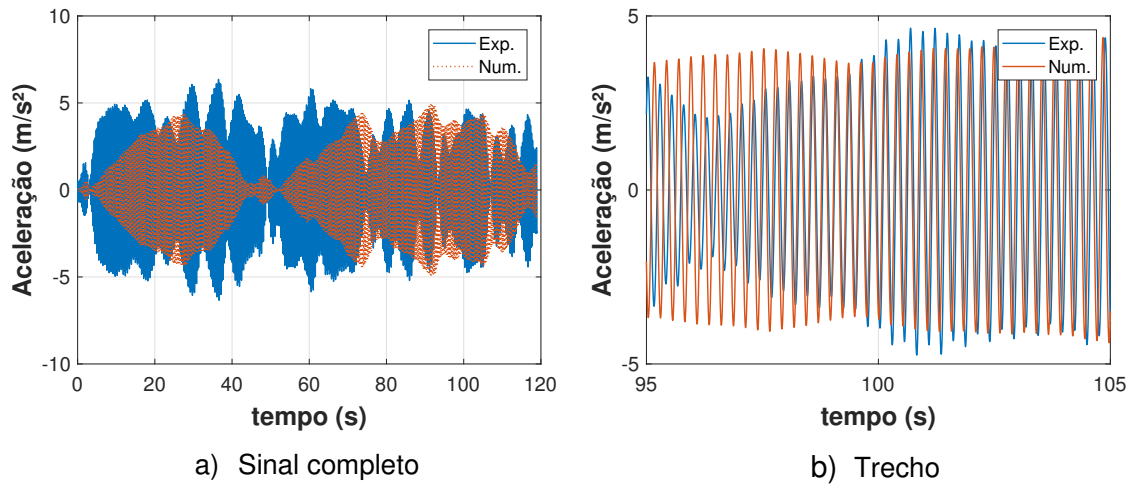


Figura 218 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 1,89 Hz

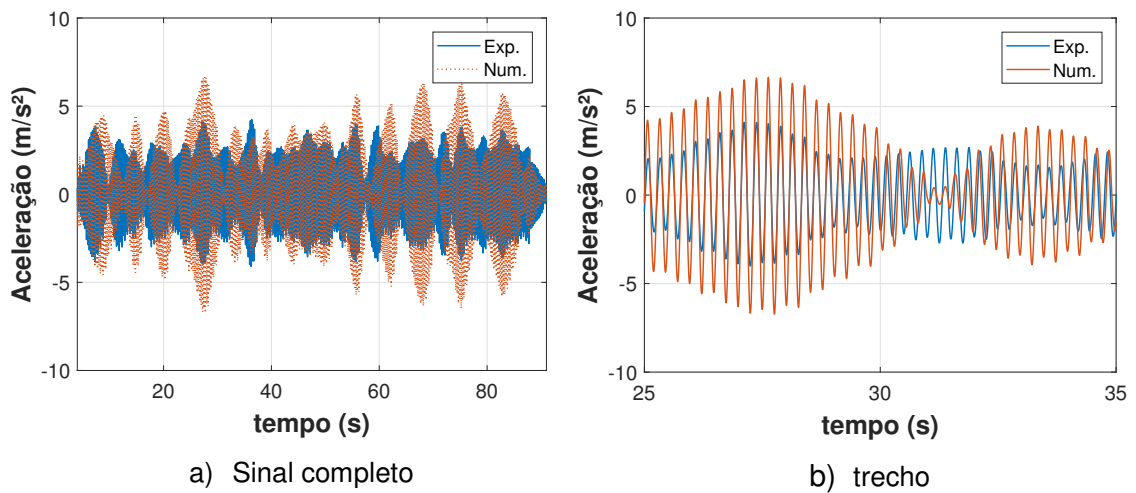


Figura 219 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,00 Hz

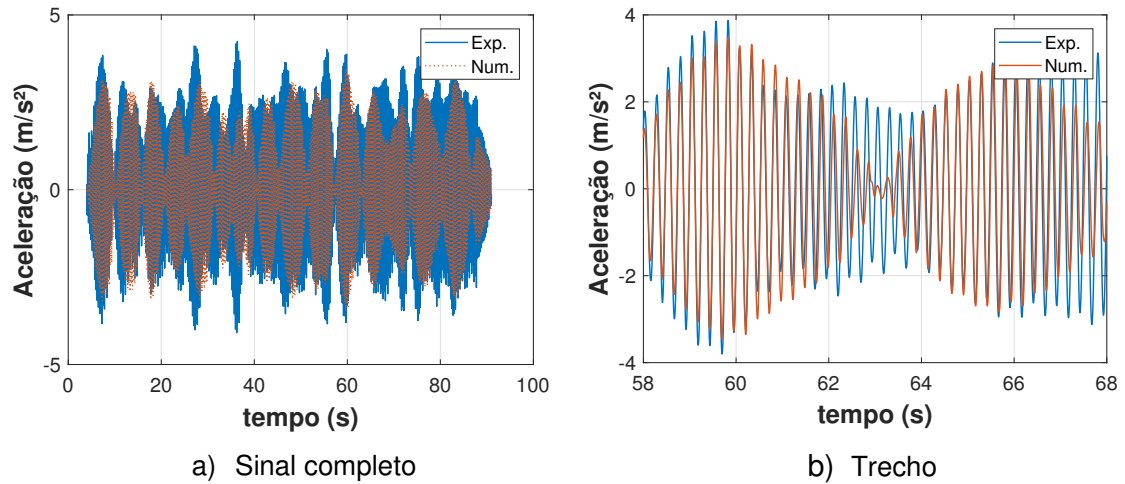


Figura 220 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,00 Hz

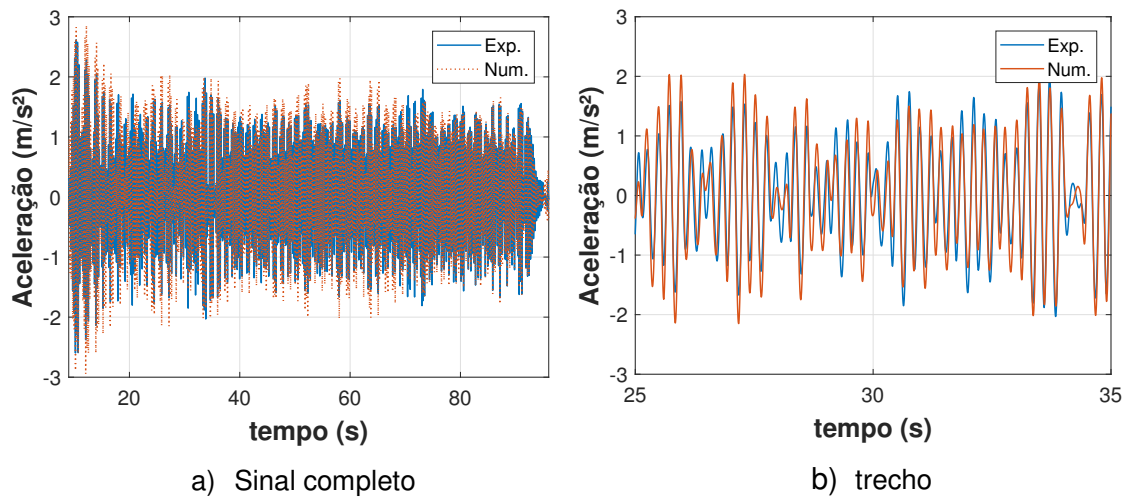


Figura 221 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,27 Hz

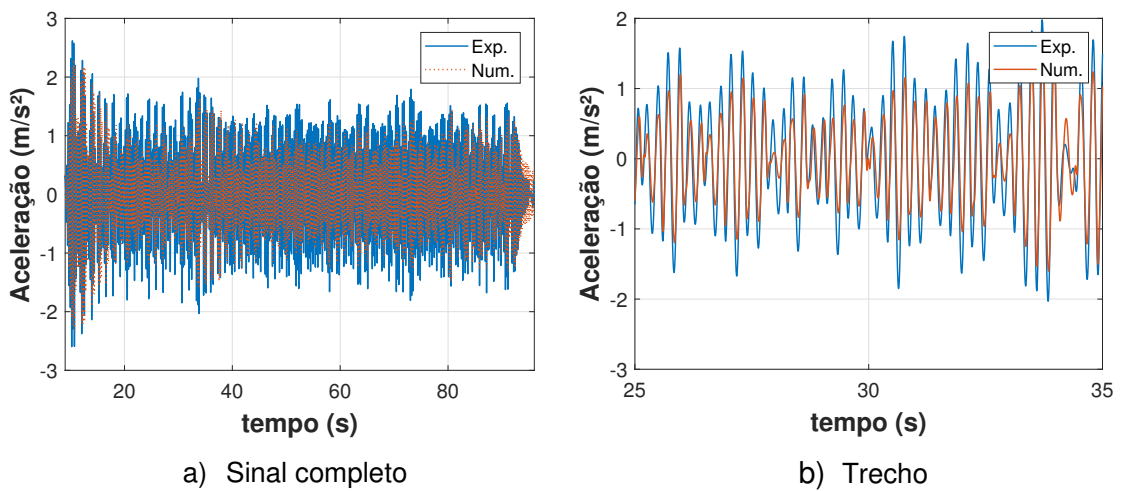


Figura 222 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,27 Hz

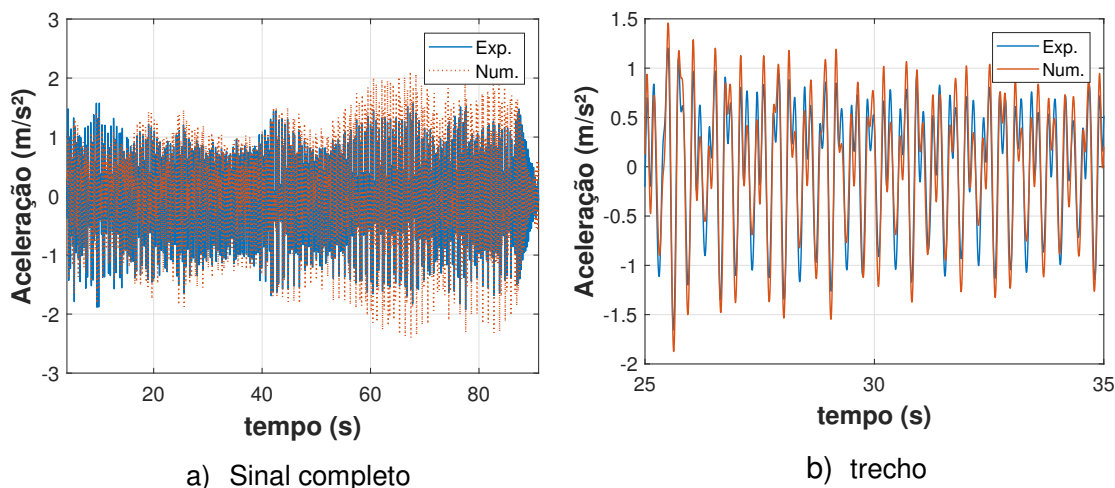


Figura 223 – Aceleração experimental e numérica. Estrutura vazia com força dura. 2,86 Hz

