

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL
ÁREA DO CONHECIMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS E ENGENHARIAS
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

DANIEL VEDANA DOS REIS

INSTRUMENTAÇÃO E ENSAIOS EXPERIMENTAIS PARA ANÁLISE DE
VIBRAÇÕES E CONFORTO EM CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS

CAXIAS DO SUL

2025

DANIEL VEDANA DOS REIS

**INSTRUMENTAÇÃO E ENSAIOS EXPERIMENTAIS PARA ANÁLISE DE
VIBRAÇÕES E CONFORTO EM CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Engenharia Mecânica da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Costa

CAXIAS DO SUL

2025

DANIEL VEDANA DOS REIS

**INSTRUMENTAÇÃO E ENSAIOS EXPERIMENTAIS PARA ANÁLISE DE
VIBRAÇÕES E CONFORTO EM CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Engenharia Mecânica da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovado em

Banca Examinadora

Prof. Dr. Carlos Alberto Costa
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Prof. Dr. Alexandre Vieceli
Universidade de Caxias do Sul – UCS

Me. Rodrigo Real
Freedom Veículos Elétricos Ltda.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus, por me conceder força, saúde e sabedoria ao longo desta jornada, permitindo não apenas a realização deste trabalho, mas também a conclusão de toda a graduação.

Manifesto minha sincera gratidão ao meu orientador, Dr. Carlos Alberto Costa, pelo conhecimento compartilhado, pelos esclarecimentos, suporte e paciência durante a execução deste trabalho. Agradeço especialmente pela sugestão do tema, o qual me despertou grande interesse e entusiasmo. Desejo que continue contribuindo significativamente para essa área tão importante, que integra engenharia, medicina e inclusão social.

Agradeço também ao Giovanni Acordi Costa, pelo auxílio na realização dos ensaios experimentais e por compartilhar seu conhecimento de forma generosa e colaborativa. Da mesma forma estendo os agradecimentos ao Felipe Costa que também foi muito prestativo.

À minha família, deixo um agradecimento especial. Ao meu pai, Oneide, e à minha mãe, Tânia, pelo amor incondicional, pelo incentivo constante e por me encorajarem mesmo nos momentos mais difíceis. Seu apoio foi essencial para a conquista deste objetivo.

À minha namorada, Cristine, meu muito obrigado por caminhar ao meu lado nesta etapa tão importante. Compartilhamos juntos este momento de conclusão de curso, e deixo aqui também meus parabéns pela sua graduação. Sou grato pela compreensão nos momentos de ausência e, principalmente, pelo suporte técnico e emocional, seus conhecimentos foram indispensáveis na reta final deste trabalho.

Sou igualmente grato à empresa J.Marcon Móveis, não apenas pelo apoio financeiro durante a graduação, mas também pelo incentivo contínuo, pela confiança e pelo comprometimento com o desenvolvimento pessoal e profissional de seus colaboradores.

Por fim, agradeço à Universidade de Caxias do Sul, que foi palco desta etapa tão significativa da minha vida. Deixo meus sinceros agradecimentos a todos os professores com os quais tive a oportunidade de aprender. Em especial, ao professor Paulo Roberto Linzmaier, cujas orientações e ensinamentos foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo avaliar, por meio de ensaios experimentais, os níveis de vibração transmitidos a usuários de cadeiras de rodas motorizadas visando compreender como diferentes configurações estruturais influenciam o conforto desses equipamentos. A pesquisa focou-se na instrumentação de dois modelos distintos de cadeiras de rodas, variando o diâmetro das rodas traseiras e a presença de suspensão nas rodas dianteiras. As coletas ocorreram em terrenos irregulares, e os dados foram analisados com técnicas de RMS, FFT e PSD. Os resultados indicaram que as configurações com rodas maiores e com suspensão dianteira apresentaram menores níveis de vibração, especialmente no eixo vertical (Z), que tem maior impacto sobre o conforto humano. A análise também permitiu identificar frequências críticas associadas a desconfortos fisiológicos. A pesquisa contribui com dados relevantes para o desenvolvimento de modelos virtuais e futuras simulações CAE, promovendo melhorias no design e na validação de cadeiras de rodas motorizadas.

Palavras-chave: Vibração, conforto, cadeira de rodas, FFT, PSD.

ABSTRACT

This work aims to evaluate, through experimental tests, the vibration levels transmitted to users of powered wheelchairs in order to understand how different structural configurations influence user comfort. The research focused on instrumenting two distinct wheelchair models, varying the diameter of the rear wheels and the presence of suspension on the front wheels. Data collection was conducted on uneven terrain, and the results were analyzed using RMS, FFT, and PSD techniques. The findings indicated that configurations with larger wheels and front suspension exhibited lower vibration levels, especially along the vertical (Z) axis, which has the greatest impact on human comfort. The analysis also identified critical frequencies associated with physiological discomfort. This research contributes valuable data for the development of virtual models and future CAE simulations, promoting improvements in the design and validation of powered wheelchairs.

Keywords: Vibration, comfort, wheelchair, FFT, PSD.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Componentes que podem transmitir vibrações.....	17
Figura 2 - Terreno que também influencia nas vibrações	17
Figura 3 - Parâmetros Relacionados com a Amplitude	19
Figura 4 - Sistema Biomecânico Simplificado (Frequências de Ressonância)	21
Figura 5 - Eixos baricêntricos do corpo humano.....	22
Figura 6 - Acelerômetro do tipo almofada	23
Figura 7 - Exemplos de suportes e acelerômetros	24
Figura 8 - Exemplos de sinais no domínio tempo e frequência	25
Figura 9 - Esquema com os elementos essenciais para o experimento	26
Figura 10 - Fluxograma de Atividades	30
Figura 11 - Modelos de Cadeiras de Roda Testados	31
Figura 12 - Tipos de Rodas Dianteiras Com e Sem Suspensão	31
Figura 13 - Aquisitor HBK QuantumX MX840B	32
Figura 14 - Acelerômetro Uniaxial IMI 608A11	32
Figura 15 - Suportes para os Acelerômetros	33
Figura 16 - Acelerômetro uniaxial montado na cadeira	33
Figura 17 - Acelerômetro Triaxial IMI 604B31	33
Figura 18 - Suporte para o Acelerômetro Triaxial	34
Figura 19 - Cadeira Instrumentada	35
Figura 20 - Trajeto Percorrido nos Ensaios	36
Figura 21 - Pista com pavimentação de calçada.....	37
Figura 22 - Pista com pavimentação de paralelepípedos.....	37
Figura 23 – Exemplo de gráfico Aceleração x Tempo (Triaxial Z – Grupo A - Ensaio).....	39
Figura 24 - Gráfico Espectro de Frequências e PSD (Triaxial Z – Grupo A).....	42
Figura 25 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo A)	44
Figura 26 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo A).....	44
Figura 27 – Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo A)	45
Figura 28 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Dianteira Direita – Grupo A).....	45
Figura 29 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Dianteira Esquerda – Grupo A).....	46
Figura 30 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Traseira Direita – Grupo A)	46
Figura 31 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Traseira Esquerda – Grupo A)	47
Figura 32 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo B)	48

Figura 33 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo B).....	49
Figura 34 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo B).....	49
Figura 35 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo C).....	50
Figura 36 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo C).....	51
Figura 37 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo C).....	51
Figura 38 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo D).....	52
Figura 39 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo D).....	53
Figura 40 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo D).....	53
Figura 41 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo E).....	54
Figura 42 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo E).....	55
Figura 43 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo E).....	55
Figura 44 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo F).....	56
Figura 45 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo F).....	57
Figura 46 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo F).....	57
Figura 47 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo G).....	58
Figura 48 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo G).....	59
Figura 49 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo G).....	59
Figura 50 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo H).....	60
Figura 51 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo H).....	61
Figura 52 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo H).....	61
Figura 53 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo A.....	65
Figura 54 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo B.....	65
Figura 55 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo C.....	66
Figura 56 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo D.....	66
Figura 57 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo E.....	67
Figura 58 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo F.....	67
Figura 59 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo G.....	68
Figura 60 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo H.....	68
Figura 61 - Comparação dos Acelerômetros Triaxial (Eixo Z).....	70

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Sintomas gerados para cada faixa de frequências	21
Quadro 2 – Sintomas em usuários de transportes e acelerações medidas.....	22
Quadro 3 – Velocidades médias das cadeiras	36
Quadro 4 – Ensaio Realizados	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média, desvio padrão e coeficiente de variação dos ensaios.....	41
Tabela 2 - Resumo do ensaio intermediário do grupo A	47
Tabela 3 - Resumo do ensaio intermediário do grupo B.....	48
Tabela 4 - Resumo do ensaio intermediário do grupo C	50
Tabela 5 - Resumo do ensaio intermediário do grupo D	52
Tabela 6 - Resumo do ensaio intermediário do grupo E.....	54
Tabela 7 - Resumo do ensaio intermediário do grupo F	56
Tabela 8 - Resumo do ensaio intermediário do grupo G	58
Tabela 9 - Resumo do ensaio intermediário do grupo H	60
Tabela 10 - Tabela Comparativa – Grupo e RMS Máximo no Eixo Z (Triaxial)	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PNS	Pesquisa Nacional de Saúde
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
NBR	Norma Brasileira
ISO	Organização Internacional da Padronização
CAE	Engenharia Assistida Por Computador
UCS	Universidade de Caxias do Sul
CAD	Desenho Assistido Por Computador
Hz	Hertz
ACGIH	<i>American Conference of Governmental Industrial Hygienists</i>
m/s ²	Unidade de medida de aceleração, metros por segundo ao quadrado
mm	Unidade de medida de comprimento, milímetros.
VCI	Vibração de Corpo Inteiro
RMS	<i>Root Mean Square</i> , traduzido: Raiz Média Quadrada
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> , traduzindo: Transformada Rápida de Fourier
σ	Desvio Padrão
CV	Coefficiente de Variação
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
PSD	<i>Power Spectral Density</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	JUSTIFICATIVA.....	14
1.2	OBJETIVOS.....	14
1.2.1	OBJETIVO GERAL	14
1.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
1.3	ABORDAGEM E DELIMITAÇÃO DO TRABALHO.....	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1	VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO.....	16
2.2	LIMITES E NORMAS REFERENTES À VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO.....	20
2.3	MENSURANDO VIBRAÇÕES EM CADEIRAS DE RODAS	23
2.4	ANÁLISE DE SINAIS.....	26
2.5	PARÂMETROS RELACIONADOS ÀS VIBRAÇÕES EM CADEIRAS DE RODAS.....	27
3	MATERIAIS E MÉTODO	29
3.1	FLUXOGRAMA DE ATIVIDADES	29
3.2	MATERIAIS UTILIZADOS	30
3.3	MÉTODO UTILIZADO PARA A COLETA DE DADOS COMPARATIVOS.....	35
3.4	ANÁLISE DOS DADOS	38
4	RESULTADOS DO TRABALHO	43
4.1	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS A.....	43
4.2	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS B.....	48
4.3	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS C.....	50
4.4	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS D.....	52
4.5	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS E.....	54
4.6	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS F.....	56
4.7	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS G.....	58
4.8	RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS H.....	60
5	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	62
5.1	EFEITO DA SUSPENSÃO FRONTAL	62
5.2	EFEITO DO DIÂMETRO DA RODA TRASEIRA.....	63
5.3	INFLUÊNCIA DO TIPO DO PISO	63
5.4	FREQUÊNCIAS PERCEBIDAS	64
5.5	COMPARAÇÃO ENTRE GRÁFICOS DE DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA....	64

5.6	COMPARAÇÃO DE TODAS AS CONFIGURAÇÕES.....	69
6	CONCLUSÃO.....	71
6.1	SUGESTÕES PARA PRÓXIMOS TRABALHOS	72
	REFERÊNCIAS	73
	APÊNDICE A – ALGORITMO CRIADO NO MATLAB PARA REALIZAR A IMPORTAÇÃO DOS DADOS DOS SENSORES, FILTRAR SINAL E CALCULAR RMS MÉDIO E MÁXIMO.....	75
	APÊNDICE B – ALGORITMO CRIADO NO MATLAB PARA REALIZAR A IMPORTAÇÃO DOS DADOS DOS SENSORES, FILTRAR SINAIS E FAZER A FFT E PSD.....	76

1 INTRODUÇÃO

A engenharia mecânica tem desempenhado um papel fundamental no desenvolvimento de tecnologias que não apenas melhoram a qualidade de vida das pessoas, mas também contribuem para o aumento da expectativa de vida da humanidade. A evolução tecnológica tem permitido avanços impressionantes, não apenas em termos de eficiência e funcionalidade, mas também na acessibilidade e no conforto dos dispositivos projetados para pessoas com necessidades especiais.

É recomendado que os profissionais da área priorizem também o desenvolvimento de soluções inovadoras voltadas para a inclusão e o bem-estar de indivíduos com mobilidade reduzida. A criação de equipamentos como cadeiras de rodas motorizadas e outros dispositivos de assistência, que são projetados com base em princípios de ergonomia, análise de vibrações, e conforto, exemplifica como a engenharia mecânica pode e deve ser direcionada para atender a essas necessidades.

De acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) de 2019, aproximadamente 7,8 milhões de pessoas com 2 anos ou mais tinham alguma deficiência física nos membros inferiores, enquanto 5,5 milhões enfrentavam limitações nos membros superiores. Ao se observar a utilização de algum aparelho de auxílio para se locomover, 1,7 % da população (3,5 milhões de pessoas) com 2 anos ou mais de idade informaram utilizar cadeira de rodas, bengala, muletas, andador ou alguma prótese/órtese (IBGE, 2021).

Dessa forma, torna-se claro o significativo número de pessoas com dificuldades de locomoção no Brasil, o que evidencia a necessidade de implementar medidas de acessibilidade para essa população. Muitas dessas pessoas dependem de cadeiras de rodas para se locomover. A cadeira de rodas é um dispositivo que possibilita o deslocamento de indivíduos com mobilidade reduzida, seja de forma permanente ou temporária, sendo a principal tecnologia assistiva para essas pessoas. Estes dispositivos podem ser classificados em quatro grupos com base em suas características estruturais: cadeira de rodas de armação rígida, cadeira de rodas dobrável, cadeira de rodas motorizada e cadeira de rodas para prática esportiva (SCHNUR; ABREU, 2022).

Segundo Alves Filho (2008), em diversas aplicações de engenharia, os componentes são frequentemente submetidos a cargas dinâmicas, o que resulta em comportamentos estruturais diferentes daqueles observados sob cargas estáticas. A complexidade das forças dinâmicas e seus efeitos sobre cada parte da estrutura exigem uma análise detalhada e rigorosa. Essas cargas dinâmicas geram acelerações tanto nos elementos individuais quanto na estrutura

como um todo, destacando a importância de se compreender as interações envolvidas. Dado que a maioria dos componentes mecânicos está sujeita a cargas que variam ao longo do tempo, a análise dos problemas de vibração torna-se crucial em qualquer projeto mecânico. Portanto, o entendimento físico desses fenômenos, bem como sua modelagem matemática, é fundamental para o desenvolvimento de projetos eficazes e seguros.

1.1 JUSTIFICATIVA

A norma brasileira ABNT NBR ISO 7176 estabelece diretrizes completas para a fabricação, validação e testes de cadeiras de rodas, assegurando que esses equipamentos cumpram os requisitos mínimos de resistência e segurança. No Brasil, os testes são realizados por um número restrito de organismos certificadores, o que resulta em um processo demorado e de alto custo devido às suas particularidades. Além disso, os testes têm como objetivo apenas verificar a conformidade do equipamento com a norma, sem gerar relatórios detalhados que expliquem as razões pelas quais o produto foi aprovado ou reprovado (COSTA; COSTA, 2022).

A criação de modelos virtuais e a simulação via software CAE (*Computer-Aided Engineering*) são fundamentais para o desenvolvimento de cadeiras de rodas mais eficientes e confortáveis. Essas ferramentas permitem analisar, já na fase de projeto, a influência das vibrações no conforto do usuário, identificando pontos críticos e otimizando o *design* para minimizar desconfortos. Além de melhorar a segurança e o bem-estar dos usuários, a simulação CAE reduz significativamente os custos de fabricação ao diminuir a necessidade de protótipos físicos, agilizando o processo de desenvolvimento do produto. Com essas tecnologias, é possível desenvolver projetos mais específicos para diferentes grupos de usuários, ao mesmo tempo em que se torna mais rápido e econômico o processo de validação e aprovação dos equipamentos segundo as normas vigentes. O presente trabalho busca instrumentar e experimentar modelos de cadeiras de rodas com o objetivo de coletar frequências e acelerações que possam servir como dados de entrada para futuras simulações CAE.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Instrumentar cadeiras de rodas motorizadas e coletar dados experimentais sobre o nível de vibração sentido pelos usuários durante a locomoção em diferentes tipos de terreno, com o

objetivo de avaliar como o tamanho das rodas traseiras e a presença de suspensão dianteira influenciam o conforto e o desempenho do equipamento.

1.2.2 Objetivos Específicos

- compreender, com base na bibliografia, os conceitos de vibração de corpo inteiro, a aplicação da Transformada de Fourier e os efeitos das vibrações no corpo humano;
- instrumentar cadeiras de rodas motorizadas com sensores adequados para coleta de dados de vibração;
- realizar ensaios experimentais em diferentes tipos de terreno, utilizando variações de diâmetro das rodas traseiras e presença ou ausência de suspensão dianteira;
- processar os dados obtidos por meio dos softwares Catman®Easy e MATLAB®, aplicando técnicas de análise no domínio do tempo e da frequência;
- comparar os níveis de vibração transmitidos ao usuário em cada configuração, identificando quais combinações oferecem maior conforto e melhor desempenho dinâmico.

1.3 ABORDAGEM E DELIMITAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho delimita-se na realização de ensaios experimentais para análise das vibrações transmitidas ao usuário em cadeiras de rodas motorizadas, com foco na comparação entre diferentes configurações estruturais. Foram analisadas as influências do diâmetro das rodas traseiras e da presença de suspensão dianteira na resposta vibracional durante o deslocamento sobre superfícies irregulares.

A abordagem adotada é aplicada, com base em pesquisas bibliográficas, documentais e experimentais. Foram utilizadas normas técnicas, artigos científicos e literatura especializada para fundamentar a análise, além de coletas de dados reais com o uso de acelerômetros e sistemas de aquisição de dados fornecidos pela Universidade de Caxias do Sul (UCS). A análise dos dados será conduzida com auxílio dos *softwares* CatmanEASY™ e MATLAB™, utilizando transformada de Fourier.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO

Segundo Faria (2015), vibração ou oscilação pode ser definida como qualquer movimento que se repete em um intervalo de tempo e pode ser regular ou irregular. É uma característica de movimento de todos os corpos que possuem massa e elasticidade como é o caso do corpo humano, que leva valores de frequências naturais para cada uma de suas partes.

Faria (2015) também destaca que estudos indicam que a exposição à vibração pode ter consequências graves para o corpo humano, podendo causar danos a órgãos ou outras partes do organismo, dependendo do tempo de exposição. O impacto da vibração varia de acordo com a sua intensidade e duração, e pode resultar desde desconforto até alterações nas funções fisiológicas, com potencial para desenvolver doenças em casos mais severos. A vibração é definida por diversos autores como um movimento oscilatório de um corpo em torno de seu ponto de equilíbrio, estando presente em muitas atividades. A frequência da vibração corresponde ao número de ciclos que esse movimento realiza por segundo, sendo medida em Hertz (Hz). É possível diferenciar os tipos de vibrações entre:

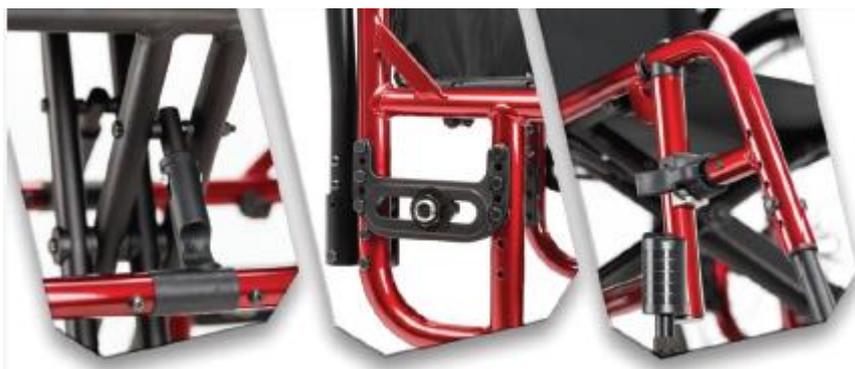
- Vibrações que são transmitidas manuseando ou operando ferramentas, máquinas ou equipamentos que emitem vibração. Neste caso é definida por vibração de sistema mão-braço.
- Vibrações transmitidas através da superfície de apoio ao corpo, podem ser observadas em atividades de transporte e no uso de máquinas industriais, são classificadas como vibrações de corpo inteiro. Essas vibrações afetam o corpo humano como um todo, podendo resultar em impactos negativos à saúde dependendo da intensidade e duração da exposição.

Fomina *et al.* (2021) destacam que as **vibrações de corpo inteiro** são transmitidas diretamente aos usuários de cadeiras de rodas, por isso serão detalhadas neste trabalho além de analisados os impactos para a saúde do usuário e também definida a forma de mensurar este tipo de vibração.

As cadeiras de rodas são projetadas para atender às diversas necessidades dos usuários, levando em consideração fatores que podem influenciar a experiência de uso. As vibrações sentidas durante o uso da cadeira de rodas podem ter diferentes origens, como:

- Componentes estruturais da cadeira, incluindo o quadro, garfos das rodas dianteiras, apoios removíveis para pernas e pés, encostos, apoios de braços, eixos, que podem ser observados na Figura 1.
- O tipo de terreno sobre o qual a cadeira se movimenta, como calçadas, ruas, rampas, trilhas, cascalho, grama e asfalto. Figura 2.

