

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

BRENO OLIVEIRA COSTA

Desenvolvimento de um sistema de rastreamento inercial em tempo real sem fio para membros superiores

Uberlândia
2026

BRENO OLIVEIRA COSTA

Desenvolvimento de um sistema de rastreamento inercial em tempo real sem fio para membros superiores

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Biomédica.

Universidade Federal de Uberlândia

Orientador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares

Uberlândia
2026

Dedico este trabalho aos meus pais Antônio Costa da Silva e Marieuza da Silva Oliveira, à minha irmã Brenda Oliveira Costa, a minha namorada Brenda Honorato Pires e todos meus familiares e amigos.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus por todas as bênçãos derramadas sobre mim e as oportunidades que me foram dadas durante toda essa jornada, com muita saúde e prosperidade.

Aos meus pais, por todo o apoio incondicional em todas as etapas da minha vida, que lutaram e tornaram possível esse desafio de fazer uma graduação em uma cidade distante. Gratidão enorme, por todo amor, palavras e ensinamentos de vida.

À minha irmã, pessoa pela qual me dedico a cada dia para ser alguém melhor, trazendo motivação para nunca desistir.

À minha namorada, por me acompanhar nessa jornada lado a lado, me incentivar, tranquilizar e apoiar todas as ideias, mesmo quando pareciam somente rascunhos no papel. Agradeço por todo o carinho e amor.

Aos meus amigos e amigas, que acreditaram no meu sonho, me apoiaram e torcem pelo meu sucesso. Cada momento compartilhado com vocês foi fundamental.

Ao professor Alcimar, meu orientador, por todos os ensinamentos e orientações em toda essa caminhada, tornando este desafio uma trilha de aprendizados. Obrigado por confiar este projeto a mim.

A todos que, de alguma maneira, contribuíram para a conclusão deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

"Eu não falhei. Apenas descobri 10 mil maneiras que não funcionam."
Thomas Edison

Resumo Gráfico

Desenvolvimento de um sistema de rastreamento inercial em tempo real sem fio para membros superiores

Ferramenta portátil, acessível e robusta para análise quantitativa do movimento humano em reabilitação e controle.



Essencial para reabilitações físicas, diagnósticos clínicos e até controle de robôs.



Sistemas comerciais apresentam alto custo, restrições de portabilidade e problemas de oclusão.



Solução: Uma rede de **Sensores Inerciais** (**IMUs**) vestíveis sem fio, totalmente portátil e imune à oclusão.

Hardware



Microcontrolador ESP32-C3 + Sensor MPU9250 (Giroscópio, Acelerômetro, Magnetômetro).

Transmissão sem fio



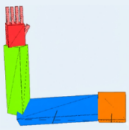
Protocolo híbrido: UDP (descoberta e configuração) + TCP (transmissão de dados).

Processamento (Python)



Calibração dos sensores
Filtro de Madgwick: Conversão de dados brutos em quaternions (para evitar *drift* e *Gimbal Lock*).

Interface 3D



Reconstrução cinemática do membro superior e cálculo de ângulos relativos em tempo real.

Setup de validação



Referência: Manipulador robótico Dobot CR10A para validação metrológica (Ensaios estáticos, dinâmicos e funcionais).

Resultados

- Alta estabilidade temporal.
- Erro absoluto médio inferior a 1,5° nos ensaios estáticos.
- Erro relativo médio dos ângulos articulares inferior a 4%.
- Alta sensibilidade a tremores.

Conclusão

Ferramenta promissora para a telereabilitação, demonstrando robustez na captura de movimentos e análise biomecânica.

Resumo

A análise quantitativa do movimento humano é uma ferramenta essencial para o diagnóstico clínico, reabilitação física e controle de interfaces robóticas. No entanto, os sistemas comerciais de captura de movimento apresentam restrições de portabilidade e complexidade operacional que limitam seu uso em larga escala. Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação de um sistema de rastreamento de movimento acessível, portátil e robusto, baseado em uma rede de sensores inerciais (IMUs) sem fio, focado na reconstrução cinemática de membros superiores com alta fidelidade. A plataforma de hardware utiliza microcontroladores ESP32 integrados a sensores MPU9250, operando com um protocolo de comunicação híbrido TCP/UDP comunicando com o software em linguagem Python otimizado para garantir a integridade dos dados e velocidade de transmissão em tempo real. Para a estimativa precisa de orientação espacial, foi implementado o algoritmo de fusão sensorial de Madgwick via quaternions. A validação metrológica do sistema foi realizada comparando-o a um manipulador robótico industrial (Dobot CR10A), adotado como padrão-ouro de posicionamento. Os ensaios incluíram testes estáticos e dinâmicos de varredura angular, além de testes funcionais. Os resultados demonstraram uma alta correlação entre o sistema proposto e a referência robótica, comprovando a confiabilidade das medidas e a capacidade do sistema em reconstruir movimentos complexos com precisão e estabilidade, validando sua viabilidade como uma ferramenta robusta para análise biomecânica.

Palavras-chave: Captura de Movimento de Membro Superior. Sensores Inerciais Sem Fio. Fusão Sensorial. Monitoramento em Tempo Real.

Abstract

Quantitative analysis of human movement is an essential tool for clinical diagnosis, physical rehabilitation, and robotic interface control. However, commercial motion capture systems present portability restrictions and operational complexity that limit their widespread use. This work presents the development and validation of an accessible, portable, and robust motion tracking system based on a wireless inertial measurement unit (IMU) network, focused on high-fidelity kinematic reconstruction of upper limbs. The hardware platform uses ESP32 microcontrollers integrated with MPU9250 sensors, operating with a hybrid TCP/UDP communication protocol communicating with Python software, optimized to ensure data integrity and real-time transmission speed. For precise spatial orientation estimation, the Madgwick sensor fusion algorithm was implemented using quaternions. The metrological validation of the system was performed by comparing it to an industrial robotic manipulator (Dobot CR10A), adopted as the gold standard for positioning. The trials included static and dynamic angular sweep tests, as well as functional tests. The results demonstrated a high correlation between the proposed system and the robotic reference, proving the reliability of the measurements and the system's capability to reconstruct complex movements with precision and stability, validating its viability as a robust tool for biomechanical analysis.

Keywords: Upper Limb Motion Capture. Wireless Inertial Sensors. Sensor Fusion. Real-Time Monitoring.

Lista de abreviaturas e siglas

ACC2Q	Acelerômetro para Quaternion
ADCs	Conversores Analógico-Digitais
ADM	Amplitude de Movimento
AHRS	Sistemas de Referência de Atitude e Rumo
AM2Q	Acelerômetro e Magnetômetro para Quaternion
ENF	Estimulação Neuromuscular Funcional
FA	Frequência de Amostragem
FFT	Transformada Rápida de Fourier
FSR	Fundo de Escala
GPIO	Pinos de Entrada e Saída de Uso Geral
IMUs	Unidades de Medição Inercial
LSB	Bit Menos Significativo
MARG	Magnético, Taxa Angular e Gravidade
MCU	Unidade de Microcontrolador
MEMS	Sistemas Microeletromecânicos
ODR	Taxa de Dados de Saída
SPI	Interface Periférica Serial
TCP	Protocolo de Controle de Transmissão
UDP	Protocolo de Datagrama do Usuário
WBANs	Redes de Área Corporal sem Fio
ZUPT	Atualização de Velocidade Zero

Lista de ilustrações

Figura 1 – Exemplo de sistema de captura óptico para rastreamento de movimentos do corpo humano 16
Figura 2 – Sequência de rotações na representação de ângulos de Euler (3-1-3) . . 19
Figura 3 – Representação gráfica do fenômeno *Gimbal Lock* 20
Figura 4 – Representação dos ângulos *pitch*, *roll* e *yaw* 21
Figura 5 – Visualização espacial da projeção de quaternions para rotações tridimensionais 22
Figura 6 – Diagrama de blocos do filtro de orientação completo para uma implementação IMU (acelerômetro e giroscópio) 25
Figura 7 – Diagrama de blocos do filtro de orientação completo para uma implementação MARG (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro), incluindo distorção magnética (Grupo 1) e compensação de deriva do giroscópio (Grupo 2). 26
Figura 8 – Sistema de captura de movimento através de sensores inerciais Xsens MVN Awinda 30
Figura 9 – Sensor Xsens MTI-630R AHRS 31
Figura 10 – Representação esquemática da Rede de Área Corporal sem Fio (WBAN) 32
Figura 11 – Rede de sensores para rastrear cinemática de membro superior 33
Figura 12 – Arquitetura de hardware do sensor inercial 35
Figura 13 – Protótipo final do sensor inercial desenvolvido 35
Figura 14 – Fluxograma de funcionamento do Firmware 37
Figura 15 – Dados brutos dos sensores inerciais (sem calibração) 41
Figura 16 – Dados dos sensores inerciais após calibração 41
Figura 17 – Resposta dos sensores com filtro passa-baixa de 30 Hz 42
Figura 18 – Resposta dos sensores com filtro passa-baixa de 10 Hz 43
Figura 19 – Espectro de frequência dos sinais do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro de um sensor em movimento 45
Figura 20 – Interface de validação dos sensores 46
Figura 21 – Interface do modelo biomecânico virtual 47
Figura 22 – Braço robótico Dobot CR10A 49
Figura 23 – Sensores fixados sobre a posição inicial definida para o braço robótico Dobot CR10A 50
Figura 24 – Software de controle do braço robótico Dobot CR10A 50
Figura 25 – Posicionamento dos sensores, para rotação em torno do eixo X 52
Figura 26 – Posicionamento dos sensores, para rotação em torno do eixo Y 52
Figura 27 – Posicionamento dos sensores, para rotação em torno do eixo Z 53

Figura 28 – Validação estática: Rotação de 45° no eixo Y 56
Figura 29 – Validação estática: Rotação de 120° no eixo X 56
Figura 30 – Validação estática: Rotação de 90° no eixo Z e 60° no eixo X 57
Figura 31 – Validação estática: Rotação de 180° no eixo Z e 30° no eixo Y 57
Figura 32 – Análise da estabilidade temporal: Rotação de 20° no eixo X 58
Figura 33 – Análise da estabilidade temporal: Rotação de 40° no eixo Y 58
Figura 34 – Análise da estabilidade temporal: Rotação de 80° no eixo Z 59
Figura 35 – Validação do ângulo relativo: Posicionamento inicial 60
Figura 36 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 40° no eixo X 60
Figura 37 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 120° no eixo X 60
Figura 38 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 30° no eixo Y 61
Figura 39 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 60° no eixo Y 61
Figura 40 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 50° no eixo Z 61
Figura 41 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 90° no eixo Z 61
Figura 42 – Análise da estabilidade temporal sobre ângulo relativo: Rotação de 30° no eixo X 63
Figura 43 – Análise da estabilidade temporal sobre ângulo relativo: Rotação de 60° no eixo Y 63
Figura 44 – Análise da estabilidade temporal sobre ângulo relativo: Rotação de 100° no eixo Z 64
Figura 45 – Resposta dinâmica no eixo X: Movimento lento 65
Figura 46 – Resposta dinâmica no eixo X: Movimento rápido 65
Figura 47 – Resposta dinâmica no eixo Y: Movimento lento 66
Figura 48 – Resposta dinâmica no eixo Y: Movimento rápido 66
Figura 49 – Resposta dinâmica no eixo Z: Movimento lento 67
Figura 50 – Resposta dinâmica no eixo Z: Movimento rápido 67
Figura 51 – Curvas de histerese para os eixos X, Y e Z 68
Figura 52 – Braço virtual: Rotação de 60° no eixo X para articulação do punho . . 69
Figura 53 – Braço virtual: Rotação de 45° no eixo X para articulação do punho e cotovelo 69
Figura 54 – Braço virtual: Rotação de 30° no eixo X para articulação do punho, cotovelo e ombro 70
Figura 55 – Análise da estabilidade temporal da articulação do punho: Rotação de 50° no eixo X 71
Figura 56 – Análise da estabilidade temporal da articulação do cotovelo: Rotação de 25° no eixo X 71
Figura 57 – Análise da estabilidade temporal da articulação do ombro: Rotação de 15° no eixo X 72
Figura 58 – Resposta dinâmica da articulação do punho: Movimento lento 72

Figura 59 – Resposta dinâmica da articulação do cotovelo: Movimento lento 73
Figura 60 – Resposta dinâmica da articulação do ombro: Movimento lento 73
Figura 61 – Resposta dinâmica da articulação do punho: Movimento rápido 74
Figura 62 – Resposta dinâmica da articulação do cotovelo: Movimento rápido . . . 74
Figura 63 – Resposta dinâmica da articulação do ombro: Movimento rápido 75
Figura 64 – Resposta dinâmica da articulação do ombro: Movimentos graduais de 5° 76
Figura 65 – Análise da simulação de tremores (amplitude de 2°) na articulação do punho 76
Figura 66 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 1 77
Figura 67 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 2 78
Figura 68 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 3 78
Figura 69 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 4 79
Figura 70 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 5 79

Lista de tabelas

Tabela 1 – Erro absoluto dos ensaios estáticos (Experimento 1) 57
Tabela 2 – Erro absoluto e relativo nos ensaios de ângulos entre sensores (Experimento 2) 62
Tabela 3 – Erro absoluto e relativo nos ensaios dinâmicos (Experimento 3) 68
Tabela 4 – Desempenho angular do modelo biomecânico virtual (Eixo X - Experimento 4) 70

Sumário

	Lista de ilustrações	9
	Lista de tabelas	12
1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	Ângulos de Euler e dinâmica de corpos rígidos	18
2.2	Quaternions	21
2.3	Filtro de Madgwick	23
2.4	Rastreamento de movimentos humanos através de sensores inerciais - Estado da arte	26
3	PROPOSTA DE UM MODELO DE REDES DE SENSORES INERCIAIS SEM FIO PARA RASTREAMENTO DE MOVIMENTOS	32
3.1	Rede de sensores inerciais	32
3.2	Hardware	34
3.3	Firmware	35
3.4	Validação dos dispositivos	37
3.5	Arquitetura de comunicação	38
3.5.1	Protocolos de rede	38
3.5.2	Arquitetura Multithread	39
3.6	Software de processamento de dados	40
3.6.1	Decodificação e conversão dos dados	40
3.6.2	Calibração dos sensores	40
3.6.3	Filtro digital	42
3.6.4	Fusão de sensores e cálculo de orientação	43
3.6.5	Interface de validação de dados	45
3.6.6	Interface de visualização do membro superior e cálculo de ângulos	46
4	SETUP EXPERIMENTAL E VALIDAÇÃO	48
4.1	Manipulador robótico para validação experimental	48
4.2	Experimento 1: Validação estática, geração de quaternions e drift dos sensores	50
4.3	Experimento 2: Validação de ângulos relativos e drift entre sensores	51
4.4	Experimento 3: Validação de ensaio dinâmico entre sensores	53
4.5	Experimento 4: Validação funcional de membro superior	54

5 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS 56
5.1 Resultados do experimento 1 56
5.2 Resultados do experimento 2 59
5.3 Resultados do experimento 3 64
5.4 Resultados do experimento 4 69

6 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS 81

REFERÊNCIAS 82

1 Introdução

A captura de movimento é um processo que permite a medição, o registro e a análise do movimento de um corpo, seja ele humano, animal ou um objeto inanimado. O estudo e o rastreamento dos movimentos do corpo humano, em particular, encontram uma vasta gama de aplicações, que se estendem desde o controle de dispositivos robóticos, produção de jogos e filmes, estudos da marcha humana, até a navegação em ambientes de realidade virtual e aumentada. Na área da saúde e do esporte, suas aplicações são notáveis, incluindo produção de protocolos e treinamentos de atletas, diagnósticos clínicos, e processos de reabilitação e terapia.

Especialmente na saúde, a análise quantitativa do movimento humano fornece a especialistas e pesquisadores dados objetivos para mensurar parâmetros de seus pacientes. Isso permite otimizar processos de tratamento e reabilitação de maneira mais eficaz e assertiva, substituindo ou complementando avaliações puramente qualitativas (LóPEZ-NAVA; MUñOZ-MELéNDEZ, 2016).

Contudo, apesar da consolidação de diversos métodos de captura de movimento no mercado — como os sistemas mecânicos, ópticos, magnéticos e outros — cada um apresenta um balanço de vantagens e desvantagens e compartilham uma limitação comum, a dificuldade de realizar um monitoramento contínuo de indivíduos em ambientes cotidianos, externos de laboratórios, seja por restrições de instalação, interferências ambientais ou pelo elevado custo de implementação.

Os sistemas mecânicos, também conhecidos como sistemas baseados em exoesqueletos, utilizam estruturas rígidas ou flexíveis acopladas ao corpo do indivíduo. Sensores, como goniômetros e potenciômetros, são posicionados nas articulações da estrutura para medir diretamente os ângulos articulares. Uma vantagem notável é a ausência de oclusão (não há perda de dados por bloqueio da visualização dos sensores), a capacidade de fornecer dados em tempo real com baixa latência e a possibilidade de utilização em ambientes externos. No entanto, são frequentemente intrusivos, restringindo a liberdade de movimento do usuário e podendo, inclusive, alterar seu padrão de movimento natural. Além disso, sua precisão pode ser comprometida por deslizamentos mecânicos entre o equipamento e o corpo (ZHOU; HU, 2008).

Em contrapartida, os sistemas ópticos são amplamente considerados o "padrão-ouro" em termos de precisão biomecânica para aplicações na indústria cinematográfica e de jogos. Estes sistemas utilizam múltiplas câmeras, geralmente operando no espectro infravermelho, para triangular a posição tridimensional de marcadores posicionados em pontos anatômicos específicos do corpo (Figura 1). Tais marcadores podem ser passivos (refletindo a luz emitida por anéis de LEDs infravermelho em volta das câmeras) ou ativos (emitindo sua própria luz). Apesar da altíssima precisão, seu uso é limitado por um alto

custo de implantação, pela necessidade de ambientes controlados com calibração complexa e, principalmente, pela sua vulnerabilidade à oclusão, que ocorre, como supramencionado, quando um marcador é temporariamente escondido da vista de câmeras suficientes, resultando em perda de dados (JANG et al., 2018).

Figura 1 – Exemplo de sistema de captura óptico para rastreamento de movimentos do corpo humano



Fonte: Gerado pelo Google Gemini (2026)

Uma terceira abordagem é a dos sistemas magnéticos. Estes operam com base em um transmissor que gera um campo eletromagnético de baixa frequência no ambiente. Pequenos sensores presos ao corpo medem as propriedades deste campo (intensidade e direção) para determinar sua posição e orientação relativas à fonte transmissora. A principal vantagem desses sistemas é a imunidade à oclusão por linha de visada, uma vez que o campo magnético não é obstruído por objetos não metálicos. Sua maior desvantagem, contudo, é a alta suscetibilidade à distorção do campo magnético causada por objetos metálicos (ferromagnéticos) ou fontes de interferência eletromagnética (como monitores e cabos de força) presentes no ambiente, o que pode degradar severamente a precisão das medições (WELCH; FOXLIN, 2002).

Dadas as limitações intrínsecas a cada uma dessas abordagens tradicionais, a utilização de sensores inerciais (Inertial Measurement Units – IMUs) sem fio consolida-se como uma alternativa promissora, robusta e altamente versátil, destacando-se por sua portabilidade completa. Essa característica viabiliza a análise do movimento humano em cenários diversos, extrapolando os limites dos ambientes laboratoriais controlados para alcançar clínicas de reabilitação, ambientes cotidianos e práticas esportivas em campo (JANG et al., 2018).

Além de proporcionar total liberdade de movimentação, a abordagem inercial supera limitações operacionais, como o fenômeno da oclusão. Com isso, os sensores podem ser operados discretamente sob as roupas, o que preserva a privacidade do usuário. Somado

a isso, apresentam um custo de hardware substancialmente menor, dispensam infraestruturas complexas de instalação e entregam um desempenho cinemático equivalente aos métodos convencionais.

A integração das IMUs em Redes de Área Corporal Sem Fio (WBANs), aliada a algoritmos de fusão sensorial, permite o monitoramento ambulatorial prolongado e a alimentação de modelos biomecânicos complexos em tempo real. Tais características viabilizam aplicações avançadas, como o controle contínuo de interfaces robóticas, aplicação de biofeedback imediato em terapias neuromusculares e a análise ergonômica em postos de trabalho reais, consolidando essa tecnologia como uma ferramenta indispensável para a análise biomecânica moderna (CARVALHO, 2016).

2 Revisão bibliográfica

Para desenvolvimento deste trabalho, é de suma importância uma revisão teórica dos conceitos de ângulos de Euler, quaternions, filtro de Madgwick e modelos comerciais de sensores inerciais para captura de movimento humano.

2.1 Ângulos de Euler e dinâmica de corpos rígidos

Os ângulos de Euler constituem uma ferramenta fundamental para descrever a orientação de corpos rígidos no espaço tridimensional. A principal vantagem dessa abordagem reside na decomposição de uma rotação complexa em uma sequência de três rotações mais simples, realizadas em torno de eixos específicos. Essa metodologia soluciona a dificuldade inerente ao rastreamento da dinâmica de um corpo em 3D, definindo a orientação dos eixos do corpo como a própria incógnita do problema a ser resolvida.

Embora não exista uma convenção universal (sendo que diferentes campos, como a aeronáutica e a física, adotam notações distintas), a sequência descrita a seguir (conhecida como sequência 3-1-3) é frequentemente encontrada na literatura física. A orientação completa é alcançada através de três transformações sequenciais de coordenadas (PERAIRE; WIDNALL, 2009): precessão, nutação e rotação (ou *spin*).

O processo inicia-se com a precessão, uma rotação em torno do eixo vertical Z do sistema inercial inicial. O corpo gira um ângulo ϕ (do grego, *fi*), resultando em um sistema intermediário de coordenadas (x', y', z'), onde o eixo z' permanece coincidente com o eixo Z original. A matriz de transformação para esta etapa é:

$$R_\phi = \begin{pmatrix} \cos\phi & \sin\phi & 0 \\ -\sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{1}$$

A segunda etapa é a nutação, onde ocorre uma rotação de um ângulo θ (do grego, *theta*) em torno do novo eixo x'. Esta transformação inclina o plano $x'y'$ em relação ao plano original, gerando o sistema de coordenadas (x'', y'', z''). A matriz de transformação é:

$$R_\theta = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \tag{2}$$

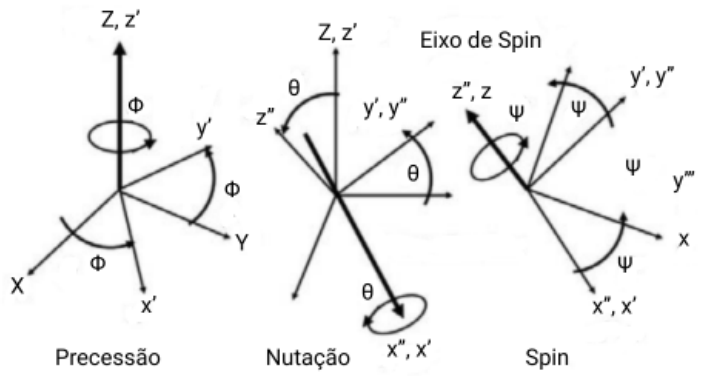
A terceira rotação é em torno do eixo z'' (chamado de "eixo de spin") por um ângulo ψ (do grego, *psi*), completando a orientação final. A matriz de transformação é:

$$R_\psi = \begin{pmatrix} \cos\psi & \sin\psi & 0 \\ -\sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{3}$$

Matematicamente, a relação entre o sistema de coordenadas fixo no corpo e o sistema inercial é obtida pelo produto das três matrizes de rotação individuais R_ϕ, R_θ e R_ψ (equações 1, 2 e 3). A matriz resultante R encapsula toda a orientação do corpo, permitindo resolver problemas de dinâmica de maneira intuitiva utilizando apenas esses três parâmetros (Figura 2).

$$R = \begin{pmatrix} \cos\psi\cos\phi - \sin\psi\cos\theta\sin\phi & \cos\psi\sin\phi + \sin\psi\cos\theta\cos\phi & \sin\psi\sin\theta \\ -\sin\psi\cos\phi - \cos\psi\cos\theta\sin\phi & -\sin\psi\sin\phi + \cos\psi\cos\theta\cos\phi & \cos\psi\sin\theta \\ \sin\theta\sin\phi & -\sin\theta\cos\phi & \cos\theta \end{pmatrix} \tag{4}$$

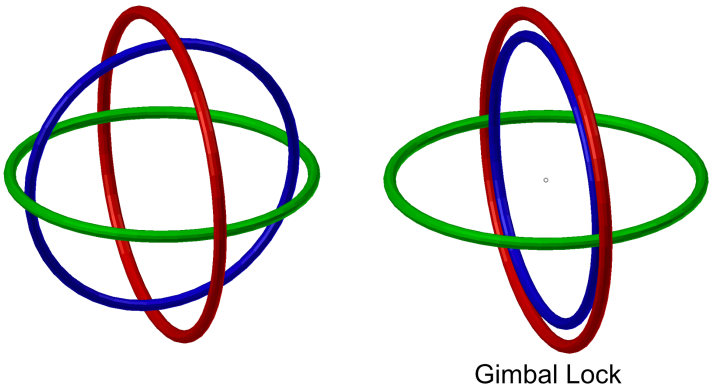
Figura 2 – Sequência de rotações na representação de ângulos de Euler (3-1-3)



Fonte: Adaptado de Peraire e Widnall (2009) (Traduzido)

No entanto, a simplicidade dos ângulos de Euler possui limitações técnicas importantes, sendo a mais crítica o fenômeno conhecido como *Gimbal Lock* (Figura 3). Este fenômeno ocorre em configurações geométricas específicas (por exemplo, quando o ângulo de nutação θ é zero na sequência 3-1-3), momento em que dois eixos de rotação se alinham perfeitamente. Nesse estado, o sistema perde efetivamente um grau de liberdade (DIEBEL, 2006), pois as alterações no primeiro e no terceiro ângulo tornam-se indistinguíveis, resultando em singularidades matemáticas na matriz de transformação. Consequentemente, sistemas de controle que dependem exclusivamente desse método podem sofrer descontinuidades numéricas e perda de controle momentânea ao atingir tais orientações.

Figura 3 – Representação gráfica do fenômeno *Gimbal Lock*



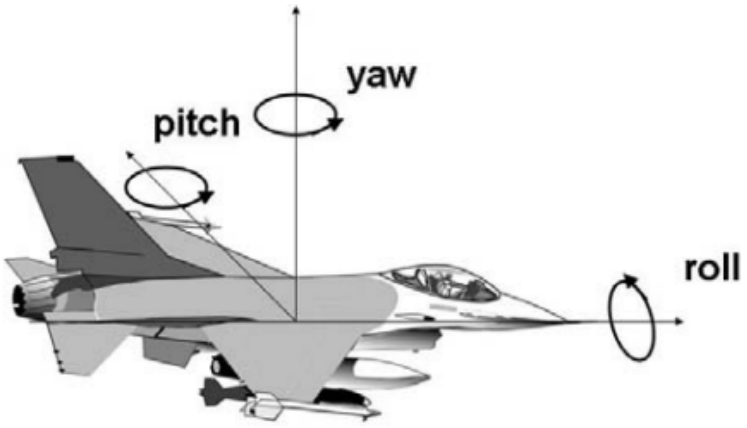
Fonte: Kodeco (2026)

É importante ressaltar que a aplicação prática dos ângulos de Euler, especialmente em engenharia aeroespacial, robótica e navegação, frequentemente adota uma convenção distinta daquela utilizada na física clássica. Enquanto a física favorece a sequência de rotações que define precessão, nutação e spin (conforme descrito anteriormente), veículos como aeronaves e satélites utilizam a convenção conhecida como ângulos de Tait-Bryan (ou sequência 1-2-3). Nesta abordagem, as rotações ocorrem em torno de três eixos distintos e recebem nomenclaturas específicas que descrevem o comportamento do veículo em relação ao seu próprio referencial:

- ***Roll*:** Rotação em torno do eixo longitudinal (eixo X), correspondendo ao movimento de inclinação lateral das asas.
- ***Pitch*:** Rotação em torno do eixo transversal (eixo Y), representando o movimento de levantar ou abaixar o nariz do veículo.
- ***Yaw*:** Rotação em torno do eixo vertical (eixo Z), indicando a mudança de direção lateral do nariz.

