

Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Engenharia Eletrônica

# Sistema de Medição Angular em Juntas Articuladas baseado em IMU

Autor: Davi Ismael Costa Damacena  
Orientador: Prof. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz

Brasília, DF  
2023





Davi Ismael Costa Damacena

# **Sistema de Medição Angular em Juntas Articuladas baseado em IMU**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz

Brasília, DF

2023

---

Davi Ismael Costa Damacena

Sistema de Medição Angular em Juntas Articuladas baseado em IMU/ Davi  
Ismael Costa Damacena. – Brasília, DF, 2023-  
62 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA , 2023.

1. IMU. 2. Fusão sensorial. I. Prof. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz. II.  
Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Sistema de Medição  
Angular em Juntas Articuladas baseado em IMU

CDU 02:141:005.6

---

Davi Ismael Costa Damacena

## **Sistema de Medição Angular em Juntas Articuladas baseado em IMU**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 18 de Dezembro de 2023:

---

**Prof. Dra. Claudia Patricia Ochoa  
Diaz**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz  
Arboleda**  
Convidado 1

---

**Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista**  
Convidado 2

Brasília, DF  
2023



# Resumo

A medição precisa e contínua dos movimentos dos segmentos corporais é fundamental em diversas áreas como medicina, reabilitação física e monitoramento do desempenho atlético. Tradicionalmente, essas medições são realizadas usando sistemas de captura de movimento com marcadores e câmeras, que são caros, complexos e limitados ao ambiente de laboratório.

Uma alternativa promissora é o uso de Unidades de Medição Inercial (IMUs - *Inertial Measurement Units*). A implementação de um sistema de medição inercial baseado em IMU para medições em segmentos corporais apresenta várias vantagens significativas. Primeiramente, as IMUs são dispositivos compactos e leves, permitindo a fixação direta nos membros sem interferir significativamente na execução dos movimentos. Isso proporciona uma maior liberdade de movimento em comparação com sistemas tradicionais.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de medição angular baseado em IMU cuja aplicação é voltada à análise cinemática da articulação de joelho. O sistema é composto basicamente por três microcontroladores e dois sensores inerciais que contêm acelerômetro e giroscópio.

As medições feitas pelo protótipo foram comparadas com medições feitas por um dispositivo comercial, mostrando o êxito do sistema durante testes estáticos e dinâmicos representados por movimentos de sentar e levantar e execução de ciclos de marcha, respectivamente.

**Palavras-chaves:** Unidade de Medição Inercial - IMU, Filtro de Kalman Estendido - EKF, MPU6050, Acelerômetro, Giroscópio, Fusão de dados.





# Abstract

Accurate and continuous measurement of body segment movements is essential in several areas such as medicine, physical rehabilitation and athletic performance monitoring. Traditionally, these measurements have been performed using motion capture systems with markers and cameras, which are expensive, complex, and limited to the laboratory environment.

A promising alternative is the use of Inertial Measurement Units (IMUs - *Inertial Measurement Units*). Implementing an IMU-based inertial measurement system for depth in body segments presents several significant advantages. Firstly, IMUs are compact and lightweight devices, allowing direct fixation to the limbs without significantly interfering with the execution of movements. This provides greater freedom of movement compared to traditional systems.

This work presents the development of an IMU-based angular measurement system whose application is aimed at kinematic analysis of the knee joint. The system is basically composed of three microcontrollers and two inertial sensors that contain an accelerometer and gyroscope.

The projections made by the prototype were compared with the projections made by a commercial device, showing the performance of the tested system during static and sound movements represented by sitting and standing movements and execution of gait cycles.

**Key-words:** Inertial Measurement Unit - IMU, Extended Kalman Filter - EKF, Accelerometer, Gyroscope, data fusion.



# Lista de ilustrações

|  |    |
|--|----|
| Figura 1 – Ângulo articular do joelho. . . . .   | 20 |
| Figura 2 – Ângulos da articulação do joelho durante a marcha. . . . .  | 20 |
| Figura 3 – Vista superior de um giroscópio <i>tuning-fork</i> . . . . .  | 21 |
| Figura 4 – Comportamento de um acelerômetro MEMS . . . . .   | 22 |
| Figura 5 – Goniômetro . . . . .  | 23 |
| Figura 6 – Transferidor . . . . .  | 23 |
| Figura 7 – Laboratório de análise de movimento usando um sistema óptico. Retirada de <a href="https://www.thermh.org.au/news/3932">https://www.thermh.org.au/news/3932</a> . . . . . | 24 |
| Figura 8 – Representação de Ângulos de Euler - Fonte: (PRIETO et al., 2017) . . . . .  | 24 |
| Figura 9 – Junta de flexão. Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2012) . . . . .   | 30 |
| Figura 10 – Junta de rotação. Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2012) . . . . .   | 31 |
| Figura 11 – Posições de calibração. Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2014) . . . . .   | 31 |
| Figura 12 – Plataforma de calibração e teste de IMUs . . . . .   | 32 |
| Figura 13 – Fluxograma 1. . . . .  | 34 |
| Figura 14 – Esquemático do circuito unitário . . . . .   | 35 |
| Figura 15 – Componentes principais do circuito . . . . .   | 35 |
| Figura 16 – Carenagem . . . . .  | 36 |
| Figura 17 – Mecanismo 1. . . . .   | 38 |
| Figura 18 – Mecanismo 2. . . . .   | 39 |
| Figura 19 – Representação do ângulo Roll no mecanismo 1. . . . .   | 40 |
| Figura 20 – Ângulo Roll - Comparação do ângulo estimado usando EKF com o sistema de referência do mecanismo 1. . . . .   | 42 |
| Figura 21 – Ângulo pitch - Comparação do ângulo estimado usando EKF com o sistema de referência do mecanismo 1. . . . .  | 42 |
| Figura 22 – Ciclo de marcha.(UCHIDA; DELP, 2020) . . . . .   | 43 |
| Figura 23 – Mecanismo 2 . . . . .  | 44 |
| Figura 24 – Posição inicial e final para o ciclo de marcha. . . . .  | 45 |
| Figura 25 – Posições do teste estático. . . . .  | 46 |
| Figura 26 – Fluxograma do processo de pós-processamento. . . . .   | 47 |
| Figura 27 – Sinal médio dos testes dinâmicos com IMU protótipo e IMU comercial. . . . .  | 48 |
| Figura 28 – Sinal médio dos testes estáticos com IMU protótipo e IMU comercial. . . . .  | 49 |
| Figura 29 – Erro absoluto entre sistema comercial e o protótipo durante o teste dinâmico. . . . .  | 49 |
| Figura 30 – Erro absoluto entre sistema comercial e o protótipo durante o teste estático. . . . .  | 50 |
| Figura 31 – Desenho técnico da carenagem . . . . .   | 57 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 32 – Desenho técnico do mecanismo 1 . . . . .   | 59 |
| Figura 33 – Desenho técnico do mecanismo 2 . . . . .   | 61 |
| Figura 34 – Esquemático do circuito unitário . . . . . | 62 |

# Lista de tabelas

|  |    |
|--|----|
| Tabela 1 – Características do Giroscópio do MPU6050 . . . . .  | 21 |
| Tabela 2 – Características do Acelerômetro do MPU6050 . . . . .  | 22 |
| Tabela 3 – Descrição das variáveis . . . . .   | 27 |
| Tabela 4 – Tabela de consumo de corrente. . . . .  | 34 |
| Tabela 5 – Tabela de Custos. . . . .   | 37 |
| Tabela 6 – Configuração do acelerômetro MPU6050 . . . . .  | 39 |
| Tabela 7 – Configuração do giroscópio MPU6050 . . . . .  | 41 |
| Tabela 8 – RMSE entre ângulo estimado usando a fusão sensorial com EKF e o sistema de referência do mecanismo 1. . . . . | 41 |
| Tabela 9 – RMSE dos testes Estáticos e Dinâmicos. . . . .  | 47 |



# Lista de abreviaturas e siglas

|       |                                  |
|-------|----------------------------------|
| UnB   | Universidade de Brasília         |
| IMU   | Inertial Measurement Unit        |
| ADC   | Conversor analógico-digital      |
| MEMS  | Micro Electro Mechanical Systems |
| SLC   | Serial clock                     |
| SDA   | Serial Data                      |
| EKF   | Extended Kalman Filter           |
| LMA   | Levenberg-Marquard Algorithm     |
| MMQ   | Método dos mínimos quadrados     |
| RMSE  | Root Mean Squared Error          |
| MoCap | Motion Capture system            |





# Sumário

|             |   |           |
|-------------|---|-----------|
| <b>1</b>    | <b>INTRODUÇÃO</b>   | <b>17</b> |
| <b>1.1</b>  | <b>Objetivos</b>  | <b>18</b> |
| 1.1.1       | Objetivo Geral  | 18        |
| 1.1.2       | Objetivos Específicos   | 18        |
| <b>2</b>    | <b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>                                      | <b>19</b> |
| <b>2.1</b>  | <b>Conceitos básicos sobre medição angular</b>                  | <b>19</b> |
| <b>2.2</b>  | <b>Importância da medição angular em sistemas biomecânicos</b>  | <b>19</b> |
| <b>2.3</b>  | <b>Sensores Inerciais e IMU</b>                                 | <b>19</b> |
| 2.3.1       | Giroscópio  | 20        |
| 2.3.2       | Acelerômetro  | 21        |
| <b>2.4</b>  | <b>Técnicas de Medição Angular em membros corporais</b>         | <b>22</b> |
| 2.4.1       | Métodos tradicionais para medição angular                       | 22        |
| 2.4.2       | Técnicas de medição angular baseado em IMU                      | 24        |
| <b>2.5</b>  | <b>Erros associados ao acelerômetro na medição angular</b>      | <b>25</b> |
| <b>2.6</b>  | <b>Erros relacionados ao giroscópio na medição angular</b>      | <b>25</b> |
| <b>2.7</b>  | <b>Calibração de IMUs</b>                                       | <b>26</b> |
| 2.7.1       | Calibração do acelerômetro                                      | 26        |
| 2.7.2       | Calibração do Giroscópio  | 26        |
| <b>2.8</b>  | <b>Fusão de sensores para medição angular baseadas em IMU</b>   | <b>27</b> |
| 2.8.1       | Filtro de Kalman  | 27        |
| <b>2.9</b>  | <b>Protocolo de comunicação ESPNOW</b>                          | <b>29</b> |
| <b>2.10</b> | <b>Trabalhos relacionados</b>                                   | <b>29</b> |
| <b>3</b>    | <b>DESENVOLVIMENTO</b>  | <b>33</b> |
| <b>3.1</b>  | <b>Visão geral do sistema</b>                                   | <b>33</b> |
| <b>3.2</b>  | <b>Descrição do circuito unitário</b>                           | <b>33</b> |
| 3.2.1       | IMU   | 33        |
| 3.2.2       | Microcontrolador  | 33        |
| 3.2.3       | Bateria   | 34        |
| 3.2.4       | Carenagem   | 34        |
| 3.2.5       | Custos  | 35        |
| <b>3.3</b>  | <b>Descrição da comunicação entre sensor e microcontrolador</b> | <b>36</b> |
| <b>3.4</b>  | <b>Descrição da comunicação entre microcontroladores</b>        | <b>37</b> |
| <b>3.5</b>  | <b>Descrição dos mecanismos de teste</b>                        | <b>37</b> |
| <b>3.6</b>  | <b>Procedimentos para aquisição e processamento dos dados</b>   | <b>38</b> |

|            |   |           |
|------------|---|-----------|
| 3.6.1      | Aquisição da aceleração e transformação em ângulos . . . . .                              | 38        |
| 3.6.2      | Aquisição da velocidade angular e transformação em ângulos . . . . .                      | 40        |
| 3.6.3      | Aplicação da fusão sensorial utilizando Filtro de Kalman Estendido . . . . .              | 41        |
| 3.6.4      | Rotina de inicialização . . . . .   | 41        |
| 3.6.5      | Cálculo de ângulo relativo entre dois segmentos . . . . .                                 | 43        |
| <b>3.7</b> | <b>Coleta de dados para comparação entre o protótipo e o sistema comercial.</b> . . . . . | <b>44</b> |
| 3.7.1      | Coleta de dados do movimento de flexão/extensão da articulação do joelho                  | 45        |
| 3.7.2      | Coleta de dados do movimento de sentar e levantar . . . . .                               | 45        |
| <b>3.8</b> | <b>Pós-processamento dos dados</b> . . . . .  | <b>46</b> |
| <b>3.9</b> | <b>Discussão</b> . . . . .  | <b>48</b> |
| <b>4</b>   | <b>CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS</b> . . . . .   | <b>51</b> |
| 4.1        | Trabalhos futuros . . . . .   | 51        |
|            | <b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .  | <b>53</b> |
|            | <b>APÊNDICES</b> . . . . .  | <b>55</b> |
|            | <b>APÊNDICE A – DESENHO TÉCNICO DA CARENAGEM</b> . . . . .                                | <b>57</b> |
|            | <b>APÊNDICE B – MECANISMO 1</b> . . . . .   | <b>59</b> |
|            | <b>APÊNDICE C – MECANISMO 2</b> . . . . .   | <b>61</b> |