Figura 1 - Componentes que podem transmitir vibrações



Fonte: FOMINA *et al.* (2021)

Figura 2 - Terreno que também influencia nas vibrações



Fonte: FOMINA *et al.* (2021)

Relatos de usuários ativos indicam que a vibração de corpo inteiro pode provocar espasticidade e dor na lombar. As vibrações e impactos enfrentados durante o uso diário da cadeira de rodas podem ser prejudiciais à saúde. Portanto, compreender as forças e acelerações envolvidas é crucial para desenvolver cadeiras de rodas que minimizem esses efeitos. (FOMINA *et al.*, 2021, tradução nossa)

Saliba (2018) destaca que a caracterização da exposição à vibração de corpo inteiro é influenciada por uma série de fatores, entre os quais estão a intensidade ou amplitude da aceleração — também conhecida como amplitude —, a frequência, a direção da vibração e o tempo de exposição. Para medir a vibração, é essencial considerar parâmetros como deslocamento, velocidade ou aceleração.

A norma internacional ISO 2631-1 (1997) estabelece que as medições de vibração de corpo inteiro devem ser realizadas em aceleração [m/s²] para vibrações translacionais e em aceleração radial [rad/s²] para vibrações rotacionais. Para avaliar a vibração, utiliza-se o valor de aceleração ponderada RMS (raiz média quadrática) ou valor eficaz, conforme descrito na Equação (1).

$$a_w = \left(\frac{1}{T} \int a_w^2(t) * dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

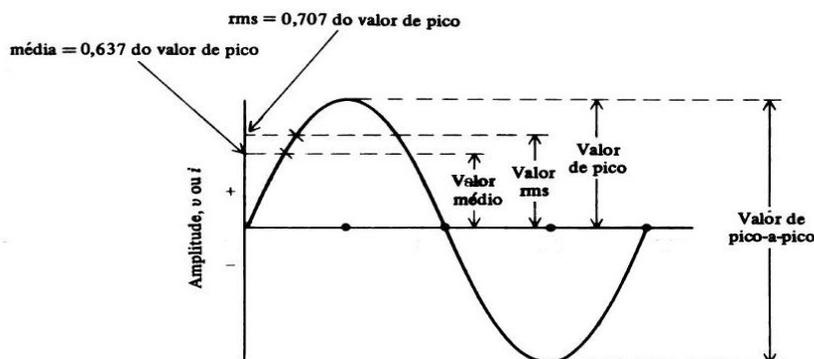
Onde:

$a_w(t)$ = valor da aceleração ponderada na frequência em [m/s²].

T = tempo de duração da medição em [s].

De acordo com Saliba (2018), os principais parâmetros relacionados à amplitude são o valor de pico, o valor de pico a pico e o valor RMS. O valor de pico indica a aceleração máxima alcançada em um determinado intervalo de tempo, enquanto o valor de pico a pico representa a diferença entre o valor máximo do pico e o valor mínimo do vale da onda oscilatória. O valor RMS refere-se à média da energia do movimento vibratório e é equivalente a 0,707 do valor de pico caso o sinal seja senoidal. Já o valor médio é correspondente a 0,637 do valor de pico. A Figura 3 ilustra os parâmetros discutidos em um gráfico de amplitude.

Figura 3 - Parâmetros Relacionados com a Amplitude



Fonte: Saliba (2018)

A intensidade de vibração, também chamada de magnitude, é definida conceitualmente como a amplitude de uma oscilação específica e pode ser expressa em termos de deslocamento, velocidade ou aceleração (m/s^2). Essa intensidade é determinada tanto pela amplitude quanto pela frequência das oscilações. A aceleração, por sua vez, pode ser representada em unidades de gravidade terrestre (g), onde $1g$ é aproximadamente igual a $9,81 m/s^2$. A amplitude de deslocamento é descrita pela Equação (2) (NICK, 2022).

$$d = \frac{a}{(2\pi f)^2} \quad (2)$$

Onde:

a = aceleração em [m/s^2].

f = frequência em [Hz].

d = valor de pico em [m].

No entanto, a aceleração deve ser expressa em termos de r.m.s. (raiz média quadrática). Para isso, é necessário converter o valor RMS para o valor pico-a-pico antes de aplicar a fórmula mencionada, conforme indicado pela Equação (3).

$$app = a_{r.m.s.} * 2 * \sqrt{2} \quad (3)$$

Onde:

app = aceleração pico-a-pico.

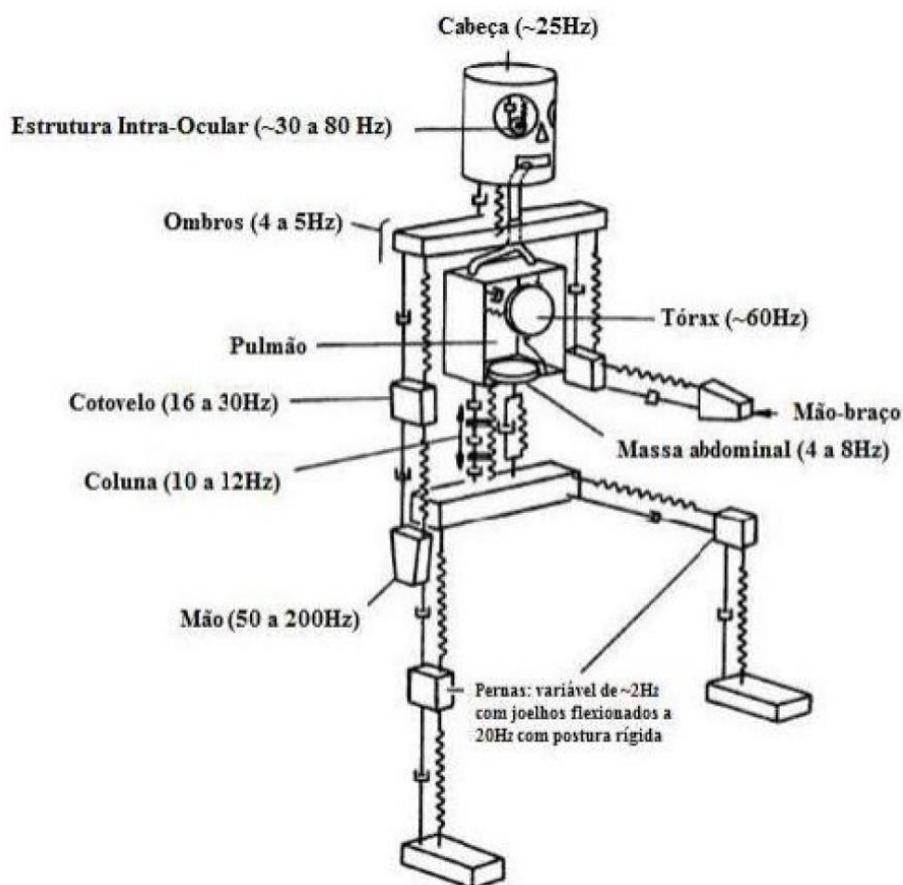
$a_{r.m.s.}$ = aceleração RMS.

2.2 LIMITES E NORMAS REFERENTES À VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO

Os estudos sobre vibrações começaram com a *American Conference of Governmental Industrial Hygienists* (ACGIH), que estabeleceu os primeiros limites admissíveis de exposição a vibrações localizadas, com o objetivo de definir tolerâncias seguras para o corpo humano. As normas ISO 2631 (1997) e ISO 5349-1 e 2 (2001) são fundamentais para a medição das vibrações, tanto para mãos e braços quanto para o corpo inteiro. A maioria dessas normas recomenda o uso de transdutores intrusivos, como acelerômetros, para medições específicas em partes do corpo. Além disso, estes transdutores devem ser posicionados na interface, entre o corpo humano e a fonte da vibração. É importante destacar que, embora a norma ISO 2361 (1999) não estabeleça limites específicos para a exposição à vibração, ela fornece diretrizes para avaliar os possíveis impactos dessa vibração na saúde, no conforto, na percepção e no mal-estar causado pelo movimento (FARIA, 2015).

As vibrações que atingem o corpo humano são geralmente mensuradas em Hertz (Hz), porém a sensibilidade a essas vibrações varia conforme a frequência gerada. Diversos fatores influenciam essa sensibilidade, como os pontos de contato no corpo, a frequência das ondas vibratórias, a duração da exposição e a aceleração, sendo essas vibrações transmitidas pelos três eixos principais: x, y e z. De acordo com a norma ISO 2631 (1997), as vibrações recebidas pelo corpo podem ser intensificadas devido ao fenômeno de ressonância, que ocorre quando há coincidência entre a frequência da vibração corporal e a vibração externa, ampliando os efeitos dessas oscilações. A Figura 4 mostra as frequências de ressonância do corpo humano de um modelo biomecânico simplificado. Esse fenômeno pode impactar negativamente a saúde, o conforto e a percepção sensorial. Estudos neurofisiológicos indicam que o corpo humano é mais sensível a vibrações com frequências entre 4 e 8 Hz, correspondentes à ressonância no eixo vertical (z). Já nos eixos horizontais (x e y), a sensibilidade ocorre em frequências mais baixas, entre 1 e 2 Hz. O Quadro 1 relaciona possíveis sintomas gerados por cada frequência de vibrações transmitidas, enquanto o Quadro 2 relaciona sintomas experimentados por usuários de transportes públicos recebendo níveis de acelerações em um período de 4 a 8 horas (FARIA, 2015).

Figura 4 - Sistema Biomecânico Simplificado (Frequências de Ressonância)



Fonte: B e K (1988)

Quadro 1 – Sintomas gerados para cada faixa de frequências

Frequência em Hz	Sintomas Gerados
4-8	Influencia nos movimentos respiratórios
4-9	Sensação geral de desconforto
4-9	Contrações musculares
4-10	Dor abdominal
5-7	Dor no peito
6-8	Sintomas no maxilar
10-18	Desejo de urinar
12-19	Sintomas na garganta
13-20	Aumento do tônus muscular
13-20	Influencia na linguagem

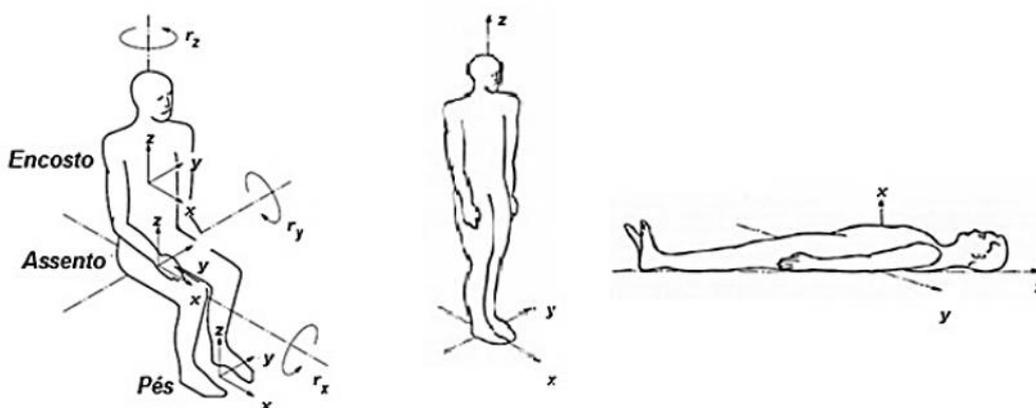
Fonte: Adaptado de (FARIA, 2015)

Quadro 2 – Sintomas em usuários de transportes e acelerações medidas

Sintomas	Acelerações
Não tem incomodo	Menor que 0,315 m/s ²
Pouco desconfortável	0,315 m/s ² – 0,63 m/s ²
Bastante desconfortável	0,5 m/s ² - 1,00 m/s ²
Desconfortável	0,8 m/s ² – 1,6 m/s ²
Muito desconfortável	1,25 m/s ² – 2,50 m/s ²
Extremamente desconfortável	Maior que 2,50 m/s ²

Fonte: Adaptado de (FARIA, 2015)

As vibrações transmitidas ao ser humano devem ser medidas nas direções corretas de um sistema ortogonal de coordenadas, conforme estabelecido pela norma internacional ISO 2631-1 (1997), com a origem definida, de acordo com as coordenadas dos eixos apresentados na Figura 5.

Figura 5 - Eixos baricêntricos do corpo humano

Fonte: Norma Internacional ISO 2631-1 (1997) e (2010)

O movimento no eixo que vai dos pés (ou nádegas) até a cabeça, chamado longitudinal, é identificado por a_z ; o movimento no eixo anteroposterior, do peito às costas, é representado por a_x ; e no eixo lateral, que vai da esquerda para a direita, por a_y (NICK, 2022).

Pessoas que utilizam cadeiras de rodas para locomoção por longos períodos ao longo do dia, em conjunto com a presença de rampas, superfícies irregulares e outros obstáculos, podem ser expostas a níveis prejudiciais de vibração de corpo inteiro (VCI). Esses níveis podem causar lesões secundárias, como dores nas costas e no pescoço, dores musculares, fadiga, entre outros efeitos adversos. Embora os usuários de cadeiras de rodas estejam frequentemente sujeitos a oscilações e impactos, há poucas pesquisas focadas em avaliar as vibrações que

enfrentam e em identificar maneiras de reduzir a VCI associada (SILVA; DUARTE; LANA, 2018 apud WOLF, 2005).

2.3 MENSURANDO VIBRAÇÕES EM CADEIRAS DE RODAS

Segundo Faria (2015), diversos sistemas podem ser utilizados para medir vibrações, e a escolha do sistema depende do objetivo do estudo, das características específicas e do tipo de informação que se busca obter. A sensibilidade do corpo humano à vibração é complexa, o que impede o uso de um único equipamento capaz de medir a vibração de forma objetiva e correlacionar todos os dados. Por isso, é essencial utilizar um equipamento que esteja em conformidade com as condições estabelecidas pelas normas, garantindo que os valores e tolerâncias recomendados sejam atendidos. As normas e os especialistas que investigam os efeitos da vibração no corpo humano geralmente indicam a análise da resposta entre a pele e a fonte ou ponto de vibração. Isso pode ser feito por meio de métodos indutivos (sem contato direto) ou com contato direto (usando sensores eletromagnéticos ou piezoelétricos). Esses dispositivos, chamados de acelerômetros, podem ser conectados tanto a medidores de níveis de vibração quanto a registradores de dados. Na prática, o acelerômetro é instalado em adaptadores específicos para medir vibrações de corpo inteiro ou de mãos e braços.

Na análise de vibração para corpo inteiro, utiliza-se um acelerômetro triaxial, que é fixado em um adaptador de assento conhecido como almofada ou "*sit pad*" apresentado na Figura 6. Esse dispositivo é conectado a um filtro e a um sistema de aquisição de dados para registrar as medições (FARIA, 2015).

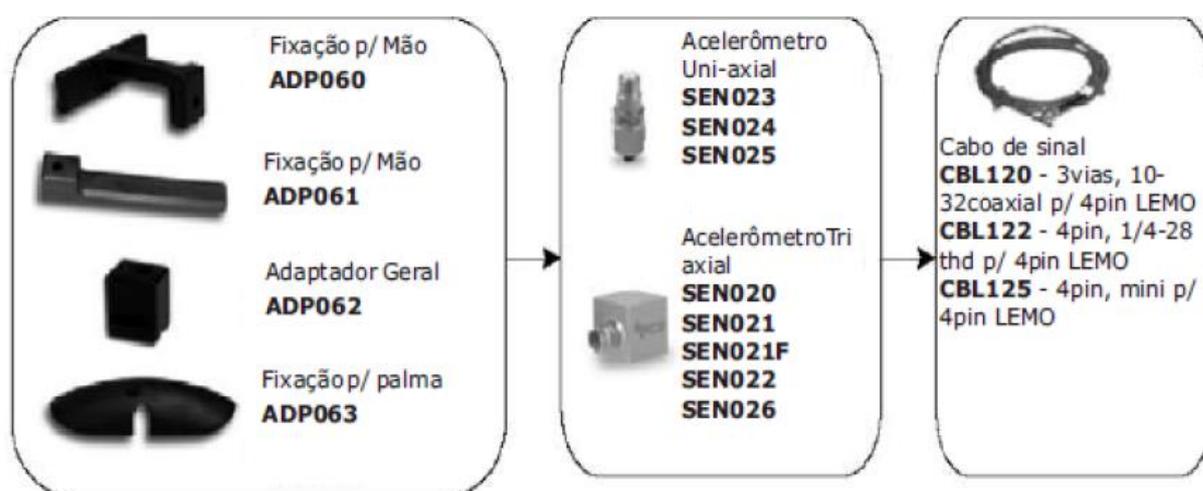
Figura 6 - Acelerômetro do tipo almofada



Fonte: Grom (2009)

Faria (2015) ainda apresenta que na medição de vibrações em mãos e braços, é necessário utilizar acessórios de fixação do acelerômetro, compostos por suportes e pelo sensor que pode ser triaxial ou uniaxial, conforme a necessidade específica. Cada acelerômetro é individualmente conectado ao suporte e, em seguida, ao cabo de sinal. Assim como no caso do acelerômetro tipo almofada, esses sensores são posteriormente conectados a um filtro, seguindo o mesmo procedimento para coleta de dados. A Figura 7 mostra exemplos de suportes e alguns sensores uniaxiais e triaxiais.

Figura 7 - Exemplos de suportes e acelerômetros



Fonte: Grom (2009)

Quando um sistema é submetido a uma excitação conhecida, a análise de sinais é aplicada para obter sua resposta de maneira simplificada. Em muitos casos, a resposta no domínio do tempo pode não fornecer informações suficientemente úteis, enquanto a análise no domínio da frequência pode ser mais vantajosa, pois revela frequências discretas relevantes. Conhecendo as características físicas do componente e do sistema, é possível identificar as frequências dos diferentes elementos envolvidos. Na Figura 8, o gráfico (a) apresenta o histórico de aceleração no tempo de um equipamento com vibração excessiva. Embora esse gráfico não permita identificar claramente as possíveis causas do problema, a conversão desse histórico para um gráfico de aceleração em função da frequência, gráfico (b) na Figura 8, possibilita análises mais aprofundadas. Nota-se que a região em torno de 25 Hz é a mais destacada, devido à grande concentração de energia nesse ponto (NETO, 2022).

Figura 8 - Exemplos de sinais no domínio tempo e frequência



Fonte: Neto (2022)

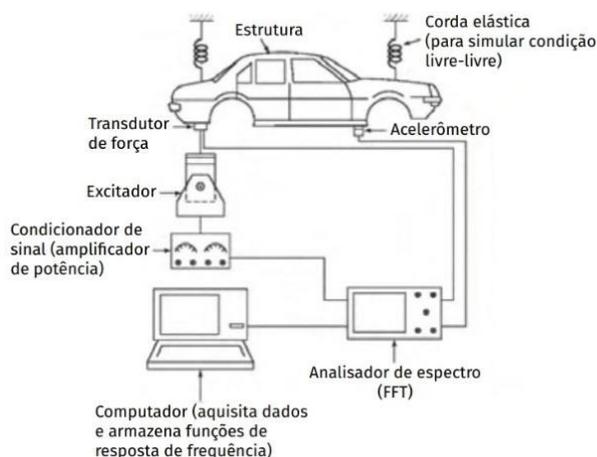
Neto (2022) também destaca que ao utilizar um acelerômetro como sensor de vibração, é possível obter dados da velocidade, da aceleração ou do deslocamento, conforme a necessidade da aplicação.

Além disso Neto (2022) explica que existem diversos métodos e experimentos para a análise de vibrações. Com o progresso da tecnologia, especialmente nas áreas de informática e eletrônica, surgem cada vez mais equipamentos capazes de realizar medições específicas. Entretanto, para conduzir uma análise experimental de vibração, alguns componentes são essenciais:

- **Excitador:** Responsável por aplicar uma força controlada e conhecida à estrutura que será testada, o excitador atua como uma fonte de vibração, gerando a excitação necessária para o experimento e fornecendo a resposta desejada. Em testes de campo, o excitador não é necessário, pois as forças de entrada são fornecidas, por exemplo, pela própria pista.
- **Transdutor:** Converte a resposta mecânica da estrutura testada (vibração) em sinais elétricos. A escolha do transdutor depende do tipo de resposta que se deseja analisar; um exemplo comum é o uso de acelerômetros como transdutores.
- **Amplificador:** Também conhecido como condicionador de sinais, esse componente amplifica e ajusta os sinais capturados para que possam ser processados e analisados adequadamente.
- **Analisador:** Recebe os sinais provenientes dos amplificadores e realiza o processamento dos dados. As informações obtidas podem ser ajustadas e manipuladas conforme o comportamento que se deseja interpretar na análise experimental.

A Figura 9 apresenta um esquema de experimento para coleta de vibrações em um automóvel contendo os elementos essenciais para a experimentação.

Figura 9 - Esquema com os elementos essenciais para o experimento



Fonte: Adaptada de Neto (2022)

Na Figura 9, o analisador mostra o uso da transformada rápida de Fourier (FFT, *fast Fourier transform*) para realizar a análise do sinal. Essa técnica transforma o sinal registrado, que originalmente é uma função do tempo, para o domínio da frequência. Embora existam outras metodologias, como as *wavelets*, que também podem ser aplicadas à análise de sinais, a FFT é aplicada a diversos tipos de sinais, inclusive randômicos como os encontrados em vibrações.