A Figura 4 ilustra esses três movimentos fundamentais e seus respectivos eixos de atuação. Diferente da convenção 3-1-3, onde o *Gimbal Lock* ocorre quando o ângulo intermediário é nulo, nesta convenção o bloqueio ocorre quando o ângulo de *pitch* atinge $\pm 90°$, alinhando os eixos de *roll* e *yaw*.

Figura 4 – Representação dos ângulos *pitch*, *roll* e *yaw*



Fonte: Peraire e Widnall (2009)

2.2 Quaternions

Os quaternions são uma extensão do sistema de números complexos, desenvolvido pelo matemático Hamilton (1844). Enquanto um número complexo possui uma parte real e uma imaginária (a + bi), um quaternion possui uma parte escalar (real) e uma parte vetorial com três componentes imaginárias (i, j, k). A forma geral é:

$$q = w + xi + yj + zk \tag{5}$$

Onde w é a parte escalar, e (x, y, z) são as componentes da parte vetorial. As unidades imaginárias seguem as regras de multiplicação de Hamilton:

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \tag{6}$$

Diferente dos números reais e complexos, a álgebra dos quaternions é não-comutativa na multiplicação. Por exemplo, o produto das unidades imaginárias segue a regra cíclica onde $ij = k$, mas $ji = -k$ (HAMILTON, 1844; DIEBEL, 2006). Essa propriedade é extremamente útil na dinâmica de corpos rígidos, pois a rotação no espaço tridimensional também não é comutativa (a ordem das rotações altera o resultado final).

Para representar orientações e rotações no espaço 3D, utilizamos um tipo especial chamado quaternion unitário. Um quaternion é unitário se sua norma (ou magnitude) for igual a 1. A norma é calculada da seguinte forma:

$$||q|| = \sqrt{(w^2 + x^2 + y^2 + z^2)} = 1 \tag{7}$$

Quaternions unitários são capazes de descrever de forma eficiente uma rotação por um ângulo θ em torno de um eixo de rotação arbitrário (ux, uy, uz). A conversão de um eixo-ângulo para um quaternion é dada por:

$$w = \cos(\theta/2) \tag{8}$$

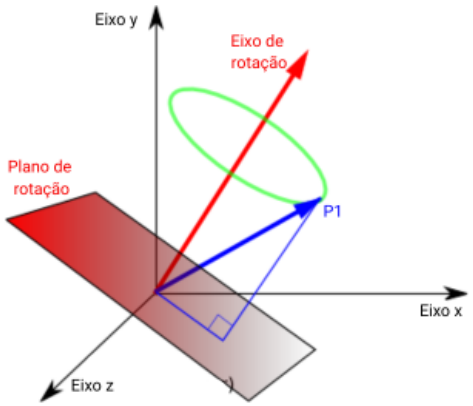
$$x = ux * \sin(\theta/2) \tag{9}$$

$$y = uy * \sin(\theta/2) \tag{10}$$

$$z = uz * \sin(\theta/2) \tag{11}$$

Com isso, cria-se uma representação de quatro dimensões para uma rotação no espaço tridimensional (Figura 5), o que é fundamental para evitar os problemas inerentes a outras representações, como os ângulos de Euler.

Figura 5 – Visualização espacial da projeção de quaternions para rotações tridimensionais



Fonte: Adaptado de University e Engineering (2013) (Traduzido)

Em aplicações práticas o quaternion pode sofrer rotações, que são descritas pela seguinte operação.

$$p' = q \otimes p \otimes q^* \tag{12}$$

Onde:

- p representa o vetor a ser rotacionado, com parte escalar igual a zero.

$$p = 0 + xi + yj + zk \tag{13}$$

- q representa o quaternion de rotação unitário.
- q^* representa o quaternion de rotação inverso/conjugado.

$$q^* = w - xi - yj - zk \tag{14}$$

Também é possível converter quaternions para o sistema de ângulos de Euler.

$$\phi = \arctan\left(\frac{2(wy + zx)}{1 - 2(x^2 + y^2)}\right) \tag{15}$$

$$\theta = \arcsin\left(2(wy - zx)\right) \tag{16}$$

$$\psi = \arctan\left(\frac{2(wx + yz)}{1 - 2(y^2 + z^2)}\right) \tag{17}$$

A grande vantagem do uso de quaternions sobre os ângulos de Euler reside na robustez numérica. Enquanto os ângulos de Euler sofrem de singularidades matemáticas conhecidas como *Gimbal Lock* (descrito anteriormente), os quaternions fornecem uma parametrização global livre de singularidades (DIEBEL, 2006). Isso ocorre porque o quaternion codifica a rotação como um eixo único de rotação e um ângulo em torno desse eixo, evitando a dependência de três rotações sequenciais, ou seja, eles não possuem eixos fixos que possam se alinhar nesse espaço de quatro dimensões.

A combinação de múltiplas rotações é uma operação comum e com ângulos de Euler, este processo pode ser complexo e computacionalmente caro, geralmente envolvendo conversões para matrizes de rotação. A combinação de rotações usando quaternions é feita através da multiplicação de quaternions, essa abordagem reduz significativamente o custo computacional, sendo particularmente vantajosa para sistemas embarcados e aplicações em tempo real.

Diante das limitações expostas, para o desenvolvimento deste trabalho, a conversão dos dados enviados pelos sensores para a representação 3D será feita através de quaternions, utilizando o filtro de *Madgwick*.

2.3 Filtro de Madgwick

O Filtro de Madgwick, proposto por Madgwick (2010), é um algoritmo de fusão de sensores projetado para estimar a orientação de um corpo rígido no espaço 3D. Ele é aplicável tanto a IMUs (Unidades de Medição Inercial) quanto a MARGs (Magnético, Taxa Angular e Gravidade) também conhecidos como AHRS (Sistemas de Referência de Atitude e Rumo). O principal objetivo do filtro é combinar os dados dos diferentes sensores para obter uma medição de orientação precisa, robusta e computacionalmente eficiente.

A necessidade de um filtro surge das limitações de cada sensor individual:

- Giroscópios: Medem a velocidade angular. Ao integrar esses dados ao longo do tempo, é possível calcular a orientação. No entanto, eles sofrem de um erro de bias que se acumula, gerando um desvio (drift) que torna a estimativa imprecisa a longo prazo.

- Acelerômetros e Magnetômetros: Medem mudanças de aceleração (ou direção da gravidade) e do campo magnético terrestre, respectivamente. Esses dados fornecem uma referência de orientação absoluta e não sofrem de drift. Contudo, são suscetíveis a ruídos e distúrbios externos.

O filtro opera em duas etapas principais a cada atualização, utilizando uma representação de orientação baseada em quaternions para evitar o problema do *Gimbal Lock*.

A primeira etapa calcula a variação da orientação do sensor baseando-se unicamente nas medições de velocidade angular do giroscópio. A derivada do quaternion, que descreve essa taxa de variação, é calculada pela seguinte fórmula:

$$\dot{q}_{\omega,t} = \frac{1}{2} \hat{q}_{est,t-1} \otimes {}^{S}\omega_t \tag{18}$$

Onde:

- $\dot{q}_{\omega,t}$ é a derivada do quaternion, representando a taxa de variação da orientação com base na velocidade angular do giroscópio.
- $\hat{q}_{est,t-1}$ é a estimativa da orientação no instante anterior.
- ${}^{S}\omega_t$ é a medição da velocidade angular fornecida pelo giroscópio no instante t.
- $\otimes$ representa a multiplicação de quaternions.

A nova orientação é então estimada integrando numericamente essa derivada ao longo do período de amostragem (Δt):

$$q_{\omega,t} = \hat{q}_{est,t-1} + \dot{q}_{\omega,t}\Delta t \tag{19}$$

Uma das principais características do filtro de Madgwick está em como ele utiliza os dados do acelerômetro e magnetômetro para corrigir a estimativa do giroscópio. Ele enquadra o problema como uma otimização, onde o objetivo é encontrar a orientação (q) que melhor alinha as medições do acelerômetro e magnetômetro com as direções de referência conhecidas (vetor da gravidade e do campo magnético terrestre).

Para resolver essa otimização de forma eficiente, Madgwick emprega um algoritmo de gradiente descendente. Em vez de calcular a orientação completa a partir dos sensores de referência, o algoritmo calcula o gradiente da função de erro. Esse gradiente representa a direção do erro da estimativa do giroscópio, na forma de um quaternion ($\hat{q}_{e,t}$).

A estimativa final da variação da orientação é então obtida subtraindo esse erro (ponderado por um ganho beta) da variação calculada pelo giroscópio:

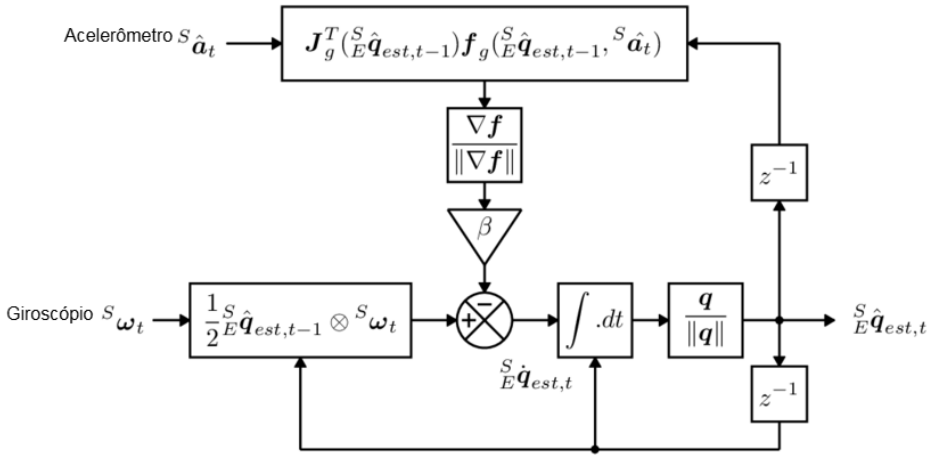
$$\dot{q}_{est,t} = \dot{q}_{\omega,t} - \beta \hat{q}_{\epsilon,t} \tag{20}$$

Onde:

$$\beta = \left\| \frac{1}{2}\hat{q} \otimes \begin{bmatrix} 0 & \tilde{\omega}_\beta & \tilde{\omega}_\beta & \tilde{\omega}_\beta \end{bmatrix} \right\| = \sqrt{\frac{3}{4}}\tilde{\omega}_\beta \tag{21}$$

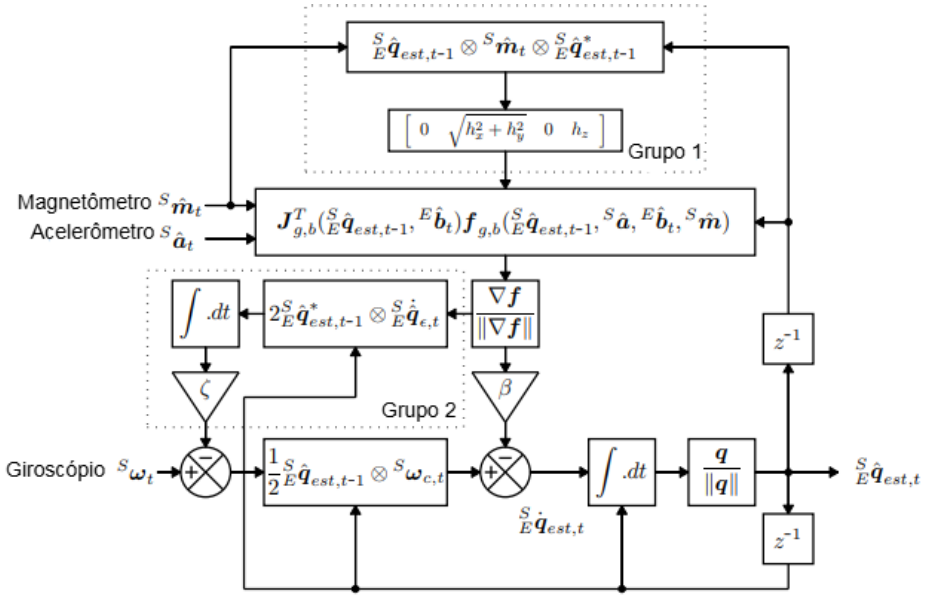
Essa taxa de variação corrigida é finalmente integrada para obter a nova orientação, livre de drift. O filtro também incorpora mecanismos para compensar o drift do bias do giroscópio e distorções magnéticas. As Figuras 6 e 7 demonstram a representação em diagrama de blocos do filtro de Madgwick para IMU (acelerômetro e giroscópio) e MARG (IMU com acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) respectivamente.

Figura 6 – Diagrama de blocos do filtro de orientação completo para uma implementação IMU (acelerômetro e giroscópio)



Fonte: Adaptado de Madgwick (2010) (Traduzido)

Figura 7 – Diagrama de blocos do filtro de orientação completo para uma implementação MARG (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro), incluindo distorção magnética (Grupo 1) e compensação de deriva do giroscópio (Grupo 2).



Fonte: Adaptado de Madgwick (2010) (Traduzido)

O software desenvolvido é capaz de operar o filtro com ou sem magnetômetro, contudo, devido a instabilidades físicas detectadas no hardware do magnetômetro, será utilizado o modo IMU com acelerômetro e giroscópio.

2.4 Rastreamento de movimentos humanos através de sensores inerciais - Estado da arte

A captura de movimento por meio de sensores inerciais (IMUs) consolidou-se como uma alternativa robusta e versátil aos sistemas tradicionais. Enquanto sistemas ópticos são considerados o "padrão-ouro" em termos de precisão, eles são caros, exigem um grande espaço de laboratório dedicado, e sua instalação e calibração são complexas. Mais importante, eles são inutilizáveis em ambientes clínicos ou cotidianos devido à sua infraestrutura fixa.

Os sistemas inerciais, por outro lado, oferecem portabilidade completa, permitindo a análise do movimento humano em ambientes diversos, desde laboratórios até cenários de campo complexos, como em práticas esportivas ou postos de trabalho reais (JANG et al., 2018). Além disso, são imunes a fenômenos de oclusão, podem ser utilizados facilmente sob roupas, são relativamente mais baratos em custo de hardware e possuem um desempenho equivalente ou melhor que outros modelos de captura existentes.

Um sistema de captura de movimento inercial é composto por um conjunto de Unidades de Medição Inercial (IMUs) posicionadas estrategicamente em diferentes segmentos

do corpo. Cada IMU é um dispositivo microeletromecânico (MEMS) que integra um conjunto de sensores:

- **Acelerômetros 3D:** Medem a aceleração linear em três eixos, incluindo a aceleração da gravidade, fornecendo uma referência para determinar a inclinação.
- **Giroscópios 3D:** Medem a velocidade angular em três eixos, sendo fundamentais para rastrear as rotações dos segmentos corporais.
- **Magnetômetros 3D:** Atuam como uma bússola, medindo o campo magnético terrestre em três eixos para obter uma referência de direção.

A versatilidade dos sensores inerciais permitiu o desenvolvimento de aplicações que seriam inviáveis com sistemas ópticos por exemplo. Diversos autores exploraram essas capacidades para resolver problemas específicos de monitoramento humano.

Em estudos focados na restauração da locomoção em paraplégicos, Willemsen, Frigo e Boom (1991) demonstraram a viabilidade do uso de acelerômetros para medir ângulos de articulações dos membros inferiores sem a necessidade de integração numérica (que causa drift), aplicando o sistema para feedback em Estimulação Neuromuscular Funcional (ENF). Isso evidenciou o potencial dos sensores inerciais inclusive para aplicações implantáveis ou de controle em malha fechada.

Na área de reabilitação e terapia, a capacidade de monitorar pacientes fora da clínica é um dos pontos mais fortes das IMUs. Wei et al. (2021) propuseram um sistema de rastreamento de membros em tempo real utilizando um único sensor IMU de nove eixos. O estudo focou em exercícios de fisioterapia domiciliar, onde sistemas de câmeras enfrentam problemas de iluminação e privacidade. Utilizando redes neurais recorrentes para compensar o ruído dos sensores, eles conseguiram estimar a posição de articulações (como cotovelo e punho) com alta precisão, provando que é possível realizar tele-reabilitação de baixo custo sem a necessidade de múltiplos sensores complexos.

Outra aplicação relevante é a localização de pedestres em ambientes onde o sinal de GPS é inexistente ou degradado. Feliz, Zalama e García-Bermejo (2009) desenvolveram um sistema de navegação pessoal para bombeiros e soldados utilizando sensores inerciais acoplados ao pé. O sistema utilizava a técnica de detecção de fase de apoio da marcha (Atualização de Velocidade Zero ou Zero Velocity Update - ZUPT) para corrigir o erro acumulado de velocidade e posição a cada passo. O estudo comprovou que, mesmo com sensores de baixo custo, é possível rastrear trajetórias complexas em escadas e corredores onde sistemas magnéticos ou ópticos seriam impraticáveis.

Na área de ergonomia e análise clínica, a precisão da orientação do sensor é vital. Roetenberg (2006) abordou a fusão sensorial para compensar distúrbios magnéticos em ambientes industriais (como linhas de montagem com muito metal), permitindo a análise de carga de trabalho e postura de forma ambulatória.

Mais recentemente, McClintock et al. (2024) investigaram o impacto da orientação inicial do sensor na medição da amplitude de movimento (ADM), propondo algoritmos de correção que garantem que acelerômetros possam ser usados de forma confiável por clínicos para medir ângulos articulares, substituindo goniômetros manuais com maior precisão e menor erro interobservador.

Mendes et al. (2023) também demonstraram a aplicação de sensores inerciais na avaliação objetiva de tremores em indivíduos com doença de Parkinson. No estudo, foi utilizada uma luva instrumentada com sensor inercial durante a interação dos participantes com um jogo sério, permitindo a quantificação precisa das características do tremor da doença. A abordagem evidenciou o potencial de sistemas baseados em IMUs para avaliação clínica remota e de baixo custo, integrando monitoramento motor e tecnologias interativas no contexto da reabilitação.

Contudo, apesar das inúmeras aplicações das IMUs e da sua praticidade, a tecnologia inercial enfrenta desafios intrínsecos que historicamente limitaram sua utilização:

- **Drift de integração:** A orientação é calculada pela integração da velocidade angular medida pelo giroscópio. Embora precisa para movimentos rápidos, essa integração acumula pequenos erros ao longo do tempo, resultando em um desvio (drift) que degrada a acurácia da orientação a longo prazo (SCHEPERS; GIUBERTI; BELLUSCI, 2018). Um estudo de Roetenberg (2006) demonstrou que esse drift pode facilmente atingir de 10 a 25 graus após apenas um minuto de medição.

- **Ambiguidade do acelerômetro:** O acelerômetro fornece uma referência de inclinação (*pitch* e *roll*) livre de drift usando o vetor da gravidade. Contudo, ele não é capaz de distinguir a aceleração gravitacional das acelerações lineares do próprio movimento do corpo, em outras palavras, a aceleração gravitacional pode interferir na estimativa de inclinação a longo prazo (SCHEPERS; GIUBERTI; BELLUSCI, 2018).

- **Distorções magnéticas:** Para corrigir o drift do giroscópio, os sistemas utilizam o acelerômetro e o magnetômetro como referências absolutas. No entanto, o magnetômetro é extremamente sensível a distúrbios no campo magnético ambiente, causados por materiais ferromagnéticos presentes em edifícios, móveis e equipamentos eletrônicos (SCHEPERS; GIUBERTI; BELLUSCI, 2018). Essas distorções corrompem a estimativa de direção.

- **Artefatos de tecidos moles e calibração:** A conexão entre o sensor e o segmento corporal não é perfeitamente rígida, sendo afetada pelo movimento da pele, gordura e músculos (artefatos de tecidos moles) (LóPEZ-NAVA; MUñOZ-MELéNDEZ, 2016). Adicionalmente, erros na calibração sensor-segmento (o processo de alinhar o sensor ao segmento, geralmente feito com o usuário em uma pose estática) podem introduzir imprecisões significativas na cinemática resultante.

- **Sincronização e gerenciamento dos sensores:** Para rastrear o corpo inteiro ou múltiplos segmentos (como o braço e o antebraço), é necessário usar uma rede de sensores, introduzindo o desafio de gerenciar e sincronizar os dados de múltiplos nós durante o tempo de aquisição. Com restrições de tamanhos, massa e consumo energético devido a suas aplicações, utiliza-se o conceito de Redes de Área Corporal sem Fio (*WBANs*), que naturalmente são projetadas para serem miniaturizados, leves, de baixo consumo e eficientes.

Os atuais desenvolvimentos de sistemas de rastreamento de movimento inercial residem em algoritmos e modelos que superam esses desafios. A abordagem mais comum, utilizada em 46% dos estudos revisados por López-Nava e Muñoz-Meléndez (2016), é o Filtro de Kalman, ou suas variantes não lineares. O filtro combina dinamicamente os dados de alta frequência e curto prazo do giroscópio (propenso a drift) com as referências de longo prazo do acelerômetro e magnetômetro (propensos a ruído/distúrbios) para produzir uma estimativa de orientação 3D robusta, modelos como Filtro de Madgwick (mencionado anteriormente) também são capazes de mitigar tais problemas. Entretanto, a abordagem mais avançada vai além da fusão de dados de um único sensor e utiliza um motor de captura de movimento sofisticado.

Nessa abordagem, o sistema não utiliza somente os dados de cada sensor. Em vez disso, ele utiliza o modelo biomecânico (que representa o corpo humano como uma cadeia cinemática com restrições articulares) como uma fonte de informação adicional (SCHEPERS; GIUBERTI; BELLUSCI, 2018). Se os dados de um magnetômetro em um ambiente magneticamente distorcido se tornam inconsistentes com o movimento que é biomecanicamente possível, o motor é capaz de identificar e descartar essa informação, tornando o rastreamento imune a distorções magnéticas.

Outro avanço significativo está no aprimoramento dos próprios modelos biomecânicos. Historicamente, muitos modelos eram baseados em dados predominantemente masculinos. Isso representava uma limitação, pois generalizações aplicadas a indivíduos de sexos diferentes podem levar a erros na estimativa das propriedades inerciais e dos segmentos corporais. A superação desse desafio é um exemplo do avanço na área, com o desenvolvimento de modelos específicos para cada sexo, como o Biomech 2.0 da Xsens, que se baseia em dados de indivíduos de ambos os sexos, resultando em uma maior precisão na captura das características físicas de homens e mulheres.

No mercado comercial, a Xsens, uma marca da Movella, é uma referência em sistemas de captura de movimento inercial. A empresa oferece um ecossistema completo que integra hardware, software e modelos biomecânicos (MOVELLA, 2025b), atendendo a uma vasta gama de aplicações.

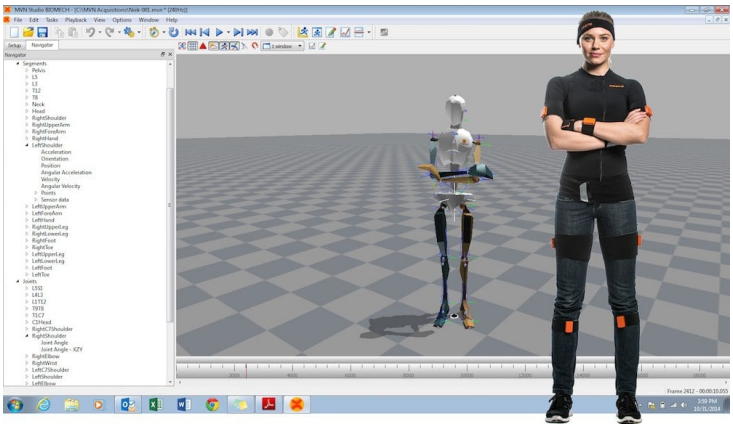
O sistema Xsens MVN, capaz de capturar movimentos humanos de corpo inteiro, existe em duas principais configurações: MVN Link, que utiliza um traje de lycra com sensores cabeados e um Body Pack para transmissão de dados, e MVN Awinda (Figura 8), que

emprega sensores sem fio presos ao corpo por meio de cintas. Ambos os sistemas são projetados para capturar o movimento de corpo inteiro com 17 sensores inerciais (IMUs) estrategicamente posicionados em segmentos como pés, pernas, pelve, tronco, cabeça e braços (MOVELLA, 2025a).

Cada sensor (com fio ou *wireless*), é uma unidade de medição inercial miniaturizada que contém os componentes fundamentais discutidos anteriormente: giroscópios de três eixos, acelerômetros de três eixos, magnetômetros de três eixos, incluindo ainda um barômetro, promovendo uma aquisição de dados cinemáticos de alta fidelidade.

Os dados de todos os sensores são enviados a uma unidade central (*Body Pack* ou *Awinda Station*) que sincroniza as amostras com alta precisão e as transmite sem fio para um computador, garantindo que os dados de todos os segmentos corporais estejam perfeitamente alinhados no tempo.

Figura 8 – Sistema de captura de movimento através de sensores inerciais Xsens MVN Awinda



Fonte: Movella (2025a)

O software MVN Analyze é o cérebro que transforma esses dados em uma análise de movimento coerente, resolvendo os problemas intrínsecos da tecnologia inercial. Seu diferencial está no "MVN Fusion Engine", um motor de fusão de dados que implementa a abordagem de ponta descrita anteriormente.

Diferente de sistemas que processam cada sensor isoladamente, o MVN Fusion Engine combina as informações de todos os 17 sensores com um sofisticado modelo biomecânico de 23 segmentos (SCHEPERS; GIUBERTI; BELLUSCI, 2018). Ao tratar o corpo como uma cadeia cinemática interconectada, o motor utiliza as restrições articulares para validar os dados dos sensores. Na prática, isso significa que se os dados de um magnetômetro se tornam inconsistentes devido a distorções magnéticas, o software pode ignorar essa informação e se basear nos dados dos outros sensores e nas limitações do modelo para estimar a orientação correta. Essa abordagem integrada é o que confere ao sistema sua imunidade a distúrbios magnéticos, um dos maiores avanços sobre as gerações anteriores

da tecnologia.

Um componente fundamental do hardware da Xsens é a sua linha de sensores inerciais. O MTi-630 (Figura 9) é um exemplo de um AHRS, que se destaca por seu formato compacto, desempenho robusto (precisão de $0,2°$ para roll/pitch e $1°$ para yaw) e facilidade de integração. Com dimensões de apenas 28 x 31,5 x 13 mm e um peso de 8,9 g, o MTi-630 integra um conjunto de sensores MEMS (Sistemas Microeletromecânicos), incluindo giroscópio de três eixos, acelerômetro de três eixos, magnetômetro de três eixos e um barômetro (mede a pressão atmosférica, podendo ser usado para estimar variações de altitude).

Figura 9 – Sensor Xsens MTI-630R AHRS



Fonte: Movella (2025c)

Contudo, apesar do sistema Xsens representar um avanço crucial no rastreamento de movimentos humanos, seu ecossistema exige um custo elevado, representando uma barreira significativa para muitos projetos. Independente da modalidade de escolha (kits de desenvolvimento, sensores individuais ou os conjuntos completos) o investimento inicial é substancial, criando uma barreira de entrada para pesquisadores independentes, estudantes ou pequenas clínicas de reabilitação. Ademais, apesar da fácil integração mencionada, o sistema requer conhecimento técnico para sua correta operação, calibração e para a integração com hardwares de terceiros.

3 Proposta de um modelo de redes de sensores inerciais sem fio para rastreamento de movimentos

Esta seção detalha a nossa proposta para desenvolvimento e integração do sistema de rastreamento de movimento, abrangendo a rede de dispositivos, o hardware dos sensores, o firmware embarcado, a arquitetura de comunicação e o software de processamento e visualização de dados.

3.1 Rede de sensores inerciais

A proposta deste trabalho consiste no desenvolvimento de uma rede de sensores inerciais sem fio, comumente denominada WBAN (Rede Corporal de Sensores sem Fio) para o monitoramento da cinemática do corpo humano (Figura 10), com foco específico nos membros superiores. O sistema visa oferecer uma ferramenta portátil, funcional e confiável, que pode ser utilizada no controle de braços robóticos ou para auxiliar na reabilitação de pacientes, como em casos pós-Acidente Vascular Encefálico, permitindo a análise quantitativa do movimento fora do ambiente laboratorial.

