

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIAS ELÉTRICA E BIOMÉDICA

# **Desenvolvimento de um Sistema Vestível Sem Fio para Análise de Parâmetros Temporais e Angulares da Marcha Humana Baseado no Protocolo ESP-NOW**

Davi Gabriel dos Santos Oliveira

UFPA / ITEC / FEEB  
Campus Universitário do Guamá  
Belém – Pará – Brasil

2025



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIAS ELÉTRICA E BIOMÉDICA

DAVI GABRIEL DOS SANTOS OLIVEIRA

**Desenvolvimento de um Sistema Vestível Sem  
Fio para Análise de Parâmetros Temporais e  
Angulares da Marcha Humana Baseado no  
Protocolo ESP-NOW**

UFPA / ITEC / FEEB  
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DO GUAMÁ  
BELÉM – PARÁ – BRASIL

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIAS ELÉTRICA E BIOMÉDICA

Davi Gabriel dos Santos Oliveira

**Desenvolvimento de um Sistema Vestível Sem Fio para  
Análise de Parâmetros Temporais e Angulares da Marcha  
Humana Baseado no Protocolo ESP-NOW**

Trabalho de Curso apresentado à Faculdade de Engenharias Elétrica e Biomédica da Universidade Federal do Pará, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Bacharel em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Ana Carolina Quintão Siravenha Müller

UFPA / ITEC / FEEB  
Campus Universitário do Guamá  
Belém – Pará – Brasil

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIAS ELÉTRICA E BIOMÉDICA

**Desenvolvimento de um Sistema Vestível Sem Fio para Análise de Parâmetros Temporais e Angulares da Marcha Humana Baseado no Protocolo ESP-NOW**

Autor: Davi Gabriel dos Santos Oliveira

TRABALHO DE CURSO APRESENTADO À FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ, COMO REQUISITO PARCIAL PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovado em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Banca examinadora:

---

**Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Ana Carolina Quintão Siravenha Müller**  
Orientadora

---

**Membro – FEEB**  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Isabela Marques Miziara

---

**Membro – PPGEE**  
Msc. Sérgio Lima Júnior

Visto:

---

**Diretora da FEEB/ITEC/UFPA**  
Prof<sup>a</sup>. Dra. Carminda Célia de Moura de Moura Carvalho

*À minha família, cuja presença e apoio incondicional constituem a base de tudo o que sou.*

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus e à Nossa Senhora por conduzirem meu caminho e iluminarem cada uma das decisões de minha vida.

Aos meus pais, Ronaldo e Denilda, que constituem a base primária terrena de todo o meu caráter e são a minha referência. Não existem palavras que traduzem toda minha gratidão por todo esforço e batalha de vocês para minha formação pessoal, acadêmica e profissional. Obrigado por todos conselhos, apoio e amor incondicional que vocês me deram.

À minha esposa Bianca, obrigado por todo apoio diário, paciência, compreensão. A sua presença foi essencial para o concebimento e execução deste trabalho.

À minha filha Verônica, que é responsável pelas minhas forças nos momentos de maior cansaço.

Ao meu irmão Lucas Samuel, por todo apoio e companheirismo.

À minha avó Maria das Neves, que durante toda minha vida sempre me apoiou e ajudou. Agradeço por todo carinho.

Aos meus sogros José e Márcia, que sempre me apoiaram e me incentivaram. Obrigado por me acolherem como família.

À minha orientadora, Prof<sup>ª</sup> Ana Siravenha, agradeço imensamente por todo suporte e conhecimento dado para a realização deste trabalho.

Ao meu supervisor de estágio e amigo Walter Gomes, por todos conhecimentos valiosos compartilhados e pela oportunidade dada na área da engenharia clínica.

Aos meus estimados amigos, Christopher, Lucas Henrique, Reivison, Marcos Vitor, Agatha, Bárbara, João Paulo, Douglas, Verena, Patrick, Markus, Helder, Daniel e Gustavo. Obrigado por tornarem esta jornada árdua, mais leve, com os momentos descontraídos e de apoio, parceria e amizade.

*“Não vos amoldeis às estruturas deste mundo,  
mas transformai-vos pela renovação da mente,  
a fim de distinguir qual é a vontade de Deus:  
o que é bom, o que Lhe é agradável, o que é perfeito.  
(Bíblia Sagrada, Romanos 12, 2)*

# Resumo

A análise quantitativa da marcha humana é uma ferramenta fundamental para o diagnóstico e a reabilitação de desordens motoras. Nesse contexto, este trabalho teve como objetivo desenvolver e validar sistema vestível e sem fio para a análise cinemática angular e temporal da marcha, com o intuito de instigar a análise e desenvolvimento desta aplicação, contribuindo para a democratização do acesso à pesquisa acadêmica no contexto da instrumentação biomecânica. A arquitetura do sistema baseou-se em uma rede de sensores inerciais (MPU-6050) controlados por microcontroladores ESP32, utilizando o protocolo de comunicação ESP-NOW para garantir baixa latência e transmissão de dados em tempo real. Além disso, a metodologia de validação consistiu em ensaios estáticos, comparados à goniometria manual, e ensaios dinâmicos, confrontados com a videogrametria bidimensional. Os resultados demonstraram a viabilidade técnica do sistema proposto, confirmando sua capacidade de monitorar as excursões angulares e identificar as fases do ciclo da marcha com concordância preliminar em relação aos métodos de referência.

**Palavras-chave:** Análise de marcha, Sistema vestível, ESP32, ESP-NOW, Cinemática.

# Abstract

Quantitative analysis of human gait is a fundamental tool for the diagnosis and rehabilitation of motor disorders. In this context, this study aimed to develop and validate a wireless wearable system for angular and temporal kinematic gait analysis, with the aim of stimulating the analysis and development of this application, contributing to the democratization of access to academic research in the context of biomechanical instrumentation. The system architecture was based on a network of inertial sensors (MPU-6050) controlled by ESP32 microcontrollers, using the ESP-NOW communication protocol to ensure low latency and real-time data transmission. Furthermore, the validation methodology consisted of static trials compared with manual goniometry and dynamic trials compared with two-dimensional videogrammetry. The results demonstrated the technical feasibility of the proposed system, confirming its ability to monitor angular excursions and identify gait cycle phases with preliminary agreement with the reference methods.

**Keywords:** Gait Analysis, Wearable System, ESP32, ESP-NOW, Kinematics.

# Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação do ciclo geral da marcha, destacando as fases de apoio e balanço e suas respectivas subdivisões. . . . .	6
Figura 2 – Sistema Proposto. . . . .	15
Figura 3 – Diagrama esquemático das conexões entre ESP32 e MPU-6050. . . . .	17
Figura 4 – Layout da PCB desenvolvido no ambiente ARES com malha de terra (sombreamento azul). . . . .	18
Figura 5 – Desenho da placa transferido para a PCB, após a corrosão do cobre de não condutibilidade. . . . .	19
Figura 6 – Protótipo soldado em PCB em suas faces superior e inferior com elementos soldados e móveis como bateria e botão de chaveamento. . . . .	20
Figura 7 – Nós sensores, com velcro para a fixação e encapsulados com tubo termo retrátil para aumento da segurança mecânica e elétrica. . . . .	21
Figura 8 – Fluxo de aquisição, filtragem e refinamento dos dados inerciais. . . . .	23
Figura 9 – Posicionamento dos protótipos no membro inferior do voluntário para a realização dos protocolos experimentais. . . . .	30
Figura 10 – Séries temporais do ângulo do joelho medido pelo protótipo nas três posições de sustentação isométrica. . . . .	32
Figura 11 – Eventos do membro esquerdo: (1) Sinal do giroscópio bruto, (2) Detecção de eventos e (3) Acelerômetro. . . . .	34
Figura 12 – Eventos do membro direito: (1) Sinal do giroscópio bruto, (2) Detecção de eventos e (3) Acelerômetro. . . . .	35

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Períodos de Contato com o Solo . . . . .	8
Tabela 2 – Ângulos Obtidos após Processamento Digital (Média de 5s) . . . . .	33
Tabela 3 – Parâmetros Temporais - Perna Esquerda . . . . .	35
Tabela 4 – Parâmetros Temporais - Perna Direita . . . . .	36
Tabela 5 – Análise de Erro: Protótipo vs. Goniômetro Manual . . . . .	36
Tabela 6 – Comparação Temporal Estratificada: Protótipo vs. Videogrametria . . . . .	37

## Lista de abreviaturas e siglas

AVC	<i>Acidente Vascular Cerebral</i>
SLC	<i>Single Limb stance</i>
LED	<i>Light Emissor Diode</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Units</i>
PCI	<i>Placa de Circuito Impresso</i>
GND	<i>Ground</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
MAE	<i>Mean Absolute Error</i>
SMD	<i>Surface Mount Device</i>

# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Considerações Iniciais	1
1.2	Objetivos	2
1.2.1	Gerais	2
1.2.2	Específicos	2
1.3	Motivação do Estudo	3
1.4	Estrutura do Trabalho	3
<b>2</b>	<b>Referencial Teórico</b>	<b>5</b>
2.1	Biomecânica da Marcha Humana	5
2.1.1	O Ciclo da Marcha	5
2.1.2	Distribuição Temporal e Influência da Velocidade	7
2.2	Métodos Tradicionais de Análise de Marcha	8
2.3	Sensores Inerciais	9
2.3.1	Acelerômetro	9
2.3.2	Giroscópio	10
2.4	Parâmetros e Algoritmos de Extração de Características da Marcha	11
2.5	Validação de Sistemas Biomédicos	12
2.5.1	O Padrão-Ouro e Referências Alternativas	12
2.5.2	Métricas de Concordância	12
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>14</b>
3.1	Arquitetura do Sistema Proposto	14
3.2	Desenvolvimento do Hardware	15
3.2.1	Esquemático	16
3.2.2	Layout da Placa de Circuito Impresso (PCB)	17
3.2.3	Processo de Fabricação: Gravação a Laser e Corrosão	18
3.2.4	Soldagem e Integração dos Componentes	19
3.2.5	Acabamento	19
3.3	Desenvolvimento do <i>Software</i>	21
3.3.1	<i>Firmware</i> da Unidade Central (Mestre)	21
3.3.2	<i>Firmware</i> das Unidades Sensoriais (Escravas)	22
3.4	Processamento dos Sinais	22
3.4.1	Aquisição e Conversão de Unidades	23
3.4.2	Pré-processamento	23
3.4.3	Refinamento e Extração de Características	24
3.4.3.1	Integração e Cinemática Articular	24
3.4.3.2	Detecção de Eventos e Métricas	24

3.5	Protocolos Experimentais . . . . .	25
3.5.1	Protocolo 1: Dinâmica da Marcha (Parâmetros Temporais) . . . . .	25
3.5.2	Protocolo 2: Goniometria estática (parâmetros angulares) . . . . .	26
3.6	Procedimento de Validação . . . . .	26
3.6.1	Validação Estática: Acurácia Angular . . . . .	27
3.6.2	Validação Dinâmica: Parâmetros Temporais . . . . .	27
3.6.3	Análise Estatística dos Dados . . . . .	28
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussão . . . . .</b>	<b>29</b>
4.1	Resultados do Sistema Desenvolvido . . . . .	29
4.2	Dados Coletados . . . . .	31
4.2.1	Dados da Análise Estática (Goniometria) . . . . .	31
4.2.2	Dados da Análise Dinâmica (Cinemática) . . . . .	33
4.3	Análise de Confiabilidade . . . . .	36
4.3.1	Confiabilidade Estática (Goniometria) . . . . .	36
4.3.2	Confiabilidade Dinâmica (Videogrametria) . . . . .	36
4.4	Resumo dos Resultados . . . . .	37
4.5	Interpretação dos Resultados . . . . .	38
4.5.1	Flexão do joelho . . . . .	38
4.5.2	Relação apoio/balanço . . . . .	38
4.5.3	Consistência e Reprodutibilidade entre Ensaios . . . . .	39
4.6	Comparação com Estudos Anteriores . . . . .	39
4.7	Limitações do Estudo . . . . .	40
<b>5</b>	<b>Conclusão . . . . .</b>	<b>42</b>
5.1	Conclusões Gerais . . . . .	42
5.2	Trabalhos Futuros . . . . .	42
5.3	Disclaimer de Uso de IA . . . . .	43
	<b>Referências . . . . .</b>	<b>44</b>

# 1 Introdução

## 1.1 Considerações Iniciais

A marcha é uma das atividades motoras mais complexas e fundamentais para a autonomia de um indivíduo. Embora pareça um ato simples e automático, caminhar exige uma integração precisa entre o sistema nervoso central, o sistema sensorial e o aparelho musculoesquelético. Devido a essa complexidade, a marcha é frequentemente considerada pela comunidade médica como um "sexto sinal vital" : alterações no padrão de caminhar são, muitas vezes, os primeiros indícios de declínio funcional ou de patologias subjacentes (FRITZ; LUSARDI, 2009).

Diversas condições de saúde afetam diretamente os parâmetros da marcha, gerando padrões anormais que comprometem a qualidade de vida dos seres humanos. Doenças neurológicas, como o Acidente Vascular Cerebral (AVC) e a Doença de Parkinson, frequentemente resultam em assimetrias, redução do comprimento do passo ou episódios de congelamento da marcha (PERRY; BURNFIELD, 2010; MORRIS, 2000). Ademais, condições ortopédicas e o próprio envelhecimento natural tendem a reduzir a velocidade e a cadência do caminhar, aumentando o risco de quedas — um grave problema de saúde pública, especialmente entre idosos (RUBENSTEIN, 2006; STUDENSKI et al., 2011; HAUSDORFF; RIOS; EDELBERG, 2001).

O padrão-ouro para a análise biomecânica da marcha — sistemas optoeletrônicos tridimensionais como Vicon e Qualisys, combinados a plataformas de força — oferece precisão milimétrica, mas a um custo que frequentemente supera dezenas de milhares de dólares, exigindo ainda infraestrutura laboratorial fixa, técnicos especializados e condições controladas de captura (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2014). Na prática clínica brasileira, especialmente em serviços públicos e hospitais universitários em desenvolvimento, esse cenário cria um gargalo profundo: a ferramenta que mediria com rigor a evolução de um paciente em reabilitação existe — mas é estruturalmente inacessível à maioria dos que dela necessitariam. Ademais, a evolução ou regressão do paciente é registrada apenas pela percepção subjetiva do fisioterapeuta ou pelo relato impreciso do próprio paciente (TORO; NESTER; FARREN, 2003; SIMON, 2004).

Outrossim, é neste contexto que este trabalho se posiciona. O desenvolvimento de um sistema vestível sem fio, representando um trabalho que possibilita a democratização da pesquisa biomecânica. Com um custo total de materiais em torno de R\$ 94,00, o sistema aqui proposto coloca nas mãos de estudantes, pesquisadores e clínicos de instituições públicas uma ferramenta capaz de realizar análise cinemática da marcha com metodologia

rastreável e resultados objetivos, sem depender de laboratórios de alta complexidade ou de equipamentos importados (HERRAN; GARCIA-ZAPIRAIN; MENDEZ-ZORRILLA, 2014). A capacidade de medir a marcha não apenas em ambiente controlado, mas nos corredores de uma clínica, em domicílio ou em campo, amplia de forma significativa a validade ecológica das investigações e a escala do acesso.

Em perspectiva futura, essa democratização abre um horizonte concreto: a integração desse tipo de tecnologia a hospitais universitários vinculados ao SUS, criando núcleos de análise de marcha de baixo custo capazes de apoiar tanto a prática clínica quanto a formação de novos profissionais em engenharia biomédica e fisioterapia. A transformação de um protótipo acadêmico em ferramenta assistencial pública é o próximo passo de um trabalho que nasce comprometido com a equidade no acesso à tecnologia em saúde.