2.4 ANÁLISE DE SINAIS

Durante ou após a realização do experimento, os dados obtidos (informações de entrada) são encaminhados ao analisador. Inicialmente, o analisador de sinais converte o sinal analógico, que vem dos transdutores, em sinal digital. Esse processo é realizado por um conversor analógico-digital (A/D) integrado ao analisador. Além disso, ocorre uma transformação no domínio do sinal. Enquanto as análises são conduzidas no domínio da frequência, os dados originais estão no domínio do tempo. Para realizar essa conversão, são utilizadas as relações da série de Fourier, conforme demonstrado nas Equações 4 a 8. Então, um analisador recebe os dados dos transdutores, $x(t)$, e calcula os coeficientes espectrais desses sinais: a_0 , a_n e b_n , usando as Equações 6 a 8 (NETO, 2022 apud KURKA, 2015; RAO, 2008; INMAN, 2018).

$$F(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos(n\omega_T t) + b_n \text{sen}(n\omega_T t)) \quad (4)$$

$$\omega_t = \frac{2\pi}{T} \quad (5)$$

$$a_0 = \frac{2\pi}{T} \int_0^T F(t) dt \quad (6)$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T F(t) \cos(n\omega_T t) dt \quad n = 1, 2 \dots \quad (7)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T F(t) \sin(n\omega_T t) dt \quad n = 1, 2 \dots \quad (8)$$

Nos ensaios de vibração, é essencial escolher corretamente o tempo de amostragem, que define o intervalo entre as medições feitas pelo transdutor. Um erro comum na conversão de sinais analógicos para digitais é causado pela escolha inadequada desse tempo, resultando no fenômeno conhecido como *aliasing*. Esse erro ocorre quando a taxa de amostragem é insuficiente para capturar adequadamente o sinal original, o que gera distorções. Em uma taxa de amostragem muito baixa, os detalhes do sinal analógico são perdidos, e as frequências mais altas podem ser representadas como frequências mais baixas no sinal digital. Para evitar esse problema, é recomendável utilizar uma taxa de amostragem que garanta pelo menos duas amostras por ciclo da maior frequência presente no sinal. De acordo com o teorema de amostragem de Shannon, a coleta de 2,5 amostras por ciclo oferece ainda mais segurança contra o *aliasing*. Outra solução é o uso de filtros passa-baixa, também conhecidos como filtros *antialiasing*, que eliminam frequências altas, preservando apenas as frequências de interesse. A maioria dos analisadores digitais modernos já possui filtros *antialiasing* integrados. (INMAN, 2008)

2.5 PARÂMETROS RELACIONADOS ÀS VIBRAÇÕES EM CADEIRAS DE RODAS

Dentre os principais parâmetros que influenciam diretamente nas vibrações em cadeiras de rodas é possível destacar os pneus, superfícies de deslocamento, suspensão e espuma do assento. Fabricantes de pneus têm avançado suas tecnologias para melhorar a absorção de impactos e reduzir vibrações. A empresa americana Spinergy lançou um pneu que, em vez de utilizar fibra de aço tradicional, emprega uma fibra de polímero sintético. Conforme a empresa, esse polímero, combinado com outros produtos gera um material flexível com alta resistência, capaz de absorver impactos de maneira 25% mais eficiente. Além disso, por ser mais leve que a fibra de aço convencional, o polímero reduz o peso da rotação, proporcionando uma resposta mais ágil da roda. (SILVA; DUARTE; LANA, 2018).

Wolf *et al.* (2005) não apenas avaliaram a exposição à vibração em 10 indivíduos saudáveis enquanto impulsionavam suas próprias cadeiras de rodas em nove superfícies diferentes, como também levantaram a hipótese de que essas superfícies, após desgaste causado pelas condições climáticas, poderiam resultar em níveis significativamente menores de vibração de corpo inteiro (VCI), devido ao fato de se tornarem mais planas e menos irregulares. Pearlman *et al.* observaram, ao analisar as acelerações tridimensionais no assento de cadeiras de rodas de 10 indivíduos que propulsionaram em seis tipos diferentes de calçadas, que superfícies bisotadas com 8 mm não são apropriadas para a propulsão de cadeiras de rodas. Da mesma forma, Cooper *et al.* (2004) encontraram resultados semelhantes ao analisar frequências de percursos em seis superfícies distintas, identificando que apenas a superfície bisotada com 8 mm gerava níveis significativamente altos e prejudiciais de VCI. (SILVA; DUARTE; LANA, 2018 apud KAWARCIAK, 2005).

Outro estudo também examina a suspensão das cadeiras de rodas e o risco da exposição prolongada às vibrações, algo comum para quem usa cadeira de rodas. Isso tem levado ao desenvolvimento de cadeiras mais modernas e adequadas às necessidades diárias dos usuários. Para evitar lesões secundárias, os fabricantes começaram a adicionar suspensão traseira nos novos modelos. A ideia é colocar esses elementos entre o eixo e o assento para diminuir a quantidade de vibração que chega ao usuário. Diversos tipos de suspensão foram desenvolvidos, cada um com uma configuração diferente dos componentes de suspensão. Atualmente, os três tipos mais comuns são: elastômeros, molas e unidades de amortecimento com mola. (SILVA; DUARTE; LANA, 2018 apud GUNASELVAM; NIEKERK, 2005).

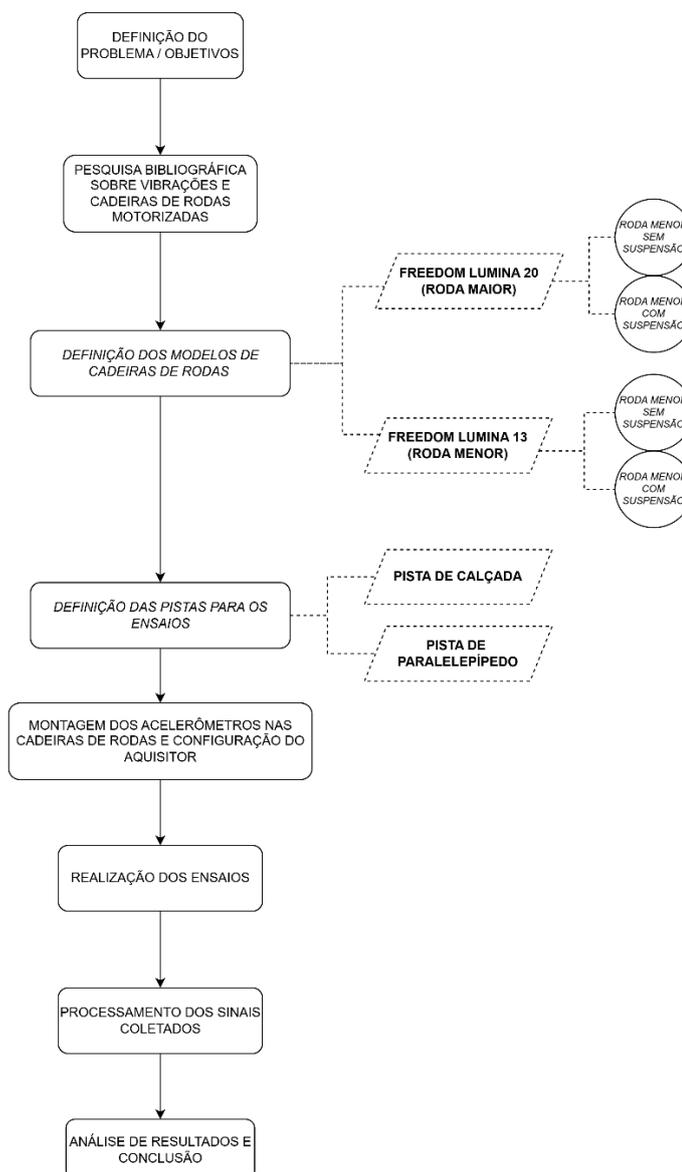
De acordo com Silva, Duarte e Lana (2018), que citam DiGiovine (2000), as espumas também são de grande importância na transmissão da VCI, também apresentam uma comparação realizada entre quatro tipos de espumas, avaliando sua capacidade de reduzir a transmissão de vibração da cadeira de rodas para o usuário durante a propulsão manual. No estudo, 10 indivíduos saudáveis executaram a propulsão de uma cadeira de rodas equipada com acelerômetros por 9 diferentes obstáculos, com 3 repetições para cada tipo de espuma. Os resultados mostraram que o assento composto por uma base de espuma com uma bolsa de ar ajustável apresentou o menor RMS, enquanto o assento com base de espuma contornada, combinado com uma camada de gel, apresentou o maior RMS. O estudo concluiu que o tipo de material do assento influencia a vibração transmitida.

3 MATERIAIS E MÉTODO

Este trabalho está dentro do contexto da pesquisa “Modelos virtuais para validação de ensaios e testes em cadeiras de rodas” sob coordenação do professor Carlos Alberto Costa. Conforme já abordado, o objetivo central deste trabalho é desenvolver um estudo comparativo entre diferentes configurações de cadeiras de rodas motorizadas por meio da captura e análise do nível de vibração percebidos pelos seus usuários. O estudo analisa cadeiras de rodas com aros de diferentes diâmetros e com a incorporação de suspensão nas rodas frontais para compreender a influência dessa característica estrutural na vibração transmitida ao usuário, considerando fatores que possam afetar o conforto e a segurança do usuário em diferentes modelos de cadeiras.

3.1 FLUXOGRAMA DE ATIVIDADES

A Figura 10 apresenta o diagrama de atividades das etapas metodológicas seguidas na realização deste trabalho. O processo inicia-se com a definição do problema e dos objetivos, seguida pela pesquisa bibliográfica voltada ao estudo de vibrações em cadeiras de rodas motorizadas. Em seguida, ocorre a definição dos modelos de cadeiras de rodas a serem avaliados. Posteriormente, realiza-se a definição das pistas de ensaio e após essa etapa, é feita à montagem dos acelerômetros nas cadeiras e à configuração do sistema de aquisição de dados. Com o sistema montado, realiza-se a execução dos ensaios experimentais, seguida pelo processamento dos sinais coletados. Por fim, é realizada a análise dos resultados obtidos e a elaboração das conclusões.

Figura 10 - Fluxograma de Atividades

Fonte: O Autor (2025)

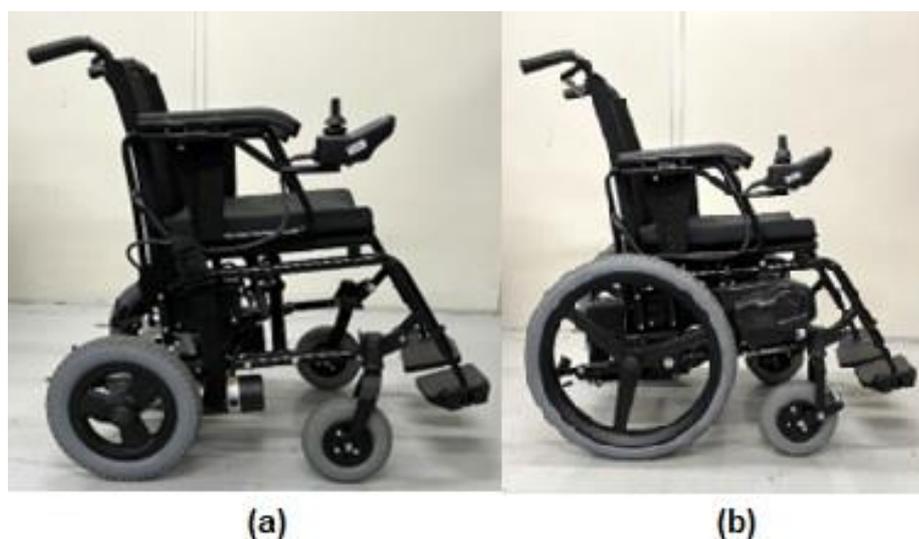
3.2 MATERIAIS UTILIZADOS

Para a análise em questão, foram utilizados dois modelos distintos de cadeiras de rodas da empresa Freedom Veículos Elétricos, parceira do projeto que apresentam diferenças na configuração das rodas traseiras, impactando diretamente o comportamento vibracional. O primeiro tipo, denominado cadeira com rodas menores, corresponde ao modelo Freedom Compact 13, equipado com rodas traseiras de 12 ½" com pneus maciços (Figura 11a). Esse modelo foi testado com rodas dianteiras com e sem suspensão. O segundo tipo, denominado

cadeira com rodas maiores, corresponde ao modelo Freedom Compact 20, equipado com rodas traseiras de 20" com pneus infláveis, também avaliado nas duas condições das rodas dianteiras (com e sem suspensão) (Figura 11b).

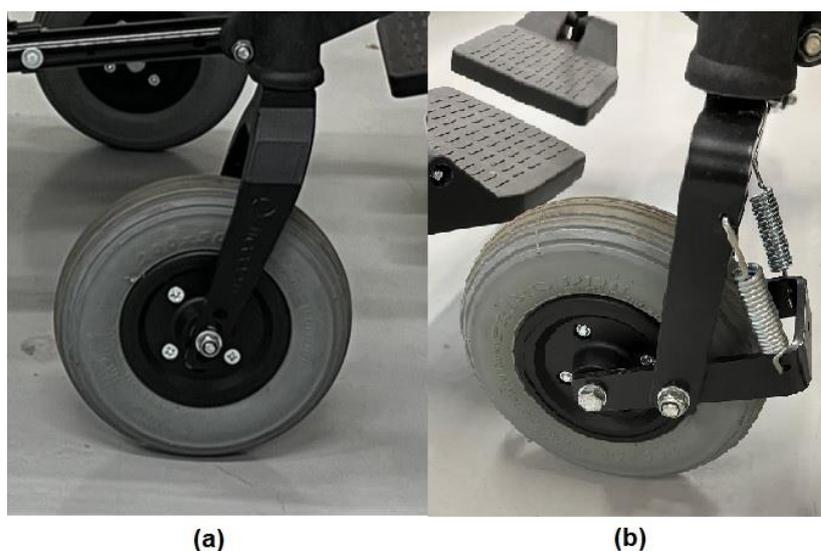
Ressalta-se que as rodas dianteiras utilizadas são as mesmas em ambas as cadeiras. Na Figura 12 é apresentada a roda dianteira sem suspensão (a), e a roda dianteira com suspensão (b).

Figura 11 - Modelos de Cadeiras de Roda Testados



Fonte: O Autor (2025)

Figura 12 - Tipos de Rodas Dianteiras Com e Sem Suspensão



Fonte: O Autor (2025)

O sistema de aquisição de dados utilizado para a coleta de informações foi composto por um aquisitor de dados HBK modelo QuantumX MX840B (Figura 13), que permitiu a captura dos sinais provenientes dos sensores instalados nas cadeiras de rodas e por sensores do tipo acelerômetros.

Figura 13 - Aquisitor HBK QuantumX MX840B



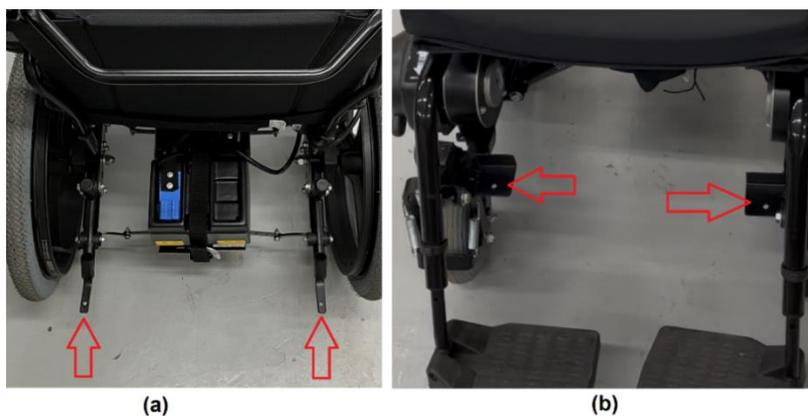
Fonte: Website HBK (Acesso em: 08/11/24)

Quanto aos sensores, foram instalados quatro acelerômetros uniaxiais IMI modelo 608A11 (Figura 14) próximos as rodas dianteiras e traseiras das cadeiras, para realizar a instalação foram soldados suportes metálicos ao lado de cada roda e os sensores fixados com parafusos. A Figura 15a mostra os suportes traseiros enquanto a Figura 15b mostra os suportes dianteiros, já a Figura 16 mostra o acelerômetro fixado na roda traseira. O foco destes acelerômetros foi capturar as vibrações nas quatro rodas da cadeira.

Figura 14 - Acelerômetro Uniaxial IMI 608A11



Fonte: Website PCB Piezotronics (Acesso em: 10/11/24)

Figura 15 - Suportes para os Acelerômetros

Fonte: O Autor (2025)

Figura 16 - Acelerômetro uniaxial montado na cadeira

Fonte: O Autor (2025)

Também foi utilizado um acelerômetro triaxial IMI modelo 604B31 (Figura 17) sob a espuma do assento das cadeiras. Para este foi necessário criar um suporte que foi impresso na impressora 3D do Laboratório de Prototipagem rápida da UCS, apresentado na Figura 18. O objetivo deste acelerômetro foi capturar as vibrações diretamente sentidas pelo usuário.

Figura 17 - Acelerômetro Triaxial IMI 604B31

Fonte: Website PCB Piezotronics (Acesso em: 10/11/24)

Figura 18 - Suporte para o Acelerômetro Triaxial



Fonte: O Autor (2025)

O sistema de aquisição foi fixado na parte traseira da cadeira com cintas plásticas. Em seguida, os sensores foram conectados ao aquisitor de dados conforme a seguinte distribuição de canais:

- Canal 2 – Eixo Z (vertical) do acelerômetro triaxial;
- Canal 3 – Eixo Y (lateral) do acelerômetro triaxial;
- Canal 4 – Eixo X (longitudinal) do acelerômetro triaxial;
- Canal 5 – Uniaxial na roda dianteira direita;
- Canal 6 – Uniaxial na roda dianteira esquerda;
- Canal 7 – Uniaxial na roda traseira direita;
- Canal 8 – Uniaxial na roda traseira esquerda.

Após a montagem, o cabo de energia foi conectado entre a cadeira e o aquisitor para alimentar o sistema, e o *notebook* foi conectado via cabo de rede. Os canais foram verificados no *software* CatmanEASY®, assegurando o funcionamento de todos os sensores. Na Figura 19 é possível observar a cadeira instrumentada com todos os sensores em funcionamento.

Após a coleta, os dados foram processados e analisados com o auxílio do *software* MATLAB®. Por meio da análise dos resultados será possível comparar o desempenho vibracional entre os modelos e avaliar a influência da suspensão dianteira no conforto do usuário.

Figura 19 - Cadeira Instrumentada

Fonte: O Autor (2025)

3.3 MÉTODO UTILIZADO PARA A COLETA DE DADOS COMPARATIVOS

Ambos os modelos de cadeiras possuem duas velocidades de deslocamento, rápida e lenta. Para validar as velocidades foram realizadas cinco medidas em uma pista de 32,57 m, onde foi percorrida uma distância de 4,00 m antes de iniciar a cronometragem, assim foi possível a cadeira atingir sua velocidade de equilíbrio. Os tempos médios que cada modelo demorou para percorrer a distância de 32,57 m e suas velocidades médias calculadas estão apresentados no Quadro 3, enquanto a Figura 20 mostra a pista onde foram realizados estes ensaios de coleta de velocidades.

Para os ensaios de coleta de vibrações destaca-se que todos foram realizados utilizando a configuração de velocidade rápida das cadeiras.

Quadro 3 – Velocidades médias das cadeiras.

	CADEIRA COMPACT 13		CADEIRA COMPACT 20	
	Velocidade Lenta	Velocidade Rápida	Velocidade Lenta	Velocidade Rápida
Tempo Médio	18,29 segundos	18,04 segundos	16,33 segundos	16,02 segundos
Velocidade Média	6,41 km/h	6,50 km/h	7,18 km/h	7,32 km/h

Fonte: Adaptado de Susin (2024)

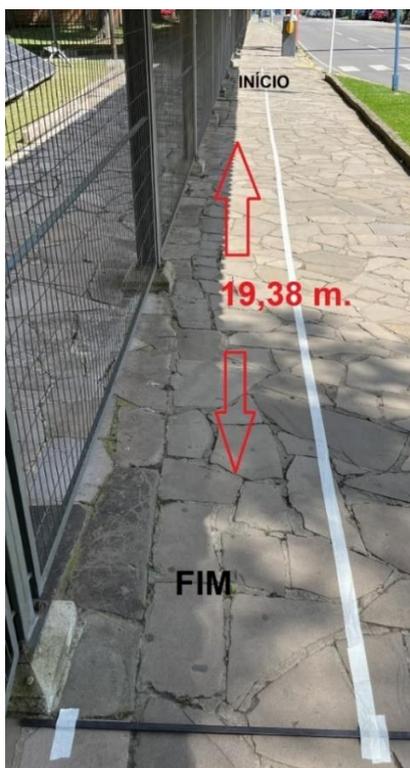
Figura 20 - Trajeto Percorrido nos Ensaios

Fonte: Susin (2024)

A proposta deste trabalho consistiu em realizar ensaios experimentais nas cadeiras de rodas motorizadas, repetindo três vezes cada variação de teste a fim de validar a constância e a confiabilidade dos resultados obtidos. Foram testados dois modelos de cadeiras, cada um em duas configurações estruturais: com suspensão dianteira e sem suspensão dianteira.

As coletas foram realizadas em duas pistas de 19,38 m de extensão, sendo uma com pavimentação de calçada (Figura 21) e outra com paralelepípedos (Figura 22). A largura útil foi delimitada em 0,80 metros, guiando o percurso da cadeira e garantindo a repetibilidade dos testes.