# 1 Introdução

O estudo do movimento humano é uma área de pesquisa que tem aplicações em diversas áreas, como a clínica, a robótica e o reconhecimento biométrico. Medição de variáveis que caracterizam a locomoção são frequentemente realizadas na avaliação de pacientes com algum comprometimento motor e com o avanço da tecnologia agora é possível medir essas variáveis com equipamentos que oferecem alta precisão e acurácia, permitindo obter medidas quantitativas sobre o impacto de tratamentos ou intervenções.

O estudo da marcha humana tem sido uma fonte de inspiração para o desenvolvimento de modelos dinâmicos utilizados no controle de movimento de robôs humanoides (ROBERT-LACHAINE et al., 2020), (WILKINSON; LICHTWARK, 2021). Há também um crescente interesse na análise do movimento humano para fins de reconhecimento, como a utilização do movimento como uma assinatura biométrica (GONG et al., 2016).

A medição de variáveis cinemáticas da marcha humana tem possibilitado a avaliação de condições específicas em pacientes com amputação de membro inferior (OCHOA, 2015), proporcionando uma métrica para quantificar o grau de assimetria da marcha nessa população.

No entanto, a realização de estudos sobre o movimento humano ainda apresenta alguns desafios, como a necessidade de usar tecnologias assistivas mais acessíveis e versáteis em termos de tamanho e peso para o uso em ambientes variados. As tecnologias assistivas atualmente disponíveis para a análise do movimento humano são, em geral, caras e complexas de usar. Elas também são limitadas em termos de portabilidade, o que dificulta sua utilização em ambientes não laboratoriais.

Conseqüentemente, há um aumento do interesse em realizar estudos sobre o movimento humano em diversas aplicações. Essa tendência é observada na literatura, que apresenta um considerável número de propostas em áreas distintas, tais como biomecânica, engenharia, educação física, entre outras.

Este trabalho visa o desenvolvimento de um protótipo de tecnologia assistiva para a análise do movimento humano. O protótipo é baseado em sensores leves e pequenos, o que o torna mais acessível e versátil. Ele também é projetado para ser usado em ambientes não laboratoriais, como em casa ou na rua.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver o protótipo de um sistema de medição angular baseado em IMU para a análise cinemática da articulação de joelho.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Entender os princípios de funcionamento de sensores inerciais.
- Projetar e implementar um sistema de medição angular baseado em IMU utilizando EKF para fusão sensorial.
- Construir mecanismos 3D que tenham um sistema de referência angular para comparação entre medidas feitas com o sensor.
- Comparar o desempenho do protótipo desenvolvido com um sistema comercial.

## 2 Referencial teórico

### 2.1 Conceitos básicos sobre medição angular

Uma medição angular é uma forma de quantificar a posição ou a mudança angular de um objeto em relação a uma referência. Ela é usada para descrever a rotação, orientação ou movimento de objetos.

As Figuras 1 e 2 ilustram bem a medição angular desejada no contexto deste trabalho, onde na figura 1 é mostrado o ângulo que se deseja avaliar e na figura 2 ele é representado durante o movimento de marcha.

### 2.2 Importância da medição angular em sistemas biomecânicos

A medição angular desempenha um papel fundamental em sistemas biomecânicos pois é utilizada para avaliar e quantificar uma ampla gama de fenômenos e características relacionadas à anatomia e movimento humano. Por exemplo, quando se está interessado em avaliar postura e marcha de um indivíduo é possível medir ângulos articulares durante a caminhada, identificar padrões anormais de movimento e avaliar a eficácia de intervenções terapêuticas (OCHOA, 2015).

A medição angular também desempenha um papel fundamental no projeto e desenvolvimento de equipamentos relacionados com tecnologias assistivas. Ao compreender os ângulos de movimento naturais das articulações ou ângulos de segmentos que compõem o dispositivo, os engenheiros biomédicos podem projetar dispositivos que imitam a função normal do corpo e melhoram a qualidade de vida dos pacientes como, por exemplo, uma bengala instrumentada (GONÇALVES, 2016).

### 2.3 Sensores Inerciais e IMU

Sensores inerciais são dispositivos utilizados para medir e monitorar a aceleração, velocidade e orientação de um objeto em relação a um sistema de referência. Eles são capazes de detectar mudanças na velocidade linear, velocidade angular e orientação de um objeto através da conversão de forças inerciais em alguma medida física conhecida (CARVALHO, 2017).

Uma IMU é um sistema composto por vários sensores inerciais combinados em um único dispositivo. Geralmente, uma IMU consiste em um acelerômetro triaxial (que mede a aceleração linear em três eixos) e um giroscópio triaxial (que mede a velocidade angu-

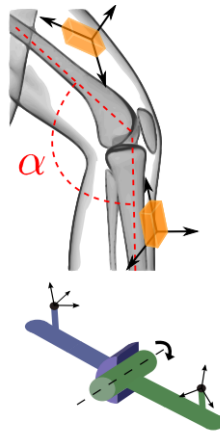


Figura 1 – Ângulo articular do joelho.

Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2014)

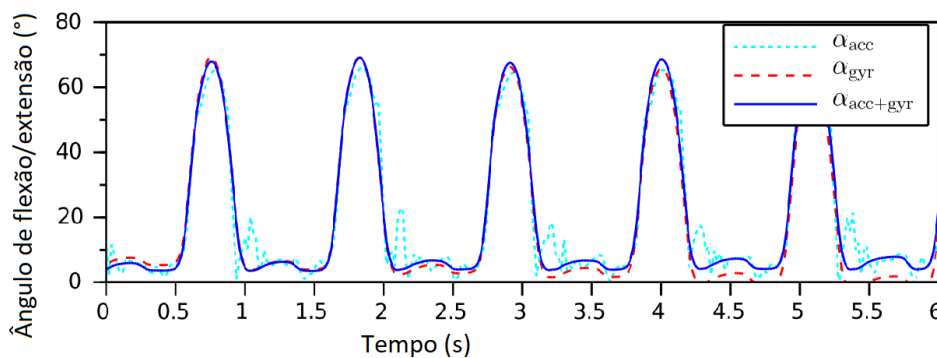


Figura 2 – Ângulos da articulação do joelho durante a marcha.

Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2014)

lar em três eixos). Algumas IMUs podem incluir magnetômetros (que medem o campo magnético), mas para escopo deste trabalho será de interesse apenas o acelerômetro e o giroscópio. A combinação desses sensores em um pequeno sistema microeletromecânico (MEMS, do inglês *Microelectromechanical Systems*) permite que a IMU forneça informações mais precisas sobre o movimento tridimensional e a orientação de um objeto (IVENSENSE, 2013).

### 2.3.1 Giroscópio

Um giroscópio é um sensor que mede variações rotacionais sobre um determinado eixo. Existem diferentes tipos de giroscópios, incluindo giroscópios mecânicos e giroscópios baseados em tecnologias micro eletromecânicas (MEMS). Os giroscópios MEMS são comumente utilizados em aplicações portáteis devido ao seu tamanho compacto, em uma escala micrométrica, baixo custo e baixo consumo de energia.

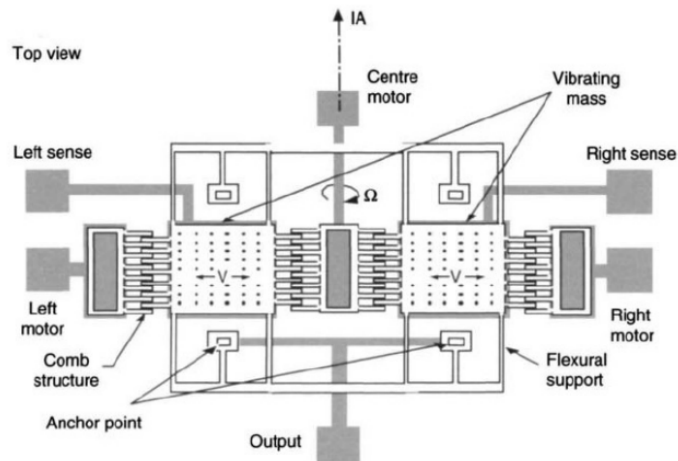


Figura 3 – Vista superior de um giroscópio *tuning-fork*.

Fonte: (GONÇALVES, 2016)

Os giroscópios MEMS são compostos por um pequeno elemento sensor chamado de massa de prova, que pode vibrar ou oscilar em resposta à rotação. Quando o objeto sofre uma rotação a força inercial de Coriolis, que consiste em gerar uma força externa através de um movimento de rotação sobre uma superfície circular, age sobre a massa de prova resultando em um deslocamento proporcional à taxa de rotação angular. Com base nas medições, é possível determinar a taxa de rotação angular em diferentes eixos, integrando-se em relação ao tempo é possível determinar a posição angular de um corpo ou objeto (KEMPE, 2011), (PRIETO et al., 2017), (IVENSENSE, 2013). A figura 3 ilustra a vista superior de um giroscópio turning-fork, que é um tipo bastante difundido na indústria eletrônica.

A Tabela 1 apresenta as características do giroscópio integrado ao MPU6050, sensor desenvolvido pela IvenSense.

| Características                  | MPU6050   |
|----------------------------------|---|
| Eixos de medição                 | Tridimensional (X,Y e Z)  |
| Faixa                            | $\pm 250^\circ/\text{seg}$ , $\pm 500^\circ/\text{seg}$ , $\pm 1000^\circ/\text{seg}$ e $\pm 2000^\circ/\text{seg}$ |
| Fator de Escala de Sensibilidade | 131, 65.6, 32.8, 16.4 LSB/( $^\circ/\text{s}$ )   |
| Saída                            | Digital (ADCs de 16 bits)   |
| Corrente de operação             | 3.6mA   |

Tabela 1 – Características do Giroscópio do MPU6050

### 2.3.2 Acelerômetro

Um acelerômetro é um sensor que mede a aceleração linear do objeto ao qual está acoplado, a unidade utilizada é o "g", onde 1g representa  $9,8m/s^2$ . A tecnologia MEMS,

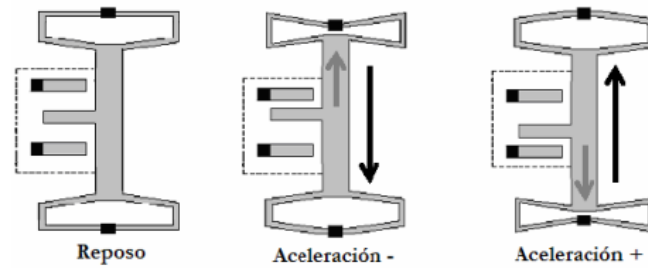


Figura 4 – Comportamento de um acelerômetro MEMS

Fonte: (LÓPEZ; FINKELSHTEIN, 2021)

para acelerômetros tridimensionais, pode ser fabricada utilizando tecnologias piezoelétricas, físico piezoresistivos e capacitivos. O comportamento mecânico de um acelerômetro sob a ação da gravidade pode ser observado na figura 4, que ilustra a variação da capacitância ou resistência do elemento que compõe o sensor. (KEMPE, 2011), (PRIETO et al., 2017), (IVENSENSE, 2013).