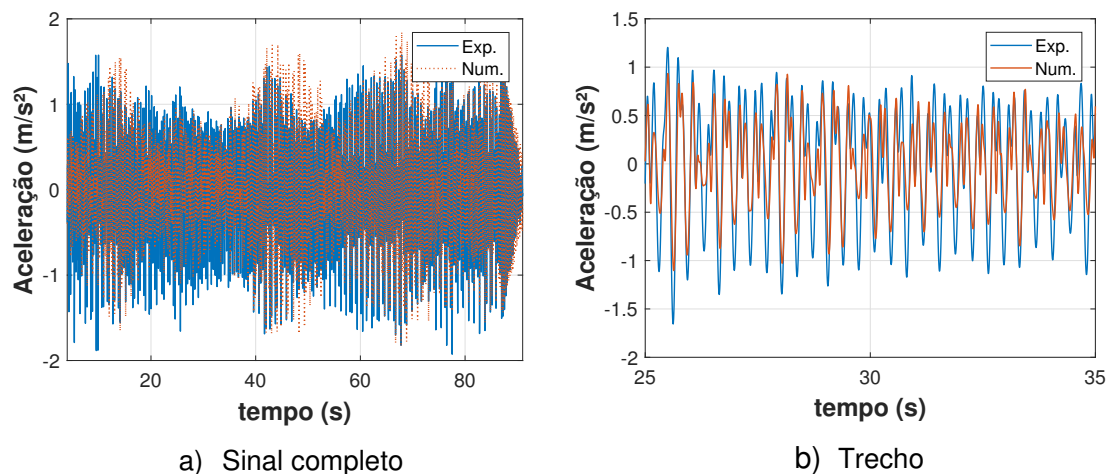


Figura 224 – Aceleração experimental e numérica. Modelo biodinâmico. 2,86 Hz

Comparando-se as Figuras 217 e 218 para o caso da frequência da atividade igual 1,89 Hz (quase-ressonância), é interessante notar que a corrente metodologia de considerar a aplicação da força dura sobre o sistema estrutura vazio (sem as propriedades dinâmicas do corpo) apresenta valores de aceleração de pico e r.m.s ($a_p=20,57 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=7,36 \text{ m/s}^2$) muito aquém das acelerações experimentais ($a_p=7,05 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,91 \text{ m/s}^2$). Consequentemente, esta solução tornaria o projeto estrutural muito oneroso. De fato, isto vem a corroborar a principal motivação do emprego de modelos biodinâmicos em Engenharia Civil, conforme observado nos capítulos 1 e 3.

Por outro lado, levando-se em conta a força biodinâmica equivalente proposta neste estudo, os valores de aceleração de pico e r.m.s ($a_p=4,92 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,11 \text{ m/s}^2$)

se encontram satisfatoriamente próximos dos valores experimentais ($a_p=7,05 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,91 \text{ m/s}^2$), principalmente em relação ao valor r.m.s. Não obstante, deve-se destacar que, para o intervalo de tempo em que há a melhor aproximação (de 80 s a 105 s), a aceleração de pico do sinal experimental é em torno de 5 m/s^2 (ver Figura 218).

Com relação aos saltos na frequência de 2,00 Hz, é visualizado na Figura 219 que em determinados trechos do sinal de aceleração, o modelo numérico “estrutura vazia com força dura” ainda é conservador – entretanto dentro da ordem de grandeza dos valores experimentais – obtendo-se acelerações de pico e r.m.s, respectivamente, iguais a $a_p=6,72 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=2,55 \text{ m/s}^2$; contra $a_p=4,24 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=1,86 \text{ m/s}^2$ em relação aos valores experimentais. Já para o modelo biodinâmico os valores encontrados foram iguais a $a_p=3,48 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=1,47 \text{ m/s}^2$, apresentando uma ligeira atenuação em comparação com os valores experimentais. Apesar disso, é importante salientar que para efeito do conforto humano, os valores r.m.s são classificados dentro de uma faixa de variação e não de forma absoluta. Neste caso, tanto o valor r.m.s experimental quanto o numérico biodinâmico se situam na mesma faixa (ver Tabela 3, capítulo 1).

Além disso, com base na Figura 220, nota-se que a forma do sinal numérico biodinâmico é bem semelhante àquela da aceleração experimental ao longo da duração do ensaio. É interessante notar que para as frequências de atividade mais afastadas (2,27 Hz e 2,86 Hz, ver Figuras 221 a 224) da possibilidade de ressonância com a estrutura, o efeito da interação ser humano-ativo estrutura tende a diminuir e o modelo clássico “estrutura vazia com força dura” se aproxima satisfatoriamente bem do comportamento real.

Em termos quantitativos, os valores de aceleração de pico e r.m.s, para o modelo de força dura e biodinâmico – para a frequência de 2,27 Hz – são iguais a $a_p=2,94 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,93 \text{ m/s}^2$ e a $a_p=2,32 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,65 \text{ m/s}^2$, respectivamente; contra $a_p=2,62 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,84 \text{ m/s}^2$ em relação aos valores experimentais. Já para a frequência de atividade de 2,86 Hz, os valores encontrados são iguais a $a_p=2,40 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,82 \text{ m/s}^2$ (modelo força dura) e iguais a $a_p=1,84 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,64 \text{ m/s}^2$ (modelo biodinâmico) contra $a_p=1,93 \text{ m/s}^2$ e $a_{rms}=0,69 \text{ m/s}^2$. Mesmo assim, para este caso mais extremo, a contribuição da interação ativa (modelo biodinâmico) foi benéfica no sentido de se aproximar melhor dos valores experimentais de aceleração. Os valores de aceleração de pico e r.m.s, para todos os

casos, são exibidos na Tabela 53 (modelo estrutura vazia com força dura) e na Tabela 54 (modelo com força equivalente biodinâmica).

Tabela 53 – Acelerações experimentais e numéricas (estrutura vazia). Piso flexível

Atividade rítmica	Acelerações (m/s ²)			
	Experimental		Numérico ¹	
	a _p	a _{rms}	a _p	a _{rms}
1,89 Hz (113bpm)	7,05	2,91	20,57	7,36
2,00 Hz (120bpm)	4,24	1,86	6,72	2,55
2,27 Hz (136bpm)	2,62	0,84	2,94	0,93
2,86 Hz (172bpm)	1,93	0,69	2,40	0,82

Nota:¹ Os valores de aceleração de pico (a_p) e r.m.s (a_{rms}) numéricos foram obtidos considerando a força medida através da plataforma (força dura) aplicada sobre as propriedades dinâmicas da estrutura vazia. A força do shaker (ver item 4.3.2, capítulo 4) também foi contabilizada.

Tabela 54 – Acelerações experimentais e numéricas (biodinâmico). Piso flexível

Atividade rítmica	Acelerações (m/s ²)			
	Experimental		Numérico ¹	
	a _p	a _{rms}	a _p	a _{rms}
1,89 Hz (113bpm)	7,05	2,91	4,92	2,11
2,00 Hz (120bpm)	4,24	1,86	3,48	1,47
2,27 Hz (136bpm)	2,62	0,84	2,32	0,65
2,86 Hz (172bpm)	1,93	0,69	1,84	0,64

Nota:¹ Os valores de aceleração de pico (a_p) e r.m.s (a_{rms}) numéricos foram obtidos considerando a força equivalente (modelo biodinâmico ativo) desenvolvida neste trabalho aplicada sobre as propriedades dinâmicas da estrutura vazia mais a massa modal do indivíduo. A força do shaker (ver item 4.3.2, capítulo 4) também foi contabilizada.

Um aspecto que vale a pena ser ressaltado é que, na realidade, as propriedades dinâmicas do corpo variam naturalmente em função da postura e da frequência da atividade durante a execução dos saltos, caracterizando um sistema (massa, rigidez e amortecimento) variante no tempo. No processo de otimização proposto neste trabalho, os parâmetros biodinâmicos são constantes em relação ao tempo. Entretanto, esta proposta leva conta a intravariabilidade do indivíduo presente nos sinais do acelerômetro acoplado ao corpo bem como a força obtida através da plataforma.

Outra questão está relacionada à massa modal do indivíduo acoplada à estrutura. Nota-se que em alguns trechos das acelerações numéricas obtidas pelo modelo biodinâmico (ver Figuras 218, 220, 222 e 224) ocorre uma maior atenuação em relação à aceleração experimental, o que pode proporcionar uma contribuição da massa nos instantes de tempo em que o indivíduo, na realidade, se encontra no ar. Nesse sentido, sugere-se para trabalhos futuros verificar a influência do acoplamento ou desacoplamento durante a realização dos saltos rítmicos.