Figura 21 - Pista com pavimentação de calçada



Fonte: O Autor (2025)

Figura 22 - Pista com pavimentação de paralelepípedos



Fonte: O Autor (2025)

A preparação da pista incluiu a marcação do percurso com fita crepe e barras metálicas, delimitando início, fim e largura. A cadeira de rodas foi posicionada 1 metro antes do ponto de início para garantir velocidade estabilizada no início da coleta. O usuário possuía massa de 74 kg. Para as rodas infláveis da cadeira maior, a pressão dos pneus foi calibrada em 40 PSI.

O Quadro 4 apresenta os grupos de ensaio (A até H), onde cada grupo representa uma configuração da cadeira de rodas e uma pista. Para cada grupo foram realizados três ensaios (inicial, intermediário e final), totalizando 24 testes.

Quadro 4 - Ensaio Realizados

Grupo	Ensaio	Tipo de Piso	Tipo de Roda	Suspensão Frontal
A	Inicial, intermediário e final	Calçada	Menor	Sem
B	Inicial, intermediário e final	Calçada	Menor	Com
C	Inicial, intermediário e final	Calçada	Maior	Sem
D	Inicial, intermediário e final	Calçada	Maior	Com
E	Inicial, intermediário e final	Paralelepípedo	Menor	Sem
F	Inicial, intermediário e final	Paralelepípedo	Menor	Com
G	Inicial, intermediário e final	Paralelepípedo	Maior	Sem
H	Inicial, intermediário e final	Paralelepípedo	Maior	Com

Fonte: Elaborado pelo autor (2025)

3.4 ANÁLISE DOS DADOS

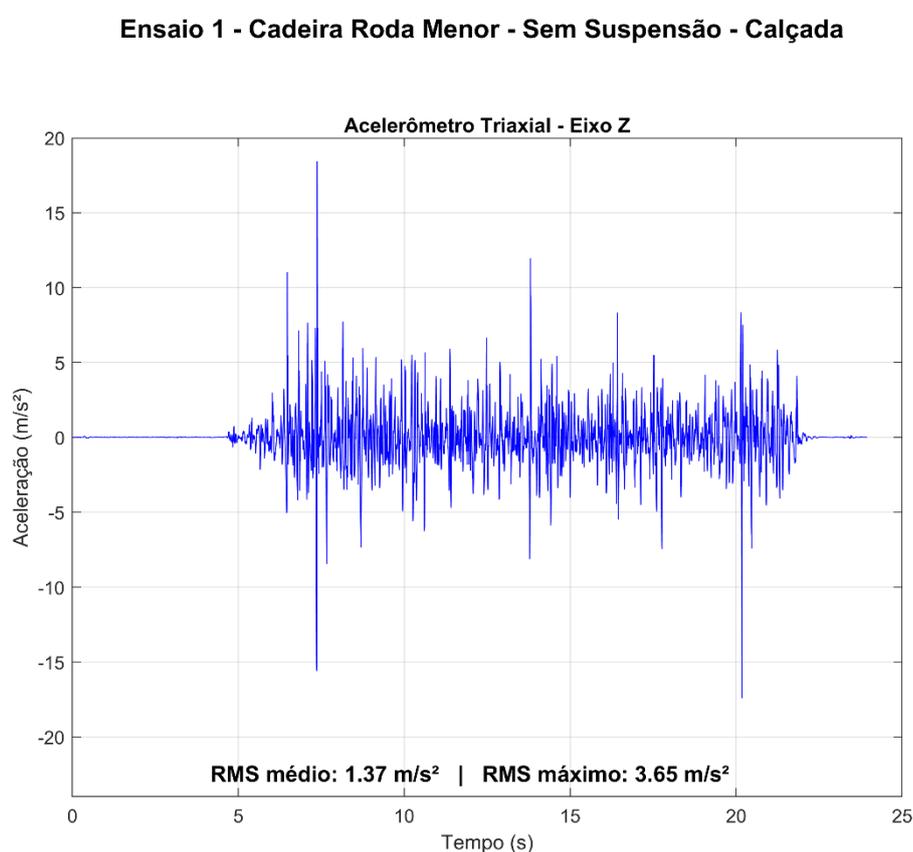
A aquisição dos sinais de vibração foi realizada utilizando o software CATMAN Easy®, com uma frequência de amostragem de 300 Hz, o que garante uma resolução adequada para a análise das vibrações típicas em cadeiras de rodas motorizadas. O aquisitor também já faz a aplicação do filtro *bessel lowpass* durante o ensaio. Após a coleta, os dados brutos foram exportados do CATMAN® em formato “.mat” e posteriormente importados para o Matlab®, onde foi realizado todo o tratamento e análise por meio de algoritmos desenvolvidos pelo autor.

O primeiro passo na análise consistiu na geração dos gráficos de aceleração em função do tempo (aceleração x tempo) e aplicação do filtro *butterworth* passa-banda de 4ª ordem com frequências de corte entre 1 e 80 Hz.

Para isso, foi criado um algoritmo apresentado no Apêndice A, responsável por importar os dados de cada canal (sensor), aplicar o filtro e gerar os gráficos correspondentes.

Neste algoritmo também foi calculado o valor máximo e média da aceleração efetiva (RMS). O valor RMS (*Root Mean Square*) representa uma média quadrática do sinal e permite uma quantificação mais clara da intensidade da vibração em determinado intervalo de tempo. A janela de cálculo RMS foi definida em 1 segundo o que possibilita uma visualização mais suavizada e fácil de interpretar das variações de vibração ao longo do tempo. Em resumo, a conversão para RMS transforma um sinal oscilatório em um valor contínuo proporcional à energia da vibração. A Figura 23 apresenta um exemplo do gráfico dos dados coletados no eixo Z do acelerômetro triaxial, modelo de cadeira com roda menor e sem suspensão, na pista de calçada, após ser filtrado pelo algoritmo apresentado no Apêndice A.

Figura 23 – Exemplo de gráfico Aceleração x Tempo (Triaxial Z – Grupo A - Ensaio)



Fonte: O Autor (2025)

A partir dos gráficos de aceleração RMS, foram identificados os valores máximos de aceleração em cada teste, permitindo a comparação entre os diferentes modelos de cadeiras (Compact 13 e Compact 20), considerando o impacto de características como suspensão e diâmetro das rodas sobre a vibração transmitida ao usuário.

Da mesma forma, com base no dado de RMS médio coletado do eixo Z do acelerômetro triaxial foram calculadas a média aritmética, o desvio padrão e o coeficiente de variação de todas as variações dos ensaios. Segundo Bastos e Duquia (2007) o desvio padrão (σ) é calculado pela Equação 9, enquanto o coeficiente de variação (CV) é calculado pela Equação 10.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x - \bar{x})^2}{(n - 1)}} \quad (9)$$

Onde:

σ = desvio padrão [-].

x = valores observados [m/s²].

\bar{x} = média da distribuição [m/s²].

n = tamanho de amostras [-].

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \times 100 \quad (10)$$

Onde:

CV = Coeficiente de variação (%)

σ = desvio padrão [-].

\bar{x} = média da distribuição [m/s²].

A Tabela 1 mostra os valores coletados nos ensaios e os valores de desvio padrão e coeficiente de variação para cada ensaio.

Pode-se observar que para todos os ensaios, o CV não passou de 10% o que garante uma boa repetibilidade nos ensaios. Por isso as análises e resultados apresentados na sequência serão baseadas no ensaio intermediário de cada grupo, escolhido pelo autor.

Além da análise no domínio do tempo, foram também exploradas as componentes de frequência dos sinais. Para isso, foi desenvolvido um segundo algoritmo, descrito no Apêndice B, que aplica a Transformada Rápida de Fourier (FFT) aos sinais de aceleração filtrados. A FFT permite converter o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência, possibilitando identificar quais frequências estão presentes no sinal e com que intensidade. Essa ferramenta é fundamental para caracterizar os tipos de vibração, principalmente no contexto de biomecânica e conforto humano, onde determinadas faixas de frequência podem ter maior impacto fisiológico.

Tabela 1 - Média, desvio padrão e coeficiente de variação dos ensaios

Grupo Do Ensaio	Ensaio	Média (Rms) Do Acelerômetro Triaxial Eixo Z (m/s ²)	Média Aritmética (m/s ²)	Desvio Padrão	Coeficiente De Variação
A	Inicial	1,37	1,30	0,06	4,69%
	Intermediário	1,29			
	Final	1,25			
B	Inicial	0,93	0,96	0,03	2,63%
	Intermediário	0,96			
	Final	0,98			
C	Inicial	1,18	1,19	0,03	2,57%
	Intermediário	1,16			
	Final	1,22			
D	Inicial	0,89	0,96	0,06	6,59%
	Intermediário	1,00			
	Final	1,00			
E	Inicial	3,52	3,51	0,02	0,49%
	Intermediário	3,49			
	Final	3,52			
F	Inicial	2,69	2,68	0,04	1,51%
	Intermediário	2,64			
	Final	2,72			
G	Inicial	2,53	2,54	0,05	2,02%
	Intermediário	2,50			
	Final	2,60			
H	Inicial	1,96	1,98	0,14	6,87%
	Intermediário	1,85			
	Final	2,12			

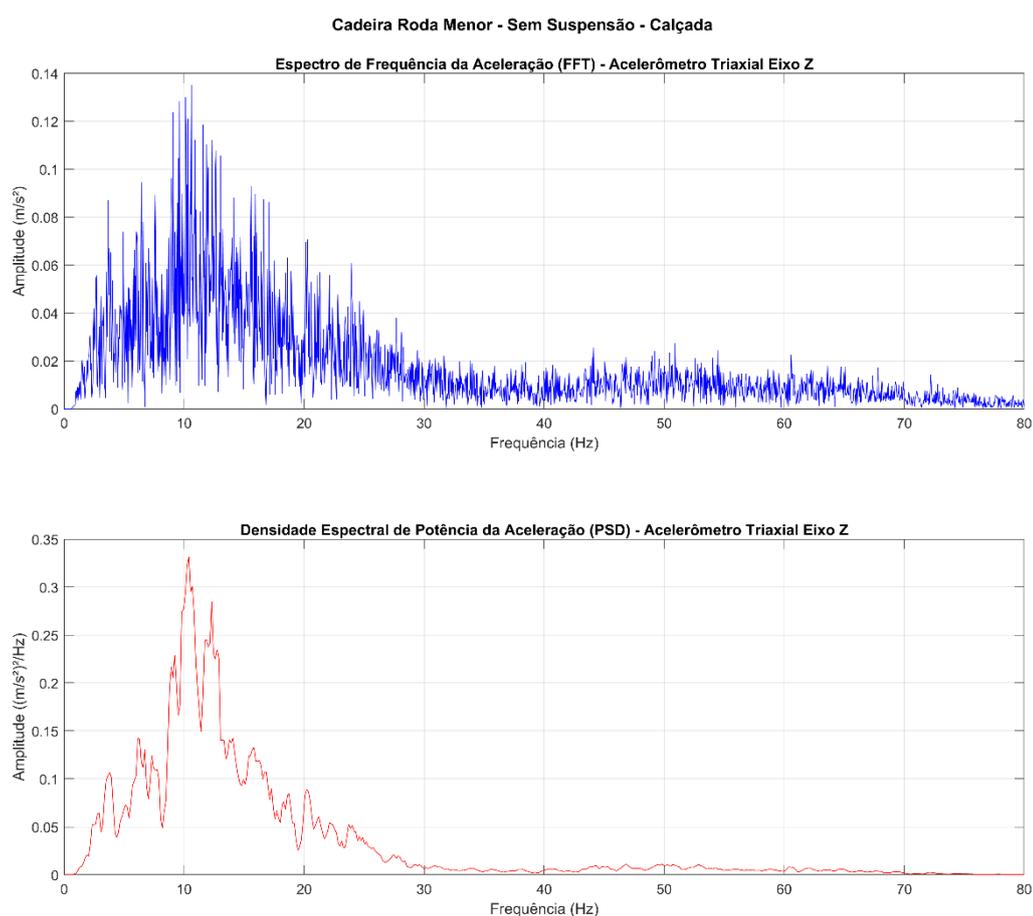
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Complementando a análise espectral, foi também aplicada a técnica de Densidade Espectral de Potência (PSD – *Power Spectral Density*), que é mais adequada para sinais randômicos, como é o caso das vibrações geradas pela interação da cadeira de rodas com diferentes tipos de solo. Foi aplicado um filtro *Cosine Taper*, 10%, função *tukeywin* do Matlab® a fim de suavizar e facilitar a comparação dos gráficos.

A PSD permite estimar como a potência do sinal se distribui entre as frequências, fornecendo uma representação mais estável e confiável da frequência dominante ao longo do tempo, mesmo em sinais não periódicos.

A Figura 24 apresenta um exemplo dos gráficos (espectro de frequências e densidade espectral de potência) gerados após tratamento pelo algoritmo apresentado no apêndice B dos dados coletados no eixo Z do acelerômetro triaxial, do grupo A dos ensaios.

Figura 24 - Gráfico Espectro de Frequências e PSD (Triaxial Z – Grupo A)



Fonte: O Autor (2025)

Com os resultados das análises por FFT e PSD, foi possível identificar as frequências mais predominantes nos diferentes cenários de teste. Essas frequências foram então comparadas com os sintomas relatados por usuários, conforme apresentado no Quadro 1, estabelecendo uma correlação entre as características vibracionais dos modelos testados e o possível impacto à saúde dos usuários.

4 RESULTADOS DO TRABALHO

Todos os resultados apresentados nesta seção referem-se ao ensaio intermediário de cada grupo visto que neste ensaio o usuário já estava familiarizado com a cadeira. Os dados serão expostos por meio de gráficos e tabelas, visando facilitar a análise e comparação dos resultados.

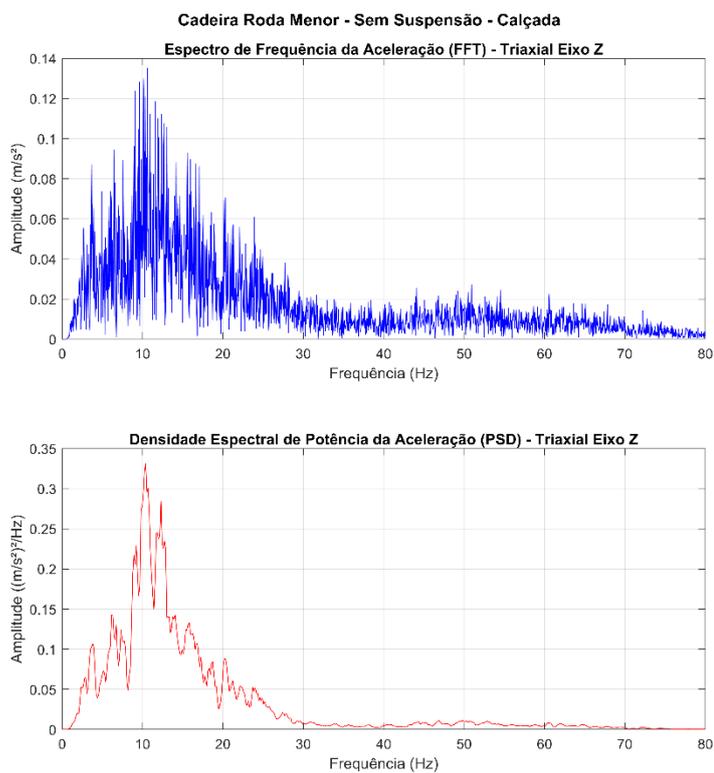
No item 4.1, são apresentados os resultados do ensaio intermediário do Grupo de Ensaio A (configuração com roda menor e sem suspensão frontal, na pista de calçada). Por se tratar do primeiro conjunto de resultados, serão exibidos todos os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD), para cada um dos acelerômetros instalados. Em seguida, será apresentada uma tabela resumo com os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos de todos os sensores.

A partir do item 4.2, serão apresentados os resultados dos demais grupos de ensaio. Nestes casos, serão exibidas apenas as tabelas resumo com os valores de RMS médio e RMS máximo, seguidas dos gráficos de espectro de frequências e da densidade espectral de potência nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial.

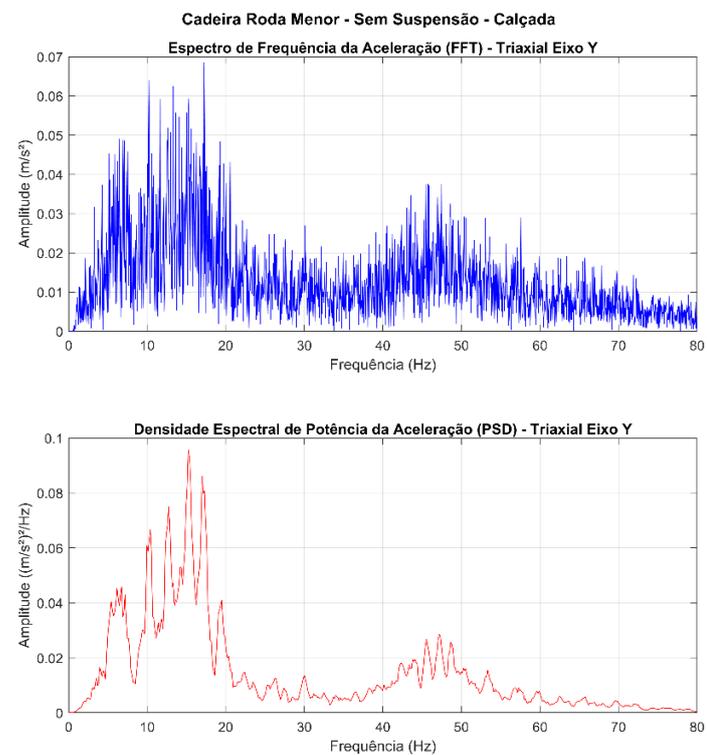
4.1 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS A

Neste tópico são apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios A, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira menor, sem suspensão frontal e na pista de calçada.

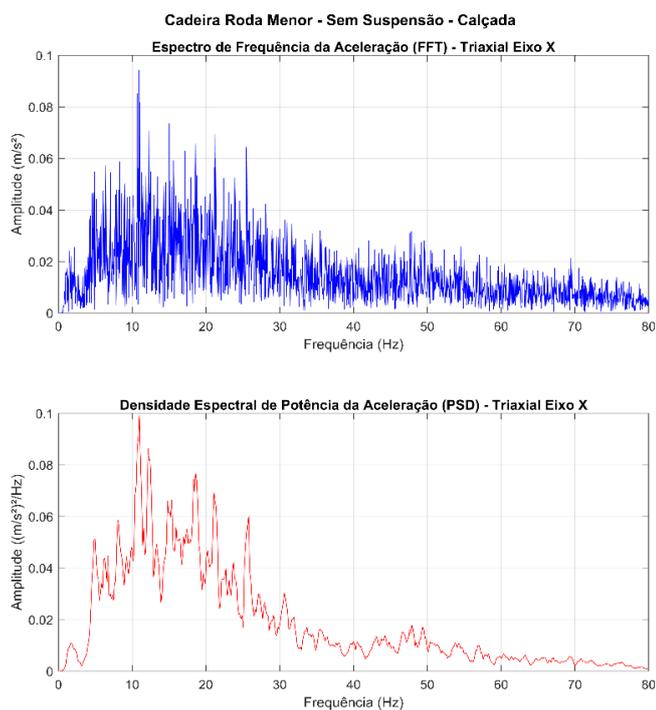
As Figuras 25, 26 e 27 apresentam os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) em do acelerômetro triaxial, eixos Z (vertical), Y (lateral) e X (longitudinal) respectivamente do grupo A.

Figura 25 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo A)

Fonte: O Autor (2025)

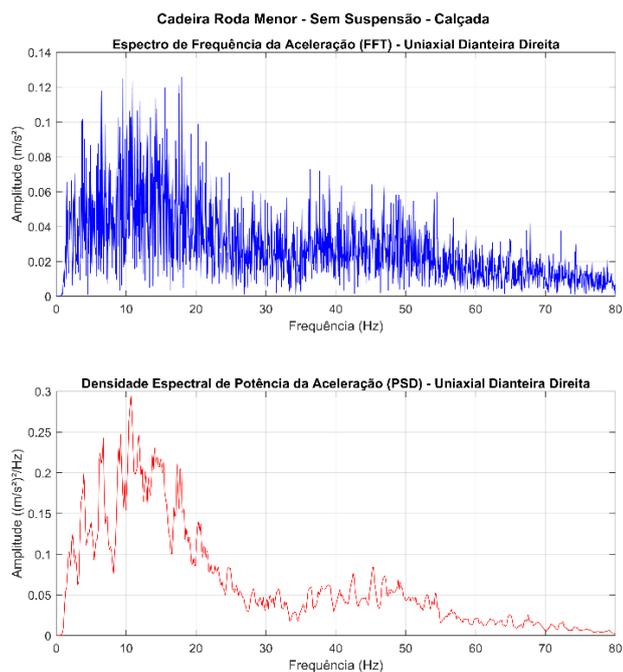
Figura 26 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo A)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 27 – Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo A)

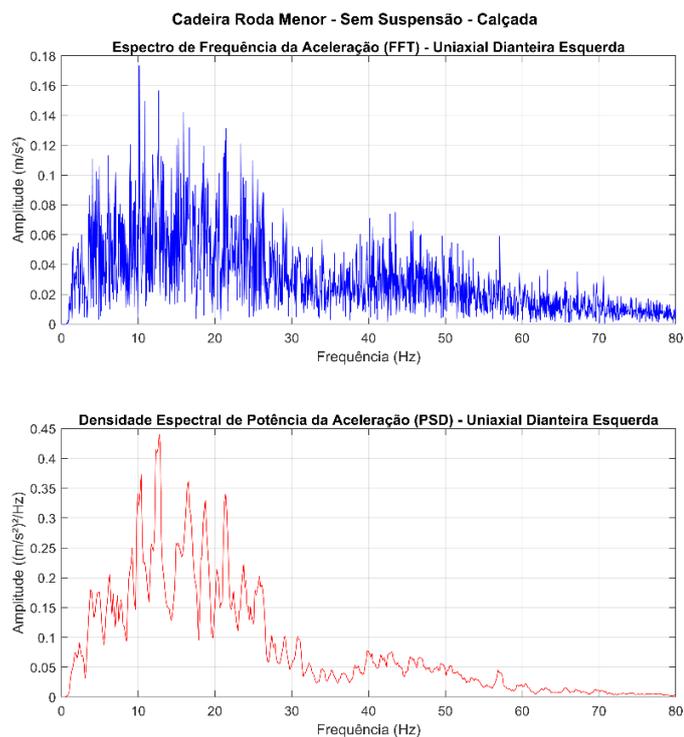
Fonte: O Autor (2025)

As Figuras 28, e 29 apresentam os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) dos acelerômetros uniaxiais, instalados nas rodas dianteira direita e dianteira esquerda respectivamente.

