4. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Este capítulo expõe e discute os resultados encontrados no experimento realizado em quatro situações diferentes, em dois momentos, que foram processados através de recursos computacionais nos programas *Matlab®*, *Statistica®, GraphPad Prism®* e *Design Expert®*. A técnica adotada foi a de acelerometria e as variáveis de interesse foram o pico de aceleração tibial (no domínio do tempo), a energia do sinal em quatro bandas de frequência e a energia total (no domínio da frequência). Estas variáveis foram utilizadas para caracterizar a transmissão de impacto na caminhada com os diferentes coturnos avaliados. Todos os dados brutos desta pesquisa estão disponíveis no Apêndice C.

Serão apresentados a seguir os resultados do processamento dos dados obtidos por meio dos dois equipamentos implementados, no que se referem a cinemetria e a acelerometria.

4.1. DADOS DE CINEMETRIA

Todos os dados de cinemetria passaram por estudos no domínio do tempo e da frequência. Através do algoritmo adaptado de FVA, os sinais foram processados no domínio do tempo, e os resultados considerados foram o número de passadas em cada avaliação, bem como o instante em que estas ocorreram. O número de passadas de cada indivíduo no período de 1 min extraído da cinemetria foi confrontado com o número de picos durante o estudo (também no domínio do tempo) da acelerometria com o algoritmo adaptado de *peakdet*. Não houve divergência nos valores encontrados, o que reforçou a validação do método de análise da acelerometria. Tal constatação pode ser sustentada pelo estudo de Hwang (2006), onde o autor afirma utilizar os picos de aceleração da tíbia para determinar o início e o fim dos ciclos de marcha.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

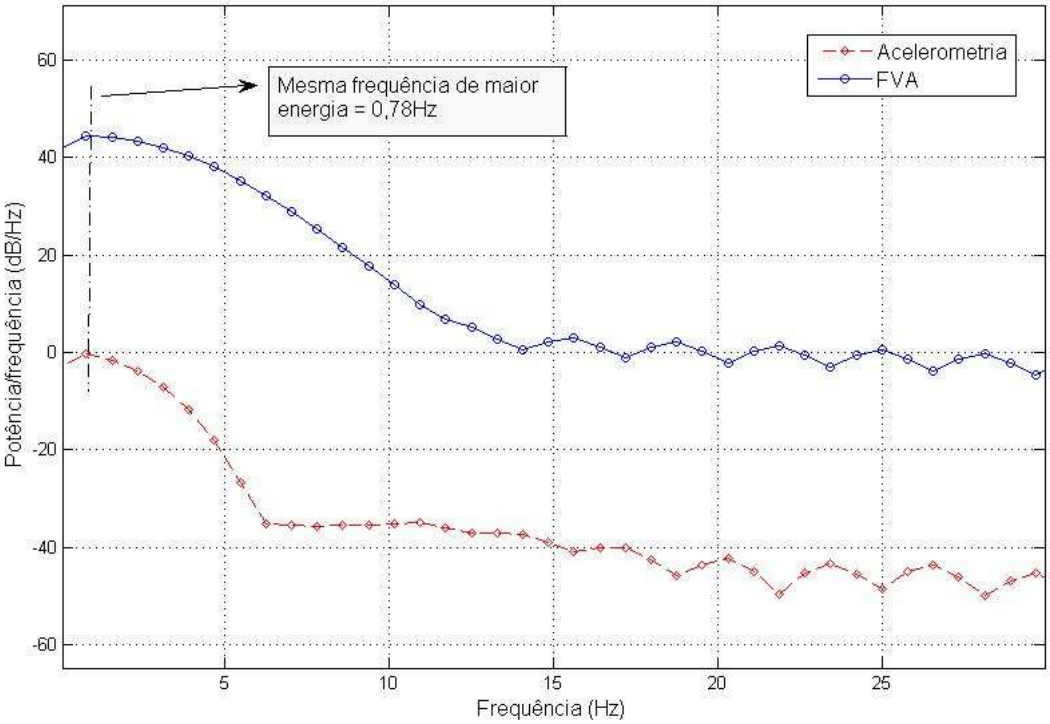

Figura 16. PSD para a cinemetria e aceleração indicando mesma frequência máxima

Por meio da análise no domínio da frequência e utilização da função PSD para os dados de cinemetria e acelerometria, constata-se na *Figura 16* que os dois sinais apresentam seu ponto de maior energia exatamente no mesmo valor de frequência, ou seja, as informações fornecidas pelos dois equipamentos captaram dados referentes ao mesmo evento.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