Figura 10 – Representação esquemática da Rede de Área Corporal sem Fio (WBAN)



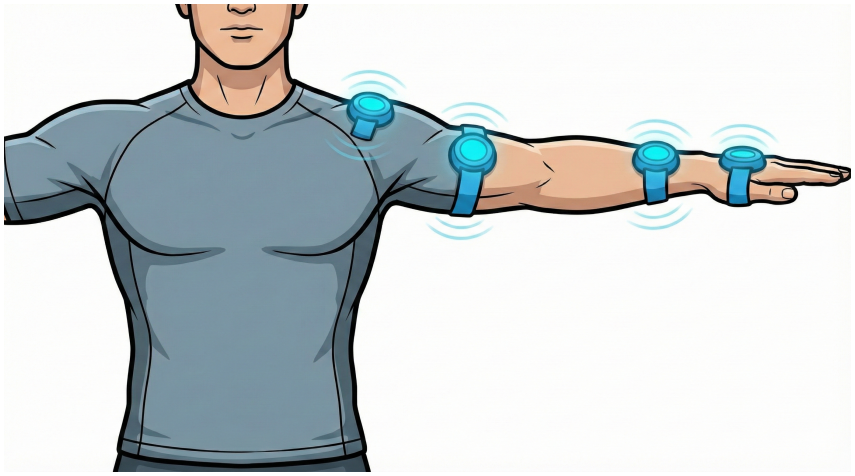
Fonte: Gerado pelo Google Gemini (2026)

Para capturar a cadeia cinemática completa do membro superior e do tronco, o sistema proposto utiliza um conjunto de quatro IMUs. A definição dos locais de fixação segue o

modelo de corpo rígido articulado, onde assume-se que os sensores, ao serem fixados em segmentos corporais, refletem a orientação dos ossos subjacentes, permitindo o cálculo dos ângulos das articulações através da diferença de orientação entre segmentos adjacentes.

A disposição dos sensores foi definida para cobrir os principais graus de liberdade do membro superior, conforme ilustrado na Figura 11.

Figura 11 – Rede de sensores para rastrear cinemática de membro superior



Fonte: Gerado pelo Google Gemini (2026)

- **Dorso da Mão:** Para capturar a orientação do punho e movimentos da mão.
- **Antebraço (distal/dorsal):** Posicionado próximo ao punho para monitorar a pronação/supinação e a orientação do rádio/ulna.
- **Braço (lateral):** Fixado no úmero para monitorar a flexão/extensão e abdução/adução do ombro, bem como a flexão do cotovelo em relação ao antebraço.
- **Ombro (acrômio/escápula):** Para monitorar a elevação e rotação do complexo do ombro, essencial para desacoplar o movimento do braço do movimento da cintura escapular.

A comunicação entre os sensores e a unidade de processamento é um aspecto crítico em WBANs, dada a necessidade de sincronismo temporal rigoroso para a fusão de dados e a reconstrução precisa do movimento. Embora a arquitetura final da rede possa variar conforme requisitos de consumo de energia e latência, a literatura apresenta diversas topologias consolidadas para este fim, como topologia estrela (todos os nós sensores comunicam-se diretamente com um nó central, ideal para aplicações de tempo real), topologia em malha (permite que os dados saltem entre os nós até chegar ao destino, oferece maior alcance juntamente com maior consumo de energia), topologia árvore (estruturas hierárquicas que podem ser usadas para organizar grandes quantidades de sensores, dividindo a rede em subgrupos), entre outras, cada uma com suas vantagens e desvantagens.

A seleção da topologia adequada deve equilibrar a necessidade de alta taxa de amostragem com a confiabilidade da transmissão sem fio, evitando a perda de pacotes que comprometeria o cálculo da trajetória. O objetivo final é que esta rede forneça dados brutos (aceleração, velocidade angular e campo magnético) que, após processamento, resultem nos ângulos de Euler ou quaternions representativos da postura do paciente em tempo real.

3.2 Hardware

O sistema tem como base uma Unidade de Medição Inercial (IMU) sem fio, cujo hardware foi desenvolvido por Souza et al. (2023). Este dispositivo é o ponto de partida para a aquisição de dados e foi concebido visando a portabilidade do usuário, apresentando dimensões finais de 3,5 cm de comprimento, 6,3 cm de largura e 2 cm de altura, com um peso de 57 g.

O sensor inercial é um sistema modular, composto por três elementos principais:

- **Unidade de Microcontrolador (MCU):** O cérebro do dispositivo é o ESP32-C3, um microcontrolador totalmente programável. Ele é equipado com um processador RISC-V single-core de 32 bits (operando a até 160 MHz) e um rádio Wi-Fi IEEE 802.11 b/g/n. Sua função é gerenciar toda a operação, incluindo a coleta de dados, a comunicação e os estados operacionais. A comunicação com o sensor é feita através do protocolo SPI (Interface Periférica Serial), garantindo alta transferência de dados.

- **Sensor Inercial (IMU):** O sistema utiliza o sensor MPU9250, uma unidade de nove eixos que integra três sensores distintos em um único chip. Os detalhes de seus componentes são:

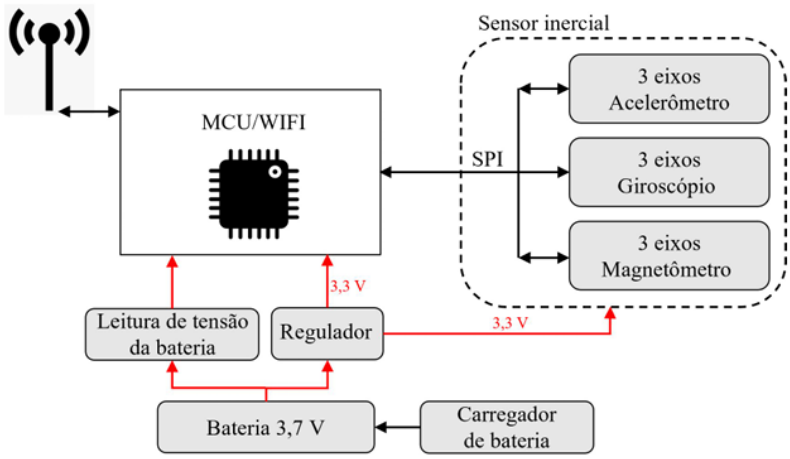
  - **Acelerômetro e Giroscópio:** Ambos são integrados de conversores Analógico-Digital (ADCs) de 16 bits, oferecendo uma alta resolução (65.536 níveis). Seus fundos de escala são programáveis via firmware, sendo $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ ou $\pm 16g$ para o acelerômetro e $\pm 250°/s$, $\pm 500°/s$, $\pm 1000°/s$ ou $\pm 2000°/s$ para o giroscópio. A tolerância inicial de sensibilidade de ambos é de $\pm 3\%$. Os valores máximos de ODR (*Output data rate* ou Taxa de dados de saída) permitidos são de 4 kHz para o acelerômetro e 8 kHz para o giroscópio.
  - **Magnetômetro (AK8963):** Este sensor possui uma resolução de 14 bits, mas foi configurado via firmware para 16 bits, e diferente dos outros, seu fundo de escala é fixo em ± 4800 μT, possui uma ODR máxima de 100 Hz e sua tolerância inicial de calibração é de ± 500 LSB (Least Significant Bit ou Bit Menos Significativo).

- **Sistema de Alimentação:** O dispositivo é portátil e alimentado por uma bateria de Lítio-Polímero de 3,7V. O circuito inclui um regulador de tensão que converte a

tensão da bateria para 3,3V, alimentando de forma segura o MCU e o sensor inercial. O hardware também possui um circuito de gerenciamento para recarga da bateria.

A arquitetura de hardware do dispositivo e o hardware desenvolvido podem ser visualizados nas Figuras 12 e 13, respectivamente.

Figura 12 – Arquitetura de hardware do sensor inercial



Fonte: Souza et al. (2023)

Figura 13 – Protótipo final do sensor inercial desenvolvido



Fonte: Acervo do Autor (2025)

3.3 Firmware

O firmware, embarcado no ESP32-C3 (desenvolvido na linguagem C++), é responsável por gerenciar os estados de operação do sensor e a comunicação, funcionando como uma máquina de estados finitos, sendo eles:

- **Estado INIT (Inicialização):** Ao ser ligado, o dispositivo inicializa seus componentes e tenta se conectar à rede Wi-Fi pré-configurada. Em paralelo, o dispositivo abre

um servidor TCP (Protocolo de Controle de Transmissão) em uma porta única, aguardando a conexão do software cliente.

- **Estado HOLD (Espera):** Após conectar-se à rede, o sensor entra em modo de espera. Neste estado, ele periodicamente anuncia sua presença na rede enviando um pacote UDP (Protocolo de Datagrama do Usuário) multicast. Este pacote contém seu ID, estado atual (HOLD), taxa de amostragem, fundos de escala e eixos configurados. O sensor aguarda por um comando de controle (via UDP) do software no computador. Para manter a conexão de dados principal ativa e detectar desconexões, o firmware envia periodicamente um pacote TCP de *keep-alive* ao cliente conectado.

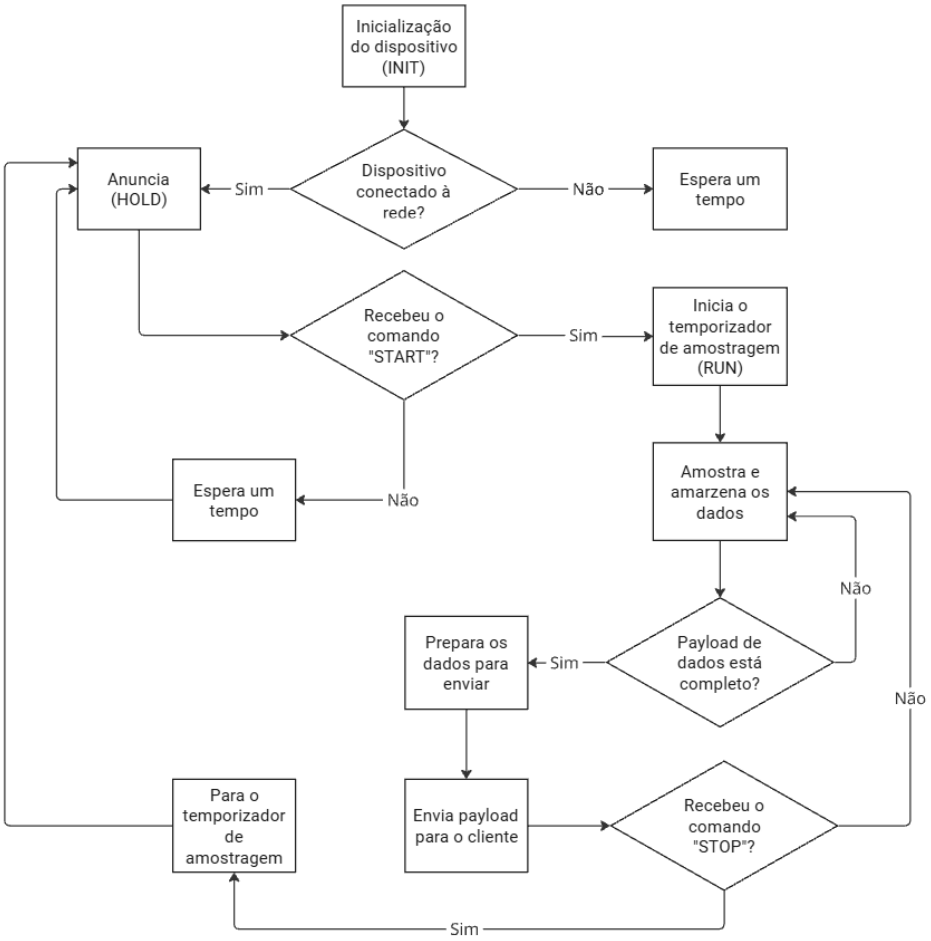
- **Estado RUN (Execução):** Ao receber um comando "start" do software, o firmware inicializa um temporizador de alta precisão para garantir uma amostragem de dados em intervalos fixos (500 Hz, 400 Hz, 300 Hz, 200 Hz ou 100 Hz).

  1. A cada interrupção do timer, o firmware lê os dados brutos do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro via SPI.
  2. Os dados são então encapsulados em uma amostra de 29 bytes (para o modo AGM), que inclui um ID de comando, ID do sensor, estado, índice da amostra, timestamp e os nove eixos de dados brutos.
  3. As amostras são acumuladas em um payload (buffer). Para otimizar a transmissão, o firmware agrupa várias amostras antes de enviar, por exemplo, a 500 Hz, ele agrupa 30 amostras, formando um payload de 870 bytes. Quando o payload está cheio, ele é enviado ao cliente através de uma conexão TCP.

- **Retorno ao HOLD:** Se um comando "stop" é recebido, o temporizador de amostragem é parado e o sensor retorna ao estado HOLD, aguardando novos comandos.

Como configurações padrões do firmware temos uma taxa de amostragem de 500 Hz, com aquisição de dados dos três sensores, para acelerômetro utiliza-se um fundo de escala de $\pm 8g$ com ODR de 9 kHz, o giroscópio está configurado para fundo de escala de $\pm 2000°/s$ com ODR de 4,5 kHz e o magnetômetro mantém seu valor de fundo de escala ($\pm 4800\ \mu$T), com seu ODR configurado para o máximo de 100 Hz. O fluxograma de funcionamento do firmware pode ser visualizado na Figura 14.

Figura 14 – Fluxograma de funcionamento do Firmware



Fonte: Adaptado de Souza et al. (2023)

3.4 Validação dos dispositivos

Para garantir a aplicabilidade do dispositivo em cenários de rastreamento em tempo real e a integridade dos dados cinemáticos, o hardware desenvolvido foi submetido a experimentos de validação de latência e confiabilidade, conforme detalhado por Souza et al. (2024).

O processo de validação consistiu em duas etapas experimentais principais:

1. **Análise de latência de rede e sincronismo:** O primeiro experimento avaliou o tempo total decorrido entre a coleta do sinal pelo sensor inercial e sua recepção pelo sistema (computador). O teste utilizou um analisador lógico para medir os tempos de transição de pinos GPIO (pinos de entrada e saída de uso geral) acionados no momento da formação do *payload* no sensor e na recepção dos dados. Foram testados diferentes tamanhos de *payload* (formação em 30 ms e 60 ms) e variações na quantidade de sensores simultâneos (de um a quatro sensores) operando em frequências de até 500 Hz.

2. **Confiabilidade de dados dinâmicos:** O segundo experimento verificou a fidelidade dos dados sob condições dinâmicas de vibração. O sensor foi fixado em um excitador eletrodinâmico (shaker K2007E01), sendo submetido a uma onda senoidal com varredura de frequência linear de 10 Hz a 150 Hz durante 15 segundos. A resposta do acelerômetro foi analisada através de espectrogramas para confirmar se o sensor era capaz de rastrear as variações de frequência sem perda de dados ou aliasing significativo.

Os resultados obtidos demonstraram a robustez da arquitetura de hardware proposta:

- **Latência:** O sistema apresentou um atraso médio máximo de transmissão de aproximadamente 12 ms. Observou-se que a utilização de *payloads* menores (30 ms) resultou em tempos de transmissão mais curtos e menor desvio padrão, confirmando a viabilidade do sistema para aplicações de controle em tempo real, onde a baixa latência é crucial.
- **Confiabilidade:** A análise espectral dos dados coletados no teste de vibração confirmou que o acelerômetro foi capaz de identificar corretamente a variação linear de frequência imposta pelo excitador eletrodinâmico. Os espectrogramas gerados evidenciaram a fidelidade do sinal tanto no eixo X quanto no eixo Y, validando a capacidade do hardware de capturar movimentos dinâmicos complexos sem degradação do sinal.

Esses resultados validam a escolha dos componentes (ESP32-C3 e MPU9250) e a arquitetura de comunicação via Wi-Fi, assegurando que o hardware atende aos requisitos de desempenho necessários para o rastreamento cinemático de membros superiores proposto neste trabalho.

3.5 Arquitetura de comunicação

A comunicação entre os sensores e o software no computador (desenvolvido inicialmente por Silva et al. (2025)) utiliza uma arquitetura híbrida e concorrente, combinando os protocolos UDP (User Datagram Protocol ou Protocolo de Datagrama do Usuário) e TCP (Transmission Control Protocol ou Protocolo de Controle de Transmissão) para diferentes finalidades.

3.5.1 Protocolos de rede

- **UDP:** Utilizado para o controle e configuração.
  - **Descoberta:** Os sensores "anunciam" sua presença e estado (ID, taxa, etc.) via pacotes UDP Multicast em uma porta específica. Então o software no computador (servidor) escuta esse grupo multicast para detectar sensores ativos.

  - **Comando:** O software envia comandos (Start, Stop, alterar taxa de amostragem, alterar fundos de escala, alterar eixos) para um grupo UDP Multicast diferente. Isso permite configurar e controlar um sensor específico pelo seu ID.

- **TCP:** Utilizado para o fluxo principal de dados inerciais. O TCP é orientado à conexão e garante a entrega ordenada e confiável dos pacotes.

  - **Inicialização:** Cada sensor, ao inicializar, abre um servidor TCP em uma porta exclusiva, calculada dinamicamente como porta base (50000) mais id do sensor (1 a 10).
  - **Conexão:** O software no computador, ao detectar um sensor via UDP, inicia um cliente TCP que se conecta a essa porta específica do sensor.

A principal vantagem dessa abordagem é que o sensor não precisa saber o IP do computador (que pode ser dinâmico). O software, por outro lado, aprende dinamicamente o IP do sensor através do pacote de anúncio UDP e inicia a conexão.

3.5.2 Arquitetura Multithread

O software em linguagem Python, desenvolvido com a utilização da biblioteca PyQt6, implementa uma arquitetura multithread (concorrente) para gerenciar múltiplos sensores sem bloquear a interface do usuário.

1. **Thread principal:** Executa a interface gráfica, permitindo a interação do usuário com o sistema, além de exibir os dados processados.

2. **Thread de Configuração (UDP Server):** A classe denominada *CentralCtrlConfigServer* é executada em uma *thread* separada, dedicada a escutar os pacotes "*Announce*" dos sensores via UDP Multicast. Sendo responsável por atualizar a lista de sensores disponíveis na interface em tempo real.

3. **Threads de dados (TCP Clients):** Quando um novo sensor é detectado, a thread principal instancia uma classe denominada *CentralCtrlSensorClient* e a move para uma nova *thread* dedicada. Isso significa que cada sensor conectado possui sua própria thread no software, responsável por gerenciar a conexão TCP e receber seu fluxo de dados.

4. **Thread de processamento:** Uma classe denominada *FormatData* é executada em sua própria thread, recebendo os dados brutos de todas as threads de sensores, processa-os e emite os resultados (quaternions e dados filtrados) para a interface gráfica.

5. **Thread de salvamento:** A classe denominada *SaveData* também é executada em uma thread separada para salvar os dados em disco sem travar a aplicação.

Essa arquitetura garante o isolamento dos dados de entrada e saída, permitindo ainda que o sistema se mantenha responsivo mesmo com múltiplos sensores enviando dados a 500 Hz.

3.6 Software de processamento de dados

O software desenvolvido é responsável por receber, processar e visualizar os dados.

3.6.1 Decodificação e conversão dos dados

As threads *CentralCtrlSensorClient* recebem o *stream* de *bytes*, identificam os pacotes de 29 *bytes* e os enviam para a função *FormatData*. Na primeira etapa ocorre a conversão dos dados brutos em unidades físicas:

- **Acelerômetro:** Os valores inteiros de 16 bits são convertidos para m/s^2, usando a sensibilidade (fundo de escala) configurada (ex: 2g, 4g, 8g, 16g) e o valor da gravidade local, estimada em 9,737 m/s^2.
- **Giroscópio:** Os valores são convertidos para graus por segundo ($°/s$), com base no fundo de escala (ex: $250°/s$, $500°/s$, $1000°/s$, $2000°/s$).
- **Magnetômetro:** Os valores binários são convertidos para nanoTesla (nT).

A conversão dos dados brutos para as unidades físicas é necessária devido aos requisitos de entrada do filtro de Madgwick, além de melhor interpretação dos dados pelo usuário.

3.6.2 Calibração dos sensores

O sistema foi projetado para corrigir erros inerentes aos sensores inerciais. No processamento dos dados, é carregado um arquivo json, chamado de "*calibration.json*", gerado previamente pelo script "*sensorcalibration.py*", e aplica as seguintes correções:

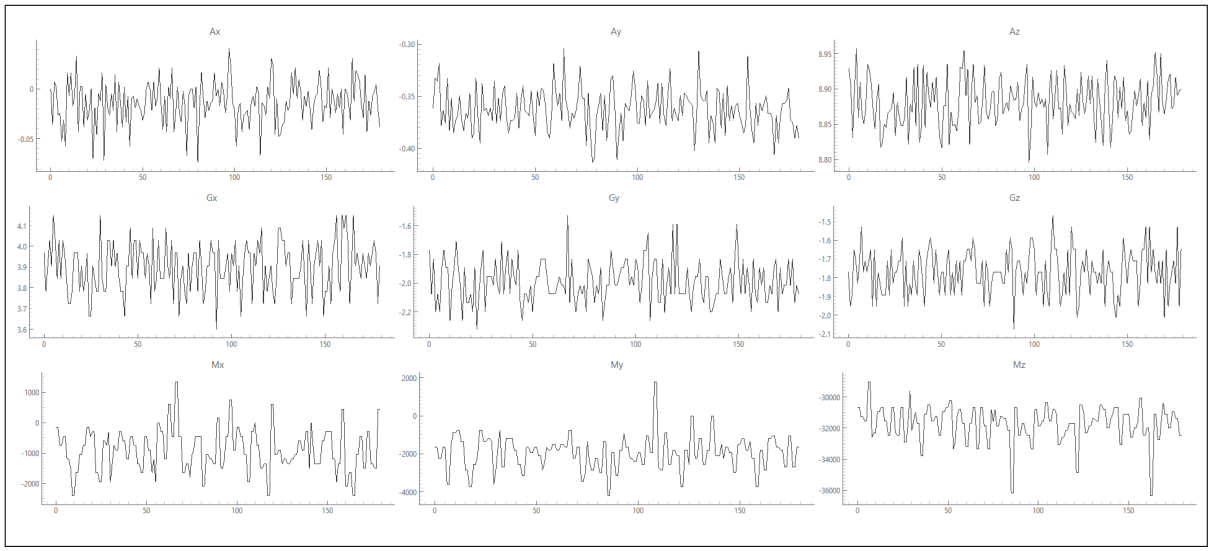
- **Acelerômetro e giroscópio:** É aplicado um offset simples, onde são coletados dados dos eixos x, y e z por 10 segundos a 500Hz (5000 amostras) do sensor completamente parado sobre uma superfície plana, calcula-se a média dos valores coletados e subtrai-se do sinal recebido em cada eixo dos sensores.
- **Magnetômetro:** É aplicada uma calibração de elipsoide completa para corrigir distorções de *hard-iron* e *soft-iron*, onde são coletados dados por 35 segundos a 100 Hz (3500 amostras) dos três eixos do magnetômetro, com o usuário realizando movimentos circulares cobrindo todos os pontos de uma esfera perfeita. O dado corrigido M_{cal} é obtido pela fórmula

$$M_{cal} = A_{matrix} \times (M_{raw} - V_{bias}) \tag{22}$$

onde V_{bias} é o vetor de offset e A_{matrix} é a matriz de correção.

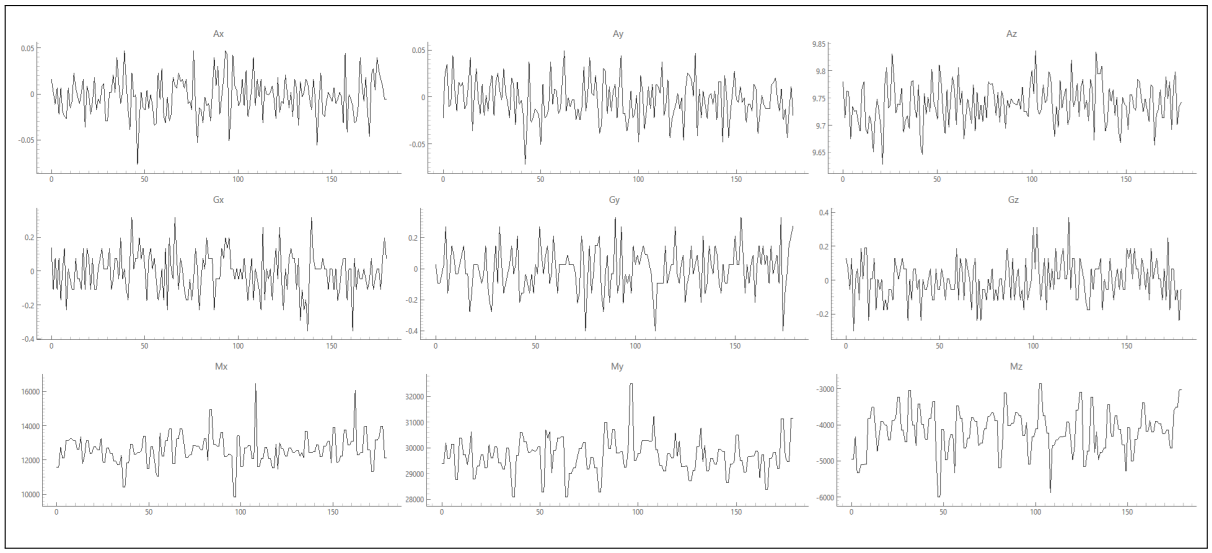
Nas Figuras 15 e 16 podem ser visualizados os dados obtidos sem calibração e com calibração (respectivamente) do acelerômetro (primeira linha, referenciado como A), giroscópio (segunda linha, referenciado como G) e magnetômetro (terceira linha, referenciado como M) para cada um dos três eixos do dispositivo (X, Y e Z estão dispostos na primeira, segunda e terceira coluna, respectivamente). O eixo horizontal de todos os subgráficos representa o tempo (em número de amostras).

Figura 15 – Dados brutos dos sensores inerciais (sem calibração)



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 16 – Dados dos sensores inerciais após calibração



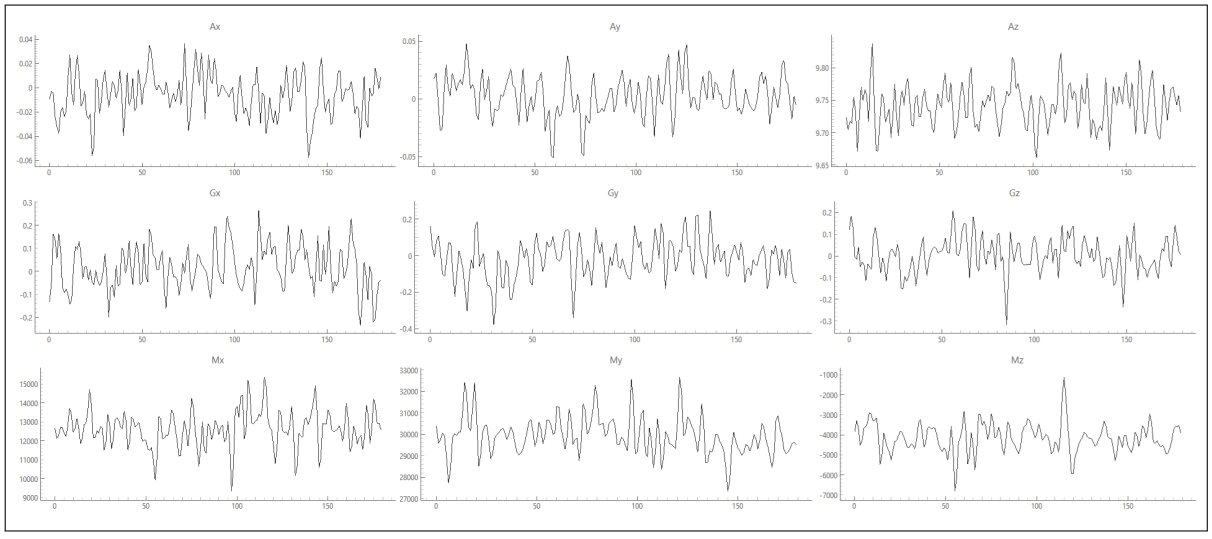
Fonte: Acervo do autor (2025)

Ao analisar a Figura 15, nota-se que os sinais brutos apresentam um deslocamento considerável em relação à origem (offset). Por exemplo, os eixos do giroscópio (G), mesmo em repouso, registram valores em torno de $3,9°/s$ (eixo X) e $-1,8°/s$ (eixos Y e Z). Na Figura 16, após a aplicação da calibração, observa-se que as amplitudes dos eixos X e Y do acelerômetro e todos os eixos do giroscópio foram corrigidas e centralizadas em torno de zero, variando apenas dentro da margem de ruído do sensor ($\pm 0,05\ m/s^2$ para acelerômetro e $\pm 0,4°/s$ para o giroscópio). A exceção natural ocorre no eixo Z do acelerômetro (terceira coluna, primeira linha), que após a calibração reflete de forma correta a aceleração da gravidade, estabilizando-se em torno de $9,75\ m/s^2$. O processo de calibração também evidenciou alterações significativas nos dados do magnetômetro. No eixo X, por exemplo, o valor médio passou de -1.000 nT (antes da calibração) para 12.000 nT.