O capítulo seguinte apresenta as conclusões obtidas com base nos resultados alcançados referentes aos capítulos 5 (Caracterização experimental das ações humanas) e 6 (Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos) de forma a sistematizar e enfatizar as principais contribuições deste trabalho.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O principal objetivo desta tese foi de investigar o efeito da interação ser humano-estrutura sobre pisos de edificações durante a realização de atividades rítmicas, tal como ocorre usualmente em academias de ginástica, danceterias ou ambientes que induzem os seres humanos a reagirem dinamicamente a estímulos sonoros ou visuais, como também ocorrem em eventos musicais.

Para esta finalidade, estudaram-se os saltos rítmicos executados por um indivíduo, em ambiente laboratorial, com base em dois sistemas estruturais distintos: piso rígido (piso do laboratório – isto quer dizer que os harmônicos da atividade rítmica não interagem dinamicamente com a frequência natural deste piso) e um piso flexível montado em laboratório. Desse modo, evidenciou-se a influência do tipo de sistema estrutural sobre a realização da atividade humana rítmica. O piso flexível se trata de uma laje de concreto armado de pequeno porte apoiada sobre molas, com dimensões em planta de 2,62m x 1,54 m. Assim, em função da quantidade das molas de apoio, avaliou-se este sistema estrutural com três frequências naturais diferentes: mais flexível ($f=2,58$ Hz – posição 1), intermediária ($f=3,07$ Hz – posição 3) e menos flexível ($f=3,84$ Hz – posição 9). Através do auxílio de um metrônomo, o participante realizou a atividade rítmica em quatro frequências, compreendendo saltos lentos (1,89 Hz), saltos normais (2,00 Hz e 2,27 Hz) e saltos rápidos (2,86 Hz). Destaca-se que esta atividade foi realizada no piso rígido e no piso flexível com frequência de 3,84 Hz.

Neste contexto, tanto os aspectos cinemáticos (aceleração, velocidade e deslocamento) e dinâmicos (coeficiente de impacto, razão de contato e período de contato) do corpo humano foram avaliados através de três diferentes métodos: acelerômetro acoplado ao corpo, plataforma de força e palmilhas instrumentadas com sensores de pressão dentro do calçado de ambos os pés. Além disso, ressalta-se que, na literatura, o método mais comum para a avaliação da ação humana se dá por meio das plataformas de força. Por outro lado, esta tese apresenta novas possibilidades quanto à aplicação dos outros dois métodos.

Conforme foi percebido ao longo do trabalho e segundo os casos de estudo apresentados na literatura, a maior preocupação atual do engenheiro projetista é quanto aos sistemas estruturais flexíveis, os quais são mais susceptíveis a vibrações excessivas do ponto de vista do conforto humano. Nestas estruturas, a predição da resposta dinâmica de pisos por intermédio de funções matemáticas – que não levam

em conta as propriedades biodinâmicas do corpo humano (modelos do tipo “força-dura”) – podem levar o engenheiro projetista a adotar soluções muito conservadoras e, portanto, onerosas.

Em seguida, são apresentadas as conclusões obtidas ao longo deste estudo, de forma itemizada (seção 7.1), bem como sugestões para trabalhos futuros (seção 7.2).

7.1 Conclusões

A fim de facilitar o entendimento do leitor, as conclusões específicas deste trabalho estão divididas em duas partes, nomeadamente, nos itens 7.1.1 e 7.1.2. O item 7.1.1 se refere ao capítulo 5 (Caracterização experimental das ações humanas) enquanto o item 7.1.2 é relacionado aos resultados do capítulo 6 (Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos). Já o item 7.1.3, enfatiza as principais contribuições deste trabalho de pesquisa.

7.1.1 Caracterização experimental das ações humanas

- a) Análise dos sinais obtidos através do acelerômetro acoplado ao centro de gravidade do corpo (região da coluna lombar) no domínio do tempo

Quantitativamente, as acelerações de pico (a_p), r.m.s (a_{rms}) e média dos picos (a_m) obtidas no corpo do indivíduo durante os saltos realizados sobre o piso rígido, com valores situados na faixa de 61–76 m/s^2 , 19–22 m/s^2 e 50,56–65,25 m/s^2 , respectivamente; foram superiores àquelas em piso flexível ($a_p=17$ –48 m/s^2 ; $a_{rms}=3,4$ –16,5 m/s^2 e $a_m=9,11$ –41,52 m/s^2). A diferença mais notável se deu em relação aos saltos realizados na frequência de 1,89 Hz no piso flexível [condição de quase-ressonância do segundo harmônico da atividade dinâmica humana ($2 \times 1,89=3,78$ Hz) com a frequência da estrutura ($f=3,84$ Hz)], havendo uma redução de cerca de 72%, 82% e 82% das acelerações de pico, r.m.s e média, respectivamente, em comparação com o piso rígido. Isto mostra a influência da flexibilidade da estrutura na redução das acelerações do corpo.

Qualitativamente, a perturbação deste sinal foi muito clara, indicando a dificuldade do indivíduo em sincronizar os saltos com o movimento da estrutura. No que diz respeito às demais frequências de atividade (2,00 Hz; 2,27 Hz e 2,86 Hz), tendendo ao afastamento da possibilidade de quase-ressonância, as acelerações do piso flexível foram da ordem de 36% a 43%, 25% a 27% e de 32% a 42% (aceleração de pico, r.m.s e média, respectivamente) menores em comparação com o piso rígido. No entanto, a forma destes sinais não foi alterada em função da flexibilidade, indicando que para deslocamentos menores, este efeito tende a diminuir. O leitor pode verificar as acelerações, velocidades e deslocamentos do piso flexível no item seguinte (7.1.2).

Outro aspecto que vale ser mencionado é que se pode também notar informações relevantes acerca destes sinais integrando-os uma e duas vezes de modo a obterem os sinais de velocidade e deslocamento dos saltos, respectivamente. Para o caso de quase-ressonância ($f=1,89$ Hz), verificou-se a considerável redução na altura dos saltos: o valor de pico da amplitude do deslocamento (14cm/7cm) reduziu pela metade, o valor r.m.s pela quinta parte (10cm/2cm) e o valor de pico médio (11,5cm/2,1cm) reduziu, aproximadamente, cinco vezes e meia. Para as outras frequências de estudo esta influência da flexibilidade da estrutura na altura dos saltos é negligenciável.

b) Análise dos sinais obtidos através da plataforma de força no domínio do tempo

Os sinais de força obtidos pela plataforma indicaram que, de maneira geral, houve redução nos valores de pico e r.m.s quando a pessoa executou os saltos no piso flexível ($F_p=2,35\text{kN}-2,80\text{kN}$; $F_{rms}=1,01\text{kN}-1,08\text{kN}$) em comparação com o piso rígido ($F_p=3,05\text{kN}-3,49\text{kN}$; $F_{rms}=1,17\text{kN}-1,23\text{kN}$). Naturalmente, em relação aos valores de pico, a redução foi maior para as frequências de 1,89 Hz e 2,00 Hz (28% e 25%, respectivamente), as quais possuem o 2º harmônico próximo à frequência fundamental da estrutura ($f=3,84$ Hz). Para as frequências mais afastadas (2,27 Hz e 2,86 Hz), estas reduções foram de 18% e 13%, respectivamente. Observa-se, portanto, que tais reduções foram menores do que aquelas referentes aos sinais da aceleração do corpo, indicando que o método da plataforma de força é menos sensível em relação à flexibilidade da estrutura quando comparado ao acelerômetro acoplado ao corpo.

c) Análise dos sinais obtidos através das palmilhas instrumentadas no domínio do tempo

Os sinais de pressão obtidos pelas palmilhas instrumentadas revelaram aspectos que não seriam possíveis de serem observados através dos métodos anteriores (acelerômetro acoplado ao corpo e plataforma de força). Estes sinais indicaram que o indivíduo – durante os saltos em ambas estruturas e nas quatro frequências de estudo – exerceu maior pressão sobre o pé direito do que o esquerdo.

Além disso, observou-se através dos sensores que a pessoa realizou os saltos predominantemente na região do antepé (ponta dos pés), embora isto seja menos uniforme no piso flexível. Um ponto muito importante quanto à utilização das palmilhas diz respeito ao tempo de ativação de cada sensor de pressão em relação à magnitude e às diferenças de defasagem no período de contato dos pés com a estrutura. Esta natural defasagem faz com que o valor final de cada pico (pressão resultante da soma de todos os sensores de ambos os pés) seja menor do que se estivessem sincronizados no mesmo instante de tempo.

O caso mais relevante se deu para a frequência de 2,86 Hz em piso flexível, onde se observou uma queda na magnitude da pressão resultante a partir de 32 s de ensaio com duração total de 87 s. Isto indica que a pessoa pode alterar seu padrão de salto para “não perder o tempo” e acompanhar o ritmo do metrônomo, isto é, executando os saltos de forma mais alternada. No entanto, isto não é “notado” pela plataforma de força. Com relação à diferença entre o piso flexível e o piso rígido, ocorreram reduções de 16% a 38% para os valores de pico da soma total dos sinais e de 17% a 31% referente aos seus valores r.m.s. Estas reduções se situam na ordem de grandeza daquelas em relação à plataforma de força, embora sejam ligeiramente superiores.

d) Comparação dos sinais normalizados no domínio do tempo e na frequência

A fim de que os sinais obtidos através dos três métodos sejam comparáveis entre si, eles foram normalizados pelas suas respectivas componentes estáticas: aceleração da gravidade, para as acelerações; peso, no caso da força; e pressão estática, para os sinais de pressão dinâmica. Quanto aos sinais no domínio do tempo, observou-se que os coeficientes de impacto (K_p) dos sinais do acelerômetro acoplado

ao corpo são mais energéticos do que aqueles obtidos através da plataforma de força e das palmilhas instrumentadas.