Figura 28 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Dianteira Direita – Grupo A)

Fonte: O Autor (2025)

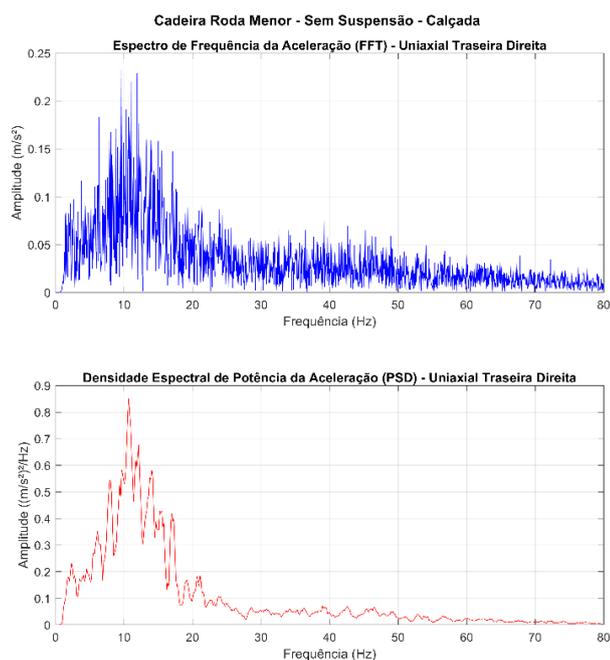
Figura 29 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Dianteira Esquerda – Grupo A)



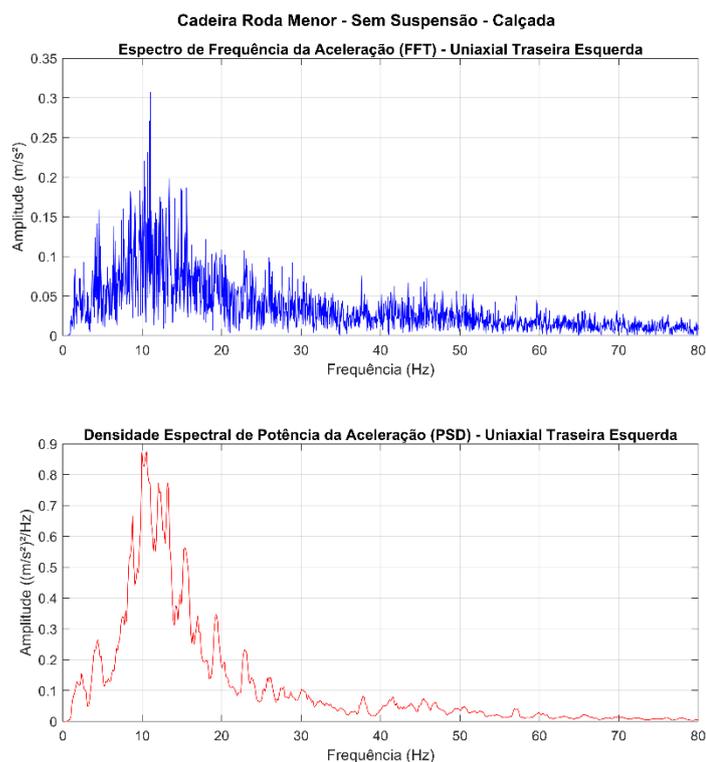
Fonte: O Autor (2025)

As Figuras 30, e 31 apresentam os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) dos acelerômetros uniaxiais, instalados nas rodas traseira direita e traseira esquerda respectivamente.

Figura 30 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Traseira Direita – Grupo A)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 31 - Gráfico FFT e PSD (Uniaxial Traseira Esquerda – Grupo A)

Fonte: O Autor (2025)

Na Tabela 3 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio intermediário do grupo A.

Tabela 2 - Resumo do ensaio intermediário do grupo A

Ensaio Cadeira Roda Menor - Sem Suspensão - Calçada		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	1,29	2,80
Triaxial Eixo Y	0,85	1,67
Triaxial Eixo X	0,99	2,08
Uniaxial Dianteira Direita	1,74	4,39
Uniaxial Dianteira Esquerda	1,98	4,21
Uniaxial Traseira Direita	2,20	5,98
Uniaxial Traseira Esquerda	2,47	5,18

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

4.2 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS B

Neste tópico serão apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios B, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira menor, com suspensão frontal e na pista de calçada.

Na Tabela 4 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo B.

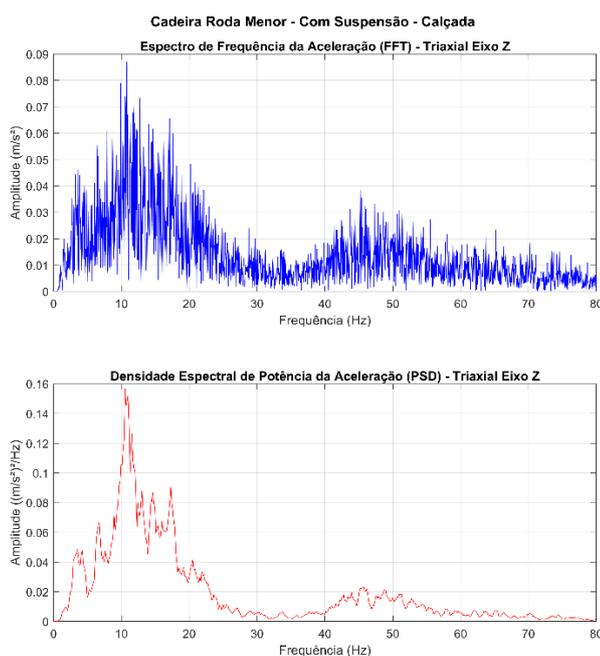
Tabela 3 - Resumo do ensaio intermediário do grupo B

Ensaio Cadeira Roda Menor - Com Suspensão - Calçada		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	0,96	2,08
Triaxial Eixo Y	0,99	2,00
Triaxial Eixo X	1,00	2,28
Uniaxial Dianteira Direita	1,41	3,36
Uniaxial Dianteira Esquerda	1,76	3,42
Uniaxial Traseira Direita	2,14	5,18
Uniaxial Traseira Esquerda	2,42	5,28

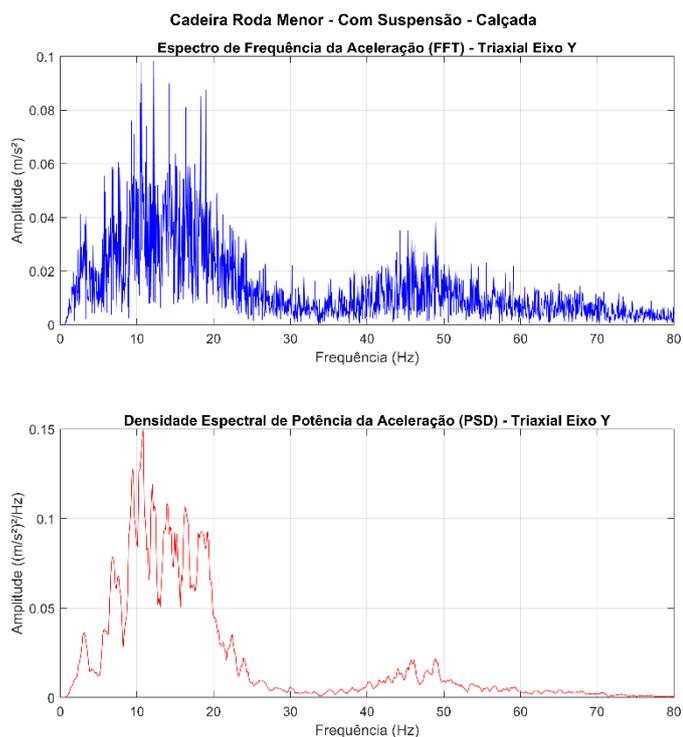
Fonte: Elaborado pelo autor (2025)

As figuras 32, 33 e 34 mostram os gráficos do espectro de frequências (PSD) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo B.

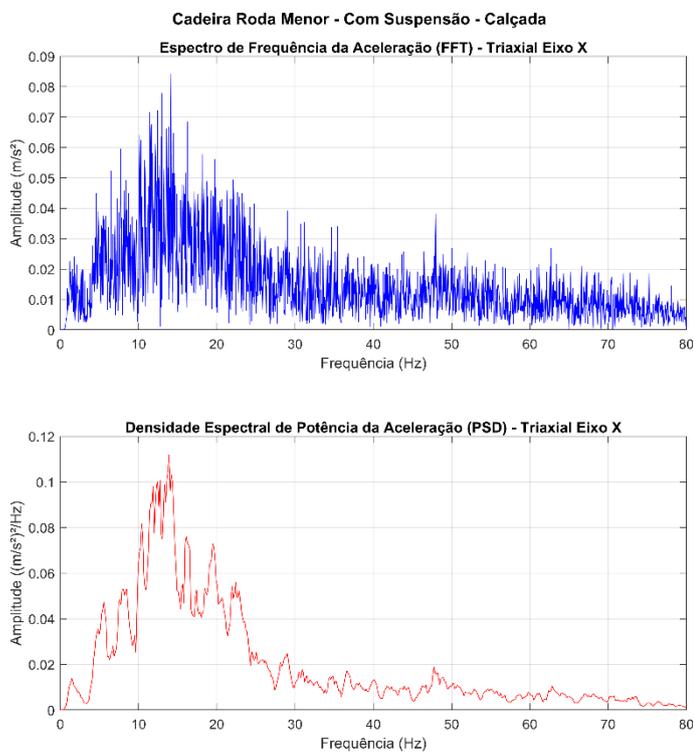
Figura 32 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo B)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 33 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo B)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 34 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo B)

Fonte: O Autor (2025)

4.3 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS C

Neste tópico serão apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios C, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira maior, sem suspensão frontal e na pista de calçada.

Na Tabela 5 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo C.

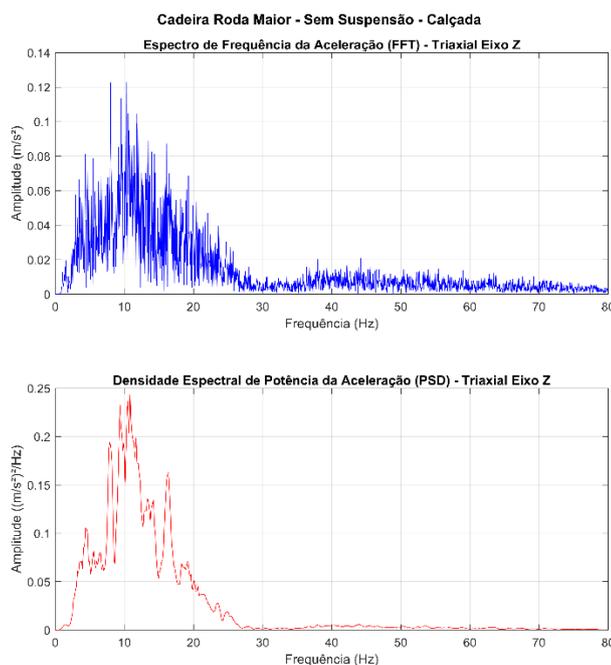
Tabela 4 - Resumo do ensaio intermediário do grupo C

Ensaio Cadeira Roda Maior - Sem Suspensão - Calçada		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	1,16	2,46
Triaxial Eixo Y	0,60	1,11
Triaxial Eixo X	0,73	1,38
Uniaxial Dianteira Direita	1,81	4,13
Uniaxial Dianteira Esquerda	2,25	4,76
Uniaxial Traseira Direita	2,13	5,01
Uniaxial Traseira Esquerda	2,34	4,72

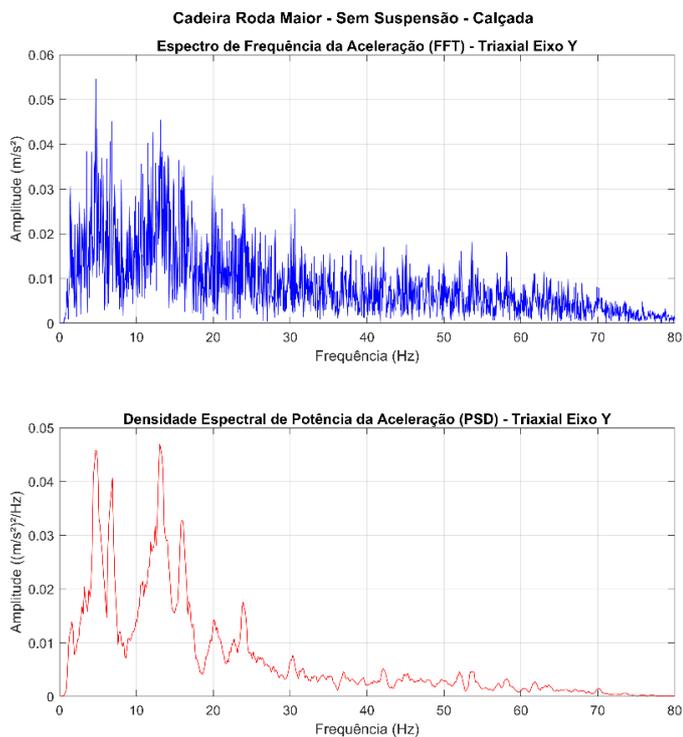
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

As figuras 35, 36 e 37 mostram os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo C.

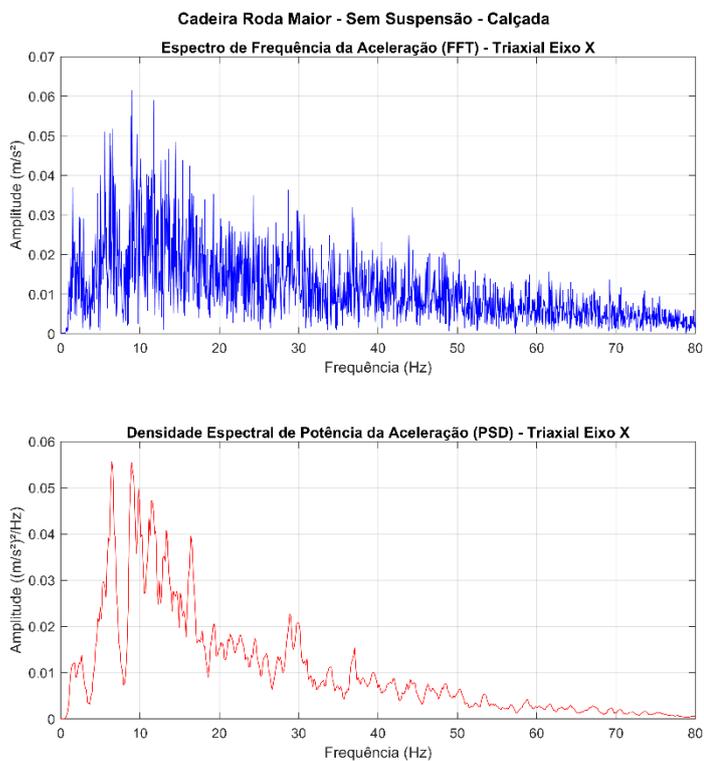
Figura 35 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo C)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 36 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo C)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 37 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo C)

Fonte: O Autor (2025)

4.4 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS D

Neste tópico são apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios D, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira maior, com suspensão frontal e na pista de calçada.

Na Tabela 6 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo D.

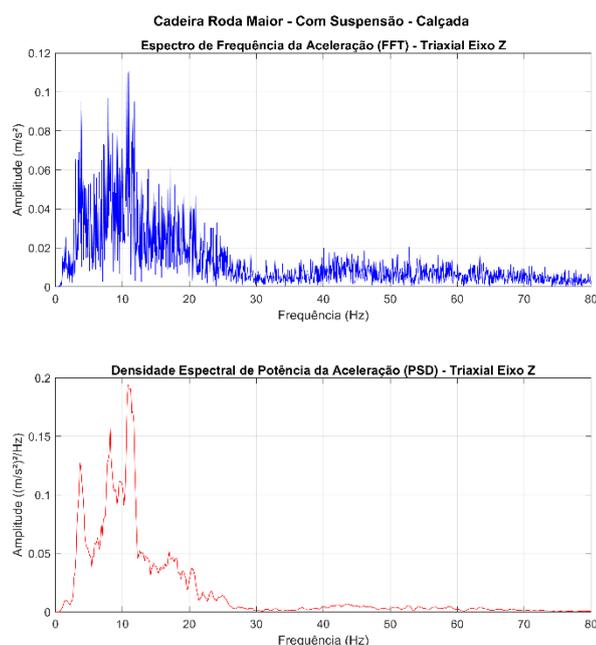
Tabela 5 - Resumo do ensaio intermediário do grupo D

Ensaio Cadeira Roda Maior - Com Suspensão - Calçada		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	1,00	2,06
Triaxial Eixo Y	0,56	1,00
Triaxial Eixo X	0,76	1,47
Uniaxial Dianteira Direita	1,61	3,31
Uniaxial Dianteira Esquerda	2,02	3,83
Uniaxial Traseira Direita	2,25	4,76
Uniaxial Traseira Esquerda	2,61	5,04

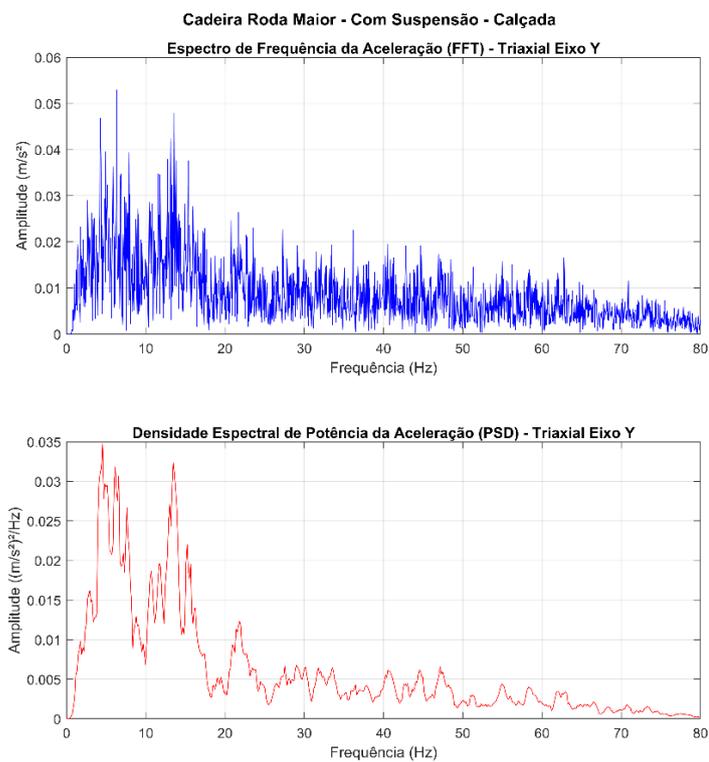
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

As figuras 38, 39 e 40 mostram os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo D.

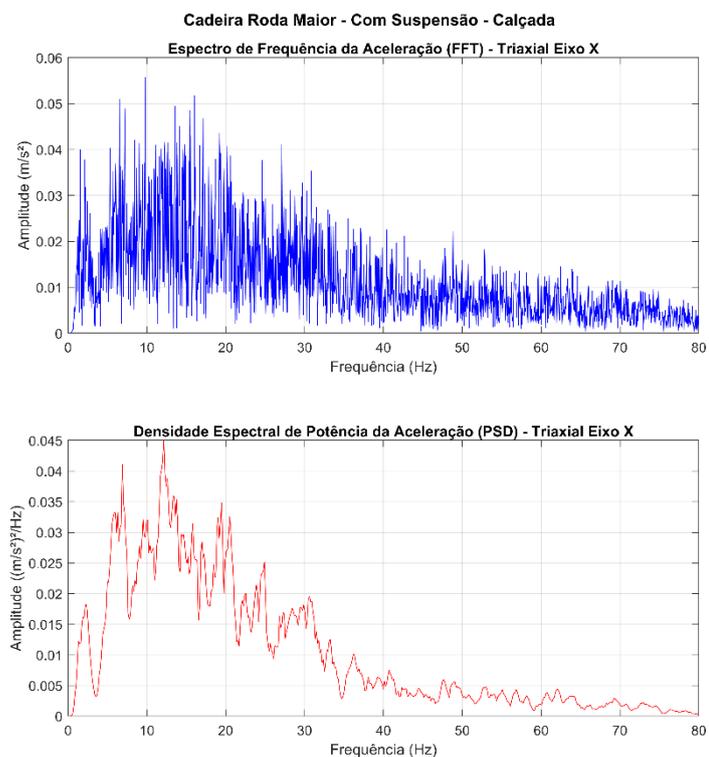
Figura 38 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo D)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 39 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo D)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 40 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo D)

Fonte: O Autor (2025)

4.5 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS E

Neste tópico são apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios E, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira menor, sem suspensão frontal e na pista de paralelepípedo.