3.6.3 Filtro digital

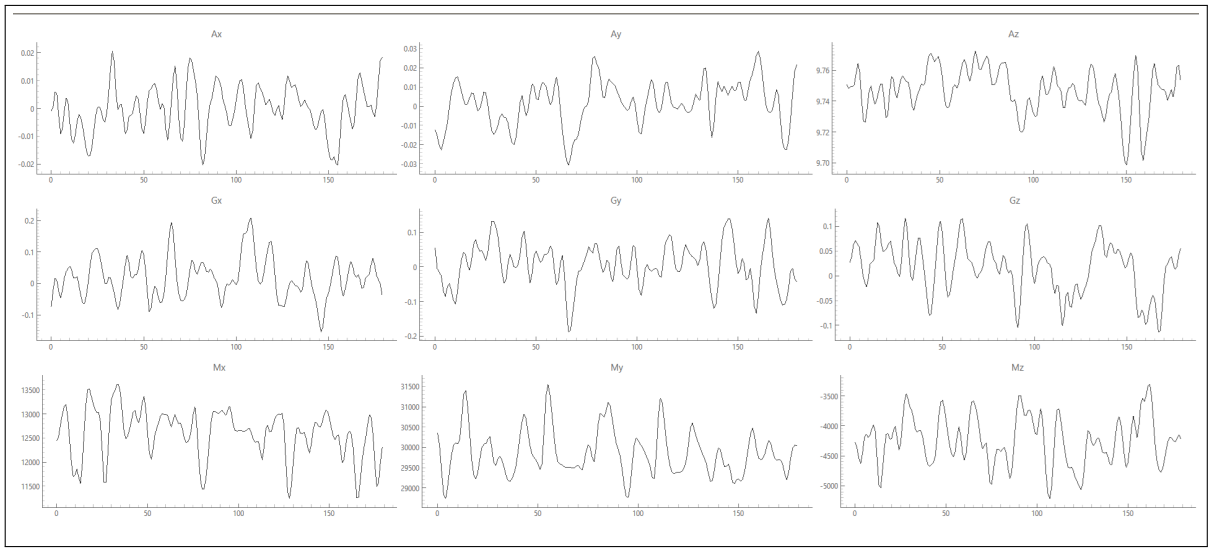
Além do processo de calibração, foi adicionado no software a possibilidade do usuário via interface, habilitar um filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de segunda ordem e determinar sua frequência de corte, sobre os dados convertidos, processados e calibrados. Essa funcionalidade é útil para suavizar os dados e remover ruídos de alta frequência. As Figuras 17 e 18 exemplificam os efeitos do filtro passa-baixa ativado para frequências de 30 Hz e 10 Hz, mantendo a mesma disposição de matriz 3x3 (linhas para Acelerômetro, Giroscópio, Magnetômetro e colunas para X, Y, Z).

Figura 17 – Resposta dos sensores com filtro passa-baixa de 30 Hz



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 18 – Resposta dos sensores com filtro passa-baixa de 10 Hz



Fonte: Acervo do autor (2025)

Na Figura 17, com o filtro de 30 Hz, os sinais preservam as amplitudes dos picos de movimento, mas já apresentam uma leve redução nas oscilações dos sinais, indicando a remoção de ruídos de alta frequência. A Figura 18 ilustra os sinais submetidos ao filtro de 10 Hz. Comparativamente às etapas anteriores, os sinais de aceleração e velocidade angular tornam-se visivelmente mais suaves e bem definidos, com as transições de amplitude ocorrendo de forma mais limpa.

A escolha destas frequências de corte específicas fundamenta-se nas características espectrais da cinemática humana. Na literatura biomecânica, a grande maioria dos movimentos voluntários diários concentra-se em frequências baixas, tipicamente inferiores a 6 Hz, enquanto movimentos reflexos, de impacto ou dinâmicas articulares mais rápidas podem atingir faixas mais elevadas (WINTER, 2009).

A aplicação das frequências de corte de 10 Hz e 30 Hz teve como principal finalidade a atenuação de ruídos eletrônicos, interferências mecânicas e vibrações espúrias, garantindo que a análise do movimento humano não fosse comprometida. Deste modo, assegura-se a preservação do sinal fisiológico real tanto para gestos dinâmicos e rápidos como para movimentos lentos e controlados, obtendo-se um sinal limpo, preciso e em conformidade com as frequências típicas da cinemática humana apontadas por Winter (2009).

3.6.4 Fusão de sensores e cálculo de orientação

Diante dos desafios do rastreamento inercial já expostos anteriormente (como *Gimbal Lock*, *drift* do giroscópio e a instabilidade do acelerômetro/magnetômetro) o sistema utiliza *quaternions* ao invés de ângulos de Euler e o algoritmo de fusão implementado foi o filtro de Madgwick (da biblioteca ahrs), selecionado por sua eficiência computacional e versatilidade, sendo capaz de operar tanto na configuração MARG (nove eixos: Acelerô-

metro, Giroscópio e Magnetômetro) quanto na configuração IMU (seis eixos: Acelerômetro e Giroscópio).

- **Inicialização:** Antes do início do rastreamento em tempo real, o sistema coleta um buffer de aproximadamente 200 amostras (cerca de dois segundos a 100 Hz) dos sensores. O software avalia automaticamente a disponibilidade do magnetômetro para definir o método de cálculo da orientação inicial estável do sensor ou modelo biomecânico:
  - **Modo AGM (com magnetômetro):** Se os dados magnéticos forem válidos e não nulos, aplica-se a função am2q (acelerômetro e magnetômetro para quaternions), que alinha a orientação inicial utilizando a gravidade para pitch/roll e o Norte magnético para o yaw.
  - **Modo AG (sem magnetômetro):** Caso o magnetômetro esteja desabilitado ou forneça dados inválidos, o sistema recorre à função acc2q (acelerômetro para quaternion). Neste caso, a orientação é calculada baseando-se apenas no vetor gravidade, assumindo-se um yaw inicial de referência (zero).
- **Limiar de giroscópio:** Para combater o erro drift estático foi implementado um filtro de zona morta. O algoritmo verifica a cada iteração o valor do giroscópio, caso seja inferior a um limiar absoluto pré-definido de $0,5°/s$, o sistema ignora a leitura do giroscópio para fins de atualização de orientação, mantendo o quaternion estável. Variações acima deste valor são processadas normalmente pelo filtro de fusão.
- **Execução:** O filtro de Madgwick processa as novas amostras para atualizar a estimativa de orientação. É importante ressaltar que, para os experimentos de validação apresentados neste trabalho, os dados do magnetômetro foram anulados via software (forçados a zero), configurando o sistema para operar estritamente no modo AG. Esta medida foi adotada para isolar instabilidades físicas detectadas no componente magnético das unidades sensoras disponíveis, enquanto se aguarda a substituição do hardware.
- **Saída:** A saída do filtro é um *quaternion* unitário que representa a orientação tridimensional otimizada e estável do sensor ou modelo biomecânico no espaço.

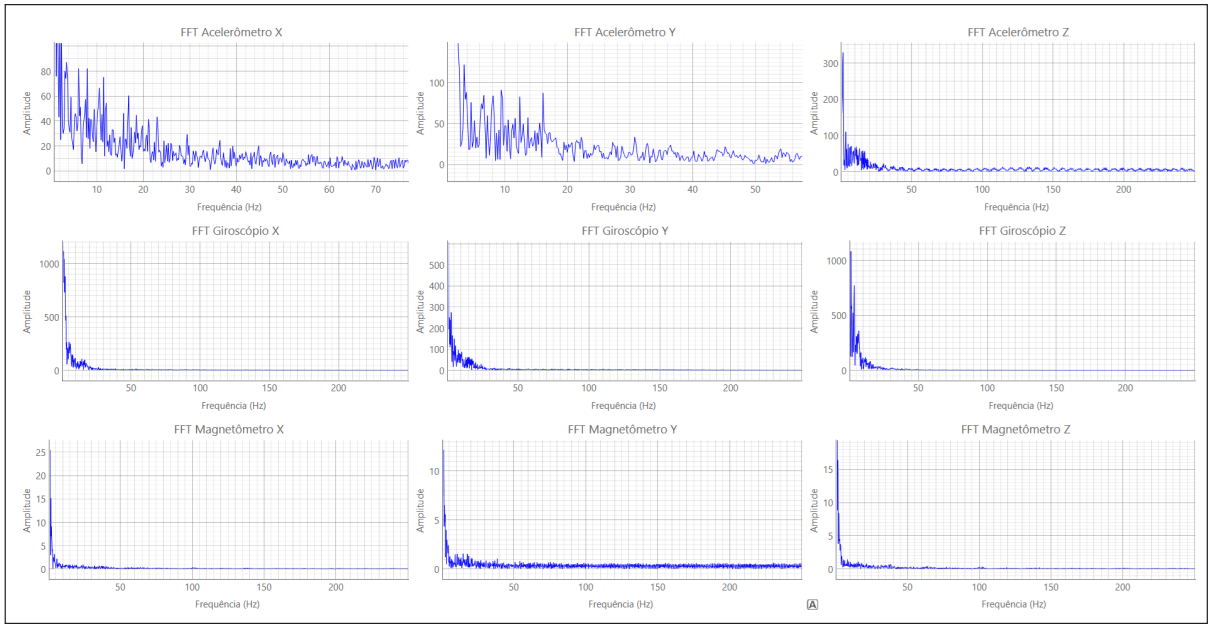
Para determinar os parâmetros adequados de filtragem e garantir a integridade do sinal, foi implementada uma ferramenta de análise espectral. Esta interface permite a coleta de dados brutos dos sensores em tempo real e, ao final da aquisição, realiza o cálculo da Transformada Rápida de Fourier (FFT - Fast Fourier Transform) utilizando a biblioteca *scipy*.

O software processa os sinais dos três eixos dos sensores em uma thread dedicada para não bloquear a interface do usuário. O sistema armazena os pacotes de dados brutos

recebidos durante o período de teste, aplica a transformada de Fourier para converter o sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência, ajusta a amplitude do espectro com base no número de amostras (N) e calcula o eixo das frequências com base na taxa de amostragem (FA) configurada (ex: 500 Hz).

O resultado (Figura 19) é visualizado em uma grade de nove gráficos (Acelerômetro X, Y, Z, Giroscópio X, Y, Z e Magnetômetro X, Y e Z), permitindo identificar a densidade espectral de potência do ruído do sensor e vibrações mecânicas espúrias.

Figura 19 – Espectro de frequência dos sinais do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro de um sensor em movimento



Fonte: Acervo do autor (2025)

Na Figura 19 o eixo horizontal representa a frequência em Hertz (Hz), variando de 0 a 250 Hz, e o eixo vertical representa a magnitude espectral. A visualização evidencia picos de amplitude energética concentrados na faixa de 0 a 5 Hz, correspondendo às frequências características do movimento humano captado.

3.6.5 Interface de validação de dados

A validação da integridade dos dados e da orientação individual de cada sensor é realizada através de um software dedicado (Figura 20). Esta interface gráfica atua como uma ferramenta de diagnóstico do sistema, sendo suas principais funcionalidades:

- **Visualização temporal:** Plota em tempo real as curvas de aceleração, velocidade angular e campo magnético dos nove eixos simultaneamente, permitindo verificar a ocorrência de outliers, perda de pacotes, saturação dos sensores e se a calibração foi eficiente.

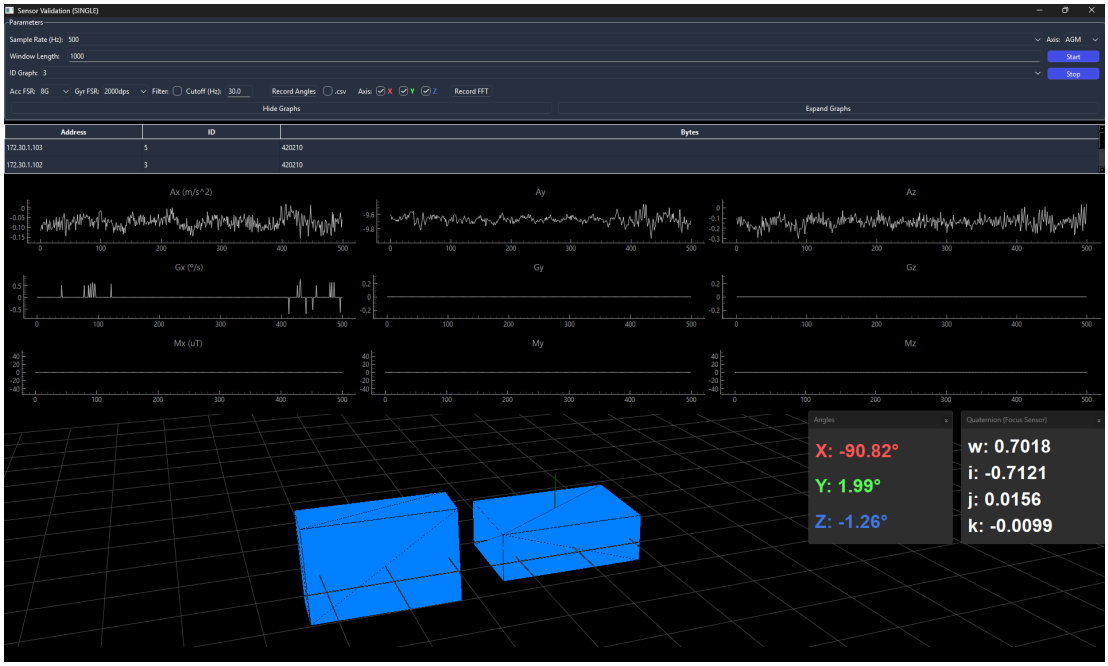
- **Configuração dinâmica:** Permite alterar em tempo de execução os parâmetros de operação dos sensores, como a frequência de amostragem (100 Hz a 500 Hz) e os fundos de escala (FSR) do acelerômetro ($\pm 2g$ a $\pm 16g$) e do giroscópio ($\pm 250°/s$ a $\pm 2000°/s$).

- **Visualização 3D individual:** Implementa um ambiente 3D, onde um cubo virtual replica a orientação espacial de cada sensor conectado. A orientação é atualizada via quaternions calculados pelo algoritmo de Madgwick, permitindo validar visualmente se o referencial do sensor condiz com o movimento físico realizado, isolando problemas de calibração ou drift antes de integrar o sensor à rede completa.

- **Filtro digital e FFT:** A interface permite ao usuário aplicar um filtro digital Butterworth de 2ª ordem (com frequência de corte dinâmica) em tempo real de aquisição, além de realizar a FFT dos sinais amostrados.

- **Gravação de ângulo:** Para uma análise robusta dos ângulos calculados pelo sistema, a interface é capaz de realizar a gravação dos ângulos dos sensores conectados, gerar gráficos de ângulo por tempo e salvar esses valores em um arquivo .csv, permitindo análises posteriores mais detalhadas de cada sensor.

Figura 20 – Interface de validação dos sensores



Fonte: Acervo do autor (2025)

3.6.6 Interface de visualização do membro superior e cálculo de ângulos

A interface principal do sistema (Figura 21) é responsável pela reconstrução cinemática do movimento do membro superior e pela extração de métricas biomecânicas em tempo

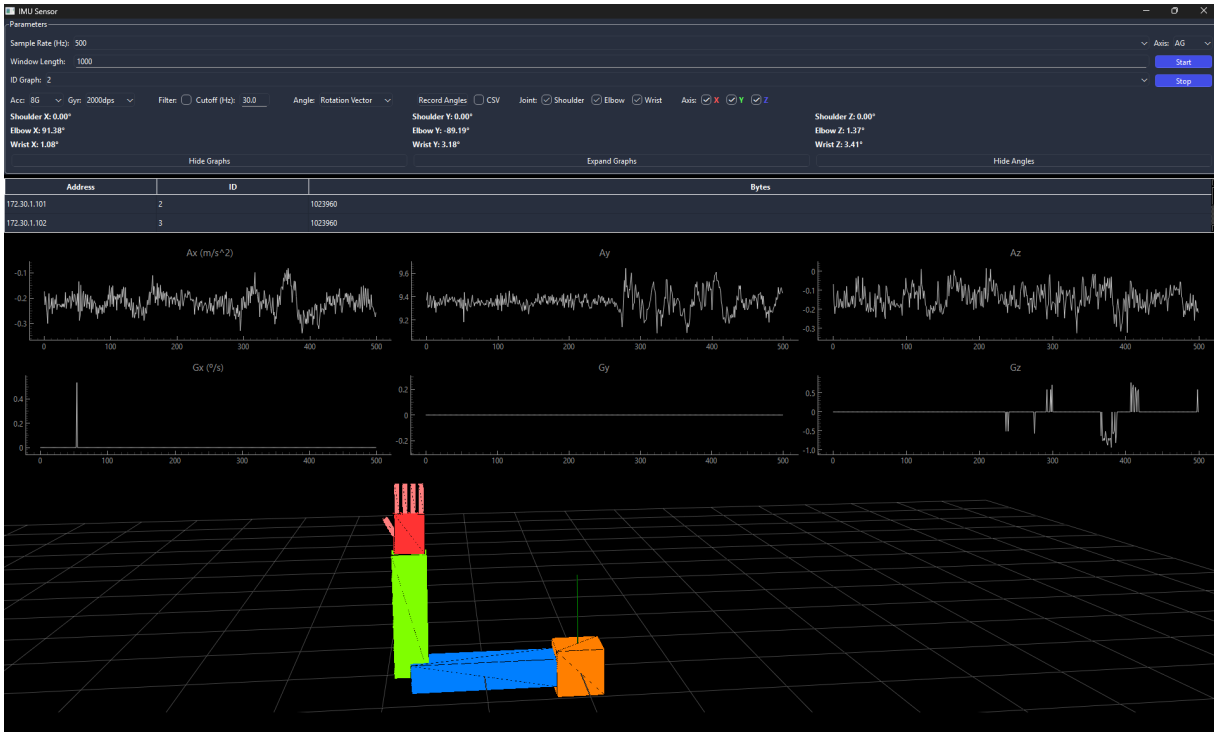
real. O software integra os dados de múltiplos sensores (ombro, braço, antebraço e mão) para animar um modelo 3D biomecânico.

O membro superior é modelado como uma cadeia cinemática de corpos rígidos, onde cada segmento (ombro, braço, antebraço e mão) é representado por uma malha 3D com dimensões relativamente proporcionais à antropometria humana.

Para cada segmento, o software recebe o quaternion de orientação do sensor correspondente, converte o quaternion para o formato eixo-ângulo e aplica a rotação ao objeto 3D. O sistema ainda calcula a translação necessária para manter a conectividade das articulações (ex: o início do antebraço deve coincidir com o final do braço), garantindo a integridade visual do modelo durante o movimento.

Além da visualização 3D, a interface calcula os ângulos relativos entre os segmentos adjacentes e os ângulos de rotação sobre o próprio eixo de cada membro, fornecendo dados objetivos sobre a amplitude de movimento. Para cada articulação (ex: cotovelo), a rotação relativa R_{rel} é obtida pela multiplicação do quaternion do segmento distal pelo inverso do quaternion do segmento proximal. A partir da rotação relativa, o sistema realiza a decomposição do movimento em componentes, permitindo isolar, por exemplo, o ângulo de flexão/extensão do cotovelo da pronação/supinação do antebraço. Os valores calculados são exibidos na interface numérica e podem ser utilizados para biofeedback ou registro clínico.

Figura 21 – Interface do modelo biomecânico virtual



Fonte: Acervo do autor (2025)

4 Setup experimental e validação

O presente capítulo tem como finalidade descrever detalhadamente os setups experimentais utilizados e as metodologias adotadas para a validação funcional da rede de sensores inerciais proposta neste trabalho.

A validação da confiabilidade do sistema é um aspecto crítico desta pesquisa, dado que sensores inerciais de baixo custo são suscetíveis a erros acumulativos e ruídos de medição. Desta forma, este capítulo detalha os materiais e protocolos experimentais desenhados para isolar e quantificar o desempenho do sistema em diferentes cenários. A metodologia de validação foi estruturada em quatro etapas:

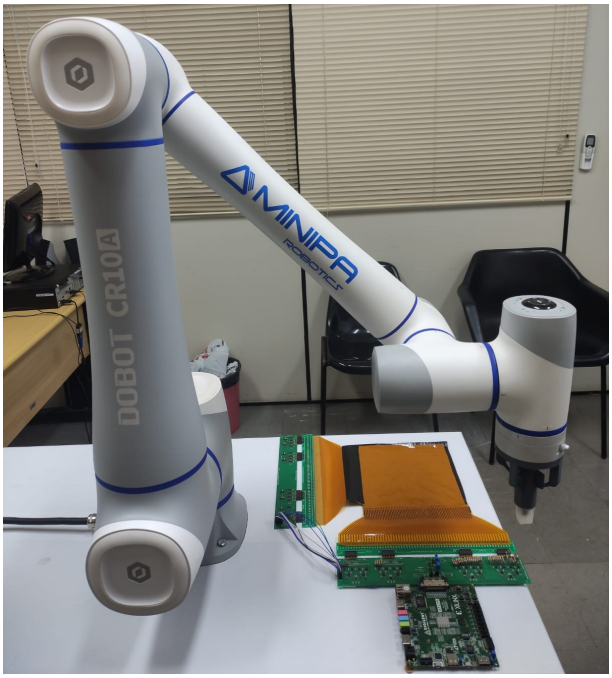
- **Validação estática:** Verificação da estabilidade e precisão da orientação espacial (quaternions) em posições fixas.
- **Validação de ângulos relativos:** Aferição da precisão na medição de ângulos relativos entre sensores, simulando articulações humanas.
- **Validação dinâmica:** Análise do comportamento do sistema em movimento contínuo para detecção de latência e histerese.
- **Validação funcional:** Aplicação do sistema no rastreamento biomecânico de um membro superior humano em atividades de baixa e alta velocidade.

As seções a seguir descrevem os arranjos experimentais, os instrumentos de referência utilizados para aferição e as ferramentas computacionais desenvolvidas para a coleta e análise estatística dos dados.

4.1 Manipulador robótico para validação experimental

Para garantir a precisão, repetibilidade e confiabilidade dos testes de validação dos sensores inerciais desenvolvidos, foi utilizado um braço robótico colaborativo industrial, modelo Dobot CR10A(Dobot, 2025) que pode ser visualizado na Figura 22. A utilização de um manipulador robótico elimina os erros humanos de manuseio (tremores involuntários e imprecisões de posicionamento) presentes no uso de goniômetros manuais, servindo como o padrão-ouro para os experimentos deste trabalho.

Figura 22 – Braço robótico Dobot CR10A



Fonte: Acervo do autor (2025)

O Dobot CR10A é um robô de seis eixos (graus de liberdade) que apresenta uma capacidade de carga de 10 kg e um raio de trabalho de 1300 mm. Sua principal característica para fins de validação metrológica é o controle preciso de velocidade angular e aceleração, a sua alta repetibilidade de ±0,03 mm e sua precisão de posicionamento absoluta inferior a 0,4 mm, o que assegura que os movimentos programados sejam executados com desvios desprezíveis.

As especificações de velocidade e amplitude de movimento das juntas, utilizadas para configurar os testes dinâmicos, incluem:

- **Amplitude de trabalho:** ±360° para as juntas J1, J2, J4, J5 e J6, e ±160° para a junta J3.
- **Velocidade máxima:** 150°/s para as juntas da base (J1, J2), 180°/s para a junta J3 e até 223°/s para as demais juntas (J4, J5, J6).

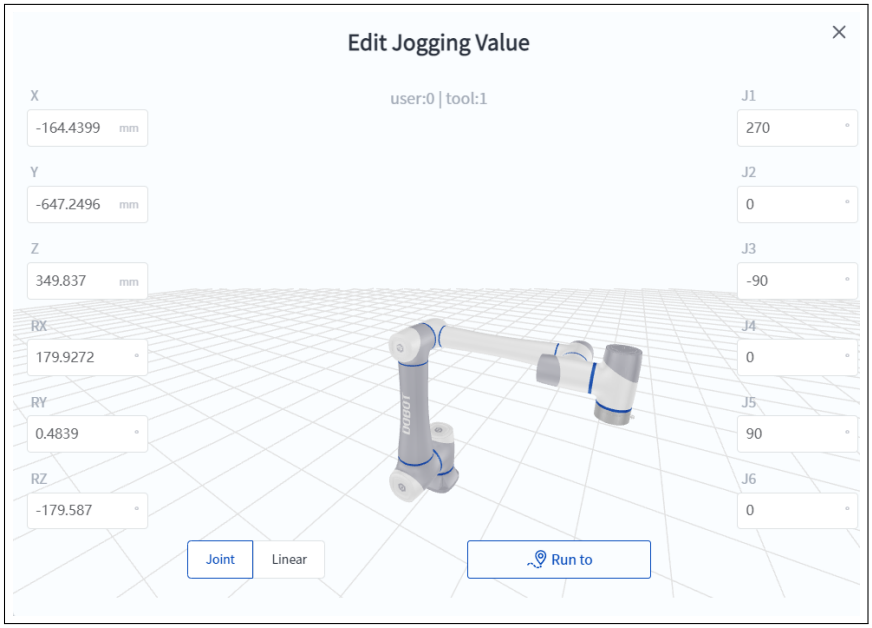
Para a realização dos experimentos, foi definida uma posição inicial do robô (posição de referência para início dos movimentos), em seguida os sensores foram fixados firmemente sobre os elos do robô (Figura 23), sendo zerados (calibração de *offset*) para considerar esta posição inicial (considerando a posição T) antes de cada bateria de testes. Os movimentos foram programados e controlados via software proprietário do fabricante (Figura 24), garantindo a execução autônoma e padronizada das rotinas de teste.

Figura 23 – Sensores fixados sobre a posição inicial definida para o braço robótico Dobot CR10A



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 24 – Software de controle do braço robótico Dobot CR10A



Fonte: Acervo do autor (2025)

4.2 Experimento 1: Validação estática, geração de quaternions e drift dos sensores

Nesta etapa inicial, submeteu-se um único sensor inercial a testes de posicionamento fixo, visando isolar o desempenho do algoritmo de Madgwick na conversão de dados brutos para orientação espacial. Investiga-se aqui a capacidade do sistema de manter uma

orientação estável sem a presença de drift significativo quando submetido a orientações fixas conhecidas, estabelecendo uma linha de base para o desempenho do hardware desenvolvido.

O robô foi programado para mover o sensor acoplado à junta quatro para ângulos alvo específicos e manter a posição estática, separando-se em dois principais testes:

- **Precisão angular:**
  1. **Rotação simples em Y:** Rotação de 45° em torno do eixo Y.
  2. **Rotação simples em X:** Rotação de 120° em torno do eixo X.
  3. **Rotação composta Z-X:** Rotação de 90° em torno do eixo Z, seguida de uma rotação de 60° em torno do eixo X.
  4. **Rotação composta Z-Y:** Rotação de 180° em torno do eixo Z, seguida de uma rotação de 30° em torno do eixo Y.
- **Estabilidade temporal (*drift*):**
  - O sensor foi mantido estático por dois minutos nas angulações de 20° (X), 40° (Y) e 80° (Z) para quantificar o erro acumulado.