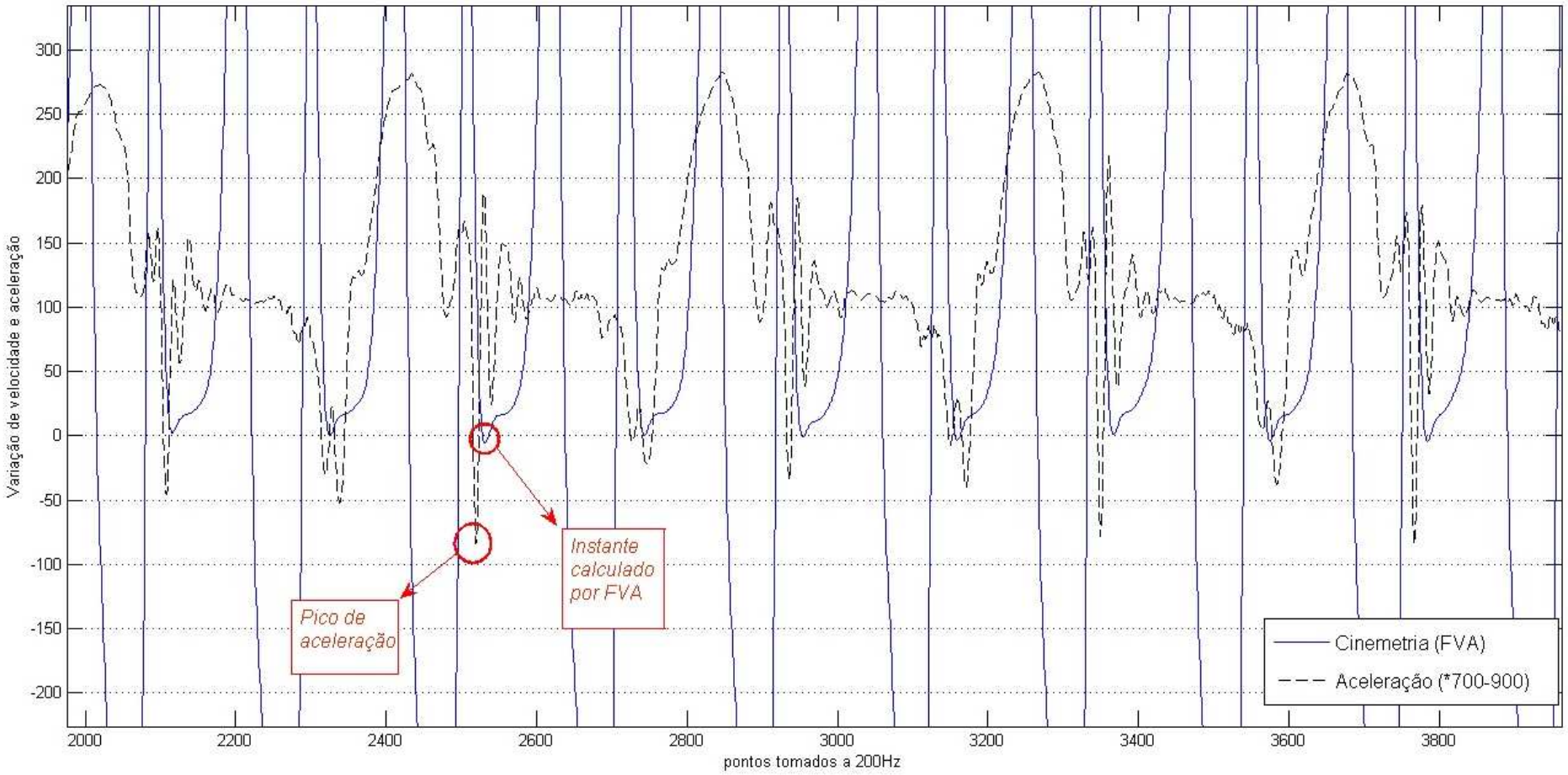

Figura 17. Gráfico de FVA e acelerometria - falta de sincronia ao longo das amostras

Foi constatada falta de sincronia na análise temporal entre o valor calculado para o instante do contato inicial com as informações da cinemetria pelo algoritmo adaptado de FVA, e os instantes detectados para os picos de aceleração através de *peakdet*, sendo um exemplo gráfico dessa diferença de valores identificado na *Figura 17* (os dados de aceleração foram alterados em proporção na escala vertical para serem visualizados em conjunto com os valores de cinemetria). Essa divergência não teve padrão definido em todas as amostras, ora havia adiantamento, ora atraso. Segundo O'Connor *et al.* (2007), o algoritmo foi desenvolvido através de uma base de dados de cinemetria conjunta com informações de plataformas de força, com origem em marcha realizada a velocidade livre *no solo*. A respeito do tipo de piso onde ocorre a marcha, cabe frisar que Hardin *et al*. (2004), citado por Hwang (2006:41), constata que "a rigidez da superfície causa mais adaptações cinemáticas no plano sagital do que a rigidez dos calçados", e que "superfícies mais rígidas causam mudanças no ângulo de contato e velocidade angular máxima do quadril e joelho e no ângulo máximo do quadril. Além disso, o tornozelo apresenta um aumento na velocidade angular máxima com a rigidez do calçado e da superfície". Logo, a variação das características biomecânicas da marcha, em decorrência do teste ser realizado em esteira ergométrica, provavelmente foi responsável pela falta de sincronia na determinação do CI entre os métodos FVA e acelerometria. Além disso, de acordo Desailly (2009), no desenvolvimento do algoritmo FVA os sujeitos caminharam descalços a uma velocidade livre, e o método não teve eficiência analisada fora da faixa de velocidade 2,4 a 4,9 km/h.

Portanto, O'Connor (2007) apresenta a análise de dados cinemáticos com utilização conjunta de plataforma de força, onde registra que os erros encontrados para o cálculo de CI foram de 16 ± 15 ms, através do método FVA. Nesta dissertação não foi possível calcular a defasagem do instante de detecção do CI por meio do pico de aceleração tibial, comparado aos valores de FVA, devido à intercorrências apontadas, mas, se fosse possível calcular, Lafortune (1991), citado por Kavanagh & Menz (2008), relatou um atraso de 100 a 150 ms entre o instante dado por picos de aceleração tibial e uma plataforma de força. A fixação de um equipamento denominado *footswitch*[18] no solado dos calçados, de acordo

[18] *Footswitch*: é composto por um sensor analógico que ao ser pressionado, entra em saturação e envia um sinal em forma de pulso elétrico de ±1 volt. (Trede, 2008).

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

com Trede (2008), possibilitaria determinar o momento exato do CI.

Tendo em vista a impossibilidade de explorar os dados de cinemetria para fins de calcular o atraso do pico de aceleração tibial em relação ao CI (devido aos argumentos expostos), passa-se agora aos resultados e análise dos dados de acelerometria.

4.2. ACELEROMETRIA E TRANSMISSÃO DE IMPACTO

A acelerometria foi o método implementado para mensurar a transmissão de impacto dos diferentes coturnos empregados no EB, e através da técnica SMA foi realizado um teste não invasivo e de reprodutibilidade validada por estudos como os de Liikavainio *et al.* (2007) e Lafortune *et al.* (1995). Foi constatado um comportamento regular dos sinais de aceleração, sendo possível identificar os picos relacionados aos eventos de contatos iniciais da perna direita, e por meio de cada pico de aceleração delimitar o início de um ciclo de marcha. As médias de pico de aceleração, os valores de máximo e mínimo, e o desvio padrão de cada situação avaliada, estão representados na *Tabela 2*.

