

**UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL – UCS
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DA REGIÃO DOS VINHEDOS - CARVI
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS DA NATUREZA E TECNOLOGIA – CENT
BACHARELADO EM ENGENHARIA ELETRÔNICA**

EDUARDO DOS SANTOS MAINIERI

**SISTEMA DE DETECÇÃO DE IRREGULARIDADES POR VIBRAÇÃO MECÂNICA
EM VIAS PÚBLICAS**

CAXIAS DO SUL – RS

2025

EDUARDO DOS SANTOS MAINIERI

**SISTEMA DE DETECÇÃO DE IRREGULARIDADES POR VIBRAÇÃO MECÂNICA
EM VIAS PÚBLICAS**

Monografia do Trabalho de Conclusão de Curso II de graduação em Bacharelado em Engenharia Eletrônica, apresentado ao Centro de Ciências Exatas, da Natureza e Tecnologia da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial para a obtenção do grau de bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientadora: Prof. Dr. Marilda Machado Spindola

Caxias do Sul – RS

2025

EDUARDO DOS SANTOS MAINIERI

**SISTEMA DE DETECÇÃO DE IRREGULARIDADES POR VIBRAÇÃO MECÂNICA
EM VIAS PÚBLICAS**

Monografia do Trabalho de Conclusão de Curso II de graduação em Bacharelado em Engenharia Eletrônica, apresentado ao Centro de Ciências Exatas, da Natureza e Tecnologia da Universidade de Caxias do Sul, como requisito parcial para a obtenção do grau de bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientadora: Prof. Dr. Marilda Machado Spindola

Aprovado em ____ / ____ / ____.

Banca Examinadora

Professora Dr. Marilda Machado Spindola

Universidade de Caxias do Sul

Professor Me. Ricardo Becker

Universidade de Caxias do Sul

Professor Me. Rodrigo Tregnago

Universidade de Caxias do Sul

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Professora Dr. Marilda Machado Spindola pela orientação atenta, pelos conselhos sempre bem-vindos e pela dedicação com que acompanhou o desenvolvimento deste trabalho. Sua disponibilidade, paciência e rigor foram essenciais para que eu chegasse até aqui. Agradeço também ao Professor Me. Ricardo Becker pelas contribuições, pelo incentivo e por cada troca de conhecimento que ajudou a aprimorar este projeto.

Estendo meus agradecimentos a todas as pessoas que contribuíram para a execução e conclusão deste trabalho e que fizeram parte da minha jornada em busca de conhecimento.

A meus pais Edson e Suzete, deixo minha sincera gratidão pelo apoio incondicional, pela confiança e por sempre acreditarem no meu potencial, mesmo nos momentos em que eu duvidava de mim mesmo. Ao meu irmão Willian pela parceria constante, pela ajuda diária e pelo suporte em todas as fases, e à minha cunhada Angel pelo carinho, compreensão e incentivo ao longo desse percurso.

Ao meu tio Jackson pelos conselhos firmes, pelos necessários “puxões de orelha” e por me lembrar, com carinho e sinceridade, da responsabilidade com meus sonhos e compromissos.

A todos os professores da Universidade, pelos ensinamentos, pela dedicação e pelo papel fundamental na minha formação profissional e pessoal, deixo meu muito obrigado!

Eduardo dos Santos Mainieri

RESUMO

Na Constituição Brasileira todos os cidadãos têm o direito fundamental de ir e vir, sem distinção entre pessoas, idades, gêneros ou deficiências. A falta de estrutura ou de cumprimento das normas, leis e das atribuições dos órgãos que regulamentam e fiscalizam as vias públicas atinge diretamente esse direito fundamental, criando desconforto ou até mesmo gerando riscos à saúde das pessoas que fazem o uso de veículos sobre a calçada, como cadeira de rodas, carrinho de bebê, entre outros. Este projeto experimental teve como foco a implementação de um sistema de instrumentação embarcado em uma cadeira de rodas elétrica, capaz de receber e condicionar os sinais de quatro acelerômetros acoplados a pontos estratégicos, processar esses sinais e estimar a vibração transmitida ao cadeirante em função da superfície. A metodologia adotada foi baseada em normas técnicas de vibração de corpo inteiro e em trabalhos relacionados, que forneceram embasamento teórico e valores de referência para comparação. O sistema de aquisição é composto por um microcontrolador STM32F407 e quatro unidades inerciais digitais ICM-20948, operando com amostragem síncrona a 400 Hz e armazenamento em cartão SD, com pós-processamento em MATLAB para filtragem, ponderação normativa e cálculo das principais métricas de vibração no assento, eixo vertical. Os resultados obtidos indicaram que o sistema desenvolvido foi capaz de medir e processar os níveis de vibração nos diferentes pontos instrumentados da cadeira de rodas com regularidade temporal adequada e valores de aceleração da mesma ordem de grandeza dos encontrados na literatura, evidenciando o assento como o ponto mais crítico e o pavimento em blocos intertravados como a condição mais severa de exposição ao usuário.

Palavras-chave: sistema inercial em cadeira de rodas; vibração de corpo inteiro; exposição à vibração.

ABSTRACT

In the Brazilian Constitution, all citizens have the fundamental right to come and go, without distinction between people, ages, genders, or disabilities. The lack of adequate infrastructure and the non-compliance with the norms, laws, and responsibilities of public agencies that regulate and supervise sidewalks and urban pathways directly affects this fundamental right, creating discomfort or even health risks for individuals who use wheeled devices on sidewalks, such as wheelchairs, baby strollers, among others. This experimental project focused on implementing an embedded instrumentation system on an electric wheelchair, capable of acquiring and conditioning the signals from four accelerometers placed at strategic points, processing these signals, and estimating the vibration transmitted to the wheelchair user as a function of the surface. The methodology adopted was based on whole-body vibration technical standards and related works, which provided theoretical support and reference values for comparison. The acquisition system consists of an STM32F407 microcontroller and four digital inertial units ICM-20948, operating with synchronous sampling at 400 Hz and SD-card storage, with post-processing in MATLAB for filtering, normative weighting, and calculation of the main vibration metrics at the seat, vertical axis. The results indicated that the developed system was able to measure and process vibration levels at different points of the wheelchair with adequate temporal regularity and acceleration values of the same order of magnitude as those found in the literature, highlighting the seat as the principal reference point for whole-body vibration and the interlocking block pavement as the most severe exposure condition for the user.

Key-words: wheelchair-mounted inertial system; whole-body vibration; vibration exposure.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Categorização do tipo de movimento oscilatório.....	18
Figura 2 – Exemplos de ondas de diferentes tipos de movimento oscilatório.	19
Figura 3 – Modelo biomecânico teórico das frequências naturais de partes distintas do corpo humano.....	21
Figura 4 – Gráfico da zona de potencial risco a saúde.	23
Figura 5 – Sistema basicêntrico de coordenadas em posição sentado, em pé e deitado.	26
Figura 6 – Posicionamento dos sensores em cadeira de rodas elétrica.	28
Figura 7 – Dimensões normativas do <i>Seat pad</i> . (1) disco metálico para rigidez central adicional; (2) cavidade apropriada para acomodação do acelerômetro.....	29
Figura 8 – Curvas de ponderação W_k , W_d e W_t	32
Figura 9 – Diagrama geral do sistema desenvolvido.....	47
Figura 10 – Diagrama geral do sistema de aquisição.	49
Figura 11 – Árvore de clocks do STM32F407 no STM32CubeMX.....	51
Figura 12 – Parametrização dos periféricos e middlewares no STM32CubeMX.	52
Figura 13 – Estrutura do registro binário gravado no cartão SD.....	54
Figura 14 - Fluxograma geral do firmware embarcado.....	55
Figura 15 – Montagem geral do sistema de instrumentação na cadeira de rodas elétrica.....	57
Figura 16 – Modelagem em CAD dos S2 - Suporte do assento (seat pad), S3 - Suporte encosto (back pad).....	60
Figura 17 – Modelagem em CAD do S1 - suporte do acelerômetro no apoio dos pés.	60
Figura 18 – Modelagem em CAD do S0 – suporte do acelerômetro na estrutura sobre a bateria.	61
Figura 19 – Cadeira de rodas Freedom Compact 13 instrumentada.	62
Figura 20 – Superfícies (a) concreto polido; (b) pavimento intertravado; (c) asfalto; (d) concreto.....	65
Figura 21 – Fluxo de processamento e análise dos sinais de vibração.....	66
Figura 22 – Sinal de onda quadrada (200.003 Hz) no pino PD9, gerado por sua alternância a cada interrupção.	70
Figura 23 – Intervalo médio e desvio padrão por ensaio.....	71
Figura 24 – Intervalos mínimo e máximo de amostragem por ensaio, comparados à faixa de tolerância de $\pm 2\%$	72

Figura 25 – Ensaio de calibração para os sensores S0–S3, antes (bruto, em g) e após a preparação (em m/s ²).....	75
Figura 26 – Resposta em frequência (magnitude e fase) do filtro Butterworth de 4 ^a ordem, 0,4–100 Hz.....	76
Figura 27 – Espectro de magnitude do sinal de aceleração para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).....	77
Figura 28 - Resposta em frequência das ponderações normativas Wd (eixos horizontais) e Wk (eixo vertical).	78
Figura 29 – Efeito das ponderações Wd e Wk sobre o sinal filtrado (0,4–100 Hz) para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).....	79
Figura 30 – Sinal bruto, filtrado (0,4–100 Hz) e filtrado mais ponderado, para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).....	80
Figura 31 – Aceleração ponderada RMS no assento (S2_Z) por superfície e usuário.....	86
Figura 32 – Enquadramento dos níveis de vibração no assento (sensor S2, eixo Z) no diagrama Health Guidance Caution Zone (HGCZ) da ISO 2631-1.....	88
Figura 33 – Enquadramento dos níveis de vibração do assento (sensor S2, eixo Z) no diagrama Health Guidance Caution Zone (HGCZ) da ISO 2631-1.....	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A(8)	Aceleração normalizada equivalente para jornada de 8 horas
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i>
DMA	<i>Direct Memory Access</i> (acesso direto à memória)
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> (Transformada Rápida de Fourier)
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
FFF	<i>Fused Filament Fabrication</i>
HAL	<i>Hardware Abstraction Layer</i> (camada de abstração de hardware)
HGCZ ISO2631-1)	<i>Health Guidance Caution Zone</i> (zona de cautela orientação à saúde
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> (barramento serial de comunicação)
PLA	<i>Polylactic Acid</i> (ácido polilático)
PET	<i>Polyethylene Terephthalate</i> (polietileno tereftalato)
RMS	<i>Root Mean Square</i> (valor quadrático médio da aceleração)
SD	<i>Secure Digital</i> (cartão de memória)
SDIO	<i>Secure Digital Input Output</i> (interface de comunicação com cartão SD)
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i> (barramento serial periférico)
UTP	<i>Unshielded Twists Pair</i> (cabo de par trançado não blindado)
VCI	Vibração de Corpo Inteiro
VDV	<i>Vibration Dose Valle</i> (valor dose de vibração)
eVDV	<i>estimated Vibration Dose Value</i> (valor dose de vibração estimado)
MTVV vibração)	<i>Maximum Transient Vibration Value</i> (valor máximo transitório de
VSMB	Vibração nos Segmentos Mãos e Braços

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVOS.....	13
1.1.1	Objetivo geral	13
1.1.2	Objetivos específicos	14
1.2	ESCOPO E RESTRIÇÕES	14
1.3	ESTRUTURA DO TRABALHO	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1	VIBRAÇÃO MECÂNICA	17
2.1.1	Conceitos e definições	17
2.1.2	Vibração de corpo inteiro	20
2.1.3	Efeitos da vibração no corpo humano	22
2.1.4	Métodos de medição e instrumentação	25
2.1.4.1	Sistema de coordenadas e eixos de medição	26
2.1.4.2	Posicionamento dos sensores	27
2.1.4.3	<i>Seat plate</i> de montagem (ISO 10326-1).....	29
2.1.4.4	Taxa de amostragem, calibração e filtros de ponderação	30
2.1.5	Parâmetros de avaliação da vibração	33
2.2	TRABALHOS RELACIONADOS	40
3	METODOLOGIA	46
3.1	ARQUITETURA GERAL DO SISTEMA DESENVOLVIDO	47
3.2	INSTRUMENTAÇÃO E SISTEMA DE AQUISIÇÃO	48
3.2.1	Eletrônica e componentes	48
3.2.2	<i>Firmware</i> embarcado	51
3.2.3	Estrutura mecânica e montagem	57
3.3	VALIDAÇÃO E CALIBRAÇÃO DO SISTEMA	62
3.4	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	64
3.5	PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS SINAIS DE VIBRAÇÃO	65

4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
4.1	VALIDAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO	69
4.1.1	Validação da frequência nominal de 400 Hz	70
4.1.2	Intervalo de amostragem, jitter e gaps	71
4.1.3	Verificação da orientação dos eixos e da calibração estática	74
4.1.4	Validação do filtro digital passa-faixa 0,4–100 Hz	75
4.1.5	Validação das ponderações normativas	78
4.2	RESULTADOS DE VIBRAÇÃO NA CADEIRA DE RODAS	82
4.2.1	Panorama geral dos ensaios	82
4.2.2	Métricas de vibração	83
4.2.3	Enquadramento no Health Guidance Caution Zone	87
4.3	COMPARAÇÃO COM OS TRABALHOS RELACIONADOS	89
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	93
5.1	TRABALHOS FUTUROS	94
	REFERÊNCIAS	95
	APÊNDICE A – Normas referentes à vibração	101
	APÊNDICE B – RESULTADOS	103

1 INTRODUÇÃO

Nos centros urbanos brasileiros, a condição das calçadas e das vias públicas permanece como um obstáculo à mobilidade e à acessibilidade. Grande parte das cidades apresenta pavimentos irregulares, mal conservados ou construídos em desacordo com os padrões técnicos previstos na legislação vigente, evidenciando negligência na manutenção e fiscalização dessas estruturas. A Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência nº 13.146/2015 garante o direito à mobilidade com segurança, autonomia e acessibilidade, requerendo a eliminação de barreiras nas vias públicas e garantir circulação com segurança e autonomia. Contudo, a situação observada compromete a segurança dos pedestres e, de forma mais severa, dos usuários de cadeiras de rodas, que ficam sujeitos a desconfortos e riscos derivados de vibrações excessivas e desníveis no piso (FARIA, 2015; ROCHA, 2010).

Apesar da existência de leis e normas que definem responsabilidades quanto à construção e manutenção de vias urbanas, essas diretrizes nem sempre são cumpridas de forma adequada. Como exemplo, a Lei Complementar nº 377/2010, artigo 179, do município de Caxias do Sul, estabelece que “os proprietários de terrenos, edificados ou não, localizados em logradouros que possuam meio-fio são obrigados a executar a pavimentação do passeio fronteiro aos seus imóveis e a mantê-los em bom estado de conservação e limpeza” (CAXIAS DO SUL, 2010).

Conforme observado por Faria (2015), identifica-se insuficiência na fiscalização e na conscientização da população, o que compromete a adequada execução, uso e conservação das calçadas públicas. Essas condições precárias podem ocasionar diversos problemas, incluindo obstáculos ao deslocamento de pedestres e à mobilidade urbana, bem como vibrações indesejadas em veículos de apoio, como cadeiras de rodas e carrinhos de bebê.

As vibrações resultam de múltiplos fatores, incluindo a composição do material utilizado, irregularidades na superfície do pavimento e o processo de degradação da via. Entre os principais causadores dessas vibrações, destacam-se defeitos como afundamentos, ondulações, fissuras, trincas e buracos, conforme análise de Rocha (2010). Gerges (2005) enfatiza que a exposição contínua a vibrações pode comprometer o conforto e a segurança dos usuários, impactando tanto aspectos biomecânicos quanto efeitos psicológicos, tais como diminuição da concentração, distúrbios visuais e, em condições extremas, danos fisiológicos permanentes.

Este estudo apresenta o desenvolvimento de um sistema experimental de instrumentação embarcada acoplada a uma cadeira de rodas, visando à aquisição de dados de

vibração durante deslocamentos. A instrumentação, os procedimentos de aquisição e o processamento dos sinais foram conduzidos em conformidade com normas técnicas, incluindo ISO 2631, NHO 09/10 e ISO 8041, bem como metodologias baseadas em estudos correlatos, as quais estabelecem critérios para a colocação dos sensores, taxas de amostragem, implementação de filtros e definição de parâmetros de cálculo. Os resultados obtidos foram comparados a valores de referência e a estudos existentes na literatura, possibilitando a avaliação da coerência dos dados em relação ao estado da arte.

Este estudo não contou com equipamentos de medição especializados de validação definitiva dos sinais captados. Desse modo, a proposta não visa inovação experimental, mas sim uma abordagem exploratória fundamentada em revisão bibliográfica. A validação dos achados foi realizada por meio da comparação com normas técnicas e estudos correlatos, baseando-se em metodologias já estabelecidas. Assim, trata-se de uma pesquisa bibliográfica com aplicação experimental exploratória, cujo valor reside na sistematização do tema e na adaptação das metodologias às condições de recursos restritos.

O estudo apresenta relevância social e acadêmica ao abordar uma problemática de mobilidade urbana que impacta a qualidade de vida de usuários de cadeiras de rodas. A pesquisa incorpora normas técnicas e estudos precedentes relacionados à acessibilidade, estabelecendo uma base para investigações futuras e para o desenvolvimento de soluções destinadas à melhoria das condições de deslocamento em ambientes urbanos. Dentre as aplicações potenciais, destacam-se o mapeamento automatizado, a classificação de trechos urbanos quanto ao nível de conforto vibracional e à implementação de controles inteligentes de velocidade, visando à gestão dos riscos ocupacionais associados à exposição a determinadas frequências durante períodos prolongados.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral

Desenvolver e implementar a instrumentação necessária para aquisição de dados de vibração mecânica, por meio de acelerômetros acoplados a uma cadeira de rodas, durante deslocamentos em ambientes urbanos.

1.1.2 Objetivos específicos

- Integrar sensores de vibração (acelerômetros) ao microcontrolador STM32;
- Projetar e confeccionar os invólucros dos sensores, assegurando sua fixação adequada na cadeira de rodas;
- Implementar o sistema de aquisição e armazenamento local dos dados para posterior análise;
- Conduzir testes exploratórios em deslocamentos urbanos com a cadeira de rodas elétrica, seguindo procedimentos inspirados nos trabalhos relacionados;
- Processar e tratar os dados adquiridos, por meio da ferramenta MATLAB, aplicando filtros e cálculos de acordo com os trabalhos relacionados e as normas referentes ao assunto;
- Validar os resultados obtidos com trabalhos e estudos existentes na literatura técnica e científica sobre vibração de corpo inteiro.

1.2 ESCOPO E RESTRIÇÕES

Este trabalho teve caráter experimental de natureza exploratória e esteve limitado aos seguintes aspectos: (1) Aplicação: o sistema eletrônico foi implementado exclusivamente em uma cadeira de rodas elétrica, considerando a sua montagem e calibração, orientados pelas normas e documentos técnicos; (2) Análise: a investigação foi voltada à avaliação dos níveis de vibração registrados durante o deslocamento, sem abordar riscos clínicos ou efeitos diretos à saúde do usuário; (3) Validação: os resultados obtidos foram comparados com trabalhos e estudos técnicos disponíveis na literatura sobre vibração de corpo inteiro e; (4) Delimitação: não foram avaliados elementos físicos das vias, como tipo de pavimento, dimensões, rampas, acessos de veículos, piso tátil ou demais aspectos construtivos do trajeto.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em cinco capítulos. O Capítulo 1 apresenta a introdução, contendo a contextualização do problema, a justificativa, os objetivos e as restrições da pesquisa. O Capítulo 2 reúne a revisão bibliográfica, abordando conceitos fundamentais sobre vibração mecânica, normas técnicas aplicáveis e trabalhos relacionados. O Capítulo 3 descreve a metodologia, detalhando o desenvolvimento do sistema experimental, os procedimentos de

coleta e tratamento de dados. O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos e sua análise comparativa com referências normativas e estudos prévios. Em suma, o Capítulo 5 traz as conclusões e considerações finais, incluindo sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção apresentam-se os fundamentos essenciais ao desenvolvimento deste estudo experimental. Inicialmente, são definidos os conceitos relativos à vibração mecânica, com ênfase em parâmetros técnicos como amplitude, frequência e padrões de vibração, os quais proporcionam uma base sólida para a análise e interpretação das grandezas físicas envolvidas.

Em seguida, aborda-se a vibração de corpo inteiro, transmitida ao indivíduo por meio de superfícies de contato, tais como pés, costas e assento. Essa abordagem é fundamental para a análise em cadeiras de rodas e para compreender a distribuição da vibração no corpo humano.

Posteriormente, discutem-se os efeitos resultantes da exposição prolongada à vibração sobre o organismo humano, considerando aspectos de conforto e possíveis implicações à saúde. Em determinadas faixas de frequência, podem ocorrer respostas fisiológicas acentuadas que provocam desconforto, fadiga muscular e comprometimento da saúde (ROCHA, 2010; GERGES, 2000). Nesse contexto, a avaliação quantitativa dos níveis de aceleração revela-se imprescindível para identificar riscos potenciais e orientar medidas de controle adequadas.

A seguir, apresentam-se os métodos de medição e instrumentação mais utilizados em estudos de vibração, incluindo a aplicação de acelerômetros, o posicionamento adequado dos sensores, a calibração dos equipamentos e as precauções durante a aquisição de dados. Tais procedimentos são essenciais para assegurar a confiabilidade das medições e a representatividade dos resultados.

Logo após, discutem-se os parâmetros de avaliação da vibração, como valor eficaz (RMS, Root Mean Square), o valor dose de vibração (VDV) e a aceleração normalizada A (8). Esses indicadores transformam sinais brutos em medidas quantitativas de exposição, adequadas às diferentes condições de análise, como trajetos contínuos, eventos transitórios ou exposição acumulada ao longo do tempo. Todos esses cálculos devem ser precedidos da aplicação de filtros de ponderação em frequência, que enfatizam as faixas mais críticas da resposta fisiológica do corpo humano e aprimoram a fidelidade da análise aos efeitos fisiológicos decorrentes da vibração (LOPES, 2012).

Por fim, são apresentados estudos e trabalhos correlatos ao tema, que fornecem fundamentação teórica e metodológica para a estruturação experimental deste projeto. Essas referências abordam aspectos relacionados à instalação dos sensores, aos modos de aquisição e processamento dos dados, além de estratégias de comparação dos resultados obtidos com valores-limite de exposição e critérios de conforto previstos em normas técnicas.

2.1 VIBRAÇÃO MECÂNICA

A vibração mecânica é um fenômeno físico presente desde o funcionamento de máquinas e veículos até a exposição ocupacional e cotidiana de indivíduos. No campo da engenharia, sua análise é essencial tanto para o projeto quanto para manutenção de sistemas dinâmicos e estáticos permitindo adicionar características ao projeto, prever e corrigir falhas e adotar estratégias de manutenção preditiva que aumentam a confiabilidade e segurança, além de reduzir custos de reparo e prolongar a vida útil dos equipamentos. Já na saúde ocupacional, a vibração é tratada como um agente físico capaz de gerar desconforto, fadiga e até patologias quando excede limites estabelecidos por normas técnicas (ISO 2631-1; NHO 09).

2.1.1 Conceitos e definições

A vibração é um movimento oscilatório mecânico de um corpo em torno de uma posição de equilíbrio, que propaga sua energia por um meio físico. Segundo Faria (2015 *apud* Saliba, 2009), vibração ou oscilação é considerada como qualquer movimento que se repete, podendo ser regular ou irregular, após certo intervalo de tempo. Em estudos de saúde ocupacional e biomecânica, a vibração é analisada como um agente físico capaz de afetar o conforto e a saúde humana.

Em termos gerais, a vibração é caracterizada por três parâmetros fundamentais: deslocamento (m), velocidade (m/s) e aceleração (m/s^2). Entre estes, a aceleração é o parâmetro adotado em estudos de saúde ocupacional por refletir de forma direta a energia envolvida e à severidade da excitação no sinal vibratório transmitida ao corpo (BRITO; OLIVEIRA, 2017; ISO 2631-1).

A seleção é respaldada por normativas internacionais, como assinala Margarido (2013), em que a gravidade da exposição humana à vibração é geralmente quantificada em termos de aceleração. Nesse contexto, a intensidade de uma vibração pode ser representada por meio de aceleração *peak-to-peak*, aceleração de pico ou aceleração eficaz (ou equivalente).

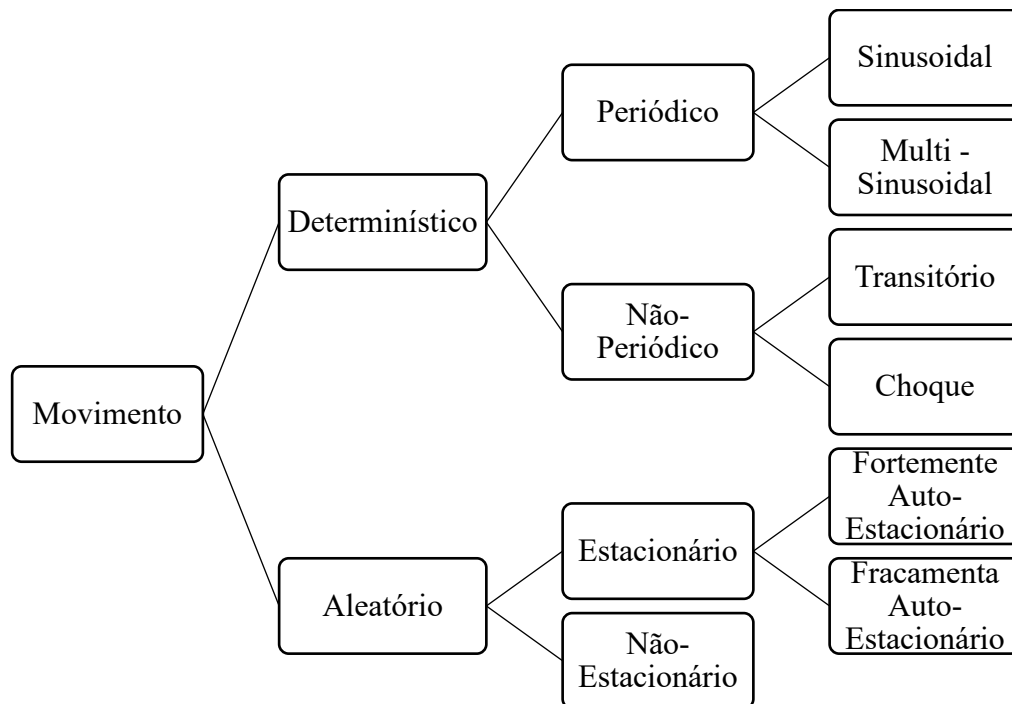
A amplitude do movimento oscilatório determina a magnitude da vibração e a sua taxa de repetição determina a sua frequência em Hertz (Hz). Para expressar quantitativamente essa magnitude, empregam-se parâmetros estatísticos derivados do sinal de aceleração. O mais utilizado é o RMS, que representa o valor eficaz do sinal ao longo de um intervalo de tempo t .

Além do RMS, também existem outros parâmetros usados para avaliar a vibração em situações específicas. O VDV considera o efeito acumulado do sinal e é mais sensível a picos

transitórios, sendo indicado quando há impactos curtos e de alta intensidade (ISO, 1997; ZHAO, 2018). Já $A(8)$ ajusta a exposição medida para uma jornada padrão de oito horas, permitindo comparar diretamente os resultados com os limites de exposição definidos em normas nacionais e internacionais (ISO, 1997; NHO, 2001). Esses índices complementam o RMS e ajudam a representar melhor diferentes condições de vibração, tanto em sinais determinísticos quanto aleatórios. Suas fórmulas são apresentadas e descritas na seção **2.1.5 Parâmetros de Avaliação da Vibração**.

A figura 1 apresenta a categorização dos diferentes tipos de movimento oscilatório proposta por Griffin (1996). Nela, observa-se a divisão entre movimentos determinísticos e aleatórios.

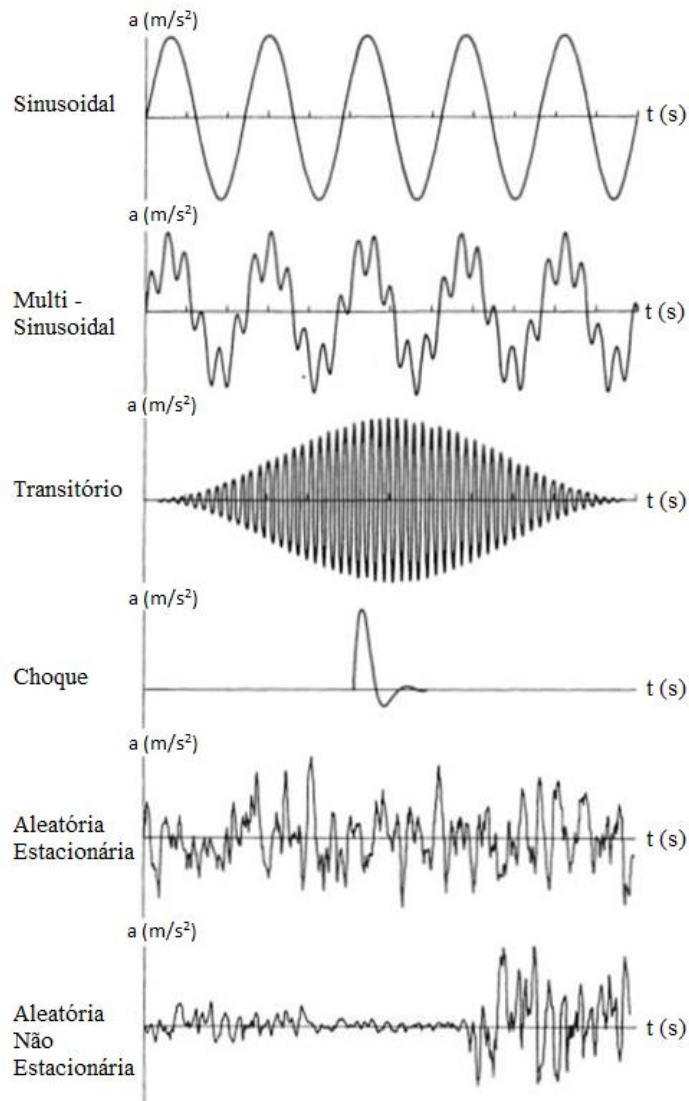
Figura 1 – Categorização do tipo de movimento oscilatório.



Fonte: Griffin (1996).

A figura 2 apresenta exemplos gráficos dos diferentes tipos de movimento oscilatório apresentados anteriormente e descrito por Griffin (1996). O eixo vertical (y) representa a magnitude da vibração em termos de aceleração a (m/s^2), grandeza física adotada nas normas técnicas como, ISO 2631-1 e NHO 09. O eixo horizontal (x) indica o tempo (segundos), possibilitando a análise temporal do sinal.

Figura 2 – Exemplos de ondas de diferentes tipos de movimento oscilatório.



Fonte: Griffin (1996).

No contexto de vibração em cadeira de rodas, as formas sinusoidais e multi-sinusoidais correspondem a vibrações regulares e previsíveis, associadas a fontes de frequência constante (GRIFFIN, 1996). Em cadeiras motorizadas, esse padrão pode estar relacionado ao funcionamento contínuo do motor elétrico ou ao desbalanceamento das rodas. Já em cadeiras manuais, Kwarciak *et al.* (2010) identificaram vibrações periódicas de baixa frequência durante a propulsão, associadas tanto ao ciclo do movimento quanto a irregularidades regulares do terreno.

Os sinais transitórios e de choque representam eventos de curta duração, episódicos e de intensidade elevada, produzidos por impactos pontuais (GRIFFIN, 1996). Esses sinais são observados, por exemplo, quando a cadeira transpõe buracos, guias ou desníveis abruptos. Zhao

(2019) destaca que, em manobras de subida e descida de rampas ocorrem picos de aceleração significativos, transmitidos diretamente ao corpo do usuário. Resultados semelhantes foram relatados por Wolf *et al.* (2007), que observaram vibrações impulsivas associadas a degraus e irregularidades urbanas, com potencial de gerar desconforto e risco de lesões secundárias.

As vibrações aleatórias estacionárias não apresentam periodicidade, mas mantêm propriedades estatísticas estáveis ao longo do tempo. Esse comportamento é característico de trajetos realizados em superfícies com padrão irregular constante, como blocos intertravados e paralelepípedos (VOLPINI; PINOTTI; DUARTE, 2014). Liang e Zhao (2018) confirmaram essa interpretação ao demonstrar que deslocamentos longos sobre pisos repetitivos produzem sinais irregulares, porém estatisticamente estáveis.