Para cada posição angular, esperou-se cinco segundos para a estabilização do sensor. A validação dos dados foi realizada comparando os valores obtidos pelo sistema com os valores definidos no software do manipulador robótico.

4.3 Experimento 2: Validação de ângulos relativos e drift entre sensores

A configuração experimental descrita a seguir emprega dois sensores inerciais acoplados às juntas (J3 e J4) do manipulador robótico, simulando a dinâmica de uma articulação humana de um grau de liberdade.

Investiga-se aqui a fidelidade do sistema na mensuração de ângulos entre dois dispositivos distintos e se há presença de drift nos ângulos mensurados. A precisão no cálculo da diferença de orientação é crítica, visto que a reconstrução biomecânica depende diretamente da relação entre segmentos adjacentes e não apenas da orientação isolada de cada sensor. Erros nesta etapa comprometeriam diretamente o cálculo da amplitude de movimento do paciente.

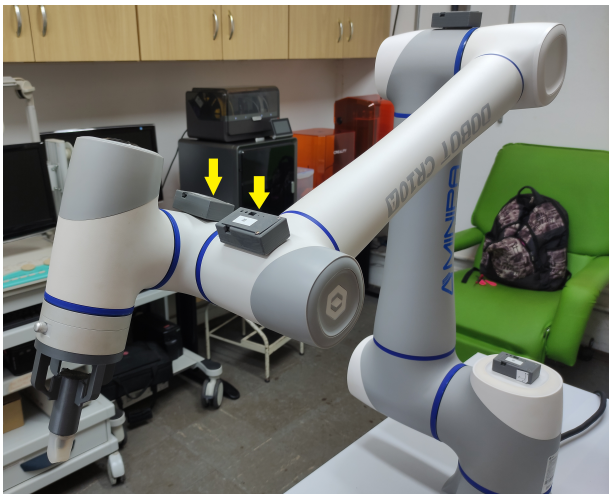
Semelhante ao experimento 1, foram realizadas capturas estáticas em ângulos distintos, abrangendo:

- **Medidas angulares:**
  - **Eixo X:** O conjunto foi posicionado de forma que a articulação girasse em torno do eixo X dos sensores (Figura 25). Foram medidos os ângulos 40° e 120°.

  - **Eixo Y:** O conjunto foi reposicionado para rotação em torno do eixo Y (Figura 26). Foram medidos os ângulos 30° e 60°.
  - **Eixo Z:** O conjunto foi reposicionado para rotação em torno do eixo Z (Figura 27). Foram medidos os ângulos 50° e 90°.

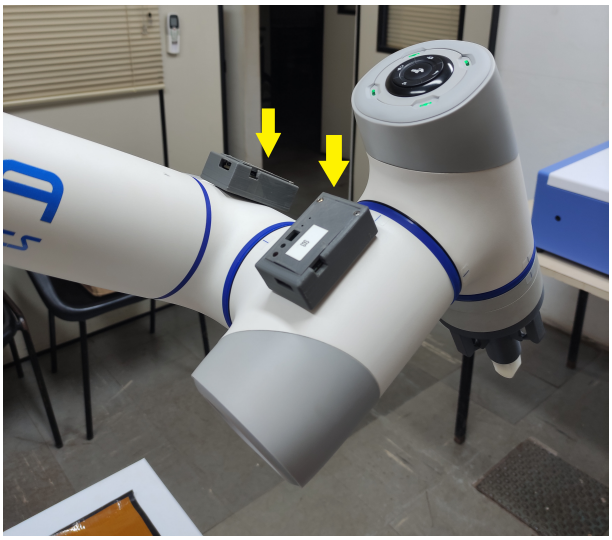
- **Drift dos ângulos:** Os sensores foram mantidos estáticos por dois minutos nas angulações de 30° (X), 60° (Y) e 100° (Z).

Figura 25 – Posicionamento dos sensores, para rotação em torno do eixo X



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 26 – Posicionamento dos sensores, para rotação em torno do eixo Y



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 27 – Posicionamento dos sensores, para rotação em torno do eixo Z



Fonte: Acervo do autor (2025)

Para cada valor calculado no software desenvolvido, foi comparado com o valor indicado pelo software do robô, permitindo o cálculo do erro absoluto e relativo para a cadeia cinemática desenvolvida.

4.4 Experimento 3: Validação de ensaio dinâmico entre sensores

Este ensaio submete o sistema a condições de movimento contínuo e cíclico, diferentemente das etapas anteriores que priorizaram aquisições estáticas. A resposta temporal do sistema e a ocorrência de latência de processamento são os objetos de análise desta seção. Busca-se verificar se o algoritmo de fusão mantém a integridade dos dados durante transições rápidas e repetitivas.

Para garantir a aplicabilidade em exercícios de reabilitação, avalia-se a repetibilidade e a presença de histerese no sistema, verificando a capacidade dos sensores de retornarem à referência original após excursões de movimento, sem apresentar desvios significativos causados por drift acumulado.

A montagem segue semelhante ao experimento 2 e o procedimento consiste em realizar 20 movimentos cíclicos, partindo da posição de repouso (0°), atingindo o ângulo alvo e retornando a 0°. O teste foi realizado nos três eixos com as seguintes configurações:

- **Eixo X:** Movimento de $0° \rightarrow 100° \rightarrow 0°$.
- **Eixo Y:** Movimento de $0° \rightarrow 50° \rightarrow 0°$.
- **Eixo Z:** Movimento de $0° \rightarrow 25° \rightarrow 0°$.

Cada movimento foi realizado duas vezes com valores de velocidade ($33,5°/s$ e $156,1°/s$) e aceleração distintos ($150°/s^2$ e $700°/s^2$), para simular movimentos de baixa e alta velocidade. Os dados foram capturados continuamente no domínio do tempo. Foram analisados os valores iniciais e finais dos ângulos, além do gráfico de ângulo (em graus) pelo tempo (em segundos), onde foi quantificado o erro residual após o movimento dinâmico. Foi realizado ainda um teste de histerese, onde foram realizados os mesmos movimentos descritos acima, porém uma única vez.

4.5 Experimento 4: Validação funcional de membro superior

A etapa final de validação consolida o desenvolvimento do trabalho através da aplicação prática do sistema completo no rastreamento de um membro superior humano em tempo real.

Este experimento tem caráter quantitativo, qualitativo e funcional, visando demonstrar a robustez da comunicação sem fio, a sincronização entre os nós e a integridade visual do modelo biomecânico 3D desenvolvido.

O impacto deste teste é comprovar a viabilidade do protótipo como ferramenta de auxílio clínico, verificando se o sistema consegue manter uma representação fiel dos movimentos do usuário sob diferentes condições de estresse dinâmico, sem apresentar travamento por perda de pacotes ou "quebra" da cadeia cinemática (desalinhamento das articulações virtuais).

A validação foi realizada em duas etapas. Na primeira, quatro sensores foram posicionados sobre um braço robótico conforme a Figura 23 (alinhando-se a cadeia cinemática do robô para simular uma articulação real), para gerar os movimentos complexos e simultâneos:

- **Precisão angular:**
  - **Movimento isolado:** 60° no punho em torno do eixo X.
  - **Movimento combinado de duas articulações:** 45° para cotovelo e punho em torno do eixo X.
  - **Movimento combinado de três articulações:** 30° simultâneos para articulação do ombro, cotovelo e punho em relação ao eixo X.
- **Drift:** Estabilidade temporal estática por dois minutos com ângulos de 50° para o punho, 25° para o cotovelo e 15° para o ombro, todas em relação ao eixo X.
- **Repetibilidade:** 20 repetições do movimento das três articulações simultâneas (30° em torno do eixo X) com intervalos de 0,5s. Foram realizados testes em baixa e alta velocidade.

- **Movimento gradual:** Foi gerada uma sequência de movimentos na articulação do ombro, com degraus de 5° mantidos estáticos por dois segundos.

- **Simulação de tremor:** O robô executou oscilações rápidas de pequena amplitude ($0° \rightarrow 2° \rightarrow 0°$) no eixo X do punho, repetidas 40 vezes sem intervalo, para validar a sensibilidade do sistema a tremores.

A utilização de movimentos rápidos e lentos nos testes de repetibilidade avalia a precisão, estabilidade e capacidade do sistema em lidar com diferentes taxas de variações angulares.

Para a segunda etapa, um voluntário foi instrumentado com os quatro sensores (mão, antebraço, braço e deltoide) conforme a disposição descrita na metodologia (Figura 11). O experimento foi registrado em dois formatos (imagens e vídeos), correspondendo a uma sequência de cinco movimentos descritos a seguir:

- **Posição 1 (Posição T):** Essa é a posição de referência do sistema, braço abduzido a 90°, palma da mão voltada para baixo e cotovelo estendido.

- **Posição 2 (Flexão de cotovelo a 90°):** A partir da posição 1, realizou-se uma flexão apenas da articulação do cotovelo, trazendo a mão em direção à linha do peito até atingir aproximadamente 90°, mantendo o braço (úmero) estável na horizontal.

- **Posição 3 (Adução horizontal de ombro a 90°):** A partir da posição 2, movimentou-se o braço em direção à linha medial do corpo, posicionando o antebraço e a mão à frente do tórax (sem cruzar o tronco excessivamente, em aproximadamente 90°).

- **Posição 4 (Abdução de ombro a 90° com flexão de cotovelo a 90° e rotação externa máxima):** A partir da posição 2, realizou-se a rotação externa máxima do ombro, deslocando a mão para cima (sentido teto), com a palma da mão voltada para frente.

- **Posição 5 (Adução de ombro para posição neutra):** A partir da posição 2, realizou-se a adução do ombro até que o cotovelo tocasse o tronco lateralmente, mantendo a flexão de cotovelo em 90°.

Complementarmente, os movimentos foram registrados em vídeo para permitir a comparação qualitativa, lado a lado, entre o movimento real executado pelo voluntário e a reconstrução cinemática do braço virtual gerado pelo software. Devido à ausência de um sistema referência (óptico, por exemplo) para o humano, a validação ateve-se à inspeção visual e consistência biomecânica.

5 Apresentação e discussão dos resultados

Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados obtidos a partir da execução dos testes experimentais descritos na metodologia. O objetivo central desta etapa é avaliar a eficácia e a confiabilidade do sistema de rastreamento inercial desenvolvido.

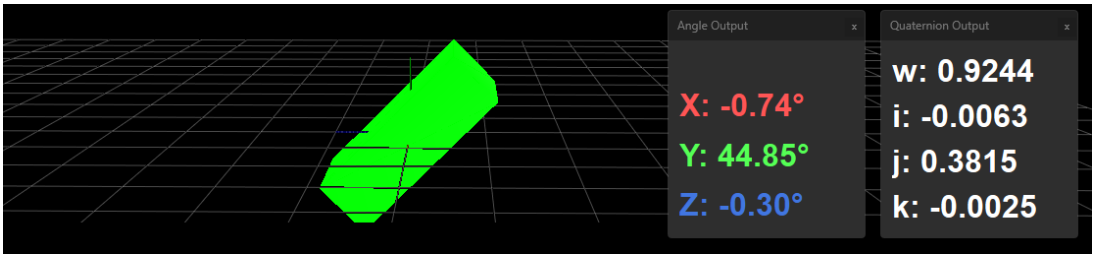
Conforme detalhado na metodologia, a desativação do magnetômetro implica que o erro no eixo Z não possui correção absoluta, sendo esperado um acúmulo de drift superior aos eixos X e Y (corrigidos pela gravidade). Esta característica é transversal a todos os resultados apresentados a seguir.

Esta discussão permite não apenas quantificar os erros do sistema, mas também compreender as limitações físicas e ambientais que influenciam a qualidade da captura de movimento, fornecendo uma base sólida para as conclusões finais deste trabalho.

5.1 Resultados do experimento 1

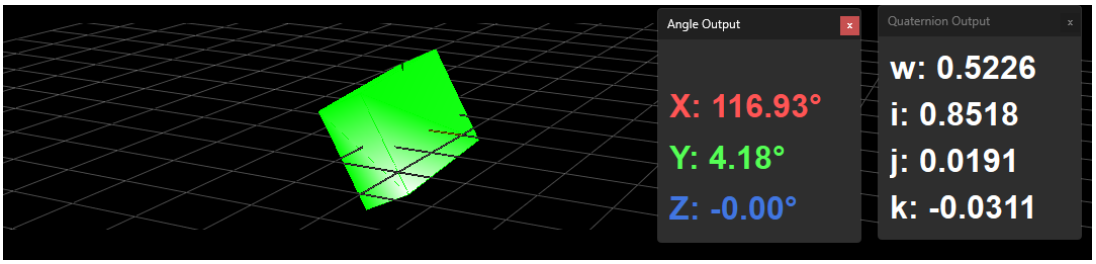
As Figuras 28 a 31 apresentam a resposta do sistema para as quatro posições de referência estática.

Figura 28 – Validação estática: Rotação de 45° no eixo Y



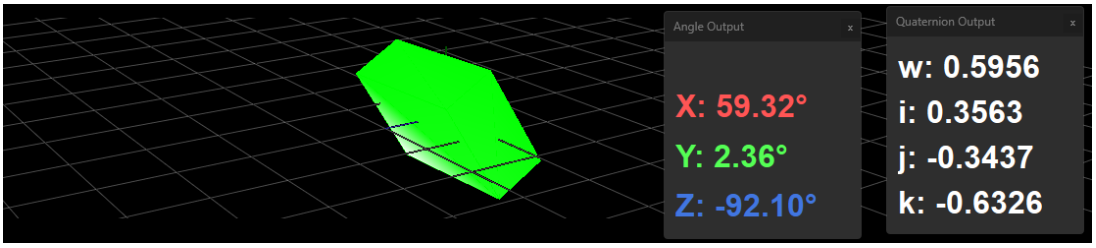
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 29 – Validação estática: Rotação de 120° no eixo X



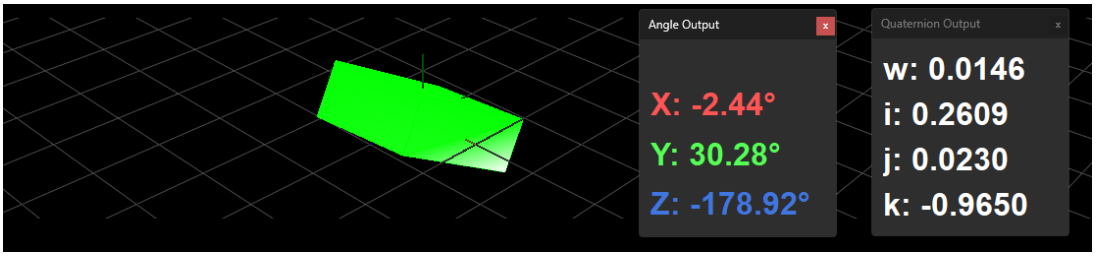
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 30 – Validação estática: Rotação de 90° no eixo Z e 60° no eixo X



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 31 – Validação estática: Rotação de 180° no eixo Z e 30° no eixo Y



Fonte: Acervo do autor (2025)

Visualmente, o cubo virtual na interface de validação replicou a orientação física imposta pelo robô em todos os eixos testados, demonstrando a convergência do algoritmo de Madgwick. Para uma análise quantitativa, os valores de referência (definido no robô) foram comparados com os valores estimados pelo firmware após a estabilização do sistema. Os dados consolidados estão dispostos na Tabela 1.

Tabela 1 – Erro absoluto dos ensaios estáticos (Experimento 1)

	Referência (°)			**Estimado (°)**			**Erro absoluto (°)**		
Posição	**X**	**Y**	**Z**	**X**	**Y**	**Z**	**X**	**Y**	**Z**
1	0	45	0	0,7	44,9	0,3	0,7	0,1	0,3
2	120	0	0	116,9	4,2	0,0	3,1	4,2	0
3	60	0	90	59,3	2,4	92,1	0,7	2,4	2,1
4	0	30	180	2,4	30,3	178,9	2,4	0,3	1,1

Fonte: Acervo do autor (2025)

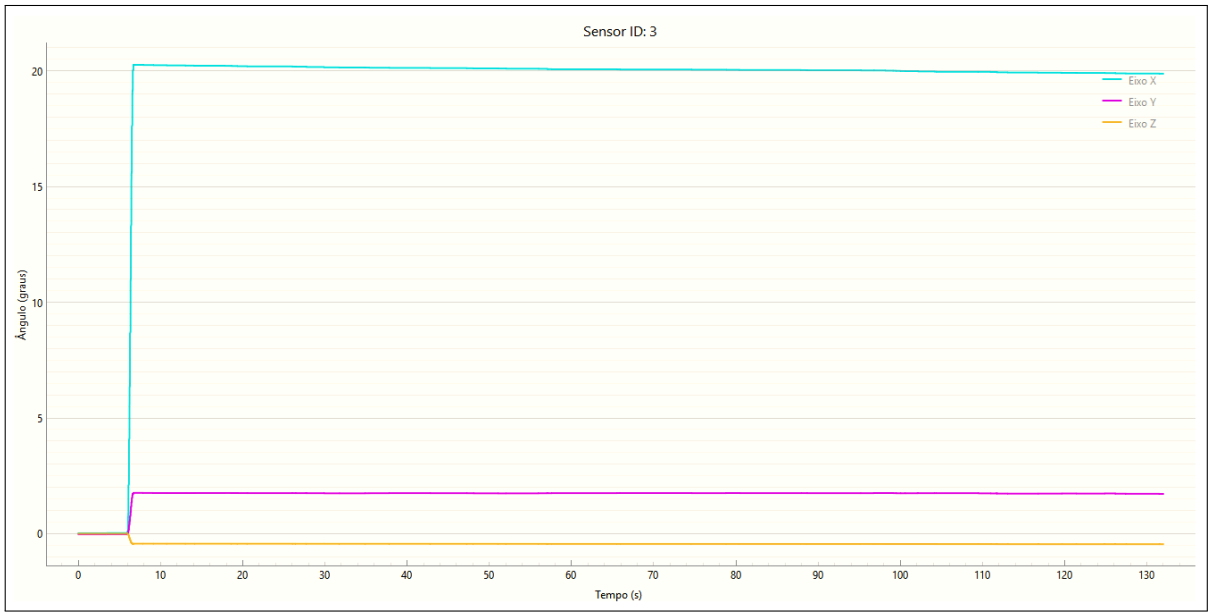
A análise da Tabela 1 revela que o sistema apresentou um erro absoluto médio abaixo de $1,5°$.

A discrepância no eixo X (posição 2) atribui-se principalmente ao desalinhamento físico entre o sensor e o elo do robô. Como a fixação é externa, pequenas variações de planaridade tornam-se mais evidentes em grandes angulações. Observa-se também, nas posições 3 e 4 (rotações compostas), que o sistema foi capaz de desacoplar corretamente

os movimentos em múltiplos eixos. Nota-se, contudo, que os erros no eixo Z ($2,1°$ na posição 3 e $1,1°$ na posição 4) tendem a ser ligeiramente superiores ou mais sensíveis que nos eixos X e Y. Isso é esperado tecnicamente, visto que a correção do eixo Z depende do magnetômetro, que nesse caso não estava sendo utilizado.

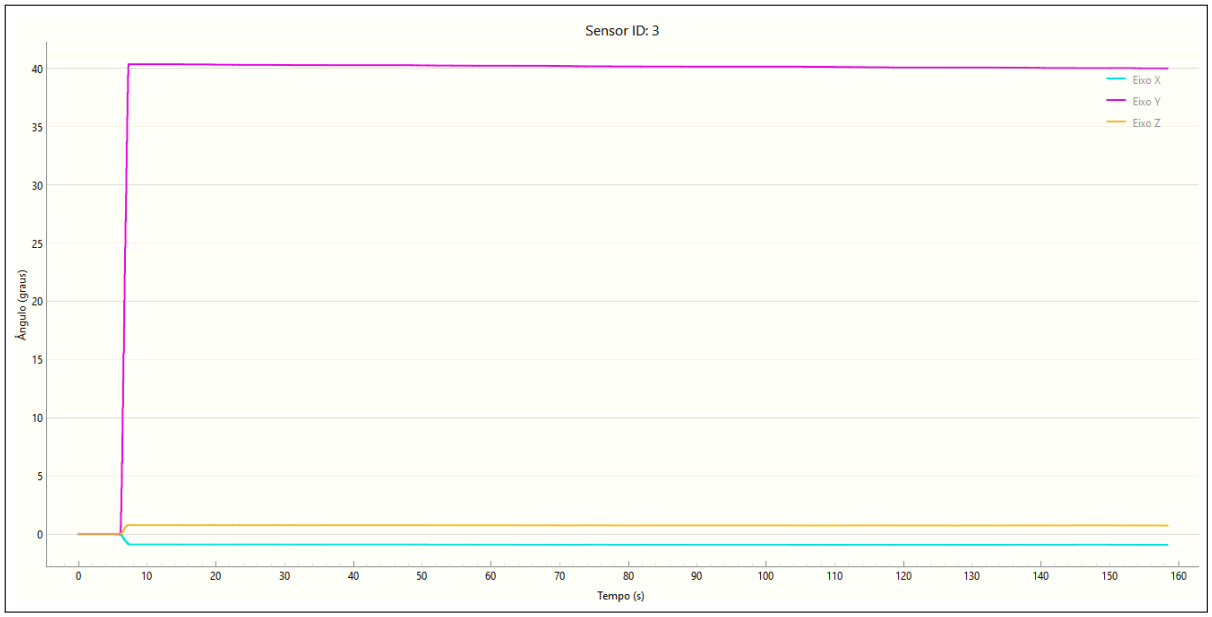
No que tange à estabilidade temporal (drift), as Figuras 32, 33 e 34 ilustram o comportamento do sinal mantido em repouso por dois minutos após a movimentação.

Figura 32 – Análise da estabilidade temporal: Rotação de 20° no eixo X



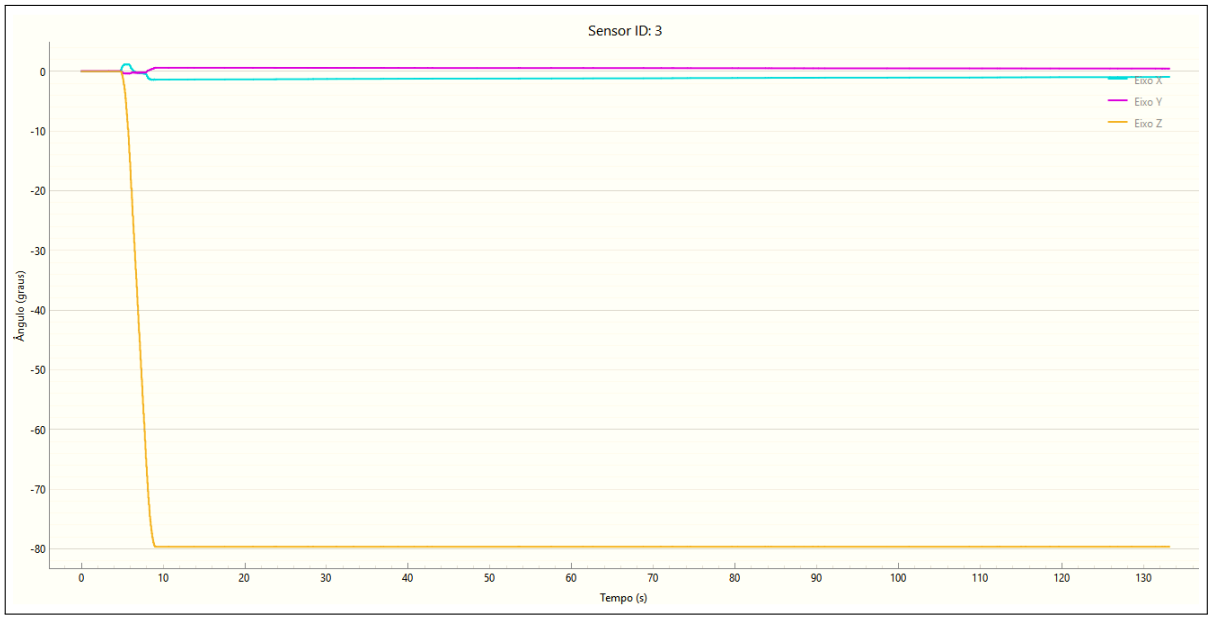
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 33 – Análise da estabilidade temporal: Rotação de 40° no eixo Y



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 34 – Análise da estabilidade temporal: Rotação de 80° no eixo Z



Fonte: Acervo do autor (2025)

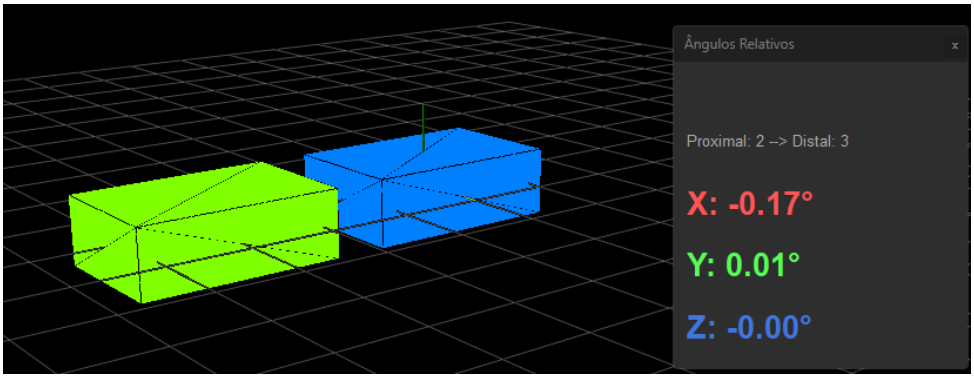
Os gráficos de estabilidade comprovam a eficácia da estratégia de limiar de $0,5°/s$. Ao observar as curvas, nota-se que, após o sensor atingir a posição alvo e cessar o movimento, a linha de sinal permanece plana e constante ao longo dos dois minutos de aquisição. Isso indica que o limiar implementado eliminou com sucesso o drift estático. Sem esse limiar, seria esperado que o eixo Z apresentasse uma deriva linear contínua devido à integração do ruído.

Portanto, mesmo operando em modo sem magnetômetro, o sistema é capaz de fornecer orientações precisas e estáveis.

5.2 Resultados do experimento 2

Inicialmente, o sistema foi calibrado na posição de repouso (0°), apresentando uma estabilidade satisfatória com erros residuais inferiores a $0,2°$ em todos os eixos, conforme observado na Figura 35, validando a eficácia da rotina de alinhamento inicial dos quaternions relativos.

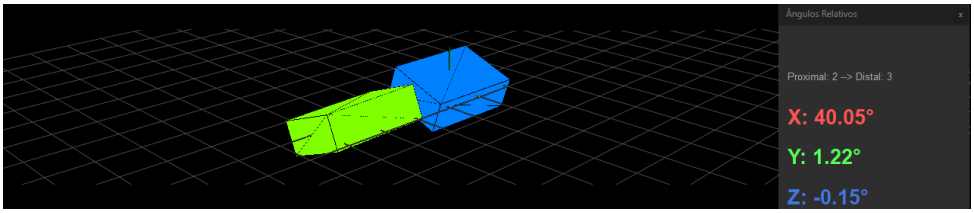
Figura 35 – Validação do ângulo relativo: Posicionamento inicial



Fonte: Acervo do autor (2025)

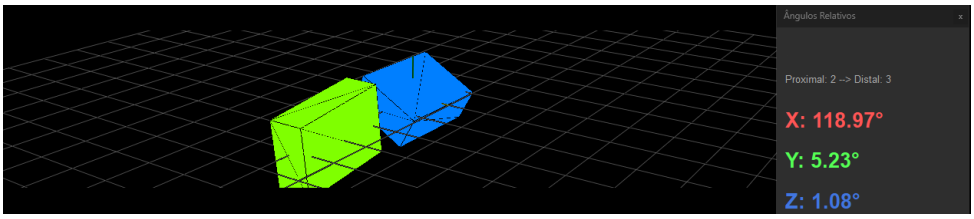
Na sequência, o manipulador robótico posicionou os sensores em angulações de referência pré-determinadas para os eixos X, Y e Z. As respostas visuais e numéricas do software para estas posições estão ilustradas nas Figuras 36 a 41.