Por outro lado, os coeficientes de impacto da plataforma de força se situaram num caso intermediário enquanto que os das palmilhas são menos energéticos. A exceção ocorre para o caso de saltos na frequência de 1,89 Hz no piso flexível, onde o sinal do acelerômetro é claramente perturbado na condição de quase-ressonância, conforme comentado no item (a). Este comportamento também foi observado no domínio da frequência.

Realizou-se uma comparação da variação dos coeficientes normalizados em função da frequência da atividade – correspondente a cada método investigado – para os três primeiros harmônicos. Verificou-se que as frequências extremas, mais lenta e mais rápida (1,89 Hz e 2,86 Hz, respectivamente), foram mais influenciadas pela flexibilidade da estrutura; enquanto que este efeito foi reduzido na faixa de 2,00 Hz a 2,27 Hz. Isto foi mais evidente para o primeiro e o segundo harmônico. Destaca-se que os coeficientes de Fourier relativos aos sinais do acelerômetro foram os que mais sofreram dispersão devido a influência da flexibilidade da estrutura – para os três harmônicos – enquanto que esta variação é mais uniforme para a plataforma de força e as palmilhas.

Quando estes valores normalizados foram comparados com os valores da literatura, os coeficientes associados ao acelerômetro durante a execução dos saltos em piso rígido se aproximaram daqueles mais conservadores preconizados pela literatura [SCI (2009), da ISO 10137 (2007) e de Bachmann (1995)]. De maneira geral, os coeficientes de Fourier obtidos neste trabalho em relação à plataforma de força e às palmilhas instrumentadas estão mais próximos daqueles encontrados trabalho de Faisca (2003), sendo menos conservadores. Assim como verificado no capítulo 2, as maiores dispersões na magnitude destes coeficientes se encontram na região do segundo e terceiro harmônicos. Portanto, com base nos resultados do presente trabalho, pode-se concluir que os valores sugeridos pelo guia do SCI (2009), da norma ISO 10137 (2007) e de Bachmann (1995) – especialmente na região do segundo e terceiro harmônicos – parecem distantes da atual realidade de projeto, podendo levar a soluções antieconômicas.

e) Influência do sistema estrutural sobre os parâmetros mecânicos dos saltos

Um aspecto notável quanto à forma dos sinais experimentais no domínio do tempo durante a realização de saltos é que eles podem ser caracterizados através de pulsos bem definidos, apresentando valores de pico [coeficientes de impacto (K_p)], período da atividade (T), período de contato dos pés com o solo (T_c) e razão de contato (T_c/T). Nesse sentido, realizou-se um estudo estatístico, obtendo-se a média e o desvio-padrão de cada parâmetro ao longo da duração dos saltos, de modo que a natural intravariabilidade do sujeito possa ser observada. No caso dos sinais do acelerômetro, não foi possível obter informações confiáveis sobre o período de contato devido a sua forma irregular na base dos sinais. Em adição, o estudo destes parâmetros permite retirar informações que não seriam possíveis através da visualização dos gráficos no domínio da frequência.

Através dos gráficos de variação do coeficiente de impacto em função da razão de contato, observou-se que os resultados experimentais se aproximaram da curva analítica associada a função matemática “Hanning” ou cosseno ao quadrado em detrimento da função “semiseno”, tanto para a plataforma de força quanto para as palmilhas. Este fato apresenta um forte indício de que a função Hanning represente de maneira mais realista os parâmetros experimentais associados aos saltos rítmicos e vem a corroborar recentes estudos na literatura sobre este assunto. Por intermédio do gráfico que exibe a variação do coeficiente de impacto em função da frequência da atividade, ficou evidente a maior influência do tipo de sistema estrutural (rígido ou flexível) sobre as magnitudes dos sinais do acelerômetro, enquanto que os sinais medidos pela plataforma de força assumem uma posição intermediária. Em relação às palmilhas, esta influência foi menos acentuada.

No que diz respeito à variação do período de contato em relação à frequência da atividade, notou-se que o tipo de estrutura influenciou o tempo de contato dos pés com a estrutura durante os saltos. Tanto para o método da plataforma, quanto das palmilhas, o período de contato aumentou no piso flexível em comparação com o piso rígido. Por outro lado, independentemente do tipo de estrutura, há uma tendência de redução do período de contato conforme há o aumento da frequência da atividade. Entretanto, em contraponto a este fato, foi observado que, para o trecho do sinal da palmilha relativo à frequência mais rápida (2,86 Hz) – onde houve a maior dessincronia entre os pés – o período de contato aumentou significativamente.

Com base nestes estudos, a possível chave-mestra que explique o porquê de haver muita variabilidade entre os estudos da literatura (modelos mais ou menos

conservadores) está no período de contato. Períodos de contato menores levam a razões de contato menores que, por sua vez, conduzem a coeficientes de impacto maiores. Conforme também foi observado no capítulo 2, os estudos do final da década de 80 e dos anos 90 preconizam períodos de contato e razões de contato menores. Em contrapartida, recentes investigações têm demonstrado que, na prática, estes valores são maiores.

f) Vantagens e desvantagens de cada método

Considerando o exposto nos itens (a–e), pode-se fazer conclusões metodológicas com base nos três diferentes métodos de caracterizar as ações dinâmicas humanas, nomeadamente, através do acelerômetro acoplado ao corpo, plataforma de força e palmilhas de pressão.

Num caso prático, a maneira mais fácil (menos dispendiosa) de se realizar esta caracterização se dá através do acelerômetro acoplado ao corpo. Entretanto, conforme foi observado este método não se correlaciona diretamente – em magnitude – com os sinais de força da plataforma, indicando que o ser humano não se comporta simplesmente como uma massa rígida. Neste caso, o produto da massa estática do indivíduo vezes a aceleração do corpo conduzem a valores mais elevados do que aqueles medidos pela plataforma de força. Portanto, em caso de só existir a opção do acelerômetro, é prudente ter em mente que conduzirá a valores de coeficientes de Fourier mais conservadores e também mais susceptíveis à influência do tipo de sistema estrutural (rígido ou flexível).

O método da plataforma de força é usualmente utilizado como referência na literatura. Por outro lado, a principal desvantagem está relacionada à sua utilização em campo, podendo não ser viável montá-lo ou transportá-lo; ou em situações que atrapalhem a locomoção dos utilizadores.

O uso das palmilhas instrumentadas demonstrou-se ser promissor, uma vez que os valores de seus coeficientes de Fourier normalizados assim como os parâmetros mecânicos se aproximaram bem dos resultados da plataforma de força e de valores empregados na literatura. A principal vantagem é que este sistema proporciona a livre locomoção do indivíduo em qualquer tipo de estrutura. Isto é especialmente vantajoso no caso de avaliação do caminhar humano. Como desvantagem, este método pode

gerar coeficientes de Fourier na região do terceiro harmônico com menos energia em comparação com a plataforma de força.

7.1.2 Avaliação da interação pessoa-estrutura em pisos

a) Sistema ser humano passivo-estrutura

Verificou-se que o corpo humano pode contribuir benéficamente para o amortecimento global estrutural. Para isto, considerou-se a postura corporal passiva em pé e com joelhos fletidos quando o piso flexível foi submetido a uma força externa oriunda de um excitador (shaker).

Em relação à frequência natural da laje na situação menos flexível ($f=3,84$ Hz – posição 9), observou-se o aumento do amortecimento com uma relação de quatro vezes (0,72%/0,18%) e de cerca de duas vezes e meia maior (0,48%/0,18%) quando o indivíduo está em pé e com joelhos fletidos, respectivamente, em comparação com o amortecimento da estrutura vazia (0,18%). Para situação de flexibilidade intermediária ($f=3,08$ Hz – posição 3), este aumento foi cerca de sete vezes (0,75%/0,11% – em pé) e em torno de seis vezes e meia maior (0,71%/0,11% – joelhos fletidos). Quando a frequência da laje se encontrou no caso mais flexível ($f=2,59$ Hz – posição 1), notou-se a relação de 1,4 vezes maior (0,21%/0,15%) considerando a postura em pé; e 7,7 vezes maior (1,16%/0,15%) para joelhos fletidos.

Estas variações indicaram que existe uma relação entre a postura do corpo e a frequência natural do sistema estrutural. Com base nestes resultados, investigaram-se dois modelos analíticos de interação ser humano-estrutura apresentados na literatura. Os parâmetros biodinâmicos do corpo humano (massa, rigidez e amortecimento) foram obtidos através de técnicas de otimização, considerando as duas posturas investigadas e as variações da frequência fundamental da laje nas posições 9, 3 e 1.

Observou-se que ambos os modelos representam suficientemente bem as funções de resposta em frequência (FRFs) experimentais. A maior diferença entre eles ocorreu em relação à massa modal na postura de joelhos fletidos, em que um modelo pode tender a valores menores em comparação com o outro.

De modo geral, os valores correspondentes à frequência natural (f_h) e ao fator de amortecimento (ξ_h) do corpo variaram na faixa de 4–6Hz e 40–60% para o indivíduo

em pé; e de 1,33–3,30 Hz e 20–25% para a posição com joelhos fletidos; encontrando-se na faixa preconizada pela literatura. Entretanto, o valor atípico aconteceu em relação à postura em pé na situação mais flexível ($f=2,59$ Hz), obtendo-se um valor de amortecimento do corpo de 20%, onde seriam esperados valores entre 40–70%. De fato, neste caso, houve menor contribuição da presença humana no aumento do amortecimento global da estrutura (0,21%/0,15%), indicando que esta contribuição é mais efetiva quando a frequência natural do corpo se encontra próxima à da estrutura, tal como ocorre na aplicação de atenuadores de massa sintonizados em frequência (tuned mass dampers – TMDs).

b) Sistema ser humano ativo-estrutura: avaliação do conforto humano

Através da análise da aceleração de pico (a_p), aceleração r.m.s (a_{rms}), aceleração r.m.s ponderada ($a_{w,rms}$) e os valores de dose de vibração (VDV), obtidas pelo acelerômetro no centro do piso flexível, pode-se avaliar o conforto humano do indivíduo durante a execução dos saltos nas quatro frequências de estudo. Portanto, esta análise indicou que os valores-limite de conforto humano (na direção vertical) segundo norma, guias e projeto e autores foi excedido variações de frequência de excitação da atividade.