As vibrações aleatórias não estacionárias, por outro lado, apresentam variações contínuas de suas propriedades estatísticas e são consideradas as mais representativas do ambiente urbano. Cooper *et al.* (2002) mostraram que trajetos em que há alternância de pisos, como asfalto, blocos, rampas e concreto, geram sinais variáveis e resultam em maior dose acumulada de vibração. Zhao (2019) reforçou essa constatação ao observar que a exposição em condições reais é dominada por padrões não estacionários, caracterizados por mudanças frequentes e pela ocorrência de picos transitórios associados a obstáculos.

2.1.2 Vibração de corpo inteiro

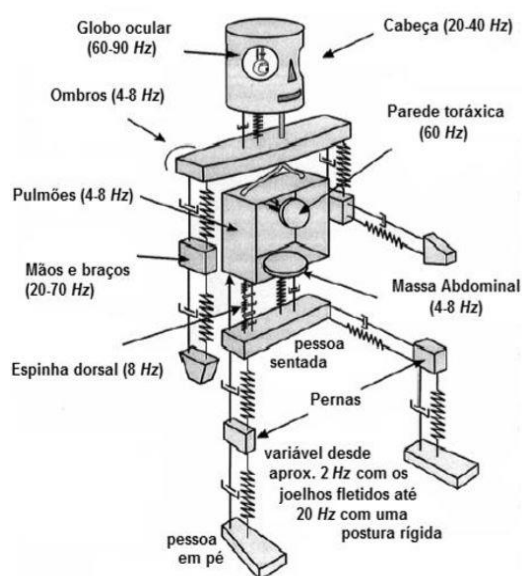
Segundo Griffin (1996), a classificação da vibração no corpo humano é dividida em dois grupos: vibração de corpo inteiro (VCI) e vibração nos segmentos mãos e braços (VSMB). Para o autor, as VCI são transferidas ao organismo de maneira global por meio de uma superfície de contato vibrante, a qual pode estabelecer contato com os pés, costas ou nádegas dos indivíduos em posição sentada. No caso deste projeto experimental, a superfície de contato vibrante é a estrutura da cadeira de rodas. O objeto deste estudo são as vibrações mecânicas na superfície de contato, não as vibrações no indivíduo.

O grau de risco está correlacionado à intensidade da vibração e ao tempo de exposição do indivíduo. Segundo Faria (2015), a vibração pode ocasionar sintomas como desconforto, cefaleia e náusea, cuja severidade é proporcional à magnitude da vibração. O autor aponta que o organismo humano possui uma frequência vibratória intrínseca; quando as vibrações externas coincidem com essa frequência, ocorre o fenômeno da ressonância, caracterizado pela amplificação da resposta vibratória corporal. Essa situação intensifica o impacto sobre o organismo devido ao aumento na amplitude da vibração em condição de ressonância.

A norma ISO 2631-1 (1997) estabelece que as frequências mais relevantes para a vibração de corpo inteiro se encontram entre 1 e 80 Hz, destacando o intervalo de 1 a 20 Hz como o mais crítico para desconforto e possíveis riscos à saúde. Por isso, é necessário diferenciar a influência de cada faixa de frequência quando se avalia a exposição.

A figura 3 mostra um modelo biomecânico teórico das frequências naturais de diferentes regiões do corpo humano (MARGARIDO, 2013). Cada parte do corpo possui uma faixa de resposta mais crítica: a cabeça responde entre 20 e 40 Hz, os globos oculares entre 60 e 90 Hz, enquanto ombros, pulmões e abdômen apresentam maior sensibilidade entre 4 e 8 Hz. A coluna vertebral tende a ressoar em torno de 8 Hz, já mãos e braços respondem em faixas mais altas, entre 20 e 70 Hz. As pernas variam segundo a postura, vibrando em torno de 2 Hz quando os joelhos estão flexionados e podendo chegar a 20 Hz em posição rígida. Esses valores demonstram que os efeitos da vibração não são iguais em todo o corpo, mas dependem da região afetada e de sua frequência natural de ressonância.

Figura 3 – Modelo biomecânico teórico das frequências naturais de partes distintas do corpo humano.



Fonte: Margarido (2013).

Para esse fim, a norma recomenda o uso de filtros de ponderação em frequência, que atribuem maior peso às faixas mais sensíveis do corpo humano. Esses filtros transformam o sinal bruto de aceleração em aceleração ponderada, permitindo uma avaliação mais fiel dos efeitos fisiológicos da vibração. Entre eles, o filtro W_k é indicado para avaliar vibrações em indivíduos sentados, enquanto o W_d é aplicado em situações específicas, como movimentos

laterais. Logo, o processo de ponderação assegura que a análise não considere apenas a magnitude absoluta do sinal, mas também sua relevância biológica.

Dessa maneira, o estudo da vibração de corpo inteiro deve levar em conta três aspectos principais: a intensidade da aceleração, o tempo de exposição e a distribuição em frequência do sinal. A combinação desses fatores possibilita uma análise mais precisa da severidade da exposição e dá suporte aos métodos de medição e aos parâmetros de avaliação que serão apresentados nas seções seguintes.

2.1.3 Efeitos da vibração no corpo humano

A avaliação dos efeitos da vibração de corpo inteiro em pessoas sentadas depende da forma como a vibração externa atua sobre o corpo, sendo caracterizada pela interação entre a magnitude da aceleração ponderada, o tempo de exposição e o conteúdo espectral do sinal. Quando a excitação externa coincide com as frequências naturais de determinadas partes do corpo, ocorre o fenômeno de ressonância que amplifica a resposta mecânica e intensifica o incômodo percebido (FARIA, 2015). As frequências naturais de cada segmento corporal são apresentadas na figura 3 da seção anterior, como 4 a 8 Hz para o tronco e abdômen, 8 Hz para a coluna, 20 a 40 Hz para a cabeça e 60 a 90 Hz para os globos oculares (MARGARIDO, 2013).

As respostas fisiológicas do organismo à vibração externa apresentam-se de formas variadas, influenciadas pela direção, intensidade e duração da estímulo. Os efeitos predominantes compreendem desconforto, fadiga postural, cefaleia, náusea, alterações visuais e diminuição da estabilidade corporal, sendo que a gravidade desses sintomas proporcionalmente aumenta com a intensificação e prolongamento da exposição (FARIA, 2015). Na postura sentada, o assento constitui o principal ponto de transmissão da vibração, configurando-se como o local preferencial para a realização de medições destinadas à avaliação do desconforto e dos riscos à saúde associados (WOLF *et al.*, 2007; FARIA, 2015; ZHAO, 2019).

A compreensão da gravidade desses efeitos requer a correlação entre o nível de aceleração ponderada e o tempo de exposição, possibilitando a estimativa da probabilidade de desconforto e dano fisiológico. A figura 4 ilustra as zonas de alerta e de risco à saúde decorrentes da combinação dessas variáveis, evidenciando que níveis elevados de aceleração, mesmo por períodos breves, podem produzir efeitos comparáveis aos gerados por níveis inferiores mantidos por um intervalo prolongado. Os valores considerados referem-se a exposições típicas entre 4 e 8 horas, com acelerações variando de 0,63 a 1,0 m/s². Apesar de

usuários de cadeiras de rodas nem sempre permanecerem expostos por períodos contínuos extensos, a vibração ocorre de forma repetitiva durante o uso diário, podendo levar ao desenvolvimento de desconforto cumulativo e representar risco à saúde.

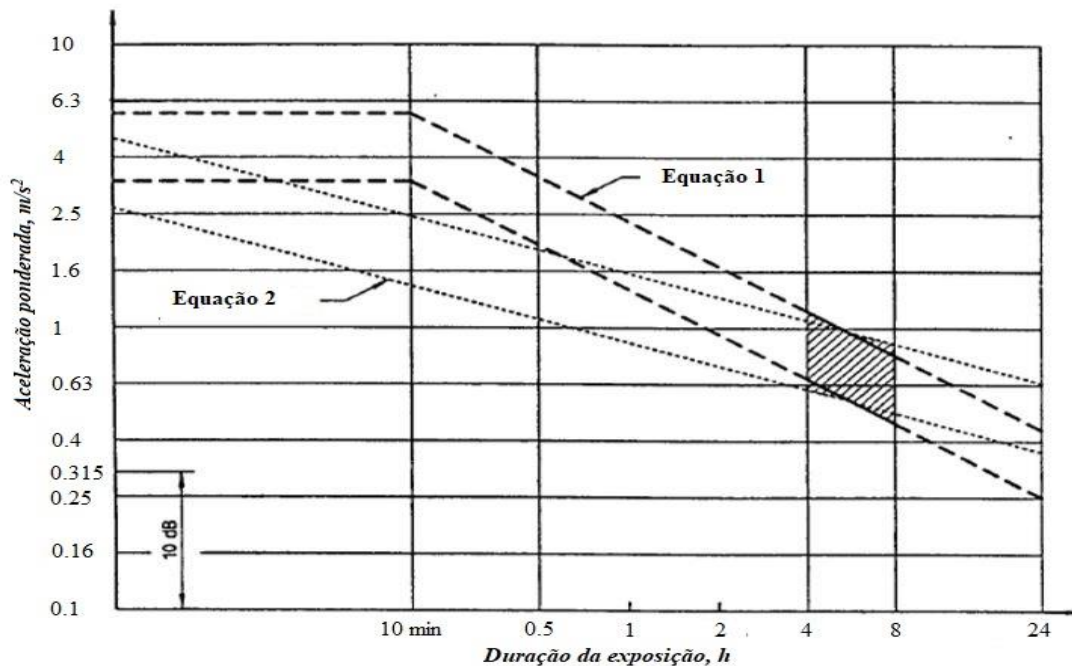
A figura 4 apresenta as curvas correspondentes às equações (1) e (2), que descrevem a relação entre o nível de aceleração e o tempo de exposição à vibração. A equação (1) representa situações contínuas e regulares, baseadas no RMS, enquanto a equação (2) descreve casos com picos transitórios ou choques, associados ao VDV.

$$a_{w1} * T_1^{0.5} = a_{w2} * T_2^{0.5} \quad (1)$$

$$a_{w1} * T_1^{0.25} = a_{w2} * T_2^{0.25} \quad (2)$$

onde, a_w representa a aceleração ponderada (m/s^2) e T o tempo de exposição (s).

Figura 4 – Gráfico da zona de potencial risco a saúde.



Fonte: Margarido (2013), baseado na ISO 2631-1 (1997).

A tabela 1 apresenta valores de alerta e risco de acordo com diferentes tempos contínuos de exposição, permitindo estimar a severidade potencial quando se comparam trajetos ou rotinas de uso. Nota-se que, à medida que o tempo aumenta, o nível admissível de aceleração para a mesma faixa de cautela diminui.

Tabela 1 – Valores da zona de risco.

Tempo (h)	Aceleração (m/s²) - Risco	Aceleração (m/s²) - Alerta
4	1,089	0,554
6	0,891	0,500
8	0,829	0,433
10	0,784	0,387
12	0,749	0,354

Fonte: Elaboração própria, adaptado de ISO 2631-1 (1997).

A Tabela 2 complementa a análise ao fornecer a reação provável dos usuários em função do nível de aceleração eficaz. Essa associação entre os valores medidos e a percepção subjetiva contribui para a interpretação dos resultados e para a correlação com o conforto percebido.

Tabela 2 – Nível de aceleração e desconforto provável.

Aceleração eficaz (m/s²)	Reação provável
< 0,315	Não é desconfortável
0,32 - 0,63	Razoavelmente desconfortável
0,63 – 1	Um pouco desconfortável
1 - 1,6	Desconfortável
1,6 - 2,5	Muito desconfortável
> 2,5	Extremamente desconfortável

Fonte: Faria (2015) baseado na ISO 2631(1997).

A exposição a níveis de vibração acima do limiar de conforto pode provocar sobrecarga musculoesquelética e alterações neuromusculares, especialmente na região lombar e na musculatura paravertebral (FARIA, 2015; WOLF *et al.*, 2007; ZHAO, 2019; MOHAMED *et al.*, 2022). Manter-se em posição sentada por períodos prolongados favorece o desenvolvimento de fadiga postural, rigidez muscular e dor lombar, com esses efeitos sendo exacerbados quando a excitação externa ocorre em faixas próximas às frequências naturais do tronco e da coluna vertebral, entre 4 e 8 Hz.

Além disso, a exposição à vibração pode ocasionar distúrbios sensoriais, tais como visão borrada, tontura, cefaleia e náusea, particularmente nas faixas de frequência de 20 a 40 Hz (região da cabeça) e de 60 a 90 Hz (globos oculares). Quando os deslocamentos ocorrem sobre superfícies rígidas ou irregulares, picos transitórios elevam as medidas de aceleração ponderada por velocidade de pico (VDV) e aumentam o desconforto percebido, mesmo na ausência de valores elevados de RMS (ZHAO, 2019; COOPER *et al.*, 2002; MOHAMED *et al.*, 2022).

A intensidade dos efeitos vibroacústicos resulta de fatores como a condição do pavimento, a velocidade de deslocamento, a carga do usuário, as características do assento e a postura adotada. Superfícies descontínuas, tais como blocos intertravados, paralelepípedos ou irregularidades na superfície, tendem a elevar os valores de RMS, VDV e MTVV, enquanto superfícies mais homogêneas proporcionam sinais mais estáveis (VOLPINI, 2014). Entre as estratégias de mitigação, destacam-se o ajuste da velocidade operacional, a seleção de rotas com melhores condições de manutenção, o uso de almofadas e assentos viscoelásticos adequados e, quando disponíveis, a implementação de sistemas de suspensão próximos às rodas, os quais demonstram reduzir significativamente a transmissão de vibração ao corpo e aprimorar o conforto do usuário (NETI *et al.*, 2024).

2.1.4 Métodos de medição e instrumentação

A medição da vibração de corpo inteiro em usuários de cadeiras de rodas exige o uso de instrumentação adequada, devidamente calibrada e posicionada de forma a representar a exposição real do indivíduo. Diversos trabalhos destacam a necessidade de seguir os critérios estabelecidos em normas internacionais para garantir comparabilidade entre estudos. Wolf *et al.* (2007) enfatizam que o correto alinhamento dos sensores é indispensável para a obtenção de resultados consistentes, enquanto Faria (2015) ressalta que a padronização das condições de ensaio é fundamental para que os limites de exposição possam ser aplicados de maneira

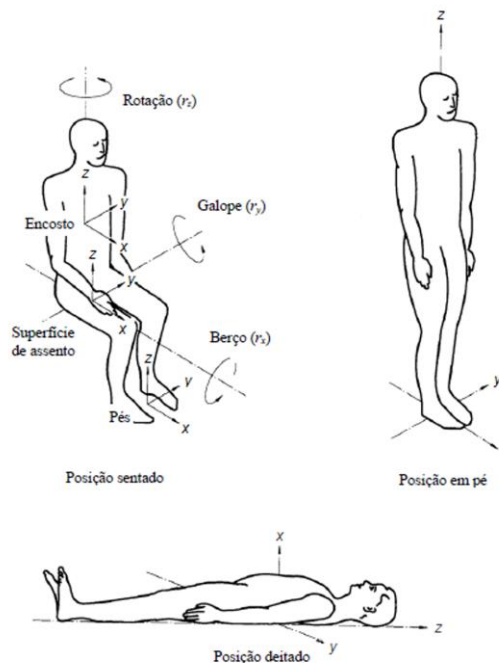
confiável. Margarido (2013), ao analisar a aplicação da ISO 2631-1 (1997), observa que a norma não se limita a indicar procedimentos de medição, mas também define parâmetros de ponderação em frequência que aproximam a análise da resposta fisiológica do corpo humano.

2.1.4.1 Sistema de coordenadas e eixos de medição

Versões antigas da ISO 2631 usavam o chamado sistema anatômico, em que a origem estava próxima ao coração e os eixos eram definidos a partir de partes específicas do corpo. Esse modelo tinha limitações porque não representava bem as condições de contato da vibração e dificultava a instalação prática dos sensores (MARGARIDO, 2013).

A figura 5 mostra o sistema basicêntrico aplicado às posições sentado, em pé e deitado, com três movimentos de translação (x , y , z) e três de rotação (r_x , r_y , r_z). Para Margarido (2013), esse sistema é o mais adequado em estudos de vibração de corpo inteiro porque descreve os movimentos em relação ao corpo humano, aproximando a análise da forma como o indivíduo percebe a vibração.

Figura 5 – Sistema basicêntrico de coordenadas em posição sentado, em pé e deitado.



Fonte: Margarido (2013), baseado na NP-ISO 2631-1.

As versões mais recentes das normas, como a ISO 2631-1 e a BS 6841, adotaram o sistema de referência baseado nos pontos de apoio, compreendendo assento, encosto e pés. Essa

abordagem permite que os eixos sejam definidos de acordo com a posição do corpo: por exemplo, o eixo X é horizontal quando o indivíduo está em pé e passa a ser vertical na posição deitado. A padronização promovida por esse sistema facilita a comparação entre diferentes estudos e aumenta a consistência dos ensaios (WOLF *et al.*, 2007; ZHAO, 2019).

2.1.4.2 Posicionamento dos sensores

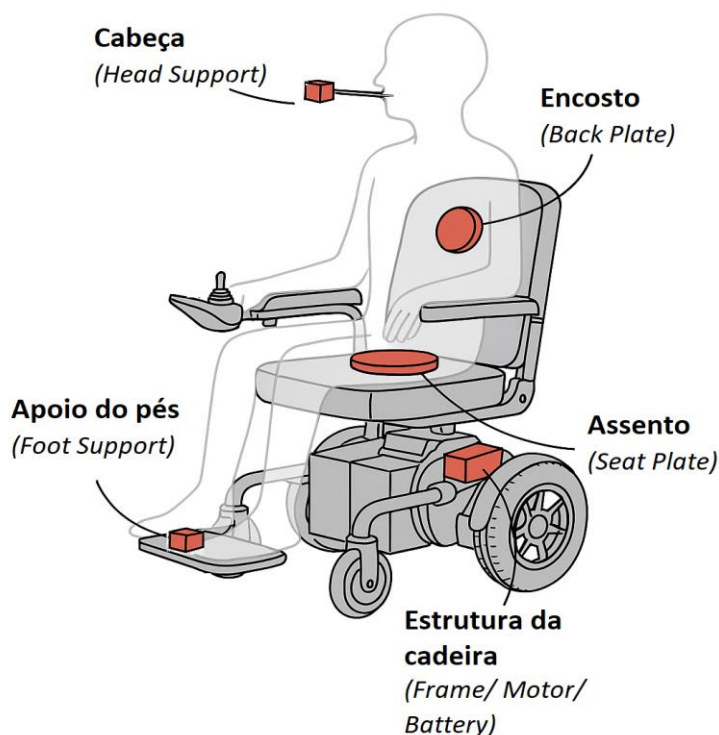
Na maior parte dos estudos, o assento é considerado o ponto de referência principal para a mensuração da vibração em indivíduos em posição sentada. Wolf *et al.* (2007) e Faria (2015) salientam que os níveis máximos de vibração se manifestam nesta região, justificando sua utilização como padrão pelas normas técnicas. Zhao (2019) também adotou o assento como base na análise de cadeiras de rodas elétricas, efetuando comparações com os valores aferidos no encosto e nos apoios dos pés. Margarido (2013) reafirma a relevância do assento como referência normativa, embora enfatize que a medição em pontos adicionais contribui para compreender a propagação da vibração ao longo do corpo.

A figura 6 ilustra os principais locais de instalação dos sensores, tendo como base a literatura especializada. O assento (*Seat pad*) constitui o ponto de referência primário, de acordo com as normas ISO 2631-1 e ISO 10326-1, sendo responsável pela medição da vibração transmitida ao corpo na região de contato com o assento. Geralmente, nesse local são registrados os maiores valores de vibração (WOLF *et al.*, 2007; FARIA, 2015; ZHAO, 2019).

O encosto (*Back plate*) avalia a vibração incidente na região do tronco e da coluna vertebral. Segundo Zhao (2019), foram identificadas diferenças significativas entre os níveis de vibração transmitidos pelo assento e pelo encosto, especialmente em usuários que utilizam suporte torácico. O apoio de pés (*Foot support*) mede a vibração nos membros inferiores. Wolf *et al.* (2007) observaram que, em superfícies irregulares, essa região pode contribuir de maneira relevante para a transmissão de vibração, embora com intensidade inferior à do assento.

A cabeça (*Head support*) é usada em estudos que analisam a vibração chegando até a região cervical e craniana. Margarido (2013) comenta que esse ponto pode estar ligado a desconforto no pescoço e até fadiga visual. Alguns trabalhos usam uma haste apoiada pela boca, com o sensor próximo à testa. Na estrutura da cadeira (*Frame/motor/bateria*), os sensores são instalados junto às baterias ou motores. Zhao (2019) usou esse ponto para comparar a vibração que entra na cadeira, com a que de fato chega ao usuário.

Figura 6 – Posicionamento dos sensores em cadeira de rodas elétrica.



Fonte: Elaboração própria (2025), baseando-se em Wolf *et al.*, (2007), Zhao (2019; Margarido (2013) e nas normas ISO 2631-1 (1997) e ISO 10326-1 (2016).

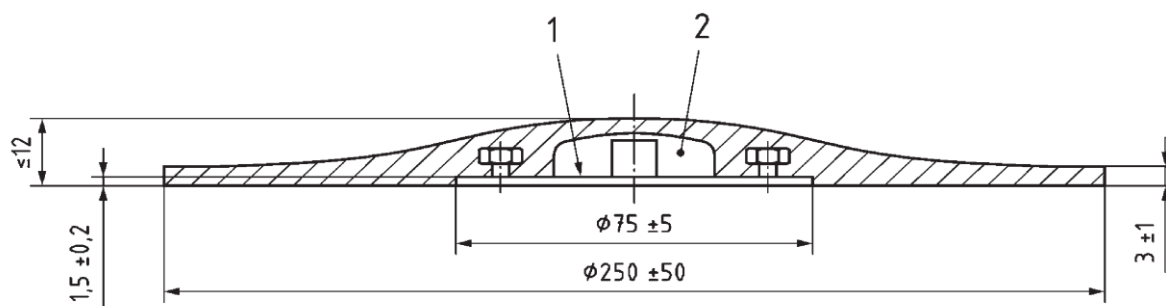
Estabelecida pela ISO 2631-1, a análise de vibração deve ser conduzida de forma individualizada para cada ponto de medição. O assento constitui a referência normativa principal, enquanto os demais locais de medição contribuem para complementar a avaliação, evidenciando a distribuição da vibração entre diferentes regiões do corpo e componentes do mobiliário. Estudos realizados por Wolf *et al.* (2006; 2007) e Zhao (2019) corroboram essa abordagem, empregando medições em pés, encosto e estrutura como informações suplementares, sem que estas substituam os dados obtidos no assento.

No caso do uso de múltiplos sensores, os valores não devem ser agregados por soma direta; a norma recomenda o cálculo da aceleração ponderada em cada eixo e, se necessário, a obtenção de um valor composto por meio do método RMS (MARGARIDO, 2013). Conseqüentemente, garante-se que a comparação com os requisitos normativos seja fundamentada predominantemente nos dados do assento, enquanto as medições adicionais fornecem informações sobre a transmitância da vibração, permitindo uma avaliação detalhada considerando os objetivos específicos do estudo.

2.1.4.3 *Seat plate* de montagem (ISO 10326-1)

Para medições no assento, a ISO 10326-1 (2016) estabelece o uso de um disco de montagem semi-rígido, conhecido como *seat pad*. Como mostrado na figura 7, o dispositivo deve ter diâmetro de $250 \text{ mm} \pm 50 \text{ mm}$, altura máxima de 12 mm e ser fabricado em polímero ou borracha com dureza entre 80 e 90 Shore A¹. Além do mais, deve possuir uma cavidade central para alojamento do acelerômetro e um reforço metálico interno de $75 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$ de diâmetro e $1,5 \pm 0,2 \text{ mm}$ de espessura. Essa configuração garante que a vibração seja transmitida de forma fiel, sem introduzir ressonâncias artificiais.

Figura 7 – Dimensões normativas do *Seat pad*. (1) disco metálico para rigidez central adicional; (2) cavidade apropriada para acomodação do acelerômetro.



Fonte: ISO 10326-1 (2016).

Embora a norma especifique claramente as características do *seat pad*, diferentes trabalhos mostram que, na prática, adaptações são feitas em consonância com os recursos disponíveis e os objetivos da pesquisa. Wolf *et al.* (2007) e Volpini, Pinotti e Duarte (2014) relatam o uso de chapas rígidas simples como base para os sensores, sem atender integralmente às exigências da norma. No estudo de Faria (2015), os sensores foram fixados em estruturas de madeira do assento, solução prática, mas que compromete a padronização. Por outro lado, Zhao (2019) empregou kits de aquisição de dados desenvolvidos segundo a ISO 10326-1, garantindo a fidelidade aos requisitos técnicos e maior comparabilidade com outros estudos.

Essas variações mostram que o método precisa ser adaptado de caso a caso, mas fica claro que a forma mais correta é aquela prevista na ISO 10326-1, por ser o procedimento reconhecido internacionalmente. Deste modo, o uso do *seat pad* normatizado é a forma

¹Shore A: materiais macios a médios. Vai de 0 (muito macio) a 100 (duro). Ex.: borracha.
Shore D: materiais mais duros (plásticos rígidos). Vai de 0 a 100. Ex.: PLA/ABS.

recomendada, enquanto alternativas simplificadas devem ser interpretadas com cautela em relação à fidelidade dos resultados.

2.1.4.4 Taxa de amostragem, calibração e filtros de ponderação

Para assegurar a padronização metodológica e garantir que os resultados obtidos sejam comparáveis, reprodutíveis e cientificamente válidos, é necessário seguir alguns cuidados básicos. Entre eles estão a definição da taxa de amostragem, a calibração dos sensores e a aplicação dos filtros de ponderação, que constituem etapas fundamentais para a correta leitura e análise dos dados. Esses procedimentos influenciam diretamente a resolução com que os sinais são captados, a confiabilidade das medições e a adequação dos resultados aos critérios estabelecidos pelas normas técnicas relacionadas ao assunto.

A ISO 8041 (2005) recomenda uma taxa mínima de amostragem de 160 Hz, já que a faixa relevante para a vibração de corpo inteiro alcança cerca de 80 Hz. Essa indicação é devida ao teorema de Nyquist, em que determina que a frequência de amostragem deve ser ao menos o dobro da maior frequência a ser analisada, evitando erros de distorção. Faria (2015) cita essa exigência normativa e utilizou 200 Hz, enquanto Wolf *et al.* (2007) trabalharam com 400 Hz para ampliar a resolução das medições. Zhao (2019) também destaca que valores acima do mínimo são recomendados para garantir uma maior resolução temporal e reduzir perdas de informação.

A calibração dos sensores é um ponto fundamental para assegurar a confiabilidade das medições, sendo normalmente realizada em laboratório com o uso de calibradores de vibração (*shakers*), equipamentos que aplicam acelerações conhecidas em diferentes frequências, permitindo verificar a sensibilidade e a linearidade dos acelerômetros. Esse procedimento é recomendado em documentos complementares como a ISO 8041 (2005) e a ISO 10326-1 (2016). Regazzi e Ximenes (2005) ressaltam que a calibração deve levar em conta não apenas o transdutor, mas também cabos, conectores e amplificadores, já que cada elemento do sistema pode influenciar o sinal final.

Em situações em que não há disponibilidade de calibradores certificados, pode-se recorrer a chamada calibração funcional, que consistem em zerar o sensor em repouso e verificar sua resposta nas diferentes escalas de medição (± 2 g, ± 4 g, ± 8 g e ± 16 g). Embora não substitua a calibração em laboratório, essa prática é reconhecida como alternativa válida em condições práticas (ZHAO, 2019).

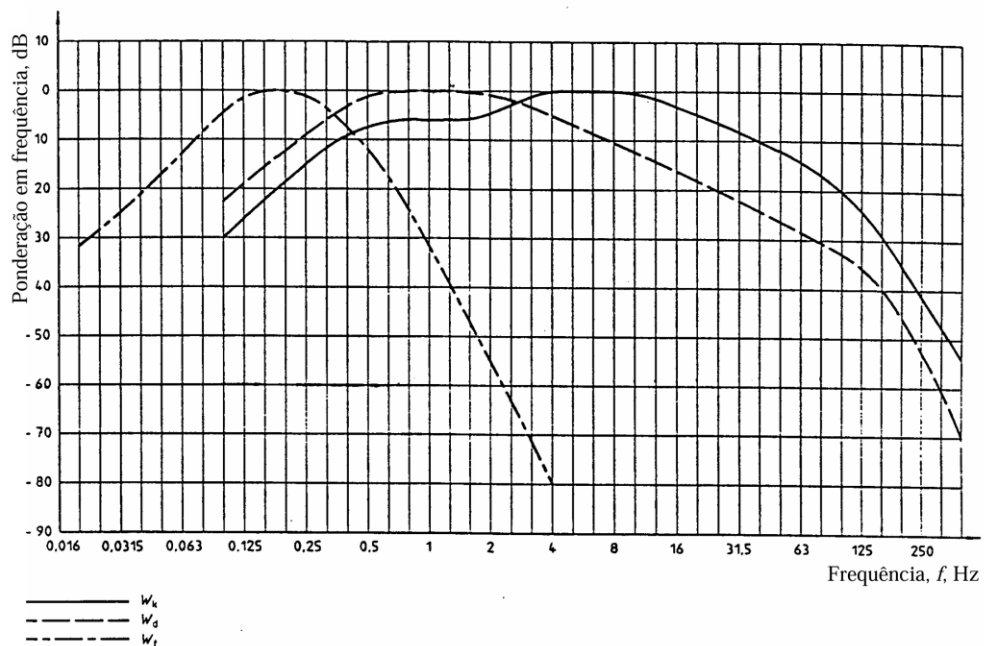
A própria ISO 8041 (2005) reconhece a limitação e recorre a calibração funcional, afirmando:

Para medições de vibração de corpo inteiro em baixas frequências, há poucos dispositivos de calibração disponíveis. A alternativa é realizar verificações em aceleração estática (isto é, inverter o transdutor, proporcionando uma variação de 2 g na aceleração) ou testar em frequências muito acima da faixa de medição; nenhuma dessas opções é ideal (ISO 8041, 2005, p. 7, tradução nossa).

Após a coleta, os sinais de aceleração devem ser processados digitalmente com a aplicação de filtros de ponderação em frequência. Esses filtros, ajustam a resposta do sinal de acordo com a sensibilidade fisiológica do corpo humano, atribuindo maior peso às frequências mais críticas para o organismo e reduzindo a influência das menos relevantes. Wolf *et al.* (2007) destacam que a aplicação desses filtros, em conformidade com a ISO 2631-1, é uma etapa obrigatória para a análise de vibração de corpo inteiro. O mesmo procedimento também é previsto na NHO 09, o que reforça sua adoção tanto em normas internacionais quanto em documentos nacionais (FUNDACENTRO, 2001).

Entre os filtros definidos pela norma ISO 2631-1 (1997), o W_k é aplicado ao eixo vertical em pessoas sentadas, dando maior peso à faixa entre 4 e 8 Hz, associada à ressonância lombar. Já o W_d é utilizado nos eixos horizontais (X e Y), enfatizando frequências entre 1 e 2 Hz, relacionadas a movimentos anteroposteriores e laterais. Outros filtros, como W_b e W_p , podem ser empregados em análises específicas, como em pessoas em pé ou deitadas. Margarido (2013) e Zhao (2019) reforçam que a utilização desses filtros garante que os índices de avaliação, como RMS, VDV e $A(8)$, representem de forma mais fiel os efeitos fisiológicos da vibração.

Nos gráficos de ponderação da figura 8, o eixo horizontal representa a frequência em Hz, geralmente em escala logarítmica, enquanto o eixo vertical indica o ganho em decibéis (dB). Valores próximos de 0 dB significam que a frequência é mantida sem alteração, valores positivos indicam reforço e valores negativos representam atenuação. Em vista disso, vibrações muito lentas abaixo de 1 Hz, e muito rápidas acima de 20 Hz, recebem menor peso. Enquanto as intermediárias, justamente as que mais afetam o corpo humano, recebem um ganho. Essa representação gráfica ajuda a compreender por que os filtros são indispensáveis na análise, permitindo visualizar como diferentes faixas de frequência contribuem de maneira desigual para o cálculo dos parâmetros normativos (ISO 2631-1, 1997; NHO 09, 2001).

Figura 8 – Curvas de ponderação W_k , W_d e W_t .

Fonte: NP-2631-1 (1997).

Os filtros de ponderação podem ser implementados de duas maneiras distintas. No domínio do tempo, a função de transferência é aplicada diretamente ao sinal bruto de aceleração por meio de filtros digitais, frequentemente desenvolvidos em ambientes computacionais como o MATLAB. Essa abordagem mantém a evolução temporal do sinal, possibilitando o cálculo de parâmetros normativos, como RMS, VDV e $A(8)$, além de permitir a detecção de eventos transitórios, como impactos curtos. Foi essa a metodologia empregada por Faria (2015), ao aplicar filtros digitais em MATLAB para análise de dados de vibração em cadeiras de rodas. Contudo, sua limitação reside na incapacidade de fornecer, de forma direta, a contribuição individual de cada faixa de frequência para o resultado obtido.