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Gerais

Desenvolver e avaliar um sistema vestível e sem fio para a aquisição e análise de parâmetros cinemáticos da marcha humana, baseado em uma rede de sensores inerciais controlados por microcontroladores ESP32 e utilizando o protocolo de comunicação ESP-NOW. Com intuito de democratizar o acesso à pesquisa acadêmica no âmbito da instrumentação biomecânica.

### 1.2.2 Específicos

- Fundamentar teoricamente o funcionamento de sensores inerciais (acelerômetros e giroscópios) e as características do protocolo ESP-NOW aplicados ao monitoramento biomecânico.
- Projetar e implementar a arquitetura de hardware dos nós sensores (escravos) e do nó receptor (mestre), integrando os microcontroladores ESP32 aos módulos de medição inercial.
- Desenvolver o *firmware* de comunicação utilizando a topologia mestre-escravo via ESP-NOW, visando a transmissão de dados com baixa latência e eficiência energética.
- Implementar algoritmos de processamento de sinais para a conversão dos dados brutos em estimativas angulares e parâmetros temporais da marcha.
- Validar o funcionamento do protótipo por meio de testes experimentais, verificando a acurácia dos dados.

## 1.3 Motivação do Estudo

O fomento à pesquisa científica e a formação de qualidade em engenharia biomédica dependem intrinsecamente da disponibilidade de infraestrutura tecnológica adequada. No entanto, o cenário acadêmico, especialmente em instituições públicas e laboratórios universitários em desenvolvimento, frequentemente depara-se com restrições orçamentárias que inviabilizam a aquisição de equipamentos de referência comercial. A dependência de sistemas proprietários importados, além de onerar os projetos com custos de manutenção elevados, cria um gargalo na produção de conhecimento, limitando o acesso de estudantes e pesquisadores a ferramentas essenciais para a coleta de dados experimentais.

Nesse contexto, a implementação de uma plataforma de análise baseada em comunicação sem fio e hardware acessível (ESP32) apresenta-se como uma estratégia para reduzir a dependência exclusiva da infraestrutura laboratorial complexa. Embora não substitua a precisão absoluta dos sistemas optoeletrônicos e plataformas de força — que permanecem como o padrão-ouro para validação —, a tecnologia sem fio oferece uma alternativa viável para estudos de triagem e monitoramento em larga escala. Essa característica confere portabilidade aos experimentos, permitindo que a coleta de dados cinemáticos seja expandida para cenários onde as câmeras fixas não alcançam, como corredores, ambientes externos ou residenciais, ampliando significativamente a validade ecológica das pesquisas acadêmicas.

Ademais, este projeto democratiza o acesso à instrumentação biomecânica, permitindo que a comunidade acadêmica realize investigações preliminares robustas e explore novas linhas de pesquisa que seriam inviáveis se dependessem unicamente da agenda ou da disponibilidade dos laboratórios de alta complexidade.

## 1.4 Estrutura do Trabalho

Este trabalho está organizado em cinco capítulos, estruturados de forma a apresentar a evolução lógica do desenvolvimento do protótipo, desde a fundamentação teórica até a análise dos resultados obtidos.

O Capítulo 2 estabelece a base teórica necessária para a compreensão do estudo, abordando a biomecânica da marcha humana e seus parâmetros fundamentais. São discutidos os métodos tradicionais de análise, bem como o funcionamento dos sensores inerciais de baixo custo e os algoritmos utilizados para a extração de dados cinemáticos. O capítulo encerra-se com uma revisão sobre os critérios de validação de sistemas biomédicos.

No Capítulo 3, é detalhada a metodologia aplicada no desenvolvimento do projeto. Descreve-se a arquitetura de hardware do sistema proposto, fundamentada no uso de microcontroladores e comunicação sem fio, além do desenvolvimento do software embarcado. Também são apresentados os protocolos experimentais adotados e os procedimentos

estatísticos definidos para a validação do dispositivo.

O Capítulo 4 expõe os resultados alcançados e promove a discussão dos dados coletados. Nesta etapa, realiza-se a comparação direta entre o protótipo desenvolvido e o sistema de referência, avaliando-se a confiabilidade das medições. O capítulo inclui ainda a interpretação dos resultados à luz de estudos anteriores e aponta as limitações técnicas identificadas durante o estudo, sugerindo propostas de trabalhos futuros para o aprimoramento da tecnologia.

Por fim, o Capítulo 5 apresenta as conclusões gerais sobre a viabilidade e eficácia do protótipo. Inclui-se também, conforme diretrizes éticas e metodológicas, o *disclaimer* sobre o uso de ferramentas de Inteligência Artificial no auxílio à elaboração do texto.

## 2 Referencial Teórico

### 2.1 Biomecânica da Marcha Humana

A marcha humana é definida como um padrão cíclico e coordenado de movimentos corporais que resulta no deslocamento do centro de massa do indivíduo com o mínimo gasto energético possível. Do ponto de vista mecânico, trata-se de um processo de perda e recuperação do equilíbrio, onde o corpo alterna constantemente entre uma base de suporte estável e uma instável para progredir no espaço (WINTER, 2009).

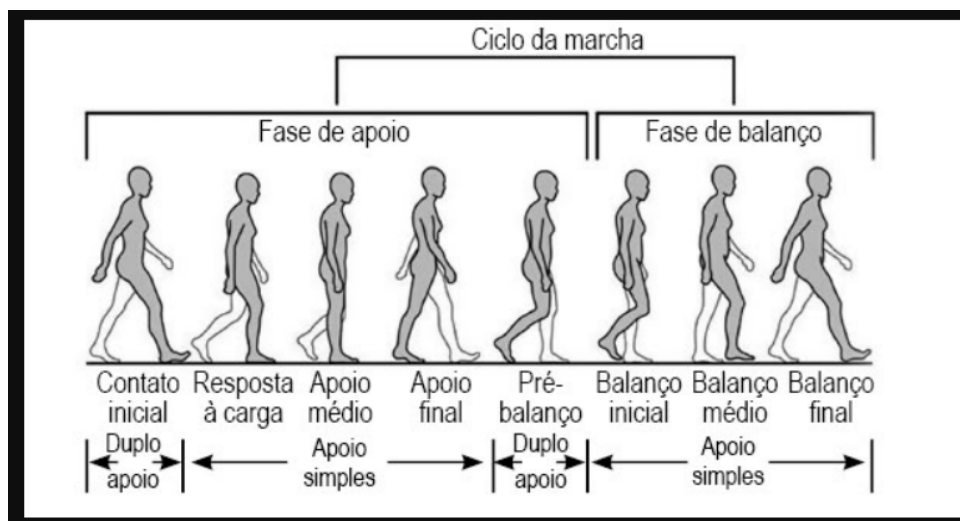
Para a engenharia biomédica e o desenvolvimento de instrumentação, a marcha não deve ser vista apenas como um movimento contínuo, mas sim como uma série de eventos discretos e mensuráveis que se repetem periodicamente. A compreensão desses eventos é fundamental para a correta implementação de algoritmos de detecção baseados em sensores inerciais.

#### 2.1.1 O Ciclo da Marcha

A unidade fundamental de análise é ciclo da marcha, definido como o intervalo de tempo compreendido entre o contato inicial de um pé no solo e o contato subsequente do mesmo pé. Embora a divisão binária entre apoio e balanço seja útil para uma visão macroscópica, a análise clínica e cinemática exige um detalhamento maior.

Segundo a classificação padrão do *Rancho Los Amigos*, descrita por (PERRY; BURNFIELD, 2010), o ciclo da marcha é composto por oito fases funcionais distintas, como evidenciado na figura 1, sendo cinco pertencentes à fase de apoio e três à fase de balanço. A correta identificação desses subeventos é crucial para a validação de algoritmos de segmentação automática.

Figura 1 – Representação do ciclo geral da marcha, destacando as fases de apoio e balanço e suas respectivas subdivisões.



Fonte: (NEUMANN, 2011).

Nesse aspecto, a fase de apoio é o período em que o pé está em contato com o solo, sendo responsável pela absorção de choque, sustentação de carga e propulsão do corpo. São subdivisões da fase de apoio (de 0% a 60% do ciclo):

- Contato Inicial (*Initial Contact*): Ocorre entre 0% e 2% do ciclo. É o momento exato em que o pé toca o solo. Em uma marcha saudável, o contato é feito com o calcanhar (daí o termo clássico *Heel Strike*). Para sistemas inerciais, este é o evento mais crítico, pois gera um pico transiente de desaceleração vertical de alta magnitude, servindo como gatilho para o início da contagem do passo.
- Resposta à Carga (*Loading Response*): Ocorre entre 0% e 10% do ciclo. É o período de duplo apoio inicial, onde o peso do corpo é transferido para o membro de referência, enquanto o outro membro se prepara para sair do chão. O pé realiza uma flexão plantar controlada para absorver o impacto.
- Apoio Médio (*Mid Stance*): Ocorre entre 10% e 30% do ciclo. Inicia-se quando o pé oposito sai do solo (início do apoio unipodal) e termina quando o peso do corpo está alinhado sobre o antepé de referência. É a fase de maior estabilidade vertical.
- Apoio Terminal (*Terminal Stance*): Ocorre entre 30% e 50% do ciclo. Inicia-se com a elevação do calcanhar do solo (*Heel Rise*) e continua até que o pé oposito toque o chão. É a fase onde ocorre a maior propulsão para frente.
- Pré-Balanço (*Pre-Swing*): Ocorre entre 50% e 60% do ciclo. É o segundo intervalo de duplo apoio do ciclo. Começa com o contato inicial do membro oposito e termina com o desprendimento dos dedos (*Toe-off*) do membro de referência. Biomecanicamente,

serve como uma fase de transição para descarregar o peso e preparar o membro para o balanço.

A fase de balanço refere-se ao tempo em que o membro está no ar, avançando para o próximo passo. O principal desafio aqui é o controle da inércia e o *clearance* (evitar que o pé arraste no chão). São subdivisões desta fase (de 60% a 100% do ciclo)

- **Balanço Inicial (*Initial Swing*):** Ocorre entre 60% e 73% do ciclo. Começa logo após o *Toe-off*. O objetivo principal é a aceleração do membro e a retirada do pé do solo. O joelho atinge sua flexão máxima (aproximadamente 60°) para encurtar o membro e facilitar o avanço.
- **Balanço Médio (*Mid Swing*):** Ocorre entre 73% e 87% do ciclo. É o momento em que o membro em balanço cruza o membro de apoio (que está parado no chão). O pé deve ser mantido em posição neutra (dorsiflexão) para garantir a distância segura do solo.
- **Balanço Terminal (*Terminal Swing*):** Ocorre entre 87% e 100% do ciclo. É a fase de desaceleração. Os músculos posteriores da coxa (isquiotibiais) atuam fortemente para frear o movimento da perna e posicionar o pé adequadamente para um novo Contato Inicial, reiniciando o ciclo.

### 2.1.2 Distribuição Temporal e Influência da Velocidade

A distribuição temporal das fases do ciclo da marcha segue um padrão genérico amplamente aceito na literatura. Em condições normais, a fase de apoio ocupa aproximadamente 60% do ciclo, enquanto a fase de balanço corresponde aos 40% restantes. No entanto, conforme ressaltado por Perry e Burnfield (PERRY; BURNFIELD, 2010), a duração precisa desses intervalos não é fixa, variando significativamente em função da velocidade de caminhada do indivíduo. Para uma velocidade de marcha habitual de 82 m/min (1,36 m/s), os períodos de apoio e balanço representam, respectivamente, 62% e 38% do ciclo. Dentro da fase de apoio, ocorrem dois intervalos críticos denominados Duplo Apoio, momentos em que ambos os pés estão em contato com o solo simultaneamente. Cada intervalo de duplo apoio dura cerca de 10% a 12% do ciclo (totalizando aproximadamente 24% do ciclo total). A relação entre a duração dessas fases e a velocidade de deslocamento é inversa e não linear:

- **Aumento da Velocidade:** À medida que a velocidade da marcha aumenta, a duração absoluta de ambas as fases diminui. Proporcionalmente, o tempo de apoio simples aumenta, enquanto os intervalos de duplo apoio são encurtados.

- **Redução da Velocidade:** Em velocidades mais baixas, o padrão se inverte. O indivíduo passa proporcionalmente mais tempo em duplo apoio para garantir estabilidade.

Uma característica biomecânica fundamental para a sincronização de sistemas de análise é a correspondência temporal entre os membros: o período de apoio simples de um membro ocorre concomitantemente à fase de balanço do membro oposto, como ilustrado na Figura 1. A presença do intervalo de duplo apoio é o que define biomecanicamente o ato de caminhar. Quando a velocidade aumenta a ponto de o duplo apoio deixar de existir (0% do ciclo), o modo de locomoção transita da marcha para a corrida (*running*), onde passa a existir uma fase de flutuação aérea.

Tabela 1 – Períodos de Contato com o Solo

	Genérico	82 m/min
<b>Apoio (Stance)</b>	<b>60%</b>	<b>62%</b>
Duplo apoio inicial	10%	12%
Apoio simples	40%	38%
Duplo apoio terminal	10%	12%
<b>Balanço (Swing)</b>	<b>40%</b>	<b>38%</b>

*\*Tempo genérico (expresso como % do ciclo da marcha) comparado à velocidade normal habitual de caminhada, 82 m/min (1,36 m/s). (Adaptada de (PERRY; BURNFIELD, 2010).)*

## 2.2 Métodos Tradicionais de Análise de Marcha

A análise instrumental da marcha evoluiu significativamente nas últimas décadas, transitando da observação visual subjetiva para sistemas quantitativos de alta precisão. Atualmente, as tecnologias baseadas em laboratório são consideradas o padrão-ouro para a captura de movimento e avaliação biomecânica.

Os sistemas optoeletrônicos constituem a tecnologia mais difundida em laboratórios de pesquisa e grandes centros de reabilitação. Esses sistemas operam através do princípio da estereofotogrametria, utilizando um conjunto de câmeras de alta velocidade (frequentemente operando no espectro infravermelho) dispostas ao redor de um volume de captura pré-determinado (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2014).

Para a reconstrução do movimento em três dimensões (3D), marcadores reflexivos passivos ou emissores ativos (LEDs) são fixados em pontos anatômicos específicos do corpo do paciente, seguindo protocolos biomecânicos padronizados, como o modelo *Plug-in Gait* ou o modelo de Helen Hayes (DAVIS et al., 1991).

Embora ofereçam precisão milimétrica, os sistemas ópticos apresentam limitações intrínsecas que motivam a busca por alternativas:

- **Oclusão de Marcadores:** A perda momentânea de visão de um marcador por uma câmera pode gerar falhas na reconstrução da trajetória (HERRAN; GARCIA-ZAPIRAIN; MENDEZ-ZORRILLA, 2014).
- **Artefato de Tecidos Moles:** O movimento da pele e do músculo sobre o osso pode introduzir erros na estimativa da posição articular, conhecido como *soft tissue artifact* (CAPPOZZO et al., 2005).
- **Restrição Espacial:** A captura fica limitada ao campo de visão das câmeras (volume calibrado), impedindo a análise de múltiplos ciclos de marcha contínuos ou de atividades em ambiente externo (HERRAN; GARCIA-ZAPIRAIN; MENDEZ-ZORRILLA, 2014; TAO et al., 2012).

## 2.3 Sensores Inerciais

A viabilidade econômica deste projeto fundamenta-se na utilização de sensores baseados em Sistemas Microeletromecânicos (MEMS), uma tecnologia que permite a fabricação de estruturas mecânicas microscópicas integradas a circuitos eletrônicos em um único substrato de silício. Diferentemente dos sensores macroscópicos tradicionais, os dispositivos MEMS oferecem dimensões reduzidas, baixo consumo energético e custo acessível, viabilizando sua aplicação em sistemas vestíveis para monitoramento ambulatorial da marcha.