Na Tabela 7 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo E.

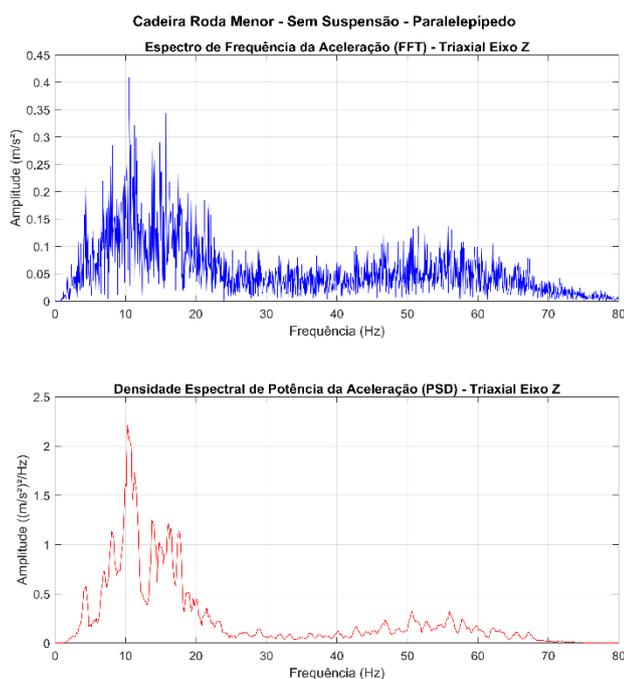
Tabela 6 - Resumo do ensaio intermediário do grupo E
Ensaio Cadeira Roda Menor - Sem Suspensão - Paralelepípedo

Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	3,49	6,82
Triaxial Eixo Y	1,96	3,48
Triaxial Eixo X	2,12	4,07
Uniaxial Dianteira Direita	4,04	7,89
Uniaxial Dianteira Esquerda	4,05	6,77
Uniaxial Traseira Direita	5,02	9,62
Uniaxial Traseira Esquerda	5,53	12,10

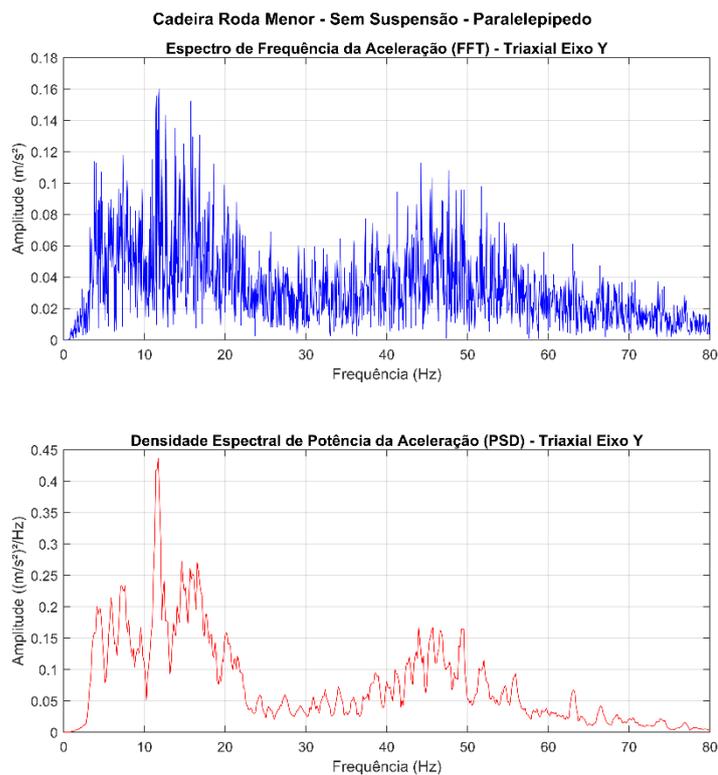
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

As figuras 41, 42 e 43 mostram os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo E.

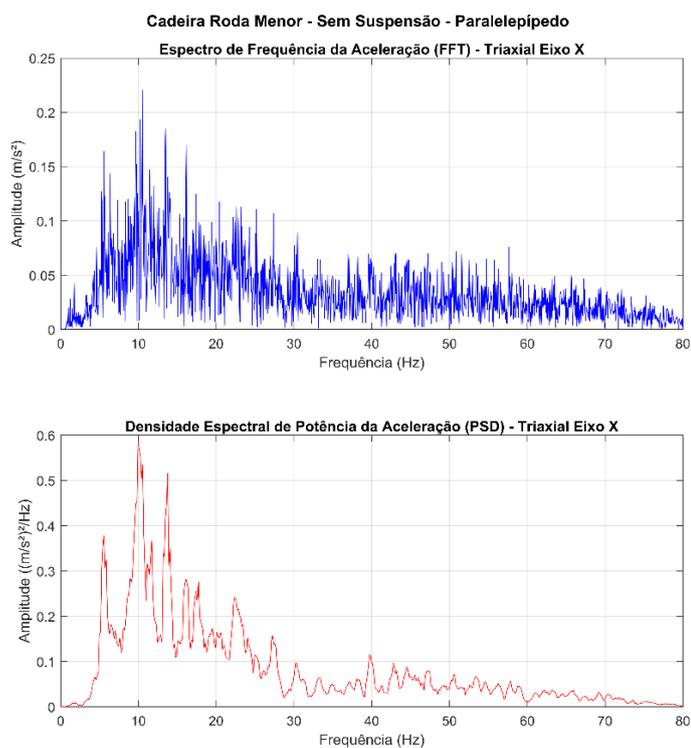
Figura 41 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo E)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 42 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo E)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 43 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo E)

Fonte: O Autor (2025)

4.6 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS F

Neste tópico serão apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios F, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira menor, com suspensão frontal e na pista de paralelepípedo.

Na Tabela 8 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo F.

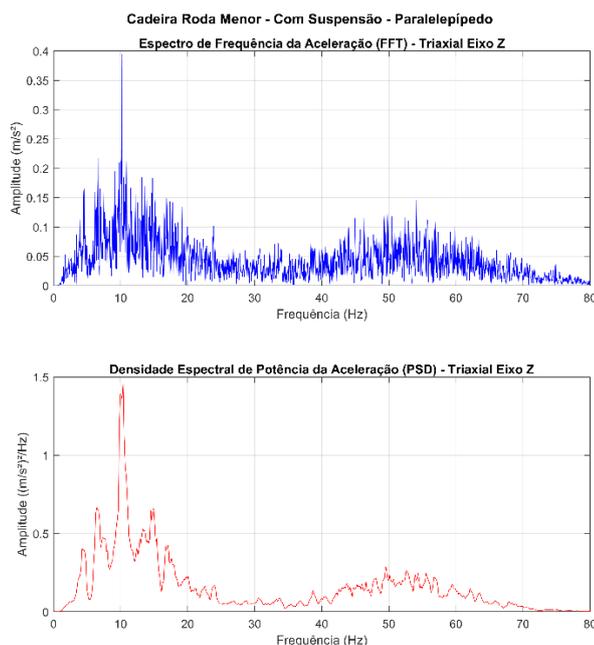
Tabela 7 - Resumo do ensaio intermediário do grupo F

Ensaio Cadeira Roda Menor - Com Suspensão - Paralelepípedo		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	2,64	5,53
Triaxial Eixo Y	1,79	3,94
Triaxial Eixo X	1,85	4,12
Uniaxial Dianteira Direita	3,09	6,00
Uniaxial Dianteira Esquerda	2,85	6,12
Uniaxial Traseira Direita	4,79	10,13
Uniaxial Traseira Esquerda	5,06	12,49

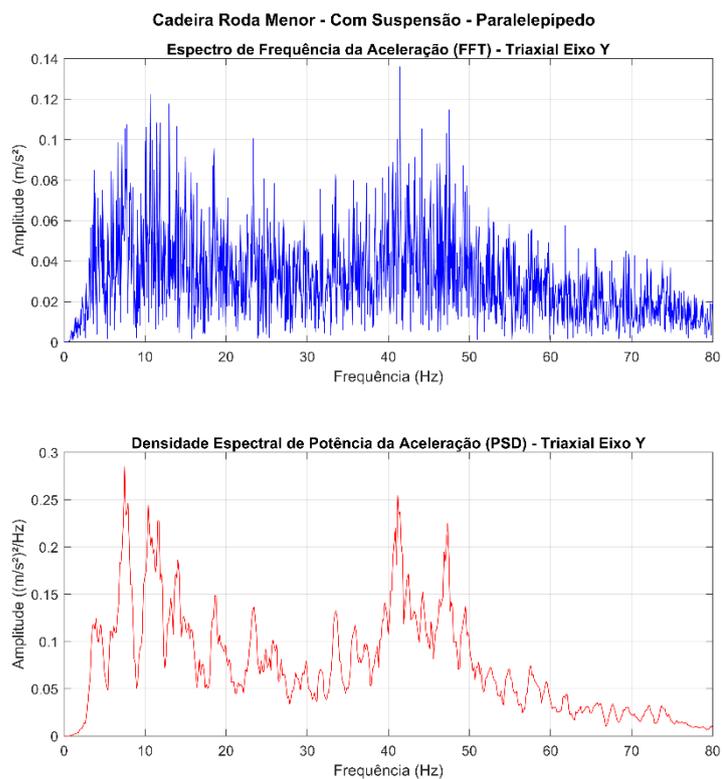
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

As figuras 44, 45 e 46 mostram os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo F.

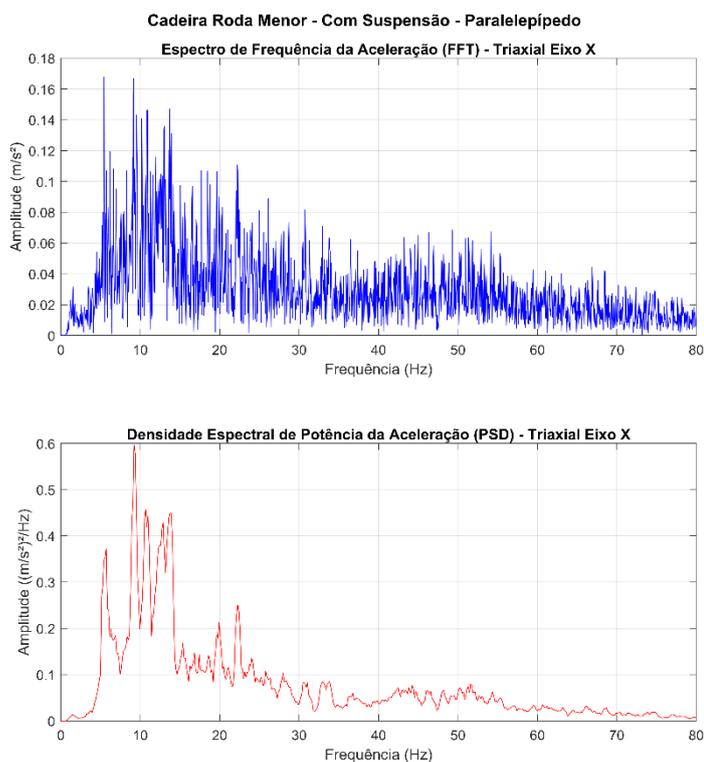
Figura 44 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo F)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 45 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo F)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 46 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo F)

Fonte: O Autor (2025)

4.7 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS G

Neste tópico são apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios G, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira maior, sem suspensão frontal e na pista de paralelepípedo.

Na Tabela 9 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo G.

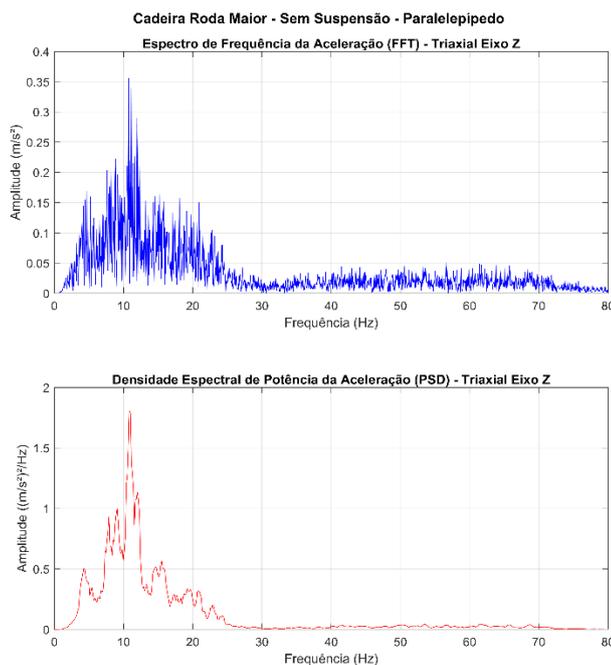
Tabela 8 - Resumo do ensaio intermediário do grupo G

Ensaio Cadeira Roda Maior - Sem Suspensão - Paralelepípedo		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	2,50	5,65
Triaxial Eixo Y	1,34	2,62
Triaxial Eixo X	1,34	2,56
Uniaxial Dianteira Direita	3,30	8,05
Uniaxial Dianteira Esquerda	3,66	6,58
Uniaxial Traseira Direita	4,29	9,13
Uniaxial Traseira Esquerda	4,34	7,99

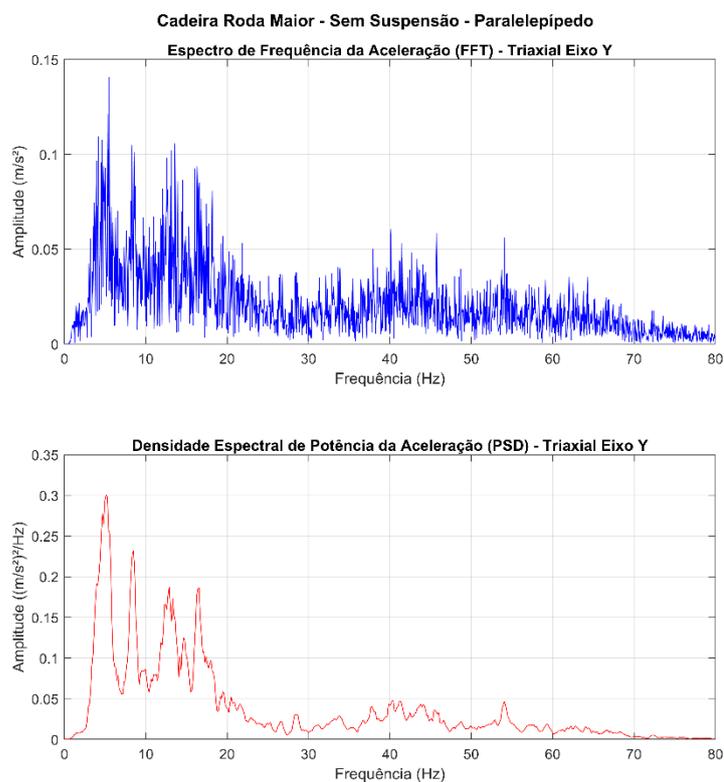
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

As figuras 47, 48 e 49 mostram os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo G.

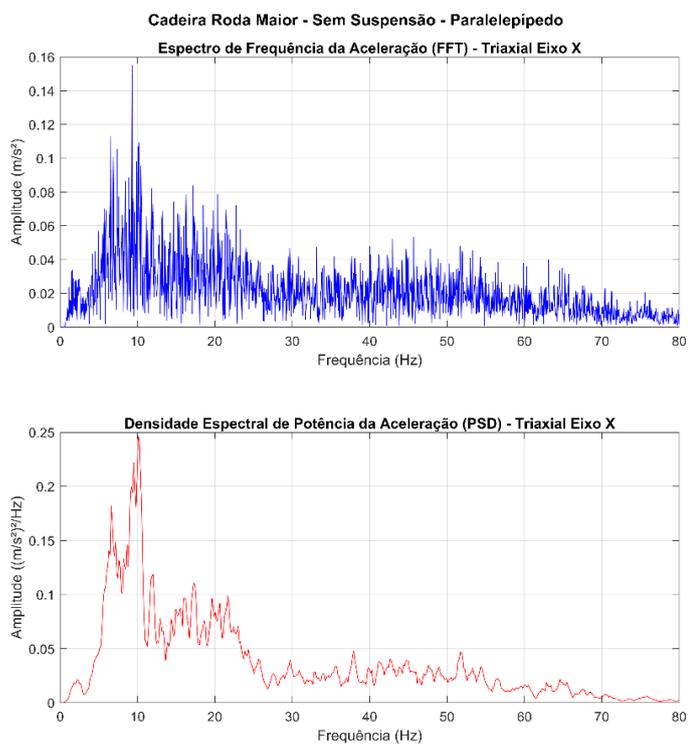
Figura 47 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo G)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 48 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo G)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 49 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo G)

Fonte: O Autor (2025)

4.8 RESULTADOS DO GRUPO DE ENSAIOS H

Neste tópico são apresentados os resultados do ensaio intermediário do grupo de ensaios H, que se refere a configuração da cadeira de rodas tendo a roda traseira maior, com suspensão frontal e na pista de paralelepípedo.

Na Tabela 10 estão apresentados os valores de RMS médio e RMS máximo extraídos dos gráficos do ensaio do grupo H.

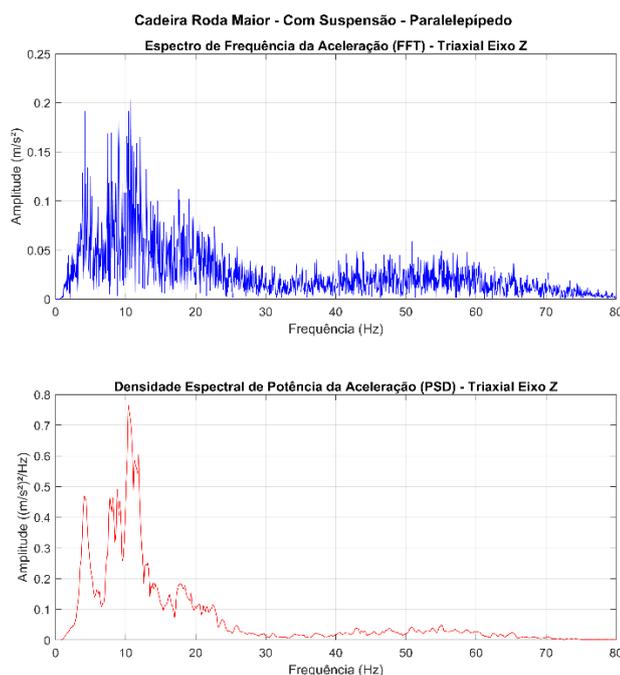
Tabela 9 - Resumo do ensaio intermediário do grupo H

Ensaio Cadeira Roda Maior - Com Suspensão - Paralelepípedo		
Acelerômetro:	Valor RMS Médio (m/s²)	Valor RMS Máximo (m/s²)
Triaxial Eixo Z	1,85	3,76
Triaxial Eixo Y	1,13	2,50
Triaxial Eixo X	1,17	2,44
Uniaxial Dianteira Direita	2,54	5,12
Uniaxial Dianteira Esquerda	2,80	5,74
Uniaxial Traseira Direita	3,67	7,20
Uniaxial Traseira Esquerda	3,86	9,27

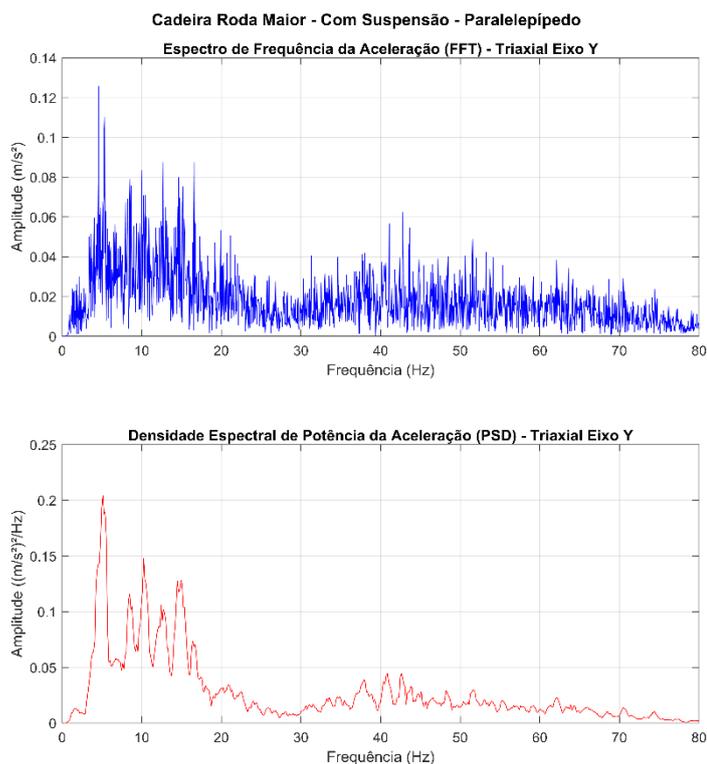
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

As figuras 50, 51 e 52 mostram os gráficos do espectro de frequências (FFT) e da densidade espectral de potência (PSD) nos eixos Z, Y e X do acelerômetro triaxial nos ensaios do grupo H.

