

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**

**ENGENHARIA FÍSICA**

**INSTITUTO BRASILEIRO DE TECNOLOGIA EM COUROS, CALÇADOS E  
ARTEFATOS**

**LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA**

**ALEF BENEDETTI**

**ATENUAÇÃO DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS POR CALÇADOS E  
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE DE ANÁLISE**

Porto Alegre

2017

**ALEF BENEDETTI**

**ATENUAÇÃO DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS POR CALÇADOS E  
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE DE ANÁLISE**

Trabalho de conclusão apresentado  
a Universidade Federal do Rio  
Grande do Sul, como parte das  
exigências para obtenção do grau de  
bacharel em Engenharia Física

**Orientador:**  
**Prof. Dr. Milton Antonio Zaro**

Porto Alegre

2017

**ALEF BENEDETTI**

**ATENUAÇÃO DAS VIBRAÇÕES MECÂNICAS POR CALÇADOS E  
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE DE ANÁLISE**

Trabalho de diplomação apresentado a Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte das exigências para obtenção do grau de bacharel em Engenharia Física

Porto Alegre, 06 de abril de 2017

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Milton Antonio Zaro  
PGIE/UFRGS

---

Prof. Dr. Eng. Vanessa Fátima Pasa Dutra  
DECIV/UFRGS

---

Prof. Dr. Leonardo Gregory Brunnet  
IF/UFRGS

#### Agradecimentos:

Agradeço primeiramente meus pais por terem, acima de tudo, me educado. Muito obrigado a todos os meus professores, da pré-escola à universidade, por todo o conhecimento transmitido, em especial ao professor Milton Antonio Zaro.

Um forte abraço em todos os meus amigos, especialmente aos que mais contribuíram com este trabalho, Anderson Bordin e Luis Filipe de Almeida.

## ÍNDICE

ÍNDICE .....	5
RESUMO.....	7
ABSTRACT .....	8
1. INTRODUÇÃO .....	9
1.1. Definição do problema .....	9
1.2. Definição das variáveis .....	10
1.3. Objetivo .....	11
1.4. Delimitações do estudo .....	12
1.5. Hipóteses .....	13
1.6. Estrutura textual .....	13
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	15
2.1. Biomecânica.....	15
2.1.1. Marcha humana.....	16
2.1.2. Ossos .....	18
2.1.3. Cartilagens .....	21
2.1.4. Lesões por uso excessivo .....	22
2.1.5. Correlação das patologias com o uso de calçados:.....	23
2.2. Vibrações .....	24
2.2.1. Frequência natural.....	25
2.2.2. Atenuação da vibração .....	27
2.2.3. Parâmetros avaliados em vibrações ocupacionais.....	29
2.3. Acelerometria tibial.....	32
2.3.1. Fixação do acelerômetro .....	33
2.3.2. Domínio do tempo .....	34
2.3.3. Domínio das frequências .....	35
2.4. Aquisição de dados .....	37

2.4.1. Acelerômetros.....	38
2.4.2. Condicionador de sinais .....	40
2.4.3. Conversor analógico/digital .....	41
3. METODOLOGIA .....	43
3.1. Materiais.....	43
3.2. Modelos de calce e corpos de prova.....	43
3.3. Sistema de aquisição de dados .....	45
3.4. Primeira fase: sensores uniaxiais – domínio do tempo .....	46
3.4.1. Desenvolvimento da metodologia de ensaio .....	48
3.4.2. Comprovação da eficácia da metodologia de ensaio .....	60
3.5. Segunda fase: acelerômetros triaxiais .....	63
3.5.1. Definição da curva média .....	64
3.5.2. Análise da curva média em dias distintos de marcha .....	69
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	75
4.1. Correlação entre a média da amplitude de aceleração e o comprimento da passada .....	75
4.2. Envoltória da atenuação da vibração .....	78
4.3. Arrancada ou taxa de variação da aceleração no tempo .....	85
4.4. Índices calculados a partir da atenuação da vibração, da arrancada e da teoria das vibrações ocupacionais .....	88
4.5. Transformada de Fourier e Função de Transferência .....	93
4.6. Software de análise.....	98
5. CONCLUSÕES .....	99
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	100
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	101

## RESUMO

O objetivo deste projeto foi o desenvolvimento de uma metodologia de ensaio e processamento dos dados de acelerometria tibial que fosse capaz de diferenciar calçados, em relação à absorção das vibrações produzidas pelo contato inicial durante a marcha humana. A repetitividade dos resultados foi comprovada em diversos parâmetros baseados na teoria das vibrações ocupacionais, dentre eles: a amplitude de aceleração; o valor RMS e o fator de crista. Foram propostas curvas médias e índices relativos, onde a marcha descalça é utilizada como variável de controle visando a minimização dos desvios biológicos. Testes iniciais contaram com a participação de 10 sujeitos, do gênero feminino, enquanto que o estudo completo avaliou 2 sujeitos, do gênero feminino, utilizando 3 calçados distintos. O tempo de coleta foi de 10 minutos de marcha utilizando o calçado e 10 minutos de marcha descalça, com uma taxa de aquisição de 2000 Hz. Os resultados apresentaram variabilidade menor do que 6%, sendo capazes de diferenciar o tênis e o calçado de segurança do sapato de salto. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o tênis e o calçado de segurança. Não foi encontrada relação entre a amplitude de aceleração e o comprimento da passada. O modelo matemático vibracional com um grau de liberdade foi capaz de descrever satisfatoriamente a atenuação da vibração na marcha descalça, entretanto, análises da marcha calçada sugerem a necessidade de um modelo mais complexo ou a existência de interferência de ondas mecânicas. A derivada da curva de aceleração no tempo (arrancada) demonstrou que o uso de calçados tem influência significativa apenas no limiar de subida e descida do primeiro pico de aceleração.

**Palavras chaves:** Marcha humana. Acelerometria tibial. Vibração. Calçado.

## ABSTRACT

This project's goal was to develop a methodology for testing and processing tibial accelerometer data which would be able to differentiate footwear in relation to the absorption of vibration produced at the initial contact of the foot to the floor during the human gait. The results repeatability was proven in several parameters based on the theory of occupational vibrations, such as: the acceleration extent; the RMS value and the crest factor. Were proposed means curves and relative indexes, where the barefoot gait is used as a control variable aiming at the minimization of biological deviations. Initial tests involved 10 subjects, female gender, while the full study evaluated 2 subjects, of the same gender, using 3 different footwears. The acquisition time was of 10 minutes in gait using the footwears and 10 minutes of barefoot gait, with an acquisition rate of 2000 Hz. The results showed variability smaller than 6%, which made possible to differentiate the casual shoe, the safety footwear and the high heels. No significant difference was found between the casual shoe and the safety footwear. There was no relationship found between the acceleration extent and the step length. The mathematical vibrational model with one degree of freedom was able to well describe the attenuation of vibration at the barefoot gait, however, barefoot gait analysis suggests the requirement of a more complex model or the existence of mechanical wave interference. The derivative of acceleration with respect to time (jerk) demonstrated that footwears had significant influence only at the upload and download threshold to the first acceleration peak.

**Keywords:** Human gait. Tibial shock. Vibration. Footwear.



# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. Definição do problema

Durante a marcha humana o contato inicial do pé com o solo gera um pico de impacto que desencadeia uma onda de choque mecânica que se propaga pelo corpo (Hwang, 2006) (Zylberberg, 2012) (Johnson, 1986). O corpo humano é dotado de mecanismos naturais para absorção deste choque, como a flexão plantar do tornozelo e a flexão do joelho (Perry, 2005). Contudo, a utilização de calçados como interface do pé com o solo pode auxiliar estes mecanismos. Através da técnica de acelerometria, é possível quantificar a aceleração oriunda desta onda de choque (Johnson, 1986) (Wüst, 2009) (Zylberberg, 2012), que também é responsável pelas vibrações mecânicas observadas no sistema musculoesquelético.

Atualmente a determinação do índice de conforto dos calçados utiliza a TAP (Taxa de Aceitação do Peso) como parâmetro para quantificar o impacto durante a marcha, conforme ABNT NBR 14834. A técnica se baseia na quantificação da força de reação do solo e não permite a mensuração das vibrações do sistema musculoesquelético, além de ser uma grandeza indireta, uma vez que a medida é efetuada no solo e não no indivíduo. Como principal vantagem, a acelerometria possibilita a realização de medidas em diversos segmentos do corpo (Shorten & Winslow, 1992), permitindo até a avaliação da propagação da onda de choque na cabeça (Bruxel, Balbinot, & Zaro, 2013). Além disso, acelerômetros são mais baratos do que plataformas de força e permitem coletas fora do ambiente laboratorial (Kavanagh & Menz, 2008) (plataformas de força portáteis apresentam menor acurácia, por não estarem rigidamente presas ao solo).

A literatura apresenta diferentes pontos de vista sobre os benefícios e/ou malefícios do choque gerado no contato inicial, bem como das vibrações provenientes dele. Alguns autores defendem que os exercícios físicos de impacto são benéficos para o corpo humano, uma vez que promovem o aumento da massa óssea durante a fase de crescimento, e ajudam na conservação da

mesma durante a vida adulta. Um idoso com maior massa óssea apresentaria um menor grau de osteoporose, prevenindo fraturas causadas por quedas do dia a dia (Osteoporosis, s.d.) (Hall, 2005, pp. 91-99). Entretanto, outros autores relatam que os exercícios de impacto estão associados à danos irreversíveis aos tecidos cartilagosos, principalmente das articulações sinoviais, gerando a artrose degenerativa (Hall, 2005, p. 132). Em casos extremos, sabe-se que repetidos contatos do pé com o solo podem causar lesões por uso excessivo (McGinnis, 2015, pp. 361-369).

Deve ficar claro que o presente trabalho não tem interesse em aprofundar este tema, muito menos resolver este dilema. Este trabalho apenas expõe os diferentes pontos de vista como motivação para a realização de um estudo quantitativo acerca da influência de diferentes calçados nas vibrações geradas pela marcha. Este passo, associado a estudos futuros que visem correlacionar as patologias citadas à diferentes tipos de calçados pode auxiliar a engenharia do calçado, contribuindo com a criação de uma norma de conforto do calçado capaz de estabelecer níveis mínimos e/ou máximos para a transmissão de vibrações aos indivíduos, levando em conta a faixa etária e o nível de treinamento.

## **1.2. Definição das variáveis**

Diversos estudos envolvendo acelerometria tibial já foram realizados, sendo a maioria deles limitados ao domínio do tempo e restritos à análise da amplitude da aceleração (Wüst, 2009) (Hwang, 2006) (Lafortune, Henning, & Valiant, 1995) entre outros. Alguns autores intitulam a amplitude de aceleração como vibração, todavia, é evidente que a avaliação das vibrações deve envolver outros parâmetros. Em vibrações ocupacionais, as avaliações no domínio do tempo levam em conta, por exemplo, a energia transportada pela vibração e o fator de crista da onda (Mansfield, 2005).

Trabalhos envolvendo o domínio das frequências são menos corriqueiros, mas demonstram que o uso de calçados promove a absorção de determinadas

faixas da densidade espectral de potências (Zylberberg, 2012) (Johnson, 1986) (Shorten & Winslow, 1992). Estes trabalhos são baseados na transformada de Fourier, que prediz as frequências, porém não é capaz de determinar as componentes associadas a cada fase da marcha. Ao realizar este processamento matemático em um ciclo de marcha completo, perde-se a informação da fase da marcha atrelada à absorção observada, deixando dúvidas se a absorção ocorreu no momento do contato inicial, na fase de duplo apoio ou na fase de balanço, por exemplo.

Além das variáveis de estudo, é imprescindível que se dê atenção as variáveis associadas à metodologia de ensaio como, por exemplo, taxa de aquisição de dados e tempo de coleta. A utilização de uma metodologia de ensaio apropriada para a aquisição de dados em um experimento científico é, por vezes, um desafio. Uma possível definição para metodologia afirma que esta é um corpo de regras e diligências estabelecidas para realizar uma pesquisa científica. A literatura apresenta diversos trabalhos com falhas metodológicas graves, associadas principalmente à fatores como: ausência da incerteza associada às medidas; utilização de ferramentas estatísticas inapropriadas; ou a negligência de alguma variável inerente ao ambiente. Estas falhas muitas vezes colocam os resultados apresentados sob suspeita. Por lidar com calçados similares, o presente trabalho deve elucidar estas regras com cuidado, afinal medidas biomecânicas da marcha humana estão sujeitas a uma variabilidade na ordem de 15% (Liikavainio, et al., 2007) (intrínseca ao ser humano e por isso inacessível ao pesquisador).

### **1.3. Objetivo**

O objetivo geral visa o desenvolvimento de um método quantitativo que permita a diferenciação de calçados, frente às vibrações transmitidas ao corpo, durante a marcha humana.

Para tal, devem-se atingir os seguintes objetivos específicos:

- Aplicar uma metodologia adequada às coletas de acelerometria tibial;
- Avaliar diferentes parâmetros das curvas de acelerometria tibial (dentre eles a amplitude do pico de aceleração, o fator de atenuação, o fator de crista e o valor da RMS da vibração), buscando parâmetros que caracterizem os calçados e sejam repetitivos em testes realizados em diferentes dias e em diferentes sujeitos;
- Desenvolver um software que permita uma análise eficiente dos dados de acelerometria tibial;

#### **1.4. Delimitações do estudo**

Este trabalho iniciou com estudos preliminares, executados com 10 sujeitos em 20 corpos de prova distintos. Picos de aceleração espúrios, com alta frequência, eram encontrados nestas análises com acelerômetros uniaxiais. Após a constatação de que os mesmos se tratavam de ruído mecânico, característicos da colisão do cabo de transmissão do sinal com a perna esquerda, os dados da amplitude de aceleração do contato inicial puderam ser aproveitados e acabaram validando a metodologia de ensaio adotada.

Desejando seguir a normatização ABNT NBR 14834, que fundamenta os testes biomecânicos sobre o conforto de calçados, os sujeitos testados no estudo completo foram postos em marcha, sobre uma esteira ergométrica, com velocidade constante de 4 km/h  $\pm$  5 %. Foram testados 2 modelos de calce, do gênero feminino, escolhidos conforme parâmetros estabelecidos pela mesma norma. Foram escolhidos 3 corpos de prova (um tênis, um calçado de segurança e um salto baixo) com numerações 35 e 36 (a numeração 37 também é exigida em calçados femininos, entretanto, esta numeração não foi testada por restrições dos calçados disponíveis).

A fixação de acelerômetros foi executada sobre a pele e avaliou-se apenas o ponto médio da tíbia direita dos sujeitos. A análise dos dados se deteve às vibrações longitudinais, isto é, envolvendo apenas o eixo y da marcha.

## **1.5. Hipóteses**

Acerca da metodologia de ensaio, desejava-se avaliar se as curvas médias e os parâmetros de aquisição dos dados propostos são capazes de resultar em índices reprodutíveis ao longo dos dias.

Em relação aos índices propostos, desejava-se aferir se estes são reprodutíveis para diferentes modelos em diferentes dias.

De posse de índices reprodutíveis, pretende-se quantificar estas grandezas para os diferentes corpos de prova, averiguando se é possível separá-los de forma satisfatória. A escolha do calçado do tipo tênis e do calçado de segurança visa elucidar este fato, afinal, espera-se valores similares no quesito amplitude de aceleração, mas, acredita-se que os valores de energia transportada, bem como do fator de crista, possam diferenciar estes calçados. A inserção do calçado de salto visa a obtenção de diferenças significativas em diversos parâmetros.

## **1.6. Estrutura textual**

Após esta introdução, o capítulo 2 apresenta uma breve definição de alguns conceitos sobre biomecânica e análise de marcha, seguido de algumas definições de anatomia humana e das consequências do choque mecânico em ossos, cartilagens e articulações. Uma seção destinada ao embasamento teórico das vibrações, com foco na teoria e nas técnicas adotadas em estudos de vibrações ocupacionais, precede a revisão sobre acelerometria tibial na marcha humana, que apresenta alguns resultados de outros autores sobre o assunto, dividindo o tema nos domínios do tempo e da frequência. Tópicos imprescindíveis no desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados também têm uma seção própria, detalhando o funcionamento dos principais dispositivos eletrônicos envolvidos.

O capítulo 3 inicia com a definição dos materiais utilizados, seguido do detalhamento das modelos de calce e do sistema de aquisição de dados. Entretanto este capítulo é destinado à descrição completa da metodologia de ensaio adotada e, por isso, atribui uma atenção especial à definição da metodologia de aquisição dos dados, visando a execução satisfatória do primeiro objetivo específico. Por conta disto, o capítulo é composto de inúmeros resultados parciais e conclusões.

A definição da metodologia é apresentada em duas fases, a primeira, envolvendo acelerômetros uniaxiais, teve a incumbência de comprovar a eficácia da metodologia no domínio temporal. Todos os dados adquiridos e conclusões obtidas nesta fase são fruto de um esforço conjunto que culminou com a definição de um Índice de Absorção de Vibrações (Almeida, Benedetti, & Zaro, 2017). A segunda etapa utilizou acelerômetros triaxiais e deteve-se à explanação do processamento matemático; da comparação dos diferentes corpos de prova; e da repetitividade dos ciclos de marcha em dias distintos. A troca dos sensores foi inevitável, uma vez que os acelerômetros uniaxiais disponíveis possuíam o eixo de sensibilidade perpendicular ao cabo de transmissão de dados, adicionando ruído mecânico de alta frequência ao sinal. Sabe-se que a massa diminuta dos acelerômetros uniaxiais torna a montagem sobre a pele mais fidedigna, devido ao menor efeito nos tecidos moles, entretanto, o ruído mencionado tornava as análises no domínio das frequências incoerentes.

O capítulo 4 é destinado a comparação dos diferentes corpos de prova, aplicando as teorias descritas no capítulo 2 às curvas médias obtidas a partir da metodologia de ensaios e do processamento matemático descrito no capítulo 3. A comparação dos índices é feita a partir de figuras e tabelas, visando facilitar o entendimento. Todos os índices propostos são calculados e avaliados frente à reprodutibilidade dos resultados.

O capítulo 5 resume as principais conclusões obtidas durante o trabalho e o texto encerra no capítulo 6, com sugestões de trabalhos futuros capazes de contribuir com o tema, solucionando percalços detectados na execução deste projeto ou dando opções de continuidade do mesmo.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. Biomecânica

A etimologia da palavra *biomecânica*, deriva do prefixo *bio-* (relação com sistemas vivos ou biológicos) e o radical *mecânica* (relação com a análise de forças e seus efeitos). *Biomecânica* é definida como “a aplicação dos princípios da mecânica ao estudo dos problemas biológicos” (Enoka, 2000, p. 1).

Sob a ótica do esporte e do exercício, o estudo da biomecânica pode objetivar diversas metas, dentre elas, a melhora no desempenho de um atleta, o aperfeiçoamento dos equipamentos ou a prevenção de lesões (McGinnis, 2015). Estas três metas encontram-se interligadas, visto que a melhora de um equipamento (no presente trabalho o calçado), pode potencializar o desempenho e prevenir lesões.

Em análises biomecânicas a adoção de um sistema espacial de referência absoluta é comum. Quando os movimentos ocorrem em relação ao solo, a padronização dos eixos cartesianos X, Y e Z para velocidades e acelerações, normalmente segue a convenção apresentada na Figura 1 (Winter, 1990).

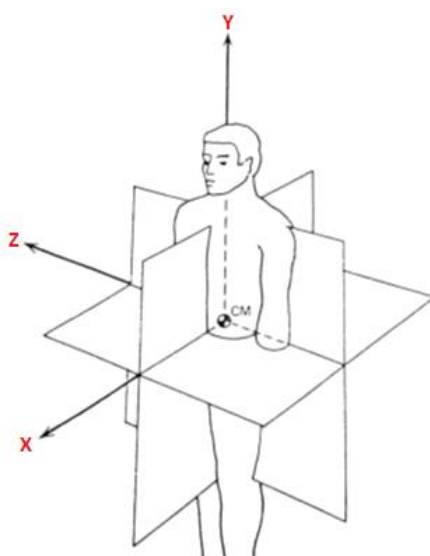


Figura 1. Sistema de coordenadas para análise de movimento

Fonte: Adaptado de (Winter, 1990, p. 13)

### 2.1.1. Marcha humana

O método mais utilizado pelos seres humanos para percorrer curtas distâncias é a marcha, uma sequência repetitiva de movimentos dos membros, visando o deslocamento do corpo para frente, com o mínimo de energia possível. (Perry, 2005). O ato de caminhar de forma bípede, demanda movimentos periódicos de cada pé (de uma posição de apoio até a próxima) e forças de reação do solo capazes de suportar o peso do corpo (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992, p. 8).

A documentação da marcha humana iniciou no final do século XIX, mas foi no século XX que a instrumentação cinética e cinemática da análise de marcha teve maiores avanços. Atualmente a utilização de diversos sistemas como: câmeras infravermelhas, plataformas de força, eletromiografia; permite uma descrição tridimensional da marcha em tempo real (Lucareli, 2004).

Sob a ótica biológica, a ativação do comando de marcha no cérebro, cria sinais elétricos que percorrem o sistema nervoso, desencadeando as contrações musculares que geram as forças e os momentos nas articulações. Após o ajuste destas forças, ocorre o movimento antropométrico dos segmentos do corpo, culminando com a geração das forças de reação do solo. A repetição desta sequência de eventos, resulta no que chamamos de marcha humana. (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992, p. 3).

A representação de um ciclo de marcha, bem como a correlação com os sinais de acelerometria tibial da marcha calçada e descalça, foco deste trabalho, podem ser observadas na Figura 2. Um ciclo de marcha inicia com o primeiro contato do pé com o solo e perdura até o próximo contato deste mesmo pé com o solo. Um ciclo de marcha pode ser dividido em dois períodos (apoio e balanço). O período de apoio pode ser subdividido em duas tarefas denominadas aceitação de peso (duplo apoio) e apoio simples. De todas as tarefas do ciclo de marcha, a que tem maior exigência é a aceitação do peso (dividida nas fases de contato inicial e resposta à carga) (Perry, 2005, p. 8).



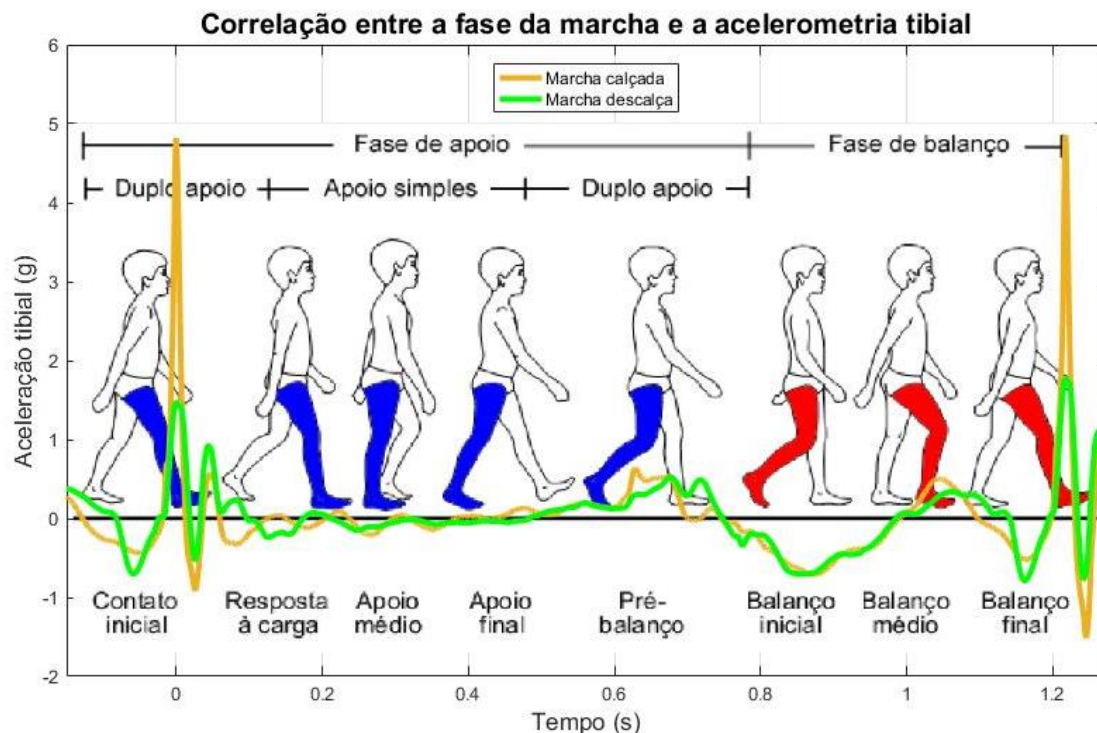


Figura 2. Fases do ciclo de marcha.

Fonte: Adaptado de (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992, p. 9)

Em um referencial onde 100 % corresponde ao final da fase de balanço do um ciclo de marcha, o contato inicial corresponde ao ponto zero (0 %), representando o momento em que o calcâneo toca o solo. Nesta representação, a fase de resposta à carga equivale ao intervalo de 0 % a 10 % do ciclo de marcha e é responsável pela absorção do choque gerado durante o contato inicial (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992, p. 11). Na marcha considerada normal, cada membro passa 38 % do tempo em balanço, e 62 % do tempo em contato com o solo.

Do ponto de vista da carga, o contato inicial pode ser analisado como a transferência do peso do corpo para o membro que está à frente, resultando em uma carga abrupta correspondente à 60% do corpo em um intervalo de apenas 0,02 segundos. A intensidade deste impacto é atenuada naturalmente por alguns mecanismos de absorção do corpo humano, como a flexão plantar do tornozelo e a flexão do joelho (Perry, 2005, p. 34). A magnitude desta carga e o padrão de marcha são significativamente alterados pela velocidade média da mesma.

### 2.1.2. Ossos

Ossos são tecidos conjuntivos vivos, compostos por uma camada superficial fina, envolvendo uma massa esponjosa. Estes tecidos possuem flexibilidade e rigidez, dando sustentação mecânica para o corpo humano. Sendo tecidos vivos, sangram quando fraturados, causam dor quando lesados, remodelam-se em resposta aos estresses sofridos e modificam-se com a idade (Moore, Dalley, & Agur, 2014, pp. 19-23).

As variações em resposta ao estresse e às modificações do tempo são importantes para este trabalho, uma vez que estudos relatam a atrofia (diminuição de tamanho) dos ossos de paralíticos e a hipertrofia (aumento de tamanho) de ossos responsáveis por sustentar um peso excessivo por um longo período tempo (Moore, Dalley, & Agur, 2014, p. 23) (Basmajian, 1993, p. 3). A desmineralização óssea experimentada por astronautas na ausência de gravidade é outro exemplo deste fato (Hall, 2005, p. 93).

A primeira descoberta científica sobre o mecanismo de crescimento dos ossos ocorreu em 1736. O médico John Belchier observou que os ossos de um pernil de porco, servido no jantar, estavam com coloração avermelhada. Ele explicou o fato ao observar a alimentação dos animais. O farelo dado aos porcos era molhado em cubas utilizadas para tingir tecidos de cor vermelha. John publicou seu relato e Duhamel, um fazendeiro francês, decidiu alimentar seus porcos alternando entre a ração normal e a ração tingida. Desta forma, Duhamel descobriu que os ossos apresentavam anéis corados, alternando entre a coloração vermelha e a branca. Isto o levou a conclusão de que os ossos aumentam de espessura ao longo da vida, crescendo como troncos de árvores. Seguindo seus estudos, Duhamel fez diversos furos nos ossos em crescimento, inserindo estiletos de prata em distancias conhecidas. Após a morte dos animais, verificou que as distâncias entre os estiletos permaneciam constantes, sugerindo que os ossos aumentam de comprimento através do crescimento das extremidades (Basmajian, 1993, p. 10).

Atualmente sabe-se que este processo de crescimento dos ossos longos ocorre por ossificação endocondral, havendo a formação de uma cartilagem de

crescimento antes da ossificação, que desaparece quando o osso atinge seu comprimento definitivo. A cartilagem articular, (que recobre a extremidade superficial do osso) persiste por toda a vida. (Basmajian, 1993, p. 8). Os ossos crescem em diâmetro durante a maior parte da vida, porém este crescimento é mais acentuado na adolescência (Hall, 2005, p. 90).

Estudos indicam que uma certa quantidade de tensão mecânica é necessária para estimular o crescimento (McGinnis, 2015, p. 263). Todavia, cargas agudas ou repetitivas podem causar danos à cartilagem de crescimento, levando ao fechamento precoce da placa epifisária e conseqüentemente cessando o desenvolvimento ósseo longitudinal (Hall, 2005, p. 101). Este fato pode explicar a baixa estatura observada em ginastas de alto rendimento, que iniciam os treinamentos durante a infância. Estudos com ratos mostraram que repetitivos impactos de 3,5 vezes a massa corporal do animal não causam a calcificação precoce da placa de crescimento (Pacheco, 2003), sugerindo que impactos do dia a dia não são capazes de lesar a cartilagem de crescimento.

Segundo a lei de Wolff, apresentada em (Hall, 2005, p. 91):

“Com a forma de um osso já determinada, os elementos dos ossos se colocam ou se deslocam na direção das forças funcionais e aumentam ou diminuem sua massa de forma a refletir a quantidade de forças funcionais”.

Em outras palavras, pode-se dizer que a densidade óssea e os formatos dos ossos estão diretamente ligados à magnitude e à direção dos estresses mecânicos que atuam sobre eles. Os ossos possuem um fator de segurança, sendo de duas a cinco vezes mais fortes do que as forças normalmente aplicadas sobre eles (Enoka, 2000, p. 121).

“Os processos que causam remodelagem dos ossos não estão bem elucidados e continuam sendo objeto de pesquisa de cientistas” (Hall, 2005, p. 92). Muitos autores citam a carga como fator determinante na mineralização óssea de adultos e crianças, entretanto a dieta e o perfil de atividades físicas são fatores mais influentes do que o peso corporal (Hall, 2005, p. 92). O mesmo autor relata a importância do impacto na hipertrofia óssea, citando estudos envolvendo atletas de diversos esportes como basquetebol, voleibol, futebol, atletismo e natação, concluindo que a densidade mineral óssea era maior nos esportes de

alto impacto. Outro trabalho, envolvendo corredores, ciclistas e sedentários, demonstrou que corredores possuíam a maior densidade óssea, no entanto ciclistas e sedentários apresentavam valores similares. A sustentação do peso corporal até o início da adolescência (associado a exercícios físicos), bem como exercícios de salto em crianças, também se mostraram efetivos no aumento da densidade e massa óssea (Hall, 2005, p. 98).

Não existe um consenso sobre o período de tempo que a densidade mineral óssea se mantém no patamar máximo, entretanto, há um declínio progressivo da densidade óssea e da resistência dos ossos (osteoporose) após a terceira década de vida. Em mulheres, a perda óssea anual por conta da osteoporose varia de 0,5% a 1,0% até o início da menopausa, chegando a valores de até 6,5% por ano após esta fase. Em homens o mesmo efeito é observado em idades mais avançadas (Hall, 2005, p. 91). Fatores como: níveis hormonais (em ambos os sexos); dieta alimentar; tabagismo; consumo excessivo de proteína e cafeína; também estão relacionados à osteoporose, no entanto o fato isolado mais importante para prevenir ou adiar o início da osteoporose é chegar a terceira idade com a maior massa óssea possível (nível atingido durante a segunda infância e a adolescência) (Hall, 2005, pp. 97-99).

A Fundação Internacional de Osteoporose (Osteoporosis, s.d.) estima que um aumento de 10 % no pico de massa óssea em crianças, pode reduzir em até 50 % o risco de fraturas causadas pela osteoporose na terceira idade. Afirma ainda que a construção da massa e da densidade óssea ocorre principalmente dos 8 aos 16 anos. Baseada em diversos estudos, recomenda que crianças e adolescentes executem, três vezes por semana, ao menos 30 minutos de exercícios de alto impacto (natação e ciclismo não se enquadram neste grupo).

Especificamente no âmbito das vibrações, um estudo envolvendo ratos demonstrou que 30 minutos diários de vibrações com 45 Hz e 3 g de amplitude aumentou a taxa de formação do osso periosteal (camada superficial fina que recobre a massa esponjosa), sugerindo benefícios deste tipo de carga na saúde óssea (Oxlund, Ørtoft, Andreassen, & Oxlund, 2003).

### 2.1.3. Cartilagens

Cartilagens apresentam uma forma elástica, semirrígida, formada de tecido conjuntivo (um material amorfo formado por diversos tipos de células). Estas estruturas compõem partes do esqueleto onde é necessária flexibilidade (Moore, Dalley, & Agur, 2014). A cartilagem não possui vasos sanguíneos, vasos linfáticos ou nervos e, por isso, não apresenta sensibilidade (Basmajian, 1993, p. 11). Existem três tipos de cartilagem: a articular, a fibrosa e a elástica.

A cartilagem articular (hialina) recobre as superfícies articulares dos ossos longos. Sendo capaz de autolubrificação, libera e reabsorve o líquido sinovial em resposta à carga. (Enoka, 2000, p. 124). Essa cartilagem é a superfície de rolamento entre ossos em movimento, prevenindo o desgaste ósseo. Por constituir um tecido mais elástico que os ossos, também é responsável por uma parcela da absorção de choque. (McGinnis, 2015, p. 267).

Séries de compressão e descompressão nutrem a cartilagem articular, como se esta fosse uma esponja. Sob tensões lentas, a cartilagem permite um melhor amortecimento do que o tecido ósseo, todavia, tensões de grande rapidez podem provocar lesões no tecido cartilaginoso. Este tecido reage bem a séries de tensões de apoio e repouso alternadas, fazendo com que tensões duráveis e repetidas aumentem o risco de artrose (Dufour & Pillu, 2016, pp. 69-70).

A espessura desta camada protetora é de 1 a 5 mm, sendo capaz de reduzir o atrito articular a apenas 17 a 33% de um patim no gelo, sob a mesma carga (Hall, 2005, p. 119). O envelhecimento da cartilagem provoca uma menor lubrificação, gerando menor resistência (Dufour & Pillu, 2016, p. 70).

A doença mais comum que acomete a cartilagem articular é a osteoartrite. Inicialmente, a cartilagem se torna áspera e irregular, sendo completamente destruída em casos extremos, provocando dores. A causa da osteoartrite é desconhecida, e não há recomendações para sua prevenção. Parece não haver relação da osteoartrite com atividades cotidianas ou com atividades físicas moderadas durante a vida inteira. Todavia, há incidências mais altas de osteoartrite em atletas de alto rendimento e em pessoas ligada a atividades de levantamento de peso, como agricultura (Hall, 2005, p. 132).