No domínio da frequência, o sinal é descomposto em bandas de 1/3 de oitava, sendo atribuído a cada faixa o ganho correspondente à curva de ponderação. Essa metodologia possibilita a identificação das faixas de frequência que concentraram maior energia vibratória, facilitando a detecção de ressonâncias no corpo humano e permitindo comparações espectrais entre diferentes condições experimentais. Wolf *et al.* (2007) empregaram análise em bandas de 1/3 de oitava para detectar variações na transmissibilidade em superfícies pavimentares. A limitação dessa abordagem reside na redução da resolução temporal, tornando-a menos adequada para a avaliação de eventos rápidos. A norma ISO 8041 (2005) aceita ambas as metodologias, desde que observadas as tolerâncias estabelecidas, permitindo ao pesquisador selecionar a técnica mais apropriada aos objetivos do estudo.

2.1.5 Parâmetros de avaliação da vibração

Para avaliar a vibração de corpo inteiro não basta observar apenas o sinal bruto coletado, são necessários parâmetros que transformem esses dados em medidas capazes de quantificar a exposição e permitir comparações com normas. A ISO 2631-1 (1997) apresenta cinco principais parâmetros: o RMS², o VDV, o eVDV, o MTVV e A(8). Esses parâmetros só possuem significado fisiológico quando calculados a partir da aceleração ponderada, obtida após a aplicação dos filtros normativos, e considerando os ajustes de peso dos fatores multiplicativos definidos para cada eixo de medição (MARGARIDO, 2013; FARIA, 2015).

O RMS representa a energia média da vibração ao longo de um determinado intervalo de tempo. Ele descreve o nível contínuo de vibração ao qual o corpo está exposto. Este é o parâmetro mais amplamente utilizado em estudos e normas internacionais por refletir a intensidade global do sinal em termos de energia (BRITO; OLIVEIRA, 2017; ISO 2631-1, 1997).

O cálculo do RMS segue a definição da ISO 2631-1 (1997), sendo determinado pela raiz quadrada da média dos quadrados das acelerações ponderadas no tempo, pode ser visto na equação 3:

$$a_w = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [a_w(t)]^2 dt} \quad (3)$$

onde $a_w(t)$ é a aceleração ponderada instantânea (m/s^2) e T o tempo (s) total de medição.

Esse parâmetro representa o nível médio de excitação vibratória registrado, sendo particularmente adequado para avaliar trajetos com vibrações contínuas ou repetitivas, como deslocamentos sobre superfícies de asfalto, cerâmica ou blocos regulares.

O VDV é um parâmetro definido para quantificar o efeito acumulado da vibração ao longo do tempo. Diferente do RMS, que representa a energia média, o VDV leva em conta os picos e choques de curta duração, pois considera a aceleração ponderada elevada à quarta potência no cálculo, segundo a equação 4:

²Neste trabalho, os termos valor quadrático médio, valor eficaz e RMS são utilizados como equivalentes, conforme a ISO 2631-1 e a NHO-09; após a primeira menção, adota-se RMS como forma abreviada.

$$VDV = \left(\int_0^T [a_w(t)]^4 dt \right)^{\frac{1}{4}} \quad (4)$$

em que $a_w(t)$ é a aceleração ponderada instantânea (m/s^2) e T o tempo (s) total de medição.

O VDV é sensível a vibrações irregulares e transitórias, por exemplo: causadas por buracos, rampas ou desníveis abruptos em vias urbanas (WOLF *et al.*, 2007; FARIA, 2015; ZHAO, 2019). Quanto maior o VDV, maior é a severidade da vibração, indicando desconforto e possível risco à saúde em exposições mais longas.

A norma ISO 2631-1 (1997) também apresenta uma forma simplificada de cálculo chamada eVDV, que é usada quando o sinal completo da aceleração não está disponível, por exemplo: em medições rápidas ou em equipamentos que não gravam todos os dados do tempo. O eVDV é calculado a partir do valor RMS e do tempo de exposição, pode ser observado na Equação 5:

$$eVDV = 1,4 \times a_w T^{\frac{1}{4}} \quad (5)$$

onde, a_w é a aceleração ponderada (m/s^2) e T o tempo (s) total de medição.

Essa equação fornece uma estimativa aproximada do VDV real, adequada para situações em que se pretende apenas uma análise preliminar da dose de vibração (MOHAMED *et al.*, 2022). Contudo, por não incorporar o conteúdo de alta frequência e os picos instantâneos do sinal, o eVDV tende a subestimar a exposição real quando há choques significativos.

Em estudos experimentais com aquisição de dados completos, como os de Wolf *et al.* (2007) e Faria (2015), recomenda-se o cálculo integral do VDV tendo em conta a norma. Já o eVDV é indicado apenas para medições rápidas ou avaliações de campo em que não se dispõe do registro contínuo da aceleração. Deste jeito, o VDV e o eVDV representam a mesma grandeza física, a dose acumulada de vibração, porém o primeiro expressa o valor real obtido pela integração do sinal, enquanto o segundo constitui uma estimativa simplificada baseada no RMS e na duração da exposição.

O MTVV é um parâmetro definido pela ISO 2631-1 (1997) para representar o pico máximo do valor eficaz em contínuo ao longo do período de medição. Diferentemente do RMS, que expressa a energia média da vibração, o MTVV permite identificar picos de vibração de

curta duração, como choques, ao longo do tempo de exposição que podem causar desconforto perceptível, mesmo que o nível médio global permaneça moderado.

O cálculo do MTVV é baseado na média quadrática da aceleração ponderada calculada dentro de uma janela de integração de curta duração (τ), tal como a Equação 6:

$$a_w(t_0) = \left\{ \frac{1}{\tau} \int_{t_0-\tau}^{t_0} [a_w(t)]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (6)$$

onde, $a_w(t)$ é a aceleração ponderada instantânea (m/s^2), já filtrada conforme as curvas normativas, τ é o tempo de integração e t_0 representa o instante de observação. O MTVV é então definido como o maior valor de $a_w(t_0)$ obtido durante todo o registro, segundo a equação 7:

$$MTVV = \max[a_w(t_0)] \quad (7)$$

MTVV representa o pico do valor eficaz móvel da aceleração ponderada (m/s^2), o ponto de maior intensidade vibratória percebida dentro de uma janela de $\tau=1$ segundo. Isto posto, ele fornece uma visão mais sensível a eventos transitórios do que o RMS tradicional, sendo indicado para trajetos que envolvem impactos isolados, rampas, degraus ou desníveis abruptos.

Em estudos experimentais, como os de Wolf (2007) e Mohamed (2022), o MTVV foi utilizado em conjunto com o RMS e o VDV para caracterizar as vibrações transitórias em cadeiras de rodas. Esses trabalhos demonstram que o MTVV complementa os demais parâmetros ao destacar os picos mais intensos da vibração, que podem causar desconforto perceptível mesmo quando o nível médio global permanece dentro de limites aceitáveis.

A A(8) ajusta os valores medidos para uma jornada padrão de 8 horas, permitindo comparação direta com os limites de exposição ocupacional, conforme equação 8:

$$A(8) = a_w \cdot \sqrt{\frac{T}{T_0}} \quad (8)$$

onde T é o tempo real de exposição e T_0 corresponde a 8 horas. Esse parâmetro é muito usado na NHO 09 e na própria ISO 2631-1 para determinar se a exposição diária ultrapassa os

limites aceitáveis (FUNDACENTRO, 2001). Nos estudos de Faria (2015) e Wolf *et al.* (2007), o $A(8)$ foi utilizado para padronizar as medições e permitir a comparação entre diferentes superfícies e velocidades de deslocamento. O parâmetro sintetiza, em um único valor, o nível médio de vibração e o tempo de exposição, sendo útil tanto para avaliar o conforto quanto para estimar o potencial de risco fisiológico.

Todos esses parâmetros dependem da aplicação dos filtros de ponderação em frequência, já discutidos na seção anterior. Eles são responsáveis por destacar as faixas críticas de sensibilidade do corpo humano, como entre 4 e 8 Hz no eixo vertical, e entre 1 e 2 Hz no eixo longitudinal (MARGARIDO, 2013). Portanto, a aceleração ponderada representa com maior precisão o efeito fisiológico da vibração, diferindo da aceleração bruta como abordado na seção anterior.

A aplicação prática da ponderação pode ser feita de duas formas. No domínio do tempo, utilizam-se filtros digitais, implementados em softwares como o MATLAB, que aplicam a função de transferência normativa diretamente ao sinal amostrado. Essa abordagem preserva a evolução temporal do sinal e permite calcular RMS, VDV e $A(8)$ diretamente. Já no domínio da frequência, o sinal é decomposto em bandas de 1/3 de oitava, e cada faixa recebe o ganho definido pela curva de ponderação, sendo depois combinadas em energia. A ISO 8041 (2005) admite ambas as rotas, desde que respeitadas as tolerâncias da norma. Faria (2015) aplicou o método digital em MATLAB, enquanto Wolf *et al.* (2007) optaram pela análise em bandas de 1/3 de oitava.

Um aspecto importante é não confundir os filtros de ponderação com os fatores multiplicativos normativos. Os filtros (W_k , W_d etc.) modificam o sinal em função da frequência, aproximando a análise da resposta fisiológica do corpo. Já os fatores k_x , k_y , k_z são aplicados depois da ponderação, no momento de combinar os eixos ortogonais. Para indivíduos sentados, a ISO 2631-1 define $k_z = 1,0$ para o eixo vertical e $k_x = k_y = 1,4$ para os horizontais, refletindo que vibrações anteroposteriores e laterais têm maior impacto sobre o organismo. O valor combinado pode ser expresso pela equação 9:

$$a_v = \sqrt{(k_x a_{wx})^2 + (k_y a_{wy})^2 + (k_z a_{wz})^2} \quad (9)$$

Onde, a_{wx} , a_{wy} e a_{wz} são as acelerações ponderadas (m/s^2) em cada eixo. Então, o assento continua sendo o ponto de referência normativa, mas a aplicação dos fatores permite dar o peso adequado a cada direção de movimento.

Além dos parâmetros normativos, alguns estudos também utilizam a FFT como ferramenta complementar. Embora não seja prevista como parâmetro normativo, a FFT permite analisar o conteúdo em frequência do sinal e identificar quais bandas são predominantes. Essa técnica auxilia a verificar ressonâncias específicas e complementar a análise baseada no tempo. Volpini, Pinotti e Duarte (2014) aplicaram FFT para estudar vibração em diferentes pavimentos urbanos, enquanto Zhao (2019) a utilizou em laboratório para avaliar a transmissibilidade de assentos em diferentes condições.

A tabela 3 resume os principais parâmetros empregados na avaliação de vibração, suas aplicações, vantagens, limitações e estudos que os utilizaram. Embora RMS, VDV e A(8) sejam consolidados como referência normativa, a FFT aparece como recurso complementar em pesquisas aplicadas.

Tabela 3 – Parâmetros de avaliação da vibração de corpo inteiro segundo normas internacionais e estudos aplicados, destacando suas aplicações, vantagens e limitações.

(continua)

Parâmetro	Aplicação	Vantagens	Limitações
RMS	Vibrações contínuas em trajetos regulares	Simples, direto, amplamente aceito pelas normas	Pouco sensível a picos transitórios
VDV	Eventos transitórios e impactos (buracos, rampas, guias)	Sensível a choques; representa melhor desconforto em pisos irregulares	Requer maior processamento; menos intuitivo que RMS
eVDV	Estimativa rápida da dose de vibração quando não há sinal completo	Cálculo simples a partir de RMS e tempo de exposição; útil em campo	Subestima exposições com picos intensos; adequado apenas para análises preliminares

(conclusão)

Parâmetro	Aplicação	Vantagens	Limitações
MTVV	Identificação de picos transitórios em trajetos com irregularidades	Detecta choques isolados e eventos impulsivos; complementa RMS/VDV	Requer registro contínuo com constante de tempo de 1 s; não mede dose acumulada
A(8)	Exposição ocupacional ao longo do dia	Compara diretamente com limites normativos de 8h	Depende do tempo real de exposição; menos usado em trajetos curtos
FFT	Análise espectral; diagnóstico de ressonâncias	Identifica faixas de frequência críticas; complementa RMS/VDV	Não é parâmetro normativo

Fonte: Elaboração própria (2025), com base em Brito e oliveira (2017); Faria (2015); ISO 2631-1 (1997); Zhao (2015; 2019); Margarido (2013); Mohamed *et al.* (2022); NHO 09 (2013); Quantificação da vibração em veículos de passeio (2015); *Study on wheelchair body vibration in curbs* (2017); Volpini, Pinotti e Duarte (2014); Wolf *et al.* (2007).

A determinação dos parâmetros de vibração pode ser feita por duas abordagens principais. No domínio do tempo, o sinal bruto de aceleração é processado diretamente com os filtros de ponderação, resultando na aceleração ponderada $a_w(t)$, sobre a qual se aplicam os fatores multiplicativos normativos para então calcular índices como RMS, VDV, eVDV, MTVV ou A(8). Já no domínio da frequência, o procedimento envolve a decomposição do sinal em bandas de 1/3 de oitava, atribuindo-se em cada uma delas o ganho definido pela curva de ponderação, para depois recompor os valores ponderados e prosseguir com os cálculos. Em ambos os casos, a etapa final consiste em comparar os resultados com os limites definidos por normas como a ISO 2631-1 (1997) e a NHO 09 (2001).

Depois, quando o objetivo é identificar ressonâncias ou investigar quais faixas concentram maior energia, pode-se complementar a análise com a FFT, que, embora não seja exigida normativamente, fornece informações adicionais relevantes para a interpretação fisiológica dos resultados.

Após a revisão dos fundamentos teóricos e normativos que sustentam a avaliação da vibração de corpo inteiro, a próxima seção apresenta os principais trabalhos relacionados, cuja análise é fundamental para este estudo. Esses trabalhos serviram como referência comparativa direta para a validação da instrumentação desenvolvida, orientando tanto a definição dos

parâmetros de medição e processamento quanto os critérios de comparação dos resultados experimentais obtidos neste trabalho.

2.2 TRABALHOS RELACIONADOS

A avaliação da vibração em cadeiras de rodas já foi objeto de diferentes pesquisas que variam quanto ao tipo de cadeira analisada, ao ambiente de teste e aos métodos empregados para processar os dados. Também existem estudos que além de quantificar a vibração, analisaram diferentes formas de minimizar seus impactos no corpo humano, como o uso de almofadas e assentos com propriedades específicas de amortecimento.

Nesta seção são apresentados os principais trabalhos relacionados ao tema, destacando os métodos empregados, os parâmetros utilizados para medir a vibração e as normas que serviram de referência, além de discutir como cada pesquisa contribuiu para o entendimento do problema, servindo de base para o desenvolvimento deste trabalho.

Mohamed (2022) tem especial relevância para este trabalho por combinar instrumentação embarcada, métricas normativas e avaliação de conforto em cadeiras de rodas motorizadas. O autor partiu da constatação de que usuários de cadeiras elétricas permanecem longos períodos expostos às irregularidades do solo, o que aumenta o risco de problemas de saúde relacionados à vibração.

Para isso, foi desenvolvido um sistema experimental utilizando quatro sensores inerciais MPU-9250, configurados com faixa de medição de ± 2 g e taxa de amostragem de 200 Hz, valor compatível com a faixa de análise entre 0,5 e 80 Hz definida pela ISO 2631-1. Os sensores foram posicionados no assento (eixo z), encosto (eixo x), apoio para os pés (eixo z) e no chassi da cadeira, como recomenda a ISO 10326, de forma a captar a vibração transmitida ao corpo em pontos representativos de contato. A cadeira escolhida foi o modelo *Roma Reno II Power Chair*, sem suspensão, justamente para garantir a transmissão integral da vibração do terreno ao corpo do usuário e permitir uma avaliação mais conservadora.

O protocolo experimental incluiu quatro usuários com diferentes perfis físicos e um percurso de 1,3 km, composto por cinco tipos de superfícies, sendo três externas (concreto ladrilhado, tijolos de pavimentação e concreto irregular) e duas internas (cerâmica lisa e vinílico). A velocidade da cadeira foi controlada para manter a comparabilidade entre os ensaios. As métricas de avaliação foram definidas pela própria ISO 2631-1: aceleração RMS ponderada (a_w), MTVV e VDV, que juntas permitem analisar tanto a vibração instantânea quanto os efeitos cumulativos da exposição.

Os resultados mostraram que, considerando uma exposição prolongada de 7,5 horas, os valores de aceleração ponderada em concreto ladrilhado e tijolos superaram a zona de precaução da norma para dois usuários e ultrapassaram essa zona em outro caso, caracterizando

risco provável à saúde. Apenas o quarto usuário, de maior peso corporal, apresentou valores abaixo da zona, ainda que em superfícies rígidas tenha permanecido na faixa de precaução. Esses achados sugerem que o peso corporal atua como fator atenuador da vibração, enquanto indivíduos mais leves ficam mais expostos aos efeitos nocivos, sobretudo em percursos longos e sobre pisos irregulares. A análise complementar com a métrica VDV reforçou essas conclusões: para o percurso completo de 7,5 horas, os valores variaram de 9,35 a 15,24, aproximando-se ou ultrapassando o limite da zona de precaução 8,5 (inferior) e 17 (superior).

Em termos de conforto, todos os participantes classificaram o percurso como desconfortável, sendo que os usuários mais leves atribuíram avaliação média de “bastante desconfortável”, enquanto o usuário mais pesado relatou “um pouco desconfortável”. E depois, verificou-se que os maiores valores de aceleração ocorreram no eixo z (vertical), todos acima do limiar de perceptibilidade de $0,015 \text{ m/s}^2$ estabelecido pela norma, indicando que a vibração foi claramente detectável em todas as situações.

Digiovine (2000) propôs um sistema de instrumentação específico para avaliar a vibração transmitida em cadeiras de rodas manuais, focando especialmente no efeito das almofadas de assento. Ele utilizou dois acelerômetros triaxiais ADXL05 ($\pm 4 \text{ g}$), posicionados estrategicamente para captar a vibração transmitida ao corpo humano: um instalado em uma placa de assento logo abaixo da almofada, na região do sacro, e outro fixado em uma barra de mordida sustentada pela boca do usuário, com o objetivo de registrar a vibração na cabeça. A taxa de amostragem empregada foi de 200 Hz, adequada para capturar os fenômenos de vibração entre 1 e 80 Hz, como recomendação da ISO 2631.

Esse arranjo buscava comparar as acelerações recebidas antes e depois da atenuação proporcionada pelas almofadas. Além de que, os autores analisaram o domínio da frequência para estimar frequências-limite ($f_{c,75\%}$ e $f_{c,90\%}$) por eixo, correlacionando-as com a velocidade de propulsão e, a partir disso, definiram frequências de corte adequadas e aplicaram filtragem *Butterworth low-pass* — abordagem que assegura preservar o conteúdo espectral relevante da WBV. A barra de mordida foi adotada por oferecer uma interface rígida e reproduzível com a cabeça, reduzindo a variabilidade do acoplamento.

Para avaliar o desempenho, Digiovine (2000) utilizou a RR e a razão RMS. Enquanto a primeira indicava a capacidade da almofada em reduzir impactos pontuais, como uma lombada ou degrau, a segunda quantificava a habilidade de atenuar vibrações cíclicas, repetitivas e contínuas, como aquelas geradas por pisos irregulares. Foram realizados ensaios com 10 participantes submetidos a múltiplos obstáculos (rampas, portas, carpetes, degraus), totalizando 12 repetições por indivíduo em quatro tipos diferentes de almofadas. Os resultados

mostraram que, de maneira geral, as almofadas testadas foram eficazes na absorção de choques, apresentando valores de RR menores que 1, mas amplificaram as vibrações cíclicas, com valores de RMSR superiores a 1. Esse achado foi fundamental para iniciar a discussão sobre o equilíbrio entre conforto percebido e desempenho vibracional. Complementarmente, a análise da frequência deu suporte objetivo à escolha das faixas e dos filtros, reforçando que a avaliação deve combinar métricas no tempo (RR/RMSR) com critérios no domínio da frequência.

Em continuidade, Digiovine (2003) ampliou o escopo do estudo, incluindo 32 participantes usuários de cadeira de rodas manual e testando cinco sistemas de assento e encosto, escolhidos de forma a representar a diversidade de produtos disponíveis no mercado. Para reduzir o viés experimental, os componentes foram mascarados para que os usuários não identificassem a marca dos equipamentos. Os testes foram realizados em uma pista de nove obstáculos projetados para simular atividades da vida diária, como rampas, descidas de meio-fio, carpetes e faixas de vibração. Além dos acelerômetros, foi incorporado um giroscópio acoplado à barra de mordida, permitindo medir a taxa angular induzida pelas vibrações na cabeça buscando compensar interferências do efeito mola entre dentes e sensor, aumentando a confiabilidade dos registros. A análise inicial indicou que a interação almofada×encosto não foi significativa, permitindo avaliar cada componente isoladamente, e justificando a comparação por eixo (Tx, Ty, Tz) e por posição (assento/encosto/cabeça).

Os resultados de transmissibilidade revelaram diferenças relevantes tanto entre almofadas quanto entre apoios de costas. A almofada *Jay Active* (JA) apresentou desempenho superior, com valores significativamente menores de transmissibilidade vertical (Tz) em comparação com as almofadas PDCM e VS, enquanto a almofada VS apresentou os piores resultados em superfícies mais críticas, como a pista dimple strip. De modo semelhante, nos apoios de costas, o modelo SB apresentou os menores valores de transmissibilidade nos eixos Tx (anteroposterior) e Tr (resultante), sobretudo em rampas, enquanto o apoio VFB apresentou os maiores valores, especialmente em saliências sinusoidais médias e na rumble strip. A descida de meio-fio foi identificada como o obstáculo mais crítico, sendo responsável pela maior contribuição para a VDV, chegando a amplificar em mais de 700% a vibração resultante em todas as almofadas. Ainda que houvesse variações entre os dispositivos, a tendência geral observada foi de amplificação significativa no Tz, confirmando que, apesar da capacidade de absorção de choques, as almofadas tendem a amplificar vibrações cíclicas e contínuas.

A única situação em que houve atenuação (<1) ocorreu no eixo Tx, durante a travessia da pista dimple strip, em que a almofada JA reduziu em cerca de 15% a vibração transmitida. Vale lembrar que a transmissibilidade é adimensional (<1 = atenuação; >1 = amplificação) e

que, para capturar adequadamente eventos impulsivos como o meio-fio, é recomendável combinar RMS com VDV/MTVV. Esses achados embasam, no seu TCC, o relato por eixo/posição e a discussão do compromisso entre conforto a impactos e controle da vibração cíclica vertical.

Wolf (2006) aproximou a avaliação de vibração da realidade urbana ao investigar o impacto de diferentes pavimentos na vibração transmitida a cadeirantes, tanto em cadeiras manuais quanto elétricas. O estudo contou com 10 voluntários sem deficiência, submetidos a 540 ensaios em cadeiras elétricas (duas velocidades: 1 m/s e 2 m/s) e 270 ensaios em cadeiras manuais (1 m/s). Para as cadeiras manuais, a velocidade foi estimada por cronômetro e distância conhecida, enquanto nas elétricas o controle era automático. Foram testados nove tipos de superfícies construídas em pistas de 1,2 m de largura e 7,6 m de comprimento, incluindo concreto liso (referência), blocos intertravados e pavimentos com chanfros. A instrumentação utilizou acelerômetros triaxiais no assento e nos pés, com a análise baseada na ISO 2631-1 e focada em valores RMS ponderados. As pistas foram padronizadas para isolar o efeito do desenho do pavimento (geometria do chanfro, padrão de assentamento e regularidade das juntas), a aquisição foi típica de 200 Hz (acima do mínimo recomendado pela ISO), e as ponderações normativas foram selecionadas segundo a posição/eixo (assento e apoio de pés), priorizando o eixo z para VCI.

Os resultados mostraram que alguns pavimentos não apresentaram diferenças significativas em relação ao concreto liso, enquanto outros, como blocos de concreto e superfícies com chanfros, geraram níveis de vibração substancialmente maiores. A comparação entre cadeiras manuais e elétricas revelou que a velocidade influenciava diretamente os valores medidos, reforçando a necessidade de normalização para permitir análises comparativas. As pistas foram padronizadas para isolar o efeito do desenho do pavimento (geometria do chanfro, padrão de assentamento e regularidade das juntas), a aquisição foi típica de 200 Hz (acima do mínimo recomendado pela ISO), e as ponderações normativas foram selecionadas conforme a posição/eixo (assento e apoio de pés), priorizando o eixo z para VCI. Esse estudo destacou a importância do tipo de pavimento como fator determinante da vibração transmitida ao corpo humano.

Em sequência, Wolf (2007) desenvolveu um estudo longitudinal de dois anos, expandindo o número de amostras e detalhando ainda mais o enquadramento normativo. Além do RMS, foi introduzida a métrica VDV, que considera os efeitos acumulativos da vibração ao longo do tempo, sendo mais sensível para avaliar riscos de saúde em exposições prolongadas. A coleta de dados foi feita em MATLAB, empregando modelos matemáticos definidos pela

ISO 2631-1, que também recomenda taxa mínima de aquisição de 160 Hz e priorização do eixo z para vibração de corpo inteiro. Mantiveram-se pistas padronizadas com concreto moldado e pavers/blocos com diferentes chanfros, velocidades de referência (≈ 1 m/s em manuais e 1–2 m/s em motorizadas) e sensores no assento e nos pés, de modo a comparar consistentemente o efeito do detalhe construtivo do pavimento.

As conclusões foram relevantes: mesmo quando os valores instantâneos de RMS estavam dentro de limites aceitáveis, a análise por VDV revelou que a exposição acumulada ao longo do tempo poderia ultrapassar zonas de conforto e segurança. A comparação entre diferentes tipos de pavimentos mostrou que superfícies aparentemente semelhantes podiam gerar impactos distintos, e a análise estatística confirmou diferenças significativas entre elas. Destacou-se o papel do chanfro: configurações pequenas (0–2 mm) tendem a reduzir a VCI no assento em relação ao concreto de referência, enquanto chanfros maiores (6–8 mm) aumentam substancialmente a exposição; em 2 m/s observou-se mitigação mais ampla no assento para diversas superfícies, com exceção de geometrias com chanfro elevado, sugerindo interação entre velocidade, espectro de excitação e detalhe construtivo.

Esses resultados trouxeram à tona a necessidade de considerar não apenas a intensidade momentânea da vibração, mas também os efeitos de longo prazo, conectando os estudos à saúde ocupacional e às recomendações da própria ISO. Como implicação prática, Wolf sustenta diretrizes de projeto/manutenção de calçadas: limitar chanfros e discontinuidades, garantir assentamento e juntas regulares e, em pesquisas, normalizar velocidade e posição dos sensores, reportando RMS e VDV por superfície.

O trabalho de Faria (2015) tem importância particular no contexto brasileiro, pois analisou o impacto da vibração em cadeirantes ao se deslocarem sobre diferentes tipos de calçadas, associando os resultados ao conforto e aos riscos à saúde. A pesquisa utilizou o medidor de vibração humana HVM-100 da *Larson Davis*, equipamento homologado internacionalmente, capaz de receber até três sensores simultâneos. Foram empregados seat pads específicos, em formato de disco flexível, que não alteram a interface dinâmica entre corpo e assento. O protocolo incluiu quatro tipos de pavimentos comuns no Brasil: cimentado áspero, ladrilho hidráulico, bloco intertravado e pedra macaquinho.

Além da medição da vibração, Faria (2015) avaliou a rugosidade da superfície utilizando o método da mancha de areia, técnica que fornece a altura média de textura (macrotextura) dos pavimentos. Esse dado foi correlacionado diretamente aos valores de aceleração ponderada RMS, permitindo verificar como a irregularidade do solo impacta a exposição à vibração. Os resultados mostraram que o pavimento em bloco intertravado

apresentou a maior altura média de areia, entre 1,75 e 2,25 mm, resultando em valores elevados de vibração. Já o cimentado áspero e o ladrilho hidráulico apresentaram rugosidades menores e mais homogêneas, enquanto a pedra macaquinho mostrou alto nível de irregularidade, associada a desconforto severo.

A análise foi conduzida segundo a ISO 2631-1, utilizando os limites de “*Health Guidance Caution Zones*”, que relacionam aceleração ponderada e tempo de exposição para definir risco à saúde. Os resultados indicaram que a maioria das superfícies testadas expôs os cadeirantes a zonas de precaução ou risco, com destaque para o cimentado áspero e o ladrilho hidráulico. Em termos de percepção subjetiva, 80% dos usuários classificaram o cimentado áspero como tolerável, enquanto 90% e 100% relataram desconforto significativo no bloco intertravado e na pedra macaquinho, respectivamente, com alta incidência de visão turva.

Com base nos trabalhos analisados, percebe-se que a avaliação da vibração em cadeiras de rodas tem sido feita de formas diferentes, variando segundo o tipo de cadeira estudada, o ambiente dos testes e os parâmetros utilizados. No entanto, todos reforçam a importância de medir e interpretar a vibração transmitida ao usuário, já que ela impacta diretamente no conforto, na acessibilidade e na saúde. Também fica evidente que muitos autores utilizam normas técnicas, como as normas ISO e as NHO da Fundacentro, para orientar seus métodos de coleta e análise. O detalhamento das principais normas mencionadas encontra-se no Apêndice A, que reúne as referências mais utilizadas nos trabalhos relacionados e que servem como base metodológica para este TCC.

Com base na revisão dos fundamentos teóricos, normativos e nos trabalhos relacionados apresentados, foi possível consolidar o embasamento técnico necessário para o desenvolvimento da instrumentação proposta, definindo os critérios de projeto, além de estabelecer parâmetros de comparação para a validação do sistema. Ademais, o capítulo seguinte descreve a metodologia adotada, de caráter experimental e exploratório, voltada à implementação e validação prática do sistema de instrumentação desenvolvido pelo autor.

3 METODOLOGIA

A metodologia adotada neste trabalho teve caráter experimental e exploratório, sendo baseada na validação prática de um sistema de instrumentação projetado e implementado pelo autor, com o propósito de quantificar e avaliar as vibrações transmitidas às superfícies de contato (assento, encosto e apoio dos pés) da cadeira de rodas elétrica e, por consequência ao corpo do usuário, conforme definição de vibração de corpo inteiro. O sistema embarcado criado para esta aplicação permitiu replicar e validar métodos de medição descritos em normas e trabalhos relacionados, possibilitando avaliar na prática o comportamento da estrutura e do sistema de aquisição.

Os dados coletados foram processados com o apoio de ferramentas matemáticas e computacionais, utilizadas para aplicar as metodologias normativas de análise e avaliação da vibração de corpo inteiro, conforme a ISO 2631-1 e a NHO 10. Embora os resultados obtidos representem uma etapa de validação do método, eles já permitem observar o desempenho do sistema projetado e compreender a relação entre as condições de ensaio e os níveis de vibração registrados, servindo de base para futuras análises comparativas.

As etapas do trabalho envolveram a montagem da instrumentação, a aquisição experimental dos dados, o processamento matemático dos sinais e validação destes com os trabalhos relacionados. Para tal, a metodologia foi dividida em cinco subcapítulos:

Primeiramente, é apresentada a Arquitetura geral do sistema desenvolvido, que apresenta diagrama de blocos e principais especificações esperadas para funcionamento. Em seguida, a seção de Instrumentação e sistema de aquisição detalha os sensores utilizados, o firmware do microcontrolador e os elementos de montagem, incluindo os suportes impressos em 3D e o posicionamento dos sensores.