Figura 36 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 40° no eixo X



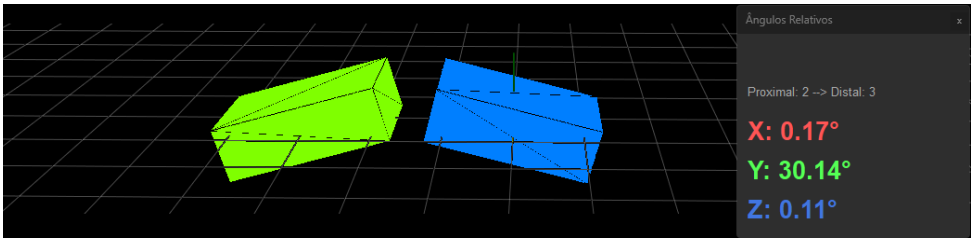
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 37 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 120° no eixo X



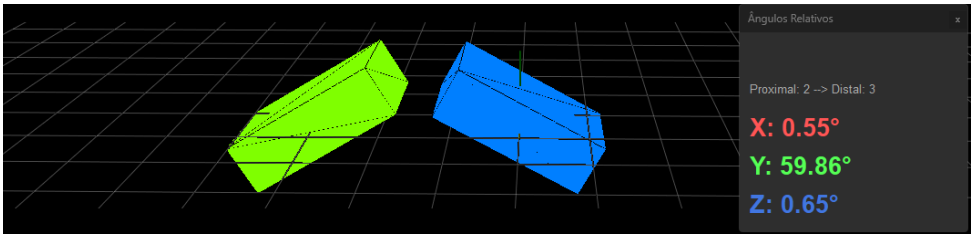
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 38 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 30° no eixo Y



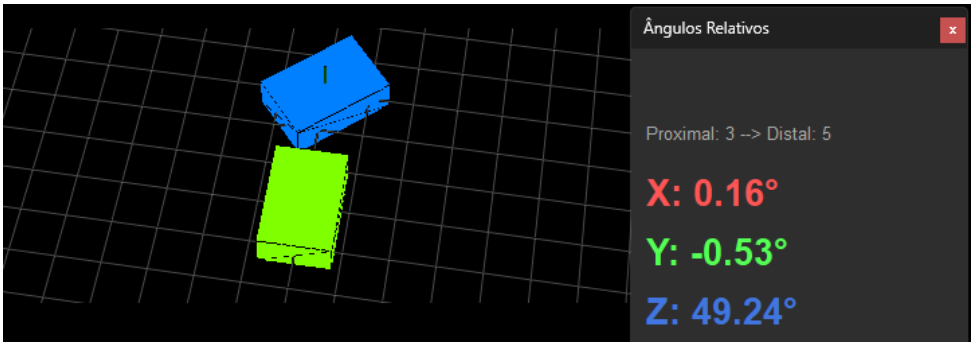
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 39 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 60° no eixo Y



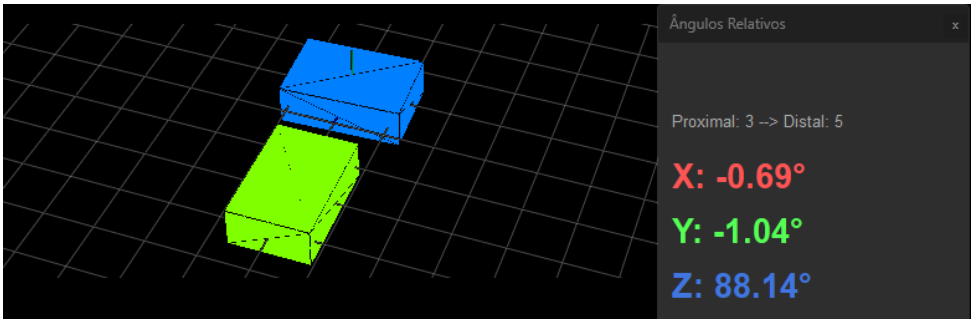
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 40 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 50° no eixo Z



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 41 – Validação do ângulo relativo: Rotação de 90° no eixo Z



Fonte: Acervo do autor (2025)

A Tabela 2 sintetiza a comparação entre o ângulo físico imposto pelo robô e o ângulo calculado pelo software.

Tabela 2 – Erro absoluto e relativo nos ensaios de ângulos entre sensores (Experimento 2)

	Ângulo (°)		**Erro**	
Eixo de Rotação	**Referência**	**Estimado**	**Absoluto (°)**	**Relativo (%)**
Eixo X	40,00	40,05	0,05	0,13
	120,00	118,97	1,03	0,86
Eixo Y	30,00	30,14	0,14	0,47
	60,00	59,86	0,14	0,23
Eixo Z	50,00	49,24	0,76	1,52
	90,00	88,14	1,86	2,1

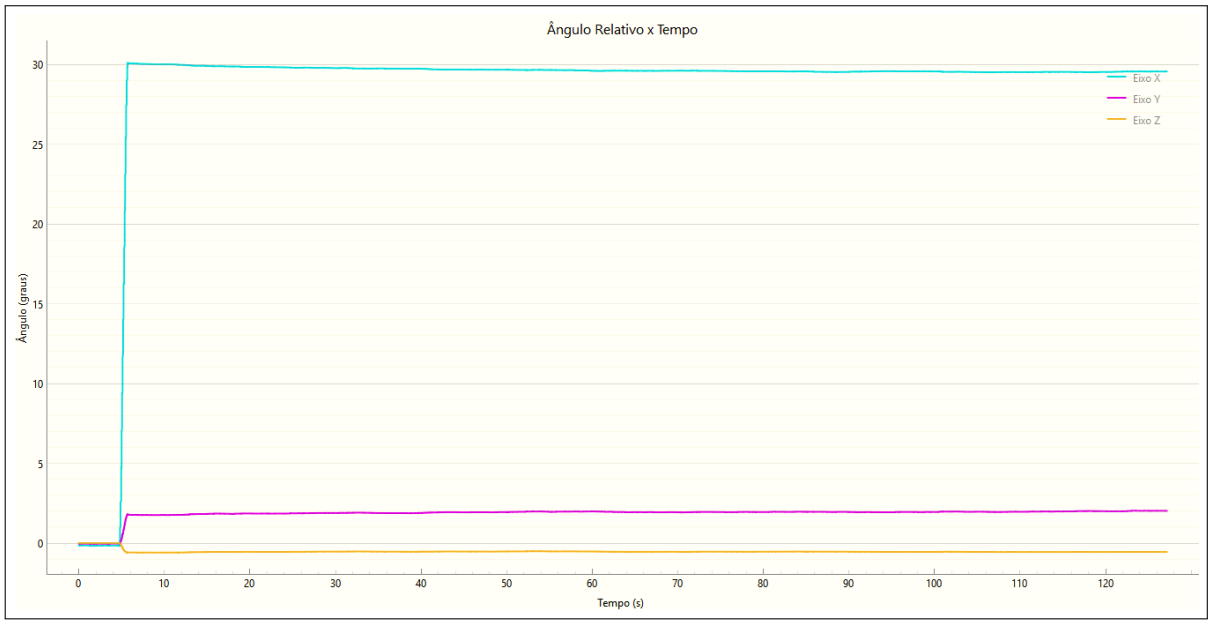
Fonte: Acervo do autor (2026)

A análise da Tabela 2 demonstra que o sistema foi capaz de reconstruir a geometria dos sensores com alta fidelidade. O erro absoluto médio observado foi inferior a 1° e o erro relativo médio foi de aproximadamente $0,9\%$. De modo geral, o erro absoluto aumenta para valores de ângulos maiores, o que é esperado levando em consideração a maior interferência de fenômenos como drift e ruído. Contudo, é válido observar que o sistema apresenta comportamentos distintos dependendo do eixo de rotação:

- **Eixos X e Y:** As medições nestes eixos apresentaram os menores desvios. Assim como no experimento estático, a alta precisão é justificada pela correção contínua fornecida pelo acelerômetro, que utiliza a gravidade para alinhar os quaternions de ambos os sensores, minimizando o erro relativo da cadeia cinemática.
- **Eixo Z:** O erro absoluto e relativo foram ligeiramente superiores, devido a configuração adotada (sem magnetômetro), o ângulo relativo em Z possui um erro final decorrente da soma dos pequenos desvios acumulados dos dois dispositivos independentes, sem uma referência externa de correção (como o Norte magnético) para "travar" o movimento nesse eixo.

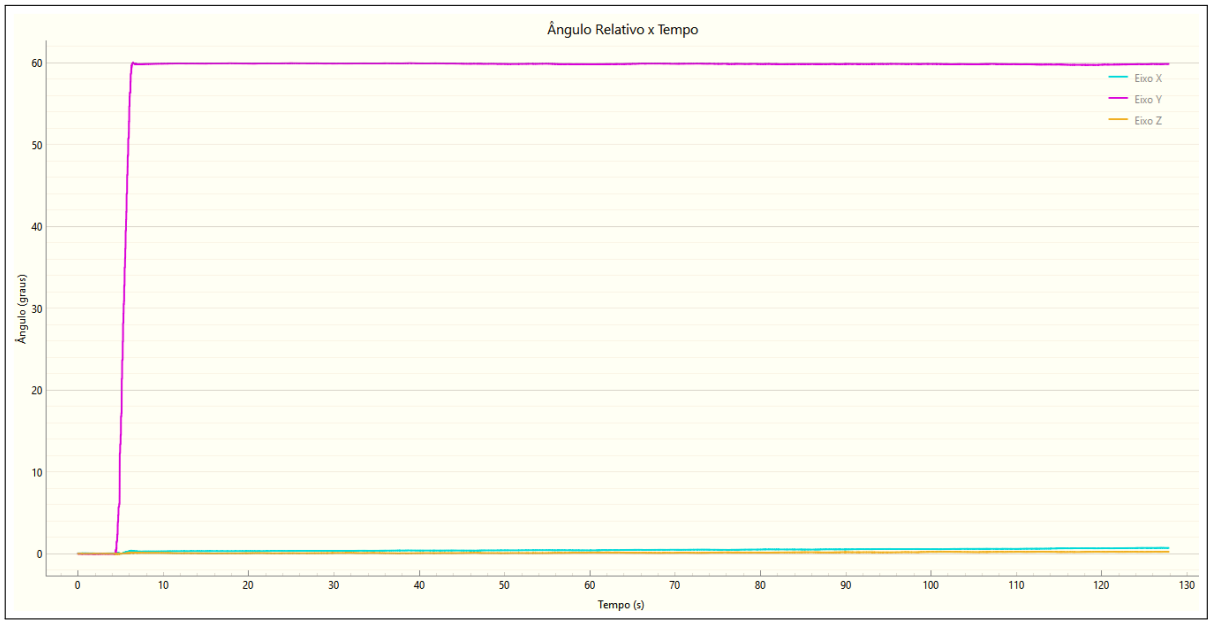
Por fim, as Figuras 42, 43 e 44 demonstram a estabilidade temporal dos ângulos relativos entre os sensores.

Figura 42 – Análise da estabilidade temporal sobre ângulo relativo: Rotação de 30° no eixo X



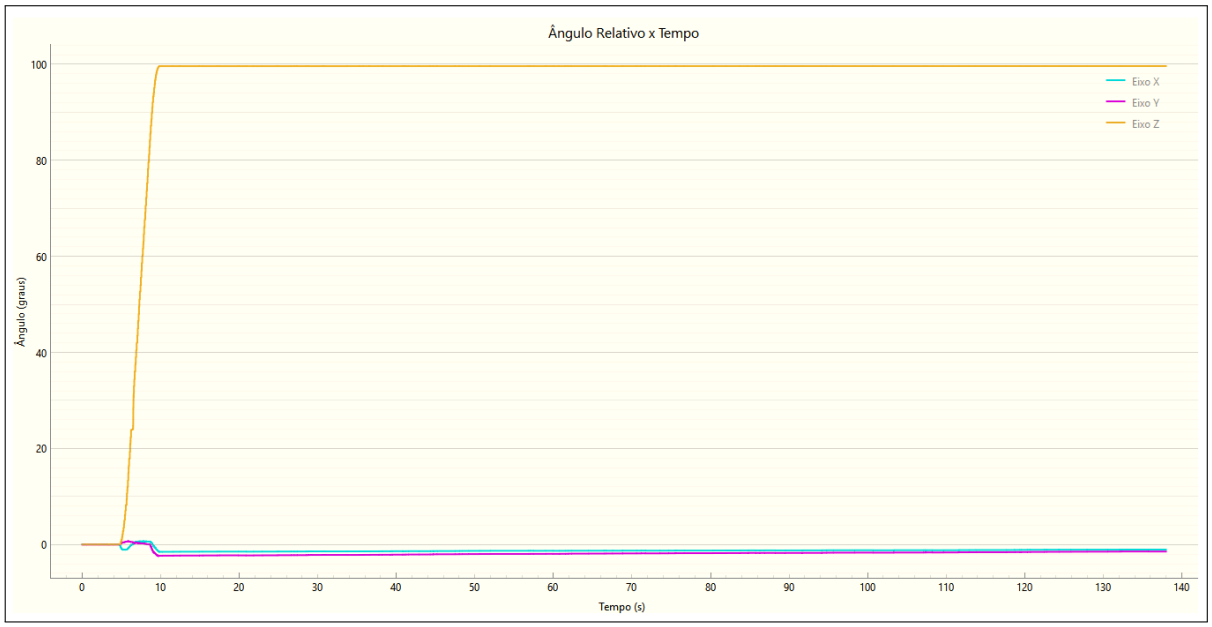
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 43 – Análise da estabilidade temporal sobre ângulo relativo: Rotação de 60° no eixo Y



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 44 – Análise da estabilidade temporal sobre ângulo relativo: Rotação de 100° no eixo Z



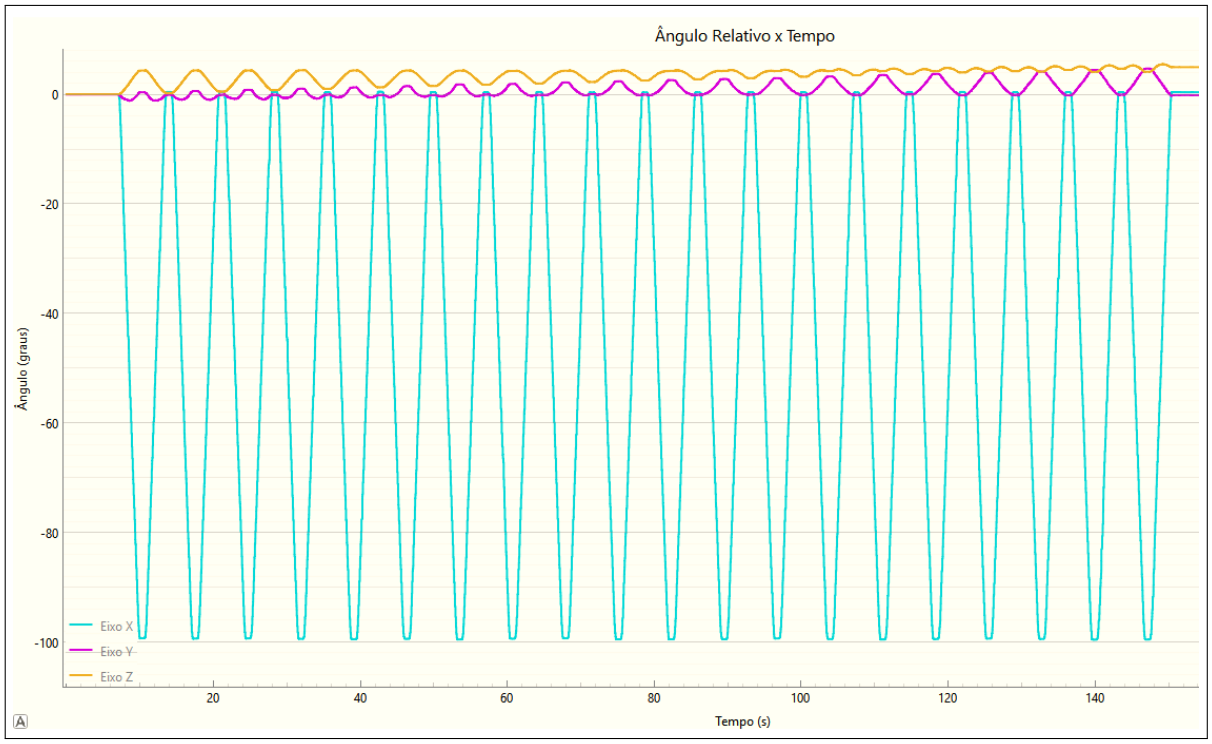
Fonte: Acervo do autor (2025)

Os gráficos confirmam que, mesmo calculando a diferença entre dois sensores, o sinal não apresentou drift ao longo do tempo de repouso. O limiar de $0,5°/s$ definido atuou individualmente em cada sensor, impedindo que ruídos de integração distintos fizessem com que os sensores desalinhassem virtualmente um em relação ao outro, mantendo o ângulo relativo constante após o término do movimento. Portanto, a rede de sensores foi capaz de medir amplitudes de movimento articular com precisão adequada e mantendo a estabilidade necessária para avaliações estáticas prolongadas.

5.3 Resultados do experimento 3

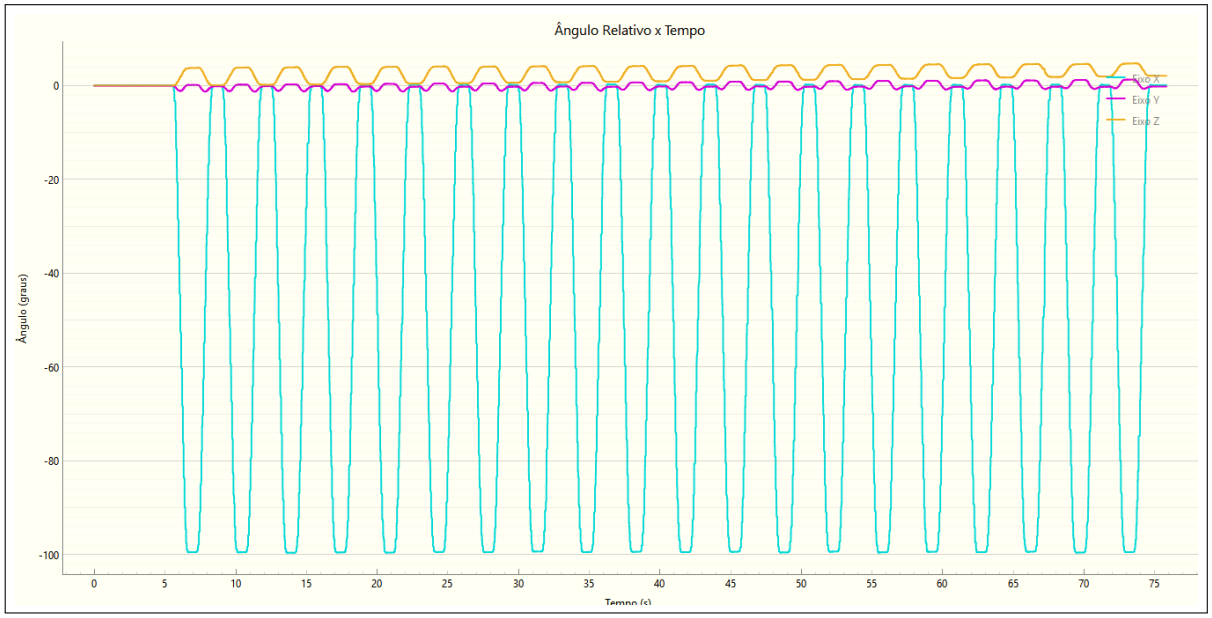
Nos ensaios dinâmicos cíclicos, o eixo X apresentou um comportamento consistente (Figuras 45 e 46, representam gráfico de ângulo (°) por tempo (s)), para movimento lento e rápido respectivamente até uma amplitude aproximada de 100°.

Figura 45 – Resposta dinâmica no eixo X: Movimento lento



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 46 – Resposta dinâmica no eixo X: Movimento rápido

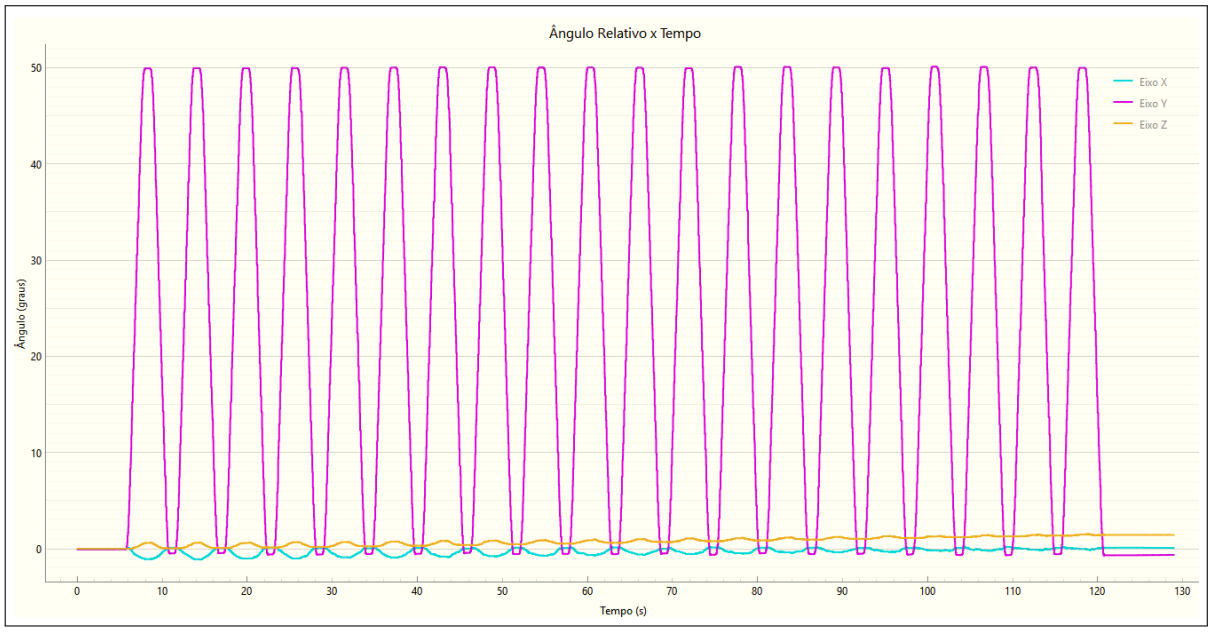


Fonte: Acervo do autor (2025)

Semelhante ao resultado do eixo X, os gráficos em torno do eixo Y (Figuras 47 e 48), com amplitude próxima a 50°, mantiveram o padrão de estabilidade. As transições

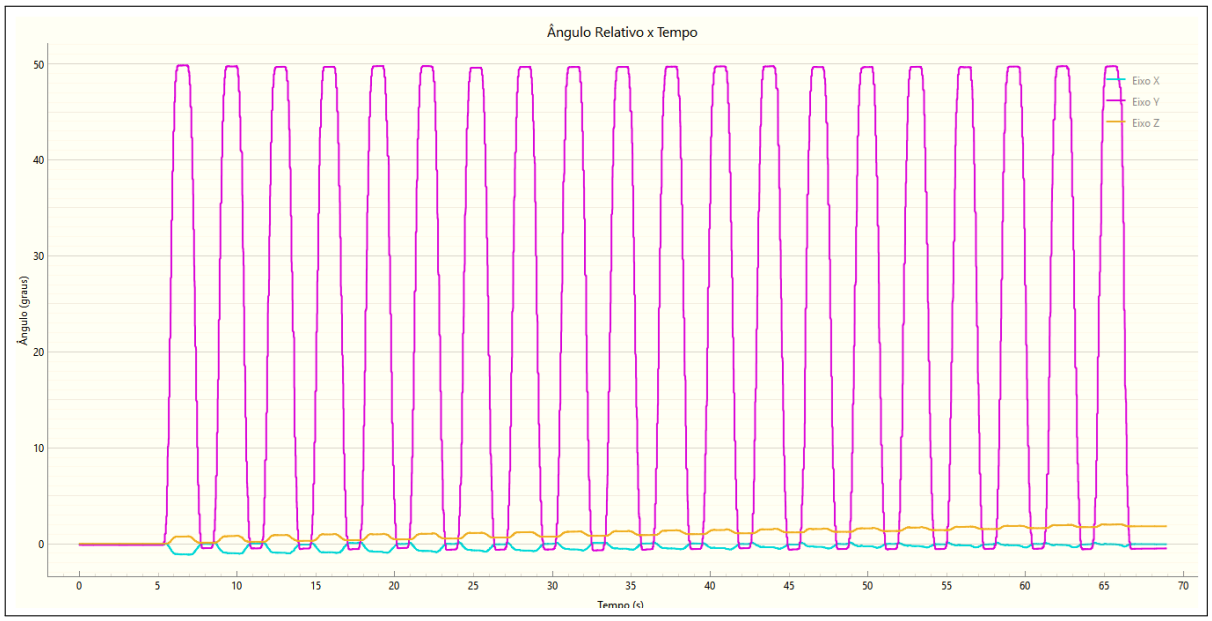
são limpas e o sensor é capaz de acompanhar a velocidade do movimento em ambas as velocidades sem apresentar atrasos visíveis ou valores discrepantes do ângulo alvo.

Figura 47 – Resposta dinâmica no eixo Y: Movimento lento



Fonte: Acervo do autor (2025)

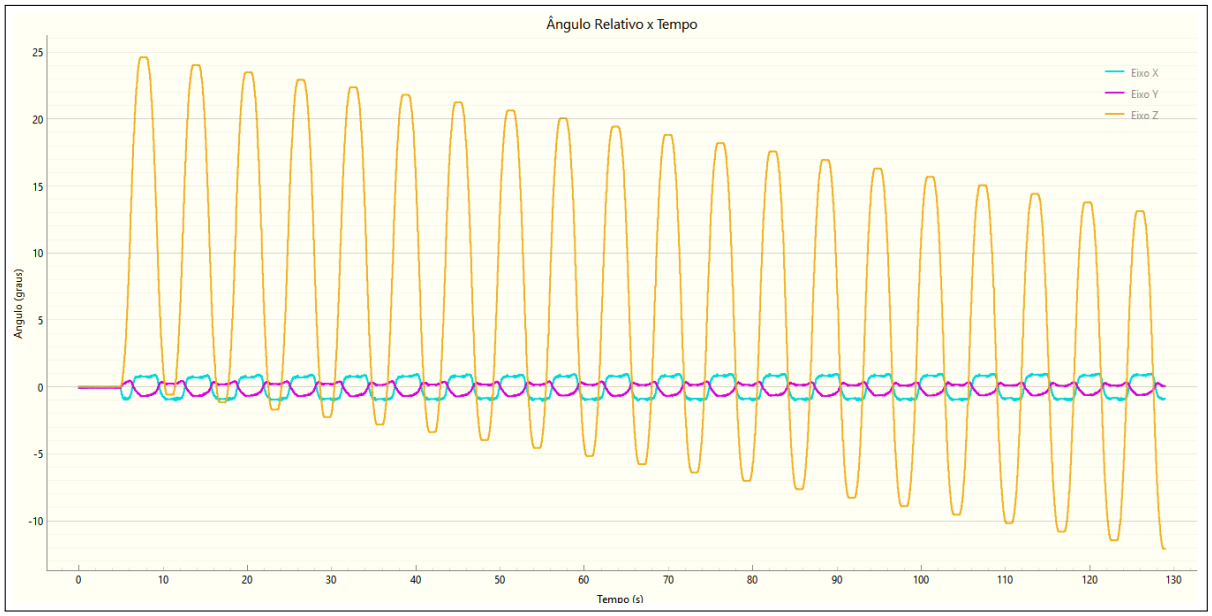
Figura 48 – Resposta dinâmica no eixo Y: Movimento rápido



Fonte: Acervo do autor (2025)

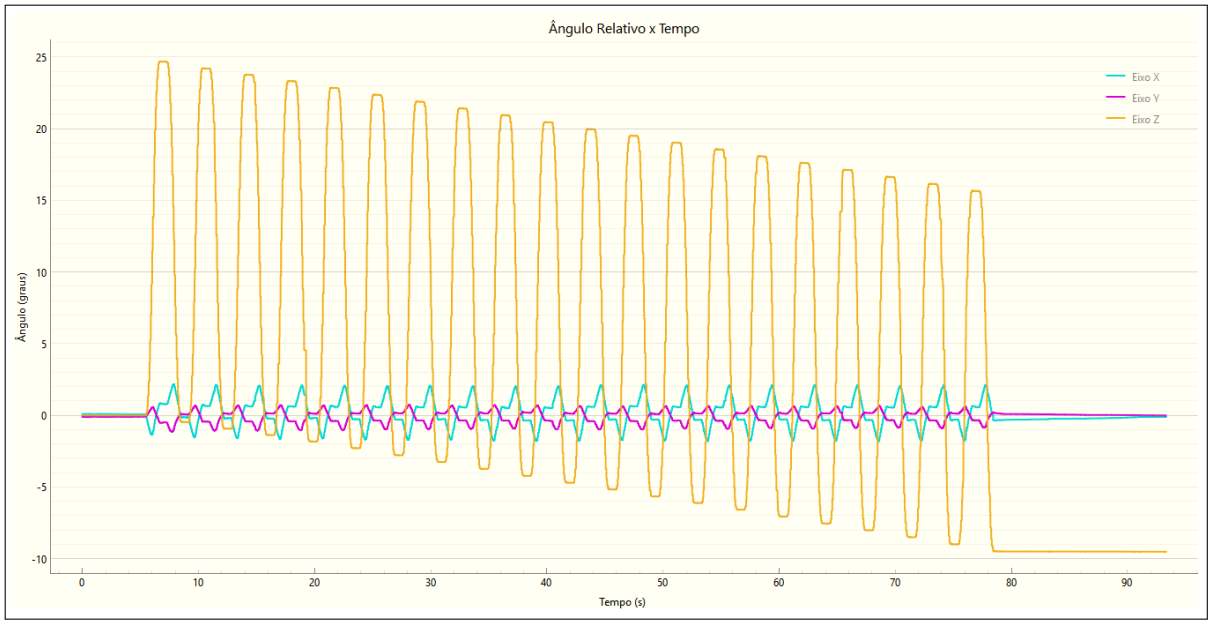
Os gráficos para o eixo Z (Figuras 49 e 50), com movimentos realizados com amplitude de 25°, revelaram uma característica distinta. Diferente dos eixos X e Y, nota-se que após os ciclos de movimento, o valor de retorno não volta a $0,00°$.