Tabela 2. Valores médios e extremos de pico de aceleração dos testes

Testes	Momento 1				Momento 2			
	Média	Mín.	Máx.	DP	Média	Mín.	Máx.	DP
Desc[abc]	2,693	2,045	3,529	0,433	2,656	1,881	3,444	0,477
CC[a]	1,482	1,264	1,886	0,192	1,339	1,065	1,787	0,226
CE[b]	1,434	1,132	1,737	0,191	1,442	1,130	2,286	0,335
CM[c]	1,502	1,190	1,885	0,235	1,458	1,159	1,998	0,306

valores de aceleração em g (gravidade) - entre letras iguais, diferença significativa com $p < 0,001$

Os testes forneceram valores médios de pico de impacto que variaram de 1,132 a 3,529g na primeira avaliação e de 1,065 a 3,444g na segunda. O estudo de Wüst *et al.* (2009) encontrou uma média dos picos de aceleração para a situação descalço de 2,4g, sendo que para a situação calçado, a média foi de 1,9g, significando uma redução de 18% na média dos picos de aceleração comparada com a situação descalço. Nesta dissertação sobre botas militares, a média dos picos de aceleração está representada na *Figura 18.* Constata-se, para os indivíduos caminhando sem calçado, valores em torno de 2,7g, e, para os diferentes coturnos, intensidade entre 1,3 e 1,5g, o que representa uma redução próxima de 48% na transmissão do impacto. Para Furlanetto *et al.* (2011) a média

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

de pico de aceleração encontrada para situação descalço foi de 3,0g e com calçado de 1,6g, mostrando uma redução média de 46,6%. As pesquisas de Radin (1982), Hreljac (2000) e Ferber *et al.* (2002), todos citados por Hwang (2006), indicam que as cargas de vibrações geradas pelo choque do pé com o solo estão relacionadas a diversas lesões do aparelho locomotor, sendo interessante portanto, reduzir o valor dessas variáveis. Pode-se mencionar ainda o estudo de Milgrom *et al.* (1992), citado por Hwang (2006), que encontraram valores de acelerações na caminhada ao nível da tíbia para botas de infantaria de poliuretano de dupla densidade, 19% maiores do que quando os indivíduos utilizavam tênis de basquete de EVA (Etileno Vinil-Acetato).

Considerando a faixa de variação de pico de aceleração para as situações com os três coturnos diferentes (*Tabela 2*), a intensidade encontrada se restringe ao intervalo de 1,07 a 2,29g, e constata-se ser esta média menor que os valores encontrados na aceleração tibial por Hwang (2006), ao apresentar sinais com 2,78 e 4,35g para caminhadas de 5,40 a 6,75 km/h. Esse autor cita Voloshin (2000) e Nigg (1987), e também relata como consequência dos resultados de seu experimento, que o aumento da velocidade acarreta um aumento das acelerações e das ondas de choque, de forma diretamente proporcional, podendo representar a velocidade e os picos de impacto através de correlações lineares. Hwang (2006) menciona ainda os trabalhos de Clarke *et al.* (1985) e Derrick *et al.* (1998), no qual os valores de aceleração para corridas variaram de 5,7 até 11,3g para velocidades de 13,8 km/h.

Nesta dissertação, a situação ”descalço” forneceu valores médios de pico de aceleração que variaram de 1,88 a 3,53g. Retomando os estudos apresentados por Liikavainio *et al.* (2007), que avaliou 10 homens descalços, andando a aproximadamente 5 km/h, e encontrando valores entre 1,87 e 2,59g, pode-se considerar que os valores são semelhantes nos dois experimentos. Já a pesquisa de Wüst (2009), que relatou 2,73g de média para marcha sem calçado, teve um valor de desvio-padrão de 0,98g, contra 0,48g que foi encontrado por esta pesquisa.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

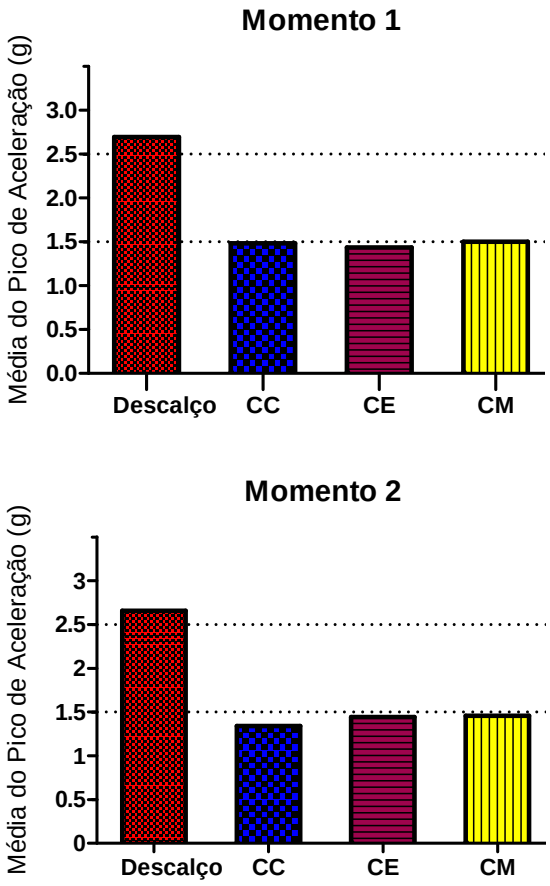

Figura 18. Gráficos da média do pico de aceleração dos testes.