O caso de quase-ressonância da laje com o segundo harmônico da frequência de 1,89 Hz, com valores encontrados iguais a $7,05 \text{ m/s}^2$ (a_p); $2,91 \text{ m/s}^2$ (a_{rms}); $2,86 \text{ m/s}^2$ ($a_{w,rms}$) e $11,10 \text{ m/s}^{1,75}$ (VDV), atingiu o maior grau desconforto, atribuído como “provável condição de pânico”, superando os limites da literatura [$a_{w,rms} > 2,47 \text{ m/s}^2$; $VDV > 4,64 \text{ m/s}^{1,75}$ e $VDV > 6,90 \text{ m/s}^{1,75}$].

Com relação às demais frequências de atividade, como esperado, estes valores tendem a diminuir na medida em que ocorre o afastamento desta e seus respectivos harmônicos em relação à frequência fundamental da laje ($f=3,84$ Hz). Apesar disso, tais valores foram classificados como “perturbadores ou inaceitáveis”. Isto indica que a avaliação do conforto humano para frequências mais afastadas da ressonância não deve ser negligenciadas.

Os valores totais de pico e r.m.s referentes aos deslocamentos da laje situaram-se na faixa de 0,39–1,35 cm e de 0,15–0,52 cm, respectivamente. Como foi observado, o valor de deslocamento de pico igual a 1,35 cm (caso de quase-ressonância com a frequência da atividade de 1,89 Hz) se encontra na ordem de

grandeza de deslocamentos dinâmicos referentes a estruturas reais. Para efeito de comparação (estruturas flexíveis e com baixo fator de amortecimento), relatou-se na literatura deslocamentos dinâmicos da ordem de 5 cm para uma passarela de pedestres (ponte pedonal) submetida a 15 pessoas saltando em ressonância.

c) Sistema ser humano ativo-estrutura: modelagem biodinâmica

A interação ser humano ativo-estrutura apresenta uma maior complexidade em relação a interação passiva porque, desta vez, o ser humano atua de forma dual, isto é, atua tanto como mecanismo de atenuação das vibrações a partir da consideração de suas propriedades biodinâmicas assim como produz uma força externa sobre o sistema estrutural. O assunto tem sido explorado por alguns investigadores para pessoas balançando e caminhando (sem perda de contato com a estrutura); entretanto, para pessoas saltando, se trata de um tema pouco explorado.

Nesse sentido, com base num modelo biodinâmico para o caminhar humano já apresentado na literatura, este trabalho considerou o corpo humano como um sistema de um grau de liberdade com base nas equações do equilíbrio dinâmico para uma superfície rígida e em vibração. Através de uma proposta simples – obter as propriedades biodinâmicas do corpo ativo a partir somente do conhecimento de seu movimento [acelerações, velocidades e deslocamentos (e as velocidades e deslocamentos da estrutura, no caso do piso em vibração–piso flexível)] e da força medida na plataforma – utilizou-se um processo de otimização no domínio do tempo para encontrar estes parâmetros tanto para o piso rígido quanto para piso flexível.

Constatou-se uma ótima correlação entre os sinais experimentais e simulados, indicando que existe uma relação entre os sinais medidos no corpo através do acelerômetro acoplado ao indivíduo e aqueles obtidos pela plataforma de força. As frequências naturais e fatores de amortecimento do corpo, para o piso rígido – variaram, respectivamente, entre 2,16 Hz a 4,15 Hz e de 1,68% a 12,43%. Já para o piso flexível, os valores se situaram na faixa de 2,34 Hz a 5,56 Hz e de 0,50% a 64,96%, respectivamente. Verificou-se que, para situações afastadas da ressonância, houve um predomínio das forças de inércia e de elasticidade do corpo, enquanto que, para o caso de quase-ressonância, a força de amortecimento e elástica foram preponderantes.

As acelerações experimentais do piso flexível – submetido às atividades rítmicas estudadas – foram comparadas às calculadas através de dois modelos numéricos: força dura experimental da plataforma de força aplicada sobre o sistema estrutural vazio (trata-se do método clássico e mais comum avaliado numa situação de projeto) e a força equivalente biodinâmica aplicada sobre a estrutura vazia mais a massa modal da pessoa.

Notou-se que o modelo clássico superestimou consideravelmente as acelerações no caso de quase-ressonância [$f=1,89$ Hz; ($a_p=20,57$ m/s² e $a_{rms}=7,36$ m/s²)] e próximo a ela [$f=2,00$ Hz; ($a_p=6,72$ m/s² e $a_{rms}=2,55$ m/s²)] enquanto que as acelerações numéricas obtidas levando-se em conta as propriedades biodinâmicas do corpo [$f=1,89$ Hz; ($a_p=4,92$ m/s² e $a_{rms}=2,11$ m/s²) e $f=2,00$ Hz; ($a_p=3,48$ m/s² e $a_{rms}=1,47$ m/s²)] situaram-se próximas às experimentais ($a_p=7,05$ m/s² e $a_{rms}=2,91$ m/s²).

Além disso, foi observado que para as frequências de atividade (2,27 Hz e 2,86 Hz) mais afastadas da possibilidade de ressonância, a resposta numérica do modelo clássico se aproximou dos resultados experimentais, indicando que a consideração da interação ser humano ativo-estrutura é mais influente na banda de frequência onde um dos harmônicos do carregamento humano se encontra mais perto da frequência natural do sistema estrutural.

7.1.3 Principais contribuições deste trabalho

Com base nos itens anteriores (7.1.1 e 7.1.2) as principais contribuições deste trabalho podem ser enfatizadas a seguir:

- Um procedimento experimental corrente na literatura é de se medir os coeficientes dinâmicos de Fourier, durante a execução de saltos rítmicos, através de uma plataforma de força. Estes experimentos têm servido como base em normas e guias de projeto a fim de que engenheiro possa prever, na fase de projeto, o comportamento dinâmico das estruturas submetido a este tipo de carregamento. Por outro lado, através de um estudo comparativo, o presente trabalho amplia esta investigação considerando outros dois métodos: acelerômetro acoplado ao corpo e palmilhas instrumentadas. Portanto, isto é especialmente relevante no sentido de encorajar outros pesquisadores a realizar este tipo de investigação na ausência de uma plataforma de força;

- Percebeu-se, principalmente de maneira qualitativa, que os coeficientes de Fourier estabelecidos por normas e recomendações de projeto parecem se encontrar mais distantes da atual realidade de projeto, podendo superestimar a resposta dinâmica dos sistemas estruturais. Neste sentido, com base na avaliação dos parâmetros dinâmicos dos sinais experimentais (coeficiente de Fourier, coeficiente de impacto, razão de contato e período de contato), os resultados indicaram a necessidade de se discutir e reavaliar as funções matemáticas empregadas, nestas recomendações, para a representação da atividade rítmica. Além disso, este trabalho corroborou outros estudos no sentido de que a função “Hanning” se aproxima melhor dos resultados experimentais em detrimento da função semisseno;
- Investigou-se, experimentalmente, a contribuição benéfica do ser humano agindo passivamente (pessoa parada em pé e com joelhos fletidos) pela adição de amortecimento à estrutura. Além disso, verificou-se, quantitativamente através das Funções de Resposta em Frequência (FRF), que o tipo de postura corporal pode contribuir mais ou menos para o amortecimento global do conjunto “pessoa mais estrutura” em função da frequência natural da estrutura e do corpo humano;
- Um procedimento comum empregado na literatura é quantificar as propriedades dinâmicas do corpo (massa, rigidez e amortecimento) de forma isolada (em laboratório) – à semelhança de um TMD – e, posteriormente, extrapolar os seus valores médios (de acordo com o tipo de postura) para a predição da resposta dinâmica de qualquer sistema estrutural. Entretanto, foi observado que as propriedades dinâmicas do corpo nestas posturas não assumiram valores únicos, mas variaram em função da frequência natural da estrutura. Desse modo, há um indício de que as propriedades dinâmicas do corpo possam se adaptar em função daquelas do sistema estrutural;
- Até o presente conhecimento do autor, a contribuição do amortecimento do corpo humano introduzido na estrutura, durante a execução de saltos rítmicos, é pouco discutida na literatura e tem sido negligenciada em normas e recomendações de projeto. Nesse sentido, apresentou-se uma proposta de modelagem biodinâmica para contabilizar esta contribuição através da interação ser humano ativo-estrutura. Observou-se que, em casos próximos à ressonância, esta abordagem pode evitar substancialmente a superestimação

das acelerações estruturais na fase de projeto, o que é de suma importância do ponto de vista econômico.

7.2 Sugestões para trabalhos futuros

- a) Avaliar as diferenças dos três métodos de aquisição empregados neste trabalho (acelerômetro acoplado ao corpo, plataforma de força e palmilhas de pressão dentro do calçado) para vários indivíduos (análise estatística);
- b) Implementar o efeito do acoplamento e desacoplamento da massa modal do indivíduo considerando o modelo biodinâmico ativo durante a execução dos saltos rítmicos;
- c) Estudar a influência simultânea da interação ser humano-estrutura (passivo e ativo) concomitantemente com sistemas de controle de vibrações incorporados à estrutura (atenuadores passivos ou semiativos);
- d) Desenvolver modelos biodinâmicos (passivo e ativo) de maneira que as propriedades dinâmicas do corpo sejam variantes ao longo do tempo.