A Tabela 2 apresenta as características do acelerômetro integrado no MPU6050.

| Características                  | MPU6050                                    |
|----------------------------------|--|
| Eixos de medição                 | Tridimensional (X,Y e Z)                   |
| Faixa                            | $\pm 2g$ , $\pm 4g$ , $\pm 8g$ e $\pm 16g$ |
| Fator de Escala de Sensibilidade | 16.384, 8.192, 4.096, 2.048 LSB/g          |
| Saída                            | Digital (ADCs de 16 bits)                  |
| Corrente de operação             | 500 $\mu A$                                |

Tabela 2 – Características do Acelerômetro do MPU6050

## 2.4 Técnicas de Medição Angular em membros corporais

### 2.4.1 Métodos tradicionais para medição angular

- O Goniômetro, que pode ser visto na figura 5, é um instrumento preciso e versátil, comumente utilizado em áreas como a medicina, fisioterapia e pesquisa científica. Ele é composto por uma base fixa e uma régua móvel, que pode ser girada em torno de um ponto central. O goniômetro permite medir ângulos com uma escala geralmente em graus e minutos.
- Transferidor, Figura 6, é um instrumento simples usado para medir ângulos. Consiste em um círculo ou semicírculo graduado com um cursor móvel. O ângulo é lido na escala graduada em graus ou outras unidades de medida angular. Os transferidores são comumente usados em aplicações educacionais e de baixa precisão.



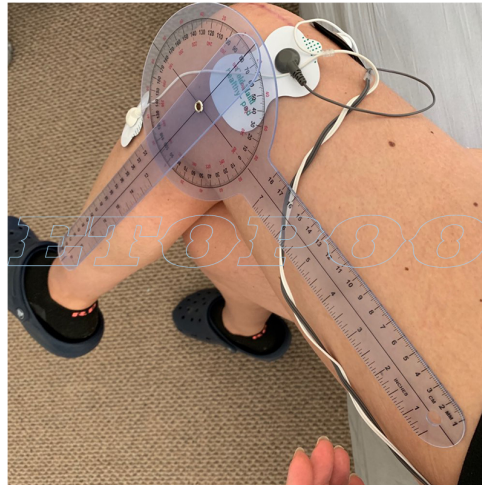


Figura 5 – Goniômetro

Fonte: (FISIOTERAPIA, 2023)



Figura 6 – Transferidor

Fonte: (LIVRE, 2023)

- MoCap ( do inglês *Motion Capture System*), é um sistema óptico de captura de movimento, considerado “padrão ouro” para análise cinemática. Ele consiste em um conjunto de câmeras com infravermelho que rastreiam o movimento de marcadores fixados em pontos estratégicos do corpo (ver Figura 7), o que possibilita estimar a sua posição tridimensional em relação a uma referência pré-definida. O equipamento possui excelente acurácia e precisão, o que explica o seu custo bastante elevado e isso implica na limitação do seu uso generalizado.

Outra limitação está relacionada com a instalação do MoCap, pois o equipamento precisa de ambientes fechados projetados para seu funcionamento; ambientes ao ar livre, por exemplo, podem comprometer o desempenho das câmeras na detecção dos marcadores. O posicionamento dos marcadores no paciente também é um fator chave para garantir a confiabilidade dos parâmetros extraídos, pois a trajetória detectada pelos marcadores reconstrói o movimento dos segmentos nos quais estão colocados.

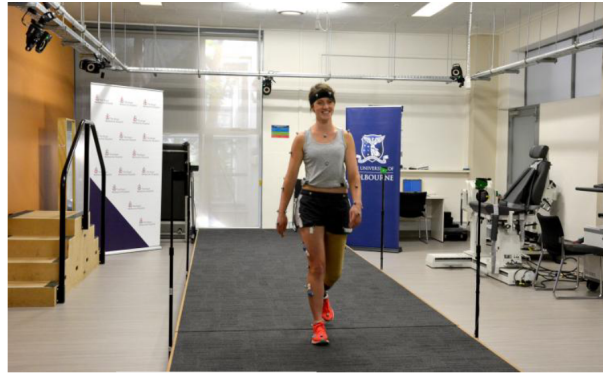


Figura 7 – Laboratório de análise de movimento usando um sistema óptico. Retirada de <https://www.thermh.org.au/news/3932>.

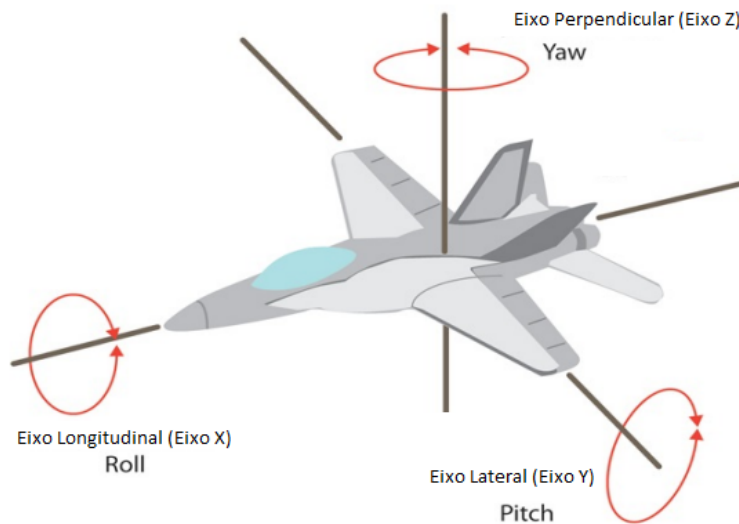


Figura 8 – Representação de Ângulos de Euler - Fonte: (PRIETO et al., 2017)

Mesmo com as limitações mencionadas, o MoCap ainda continua sendo o equipamento de referência na área clínica para avaliação biomecânica de pacientes com algum comprometimento motor.

#### 2.4.2 Técnicas de medição angular baseado em IMU

Em algumas aplicações é comum a utilização de sensores eletrônicos que utilizam técnicas complexas para obter a orientação de determinado objeto no espaço.

Em sistemas de navegação, por exemplo, são utilizadas IMUs como referência para o sistema de atitude, o qual especifica o movimento do objeto através de ângulos de Euler (roll, pitch, yaw), onde *Roll* (Rolagem) especifica o ângulo no eixo X, *Pitch* (Arfagem) especifica o ângulo no eixo Y e *Yaw* (Guinada) especifica o ângulo no eixo Z (PRIETO et al., 2017), (SABATINI, 2011). A representação pode ser vista na figura 8.

IMUs também são utilizadas em sistemas de análise de movimentos, fornecendo dados angulares em braços robóticos para aplicações de automação robótica, outro exemplo também conhecido é a medição de ângulos entre segmentos do corpo humano em aplicações biomecânicas para análise de marcha (SEEL; SCHAUER, 2014), (OCHOA, 2015), e também em sistemas de controle como por exemplo em (GONÇALVES, 2016).

## 2.5 Erros associados ao acelerômetro na medição angular

Um erro comum associado ao acelerômetro é devido ao *Bias*, esse erro sistemático é um desvio que ocorre quando o sensor indica um valor diferente do esperado em uma posição conhecida. O erro de bias pode ser causado por imperfeições nos componentes do sensor, desalinhamento durante a construção ou no momento de fixação do chip à placa. Em resumo, o bias é um erro sistemático que afeta todas as medições do sensor e para corrigi-lo é necessário adicionar um valor para compensação, esse valor varia de sensor para sensor e até de eixo para eixo.

Outro erro comum no acelerômetro é o erro de *escala* ou escala de sensibilidade, esse erro está associado a uma variável que multiplica ou divide a tensão registrada em função da aceleração sentida pelo sensor amplificando ou atenuando o sinal, essa tensão também pode ser representada por uma palavra digital. O fator de escala no acelerômetro converte a tensão ou palavra digital em valores em fração de gravidade (CAMPS SÉBASTIEN HARASSE, 2009), (IVENSENSE, 2013).

Pode haver também um erro de não ortogonalidade entre os eixos, esse erro está associado à construção do sensor de forma que os eixos não sejam perpendiculares entre si (CAMPS SÉBASTIEN HARASSE, 2009).

Tais erros levam à medidas angulares erradas, pois o erro se propaga através das etapas de cálculos trigonométricos que transformam componentes de aceleração em ângulos de Euler.

## 2.6 Erros relacionados ao giroscópio na medição angular

O principal erro relacionado ao giroscópio é o *Drift*, esse erro se dá pela integração da taxa angular no respectivo tempo, ocasionando um acúmulo de erro a cada iteração, ou a cada soma sucessiva na integração (PRIETO et al., 2017), (GONÇALVES, 2016), (SABATINI, 2011).

Assim como o acelerômetro, o giroscópio pode ter um erro de *Bias*, similar ao offset, o que significa que ele indica uma taxa de rotação mesmo quando está em repouso. Esse erro pode ser causado por imperfeições nos componentes do sensor ou por variações na sensibilidade do giroscópio.

Há também o erro de *escala* ou escala de sensibilidade, esse erro está associado a um valor que amplificam ou atenuam o sinal de tensão registrada em função da aceleração sentida pelo sensor, essa tensão também pode ser representada por uma palavra digital. O fator de escala no giroscópio converte a tensão ou palavra digital em unidades de taxa angular (CAMPS SÉBASTIEN HARASSE, 2009), (IVENSENSE, 2013).

Pode haver também um erro de não ortogonalidade entre os eixos, esse erro está associado à construção do sensor, de forma que os eixos não sejam perpendiculares entre si (CAMPS SÉBASTIEN HARASSE, 2009).

## 2.7 Calibração de IMUs

A calibração de uma IMU é um processo importante para garantir a precisão e confiabilidade das medições. Existem diferentes tipos de calibração que podem ser realizadas.

### 2.7.1 Calibração do acelerômetro

Existem diferentes métodos para calibrar um acelerômetro e obter uma medida de ângulo confiável. Um método comum é colocar a IMU em posições conhecidas e estáticas, em diferentes ângulos em relação à gravidade, registrando as leituras feitas pelo acelerômetro. Em seguida, por meio de análises estatísticas iterativas, como redução de função de custo usando o algoritmo LM (Levenberg-Marquar) para implementar estimação de parâmetros usando mínimos quadrados não lineares ou filtro de Kalman Estendido (EKF), são determinados o ganho e offset do sensor, alguns exemplos podem ser mostrados nos trabalhos de (PRIETO et al., 2017), (CAMPS SÉBASTIEN HARASSE, 2009), (GONÇALVES, 2016).

Medidas de aceleração feitas pela IMU podem apresentar erros devido a alta sensibilidade do sensor a pequenas variações ou ruídos. Esse problema pode ser contornado fazendo-se a devida filtragem, como por exemplo, utilizando filtro de média móvel ou filtro de kalman.