Para apresentar os resultados da análise e validar os experimentos, recorreu-se a uma ferramenta estatística, o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), para avaliar a diferença entre os dois momentos de coleta, a exemplo dos estudos de Menz *et al.* (2003), Henriksen *et al.* (2004), e Turcot *et al.* (2008), que citou os dois primeiros. Foram testadas seis situações diferentes em dois momentos, sendo uma delas o valor médio dos picos de aceleração (estudo do sinal no domínio do tempo), e as outras cinco variáveis em relação ao domínio da frequência, determinadas pela magnitude de certas bandas de frequência calculadas através da função *trapz* do programa *Matlab*®. A *Figura 19* apresenta as divisões das quatro bandas de frequência consideradas neste estudo, bem como a banda total utilizada para o cálculo da magnitude do sinal. Constata-se nessa figura três picos marcantes com baixa frequência que são referentes ao movimento de caminhada.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

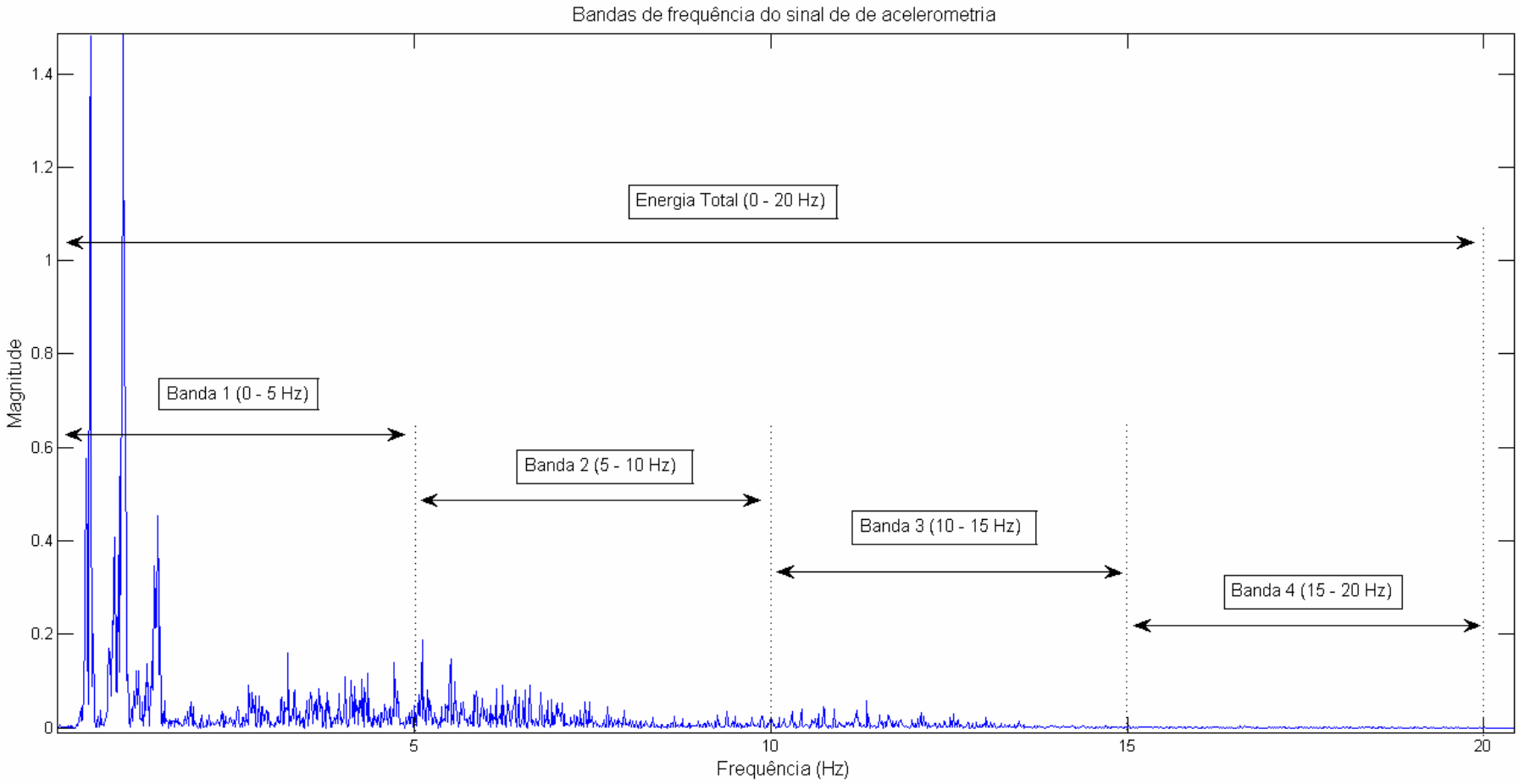

Figura 19. Gráfico representando as bandas de frequência avaliadas.

A *Tabela 3* apresenta o valor de CCI (IC de 95%) e a classificação de cada variável de aceleração analisada.

Tabela 3. Reprodutibilidade intra-avaliações das variáveis de aceleração

Variáveis analisadas	CCI (IC de 95%) e classificação	
	CCI	**Concordância**
Média dos picos de aceleração	0,894*	Excelente
Magnitude do sinal na Banda 1 (0 – 5 Hz)	0,832*	Excelente
Magnitude do sinal na Banda 2 (5 – 10 Hz)	0,886*	Excelente
Magnitude do sinal na Banda 3 (10 – 15 Hz)	0,512**	Moderada
Magnitude do sinal na Banda 4 (15 – 20 Hz)	0,337***	Fraca
Magnitude Total do sinal (0 – 20 Hz)	0,855	Excelente

*p<0,0000001; **p=0,0007; ***p=0,034

Os valores de CCI apresentados indicam que o experimento mostrou excelente confiabilidade para a análise de valores de pico de aceleração (0,894), bem como para estudar no domínio da frequência a magnitude das duas bandas compreendidas entre 0 e 10 Hz (0,832 e 0,886), e também a intensidade total do sinal de 0 a 20 Hz (0,855). Retomando o exposto na *Figura 19*, verifica-se que a intensidade do sinal é bastante reduzida na faixa de 10 a 15 Hz, e praticamente desprezível de 15 a 20 Hz, logo, estes valores menores de CCI (0,512 e 0,337) não comprometem o atual estudo, pois as faixas de freqüência de maior interesse de estudo tiveram excelente confiabilidade. Pode-se constatar no trabalho de Hwang (2006), intensidade de sinal de ondas de impacto até 30 Hz, e para Levinger *et al.* (2008), sinais de aceleração com os valores de 1 a 20 Hz. Assim, a faixa compreendida pelas quatro bandas de frequência em questão nesta dissertação está em acordo com a faixa de frequência de estudos recentes.