#### **2.1.4. Lesões por uso excessivo**

Conforme exposto anteriormente, a Lei de Wolff enuncia que o tecido ósseo se adapta ao nível de tensão imposta, remodelando-se. O mesmo vale para outros tecidos do corpo, como ligamentos e tendões (Hall, 2005, pp. 360-361) e até mesmo para as cartilagens articulares (Hall, 2005, p. 132).

Durante os treinamentos, atletas se valem desta capacidade de adaptação do corpo para aumentar seu desempenho, aplicando tensões acima do qual o tecido está adaptado a suportar e, posteriormente, aguardando o tempo necessário para a reconstrução do mesmo. Quando este período de tempo não é respeitado, pode haver uma lesão por uso excessivo, caracterizada por repetidas aplicações de carga insuficientes para causar uma lesão traumática ou acidental (colisão de alto impacto). Lesões deste tipo estão associados tanto com a magnitude quanto com a frequência das cargas impostas (McGinnis, 2015, pp. 361-362).

Diversos fatores estão associados ao desenvolvimento de lesões por uso excessivo, sendo alguns deles intrínsecos aos indivíduos (densidade óssea, alinhamento antropométrico, força, resistência) e outros extrínsecos a eles (associados às tarefas ou ao ambiente) (McGinnis, 2015, p. 366). Os calçados podem ser considerados um fator extrínseco fundamental no surgimento ou prevenção de lesões em diversos esportes, dentre eles a corrida. Sabe-se que o desenvolvimento de lesões por uso excessivo durante esta prática é comum, sendo o joelho a parte do corpo mais afetada (McGinnis, 2015, p. 367).

Existem diversos fatores atrelados ao surgimento de tais lesões, contudo, a maioria está ligada a fase de contato inicial, onde o movimento para baixo do atleta deve ser parado e, então, revertido como impulso para cima. Em cada fase de contato, a extremidade inferior do corpo deve absorver a energia do choque e posteriormente produzir a energia para lançar o indivíduo ao ar. Dependendo da técnica biomecânica empregada na corrida (contato com o retropé ou com o antepé), fatores como o padrão de distribuição de pressão plantar podem variar significativamente. (McGinnis, 2015, p. 369).

Seja qual for a técnica de corrida, a quantificação da força durante o contato inicial tem sido estudada a muito tempo, principalmente após a comercialização das plataformas de força. Estes estudos concluíram que a aplicação da força de reação do solo ocorre como uma carga impulsiva (uma força com alta magnitude aplicada em um curto intervalo de tempo). Estas forças são parcialmente absorvidas pelos tecidos do corpo, e são responsáveis por diversas lesões causadas em corredores, dentre elas a osteoartrite. A indicação para atletas iniciantes é utilizar calçados que tenham um calcanhar acolchoado, visando a prevenção de lesões de uso excessivo ocasionadas pelos repetitivos contatos do pé com o solo (McGinnis, 2015, p. 370).

#### **2.1.5. Correlação das patologias com o uso de calçados:**

Conforme exposto nos itens anteriores, sabe-se que a saúde óssea na terceira idade está diretamente ligada aos impactos sofridos durante a fase de crescimento e que o processo de crescimento longitudinal dos ossos não é afetado pelos impactos ocasionados no dia a dia. Admite-se que tanto a ausência quanto o excesso de estresse mecânico podem promover o surgimento da osteoartrite. Por fim, lesões de uso excessivo podem ser causadas pelo uso de calçados inadequados, principalmente em esportistas ou indivíduos que desempenham suas funções diárias em pé.

É sugestivo pensar que o uso do calçado está diretamente ligado às patologias citadas. Mais estudos precisam ser executados para elucidar tais correlações e o presente trabalho pode colaborar com esta tarefa de engenharia do calçado, uma vez que a quantificação do impacto (e das vibrações provenientes dele) é fundamental nestes estudos. Por exemplo, pode-se avaliar se amortecimento excessivo em calçados casuais ou infantis intensifica a osteoporose e qual é o valor mínimo de atenuação das vibrações para que calçados de alta performance ou utilizados por pessoas que exercem atividades de levantamento de peso durante o dia todo, diminuam lesões de por uso excessivo.

## 2.2. Vibrações

Vibração é um movimento alternado de um corpo sólido (ou partes dele) em relação a um ponto fixo ou ao seu centro de equilíbrio. Este movimento é capaz de transportar energia, e necessita de um meio material para se propagar. A medição das vibrações pode ocorrer através de três grandezas interligadas entre si: deslocamento, velocidade ou aceleração. Em baixas frequências, o deslocamento é o fator mais relevante, no entanto em médias e altas frequências, a velocidade e a aceleração passam a ser a propriedade mais importante (Mansfield, 2005, p. 4).

Vibrações são comuns em diversos eventos do cotidiano. Em alguns casos são necessárias e imprescindíveis ao funcionamento de alguns sistemas. No corpo humano, as vibrações mecânicas dos ossos do ouvido interno são a base para o funcionamento do sistema auditivo. Em outros casos, fatores externos como ventos e terremotos podem induzir vibrações em construções, como pontes ou prédios, levando estas estruturas ao colapso. Outros exemplos menos comuns de aplicações benéficas das vibrações são os relógios atômicos (que têm como referência as vibrações atômicas), aparelhos de ultrassom (utilizados em inúmeras técnicas da medicina) e até o controverso estímulo do crescimento ósseo (Balachandran & Magrab, 2011, p. 1).

No ramo da ergonomia, as vibrações ocupacionais são largamente estudadas, uma vez que o corpo de trabalhadores expostos às atividades com máquinas, absorve grande parte da energia vibratória. Dentre os efeitos danosos ao corpo humano, pode-se destacar a perda do equilíbrio, aumento da frequência cardíaca, efeitos psicológicos (tal como a falta concentração), distúrbios de visão, degeneração gradativa do tecido muscular e nervoso, entre outros (Mansfield, 2005, pp. 25-26).

Segundo citações de (Zylberberg, 2012, pp. 26-27) o ser humano relata queixas dependentes da frequência de exposição, sendo as frequências de 4 a 8 Hz as maiores causadoras de incômodos. De 4 a 10 Hz realçam-se as reações musculares e desconforto severo. De 8 a 12 Hz aparecem dores nas costas e de 10 a 20 Hz os maiores sintomas são tensões musculares e dores de cabeça.



### 2.2.1. Frequência natural

Sistemas mecânicos têm uma frequência natural de vibração, que representa a frequência de vibração do sistema livre. Todo sistema, quando excitado, vibra em sua frequência natural. Quando a frequência de excitação, é igual à natural, ocorre um fenômeno chamado ressonância. Neste fenômeno, a amplitude de vibração se amplifica com o tempo, podendo levar o sistema ao colapso. A Figura 3 apresenta as frequências naturais de diversas partes do corpo segundo (Vendrame, 2005). Valores similares são encontrados em (Balachandran & Magrab, 2011, pp. 50-51) e em (Brüel&Kjaer, p. 8).

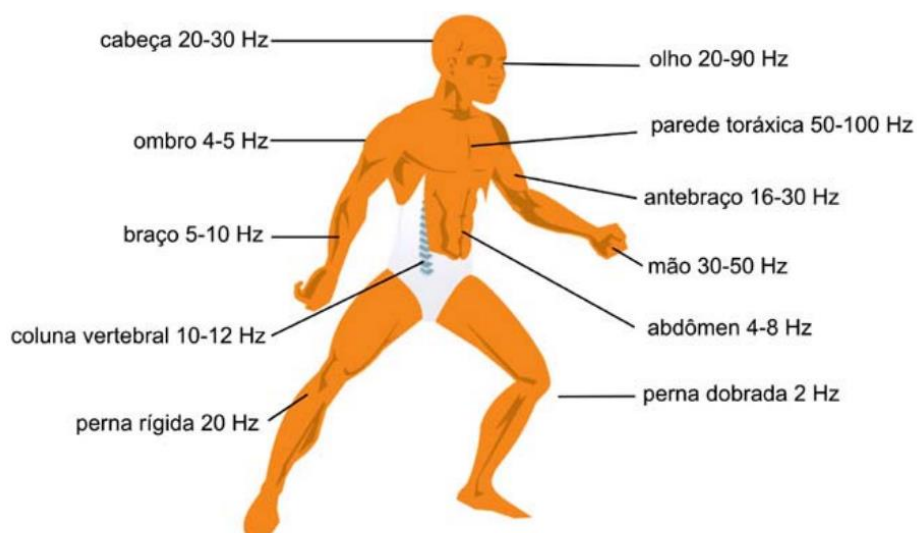


Figura 3. Frequências naturais dos segmentos do corpo humano

Fonte: (Vendrame, 2005, p. 3)

Visando evitar os fenômenos de ressonância, deve-se dar atenção tanto à frequência natural quanto à frequência de excitação. A utilização de calçados, a superfície de aterrissagem e a técnica biomecânica da marcha/corrida alteram significativamente a frequência de excitação. Por exemplo, ao utilizar a técnica biomecânica de corrida de retropé, a força de impacto no momento da aterrissagem, produz uma onda de choque com frequências que podem variar de 10 a 20 Hz (Nigg, 2010, pp. 51-52).

Parece que o corpo humano se desenvolveu de forma a minimizar os efeitos da frequência de ressonância, uma vez que a frequência natural dos ossos é muito mais alta do que a frequência de excitação, por exemplo, da corrida. Isto significa que as forças de impacto não são capazes de produzir efeitos de ressonância no esqueleto. Entretanto, é possível que os tecidos moles do corpo ressonem após um pico de impacto, uma vez que suas frequências naturais variam de 10 a 50 Hz. Além disso, a ativação da musculatura é um meio natural de aumentar o fator de amortecimento, reduzindo a amplitude de vibração (Nigg, 2010, p. 52).

Dificuldades enormes são encontradas quando o objetivo é modelar as frequências naturais do corpo humano. Estudos trazem diferenças significativas na frequência de ressonância da tíbia, por exemplo. Após inúmeras aproximações (como considerar a tíbia humana um tubo cilíndrico vazado) (Balachandran & Magrab, 2011, p. 71) calcula a frequência natural longitudinal da tíbia como aproximadamente 107,4 Hz. Utilizando técnicas de elementos finitos (Piziali, Nagel, & Hight, 1980) mostraram que as maiores mudanças na determinação das frequências naturais ocorrem através de alterações na condição de contorno, concluindo que, para os quatro diferentes modos de vibração estudados, as frequências naturais poderiam variar de 168,75 até 1007,64 Hz. Através da análise das funções de transferência, avaliando experimentalmente 7 tíbias, (Thomsen, 1990) também estudou quatro diferentes modos vibracionais, encontrando frequências variando de 430 a 3926 Hz.

Modelos biomecânicos envolvendo frequências naturais durante movimentos (estado dinâmico) são ainda mais complexos e envolvem a interação dos tecidos duros (como os ossos) com os tecidos moles (músculos e cartilagens). Há outros fatores envolvidos como a atuação cerebral, que pode enrijecer os músculos a fim de aumentar a atenuação da onda de choque, e os fatores biológicos de cada indivíduo como a forma e a densidade dos ossos e músculos. Levando em conta todos estes fatores, é praticamente impossível estabelecer um modelo satisfatório para a descrição completa da vibração dos membros inferiores durante a marcha. Entretanto, conforme será exposto a seguir, a análise dos dados experimentais sugere que o fator de atenuação pode ser obtido através de uma regressão exponencial simples.

### 2.2.2. Atenuação da vibração

Um modelo vibratório é comumente descrito pela alternância entre a energia potencial e cinética, resultando no movimento oscilatório. Isso significa que em sistemas vibratórios reais, devem existir três classes de elementos: 1) elementos de inércia (responsáveis por armazenar e liberar a energia cinética); 2) elementos de rigidez (encarregados de armazenar e liberar a energia potencial) e 3) elementos de dissipação ou amortecimento (incumbidos de expressar a perda energética do sistema) (Balachandran & Magrab, 2011, p. 21).

A combinação destes elementos, em sistemas de um grau de liberdade, permite a descrição matemática de diversos fatores, dentre eles, o fator de amortecimento " $\zeta$ ", que no caso mais simples pode ser equacionado como:

$$\zeta = \frac{c}{2m\omega_n} \quad (2.1)$$

onde " $c$ " é o coeficiente de amortecimento do sistema, " $m$ " representa a massa e " $\omega_n$ " simboliza a frequência natural de vibração (Balachandran & Magrab, 2011, p. 74). O efeito de diferentes valores do fator de amortecimento na oscilação de um sistema de um grau de liberdade, sujeito a uma entrada degrau é observado na Figura 4.

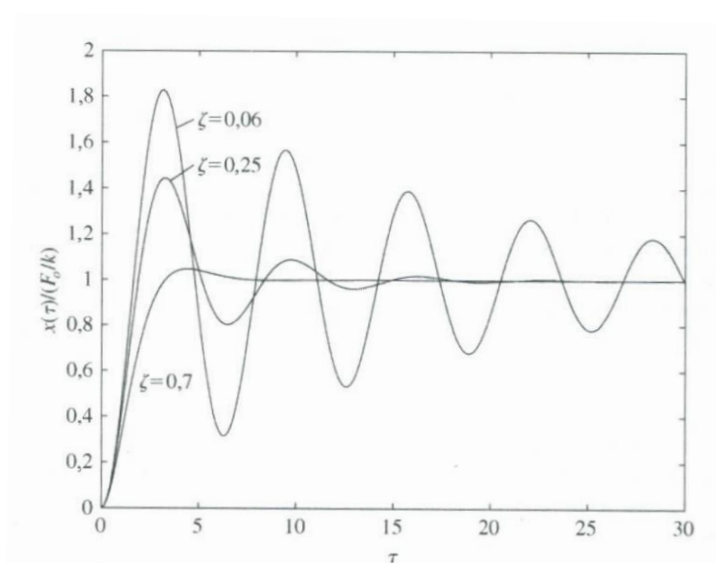


Figura 4. Efeito do fator de amortecimento  
Fonte: (Balachandran & Magrab, 2011, p. 253)

Na prática, a modelagem dos membros inferiores deve obedecer um sistema de infinitos graus de liberdade, onde os ossos longos seriam modelados como vigas, a musculatura respeitaria as equações cascas e as cartilagens se enquadrariam na modelagem matemática das membranas. Durante o movimento (isto é, em estado dinâmico), a utilização destes modelos recairia em mais percalços. Por exemplo, a alteração da rigidez muscular durante o movimento causaria uma variação na frequência de ressonância do tecido que, por sua vez, resultaria em uma variação no fator de atenuação da vibração.

A extremidade inferior do corpo, certamente não é um sistema de um grau de liberdade, entretanto, a busca por aproximações com o sistema mais simples possível pode prover informações razoáveis. Para tanto, uma regressão exponencial será executada, a fim de se obter uma envoltória que respeite a equação abaixo, onde “a” é uma constante e “t” representa o tempo. Um exemplo de envoltória é mostrado na Figura 5. Repare que a envoltória não depende da frequência de ressonância.

$$y = ae^{-\zeta\omega_n t} = ae^{-\frac{c}{2m\omega_n}\omega_n t} = ae^{-\frac{c}{2m}t} = ae^{-bt} \quad (2.2)$$

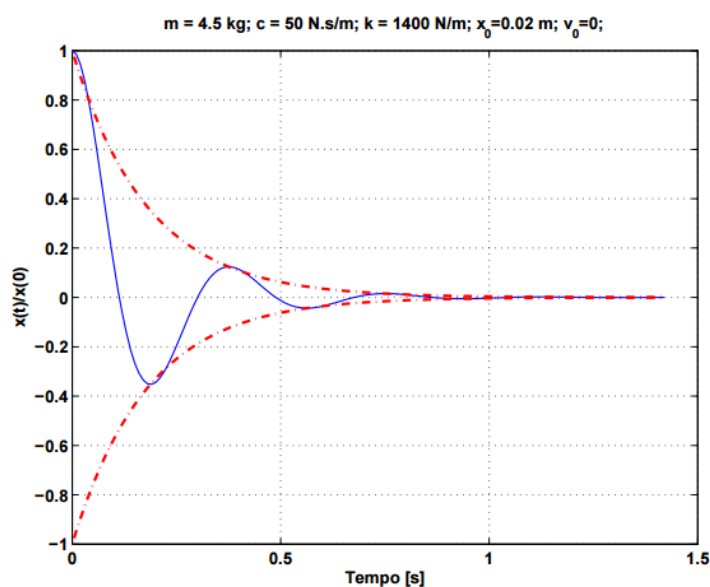


Figura 5. Exemplo de resposta de sistema livre amortecido com um grau de liberdade com movimento subamortecido  
Fonte: (Silva, 2009, p. 43)

### 2.2.3. Parâmetros avaliados em vibrações ocupacionais

Um conceito importante no estudo de vibrações ocupacionais é a ponderação em frequências. Sabendo que o corpo humano é mais sensível a determinadas frequências de vibração, a ponderação em frequência é montada visando diminuir tais frequências danosas. A literatura fornece largos intervalos para estas frequências, dificultando a ponderação (Mansfield, 2005, p. 124) e demandando a implementação de difíceis softwares específicos. Do ponto de vista do presente trabalho, esta ponderação não pode ser executada, uma vez que as vibrações ocupacionais se detêm às vibrações de corpo inteiro e às vibrações transmitidas pelas mãos. Apesar do contato inicial gerar uma onda de choque que se propaga pelo corpo inteiro, os maiores danos acometem os membros inferiores e, por isso, a definição de regras de ponderação para danos vibracionais causados aos membros inferiores, durante a marcha, seria a maneira mais fidedigna de diferenciar calçados.

Outras maneiras de quantificar as vibrações ocupacionais são baseadas em ferramentas estatísticas aplicadas aos sinais de acelerometria (Mansfield, 2005, p. 125). Algumas delas, utilizam conceitos de dose e não trariam benefícios se aplicadas ao presente trabalho, uma vez que o tempo de exposição é constante. Os parâmetros avaliados neste trabalho são enunciados a seguir:

**VALOR DA AMPLITUDE DE ACELERAÇÃO** - Indicam os valores máximos, sem se preocupar com a duração ou o tempo da oscilação. São usados para avaliar níveis de impacto de curta duração (Mansfield, 2005, p. 128). A unidade da amplitude de aceleração no Sistema Internacional de Unidades é o  $m/s^2$ , entretanto usualmente utiliza-se o 'g', uma unidade relativa à aceleração gravitacional, onde 1 g corresponde à  $9,80665 m/s^2$ ;

**VALOR RMS** - Calculado como a raiz quadrada dos valores quadrados médios da aceleração, é a medida de amplitude mais importante em vibrações ocupacionais, pois representa a energia média contida no movimento vibratório, elucidando o potencial destrutivo da vibração (Mansfield, 2005, pp. 125-128). Uma adaptação deve ser executada ao utilizar este conceito no presente trabalho, dado que a análise de todo o ciclo de marcha incluiria a fase de balanço

(uma contribuição significativa ao valor RMS, sem relação com o contato inicial ou com as vibrações que se deseja mensurar). Portanto, é conveniente escolher um período de tempo fixo após o contato inicial. Matematicamente, o valor RMS de séries temporais discretas obedece a fórmula (Mansfield, 2005, p. 128):

$$X_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (2.3)$$

FATOR DE CRISTA – É um meio de conhecer a homogeneidade do fenômeno ao longo do período de tempo. Um grande valor de fator de crista indica a presença de um pico destacado. Vibrações senoidais apresentam um fator de crista de 1,4 e vibrações aleatórias que obedecem à uma distribuição Gaussiana tem fator de crista de 1,7. Comparações entre o valor RMS e o fator de crista possibilitam a análise da energia transmitida em relação à máxima aceleração. Por exemplo, caso dois sinais apresentem o mesmo valor RMS, conclui-se que na média transmitiram a mesma energia, entretanto se um deles possuir um valor de fator de crista mais alto, significa que este teve um pico maior e, por isso, é mais danoso (Mansfield, 2005, pp. 128-129). A avaliação visual de um sinal de acelerometria deixa claro a distinção deste com uma senóide, bem como com um uma distribuição Gaussiana. Isto significa que o valor do fator de crista não será condizente com valores citados acima. Este resultado será importante na identificação da proeminência do pico em relação à energia transmitida. Novamente, pode-se aplicar a mesma adaptação de retirada da fase de balanço, delimitando o estudo à um intervalo temporal definido após o contato inicial. Matematicamente:

$$FC = \frac{\max(X(t))}{X_{RMS}} \quad (2.4)$$

FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA DA DEP (FT\_DEP) - Em análises no domínio de frequências, uma maneira conveniente de quantificar a energia transmitida em por cada componente é através da densidade espectral de potências (DEP). A função de transferência é utilizada para avaliar a característica de transmissibilidade da vibração. Em vibrações ocupacionais, o sinal de entrada é considerado como a vibração da máquina ao qual a pessoa está exposta, enquanto que o sinal de saída é o ponto de interesse (cabeça, mão ou corpo todo), sendo que os dois sinais devem ser adquiridos simultaneamente (Mansfield, 2005, pp. 132-133). Desejando avaliar a influência do calçado, pode-se propor uma variação da técnica, afinal não é possível mensurar a aceleração na forma calçada e descalça simultaneamente. Ao realizar medidas em longos períodos de marcha, pode-se calcular uma função de transferência média, e supor desvios biológicos distribuídos de forma Gaussiana em torno da média. Em resumo, deseja-se avaliar a função de transferência de diferentes calçados, utilizando como sinal de entrada um longo período de marcha descalça e como sinal de saída um longo período de marcha calçada. Como resultado, determina-se o ganho ou atenuação de cada frequência, durante o uso de cada calçado. Matematicamente:

$$FT\_DEP(f) = \sqrt{\frac{DEP_{saída}(f)}{DEP_{entrada}(f)}} \quad (2.5)$$

COERÊNCIA – Em vibrações ocupacionais, a coerência indica a relação entre o sinal de entrada e o sinal de saída. Esta grandeza é calculada através das densidades espectrais de potência (Mansfield, 2005, pp. 134-136). Sob a ótica do presente trabalho, sabe-se que a coerência dos espectros de potência não resultará em um bom índice, afinal estudos anteriores de (Hwang, 2006) e de (Zylberberg, 2012) demonstraram absorção entre 10 e 30 Hz com o uso de calçados. Esta absorção causará diferenças que poderão ser melhores avaliadas pela função de transferência da densidade espectral de potências.

### **2.3. Acelerometria tibial**

A utilização de sensores vestíveis é uma maneira econômica, conveniente e eficiente para a quantificação de alguns parâmetros associados à marcha. Acelerômetros, giroscópios, eletrogoniômetros podem ser aplicados no auxílio do desempenho de atletas, no monitoramento do progresso de reabilitação de pacientes com problemas ortopédicos e até na detecção de doenças articulares (Weijun, Tao, Rencheng, & Hutian, 2012).

Atualmente, os benefícios na utilização de acelerômetros para avaliações do movimento são: o baixo custo em relação aos equipamentos de cinemetria e às plataformas de força; a liberdade de movimentos, permitida pelos pequenos sensores; a possibilidade de realização de medições fora do ambiente laboratorial; a existência de sensores com diversas sensibilidades e faixas de operação além de permitir a medida direta da aceleração (Kavanagh & Menz, 2008).

Em análises de marcha a melhor aplicação para o acelerômetro é determinar a absorção do choque em eventos de contato do pé com o solo, através da análise do sinal no domínio temporal (Kavanagh & Menz, 2008, p. 8). Além disso, a acelerometria permite a avaliação da propagação da onda em diversos segmentos corporais, incluindo a tíbia, a coluna lombar e a cabeça (Bruxel, Balbinot, & Zaro, 2013).

Durante o movimento, a caracterização das vibrações que se propagam através da estrutura óssea, ligamentar, tendínea e muscular pode ser feita através da acelerometria tibial (Wüst, 2009, pp. 26-27). Outros autores, (Hwang, 2006) (Johnson, 1986) (Shorten & Winslow, 1992) (Zylberberg, 2012) também optaram por mensurar a intensidade da onda de choque através da fixação do acelerômetro na tíbia.

Conforme as pesquisas mais recentes (Zylberberg, 2012, p. 44) (Wüst, 2009, p. 37) (Kavanagh & Menz, 2008), uma variedade de técnicas envolvendo ligaduras elásticas e com velcro têm sido utilizadas para garantir a fixação do acelerômetro. A bandagem elástica normalmente é utilizada sendo apertada em torno da perna, até o limiar de conforto dos indivíduos.



### 2.3.1. Fixação do acelerômetro

Sabe-se que a onda de choque se propaga pelos ossos, todavia, na maioria dos casos, a fixação dos sensores no tecido ósseo é impraticável (Schnabel & Hennig, 1995). Apesar da fixação no osso ser o modo mais fidedigno de se obter dados do pico de impacto da marcha, existe uma técnica alternativa de fixação chamada “Skin-Mounted ou SMA” (Acelerômetros montados na Pele) (Lafortune, Henning, & Valiant, 1995)

Em testes de corrida a 4,5 m/s utilizando uma taxa de aquisição de 1000Hz, (Lafortune, Henning, & Valiant, 1995) reportaram que os tecidos moles não produzem resultados sistemáticos, isto é, em alguns sujeitos houve uma boa correlação entre os dados da fixação na pele comparados com a fixação no osso, enquanto que em outros o resultado não foi satisfatório. De modo geral, a comparação entre a fixação na pele e no osso para acelerometria tibial demonstrou diferenças significativas entre os sinais tanto no domínio do tempo, quanto no domínio das frequências (analisado pelos autores através da densidade espectral de potências).

Outro trabalho (Schnabel & Hennig, 1995), desejando diminuir os efeitos dos tecidos moles, avaliou a influência da pressão de fixação do acelerômetro na perna, bem como o efeito de uma pré-tensão na musculatura (fixação do acelerômetro após a colocação de elásticos de borracha ao redor da perna). Quando o acelerômetro é fixado com maior pressão de contato, os resultados mostraram uma diminuição significativa no pico de impacto e no tempo de impacto, tanto na condição normal, quanto na condição pré-tensionada.

O método de fixação sobre a pele foi validado por (Whittle, 1999), (Voloshin, 2000) e (Derrick E Mercer, 2004) todos citados por (Hwang, 2006, pp. 30-33), que estabelece, a partir de sua revisão bibliográfica, algumas recomendações para utilização da técnica de montagem sobre a pele: 1) a utilização de acelerômetros de massa reduzida; 2) a escolha de locais para montagem no corpo que tenham uma quantidade mínima de tecido entre a pele e o osso; 3) uma montagem firme do transdutor na pele, para a minimização do movimento relativo entre o osso e o transdutor.

### 2.3.2. Domínio do tempo

Trabalhos com acelerometria tibial envolvendo o domínio do tempo normalmente são restritos à avaliação do pico de aceleração, ou seja, da amplitude de aceleração. Mesmo restritos, estes resultados são importantes e podem levar a diversas conclusões

Neste quesito, (Wüst, et al., 2009) avaliaram a repetibilidade dos picos de aceleração ao longo de um dia, para um sujeito do gênero feminino e um gênero masculino. A cada intervalo de 60 minutos, os sujeitos eram postos na esteira e, após 3 minutos de marcha, eram coletados 30 segundos. O procedimento foi repetido da forma calçada e descalça randomicamente e resultou em diferenças estatisticamente significativas na média dos picos de aceleração ao longo de um dia. Os autores sugeriram que o estudo fosse continuado com mais sujeitos, todavia, vale destacar o curto tempo de coleta.

Em aquisições ainda menores, de apenas 15 segundos (equivalente a 12 passos), (Wüst, 2009) avaliou a influência do calçado na acelerometria tibial. Analisando 4 calçados diferentes, observou uma diminuição da média dos picos de aceleração em comparação à marcha descalça. O autor encontrou uma maior absorção no calçado do tipo tênis do que nos do tipo salto, conforme esperado. Todavia, devido ao pequeno tempo de coleta, o desvio padrão das coletas é demasiadamente alto. Por exemplo, para o calçado do tipo tênis, os picos de aceleração apresentados pelo autor possuíam um valor médio de 1,61 g com um desvio padrão de 0,74 g, representando uma variabilidade de 45%.

O valor da amplitude de aceleração também pode ser utilizado de forma conjunta com outras técnicas biomecânicas. A comparação da acelerometria tibial com a eletromiografia foi utilizada por (Hwang, 2006) e buscava a avaliação das ondas de choque induzidas pelo contato inicial na transição caminhada corrida. Uma análise de 10 segundos de marcha era feita em diversas velocidades. Convém destacar que a variabilidade reportada por este autor foi da ordem de 33 %.

### 2.3.3. Domínio das frequências

Neste domínio, acelerações de baixa frequência estão associadas com a fase de balanço, sendo pouco influenciadas pelo uso do calçado, enquanto que as altas frequências ocorrem durante o contato inicial. Estes resultados foram obtidos ainda na década de 80, quando (Johnson, 1986) iniciou estudos unindo a acelerometria com a Transformada de Fourier. Avaliando quatro calçados diferentes, o autor conseguiu distingui-los frente ao valor RMS da densidade espectral de potências da aceleração tibial, bem como avaliar a influência da inserção de um absorvedor de choque. Na época, o autor definiu um fator de choque, que seria calculado através das áreas do espectro de potências, conforme a Figura 6, onde  $A_s$  simboliza a área de choque e  $A_N$  é a área normal. Vale destacar que esta técnica apenas quantifica a porcentagem do sinal que é de alta frequência, tornando os resultados significativamente sensíveis à diferentes sujeitos. Por conta disso justifica-se o cálculo da relação entre a marcha calçada versus descalça, como forma de normalização.

□

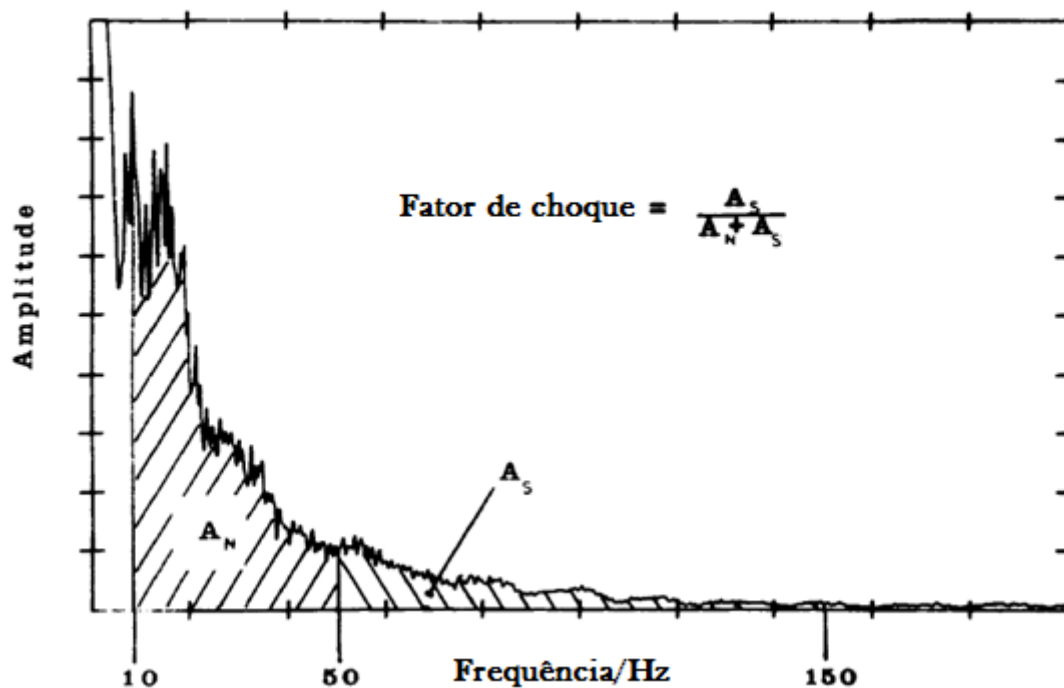


Figura 6. Definição do fator de choque e ilustração de um espectro de potência típico

Fonte: Adaptado de (Johnson, 1986, p. 119)

Seguindo uma linha similar de pesquisa, (Shorten & Winslow, 1992) estudaram a amplitude de aceleração e a densidade espectral de potências em diferentes velocidades de corrida. Eles afirmam que análises da onda de choque no domínio temporal tem precisão limitada e que análises no domínio da frequência possibilitam análises mais detalhadas, além de permitir a determinação da transmissibilidade desta onda no corpo humano. Para tanto, calcularam uma densidade espectral de potências média, composta de 25 picos de aceleração de cada um dos 12 sujeitos testados. Como resultados, encontraram formas similares na densidade espectral dos dados da tíbia e da cabeça. Além disso, puderam afirmar que enquanto a componente axial do impacto na perna cresce com o aumento da velocidade de corrida, o grau de impacto transmitido na cabeça não sofre variação significativa.

Além da média de pico da amplitude de aceleração, (Zylberberg, 2012) analisou a magnitude dos espectros de frequência do sinal de acelerometria, fixando os dispositivos na tuberosidade da tíbia. Três coturnos militares foram testados, utilizando a marcha descalça de cada indivíduo como grupo de controle. Após um período de adaptação de 5 minutos, o autor coletou 2 minutos de marcha, dos quais foram descartados os 30 segundos iniciais e os 30 segundos finais (representando o início e o fim do movimento na esteira). O autor utilizou uma taxa de aquisição de apenas 200 Hz, justificando-a por não ter encontrado componentes significativas acima de 30Hz. No domínio temporal, a análise de apenas um terço dos maiores picos de impacto não foi capaz de diferenciar os coturnos. No domínio das frequências o autor encontrou diferenças discretas no desempenho dos calçados. A redução da energia foi de 70% para a faixa 5 e 10 Hz e a redução média foi de 17% no entre 0 e 20 Hz.

O ferramental matemático mais poderoso foi aplicado por (Clarck, Bartold, & Bryant, 2010), no primeiro estudo sobre a influência do ciclo menstrual na acelerometria tibial. Os autores utilizaram a transformada de Wavelet associada à análise de autocorrelação, concluindo não haver diferença significativa no valor médio do pico de aceleração em mulheres adeptas do contraceptivo e observando um aumento na variabilidade (durante o período menstrual) de mulheres que não utilizavam a pílula.

## 2.4. Aquisição de dados

A medição da vibração é um tópico complexo, e passível de muitos erros. A construção de um sistema de aquisição de dados de acelerometria requer o completo entendimento de cada componente do sistema, bem como do processamento dos dados. Tais erros não são totalmente eliminados pela utilização de dispositivos comerciais (intitulados vibrômetros), uma vez que estes apresentam apenas um resultado numérico em seu display e que a correta interpretação destes resultados passa pela experiência do usuário (que nem sempre recebe da empresa as rotinas utilizadas nos cálculos realizados no dispositivo (Mansfield, 2005, p. 109).