REFERÊNCIAS

ACUNA, C.G. *Modal parameter estimation from frequency response function using rational fraction polynomials method*, 2007. Disponível em: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/3805-rational-fraction-polynomial-method>. Acesso em: 01 fev. 2018.

ABDUL RAZAK, A. H. et al. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors (Switzerland)*, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012.

AGU, E. *Modellierung der vertikalen menscheninduzierten Einwirkungen und Einwirkungseffekte für hüpfende Personen auf der Grundlage eines stochastischen Modells (Vertical Human-Induced Effects Modelling for People Jumping based on a Stochastic Model)*. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua alemã) - Fakultät für Bau- und Umweltingenieurwissenschaften: Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Alemanha, 2013.

AGU, E.; KASPERSKI, M. A random load model for loads induced by coordinated movements of crowds. *Structural Dynamics EUROLYN 2005. Anais...Millpress2005*, 2005.

ALLEN, D. E. Floor Vibrations from Aerobics. *Canadian Journal of Civil Engineering*, v. 17, n. 5, p. 771–779, 1990.

ALLEN, D. E. Building Vibration from Human Activities. *Concrete International: Design and Construction*, v. 12, n. 6, p. 66–73, 1991.

AN, Q. et al. Dynamic performance characteristics of an innovative Cable Supported Beam Structure–Concrete Slab Composite Floor System under human-induced loads. *Engineering Structures*, v. 117, p. 40–57, jun. 2016.

ARRILLAGA, J.; WATSON, N. R. *Power System Harmonics*. John Wiley & Sons, 2003.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 6120: Cargas para o cálculo de estruturas de edificações*, 1980.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 8800: Projeto de estruturas de aço e mistas de aço e concreto de edificações*, 2008.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 6118*: Projeto de estruturas de concreto: Procedimento. Rio de Janeiro, 2014.

AVELINO, A. F. *Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE: Análise Dinâmica*. Ed. Érica, 2008.

BACHMANN, H. et al. *Vibration problems in structures: practical guidelines*. Basel (Switzerland): Birkhäuser, 1995.

BACHMANN, H.; AMMANN, W. J. *Vibrations in Structures Induced by Man and Machines*. Zürich (Switzerland): IABSE—AIPC—IVBH, 1987.

BAUMANN, K.; BACHMANN, H. Durch Menschen verursachte dynamische Lasten und deren Auswirkungen auf Balkentragwerke (Man-induced Dynamic Forces and the Response of Beam Structures). Em língua alemã. *Institut für Baustatik und Konstruktion ETH Zürich*, v. 7501, n. 3, 1988.

BILOŠOVÁ, A. *Modal Testing*. Ostrava, Czech Republic, 2011.

BRANDT, A. *Noise and vibration analysis signal analysis: signal analysis and experimental procedures*. John Wiley & Sons, 2011.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. *BS 6841*: Guide to measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock, 1987.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. *BS 6399-1*: Loadings for buildings. Code of practice for dead and imposed loads, 1996.

BRITISH STANDARDS INSTITUTION. *BS 6472*: Guide to evaluation of human exposure to vibration in buildings (1 Hz to 80 Hz). United Kingdom, 2008.

BROWNJOHN, J. M. W. Energy dissipation in one-way slabs with human participation. Proceedings of the Asia-Pacific Vibration Conference `99. *Anais...* Singapore: 1999

BROWNJOHN, J. M. W. Energy dissipation from vibrating floor slabs due to human-structure interaction. *Shock and Vibration*, v. 8, n. 6, p. 315–323, 2001.

BUSCA, G. et al. Quantification of changes in modal parameters due to the presence of passive people on a slender structure. *Journal of Sound and Vibration*, v. 333, n. 21, p. 5641–5652, 2014.

CAETANO, E. et al. Application of the Tuned Mass Damper Concept to the Modelling of Pedestrian-Structure Interaction. Footbridge 2017 Berlin - Tell A Story: Conference Proceedings 6-8.9.2017 TU-Berlin, September, 2017.

CAETANO, E.; CUNHA, Á. Study of the potential of collapse of a footbridge under vandal loads. *IABSE Symposium Report*, v. 90, n. 9, p. 45–52, 2005.

CAETANO, E.; CUNHA, Á.; MOUTINHO, C. Vandal Loads and Induced Vibrations on a Footbridge. *J. Bridge Eng.*, v. 16(3), n. June, p. 375–382, 2011.

CAETANO, E. D. S. *Identificação Experimental de Parâmetros Dinâmicos em Sistemas Estruturais*. 1992. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) - Faculdade de Engenharia: Universidade do Porto, Porto, Portugal, 1992.

CAMPBELL, R. A.; JANKO, M. R.; HACKER, R. I. Hand-arm vibration syndrome: A rarely seen diagnosis. *Journal of Vascular Surgery Cases and Innovative Techniques*, v. 3, n. 2, p. 60–62, 2017.

CAPPELLINI, A. M. C. an Innovative Approach To Evaluate People'S Effects on the Dynamic Behaviour. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica, documento em língua inglesa) - Department Of Mechanical Engineering, Doctoral Programme In Mechanical Engineering: Politecnico di Milano, Milão, Itália, 2015.

CAPRANI, C. C.; AHMADI, E. Formulation of human-structure interaction system models for vertical vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 377, p. 346–367, 2016.

CHEN, J.; LI, G.; RACIC, V. Acceleration response spectrum for predicting floor vibration due to occupants jumping. *Engineering Structures*, v. 112, p. 71–80, abr. 2016.

CHEN, J.; ZHANG, M.; LIU, W. Vibration Serviceability Performance of an Externally Prestressed Concrete Floor during Daily Use and under Controlled Human Activities. *Journal of Performance of Constructed Facilities*, v. 30, n. 2, p. 4015007, 2015.

CHOUKOU, M. A.; LAFFAYE, G.; TAIAR, R. Reliability and validity of an accelerometric system for assessing vertical jumping performance. *Biology of Sport*, v. 31, n. 1, p. 55–62, 2014.

- CLAVERIE, L.; ILLE, A.; MORETTO, P. Discrete sensors distribution for accurate plantar pressure analyses. *Medical Engineering & Physics*, v. 38, n. 12, p. 1489–1494, 2016.
- COMER, A. J.; BLAKEBOROUGH, A.; WILLIAMS, M. S. Rhythmic crowd bobbing on a grandstand simulator. *Journal of Sound and Vibration*, v. 332, n. 2, p. 442–454, 2013.
- COMITÉ EURO-INTERNATIONAL DU BÉTON. CEB. *Vibration problems in structures: practical guidelines*. Bulletin d'information 209 London Thomas Telford Services, 1993.
- CZWIKLA, B.; KASPERSKI, M. Damping Induced by Bobbing or Jumping Persons. *Procedia Engineering*, v. 199, p. 2820–2825, 2017.
- DE BRITO, V. L. et al. Modal Tests and Model Updating for Vibration Analysis of Temporary Grandstand. *Advances in Structural Engineering*, v. 17, n. 5, p. 721–734, 2014.
- DE BRITO, V. L.; PIMENTEL, R. L. Cases of Collapse of Demountable Grandstands. *Journal of Performance of Constructed Facilities*, v. 23, n. 3, p. 151–159, 2009.
- DONG, R. G. et al. Theoretical relationship between vibration transmissibility and driving-point response functions of the human body. *Journal of Sound and Vibration*, v. 332, n. 24, p. 6193–6202, 2013.
- DOUGILL, J. W. et al. Human structure interaction during rhythmic bobbing. *The Structural Engineer*, n. 22, p. 32–39, 2006.
- EBRAHIMPOUR, A. et al. Measuring dynamic occupant loads by microcomputer. ASCE Ninth Conference on Electronic Computation. *Anais...*1986
- ELLIS, B.R.; JI, T. Floor vibration induced by dance-type loads: verification. *The Structural Engineer*, v. 3, p. 45–50, 1994.
- ELLIS, B.R.; LITTLER, J. D. Response of cantilever grandstands to crowd loads. Part I: Serviceability evaluation. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers - Structures and Buildings*, v. 157, n. 4, p. 235–241, 2004.
- ELLIS, B. R.; JI, T. On the loads produced by crowds jumping on floors. (H. Grundmann, G. I. Schuëller, Eds.) *Structural Dynamics: EURO DYN 2002: Proceedings of the 4th International Conference on Dynamics*. *Anais...*Munich, Germany: A.A. Balkema, 2002

- ELLIS, B. R.; JI, T. Loads generated by jumping crowds: Numerical modelling. *Structural Engineer*, v. 82, n. 17, p. 35–40, 2004a.
- ELLIS, B. R.; JI, T. The response of structures to dynamic crowd loads. *BRE Digest* 426, 2004b.
- ERLINA, R.; PRIYOSULISTYO; SAPUTRA, A. Vibration Serviceability of Grha Sabha Pramana Auditorium under Human Induced Excitation. *Procedia Engineering*, v. 171, p. 1157–1164, 2017.
- EUROPEAN COMITEE FOR STANDARDIZATION. *EN 1991-1-1:2002, Eurocode 1: Actions on structures. General actions. Densities, self-weight, imposed loads for buildings*, 2002.
- EUROPEAN COMITEE FOR STANDARDIZATION. *EN 1992-1-1:2004, Eurocode 2: Design of concrete structures. General rules and rules for buildings*, 2004.
- EUROPEAN COMITEE FOR STANDARDIZATION. *EN 1993-1-1:2005, Eurocode 3: Design of steel structures. General rules and rules for buildings*, 2005.
- EWINS, D. J. *Modal Testing. Theory, practice and application*. 2nd. ed. Wiley, 2000.
- FAISCA, R. *Caracterização de Cargas Dinâmicas Geradas por Atividades Humanas*. 2003. Tese (Doutorado em Engenharia Civil) - COPPE/Engenharia Civil: Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2003.
- FELDMANN, M. et al. Design of floor structures for human induced vibrations. *JRC Scientific and Technical Reports*, 2009. v. 3.
- FILIPPIN, N. T. et al. Effects of obesity on plantar pressure distribution in children. *Rev Bras Fisioter*, v. 11, n. 6, p. 495–501, 2007.
- GASPAR, C. et al. Biodynamic modelling of human rhythmic activities. *Procedia Engineering*, v. 199, p. 2802–2807, 2017a.
- GASPAR, C. M. R. et al. Efeito da interação dinâmica ser humano-estrutura sobre o conforto humano de pisos. XXXVIII Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering. *Anais...* Florianópolis, Brasil: 2017b.