### 2.7.2 Calibração do Giroscópio

Similarmente à calibração do acelerômetro, existem diferentes métodos para calibrar um giroscópio. Um método comum é fazer giros em diferentes velocidades conhecidas em alguma plataforma controlada, com servos motores por exemplo, e registrar as leituras do giroscópio. Em seguida, por meio de análise estatística, como os mencionados para calibração do acelerômetro, são determinados o ganho e offset do sensor, que minimizam

| Variável     | Descrição                    |
|--------------|------------------------------|
| $\mathbf{x}$ | Vetor de estados             |
| $\mathbf{y}$ | Vetor de saída               |
| $\mathbf{u}$ | Vetor de entrada             |
| $\mathbf{w}$ | Vetor de ruído de processo   |
| $\mathbf{v}$ | Vetor de ruído da medição    |
| $\mathbf{F}$ | Matriz de estados do sistema |
| $\mathbf{G}$ | Matriz de entrada            |
| $\mathbf{H}$ | Matriz de observação         |

Tabela 3 – Descrição das variáveis

os erros sistemáticos nas medições, um exemplo pode ser visto no trabalho de (WANG et al., 2021).

## 2.8 Fusão de sensores para medição angular baseadas em IMU

Para medições angulares com IMU, uma escolha comum é a técnica de fusão sensorial utilizando o filtro de kalman estendido (EKF, do inglês *Extended Kalman Filter*) como mostrado em (GONÇALVES, 2016) e (PRIETO et al., 2017). Esse filtro combina dados do acelerômetro e do giroscópio para fornecer uma estimativa mais precisa acerca da orientação angular de determinado objeto, visto que existem erros e imprecisões relacionados a cada sensor.

### 2.8.1 Filtro de Kalman

Rudolph Emil Kalman, criador do filtro de Kalman, era engenheiro elétrico e publicou o artigo (KALMAN, 1960), que tinha a proposta de um método de filtragem linear a partir de um processo recursivo. Utilizava em seu método ferramentas estatísticas para prever o estado futuro a partir de dados atuais. Inicialmente o filtro era aplicado apenas em sistemas lineares, mas depois passou a ser aplicado em sistemas não lineares fazendo-se a linearização desses sistemas. Essa técnica ficou conhecida como Filtro de Kalman Estendido (EKF, do inglês *Extended Kalman Filter*).

Segundo (RHUDY M. B.; SALGUERO, 2017), inicialmente o algoritmo estima variáveis de estado de um sistema modelado como um sistema linear, seguindo as relações 2.1 e 2.2. A definição das variáveis pode ser vista na tabela 3.

$$x_k = F_{k-1}x_{k-1} + G_{k-1}u_{k-1} + w_{k-1} \quad (2.1)$$

$$y_k = H_kx_k + v_k \quad (2.2)$$

Aplica-se então o algoritmo de Kalman, o qual faz a predição e em seguida a correção, esse algoritmo é comumente chamado de preditor-corretor. O primeiro passo é a predição do vetor de estados a partir da equação de dinâmica dos estados, definida na equação 2.3. Em que  $\hat{x}_{k|k-1}$  é o vetor de estado estimado a partir do estado anterior e  $\hat{x}_{k-1}$  é o vetor de estado estimado anteriormente.

$$\hat{x}_{k|k-1} = F_{k-1}\hat{x}_{k-1} + G_{k-1}u_{k-1} \quad (2.3)$$

A segunda etapa, definida na equação 2.4, é a predição da matriz de covariância de erro de estado  $P_{k|k-1}$ , considerando  $P_{k-1}$ , que é a estimativa anterior da matriz de covariância, e a matriz de covariância de ruído do processo dado por  $Q$ .

$$P_{k|k-1} = F_{k-1}P_{k-1}F_{k-1}^T + Q_{k-1} \quad (2.4)$$

A terceira etapa, definida na equação 2.5, é a obtenção do ganho de Kalman. Sendo  $R$  a covariância do ruído de medida.

$$K_k = P_{k|k-1}H_k^T(H_kP_{k|k-1}H_k^T + R_k)^{-1} \quad (2.5)$$

A quarta etapa, definida na equação 2.6, é a atualização do vetor de estado. Onde  $z_k$  é a medida de saída.

$$\hat{x}_k = \hat{x}_{k|k-1} + K_k(z_k - H_k\hat{x}_{k|k-1}) \quad (2.6)$$

Por fim, é feita a atualização da covariância do erro de estado, definida na equação 2.7. Em que  $I$  representa a matriz identidade.

$$\hat{P}_k = (I - K_kH_k)\hat{P}_{k|k-1} \quad (2.7)$$

Segundo (MACEDO VICTOR OLIVEIRA CORRIERI DE SANTOS, 2019), a vantagem do filtro de Kalman em relação a um filtro comum está no fato de utilizar uma modelagem do sistema para corrigir a medição, permitindo a construção de um filtro específico para a aplicação, além de lidar com dados perdidos, ou falsos negativos.

E segundo (RHUDY M. B.; SALGUERO, 2017), a ideia principal é que usando informações sobre a dinâmica do estado, o filtro projetará adiante e preverá qual será o próximo estado. Um exemplo simples disso seria se eu soubesse onde estava antes (estado anterior) e quão rápido eu estava me movendo (dinâmica do estado), posso adivinhar onde estou agora (Estado atual).

## 2.9 Protocolo de comunicação ESPNOW

O ESPNOW é um protocolo de comunicação sem fio de baixa potência desenvolvido pela Espressif Systems que permite que até 20 dispositivos se comuniquem diretamente entre si a uma distância máxima de cerca de 200 metros em condições ideais, podendo variar dependendo de fatores como o ambiente, a potência das antenas dos dispositivos e a interferência de outros dispositivos sem fio., é baseado no padrão IEEE 802.11 para aplicações IoT mas não necessita de um roteador ou ponto de acesso.

O protocolo usa a mesma frequência e potência de transmissão que a conectividade sem fio de 2,4 GHz de baixa potência, comumente usada em mouses sem fio. Portanto, os dispositivos precisam ser emparelhados antes de se comunicarem. Após o emparelhamento, a conexão é segura e ponto a ponto.

Esse protocolo é eficiente em termos de energia, o que o torna ideal para aplicações IoT como sensores e dispositivos vestíveis. E também é flexível, permitindo a transmissão de dados em um único dispositivo (*unicast*) ou para vários dispositivos (*broadcast*), e suportando comunicação unidirecional, bidirecional e multidirecional entre dispositivos.

## 2.10 Trabalhos relacionados

Nesta seção serão mostrados alguns trabalhos relacionados com medição angular baseadas em IMU. O objetivo principal é explorar as tecnologias utilizadas nesse campo. Serão discutidos aspectos relacionados à calibração dos sensores e algoritmos de filtragem que são essenciais para obter resultados confiáveis e precisos.

O desenvolvimento tecnológico avança em ritmo acelerado, trazendo inovações que impactam diversas áreas do conhecimento. No campo da engenharia em especial, surgem constantemente novas soluções para desafios complexos visando melhoria na eficiência dos sistemas. Nesse contexto, a medição angular tem se mostrado um aspecto crucial em muitas aplicações, permitindo determinar a orientação e o movimento de objetos no espaço tridimensional.

Um dos dispositivos mais utilizados para realizar medições angulares é a IMU. Uma IMU é composta por sensores inerciais, como acelerômetros e giroscópios, capazes de fornecer informações precisas sobre a aceleração e a taxa de rotação de um objeto. Esses dados podem ser utilizados para calcular a orientação angular do objeto em relação a um referencial.

Em 2011 o artigo de (SABATINI, 2011) foi publicado, onde o autor esteve interessado em revisar as principais técnicas de fusão e filtragem de sensores para o rastreamento preciso da orientação de partes do corpo humano, com intuito de informar novatos e especialistas da área. Ele aponta que durante anos foram usadas duas principais abordagens,

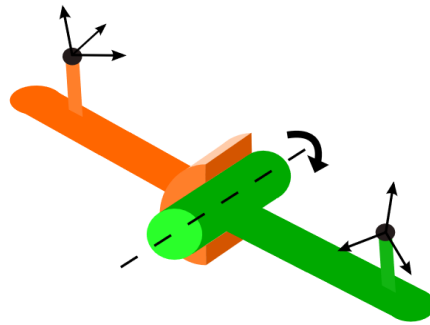


Figura 9 – Junta de flexão. Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2012)

a abordagem determinística (mínimos quadrados) e a abordagem estocástica (filtro de kalman).

Em seu desenvolvimento ele executa testes de rastreamento do movimento da cabeça de uma pessoa em movimento, utilizando dados de um sensor inercial com a técnica de EKF para o processamento dos dados e compara esses dados com um sistema Vicon para fins de estimativa de erro. O sistema Vicon de captura de movimento é reconhecido como sendo um dos melhores sistemas disponíveis para captura do movimento, segundo (EQUIPAMENTOS, 2023). Os dados estimados foram ângulos de Euler (roll, pitch e yaw), os quais obtiveram erros abaixo 2% entre a implementação com EKF e com o sistema de referência.

Em 2012 no artigo (SEEL; SCHAUER, 2012), o autor esteve interessado em apresentar métodos para estimar o eixo e posição de juntas articuladas para análise de marcha, explorando restrições cinemáticas observadas em juntas de flexão, ver figura 9, e juntas de rotação, ver figura 10.

O principal método de estimação proposto foi o de mínimos quadrados, o qual não requeria conhecimento prévio das posições ou orientações das IMUs fixadas mas convergiam para valores verdadeiros. Nesse modelo ele considera segmentos rígidos, conectados por uma junta articulada, que se movimentam livres no espaço. Cada segmento é equipado com uma imu e a partir dos dados de aceleração e taxa angular são estimados o eixo da juntas e posição para análise da marcha.

Em 2014 (SEEL; SCHAUER, 2014) publicaram outro trabalho visando medir o ângulo articular de flexão/extensão do joelho para análise da marcha, também utilizando IMUs e compararam os resultados com um sistema de medição óptico. Tratam do cálculo do ângulo com base nos dados de medições inerciais do movimento humano e propõem métodos que utilizam somente dados do acelerômetro e giroscópio, sem a necessidade de magnetômetro, como em (SABATINI, 2011), para a identificação do eixo articular e posição. Para encontrar os eixos e posições das juntas articulares são considerados



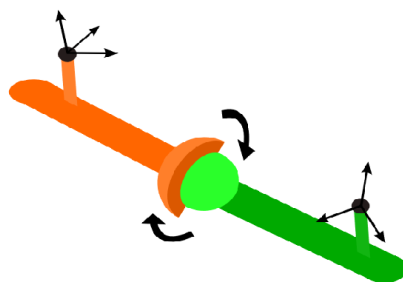


Figura 10 – Junta de rotação. Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2012)



Figura 11 – Posições de calibração. Fonte: (SEEL; SCHAUER, 2014)

movimentos como os apresentados na Figura 11, que exploram as restrições cinemáticas, e também dedicam atenção ao desafio da montagem arbitrária dos sensores, pois consideram um método mais prático e robusto.

Em 2017, (GONÇALVES, 2016) e (PRIETO et al., 2017), utilizaram IMUs para obter orientação de determinados objetos no espaço, ambos utilizaram EKF para estimação do ângulos e concluíram que as medições foram satisfatórias. (GONÇALVES, 2016) utilizou das IMUs para orientação de uma bengala instrumentada e (PRIETO et al., 2017) utilizou apenas para obter a orientação do sensor. Em ambos os trabalhos foi utilizado um mecanismo com 3 graus de liberdade impresso em impressora 3D para calibração dos sensores, como pode ser visto na figura 12.