O diagrama de blocos da Figura 7 mostra três possíveis sistemas de medição de vibração. O primeiro deles (a) apresenta um sistema ideal, onde o usuário recebe apenas os dados que necessita. O item (b) demonstra os principais elementos necessários para que usuários experientes construam um sistema modular e processem os dados. O item (c) faz o uso de um vibrômetro comercial.

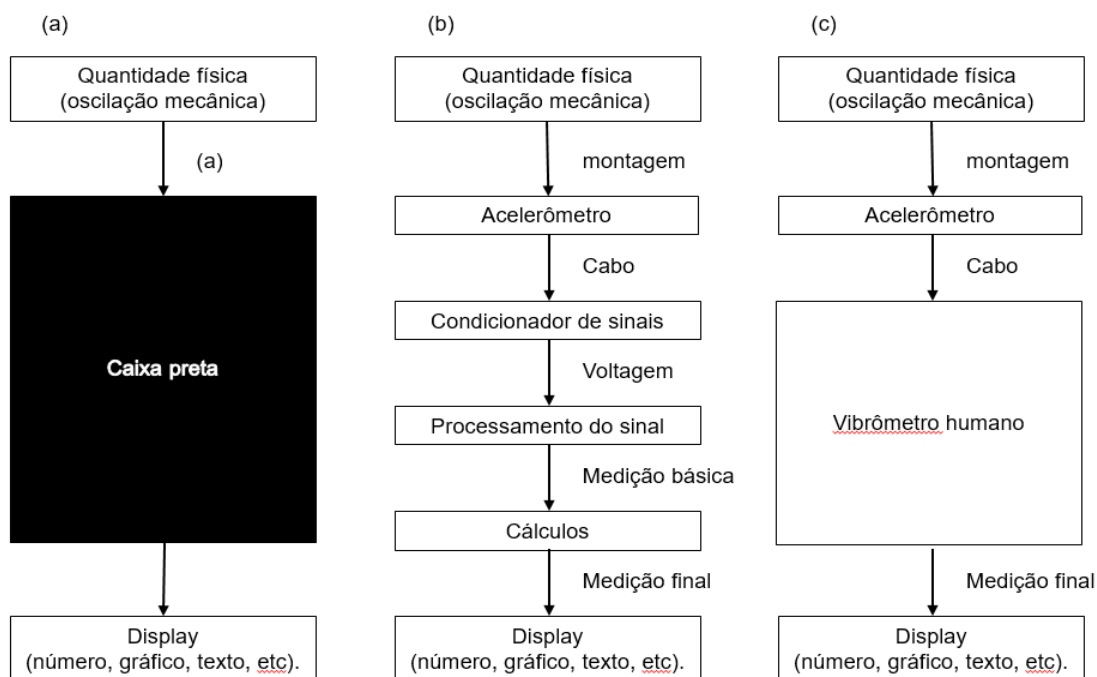


Figura 7. Possíveis sistemas de medição de vibração

Fonte: Adaptado de (Mansfield, 2005, p. 110)

Visando a estruturação do próprio processamento do sinal, bem como a análise dos melhores parâmetros associados à curva de acelerometria tibial, optou-se por descartar a utilização dos vibrômetros comerciais e utilizar um sistema modular para a medição da vibração, montado no laboratório por (Almeida, Zaro, & Reis, 2016). Os principais conceitos teóricos acerca dos componentes eletrônicos são apresentados a seguir.

#### **2.4.1. Acelerômetros**

Acelerômetros são transdutores inerciais, encarregados de converter as oscilações mecânicas em sinais elétricos, propiciando a quantificação da aceleração ao longo de seus eixos de sensibilidade. O princípio de operação mais simples utiliza um corpo de prova (uma massa conhecida) suspenso por um sistema mecânico. Ao colocar o sistema em movimento, devido à inércia, ocorrerá a deflexão da massa no sentido contrário ao movimento. Com a devida calibração do sistema, realizada a partir da segunda Lei de Newton (uma relação entre força, massa e aceleração), pode-se quantificar a aceleração.

Atualmente, diversos princípios físicos têm sido utilizados na construção de acelerômetros. Os dispositivos mais comuns aplicam os conceitos da piezoelectricidade, piezoresistividade e capacitância, contudo alguns modelos mais avançados se baseiam no efeito hall, na magnetoresistividade e até na difração observada em uma rede de Bragg.

O sinal de resposta dos diferentes acelerômetros varia significativamente. Enquanto que acelerômetro piezoresistivos medem constantemente a aceleração da gravidade (um strain gauge realiza a medida da deformação de uma barra que possui uma massa conhecida em uma extremidade livre), acelerômetros piezoelétricos medem apenas variações na aceleração (o cristal piezoelétrico produz carga apenas durante a deformação do mesmo). Apesar do primeiro tipo permitir a determinação da orientação do dispositivo em cada instante de tempo, estes dispositivos são indicados para medidas de baixas frequências. O segundo tipo é incapaz de medir acelerações contínuas ou de

frequência extremamente baixas, sendo o tipo indicado para medidas de acelerações de impacto (Mansfield, 2005, pp. 116-119).

Além da frequência de operação, deve-se dar atenção à massa do dispositivo. Acelerômetros com menores massas tem menor inércia e, por isso, acabam produzindo menores efeitos nos tecidos moles, minimizando o movimento relativo entre o osso e o transdutor (Hwang, 2006, p. 32).

Outro fator de extrema importância afetado pela massa do dispositivo é sua frequência de ressonância. A Figura 8 exemplifica o efeito de um acelerômetro com grande massa e, conseqüentemente, baixa frequência de ressonância (neste caso 28 Hz), sobre os espectros de potência de uma curva de acelerometria (Johnson, 1986). Um espectro adquirido com o uso de um acelerômetro adequado, pelo mesmo autor, é observado na Figura 6.

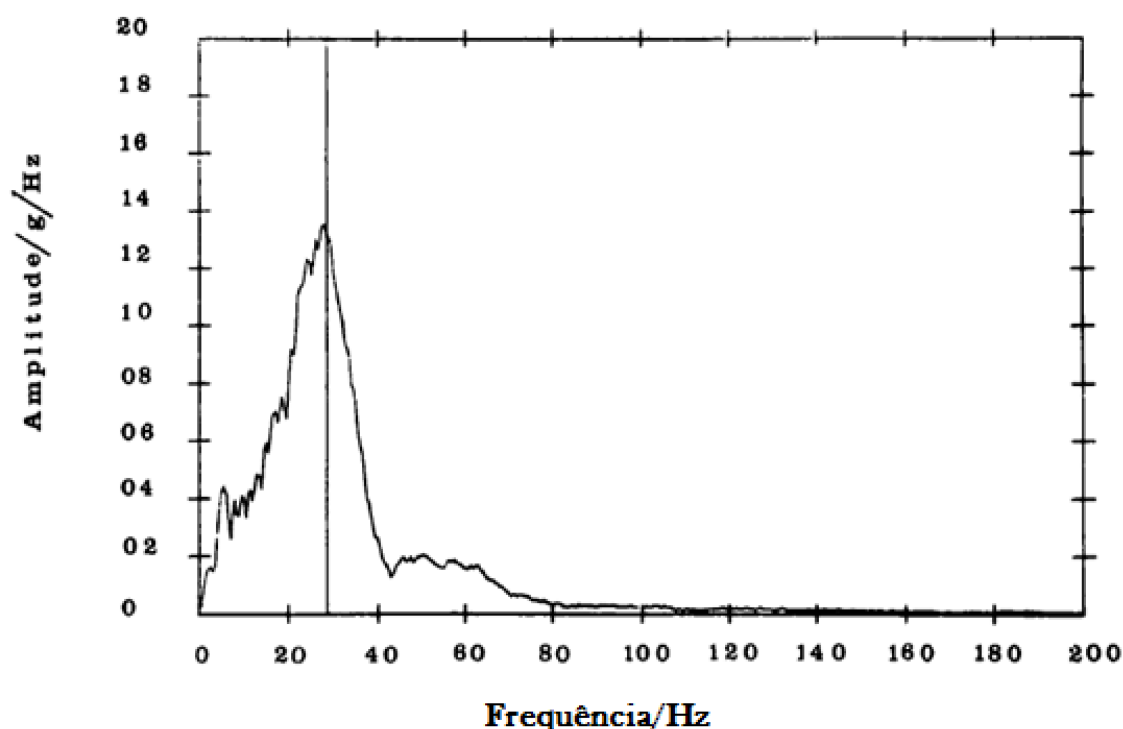


Figura 8. Espectro rms de acelerometria utilizando sensor com ressonância em 28 Hz  
Fonte: Adaptado de (Johnson, 1986, p. 118)

### 2.4.2. Condicionador de sinais

O condicionamento do sinal permite ao dispositivo de aquisição de dados uma medição mais eficaz e exata (Ashlock & Werren, 2015, p. 1). A principal tarefa do condicionador é amplificar os sinais de baixa amplitude. Para que o sinal chegue de forma satisfatória até ele, recomenda-se a utilização de cabos blindados de alta qualidade, evitando a inserção de ruído (Mansfield, 2005, p. 111). Além da amplificação, outras quatro funções do condicionador de sinais, aplicados à acelerômetros, estão descritas a seguir (Ashlock & Werren, 2015, pp. 2-5):

**AMPLIFICAÇÃO** – O incremento no nível de tensão permite o aumento da faixa de operação do conversor analógico digital, melhorando a resolução e a sensibilidade da medida. Esta também é uma estratégia para reduzir a relação sinal-ruído em casos onde é necessário transmitir os sinais por longos cabos;

**ISOLAMENTO** – Um sistema de proteção, que diminui riscos de danos aos transdutores em casos de descargas provenientes da rede elétrica;

**FILTRAGEM** – A rejeição de determinadas frequências permite a eliminação de ruídos e prevenção do aliasing (um erro comum na coleta de sinais que será demonstrado na próxima seção). A faixa dos 60 Hz é normalmente eliminada, por ser a frequência de oscilação da rede elétrica brasileira;

**ALIMENTAÇÃO** – O funcionamento da maioria dos acelerômetros disponíveis requer uma fonte de corrente elétrica. A qualidade dos sinais obtidos do sensor está diretamente ligada à qualidade a alimentação proporcionada;

**LINEARIZAÇÃO** – Processo necessário em sensores cujo sinal da tensão de saída não é linearmente relacionado com a medição física. Este processo pode ser executado durante a fase de processamento de dados, entretanto, é conveniente adquirir dados previamente linearizados.

O projeto de condicionadores de sinais para acelerômetros piezoelétricos deve levar em conta que estes são fontes de alta impedância, justificando a utilização de amplificadores com alta impedância de entrada e baixa impedância de saída (Ashlock & Werren, 2015, p. 7).



### 2.4.3. Conversor analógico/digital

Conversores Analógico/Digital são responsáveis por amostrar o sinal analógico, oriundo do condicionador de sinais, transmitindo ao microcomputador dados digitais. Neste sentido, denomina-se de amostra, o valor de tensão ou corrente medido no sinal analógico em um determinado instante de tempo. Os dois fatores mais importantes na escolha de um conversor A/D são a sua resolução (número de bits por amostra) e a taxa de amostragem (número de amostras coletadas por segundo). Em análises de vibrações ocupacionais, considera-se 12 bits a resolução mínima (Mansfield, 2005, p. 113).

Uma ilustração do efeito do número de bits em um sinal é apresentada na Figura 9. Quanto maior for o número de bits, maior é a qualidade da representação do sinal digital. Analogamente, o efeito da taxa de amostragem é apresentado na Figura 10.

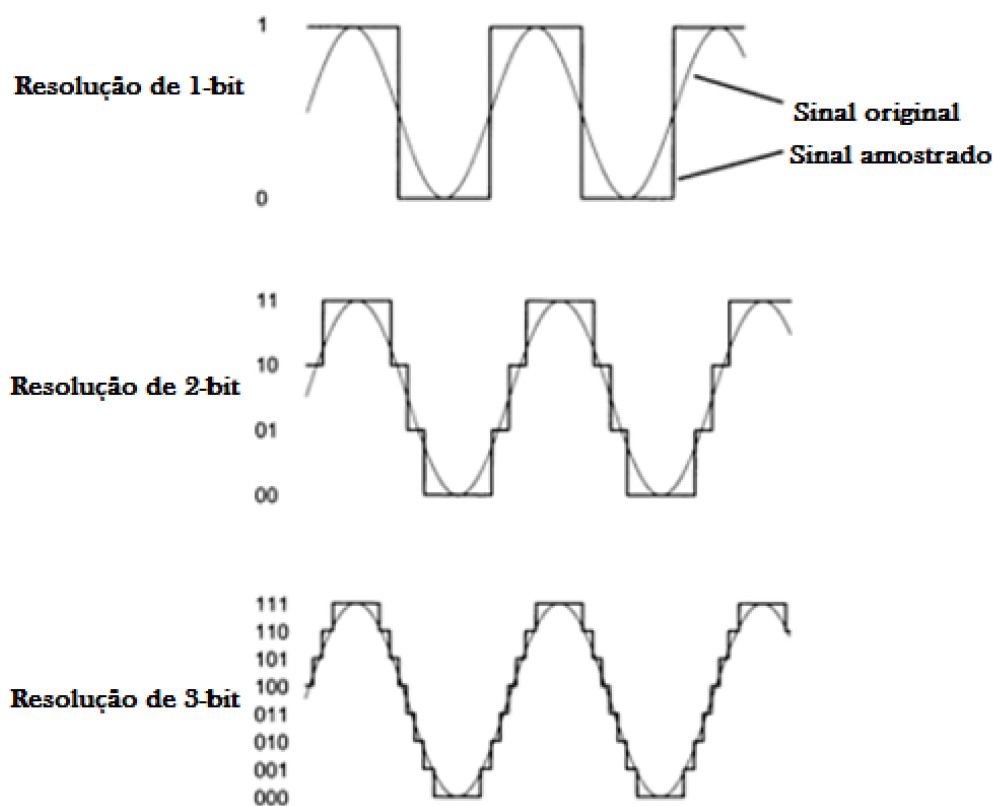


Figura 9. Efeito da resolução do conversor A/D em um sinal de onda senoidal

Fonte: (Mansfield, 2005, p. 114)

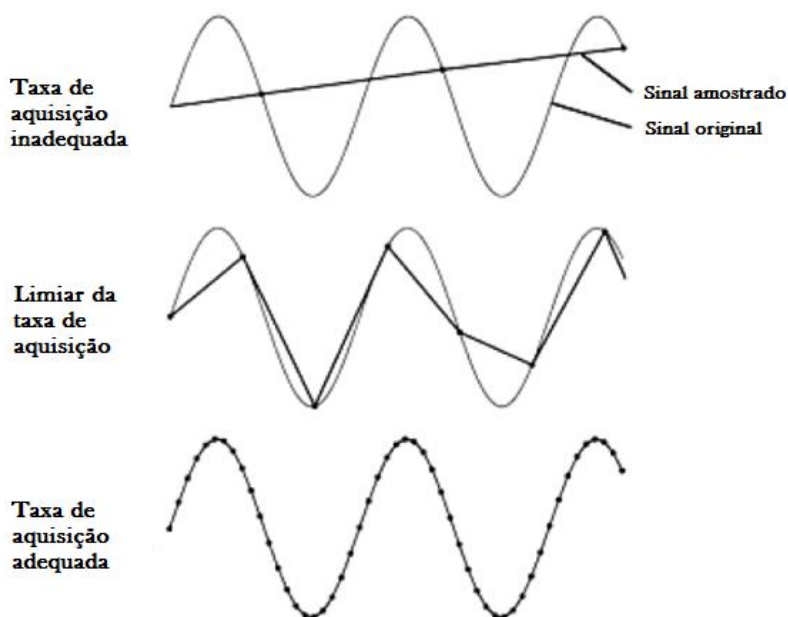


Figura 10. Efeito da taxa de amostragem em um sinal senoidal

Fonte: Adaptado de (Mansfield, 2005, p. 115)

Taxas muito altas (superamostragem) não causam nenhum efeito indesejado sobre o sinal, entretanto aumentam o tamanho do arquivo, dificultando o processamento. O teorema de Nyquist diz que taxa de amostragem deve ser duas vezes maior do que a frequência máxima do espectro de Fourier do sinal analógico (Balbinot & Brusamarello, 2006, p. 200). Entretanto, a taxa considerada ideal é de dez vezes este valor (Mansfield, 2005, p. 115).

Um problema comum provocado pela subamostragem do sinal é chamado de aliasing (Mansfield, 2005, p. 116). Neste caso, o sinal apenas parece ter sido amostrado de maneira correta, como pode ser observado na Figura 11.

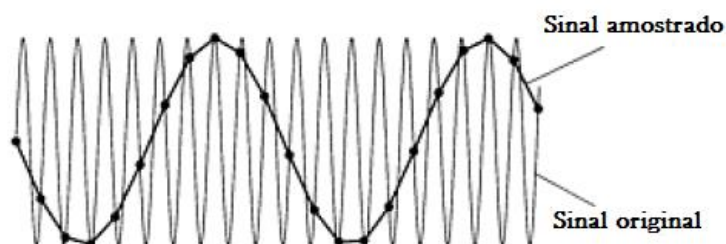


Figura 11. Efeito da subamostragem (aliasing)

Fonte: Adaptado de (Mansfield, 2005, p. 116)

### 3. METODOLOGIA

#### 3.1. Materiais

- Acelerômetros triaxiais, marca Bruehl & Kjaer, modelo 4506 B 003, faixa de operação (eixo x) 0,3 até 4 kHz, sensibilidade (eixo x) de 477,5 mV/g, frequência de ressonância (eixo x) 14,5 KHz, pico máximo de  $\pm 140 \text{ m/s}^2$  ( $\pm 14 \text{ g}$ ) e massa de 18 gramas;
- Acelerômetros uniaxiais, marca Bruehl & Kjaer, modelo 4507 B 006, faixa de operação de 0,2 até 6 kHz, sensibilidade de 484,2 mV/g, frequência de ressonância de 18,2 KHz, pico máximo de  $\pm 140 \text{ m/s}^2$  ( $\pm 14 \text{ g}$ ) e massa de 4,6 gramas;
- 1 conversor A/D National Instruments modelo USB-6210 de 16 bits, 250 kS/s de taxa de amostragem máxima, fundo de escala de  $\pm 10.4 \text{ V}$  e impedância de entrada maior do que 10 G $\Omega$ ;
- 1 condicionador de sinais de 16 canais, Bruehl & Kjaer modelo 2694C;
- Microcomputador com os softwares LabView 8.5, DAQ 8.8, Matlab 2016;
- Esteira ergométrica, marca Inbramed modelo Master 1;
- Fitas: de velcro; dupla face; microporosa;
- Madeira balsa com 1,6 mm de espessura;

#### 3.2. Modelos de calce e corpos de prova

Ensaio biomecânico que visem a determinação do índice de conforto do calçado são normatizados pela Associação Brasileira de Normas Técnicas. As características laboratoriais e os requisitos para a seleção de modelos de calce são definidas pela norma ABNT NBR 14834. Neste trabalho empregaram-se os mesmos requisitos, permitindo que as conclusões obtidas possam ser aplicadas em um novo ensaio que contribua para o índice de conforto do calçado. Provavelmente as qualificações para a escolha de uma modelo de calce para acelerometria precisem ser revistas, uma vez que nem todas as modelos testadas na fase inicial deste trabalho apresentaram resultados satisfatórios.

As coletas preliminares (que desejavam validar a metodologia de ensaio), contaram com a participação de 10 sujeitos do gênero feminino. Na segunda fase da pesquisa participaram 2 sujeitos, do gênero feminino, intituladas: Modelo A e Modelo B, possuindo idades de 27 e 29 anos; massa corporal de 56 e 63 kg; e alturas de 1,61 e 1,73 metros; respectivamente.

A norma ABNT NBR 14834 também define que os corpos de prova (calçados) devem possuir uma amostra composta de três pares de mesmo modelo, sendo que para o calçado feminino, devem ser utilizados pares das numerações 35, 36 e 37. Apenas as numerações 35 e 36 foram testadas, por restrições dos calçados disponíveis para testes.

Os calçados testados na primeira etapa da pesquisa tinham características bastante distintas. Foram testados tênis, chinelos, sapatilhas e calçados de segurança. Para a análise do trabalho completo, foram escolhidos 3 corpos de prova: um tênis (Calçado 1 ou C1); um calçado de segurança (Calçado 2 ou C2); e um sapato com salto baixo (Calçado 3 ou C3), apresentados na Figura 12. A escolha do calçado do tipo tênis e do calçado de segurança foi baseada na suposição de que ambos possuem valores semelhantes de amplitude de aceleração, entretanto, espera-se que os valores de energia transportada bem como do fator de crista permitissem a diferenciação destes calçados. A inserção do calçado de salto visava a obtenção de diferenças significativas no quesito amplitude de aceleração e absorção no domínio das frequências.



*Figura 12. Calçados testados no estudo completo*

### 3.3. Sistema de aquisição de dados

É importante ressaltar que a aferição da velocidade de marcha, uma variável normatizada pela ABNT NBR 14834, utilizou o controle digital da própria esteira ergométrica, Inbramed. No presente trabalho as modelos de calce marcharam sobre uma esteira ergométrica com velocidade média de 4 km/h  $\pm$  5 %.

A montagem do sistema de aquisição de dados foi embasada nos tópicos descritos no item 2.4 e foi efetuada por (Almeida, Zaro, & Reis, 2016). O sistema desenvolvido por eles conta com uma interface gráfica simples, permitindo a alteração de todos os parâmetros necessários para a definição da metodologia de ensaio. O sistema de aquisição opera em plataforma LabView.

Por ser montado com componentes comerciais, família Deltatron® da empresa Brüel & Kajer, o condicionador de sinais reconhece automaticamente o número de série do acelerômetro ligado a ele, eliminando preocupações com o condicionamento do sinal. Desta forma, é possível concluir que o condicionador de sinais fornece a alimentação, isolamento e filtragem adequados, além de permitir a definição do ganho via software.

As incertezas de medida adicionadas por estes instrumentos podem ser desprezadas. A incerteza do acelerômetro é de 1,0%, determinada de acordo com EAL-R2 (utilizando um fator de convergência  $k=2$ ). Esta incerteza foi obtida a partir do certificado de calibração do produto, e condiz tanto com os acelerômetros uniaxiais quanto com os acelerômetros triaxiais. O conversor analógico digital possui uma resolução de 16 bits, considerando a amplitude de medida como  $\pm 10$  V, é possível realizar a distinção de 305  $\mu$ V. Este valor é extremamente baixo em relação aos sinais estudados neste trabalho, que possuem magnitudes maiores do que 2 V (após o condicionamento dos mesmos).

Certamente a imprecisão adicionada pela escolha da técnica de montagem do acelerômetro sobre a pele, bem como a variabilidade humana afetam os resultados de maneira mais significativa do que a imprecisão dos instrumentos de medida e, por isso, as incertezas apresentadas neste trabalho serão referentes à variabilidade humana.

### 3.4. Primeira fase: sensores uniaxiais – domínio do tempo

Desejando seguir as diretrizes apresentadas na seção 2.4.1, a primeira etapa de coleta de dados utilizou um acelerômetro uniaxial (dotado de menor massa e maior frequência de ressonância), fixado na parte média da tíbia direita conforme Figura 13.



*Figura 13. Fixação do acelerômetro uniaxial*

Mais de 100 horas de marcha foram coletadas nesta etapa, culminando com a definição de um Índice de Absorção de Vibrações (Almeida, Benedetti, & Zaro, 2017). No domínio do tempo, a análise da amplitude da aceleração do contato inicial se mostrou eficiente, entretanto, a análise dos dados no domínio da frequência não foi reprodutível.

As inconsistências obtidas com a transformada de Fourier eram fruto de picos de aceleração anômalos (apontados em setas vermelhas na Figura 14). Por ser de alta frequência e, por vezes, apresentar amplitude maior do que o pico de impacto, acreditava-se que estes eram fruto de ruído eletrônico. Após diversos procedimentos visando a solução do problema, identificou-se que estes representavam as vibrações mecânicas do cabo utilizado para a coleta dos dados, fato observado na metodologia de (Zylberberg, 2012).

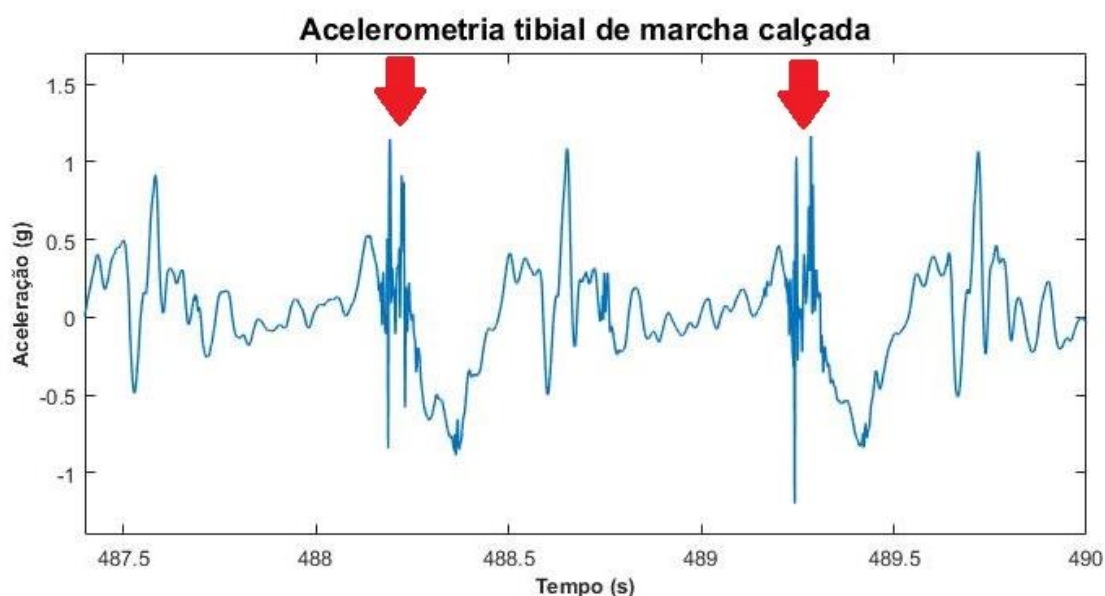


Figura 14. Presença de picos anômalos nas curvas de acelerômetros uniaxiais

Observações detalhadas concluíram que as vibrações mecânicas dos picos anômalos eram geradas quando a perna esquerda se chocava com o cabo, permitindo que estes dados fossem utilizados em análises do pico de aceleração.

Além da definição do Índice de Absorção de Vibrações, a análise do domínio temporal destes dados propiciou a determinação de uma metodologia de ensaio adequada, visando repetitividade dos resultados em dias distintos. Conforme será exposto posteriormente, duas curvas de acelerometria descalça, em dias distintos, podem apresentar valores diferentes da amplitude de aceleração. Os principais parâmetros estudados durante a escolha da metodologia são apresentados a seguir.

### **3.4.1. Desenvolvimento da metodologia de ensaio**

#### **a) Frequência de aquisição de dados**

Em uma análise da literatura é possível encontrar diferentes valores para este parâmetro. Por exemplo, (Zylberberg, 2012) adquiriu os dados a 200 Hz por não encontrar componentes acima de 30 Hz (no domínio das frequências) enquanto que (Shorten & Winslow, 1992) utilizou 512 Hz sem mencionar os motivos. Já (Hwang, 2006) e (Wüst, 2009) simplesmente estabelecem a frequência de amostragem em 2000 Hz. Por fim (Lafortune, Henning, & Valiant, 1995) utilizaram uma taxa de 1000 Hz em análises de corrida.

Na tentativa de escolher a melhor taxa, (Bruxel, Zaro, Palhano, Avila, & Strohaecker, 2009) determinaram este parâmetro através da porcentagem de energia da densidade espectral de potência. Os autores defendem que a aquisição de dados de acelerometria tibial a 100 Hz é suficiente para amostrar os sinais, relatando que 99,82% da potência do sinal se encontra até 50 Hz. Apesar dos dados de energia coincidirem com o presente trabalho, a taxa é inadequada para os objetivos do mesmo, pois causa uma perda em amplitude.

Uma avaliação visual da Figura 15 demonstra que aquisições a 8 kHz possuem uma amostragem satisfatória do pico de aceleração do contato inicial. Entretanto, aquisições realizadas em taxas como esta tem o inconveniente de gerar grandes arquivos de saída e aumenta o tempo de processamento.

A taxa de aquisição mínima capaz de descrever o fenômeno pode ser obtida a partir da Figura 16, gerada com um algoritmo de subamostragem. O sinal da Figura 15 teve amostras descartadas, a fim de simular como seriam as aquisições em taxas de 2 kHz, 1 kHz e 500 Hz. A análise visual da figura evidencia que a utilização de 500 Hz (ou taxas menores que ela), acarreta em perdas no valor da amplitude de pico. A 1 kHz o sinal já possui uma descrição satisfatória, entretanto, é útil aplicar uma margem de segurança e adquirir os dados a 2 kHz. A Figura 16 também permite análises da Densidade Espectral de Potência, onde não se pode observar diferença significativa na energia para aquisições a 8 kHz e 500 Hz, conforme citado por (Bruxel, Zaro, Palhano, Avila, & Strohaecker, 2009).



Deve ficar claro que a escolha da taxa depende da velocidade da marcha, sendo necessário refazer este procedimento para corrida, por exemplo. É aconselhável que cada autor faça este procedimento em seus dados.

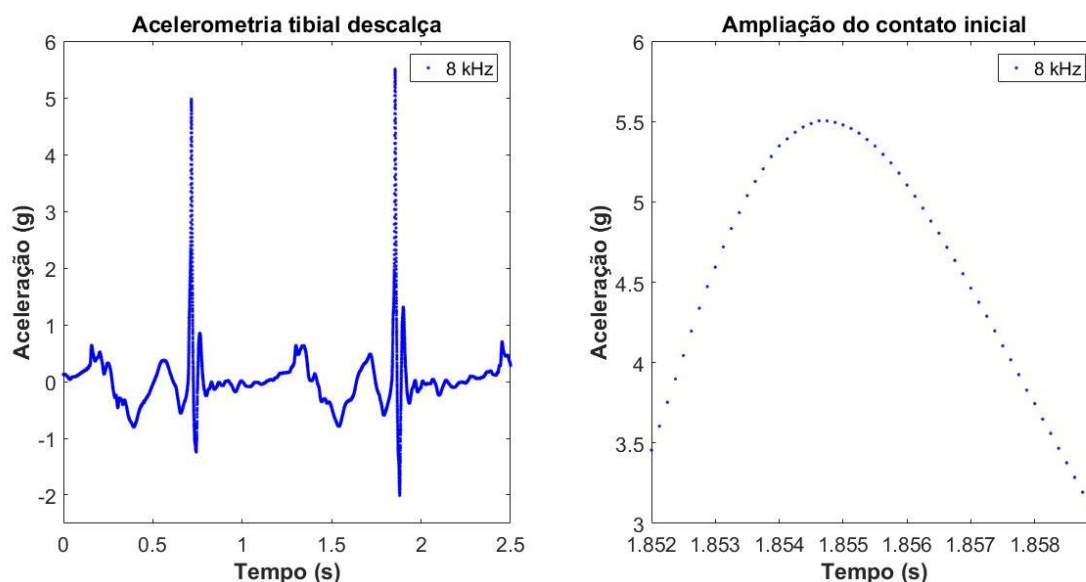


Figura 15. Aquisição de dados em uma taxa capaz de detalhar o pico de aceleração

### b) Tempo de coleta

Definida a taxa de aquisição em 2000 Hz, fazia-se necessário estabelecer o tempo de coleta e, similarmente à variável anterior, este parâmetro varia conforme o autor. Por exemplo (Wüst, 2009) realizou coletas de 15 segundos de marcha (ou 12 amostras) enquanto que (Hwang, 2006) coletou 10 testes de 10 segundos em cada velocidade (afirmando que coletas maiores aumentariam muito seu tempo total de teste). Sem mencionar os motivos (Zylberberg, 2012) utilizou 30 segundos e (Shorten & Winslow, 1992) preferiu 2 minutos.

A determinação deste parâmetro passou por diversas etapas, iniciando com a constatação de que a amplitude de aceleração varia significativamente ao longo do tempo, conforme exposto na Figura 17, que apresenta dez minutos de marcha descalça. Uma breve análise deste exemplo evidencia uma evolução temporal polinomial de ordem 6, segundo o valor do coeficiente de determinação

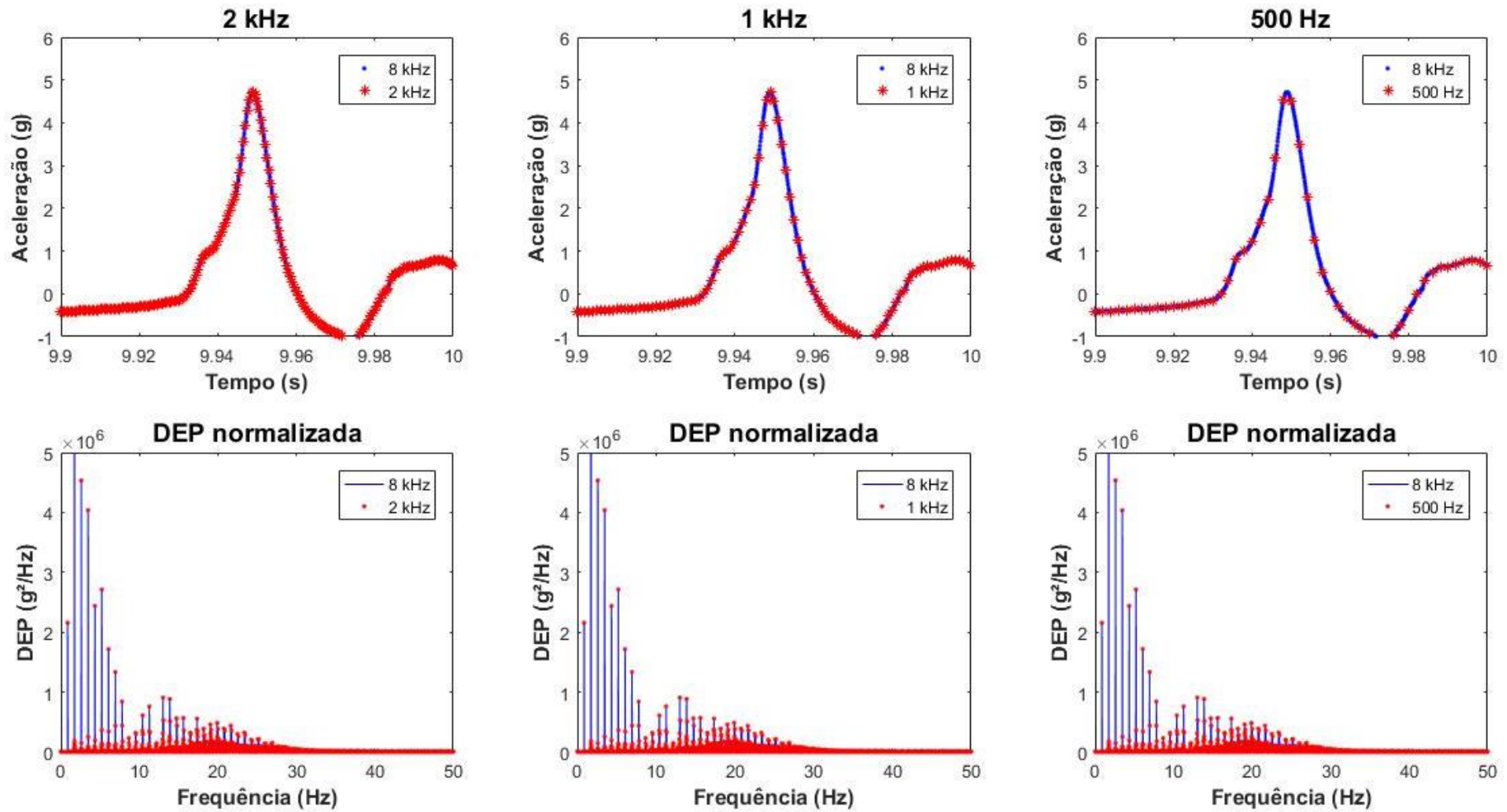


Figura 16. Escolha da taxa de aquisição satisfatória.