### 2.3.1 Acelerômetro

O acelerômetro é um transdutor eletromecânico projetado para medir a aceleração própria do corpo ao qual está fixado. Em sua construção interna, o dispositivo opera como um sistema massa-mola-amortecedor microscópico. Ele é constituído por uma massa de prova sísmica, suspensa por feixes de silício que atuam como molas, permitindo o movimento relativo em um ou mais eixos.

O mecanismo de detecção baseia-se no princípio da capacitância diferencial. A massa móvel possui projeções laterais que se intercalam com eletrodos fixos na estrutura do chip, formando um conjunto de capacitores de placas paralelas. Quando o sensor é submetido a uma aceleração externa, a força inercial desloca a massa de prova de sua posição de equilíbrio, alterando a distância entre as placas fixas e móveis. Essa variação de distância provoca uma mudança na capacitância, que é convertida por um circuito de condicionamento interno em um sinal de tensão proporcional à aceleração aplicada, conforme descrito pela segunda Lei de Newton (KAVANAGH; MENZ, 2008).

É fundamental destacar que os acelerômetros MEMS captam dois tipos distintos de aceleração: a aceleração estática, decorrente da força da gravidade, e a aceleração dinâmica,

resultante do movimento corporal e impactos. Na análise de marcha, essa dualidade é explorada tanto para determinar a inclinação dos segmentos corporais em relação à vertical (inclinometria) quanto para detectar os picos de impacto característicos do contato do pé com o solo.

### 2.3.2 Giroscópio

Enquanto o acelerômetro mensura variações lineares de velocidade, o giroscópio MEMS é o dispositivo responsável por quantificar a velocidade angular, ou seja, a taxa de rotação de um corpo em torno de um eixo, geralmente expressa em graus por segundo. Diferentemente dos giroscópios macroscópicos que utilizam rodas de inércia giratórias, os sensores MEMS baseiam-se em estruturas vibratórias para detectar a rotação através do Efeito Coriolis (INVENSENSE, 2013).

O funcionamento ocorre a partir de uma massa de prova que é induzida a vibrar continuamente em uma direção específica dentro do chip. Quando o sensor sofre uma rotação externa, a força de Coriolis atua perpendicularmente à direção da vibração original, provocando um deslocamento oscilatório secundário na massa. A amplitude desse deslocamento secundário é diretamente proporcional à velocidade angular aplicada externamente. Assim como no acelerômetro, esse movimento é detectado por sensores capacitivos e processado para gerar o sinal de saída (TAKEDA et al., 2009).

No contexto da análise biomecânica, o giroscópio oferece uma vantagem significativa sobre o acelerômetro: seu sinal não é contaminado pela aceleração gravitacional nem por componentes lineares do movimento. Isso o torna o sensor ideal para rastrear a orientação da coxa e da perna durante a fase de balanço da marcha, onde ocorrem rotações rápidas e acelerações bruscas.

Contudo, o sinal de velocidade angular precisa ser integrado matematicamente para se obter o ângulo de rotação, um processo que acumula erros estocásticos ao longo do tempo (fenômeno conhecido como *drift*). Segundo (TAO et al., 2012), esse erro cumulativo é um desafio significativo que, em monitoramentos de longa duração, geralmente demanda algoritmos de fusão sensorial (como o Filtro de Kalman) para correção constante baseada no acelerômetro.

Entretanto, a propagação do erro de orientação em sistemas inerciais é proporcional ao tempo de integração e para protocolos experimentais de curta duração, como o adotado neste trabalho (ciclos de marcha inferiores a 10 segundos), o erro acumulado permanece dentro de limites aceitáveis para a avaliação clínica. Desta forma, neste trabalho, optou-se pela aplicação de técnicas de remoção de tendência linear sobre o sinal bruto, uma abordagem computacionalmente eficiente e validada para janelas temporais curtas, dispensando a complexidade de implementação de filtros de fusão sensorial (WOODMAN,

2007; SABATINI, 2005).

## 2.4 Parâmetros e Algoritmos de Extração de Características da Marcha

A análise quantitativa da marcha humana fundamenta-se na extração precisa de métricas biomecânicas a partir dos dados brutos capturados por sensores. No contexto da instrumentação baseada em unidades de medição inercial (IMUs), o processamento desses sinais divide-se, classicamente, em dois domínios principais: a análise temporal, focada na segmentação dos eventos discretos do ciclo, e a análise cinemática, voltada para a reconstrução contínua do movimento angular articular (TAO et al., 2012).

A identificação robusta dos ciclos de passada é o pré-requisito para qualquer avaliação subsequente. Segundo (WINTER, 2009), o ciclo da marcha é delimitado por eventos específicos, sendo o toque do calcanhar (*Heel Strike*) e o desprendimento dos dedos (*Toe Off*) os marcos que definem as fases de apoio e balanço. Para automatizar essa segmentação em sinais inerciais, a literatura consolidou o uso de algoritmos de detecção de picos baseados na morfologia do sinal de velocidade angular. (SABATINI, 2005) demonstram que, no plano sagital, o movimento do segmento distal da perna gera padrões cíclicos repetitivos, onde mínimos locais de velocidade angular correspondem aos instantes de impacto do pé no solo. A aplicação de limiares de magnitude e janelas temporais de refração sobre esses sinais permite filtrar oscilações espúrias, garantindo que apenas eventos biomecanicamente válidos sejam contabilizados para o cálculo da cadência e da duração do passo (GREENE et al., 2010).

Concomitantemente à análise temporal, a reconstrução cinemática busca estimar a posição angular das articulações, como a flexão e extensão do joelho. Ademais, o princípio matemático subjacente é a integração numérica dos dados provenientes do giroscópio. Embora teoricamente direta, esta abordagem, no entanto, enfrenta desafios impostos pelas características construtivas dos sensores MEMS (*Micro-Electro-Mechanical Systems*), que sofrem com ruídos aleatórios e viés de sinal (*bias*). A integração direta desses erros, em testes que duram mais de 10 segundos, resulta no fenômeno de deriva ou *drift*, caracterizado por uma divergência progressiva do ângulo calculado em relação ao valor real. Para mitigar esse efeito em aplicações clínicas, utilizam-se estratégias de correção que variam desde a remoção de tendências lineares em protocolos de curta duração, até a implementação de filtros de fusão sensorial, como o Filtro de Kalman ou Complementar. Estas técnicas mais avançadas combinam a resposta dinâmica do giroscópio com a referência gravitacional estática do acelerômetro, estabilizando a orientação absoluta do segmento ao longo do tempo (COOPER et al., 2009).

## 2.5 Validação de Sistemas Biomédicos

No desenvolvimento de instrumentação biomédica, a etapa de validação não se resume apenas a verificar se o dispositivo funciona, mas sim quantificar o grau de concordância entre as medidas obtidas pelo novo instrumento e aquelas fornecidas por um sistema de referência consolidado, denominado padrão-ouro. Segundo a metodologia clássica proposta por (BLAND; ALTMAN, 1986), a validação clínica de um novo método de medição exige a demonstração estatística de que as diferenças entre as duas técnicas são insignificantes para o propósito clínico a que se destinam.

### 2.5.1 O Padrão-Ouro e Referências Alternativas

Na análise de marcha e validação de dispositivos biomédicos, os sistemas optoeletrônicos tridimensionais (como Vicon ou Qualisys) são considerados o padrão-ouro devido à sua alta precisão milimétrica na reconstrução cinemática (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2014). No entanto, o custo elevado e a restrição de uso a ambientes laboratoriais controlados motivaram a validação de ferramentas alternativas mais acessíveis.

No contexto da análise dinâmica e temporal, a videogrametria bidimensional (2D) tem se consolidado como uma alternativa robusta. O software Kinovea, por exemplo, é amplamente utilizado como referência para validação de sensores inerciais. A literatura demonstra que esta ferramenta apresenta alta correlação com sistemas 3D tanto para a mensuração de parâmetros espaciais (PUIG-DIVÍ *et al.*, 2019) quanto para parâmetros temporais da marcha, como tempos de passada e cadência (GÓMEZ-CARMONA *et al.*, 2022), legitimando seu uso em projetos de engenharia de baixo custo.

Paralelamente, para a avaliação angular estática e funcional, a goniometria universal manual permanece como o padrão de referência clínica. Segundo (ACAR *et al.*, 2024; NORKIN; WHITE, 2016), apesar da evolução tecnológica, o goniômetro continua sendo o instrumento mais confiável e amplamente aceito para a determinação da amplitude de movimento articular, servindo frequentemente como base para a calibração e validação de novos dispositivos de medição angular.

### 2.5.2 Métricas de Concordância

A validação de instrumentos de medição em biomecânica requer a verificação da concordância entre o novo método proposto e um padrão de referência consolidado. Segundo (GIAVARINA, 2015), a avaliação dessa concordância não deve limitar-se apenas a coeficientes de correlação, mas deve focar principalmente na magnitude das diferenças entre as medidas, uma vez que o objetivo clínico é a permutabilidade dos métodos.

Nesse contexto, a literatura recomenda uma abordagem de validação estratificada

em dois domínios: o espacial (angular) e o temporal. Para a avaliação da acurácia estática, a métrica fundamental é o Erro Absoluto ( $E_{abs}$ ), definido por (TAYLOR, 1997) como a diferença modular entre o valor medido pelo sensor e o valor de referência ( $|x_{ref} - x_{med}|$ ). Outrossim, esta métrica quantifica o afastamento físico da leitura em relação ao alvo, sendo crucial para determinar se o dispositivo respeita as margens de tolerância da goniometria clínica, tipicamente situadas em torno de  $\pm 5^\circ$  (CARENDER et al., 2016; NORKIN; WHITE, 2016). Da mesma maneira, o Erro Relativo ( $E_{rel}$ ) expressa essa discrepância de forma percentual, permitindo ponderar o impacto do erro em diferentes amplitudes articulares.

Ademais, para a validação dinâmica e temporal, o foco desloca-se da magnitude angular para a precisão na detecção de eventos discretos (como o *Heel Strike* e *Toe Off*). Neste domínio, a acurácia é determinada pela sincronização temporal. Conforme estabelecido por (ROBERTSON et al., 2013), a métrica de concordância adequada é o Erro Absoluto Temporal, calculado pela diferença de tempo entre a ocorrência do evento detectado pelo algoritmo e a sua observação no quadro de vídeo de referência. Para que um sistema seja considerado válido para análise de marcha, o erro médio deve ser inferior ou equivalente à resolução temporal do sistema de referência (duração de um quadro de vídeo), garantindo que a latência do dispositivo não comprometa a interpretação das fases do ciclo da marcha.

## 3 Metodologia

### 3.1 Arquitetura do Sistema Proposto

O sistema desenvolvido foi concebido como uma Rede de Área Corporal Sem Fio (WBAN - *Wireless Body Area Network*) operando em uma topologia do tipo estrela (URAZAYEV et al., 2023). A arquitetura de alto nível é composta por nós sensores móveis (escravos), fixados aos segmentos corporais, e um nó mestre concentrador fixo. Este último, posicionado externamente ao corpo e conectado ao computador, atuando como interface de comunicação: recebe os pacotes de dados via protocolo ESP-NOW dos nós escravos e os retransmite em tempo real através da porta serial (USB) para visualização e gravação no software *SerialPlot*<sup>1</sup>.

A estrutura lógica do sistema divide-se em:

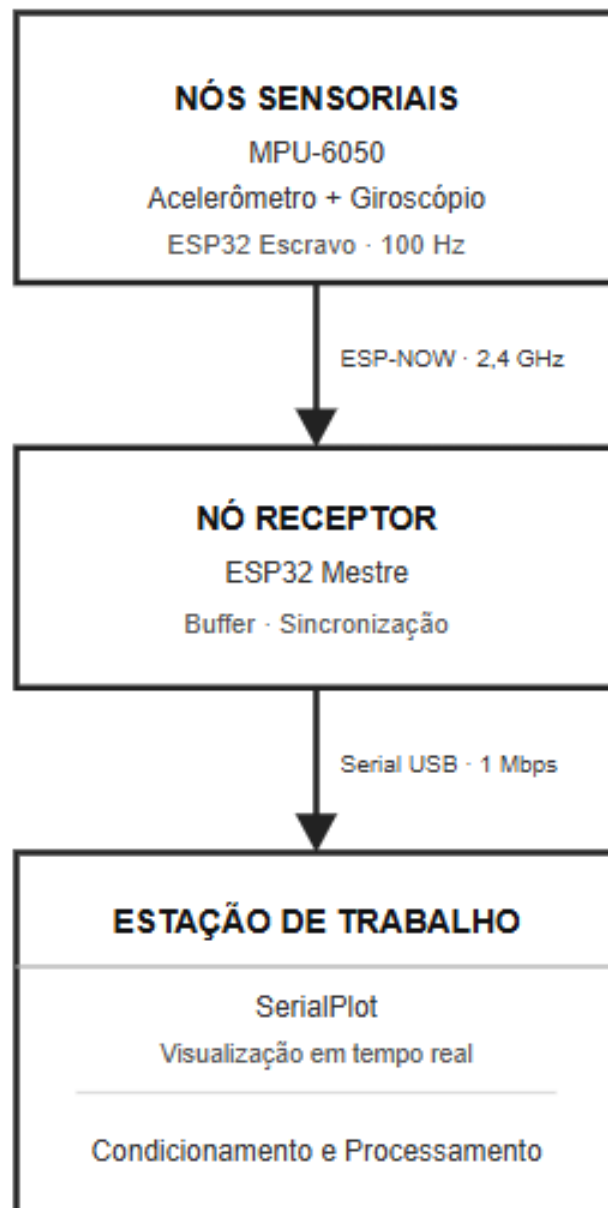
- **Nós Sensores (Escravos):** Duas unidades independentes posicionadas nos segmentos distais dos membros inferiores (tíbias direita e esquerda). A função primária destes nós é realizar a leitura dos sensores inerciais (acelerômetro e giroscópio) em alta frequência e transmitir os pacotes de dados brutos via rádio.
- **Nó Coordenador (Mestre):** Uma unidade central, responsável por gerenciar a rede. Sua função é receber os pacotes provenientes de ambos os nós escravos (via ESP-NOW), garantir a integridade da recepção e encaminhar as informações consolidadas via interface Serial (USB) para o computador, onde os dados são visualizados e armazenados.

Para a camada de comunicação sem fio (entre nós sensores e nó coordenador), optou-se pela utilização do protocolo ESP-NOW. Trata-se de uma tecnologia de comunicação desenvolvida pela Espressif Systems que utiliza a frequência de 2.4 GHz, similar ao Wi-Fi, mas sem a necessidade de infraestrutura de rede (roteadores) ou processos lentos de *handshake* (associação). A comunicação ocorre de forma direta (*peer-to-peer*) e sem conexão persistente (*connectionless*), o que garante baixa latência na transmissão e redução no consumo energético dos dispositivos a bateria (Espressif Systems, 2023).

A Figura 2 ilustra o diagrama de blocos do sistema, evidenciando o fluxo de dados dos sensores para o destino final estipulado.

<sup>1</sup> <https://hackaday.io/project/5334-serialplot-realtime-plotting-software>

Figura 2 – Sistema Proposto.



Fonte: Autor.

## 3.2 Desenvolvimento do Hardware

O desenvolvimento do hardware dos dois nós sensores seguiu um fluxo de projeto dividido em quatro etapas principais: o dimensionamento dos componentes, o desenho do circuito em ambiente computacional, a seleção dos materiais e a montagem física dos

protótipos.