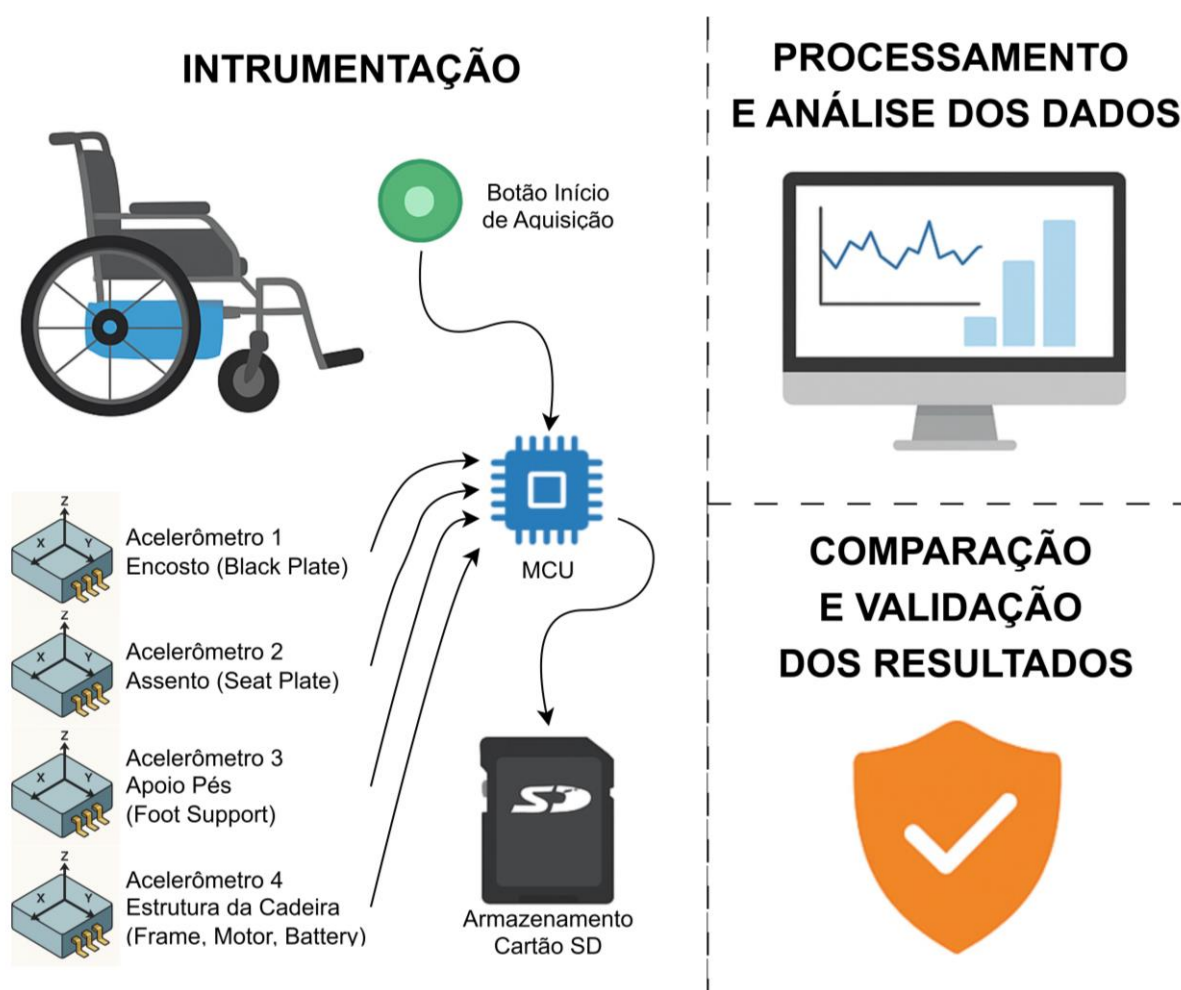
Posteriormente, são abordados os procedimentos de validação e calibração, realizados por meio de testes de bancada que verificaram o alinhamento dos eixos, a estabilidade da taxa de amostragem e a consistência dos sinais adquiridos. Na sequência, a seção de Procedimento experimental define as condições de ensaio, os tipos de piso, a velocidade de deslocamento e os critérios de repetição das medições.

Em síntese, o processamento e análise dos sinais de vibração descrevem a aplicação dos filtros e ponderações normativas e o cálculo dos parâmetros, utilizados para comparar os resultados com os trabalhos relacionados.

3.1 ARQUITETURA GERAL DO SISTEMA DESENVOLVIDO

A arquitetura geral do sistema desenvolvido foi dividida em três blocos: instrumentação, processamento e análise de dados, e, no final, comparação e validação dos resultados. A figura 9 apresenta o diagrama geral em blocos do sistema de aquisição de vibração, destacando o fluxo de dados desde a medição nos sensores até a análise final.

Figura 9 – Diagrama geral do sistema desenvolvido.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Esta organização descreve o fluxo de dados e as interações entre os componentes, além de sintetizar os requisitos globais de operação definidos a partir das normas e de trabalhos relacionados oferecendo uma visão integrada do funcionamento do conjunto antes da descrição detalhada do sistema de aquisição.

O processo começa com o comando de início de aquisição, que aciona uma unidade MCU responsável pela leitura simultânea de quatro acelerômetros triaxiais instalados nos

principais pontos da cadeira de rodas: encosto, assento, apoio dos pés e estrutura sobre a bateria. As informações registradas por cada sensor são transmitidas digitalmente ao microcontrolador, que realiza a sincronização e o armazenamento dos dados em um cartão SD.

Em seguida, os dados gravados são transferidos para o ambiente de processamento e análise, onde são aplicados filtros, ponderações e cálculos dos parâmetros normativos, como RMS, VDV e A(8). No fim, a etapa de validação e comparação, em que são confrontados com os limites de exposição definidos pelas normas, bem como com os valores encontrados em trabalhos relacionados, permitindo avaliar a coerência e o desempenho do sistema desenvolvido.

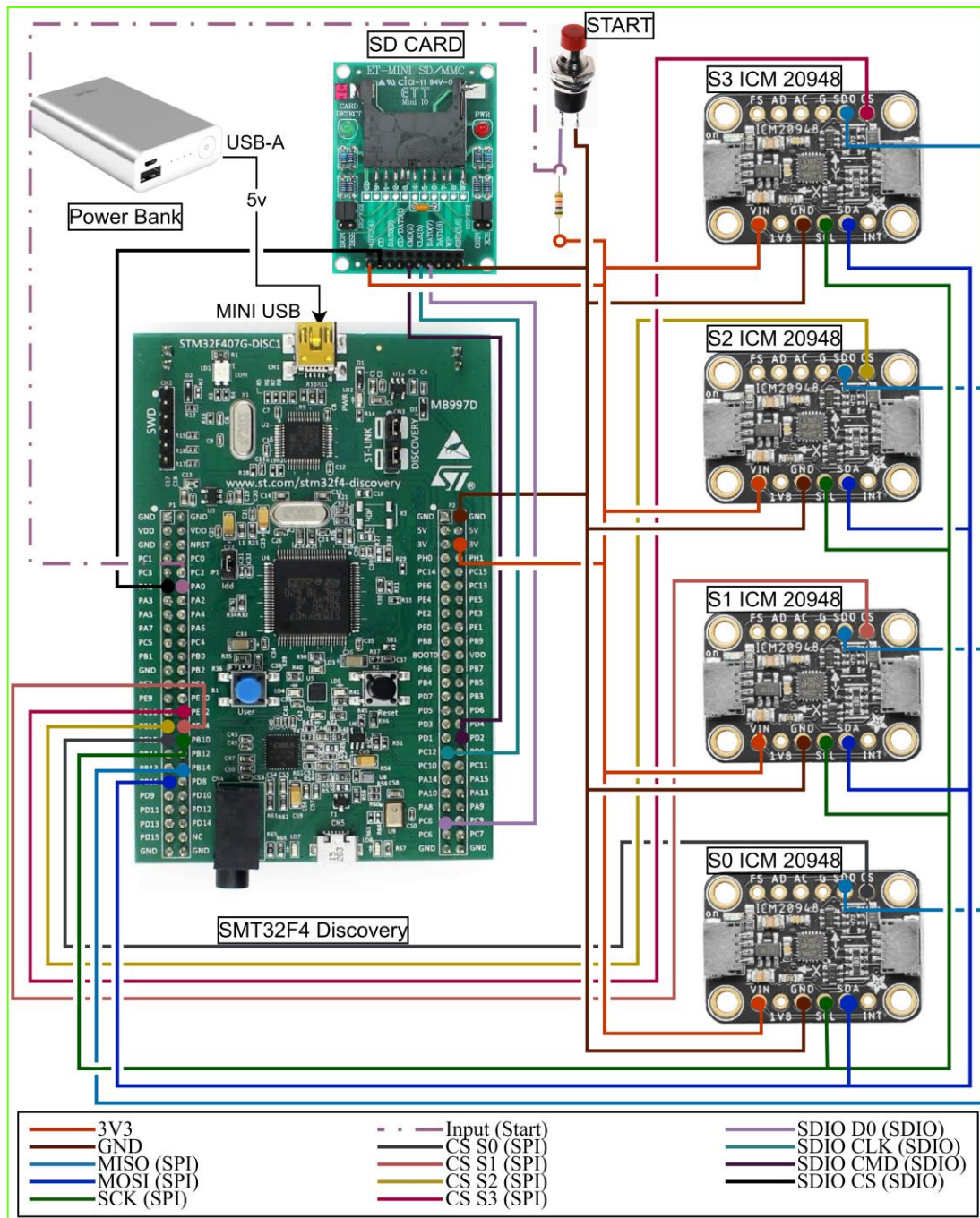
3.2 INSTRUMENTAÇÃO E SISTEMA DE AQUISIÇÃO

Esta seção descreve a implementação prática do sistema de aquisição de vibração, abrangendo a definição da instrumentação, o desenvolvimento da eletrônica embarcada, a modelagem e montagem dos suportes em 3D, bem como o software responsável pela coleta e armazenamento dos dados. O objetivo é detalhar o processo de concepção, montagem e integração do sistema desenvolvido.

3.2.1 Eletrônica e componentes

O sistema eletrônico de aquisição foi desenvolvido em conformidade com as diretrizes estabelecidas pelas normas ISO 2631-1 (1997), ISO 8041 (2005) e NHO 10 (2013), os quais estabelecem os critérios mínimos de desempenho para instrumentos de avaliação de vibração de corpo inteiro. Essas normas especificam que o sistema de medição deve realizar aquisições triaxiais simultâneas, na faixa de 0,5 a 80 Hz, com sincronismo temporal entre canais inferior a 1%, resolução mínima de 16 bits e nível de ruído interno reduzido, de modo a não comprometer a detecção das acelerações de baixa amplitude típicas da vibração de corpo inteiro. Tais requisitos foram usados como base para o dimensionamento da instrumentação e a definição da arquitetura eletrônica apresentada na figura 10, que ilustra o diagrama geral do sistema de aquisição, destacando a interligação entre os sensores, o microcontrolador, o módulo de armazenamento e os elementos de alimentação.

Figura 10 – Diagrama geral do sistema de aquisição.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Foram utilizadas quatro unidades de medição inercial (IMU - Inertial Measurement Unit) Adafruit ICM-20948, cada uma instalada em um dos pontos de medição baseado nas normas, assento, encosto, apoio dos pés e estrutura sobre a bateria. Fabricado pela *TDK InvenSense*, o sensor possui nove graus de liberdade que integra em um único encapsulamento acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. Entre suas principais características estão a interface digital SPI/I2C, que transmite os dados já convertidos internamente na resolução de 16 bits, a

faixa de medição configurável entre $\pm 2g$ a $\pm 16g$ (sendo g a aceleração gravitacional de $9,81 \text{ m/s}^2$), e o filtro passa-baixas interno que contribui para a estabilidade e a redução de ruídos de alta frequência.

Neste trabalho foi utilizado apenas o acelerômetro triaxial, responsável por registrar acelerações lineares nos eixos X, Y e Z. A opção por sensores digitais foi motivada pela necessidade de minimizar a influência de interferências eletromagnéticas e dispensar circuitos de condicionamento analógico que são mais vulneráveis em ambientes com motores e controladores elétricos. Essa abordagem é similar com os trabalhos relacionados, por exemplo como Mohamed (2022), que empregou o MPU-6050 (descontinuado), um antecessor direto do ICM-20948, em medições de vibração em cadeiras de rodas motorizadas.

O controle da aquisição foi realizado por uma placa de desenvolvimento com um microcontrolador STM32F407, que utiliza arquitetura *ARM Cortex-M4*. Escolhido devido à sua disponibilidade e por possuir os periféricos integrados necessários ao sistema, como temporizadores (timers), controlador DMA (Direct Memory Access), barramento SPI (Serial Peripheral Interface) e *interface SDIO (Secure Digital Input Output)*, que permitem a transferência contínua de dados e o armazenamento direto em memória não volátil. A opção por armazenamento local em cartão SD, foi adotada para permitir registro contínuo e baixa latência em ensaios prolongados, dispensando comunicação com computador em tempo real e preservando a integridade dos arquivos.

A alimentação foi fornecida por um *power bank* de 5V, isolado da bateria de tração da cadeira de rodas, o que evita a injeção de ruídos elétricos no circuito de aquisição e garante autonomia de operação para os ensaios. O sistema inclui um botão físico para inicialização e encerramento das medições, além de LEDs na placa de desenvolvimento para indicação dos estados de funcionamento (inicialização, aquisição ativa, término do ensaio e erros).

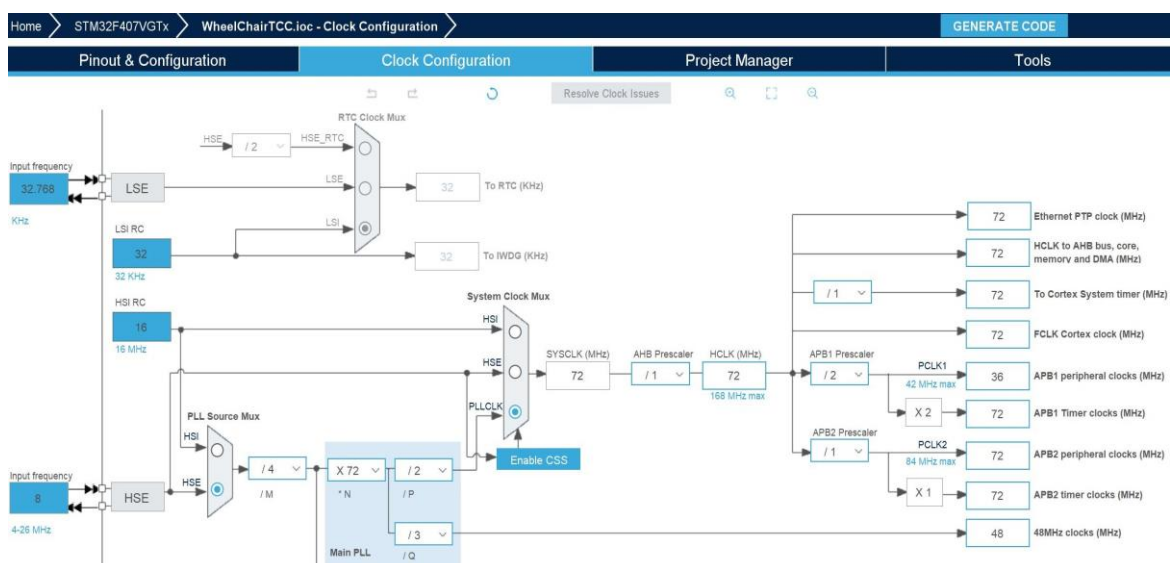
Os sensores foram interligados ao microcontrolador por meio de cabos de rede UTP (Unshielded Twisted Pair), aproveitando o par trançado dos condutores para reduzir interferências diferenciais e garantir boa integridade dos sinais de comunicação SPI. Optou-se por não utilizar cabos blindados nesta etapa, uma vez que o sistema foi operado em ambiente controlado e com alimentação isolada, minimizando o impacto de ruídos externos. Essa configuração mostrou-se suficiente para os ensaios experimentais, preservando a estabilidade da comunicação e a confiabilidade dos dados adquiridos.

3.2.2 Firmware embarcado

O *firmware* foi desenvolvido na linguagem de programação C (GNU11) no *STM32CubeIDE* (Versão 1.18.1), utilizando as bibliotecas HAL (Hardware Abstraction Layer) da *STMicroelectronics*. A HAL constitui uma camada de abstração de *hardware* composta por *drivers* oficiais que oferecem APIs (Application Programming Interface) para configurar e operar os principais recursos do microcontrolador, como GPIO, SPI, DMA, SDIO, temporizadores e o NVIC, reduzindo a complexidade de código de baixo nível sem impedir o acesso direto aos registradores quando necessário. Além da HAL, empregou-se o driver ICM-20948 de (SEOK, 2021) que implementa mapa de registradores, sequências de inicialização e rotinas de leitura via SPI. Neste trabalho, o driver foi comparado com o datasheet das IMUs e integrado ao *firmware*, após conferência individual dos registradores e verificação de resposta do comando *WHO_AM_I*, o qual retorna o endereço único da IMU,

Para o ambiente de configuração do microcontrolador e geração do código de inicialização adotou-se o *STM32CubeMX* da *STMicroelectronics*, versão 6.14.1-RC5. A ferramenta permite a definição da árvore de clocks como visto na figura 11, e o mapeamento de pinos e a parametrização de periféricos e middlewares como visto na Figura 12, exportando automaticamente os artefatos de projeto para o *STM32CubeIDE*. A plataforma-alvo foi uma placa *STM32 Discovery* baseada no STM32F407, que necessita o pacote de *firmware STM32Cube FW_F4*, V1.27.1, que provê as bibliotecas HAL e *middlewares* compatíveis ao microcontrolador.

Figura 11 – Árvore de clocks do STM32F407 no STM32CubeMX.



Fonte: Elaboração própria (2025).

onde:

- f_{TIM6} é a frequência de entrada do temporizador;
- PSC é o divisor de pré-escalamento (prescaler);
- ARR é o valor máximo de contagem configurado no registrador auto-reload;

O TIM6 foi configurado com o prescaler igual a 8 e período de contagem de 20 000 ciclos, aplicando a equação da frequência de interrupção obtém-se 400 Hz:

$$f_{int} = \frac{72\,000\,000}{(8 + 1) \times (20\,000 + 1)} \approx 400,0 \text{ Hz} \quad (11)$$

Além do temporizador TIM6, dedicado à geração das interrupções periódicas de 400 Hz (intervalos de 2,5 ms) que disparam a leitura das IMUs, foi configurado também o TIM2 como base de tempo absoluta. Ambos utilizam o mesmo *clock* de 72 MHz, portanto a precisão intrínseca é equivalente, a diferença está na finalidade e forma de aplicação. Operando em modo *auto-reload*, o TIM6 reinicia o contador a cada período, de modo que eventuais variações temporais não se acumulam entre ciclos. Sua estabilidade foi validada experimentalmente por meio da medição da forma de onda no pino PD9, demonstrando regularidade temporal compatível com a taxa nominal de 400 Hz e ausência de desvios perceptíveis. Já o TIM2 opera como contador livre de 32 *bits* com incremento definido segundo a equação (10), fornecendo *timestamp* de 1µs para cada amostra e servindo como referência temporal absoluta e proporcional ao *clock* para os dados adquiridos durante esse período. Essa separação de funções entre TIM6 e TIM2 assegura determinismo periódico na amostragem e referência temporal durante todo o ensaio, com o mínimo de interferência sobre SPI, SDIO e DMA.

A comunicação entre o microcontrolador e as quatro IMUs foi realizada pelo SPI2, configurado em *Full Duplex Master*, 8 bits, com taxa efetiva próxima de 1,125 Mbit/s. As linhas SCK (Serial Clock), MISO (Master In, Slave Out) e MOSI (Master Out, Slave In) são compartilhadas, enquanto os *chip-selects* individuais ocupam os pinos PE12, PE13, PE14 e PE15, permitindo endereçamento independente de cada módulo evitando colisões e garantindo leitura coordenada. A opção de comunicação das IMU pelo barramento SPI, em detrimento do barramento I²C, deve-se à maior taxa de transferência e menor sensibilidade à ruído.

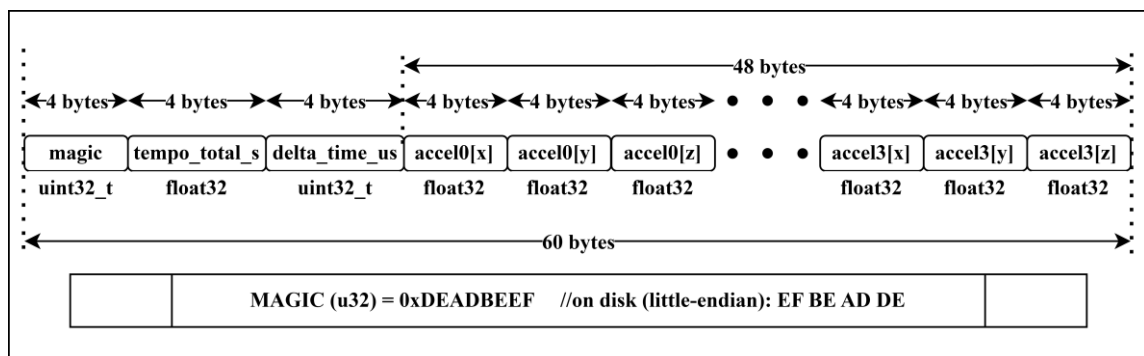
O armazenamento das medições foi feito em cartão SD via SDIO operando em SD 1-bit, opção adotada após incompatibilidade no modo de 4 bits. As transferências à memória

RAM são realizadas por DMA2, permitindo que aquisição e gravação ocorram em paralelo com mínima intervenção da CPU. O *middleware FatFS* (versão R0.12c) foi configurado, assegurando criação, escrita e fechamento seguros dos arquivos binários.

Os dados foram gravados em arquivo binário sequencial, e cada estrutura de amostra (*amostra_t*) ocupou 60 *bytes*, composta pelos seguintes campos como mostra na figura 14. O *magic*: valor fixo 0xDEADBEEF no início de cada registro, usado como marcador de integridade e alinhamento de pacotes, facilitando a detecção de corrupção ou perda de fronteira entre amostras.

O *tempo_total_s* se refere ao tempo absoluto acumulado até a amostra, em segundos, contado desde o início da aquisição e utilizado para reconstruir a linha do tempo, com base temporal TIM2. O *delta_time_us* corresponde ao intervalo entre a amostra atual e a anterior, em microssegundos, tipicamente próximo de 2500 μ s (400 Hz), útil para verificar a regularidade temporal e eventuais variações transitórias, com base temporal TIM2. O *accel0_[x,y,z]*, *accel1_[x,y,z]*, *accel2_[x,y,z]*, *accel3_[x,y,z]* correspondem aos vetores triaxiais das quatro IMUs (float, 48 *bytes* no total), armazenados na ordem XYZ por sensor, representando as acelerações medidas em cada eixo em g.

Figura 13 – Estrutura do registro binário gravado no cartão SD.

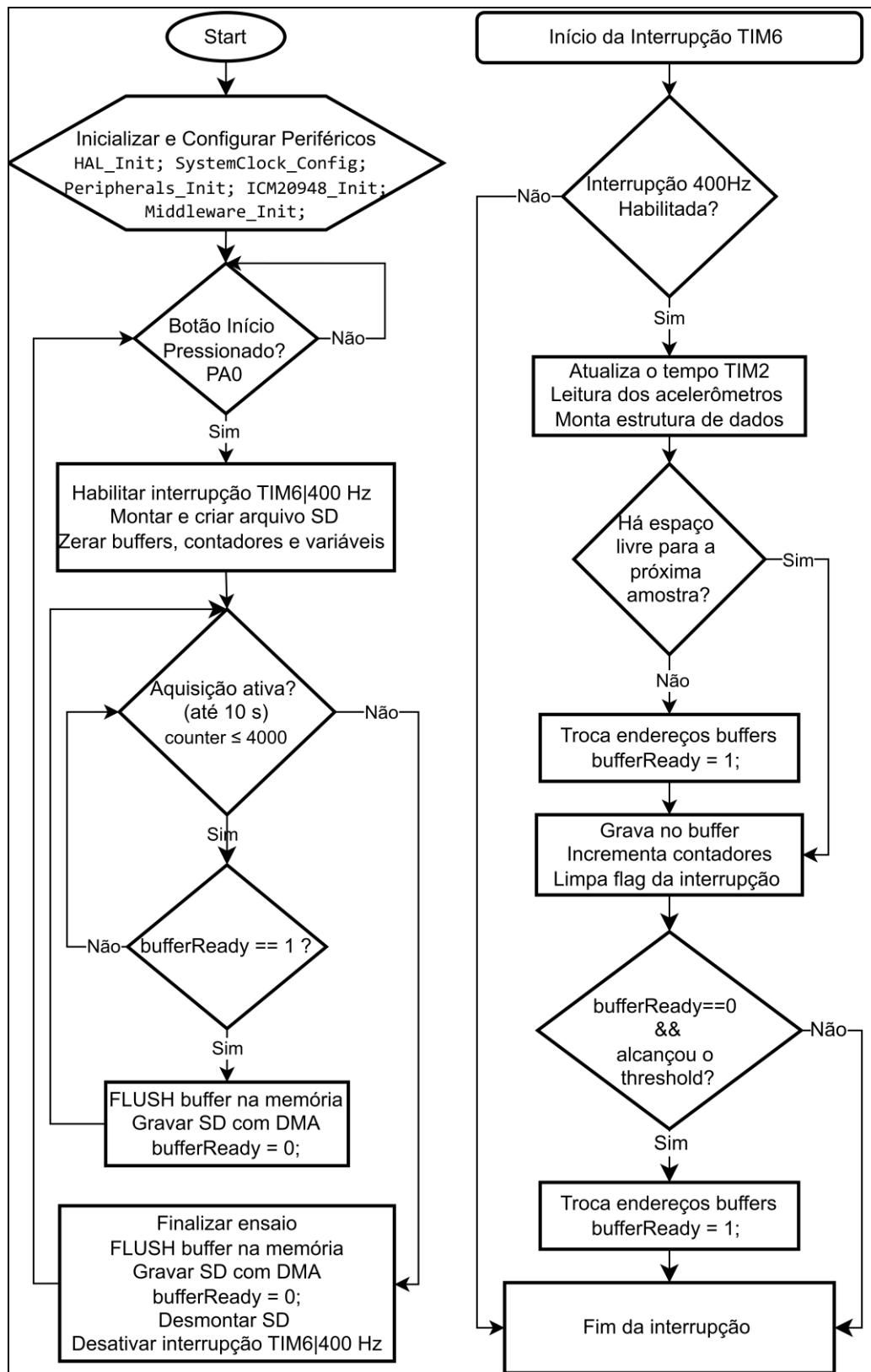


Fonte: Elaboração própria (2025).

O sistema inclui um botão físico conectado ao pino PA0 para inicialização e encerramento das medições, além de LEDs em GPIOD para indicação dos estados de funcionamento (inicialização, aquisição ativa e término do ensaio).

A figura 14, que segue adiante, apresenta o fluxograma geral do firmware embarcado coordenado entre dois fluxos, o controle sequencial do programa principal MAIN e a execução periódica e autônoma do temporizador dentro da rotina interna da interrupção, garantindo sincronia, determinismo e continuidade da aquisição durante todo o ensaio.

Figura 14 - Fluxograma geral do firmware embarcado.



Fonte: Elaboração própria (2025).

A função principal (MAIN) constitui o núcleo do sistema, sendo responsável pela inicialização dos periféricos (SPI, DMA, SDIO, temporizadores, GPIO e IMUs), pela criação do arquivo de dados e pelo gerenciamento dos estados operacionais: espera, aquisição, gravação e encerramento. O procedimento de temporização baseado em interrupções (timer) realiza a geração periódica das interrupções de amostragem, permanecendo inativo até ser habilitado pelo processo central. Quando ativado, o temporizador executa a leitura síncrona dos sensores, transfere os dados para a memória por meio do DMA e ativa as *flags* correspondentes às rotinas de armazenamento no cartão SD. Ao retornar ao fluxo principal (MAIN), ocorre a operação de gravação dos dados coletados.

Para reduzir a latência e evitar perda de amostras durante a gravação no cartão SD, foi implementado um mecanismo de *double buffering* na memória RAM. Enquanto um bloco de dados *currentBuffer* é gravado no cartão via SDIO/DMA, o outro *nextBuffer* recebe novas amostras. Cada amostra ocupa 60 bytes, e cada *buffer* possui 8192 bytes, capazes de armazenar aproximadamente 136 amostras, com troca antecipada definida por um limiar de segurança (*FLUSH_THRESHOLD*) de 2048 bytes, equivalente aproximadamente 34 amostras. O *firmware* monitora continuamente o espaço disponível e quando o índice de escrita se aproxima do limite, alterna os ponteiros de memória, marca o *buffer* atual como pronto para gravação e zera o próximo, evitando *overflow* mesmo sob variações transitórias de latência do cartão.

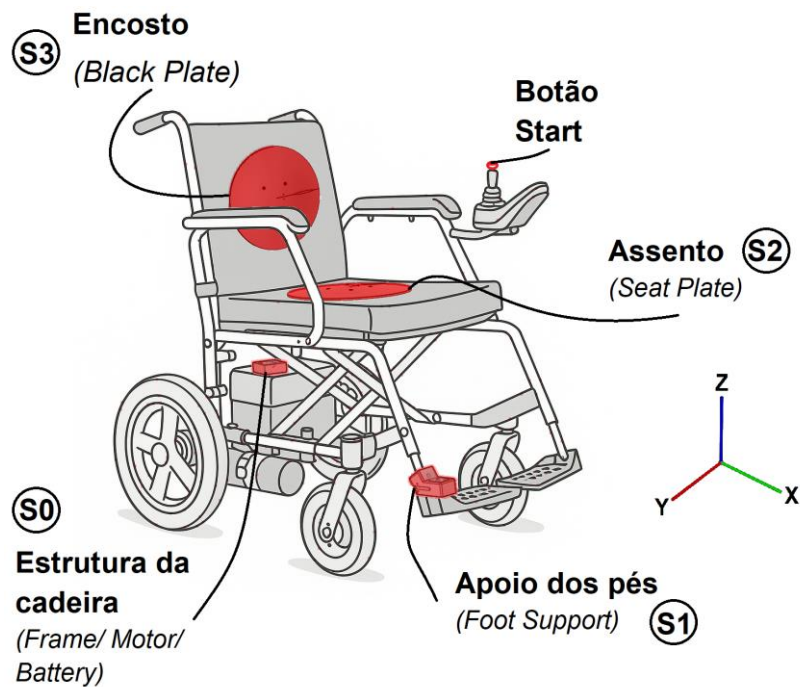
A troca entre *buffers* é gerenciada automaticamente na rotina de interrupção do TIM6, que também realiza a leitura das quatro IMUs e o preenchimento da estrutura amostra_t. Em cada ciclo de amostragem, os dados são adquiridos e o *firmware* verifica a disponibilidade de espaço no *buffer* ativo; caso contrário, realiza-se a troca imediata dos ponteiros *currentBuffer* e *nextBuffer*. O *buffer* liberado é limpo, e o índice de escrita *dataIndex* é reiniciado para evitar sobreposição de dados ainda não gravados. Posteriormente, a nova amostra é copiada para o *buffer* por meio de *memcpy()*, com atualização dos contadores *dSize* e *dataIndex*. Quando o volume acumulado atinge o limite definido por *FLUSH_THRESHOLD*, ocorre uma troca preventiva de ponteiros, marcando o *buffer* cheio como pronto (*bufferReady* = 1) e preparando o próximo para novas amostras. A gravação no cartão SD é efetuada de forma assíncrona na função *flush_buffer()*, executada no loop principal quando *bufferReady* = 1. Esse procedimento é complementado pelas interrupções do DMA, que indicam o momento preciso para liberação dos blocos, assegurando sincronização adequada entre as rotinas de leitura e gravação.

3.2.3 Estrutura mecânica e montagem

A montagem mecânica do sistema de instrumentação foi baseada na arquitetura apresentada no Capítulo 3 e integrou a estrutura da cadeira de rodas, a fixação dos sensores e do sistema de aquisição através de suportes projetados conforme as especificações normativas para garantir que as medições ocorressem sob condições estruturais estáveis, minimizando efeitos de folga, desalinhamentos ou absorção de vibração pelos elementos de fixação.

A figura 15 apresenta o diagrama de montagem geral da cadeira de rodas elétrica instrumentada, destacando o posicionamento dos quatro sensores triaxiais alinhados ao sistema basicêntrico, onde para o usuário sentado na cadeira de rodas, X aponta para frente, Y para lateral direita e Z para cima. Houve, porém, uma exceção de orientação no encosto: por decisão de projeto e pelo formato do módulo, o eixo normal ao plano do encosto ficou alinhado ao Z local do S3 e não ao vertical global. Para manter a coerência com o sistema basicêntrico adotado, as leituras do S3 foram normalizadas no processamento por meio do remapeamento: $X_{S3} > Z_{S3}$, $Y_{S3} > Y_{S3}$, $Z_{S3} > -X_{S3}$.

Figura 15 – Montagem geral do sistema de instrumentação na cadeira de rodas elétrica.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Ainda na figura 15, o sensor S3 foi instalado no encosto (*Back Plate*), representando o ponto de transmissão de vibração para a região torácica do usuário, o sensor S2 foi posicionado sob o assento (*Seat Plate*), ponto de maior contato com o corpo e, portanto, o principal para avaliação de vibração de corpo inteiro, o sensor S1 foi fixado no apoio dos pés (*Foot Support*), responsável por registrar as vibrações transmitidas aos membros inferiores e o sensor S0, localizado na estrutura sobre a bateria (*Frame/Motor/Battery*), atua como referência estrutural, registrando as acelerações provenientes diretamente do chassi da cadeira.