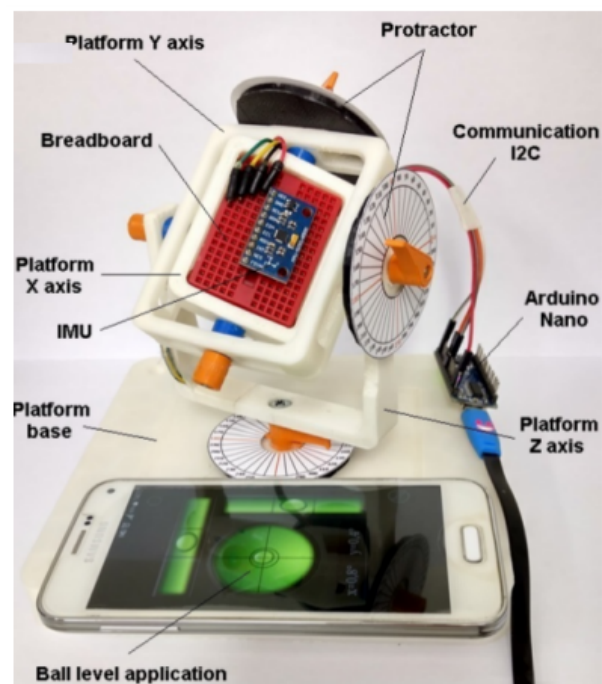


Figura 12 – Plataforma de calibração e teste de IMUs

Fonte: (GONÇALVES, 2016)

## 3 Desenvolvimento

### 3.1 Visão geral do sistema

O sistema completo é composto por dois conjuntos de circuitos unitários, chamados de módulo 1 e 2, e mais um microcontrolador receptor. A visão geral pode ser melhor visualizada na figura 13, que mostra a composição do sistema além do fluxo de dados desde o momento em que os dados do acelerômetro e giroscópio são adquiridos até a visualização do ângulo na tela do computador.

### 3.2 Descrição do circuito unitário

Essa seção tem como objetivo descrever os componentes do circuito unitário, buscando mostrar suas principais características. O esquemático da figura 14 mostra uma visão geral dos componentes circuito.

#### 3.2.1 IMU

A MPU-6050, mostrada na figura 15, é uma unidade de medição inercial que contém acelerômetro e giroscópio. O acelerômetro possui três eixos com sensibilidade entre  $\pm 2g$  e  $\pm 16g$ , e um giroscópio também com três eixos com sensibilidade entre  $\pm 250^\circ/s$  e  $\pm 2000^\circ/s$ . É um sensor de baixo custo e alta precisão que é amplamente utilizado em aplicações de medição de movimento, como robótica, drones e sistemas de navegação. Opera com uma tensão de alimentação entre 2.3 V e 3.6 V, e um consumo de corrente de 3.9 mA em operação normal, possui uma interface I2C para comunicação com um microcontrolador e tem dimensões de  $22,5 \times 12,5 \times 3,0$  mm. Esse sensor foi escolhido por ter os sensores acelerômetro e giroscópio, disponibilidade do fornecedor, tipo de comunicação e ao seu custo acessível. O custo é mostrado na tabela 5.

#### 3.2.2 Microcontrolador

O ESP32 WROOM32 contido no ESP32 DEVKIT V1, mostrado na figura 15, foi escolhido levando-se em consideração o fácil acesso, baixo custo e características que atendem a necessidade do projeto, como comunicação sem fio, comunicação I2C e quantidade suficiente de GPIOs. É um microcontrolador Wi-Fi e Bluetooth de 32 bits desenvolvido pela Espressif Systems. O WROOM32 é dual-core de 32 bits com clock de até 240 MHz, possui 520 KB de memória RAM e 4 MB de memória flash, Wi-Fi 802.11 e Bluetooth 4.2.

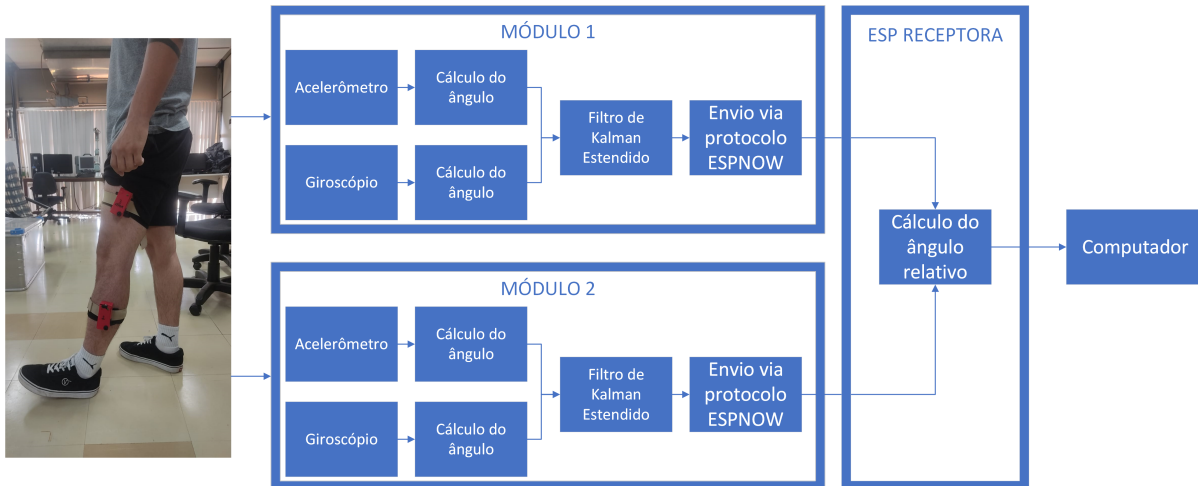


Figura 13 – Fluxograma 1.

|                    | IMU | ESP32 | LED | TOTAL |
|--------------------|-----|-------|-----|-------|
| CONSUMO MÉDIO (mA) | 3.9 | 100   | 15  | 118.9 |
| AUTONOMIA (h)      |     |       |     | 10.09 |

Tabela 4 – Tabela de consumo de corrente.

Opera com tensão de alimentação de 3.3V e tem um consumo de corrente de 100 mA em operação normal. O custo é mostrado na tabela 5.

### 3.2.3 Bateria

A bateria, modelo 103040, mostrada na figura 15, é uma bateria recarregável de polímero de lítio, com tensão nominal de 3.7V, capacidade de 1200mAh e dimensões de 10x30x40mm, foi escolhida devido a sua alta capacidade de fornecimento de corrente, ao seu tamanho, peso e o custo. O custo é mostrado na tabela 5.

A tabela 4 apresenta o consumo de cada componente e uma estimativa de autonomia para a bateria, calculada a partir da equação 3.1.

$$Autonomia = \left( \frac{ConsumoTotal}{CapacidadeBateria} \right) \quad (3.1)$$

### 3.2.4 Carenagem

A carenagem, mostrada na figura 16 e detalhada no apêndice A, foi desenvolvida pelo autor no software CATIA V5R20 e impressa em uma impressora 3D GTMAX core H4, em material ABS PREMIUM 1.75MM, com altura de camadas de 0.15mm. A carenagem conta com furos para os leds, furo para o conector jack P4 fêmea que serve para o

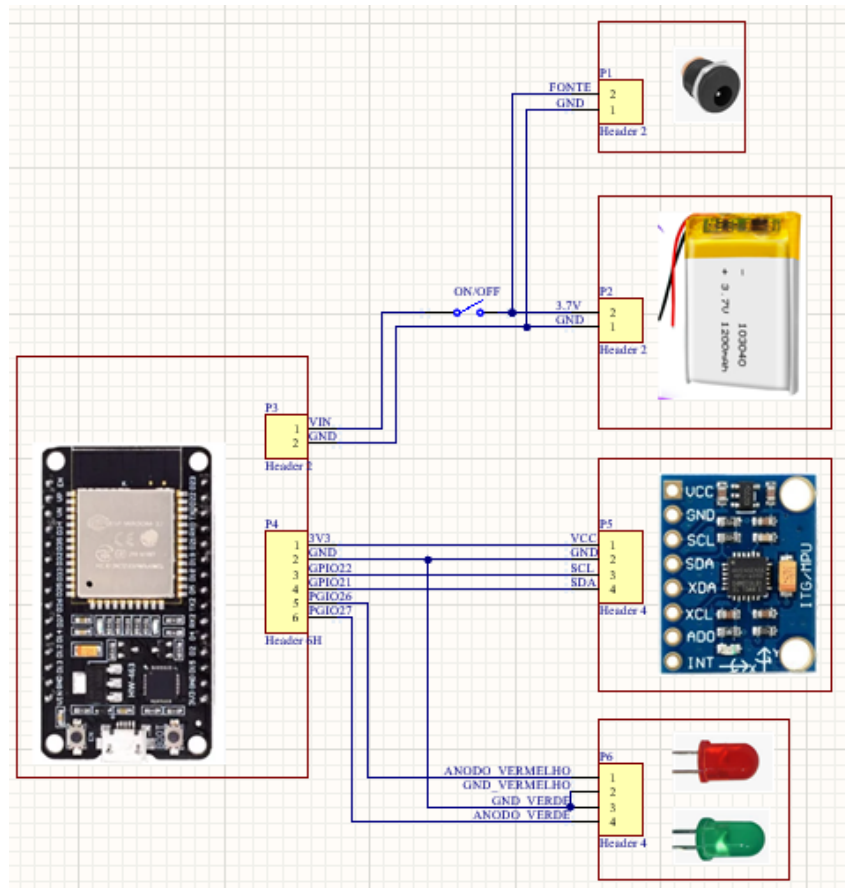


Figura 14 – Esquema do circuito unitário

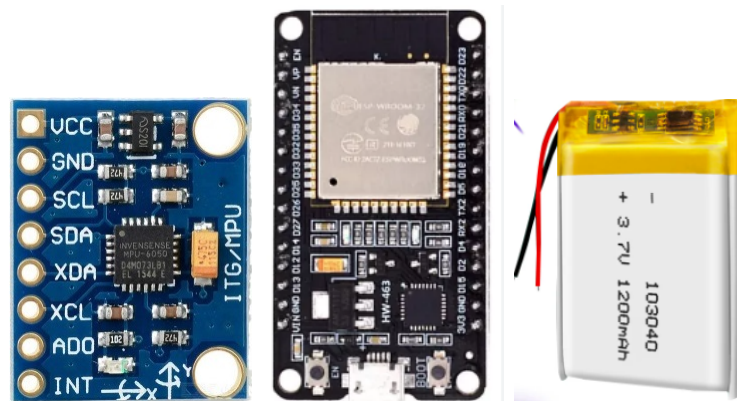


Figura 15 – Componentes principais do circuito

carregamento de bateria, furo para switch on/off e compartimento separado para bateria e microcontrolador.