A concepção física dos protótipos priorizou a portabilidade e a autonomia, requisitos essenciais para um dispositivo vestível. A arquitetura de *hardware* integra o microcontrolador ESP32 e o sensor inercial em um conjunto compacto, sustentado por um sistema de alimentação autônomo. Este sistema é composto por uma bateria de lítio, gerenciada por um módulo de carregamento TP4056, e controlada por um mecanismo de chaveamento físico (liga/desliga), permitindo a operação do dispositivo livre de conexões cabeadas durante a marcha.

Antes da confecção física, o circuito eletrônico foi projetado utilizando o *software Proteus Design Suite*<sup>2</sup>. Esta etapa foi fundamental para definir o roteamento das trilhas e a disposição espacial dos componentes na placa, visando a otimização do espaço e a prevenção de interferências eletromagnéticas.

Os protótipos foram desenhados em dois sistemas de trabalho virtuais integrados ao software do *Proteus Design Suite*: o esquemático no ambiente ISIS e, posteriormente, o layout da Placa de Circuito Impresso (PCI) foi definido no ambiente ARES, servindo de guia para a montagem final na placa perfurada.

### 3.2.1 Esquemático

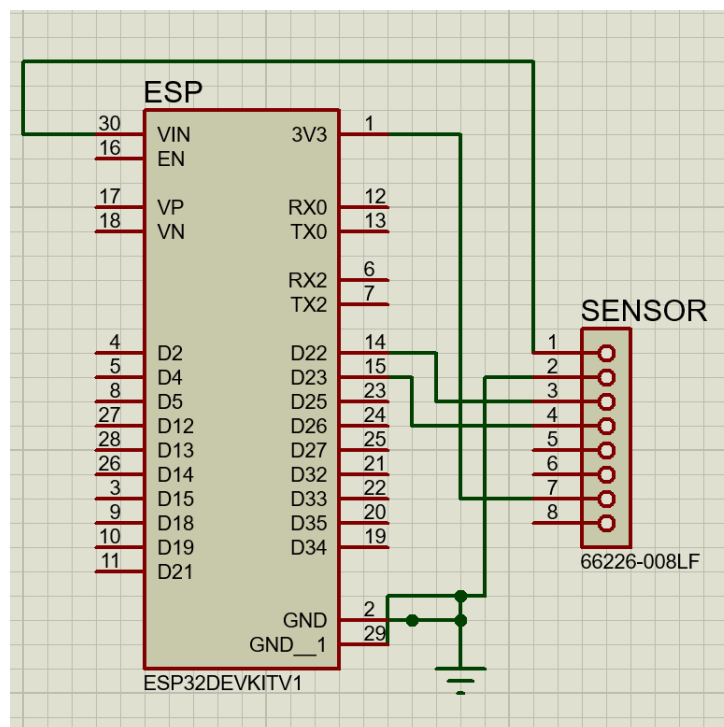
A integração eletrônica entre a unidade de processamento (ESP32) e o sensor inercial (MPU-6050) foi realizada através do barramento de comunicação I2C. Conforme ilustrado na Figura 3, o sistema opera com nível lógico de 3,3V, sendo o sensor alimentado diretamente pelo regulador de tensão interno da placa de desenvolvimento.

A topologia de conexão dos pinos de dados foi definida via *software* e refletida no *hardware* da seguinte forma: a linha de *clock* (SCL) foi conectada ao pino GPIO 22, enquanto a linha de dados (SDA) foi alocada no pino GPIO 23. Esta configuração física corresponde às definições estabelecidas no cabeçalho do *firmware* das unidades escravas, garantindo a sincronia na transmissão dos pacotes brutos.

---

<sup>2</sup> <https://www.labcenter.com>

Figura 3 – Diagrama esquemático das conexões entre ESP32 e MPU-6050.



Fonte: Autor.

### 3.2.2 Layout da Placa de Circuito Impresso (PCB)

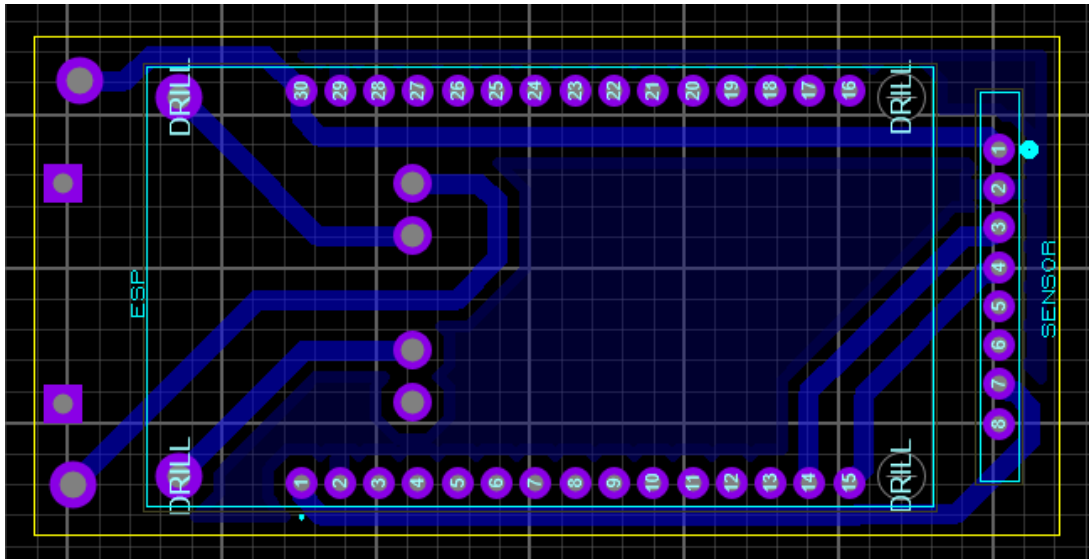
A partir do diagrama esquemático validado, procedeu-se ao desenvolvimento do layout físico da Placa de Circuito Impresso (PCB) utilizando o ambiente ARES, integrante do Proteus Design. Esta etapa de transição do lógico para o físico exigiu adaptações específicas devido à natureza modular dos componentes utilizados.

Um desafio técnico superado nesta fase foi a ausência de um modelo de *footprint* (desenho técnico dos terminais) nativo para o módulo de carregamento TP4056 na biblioteca do *software*. Para solucionar essa limitação, adotou-se um procedimento de metrologia direta: utilizou-se um paquímetro para aferir as distâncias entre os pinos de entrada e saída do módulo físico. Com base nessas medidas, as ilhas de soldagem (*pads*) foram posicionadas manualmente nas coordenadas exatas da placa virtual, garantindo o encaixe mecânico preciso do componente durante a soldagem.

No que tange à integridade do sinal, a estratégia de roteamento priorizou a mitigação de interferências eletromagnéticas. Considerando que o sistema integra um transceptor de radiofrequência (o ESP32 operando em Wi-Fi) próximo a um sensor MEMS de alta sensibilidade, foi implementada uma malha de terra (*Ground Plane*) cobrindo as áreas vazias da placa, conforme demonstrado na Figura 4. Segundo (OTT, 2009), a utilização de planos de terra reduz significativamente a indutância do caminho de retorno da corrente

e minimiza a suscetibilidade do circuito a ruídos externos, estabilizando a referência de tensão (GND) necessária para a precisão das leituras do acelerômetro.

Figura 4 – Layout da PCB desenvolvido no ambiente ARES com malha de terra (sombreamento azul).



Fonte: Autor.

### 3.2.3 Processo de Fabricação: Gravação a Laser e Corrosão

A transferência do *layout* virtual para o substrato físico foi executada através de um método de prototipagem rápida baseado na ablação de máscara por laser. Esta técnica foi selecionada por oferecer resolução superior na definição de trilhas finas e maior repetibilidade em comparação aos métodos térmicos convencionais.

O procedimento consistiu no revestimento integral da placa de fenolite com uma camada de tinta preto fosco, que atua como elemento de resistência à corrosão. O arquivo do circuito foi processado no *software* CAM *LightBurn*<sup>3</sup> e enviado para uma gravadora a laser, configurada para operar no modo de "máscara negativa". Neste processo, o feixe de laser remove seletivamente a tinta apenas nas áreas de isolamento, expondo o cobre subjacente e preservando as trilhas condutoras.

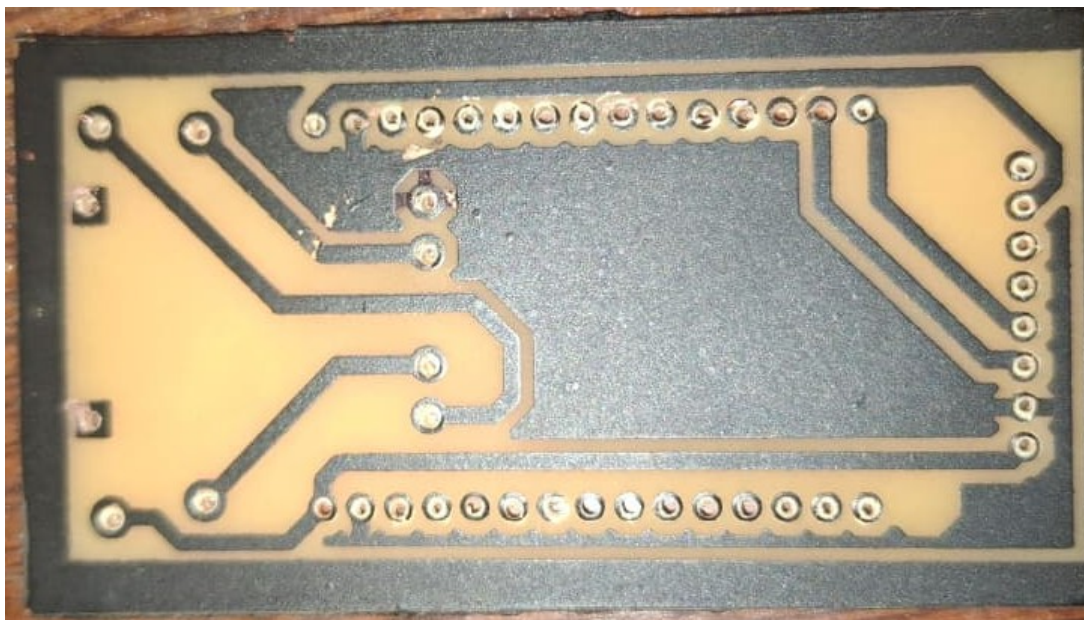
Segundo (WAQAS; ALI; KHAN, 2018), o uso da gravação a laser elimina falhas comuns de aderência associadas à transferência de toner e garante bordas mais definidas nos condutores, fator crítico para circuitos que operam com sinais de alta frequência e comunicação digital.

Após a gravação, a placa foi submersa em solução de Perclorato de Ferro para a

<sup>3</sup> <https://lightburnsoftware.com>

remoção química do cobre exposto. A tinta permanece como proteção a oxidação do cobre conforme a Figura 5.

Figura 5 – Desenho da placa transferido para a PCB, após a corrosão do cobre de não condutibilidade.



Fonte: Autor.

### 3.2.4 Soldagem e Integração dos Componentes

Finalizado o processo químico de corrosão e limpeza da placa, procedeu-se à etapa de soldagem dos componentes eletrônicos. A montagem seguiu uma lógica de distribuição espacial para otimizar o volume final do dispositivo, como apresentado na Figura 6.

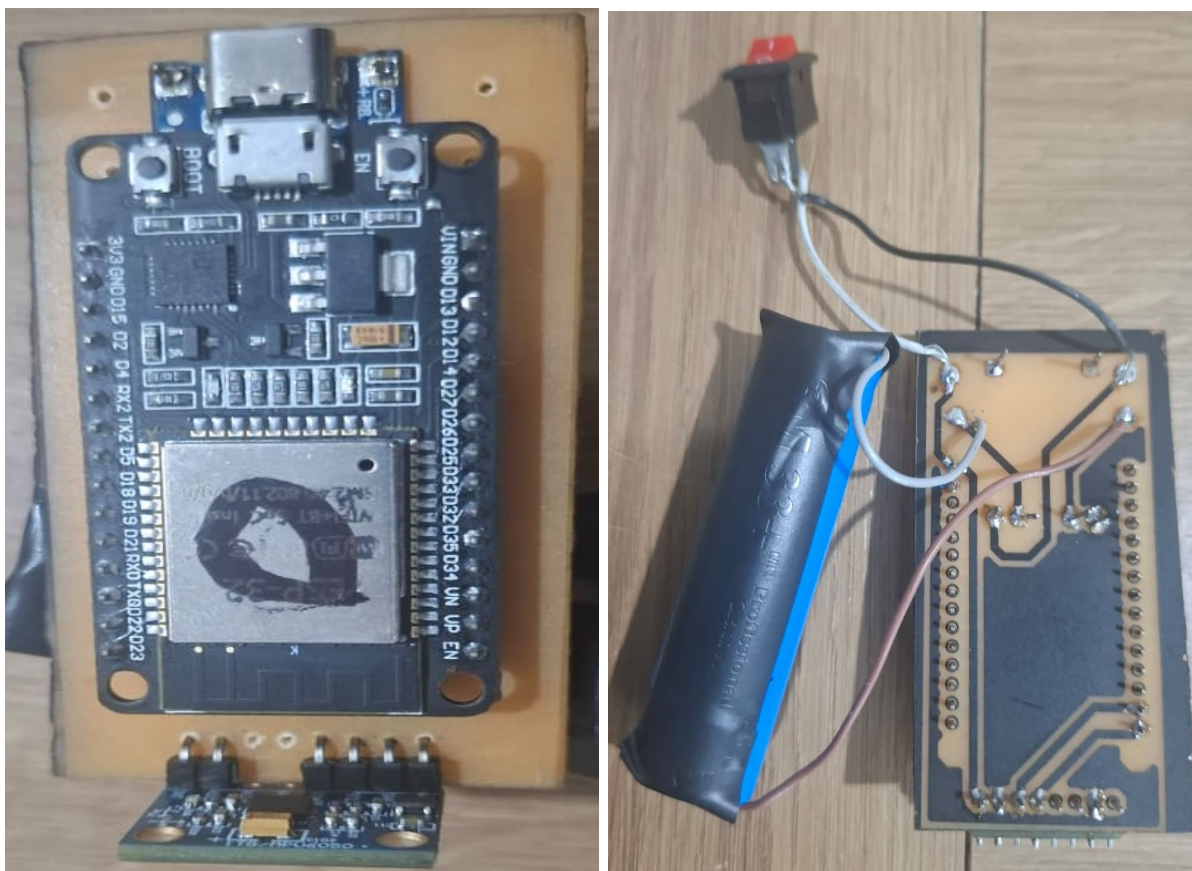
Na face superior da PCB, foram soldados os módulos principais de processamento e sensoriamento: o microcontrolador ESP32, o sensor inercial MPU-6050 e o módulo de gerenciamento de carga TP4056, conforme evidenciado na Figura 6a.

Simultaneamente, os componentes que exigem flexibilidade para o encapsulamento mecânico, o botão de chaveamento (liga/desliga) e a bateria, foram conectados através de condutores soldados às trilhas de alimentação na face inferior da placa. Esta disposição, detalhada na Figura 6.

### 3.2.5 Acabamento

Para garantir a integridade física dos circuitos eletrônicos e a segurança do usuário durante os ensaios de marcha, foi desenvolvida uma solução de encapsulamento e fixação para os nós sensores. O conjunto eletrônico, composto pelo microcontrolador, sensor

Figura 6 – Protótipo soldado em PCB em suas faces superior e inferior com elementos soldados e móveis como bateria e botão de chaveamento.



(a) Parte superior do protótipo.

(b) Parte inferior da protótipo.

**Fonte:** Autor.

inercial e bateria, foi revestido com tubo termo retrátil. Desta forma, este material foi escolhido por suas propriedades de isolamento elétrico e capacidade de moldagem térmica, conferindo compactação mecânica aos componentes (SCHERZ; MONK, 2016) e prevenindo desconexões acidentais devido à vibração durante a caminhada.