( $R^2$ ), significativamente maior do que um ajuste linear ou de ordem 3. O valor de  $R^2$  foi calculado através da correlação de Pearson, uma vez que os picos satisfazem o modelo Gaussiano. Vale destacar que cada coleta apresenta uma evolução temporal distinta, adequando-se melhor a ajustes de outras ordens e, conseqüentemente, justificando a mensuração de diversos minutos de marcha.

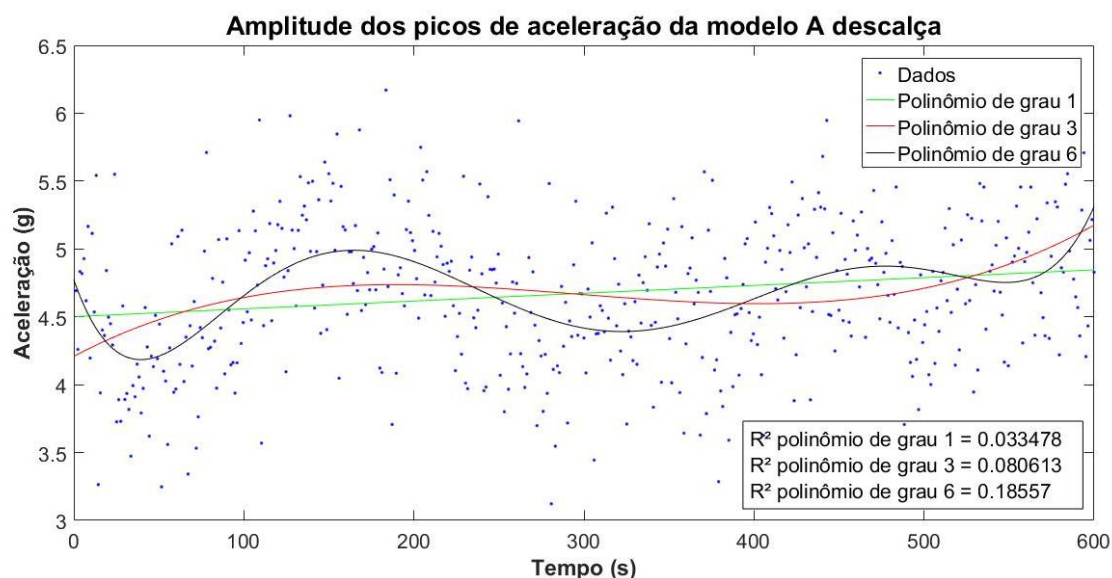


Figura 17. Avaliação dos picos de aceleração durante 10 minutos de marcha

O passo seguinte buscou determinar qual era o número de picos de aceleração (amostras) necessário para estabilizar a média. Para tanto, o tempo total adquirido foi dividido em dez intervalos iguais, conforme a Figura 18 e a Figura 19, onde cada linha representa um minuto de marcha. Uma avaliação visual das duas figuras permite estabelecer que a marcha descalça necessita do maior número de amostras (superior a 20), entretanto, é conveniente assumir um valor maior que este, a fim de existir uma margem de segurança. O presente trabalho opta por utilizar uma margem de 10 picos de aceleração.

Além disso, a marcha descalça (Figura 18), confirma a existência de uma grande variabilidade em dias distintos, justificando a utilização de medidas relativas (calçado/descalço). Diferenças significativas também ocorrem entre as modelos, principalmente na variabilidade calçada (Figura 19), onde é possível constatar que modelo B apresenta dados mais coesos do que a modelo A.

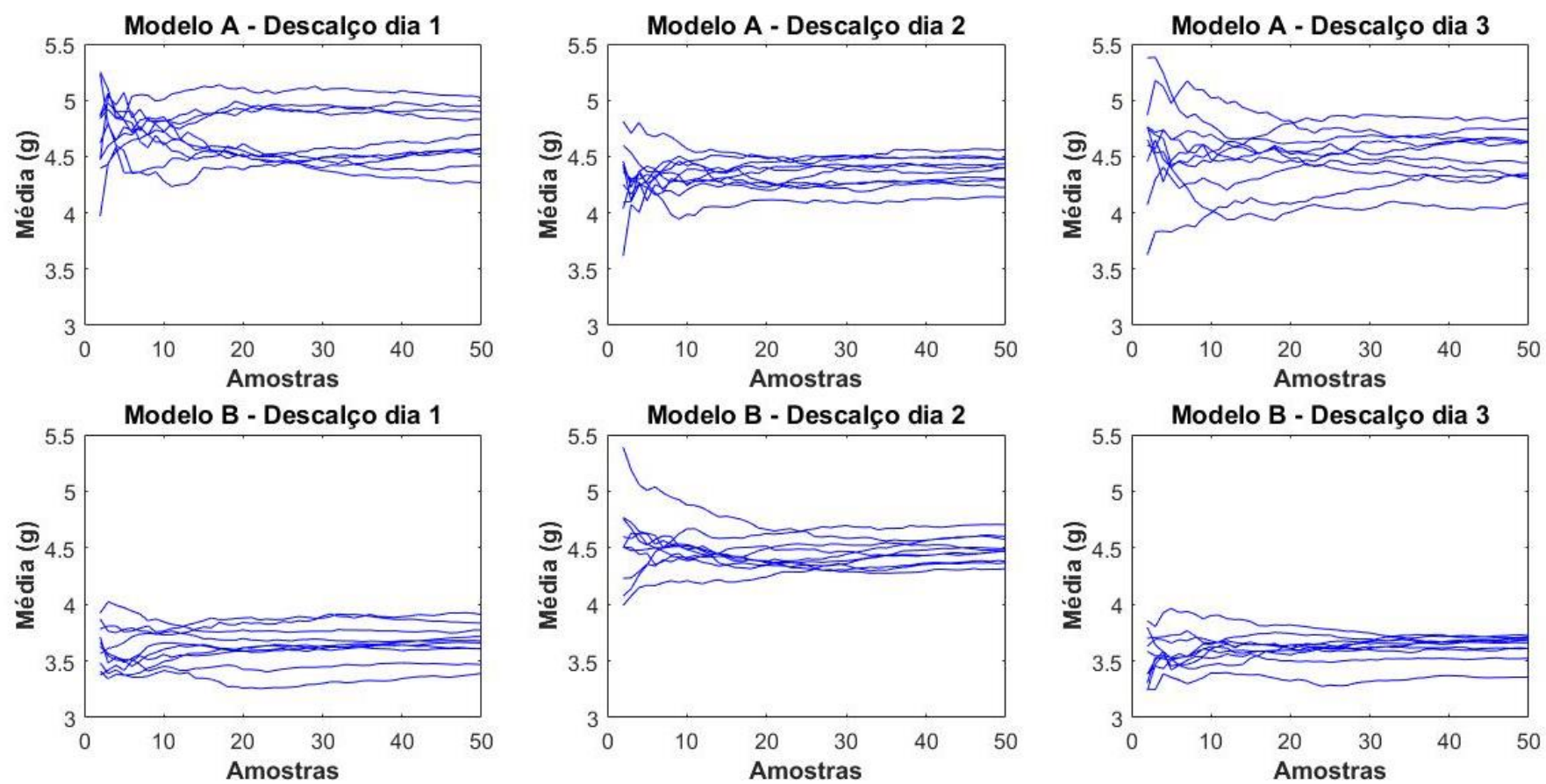


Figura 18. Evolução da média dos picos de aceleração descalço em função do número de amostras

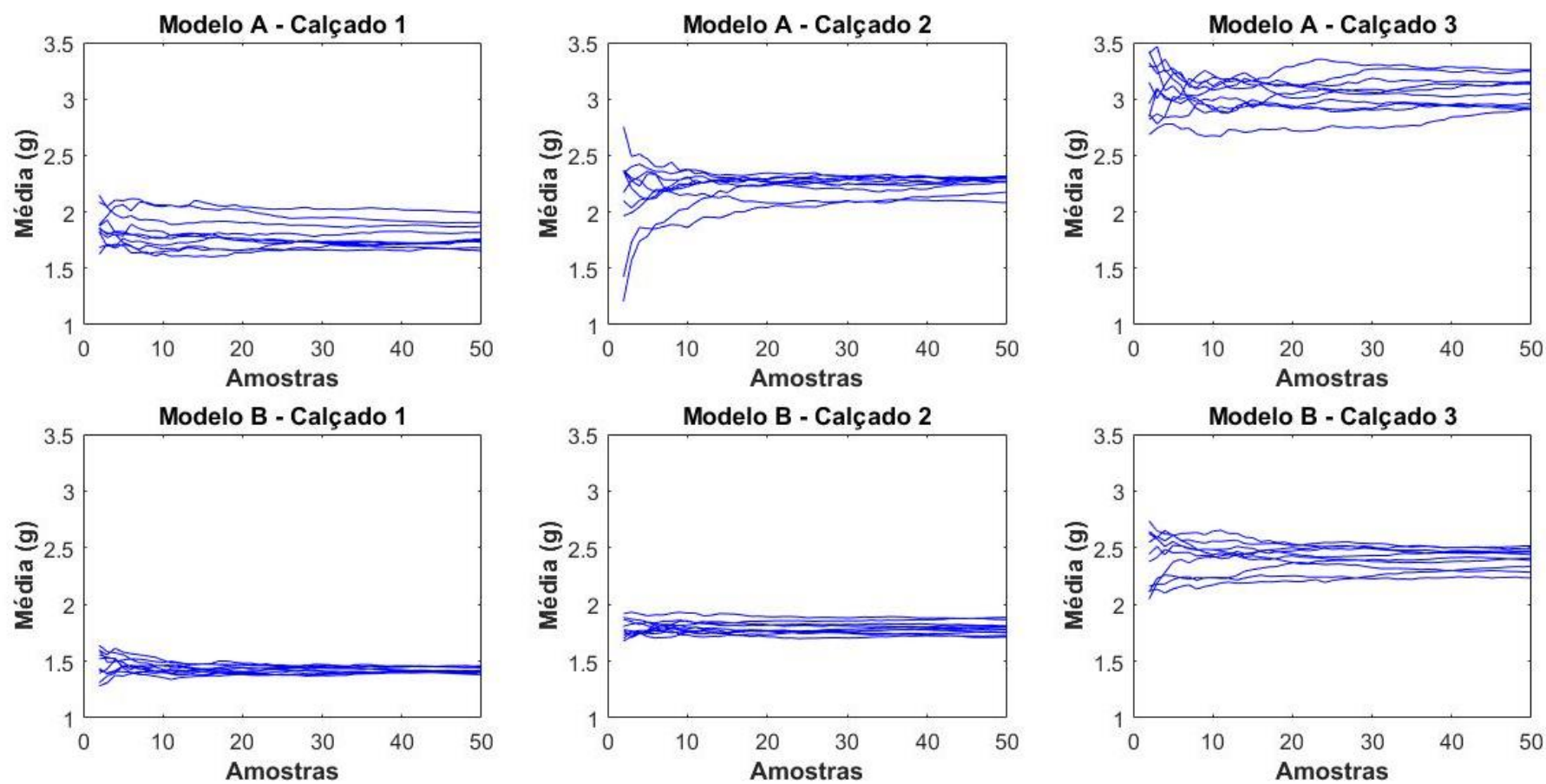


Figura 19. Evolução da média dos picos de aceleração calçado em função do número de amostras

Conhecendo a estabilidade das médias dos picos de aceleração de um minuto de marcha (o equivalente a 50 amostras para modelos femininas caminhando a 4 km/h), realizaram-se aquisições de 1 minuto, ao longo de 30 minutos de marcha. Este procedimento propiciou uma visão da evolução temporal da média, permitindo, por exemplo, uma avaliação qualitativa de qual seria um tempo de coleta aceitável.

Na Figura 20, cada ponto representa a média (e o desvio padrão associado) de 50 picos de aceleração. Dois sujeitos exemplificam o procedimento na situação calçada e descalça. Pode-se observar que há uma grande variação entre diferentes minutos de marcha, chegando a 0,8 g ou 21%, para o sujeito II em sua marcha descalça (tomando os valores de máximo e mínimo). Além disso, este estudo observou uma curva de tendência com aumento significativo ao longo do tempo, conforme apresentado no detalhe da Figura 20. Este comportamento foi observado em outros modelos e uma das hipóteses é que esse fato esteja atrelado a um estado inicial de fadiga. Conforme demonstra o exemplo, salvo na exceção do sujeito II em sua marcha descalça, este crescimento apresenta maior relevância a partir dos 10 minutos de marcha, justificando a coleta de 10 minutos de marcha calçada, seguida de 10 minutos de descanso, terminando com 10 minutos de marcha descalça. Desejando aumentar a produtividade das coletas foi acrescido ao teste mais 10 minutos de descanso seguido da coleta de 10 minutos referente ao segundo calçado.

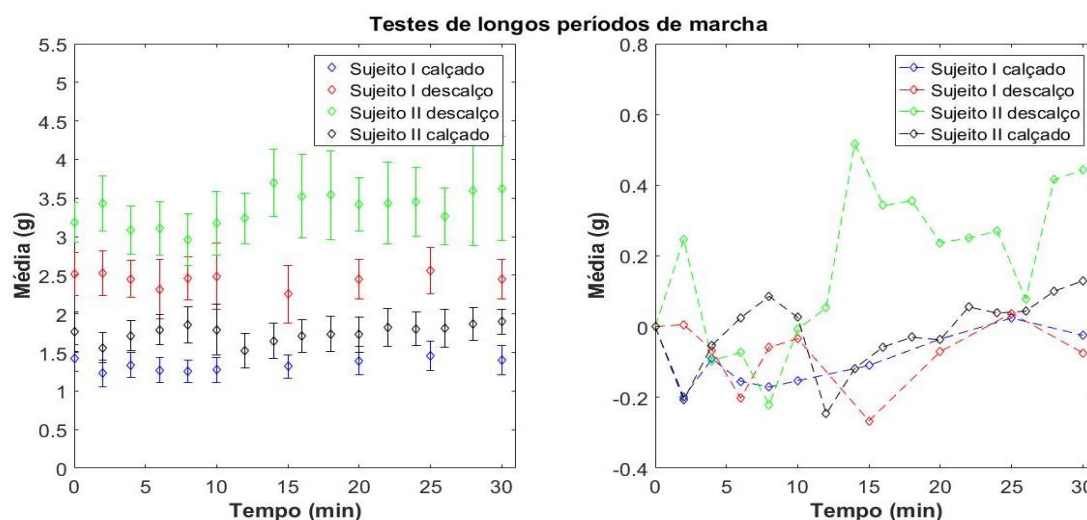


Figura 20. Avaliação de longos períodos de marcha

### c) Validação do modelo Gaussiano

Grande parte da teoria estatística aplicada neste trabalho, principalmente no quesito propagação de incertezas, é baseada no modelo Gaussiano, portanto deve-se mostrar que este modelo é válido tanto para a marcha calçada quanto para a marcha descalça. Além disso, é conveniente mostrar que o modelo Gaussiano descreve tanto os dados dispersos da Figura 18 (com modelo A no terceiro dia descalço), representados pelos histogramas da Figura 21, quanto para dados coesos da Figura 19 (com a modelo B utilizando o calçado 1), representado pelos histogramas da Figura 22.

A análise dos histogramas deixa claro que o modelo Gaussiano é válido para um grande número de picos (em 10 minutos de marcha são 500 amostras). Obviamente que alguns minutos de marcha (50 amostras) não correspondem a curvas Gaussianas, e a avaliação de deste parâmetro pode prover mais uma variável para a escolha de bons modelos para acelerometria tibial. É nítido que a modelo B apresenta distribuições Gaussianas mais definidas em minutos individuais de marcha. Vale lembrar que, conforme observado na Figura 19, a modelo B apresenta maior coesão em diferentes minutos de marcha.

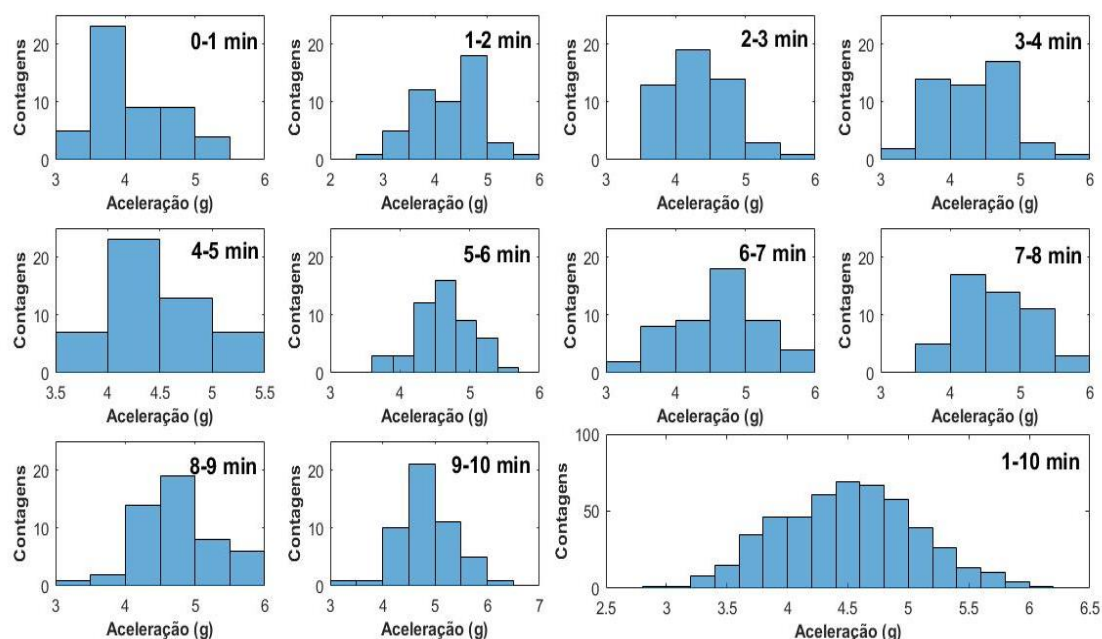


Figura 21. Histograma da distribuição da amplitude de aceleração: Modelo A – Descalço dia 3

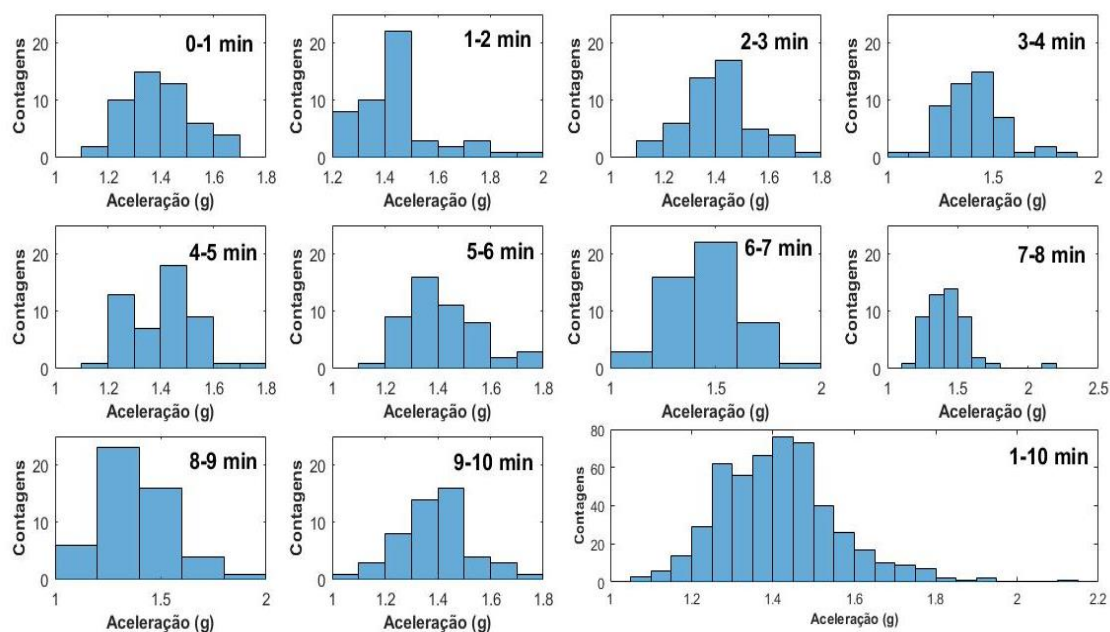


Figura 22. Histograma da distribuição da amplitude de aceleração: Modelo B - Calçado 1

#### d) Eliminação dos N maiores e N menores picos de aceleração

Conforme será exposto posteriormente, durante o cálculo da curva média serão escolhidos apenas os picos de aceleração que estejam dentro do intervalo composto pelo valor médio dos picos de aceleração, acrescido e subtraído de um desvio padrão. Segundo a distribuição Gaussiana, o intervalo de um desvio padrão abriga aproximadamente 68% dos dados (Taylor, 2012, p. 136).

Este procedimento parece razoável se executado nos dados que compõem o histograma de dez minutos. Tendo caudas similares à esquerda e à direita da média, a retirada dos extremos não afetará o valor médio. Contudo, há dúvidas em relação ao efeito que este procedimento causaria no valor médio de histogramas como o primeiro minuto da Figura 21.

Em 50 amostras, o intervalo de um desvio padrão compreende 34 delas. Visando simular este efeito, cada minuto de marcha teve os 10 maiores e os 10 menores picos de aceleração retirados, em pares, conforme a Figura 23 e a Figura 24. Os resultados deixam claro que o procedimento praticamente não altera a média, entretanto diminui o desvio padrão à metade. Como conclusão, pode-se afirmar que os dados estão centrados no valor médio, mesmo quando não são representados por curvas normais.



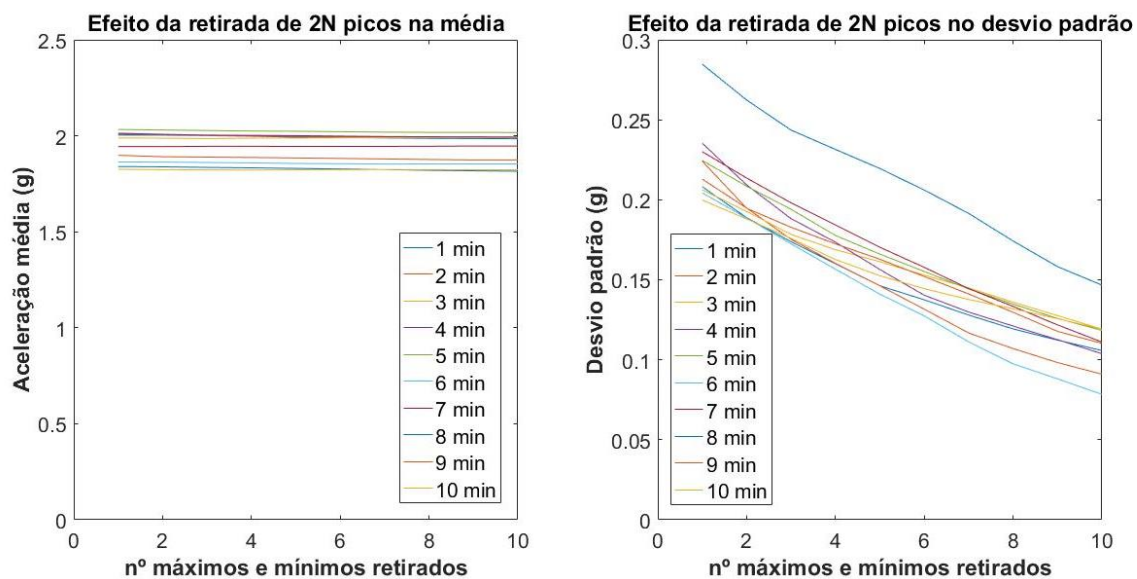


Figura 23. Rejeição de dados: Modelo A - Calçado 1

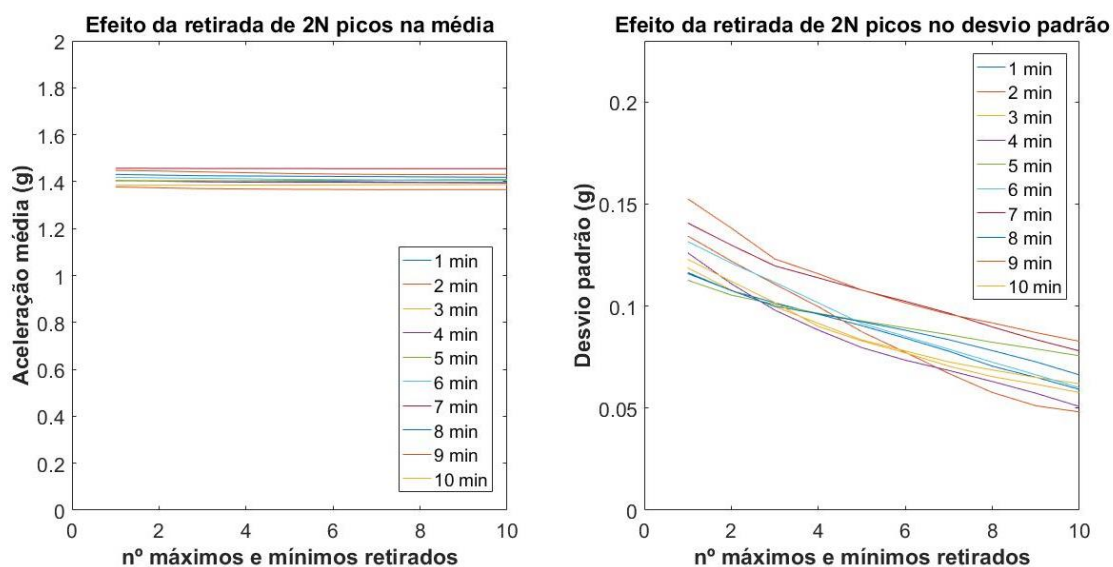


Figura 24. Rejeição de dados: Modelo B - Calçado 1

### e) Evolução temporal da média dos picos de aceleração

A aplicação da metodologia descrita até aqui é apresentada na Figura 25 e na Figura 26. Diferenças são observadas na evolução temporal de cada curva. Em comparação com a Figura 20, pode-se observar uma diminuição significativa no desvio padrão, fruto de maiores cuidados na fixação do acelerômetro.

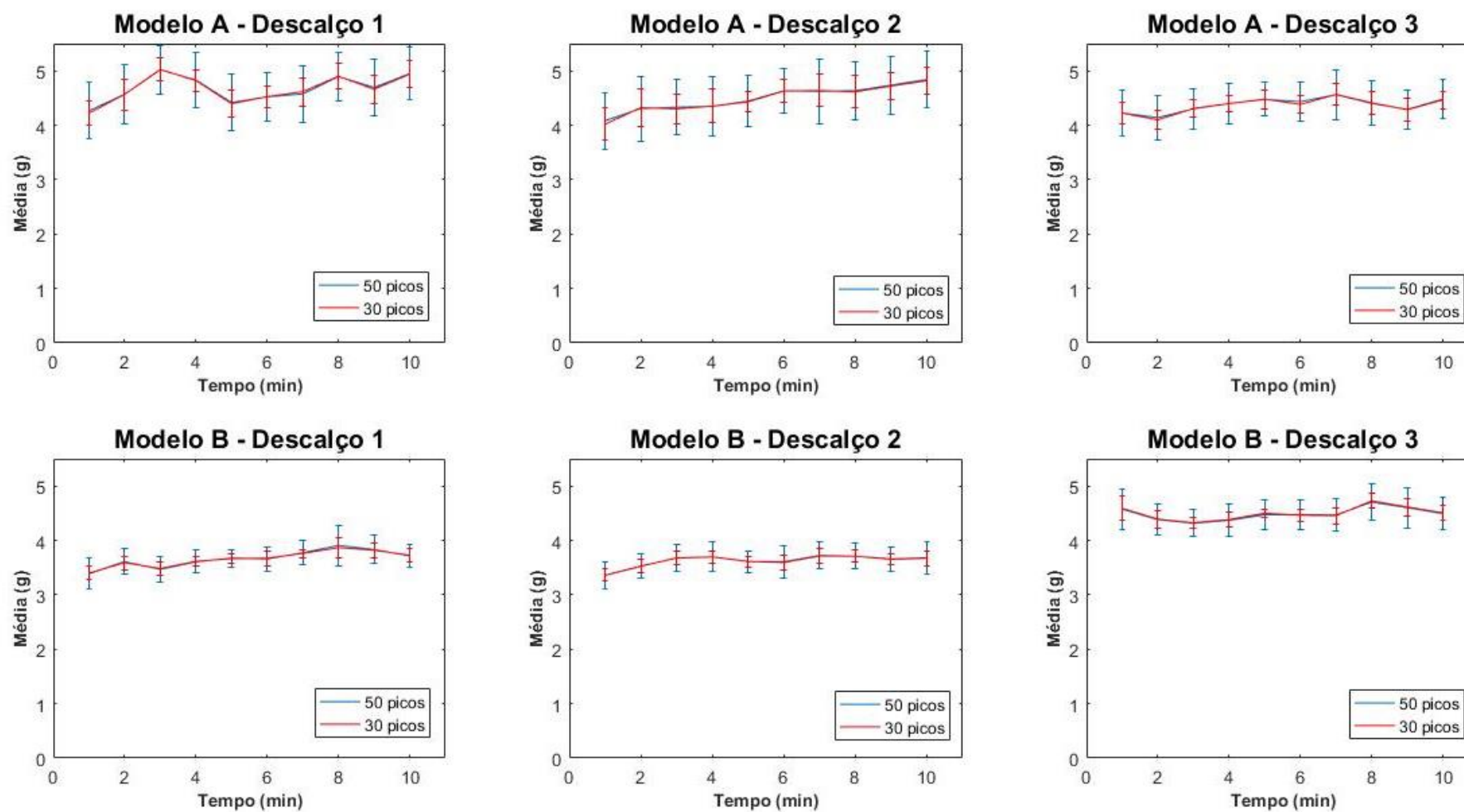


Figura 25. Evolução temporal da média para marcha descalça

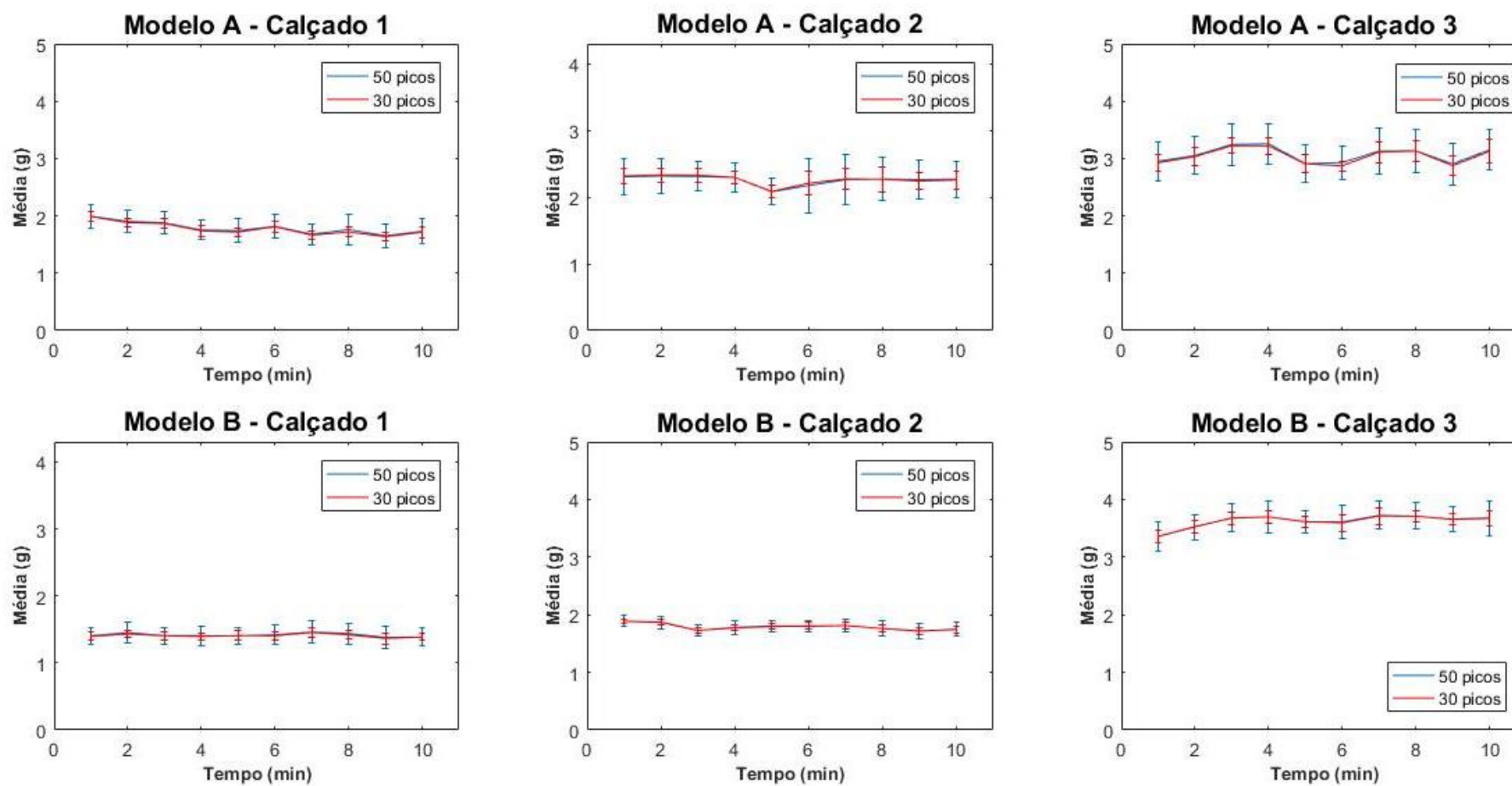


Figura 26. Evolução temporal da média para marcha calçada

### f) Definição do IAV (Índice de Absorção de Vibrações)

Até agora, os seguintes parâmetros da metodologia foram demonstrados:

- A taxa de aquisição mínima deve ser de 2000Hz;
- São realizadas coletas dos 10 primeiros minutos, tanto na marcha calçada quanto descalça, divididos em coletas de 1 minuto cada. Entre as coletas respeita-se um intervalo de 10 minutos, visando evitar a fadiga da modelo;
- Em cada minuto de marcha são encontrados 50 picos de aceleração, retirando os 10 maiores e os 10 menores;

Além destes, ficou convencionado o estudo mínimo de 3 sujeitos em cada calçado, respeitando a NBR 14834 e permitindo a identificação de pontos discrepantes (de absorção demasiadamente alta ou baixa).