### 3.2.5 Custos

A tabela 5 mostra os custos unitários e o custo total dos componentes adquiridos para a montagem do circuito, os componentes em sua maioria foram comprados em lojas

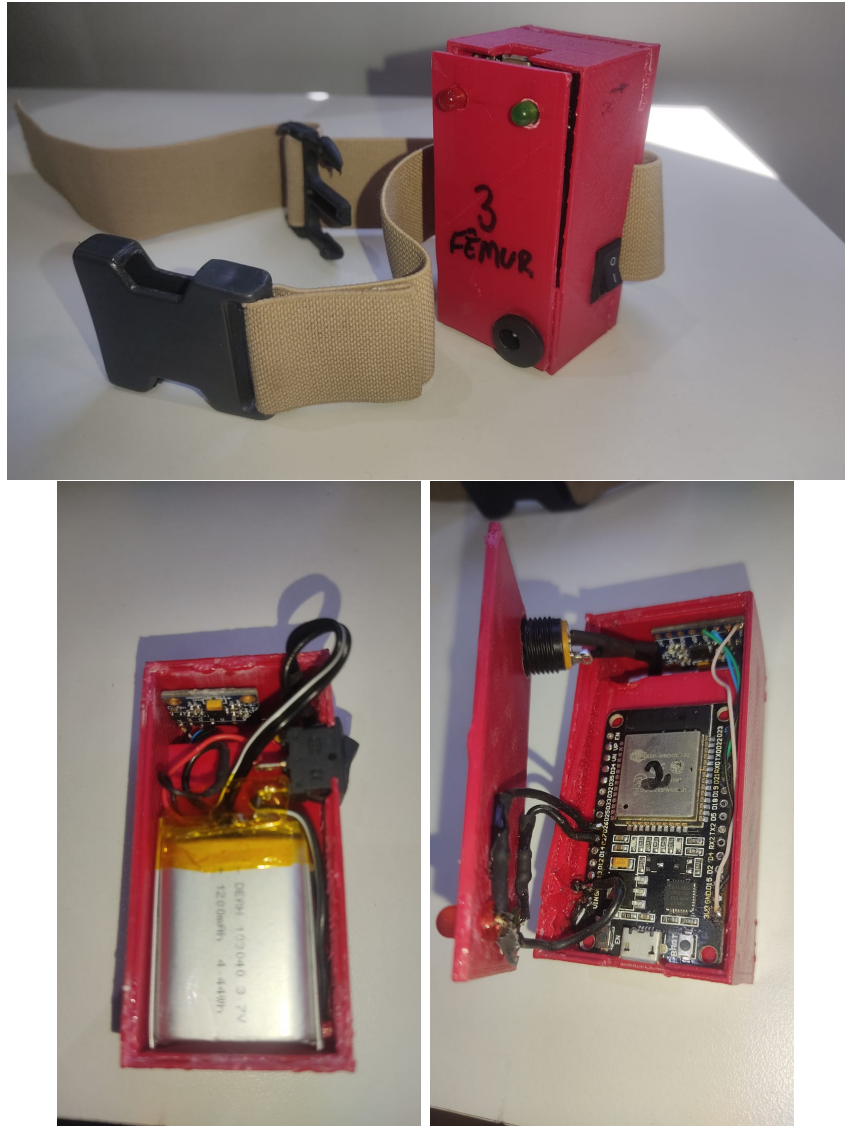


Figura 16 – Carenagem

online no ano 2023, portanto pode haver futuras alterações de valores devido a impostos.

### 3.3 Descrição da comunicação entre sensor e microcontrolador

Para conectar o MPU6050 ao microcontrolador é estabelecida uma conexão via protocolo I2C, utilizando-se a biblioteca "Wire.h". Os dados transmitidos pelo sensor são pacotes binários contendo amostras de 16 bits para cada eixo sensor, sendo eles accX, accY e accZ para acelerômetro e giroX, giroY e giroZ para giroscópio. A conexão I2C utiliza os pinos GPIO21 e GPIO22 para transferência de dados. O esquemático do circuito pode ser observado no do apêndice C.

| Componente         | Quantidade | Custo unitário (R\$) | Custo total |
|--------------------|------------|----------------------|-------------|
| ESP32              | 3          | 69,70                | 209,10      |
| MPU6050            | 2          | 17,90                | 35,80       |
| BATERIA            | 2          | 9,14                 | 18,28       |
| LEDS               | 4          | 1,89                 | 7,56        |
| CONECTOR JACK      | 2          | 1,30                 | 2,60        |
| BOTÃO GANGORRA     | 2          | 0,79                 | 1,58        |
| <b>Custo total</b> |            |                      | 274,92      |

Tabela 5 – Tabela de Custos.

### 3.4 Descrição da comunicação entre microcontroladores

O ângulo que cada módulo mede é enviado via protocolo ESPNOW para o microcontrolador receptor, este fica conectado ao computador a uma distância máxima de 200 metros. O envio dos dados é feito a uma taxa de 60Hz, que é indicada por (MONTEIRO, 2014) para aquisição de características do ciclo de marcha.

Os dispositivos são pareados previamente, os parâmetros de transmissão são configurados para que o envio seja feito através de um pacote de dados configurado em função dos dados que se deseja transmitir.

### 3.5 Descrição dos mecanismos de teste

O mecanismo 1, mostrado na figura 17 e detalhado no apêndice B, foi desenvolvido pelo autor no software CATIA V5R20 e impresso em uma impressora 3D modelo GTMAX core H4, em material ABS PREMIUM 1.75MM, com altura de camadas de 0.15mm. O mecanismo possui 2 graus de liberdade e conta com transferidores circulares em cada um de seus eixos para fornecer o ângulo de inclinação de cada um servindo de referência para as medidas feitas pelo sensor MPU6050. Além disso, o mecanismo conta com níveis bolha para auxiliar o posicionamento do mecanismo 1 em posições horizontais e verticais.

O mecanismo 1, foi utilizado na primeira etapa do trabalho para entendimento do funcionamento e testes preliminares do sensor. Este foi impresso em impressora 3D e foi inspirado no mecanismo utilizado em (PRIETO et al., 2017) e (GONÇALVES, 2016). Esse mecanismo possibilita a leitura de ângulos de referência, sendo possível fazer rotações controladas e observar o valor angular em cada eixo.

O sensor MPU-6050 fixado na face superior do mecanismo acompanha qualquer movimento controlado que o mecanismo sofra, os ângulos de *roll* e *pitch* podem ser observados nos indicadores laterais, que são círculos com ângulos entre 0° e 360° com resolução de 10°.

Quando os indicadores *roll* e *pitch* marcam 0°, a aceleração no eixo Z marca um

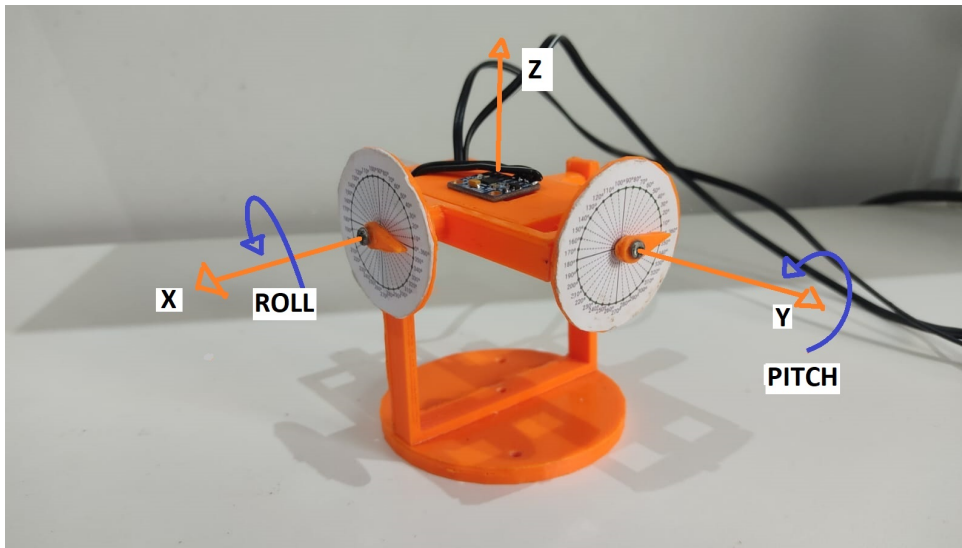


Figura 17 – Mecanismo 1.

valor de  $+1g$ , e após girar o mecanismo em  $180^\circ$ , marcam  $-1g$ . O mesmo comportamento é observado nos outros eixos sensores.

O mecanismo 2, mostrado na figura 18 e detalhado no apêndice C, simula um membro inferior humano composto por coxa e perna. Foi desenvolvido pelo autor no software CATIA V5R20 e impresso em uma impressora 3D modelo GTMAX core H4, em material ABS PREMIUM 1.75MM, com altura de camadas de 0.15mm. O mecanismo possui 3 graus de liberdade e conta com um goniômetro fixado aos segmentos possibilitando assim a medição do ângulo relativo entre eles e fornecendo uma referência angular para o protótipo. Além disso, o mecanismo 2 também conta com níveis bolha para auxiliar o posicionamento do mecanismo em posições horizontais e verticais.

## 3.6 Procedimentos para aquisição e processamento dos dados

### 3.6.1 Aquisição da aceleração e transformação em ângulos

Conforme foi falado na seção 3.2, a comunicação entre o microcontrolador e o sensor são feitos via protocolo I2C, essa comunicação é implementada através da biblioteca "Wire.h", que permite esse tipo de comunicação. São utilizados, além dos pinos de alimentação VIN e GND, dois pinos chamados SDA (*data line*) e SCL (*clock line*).

A comunicação é feita em alguns passos: primeiramente, o microcontrolador inicia uma transmissão de dados enviando para o sensor um endereço de memória de um registrador, esse registrador é responsável pela configuração do fundo de escala do acelerômetro, o endereço é: 0X1C e o nome do registrador é: ACCEL\_CONFIG. Em seguida ele escreve o valor desejado nesse registrador. Na tabela 6, podem ser observadas as configurações possíveis.





Figura 18 – Mecanismo 2.

| Valor para o registrador | Fator de escala | Range do fundo de escala |
|--------------------------|-----------------|--------------------------|
| AFS_SEL=0                | 16384           | + - 2g                   |
| AFS_SEL=1                | 8192            | + -4g                    |
| AFS_SEL=2                | 4096            | + -8g                    |
| AFS_SEL=3                | 2048            | + -16g                   |

Tabela 6 – Configuração do acelerômetro MPU6050

Depois de configurada a escala, o microcontrolador inicia outra comunicação para leitura dos dados, para isso é passada a informação da posição inicial de memória que se deseja ler, para MPU6050 essa posição é a 0x3B, em hexadecimal, e a partir desse endereço inicial o microcontrolador faz a requisição de leitura de 14 endereços, são os endereços dos registradores de aceleração, temperatura e giro. Dos 14 endereços, os 6 primeiros correspondem a  $ACELL - XOUT[15 : 8]$ ,  $ACELL - XOUT[7 : 0]$ ,  $ACELL - YOUT[15 : 8]$ ,  $ACELL - YOUT[7 : 0]$ ,  $ACELL - ZOUT[15 : 8]$ ,  $ACELL - ZOUT[7 : 0]$ , correspondendo a parte alta e parte baixa dos registradores de 16 bits para aceleração nos três eixos. Os 2 endereços seguintes são para temperatura  $TEMP - OUT[15 : 8]$ ,  $TEMP - OUT[7 : 0]$ , e os últimos 6 correspondem a parte alta e parte baixa dos registradores para velocidade angular nos 3 eixos  $GYRO - XOUT[15 : 8]$ ,  $GYRO - XOUT[7 : 0]$ ,  $GYRO - YOUT[15 : 8]$ ,  $GYRO - YOUT[7 : 0]$ ,  $GYRO - ZOUT[15 : 8]$ ,  $GYRO - ZOUT[7 : 0]$

Esses valores são guardados em variáveis no microcontrolador que em seguida são divididas por um fator de escala, transformando-os em frações de gravidade, esses fatores também podem ser vistos na tabela 6. Os dados de temperatura são desprezados no contexto desse trabalho e os dados de velocidade angular serão tratados nos tópicos

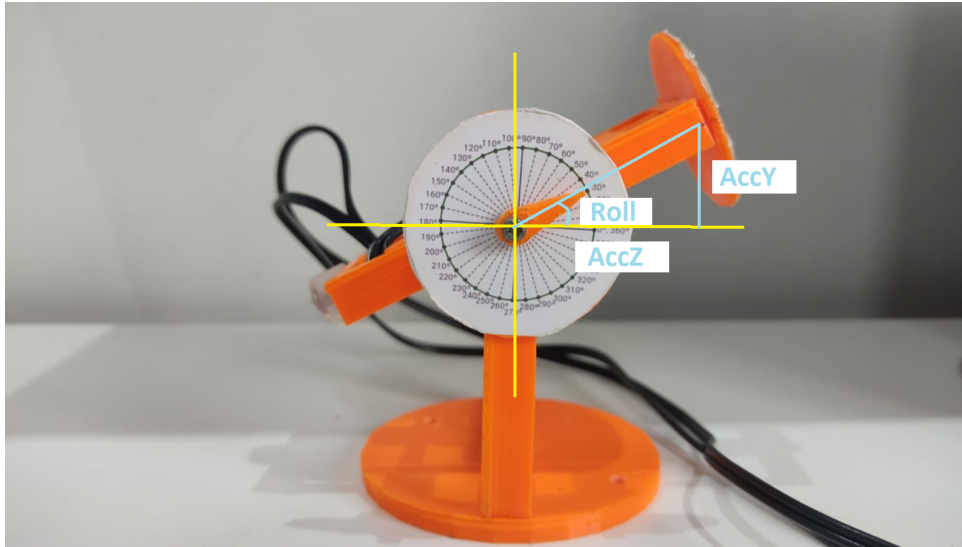


Figura 19 – Representação do ângulo Roll no mecanismo 1.

seguintes.