GASPAR, C. M. R.; DA SILVA, J. G. S.; LOPES, E. D. C. Human comfort analysis and vibration control of composite floors when subjected to aerobics. *Journal of Vibrational Engineering and Technologies*, v. 3, n. 6, 2015.

GASPAR, C. M. R.; SANTOS DA SILVA, J. G.; COSTA-NEVES, L. F. Multimode vibration control of building steel-concrete composite floors submitted to human rhythmic activities. *Computers and Structures*, v. 165, p. 107–122, 2016.

GASPAR, C. M. R.; SILVA, J. G. S.; CAMPISTA, F. F. Human Comfort Evaluation of Composite Floors: An Investigation of the Effect of Human Rhythmic Activities Modelling. *International Journal of Civil and Structural Engineering*, v. 2, p. 121–125, 2015.

GASPAR, C. M. R.; SILVA, J. G. S. DA. Influence of the Human Rhythmic Activities Modelling on the Composite Floors Dynamic Response. *Journal of Civil Engineering and Architecture Research*, v. 2, n. 1, p. 429–437, 2015.

GINTY, D.; DERWENT, J. M.; JI, T. The frequency ranges of dance-type loads. *The Structural Engineer*, v. 79, n. 6, p. 27–31, 2001.

GRIFFIN, M. *Handbook of Human Vibration*. 1st Edition. Ed. Academic Press, 1996.

HEALTH AND SAFETY EXECUTIVE. *Hand-arm vibration*. Disponível em: <<http://www.hse.gov.uk/vibration/index.htm>>. Acesso em: 2 ago. 2017.

HEALY, A. et al. Repeatability of WalkinSense® in shoe pressure measurement system: A preliminary study. *The Foot*, v. 22, n. 1, p. 35–39, 2012.

HUA, Y.; LEMERLE, P.; GANGHOFFER, J. F. A two scale modeling and computational framework for vibration-induced Raynaud syndrome. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 71, n. March, p. 320–328, 2017.

IBRAHIM, Z. *The Effects of Crowds on Dynamic Characteristics of Stadia Structures*. The University of Sheffield, 2006.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 2631-1: Evaluation of human exposure to whole-body vibration – Part 1: General requirements*. Switzerland, 1997.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO 10137: Bases for design of structures - Serviceability of buildings and walkways against vibrations*. Switzerland, 2007.

IRVINE, TOM. *ISO 2631 Matlab Scripts*, 2012. Disponível em: <http://vibrationdata.wordpress.com/2012/10/21/iso-2631-matlab-scripts>. Acesso em: 03 fev. 2018.

ISTRUCTE/DCLG/DCMS JOINT WORKING GROUP. *Dynamic performance requirements for permanent grandstands subject to crowd action: Recommendations for management, design and assessment*. London Institution of Structural Engineers, 2008.

JENKINS, A. Self-oscillation. *Physics Reports*, v. 525, n. 2, p. 167–222, 2013.

JI, T.; ELLIS, B. R. Floor vibration induced by dance-type loads: theory. *The Structural Engineer*, v. 72, n. 3, 1994.

JI, T.; ELLIS, B. R. Human-Structure Interaction in Vertical Vibrations. *Proceedings of the ICE - Structures and Buildings*, v. 122, n. 1, p. 1–9, 1997a.

JI, T.; ELLIS, B. R. Floor vibrations induced by human movements in buildings. Lee, P. K. K. (ed.). *Structures in the new millennium: Proceedings of the 4th International Kerensky Conference*. Anais...Hong Kong: Rotterdam, The Netherlands: A. A. Balkema Publishers, 1997b.

JI, T.; ZHOU, D.; ZHANG, Q. Models of a Standing Human Body in Structural Vibration. *Structures and Buildings*, v. 166, p. 367–378, 2013.

JIMENEZ-ALONSO, J. F. et al. Vertical Crowd – Structure Interaction Model to Analyze the Change of the Modal Properties of a Footbridge. *Journal of Bridge Engineering*, p. 1–19, 2016.

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

KASPERSKI, M. *Menschenerregte Schwingungen in Sportstadien*. Bauingenieur, Springer Verlag, Band 76, 2001.

- KASPERSKI, M. Safety and reliability of stadia under men-induced vibrations. (H. Grundmann, G. I. Schuëller, Eds.) Structural Dynamics: EURODYN 2002: Proceedings of the 4th International Conference on Dynamics. *Anais...A.A. Balkema*, 2002a.
- KASPERSKI, M. Men-induced dynamic excitation of stand structures. 15th ASCE Engineering Mechanics Conference. *Anais...2002b*.
- KASPERSKI, M. Entwurfsvorgaben für Tribünen- und Deckenkonstruktionen unter menscheninduzierten Lasten. *Verein Deutscher Ingenieure: Baudynamik Band VDI-Berichte 1754*. Kassel, Deutschland, VDI Verlag GmbH Düsseldorf, 2003.
- KASPERSKI, M.; AGU, E. Prediction of crowd-induced vibrations via simulation. 23rd International Modal Analysis Conference (IMAC XXIII). *Anais...2005*.
- KIM, S.; PARK, S. Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 7, p. 1253–1258, 2011.
- KITAZAKI, S.; GRIFFIN, M. J. a Modal Analysis of Whole-Body Vertical Vibration, Using a Finite Element Model of the Human Body. *Journal of Sound and Vibration*, v. 200, p. 83–103, 1997.
- KOLUKULA, S. S.; NOKHOSTIN, H. *Newmark's Direct Integration Method*, 2007. Disponível em: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35465-newmark-integrator-function?focused=5221404&tab=function>. Acesso em: 06 fev. 2018.
- KUMAR, P. et al. Modelling vertical human walking forces using self-sustained oscillator. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 99, p. 345–363, 2018.
- LEE, K. et al. Global vertical resonance phenomenon between steel building and human rhythmic excitations. *Journal of Constructional Steel Research*, v. 92, p. 164–174, 2014.
- LEE, M.; KIM, S.; PARK, S. Resonance-based oscillations could describe human gait mechanics under various loading conditions. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 1, p. 319–322, 2014.
- LI, W. W. et al. Floor vibration due to human rhythmic activities: Tin Shui Wai public library cum indoor recreation centre. *Procedia Engineering*, v. 14, p. 3285–3292, 2011.

- LIMA, R. M. M. F. *Adaptação ergonómica e antropométrica de calçado para pessoas com necessidades especiais: um estudo de caso*. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Humana) - Escola de Engenharia, Universidade do Minho, Guimarães, Portugal, 2012.
- LINTHORNE, N. P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physiology*, v. 69, n. 11, p. 1198–1204, 2001.
- LITTLER, J. D. Frequencies of synchronised human loading from jumping and stamping. *Structural Engineer*, v. 81, n. 22, p. 27–36, 2003.
- LIU, C.; QIU, Y.; GRIFFIN, M. J. Dynamic forces over the interface between a seated human body and a rigid seat during vertical whole-body vibration. *Journal of Biomechanics*, 2017.
- MARTÍNEZ, J. F. et al. Jumping load models applied on a gymnasium floor. *Engineering Structures*, v. 125, p. 26–38, 2016.
- MATLAB. Versão R2017a. MathWorks, 2017.
- MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Dynamic Response of the Standing Human Body Exposed To Vertical Vibration: Influence of Posture and Vibration Magnitude. *Journal of Sound and Vibration*, v. 212, n. 1, p. 85–107, 1998.
- MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Mathematical models for the apparent masses of standing subjects exposed to vertical whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 260, n. 3, p. 431–451, 2003.
- MCDONALD, M. G. *Experimental Characterisation of Jumping and Bobbing Actions for Individuals and Small Groups*. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - School of Engineering, University of Warwick, Warwick, Reino Unido, 2015.
- MCDONALD, M. G.; ŽIVANOVIĆ, S. Measuring Ground Reaction Force and Quantifying Variability in Jumping and Bobbing Actions. *Journal of Structural Engineering*, p. 4016161, 2016.
- MORELAND, R. The weight of a crowd. *Engineering*, v. 79, p. 551, 1905.
- MUHAMMAD, Z. O.; REYNOLDS, P.; HUDSON, E. J. Evaluation of Contemporary Guidelines for Floor Vibration Serviceability Assessment. In: CAICEDO, J.; PAKZAD,

S. (Eds.). Dynamics of Civil Structures, Volume 2 : Proceedings of the 35th IMAC, A Conference and Exposition on Structural Dynamics 2017. Cham: Springer International Publishing, 2017. p. 339–346.

MURRAY, T. M. et al. Vibrations of Steel-Framed Structural Systems Due to Human Activity: AISC DG11 Second Edition. Chicago, USA, 2016.

MURRAY, T. M.; ALLEN, D. E.; UNGAR, E. E. Steel Design Guide Series 11: Floor Vibrations due to Human Activity. Chicago, USA, 2003.

NRCC, User's Guide: NBC (NATIONAL BUILDING CODE OF CANADA), Structural Commentaries, National Research Council of Canada, Ottawa, 2010.

NIMMEN, K. VAN. *Numerical and experimental study of human-induced vibrations of footbridges*. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - Arenberg Doctoral School, Faculty of Engineering Science, KU Leuven, Lovaina, Bélgica, 2015.