Além dos sensores, o botão de inicialização foi posicionado ao módulo de controle da cadeira de rodas, permitindo que o operador inicie e finalize a aquisição de forma prática, sem interferir na operação normal da cadeira. O sistema de aquisição composto pelo microcontrolador STM32F407, o módulo SD e o sistema de alimentação portátil, foi posicionado na parte de trás da cadeira durante os ensaios.

A estrutura mecânica foi definida para posicionar rigidamente os sensores, alinhar os eixos ao sistema basicêntrico e integrar a eletrônica à cadeira. Foi escolhido fabricar os suportes por impressão 3D FDM/FFF, devido ao custo elevado dos sistemas e adaptadores comerciais normatizados, e pela necessidade de ajustar a geometria da cadeira de rodas.

Conforme a revisão, as normas admitem suportes rígidos quando os sensores são fixados em partes estruturais rígidas (*chassi*), enquanto para o assento a ISO 10326-1 prevê um *seat pad* semi-rígido. Além do que, Mohamed relatou o uso bem-sucedido de placa metálica rígida para montagem do acelerômetro obtendo acoplamento estável e transmissão fiel do sinal. Esse precedente sustentou a decisão de modelar e imprimir em 3D um disco de montagem rígido para o assento, preservando a geometria funcional adotada pela norma apresentada na figura 7.

A seleção do material foi fundamentada no estudo de Ansari (2022), que aponta que peças impressas em 3D destinadas a aplicações de alta rigidez apresentam valores de dureza na faixa de 70 a 80 *Shore D*, com incrementos marginalmente superiores ao aumentar o preenchimento acima de 50%, além de ajustes nos parâmetros de temperatura do bico e velocidade de impressão. Considerando-se os materiais disponíveis, PLA e PET, foi realizada validação em Laboratório de Metalografia da Universidade de Caxias do Sul (Protocolo nº 00883719), utilizando corpos de prova com dimensões de 100 × 50 × 6 mm, com amostragem $n = 5$. Os testes foram conduzidos nas condições de preenchimento de PLA a 100% e 50%, bem como PET a 50%, avaliando-se os níveis de dureza nas escalas *Shore D* e *Shore A*.

Os resultados dos ensaios realizados se encontram na tabela 4, os quais indicaram que o PLA apresentou maior rigidez superficial (*Shore D*) do que o PET, atendendo melhor ao

requisito de acoplamento rígido do projeto. Foi tratado o uso de PLA no assento como desvio controlado, mantendo a geometria e a orientação previstas na figura 7.

Tabela 4 – Ensaios de dureza Shore D e Shore D (Laboratório de Metalografia da UCS, chamado 00883719).

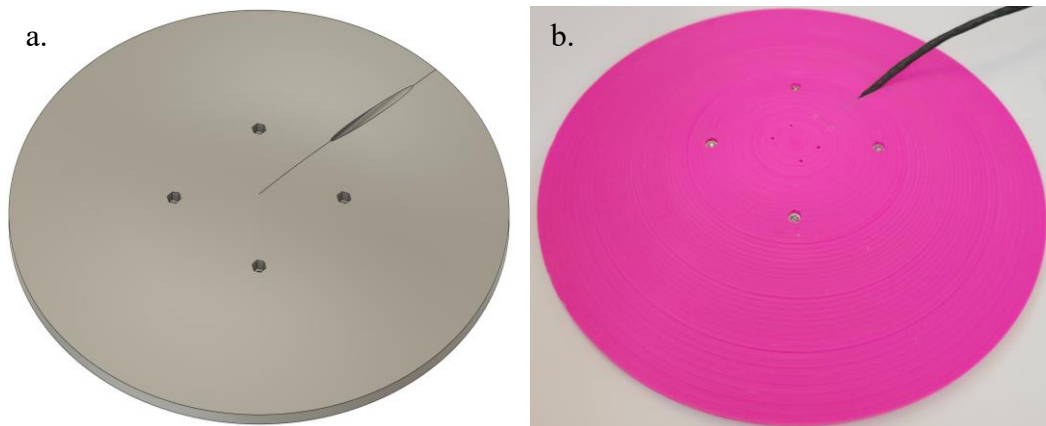
Preenchimento	c1	c2	c3	c4	c5
Shore D					
PLA 100%	75	75	75	75	75
PLA 50%	74	74	74	74	74
PET 50%	66	66	66	66	66
Shore A					
PLA 100%	96	96	96	96	96
PLA 50%	96	96	96	96	96
PET 50%	96	96	96	96	96

Fonte: Elaboração própria (2025).

Os suportes foram modelados em CAD com o *software Autodesk Fusion 360*, considerando o plano de posicionamento dos sensores apresentado na figura 15 e as características geométricas da cadeira de rodas elétrica *Freedom Compact 13*, cuja estrutura tubular metálica e configuração compacta orientaram o formato, o ângulo e o método de fixação dos suportes. O projeto buscou assegurar o alinhamento correto dos sensores, cavidade justa para a IMU, passagem protegida para os cabos e fixação estável, garantindo fidelidade na transmissão vibracional durante os ensaios.

A figura 16 apresenta os suportes do assento e do encosto (S2 e S3), onde (a) é a modelagem em CAD e (b) protótipo impresso no formato de discos em PLA (50%), com cavidade central para o alojamento da IMU preservando o contorno e a posição central conforme recomendações da ISO 10326-1 (2016) indicado na figura 7. Para padronizar o projeto, o suporte do encosto (*Back Plate*) foi projetado com o mesmo desenho do suporte do assento (*Seat Pad*), decisão alinhada a kits comerciais em que assento e encosto compartilham o mesmo design.

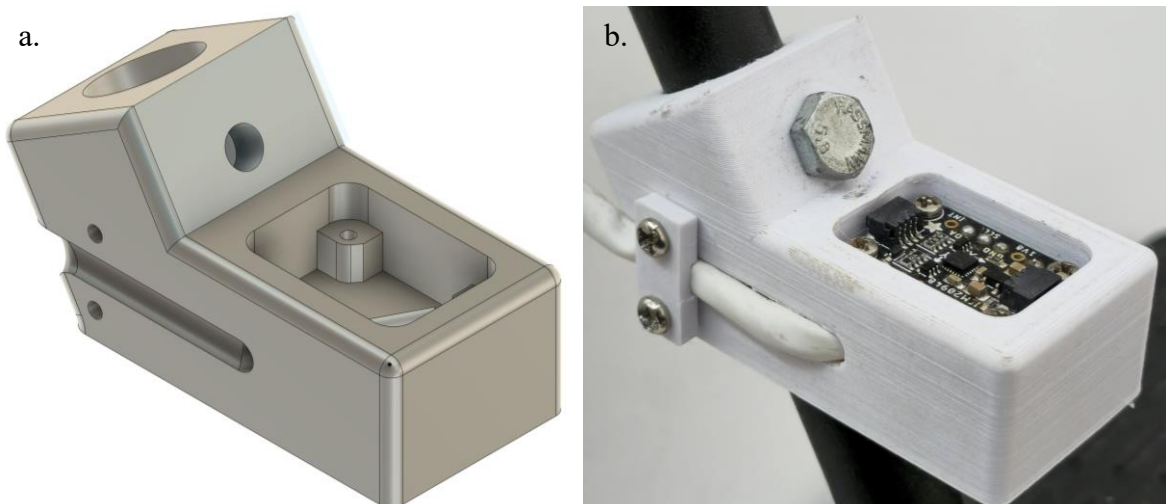
Figura 16 – Modelagem em CAD dos S2 - Suporte do assento (seat pad), S3 - Suporte encosto (back pad).



Fonte: Elaboração própria (2025).

A Figura 17(a), apresenta modelagem do suporte S1, instalado no apoio dos pés (*Foot Support*). Foi modelado considerando o ângulo de inclinação do tubo que sustenta o apoio dos pés, de modo a posicionar o IMU corretamente orientado em relação à direção de deslocamento (eixo X) e ao plano vertical (eixo Z). O protótipo foi impresso em PLA (50%) e possui alojamento para o sensor e canal protegendo a passagem do cabeamento, como mostrado em Figura 17(b).

Figura 17 – Modelagem em CAD do S1 - suporte do acelerômetro no apoio dos pés.

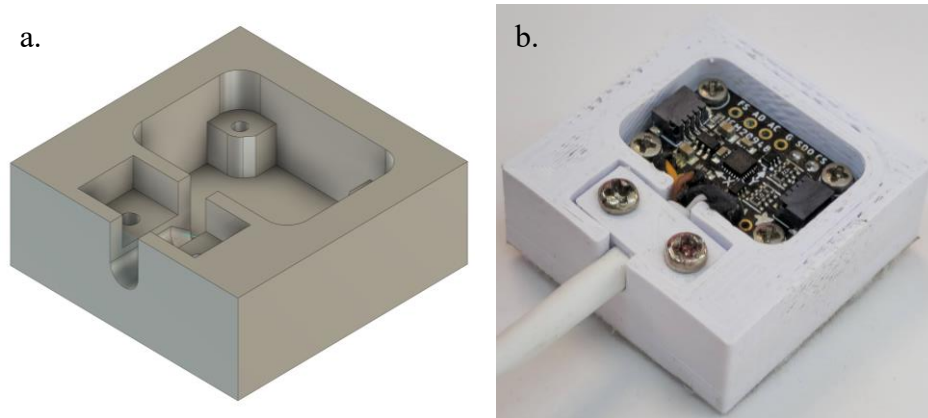


Fonte: Elaboração própria (2025).

A figura 18, apresenta (a) modelagem do suporte S0 localizado na estrutura sobre a bateria (*battery*), e (b) o protótipo impresso em PLA (50%). Por estar em uma área de maior

rigidez e espaço livre, o suporte apresenta formato mais simples, atuando como referência estrutural para as medições, e registrando as acelerações provenientes diretamente do chassi da cadeira.

Figura 18 – Modelagem em CAD do S0 – suporte do acelerômetro na estrutura sobre a bateria.



Fonte: Elaboração própria (2025).

As peças foram impressas em uma impressora 3D na *TwoTrees Sapphire Pro* (SP-3), utilizando o Cura (versão vigente à época dos ensaios) configurado para com altura de camada 0,2 mm, largura de linha 0,4 mm, 60% de preenchimento, bico a 205 °C e mesa a 60 °C. A fixação dos sensores foi com parafusos M3 e o posicionado os sensores de S0, S2 e S3 com fita adesiva de velcro para eliminar microdeslizamentos sem alterar significativamente a rigidez local.

A figura 19 apresenta a cadeira de rodas elétrica *Freedom Compact 13* totalmente instrumentada, com os quatro sensores S0, S1, S2 e S3 instalados conforme o diagrama de posicionamento dos sensores mostrado na figura 15. Em (a), observam-se S1 no apoio dos pés (*Foot Support*), S2 sob o assento (*Seat Plate*) e S3 no encosto (*Back Plate*). Em (b), é possível ver a placa de aquisição (STM32F4 + SD) localizada na parte de trás do encosto, e o S0 instalado na estrutura acima da bateria (*Battery*)

Figura 19 – Cadeira de rodas Freedom Compact 13 instrumentada.



Fonte: Elaboração própria (2025).

A disposição adotada garantiu o acoplamento dos sensores às superfícies de interesse e viabilizou a aquisição simultânea das vibrações transmitidas ao encosto, assento, apoio dos pés e estrutura sobre a bateria. Essa configuração foi mantida durante todos os ensaios experimentais, assegurando repetibilidade das medições e fidelidade na transmissão vibracional.

3.3 VALIDAÇÃO E CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

A calibração e validação do sistema de aquisição foram realizadas em bancada antes da execução dos ensaios na cadeira de rodas, com o objetivo de verificar a coerência dos sinais, a estabilidade da taxa de amostragem, o sincronismo entre canais e a integridade dos dados gravados. Essa etapa foi fundamental para assegurar que o sistema embarcado operasse de forma determinística, garantindo que cada leitura fosse registrada no instante correto e sem perdas de amostras durante a gravação no cartão SD.

Inicialmente, cada módulo IMU foi testado individualmente utilizando o próprio firmware embarcado, registrando leituras estáticas e dinâmicas para confirmar a resposta esperada em relação à gravidade. Os sensores foram posicionados em diferentes orientações, de forma que o eixo Z, em repouso, registrasse valores próximos de ± 1 g ($9,81$ m/s²), enquanto

os demais eixos apresentassem valores próximos de zero. Essa verificação permitiu avaliar a linearidade dos sensores e o comportamento do filtro digital interno de cada unidade.

Em seguida, os quatro sensores foram conectados simultaneamente à placa STM32F407, reproduzindo a configuração final da instrumentação. O objetivo dessa etapa foi verificar o sincronismo entre os canais e validar o funcionamento do barramento SPI compartilhado. Para isso, foram aplicadas perturbações mecânicas simultâneas nos sensores e analisadas as respostas temporais registradas, observando se havia defasagem entre as leituras. Os testes confirmaram a leitura síncrona entre as quatro IMUs, validando a configuração com *chip-selects* individuais e *clock* comum.

Durante a calibração também foram analisados a estabilidade da taxa de amostragem, mantida em 400 Hz por meio do temporizador TIM6. As amostras foram inspecionadas diretamente nos arquivos binários, verificando a sequência de *timestamps* e o espaçamento temporal constante entre registros consecutivos. Essa verificação confirmou a precisão temporal da aquisição e a ausência de perdas ou sobreposição de dados.

Para avaliar a integridade do processo de gravação foram realizados testes de gravação prolongada simulando aquisições contínuas. Nessa etapa, verificou-se que o sistema poderia apresentar deslocamentos ocasionais na estrutura dos dados quando a gravação era feita em formato texto, devido à conversão de valores numéricos. Para eliminar o problema, adotou-se a gravação em formato binário e a implementação de um *buffer* duplo em memória RAM, que permite a alternância entre dois blocos de memória durante a escrita, garantindo fluxo contínuo de dados. Além de tudo, cada estrutura de amostra recebeu um identificador numérico fixo (*magic number* = 0xDEADBEEF) no início do registro, utilizado como palavra de sincronismo para delimitar e validar cada amostra. Durante a leitura no MATLAB, essa marca permite verificar a consistência dos blocos e re-sincronizar o arquivo em caso de perda de fronteira, em conjunto com as checagens temporais e numéricas.

Os resultados desses testes demonstraram que o sistema de aquisição é capaz de registrar dados de forma contínua e sincronizada, com estabilidade de taxa de amostragem e baixo nível de ruído, atendendo aos requisitos de coerência temporal definidos pela ISO 8041 (2005). Por conseguinte, o sistema foi considerado validado e apto para uso nas medições experimentais da cadeira de rodas elétrica.

3.4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Os ensaios foram conduzidos para registrar as vibrações transmitidas ao usuário durante o deslocamento da cadeira de rodas elétrica, modelo *Freedom Compact 13*, em condições controladas. Nesta etapa inicial, as coletas limitaram-se a piso de concreto polido em ambiente interno, escolhido por oferecer baixa rugosidade e alta repetibilidade, servindo como superfície-referência para validação do sistema e para comparações futuras com outras texturas.

As coletas foram realizadas em trajetos retilíneos e planos, com três repetições por condição e velocidade-alvo de 1,0 m/s. Para garantir essa velocidade sem incluir transientes, a aquisição foi projetada para gravar automaticamente 10 s a partir do acionamento de um botão físico, com a cadeira já em movimento em regime estacionário. O percurso foi demarcado no chão com duas marcas separadas por 10 m. O operador aciona o botão ao cruzar a marca inicial e a gravação se encerra automaticamente após 10 s, ao final da aquisição verifica-se se cruzou a marca final dentro da janela capturada. Quando 10 m são percorridos em 10 s, a condição 1,0 m/s é satisfeita por construção e o ensaio é aceito, tentativas fora desse critério são descartadas e refeitas.

Com esse procedimento, os trechos transientes de arranque e frenagem ficam fora do registro, dispensando cortes manuais posteriores: só entram na análise os 10 s centrais em regime estacionário. Os ensaios foram repetidos com três usuários: ≈ 120 kg, ≈ 90 kg e ≈ 60 kg para avaliar a influência da massa na vibração transmitida ao corpo, mantendo o protocolo de aquisição e o mesmo número de repetições por condição.

Além do pavimento de concreto polido e concreto, utilizado neste estudo como referência, planeja-se a ampliação dos ensaios para outros tipos de superfície, a fim de permitir comparações diretas com os trabalhos relacionados. Entre as superfícies comumente avaliadas na literatura destacam-se o asfalto (*tarmac*) e o pavimento intertravado (*pavement bricks*), ambos testados por Mohamed (2022), que apresentou variações significativas nas acelerações transmitidas em função da rugosidade e da rigidez do piso. A figura 20 apresenta os tipos de superfícies consideradas para este protocolo, que servirá de referência visual e comparativa.

Figura 20 – Superfícies (a) concreto polido; (b) pavimento intertravado; (c) asfalto; (d) concreto.



Fonte: Elaboração própria (2025).

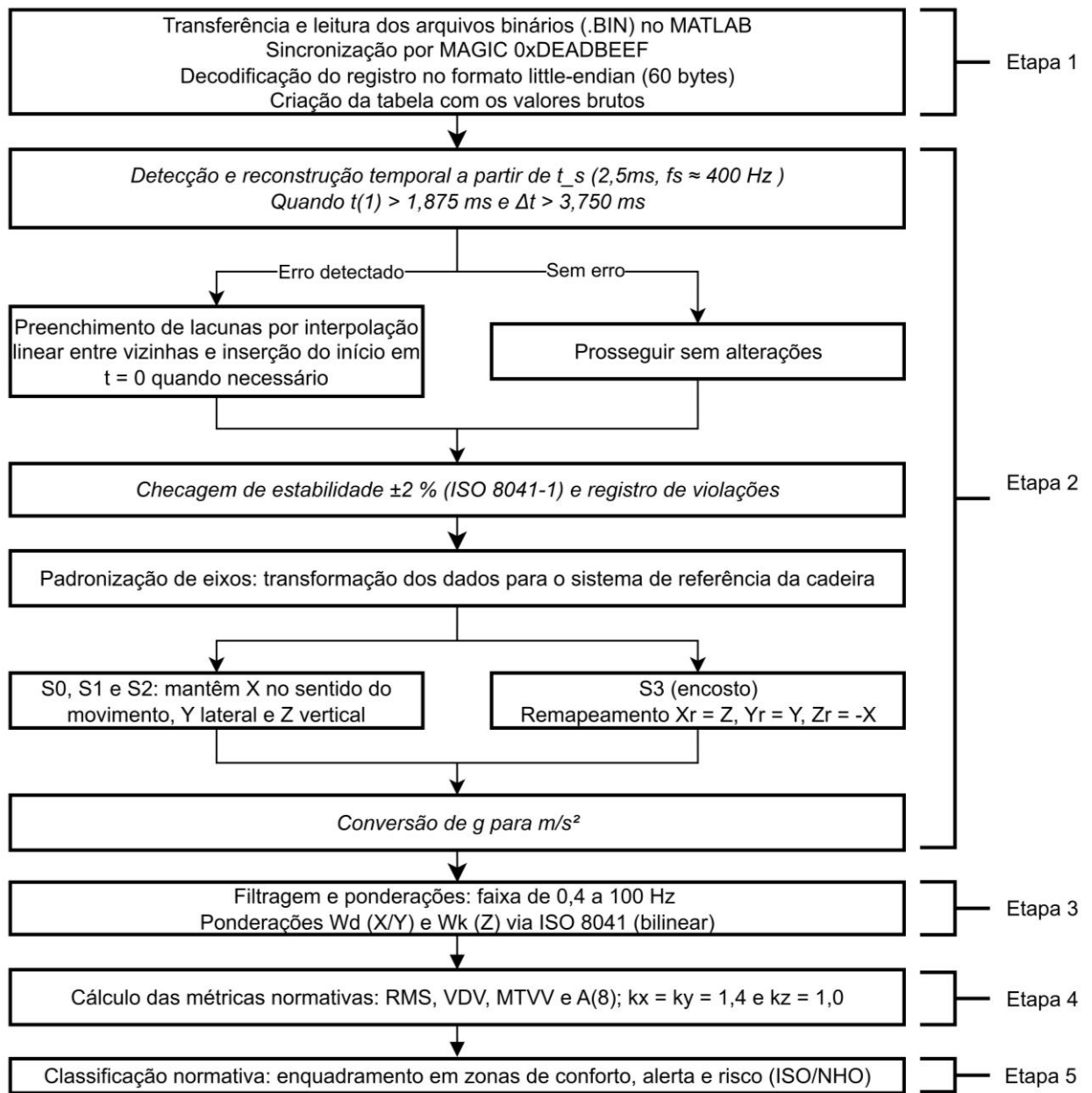
A inclusão dessas condições experimentais permitirá verificar a coerência dos resultados obtidos e ampliar a análise comparativa com estudos anteriores, especialmente quanto à influência do tipo de pavimento no conforto e na exposição à vibração de corpo inteiro.

3.5 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS SINAIS DE VIBRAÇÃO

O processamento computacional e a análise dos sinais de vibração constituíram a etapa final da metodologia, essenciais para validar o sistema de aquisição desenvolvido e verificar sua conformidade com as normas ISO 2631-1 e NHO 09/10. Os dados foram tratados no MATLAB (R2015a) a partir dos arquivos binários gravados no cartão SD, e as rotinas desenvolvidas especificamente para este trabalho permitiram automatizar as etapas de leitura, organização, filtragem e cálculo das métricas normativas.

A figura 21 apresenta o fluxo completo do processamento e da análise, dividido em 5 etapas: transferência e decodificação do arquivo binário, detecção de erros e preparação das amostras, filtragem e condicionamento normativo, cálculos das métricas e classificação da exposição.

Figura 21 – Fluxo de processamento e análise dos sinais de vibração.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Inicialmente, os arquivos binários foram importados e estruturados no MATLAB, conforme o *layout* fixo da estrutura do registro binário definido no *firmware*, registro de 60 *bytes* por amostra, mostrado na figura 13. Em cada leitura foi conferido se o marcador de integridade (*magic* = 0xDEADBEEF), o tamanho esperado de registro (60 *bytes*) e a validade numérica dos campos decodificando o registro no formato *little-endian* (ex. EF BE AD DE). Em casos de perda de fronteira entre registros, a *magic word* possibilitou a re-sincronização automática com o próximo registro íntegro, garantindo a continuidade da leitura.

Em seguida, a linha do tempo foi reconstruída a partir do t_s (tempo_total_s), tempo absoluto acumulado até a amostra desde início da aquisição, com estimativa da taxa efetiva de amostragem em ~ 400 Hz e período nominal de 2,5 ms. Quando o primeiro registro não ocorria em $t = 0$ s, inseriram-se amostras regulares até o instante zero para padronizar o início. Em seguida, verificou-se a consistência dos intervalos sucessivos e sempre que surgiram lacunas superiores a 3,75 ms (critério de detecção de tolerância de +50% sobre o período nominal esperado), essas falhas eram preenchidas por interpolação linear entre amostras adjacentes. O contador dt_{us} (*delta_time_us*) foi utilizado apenas como diagnóstico de média e desvio-padrão, e ao final, confirmou-se a estabilidade de amostragem frente à tolerância de ± 2 % da ISO 8041 (2,45–2,55 ms).

Na sequência, as séries foram organizadas por sensor (S0–S3) e por eixo (X, Y, Z), e todas as acelerações foram convertidas de g para m/s^2 com o fator 9,80665. Optou-se por não remover previamente o offset porque o condicionamento normativo aplicado adiante, filtro passa-faixa *Butterworth* de 0,4–100 Hz combinado às ponderações ISO Wd/Wk, já rejeita a componente DC e muito baixa frequência, como segue nas diretrizes da ISO 2631-1, ISO 8041 e NHO-10.

Para garantir consistência geométrica entre canais, padronizaram-se os eixos para o referencial global da cadeira (X no sentido do movimento, Y lateral direita, Z vertical). Os sensores S0 (estrutura), S1 (apoio dos pés) e S2 (assento) já obedeciam a essa convenção, porém o encosto (S3), por ter sido montado ao plano do encosto, exigiu normalização explícita: o eixo X de S3 passou a ser o antigo Z, o Y manteve-se inalterado e o Z tornou-se o negativo do antigo X. Essa harmonização evitou distorções nas combinações de eixos e nas comparações entre pontos, assegurando que todos os canais alimentassem as etapas normativas em um mesmo sistema de referência.

Após, para o condicionamento dos sinais, aplicou-se um filtro digital *Butterworth* passa-faixa de 4ª ordem em 0,4–100 Hz, em fase zero (*filtfilt*), suprimindo a componente estática (gravidade/deriva abaixo de $\sim 0,4$ Hz) e o conteúdo fora da banda útil de vibração de corpo inteiro. Em seguida, foram aplicadas as ponderações normativas da ISO 2631-1: Wd nos eixos horizontais (X e Y) e Wk no eixo vertical (Z), implementadas de forma digitalmente equivalente ao especificado na ISO 8041 (discretização bilinear).

Com os sinais já ponderados, calcularam-se as grandezas normativas utilizadas na avaliação: aceleração ponderada RMS, VDV, MTVV (RMS exponencial com $\tau = 1$ s) e A (8). Em todos os casos aplicaram-se os fatores por eixo recomendados ($K_x = K_y = 1,4$; $K_z = 1,0$).

As métricas foram computadas por sensor (S0–S3) e por eixo (X/Y/Z) e organizadas para comparação entre superfícies.

Em síntese, para cada sensor e eixo, o nível ponderado obtido no ensaio foi convertido na exposição equivalente a oito horas, A(8), permitindo a comparação direta com os limites de jornada. Os pontos foram posicionados no diagrama das zonas de cautela das normas, que combina um patamar de curta duração com a tendência para exposições prolongadas, mantendo o eixo vertical do assento (S2_Z) como indicador principal entre superfícies, e S0, S1 e S3 como contexto.

Para fins de validação e análise comparativa, o Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos com o protocolo descrito, incluindo a verificação experimental da taxa de amostragem de 400 Hz, a consistência temporal dos registros e as métricas normativas calculadas (RMS, VDV, MTVV e A(8)) por ponto e eixo de medição. Esses resultados são organizados por superfície, tendo o eixo vertical do assento (S2-Z) como referência principal, e são discutidos os limites e zonas de cautela das normas (ISO 2631-1/NHO 09) e dos trabalhos relacionados, de modo a avaliar a coerência dos níveis medidos e a sensibilidade do sistema às variações do pavimento.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo apresenta os resultados obtidos com o sistema de instrumentação embarcado desenvolvido para avaliar a vibração de corpo inteiro em uma cadeira de rodas elétrica. Trata-se de um trabalho de caráter experimental, o qual o objetivo principal é desenvolver e validar uma solução de medição embarcada e a partir dela caracterizar os níveis de vibração transmitidos ao usuário em diferentes condições de uso da cadeira.

A partir dos ensaios realizados com diferentes usuários e superfícies, busca-se validar o sistema de aquisição e verificar se os níveis de vibração medidos são coerentes com o que se conhece na literatura e nos trabalhos relacionados. Inicialmente, são mostrados os resultados que comprovam o funcionamento do sistema de aquisição: confirmação da frequência de amostragem configurada, verificação da regularidade temporal dos registros gravados no cartão SD, análise da orientação dos eixos de medição, checagem do comportamento do filtro digital e das ponderações normativas implementadas. Essa etapa tem o objetivo de evidenciar que os sinais adquiridos e o processamento aplicado, são consistentes com o que foi definido na metodologia.

Em seguida, são analisadas as acelerações medidas nos diferentes pontos instrumentados da cadeira e calculadas as métricas de vibração previstas nas normas de referência, que permite comparar o efeito dos diferentes pisos, das características dos usuários e da posição do sensor na estrutura da cadeira, verificando-se como a vibração se propaga pela cadeira e chega ao corpo do cadeirante.

Os níveis obtidos são enquadrados nas faixas de conforto e de cautela propostas pela ISO 2631-1, que juntamente com as métricas, são comparados com resultados de trabalhos relacionados. Portanto, é possível avaliar se os valores medidos estão dentro do que já foi observado em outros trabalhos e quais são as possíveis implicações para o conforto e a exposição à vibração para o tipo de superfície avaliado dentro das características dos ensaios realizados.

4.1 VALIDAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

Antes de utilizar os sinais de aceleração para o cálculo das grandezas normativas de vibração de corpo inteiro, foi necessário verificar se sistema de aquisição implementado atendia os requisitos mínimos de projeto e normativos garantindo estabilidade e integridade temporal/amostral, coerência geométrica e condicionamento em frequência compatíveis com

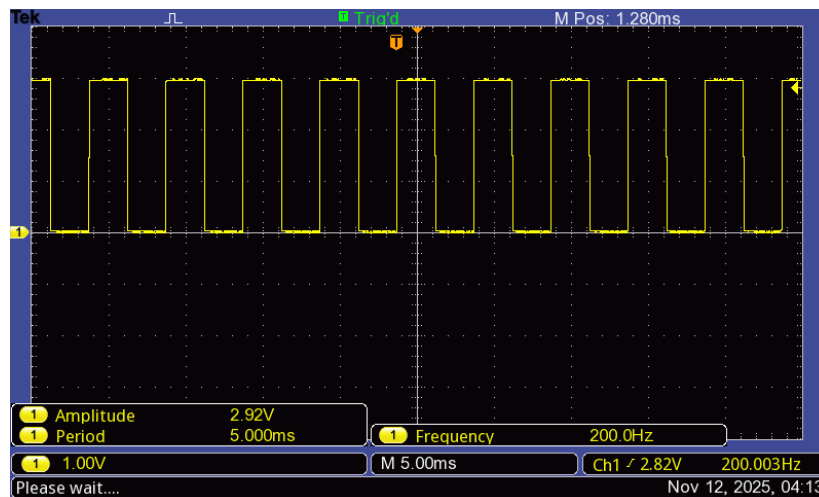
as normas ISO 2631-1, ISO 8041 e NHO 09/10. A fim de validar as soluções propostas, são apresentados resultados que demonstram a conformidade com a taxa de amostragem nominal de 400 Hz; a regularidade do intervalo entre amostras e a baixa ocorrência de falhas de registro; a consistência da orientação dos eixos e da calibração estática dos sensores e; o comportamento adequado do filtro passa-faixa e das ponderações normativas.

A análise desses resultados permite verificar se o sistema de coleta e tratamento dos dados apresenta eventuais desvios, que possa comprometer as métricas de vibração calculadas e a interpretação dos sinais a vibração apresentada nas seções seguintes.

4.1.1 Validação da frequência nominal de 400 Hz

Para validação da frequência de amostragem foi realizada a alternância do estado lógico do pino PD9 a cada entrada na rotina de interrupção do TIM6, responsável pela aquisição. A figura 22 apresenta a forma de onda registrada no osciloscópio Tektronix TBS 1052, utilizando a ponteira de atenuação 10x e leitura em DC, onde a frequência medida foi de 200.003 Hz.

Figura 22 – Sinal de onda quadrada (200.003 Hz) no pino PD9, gerado por sua alternância a cada interrupção.



Fonte: Elaboração própria.

Observa-se, na figura 22, que a frequência medida no pino PD9, o qual muda de estado a cada interrupção, foi 200.003 Hz deste modo confirma a taxa de amostragem de 400.006 Hz. Esse resultado atesta que o temporizador responsável pela aquisição está configurado corretamente e que a taxa média de amostragem está de acordo com o previsto em projeto, tal

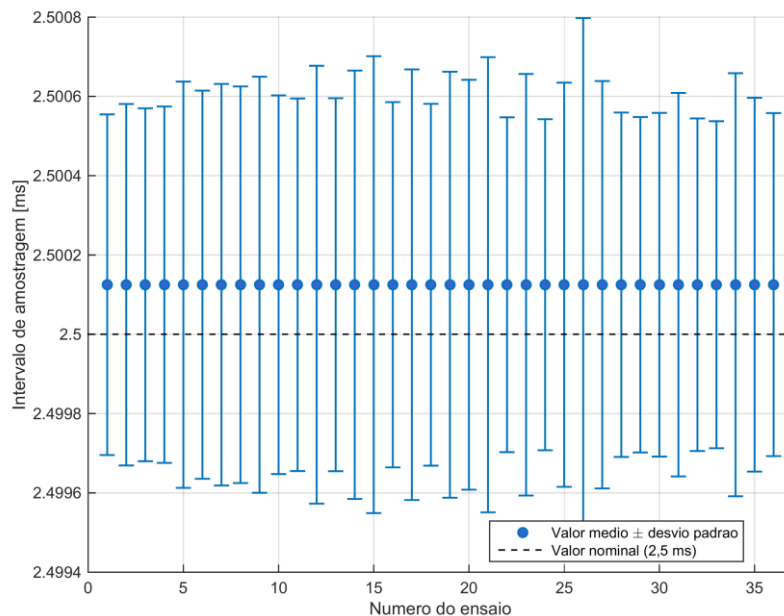
qual, que o desvio apresentado é praticamente inexistente, sustentando uma estabilidade temporal na aquisição das amostras atendendo os requisitos normativos.