Figura 49 – Resposta dinâmica no eixo Z: Movimento lento



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 50 – Resposta dinâmica no eixo Z: Movimento rápido



Fonte: Acervo do autor (2025)

A Tabela 3 sintetiza os dados quantitativos extraídos dos gráficos.

Tabela 3 – Erro absoluto e relativo nos ensaios dinâmicos (Experimento 3)

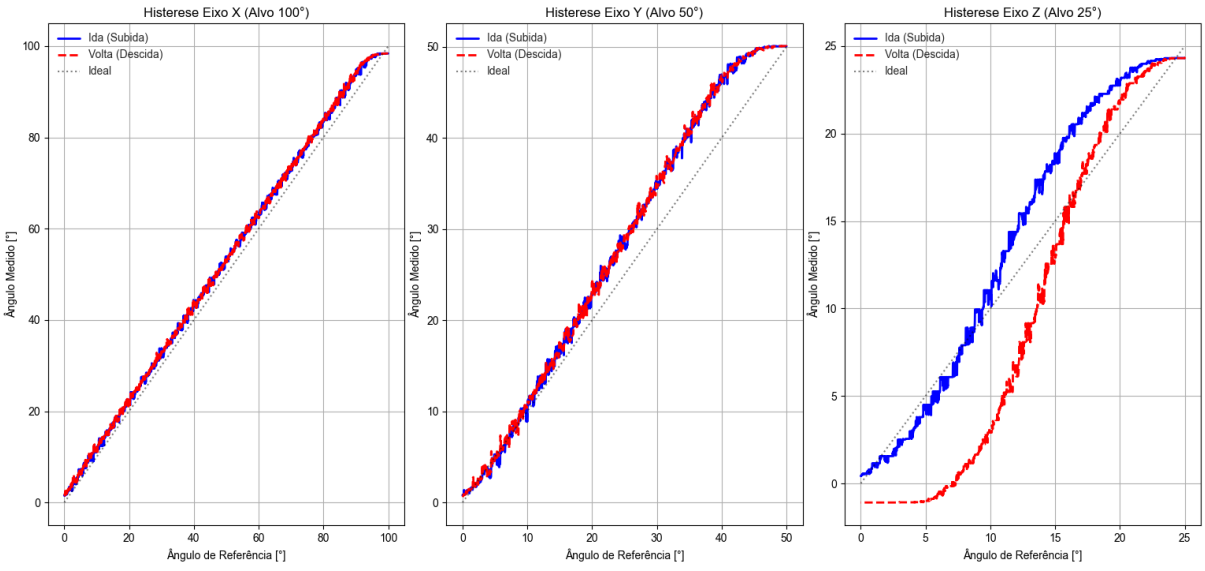
	Referência (°)		**Ângulo Mensurado (°)**		**Erro absoluto(°)**		**Erro relativo(%)**
Movimento	**Base**	**Alvo**	**Base**	**Alvo**	**Base**	**Alvo**	**Alvo**
Eixo X (lento)	0,0	100,0	0,36	99,57	0,36	0,43	0,43
Eixo X (rápido)	0,0	100,0	0,07	99,57	0,07	0,43	0,43
Eixo Y (lento)	0,0	50,0	0,67	50,02	0,67	0,02	0,04
Eixo Y (rápido)	0,0	50,0	0,35	49,75	0,35	0,25	0,5
Eixo Z (lento)	0,0	25,0	12,1	13,1	12,1	11,9	47,6
Eixo Z (rápido)	0,0	25,0	9,5	16,13	9,5	8,87	35,48

Fonte: Acervo do autor (2026)

Observa-se que, para os eixos X e Y, o sistema manteve um rastreamento robusto tanto em baixa quanto em alta velocidade. As curvas de medição seguiram fielmente a amplitude de referência (aproximadamente 100° para X e 50° para Y), com transições limpas e sem atrasos de fase perceptíveis visualmente. A Tabela 3 corrobora essa análise, indicando erros absolutos inferiores a $0,7°$ e erros relativos abaixo de $0,5\%$. Entretanto, o comportamento do eixo Z, ilustrado nas Figuras 49 e 50, revelou discrepâncias consideráveis, nota-se que o sensor não apenas falhou em atingir o pico de amplitude (registrando apenas $13,1°$ no movimento lento e $16,13°$ no rápido), como também não retornou à posição zero inicial, apresentando um erro de offset final de $12,1°$ e $9,5°$, respectivamente. Contudo, o intervalo entre a base e o alvo se manteve em aproximadamente 25°, indicando que o sistema não perdeu dados, mas sofreu de drift.

Esse fenômeno pode ser melhor visualizado nos gráficos de histerese da Figura 51.

Figura 51 – Curvas de histerese para os eixos X, Y e Z



Fonte: Acervo do autor (2025)

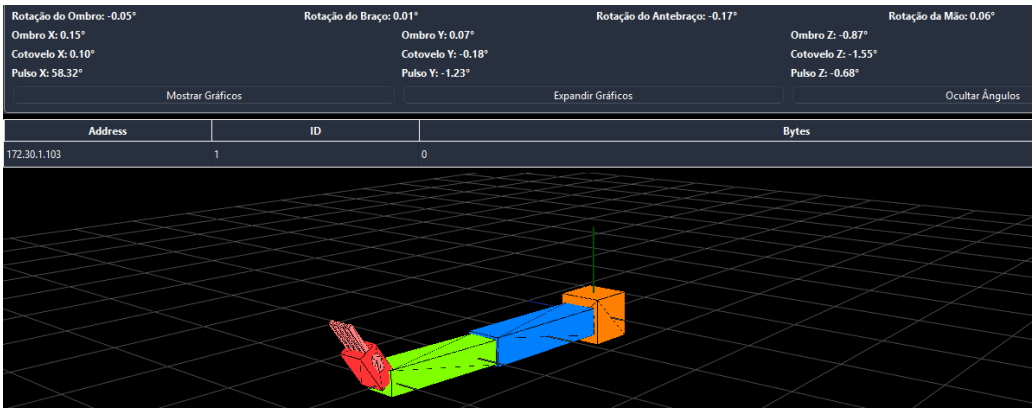
A análise evidencia a disparidade de comportamento entre os eixos, enquanto os eixos X e Y exibem laços estreitos (caminho de ida sobreposto ao de volta), indicando alta linearidade e reversibilidade do sistema, o eixo Z apresenta laço aberto. Este fenômeno não caracteriza histerese mecânica, mas sim um possível offset decorrente de interferências do setup experimental (como posicionamento dos sensores) e a ausência dos valores do magnetômetro.

Em suma, o experimento valida o sistema como altamente confiável para movimentos nos eixos X e Y, porém evidencia a limitação crítica do modo seis eixos para rotações em Z, reforçando a necessidade futura da reincorporação do magnetômetro.

5.4 Resultados do experimento 4

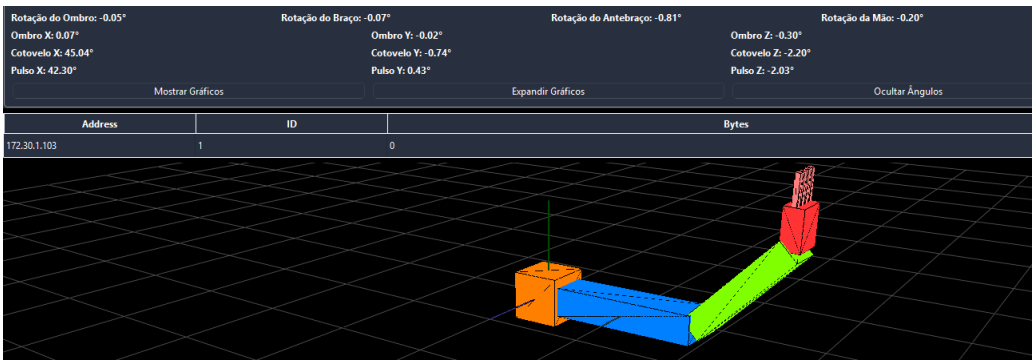
As Figuras 52, 53 e 54 representam o movimento estático das articulações do braço virtual.

Figura 52 – Braço virtual: Rotação de 60° no eixo X para articulação do punho



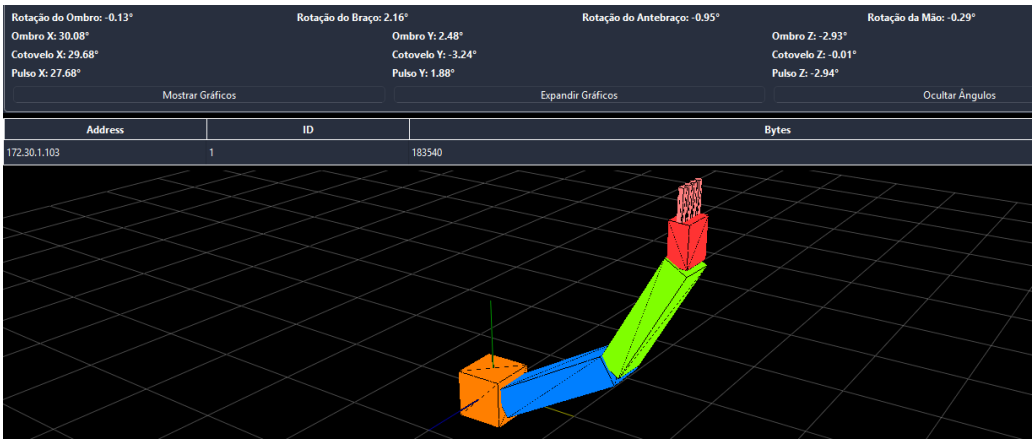
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 53 – Braço virtual: Rotação de 45° no eixo X para articulação do punho e cotovelo



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 54 – Braço virtual: Rotação de 30° no eixo X para articulação do punho, cotovelo e ombro



Fonte: Acervo do autor (2025)

Como demonstrado nas figuras, o sistema foi capaz de rastrear corretamente movimentos de uma ou mais articulações. Isso indica que a aplicação da cadeia cinemática baseada em quaternions funcionou de maneira satisfatória. A Tabela 4 sintetiza os erros absolutos e relativos dos ângulos mensurados pelas articulações.

Tabela 4 – Desempenho angular do modelo biomecânico virtual (Eixo X - Experimento 4)

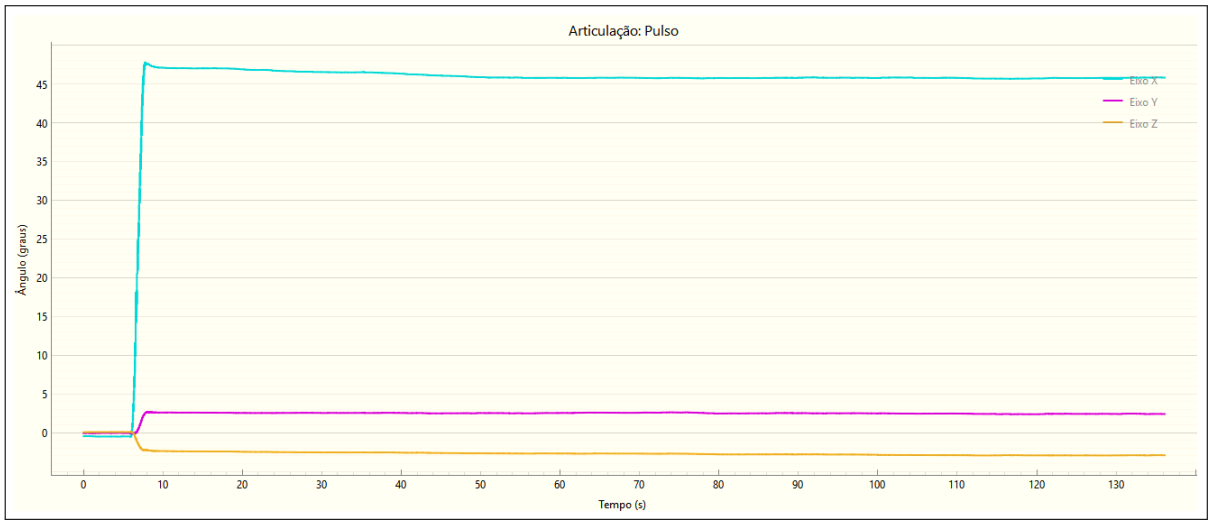
	Pulso(°)		**Cotovelo(°)**		**Ombro(°)**		**Erro médio**
Movimento	**Referência**	**Estimado**	**Referência**	**Estimado**	**Referência**	**Estimado**	**Relativo (%)**
1	60,0	58,3	0,0	0,1	0,0	0,2	2,8
2	45,0	42,3	45,0	45,0	0,0	0,1	3,0
3	30,0	30,1	30,00	29,7	30,00	27,7	3,0

Fonte: Acervo do autor (2026)

O erro médio relativo (cálculo considerando os valores de erros em que a referência era diferente de 0) ficou abaixo de 4%, indicando que os valores apresentados não se distanciam da realidade.

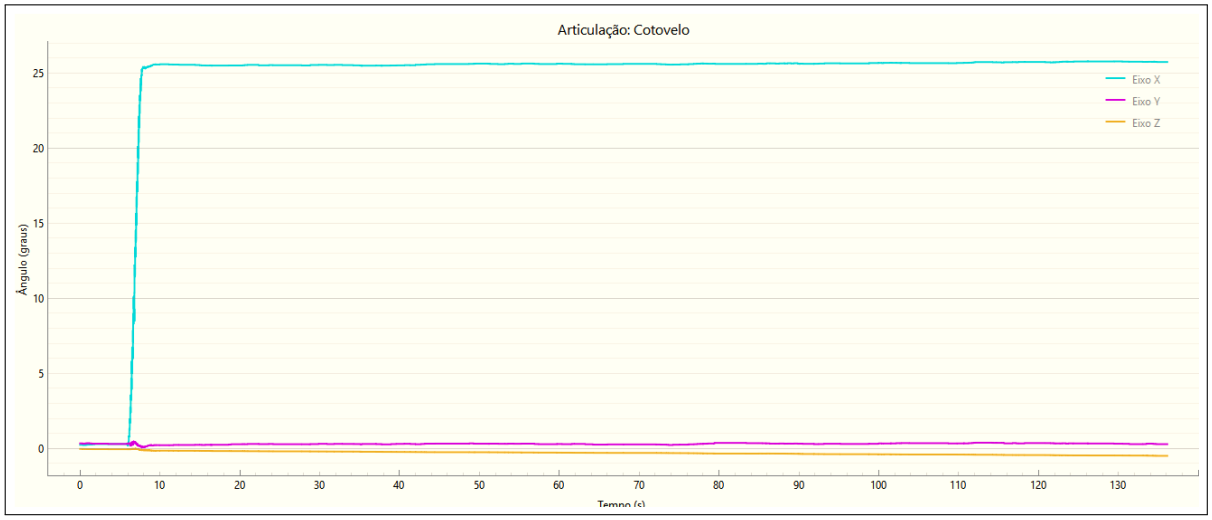
As Figuras 55, 56 e 57 apresentam o teste de estabilidade temporal das três articulações do modelo biomecânico.

Figura 55 – Análise da estabilidade temporal da articulação do punho: Rotação de 50° no eixo X



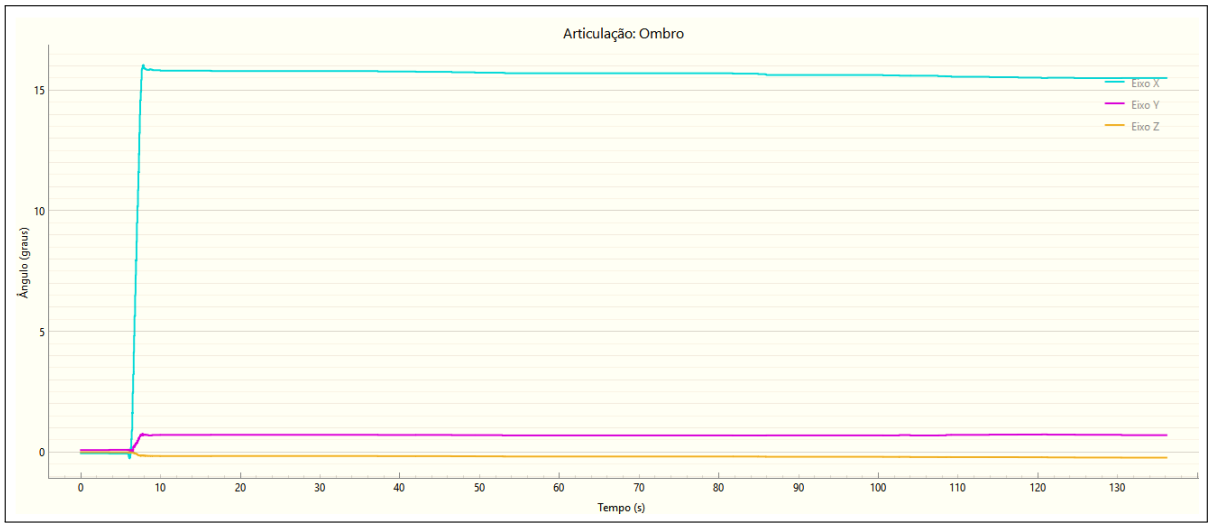
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 56 – Análise da estabilidade temporal da articulação do cotovelo: Rotação de 25° no eixo X



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 57 – Análise da estabilidade temporal da articulação do ombro: Rotação de 15° no eixo X

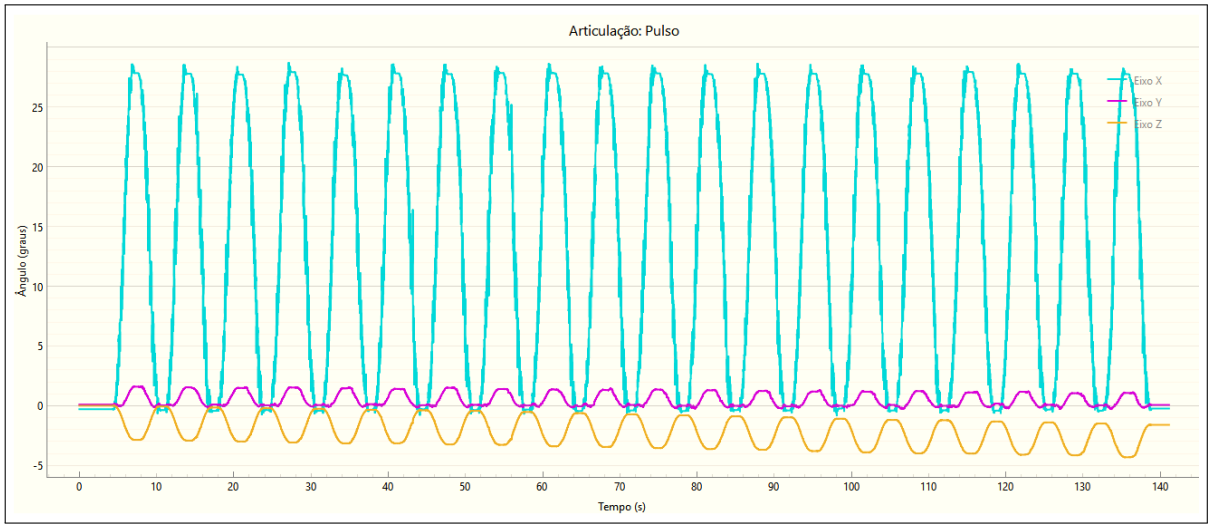


Fonte: Acervo do autor (2025)

A análise de drift nos ensaios estáticos revelou a estabilidade do algoritmo de orientação. Para os ângulos de sustentação definidos (50° para o punho, 25° para o cotovelo e 15° para o ombro), as curvas de resposta temporal apresentaram um comportamento plano, sem tendências lineares de desvio. Esse resultado corrobora a eficiência do limiar implementado no firmware para o giroscópio, que anulou a integração de ruídos brutos quando o sistema estava em repouso, garantindo que o modelo virtual não se mova involuntariamente durante posturas estáticas, um requisito crítico para aplicações de reabilitação isométrica.

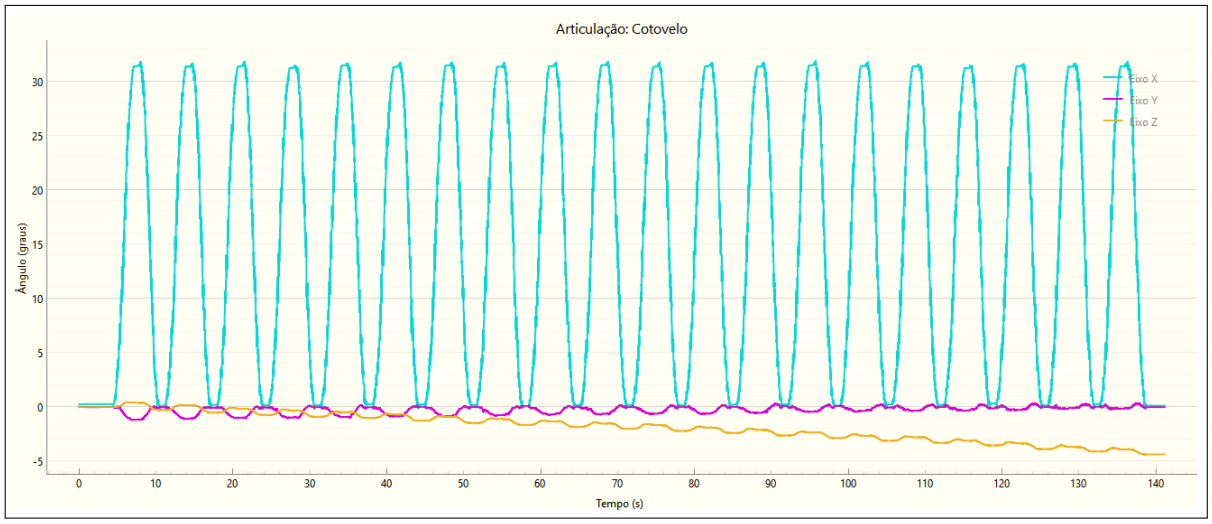
As Figuras 58, 59 e 60 apresentam o teste de repetibilidade com movimentos lentos para todas articulações do modelo biomecânico.

Figura 58 – Resposta dinâmica da articulação do punho: Movimento lento



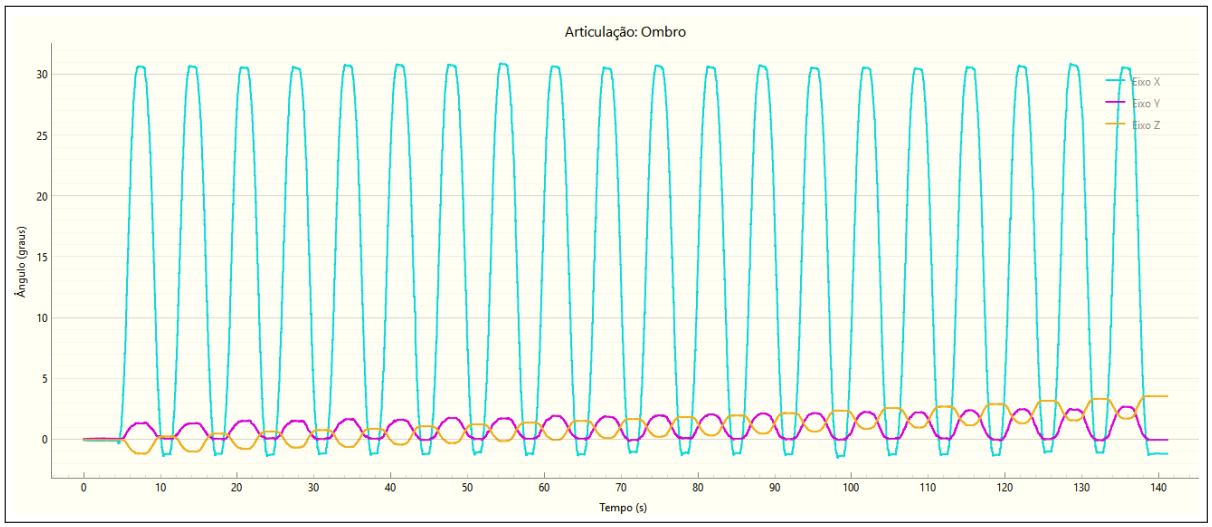
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 59 – Resposta dinâmica da articulação do cotovelo: Movimento lento



Fonte: Acervo do autor (2025)

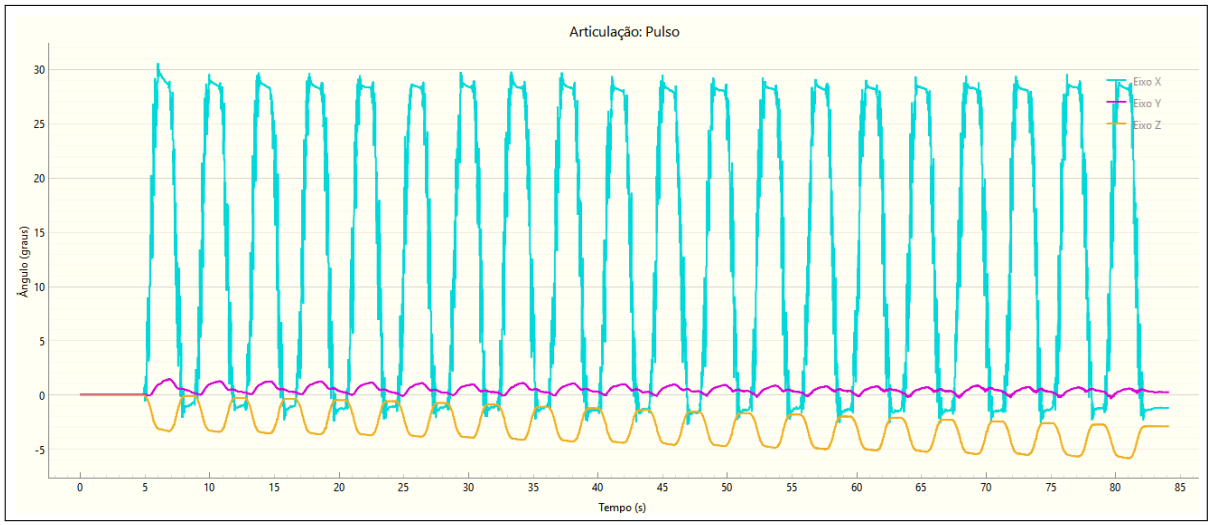
Figura 60 – Resposta dinâmica da articulação do ombro: Movimento lento



Fonte: Acervo do autor (2025)

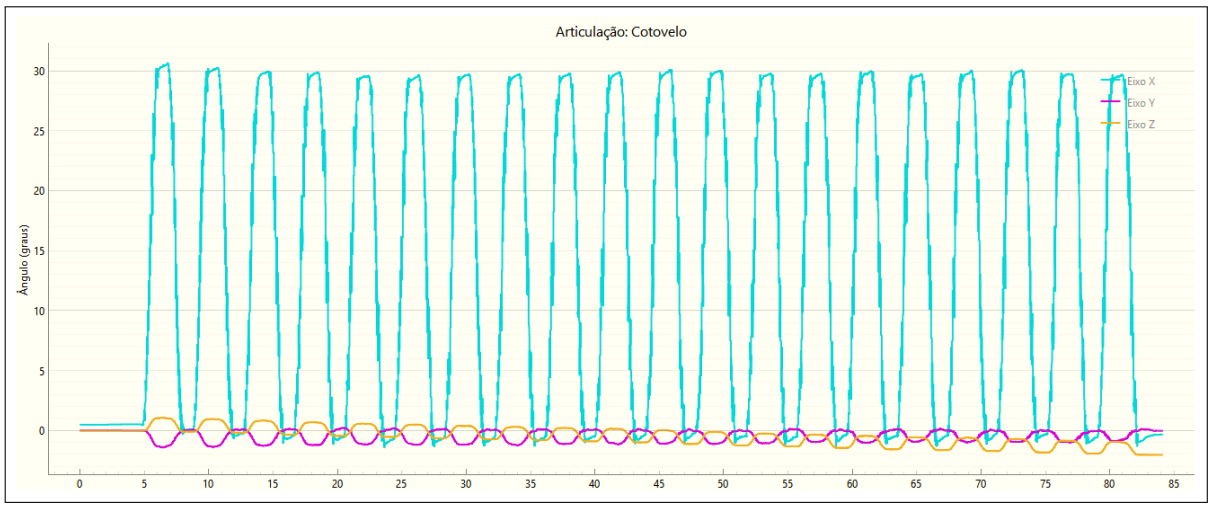
As Figuras 61, 62 e 63 apresentam o teste de repetibilidade com movimentos rápidos para todas articulações do modelo biomecânico.