Toda a metodologia apresentada aqui foi desenvolvida por (Almeida, Benedetti, & Zaro, 2017) que além disso definiram o IAV, uma grandeza relativa baseada na média das médias (MDM) das amplitudes de aceleração de cada minuto de marcha e, desta forma:

$$IAV = 100 \frac{(MDM_{descalço} - MDM_{calçado})}{MDM_{descalço}} \quad (3.1)$$

#### 3.4.2. Comprovação da eficácia da metodologia de ensaio

A eficácia da metodologia de ensaio definida por (Almeida, Benedetti, & Zaro, 2017), demonstrada e aplicada neste trabalho, pode ser comprovada através do IAV, um índice relativo entre a amplitude de aceleração calçada e descalça, que segue o conceito de aplicar a marcha descalça como variável de controle a fim de aumentar a reprodutibilidade em dias distintos. Na Tabela 1 pode-se observar diversos testes realizados em mesmo dia e em dias diferentes, de uma mesma modelo com três calçados distintos.

O valor da média descalça, da Tabela 1 é composto por todos os picos de aceleração de dez minutos de marcha. Em 30 coletas, a modelo C apresenta um valor médio de  $(3,17 \pm 0,31)$  g. Este valor é razoável, entretanto, mesmo em

coletas realizadas no mesmo dia, como por exemplo o dia 27/06, a diferença da média descalça pode chegar a 1,18 g representando 33 % de variação. O IAV é mais estável, variando apenas 9% neste dia, ou seja, menos de um terço.

<b>Data</b>	<b>Modelo</b>	<b>Calçado</b>	<b>Média Descalça (g)</b>	<b>IAV (%)</b>
16/06/2016	C	C5	3,00	56
24/06/2016	C	C5	3,58	59
24/06/2016	C	C5	2,78	59
24/06/2016	C	C5	3,22	59
27/06/2016	C	C5	2,36	53
27/06/2016	C	C5	3,28	55
27/06/2016	C	C5	3,54	62
28/06/2016	C	C5	3,24	56
28/06/2016	C	C5	3,60	58
29/06/2016	C	C5	2,92	55
29/06/2016	C	C5	3,72	59
29/06/2016	C	C5	2,88	51
30/06/2016	C	C7	2,82	50
30/06/2016	C	C7	3,30	52
04/07/2016	C	C7	3,10	48
05/07/2016	C	C7	3,20	48
06/07/2016	C	C7	3,10	54
06/07/2016	C	C7	2,96	53
06/07/2016	C	C7	3,16	53
07/07/2016	C	C7	3,00	56
07/07/2016	C	C7	2,86	59
13/07/2016	C	C7	3,14	57
14/07/2016	C	C7	3,10	55
19/07/2016	C	C7	3,22	54
19/07/2016	C	C7	3,68	61
13/07/2016	C	C8	3,40	53
15/07/2016	C	C8	2,86	55
18/07/2016	C	C8	3,38	55
20/07/2016	C	C8	3,60	61

*Tabela 1. Comparação da média descalça com o IAV em diferentes dias, com três calçados diferentes*

Avaliando apenas o calçado C5, percebe-se que as três coletas realizadas no dia 24/06 não apresentaram diferenças no IAV, no dia 27/06 apareceram 9 % e no dia 29/06 houve 8 % de diferença. Ainda em relação a este calçado, convém destacar que a média da marcha descalça, em todos os ensaios, varia de 1,18 g até 1,86 g, representando 36%, enquanto que o IAV varia apenas 6 % nos dois ensaios citados e 11 % entre todos eles. Conclui-se a partir da maior estabilidade do IAV em relação à amplitude de aceleração média da marcha descalça, que a medida relativa minimiza desvios.

Outra forma de avaliação da repetitividade do índice é observada Tabela 2, retirada de (Almeida, Benedetti, & Zaro, 2017). Com exceção da modelo F no dia 30/08, é possível observar uma enorme coerência nos dados das 5 diferentes modelos testadas. Isto sugere que a metodologia e o índice adotados são capazes de reproduzíveis por diferentes sujeitos. O valor do IAV médio para o calçado C8 (sem o ponto discrepante) foi de  $(53 \pm 4) \%$ .

<b>Data</b>	<b>Modelo</b>	<b>Calçado</b>	<b>IAV</b>
13/07/2016	C	C8	53
15/07/2016	C	C8	55
18/07/2016	C	C8	55
20/07/2016	C	C8	61
21/07/2016	C	C8	59
27/07/2016	D	C8	55
01/08/2016	D	C8	53
30/08/2016	D	C8	53
02/08/2016	E	C8	48
26/08/2016	F	C8	50
01/09/2016	G	C8	51
30/08/2016	H	C8	34
01/09/2016	H	C8	46

*Tabela 2. Comparação do IAV de diferentes modelos*

### 3.5. Segunda fase: acelerômetros triaxiais

Nenhum dos acelerômetros uniaxiais disponíveis era capaz de adquirir os dados de acelerometria tibial com o cabo direcionado ao eixo longitudinal da tibia. Então um acelerômetro triaxial passou a ser fixado no ponto médio da tibia, eliminando os picos anômalos apresentados na Figura 14. Contudo sabe-se que as 18 gramas deste sensor aumentam a inércia do sistema, afetando a medida por amplificarem os efeitos dos tecidos moles (Schnabel & Hennig, 1995).

A nova forma de fixação, exibida na Figura 27, restringe a liberdade do cabo. Para este procedimento, a madeira balsa de 50 x 22 x 16 mm é fixada com fita dupla face, tanto na interface entre a madeira e o acelerômetro quanto na área de interação entre a madeira e a pele. Uma fita de velcro rígida garantiu a pressão no acelerômetro, até o limiar de conforto dos sujeitos. Por fim, fita microposora foi adicionada para restringir o a vibração mecânica do cabo de transmissão de dados, bem como da fita de velcro.



Figura 27. Fixação do acelerômetro triaxial

### 3.5.1. Definição da curva média

Através da metodologia de aquisição aplicada nos acelerômetros uniaxiais, buscou-se uma forma de compilar os dados, facilitando a análise visual e o processamento. Centrando todos os picos de aceleração e avaliando o ciclo de marcha anterior e posterior a ele, conforme Figura 28, é evidente que há uma região de boa correlação próxima da região centrada.

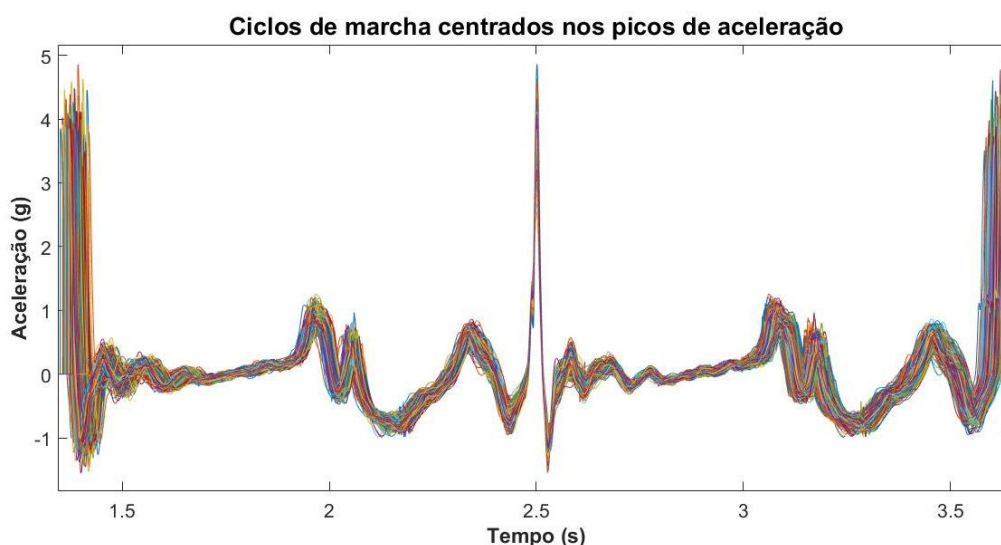


Figura 28. Ciclos de marcha centrados: Modelo A - Descalça

Separando os dados da Figura 28 em intervalos de 1 minuto, pode-se executar um procedimento de cálculo da curva média para cada minuto de forma independente, exemplificado na Figura 29. Em resumo, o algoritmo calcula a média da aceleração de todos os ciclos de marcha, em cada instante de tempo. A ampliação da Figura 29 possibilita uma maneira mais completa de avaliar a variabilidade observada na Figura 25, uma vez que permite observações em todo o ciclo de marcha (não apenas no valor do pico de aceleração).

A perda de coerência temporal é o fato mais importante a ser analisado na Figura 29. É evidente que há variabilidade no tempo de duração dos ciclos de marcha e que esta diferença causa uma inconsistência na curva média, atenuando os picos de aceleração anterior e posterior ao pico de interesse. Este fato impossibilita a utilização desta curva média em estudos do ciclo de marcha completo.



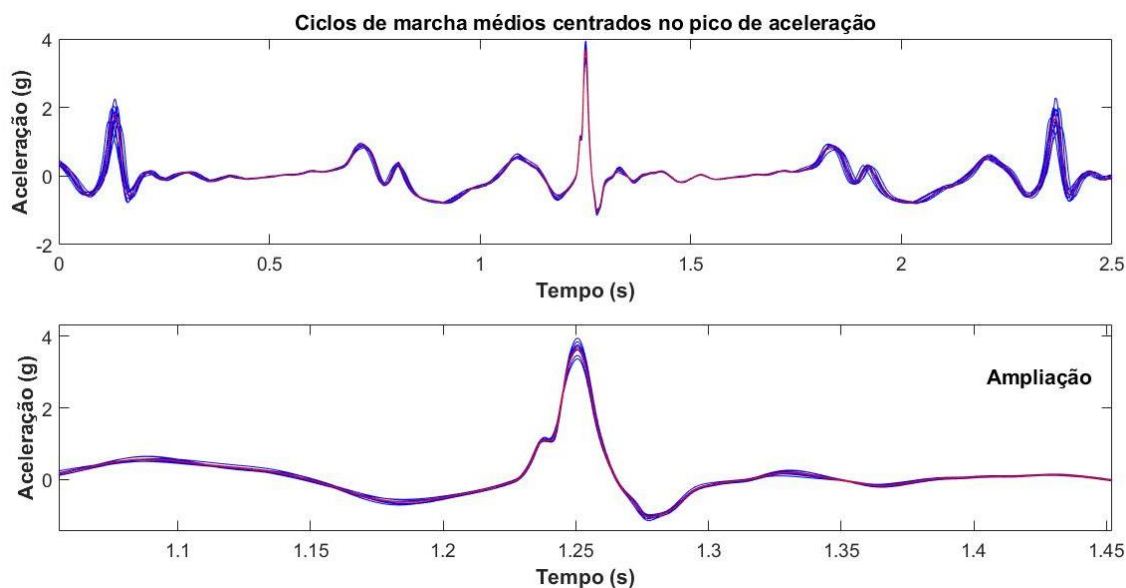


Figura 29. Ciclos médios de marcha para cada minuto: Modelo A - Descalça

Por fim, a Figura 29 ainda permite a avaliação da curva média composta apenas por ciclos de marcha cuja amplitude está compreendida entre o valor médio da amplitude de aceleração, mais ou menos um desvio padrão (detalhe em vermelho). Pode-se concluir que esta curva representa o conjunto dos 10 minutos de marcha de forma satisfatória, propiciando uma espécie de “média das médias dos diferentes minutos de marcha”.

Desejando remover a incoerência temporal observada na Figura 28 e na Figura 29, foi executado um procedimento de normalização temporal. Para tanto, em cada minuto, os ciclos de marcha foram novamente isolados, entretanto, desta vez o tempo de duração do ciclo de marcha foi utilizado como a variável determinante para a escolha dos ciclos de marcha que compõe a curva média. Similarmente ao procedimento adotado na amplitude de aceleração, foi utilizado o tempo médio mais ou menos um desvio padrão. Conforme será demonstrado posteriormente, este procedimento adiciona uma pequena incerteza.

O algoritmo de normalização se baseia na adição e retirada de pontos de forma aleatória, isto é, se o ciclo de marcha em questão possui um tempo maior do que o tempo médio, o algoritmo retira pontos aleatórios da curva enquanto que, se o ciclo possuir um tempo menor do que o tempo médio, ocorre a adição de pontos de forma aleatória. No caso da adição, a amplitude do ponto

adicionado possui o valor médio entre ponto anterior e posterior a ele. Como resultado da normalização, podemos obter a Figura 30.

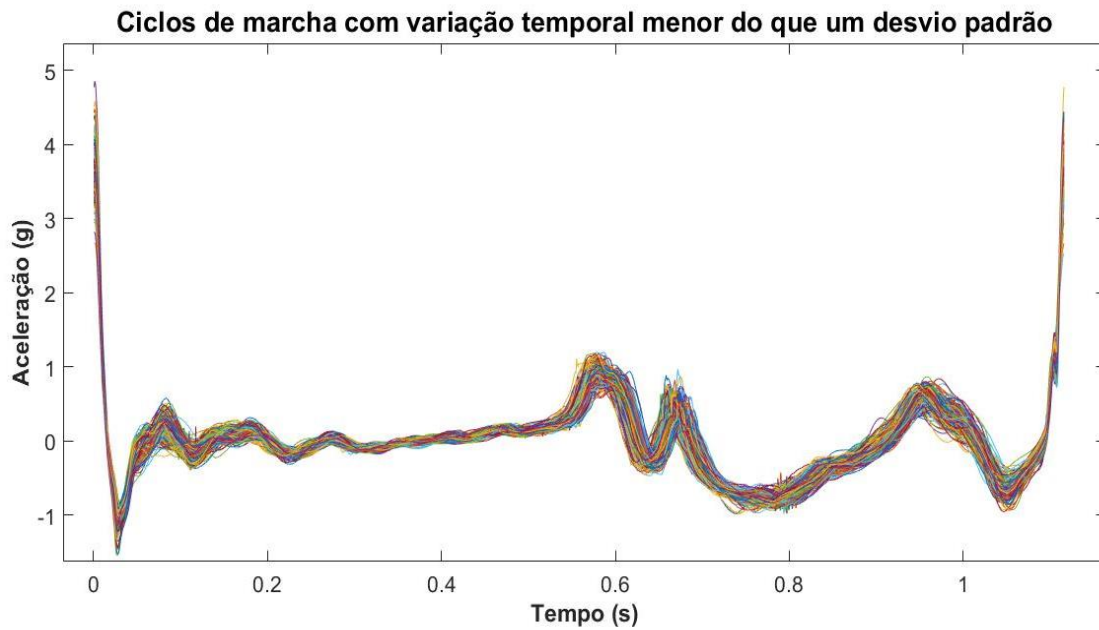


Figura 30. Normalização temporal dos ciclos de marcha: Modelo A - Descalça

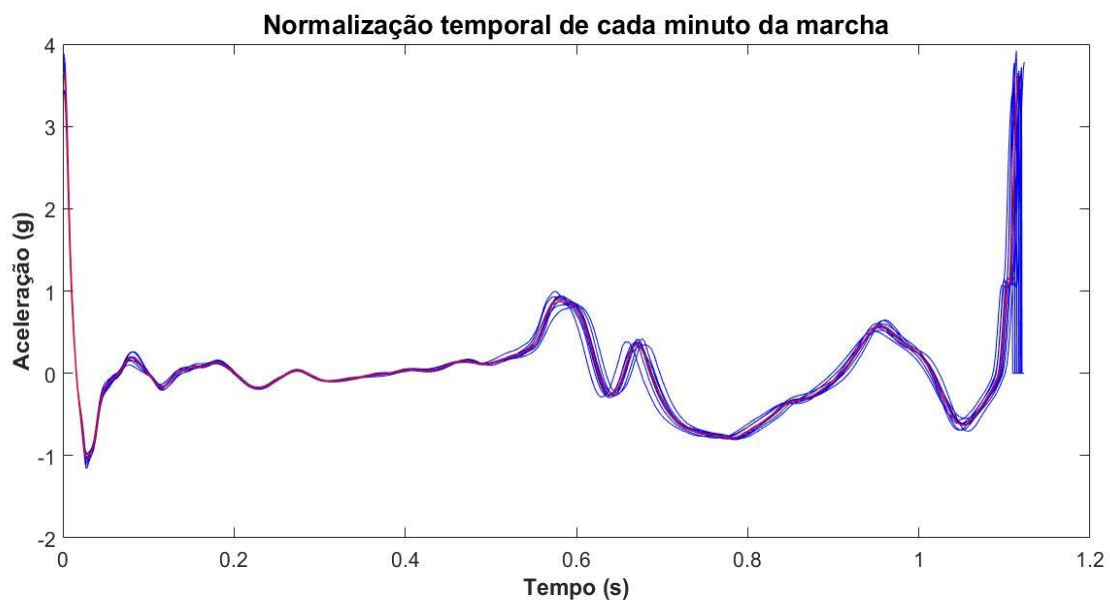


Figura 31. Curva média normalizada para cada minuto de marcha: Modelo A - Descalça

Calculando a curva média normalizada para cada minuto de marcha de forma independente, pode-se obter a Figura 31. As curvas em azul apresentam, novamente, uma incoerência temporal, conforme esperado. A curva em vermelho representa a curva média dos 10 minutos de calce e, representa satisfatoriamente, os minutos individuais de marcha. Reproduzindo o mesmo procedimento para a marcha calçada e descalça, pode-se obter a Figura 32. Uma análise desta figura demonstra que o tempo do ciclo de marcha calçado é maior do que o descalço, necessitando uma segunda normalização temporal.

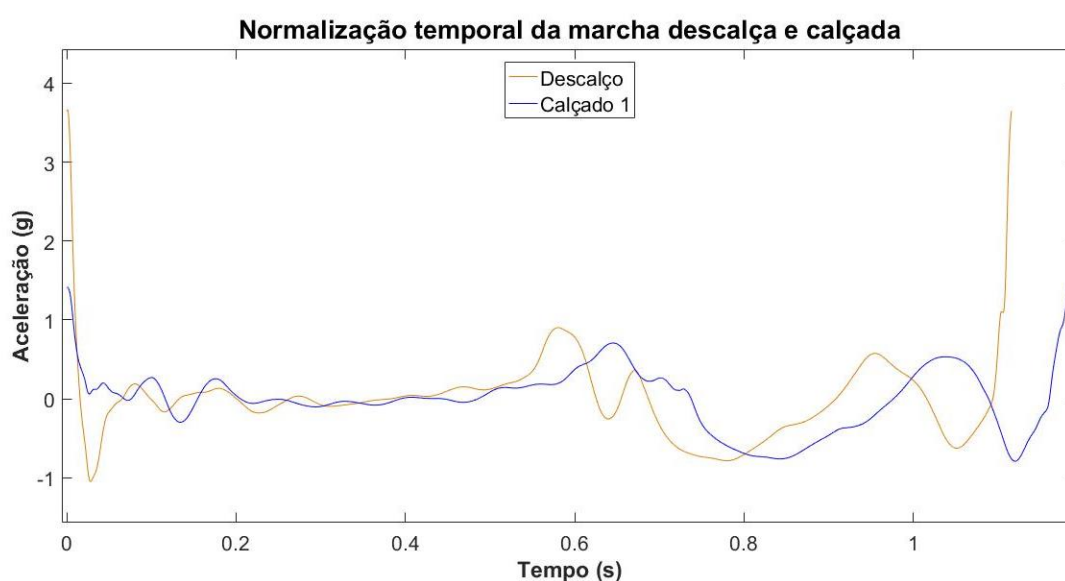


Figura 32. Normalização da curva: Modelo A – Descalça – Calçado 1

A renormalização (Figura 33) torna a curva calçada e descalça coerentes temporalmente. Todavia, é necessário avaliar os efeitos deste procedimento no domínio das frequências e, conforme apresentado na Figura 34, há um deslocamento de altas frequências após a renormalização. Este fato pode representar problemas na aplicação de alguns algoritmos, como por exemplo de coerência de Wavelets, uma vez que, este deslocamento poderá ser interpretado como incoerência.

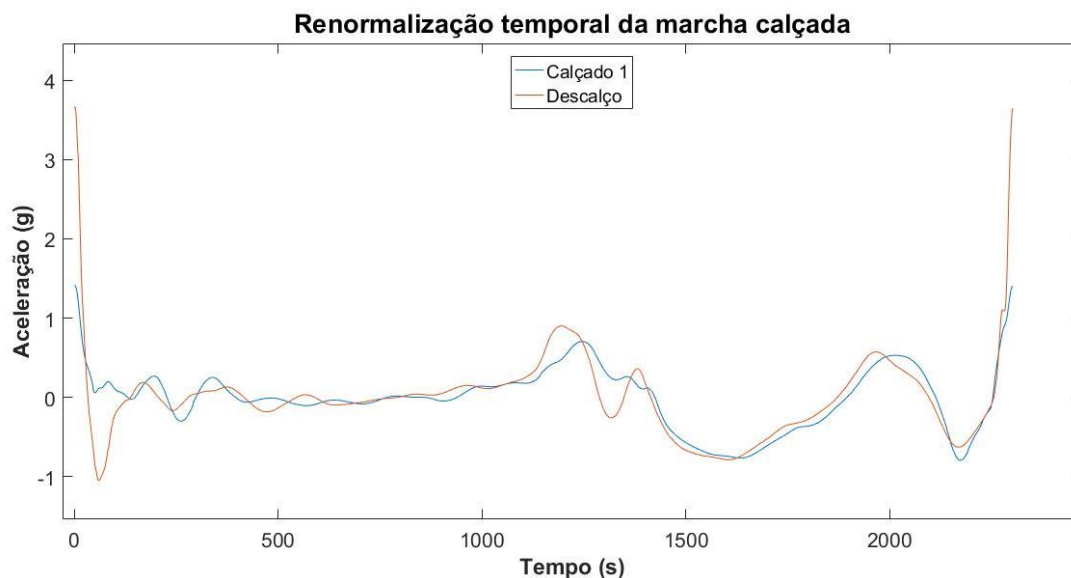


Figura 33. Renormalização da curva média: Modelo A – Descalça – Calçado 1

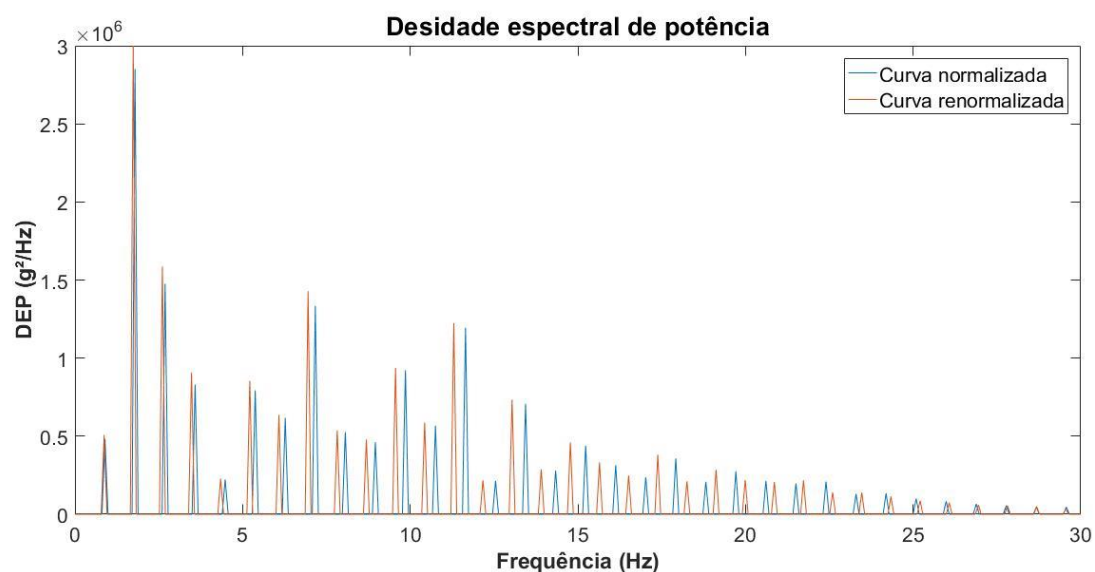


Figura 34. Efeito da renormalização na densidade espectral de potências: Modelo A - Descalça

Baseado no que foi exposto até aqui, a curva média empregada nos algoritmos de análise dos parâmetros dos calçados, será aquela calculada através dos ciclos de marcha que apresentam amplitude do pico no intervalo da média mais ou menos um desvio padrão (curva vermelha da Figura 29). Como ela não apresenta coerência temporal longe do pico de aceleração central, optou-se por restringi-la em um intervalo de 100 ms anterior ao pico e 300 ms após o contato inicial, conforme Figura 35.

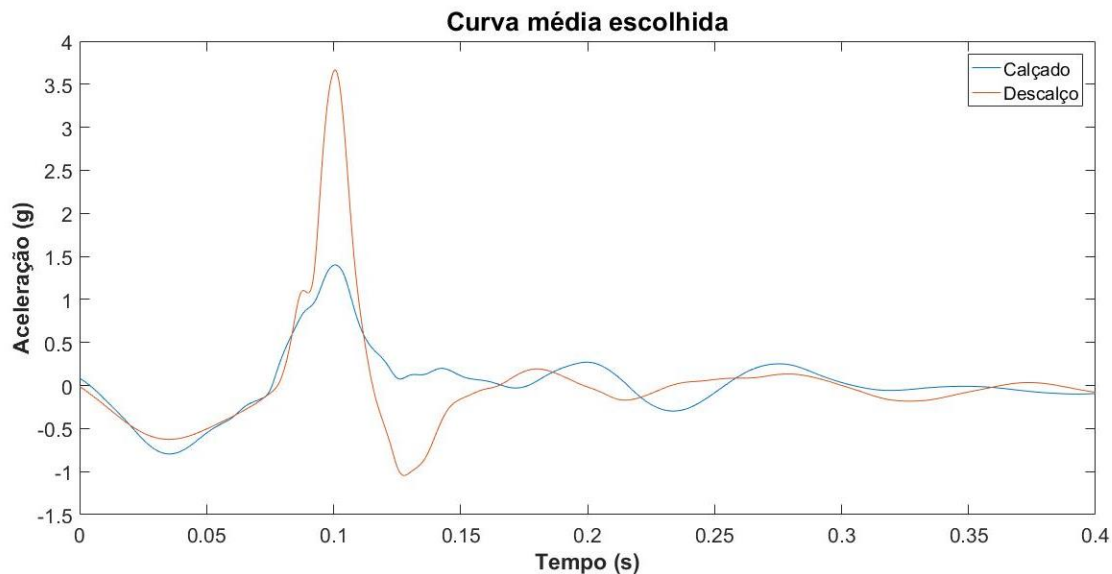


Figura 35. Exemplo de curva média escolhida: Modelo A – Descalça – Calçado 1

### 3.5.2. Análise da curva média em dias distintos de marcha

A necessidade de validar as curvas médias propostas na seção anterior, levou à análise do coeficiente de correlação destas curvas para diferentes dias. O coeficiente de correlação de Pearson foi calculado através de rotinas existentes no Matlab, de onde foi extraído o valor ao quadrado deste coeficiente ( $R^2$ ), que é apresentado nas figuras a seguir, representando um valor da porcentagem da relação de uma curva com outra.

Inicialmente pode-se avaliar a correlação do ciclo de marcha completo. Neste caso, a Figura 36 e a Figura 39 apresentam as correlações da curva média centrada em um pico de aceleração, conforme exemplificado na (Figura 29). Durante a marcha descalça (Figura 36), a modelo B apresentou uma correlação muito melhor do que a modelo A (que tem um dos coeficientes beirando os 0,6). O mesmo não pode ser dito da marcha calçada (Figura 39), onde ambas as modelos apresentaram baixa correlação, quando a modelo A utilizou o calçado 1 e quando a modelo B vestia o calçado 3 (diga-se de passagem, que este é o menor coeficiente encontrado nestes testes).

Restringindo a análise à região de interesse, ou seja, ao contato inicial representado pela curva média escolhida (Figura 35), é possível afirmar que, para os dados analisados, a correlação melhora significativamente em relação

ao ciclo completo, tendo seu menor valor em 0,85 e apresentando a maioria dos resultados acima dos 0,9. Estes fatos são válidos tanto para a marcha calçada quanto para a marcha descalça e podem ser observados na Figura 37 e na Figura 40.

A explicação para a melhora dos coeficientes de correlação pode ser conferida na Figura 38 e na Figura 41. As correlações destas curvas foram obtidas a partir da curva normalizada, isto é, do mesmo algoritmo aplicado à Figura 32. Com exceção da Modelo A utilizando o calçado 2 e da modelo B utilizando o calçado 1, todas as outras correlações melhoram com o procedimento de normalização.

A explicação para o fato é simples e se encontra na variação do comprimento da passada, ou seja, do tempo de duração do ciclo de marcha. As curvas centradas no pico de aceleração apresentam diferenças nestes valores e essa diferença (acumulada na fase de balanço) diminui a correlação.

Estes resultados permitem a conclusão de que tanto o ciclo completo (quando normalizado temporalmente), quanto a região de interesse apresentam uma alta correlação em diferentes dias, com calçados e modelos distintas. Essa é mais uma garantia de que a metodologia aplicada aos testes é adequada.