O acabamento manteve acessível apenas o interruptor liga/desliga, permitindo o acionamento externo do sistema, e a porta USB para recarga ou eventual manutenção de *firmware*. Para a fixação dos dispositivos nos segmentos corporais, foram acopladas fitas de velcro ajustáveis. Nesse sentido, essa abordagem assegura que o sensor permaneça fiel ao movimento do membro, minimizando artefatos de movimento que poderiam introduzir ruídos nos dados inerciais (CAPPOZZO et al., 2005). A Figura 7 ilustra o resultado final dos nós sensores encapsulados.

Figura 7 – Nós sensores, com velcro para a fixação e encapsulados com tubo termo retrátil para aumento da segurança mecânica e elétrica.



Fonte: Autor.

### 3.3 Desenvolvimento do *Software*

#### 3.3.1 *Firmware* da Unidade Central (Mestre)

A unidade central atua como o nó concentrador da rede, operando em modo de recepção contínua através do protocolo ESP-NOW. Diferentemente do Wi-Fi tradicional, este protocolo não requer associação com um roteador, permitindo a troca de mensagens direta entre chips com latência reduzida.

O *firmware* foi estruturado para receber pacotes de dados assíncronos provenientes das unidades sensoras. Para otimizar a organização da memória, definiu-se uma estrutura de dados única contendo campos para os 6 eixos (acelerômetro e giroscópio) de ambos os membros inferiores, além de uma marca temporal. Ao receber um pacote, o algoritmo executa uma verificação da magnitude para identificar a origem do dado (perna direita ou esquerda) e atualiza o *buffer* correspondente na memória volátil.

O ciclo principal (*loop*) do sistema foi programado para operar em uma frequência fixa de 100 Hz. Utilizando a função de cronometragem de alta precisão `micros()`, o microcontrolador consolida os últimos dados válidos recebidos de cada perna a cada 10 milissegundos e os transmite via porta serial. Ressalta-se que a velocidade de comunicação

serial foi configurada para 1 Mbps, uma taxa necessária para evitar o "estouro de buffer", dado o volume de dados gerado pela fusão de 12 variáveis de ponto flutuante em tempo real.

### 3.3.2 Firmware das Unidades Sensoriais (Escravas)

Durante a inicialização, o *firmware* configura o sensor para operar com uma sensibilidade de  $\pm 2g$  para o acelerômetro e  $\pm 250^\circ/s$  para o giroscópio. Um diferencial metodológico implementado foi a ativação do filtro passa-baixa digital interno do MPU-6050, configurado com uma largura de banda de aproximadamente 44 Hz. Esta filtragem via *hardware* é crucial, pois atua como um mecanismo de *anti-aliasing*, removendo ruídos mecânicos de alta frequência antes da digitalização do sinal, conforme as especificações do fabricante (INVENSENSE, 2013).

Após a configuração, o sistema executa uma rotina de calibração automática de 3 segundos. Neste período, o microcontrolador calcula a média do ruído estático (*bias*) dos sensores e armazena vetores de compensação (*offsets*), que são subtraídos de todas as leituras subsequentes, garantindo que o sinal inicie próximo de zero (com exceção do eixo vertical do acelerômetro, que retém a componente gravitacional de  $1g$ ).

A lógica de transmissão utiliza a mesma estrutura de dados unificada do Mestre. Para diferenciar a origem dos dados (perna direita ou esquerda), cada unidade preenche apenas os campos referentes ao seu posicionamento anatômico, preenchendo com zeros os campos do membro oposto. O pacote é então enviado via ESP-NOW a uma taxa estrita de 100 Hz, controlada por interrupções de tempo, garantindo o sincronismo necessário para a fusão de dados posterior.

Nesse sentido, a definição da taxa de amostragem em 100 Hz fundamenta-se no Teorema de Nyquist e nas características espectrais do movimento humano. Conforme estabelecido por (WINTER, 2009), a maior parte da potência do sinal cinemático da marcha normal reside em frequências abaixo de 6 Hz. No entanto, eventos impulsivos como o impacto do calcanhar contêm componentes de frequência mais elevadas. Portanto, a taxa de 100 Hz garante uma margem de segurança (*oversampling*) suficiente para reconstruir o sinal fielmente e capturar transientes rápidos, evitando o fenômeno de *aliasing*, sem impor uma carga excessiva de processamento e transmissão à rede sem fio.

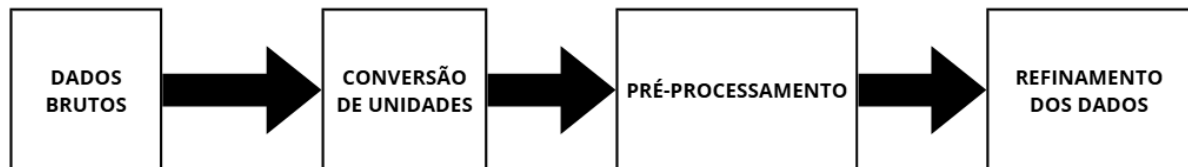
## 3.4 Processamento dos Sinais

Após a aquisição dos dados, a etapa de processamento digital, que é feita por meio do *site Google Colab*<sup>4</sup>, é essencial para converter os dados brutos adquiridos em

<sup>4</sup> <https://colab.research.google.com>

informações biomecânicas interpretáveis. Para garantir a confiabilidade das métricas extraídas e mitigar os ruídos inerentes aos sensores MEMS, desenvolveu-se uma rotina computacional estruturada em etapas sequenciais, conforme ilustra o fluxograma da Figura 8.

Figura 8 – Fluxo de aquisição, filtragem e refinamento dos dados inerciais.



Fonte: Autor.

### 3.4.1 Aquisição e Conversão de Unidades

Nesta etapa, aplicam-se os fatores de sensibilidade configurados no *firmware* (16384 LSB/g para o acelerômetro e 131 LSB/°/s para o giroscópio), conforme especificado pelo fabricante (INVENSENSE, 2013). Esta conversão é fundamental para transformar valores digitais adimensionais em grandezas físicas do Sistema Internacional ( $m/s^2$  e  $rad/s$ ), permitindo a correlação direta com parâmetros fisiológicos.

### 3.4.2 Pré-processamento

O tratamento dos sinais provenientes da unidade inercial (IMU) foi estruturado em uma abordagem híbrida, dada a natureza distinta das informações requeridas: a reconstrução suave da trajetória articular e a identificação precisa de eventos discretos de impacto.

Para a estimativa da orientação angular (cinemática), empregou-se a técnica de fusão sensorial baseada em um filtro complementar. Esta abordagem combina as características espectrais opostas dos sensores: a estabilidade de baixa frequência do acelerômetro é utilizada para corrigir a deriva (*drift*) do giroscópio, enquanto a resposta rápida do giroscópio compensa os ruídos de alta frequência do acelerômetro. A fusão é regida pelo fator de ganho  $\alpha$  (alpha), dispensando a necessidade de pré-filtragem agressiva, uma vez que o próprio algoritmo atenua os componentes indesejados de cada sensor na banda de frequência complementar (MAHONY; HAMEL; PFLIMLIN, 2008; SABATINI, 2005).

Distintamente, para a detecção das métricas temporais (*Heel Strike* e *Toe-Off*), adotou-se uma estratégia baseada na segmentação do ciclo. Nesta etapa, aplicou-se exclusivamente ao sinal do giroscópio um filtro digital passa-baixa Butterworth de 4<sup>a</sup> ordem, com

frequência de corte de 6Hz (WINTER, 2009). Esta filtragem suaviza o sinal para permitir a identificação robusta dos picos e vales que delimitam o ciclo da marcha. Contudo, para corroborar o instante exato dos eventos, o algoritmo realiza uma verificação cruzada com o sinal bruto do eixo "z" do acelerômetro.

### 3.4.3 Refinamento e Extração de Características

A etapa final de refinamento engloba o processamento matemático para a reconstrução do movimento articular e a extração das métricas temporais.

#### 3.4.3.1 Integração e Cinemática Articular

A velocidade angular do giroscópio de cada sensor (coxa e perna) é submetida a uma integração numérica de primeira ordem (Método de Euler) para estimar a evolução da posição angular de cada segmento. Simultaneamente, para mitigar o erro cumulativo (*drift*) inerente à integração pura do giroscópio, aplica-se um Filtro Complementar. Este algoritmo funde a estimativa do giroscópio com a inclinação gravitacional absoluta fornecida pelo acelerômetro, garantindo a estabilidade da medida a longo prazo, limitação intrínseca descrita por (SABATINI, 2005).

Para a obtenção do ângulo de flexão-extensão do joelho ( $\theta_{joelho}$ ), realiza-se a subtração algébrica entre os ângulos processados da coxa ( $\theta_{coxa}$ ) e da perna ( $\theta_{perna}$ ). Adicionalmente, aplica-se uma calibração de nível zero por média estática (coletada nos instantes iniciais do ensaio) para remover o *offset* de fixação dos sensores, garantindo que a posição ortostática neutra corresponda a zero grau. Esta abordagem diferencial é amplamente validada para sistemas inerciais (COOPER et al., 2009), conforme a equação 3.1.

$$\theta_{joelho}(t) = \theta_{coxa}(t) - \theta_{perna}(t) - \theta_{offset} \quad (3.1)$$

Onde  $\theta_{offset}$  corresponde à calibração estática realizada com o indivíduo em posição neutra.

#### 3.4.3.2 Detecção de Eventos e Métricas

Para a segmentação dos ciclos, utiliza-se um algoritmo de detecção de picos (*Peak Detection*) que identifica os vales de grande amplitude, correspondentes à velocidade angular negativa máxima durante o instante de Meio de Balanço (*Mid-Swing*). Nessa perspectiva, a partir deste marco, o algoritmo emprega janelas de busca temporal para localizar os eventos críticos do ciclo: o Toque do Calcanhar (*Heel Strike*), determinado pelo cruzamento por zero da velocidade angular imediatamente subsequente ao vale, indicando o fim do movimento oscilatório; e o Desprendimento dos Dedos (*Toe Off*), identificado

como o pico de velocidade angular positivo imediatamente anterior ao vale, marcando o início da fase de balanço. Com os ciclos temporalmente delimitados, o sistema computa automaticamente as métricas de cadência, tempo de balanço e tempo de passada.

## 3.5 Protocolos Experimentais

Os experimentos foram conduzidos em ambiente controlado (interno, superfície plana e livre de obstáculos), sob condições de iluminação artificial constante.

A coleta de dados foi realizada mediante auto-experimentação, onde o próprio pesquisador atuou como sujeito de teste. O voluntário (saudável, sem histórico de patologias musculoesqueléticas ou neurológicas que afetassem o padrão de marcha) foi submetido a dois protocolos distintos, para isolar e avaliar componentes específicos do sistema: a detecção temporal de eventos e a precisão da reconstrução angular.

Ressalta-se que, devido ao caráter de validação técnica de instrumentação e à ausência de intervenção clínica ou riscos à integridade física, o protocolo enquadra-se como teste de bancada e funcionalidade de engenharia.

### 3.5.1 Protocolo 1: Dinâmica da Marcha (Parâmetros Temporais)

Este experimento foi desenhado para avaliar a sensibilidade do sistema na detecção de passos e eventos do ciclo da marcha em condições reais de movimento, respeitando os princípios éticos da Resolução CNS nº 466/2012.

Configuração Experimental:

- **Instrumentação:** Um único módulo sensor (IMU) foi fixado na face lateral da perna (tíbia distal). Esta região anatômica foi selecionada por apresentar maior aceleração angular durante a fase de balanço, o que facilita a segmentação algorítmica dos ciclos, conforme recomendado por (SABATINI, 2005).
- **Setup de Vídeo:** Uma câmera digital fixada em tripé foi posicionada perpendicularmente ao plano de movimento (plano sagital), a uma distância de 2,5 metros, configurada para captura em uma taxa de quadros de 60 fps, seguindo os requisitos para análise cinemática 2D (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2014).
- **Sincronização:** Para permitir a sincronização temporal posteriormente entre o vídeo e o sinal do sensor, estabeleceu-se um protocolo que consiste no sujeito realizar um impacto vertical brusco (pisão forte) com o pé antes do início da caminhada (PARDOEL et al., 2021).

**Tarefa:** O sujeito realizou a deambulação descalço em um trajeto linear. A opção pela marcha descalça visou eliminar variações cinemáticas e de absorção de impacto introduzidas por calçados, permitindo a análise do padrão locomotor basal.

O protocolo consistiu em uma sequência contínua de 5 passos alternados (iniciando com o membro não-instrumentado), assegurando a captura de 2 ciclos de marcha completos do membro instrumentado. A velocidade adotada foi a de conforto auto-selecionada (WINTER, 2009).

### 3.5.2 Protocolo 2: Goniometria estática (parâmetros angulares)

Este experimento visou aferir a acurácia do algoritmo de fusão sensorial (filtro complementar) na estimativa de ângulos articulares, minimizando a interferência de artefatos dinâmicos de movimento.

Configuração Experimental:

- **Instrumentação:** O sistema completo foi posicionado no membro inferior direito, com um módulo fixado na coxa (fêmur distal) e outro na perna (tíbia proximal), alinhados lateralmente ao eixo de rotação do joelho, configuração padrão para goniometria baseada em IMUs (TAO et al., 2012).
- **Instrumento de Referência:** Utilizou-se um Goniômetro Universal manual (precisão de 1°) para a aferição da posição real da articulação. Este instrumento apresenta alta confiabilidade intra-avaliador para medidas estáticas de joelho (GAJDOSIK; BOHANNON, 1987).

**Tarefa:** O protocolo consistiu na manutenção de posturas estáticas pré-determinadas. Partindo da posição neutra (extensão completa, 0°), o sujeito flexionou o joelho para posições alvo aproximadas de 45° (flexão intermédia) e 90° (flexão acentuada). Cada posição foi sustentada por um período de 5 segundos para estabilização do sinal dos sensores e leitura simultânea do goniômetro físico.

## 3.6 Procedimento de Validação

Para garantir a confiabilidade dos dados coletados pelo protótipo, estabeleceu-se um protocolo de validação dividido em duas etapas distintas: uma estática, focada na acurácia angular dos sensores (MPU-6050), e uma dinâmica, focada na precisão temporal da detecção de eventos da marcha.

### 3.6.1 Validação Estática: Acurácia Angular

A validação da medição angular foi realizada através de um comparativo direto com um goniômetro universal manual. O procedimento consistiu em posicionar a articulação do joelho (simulada ou em sujeito estático) em ângulos pré-determinados e conhecidos.

O protocolo seguiu os seguintes passos:

1. Fixação dos sensores na coxa e na perna (tíbia proximal).
2. Posicionamento da articulação em ângulos fixos, medidos com o goniômetro.
3. Leitura e registro do ângulo calculado pelo algoritmo do microcontrolador para cada posição.
4. Comparação entre o valor de referência (Goniômetro) e o valor medido (Sistema proposto) para cálculo dos erros absoluto e relativo.

### 3.6.2 Validação Dinâmica: Parâmetros Temporais

Para a validação dos eventos da marcha em movimento, utilizou-se a videogrametria como padrão-ouro. O indivíduo realizou a caminhada em velocidade de conforto, sendo filmado por uma câmera posicionada lateralmente a uma distância fixa, configurada com taxa de amostragem de 60 FPS (WINTER, 2009; PUIG-DIVÍ et al., 2019). Ressalta-se que o procedimento de validação analítica foi conduzido de forma individualizada para cada unidade sensora (membro direito e membro esquerdo).

O vídeo foi processado no software Kinovea<sup>5</sup>, onde foram identificados visualmente, quadro a quadro, os instantes exatos dos eventos de interesse:

- Toque do Calcanhar (*Heel Strike*): Momento inicial do contato do pé com o solo.
- Desprendimento dos Dedos (*Toe Off*): Momento final do contato, marcando o início da fase de balanço.