Figura 61 – Resposta dinâmica da articulação do punho: Movimento rápido



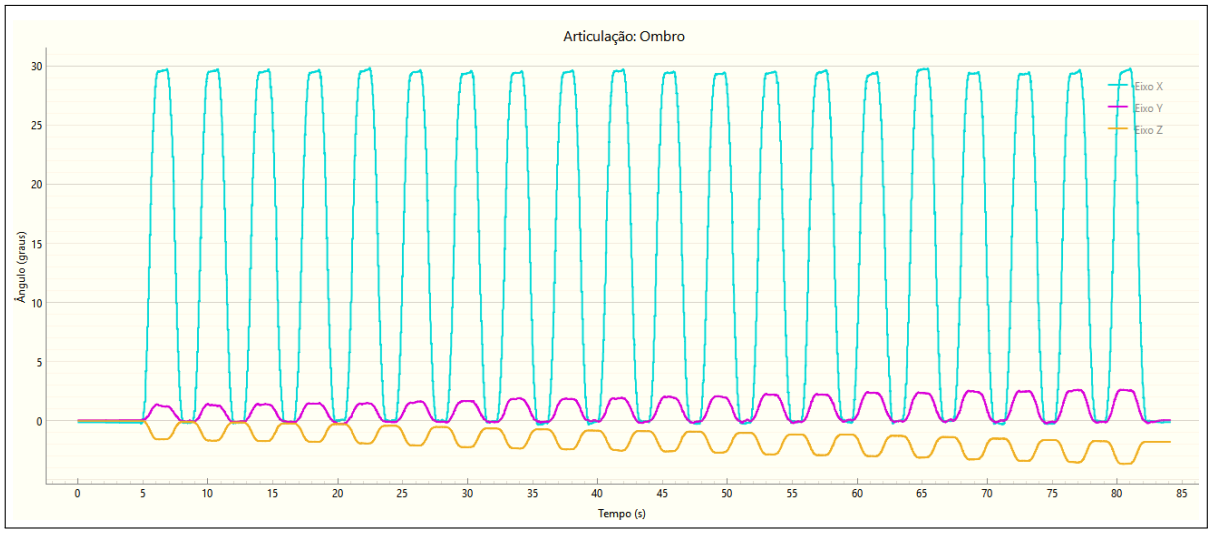
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 62 – Resposta dinâmica da articulação do cotovelo: Movimento rápido



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 63 – Resposta dinâmica da articulação do ombro: Movimento rápido

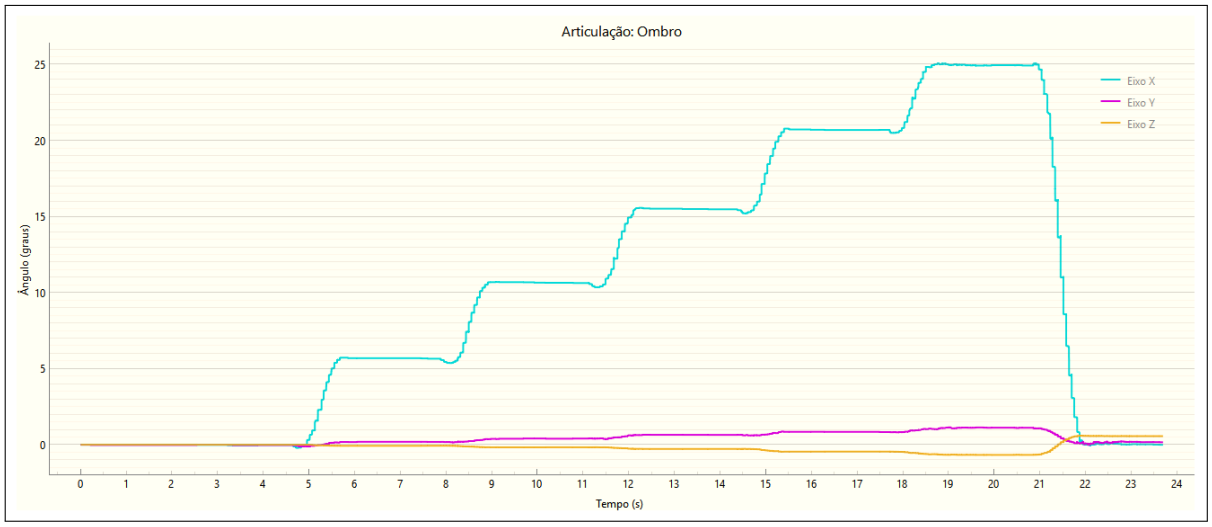


Fonte: Acervo do autor (2025)

Os testes de repetibilidade cíclica evidenciaram a consistência dinâmica do sistema. Tanto nos movimentos lentos quanto nos rápidos, o sistema alcançou ou chegou próximo da amplitude alvo de 30° em todas as iterações e retornou à posição neutra com erro residual desprezível para os eixos X e Y, mas com um erro acumulativo considerável para o eixo Z sem o funcionamento do magnetômetro. Observou-se que a variação da velocidade angular não degradou a qualidade do rastreamento, mantendo as curvas de ângulo limpas e sincronizadas com a frequência do movimento real. Isso demonstra que a taxa de amostragem e a largura de banda da comunicação sem fio foram suficientes para capturar a dinâmica do movimento humano sem atrasos significativos que comprometessem o *feedback* visual.

A Figura 64 demonstra o gráfico de ângulo por tempo da articulação do ombro em movimentos graduais com passos de 5° a cada dois segundos.

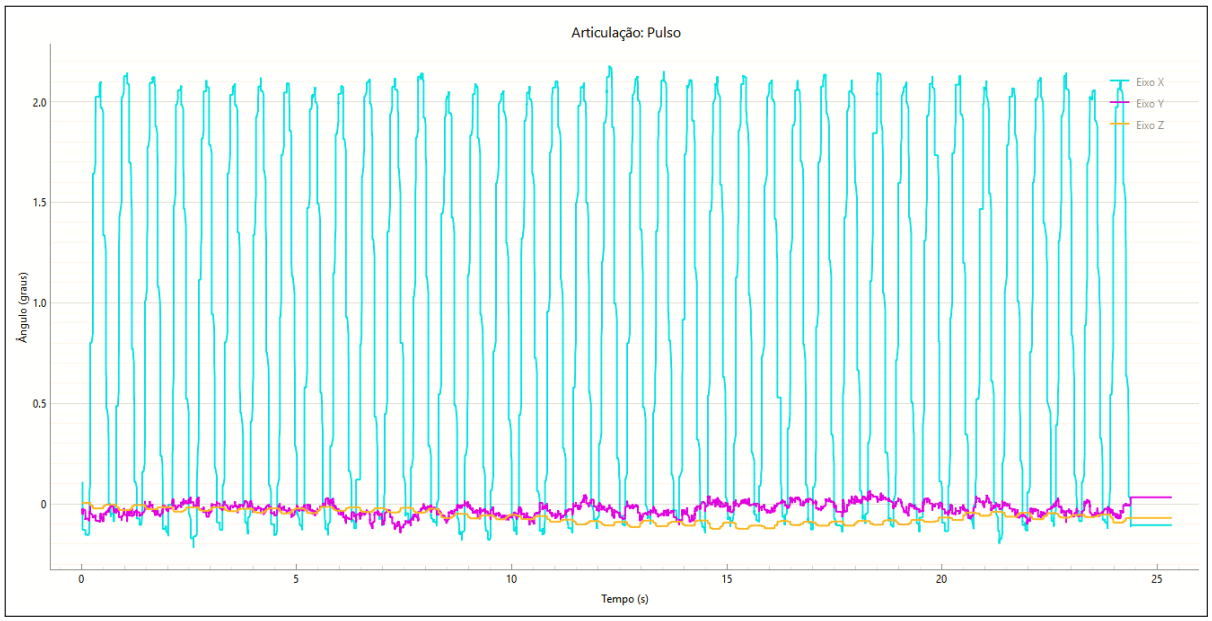
Figura 64 – Resposta dinâmica da articulação do ombro: Movimentos graduais de 5°



Fonte: Acervo do autor (2025)

A Figura 65 demonstra o gráfico de ângulo por tempo da articulação do punho simulando tremores com variações de 2°.

Figura 65 – Análise da simulação de tremores (amplitude de 2°) na articulação do punho



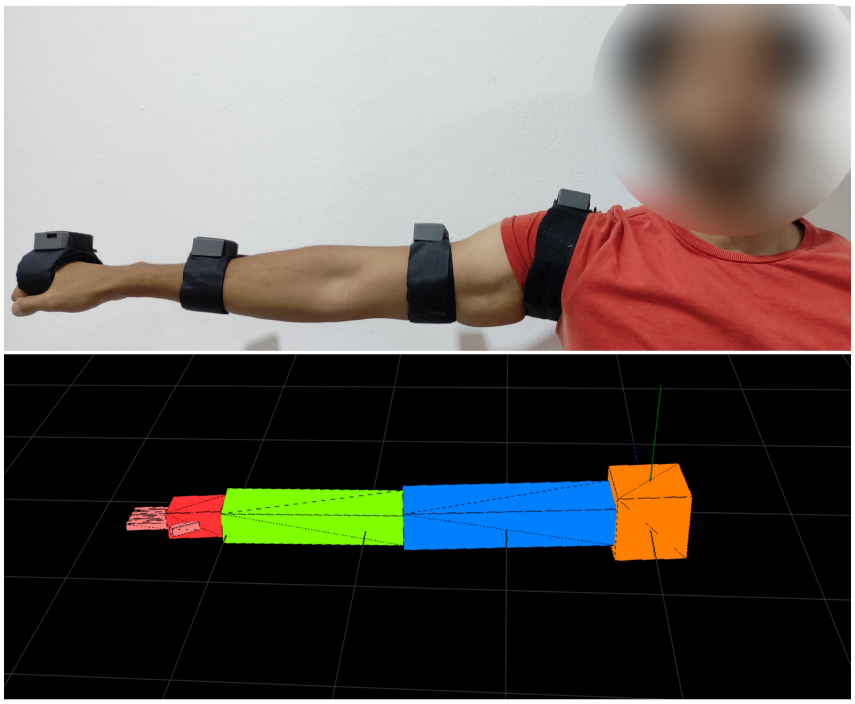
Fonte: Acervo do autor (2025)

A capacidade do sistema de detectar movimentos curtos foi validada satisfatoriamente. No ensaio de movimento gradual (degraus de 5°), o sistema discriminou cada incremento angular discretamente, sem suavizar excessivamente as transições, o que comprova uma boa sensibilidade estática. Mais importante, na simulação de tremores (oscilações de 0° a 2°), o sistema foi capaz de registrar as variações de baixa amplitude e alta frequência

sem interpretá-las como ruído de sensor. A Figura 65 demonstra que o gráfico de saída acompanhou o padrão oscilatório imposto pelo robô. Esse resultado é promissor para aplicações clínicas neurológicas, sugerindo que o dispositivo desenvolvido tem potencial para ser utilizado não apenas para monitorar a amplitude de movimento, mas também para quantificar tremores patológicos ou instabilidades motoras em pacientes.

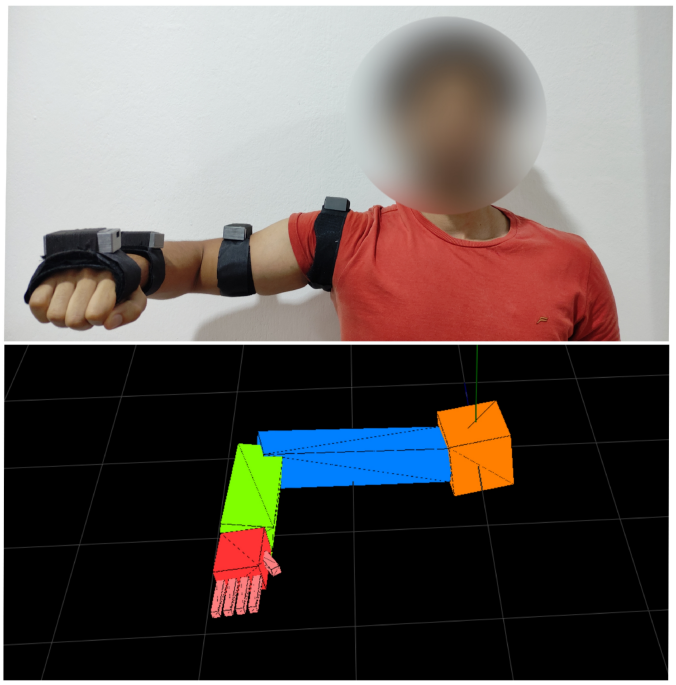
As Figuras 66 a 70 apresentam o comparativo entre o movimento realizado pelo voluntário e o movimento correspondente no modelo biomecânico virtual.

Figura 66 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 1



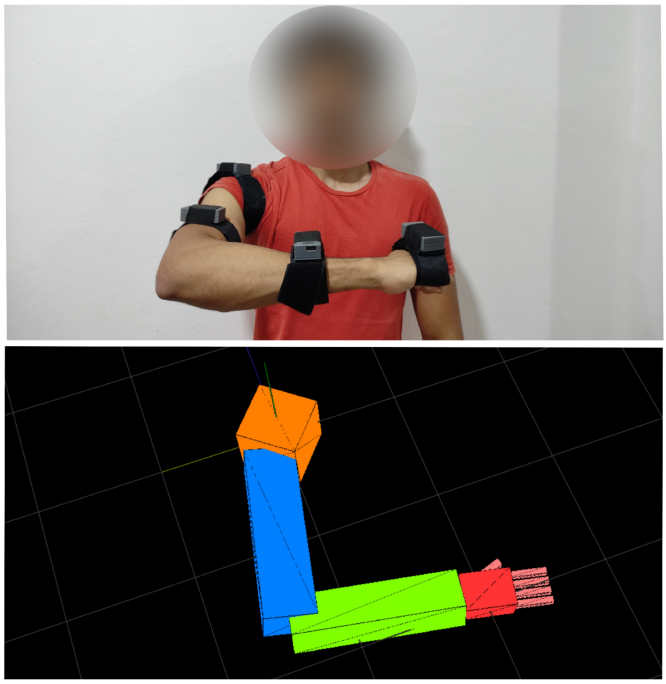
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 67 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 2



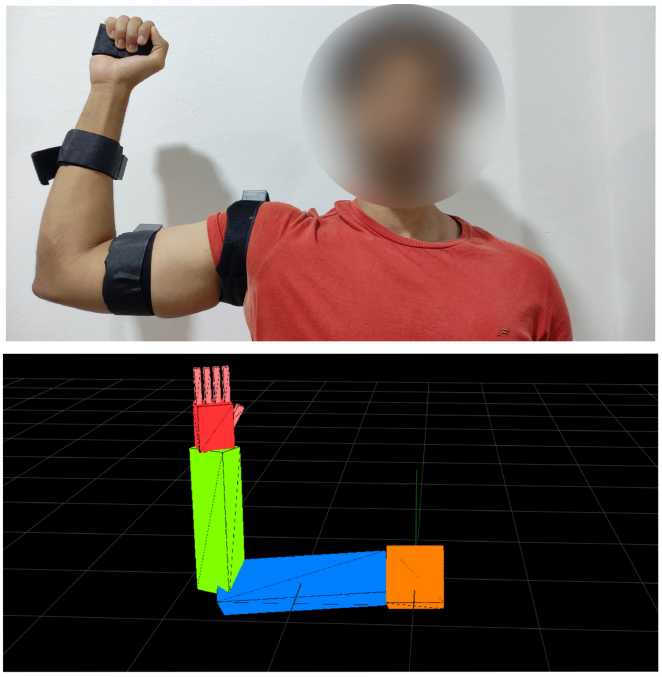
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 68 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 3



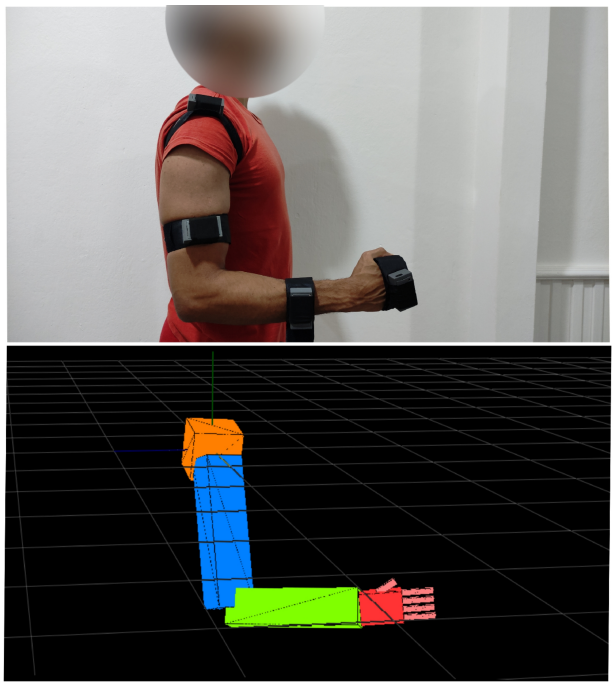
Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 69 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 4



Fonte: Acervo do autor (2025)

Figura 70 – Comparação visual entre movimento humano e braço virtual para posição 5



Fonte: Acervo do autor (2025)

A análise por vídeo pode ser realizada através do acervo digital disponível em Costa (2026).

O sistema foi capaz de replicar com fidelidade a postura do voluntário em todas as etapas do protocolo:

1. **Posição T:** O sistema reconheceu corretamente a pose de referência, alinhando os segmentos virtuais horizontalmente. Isso confirma que a rotina de calibração funcionou adequadamente para anular as orientações arbitrárias iniciais de fixação dos sensores no corpo.

2. **Movimentos isolados:** Durante a transição da posição 1 para a posição 2, o software isolou corretamente a articulação do cotovelo. Observou-se que o braço virtual permaneceu estável enquanto apenas o antebraço realizava a rotação.

3. **Movimentos complexos:** Nas posições 3, 4, 5 e nos vídeos, que envolveram a articulação gleno-umeral em múltiplos planos, o sistema manteve a integridade anatômica. O avatar não apresentou quebras de articulação ou posições fisiologicamente impossíveis.

6 Conclusões e considerações finais

O presente trabalho atingiu seu objetivo principal ao desenvolver e validar uma plataforma completa de captura de movimentos baseada em sensores inerciais (WBAN), oferecendo uma alternativa acessível, portátil, livre de oclusão e funcional para a análise cinemática de membros superiores. O desenvolvimento do projeto demonstrou a viabilidade técnica da utilização de componentes de baixo custo (ESP32-C3 e MPU9250) em aplicações que demandam alta taxa de amostragem e baixa latência.

A metodologia de validação adotada, utilizando um manipulador robótico industrial (Dobot CR10A) como padrão-ouro, permitiu isolar e quantificar os erros do sistema com rigor metrológico superior ao uso de goniômetros manuais tradicionais.

Um aspecto relevante deste estudo foi a caracterização prática da importância da fusão sensorial completa. A decisão metodológica de operar o sistema no modo de 6 eixos (apenas acelerômetro e giroscópio), desativando o magnetômetro devido a instabilidades de hardware, resultou em dados extremamente estáveis para inclinações X e Y, corrigidas pela gravidade, mas evidenciou o fenômeno do *drift* acumulativo no eixo Z, corroborando experimentalmente a limitação teórica das IMUs: sem uma referência absoluta (como o Norte magnético), a integração da velocidade angular é insuficiente para manter a orientação precisa em longos períodos de movimentações complexas.

Apesar desta limitação específica, a validação funcional com voluntário humano demonstrou que o sistema é robusto para a reconstrução da cadeia cinemática do membro superior em tempo real, operando dentro das margens de aceitabilidade para avaliações clínicas de amplitude de movimento e biofeedback. O modelo biomecânico foi capaz de replicar movimentos isolados e combinados das três articulações com fluidez e sincronismo, validando a arquitetura de comunicação sem fio e o filtro de Madgwick aplicado.

Conclui-se que o protótipo desenvolvido é uma ferramenta promissora para a telereabilitação, demonstrando robustez na captura de movimentos fundamentais, embora a validação experimental tenha evidenciado pontos cruciais de evolução. No hardware, torna-se imperativa a substituição do sensor e da estrutura de proteção para mitigar interferências eletromagnéticas, permitindo a ativação do magnetômetro e a consequente correção do drift no eixo Z. Para expandir a aplicabilidade do sistema, sugere-se a adição de nós para rastreamento de membros inferiores, evolução do software de processamento de dados por meio da incorporação de técnicas de aprendizado de máquina e o desenvolvimento de um aplicativo móvel, maximizando a portabilidade para uso domiciliar. Por fim, a realização de testes com pacientes reais será fundamental para validar a usabilidade e o conforto do dispositivo frente a avaliações clínicas padronizadas.

Referências

CARVALHO, E. M. *Protótipo de um dispositivo para captura de movimentos dos membros superiores em tempo real usando sensores inerciais*. Dissertação (Trabalho de Conclusão de Curso) — Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2016.

COSTA, B. O. *Acervo Digital (TCC): Vídeos dos Ensaios Experimentais*. 2026. <https://drive.google.com/drive/folders/1milBs2UE-oovpGNk7qoGOz8FwoRbzuR0?usp=sharing>. Google Drive. Acesso em: 14 jan. 2026.

DIEBEL, J. *Representing Attitude: Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors*. Stanford, California, 2006.

Dobot. *DOBOT CRA Series*. 2025. <https://www.dobot-robots.com/products/cra-series/dobot-cra-series.html>. Acesso em: 21 dez. 2025.

FELIZ, R.; ZALAMA, E.; GARCíA-BERMEJO, J. G. Pedestrian tracking using inertial sensors. *Journal of Physical Agents*, v. 3, n. 1, p. 35–43, 2009.

Google Gemini. *Gemini*. 2026. <https://gemini.google.com/>. Modelo de inteligência artificial generativa. Acesso em: 10 jan. 2026.

HAMILTON, W. R. On quaternions; or on a new system of imaginaries in algebra. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, v. 25, n. 3rd Series, p. 489–495, 1844. Edição por David R. Wilkins (2000).

JANG, S. et al. Comparison of camera based and inertial measurement unit based motion analysis. In: *Proceedings of the 7th International Conference on Sensor Networks (SENSORNETS 2018)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 161–167. ISBN 978-969-758-284-4.

Kodeco. *Metal by Tutorials: Chapter 23 – Animation*. 2026. <https://www.kodeco.com/books/metal-by-tutorials/v3.0/chapters/23-animation>. Acesso em: 13 jan. 2026.

LóPEZ-NAVA, I. H.; MUñOZ-MELéNDEZ, A. Wearable inertial sensors for human motion analysis: A review. *IEEE Sensors Journal*, 2016.

MADGWICK, S. O. *An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays*. [S.l.], 2010. Technical Report.

MCCLINTOCK, F. A. et al. Assessing the impact of sensor orientation on accelerometer-derived angles: A systematic analysis and proposed error reduction. *Applied Sciences*, v. 14, n. 2, p. 842, 2024.

MENDES, L. C. et al. Objective assessment of tremor in parkinson's disease using the rehabeelitation serious game. In: *2023 IEEE International Conference on Metrology for eXtended Reality, Artificial Intelligence and Neural Engineering (MetroXRAINE)*. Milão, Itália: IEEE, 2023. p. 717–722. ISBN 979-8-3503-0079-6.

MOVELLA. *Health & Sports - Motion Capture*. 2025. <https://www.movella.com/health-sports/motion-capture>. Acesso em: 14 nov. 2025.

MOVELLA. *Home | Movella.com*. 2025. <https://www.movella.com/en/>. Acesso em: 14 nov. 2025.

MOVELLA. *Xsens MTi-630 AHRS - Movella.com*. 2025. <https://www.movella.com/sensor-modules/xsens-mti-630-ahrs>. Acesso em: 14 nov. 2025.

PERAIRE, J.; WIDNALL, S. *Lecture L29 - 3D Rigid Body Dynamics: Euler Angles*. 2009. MIT OpenCourseWare. 16.07 Dynamics, Fall 2009.

ROETENBERG, D. *Inertial and Magnetic Sensing of Human Motion*. Tese (Doutorado) — University of Twente, Enschede, the Netherlands, 2006.

SCHEPERS, M.; GIUBERTI, M.; BELLUSCI, G. *Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing*. [S.l.], 2018. Disponível em: <https://www.movella.com/resources/white-papers/white-papers/mvn>.

SILVA, L. F. S. et al. Development of a motion tracking interface using wireless inertial measurement units for biomedical purposes. In: *Anais de Conferência (Não especificado no documento)*. Uberlândia, Brasil: [s.n.], 2025.

SOUZA, T. B. C. et al. Rastreamento inercial sem fio em tempo real. In: *Anais do Simpósio de Engenharia Biomédica (SEB)*. Uberlândia, Brazil: [s.n.], 2023.

SOUZA, T. B. C. et al. *Validation of time latency and data reliability for an developed inertial sensor*. 2024. Biomedical Engineering Laboratory, Federal University of Uberlândia.

UNIVERSITY, D. o. E. M. S.; ENGINEERING, C. *Quaternions - Underwater Navigation*. 2013. <https://ece.montana.edu/seniordesign/archive/FL13/UnderwaterNavigation/Quaternions.html>. Acesso em: 15 nov. 2025.

WEI, W. et al. Real-time limb motion tracking with a single imu sensor for physical therapy exercises. In: *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. [S.l.: s.n.], 2021. p. 1–4.

WELCH, G.; FOXLIN, E. Motion Tracking: No Silver Bullet, but a Respectable Arsenal. *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 22, n. 6, p. 24–38, 2002.

WILLEMSEN, A. T. M.; FRIGO, C.; BOOM, H. B. K. Lower extremity angle measurement with accelerometers—error and sensitivity analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 12, p. 1186–1193, dec 1991.

WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.

ZHOU, H.; HU, H. Human motion tracking for rehabilitation—a survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 3, p. 1–18, 2008.