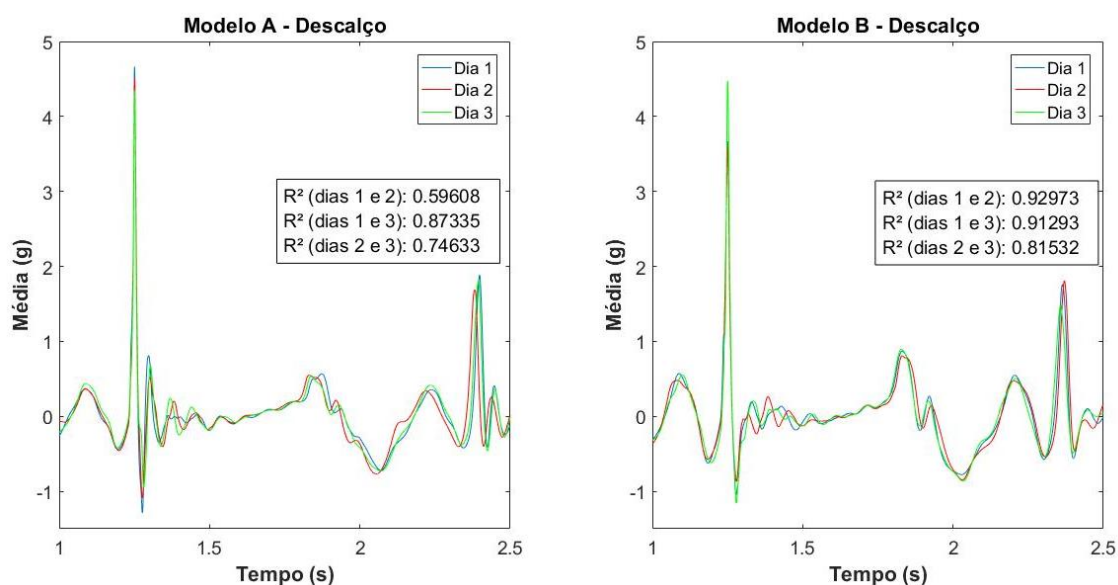


Figura 36. Variabilidade da curva média centrada na marcha descalça

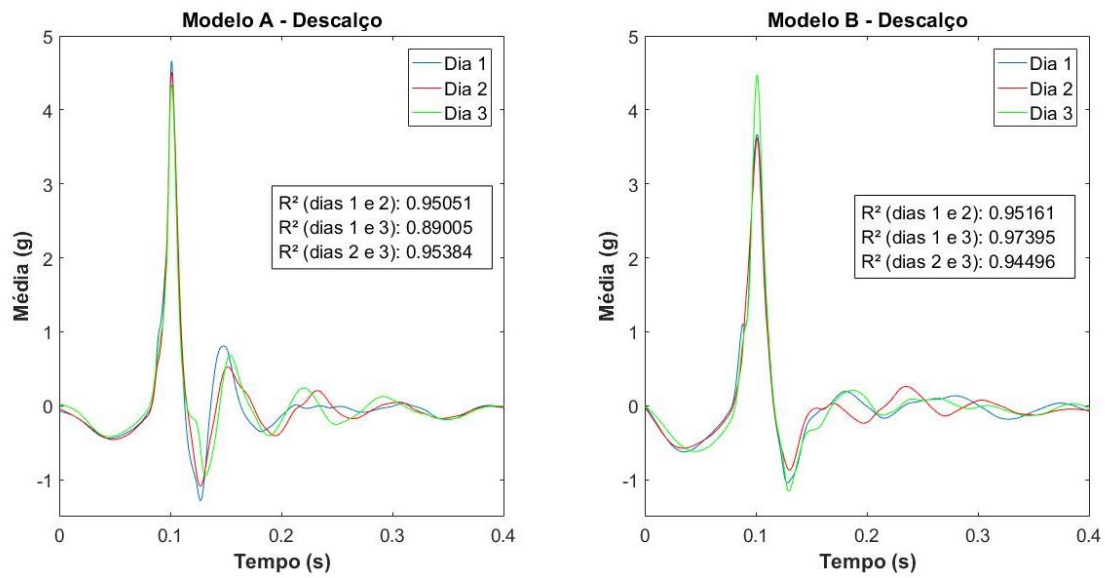


Figura 37. Variabilidade da curva média escolhida na marcha descalça

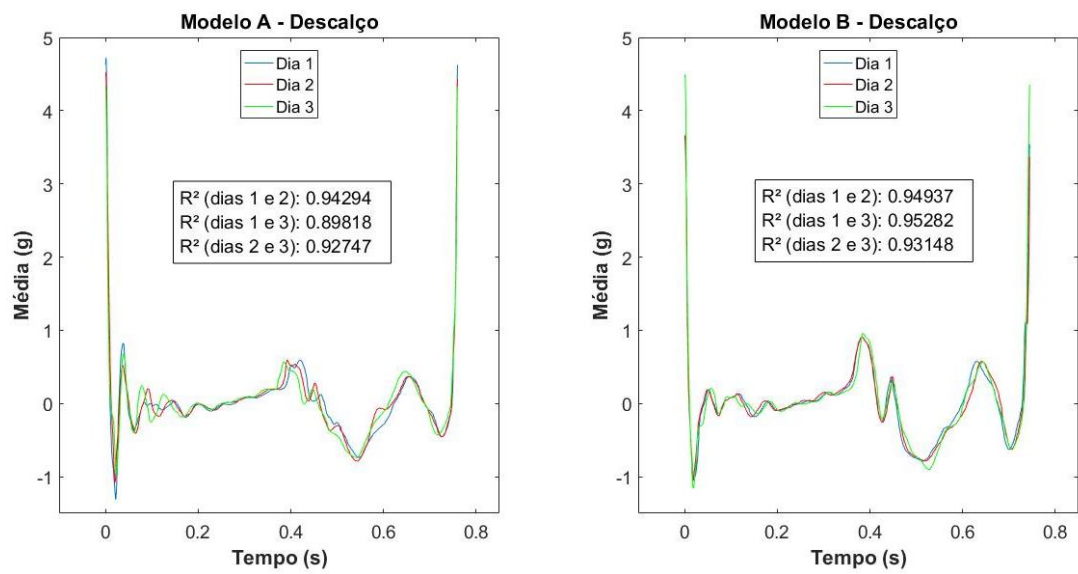


Figura 38. Variabilidade da curva média normalizada na marcha descalça

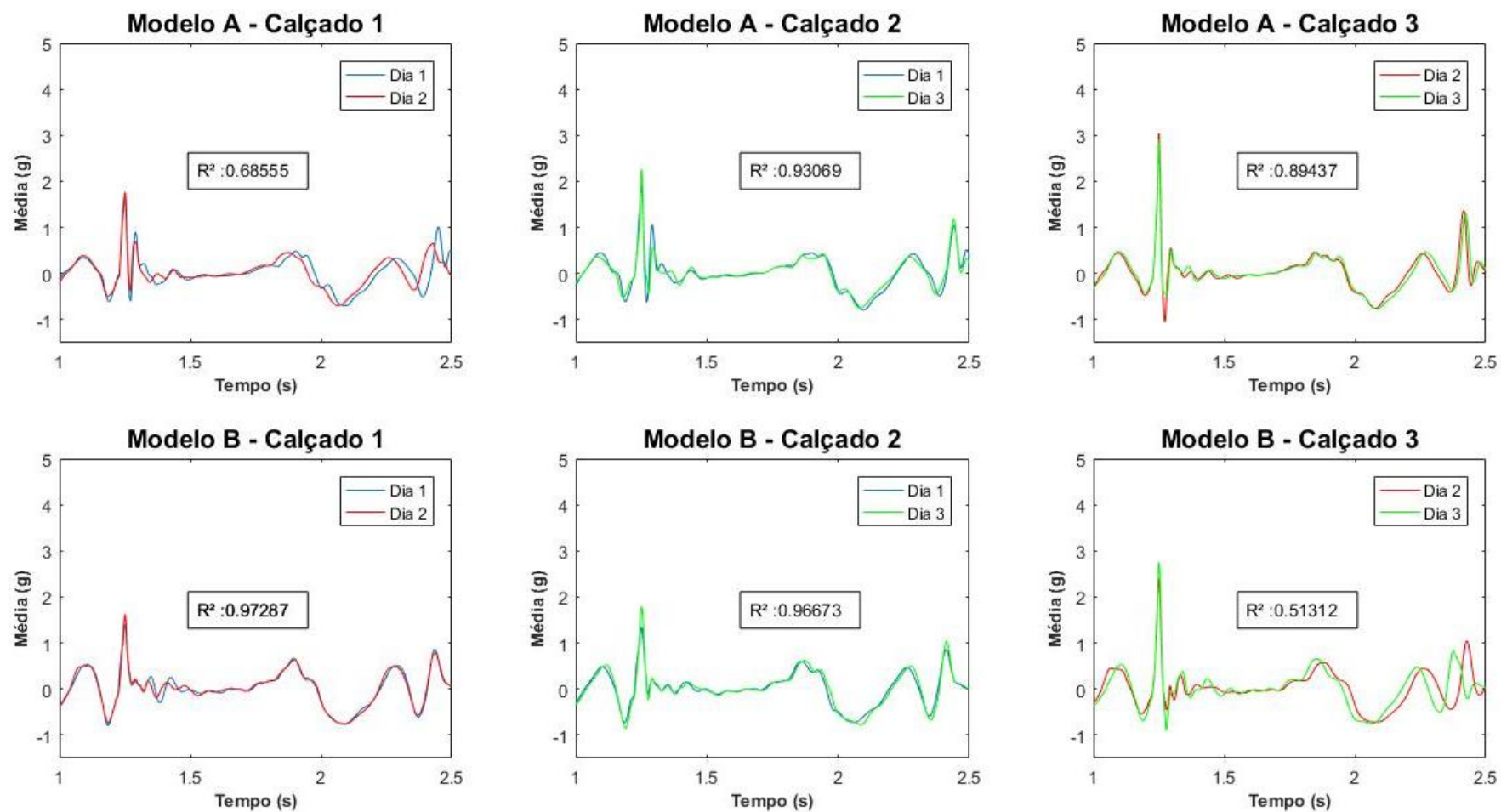


Figura 39. Variabilidade da curva média centrada na marcha calçada



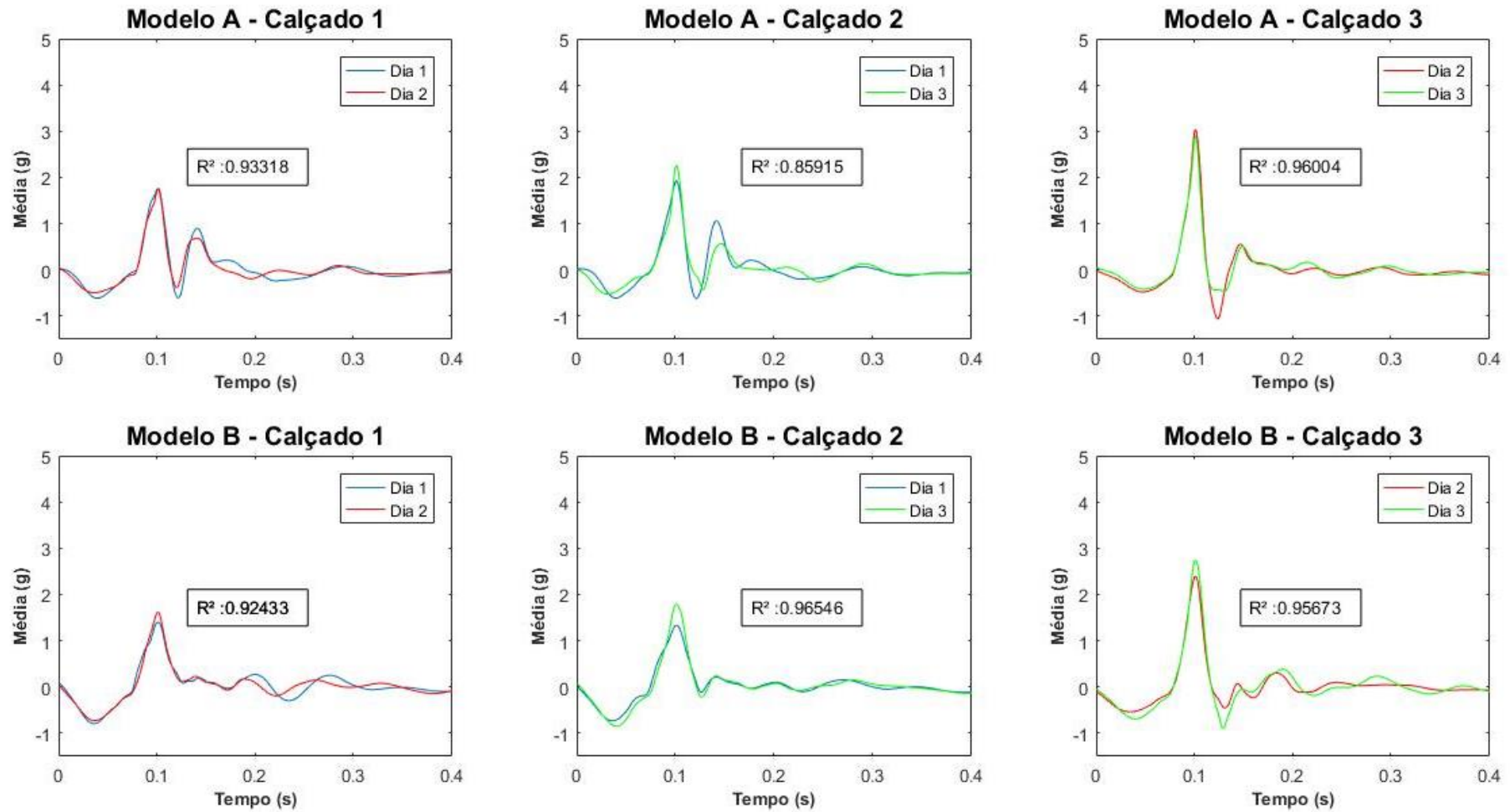


Figura 40. Variabilidade da curva média escolhida na marcha calçada

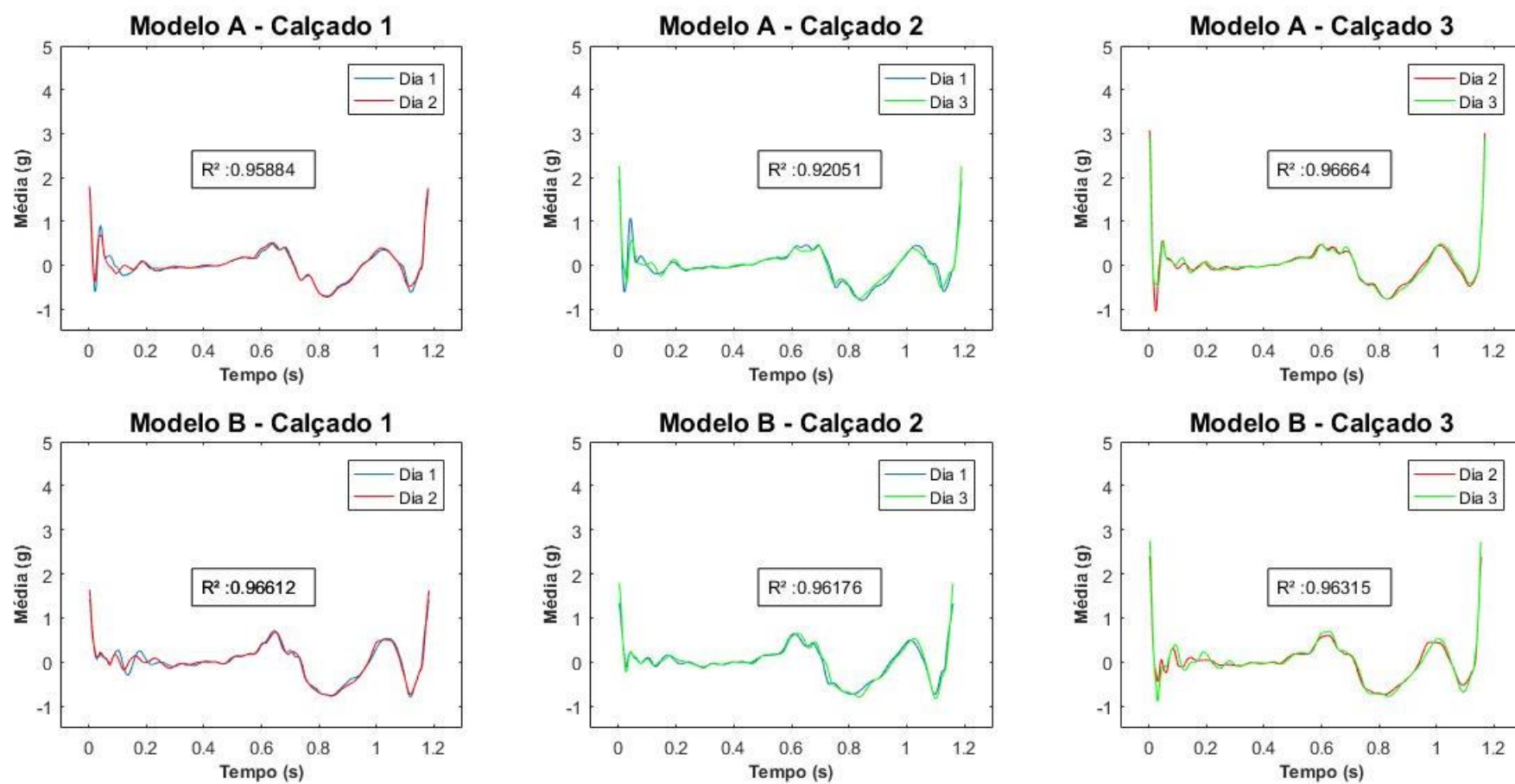


Figura 41. Variabilidade da curva média normalizada na marcha calçada

## **4. RESULTADOS E DISCUSSÕES**

A metodologia de ensaios propiciou alguns resultados como a repetitividade da amplitude de aceleração em dias distintos (quando normalizada em relação à marcha descalça da modelo), a definição e a correlação entre as diversas curvas médias propostas, a validação da metodologia de ensaios, entre outros.

Os resultados apresentados neste capítulo se detêm à comparação dos diferentes calçados e, por este ser o foco principal do trabalho, encontram-se separados dos resultados já apresentados.

### **4.1. Correlação entre a média da amplitude de aceleração e o comprimento da passada**

Uma das hipóteses levantadas para explicar a variação na média da amplitude de aceleração, observada ao longo dos 10 minutos de marcha (Figura 25 e na Figura 26), estava vinculada à diferença nos tempos de duração do ciclo de marcha (Figura 28). Vale ressaltar que este tempo é inversamente relacionado com o comprimento da passada (uma vez que a velocidade é constante). A hipótese supunha que passadas mais longas estariam atreladas a picos de aceleração mais intensos, entretanto, conforme observado na Figura 42 e na Figura 43, correlações de Pearson mostram que não há relação entre as variáveis (da forma como foram extraídas das curvas médias).

Nos dados analisados no primeiro dia (Figura 42), pode-se ter a impressão da existência de uma relação inversa entre as variáveis (principalmente nas curvas da Modelo A com os calçados 1 e 2 e da modelo B com o calçado 2). Entretanto, ao comparar o primeiro dia com o segundo (Figura 43), observa-se alterações no coeficiente de correlação, como nos dados da Modelo B com o calçado 3.

Pode-se concluir que, da forma como os dados foram analisados (tomando a amplitude média de 50 picos de aceleração, bem com a média dos 50 tempos de duração do ciclo de marcha), não há uma forte relação entre as variáveis.

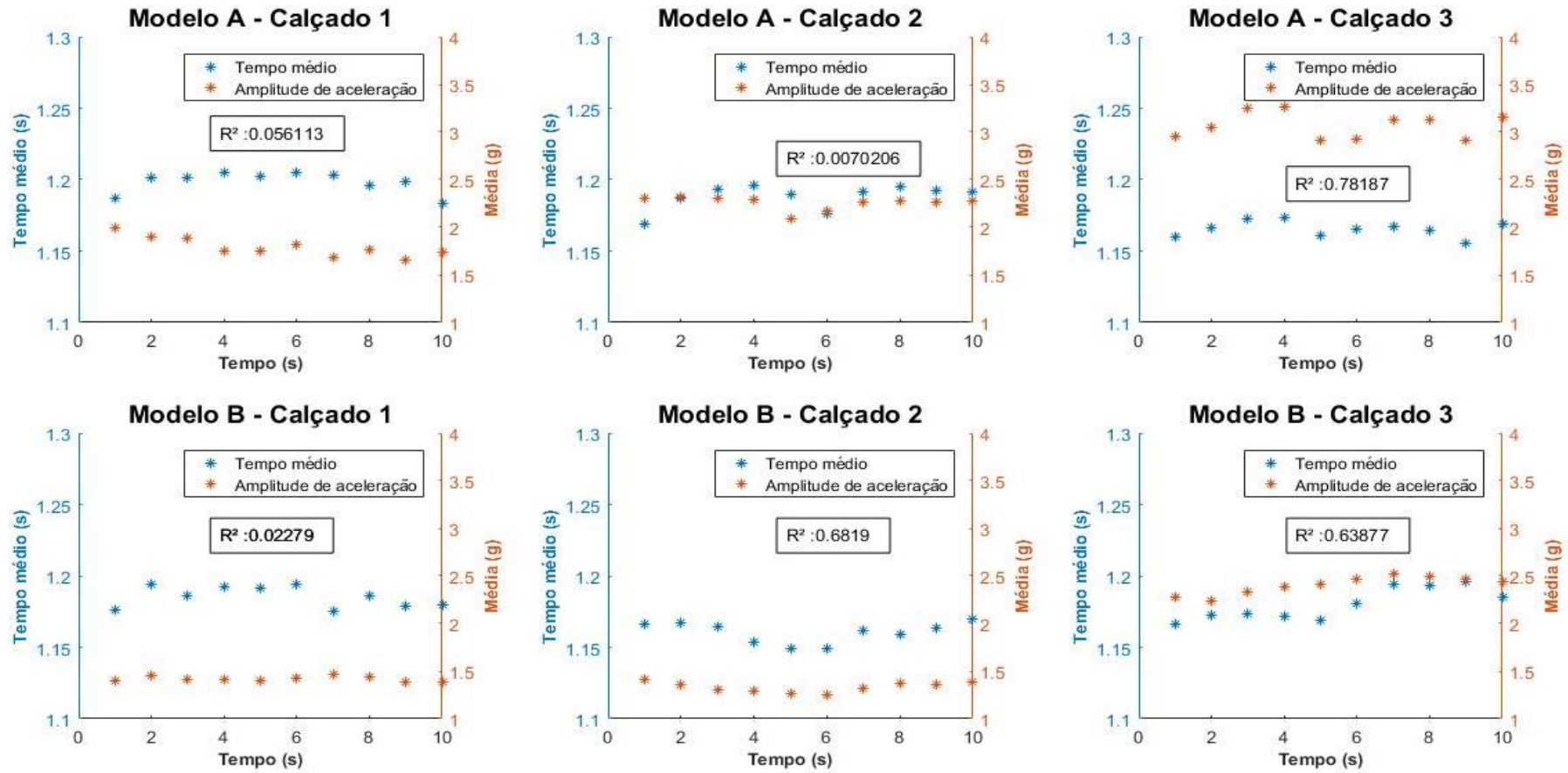


Figura 42. Correlação entre tempo e amplitude de aceleração - Primeiro dia

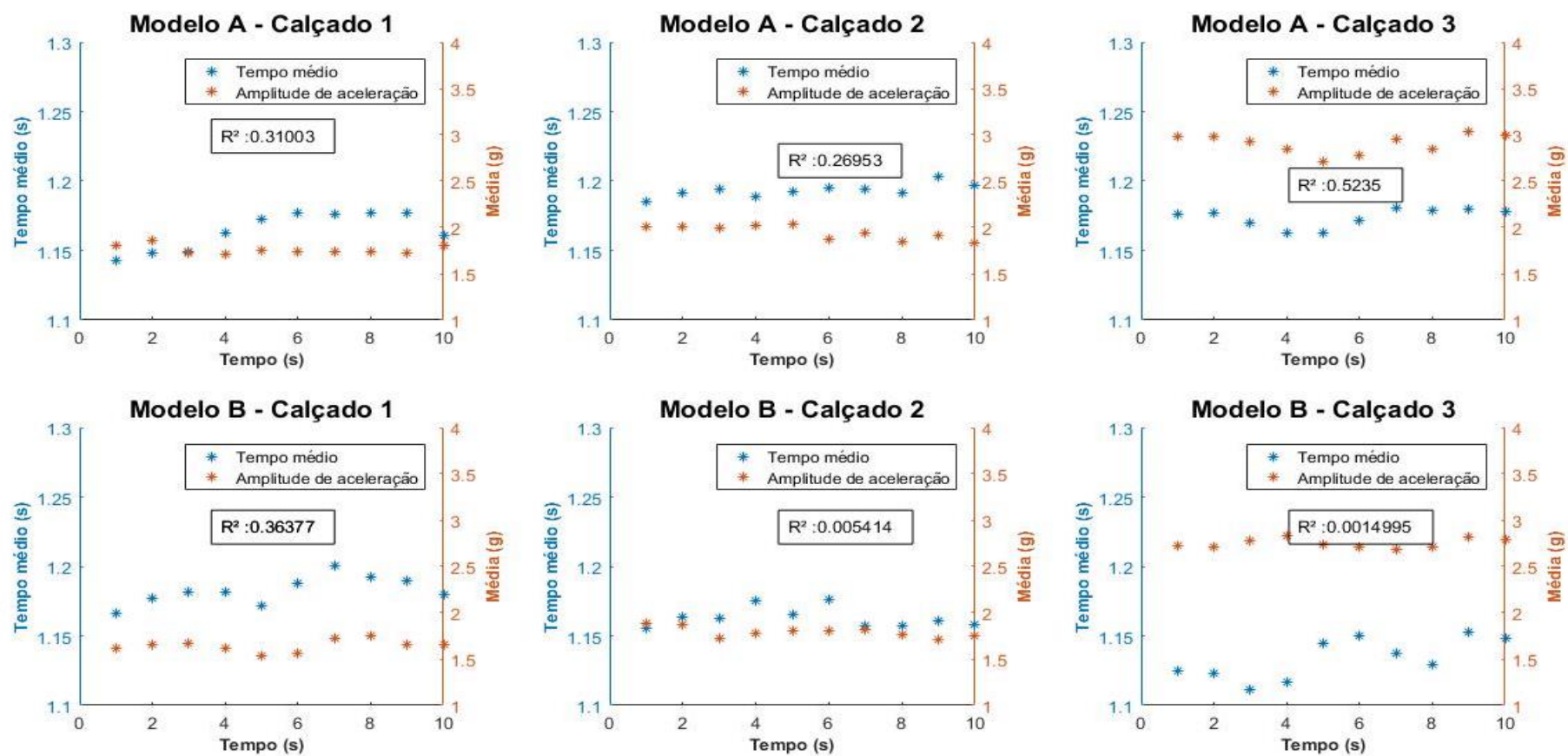


Figura 43. Correlação entre tempo médio e amplitude de aceleração - Segundo dia

## 4.2. Envoltória da atenuação da vibração

Conforme descrito na seção 2.2.2 Atenuação da vibração, ajustes de curvas envoltórias, exponenciais e decrescentes, apresentam uma forma satisfatória de descrição da atenuação da vibração provocada pelo contato inicial. Experimentalmente, conforme observado na Figura 44, pode-se observar uma grande repetitividade para o ajuste de quatro dias distintos, onde as curvas médias são baseadas em coletas com acelerômetros uniaxiais.

É conveniente mencionar que o fator “a” descrito nos ajustes foi previamente analisado e, por isso, não será mencionado nesta seção. Este fator está atrelado unicamente à amplitude de vibração, afinal, é possível deslocar temporalmente o eixo x até que o valor do pico de aceleração esteja na posição nula do eixo, fazendo que o resultado da exponencial do fator “b” multiplicado pelo valor de tempo (no caso zero) resulte na constante 1. Neste caso o valor de “a” representaria apenas a média da amplitude de aceleração.

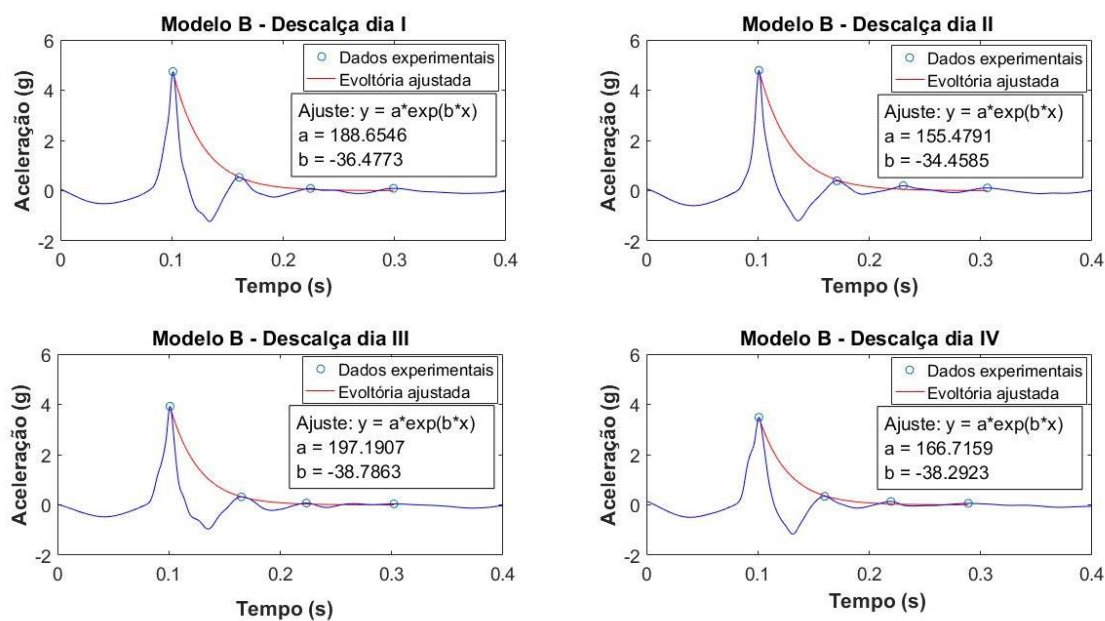


Figura 44. Ajuste exponencial para marcha descalça com acelerômetros uniaxiais

Seguindo a diretriz de diferenciar diferentes calçados, a partir da Figura 45 pode-se observar o efeito de 4 calçados diferentes no fator de atenuação.

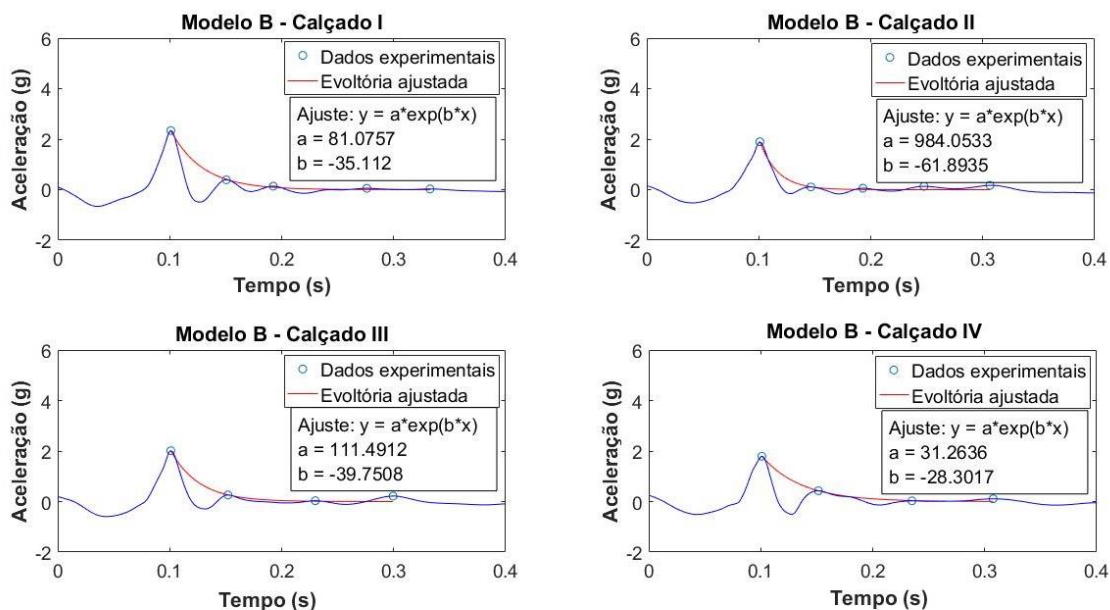


Figura 45. Ajuste exponencial para marcha com quatro calçados distintos e acelerômetros uniaxiais

Os calçados apresentados na Figura 45 não são os testados e demonstrados até agora, mas demonstram a possibilidade de diferenciação, através do fator de atenuação. O calçado II altera a curva de maneira mais significativa, tornando a atenuação mais significativa desde o segundo pico de aceleração. No calçado III e IV, entre os segundos e os terceiros pontos escolhidos para o ajuste, pode-se perceber um comportamento estranho, que foge das oscilações habituais.

Reproduzindo este procedimento para os dados das modelos A e B utilizando os calçados deste trabalho, pode-se observar, na Figura 46, que dos três testes realizados com o acelerômetro triaxial, dois deles corroboraram com os valores do parâmetro “b”, para marchas descalças da Figura 44. O terceiro dado descalço é nitidamente um ponto fora da curva.

Segundo a metodologia de aquisição, dois calçados eram coletados em cada dia de testes e, por isso, os dados descalços da Figura 47 são os mesmos que foram apresentados na Figura 46, porém atrelados a outros calçados. A modelo B tem um ponto discrepante que influencia o calçado 3 no primeiro dia e o calçado 1 no segundo ensaio, comprometendo a análise da repetitividade de seus dados.