Tendo em vista os resultados encontrados na *Tabela 3*, optou-se por prosseguir os testes estatísticos dessa dissertação considerando os dados da segunda coleta, pois os sujeitos estariam mais adaptados aos calçados e ao protocolo de avaliação, com a possibilidade de ocorrerem variações menores nos padrões de marcha. A análise de variância, ANOVA *One way*, com 5% de nível de significância está apresentada na *Tabela 4*, para a média dos picos de aceleração, com os respectivos testes *Post Hoc* de Bonferroni e observações.

Tabela 4. Média ± DP dos picos de aceleração e testes estatísticos

	Calçados					
Variável	**Descalço**	**CC**	**CE**	**CM**	**p**	***Post Hoc* (Bonferroni)**
Média dos picos de aceleração (g)	2,656 ± 0,477	1,339 ± 0,226	1,442 ± 0,335	1,458 ± 0,306	< 0,0001	Descalço diferente de CC, CE e CM

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

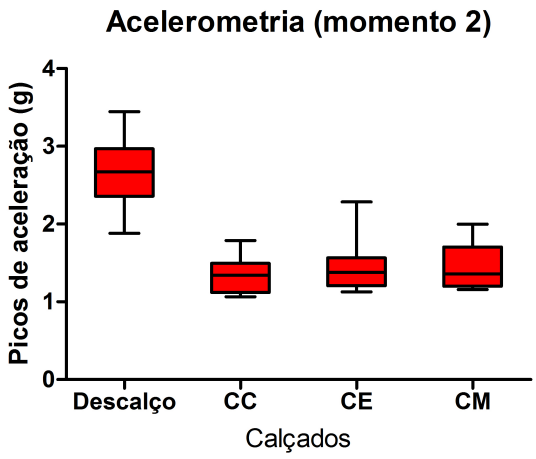

Figura 20. Gráfico *Box-Plot* da variável média do pico de aceleração

As médias calculadas foram 1,34, 1,44 e 1,46g, para os coturnos CC, CE e CM, respectivamente, e os valores de mediana e concentração dos resultados considerados na faixa inter-quartil (*Figura 20*) para esses calçados são valores bastante próximos. A análise dos resultados não mostrou diferença significativa entre eles no teste Post Hoc, e os valores de redução de impacto em relação à situação descalço foram de 50% para o CC, 46% para o CE e 45% para o CM. O CC teve menor valor de pico de aceleração, apesar de ter a maior massa, e ter sido considerado o mais desconfortável em observações informais repassadas pelos sujeitos avaliados. A situação de controle, avaliação descalço, mostrou diferença significativa ($p < 0,0001$) para todos os testes com calçados, da mesma forma que encontrado no estudo apresentado por Wüst (2009). Os coturnos utilizados nesta pesquisa foram utilizados pela primeira vez durante a caminhada de adaptação de 20 minutos. Possivelmente, se os calçados fossem desgastados por atividades diárias e marchas, essa pequena diferença entre o valor médio de picos de acelerometria encontrada poderia aumentar e passar a representar diferença significativa. Segundo estudo apresentado por Kong *et al.* (2008), a degradação das propriedades mecânicas dos calçados, de acordo com o desgaste de utilização para corrida por 200 milhas, gerou alteração nos padrões de cinemática do movimento humano. Uma vez que os coturnos tem espessura, formato do solado, estrutura interna e materiais de fabricação diferentes, como pode ser visto na *Figura 21*, provavelmente não responderiam da mesma forma à degradação e consequentes mudanças das propriedades mecânicas de absorção de impacto (os

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

coturnos foram seccionados no salto, no plano sagital). Conforme pesquisa de Silva *et al.* (2009), as propriedades mecânicas de solados de calçados, tais como dureza (relacionada à resiliência) e a capacidade de absorção de impacto, sofrem influência direta da composição química das borrachas e também de suas dimensões. Dentre os componentes da borracha analisadas por Silva *et al.* (2009), estavam compostos de SBR e NR, e também outros materiais. Porém, não foi possível obter a composição química exata dos coturnos CC, CE e CM, somente informações de nomes comerciais de borrachas, ou então informações não precisas, como "composto especial de SBR".

Figura 21. Coturnos CC (a), CE (b) e CM (c) seccionados - estrutura dos solados.

Wüst (2009) constatou diferença significativa nos picos de aceleração entre os calçados avaliados, porém ressalta-se que os mesmos não eram modelos similares de um mesmo calçado como no caso dos coturnos dessa pesquisa, e sim calçados consideravelmente diferentes, como tênis, salto alto, salto baixo e salto "anabela". Um fator que pode ter causado certa imprecisão de cálculo nesta dissertação foi o fato de considerar que a aceleração no eixo vertical, ou seja, que no momento do CI o eixo longitudinal da tíbia estivesse na posição vertical. Essa simplificação foi adotada tendo em vista o relato de Kavanagh & Menz (2008), de que com uma alteração do eixo de orientação do acelerômetro em 5 graus durante a caminhada, o erro de resposta será de 0,4%.

Na *Tabela 5*, estão os resultados da análise de variância, ANOVA *One way*,

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

com 5% de nível de significância para as bandas de frequência, com os respectivos testes *Post Hoc* de Bonferroni e observações.