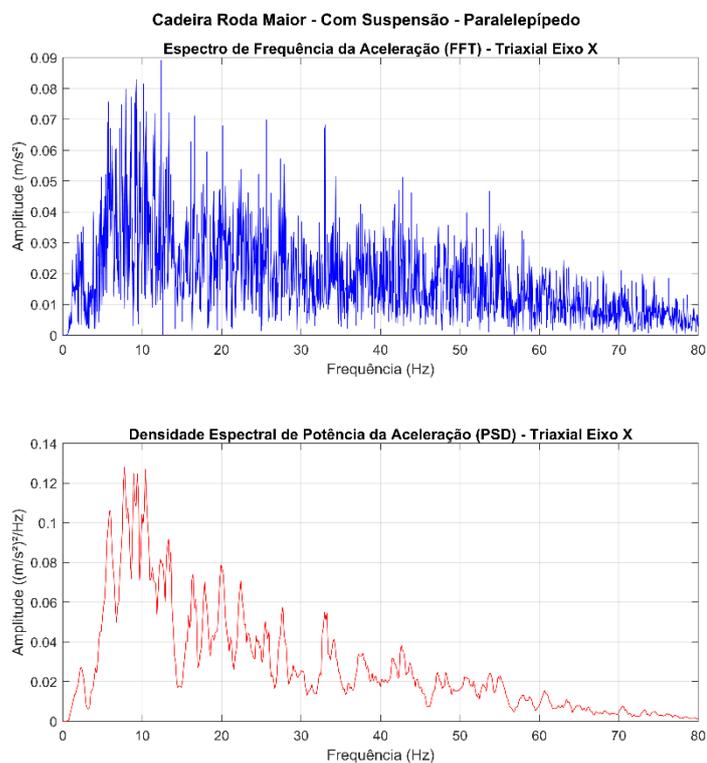
Figura 50 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Z – Grupo H)



Fonte: O Autor (2025)

Figura 51 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial Y – Grupo H)

Fonte: O Autor (2025)

Figura 52 - Gráfico FFT e PSD (Triaxial X – Grupo H)

Fonte: O Autor (2025)

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos nos ensaios realizados permitiram uma análise comparativa entre diferentes configurações de cadeiras de rodas motorizadas em duas condições de pista: calçada e paralelepípedo. A avaliação da vibração transmitida ao usuário foi baseada nos valores de aceleração RMS médio e máximo, bem como nos espectros de frequência e densidade espectral de potência (PSD) nos diferentes sensores, sobretudo no acelerômetro triaxial, que reflete a vibração diretamente transmitida ao assento e, portanto, ao usuário da cadeira de rodas motorizada.

5.1 EFEITO DA SUSPENSÃO FRONTAL

A presença de suspensão frontal resultou em reduções nas vibrações máximas, principalmente no sensor triaxial. Ao comparar os grupos A e B, ambos com roda traseira menor e em pista de calçada, observa-se uma queda de 2,80 m/s² para 2,08 m/s² no valor de RMS máximo no eixo Z do acelerômetro triaxial, uma redução de 25,71%. Ao observar o valor de RMS médio do mesmo acelerômetro observa-se uma queda de 1,29 m/s² para 0,96 m/s², representando uma redução de 25,58%.

Ao comparar os grupos E e F, ambos com roda traseira menor e em pista de paralelepípedo, observa-se uma queda de 3,49 m/s² para 2,64 m/s² no valor RMS médio no eixo Z do acelerômetro triaxial, uma redução de 24,36%.

O comportamento é também evidente nos sensores uniaxiais das rodas dianteiras, sugerindo que a suspensão tem papel fundamental na atenuação dos picos de vibração e pode-se concluir que a aplicação da suspensão na roda dianteira reduz em torno de 25% a vibração da cadeira de rodas no eixo Z considerando os modelos equipados com as rodas traseiras menores (Compact 13).

Já quando é feita a comparação entre os grupos C e D, ambos com roda traseira maior e em pista de calçada, observa-se uma queda de 2,46 m/s² para 2,06 m/s² no valor de RMS máximo no eixo Z do acelerômetro triaxial, uma redução de 16,26%. Ao observar o valor de RMS médio do mesmo acelerômetro observa-se uma queda de 1,16 m/s² para 1,00 m/s², representando uma redução de 13,79%.

Ao comparar os grupos G e H, ambos com roda traseira maior e em pista de paralelepípedo, observa-se uma queda de 2,50 m/s² para 1,85 m/s² no valor RMS médio no eixo Z do acelerômetro triaxial, uma redução de 26,00%.

Também pode-se concluir que a aplicação da suspensão dianteira também reduz os picos de vibração na cadeira com as rodas traseiras maiores (Compact 20), desta em menor intensidade, cerca de 18,68%.

5.2 EFEITO DO DIÂMETRO DA RODA TRASEIRA

Comparando os grupos A e C, ambos sem suspensão e na pista de calçada, mas com roda menor (grupo A) e roda maior (grupo C), nota-se que o uso da roda traseira maior também contribui para a redução das vibrações. O RMS máximo no eixo Z do acelerômetro triaxial caiu de 2,80 m/s² para 2,46 m/s², redução de 12,14%, já nos valores médios de RMS observa-se queda de 1,29 m/s² para 1,16 m/s², representando redução de 10,08%. Observando os valores de RMS máximo no eixo Y, estes caem de 1,67 m/s² para 1,11 m/s² (redução de 33,53%), já no eixo X eles caem de 2,08 m/s² para 1,38 m/s² (redução de 33,65%).

Ao mudar o tipo de piso e comparar o grupo E com o grupo G, ambos sem suspensão e na pista de paralelepípedo, comprova-se a redução das vibrações. O RMS máximo no eixo Z do acelerômetro triaxial caiu de 6,82 m/s² para 5,65 m/s², redução de 17,16%. Observando os valores de RMS máximo no eixo Y, estes caem de 3,48 m/s² para 2,62 m/s² (redução de 24,71%), já no eixo X eles caem de 4,07 m/s² para 2,56 m/s² (redução de 37,10%).

Quanto aos sensores uniaxiais instalados nas rodas traseiras, realizando a comparação entre os grupos A e C o RMS máximo cai de 5,98 m/s² para 5,01 m/s² na roda direita.

Isso sugere que rodas de maior diâmetro possuem maior capacidade de transpor irregularidades com menor impacto vibratório e apresentam maior eficiência na dissipação de vibrações nos eixos Y e X, reduzindo em torno de 32,24%. Também é possível observar que no eixo Z também há redução, mas em menor escala, cerca de 14,65%.

5.3 INFLUÊNCIA DO TIPO DO PISO

A pista de paralelepípedo gerou acelerações RMS maiores em todos os sensores, o que era esperado dada sua irregularidade. A título de exemplo, no grupo E (roda menor, sem suspensão, paralelepípedo), o RMS médio no eixo Z do sensor triaxial atingiu 3,49 m/s², comparado aos 1,29 m/s² do grupo A (mesma configuração, porém pista de calçada). Essa diferença de 63% evidencia o impacto do piso na vibração transmitida.

5.4 FREQUÊNCIAS PERCEBIDAS

A análise espectral dos sinais de aceleração coletados a partir do acelerômetro triaxial permitiu identificar as faixas de frequência mais energéticas em cada configuração de teste. Nos gráficos gerados a partir da transformada rápida de Fourier (FFT), observou-se que as maiores amplitudes de aceleração estão concentradas em faixas de frequência que coincidem com a faixa crítica de ressonância do corpo humano, conforme definido pela norma ISO 2631-1 (1997).

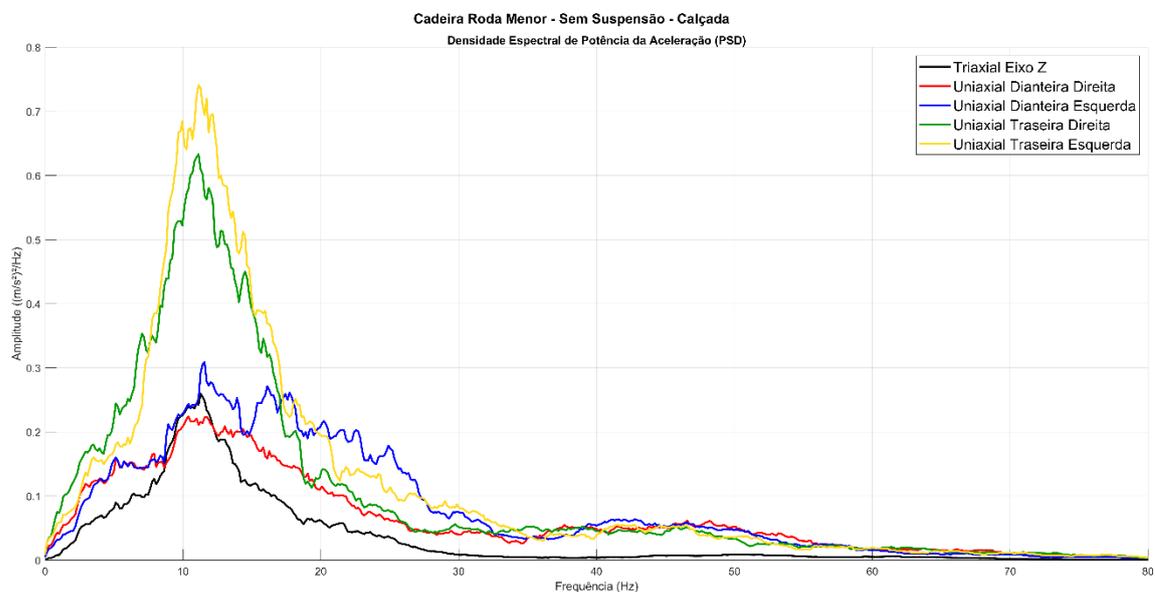
No eixo Z (vertical), os picos mais intensos aparecem entre 4 Hz e 12 Hz, faixa associada à ressonância da coluna e massa abdominal, conforme a Figura 4 (com possíveis efeitos como dor abdominal e dor no peito além de sensação geral de desconforto conforme apresentado no Quadro 1);

Ao comparar os espectros dos grupos A, B, C e D (pista de calçada), nota-se que a presença da suspensão frontal (B e D) contribuiu para uma atenuação dos picos de frequência, especialmente nos eixos Z e X. Essa atenuação não apenas reduziu a amplitude, como também deslocou levemente a frequência dominante para valores mais altos, sugerindo que a suspensão atua como filtro de baixa frequência.

5.5 COMPARAÇÃO ENTRE GRÁFICOS DE DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA

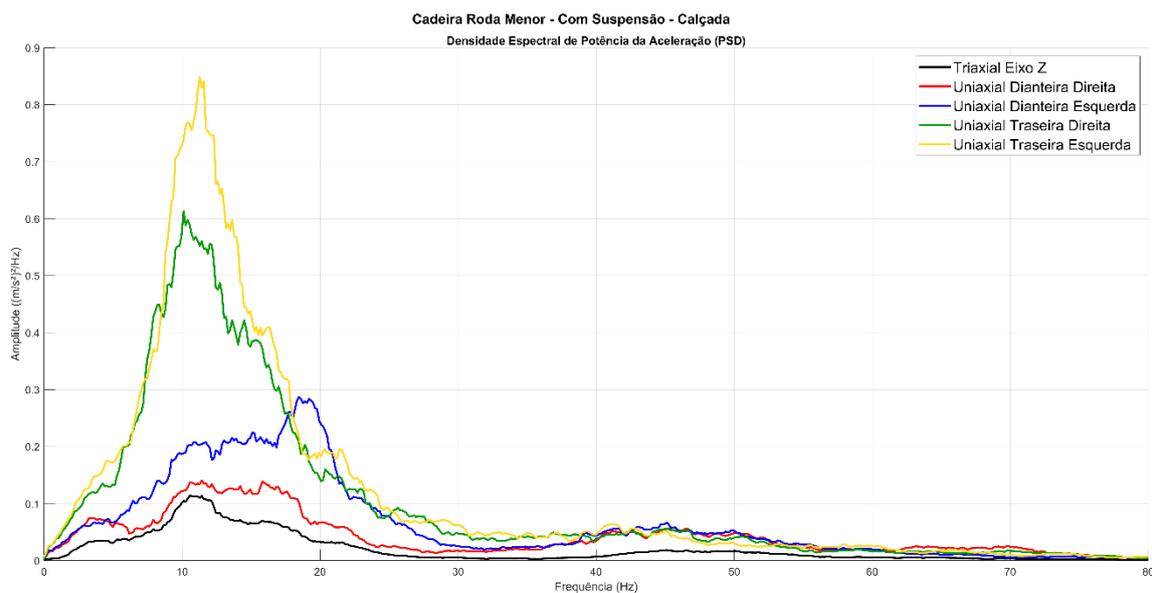
Nesta seção foram plotados, em um único gráfico para cada configuração de ensaio, os espectros de densidade espectral de potência (PSD) dos cinco acelerômetros: o eixo Z do acelerômetro triaxial instalado no assento e os quatro acelerômetros uniaxiais fixados nas estruturas das rodas dianteiras e traseiras. O objetivo dessa comparação é identificar quais pontos da cadeira de rodas recebem maior intensidade de vibração e avaliar o quanto da vibração é transmitida ou atenuada pela estrutura antes de alcançar o assento, onde o usuário está em contato direto. Para a geração destes gráficos foi aumentada a intensidade da função *smoothdata*() do Matlab® para suavizar ainda mais a PSD e facilitar a comparação.

A Figura 53 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo A.

Figura 53 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo A

Fonte: O Autor (2025)

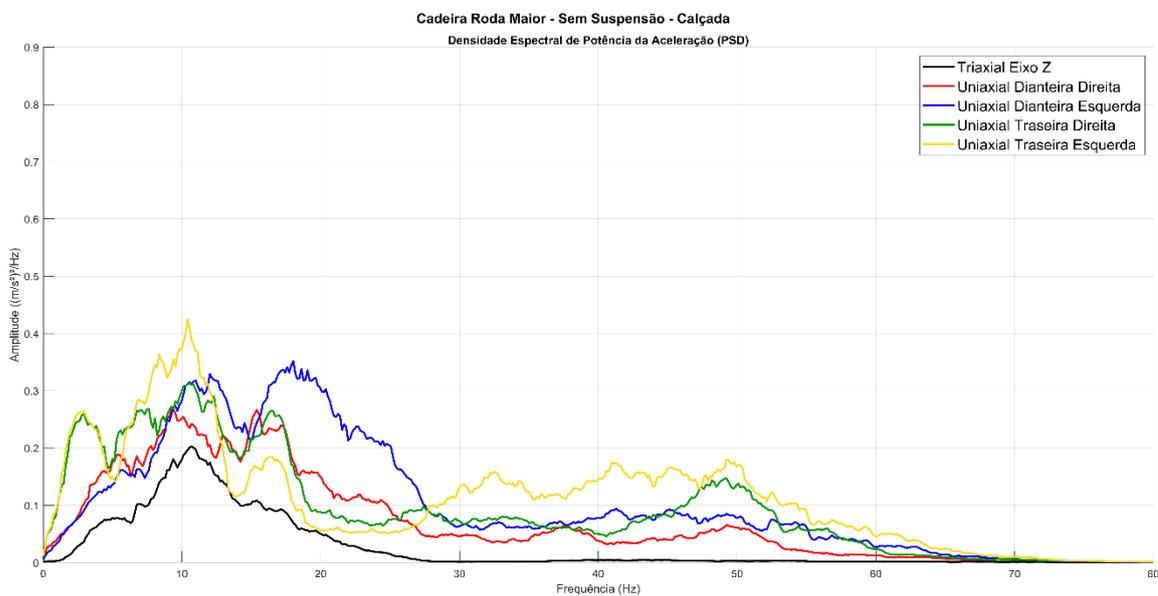
A Figura 54 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo B.

Figura 54 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo B

Fonte: O Autor (2025)

A Figura 55 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo C.

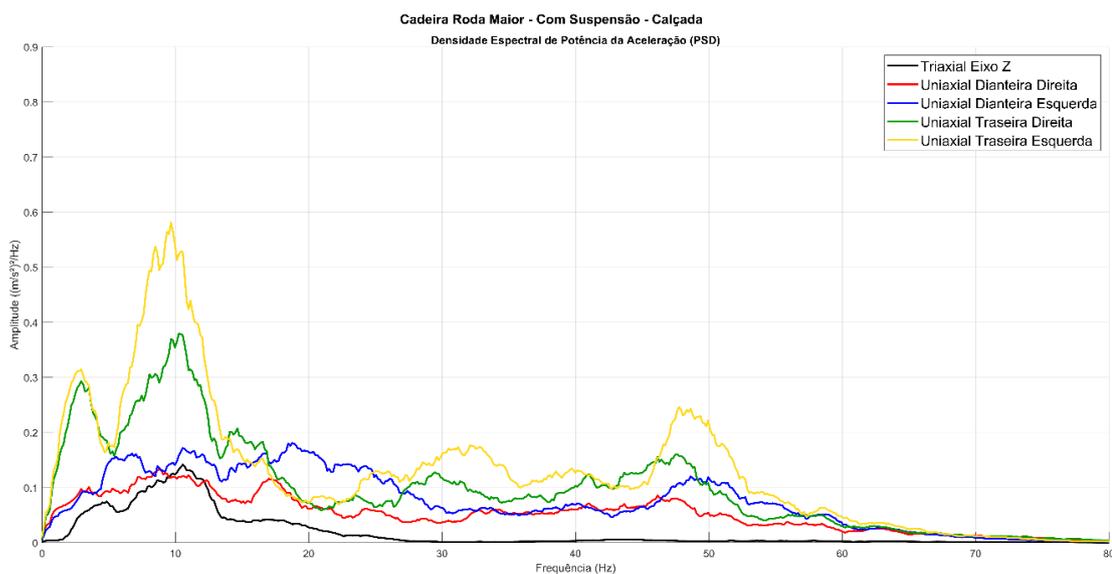
Figura 55 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo C



Fonte: O Autor (2025)

A Figura 56 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo D.

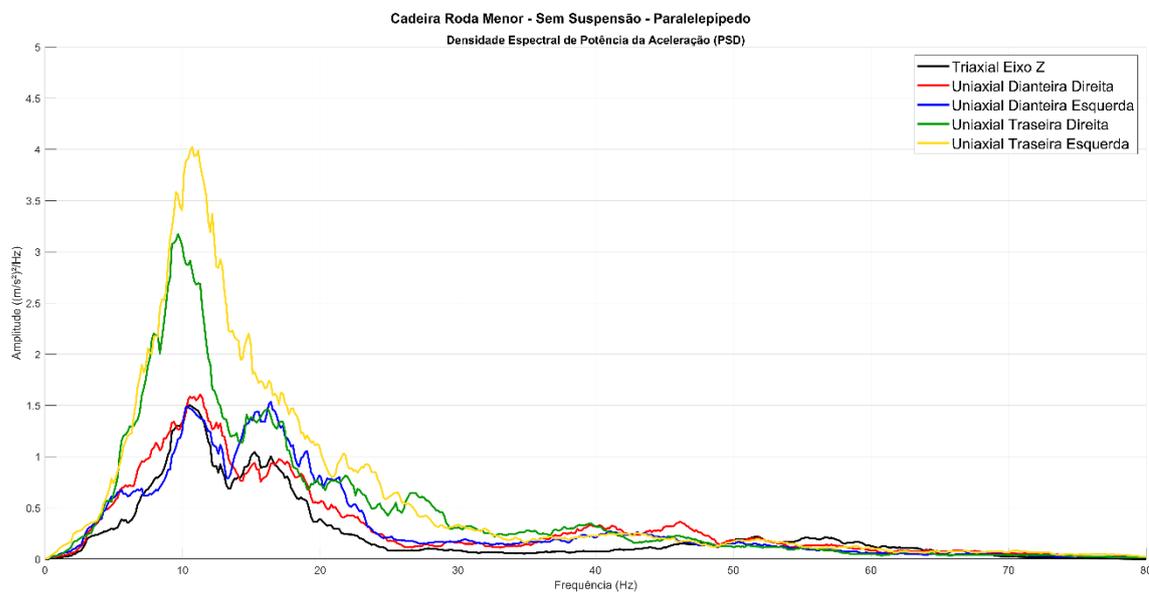
Figura 56 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo D



Fonte: O Autor (2025)

A Figura 57 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo E.

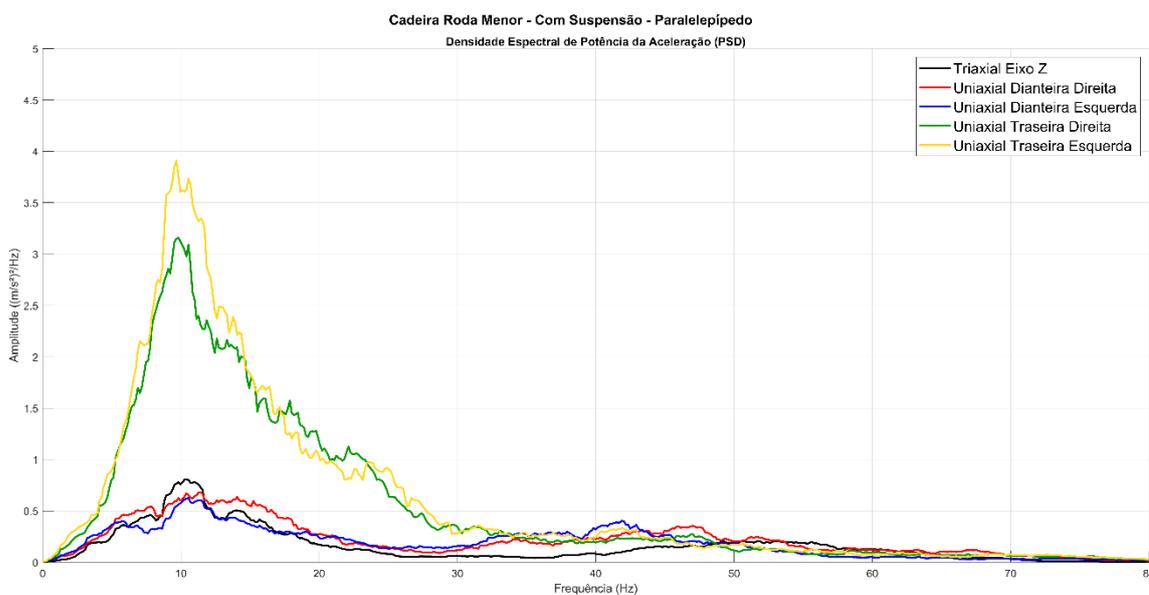
Figura 57 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo E



Fonte: O Autor (2025)

A Figura 58 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo F.