4.1.2 Intervalo de amostragem, jitter³ e gaps

Além da verificação da frequência nominal, foi analisado o comportamento do intervalo de amostragem reconstruído a partir do vetor de tempo de cada ensaio. Esse processamento é realizado na etapa 2 apresentada no fluxo de processamento e análise dos sinais de vibração da metodologia. Este reconstrói o tempo real com base em t_s , detecta possíveis falhas de aquisição, preenche gaps por interpolação quando necessário e verifica a estabilidade da amostragem em relação a uma faixa de tolerância ISO de $\pm 2\%$ em torno de 2,5 ms.

A integridade temporal/amostral do sistema de aquisição foi avaliada a partir do intervalo de tempo entre amostras, para todos os 36 ensaios válidos. A figura 23 mostra o valor médio do intervalo de amostragem e o respectivo desvio padrão em milissegundos para cada ensaio. A linha tracejada indica o valor nominal de 2,5 ms, correspondente à frequência de amostragem de 400 Hz configurada no *firmware*.

Figura 23 – Intervalo médio e desvio padrão por ensaio.



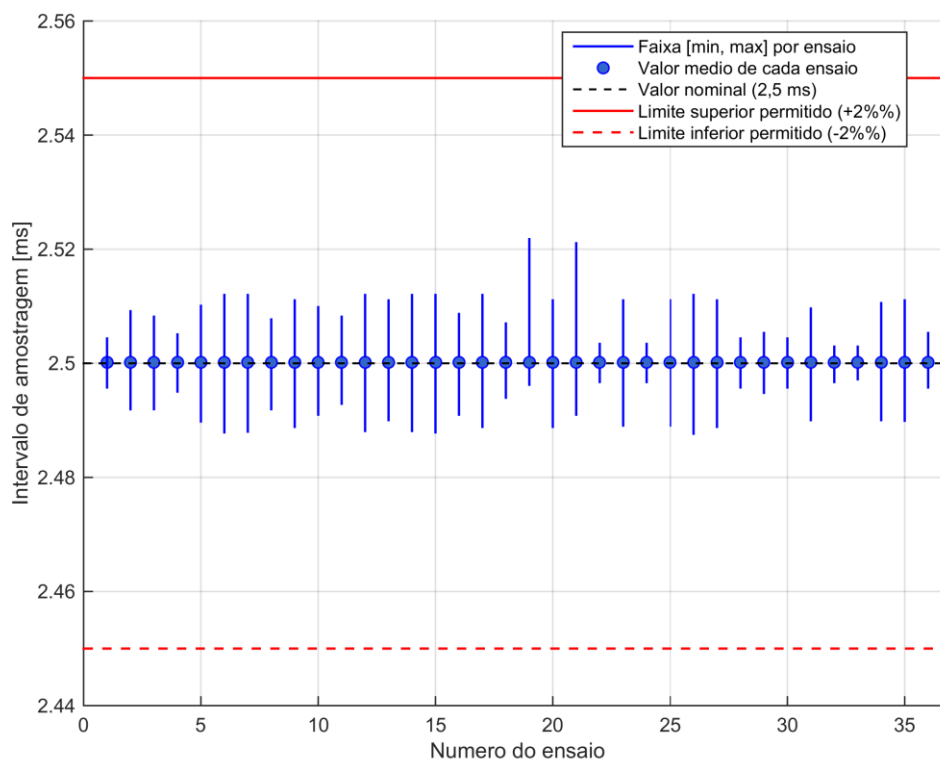
Fonte: Elaboração própria (2025).

³ Jitter refere-se à variação aleatória e de curto prazo no intervalo de amostragem, causando pequenas flutuações no tempo entre amostras sucessivas.

Os resultados da figura 23 evidenciam que todos os valores médios permanecem praticamente coincidentes com o valor nominal, com erros médios da ordem de frações de microssegundo, algo em torno de 0,005% de 2,5 ms. Os desvios padrão também são muito pequenos e semelhantes entre si na ordem de 0,0008 ms. Isso indica que o nível de variação temporal *jitter* baixo e estável ao longo de todas as medições. Não se destacam ensaios “problemáticos” do ponto de vista da base de tempo: em todos os casos o intervalo entre amostras se mantém muito próximo do valor desejado.

A figura 24 complementa essa análise mostrando a faixa de variação do intervalo de amostragem do valor mínimo ao valor máximo observado, juntamente com o valor médio correspondente. As linhas em vermelho representam a banda de tolerância de $\pm 2\%$ em torno de 2,5 ms (2,45 a 2,55 ms), requisito da norma ISO 2631-1.

Figura 24 – Intervalos mínimo e máximo de amostragem por ensaio, comparados à faixa de tolerância de $\pm 2\%$.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Mesmo considerando os valores extremos de cada ensaio, todas as barras permanecem confortavelmente dentro dessa faixa de $\pm 2\%$, sem qualquer violação dos limites superior ou inferior. A amplitude das barras indica que nos piores casos, as variações do intervalo de amostragem continuam pequenas em relação ao valor nominal, compatíveis com as oscilações normais do oscilador do microcontrolador e com os ajustes de reconstrução temporal realizados na etapa de preparação dos dados.

Durante a etapa 2 de preparação dos dados, também foram identificados e tratados pequenas falhas no início e no interior de alguns ensaios, conforme resumido na tabela 5. Em 11 dos 36 ensaios o primeiro *timestamp* apareceu próximo de 2,5 ms em vez de $t = 0$ s, indicando ausência de uma amostra inicial. Nesses casos foi inserida uma única amostra sintética no início da série, obtida por extrapolação linear entre as duas primeiras amostras reais, apenas para alinhar temporalmente todos os ensaios a $t = 0$ s, sem efeito prático sobre as grandezas de vibração.

Nos demais casos foram identificados *gaps* internos apenas em dois ensaios, ambos do Usuário 2 sobre piso de concreto (U2_CONCRETO_E_1 e U2_CONCRETO_E_3), com perda de 177 e 174 amostras consecutivas respectivamente. Considerando o intervalo nominal de 2,5 ms, esses trechos correspondem a aproximadamente 0,44 s de sinal em uma janela de 10 s, cerca de 4,4% da duração do ensaio.

Tabela 5 – Detecção de falhas e correções identificadas nos ensaios

Tipo de ocorrência	Quantidade	Amostras afetadas	Tratamento adotado
Início atrasado (amostra inicial ausente)	11	1 ^o amostra no início	Inserção de 1 amostra sintética no início (extrapolação linear).
Gap (perda de amostras)	2*	177 - U2_CONCRETO_E_1 174 - U2_CONCRETO_E_3	Interpolação linear entre as amostras imediatamente vizinhas. (Excluídos*)

Fonte: Elaboração própria (2025).

Esses intervalos foram inicialmente reconstruídos por interpolação linear entre as amostras imediatamente anterior e posterior ao gap, no entanto por se tratar de uma fração relativamente elevada do ensaio, optou-se por excluir esses dois casos das análises de vibração apresentadas nos tópicos seguintes, mantendo apenas os 34 ensaios restantes sem gaps internos, mas mantendo a avaliação sobre o concreto U2_CONCRETO_E_2 como base para análise, não impactando a análise.

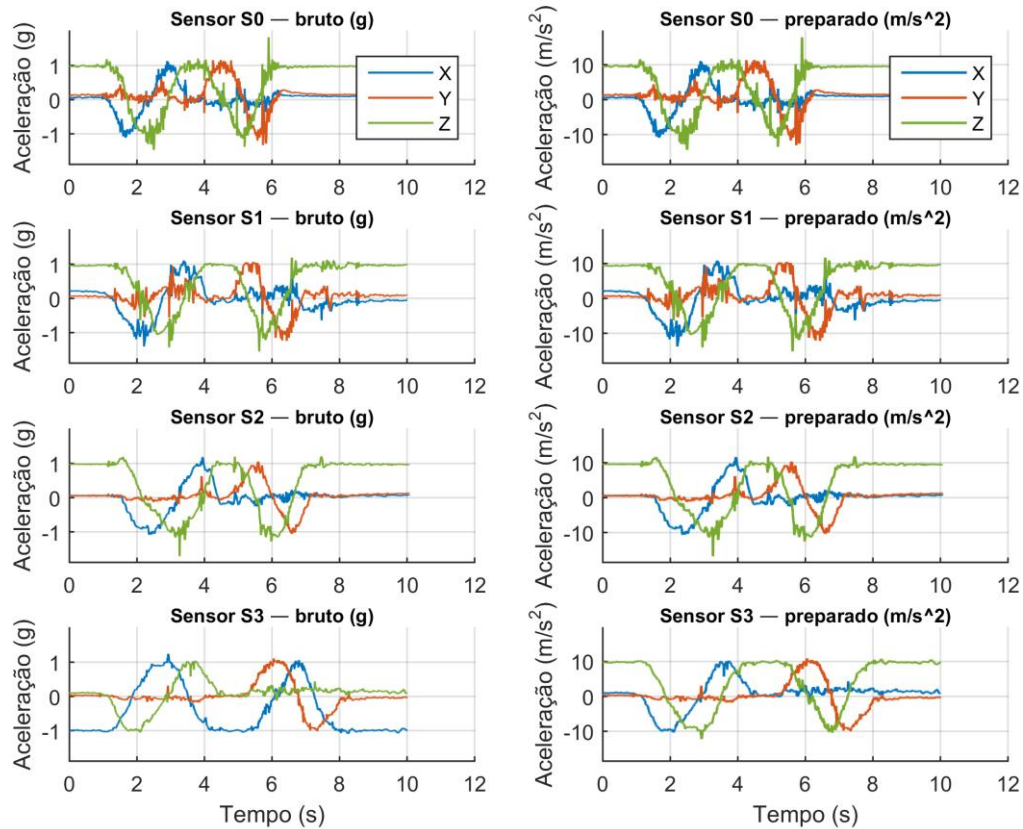
4.1.3 Verificação da orientação dos eixos e da calibração estática

Concluída a validação temporal, também foi verificado se a etapa de preparação dos sinais etapa 2 preserva o conteúdo medido e aplica corretamente as transformações previstas na metodologia, isto é, a conversão de aceleração de g para m/s^2 e a correção da orientação do sensor do encosto (S3) para o mesmo sistema de eixos adotado no assento.

Essa verificação foi realizada por meio de uma calibração estática a partir da condição de referência (gravidade), utilizando os quatro sensores S0–S3. Com a cadeira imobilizada, o módulo de medição era rotacionado manualmente de modo que, em momentos distintos, a direção da gravidade ficasse alinhada com cada um dos eixos do sistema biocêntrico. Inicialmente, o sensor era girado no sentido horário até que o eixo X ficasse aproximadamente paralelo à gravidade, completando-se a rotação em 360° . Em seguida, o procedimento era repetido para o eixo Y, permitindo observar a variação das componentes de aceleração à medida que o alinhamento entre o eixo de medição e o campo gravitacional era variado.

A figura 25 reúne os resultados desses ensaios de calibração para os sensores S0–S3, apresentando as componentes de aceleração em X, Y e Z antes da preparação (coluna da esquerda, em g) e após a preparação (coluna da direita, em m/s^2). No caso do sensor S3, montado no encosto, a figura também evidencia a reorientação dos eixos realizada na etapa 2, que ajusta o sistema de coordenadas desse módulo para coincidir com o referencial adotado no assento.

Figura 25 – Ensaio de calibração para os sensores S0–S3, antes (bruto, em g) e após a preparação (em m/s^2).



Fonte: Elaboração própria (2025).

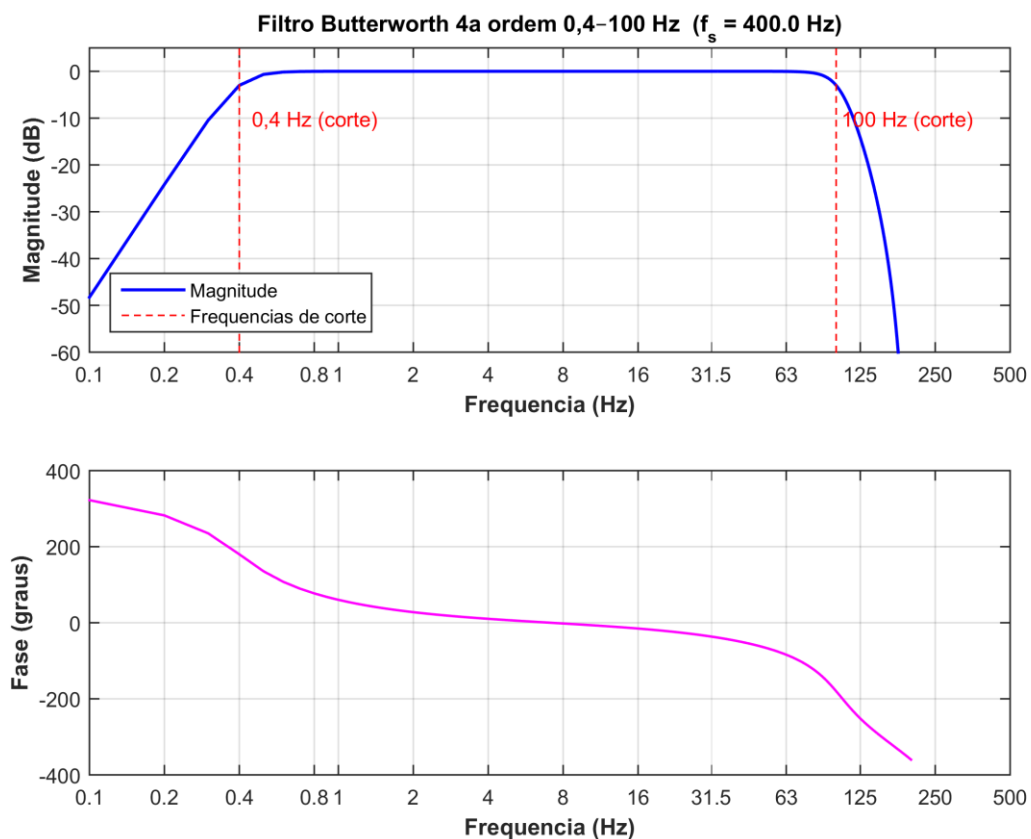
Observa-se que a preparação dos sinais preserva a forma das séries temporais e apenas altera a escala de g para m/s^2 , enquanto no sensor S3 a reorientação dos eixos faz com que a resposta passe a seguir o mesmo referencial dos demais sensores. Esses resultados confirmam que a calibração estática e a correção de orientação foram bem-sucedidas, garantindo dados consistentes para as análises de vibração apresentadas.

4.1.4 Validação do filtro digital passa-faixa 0,4–100 Hz

Na etapa 3 do fluxo de processamento e análise dos sinais de vibração apresentados na metodologia, todos os sinais de aceleração são condicionados por um filtro digital *Butterworth* passa-faixa de 4ª ordem, entre 0,4 e 100 Hz, aplicado em fase zero. O objetivo é remover valores DC, componentes quase estáticas associadas à gravidade e ruído fora da banda útil de vibração de corpo inteiro, preservando o conteúdo de interesse para as análises normativas.

Para avaliar se o comportamento desse filtro está coerente com o especificado em projeto, foi gerado o diagrama de Bode da implementação em MATLAB. A figura 26 apresenta esse diagrama em termos de magnitude (dB) e fase, para a frequência de amostragem de 400 Hz. É possível identificar que na faixa passante entre 0,4 e 100 Hz, o ganho permanece próximo de 0 dB e nas próximas das frequências de corte o nível se aproxima a -3 dB. Por se tratar de um filtro de 4ª ordem a atenuação é da ordem de 80 dB por década.

Figura 26 – Resposta em frequência (magnitude e fase) do filtro Butterworth de 4ª ordem, 0,4–100 Hz.



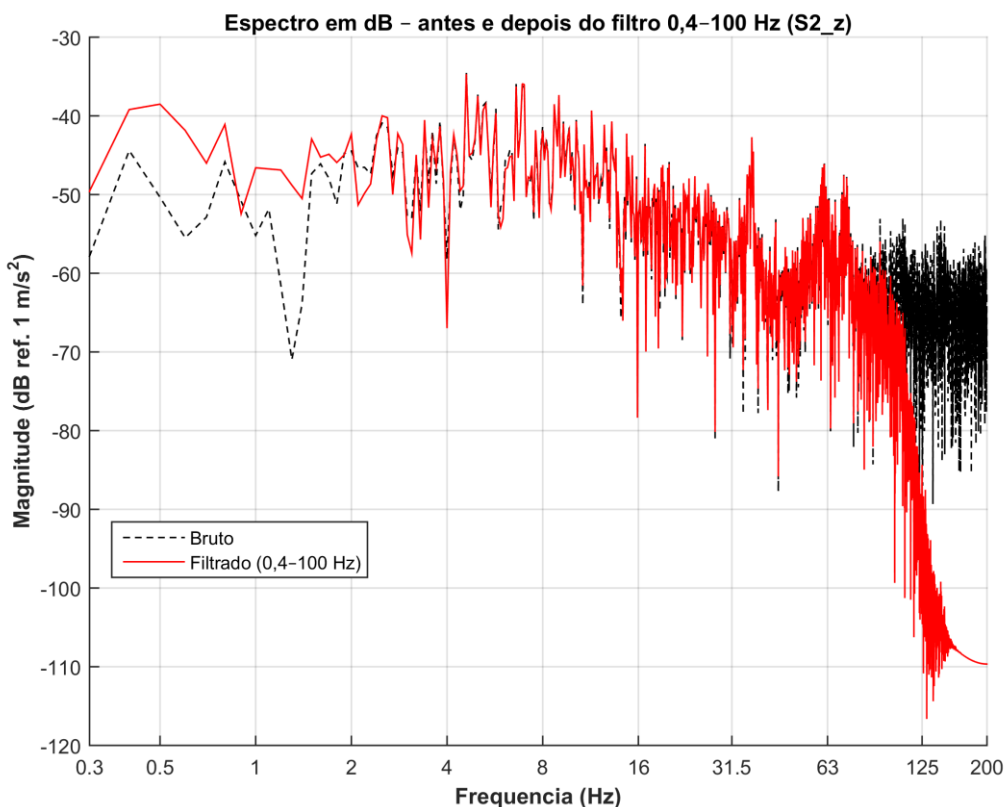
Fonte: Elaboração própria (2025).

Em termos de fase, o diagrama de Bode mostra a variação suave típica de filtros de segunda ordem, com maior defasagem nas regiões próximas às frequências de corte. Entretanto, atraso de fase é compensado de modo que o sinal filtrado permanece alinhado no tempo com o sinal original, sem deslocamentos temporais perceptíveis nos eventos.

A figura 27 mostra o efeito prático do filtro digital *Butterworth* passa-faixa de 4ª ordem, entre 0,4 e 100 Hz no domínio da frequência, para o eixo Z do sensor S2 no ensaio de

referência U1_CONCRETO_POLIDO_E_1. O espectro é apresentado em decibéis e normalizado a uma referência de 1 m/s^2 , ou seja, 0 dB corresponde a uma componente com amplitude de 1 m/s^2 e valores negativos indicam amplitudes menores por exemplo, $-40 \text{ dB} \approx 0,01 \text{ m/s}^2$.

Figura 27 – Espectro de magnitude do sinal de aceleração para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).



Fonte: Elaboração própria (2025).

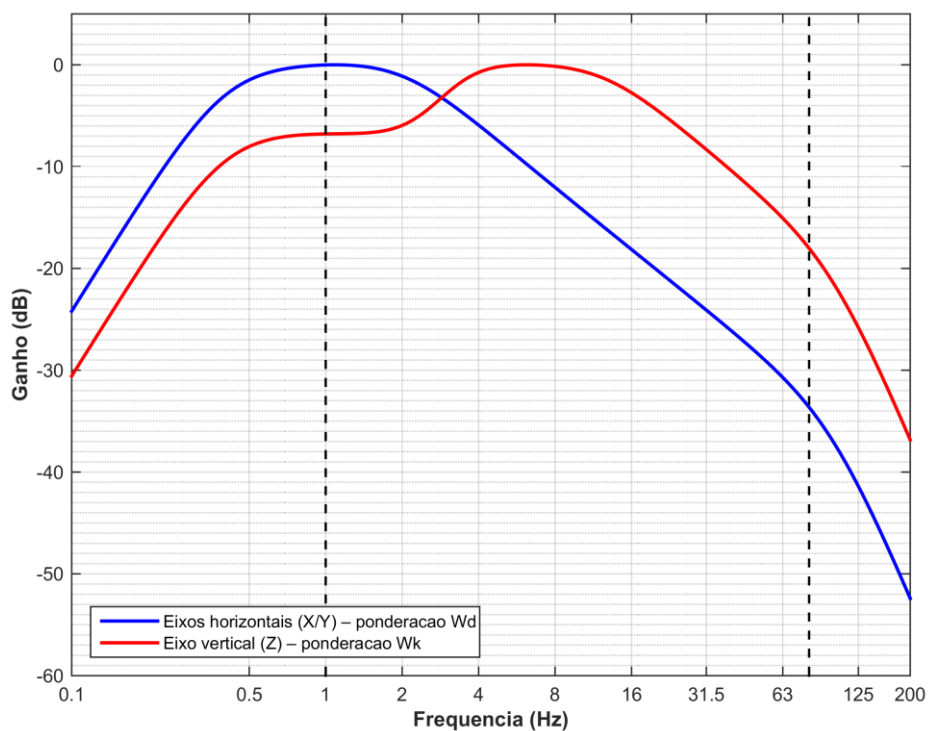
Constata-se na figura 27 que, na faixa passante, o espectro filtrado acompanha de perto o espectro original com diferenças de apenas alguns décimos de dB, compatíveis com a resposta de um filtro Butterworth discreto de 4ª ordem. Fora da faixa, as componentes são fortemente atenuadas, o que evidencia a remoção de alta frequência preservando o conteúdo da vibração de interesse. Pequenas variações locais de ganho nas proximidades das frequências de corte são esperadas devido à implementação discreta do filtro e ao uso de registros finitos na FFT, não caracterizando distorção relevante do sinal.

As figuras 26 e 27 mostram que o filtro passa-faixa da etapa 3 atende às especificações de projeto removendo as componentes indesejadas em baixas e altas frequências, mantendo praticamente inalteradas as componentes na faixa de 0,4–100 Hz compatível com a recomendada para avaliação de vibração de corpo inteiro. Isso reforça que o filtro cumpre o papel de condicionamento pré-normativo, preparando o sinal para a aplicação das ponderações W_d e W_k .

4.1.5 Validação das ponderações normativas

Após o condicionamento pelos filtros passa-faixa, os sinais são ponderados segundo as curvas normativas W_d eixos horizontais e W_k eixo vertical do sinal de vibração, de forma a aproximar a resposta medida da sensibilidade humana à vibração de corpo inteiro descrita na ISO 2631-1. A Figura 28 apresenta o diagrama da resposta em frequência em dB dos filtros de ponderação implementados em MATLAB.

Figura 28 - Resposta em frequência das ponderações normativas W_d (eixos horizontais) e W_k (eixo vertical).

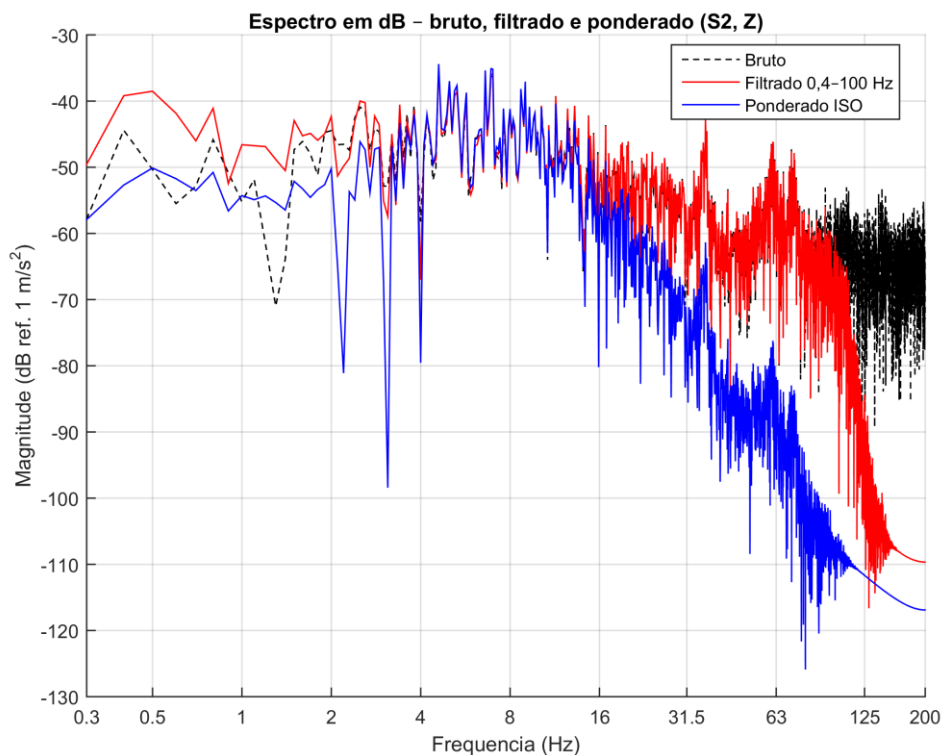


Fonte: Elaboração própria (2025).

Observa-se na figura 28 que a curva W_k aplicado ao eixo vertical (Z), atribui maior ganho às frequências em torno de 4–8 Hz que são associadas à ressonância lombar, enquanto o a curva W_d aplicado nos eixos horizontais (X e Y) enfatiza a faixa de 1–2 Hz ligada a movimentos anteroposteriores e laterais do corpo. Em ambos os casos, as componentes muito baixas e muito altas são fortemente atenuadas, de modo que frequências menos relevantes para o conforto contribuem pouco para a análise.

A Figura 29 apresenta as ponderações normativas aplicadas ao mesmo ensaio de referência, comparando o espectro bruto, o espectro filtrado na faixa de 0,4 a 100 Hz e o espectro ponderado W_k para o eixo vertical Z (bruto → filtrado → ponderado). O espectro é expresso em decibéis normalizados a 1 m/s^2 (0 dB corresponde a 1 m/s^2). Observa-se que o sinal filtrado preserva a configuração geral do espectro bruto na faixa de interesse, enquanto a ponderação modifica seletivamente esse espectro, atribuindo maior ganho às frequências próximas de 4 a 8 Hz. Em frequências extremas, tanto inferiores quanto superiores, a curva ponderada permanece vários decibéis abaixo do espectro filtrado, indicando a menor sensibilidade do corpo humano nessas regiões.

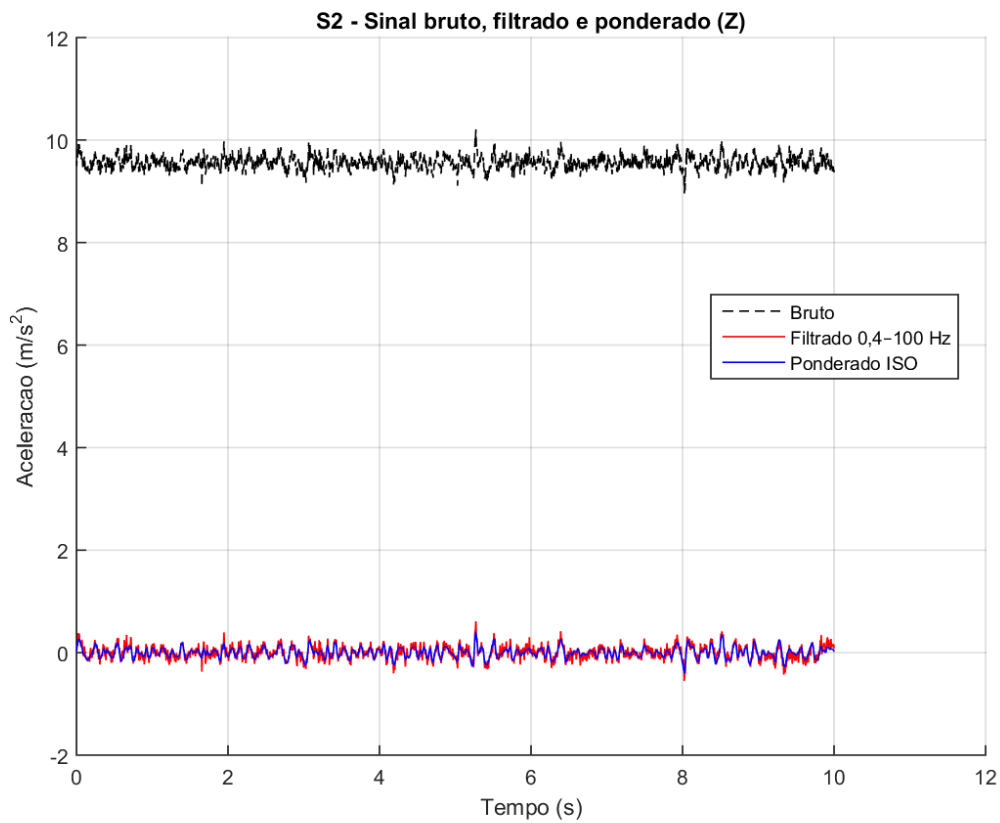
Figura 29 – Efeito das ponderações W_d e W_k sobre o sinal filtrado (0,4–100 Hz) para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).



Esse comportamento, com ganhos positivos em certas bandas e atenuações em outras, é exatamente o esperado para as curvas W_d/W_k e não significa criação de vibração artificial, mas sim uma reponderação da energia em frequência de acordo com o modelo de resposta humana adotado nas normas.

A figura 30 apresenta no domínio do tempo, o efeito sucessivo do filtro passa-faixa de 0,4–100 Hz e da ponderação normativa sobre o sinal medido para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).

Figura 30 – Sinal bruto, filtrado (0,4–100 Hz) e filtrado mais ponderado, para o ensaio de referência (U1_CONCRETO_POLIDO_E_1, sensor S2 Z).



Fonte: Elaboração própria (2025).

Evidencia-se que o sinal bruto (linha preta) apresenta uma componente quase constante em torno de $9,8 \text{ m/s}^2$ associada à aceleração da gravidade. Esse comportamento é esperado em medições de aceleração em posição sentada os quais o eixo vertical do sensor permanece aproximadamente alinhado com o campo gravitacional durante todo o ensaio.

Após a aplicação do filtro Butterworth passa-faixa de 4ª ordem entre 0,4 e 100 Hz (linha vermelha) o valor DC é praticamente removido e o sinal passa a oscilar em torno de zero, preservando apenas o conteúdo dinâmico de vibração de interesse. Esse resultado é coerente com a resposta em frequência apresentada anteriormente, na qual o filtro atenua fortemente as componentes quase estáticas e as componentes acima de 100 Hz, sem deformar de maneira relevante a banda útil.

A curva ponderada (linha azul) corresponde ao mesmo sinal filtrado após a aplicação da ponderação W_k para o eixo vertical. As diferenças entre as duas curvas aparecem principalmente como pequenas variações de amplitude ao longo do tempo: em trechos onde a energia está concentrada em frequências mais sensíveis segundo a ponderação W_k , o sinal ponderado aproxima-se ligeiramente do filtrado ou o supera, em trechos dominados por componentes de baixa ou alta frequência, o nível ponderado torna-se um pouco menor. Verifica-se que a forma temporal das curvas não introduz atrasos ou distorções visíveis nos eventos, o que era esperado para o processamento em fase zero adotado.

Os resultados apresentados nesta seção evidenciam que o sistema de aquisição desenvolvido atende aos requisitos de estabilidade temporal, coerência geométrica e condicionamento em frequência essenciais para a análise de vibração de corpo inteiro em cadeira de rodas. A validação da taxa de amostragem, aproximadamente 400 Hz, aliada à análise dos intervalos entre amostras, *jitter* e *gaps*, confirmou a regularidade dos registros. Os poucos casos de falhas extensas foram identificados e excluídos do conjunto de dados. A verificação da calibração estática e da orientação dos sensores demonstrou que os quatro dispositivos operam em um referencial comum, apresentando *offsets* residuais insignificantes em relação às amplitudes de vibração observadas, possibilitando comparações diretas entre diferentes pontos estruturais.

As respostas em frequência do filtro passa-faixa de 0,4–100 Hz e das ponderações W_d/W_k , bem como os exemplos no domínio do tempo para o ensaio de referência evidenciam que o processamento implementado remove a componente DC e o ruído fora da banda útil, o sinal é ponderado de acordo com o modelo de sensibilidade humana definido na ISO 2631-1 e na ISO 8041 sem introduzir artefatos ou distorções relevantes.

Sendo assim, os sinais podem ser considerados representativos tanto do fenômeno físico medido quanto da forma como essa vibração é percebida pelo usuário, fornecendo uma base confiável para a análise dos resultados de vibração na cadeira de rodas.