Tabela 5. Média ± DP da potência do sinal nas diferentes bandas de frequência e testes estatísticos

Potência das bandas de frequência	Calçados				p (ANOVA *One way*)	Post Hoc Bonferroni (p<0,05)
	Descalço (g^2)	CC (g^2)	CE (g^2)	CM (g^2)		
0 – 5 Hz	27,305 ± 5,364	25,371 ± 4,053	28,019 ± 5,952	28,243 ± 5,316	**0,603**	-
5 – 10 Hz	9,011 ± 4,803	3,145 ± 1,096	2,021 ± 0,801	3,061 ± 0,882	**< 0,000001**	Descalço diferente de CC, CE e CM
10 – 15 Hz	2,535 ± 1,631	1,073 ± 0,424	1,118 ± 0,779	1,167 ± 0,603	**0,004**	Descalço diferente de CC, CE e CM
15 – 20 Hz	0,301 ± 0,192	0,192 ± 0,188	0,214 ± 0,189	0,223 ± 0,228	**0,06426**	-
0 – 20 Hz	39,175 ± 8,457	**29,789 ± 3,889**	31,393 ± 6,893	32,709 ± 5,824	**0,0143**	Descalço diferente de CC

De acordo com a Tabela 5, a banda de frequência de 0 a 5 Hz não apresenta diferença significativa de acordo com a análise de variância entre as quatro situações de teste. Segundo Hwang (2006), originada pelos movimentos, essa banda é considerada de baixa frequência, porém a faixa de frequência de 8 a 30 Hz tem como fonte as acelerações das ondas de impacto no CI. Apesar de não haver diferença significativa entre as situações de teste, mais uma vez o CC apresentou menor valor na variável em questão, o que conta como um fator positivo para a avaliação deste calçado, no aspecto ergonômico, pois Iida (2005) ressalta que a exposição constante e repetida do ser humano no sentido longitudinal do corpo (mesmo sentido de medição da acelerometria dessa pesquisa), a uma faixa de frequência entre 4 e 5 Hz, e particularmente à faixa de 5 Hz, pode causar desconforto no corpo inteiro, pois corresponde à frequência de ressonância nesse eixo de direção.

Já na segunda faixa de frequência (5 a 10 Hz), a situação sem calçado, foi diferente significativamente dos testes com os três tipos de coturnos, que por sua vez, não apresentarem diferença entre si. Na *Figura 22*, nota-se a diferença na magnitude em decorrência da utilização dos coturnos, pois os três calçados encontram-se grupados e abaixo do valor de intensidade para a situação descalço. Pode-se inferir que os calçados são responsáveis principalmente por absorver a energia na faixa de frequência de 5 a 10 Hz de forma considerável, com uma

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

redução média aproximada de 70% em relação à magnitude de frequência medida na situação sem calçado. Como o material de fabricação e as dimensões tem pequenas diferenças (*Tabela 1*), acredita-se que os solados mais as travas (valores entre 23 e 25mm de espessura na região do salto para os coturnos avaliados), feitos de um composto de SBR e NR, são os responsáveis pela redução da transmissão de impacto ao joelho dos indivíduos nessa faixa de frequência. Com relação a essa faixa de frequência é interessante ressaltar a pesquisa de Levinger *et al.* (2008), que apresenta um estudo onde valores de frequência maiores que 6 Hz no eixo vertical tem maior magnitude em indivíduos com ósteo-artrite no joelho. Para Kroemer & Grandjean (2005), as frequências de 5 a 20 Hz e, particularmente, 6 Hz podem causar ressonância na cabeça e no coração, respectivamente, informações estas que ressaltam a importância da capacidade de absorção considerável de energia do impacto do contato do pé com o solo por parte do solado dos coturnos na faixa de 5 a 10 Hz.

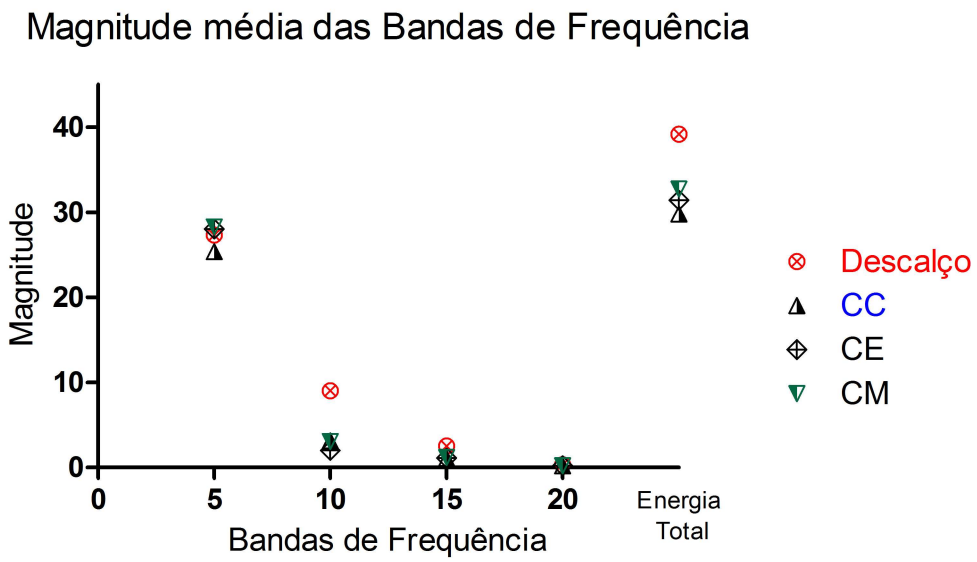

Figura 22. Gráfico da magnitude média das bandas de frequência avaliadas**.**

Ao analisar os dados constantes da *Tabela 5*, sobre a faixa de 10 a 15 Hz, nota-se, como na banda anterior, uma diferença significativa entre o teste sem calçado e as situações com os três coturnos. Cabe ressaltar novamente o argumento de que os solados dos calçados são eficientes em absorver essa faixa de frequência, porém, como a diferença entre eles é pequena (todos são calçados novos), não foi possível diferenciá-los nessa banda de frequência.

Para a quarta banda considerada (15 a 20 Hz), pode-se constatar na *Tabela 5*

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

e no gráfico da *Figura 22*, que a magnitude do sinal tem valores bastante reduzidos, e não houve diferença significativa entre nenhuma das situações de testes realizados.