Os dados temporais obtidos pelo vídeo foram sincronizados com os dados do protótipo para verificar se o algoritmo detectou corretamente:

1. A contagem total de passos.
2. A duração das fases de Apoio e Balanço.
3. A magnitude do erro temporal entre o evento real (vídeo) e o evento detectado (sensor).

---

<sup>5</sup> <https://www.kinovea.org>

### 3.6.3 Análise Estatística dos Dados

A análise quantitativa da validação baseou-se nas métricas de desempenho fundamentadas na literatura. Para a validação angular estática, avaliou-se a acurácia através do Erro Médio Absoluto (MAE) e do Erro Relativo, verificando a proximidade das medidas do protótipo em relação ao goniômetro manual ([WINTER, 2009](#); [NORKIN; WHITE, 2016](#)).

Para a validação dinâmica temporal, calculou-se o Erro Médio Absoluto (MAE) entre os tempos médios de ocorrência dos eventos no vídeo ( $t_{video}$ ) e no sensor ( $t_{sensor}$ ), buscando quantificar a discrepância temporal do sistema em milissegundos ([ROBERTSON et al., 2013](#)).

## 4 Resultados e Discussão

Este capítulo apresenta a consolidação do sistema desenvolvido e a avaliação da sua acurácia. Nesse aspecto, a exposição está estruturada iniciando pela demonstração da arquitetura e das características técnicas do protótipo, seguida pela validação angular estática frente ao goniômetro universal e pela validação dinâmica dos parâmetros temporais da marcha utilizando a videogrametria como padrão de referência.

### 4.1 Resultados do Sistema Desenvolvido

O desenvolvimento do projeto resultou na integração física bem-sucedida dos módulos de hardware e software, resultando em dois dispositivos vestíveis funcionais e compactos. A arquitetura final do sistema priorizou a ergonomia e a minimização de interferências mecânicas durante a locomoção (ausência de fios nos nós sensores), consolidando uma conexão estável entre a unidade de processamento central (mestre) e os sensores inerciais (MPU-6050). O protótipo final apresenta um encapsulamento robusto para os componentes eletrônicos e um sistema de alimentação via bateria que garante a autonomia necessária para coletas de dados em campo.

Uma característica central do dispositivo desenvolvido é a sua modularidade física e funcional, projetada para atender a diferentes domínios da análise biomecânica através de configurações de fixação adaptáveis. Para a análise temporal da marcha, o sistema opera com um módulo sensor fixado na face lateral da perna. Esta disposição estratégica permite a captura precisa da velocidade angular do segmento inferior, possibilitando ao algoritmo segmentar o ciclo da marcha e identificar eventos críticos, como o Toque do Calcâneo (*Heel Strike*) e o Desprendimento dos Dedos (*Toe Off*). Nesse sentido, é a partir desta configuração, que são extraídas as métricas fundamentais das fases de apoio e balanço.

O sistema permite, ainda, uma configuração voltada para a goniometria, onde se utiliza o conjunto completo de sensores alinhados aos segmentos do fêmur e da tíbia. O objetivo desta disposição é a reconstrução angular da articulação do joelho através da fusão sensorial. Ressalta-se ainda que, embora validada unilateralmente neste estudo, a arquitetura do sistema é escalável: a aplicação simultânea em ambos os membros inferiores viabiliza a análise completa da simetria da marcha, permitindo a comparação entre os lados direito e esquerdo.

Ademais, para ilustrar essa versatilidade na prática, as figuras 9a e 9b demonstram o sistema em uso pelo voluntário. A primeira exhibe a configuração com apenas um sensor para capturar as métricas temporais da marcha, enquanto a segunda mostra a disposição

conjunta dos sensores, que é essencial para o cálculo do ângulo de flexão do joelho.

Figura 9 – Posicionamento dos protótipos no membro inferior do voluntário para a realização dos protocolos experimentais.



(a) Configuração com sensor único na perna para análise cinemática e extração de métricas temporais.

(b) Configuração com dois sensores (coxa e canela) para a reconstrução angular da articulação do joelho.

**Fonte:** Autor.

Adicionalmente, as especificações técnicas do hardware consolidam a viabilidade do sistema para sua adequação ergonômica. Cada nó sensor apresenta uma massa reduzida de aproximadamente 20 gramas, minimizando o impacto inercial e o desconforto durante a movimentação do usuário.

O gerenciamento energético é assegurado por uma bateria de polímero de lítio (Li-Po) de 1200 mAh individual para cada módulo. Considerando o consumo médio de corrente aferido em torno de 50 mA durante a operação ativa, o sistema oferece uma autonomia estimada de 24 horas ininterruptas. Sob a ótica da viabilidade econômica, o

projeto destaca-se como uma solução de baixo custo, com o valor total dos materiais para a confecção e consolidação total do sistema estipulado em aproximadamente R\$ 94,00.

## 4.2 Dados Coletados

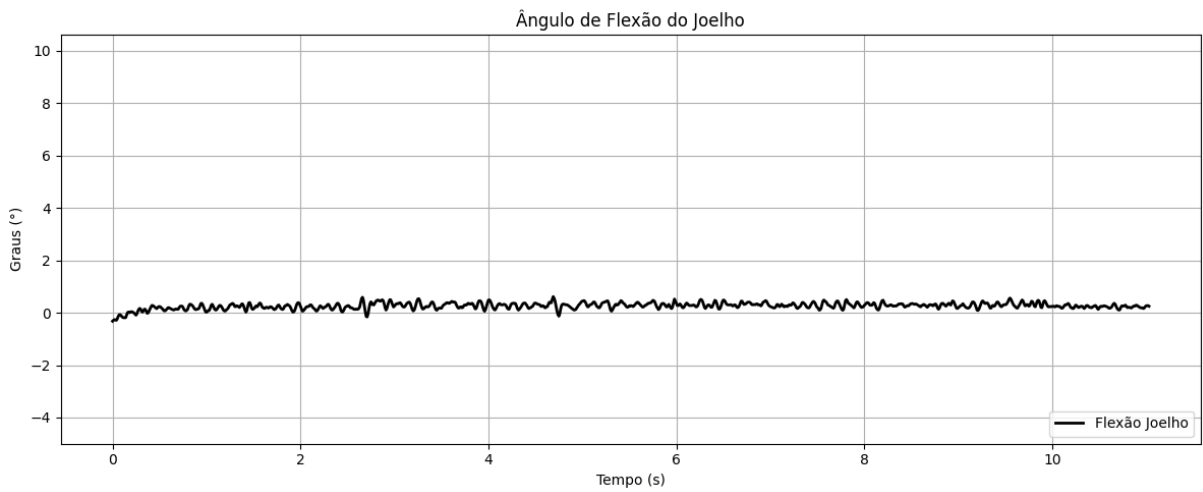
Esta seção apresenta os dados brutos e processados obtidos exclusivamente pelo sistema desenvolvido, demonstrando a capacidade do hardware e dos algoritmos em monitorar os parâmetros biomecânicos propostos. Os resultados estão subdivididos em aquisições estáticas (goniometria) e dinâmicas (cinemática da marcha).

### 4.2.1 Dados da Análise Estática (Goniometria)

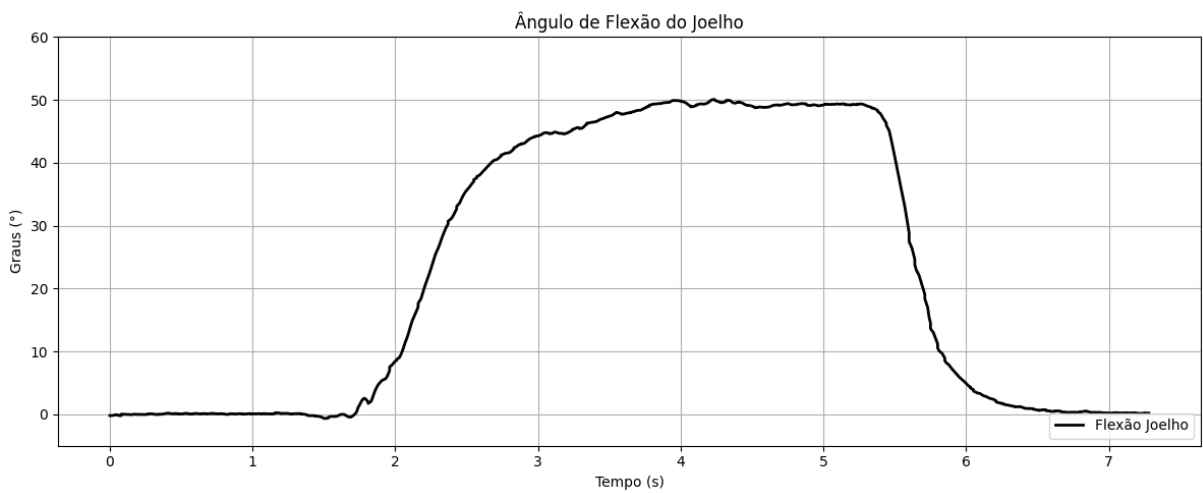
No protocolo estático, o sensor foi submetido a três posições angulares distintas (aproximadamente  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  e  $90^\circ$ ), com sustentação isométrica de 5 segundos. O objetivo desta etapa foi verificar a estabilidade do sinal de saída após a integração numérica.

A Figura 10 apresenta as séries temporais independentes para cada uma das posições avaliadas. Ao analisar os subgráficos 10a, 10b e 10c, observa-se a manutenção de níveis constantes em torno dos valores de referência durante a janela de observação. A ausência de inclinações significativas nestes platôs indica que o erro cumulativo (*drift*) foi mitigado satisfatoriamente pelo algoritmo de pré-processamento.

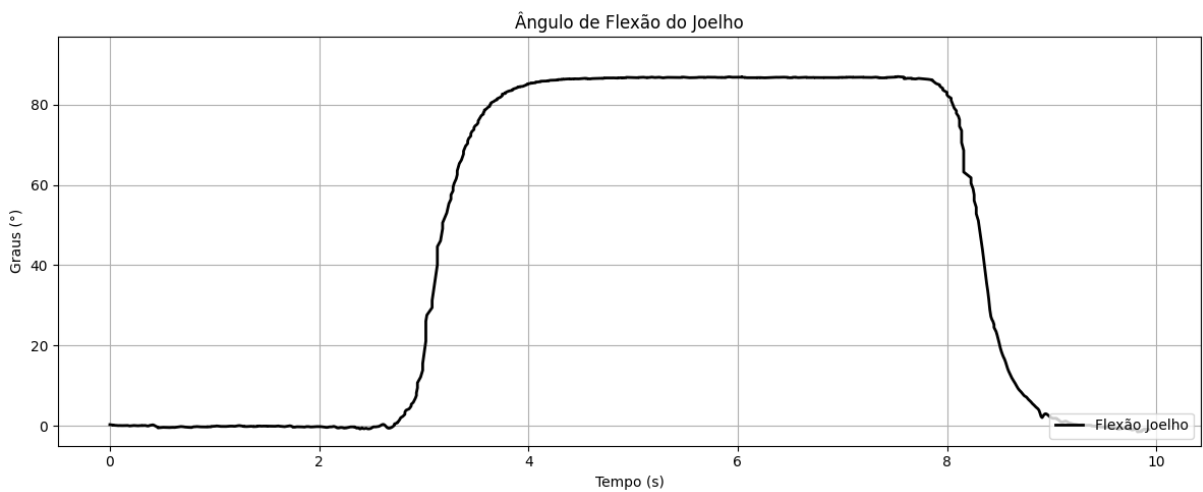
Figura 10 – Séries temporais do ângulo do joelho medido pelo protótipo nas três posições de sustentação isométrica.



(a) Posição Neutra ( $\approx 0^\circ$ ).



(b) Flexão Intermediária ( $\approx 45^\circ$ ).



(c) Flexão Acentuada ( $\approx 90^\circ$ ).

Fonte: Autor.

A Tabela 2 sintetiza os valores médios calculados nos intervalos de estabilização. Ressalta-se que estes dados resultam do pós-processamento digital realizado em ambiente computacional (Python) sobre a telemetria bruta transmitida pelo microcontrolador, aplicando-se as rotinas de calibração e integração numérica descritas na metodologia.

Tabela 2 – Ângulos Obtidos após Processamento Digital (Média de 5s)

<b>Posição do Protocolo</b>	<b>Valor Processado</b>
Extensão (Neutro)	0.51°
Flexão Intermediária	48.34°
Flexão Acentuada	86.82°

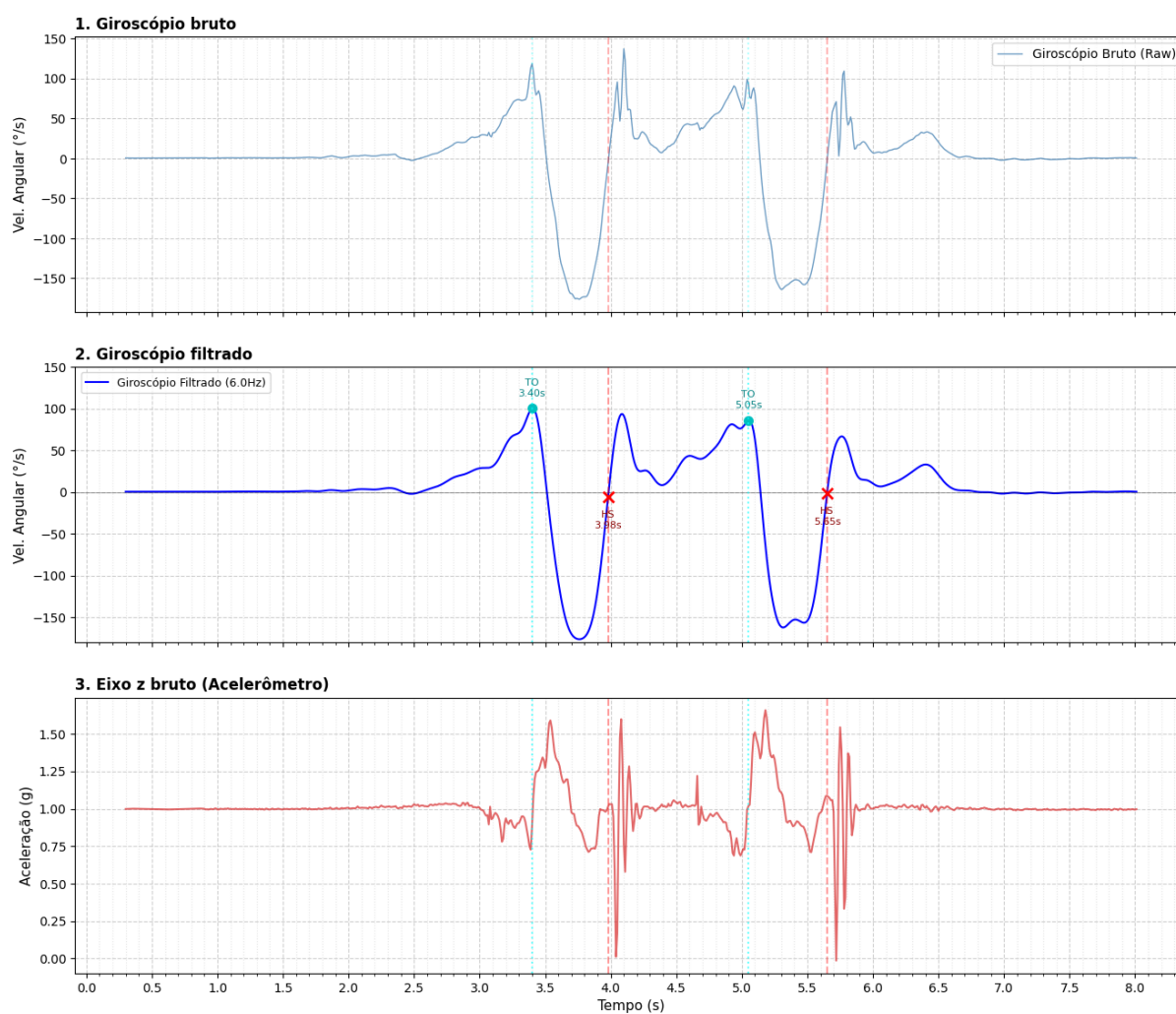
#### 4.2.2 Dados da Análise Dinâmica (Cinemática)

Na etapa dinâmica, a aquisição dos dados cinemáticos abrangeu ambos os membros inferiores. Ressalta-se que, devido às restrições de campo de visão do sistema de validação por videogrametria (câmera única em perfil 2D), as coletas da perna esquerda e direita foram realizadas em ensaios independentes, mantendo-se o mesmo protocolo de marcha em velocidade de conforto para garantir a comparabilidade.