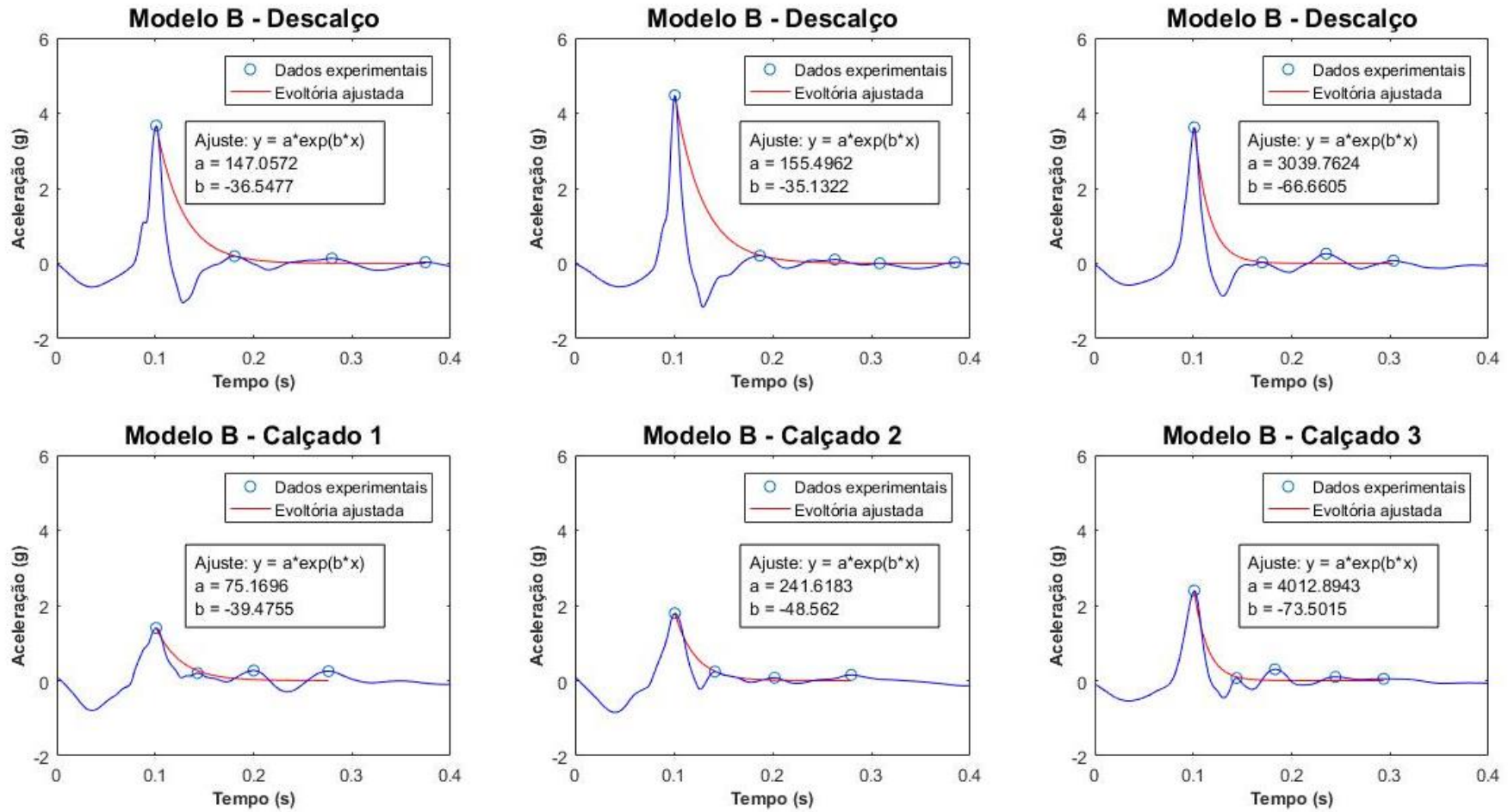


Figura 46. Ajuste exponencial calçado - Modelo B - Primeiro ensaio



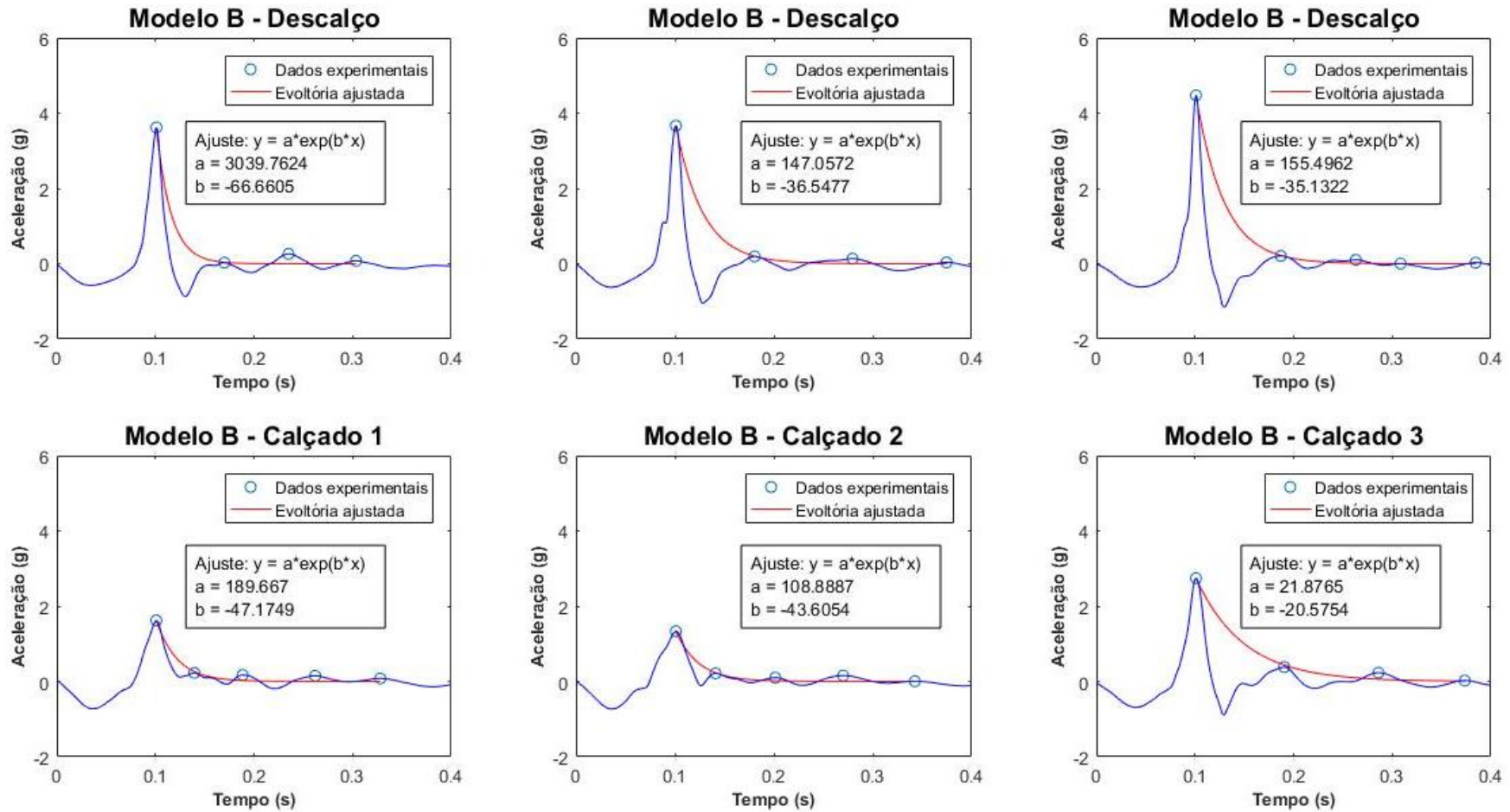


Figura 47. Ajuste exponencial calçado - Modelo B - Segundo ensaio

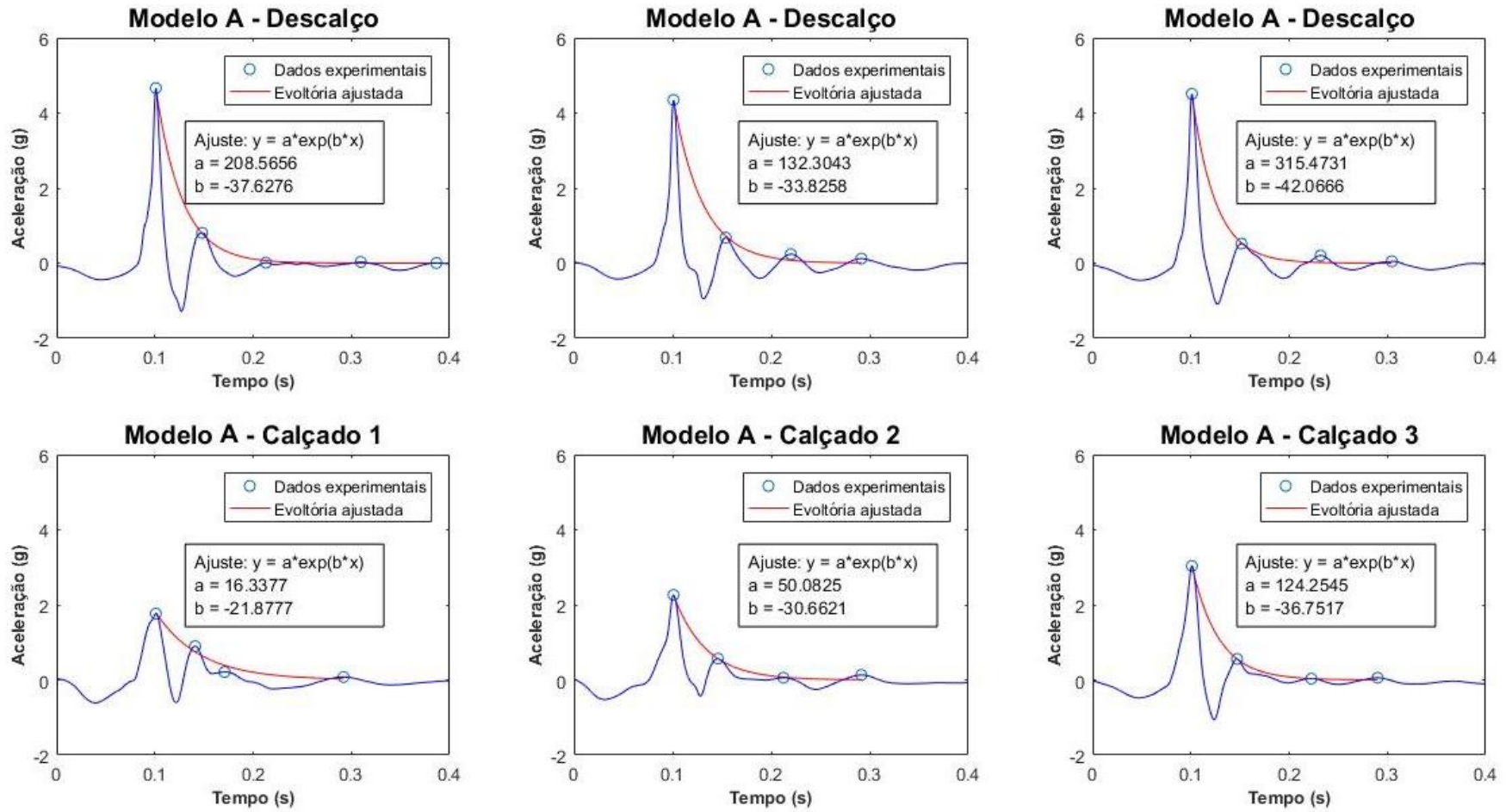


Figura 48. Ajuste exponencial calçado - Modelo A - Primeiro ensaio

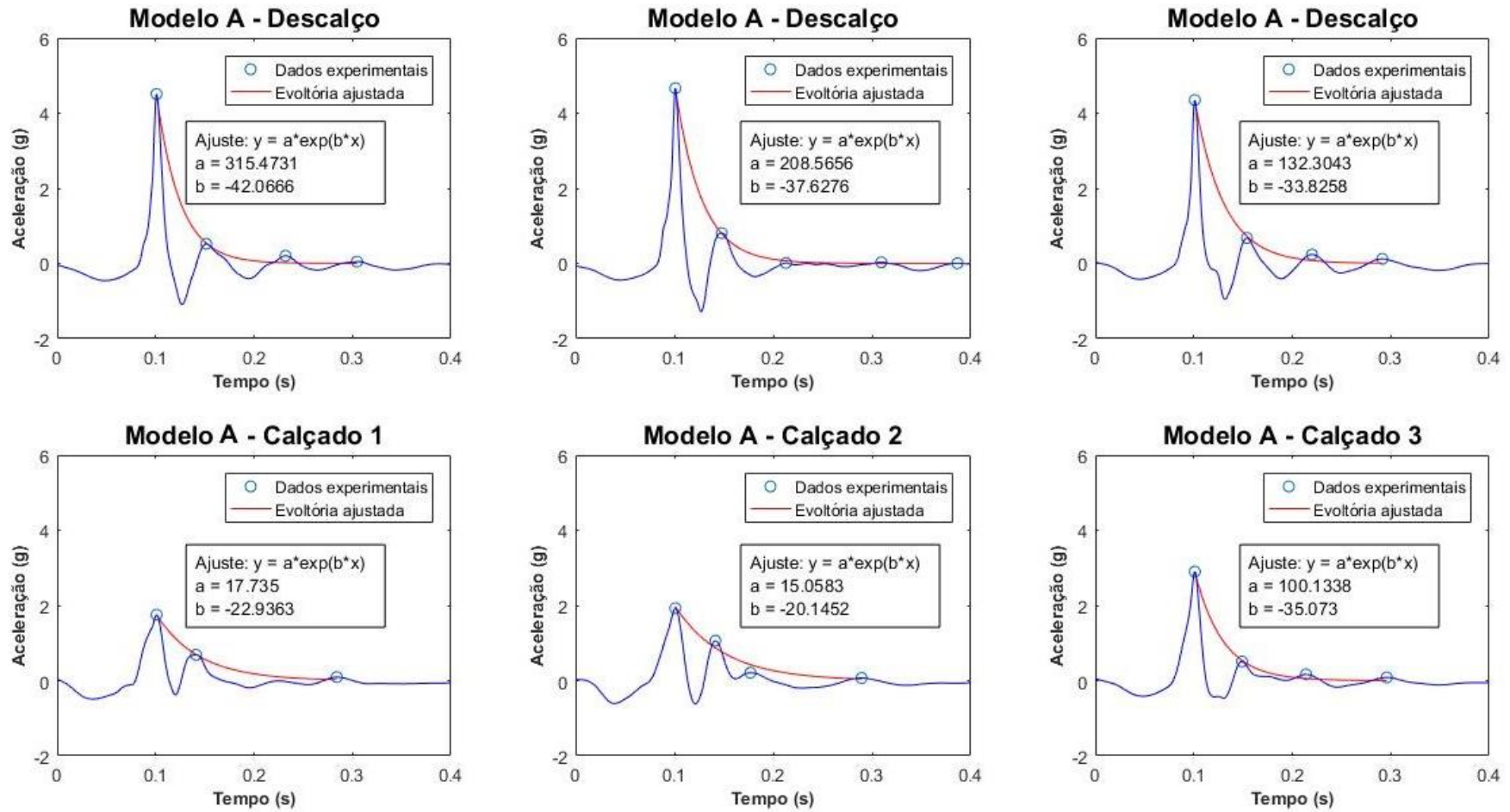


Figura 49. Ajuste exponencial calçado - Modelo A - Segundo ensaio

A modelo A, por sua vez, apresenta boa repetitividade nos calçados 1 e 3, conforme observado na Figura 48 e na Figura 49. O calçado 2 apresenta uma diferença significativa, todavia convém lembrar que este fato foi observado na amplitude de aceleração (segundo a Figura 40, este calçado apresenta a menor correlação entre os dias distinto, único abaixo de 0,92). Seu fator de atenuação descalço varia mais do que a modelo B, porém ainda é aceitável.

De modo geral, o fator de atenuação parece um parâmetro promissor na diferenciação de calçados, contudo, se avaliarmos o efeito nas duas modelos testadas, pode-se observar discrepâncias. Analisando os calçados 1 e 2 percebe-se que para a Modelo A, o parâmetro “b” tem seu valor diminuído em relação à marcha descalça, enquanto para a Modelo B, este parâmetro aumenta.

A grande reprodutibilidade do fator de atenuação para a marcha descalça sugere a realização de mais estudos visando o melhor de entendimento desta variável. O fator biológico é um item a ser avaliado, afinal, os organismos podem reagir de maneiras diferentes aos estímulos externos. Além disso, é possível trocar os acelerômetros utilizados, (mesmo dos uniaxiais com 4 gramas), por acelerômetros mais leves, visando diminuir o já mencionado efeito dos tecidos moles e a representação destas curvas. Por fim, pode-se formular duas hipóteses mais complexas: a primeira contestando o modelo matemático empregado e a segunda supondo a existência de interferência de ondas.

Acerca do modelo matemático pode-se supor um sistema composto de duas exponenciais de atenuação, uma responsável por descrever os tecidos e outra capaz de representar o calçado. Modelos complexos poderiam envolver interferência de ondas mecânicas, afinal, pode-se observar indícios deste comportamento nas curvas anteriores, principalmente na Figura 49. A curva com calçado 3, apresenta um corte nítido no primeiro mínimo. Na marcha descalça do mesmo dia, pode-se observar que antes de atingir o primeiro mínimo, há um pequeno “input” no sinal, que causa uma diminuição na taxa de variação da aceleração no tempo. Outro ponto interessante desta marcha descalça é a comparação entre o primeiro dia e o terceiro dia. Ambos apresentam três picos de oscilação pronunciados, diferentemente do segundo dia. Dados da modelo B na marcha com os calçados 1 e 2 da Figura 47, demonstram uma linearidade muito grande após o primeiro pico de aceleração, outro indício de interferência.

### 4.3. Arrancada ou taxa de variação da aceleração no tempo

Derivando ponto a ponto a curva de acelerometria no tempo, encontra-se a curva de arrancada (“*jerk*” em inglês). A interpretação física desta curva demonstra o quão rapidamente ocorre a variação da aceleração. Segundo esta interpretação, o máximo de uma curva de arrancada indica o instante de tempo onde a aceleração teve a maior variação.

A Figura 50 é composta das curvas de arrancada para cada uma das modelos, nos três dias da marcha descalça (curva média apresentada na Figura 35). Constata-se que o valor máximo das três curvas, para cada modelo, ocorre em instantes de tempo muito próximos, tal qual os picos de aceleração nas curvas de acelerometria. A comparação dos coeficientes de correlação desta figura com a Figura 37, deixa claro que a arrancada é uma grandeza menos repetitiva em dias diferentes. Além disso, é evidente que a modelo A apresenta valores do primeiro máximo da curva de arrancada mais coesos do que a modelo B (enquanto a modelo A mantém todos os máximos próximos dos 4000 m/s<sup>3</sup>, a modelo B tem uma variação de aproximadamente 30%). Vale ressaltar que o mesmo não pode ser dito para o primeiro mínimo.

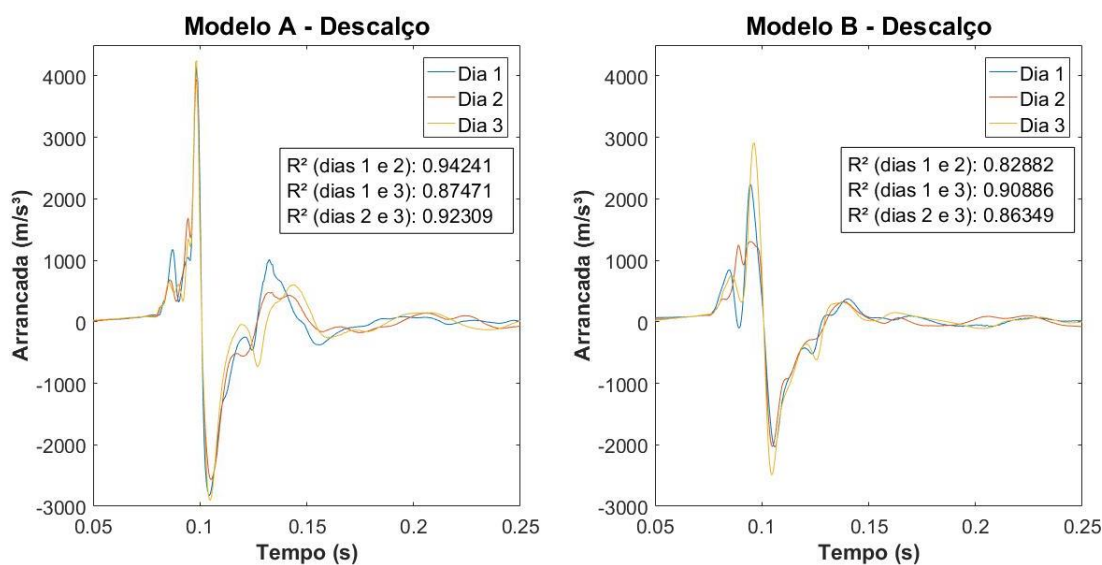


Figura 50. Curvas de arrancada para diferentes dias de marcha descalça

A influência do uso de calçados nas curvas de arrancada pode ser observada na Figura 51. Os três calçados testados estão apresentados nesta imagem. O intuito desta demonstração não é a comparação dos mesmos, portanto, todos estão desenhados com a mesma cor. Cabe ressaltar que alguns calçados deslocam o valor máximo da curva de arrancada para a esquerda e que o fato mais importante é a atenuação no valor do primeiro máximo e do primeiro mínimo de forma significativa. Por fim, repare que o uso de calçado praticamente não altera os valores dos segundos máximos da curva de arrancada.

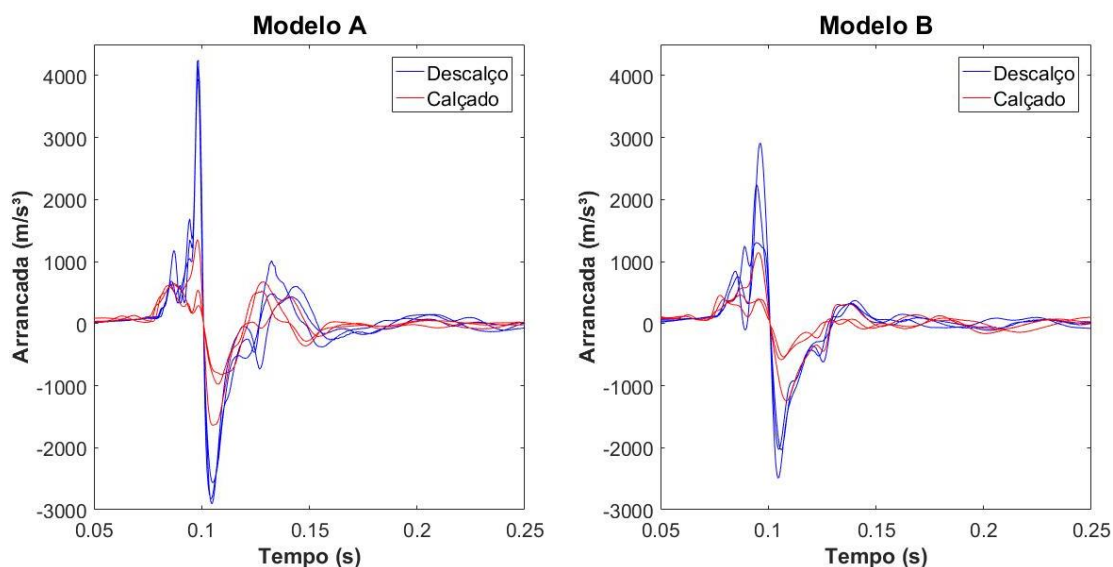


Figura 51. Comparação entre as arrancadas da marcha descalça e com os três calçados testados

Desejando determinar a região da curva de acelerometria ao qual os máximos e mínimos das curvas de arrancada estão associados foi produzida a Figura 52. Nesta imagem, o eixo esquerdo (curvas em azul) representa o valor da arrancada em  $m/s^3$  enquanto que o eixo direito (curva vermelha) indica o valor da aceleração (a unidade foi alterada de  $g$  para  $m/s^2$ , a fim de torná-la condizente com o eixo esquerdo). Uma análise desta figura permite concluir que o primeiro máximo da curva de arrancada está associado à borda de subida do pico de aceleração e que o primeiro mínimo está atrelado à borda de descida do mesmo pico. Sabendo que a utilização de calçados praticamente não tem influência no segundo máximo da curva de arrancada, pode-se concluir que o segundo pico

de aceleração representa a vibração da perna do sujeito ou da esteira ergométrica. Para sanar esta dúvida, seria necessário avaliar a marcha em diferentes tipos de solos, algo fora do escopo deste trabalho.

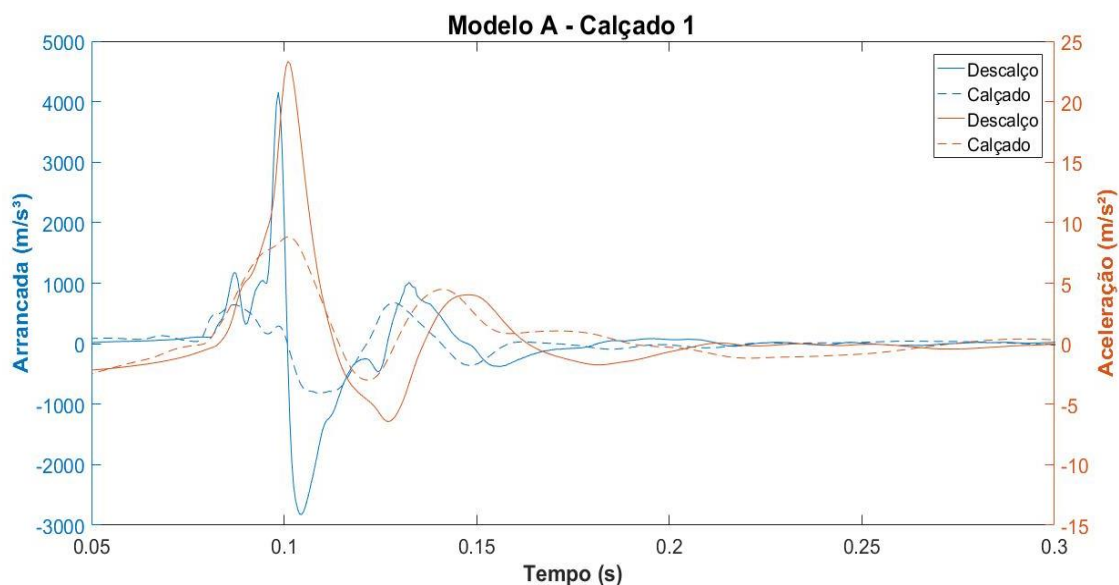


Figura 52. Comparação das curvas de arrancada com curvas de acelerometria

A teoria das vibrações ocupacionais afirma que a amplitude de vibração não é um problema tão sério quando acontece em baixas frequências, ou seja, é possível oscilar por uma grande amplitude, desde que o regime de movimento seja lento. Um análogo pode ser executado entre as curvas de acelerometria e de arrancada; há a necessidade de maiores estudos, entretanto, é sugestivo afirmar que grandes valores de aceleração são menos lesivos quando atingidos em longos períodos de tempo, ou seja, com baixos valores de arrancada. Sendo assim, este pode ser considerado mais um argumento na comprovação da eficácia do uso de calçados na redução de lesões por uso excessivo, uma vez que a diminuição no valor máximo da arrancada é significativa.

#### 4.4. Índices calculados a partir da atenuação da vibração, da arrancada e da teoria das vibrações ocupacionais

Conforme demonstrado anteriormente, a variabilidade humana impõe a utilização da marcha descalça diária como variável de controle em testes que visem diferenciar calçados. Além de seguir esta diretriz, os índices apresentados nesta seção pretendem extrair o maior número de informações possíveis das teorias levantadas até agora. Para tanto, uma tabela no final desta seção irá compilar os resultados dos índices propostos. Antes disso, a definição matemática de cada índice será apresentada.

Ao realizar o cálculo da curva média, o desvio padrão associado à cada ponto foi armazenado (Figura 53), permitindo o cálculo e a apresentação da variabilidade atrelada à cada índice calculado a partir da curva média. Em alguns índices estes cálculos são complexos e por isso serão omitidos.

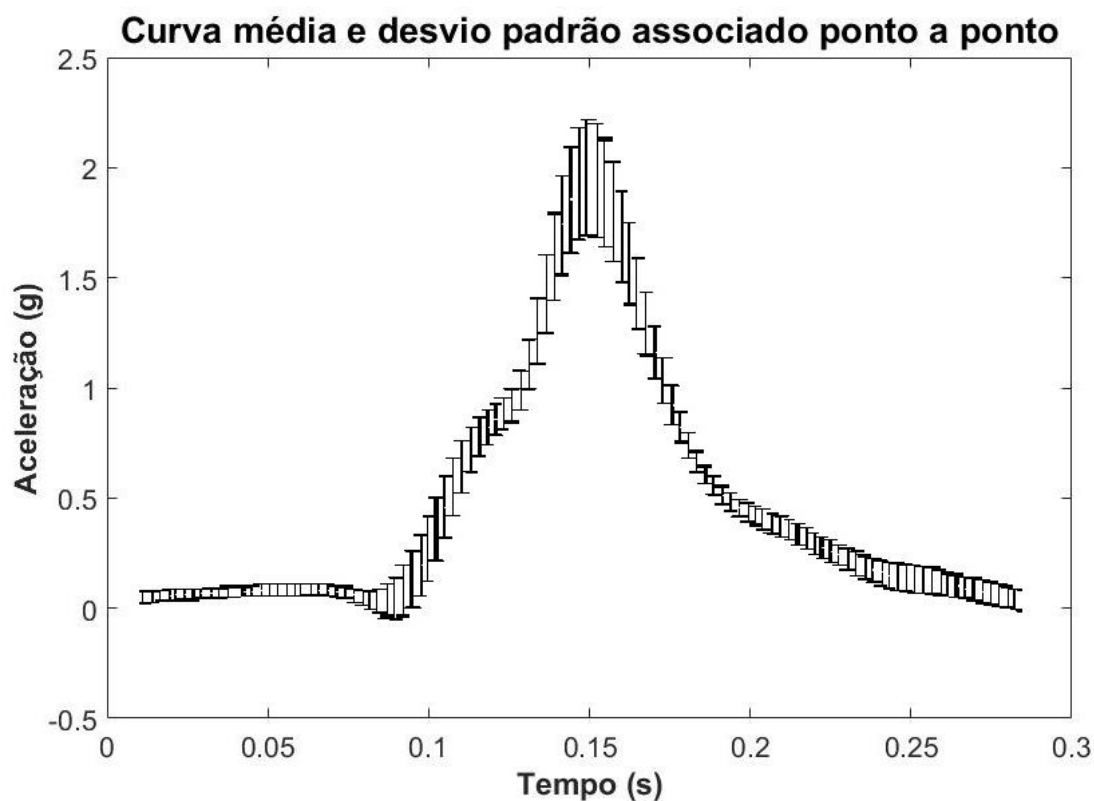


Figura 53. Exemplos do desvio padrão associado à cada ponto da curva média



A utilização das curvas médias pode representar uma maneira similar de definir o Índice de Absorção de Vibrações (Almeida, Benedetti, & Zaro, 2017). Por definição, a curva média é composta de todos os ciclos de marcha cuja amplitude de aceleração está no intervalo composto pela média, acrescida e subtraída de um desvio padrão. Em dez minutos de marcha, este procedimento é similar à retirada dos 10 maiores e 10 menores picos de aceleração, em cada minuto de marcha. Tomando o valor da amplitude de aceleração da curva média calçada ( $A_c \pm \sigma_c$ ) e da amplitude de aceleração da curva média descalça ( $A_d \pm \sigma_d$ ), pode-se calcular a absorção em amplitude (dada em %):

$$Absorção\_em\_amplitude = 100 \frac{(A_d \pm \sigma_d) - (A_c \pm \sigma_c)}{(A_d \pm \sigma_d)} \quad (4.1)$$

Este resultado é muito similar ao IAV, com a vantagem de possibilitar um cálculo aproximado da variabilidade deste índice. Teoricamente, deveria ser executado um cálculo da incerteza associada à medida (incerteza temporal adicionada pelo conversor AD, em amplitude atrelada ao acelerômetro, etc). Porém a variabilidade (associada à montagem do experimento sobre a pele ou ao próprio ser humano) são muito maiores. Sendo assim, como aproximação, as incertezas associadas aos instrumentos de medida serão desprezadas, e a equação para o cálculo da incerteza em uma função de diversas variáveis (Taylor, 2012, p. 76) terá o desvio padrão da amplitude calçada ( $\sigma_c$ ) e o desvio padrão da amplitude descalça ( $\sigma_d$ ) adicionadas como incerteza. Desta forma o valor da incerteza resultante desta equação representará apenas a variabilidade do índice.

$$\delta_{absorção\_em\_amplitude} = \sqrt{\left(\frac{\partial[abs\_em\_amplitude]}{\partial A_d} \sigma_d\right)^2 + \left(\frac{\partial[abs\_em\_amplitude]}{\partial A_c} \sigma_c\right)^2}$$

$$\delta_{absorção\_em\_amplitude} = 100 \sqrt{\left(\frac{A_c}{A_d^2} \sigma_d\right)^2 + \left(\frac{1}{A_d} \sigma_c\right)^2} \quad (4.2)$$

Baseado na curva média escolhida, também é possível calcular um índice relativo para a média da energia transmitida, ou seja, associado ao valor RMS da curva calçada e descalça definido similarmente ao valor de absorção em amplitude. O valor RMS foi definido na Seção 2.2.3, mais precisamente na Equação (2.3). A absorção em energia (em %), pode então ser calculada como:

$$Absorção_{RMS} = 100 \frac{(RMS_{descalço}) - (RMS_{calçado})}{(RMS_{descalço})} \quad (4.3)$$

O valor RMS depende de todos os pontos do vetor que compõe a curva média (cada um com um desvio padrão associado), tornando o cálculo da variabilidade da medida complexo. Por conta disso não será executado.

O mesmo raciocínio aplicado ao valor RMS é válido para o fator de crista, definido na Equação (2.3), da Seção 2.2.3. Mantendo a relatividade mencionada, a absorção da crista de aceleração (em %) pode ser definida como:

$$Absorção_{da\_crista} = 100 \frac{(FC_{descalço}) - (FC_{calçado})}{(FC_{descalço})} \quad (4.4)$$

A variabilidade deste parâmetro não é calculada, uma vez que este envolve o valor RMS (item cujo cálculo da variabilidade é difícil). O índice relativo à curva envoltória também não será executado, afinal, conforme Seção 4.2, este parâmetro não se mostrou capaz de diferenciar os calçados.

A partir da Seção 4.3, é sugestivo imaginar um índice que avalie a absorção do primeiro máximo da curva de arrancada. Aparentemente basta tomar o valor máximo da curva de arrancada descalça e o valor máximo da curva de arrancada calçada. Entretanto, conforme apresentado na Figura 54, o valor do máximo da curva calçada (linha horizontal preta) nem sempre coincide com o primeiro máximo da arrancada descalça (linha vertical verde). Sendo assim, o índice de absorção da arrancada será calculado com base no instante de tempo do primeiro máximo da curva de arrancada descalça.

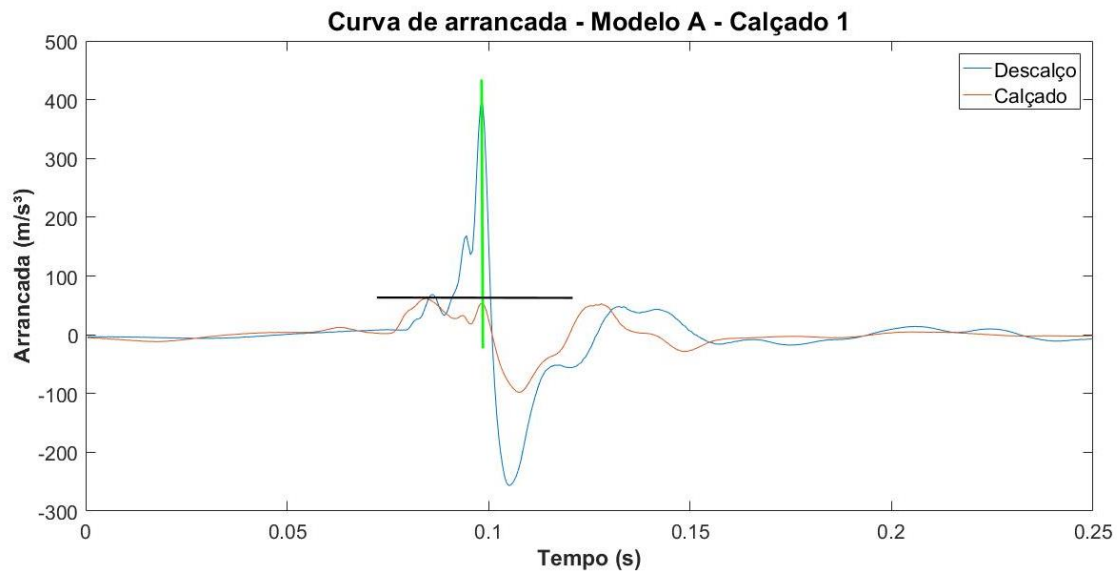


Figura 54. Comparação da curva de arrancada calçada e descalça

Intitulando o primeiro máximo da curva de arrancada descalça de  $M_d$  e o valor associado à curva calçada, neste instante de tempo, de  $M_c$ , pode-se definir a absorção na arrancada (em %) como:

$$Absorção_{na\_arrancada} = 100 \frac{(M_d) - (M_c)}{(M_d)} \quad (4.5)$$

Os resultados dos quatro índices propostos para o domínio temporal estão apresentados na Tabela 3 e na Figura 55. O fato mais importante que pode ser observado é a possibilidade de diferenciação dos calçados 1 e 2 em relação ao calçado 3. Estas diferenças podem ser observadas em todos os índices propostos. A hipótese de separação dos calçados 1 e 2 foi refutada, visto que estes calçados apresentam valores semelhantes em todos os índices.

Coletas discrepantes como a Modelo B utilizando o calçado 1 ou a Modelo A, utilizando o calçado 2, são caracterizados por diferenças em mais de um índice, sendo que o índice RMS não é sensível a isto. Conforme a Figura 55, todos os índices apresentam uma correlação em relação aos calçados.

Através da análise da variabilidade do índice de absorção da amplitude, é evidente que os calçados podem ser satisfatoriamente separados, sendo esta a grandeza mais estável conforme a observação da Figura 55. A metodologia adotada é novamente confirmada, uma vez que a máxima variabilidade do índice de amplitude é de 6 %, um valor bastante baixo.