Com os dados de aceleração de cada eixo, inicia-se o cálculo dos ângulos por meio de relações trigonométricas. As componentes de aceleração são tratadas como arestas de um triângulo e conforme sofrem a ação proporcional da aceleração as dimensões desse triângulo são modificadas. A partir das equações 3.2 e 3.3 são possíveis os cálculos dos ângulos em *pitch*, restrito a faixa de  $-90^\circ$  a  $90^\circ$ , e em *roll*, restrito a faixa de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$ . Essas restrições são mais que suficientes para o movimento da junta articulada de um joelho, porém optou-se por essas faixas seguindo o modelo da referência (PRIETO et al., 2017). A representação do ângulo *Roll* pode ser observada na figura 19.

$$roll = \arctan\left(\frac{AccY}{AccZ}\right) \quad (3.2)$$

$$pitch = \arctan\left(\frac{-AccX}{\sqrt{AccY^2 + AccZ^2}}\right) \quad (3.3)$$

### 3.6.2 Aquisição da velocidade angular e transformação em ângulos

A aquisição dos dados de velocidade angular em cada eixo, *roll* e *pitch*, é feita junto à aquisição dos dados de aceleração, todo o processo pode ser visto na seção 3.4, em que microcontrolador faz a requisição do pacote com todos os dados de uma só vez a cada loop e armazena em variáveis. O valor entregue pelo giroscópio é dividido pelos fatores de escala da tabela 7 transformando a palavra digital em velocidade angular.

Para transformação em ângulos é feita uma integração numérica da velocidade angular com relação ao tempo de cada interação, a fim de se obter o deslocamento angular em cada eixo, esse deslocamento é dado em graus. Os cálculos dos ângulos *pitch* e *roll*

a partir da velocidade angular são mostrados nas equações 3.4 e 3.5. Em que  $Gyro_x$  e  $Gyro_y$  são as velocidade angulares sentidas pelos eixos X e Y, respectivamente, e  $dt$  irá depender da taxa de amostragem utilizada.

| Valor para o registrador | Fator de escala | Fundo de escala |
|--------------------------|-----------------|-----------------|
| AF_SEL=0                 | 131             | + - 250 °/s     |
| AF_SEL=1                 | 65.5            | + -500 °/s      |
| AF_SEL=2                 | 32.8            | + -1000 °/s     |
| AF_SEL=3                 | 16.4            | + -2000 °/s     |

Tabela 7 – Configuração do giroscópio MPU6050

$$Pitch = \int Gyro_x dt \quad (3.4)$$

$$Roll = \int Gyro_y dt \quad (3.5)$$

### 3.6.3 Aplicação da fusão sensorial utilizando Filtro de Kalman Estendido

Antes da aplicação do EKF é feita aquisição de uma amostra dos dados de aceleração e velocidade angular, esses dados são transformados em ângulos, conforme explicado nas seções 3.5.1 e 3.5.2, em seguida são passados para a função iterativa de Kalman onde o retorno dessa função é o ângulo de Euler em graus já filtrado.

As figuras 20 e 21 demonstram os ângulos *Roll* e *Pitch* medidos pela referência do mecanismo 1 e pelo sensor utilizando fusão sensorial, para uma faixa de  $-180^\circ$  a  $180^\circ$  em *roll* e  $-90^\circ$  a  $90^\circ$  em *pitch*, e com resolução de  $10^\circ$ . Essas faixas são usadas a fim de se utilizar toda a extensão do mecanismo transferidor seguindo as referências (PRIETO et al., 2017) e (GONÇALVES, 2016), porém são mais que suficientes para cobrir o movimento de uma junta de joelho durante a marcha. Os RMSEs para *roll* e *pitch* utilizando EKF são mostrados na tabela 8.

| Ângulo de Euler | RMSE (°) |
|-----------------|----------|
| <i>roll</i>     | 2.4164   |
| <i>pitch</i>    | 1.7889   |

Tabela 8 – RMSE entre ângulo estimado usando a fusão sensorial com EKF e o sistema de referência do mecanismo 1.

### 3.6.4 Rotina de inicialização

A rotina de inicialização é feita com o mecanismo ou pessoa na posição zero. A rotina efetua a aquisição de mil amostras e em seguida calcula a média desses valores, após isso é feita compensação desse valor subtraindo-o das medidas futuras.

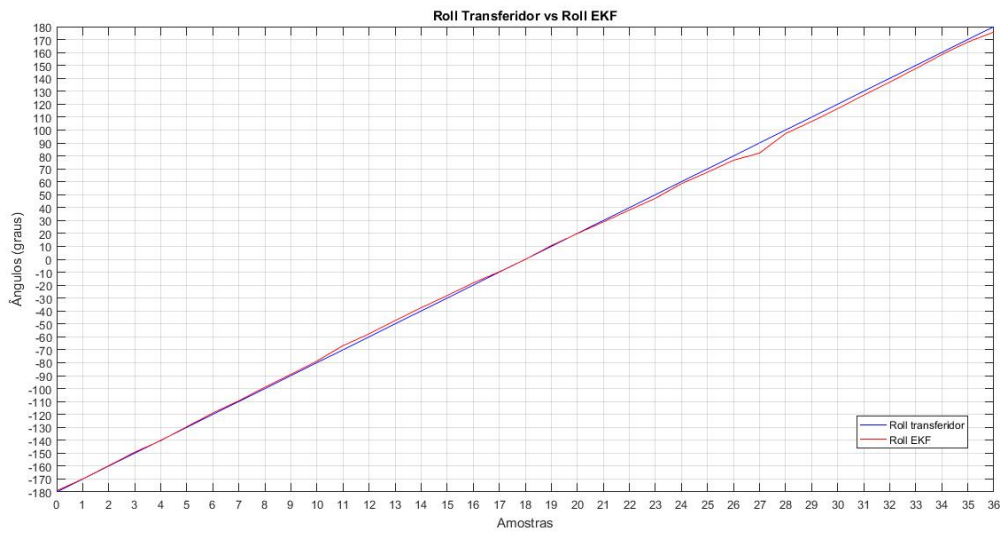


Figura 20 – Ângulo Roll - Comparação do ângulo estimado usando EKF com o sistema de referência do mecanismo 1.

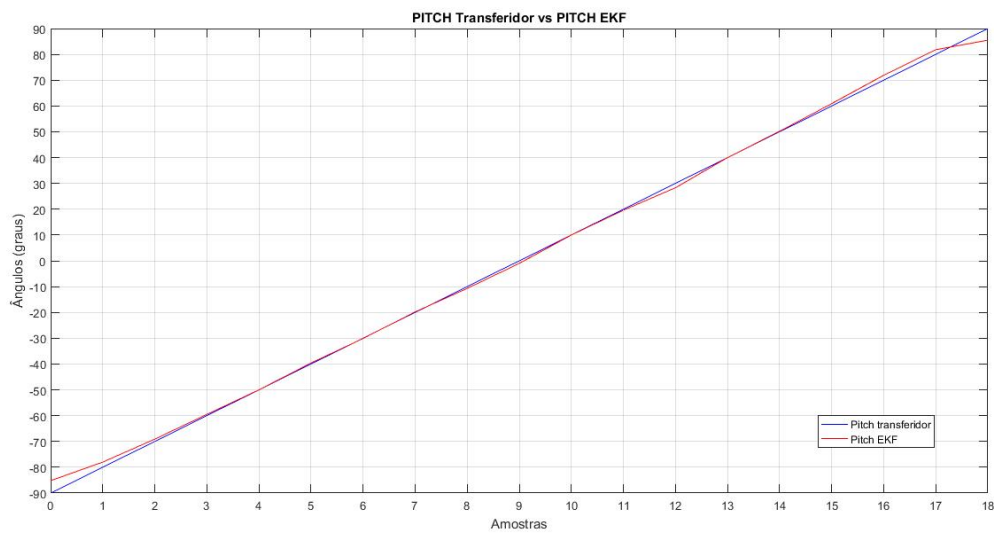


Figura 21 – Ângulo pitch - Comparação do ângulo estimado usando EKF com o sistema de referência do mecanismo 1.

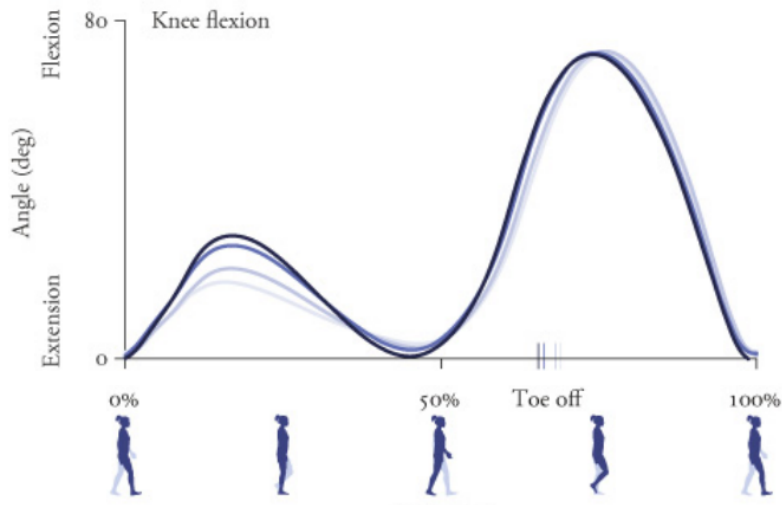


Figura 22 – Ciclo de marcha.(UCHIDA; DELP, 2020)

Dependendo de como os módulos estiverem fixados aos segmentos podem haver offsets, portanto é feita a rotina de inicialização logo no início da gravação do sinal.

Essa rotina verifica o ângulo que cada IMU está medindo e faz uma compensação desses valores. Enquanto essa rotina estiver sendo executada o LED vermelho fica aceso e quando finalizada, o LED vermelho se apaga e o verde se acende.

### 3.6.5 Cálculo de ângulo relativo entre dois segmentos

Esta seção tem como objetivo descrever o procedimento seguido para obtenção do ângulo relativo de flexão/extensão no plano sagital entre os segmentos da junta de joelho durante o ciclo de marcha. É possível observar esse ângulo na figura 22, que indica a posição angular dos segmentos durante todo o ciclo de marcha.