As Figuras 11 e 12 apresentam os resultados do processamento de sinais obtidos nestas aquisições para o membro esquerdo e direito, respectivamente.

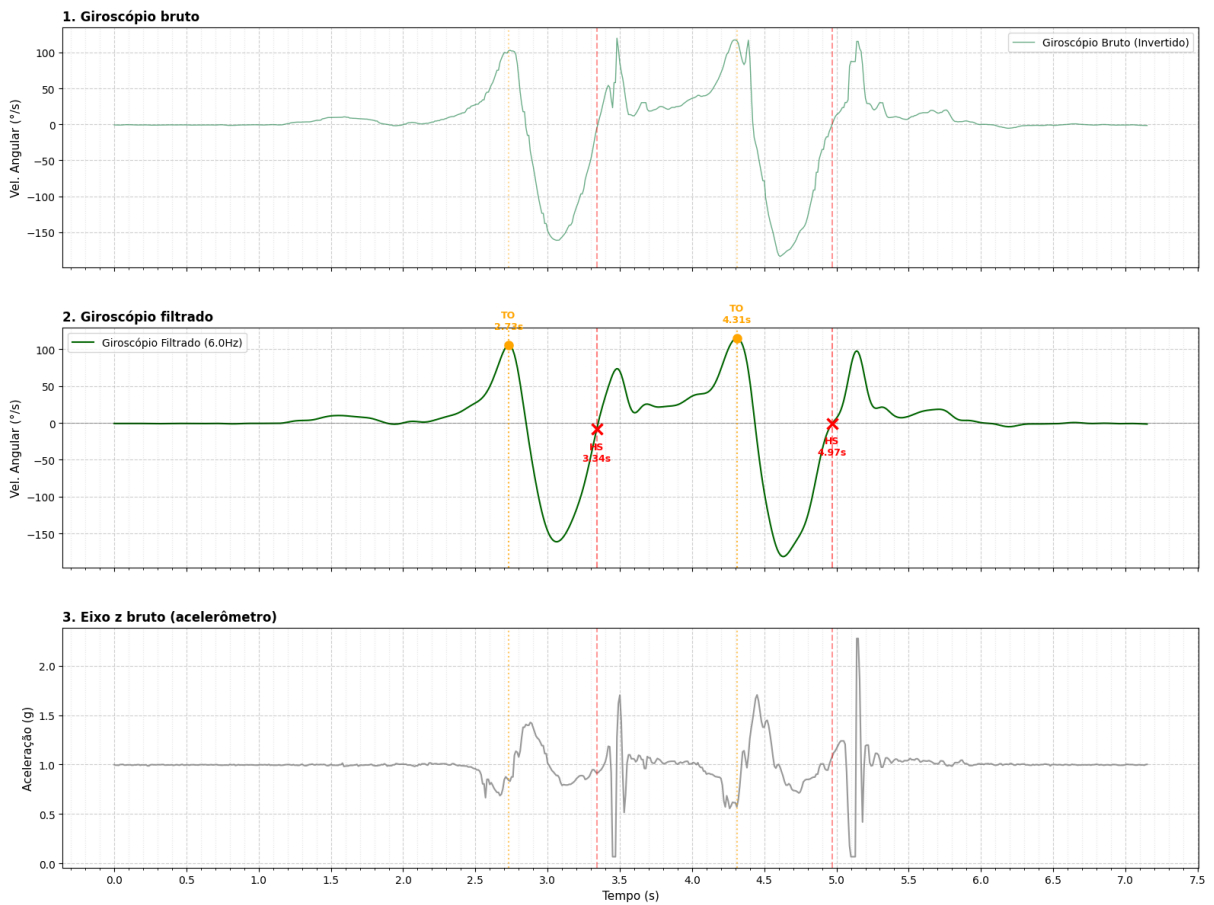
Em ambos os conjuntos de gráficos (figuras 11 e 12) exibem o sinal bruto do giroscópio (gráficos "1. Giroscópio bruto" em ambas as figuras) e a velocidade angular filtrada (gráficos "2. Giroscópio filtrado" em ambas as figuras) sobre a qual o algoritmo identificou automaticamente os eventos de Desprendimento dos Dedos (*Toe Off* - pontos cianos e amarelos) e Toque do Calcâneo (*Heel Strike* - cruces vermelhas). Além disso, os gráficos das figuras 11 e 12 apresentam o sinal bruto do acelerômetro (gráficos "Eixo z bruto (Acelerômetro)" em ambas as figuras, evidenciando os picos de impacto no solo que corroboram fisicamente os eventos detectados, demonstrando a consistência do método em cada uma das pernas.

Figura 11 – Eventos do membro esquerdo: (1) Sinal do giroscópio bruto, (2) Detecção de eventos e (3) Acelerômetro.



Fonte: Autor.

Figura 12 – Eventos do membro direito: (1) Sinal do giroscópio bruto, (2) Detecção de eventos e (3) Acelerômetro.



Fonte: Autor.

A partir da segmentação gráfica, o sistema extraiu os parâmetros temporais para os ciclos de marcha válidos. As tabelas 3 e 4 listam os instantes exatos de ocorrência dos eventos para dois ciclos consecutivos, demonstrando a capacidade do sistema em realizar a cronometragem da passada em tempo real. Os dados brutos apresentados nessas tabelas demonstram a capacidade do sistema em segmentar os eventos da marcha em ambas as pernas.

Tabela 3 – Parâmetros Temporais - Perna Esquerda

Ciclo	Toe Off (s)	Heel Strike (s)	T. Balanço (s)	T. Apoio (s)
1	3.40	3.98	0.58	1.09
2	5.05	5.65	0.60	1.07

Tabela 4 – Parâmetros Temporais - Perna Direita

Ciclo	Toe Off (s)	Heel Strike (s)	T. Balanço (s)	T. Apoio (s)
1	2.72	3.34	0.62	0.95
2	4.31	4.97	0.66	0.97

### 4.3 Análise de Confiabilidade

A validação metrológica do sistema desenvolvido baseou-se na comparação direta entre os valores obtidos pelo aparato e os instrumentos para cada modalidade de medição. A análise de confiabilidade foi quantificada através do erro absoluto e do erro relativo percentual, permitindo aferir a acurácia do dispositivo tanto em regime estático quanto dinâmico.

#### 4.3.1 Confiabilidade Estática (Goniometria)

Para a validação angular, os valores processados pelo sensor foram confrontados com as leituras do goniômetro manual universal. A Tabela 5 apresenta os valores observados nas três posturas avaliadas.

Tabela 5 – Análise de Erro: Protótipo vs. Goniômetro Manual

Posição	Referência ( <i>Ref</i> )	Protótipo ( <i>Med</i> )	Erro Absoluto (MAE) ( $ Ref - Med $ )	Erro Relativo (%)
Neutro	0,0°	0,51°	0,51°	N/A
Intermediária	45,0°	48,34°	3,34°	7,42%
Acentuada	90,0°	86,82°	3,18°	3,53%

Em uma primeira análise, os resultados demonstram que o sistema manteve um erro médio absoluto de aproximadamente 2,3° considerando todas as posturas. Nota-se uma tendência de superestimação na fase intermediária (+3,34°) e subestimação na flexão máxima (-3,18°).

Apesar destas oscilações, é fundamental ressaltar que a magnitude do erro manteve-se consistentemente abaixo do limiar de 5,0°. Este valor é amplamente citado na literatura como a variabilidade intrínseca da goniometria manual (NORKIN; WHITE, 2016; WINTER, 2009). Portanto, as discrepâncias observadas situam-se dentro da margem de incerteza do próprio método de referência utilizado, validando o protótipo como uma ferramenta capaz de fornecer métricas equivalentes à avaliação clínica tradicional, porém com a vantagem do registro digital automatizado.

#### 4.3.2 Confiabilidade Dinâmica (Videogrametria)

Na análise dinâmica, o parâmetro de controle foi o tempo de balanço. Diferente da abordagem global, optou-se por dividir a comparação por membro, permitindo verificar a

consistência de medição entre os nós independentes (Direito e Esquerdo) frente à referência visual.

Os tempos extraídos pelo algoritmo foram confrontados com a cronometragem quadro-a-quadro realizada no software de videogrametria Kinovea. A Tabela 6 detalha a os parâmetros observados para cada lado.

Tabela 6 – Comparação Temporal Estratificada: Protótipo vs. Videogrametria

Membro	Média Sensor (s)	Média Vídeo (s)	Erro Absoluto (s)
Esquerdo	0,59	0,61	<b>0,02</b>
Direito	0,64	0,66	<b>0,02</b>
<b>Média Geral</b>	<b>0,61</b>	<b>0,63</b>	<b>0,02</b>

Nota: A média do vídeo foi obtida pela contagem de quadros entre os eventos de *Toe Off* e *Heel Strike*.

A análise dos resultados revela uma discrepância absoluta média constante de 0,02s em ambos os membros. Este comportamento uniforme sugere que o erro não é decorrente de falhas no processamento ou na comunicação sem fio de um nó específico, mas sim uma limitação intrínseca da resolução temporal da referência.

Considerando que a câmera utilizada operou a 60 quadros por segundo (onde 1 *frame*  $\approx$  0,016s), o erro de 0,02s equivale a uma variação de aproximadamente 1 a 1,2 quadros de vídeo. Esse resultado valida a alta acurácia do algoritmo de detecção de eventos, demonstrando que a latência de transmissão via ESP-NOW é desprezível para aplicações clínicas de análise de marcha, mantendo-se abaixo do limiar de percepção visual quadro-a-quadro.

## 4.4 Resumo dos Resultados

A campanha de aquisição de dados e validação experimental demonstrou que o protótipo desenvolvido é capaz de monitorar parâmetros biomecânicos com acurácia compatível com as exigências de triagem clínica preliminar. Em regime estático, o sistema apresentou um erro absoluto médio de aproximadamente 2, 3°, com desvio máximo inferior a 3, 5° nas posturas avaliadas.

No domínio dinâmico, a análise cinemática revelou uma alta concordância com o referência de videogrametria. A discrepância média na mensuração do tempo de balanço foi de apenas 0,02s, o que equivale a aproximadamente um quadro de vídeo na taxa de amostragem de referência (60 FPS). Este resultado valida a robustez do algoritmo de detecção de eventos de *Heel Strike* e *Toe Off*.

Por fim, a consistência dos dados dos membros direito e esquerdo comprovou a estabilidade da arquitetura distribuída via ESP-NOW. Ambos os nós sensores preservaram

a relação fisiológica fundamental da marcha (fase de Apoio predominando sobre o Balanço).

## 4.5 Interpretação dos Resultados

A análise dos dados coletados permite traçar um perfil biomecânico da marcha, extrapolando a validação técnica do *hardware* para uma avaliação funcional. A interpretação dos resultados foca na capacidade do sistema em identificar padrões fisiológicos universais da locomoção humana, independentemente do membro instrumentado ou do momento da coleta.

### 4.5.1 Flexão do joelho

A análise preliminar em regime estático demonstrou a consistência do sistema de calibração. Mesmo nas amplitudes articulares mais acentuadas, o desvio máximo observado entre o sensor e o goniômetro foi de  $3,34^\circ$ . Este valor situa-se dentro da margem de tolerância clínica de  $5,0^\circ$ , frequentemente citada como o erro intrínseco da medição manual (NORKIN; WHITE, 2016; WINTER, 2009).

### 4.5.2 Relação apoio/balanço

O indicador mais robusto de uma marcha saudável, segundo a literatura é a distribuição temporal onde a fase de Apoio predomina sobre a fase de Balanço (WINTER, 2009). Em velocidade de conforto, espera-se que o apoio ocupe aproximadamente 60% do ciclo e o balanço os 40% restantes.

Os dados processados pelo protótipo corroboram esse padrão. Analisando-se o membro inferior esquerdo, observa-se um tempo de apoio médio de  $1,08s$  e um tempo de balanço de  $0,59s$ . Somando-se estes valores para compor a duração total do passo ( $1,67s$ ), obtém-se a seguinte distribuição percentual:

$$\%Apoio = \frac{1,08}{1,67} \approx 64,6\% \quad ; \quad \%Balanço = \frac{0,59}{1,67} \approx 35,4\% \quad (4.1)$$

Esta distribuição (aproximadamente 65/35) é coerente com marchas em cadência moderada ou cautelosa, onde o indivíduo tendeu a prolongar o contato com o solo para maximizar a estabilidade. Este aumento sutil na fase de apoio sugere uma influência do ambiente experimental, onde a consciência do monitoramento pode ter levado o voluntário a adotar instintivamente um padrão de caminhada não habitual e mais seguro (LEVINE; RICHARDS; WHITTLE, 2014). O fato de o algoritmo ter capturado essa sutileza demonstra sua sensibilidade para registrar adaptações comportamentais, além de diferenciar a marcha funcional de desvios patológicos (WINTER, 2009; PERRY; BURNFIELD, 2010).

De maneira análoga, a análise independente do membro inferior direito revelou uma aderência estrita ao modelo biomecânico padrão. Considerando a média dos ciclos válidos (Tabela 4), obteve-se um tempo de apoio de 0,96s e de balanço de 0,64s. A composição do ciclo total (1,60s) resulta na seguinte distribuição:

$$\%Apoio_{Dir} = \frac{0,96}{1,60} = 60,0\% \quad ; \quad \%Balanço_{Dir} = \frac{0,64}{1,60} = 40,0\% \quad (4.2)$$

Este resultado reproduz com exatidão a proporção clássica de 60/40 descrita na literatura para a marcha humana normal (WINTER, 2009). A capacidade do sistema em registrar essa relação fisiológica em ambos os ensaios — apresentando 65/35 na esquerda (mais cautelosa) e 60/40 na direita (padrão) — valida a robustez do método de segmentação temporal, independentemente de variações sutis na cadência entre as coletas.

### 4.5.3 Consistência e Reprodutibilidade entre Ensaios

Embora as coletas dos membros direito e esquerdo tenham ocorrido em ensaios independentes (devido às limitações da validação por vídeo), a comparação dos dados evidencia a consistência do sistema.

Em ambos os experimentos, o protótipo manteve a coerência biomecânica:

- No ensaio da perna esquerda, o tempo de balanço médio foi de 0,59s.
- No ensaio da perna direita, o tempo de balanço médio foi de 0,64s.

Ademais, a proximidade entre estes valores sugere que o hardware e o algoritmo de processamento possuem alta reprodutibilidade. Mesmo operando em momentos distintos e em pernas diferentes, o sistema foi capaz de extrair métricas temporais da mesma ordem de grandeza. Isso valida a robustez da arquitetura distribuída via ESP-NOW, indicando que não houve perda de sensibilidade em nenhum dos nós sensores (escravos).