4.2 RESULTADOS DE VIBRAÇÃO NA CADEIRA DE RODAS

Nesta seção são apresentados os resultados de vibração medidos na cadeira de rodas elétrica para as diferentes combinações de usuários e superfícies, considerando as 34 aquisições válidas já filtradas e ponderadas conforme as normas.

4.2.1 Panorama geral dos ensaios

Antes de apresentar diretamente os níveis de vibração é importante contextualizar as condições em que os ensaios foram realizados e verificar se os trajetos e velocidades foram semelhantes entre usuários e superfícies. Cada combinação de usuário e superfície foi avaliada em um trecho delimitado por marcas no chão, com extensão nominal de aproximadamente 10 m, percorrido em torno de 10 s de aquisição contínua. Como discutido na seção anterior, dois ensaios foram descartados por apresentarem irregularidades nos dados, resultando em um total de 34 aquisições válidas que servem de base para os resultados desta seção.

A tabela 6 resume esse panorama por superfície, apresentando a distância média percorrida e a velocidade média, ambas acompanhadas de seus desvios-padrão. De forma geral, as distâncias ficaram entre $10,1 \pm 0,4$ m (bloco intertravado) e $11,6 \pm 0,8$ m (concreto polido). As velocidades médias seguem a mesma tendência, variando de aproximadamente $1,01 \pm 0,04$ m/s no bloco intertravado até $1,16 \pm 0,08$ m/s no concreto polido. Visualmente os ensaios apresentaram uma tendência de percorrerem percurso que possuem menor irregularidades mais rapidamente.

Tabela 6 – Panorama geral dos ensaios de vibração.

(continua)

Usuário	Superfície	N	Distância média (m)	Velocidade média (m/s)
U1 (1,83 m – 123kg)	Concreto polido	3	$11,6 \pm 0,8$	$1,16 \pm 0,08$
U1 (1,83 m – 123kg)	Concreto	3	$11,2 \pm 0,6$	$1,12 \pm 0,06$
U1 (1,83 m – 123kg)	Asfalto	3	$10,6 \pm 0,5$	$1,06 \pm 0,05$
U1 (1,83 m – 123kg)	Bloco intertravado	3	$10,1 \pm 0,4$	$1,01 \pm 0,04$

(conclusão)

Usuário	Superfície	N	Distância média (m)	Velocidade média (m/s)
U2 (1,73 m – 75kg)	Concreto polido	3	11,6 ± 0,8	1,16 ± 0,08
U2 (1,73 m – 75kg)	Concreto	1	11,2 ± 0,6	1,12 ± 0,06
U2 (1,73 m – 75kg)	Asfalto	3	10,6 ± 0,5	1,06 ± 0,05
U2 (1,73 m – 75kg)	Bloco intertravado	3	10,1 ± 0,4	1,01 ± 0,04
U3 (1,60 m – 63kg)	Concreto polido	3	11,6 ± 0,8	1,16 ± 0,08
U3 (1,60 m – 63kg)	Concreto	3	11,2 ± 0,6	1,12 ± 0,06
U3 (1,60 m – 63kg)	Asfalto	3	10,6 ± 0,5	1,06 ± 0,05
U3 (1,60 m – 63kg)	Bloco intertravado	3	10,1 ± 0,4	1,01 ± 0,04

Fonte: Elaboração própria (2025).

Mesmo com o percurso fisicamente demarcado, essas pequenas diferenças de distância e velocidade entre ensaios refletem a combinação de três fatores principais: o tipo de piso que influencia a condução, as características do usuário como peso e estatura, e a pilotagem dentro da faixa marcada. No conjunto, os valores apresentados são suficientes para caracterizar tendências gerais entre as superfícies e contextualizar os resultados de vibração, embora uma estimativa estatística mais robusta exigisse um número maior de ensaios e de participantes. Com esse contexto estabelecido, a seção seguinte passa a examinar diretamente as métricas de vibração no assento e nos demais pontos da cadeira.

4.2.2 Métricas de vibração

As grandezas consideradas nesta etapa foram o RMS, o VDV, a MTVV e A(8), calculadas conforme o procedimento descrito na metodologia. Em conjunto, esses parâmetros quantificam em valores o nível médio de vibração, a presença de picos de curta duração e o

efeito acumulado ao longo do tempo, permitindo comparar de forma direta as diferentes superfícies e usuários na posição de maior interesse para a vibração de corpo inteiro, o assento no eixo vertical (S2–Z).

A tabela 7 reúne essas informações compiladas para o sensor S2-Z em um painel único e resumido, mostrando as métricas para combinação de usuário e superfície. Os valores médios e desvios-padrão de RMS, VDV, MTVV e A(8), foram calculados a partir dos ensaios 1, 2 e 3, dessarte é mostrado a tendência central de cada condição experimental. No caso específico do concreto para o usuário 2, apenas um ensaio foi mantido após o descarte dos demais, de modo que a tabela apresenta o valor correspondente sem desvio-padrão associado. Para manter o registro completo, foi anexado no apêndice B a tabela com todas as variações possíveis.

Tabela 7– Métricas de vibração no assento (S2–Z).

(continua)

Usuário	RMS (m/s²)	VDV (m/s^{1.75})	MTVV (m/s²)	A(8) (m/s²)
U1 (1,83 m – 123 kg), Asfalto	0,164 ± 0,021	0,406 ± 0,065	0,211 ± 0,056	0,0031 ± 0,0004
U1 (1,83 m – 123 kg), Bloco intertravado	0,492 ± 0,048	1,199 ± 0,152	0,624 ± 0,121	0,0092 ± 0,0009
U1 (1,83 m – 123 kg), Concreto	0,124 ± 0,006	0,312 ± 0,051	0,161 ± 0,032	0,0023 ± 0,0001
U1 (1,83 m – 123 kg), Concreto polido	0,109 ± 0,007	0,258 ± 0,017	0,137 ± 0,016	0,0020 ± 0,0001
U2 (1,73 m – 75 kg) Asfalto	0,229 ± 0,071	0,815 ± 0,550	0,410 ± 0,281	0,0043 ± 0,0013
U2 (1,73 m – 75 kg) Bloco intertravado	0,569 ± 0,024	1,382 ± 0,091	0,708 ± 0,086	0,0106 ± 0,0005
U2 (1,73 m – 75 kg) Concreto*	0,163 ± 0,000	0,494 ± 0,000	0,270 ± 0,000	0,0030 ± 0,0000
U2 (1,73 m – 75 kg) Concreto polido	0,128 ± 0,008	0,314 ± 0,016	0,173 ± 0,013	0,0024 ± 0,0001

(conclusão)

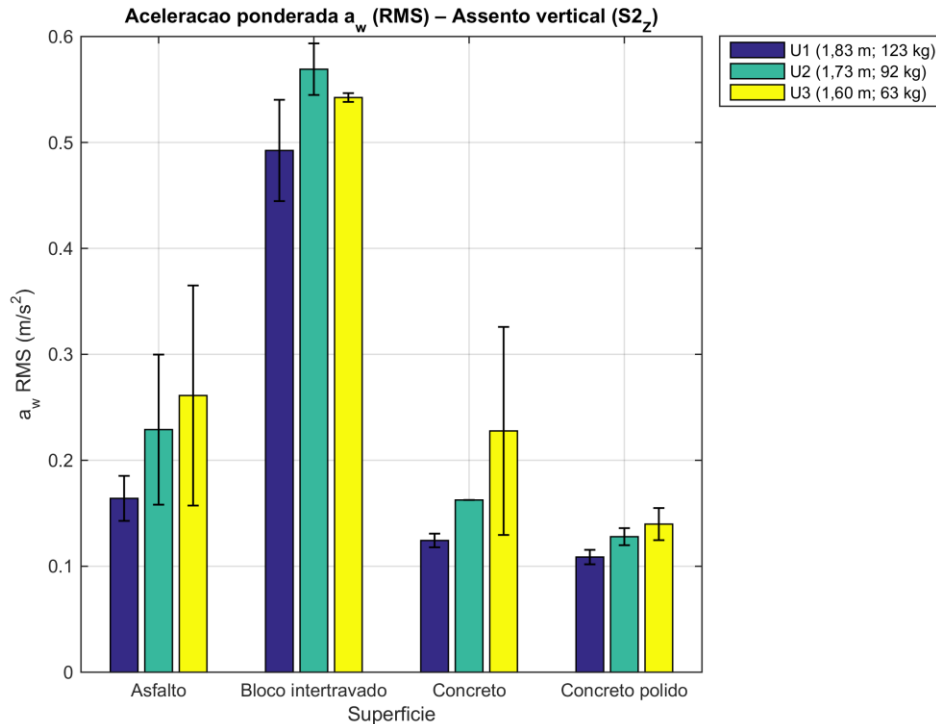
Usuário	RMS (m/s²)	VDV (m/s^{1.75})	MTVV (m/s²)	A(8) (m/s²)
U3 (1,60 m – 63 kg)	0,261 ± 0,104	0,850 ± 0,608	0,452 ± 0,375	0,0049 ± 0,0019
Asfalto				
U3 (1,60 m – 63 kg)	0,542 ± 0,004	1,278 ± 0,025	0,638 ± 0,005	0,0101 ± 0,0001
Bloco intertravado				
U3 (1,60 m – 63 kg)	0,228 ± 0,098	0,701 ± 0,405	0,378 ± 0,213	0,0043 ± 0,0018
Concreto				
U3 (1,60 m – 63 kg)	0,140 ± 0,015	0,328 ± 0,030	0,172 ± 0,020	0,0026 ± 0,0003
Concreto polido				

Fonte: Elaboração própria (2025).

Ainda na tabela 7, os dados indicam que o bloco intertravado apresenta os maiores valores de RMS, VDV, MTVV e A(8), seguido pelo asfalto, concreto e concreto polido. Demonstrando que em superfícies com mais irregularidade geram maiores níveis de aceleração ponderada, tanto em termos de RMS e A(8). As métricas sensíveis a picos como VDV e MTVV, seguem o mesmo padrão indicando que os eventos transitórios mais intensos também são mais frequentes ou mais severos no pavimento intertravado e no asfalto do que no concreto e no concreto polido.

A figura 31 apresenta a distribuição da aceleração ponderada RMS no assento, considerando o eixo vertical (S2_Z) para cada superfície e usuário. Esse gráfico destaca visualmente a hierarquia entre os pavimentos e a influência da massa e postura dos usuários.

Figura 31 – Aceleração ponderada RMS no assento (S2_Z) por superfície e usuário.



Fonte: Elaboração própria (2025).

A tabela 8 complementa essa análise ao agrupar por superfície, os valores de aceleração ponderada RMS no eixo vertical (Z) para todos os sensores da cadeira. Nela, constata-se que o bloco intertravado apresenta os maiores níveis de vibração, enquanto o concreto polido apresenta os menores valores em todos os pontos de medição. Esse padrão reforça a coerência física dos resultados: pavimentos mais irregulares geram maior excitação na base da cadeira e tendem a produzir níveis mais elevados de vibração em toda a estrutura.

Tabela 8 – Aceleração ponderada RMS no eixo vertical (Z) de todos os sensores.

Superfície	S0-Z (m/s²)	S1-Z (m/s²)	S2-Z (m/s²)	S3-Z (m/s²)
Asfalto	0,320 ± 0,085	0,430 ± 0,169	0,218 ± 0,077	0,204 ± 0,064
Bloco intertravado	0,818 ± 0,131	1,128 ± 0,112	0,535 ± 0,043	0,523 ± 0,058
Concreto	0,269 ± 0,113	0,331 ± 0,104	0,174 ± 0,077	0,163 ± 0,061
Concreto polido	0,184 ± 0,020	0,241 ± 0,021	0,125 ± 0,016	0,116 ± 0,009

Fonte: Elaboração própria (2025).

Também é possível perceber na tabela 8, um gradiente de vibração entre os pontos instrumentados da cadeira. Em todas as superfícies o apoio de pés (S1) apresentou os maiores níveis de aceleração ponderada no eixo vertical, seguido pela estrutura sobre a bateria (S0), pelo assento (S2) e pelo encosto (S3). Esse padrão indica que os componentes mais próximos às rodas e ao contato direto com o pavimento estão mais expostos à excitação gerada pelas irregularidades do piso, enquanto o assento e o encosto recebem uma versão já atenuada dessa vibração pela própria estrutura da cadeira.

As diferenças entre usuários surgem principalmente como variações de magnitude associadas à massa corporal e à postura na cadeira, sem alterar a hierarquia entre superfícies e sensores. No conjunto, as tabelas 7 e 8 inferem-se que o tipo de pavimento é o fator que mais influencia os níveis de vibração, ao passo que as características individuais modulam a intensidade da exposição, mas não o padrão geral de resposta.

Em resumo, os dados das tabelas 7 e 8 indicam que as superfícies mais irregulares tendem a produzir valores mais elevados de RMS, VDV, MTVV e A(8), enquanto as superfícies mais regulares apresentam níveis menores, em coerência com a rugosidade dos pavimentos. Em termos de posição na cadeira, os maiores níveis de vibração aparecem na região dos pés, seguidos pela estrutura sobre a bateria, pelo assento e o encosto. As diferenças entre usuários surgem principalmente como variações de magnitude, associadas à massa e à postura, sem alterar a hierarquia entre superfícies e sensores. Esses resultados numéricos servem de base para o enquadramento normativo apresentado na subseção seguinte e para a síntese dos efeitos do tipo de piso e das características dos usuários sobre a vibração medida.

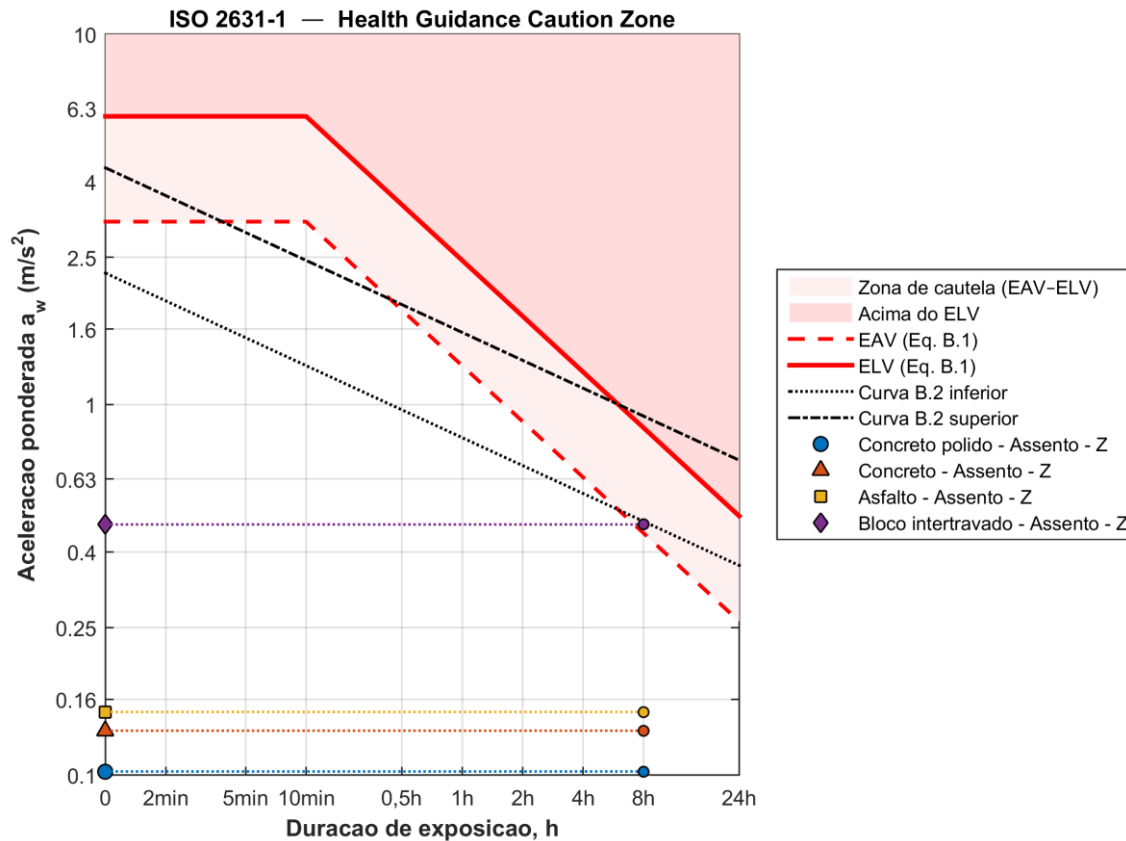
4.2.3 Enquadramento no Health Guidance Caution Zone

O enquadramento dos resultados no diagrama *Health Guidance Caution Zone* (HGCZ) da ISO 2631-1 permite interpretar em termos normativos, os níveis de vibração medidos no assento da cadeira de rodas a partir dos valores de aceleração ponderada RMS obtidos para o sensor S2 no eixo Z. Foi considerada uma situação de uso equivalente a até 8 h de exposição, de forma a avaliar em que faixa do diagrama cada superfície de ensaio se posiciona na aproximação dos limites de ação e de exposição definidos pela norma.

A figura 32 apresenta o HGCZ com as curvas de referência B.1 (EAV e ELV) e B.2 (limites inferior e superior), bem como a região sombreada correspondente à zona de cautela entre o EAV e o ELV. Sobre esse diagrama foram plotados os pontos associados às superfícies

de concreto polido, concreto, asfalto e bloco intertravado, utilizando os níveis de RMS medidos no assento e extrapolados para uma duração de até 8 h.

Figura 32 – Enquadramento dos níveis de vibração no assento (sensor S2, eixo Z) no diagrama Health Guidance Caution Zone (HGCZ) da ISO 2631-1.



Fonte: Elaboração própria (2025).

A partir da figura 32 é possível identificar que todas as superfícies permanecem abaixo do EAV para a jornada de 8 horas indicando que nas condições deste estudo a vibração no assento é compatível com o uso diário da cadeira de rodas. As superfícies mais regulares como o concreto polido e concreto situam-se em regiões mais confortáveis do diagrama, enquanto o asfalto e o bloco intertravado deslocam os pontos para níveis mais próximos da curva B.2 inferior, refletindo a maior irregularidade desse pavimento. Dessa forma, o HGCZ confirma o padrão observado nas métricas numéricas, que o tipo de piso é o principal fator que aumenta ou reduz a exposição do cadeirante à vibração, ainda que no cenário avaliado os valores se mantenham dentro de faixas aceitáveis pelas normas.

O enquadramento no HGCZ indica que nas condições avaliadas, todos os pavimentos permanecem abaixo do valor de ação de exposição para uma jornada de até 8 h, caracterizando uma situação de baixo risco à saúde e fornecendo uma base consistente para a comparação com os trabalhos relacionados na seção seguinte, porém vale a ressalva que o bloco intertravado configurando a condição mais crítica e o concreto polido a mais confortável.

4.3 COMPARAÇÃO COM OS TRABALHOS RELACIONADOS

Os resultados obtidos na cadeira de rodas elétrica são confrontados com estudos que avaliaram vibração de corpo inteiro em cadeirantes, com destaque para Mohamed *et al.* (2022) e Wolf *et al.* (2007). Ambos utilizaram cadeiras motorizadas, seguiram a ISO 2631-1 na avaliação da vibração e analisaram superfícies de circulação semelhantes às deste estudo, permitindo uma comparação próxima ao contexto deste trabalho.

Antes de comparar valores é importante destacar algumas diferenças entre os protocolos experimentais, no caso deste estudo foram avaliados três usuários 63 kg, 75 kg e 123 kg, em quatro superfícies concreto polido, concreto, asfalto e bloco intertravado, em percursos de aproximadamente 10 m, com cerca de 10 s de aquisição e velocidade em torno de 1 m/s, utilizando uma cadeira de rodas elétrica comercial desmontável e acelerômetros fixados no assento, encosto, apoio de pés e bateria. Wolf (2007) trabalhou com um grupo maior de participantes, com peso médio próximo a 73 kg, percorrendo nove superfícies de calçada, incluindo concreto moldado e diversos pavimentos intertravados com diferentes chanfros, em trechos de cerca de 7,6 m, com cadeira motorizada a 1 m/s e 2 m/s. Mohamed *et al.* (2022) avaliou quatro usuários entre 48 kg e 117 kg em uma rota mais longa de aproximadamente 1,3 km, combinando trechos de asfalto, concreto, pavimentos de blocos e pisos internos, também com cadeira motorizada, medindo simultaneamente assento, encosto e apoio de pés.

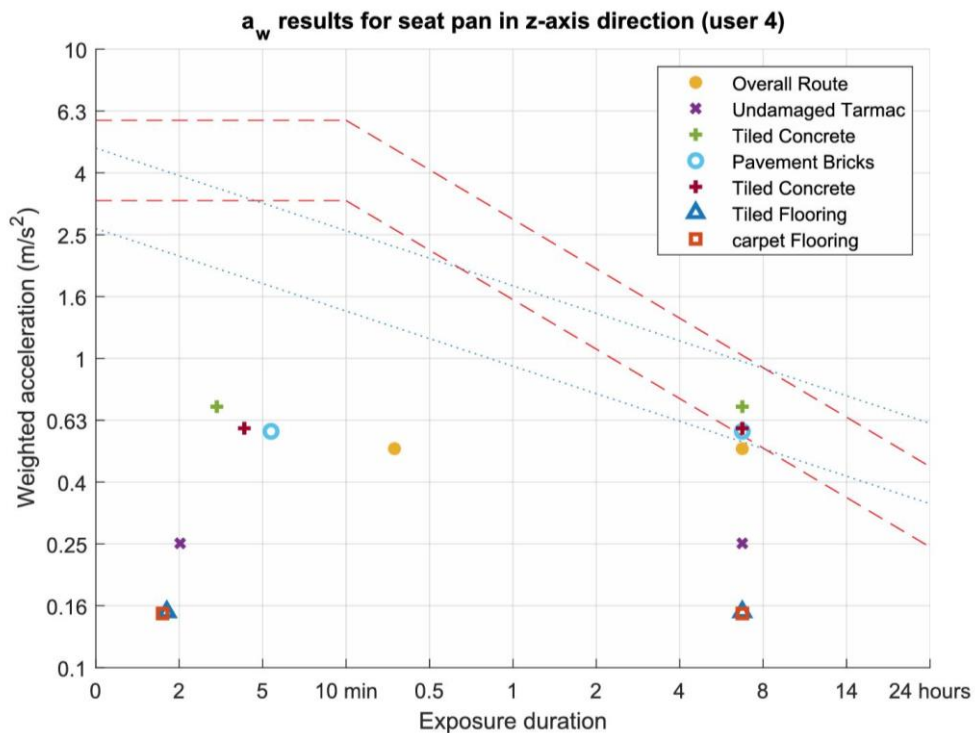
Considerando apenas os níveis de aceleração RMS ponderada no assento S2 no eixo Z, é possível comparar diretamente os valores médios entre este estudo e Wolf (2007), a partir de duas superfícies aparentemente equivalentes: concreto 0 mm chanfro e bloco intertravado com chanfro. Neste trabalho, obtiveram-se valores RMS médios da ordem para o concreto $0,174 \pm 0,077 \text{ m/s}^2$ e para o bloco intertravado $0,535 \pm 0,043 \text{ m/s}^2$. No estudo de Wolf, para a cadeira motorizada a 1 m/s, o concreto escovado apresentou valores no assento em torno de $0,28 \pm 0,06$ e para o bloco intertravado $0,37 \pm 0,09 \text{ m/s}^2$. Parte dessa diferença de magnitude pode ser explicada pelo próprio desenho experimental e pelas características do conjunto cadeira–usuário–pavimento: as superfícies avaliadas não são idênticas em geometria, textura e estado

de conservação, a amostra de usuários difere em massa corporal, postura e forma de condução, e o comprimento dos percursos, bem como o número de repetições.

A cadeira de rodas avaliada corresponde a um modelo distinto; neste estudo, trata-se de uma cadeira elétrica desmontável e dobrável, enquanto na pesquisa de Wolf refere-se a uma cadeira elétrica com *chassi* rígido, o que, por sua vez, influencia significativamente a dinâmica de transmissão das vibrações. Contudo, observa-se que os níveis de RMS no assento apresentam magnitude semelhante em ambos os estudos, sendo que, em ambas as análises, o pavimento intertravado se destaca como a condição mais crítica em relação às superfícies de concreto.

No estudo de Mohamed *et al.* (2022), a comparação foi realizada por meio das curvas presentes no diagrama HGCZ. A figura 33 demonstra os valores de RMS do deslocamento do assento ao longo do eixo z, referentes ao usuário de maior peso no estudo (U4, 117 kg; 1,83 m), considerado semelhante ao usuário 1 deste trabalho em termos de peso e estatura. Dessa figura, foram extraídos valores correspondentes a cada pavimento mais próximo das superfícies analisadas. Esses valores estão resumidos na tabela 9 e foram comparados com as medições obtidas neste estudo em superfícies equivalentes, como asfalto e bloco intertravado.

Figura 33 – Enquadramento dos níveis de vibração do assento (sensor S2, eixo Z) no diagrama Health Guidance Caution Zone (HGCZ) da ISO 2631-1.



Fonte: Mohamed *et al.* (2022).

A tabela 9 sintetiza a comparação entre os níveis de aceleração ponderada RMS no assento obtidos por Mohamed *et al.* (2022) para o usuário mais pesado (U4, 117 kg) e os resultados do usuário 1 deste estudo (U1, 123 kg) em superfícies consideradas equivalentes. Os valores de Mohamed são ligeiramente superiores, mas permanecem na mesma ordem de grandeza dos medidos aqui. Essa diferença é coerente com as particularidades do protocolo adotado aqui, percursos mais curtos com menos repetições e diferenças construtivas entre cadeira, pneus e pavimentos.

Tabela 9 – Comparação HGCZ de superfícies similares.

Mohamed, U4 (1,83 m -117 kg)		Eduardo, U1 (1,83 m – 123 kg)	
Superfície	RMS (m/s²)	Superfície	RMS (m/s²)
Undamaged Tarmac (✕ roxo)	≈ 0,27	Asfalto	0,164 ± 0,021
Pavement Bricks (○ azul)	≈ 0,59	Bloco intertravado	0,492 ± 0,048
Tiled Flooring (△ azul)	≈ 0,14	Concreto liso	0,109 ± 0,007

Fonte: Elaboração própria (2025).

Os valores apresentados na tabela 9 indicam que embora inferiores, os valores deste estudo são da mesma ordem e o padrão é o mesmo: os pavimentos intertravados constituem a condição mais crítica claramente superior ao asfalto e aos concretos lisos. As superfícies descritas por Mohamed *et al.* (2022) não possui equivalência direta neste estudo, mas reforçam a tendência de que pisos internos e mais macios produzem níveis ainda menores de vibração do que os concretos polidos medidos na cadeira de rodas elétrica utilizada aqui.

Tanto Mohamed quanto este estudo indicam uma correlação entre o peso do usuário e os níveis de vibração. Em Mohamed, usuários com menor massa corporal apresentaram valores superiores de RMS no assento e frequentemente situaram-se próximos ou além da zona de atenção, enquanto o usuário mais pesado (U4, 117 kg) demonstrou índices marginalmente inferiores, indicando que a maior massa corporal pode atuar como elemento amortecedor das vibrações de baixa frequência. Embora a amostra deste trabalho seja reduzida, observa-se um padrão semelhante.

A análise comparativa com Wolf (2007) e Mohamed *et al.* (2022) indica que os níveis de aceleração ponderada registrados no assento apresentam magnitude semelhante aos valores reportados para cadeiras motorizadas em superfícies externas, embora sejam ligeiramente inferiores em valores absolutos, o que é compatível com um protocolo de ensaio de menor rigor.

Observa-se ainda que a hierarquia entre as diferentes superfícies reproduz o padrão descrito na literatura, com concreto polido e concreto apresentando os menores níveis de vibração, enquanto pavimentos intertravados representam a condição mais severa.

Ademais, o efeito da massa do usuário sobre a vibração no assento manifesta-se de forma consistente nos três estudos. Essas análises, associadas às variações interpretadas por meio do desenho experimental, indicam que os resultados obtidos com o sistema de aquisição e processamento empregados são compatíveis com o comportamento esperado para vibração de corpo inteiro em cadeiras de rodas elétricas.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho foi inspirado em observações do cotidiano de usuários de cadeira de rodas, que convivem com condições inadequadas à mobilidade e são expostos a desconforto, trepidações e riscos associados à vibração de corpo inteiro durante os deslocamentos. Embora existam leis e normas relacionadas à acessibilidade, esse tipo de desconforto ainda é percebido principalmente de forma subjetiva, sem uma avaliação quantitativa da vibração que efetivamente chega ao usuário, o que evidencia a falta de um sistema que meça e registre essa vibração em diferentes pisos, como base para melhorar conforto e acessibilidade. Diante dessa realidade, este trabalho teve como objetivo desenvolver e validar um sistema de instrumentação embarcado em uma cadeira de rodas elétrica para medir a vibração de corpo inteiro e aplicar métodos normativos de análise, caracterizando os níveis transmitidos ao usuário em diferentes condições de deslocamento. Com base nos resultados apresentados, é possível afirmar que esse objetivo foi atingido.

Do ponto de vista da instrumentação, foi projetado e implementado um sistema completo de aquisição baseado no microcontrolador STM32F407 e em quatro unidades inerciais digitais ICM-20948, sincronizadas em 400 Hz e instaladas em pontos representativos da cadeira: estrutura sobre a bateria, apoio dos pés, assento e encosto. A validação experimental demonstrou que a taxa de amostragem permanece estável, com baixo *jitter* e ocorrência limitada de gaps, que a calibração estática e a orientação dos eixos são consistentes entre os sensores e que o condicionamento digital dos sinais, filtro passa-faixa de 0,4–100 Hz e ponderações normativas Wd/Wk reproduz adequadamente as recomendações da ISO 2631-1.

A partir dos sinais ponderados foram calculadas as principais métricas de vibração de corpo inteiro previstas nas normas, com destaque para a aceleração ponderada RMS no assento eixo vertical (S2_Z). Os resultados mostraram que o tipo de pavimento é o fator dominante na vibração transmitida ao usuário, com níveis mais elevados no bloco intertravado, intermediários no asfalto e no concreto, e mais baixos no concreto polido. As diferenças entre usuários manifestaram-se sobretudo como variações de magnitude, sem inverter a hierarquia entre as superfícies. A análise dos demais sensores evidenciou ainda um gradiente de transmissão ao longo da estrutura da cadeira com maiores amplitudes no apoio de pés, valores intermediários na estrutura e no assento, e menores amplitudes no encosto.

Além disso, a comparação dos resultados obtidos com estudos relacionados, em especial Wolf (2007) e Mohamed *et al.* (2022), indicou que os níveis medidos neste trabalho se encontram na mesma ordem de grandeza dos reportados na literatura e apresentam tendências

físicas semelhantes: pavimentos intertravados como condição mais crítica e superfícies mais regulares com menores níveis de vibração. Essa coerência somada à conformidade com as normas de referência, reforça que o sistema de instrumentação desenvolvido é funcional e adequado para a avaliação exploratória da vibração de corpo inteiro em cadeiras de rodas elétricas.

Em síntese, este trabalho não apenas desenvolve e valida um sistema de medição de vibração em cadeira de rodas, mas também abre caminho para que o desconforto diário vivido por usuários seja convertido em informação útil para a pesquisa, para o planejamento de rotas acessíveis e potencialmente, para a definição de intervenções e políticas públicas voltadas à melhoria da mobilidade e do conforto em diferentes meios de transporte.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Com base nos resultados obtidos e nas limitações identificadas, recomenda-se a exploração de diferentes linhas de investigação em estudos futuros. Uma alternativa consiste na análise dos materiais empregados e dos procedimentos de instalação dos sensores na estrutura da cadeira. Demais, sugere-se a comparação entre sensores fixados de forma permanente e aqueles instalados de maneira temporária.

Adicionalmente, o desenvolvimento de um sistema de alerta em tempo real, capaz de detectar níveis excessivos de vibração e enviar notificações ao usuário ou cuidador, representa um avanço significativo no campo da segurança e prevenção. Este sistema facilitaria ações corretivas imediatas, como a redução da velocidade ou a alteração de rotas alternativas.

Propõe-se também a implementação de um índice de conforto vibracional personalizado, levando em consideração variáveis individuais do usuário, como peso corporal, sensibilidade à vibração e limitações clínicas. Essa abordagem visa aprimorar a precisão e relevância da análise, ajustando os critérios de avaliação às condições específicas de cada indivíduo.

Em suma, a integração do sistema de instrumentação com dados de geolocalização possibilita a elaboração de mapas georreferenciados de vibração. Tal ferramenta contribuiria para identificar áreas urbanas com índices elevados de desconforto vibracional, facilitando o planejamento de rotas pelos usuários e apoiando a gestão pública na melhoria da infraestrutura urbana.