A variável da magnitude total da faixa de frequência de 0 a 20 Hz pode ser observada na *Figura 22* e permite constatar a capacidade dos três coturnos avaliados quanto à atenuação das frequências de impacto transmitidas à perna, pois os mesmos causaram uma redução média de 17% no valor magnitude total de frequência mensurada na tíbia dos indivíduos durante o teste de caminhada descalço. O CC apresentou menor valor da variável em questão, decorrente de sua capacidade de reduzir a transmissão na intensidade de frequência de 0 a 5 Hz, e foi o único tipo de calçado a apresentar diferença significativa em relação à situação de teste sem calçado (*Tabela 5*) para esta variável. Os valores das variáveis analisadas no domínio da frequência, suas medianas, faixa inter-quartil, máximos e mínimos, podem ser vistos na *Figura 23*, através do gráfico *Box Plot*.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

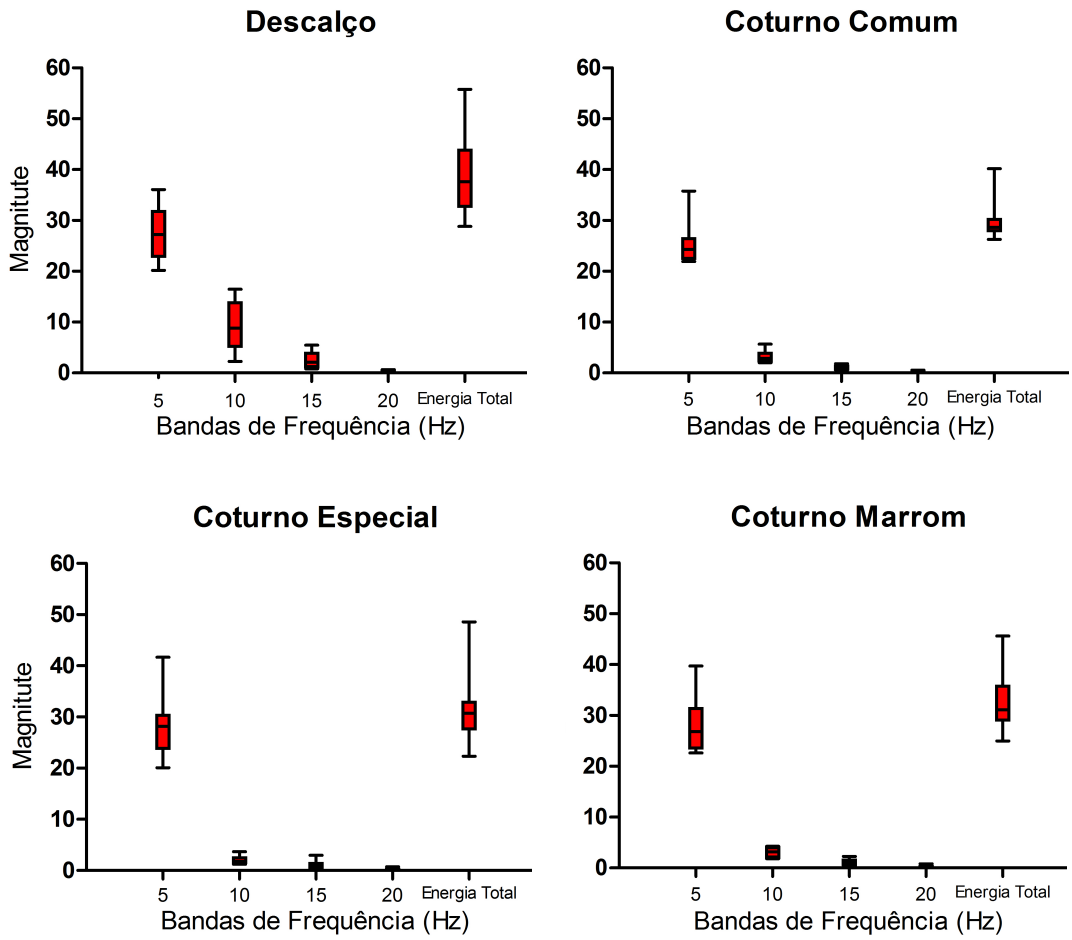

Figura 23. Gráfico *Box-Plot* da variável magnitude das bandas de frequência

Considerando os dados da *Tabela 1*, pode-se constatar uma diferença de espessura entre os solados, bem como entre o formato e dimensões das travas antiderrapantes dos mesmos. Tais aspectos crescem de importância, pois segundo Silva *et al.* (2009), a diferença de espessura é um dos fatores principais nas propriedades dos calçados quanto à absorção de impacto. Os coturnos avaliados contem formato de solados variados quanto à espessura e altura das travas antiderrapantes (pode ser constatado na *Figura 21*), sendo o CC o que mostra maior valor total (25 mm) e também maior espessura na parte do salto (22 mm). Ressalta-se que os materiais de fabricação, o *design*, bem como a estrutura interna dos solados não foram avaliados nesta pesquisa, e possivelmente seriam fatores responsáveis por alterar as propriedades mecânicas dos calçados que influenciam diretamente na capacidade de absorção de impacto. O *coturno comum* teve menor valor de média de pico de aceleração entre todas as situações testadas, mas não mostrou diferença significativa entre os outros dois calçados no teste *Post Hoc* realizado para essa variável, porém, para a magnitude total de frequência ele foi o único tipo de calçado a mostrar diferença significativa em relação à situação de teste sem calçado. O CC apresentou menor valor na magnitude da faixa de frequência da banda de 0 a 5Hz, e também na magnitude total de frequência, de acordo com os resultados expostos na *Tabela 5.*

Uma técnica possível de ser empregada para o estudo de calçados e seu desempenho quanto à transmissão de pressão para a planta dos pés é descrita por Windle *et al.* (1999), onde por meio de palmilhas especiais com sensores de pressão colocadas dentro de botas militares, compara o desempenho durante a corrida e marcha de diferentes tipos de palmilhas desenvolvidas para absorver o impacto.