PARKHOUSE, J. G.; EWINS, D. J. Crowd-induced rhythmic loading. *Structures & Buildings*, v. 159, n. SB5, p. 247–259, 2006.

PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Vibration serviceability of long-span concrete building floors. Part 1: Review of background information. *Shock and Vibration Digest*, v. 34, n. January 2017, p. 191–211, 2002.

PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Experimental verification of novel 3DOF model for grandstand crowd-structure interaction. 26th International Modal Analysis Conference (IMAC XXVI), v. 6399, 2008.

PERNICA, G. Dynamic Load Factors for Pedestrian Movements and Rhythmic Exercises. *Canadian Acoustics*, v. 18, n. 2, p. 3–18, 1990.

RACIC, V.; BROWNJOHN, J. M. W.; PAVIC, A. Reproduction and application of human bouncing and jumping forces from visual marker data. *Journal of Sound and Vibration*, v. 329, n. 16, p. 3397–3416, 2010.

RACIC, V.; PAVIC, A. Mathematical model to generate near-periodic human jumping force signals. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 24, n. 1, p. 138–152, 2010a.

RACIC, V.; PAVIC, A. Stochastic approach to modelling of near-periodic jumping loads. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 24, n. 8, p. 3037–3059, 2010b.

RACIC, V.; PAVIC, A.; BROWNJOHN, J. M. W. Modern facilities for experimental measurement of dynamic loads induced by humans: A literature review. *Shock and Vibration*, v. 20, n. 1, p. 53–67, 2013.

RAKHEJA, S. et al. Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 40, n. 6, p. 710–732, nov. 2010.

RAO, A. V. *Mechanical Vibrations*: Lecture notes for course EML 4220 (U. of Florida, Ed.). Florida, 2009.

REIHER, H.; MEISTER, F. The sensitiveness of the human body to vibrations (Empfindlichkeit des menschen gegen Erschutterung). OhioForschung (VDI) 2: 381-386, Headquarters Air Material Command, 1931.

RICHARDSON M., FORMENTI, D. Parameter estimation from frequency response measurements using rational fraction polynomials, Proc. Int. Modal Anal. Conf, 167-182, 1982.

SACHSE, R. *The influences of human occupants on the dynamic properties of slender structures*. 2002. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - Department of Civil and Structural Engineering, University of Sheffield, Sheffield, Reino Unido, 2002.

SACHSE, R.; PAVIC, A.; REYNOLDS, P. Human-Structure Dynamic Interaction in Civil Engineering Dynamics: A Literature Review. *Shock & Vibration Digest*, v. 35, n. 1, p. 3, 2003.

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

SAHNACI, C. *Menscheninduzierte Einwirkungen auf Tragwerke infolge der Lokomotionsformen Gehen und Rennen: Analyse und Modellierung*. 2013 Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua alemã) - Fakultät für Bau und Umweltingenieurwissenschaften, Ruhr-Universität Bochum, Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Alemanha, 2013.

SALYARDS, K. A.; HUA, Y. Assessment of dynamic properties of a crowd model for human-structure interaction modeling. *Engineering Structures*, v. 89, p. 103–110, 2015.

SAPORTA, G. *Probabilités, analyse des données et statistique*. Editions Technip, Paris, 2006.

SCHIAVI, A.; ROSSI, L. Vibration Perception in Buildings: A Survey. From the Historical Origins to the Present Day. *Energy Procedia*, v. 78, p. 2–7, nov. 2015.

SETAREH, M. Evaluation and assessment of vibrations owing to human activity. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers - Structures and Buildings*, v. 165, n. 5, p. 219–231, 2012.

SETUAIN, I. et al. Vertical jumping biomechanical evaluation through the use of an inertial sensor-based technology. *Journal of Sports Sciences*, v. 34, n. 9, p. 843–851, 2015.

SHAHABPOOR, E. et al. Effect of group walking traffic on dynamic properties of pedestrian structures. *Journal of Sound and Vibration*, 2016.

SHAHABPOOR, E.; PAVIC, A.; RACIC, V. Interaction between Walking Humans and Structures in Vertical Direction: A Literature Review. *Shock and Vibration*, v. 2016, p. 12–17, 2016a.

SHAHABPOOR, E.; PAVIC, A.; RACIC, V. Identification of mass–spring–damper model of walking humans. *Structures*, v. 5, p. 233–246, fev. 2016b.

SILVA, J. G. S.; GASPARGASPAR, C. M. R.; LOPES, E. D. C. Análise Dinâmica e Controle de Vibrações de Pisos Mistos (Aço-Concreto) Submetidos a Atividades Humanas Rítmicas. *Metálica: Revista da Associação Portuguesa de Construção Metálica e Mista*, v. 34, p. 6–12, 2014.

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

SIM, J. *Human-structure interaction in cantilever grandstands*. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - University of Oxford, Oxford, Reino Unido, 2006.

SIM, J. et al. Statistical model of crowd jumping loads. *ASCE Journal of Structural Engineering*, v. 134, n. 12, p. 1852–1861, 2008.

SIM, J.; BLAKEBOROUGH, A.; WILLIAMS, M. Modelling effects of passive crowds on grandstand vibration. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers-Structures and Buildings*, v. 159, n. SB5, p. 261–272, 2006.

SIM, J.; BLAKEBOROUGH, A.; WILLIAMS, M. Modelling of joint crowd-structure system using equivalent reduced-DOF system. *Shock and vibration*, v. 14, n. 4, p. 261–270, 2007.

SMITH, A.L.; HICKS, S.J.; DEVINE, P. J. Design of Floors for Vibration: A New Approach (Revised Edition). The Steel Construction Institute (SCI) Publication P354, Ascot, 2009.

SUBASHI, G. H. M. J.; MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M. J. Modelling resonances of the standing body exposed to vertical whole-body vibration: Effects of posture. *Journal of Sound and Vibration*, v. 317, n. 1–2, p. 400–418, 2008.

TÁBUAS, C. *Análise da Pressão Plantar para fins de Diagnóstico*. 2012. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2012.

TILDEN, C. J. Kinetic effects of crowds. *Proceedings ASCE 39 (3). Anais...1913*.

TOSO, M. A. et al. Experimentally fitted biodynamic models for pedestrian-structure interaction in walking situations. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 72–73, p. 590–606, 2016.

TUAN, C.-Y.; SAUL, W. E. Loads due to spectator movements. *ASCE Journal of Structural Engineering*, v. 111, n. 2, p. 418–434, 1985.

UGRAY et al. Scatter Search and Local NLP Solvers: A Multistart Framework for Global Optimization. *INFORMS Journal on Computing*, v. 19, n. 3, p. 328–340, 2007.

VAN NIMMEN, K. et al. The impact of vertical human-structure interaction on the response of footbridges to pedestrian excitation. *Journal of Sound and Vibration*, v. 402, p. 104–121, 2017.

- VENUTI, F.; RACIC, V.; CORBETTA, A. Modelling framework for dynamic interaction between multiple pedestrians and vertical vibrations of footbridges. *Journal of Sound and Vibration*, v. 379, p. 245–263, 2016.
- WANG, D. et al. Presence of Resonance Frequencies in a Heavily Damped Two-Degree-of-Freedom System. *Journal of Engineering Mechanics*, v. 140, n. 2, p. 406–417, 2014.
- WEI, L.; GRIFFIN, M. J. Mathematical Models for the Apparent Mass of the Seated Human Body Exposed To Vertical Vibration. *Journal of Sound and Vibration*, v. 212, n. 5, p. 855–874, 1998.
- WHEELER, J. E. Prediction and Control of Pedestrian Induced Vibration in Footbridges. *ASCE Journal of the Structural Division*, v. 108, n. 9, p. 2045–2065, 1982.
- WILLFORD, M. R. An investigation into crowd-induced vertical dynamic loads using available measurements. *The Structural Engineer*, v. 79, n. 12, p. 21–25, 2001.
- WRIGHT, D. T.; GREEN, R. Human Sensitivity to Vibration. Report No. 7. Kingston, Ontario, Canada. Queen's University, 1959.
- WU, J. Z. et al. Modeling of the interaction between grip force and vibration transmissibility of a finger. *Medical Engineering and Physics*, v. 45, p. 61–70, 2017.
- YAO, S. et al. Experimental study of human-induced dynamic forces due to jumping on a perceptibly moving structure. *Journal of Sound and Vibration*, v. 296, n. 1–2, p. 150–165, 2006.
- ZHANG, M.; GEORGAKIS, C. T.; CHEN, J. Biomechanically excited SMD model of a walking pedestrian. *Journal of Bridge Engineering*, v. 21, n. 8, 2016.
- ZHANG, Q. *Models of a Standing Human Body in Structural Vibration*. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia, documento em língua inglesa) - Faculty of Engineering and Physical Sciences, School of Mechanical, Aerospace and Civil Engineering, University of Manchester, Manchester, Reino Unido, 2013.
- ZHANG, S.; XU, L.; QIN, J. Vibration of lightweight steel floor systems with occupants: Modelling, formulation and dynamic properties. *Engineering Structures*, v. 147, p. 652–665, 2017.

ZHANG, X.; QIU, Y.; GRIFFIN, M. J. Developing a simplified finite element model of a car seat with occupant for predicting vibration transmissibility in the vertical direction. *Ergonomics*, v. 58, n. 7, p. 1220–1231, 2015.

ZHENG, X.; BROWNJOHN, J. M. W. Modeling and simulation of human-floor system under vertical vibration. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, v. 4327, p. 513–520, 2001.

ZHOU, D. et al. Comparison of two models for human-structure interaction. *Applied Mathematical Modelling*, v. 40, n. 5–6, p. 3738–3748, 2016.

ZHOU, X. et al. Vibration serviceability of pre-stressed concrete floor system under human activity. *Structure and Infrastructure Engineering*, v. 2479, n. December, p. 1–11, 2016.