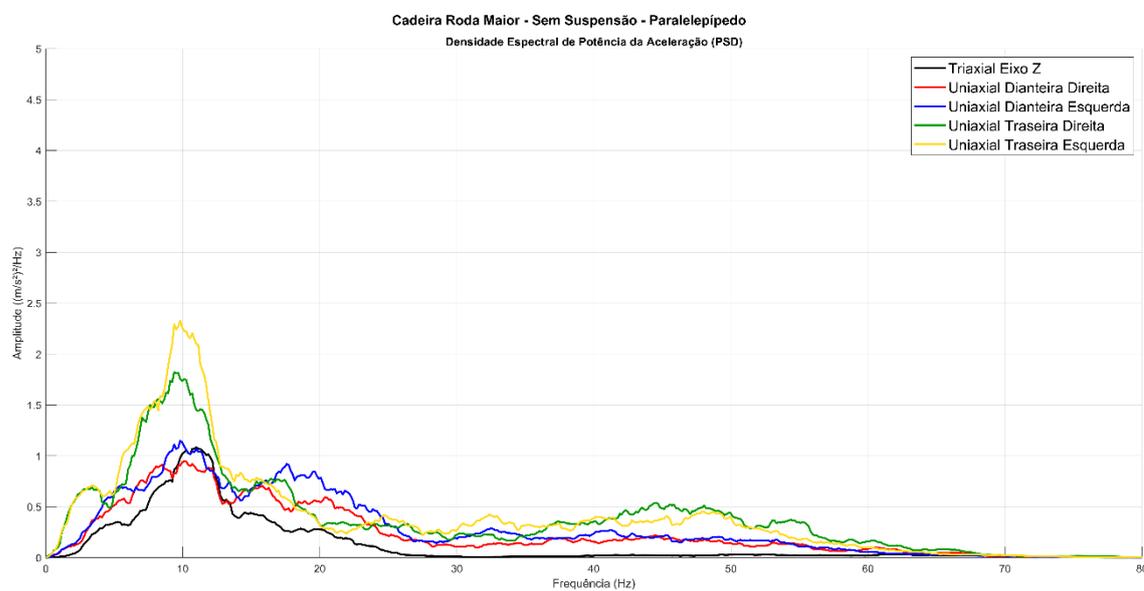
Figura 58 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo F



Fonte: O Autor (2025)

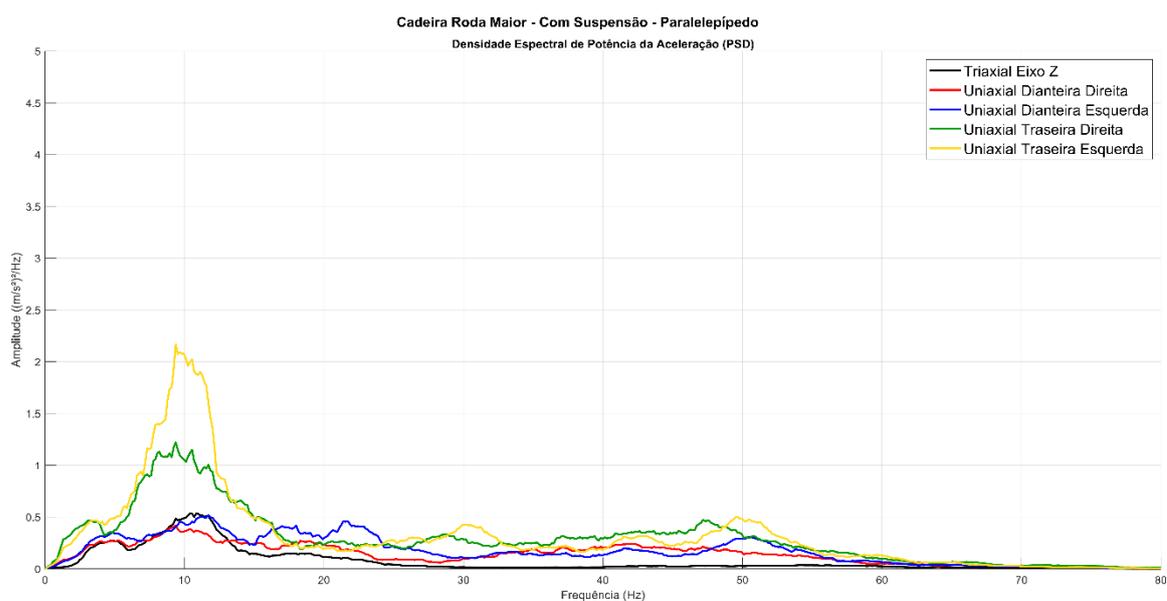
A Figura 59 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo G.

Figura 59 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo G



A Figura 60 apresenta o gráfico suavizado (PSD) dos acelerômetros do ensaio do Grupo H.

Figura 60 - Gráfico Comparativo da PSD do Grupo H



Com base na comparação visual dos gráficos é possível observar que os acelerômetros fixados nas rodas traseiras apresentaram picos de vibração mais intensos em faixas de frequência de 5 Hz a 15 Hz, enquanto o sensor triaxial no assento teve resposta mais atenuada, comprovando a função estrutural da cadeira de dissipar parte da vibração antes que ela atinja o usuário. Em grupos com suspensão frontal, notou-se uma suavização das curvas do assento e uma redução dos picos em comparação aos grupos sem esse recurso, indicando que a suspensão na roda frontal contribui para o conforto vibracional do usuário. Também é possível notar que as rodas traseiras maiores reduzem a amplitude das frequências se comparadas com as rodas traseiras menores, também sendo mais confortável ao usuário.

5.6 COMPARAÇÃO DE TODAS AS CONFIGURAÇÕES

A Tabela 11 apresenta a comparação dos valores de aceleração RMS máxima no eixo Z do acelerômetro triaxial para as oito diferentes configurações de cadeira de rodas motorizada testadas. Este eixo é o mais relevante para a análise da vibração vertical transmitida ao usuário. Os dados continuam sendo dos ensaios intermediários realizados com cada configuração.

A ordenação foi feita da menor para a maior vibração, o que permite identificar as configurações que proporcionam menor transmissão de vibração vertical ao usuário, fator crítico para conforto e segurança.

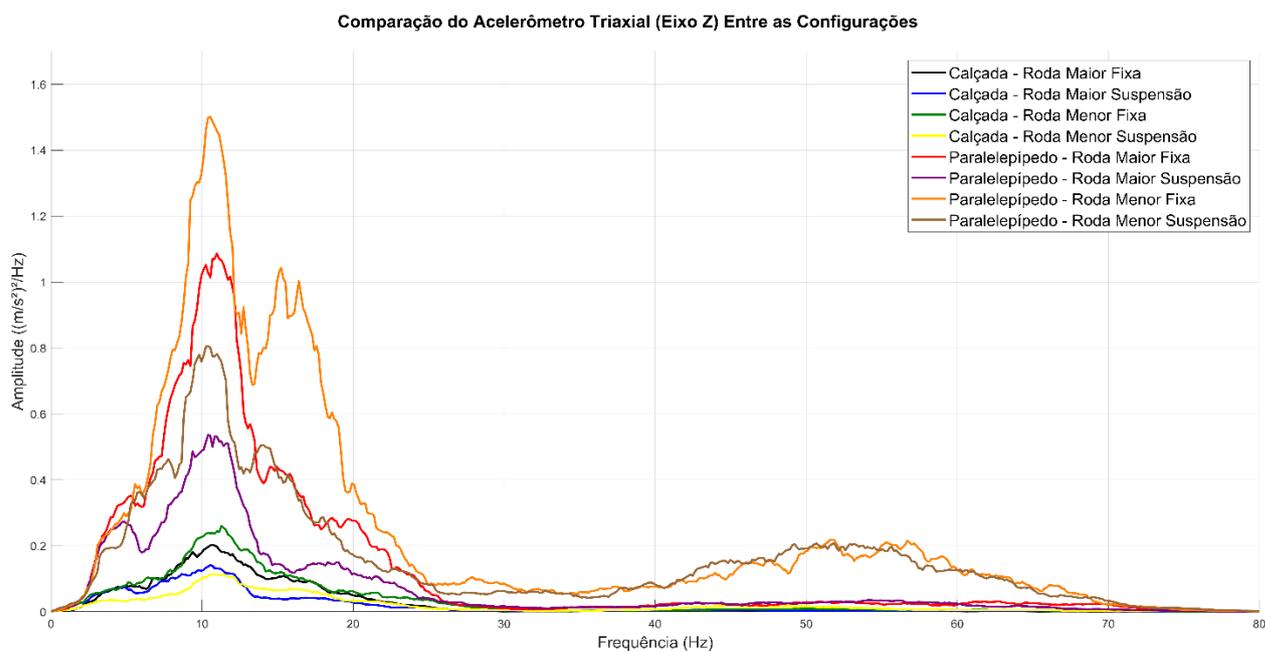
Tabela 10 - Tabela Comparativa – Grupo e RMS Máximo no Eixo Z (Triaxial)

Tabela Comparativa – Grupo e RMS Máximo no Eixo Z (Triaxial)			
Posição	Grupo	Valor RMS Máximo (m/s²)	Descrição do Grupo
1	D	2,06	Roda maior, com suspensão frontal, pista de calçada
2	B	2,08	Roda menor, com suspensão frontal, pista de calçada
3	C	2,46	Roda maior, sem suspensão frontal, pista de calçada
4	A	2,80	Roda menor, sem suspensão frontal, pista de calçada
5	H	3,76	Roda maior, com suspensão frontal, pista de paralelepípedo
6	F	5,53	Roda menor, com suspensão frontal, pista de paralelepípedo
7	G	5,65	Roda maior, sem suspensão frontal, pista de paralelepípedo
8	E	6,82	Roda menor, sem suspensão frontal, pista de paralelepípedo

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Por fim, a Figura 61 apresenta a comparação entre as PSD suavizadas do eixo Z do acelerômetro triaxial, abrangendo as oito diferentes configurações de cadeiras de rodas motorizadas testadas.

Figura 61 - Comparação dos Acelerômetros Triaxial (Eixo Z)



Fonte: O Autor (2025)

6 CONCLUSÃO

Além da análise comparativa entre diferentes configurações de cadeiras de rodas motorizadas, este trabalho também teve como um de seus objetivos validar o método experimental de ensaio proposto. A repetição de três coletas para cada cenário possibilitou a avaliação da consistência dos dados, sendo que todos os ensaios apresentaram coeficiente de variação inferior a 10 %, permitindo validar o método como adequado para a caracterização de vibrações em cadeiras de rodas.

Foi investigada a influência de diferentes características estruturais nas cadeiras de rodas sobre os níveis de vibração transmitidos ao usuário durante o deslocamento em superfícies irregulares. Por meio da instrumentação das cadeiras de rodas com acelerômetros uniaxiais próximos das rodas e com o acelerômetro triaxial no assento, foram realizados ensaios em dois tipos de pavimento (calçada e paralelepípedo), analisando oito diferentes cenários de configuração, variando o diâmetro das rodas traseiras e a presença ou ausência de suspensão frontal.

Os resultados indicaram que a presença de suspensão frontal contribui para a redução da vibração, principalmente no eixo vertical (Z). Rodas traseiras de maior diâmetro (20") apresentaram desempenho superior em relação à redução de vibrações, quando comparadas às rodas menores (12 ½"), destaca-se que essa redução é mais evidente quando o terreno é mais irregular podendo-se concluir que as configurações equipadas com as rodas traseiras maiores tiveram melhor desempenho na absorção e redução de vibrações em percursos que geram maior quantidade de energia vibracional. As rodas traseiras maiores também reduzem as acelerações no eixo lateral e longitudinal.

Durante a realização dos ensaios, foi possível também perceber, de forma subjetiva, que as diferenças entre os modelos testados não foram muito perceptíveis na pista de calçada. No entanto, na pista de paralelepípedos, a sensação de conforto foi maior na configuração com rodas traseiras maiores e suspensão frontal, o que consolida os resultados obtidos por meio da análise dos dados instrumentados.

Este trabalho também contribui com dados experimentais que podem servir como base para validar futuras simulações computacionais (CAE), possibilitando avanços na fase de projeto de cadeiras de rodas mais confortáveis e seguras.

Como limitações, destaca-se o uso de apenas um usuário para os ensaios com massa de 74 kg, o que impede a generalização dos resultados para diferentes perfis e medidas pessoais

de cada usuário. A diferença entre as rodas de trás maiores serem do tipo pneu inflável e as rodas menores serem do tipo pneu maciço também pode impactar os resultados.

Como sugestão de melhorias para próximos projetos visando reduzir ainda mais os níveis de vibração das cadeiras, é proposto utilizar pneus infláveis nas rodas frontais e traseiras. Também pode ser interessante explorar o efeito “*camber*” (aplicar uma leve inclinação nas rodas traseiras). Cooper *et al.* (2004) destacam que a inclinação das rodas traseiras (*camber*) pode exercer um efeito mecânico indireto na absorção de impactos, especialmente em superfícies inclinadas ou irregulares, o *camber* contribui para o aumento da estabilidade lateral e pode facilitar manobras. Esses efeitos podem influenciar a forma como as vibrações são transmitidas ao usuário.

6.1 SUGESTÕES PARA PRÓXIMOS TRABALHOS

- Avaliar a influência da massa e de outras características fisiológicas do usuário no nível de vibração transmitido.
- Avaliar a influência da pressão dos pneus nos níveis de vibração transmitidos.
- Realizar novos ensaios utilizando um sensor do tipo almofada no assento e comparar os resultados.
- Utilizar os dados experimentais coletados para modelar um primeiro protótipo virtual, exemplo “*quarter car*”.
- Testar diferentes tipos de almofadas nas cadeiras, considerando almofada de ar e de água.

REFERÊNCIAS

- BASTOS, João Luiz Dornelles; DUQUIA, Rodrigo Pereira. Medidas de dispersão: os valores estão próximos entre si ou variam muito? **Notas de Epidemiologia e Estatística**, Porto Alegre, v. 1, n. 17, p. 40-44, mar. 2007.
- COSTA, Felipe Acordi; VIECELI, Alexandre; CORSO, Leandro Luís; BERNARDI, Rodrigo. **Method for fatigue life analysis in road implement chassis from power spectral densities**. Caxias do Sul: SAE International, 2023.
- COSTA, Giovanni Acordi; COSTA, Carlos Alberto. **MODELOS VIRTUAIS APLICADOS EM TESTES DE NORMAS PARA CADEIRA DE RODAS**. In: XII CONGRESO IBEROAMERICANO DE TECNOLOGÍAS DE APOYO A LA DISCAPACIDAD, 12., 2022, São Carlos. Paper. São Carlos: Iberdiscap, 2022. p. 1-6.
- FARIA, Marianna Ribeiro de. **Vibração Transmitida a Cadeirantes Através do Deslocamento Sobre Determinados Tipos de Revestimentos de Calçadas**. 2015. 120 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Civil, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2015.
- FILHO, Avelino A. **Elementos Finitos - A Base da Tecnologia CAE - Análise Dinâmica**. Rio de Janeiro: Grupo GEN, 2009. *E-book*. ISBN 9788536519715. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788536519715/>. Acesso em: 25 ago. 2024.
- FOMINA, Olga; EMT; ATP; CRTS®. Analysis Of Vibrations And Shocks Induced During Wheelchair Propulsion. **Directions**, USA, v. 1, n. 1, p. 46-49, jan. 2021
- IBGE. **Pesquisa Nacional de Saúde 2019**. Rio de Janeiro: Ibge, 2021. 141 p.
- INMAN, Daniel J. **Engineering vibration**. 4. ed. Upper Saddle River: Pearson Education, 2014.
- NETO, Antonio dos Reis de F.; ASSUNÇÃO, Germano S C.; SANTOS, Felipe D. Dias dos; et al. **Vibrações Mecânicas**. Porto Alegre: SAGAH, 2022. *E-book*. p.200. ISBN 9786556902654. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/reader/books/9786556902654/>. Acesso em: 17 out. 2024.
- NICK, Herbert Câmara. **Modelo biodinâmico para medição da transmissibilidade assento-à-mão da vibração de corpo inteiro**. 2022. 93 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2022.
- SALIBA, T. M. (2018). **Manual prático de avaliação e controle de vibração: PPRA**; colaboradores Márcia Angelin Chaves Côrrea, Maria Beatriz de Freitas Lanza. 5 ed. São Paulo, SP: LTr, 2018.
- SCHNUR, Henrique Lisboa; ABREU, Carlos Edmundo de. **ACESSÓRIO PARA AUTOPROPULSAO DE UMA CADEIRA DE RODAS CONVENCIONAL**. 2022. 39 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2022.

SILVA, Carla Ribeiro Volpini; DUARTE, Maria Lúcia Machado; LANA, Mariana Ribeiro Volpini. OS IMPACTOS DAS VIBRAÇÕES DAS CADEIRAS DE RODAS EM VIAS PÚBLICAS À LUZ DOS DIREITOS FUNDAMENTAIS: uma análise transdisciplinar. **Rfd - Revista da Faculdade de Direito da Uerj - Rio de Janeiro**, Rio de Janeiro, v. 1, n. 34, p. 101-118, dez. 2018.

YATHIE, Élia. **MATLAB 7: fundamentos**. 2. ed. São Paulo: Érica, 2008.

APÊNDICE A – ALGORITMO CRIADO NO MATLAB PARA REALIZAR A IMPORTAÇÃO DOS DADOS DOS SENSORES, FILTRAR SINAL E CALCULAR RMS MÉDIO E MÁXIMO

```
clear all
clc

% Carregar o arquivo .MAT exportado do Catman
data = load('02_roda_menor_fixa_300Hz');

% Acessar o vetor de aceleração (m/s2)
aceleracao = data.Channel_1_Data;

% Definir parâmetros
fs = 300; % Frequência de amostragem em Hz
t = (0:length(aceleracao)-1) / fs;

% Selecionar dados até 30 segundos
idx = t <= 30;
t = t(idx);
aceleracao = aceleracao(idx);

% Aplicação do filtro Butterworth passa-banda
ordem = 4;
fc = [1 80]; % Frequências de corte em Hz
wn = fc / (fs/2); % Normalização
[b, a] = butter(ordem, wn, 'bandpass');
acel_filtrada = filtfilt(b, a, aceleracao);

% Cálculo da RMS com janela de 1 segundo
janela = fs * 1;
rms_vals = sqrt(movmean(acel_filtrada.^2, janela));

rms_medio = mean(rms_vals, 'omitnan') %Escreve resultado

rms_maximo = max(rms_vals) %Escreve resultado

% Plot do gráfico
figure;
plot(t, acel_filtrada);
xlabel('Tempo (s)');
ylabel('Aceleração (m/s2)');
grid on;
```

APÊNDICE B – ALGORITMO CRIADO NO MATLAB PARA REALIZAR A IMPORTAÇÃO DOS DADOS DOS SENSORES, FILTRAR SINAIS E FAZER A FFT E PSD

```

clear all
clc

% Carregar o arquivo .MAT exportado do Catman
data = load('02_roda_menor_fixa_300Hz');

% Acessar o vetor de aceleração (m/s²)
aceleracao = data.Channel_1_Data;

% Definir parâmetros de amostragem
fs = 300; % frequência de amostragem em Hz
t = (0:length(aceleracao)-1) / fs;
% Selecionar apenas os dados até 30 segundos
idx = t <= 30;
t = t(idx);
aceleracao = aceleracao(idx);

% Aplicação do filtro Butterworth passa-banda
ordem = 4;
fc = [1 80]; % Frequências de corte em Hz
wn = fc / (fs/2); % Normalização
[b, a] = butter(ordem, wn, 'bandpass');
acel_filtrada = filtfilt(b, a, aceleracao);

figure('Units','pixels','Position',[100 100 1200 960]);

%Subplot 1: FFT
subplot(2,1,1);
n = length(acel_filtrada);
Y = fft(acel_filtrada);
Y = Y(1:floor(n/2));
f_fft = (0:floor(n/2)-1) * (fs/n);
amplitude = abs(Y) / n;
plot(f_fft, amplitude, 'b');
xlabel('Frequência (Hz)');
ylabel('Amplitude (m/s²)');
xticks(0:10:150);
xlim([0 80]);
grid on;

%Subplot 2: PSD
subplot(2,1,2);
nfft = 2048;
window = tukeywin(nfft, 0.2);
noverlap = round(0.5 * nfft);
[pxx, f_psd] = pwelch(acel_filtrada, window, noverlap, nfft, fs);
pxx_suavizado = smoothdata(pxx, 'movmean', 5);
plot(f_psd, pxx_suavizado, 'r');
xlabel('Frequência (Hz)');
ylabel('Amplitude ((m/s²)²/Hz)');
xticks(0:10:150);
xlim([0 80]);
grid on;

```