REFERÊNCIAS

ANSARI, A. A.; KAMIL, M. Izod impact and hardness properties of 3D printed lightweight CF-reinforced PLA composites using design of experiment. **International Journal of Lightweight Materials and Manufacture**, v. 5, p. 369–383. 2022.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 9050**: Informação e documentação – acessibilidade a edificações, espaços e equipamentos urbanos. Rio de Janeiro: ABNT, 2004.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 8800**: Informação e documentação – projeto de estruturas de aço e de estruturas mistas de aço e concreto de edifícios. Rio de Janeiro: ABNT, 2008.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6118**: Informação e documentação – projeto de estruturas de concreto — procedimento. Rio de Janeiro: ABNT, 2014.

BRITO, H. M.; OLIVEIRA, J. Procedimento de medida da vibração de corpo inteiro via programação MATLAB de acordo com a ISO 2631. **Revista InterScientia**, v. 5, n. 2, p. 136-146, dez. 2017.

CAXIAS DO SUL. **Lei complementar nº 377, de 22 de dezembro de 2010**. Art. 179 – Consolida a legislação relativa ao código de posturas do município. Caxias do Sul: Câmara Municipal, [2010]. Disponível em:
<https://gcpstorage.caxias.rs.gov.br/documents/2020/02/f1a563f8-8b38-4166-a7f2-b6fb2b8005e1.pdf>. Acesso em: 16 out. 2025.

CAXIAS DO SUL, **lei N° 7862 de 2015**, Institui o programa "calçada legal", regulamenta a padronização da pavimentação de passeios públicos do município do Rio Grande e dá outras providências. Município de Caxias do Sul, 02 de abril de 2015. Disponível em:
<<https://leismunicipais.com.br/a/rs/r/rio-grande/lei-ordinaria/2015/786/7862/lei-ordinaria-n-7862-2015-institui-o-programa-calçada-legal-regulamenta-a-padronizacao-da-pavimentacao->

de-passeios-publicos-do-municipio-do-rio-grande-e-da-outras-providencias>. Acesso em: out. 2019.

COOPER, R. A; CHUNG, B.; NISHIMURA, Y.; KAWAMURA, S.; **Dynamic response of wheelchair cushions to the ISO impact damping test.** In: Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), Istanbul, Turkey. IEEE, 2001. p. 2611-2614.

DIGIOVINE, C; COOPER, R. A; WOLF, E. J; HOSFIELD J.; CORFMAN, T. A. **Analysis of vibration and comparison of four wheelchair cushions during manual wheelchair propulsion,** Proceedings of the annual RESNA conference, 2000; 242-244.

DIGIOVINE C. P., COOPER R. A., FITZGERALD S. G., BONINGER M. L., WOLF E. J. and SONGFENG Guo. **Whole-body vibration during manual wheelchair propulsion with selected seat cushions and back supports,** in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, no. 3, pp. 311-322, Sept. 2003.

FARIA, Marianna Ribeiro de. **Vibração transmitida a cadeirantes através do deslocamento sobre determinados tipos de revestimentos de calçadas.** 2015.124 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2015.

FERREIRA, M. A. G.; SANCHES, S. P. Índice de qualidade das calçadas (IQC). **Revista dos Transportes Públicos,** v. 23, n. 89, p. 65-78. 2001.

FRADEN, Jacob. **Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications.** 4. ed. New York: Springer, 2010. 663 p. ISBN 9781441964656.

GERGES, Samir Nagi Yousri. **Ruídos e vibrações veiculares.** Florianópolis: UFSC, 2005. 739 p. ISBN 8587550055.

GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration,** London: Academic Press, 1996. 988 p. ISBN 9780123030412.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 2631-1**: Mechanical vibration and shock — Evaluation of human exposure to whole-body vibration — Part 1: General requirements. Geneva: Second Edition, 1997.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5349-1**: Mechanical vibration — Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration — Part 1: General requirements. Geneva: First Edition, 2001.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 2631-2**: Mechanical vibration and shock — Evaluation of human exposure to whole-body vibration — Part 2: Vibration in buildings (1 Hz to 80 Hz). Geneva: First Edition, 2003.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 8041**: Human response to vibration — Measuring instrumentation. Geneva: Second Edition, 2005.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4866**: Mechanical vibration and shock — Vibration of fixed structures — Guidelines for the measurement of vibrations and evaluation of their effects on structures. Geneva: Fourth Edition, 2010.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 10326-1**: Mechanical vibration — Laboratory method for evaluating vehicle seat vibration — Part 1: Basic requirements. Geneva: ISO, 2016.

JOHANSSON, A.; NILSSON, L. **Evaluation of seat discomfort using real-time measurements of whole-body vibration and seat pressure distribution while driving trucks**. Luleå University of Technology, 2006.

LOPES, J. L. Análise de vibração ocupacional de corpo inteiro em máquinas colhedoras de cana-de-açúcar. **Revista ABHO de Higiene Ocupacional**, São Paulo, v. 11, n. 26, p. 6–11, mar. 2012.

MARGARIDO, D. R. **Metodologias para a avaliação dos níveis de vibração em estruturas do ponto de vista do conforto humano**. 2013. 110 f. Dissertação (Mestrado em

Engenharia Civil) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2013.

MISCH, Jacob ; SPRIGLE, Stephen. Estimating whole-body vibration limits of manual wheelchair mobility over common surfaces. **Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering**, v. 9. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/20556683221092322>>. Acesso em: 17 set. 2025.

MOHAMED, Elhassan; SIRLANTZIS, Konstantinos; HOWELLS, Gareth; DIB, Jihad. Investigation of vibration and user comfort for powered wheelchairs. **IEEE Sensors Letters**, v. 6, n. 2, feb. 2022. Disponível em: <https://repository.essex.ac.uk/37509/1/Investigation_of_Vibration_and_User_Comfort_for_Powered_Wheelchairs.pdf>. Acesso em: 22 out. 2025.

FUNDACENTRO. **Norma de higiene ocupacional: NHO 09:** Avaliação da exposição ocupacional a vibrações de corpo inteiro: procedimento técnico. São Paulo, 2010.

FUNDACENTRO. **Norma de higiene ocupacional: NHO 10:** Avaliação da exposição ocupacional a vibrações em mãos e braços. São Paulo, 2013 Disponível em: <www.fundacentro.gov.br/download/Publicacao/NHO10_portal-pdf>.

NETI, Ahlad; BRUNSWICK, Allison; MARSALKO, Logan; SHEARER, Chloe; KOONTZ, A. Effects of in-wheel suspension on whole-body vibration and comfort in manual wheelchair users. **Vibration**, v. 7, n. 2, p. 432-452, 2024. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/vibration7020023>>. Acesso em: set. 2025.

RAMOS, Lais Lilian Lopes. **Quantificação da vibração em motoristas e passageiros em veículos automotivos de passeio.** 2018. 73 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Automotiva) – Universidade de Brasília, Brasília, 2018. Disponível em: <<http://bdm.unb.br/handle/10483/21344?mode=full>>. Acesso em: out. 2019.

ROCHA, Lara Hill Moreira. **Análise de vibrações transmitidas a carrinhos de bebês em percursos sobre calçadas.** 2010. 116 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil e Ambiental) – Universidade de Brasília, Brasília, 2010. Disponível em:

<https://repositorio.unb.br/bitstream/10482/8470/1/2010_LaraHillMoreiraRocha.pdf>.

Acesso em: out. 2019.

SEOK, Eunhye. **stm32_hal_icm20948: ICM-20948 library with STM32 HAL driver**.

Repositório GitHub, 2021. Disponível em:

<https://github.com/mokhwasomssi/stm32_hal_icm20948>. Acesso em: 16 out. 2025.

STMICROELECTRONICS. **RM0090 Reference Manual – STM32F405/415, STM32F407/417, STM32F427/437, STM32F429/439 advanced ARM®-based 32-bit MCUs**. Revisão 21. Genebra: STMicroelectronics, 2023.

VOLPINI, M.; PINOTTI, M.; DUARTE, M. L. M. **Saúde sobre rodas: revisão sobre alguns aspectos que influenciam a exposição de cadeirantes à vibração de corpo inteiro**. *In*: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA – CBEB, 2014, Minas Gerais, p. 472-475.

ZHAO, L. **Whole-body vibration analysis and modeling in seated human subjects**. MSc Thesis – [Universidade], 201.

ZHAO, X. **Evaluation of whole-body vibrations and improvement of the driver's seat performance on a compact wheel loader**. Tese (Doutorado) – Technische Universität Kaiserslautern, 2015. Disponível em: <https://kluedo.ub.rptu.de/files/4265/_KLUEDO_UNI-KL_MV-KIMA_Zhao.pdf>

. Acesso em: out. 2025.

WOLF, E. et al. Vibration exposure of individuals using wheelchairs over concrete paver surfaces. *In*: INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONCRETE BLOCK PAVING, 8., 2006, San Francisco, California, USA. **Proceedings...** San Francisco, California, USA: International Conference on Concrete Block Paving, 2006. p. 1-10. Disponível em: <https://www.icpi.org/sites/default/files/techpapers/1368.pdf>. Acesso em: out. 2019.

WOLF, E. et al. Longitudinal assessment of vibrations during manual and power wheelchair driving over select sidewalk surfaces. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, Washington, D.C., V. 44, N. 4, p. 573-580, 2007. Disponível em:

https://www.herl.pitt.edu/jrrd/Wolf_Long%20Assess%20of%20Vibrat%20dur%20M&PWC_JRRD.pdf. Acesso em: out. 2019.

APÊNDICE A – Normas referentes à vibração

A.1 Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT)

- NBR 8800 (2008) – Projeto de Estruturas de Aço e de Estruturas Mistas de Aço e Concreto de Edifícios. Segundo Braga (2017), traz orientações para avaliação simplificada da questão da vibração em pisos causada pelas atividades humanas normais.
- NBR 6118 (2014) – Projeto de Estruturas de Concreto. Segundo Braga (2017), apresenta recomendações para garantir desempenho satisfatório em estruturas sujeitas a vibrações, exigindo que a frequência natural seja pelo menos 20% maior que a frequência de excitação.

A.2 International Organization for Standardization (ISO)

- ISO 2631-1 (1997, errata 2010) – Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of Human Exposure to Whole-Body Vibration – Part 1: General Requirements. Segundo Ramos (2018), define métodos para medição de vibrações transientes e aleatórias de corpo inteiro, além dos critérios de realização das medições.
- ISO 2631-2 (2003) – Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of Human Exposure to Whole-Body Vibration – Part 2: Vibration in Buildings (1 Hz to 80 Hz). Segundo Braga (2017), trata da resposta humana à vibração em prédios, com foco no conforto.
- ISO 4866 (2010) – Mechanical Vibration and Shock – Vibration of Fixed Structures – Guidelines for the Measurement of Vibrations and Evaluation of Their Effects on Structures. Segundo Braga (2017), apresenta princípios para medição e processamento de dados relacionados aos efeitos da vibração em estruturas.
- ISO 5349-1 (2001, errata 2015) – Mechanical Vibration – Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration – Part 1: General Requirements. Segundo Ramos (2018), aborda a exposição ocupacional à vibração transmitida a mãos e braços, estabelecendo limites temporários, amplitude, métodos de medição e posicionamento dos sensores.
- ISO 8041 (2005) – Human Response to Vibration – Measuring Instrumentation – Part 1: General Purpose Vibration Meters. Segundo Braga (2017), especifica requisitos de

desempenho e tolerância para instrumentos de medição de vibração, visando avaliar a resposta humana.

A.3 Fundacentro – Normas de Higiene Ocupacional (NHO)

- NHO 09 (2013) – Procedimento Técnico: Avaliação da Exposição Ocupacional a Vibração de Corpo Inteiro. Segundo Ramos (2018), baseada na ISO 2631 (1997), define critérios e procedimentos para avaliação da exposição ocupacional à vibração de corpo inteiro (VCI).
- NHO 10 (2013) – Procedimento Técnico: Avaliação da Exposição Ocupacional a Vibração em Mãos e Braços. Segundo Ramos (2018), baseada na ISO 5349-1 (2001), apresenta critérios semelhantes à NHO 09, com adaptações específicas para vibração localizada em mãos e braços.

APÊNDICE B – RESULTADOS

Entrada	RMS [m/s ²]	VDV [m/s ^{1.75}]	MTVV [m/s ²]	A (8) [m/s ²]
U1 – ASFALTO – S0 – X	0.144 ± 0.009	0.369 ± 0.032	0.253 ± 0.021	0.003 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S0 – Y	0.116 ± 0.008	0.329 ± 0.086	0.223 ± 0.063	0.002 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S0 – Z	0.258 ± 0.017	0.657 ± 0.031	0.350 ± 0.039	0.005 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S1 – X	0.199 ± 0.041	0.556 ± 0.117	0.388 ± 0.110	0.004 ± 0.001
U1 – ASFALTO – S1 – Y	0.377 ± 0.063	1.155 ± 0.267	0.795 ± 0.181	0.007 ± 0.001
U1 – ASFALTO – S1 – Z	0.333 ± 0.026	0.969 ± 0.099	0.498 ± 0.079	0.006 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S2 – X	0.143 ± 0.021	0.410 ± 0.131	0.274 ± 0.102	0.003 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S2 – Y	0.109 ± 0.025	0.329 ± 0.115	0.210 ± 0.080	0.002 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S2 – Z	0.164 ± 0.021	0.406 ± 0.065	0.211 ± 0.056	0.003 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S3 – X	0.185 ± 0.016	0.465 ± 0.082	0.307 ± 0.053	0.003 ± 0.000
U1 – ASFALTO – S3 – Y	0.171 ± 0.048	0.480 ± 0.216	0.325 ± 0.141	0.003 ± 0.001
U1 – ASFALTO – S3 – Z	0.162 ± 0.017	0.396 ± 0.047	0.210 ± 0.028	0.003 ± 0.000
U1 – BL_INTERTRAVADO – S0 – X	0.194 ± 0.159	0.703 ± 0.668	0.460 ± 0.454	0.004 ± 0.003
U1 – BL_INTERTRAVADO – S0 – Y	0.421 ± 0.096	1.563 ± 0.430	1.041 ± 0.297	0.008 ± 0.002

U1 – BL_INTERTRAVADO – S0 – Z	0.661 ± 0.083	1.646 ± 0.340	0.900 ± 0.246	0.012 ± 0.002
U1 – BL_INTERTRAVADO – S1 – X	0.369 ± 0.200	1.360 ± 0.902	0.895 ± 0.605	0.007 ± 0.004
U1 – BL_INTERTRAVADO – S1 – Y	1.512 ± 2.009	5.815 ± 8.171	3.891 ± 5.495	0.028 ± 0.037
U1 – BL_INTERTRAVADO – S1 – Z	1.050 ± 0.136	2.874 ± 0.956	1.402 ± 0.385	0.020 ± 0.002
U1 – BL_INTERTRAVADO – S2 – X	0.170 ± 0.090	0.566 ± 0.337	0.380 ± 0.218	0.003 ± 0.002
U1 – BL_INTERTRAVADO – S2 – Y	0.110 ± 0.023	0.288 ± 0.114	0.182 ± 0.084	0.002 ± 0.000
U1 – BL_INTERTRAVADO – S2 – Z	0.492 ± 0.048	1.199 ± 0.152	0.624 ± 0.121	0.009 ± 0.001
U1 – BL_INTERTRAVADO – S3 – X	0.278 ± 0.143	0.866 ± 0.548	0.553 ± 0.356	0.005 ± 0.003
U1 – BL_INTERTRAVADO – S3 – Y	0.261 ± 0.066	0.651 ± 0.212	0.449 ± 0.212	0.005 ± 0.001
U1 – BL_INTERTRAVADO – S3 – Z	0.454 ± 0.039	1.086 ± 0.086	0.564 ± 0.060	0.008 ± 0.001
U1 – CONCRETO – S0 – X	0.094 ± 0.027	0.237 ± 0.065	0.152 ± 0.052	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO – S0 – Y	0.109 ± 0.032	0.297 ± 0.135	0.200 ± 0.086	0.002 ± 0.001
U1 – CONCRETO – S0 – Z	0.178 ± 0.015	0.447 ± 0.086	0.235 ± 0.055	0.003 ± 0.000
U1 – CONCRETO – S1 – X	0.175 ± 0.093	0.582 ± 0.409	0.386 ± 0.274	0.003 ± 0.002
U1 – CONCRETO – S1 – Y	0.187 ± 0.065	0.511 ± 0.231	0.308 ± 0.134	0.003 ± 0.001
U1 – CONCRETO – S1 – Z	0.240 ± 0.004	0.604 ± 0.018	0.298 ± 0.032	0.004 ± 0.000

U1 – CONCRETO – S2 – X	0.176 ± 0.089	0.578 ± 0.438	0.389 ± 0.291	0.003 ± 0.002
U1 – CONCRETO – S2 – Y	0.079 ± 0.027	0.219 ± 0.088	0.141 ± 0.068	0.001 ± 0.000
U1 – CONCRETO – S2 – Z	0.124 ± 0.006	0.312 ± 0.051	0.161 ± 0.032	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO – S3 – X	0.150 ± 0.007	0.410 ± 0.057	0.255 ± 0.028	0.003 ± 0.000
U1 – CONCRETO – S3 – Y	0.146 ± 0.053	0.441 ± 0.266	0.299 ± 0.174	0.003 ± 0.001
U1 – CONCRETO – S3 – Z	0.123 ± 0.002	0.296 ± 0.016	0.149 ± 0.017	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S0 – X	0.072 ± 0.017	0.229 ± 0.070	0.153 ± 0.044	0.001 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S0 – Y	0.105 ± 0.041	0.312 ± 0.190	0.200 ± 0.135	0.002 ± 0.001
U1 – CONCRETO_POLIDO – S0 – Z	0.165 ± 0.006	0.387 ± 0.016	0.203 ± 0.011	0.003 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S1 – X	0.117 ± 0.016	0.321 ± 0.076	0.204 ± 0.055	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S1 – Y	0.161 ± 0.018	0.442 ± 0.107	0.298 ± 0.069	0.003 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S1 – Z	0.216 ± 0.007	0.516 ± 0.017	0.277 ± 0.022	0.004 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S2 – X	0.067 ± 0.009	0.185 ± 0.037	0.123 ± 0.029	0.001 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S2 – Y	0.094 ± 0.006	0.290 ± 0.053	0.189 ± 0.034	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S2 – Z	0.109 ± 0.007	0.258 ± 0.017	0.137 ± 0.016	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S3 – X	0.099 ± 0.028	0.254 ± 0.122	0.156 ± 0.082	0.002 ± 0.001

U1 – CONCRETO_POLIDO – S3 – Y	0.132 ± 0.025	0.340 ± 0.085	0.203 ± 0.043	0.002 ± 0.000
U1 – CONCRETO_POLIDO – S3 – Z	0.112 ± 0.008	0.264 ± 0.021	0.140 ± 0.010	0.002 ± 0.000
U2 – ASFALTO – S0 – X	0.157 ± 0.045	0.446 ± 0.082	0.296 ± 0.048	0.003 ± 0.001
U2 – ASFALTO – S0 – Y	0.193 ± 0.014	0.678 ± 0.102	0.443 ± 0.069	0.004 ± 0.000
U2 – ASFALTO – S0 – Z	0.334 ± 0.080	0.923 ± 0.384	0.475 ± 0.223	0.006 ± 0.001
U2 – ASFALTO – S1 – X	0.287 ± 0.017	0.891 ± 0.058	0.604 ± 0.028	0.005 ± 0.000
U2 – ASFALTO – S1 – Y	0.432 ± 0.188	1.470 ± 0.706	1.005 ± 0.435	0.008 ± 0.003
U2 – ASFALTO – S1 – Z	0.411 ± 0.047	1.303 ± 0.483	0.588 ± 0.161	0.008 ± 0.001
U2 – ASFALTO – S2 – X	0.169 ± 0.014	0.439 ± 0.057	0.289 ± 0.025	0.003 ± 0.000
U2 – ASFALTO – S2 – Y	0.154 ± 0.036	0.520 ± 0.166	0.338 ± 0.112	0.003 ± 0.001
U2 – ASFALTO – S2 – Z	0.229 ± 0.071	0.815 ± 0.550	0.410 ± 0.281	0.004 ± 0.001
U2 – ASFALTO – S3 – X	0.209 ± 0.044	0.518 ± 0.113	0.328 ± 0.055	0.004 ± 0.001
U2 – ASFALTO – S3 – Y	0.224 ± 0.003	0.668 ± 0.050	0.454 ± 0.014	0.004 ± 0.000
U2 – ASFALTO – S3 – Z	0.212 ± 0.048	0.688 ± 0.327	0.354 ± 0.180	0.004 ± 0.001
U2 – BL_INTERTRAVADO – S0 – X	0.210 ± 0.066	0.675 ± 0.271	0.441 ± 0.187	0.004 ± 0.001
U2 – BL_INTERTRAVADO – S0 – Y	0.259 ± 0.043	0.796 ± 0.161	0.549 ± 0.082	0.005 ± 0.001

U2 – BL_INTERTRAVADO – S0 – Z	0.866 ± 0.024	2.029 ± 0.097	1.136 ± 0.085	0.016 ± 0.000
U2 – BL_INTERTRAVADO – S1 – X	0.323 ± 0.022	1.143 ± 0.020	0.749 ± 0.019	0.006 ± 0.000
U2 – BL_INTERTRAVADO – S1 – Y	0.429 ± 0.013	1.221 ± 0.176	0.793 ± 0.111	0.008 ± 0.000
U2 – BL_INTERTRAVADO – S1 – Z	1.132 ± 0.056	2.809 ± 0.194	1.477 ± 0.180	0.021 ± 0.001
U2 – BL_INTERTRAVADO – S2 – X	0.581 ± 0.620	2.139 ± 2.636	1.460 ± 1.760	0.011 ± 0.012
U2 – BL_INTERTRAVADO – S2 – Y	0.234 ± 0.108	0.689 ± 0.427	0.472 ± 0.299	0.004 ± 0.002
U2 – BL_INTERTRAVADO – S2 – Z	0.569 ± 0.024	1.382 ± 0.091	0.708 ± 0.086	0.011 ± 0.000
U2 – BL_INTERTRAVADO – S3 – X	0.235 ± 0.064	0.595 ± 0.165	0.374 ± 0.135	0.004 ± 0.001
U2 – BL_INTERTRAVADO – S3 – Y	0.392 ± 0.172	1.130 ± 0.623	0.719 ± 0.418	0.007 ± 0.003
U2 – BL_INTERTRAVADO – S3 – Z	0.553 ± 0.021	1.307 ± 0.061	0.701 ± 0.060	0.010 ± 0.000
U2 – CONCRETO – S0 – X	0.159	0.449	0.272	0.003
U2 – CONCRETO – S0 – Y	0.240	0.761	0.516	0.004
U2 – CONCRETO – S0 – Z	0.272	1.197	0.589	0.005
U2 – CONCRETO – S1 – X	0.175	0.536	0.350	0.003
U2 – CONCRETO – S1 – Y	0.276	0.754	0.476	0.005
U2 – CONCRETO – S1 – Z	0.361	1.401	0.770	0.007
U2 – CONCRETO – S2 – X	0.166	0.504	0.321	0.003
U2 – CONCRETO – S2 – Y	0.165	0.454	0.309	0.003
U2 – CONCRETO – S2 – Z	0.163	0.494	0.270	0.003
U2 – CONCRETO – S3 – X	0.157	0.395	0.267	0.003
U2 – CONCRETO – S3 – Y	0.244	0.734	0.466	0.005
U2 – CONCRETO – S3 – Z	0.150	0.429	0.256	0.003

U2 – CONCRETO_POLIDO – S0 – X	0.092 ± 0.040	0.266 ± 0.156	0.165 ± 0.109	0.002 ± 0.001
U2 – CONCRETO_POLIDO – S0 – Y	0.117 ± 0.055	0.313 ± 0.200	0.197 ± 0.134	0.002 ± 0.001
U2 – CONCRETO_POLIDO – S0 – Z	0.180 ± 0.002	0.425 ± 0.008	0.226 ± 0.019	0.003 ± 0.000
U2 – CONCRETO_POLIDO – S1 – X	0.192 ± 0.127	0.607 ± 0.540	0.396 ± 0.376	0.004 ± 0.002
U2 – CONCRETO_POLIDO – S1 – Y	0.323 ± 0.155	0.965 ± 0.458	0.614 ± 0.290	0.006 ± 0.003
U2 – CONCRETO_POLIDO – S1 – Z	0.261 ± 0.004	0.764 ± 0.132	0.356 ± 0.075	0.005 ± 0.000
U2 – CONCRETO_POLIDO – S2 – X	0.259 ± 0.253	0.966 ± 1.060	0.649 ± 0.710	0.005 ± 0.005
U2 – CONCRETO_POLIDO – S2 – Y	0.141 ± 0.059	0.462 ± 0.268	0.304 ± 0.181	0.003 ± 0.001
U2 – CONCRETO_POLIDO – S2 – Z	0.128 ± 0.008	0.314 ± 0.016	0.173 ± 0.013	0.002 ± 0.000
U2 – CONCRETO_POLIDO – S3 – X	0.129 ± 0.006	0.357 ± 0.045	0.238 ± 0.047	0.002 ± 0.000
U2 – CONCRETO_POLIDO – S3 – Y	0.133 ± 0.021	0.332 ± 0.091	0.207 ± 0.066	0.002 ± 0.000
U2 – CONCRETO_POLIDO – S3 – Z	0.112 ± 0.008	0.267 ± 0.017	0.142 ± 0.010	0.002 ± 0.000
U3 – ASFALTO – S0 – X	0.198 ± 0.075	0.611 ± 0.384	0.409 ± 0.243	0.004 ± 0.001
U3 – ASFALTO – S0 – Y	0.152 ± 0.042	0.410 ± 0.137	0.264 ± 0.102	0.003 ± 0.001
U3 – ASFALTO – S0 – Z	0.367 ± 0.113	1.062 ± 0.568	0.590 ± 0.372	0.007 ± 0.002
U3 – ASFALTO – S1 – X	0.239 ± 0.024	0.719 ± 0.118	0.493 ± 0.045	0.004 ± 0.000

U3 – ASFALTO – S1 – Y	0.732 ± 0.480	2.526 ± 2.244	1.680 ± 1.527	0.014 ± 0.009
U3 – ASFALTO – S1 – Z	0.546 ± 0.277	2.069 ± 1.860	0.963 ± 0.833	0.010 ± 0.005
U3 – ASFALTO – S2 – X	0.297 ± 0.193	0.950 ± 0.890	0.633 ± 0.595	0.006 ± 0.004
U3 – ASFALTO – S2 – Y	0.143 ± 0.058	0.339 ± 0.135	0.203 ± 0.080	0.003 ± 0.001
U3 – ASFALTO – S2 – Z	0.261 ± 0.104	0.850 ± 0.608	0.452 ± 0.375	0.005 ± 0.002
U3 – ASFALTO – S3 – X	0.233 ± 0.028	0.559 ± 0.053	0.347 ± 0.015	0.004 ± 0.001
U3 – ASFALTO – S3 – Y	0.272 ± 0.047	0.777 ± 0.263	0.520 ± 0.159	0.005 ± 0.001
U3 – ASFALTO – S3 – Z	0.237 ± 0.097	0.720 ± 0.508	0.406 ± 0.325	0.004 ± 0.002
U3 – BL_INTERTRAVADO – S0 – X	0.230 ± 0.124	0.615 ± 0.321	0.403 ± 0.183	0.004 ± 0.002
U3 – BL_INTERTRAVADO – S0 – Y	0.284 ± 0.093	0.796 ± 0.283	0.535 ± 0.165	0.005 ± 0.002
U3 – BL_INTERTRAVADO – S0 – Z	0.927 ± 0.053	2.332 ± 0.284	1.365 ± 0.284	0.017 ± 0.001
U3 – BL_INTERTRAVADO – S1 – X	0.340 ± 0.178	0.970 ± 0.569	0.728 ± 0.467	0.006 ± 0.003
U3 – BL_INTERTRAVADO – S1 – Y	0.531 ± 0.145	1.520 ± 0.327	1.048 ± 0.113	0.010 ± 0.003
U3 – BL_INTERTRAVADO – S1 – Z	1.201 ± 0.104	3.035 ± 0.275	1.547 ± 0.105	0.022 ± 0.002
U3 – BL_INTERTRAVADO – S2 – X	0.372 ± 0.272	1.050 ± 0.850	0.746 ± 0.710	0.007 ± 0.005
U3 – BL_INTERTRAVADO – S2 – Y	0.181 ± 0.059	0.430 ± 0.138	0.253 ± 0.068	0.003 ± 0.001

U3 – BL_INTERTRAVADO – S2 – Z	0.542 ± 0.004	1.278 ± 0.025	0.638 ± 0.005	0.010 ± 0.000
U3 – BL_INTERTRAVADO – S3 – X	0.264 ± 0.059	0.641 ± 0.121	0.406 ± 0.109	0.005 ± 0.001
U3 – BL_INTERTRAVADO – S3 – Y	0.381 ± 0.120	0.948 ± 0.293	0.666 ± 0.228	0.007 ± 0.002
U3 – BL_INTERTRAVADO – S3 – Z	0.561 ± 0.028	1.367 ± 0.136	0.725 ± 0.123	0.010 ± 0.001
U3 – CONCRETO – S0 – X	0.181 ± 0.031	0.489 ± 0.096	0.318 ± 0.059	0.003 ± 0.001
U3 – CONCRETO – S0 – Y	0.180 ± 0.008	0.498 ± 0.035	0.336 ± 0.011	0.003 ± 0.000
U3 – CONCRETO – S0 – Z	0.358 ± 0.118	1.332 ± 0.500	0.698 ± 0.263	0.007 ± 0.002
U3 – CONCRETO – S1 – X	0.299 ± 0.116	1.040 ± 0.455	0.680 ± 0.324	0.006 ± 0.002
U3 – CONCRETO – S1 – Y	0.772 ± 0.299	2.637 ± 1.373	1.788 ± 0.865	0.014 ± 0.006
U3 – CONCRETO – S1 – Z	0.412 ± 0.098	1.489 ± 0.467	0.765 ± 0.196	0.008 ± 0.002
U3 – CONCRETO – S2 – X	0.213 ± 0.078	0.622 ± 0.333	0.401 ± 0.227	0.004 ± 0.001
U3 – CONCRETO – S2 – Y	0.175 ± 0.092	0.518 ± 0.356	0.332 ± 0.251	0.003 ± 0.002
U3 – CONCRETO – S2 – Z	0.228 ± 0.098	0.701 ± 0.405	0.378 ± 0.213	0.004 ± 0.002
U3 – CONCRETO – S3 – X	0.216 ± 0.028	0.561 ± 0.085	0.390 ± 0.078	0.004 ± 0.001
U3 – CONCRETO – S3 – Y	0.270 ± 0.157	0.736 ± 0.483	0.528 ± 0.399	0.005 ± 0.003
U3 – CONCRETO – S3 – Z	0.206 ± 0.076	0.624 ± 0.276	0.340 ± 0.151	0.004 ± 0.001

U3 – CONCRETO_POLIDO – S0 – X	0.099 ± 0.044	0.258 ± 0.119	0.176 ± 0.090	0.002 ± 0.001
U3 – CONCRETO_POLIDO – S0 – Y	0.181 ± 0.105	0.597 ± 0.479	0.398 ± 0.317	0.003 ± 0.002
U3 – CONCRETO_POLIDO – S0 – Z	0.207 ± 0.014	0.503 ± 0.024	0.273 ± 0.005	0.004 ± 0.000
U3 – CONCRETO_POLIDO – S1 – X	0.232 ± 0.082	0.755 ± 0.399	0.513 ± 0.272	0.004 ± 0.002
U3 – CONCRETO_POLIDO – S1 – Y	0.431 ± 0.287	1.340 ± 0.929	0.867 ± 0.588	0.008 ± 0.005
U3 – CONCRETO_POLIDO – S1 – Z	0.248 ± 0.013	0.680 ± 0.132	0.340 ± 0.045	0.005 ± 0.000
U3 – CONCRETO_POLIDO – S2 – X	0.175 ± 0.073	0.577 ± 0.297	0.378 ± 0.210	0.003 ± 0.001
U3 – CONCRETO_POLIDO – S2 – Y	0.164 ± 0.071	0.528 ± 0.309	0.365 ± 0.225	0.003 ± 0.001
U3 – CONCRETO_POLIDO – S2 – Z	0.140 ± 0.015	0.328 ± 0.030	0.172 ± 0.020	0.003 ± 0.000
U3 – CONCRETO_POLIDO – S3 – X	0.170 ± 0.018	0.474 ± 0.115	0.303 ± 0.070	0.003 ± 0.000
U3 – CONCRETO_POLIDO – S3 – Y	0.164 ± 0.012	0.444 ± 0.044	0.312 ± 0.024	0.003 ± 0.000
U3 – CONCRETO_POLIDO – S3 – Z	0.124 ± 0.009	0.299 ± 0.015	0.157 ± 0.008	0.002 ± 0.000