A análise do experimento no programa *Design Expert*® resultou em um modelo de interpolação polinomial cúbico, e forneceu as equações de regressão para predizer os valores de pico de aceleração. A variável categórica *massa dos indivíduos* foi identificada como *peso*. Já a variável numérica *média do pico de aceleração* foi nomeada de *pico*. Os parâmetros que levaram a adotar o modelo cúbico foram os valores de *PRESS* e *MSE*. Segundo Allen (1971), citado por Leão (2011), PRESS significa *Predicted Residual Sum of Squares*, e consiste em uma medida de quão bem o modelo adotado ajusta cada ponto do experimento, e MSE

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

significa *Mean Square Error*, utilizados como um critério adicional de seleção de modelos, sendo que o modelo é mais indicado quanto menores forem os valores de PRESS e MSE.

O resultado encontrado na modelagem forneceu um PRESS de 13,83 e um MSE de 0,27, e as equações de predição dos valores de *pico* para as diferentes situações estão na *Figura 24*.

- **Descalço**: $\text{pico} = 184{,}019 - 7{,}247 * \text{massa} + 0{,}0952 * \text{massa}^2 - 4{,}11*10^{-4} * \text{massa}^3$

- **CC**: $\text{pico} = 145{,}390 - 6{,}160 * \text{massa} + 0{,}0874 * \text{massa}^2 - 4{,}11*10^{-4} * \text{massa}^3$

- **CE**: $\text{pico} = 137{,}184 - 5{,}943 * \text{massa} + 0{,}0859 * \text{massa}^2 - 4{,}11*10^{-4} * \text{massa}^3$

- **CM**: $\text{pico} = 138{,}810 - 5{,}971 * \text{massa} + 0{,}0861 * \text{massa}^2 - 4{,}11*10^{-4} * \text{massa}^3$

Figura 24. Equações de predição dos valores de pico de aceleração

As *Figuras 25* e *26* apresentam os gráficos de diagnóstico utilizados na verificação da adequação do modelo adotado. No gráfico de probabilidade normal dos resíduos *studentized*, mostrado na *Figura 25*, pode-se observar que não há indicação de que a condição de normalidade não deva ser aceita, já que não há pontos muito fora do alinhamento.

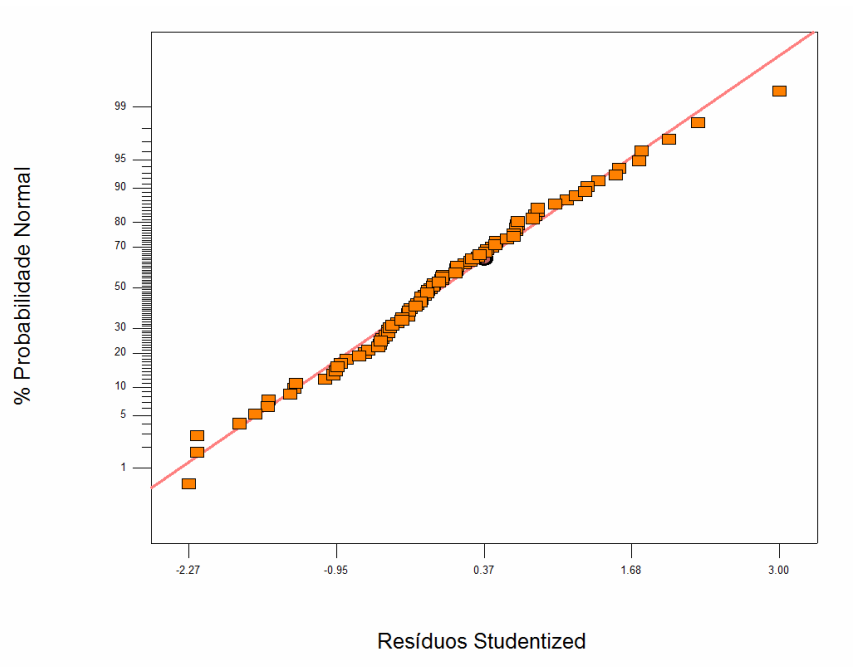

Figura 25. Gráfico de probabilidade normal dos resíduos *studentized*

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA

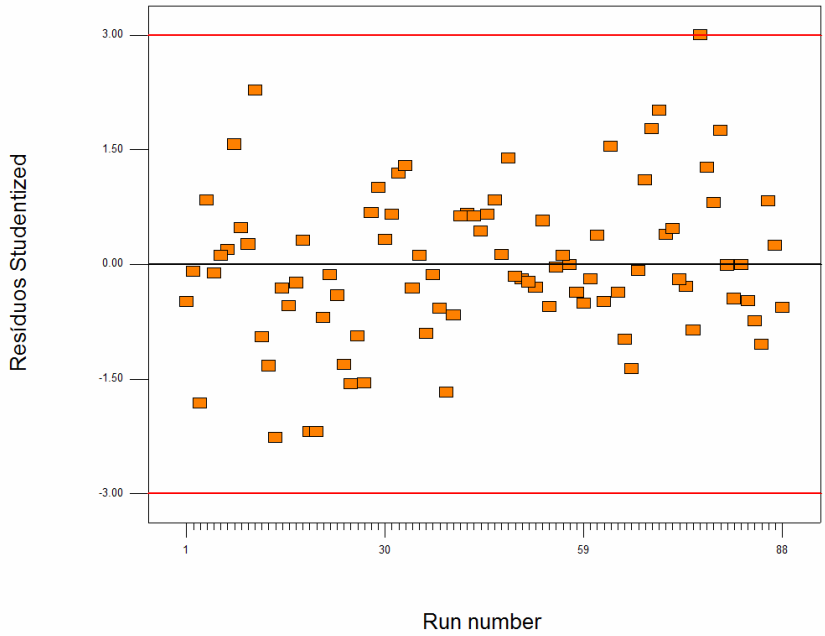

Figura 26. Gráfico de resíduos *studentized* por ordem de teste

Para verificar a condição de independência há o gráfico de resíduos *studentized* das observações na ordem em que foram realizados os experimentos, apresentado na *Figura 26,* e como os resíduos do gráfico mostrado estão aleatoriamente distribuídos e sem qualquer tendência evidente que os correlacione, não há razão para se suspeitar que a suposição de independência não seja válida.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0913438/CA