## 4.6 Comparação com Estudos Anteriores

A validação do protótipo desenvolvido ganha relevância quando seus indicadores de desempenho são contrastados com as tecnologias já estabelecidas na literatura e na prática clínica. A principal contribuição deste trabalho reside na superação das limitações ergonômicas impostas por sistemas cabeados tradicionais, oferecendo uma solução de monitoramento com alta validade.

Além disso, quando comparado à goniometria manual, utilizada neste estudo como referência estática, o sistema proposto demonstrou uma concordância satisfatória, validando sua aplicação clínica. O erro médio obtido de 2,34° situa-se dentro da margem

de variabilidade inter-examinador aceita na literatura, que frequentemente varia entre 2° e 5°. Entretanto, a grande vantagem do dispositivo eletrônico sobre o método manual não reside apenas na precisão pontual, mas na capacidade de monitoramento dinâmico. Enquanto o goniômetro limita-se a aferições estáticas e depende da leitura visual subjetiva, o sensor inercial oferece o registro contínuo e automatizado da amplitude de movimento durante a marcha, eliminando erros de paralaxe e permitindo a análise de curvas funcionais que a ferramenta tradicional é incapaz de capturar (NORKIN; WHITE, 2016).

No entanto, o diferencial tecnológico mais significativo do projeto destaca-se no confronto com outros protótipos acadêmicos e sistemas baseados em unidades centrais. Grande parte dos estudos anteriores utiliza configurações onde os sensores nos membros inferiores são conectados por fios a uma unidade de processamento fixada à cintura do paciente (AGUNE et al., 2024; HERRAN; GARCIA-ZAPIRAIN; MENDEZ-ZORRILLA, 2014; TAO et al., 2012). Essa abordagem pode introduzir uma restrição de movimento e um risco de tropeço que podem alterar, por si sós, o padrão da marcha que se deseja avaliar. Ao adotar uma arquitetura de nós independentes sincronizados via protocolo ESP-NOW, o sistema eliminou completamente a necessidade de cabeamento corporal. A precisão temporal obtida (erro de 0,02s) e a preservação da relação fisiológica de apoio/balanço confirmam que a ausência de fios permitiu ao voluntário executar uma caminhada natural, livre das restrições físicas comuns em equipamentos de pesquisa.

Outrossim, em relação à conectividade, a escolha pelo protocolo ESP-NOW mostrou-se vantajosa frente a soluções baseadas em Bluetooth clássico, frequentemente citadas na literatura. Estudos recentes indicam que o uso de múltiplos nós Bluetooth em redes corporais (WBAN) pode introduzir latência variável e perda de pacotes crítica durante a fase de sincronização, comprometendo a fidelidade temporal de eventos rápidos como o toque do calcanhar (OLSEN; PAVLOVA; PAPI, 2022). Em contrapartida, a comunicação direta via rádio do ESP-NOW garantiu a integridade dos dados bilaterais em tempo real, superando estes gargalos de pareamento e reconexão típicos de arquiteturas mestre-escravo convencionais (Espressif Systems, 2023; URAZAYEV et al., 2023).

## 4.7 Limitações do Estudo

Apesar dos resultados satisfatórios obtidos na validação funcional, este trabalho apresenta restrições inerentes ao escopo de um protótipo acadêmico que devem ser consideradas. A primeira delas refere-se à amostragem: a validação experimental foi conduzida como um estudo de caso único, com um voluntário saudável. Trata-se, portanto, de uma prova de conceito focada na arquitetura do hardware, não sendo possível ainda generalizar os dados estatisticamente para diferentes biotipos ou para pacientes com patologias de marcha específicas.

Uma segunda limitação reside no método de referência utilizado. A videogrametria 2D restringe a análise ao plano sagital, permitindo apenas a avaliação de movimentos de flexão e extensão vistos de perfil. Diferente de sistemas de laboratório 3D (padrão-ouro), a configuração adotada não captura rotações ou abduções do quadril, o que simplifica a análise cinemática mas omite componentes tridimensionais complexos da locomoção (SCHURR et al., 2017).

Adicionalmente, a utilização de uma única câmera impôs restrições à validação bilateral simultânea devido ao fenômeno de oclusão. O posicionamento lateral da câmera faz com que o membro inferior obstrua periodicamente a linha de visão do membro oposto, especialmente durante as fases de cruzamento e balanço médio. Essa barreira visual impede a extração contínua de coordenadas angulares para ambas as pernas em um mesmo ciclo de marcha. Consequentemente, a validação dinâmica restringiu-se ao membro visível em cada tomada, impossibilitando o uso da videogrametria como padrão-ouro para verificar a sincronia temporal absoluta entre o nó direito e o esquerdo em tempo real.

Por fim, destaca-se a ausência de métricas de deslocamento espacial e velocidade linear. Embora o sistema meça com precisão os tempos e ângulos, ele não quantifica a distância percorrida ou a velocidade do passo em metros por segundo. A obtenção dessas variáveis via sensores inerciais exige a dupla integração numérica dos dados de aceleração, um processo matemático extremamente sensível que gera erros cumulativos de deriva (*drift*) em questão de segundos. A implementação de algoritmos robustos de fusão sensorial (como filtros de Kalman) para corrigir esse desvio demanda uma complexidade elevada (SABATINI, 2005; WOODMAN, 2007), constituindo um desafio à parte que excede o escopo e o cronograma deste trabalho.

# 5 Conclusão

## 5.1 Conclusões Gerais

Por fim, destaca-se que com o desenvolvimento deste trabalho foi possível alcançar o objetivo proposto de criar e validar um protótipo vestível para a análise de marcha. Ademais, o sistema baseado em sensores inerciais sem fio, mostrou-se uma alternativa funcional, resolvendo o problema dos cabos que atrapalham a movimentação natural do paciente.

Em relação aos objetivos específicos, a fundamentação teórica e a montagem dos nós sensores foram realizadas com sucesso. O uso do microcontrolador ESP32 integrado ao MPU-6050 resultou em dispositivos pequenos e fáceis de fixar no corpo. Um ponto fundamental foi a utilização do protocolo ESP-NOW: a comunicação mestre-escravo funcionou de forma estável e com baixa latência, o que se mostrou superior ao *Bluetooth* para manter a sincronia dos dados em tempo real.

Os algoritmos implementados conseguiram converter os dados brutos dos sensores em curvas de movimento úteis para a análise. Nos testes práticos, os resultados foram satisfatórios. Na validação estática, o erro médio ficou em torno de 2, 3°, o que está dentro da margem de erro aceita na fisioterapia (até 5°). Já nos testes dinâmicos, a comparação com as filmagens confirmou que o protótipo consegue identificar corretamente os passos e os parâmetros temporais da marcha.

Conclui-se, portanto, que o sistema desenvolvido atende aos requisitos de projeto, constituindo uma plataforma robusta para a aquisição de parâmetros da marcha. A validação experimental atestou a precisão do dispositivo tanto em regime estático quanto dinâmico, provando que a solução de *hardware* e *firmware* implementada é eficaz. Desta forma, o trabalho entrega uma contribuição técnica relevante, demonstrando a capacidade de sistemas embarcados acessíveis em realizar medições biomecânicas com rigor comparável a instrumentos de referência no contexto da biomecânica.

## 5.2 Trabalhos Futuros

Como desdobramento natural desta pesquisa, vislumbram-se oportunidades promissoras para a evolução da plataforma desenvolvida. A primeira delas diz respeito à otimização física dos dispositivos: a transição dos atuais módulos de desenvolvimento para uma placa de tamanho significativamente reduzido, utilizando componentes de montagem em superfície (SMD) e baterias compactas de polímero de lítio.

Ademais, com o hardware otimizado, torna-se viável a expansão da topologia da rede ESP-NOW para comportar cinco ou mais nós sensores simultâneos (Espressif Systems, 2023; URAZAYEV et al., 2023). Nesse sentido, essa configuração permitiria instrumentar a pelve e ambos os membros inferiores, possibilitando a reconstrução completa da cadeia cinemática. Nesse cenário, seria fundamental realizar validações bilaterais síncronas para extrair índices de simetria temporal e espacial, métricas que são indispensáveis para o diagnóstico refinado de patologias unilaterais (TAO et al., 2012).

Outrossim, visando a aplicação prática da tecnologia, sugere-se a realização de estudos comparativos entre grupos normativos e patológicos (como Parkinson ou pós-AVC) para validar a sensibilidade diagnóstica do sistema. Sugere-se ainda a utilização do dispositivo em ensaios longitudinais, permitindo monitorar quantitativamente a evolução motora de pacientes durante processos de reabilitação.

Por fim, no âmbito do processamento de sinais, sugere-se a incorporação de magnetômetros para realizar uma fusão sensorial de nove eixos. Ademais, a investigação de algoritmos mais robustos, como o Filtro de Kalman associado a técnicas de correção de velocidade zero (ZUPT), poderia superar as limitações da integração direta, viabilizando a estimativa confiável de velocidade e distância, dados que o sistema atual ainda não quantifica.

### 5.3 Disclaimer de Uso de IA

Para fins de integridade acadêmica, a realização deste trabalho teve auxílio de ferramentas de Inteligência Artificial (IA). Nesse sentido, ressalta-se que seu uso restringiu-se exclusivamente ao suporte instrumental, especificamente na formatação de códigos LaTeX, padronização de referências bibliográficas e pesquisa de alguns artigos.

## Referências

- ACAR, S. et al. The intrarater and interrater reliability and validity of universal goniometer, digital inclinometer, and smartphone application measuring range of motion in patients with total knee arthroplasty. *Indian Journal of Orthopaedics*, Springer, v. 58, p. 732–739, 2024.
- AGUNE, G. et al. Solução de baixo custo para a análise de marcha utilizando opensense. In: ABCM. *Anais do VIII Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI 2024)*. Gramado, RS, Brasil, 2024.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, Elsevier, v. 327, n. 8476, p. 307–310, 1986.
- CAPPOZZO, A. et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, Elsevier, v. 20, n. 1, p. 1–15, 2005.
- CARENDER, C. et al. Inter-rater reliability of the universal goniometer for measuring knee extension and flexion in the clinical setting. *The Iowa Orthopaedic Journal*, The Iowa Orthopaedic Society, v. 36, p. 155, 2016.
- COOPER, G. et al. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 42, n. 16, p. 2678–2685, 2009.
- DAVIS, R. B. et al. A clinical gait analysis service: methods and protocol. *Human Movement Science*, Elsevier, v. 10, n. 5, p. 593–626, 1991.
- Espressif Systems. *ESP32 Series Datasheet*. 4.0. ed. [S.l.], 2023. Disponível em: <[https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf)>.
- FRITZ, S.; LUSARDI, M. Walking speed: The sixth vital sign. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, Lippincott Williams & Wilkins, v. 32, n. 2, p. 2–5, 2009.
- GAJDOSIK, R. L.; BOHANNON, R. W. Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, v. 67, n. 12, p. 1867–1872, 1987.
- GIAVARINA, D. Understanding bland altman analysis. *Biochemia Medica*, Croatian Society of Medical Biochemistry and Laboratory Medicine, v. 25, n. 2, p. 141–151, 2015.
- GÓMEZ-CARMONA, C. D. et al. Reliability and validity of kinovea to analyze spatiotemporal gait parameters. *Frontiers in Psychology*, 2022.
- GREENE, B. R. et al. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Springer, v. 48, n. 12, p. 1251–1260, 2010.
- HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Gait & Posture*, Elsevier, v. 22, n. 4, p. 306–314, 2001. Disponível em: <[https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(01\)63215-5/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(01)63215-5/fulltext)>.

- HERRAN, A. Muro-de-la; GARCIA-ZAPIRAIN, B.; MENDEZ-ZORRILLA, A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*, MDPI, v. 14, n. 2, p. 3362–3394, 2014.
- INVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4*. Sunnyvale, CA, 2013. Datasheet.
- KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, Elsevier, v. 28, n. 1, p. 1–15, 2008.
- LEVINE, D.; RICHARDS, J.; WHITTLE, M. W. *Whittle's Gait Analysis*. 5. ed. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2014.
- MAHONY, R.; HAMEL, T.; PFLIMLIN, J.-M. Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group. *IEEE Transactions on automatic control*, IEEE, v. 53, n. 5, p. 1203–1218, 2008.
- MORRIS, M. E. Movement disorders in people with parkinson disease. *BMJ*, BMJ Publishing Group, v. 321, n. 7257, p. 672–676, 2000. Disponível em: <<https://academic.oup.com/ptj/article-abstract/80/6/578/2842508?redirectedFrom=fulltext>>.
- NEUMANN, D. A. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação*. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- NORKIN, C. C.; WHITE, D. J. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. 5. ed. [S.l.]: FA Davis, 2016.
- OLSEN, M.; PAVLOVA, A. V.; PAPI, E. Reliability of bluetooth inertial sensors for assessing lower limb segment angles and stride length during gait. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, World Scientific, v. 22, n. 06, p. 2250043, 2022.
- OTT, H. W. *Electromagnetic compatibility engineering*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
- PARDOEL, S. et al. Grouping successive freezing of gait episodes has neutral to detrimental effect on freeze detection and prediction in parkinson's disease. *PloS one*, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 16, n. 10, p. e0258544, 2021.
- PERRY, J.; BURNFIELD, J. M. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2. ed. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated, 2010.
- PUIG-DIVÍ, A. et al. Validity and reliability of the kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS One*, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 14, n. 6, p. e0216448, 2019.
- ROBERTSON, D. G. E. et al. *Research Methods in Biomechanics*. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 2013.
- RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, Oxford University Press, v. 35, n. suppl\_2, p. ii37–ii41, 2006. Disponível em: <[https://academic.oup.com/ageing/article-abstract/35/suppl\\_2/ii37/15775?redirectedFrom=fulltext&login=false#no-access-message](https://academic.oup.com/ageing/article-abstract/35/suppl_2/ii37/15775?redirectedFrom=fulltext&login=false#no-access-message)>.

- SABATINI, A. M. Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 43, n. 1, p. 94–101, 2005.
- SCHERZ, P.; MONK, S. *Practical Electronics for Inventors*. 4. ed. New York: McGraw-Hill Education, 2016.
- SCHURR, S. A. et al. Comparison of 2d video analysis and 3d motion capture in lower extremity movement assessment. *International Journal of Exercise Science*, Western Kentucky University, v. 10, n. 5, p. 763, 2017.
- SIMON, S. R. Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 37, n. 12, p. 1869–1880, 2004. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929004001228?via%3Dihub>>.
- STUDENSKI, S. et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*, American Medical Association, v. 305, n. 1, p. 50–58, 2011. Disponível em: <<https://jamanetwork.com/journals/jama/fullarticle/644554>>.
- TAKEDA, R. et al. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 42, n. 3, p. 223–233, 2009.
- TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, MDPI, v. 12, n. 2, p. 2255–2283, 2012.
- TAYLOR, J. R. *An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements*. 2. ed. Sausalito, CA: University Science Books, 1997.
- TORO, B.; NESTER, C.; FARREN, P. The status of gait assessment among physiotherapists in the united kingdom. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Elsevier, v. 84, n. 12, p. 1878–1884, 2003. Disponível em: <[https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)00482-9/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)00482-9/fulltext)>.
- URAZAYEV, D. et al. Indoor performance evaluation of esp-now. In: IEEE. *2023 IEEE Smart Information Systems and Technologies (SIST)*. [S.l.], 2023. p. 1–6.
- WAQAS, M.; ALI, S.; KHAN, M. Fabrication of printed circuit board (pcb) using laser engraving method. In: IEEE. *2018 International Conference on Computing, Mathematics and Engineering Technologies (iCoMET)*. [S.l.], 2018. p. 1–5.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009.
- WOODMAN, O. J. *An introduction to inertial navigation*. Cambridge, UK, 2007. Disponível em: <https://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.pdf>.