Calçado	Modelo	Variabilidade e Índices de absorção (%):				
		Amplitude	Variabilidade amplitude	RMS	Crista	Arrancada
C1	MA	62	4	38	39	93
		61	3	43	32	86
	MB	62	3	43	33	83
		55	5	39	26	72
C2	MA	59	4	36	36	89
		48	5	34	21	76
	MB	64	2	46	33	87
		60	2	41	32	81
C3	MA	33	6	19	17	69
		33	5	23	14	69
	MB	34	5	24	12	43
		39	4	23	20	63

Tabela 3. Apresentação dos índices de absorção

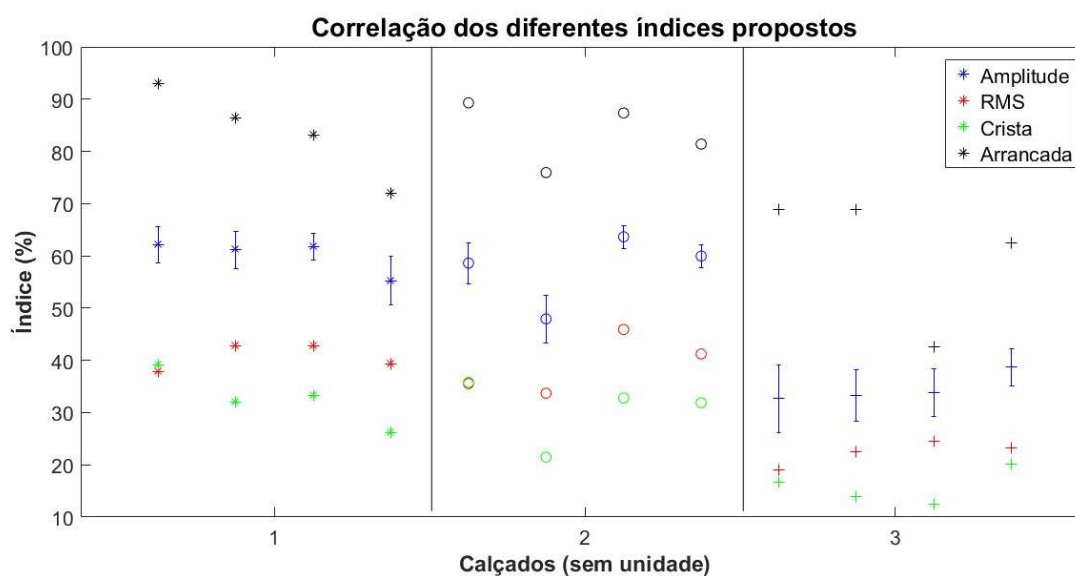


Figura 55. Apresentação gráfica dos índices propostos

#### 4.5. Transformada de Fourier e Função de Transferência

Diversos autores já relataram a observação de absorções nos espectros de potência de acelerometria tibial, com o uso de calçados. Um exemplo desta absorção pode ser observado na Figura 56, onde o calçado tem grande influência na faixa de 10 a 30 Hz. Uma análise rápida desta figura demonstra absorções condizentes com as relatadas por outros autores, conforme destacado na Seção 2.3.3. As componentes com energia significativas se encontram até 30 Hz, variando de acordo com a pessoa e o calçado utilizado.

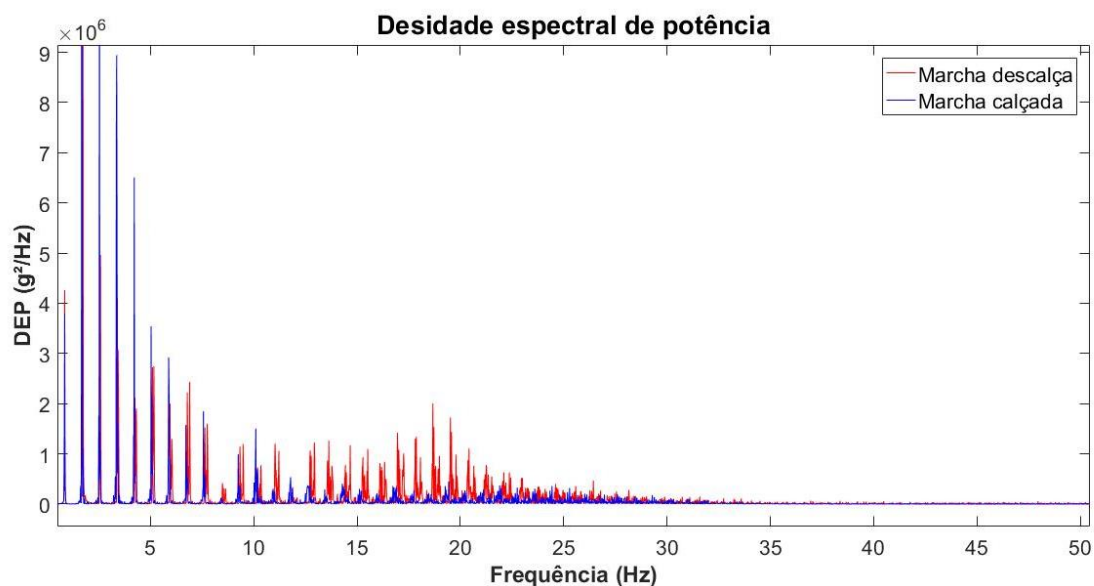


Figura 56. Comparação da DEP para marcha calçada e descalça: Modelo A – Calçado 1

Visando simplificar a apresentação dos resultados, realizou-se um procedimento de “janelamento” das frequências, que consiste na soma de todas as componentes em intervalos de 1 Hz, isto é, soma-se a energia de 0 a 1 Hz, posteriormente de 1 a 2 Hz e assim consecutivamente. Aplicando este procedimento para cada intervalo de um minuto de marcha, pode-se obter a Figura 57, onde pode ser observada uma grande simetria.

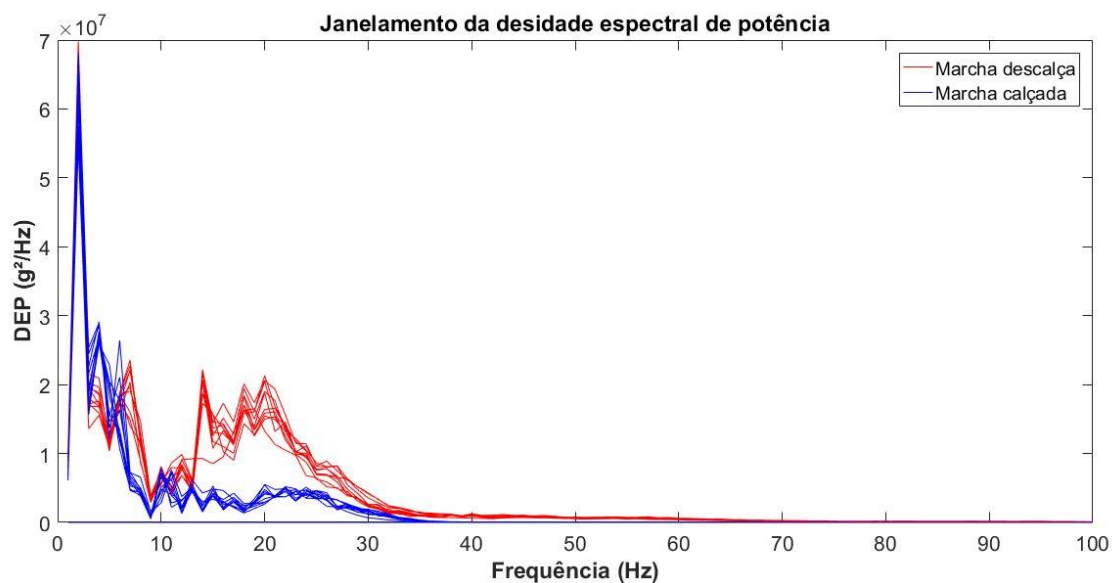


Figura 57. Evolução temporal do “janelamento” da DEP: Modelo A – Calçado 1

Tomando a média de cada frequência, para os diferentes minutos de marcha, pode-se calcular uma densidade espectral de potências média, conforme apresentado na Figura 58.

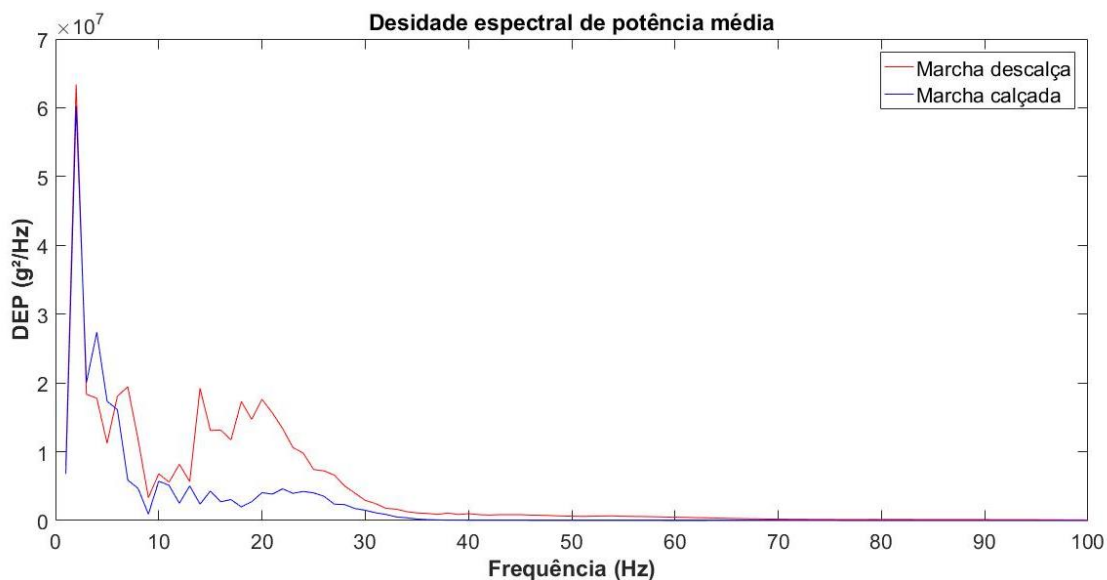


Figura 58. DEP média: Modelo A – Calçado 1

Desejando avaliar o efeito da normalização temporal da curva média apresentada na Figura 30 e na Figura 32, executou-se o algoritmo da densidade espectral de potências para a replicação de 50 destas curvas, conforme Figura

59. A replicação é necessária a fim manter uma energia condizente com DEP demonstrada na Figura 58. Na figura abaixo, pode-se observar uma definição em frequências extremamente alta (uma vez que a largura do pico de cada frequência é muito pequena).

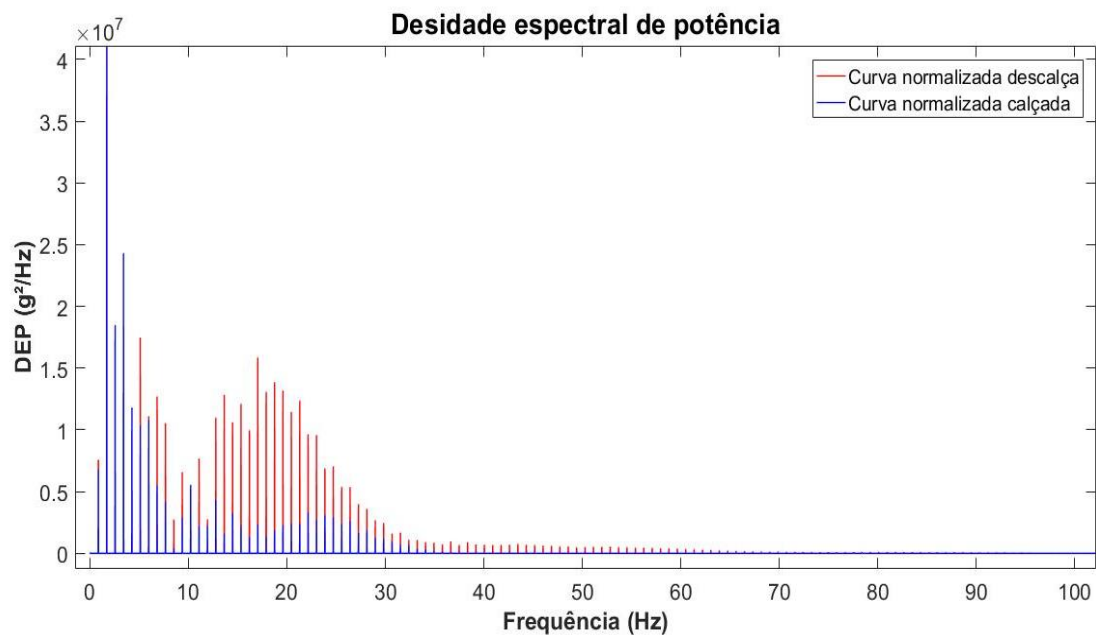


Figura 59. DEP da curva normalizada proposta: Modelo A – Calçado 1

A comparação da marcha descalça da Figura 59 com a marcha descalça da Figura 58, é apresentada na Figura 60. É nítido que a DEP média, obtida a partir de 10 Transformadas de Fourier tem uma grande relação com a DEP da curva normalizada temporalmente (cabe ressaltar que esta é formada por todos os ciclos de marcha que possuem um tempo composto pelo tempo médio mais ou menos um desvio padrão). Em algumas análises, como na de coerência de Wavelets, é conveniente que as curvas médias calçada e descalça tenham o mesmo tamanho, isto é, tenham o mesmo tempo de ciclo de marcha. Um pequeno shift como efeito da renormalização (procedimento observado na Figura 33 e Figura 34) é observado na DEP apresentada na Figura 61.

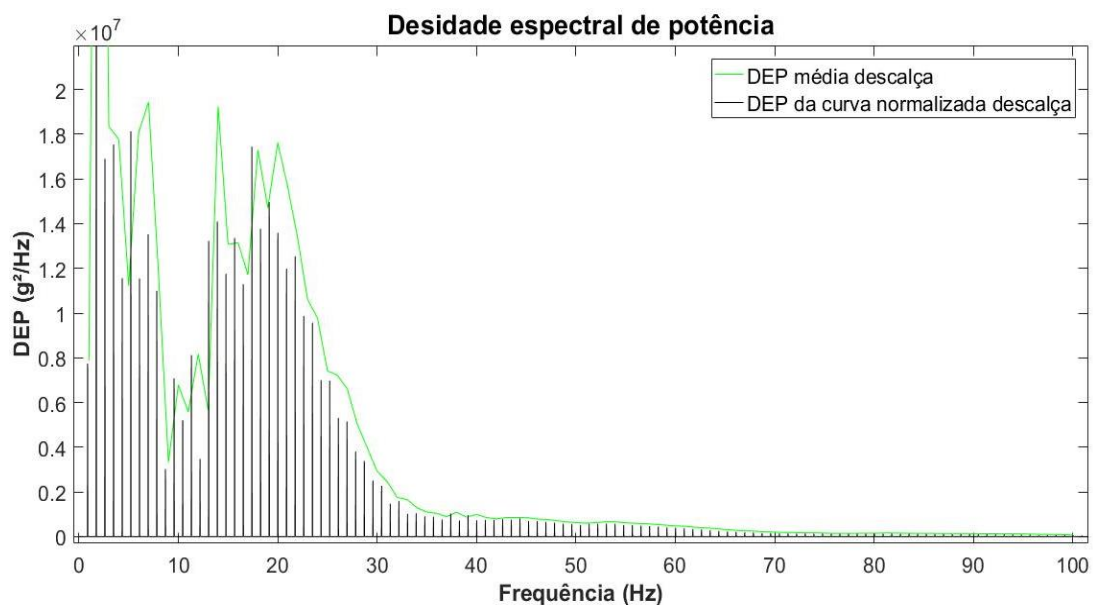


Figura 60. Comparação entre a DEP média com a DEP da curva normalizada

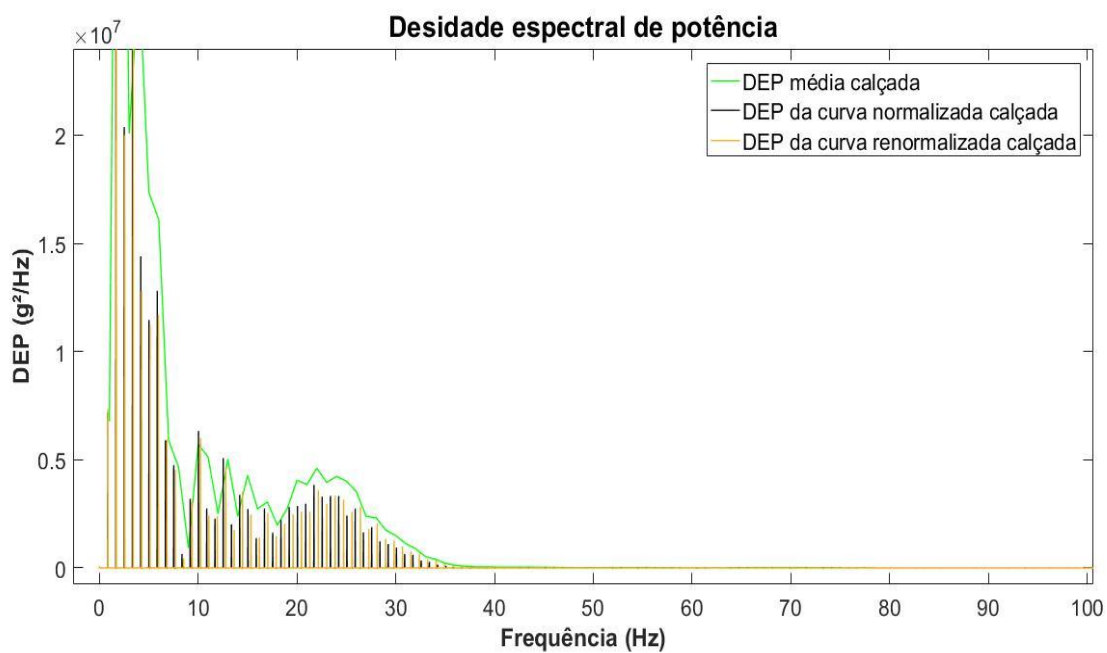


Figura 61. Efeito da renormalização na DEP calçada

Todo o procedimento demonstrado até aqui é importante na diminuição do tempo de processamento. Sabe-se que a FFT é o procedimento mais lento do algoritmo desenvolvido e a possibilidade de utilização da curva média minimiza o tempo gasto nesta tarefa por um fator 10.



Seguindo a Seção 29 sobre os parâmetros avaliados em vibrações ocupacionais, ainda se faz necessário avaliar a função de transferência, definida pela Equação 2.5. Cabe lembrar que uma aproximação foi proposta, uma vez que não é possível mensurar o efeito do calçado em uma única medida, portanto, a função de entrada é representada pela marcha descalça e a função de saída pela marcha calçada. O resultado se encontra na Figura 62.

É possível perceber que há uma enorme correlação da função de transferência para dias diferentes. Além disso, principalmente nos dados da Modelo B, é possível diferenciar os calçados 1 e 2 do calçado 3, a partir da área das curvas ou da curva de tendência após os 20 Hz. Em todas as curvas observa-se um vale, ou seja, maior atenuação provocada por todos os calçados, na região entre 10 e 20 Hz. Diferenças como esta podem diferenciar calçados em um estudo mais completo envolvendo outros corpos de prova.

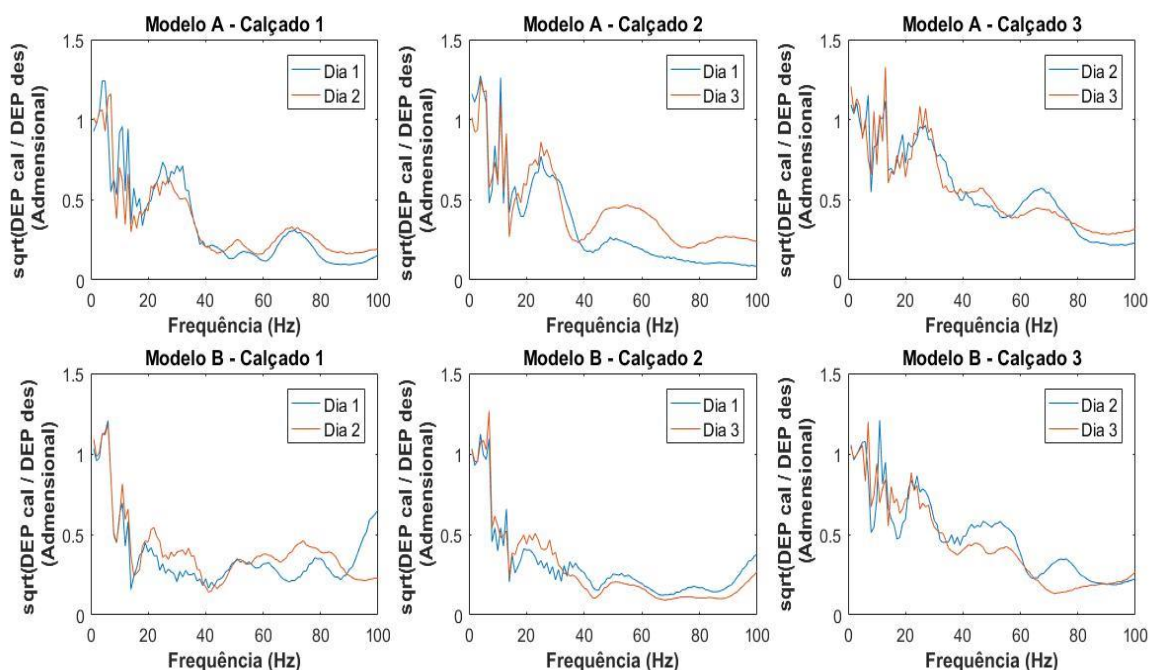


Figura 62. Funções de transferência

#### 4.6. Software de análise

Conforme apresentado no terceiro objetivo específico, fazia-se necessário desenvolver um software de análise eficiente para o processamento dos dados de acelerometria tibial. A linguagem de programação Matlab foi escolhida, devido à versatilidade na programação científica (existência de inúmeras toolboxes com ferramentas matemáticas pré-programadas) e à simplicidade na criação de interfaces com o usuário.

Devido ao enorme volume de dados analisados (dez minutos de marcha), se fez necessário a programação de rotinas capazes de encontrar os picos de aceleração de forma automática. Para tal, foram aplicados filtros passa banda, filtros RMS e noções de periodicidade do sinal. O usuário é convidado a avaliar todos os picos encontrados pelo software, afinal, podem ocorrer pontos espúrios fruto de alguma variação ambiental ou da modelo de calce. O ajuste de todos os parâmetros atrelados ao processamento encontra-se na tela principal do SAPO (Software de Análise de Picos Otimizado), conforme Figura 63. Uma cópia do software de análise, para fins acadêmicos, pode ser obtida através do contato com o autor ou com o orientador deste trabalho.

The screenshot displays the main interface of the SAPO software, organized into several sections:

- Dados cadastrais:** Fields for Model, Calçado (ACEL), Data (2017\_01\_), Tempo de aquisição (60), Caminho, Código do acelerômetro (30308), Número de coletas (10), Frequência de aquisição (Hz) (2000), and Tempo de intervalo (0). Includes an 'Abrir pasta' button.
- Parâmetros ajustáveis:** A list of numerical parameters for filtering and peak detection, such as 'Frequência mín passa banda (Hz)' (10) and 'Número de picos' (50).
- Opções do software:** Checkboxes for 'Filtro RMS', 'Filtro passa banda', 'RMS pós passa banda', 'Encontra picos', 'Calcula IAV', and 'Calcula IAVP'. The last two are checked.
- Buttons:** 'Iniciar processamento', 'Plotar picos', 'Plotar filtros', 'Plotar FFT', and 'Limpar'.
- Visualizations:** Two small plots labeled 'IAV' and 'IAVP' showing signal waveforms.
- Character:** A cartoon illustration of a green frog sitting in the bottom right corner.

Figura 63. Tela inicial do SAPO

## 5. CONCLUSÕES

Ao final do trabalho foi possível concluir que a metodologia desenvolvida é satisfatória, além de afirmar que os parâmetros que mais influenciam na metodologia de ensaios são a taxa de aquisição de dados e o tempo de coleta. A reprodutibilidade dos resultados é baseada em duas evidências experimentais. A primeira delas é a repetitividade do IAV, para diferentes modelos em diferentes dias de testes e a segunda se baseia nas altas correlações apresentadas pelas curvas médias propostas.

O índice de absorção em amplitude mostrou-se o melhor índice para diferenciar calçados no domínio do tempo (similarmente ao IAV), além disso a absorção em crista e em arrancada também se mostraram sensíveis o bastante para diferenciar o tênis e o calçado de segurança do salto, entretanto, com uma maior variabilidade. Por fim, a hipótese de diferenciação entre o tênis e o calçado de segurança foi refutada.

Não foi encontrada relação entre os picos de aceleração e o comprimento da passada. O modelo matemático vibracional com um grau de liberdade foi capaz de descrever satisfatoriamente a atenuação da vibração na marcha descalça, entretanto, análises da marcha calçada sugerem a necessidade de um modelo mais complexo ou a existência de interferência de ondas mecânicas.

A derivada da curva de aceleração no tempo (arrancada) demonstrou que o uso de calçados tem influência significativa apenas no limiar de subida e descida do primeiro pico de aceleração, deixando claro que esta é a região da curva de acelerometria tibial que deve receber atenção em análises da influência dos calçados. No domínio das frequências, boas perspectivas foram encontradas através da adaptação da função de transferência.

## 6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Primeiramente, convém destacar a necessidade de repetir o estudo com um número maior de sujeitos é evidente. Além disso, é possível aparar outras arestas deixadas por este trabalho como por exemplo:

- Efeito da superfície da caminhada, comparação da marcha em esteira com solos rígidos e com terrenos arenosos ou vegetais (superfícies aos quais o ser humano evolutivamente se adaptou para marchar);
- Avaliação da simetria em curvas de acelerometria tibial da perna direita e esquerda, separando os sujeitos em destros e canhotos;
- Mensuração da pressão de fixação do acelerômetro e influência deste parâmetro na repetitividade dos testes;
- Análise em diferentes velocidades de marcha;
- Diferenças geradas pela fadiga do calçado;
- Influência de diferentes calçados na velocidade de propagação da onda de choque.

Trabalhos mais longos e complexos:

- Um estudo longitudinal, envolvendo crianças, visando correlacionar a massa óssea e a densidade mineral com o uso de calçados. Vale destacar que os maiores obstáculos estão associados ao controle de fatores externos, uma vez que a alimentação e o nível de atividade física têm enorme influência no tecido ósseo;
- Determinação de um espectro de ponderação para as frequências vibracionais mais danosas provocadas pela marcha/corrída, propiciando uma ótima maneira de diferenciar calçados capazes de diminuir as lesões por uso excessivo;
- Desenvolvimento de uma norma que estabeleça níveis mínimos e/ou máximos para a transmissibilidade das vibrações, por calçados;
- Análises com a Transformada Wavelet, visando elucidar as evidências de absorção em frequências específicas, observadas na densidade espectral de potências.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Almeida, L. F., Benedetti, A., & Zaro, M. A. (Jan/Fev de 2017). Índice de absorção de vibrações: Quantificação da absorção do impacto no uso da acelerometria tibial. *Tecnicouro*, 38(298), 68-76.
- Almeida, L. F., Zaro, M. A., & Reis, P. (Jul/Ago de 2016). Sistema de aquisição e armazenamento de dados para análise de absorção de vibrações durante marcha humana. *Tecnicouro*, 37(295), 74-78.
- Ashlock, D., & Werren, A. (2015). *The Engineer's Guide to Signal Conditioning*. Acesso em 2017 de Fevereiro de 26, disponível em Site da National Instruments:  
[http://download.ni.com/evaluation/signal\\_conditioning/20712\\_Benefits\\_of\\_Integrated\\_SC\\_WP\\_HL.pdf](http://download.ni.com/evaluation/signal_conditioning/20712_Benefits_of_Integrated_SC_WP_HL.pdf)
- Associação Brasileira de Normas Técnicas, N. (23 de Janeiro de 2015). Conforto do calçado e componentes - Requisitos e ensaios. 5.
- Balachandran, B., & Magrab, E. B. (2011). *Vibrações mecânicas*. São Paulo: Cengage Learning.
- Balbinot, A., & Brusamarello, V. J. (2006). *Instrumentação e fundamentos de medidas* (Vol. 1). Rio de Janeiro: LTC.
- Basmajian, J. V. (1993). *Anatomia de Grant* (10ª ed.). São Paulo: Manoele Ltda.
- Brüel&Kjaer. (s.d.). *Brüel & Kjaer Sound & Vibration*. Acesso em 05 de Fevereiro de 2017, disponível em <https://www.bksv.com/~media/literature/Primers/br056.ashx?la=en>
- Bruxel, Y., Balbinot, A., & Zaro, M. (2013). Evaluation of impact transmissibility on individuals with shoes and barefoot during human gait. *Measurement*, 46, 2547-2554.
- Bruxel, Y., Schepp, L. G., Palhano, R., Zaro, M., & Loureiro, A. (Outubro de 2009). Acelerometria tibial: Processamento do sinal. *Tecnicouro*, 30-7(247), 122-128.

- Bruxel, Y., Zaro, M. A., Palhano, R., Avila, A. O., & Strohaecker, T. R. (Julho de 2009). Escolha de parâmetros adequados quando da aquisição de dados via computador: aplicação à Acelerometria. *Tecnicouro*, 30/5(245), 72-77.
- Clarck, R. A., Bartold, S., & Bryant, A. I. (2010). Tibial acceleration variability during consecutive gait cycles is influenced by the menstrual cycle. *Clinical Biomechanics*, 25, 557-562.
- Dufour, M., & Pillu, M. (2016). *Biomecânica Funcional*. Barueri: Manoele.
- Enoka, R. M. (2000). *Bases Neuromecânicas da Cinesilogia*. São Paulo: Manoele Ltda.
- Hall, S. J. (2005). *Biomecânica Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.
- Hwang, K. S. (2006). Influência das ondas de choque induzidas pelo contato inicial e da atividade muscular na transição caminhada-corrída. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- Johnson, G. R. (1986). The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing footwear. *Engineering in Medicine*, 15(3), 117-122.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture*, 1-15.
- Lafortune, M. A., Henning, E., & Valiant, G. A. (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *J. Biomechanics*, 28(8), 989-993.
- Liikavainio, T., Bragge, T., Hakkarainen, M., Jurvelin, J. S., Karjalainen, P. A., & Arokoski, J. P. (Julho de 2007). Reproducibility of loading measurements with skin-mounted accelerometers during walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, pp. 907-914.
- Lucareli, P. R. (2004). Análise cinemática da articulação do joelho durante marcha hemiparética. São Paulo.
- Mansfield, N. J. (2005). *Human Response to Vibration*. New York: CRC Press.
- McGinnis, P. M. (2015). *Biomecânica do esporte e do exercício* (3 ed.). São Paulo: Artmed.

- Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. (2014). *Anatomia orientada para a clínica* (7ª ed.). Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Nigg, B. M. (2010). *Biomechanics of Sport Shoes*. Universitu of Calgary.
- Osteoporosis, I. F. (s.d.). *Home - Osteoporosis & Musculoskeletal Disorders - Osteoporosis - Prevention - Exercise - Recomendations*. Acesso em 17 de Fevereiro de 2017, disponível em International Foundation of Osteoporosis: <https://www.iofbonehealth.org/exercise-recommendations>
- Oxlund, B., Ørtoft, G., Andreassen, T., & Oxlund, H. (2003). Low-intensity, high-frequency vibration appears to prevent the decrease in strength of the femur and tibia associated with ovariectomy of adult rats. *Bone*(32), 69-77.
- Pacheco, I. (2003). O efeito da carga compressiva repetitiva sobre a placa de crescimento: Estudo experimental em ratos. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- Perry, J. (2005). *Análise de marcha* (Vol. 1). Barueri: Manoele.
- Piziali, R. L., Nagel, D. A., & Hight, T. K. (1980). Natural frequency analysis of a human tibia. *J. Biomechanics*, 13, 139-147.
- Schnabel, G., & Hennig, E. M. (1995). The effect of skin mounting technique on tibial acceleration measurements during running. *Second symposium on Footwear Biomechanics*, pp. 34-35.
- Shorten, M. R., & Winslow, D. S. (8 de 1992). Spectral Analisis of Impact Shock During Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, pp. 288-304.
- Silva, S. d. (2009). Vibrações Mecânicas. Foz do Iguaçu. Acesso em 21 de Fevereiro de 2017, disponível em <http://www.joinville.ifsc.edu.br/~pauloboni/MECANISMOS/DIN%C3%82MICA%20DE%20M%C3%81QUINAS/Apostila%20-%20Samuel%20da%20Silva%20-%20MUITO%20BOA%20-%20Did%C3%A1tica.pdf>

- Taylor, J. R. (2012). *Introdução à análise de erros* (2 ed.). Porto Alegre: Bookman.
- Thomsen, J. J. (1990). Modelling human tibia structural vibrations. *J. Biomechanics*, 23, 215-228.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. New York: Human Kinetics Publishers.
- Vendrame, A. C. (2005). Vibrações Ocupacionais. Acesso em 02 de Fevereiro de 2017, disponível em [http://www.vendrame.com.br/downloads/vibracoes\\_ocupacionais.pdf](http://www.vendrame.com.br/downloads/vibracoes_ocupacionais.pdf)
- Weijun, T., Tao, L., Rencheng, Z., & Hutian, F. (16 February 2012 de 12 de 2012). Gait Analisis Using Wearable Sensors. *Sensors - Open Access Journal*, pp. 2255-2283.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Ontario: Wiley.
- Wüst, E. (2009). Influência do calçado na aceleração tibial. Florianópolis: Universidade do Estado de Santa Catarina.
- Wüst, E., Palhano, R., Faquin, A., Zaro, M. A., & Avila, A. O. (Jul/Ago de 2013). Comparação da aceleração tibial durante a marcha para diferentes calçados femininos. *Tecnicouro*, 34-4(277), 76-78.
- Wüst, E., Robinson, C. C., Palhano, R., Zaro, M. A., Bruxel, Y., Nabinger, E., & Andrade, M. C. (Março de 2009). Repetibilidade dos picos de aceleração através de acelerometria tibial para calçado feminino e calçado masculino. *Tecnicouro*, 30/2(242), 104-108.
- Zylberberg, M. P. (Fevereiro de 2012). Análise da transmissão de impacto de diferentes calçados militares. Rio de Janeiro: PUC-Rio.