O cálculo do ângulo relativo instantâneo  $\theta(t)$  é calculado a partir das equações

$$\theta(t) = \alpha(t) + \gamma(t) \quad (3.6)$$

e

$$\gamma = (180.0 - \beta(t)) \quad (3.7)$$

em que  $\alpha(t)$  é o ângulo instantâneo proveniente do módulo conectado ao segmento da coxa e  $\beta(t)$  o ângulo instantâneo proveniente do segmento da perna. Essas equações foram modeladas pelo autor utilizando-se relações trigonométricas observando a mecânica do mecanismo 2, mostrado na figura 23. Conforme pode ser observado na figura 23,  $\gamma$  é o

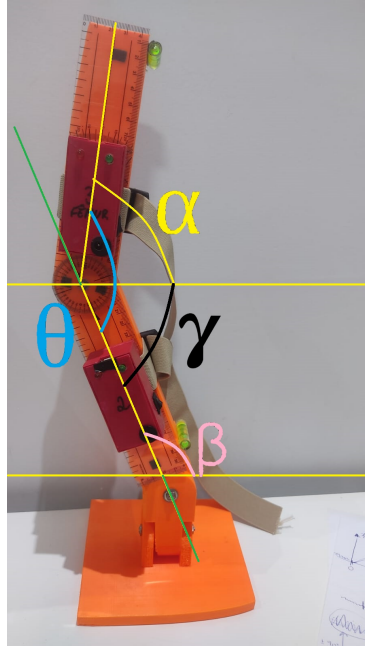


Figura 23 – Mecanismo 2

ângulo suplementar de  $\beta$ . Nesta etapa do trabalho somente *roll* é considerado pois deseja-se observar o ângulo no plano sagital, porém em trabalhos futuros onde serão observados o plano frontal, *pitch* também será considerado.

Por convenção, o ângulo marca próximo de  $0^\circ$  em 0% do ciclo de marcha e próximo de  $80^\circ$  em 75%, conforme pode ser observado em 22, porém até aqui o sistema marca  $180^\circ$  quando o indivíduo está em pé, para chegar na escala de referência é feita uma compensação seguindo a equação 3.8 para obtenção do ângulo final.

$$\theta(t)_f = 180.0 - \theta(t) \quad (3.8)$$

### 3.7 Coleta de dados para comparação entre o protótipo e o sistema comercial.

Nesta seção será descrito o procedimento de aquisição de sinais provenientes do protótipo e também do sistema comercial seguindo uma sequência padronizada dos movimentos executados, buscando obter o mesmo gráfico a cada execução e auxiliar nas análises dos dados.

O protocolo foi executado com intuito de comparar o sinal adquirido pelo protótipo e o sinal adquirido pelos sensores 3-space do fabricante YOST LABS. O protótipo foi montado sobreposto aos sensores da YOST LABS.



Figura 24 – Posição inicial e final para o ciclo de marcha.

### 3.7.1 Coleta de dados do movimento de flexão/extensão da articulação do joelho

A coleta de dados para o primeiro movimento propõe a execução de um ciclo de marcha, nomeado de teste dinâmico. O procedimento começa com o indivíduo na posição zero, conforme figura 24, com os módulos fixados aos segmentos da perna e coxa. A inicialização dos dois módulos do protótipo e do sistema comercial são executadas, isso é feito desligando e ligando os dois módulos para o protótipo, para o sistema comercial isso é feito via software. Em seguida a gravação do sinal é acionada no computador, o voluntário aguarda na posição inicial por 5 segundos e inicia o ciclo de marcha a uma velocidade considerada normal pelo voluntário. Ao final do ciclo, quando a perna for posicionada a frente novamente, são aguardados mais 5 segundos e a gravação é finalizada. Esse mesmo procedimento é executado 5 vezes.

### 3.7.2 Coleta de dados do movimento de sentar e levantar

O segundo movimento propõe a execução do movimento de sentar e levantar, nomeado de teste estático. O voluntário fica em pé frente a uma cadeira conforme figura 25. O voluntário se posiciona nas demarcações feitas em frente a cadeira para que o ângulo durante o movimento de sentar seja o mesmo ou o mais próximo possível. Em seguida os módulos são inicializados e a gravação é acionada no computador, o voluntário permanece em pé por 5 segundos e se senta em velocidade normal, em seguida permanece sentado por mais 5 segundos, conforme mostrado na figura 25 e depois se levanta. A gravação é finalizada depois de aguardar mais 5 segundos em pé.



Figura 25 – Posições do teste estático.

### 3.8 Pós-processamento dos dados

O fluxograma mostrado na figura 26 serve para auxiliar no entendimento do processo de pós-processamento demonstrando os passos executados.

Foi necessário efetuar um pós-processamento dos sinais devido alguns motivos, começando pelo fato de que os sinais foram gravados com frequências de amostragem diferentes, gerando um sinal com mais amostras que o outro para uma mesma gravação, no caso do protótipo a frequência foi de 60 Hz enquanto a frequência do sistema comercial foi de 100 Hz.

Os sinais também foram filtrados com um filtro passa baixa de 1 Hz, com o objetivo de evidenciar somente o sinal da marcha ou movimento de sentar e levantar, eliminando interferências de movimento que aparecem no sinal como ruídos de alta frequência, como por exemplo o momento que o pé toca no chão causando vibração nos dispositivos.

Finalmente, o sinal precisou ser cortado pelo fato de terem começado a gravar em momentos próximos porém diferentes, esse erro ocorre pelo fato da gravação ser iniciada por uma pessoa em computadores diferentes, logo a pessoa iniciava a gravação em um computador e em seguida iniciava a gravação no outro. Quando os sinais eram plotados aparentavam um deslocamento no tempo devido a essa característica do processo de gravação.

Foi implementado um algoritmo de corte para os sinais que leva em consideração a derivada do sinal, mostrando o momento em que o sinal começa a variar significativamente e finaliza ao final dessa variação.



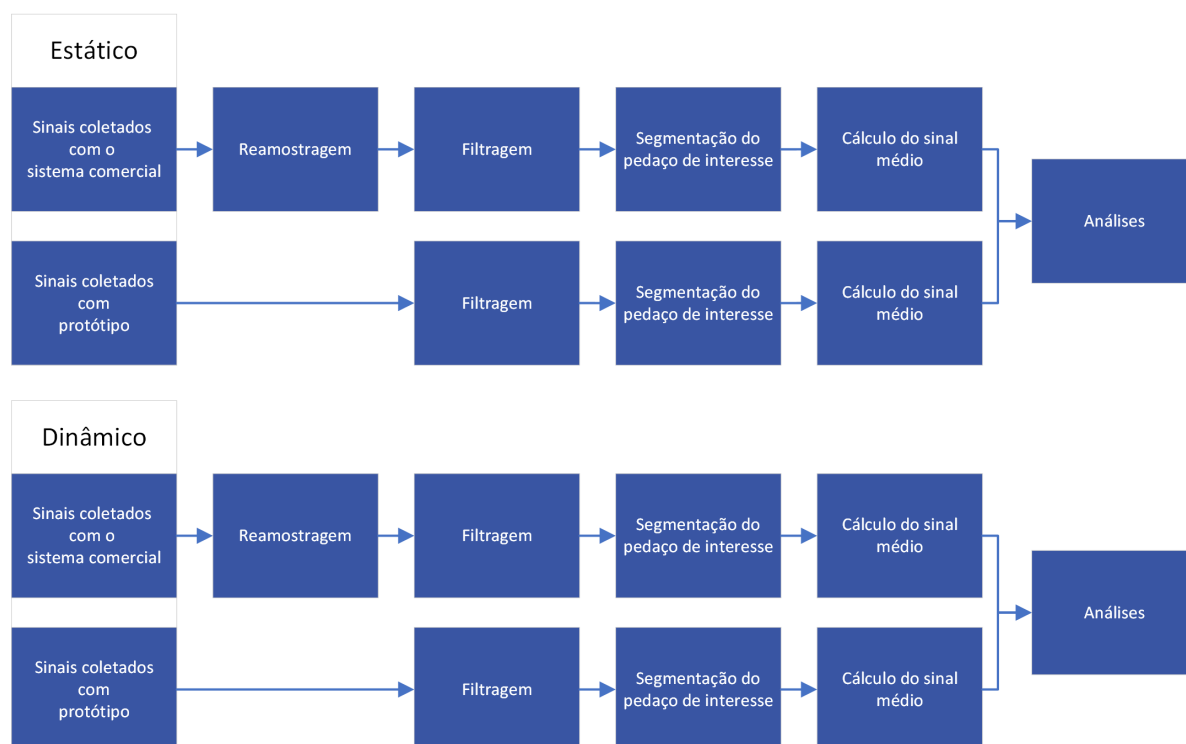


Figura 26 – Fluxograma do processo de pós-processamento.

| SINAL          | RMSE   |
|----------------|--------|
| Teste Estático | 3.0855 |
| Teste Dinâmico | 5.576  |

Tabela 9 – RMSE dos testes Estáticos e Dinâmicos.

Depois de todo esse processamento, já com um sinais bem nítidos, realizou-se a média dos sinais do sistema comercial e do protótipo, tanto para o teste dinâmico quanto para o teste estático chegando-se nos gráficos das figuras 27 e 28.

Com os sinais médios foi possível extrair o RMSE, como mostra a tabela 9, uma métrica de erro que mede a distância entre os valores reais e os valores previstos por um modelo, para ambos os testes.

Também foi possível extrair um gráfico que mostra a diferença entre o sinal médio medido pelo protótipo e sistema comercial. Uma métrica interessante para se observar o quanto o ângulo se distancia do outro em função da execução do movimento. Conforme pode ser observado nas figuras 29 e 30.

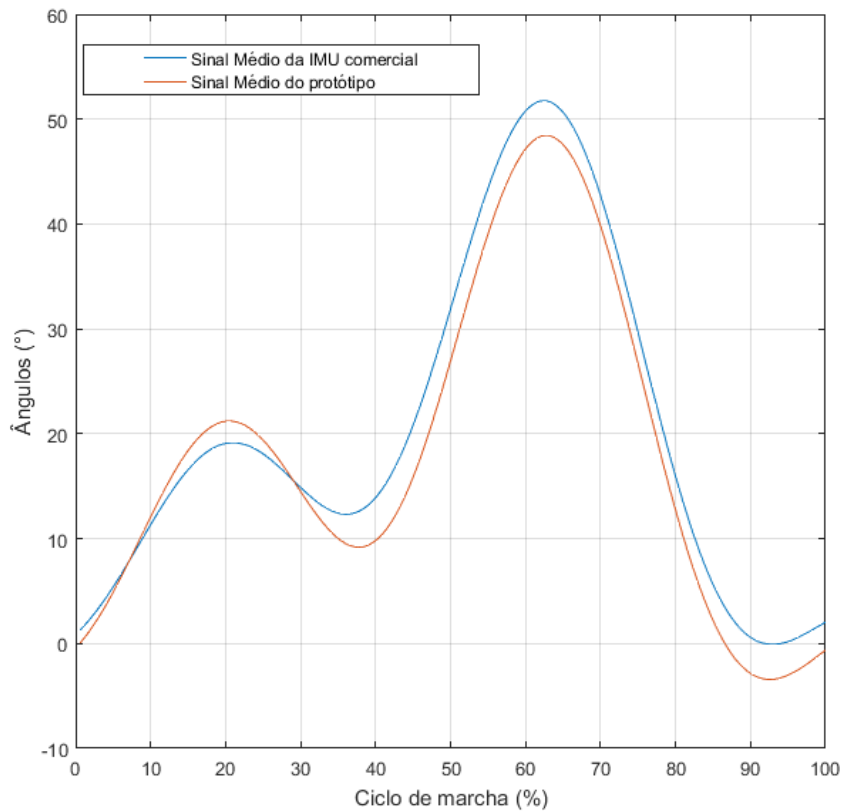


Figura 27 – Sinal médio dos testes dinâmicos com IMU protótipo e IMU comercial.

### 3.9 Discussão

Os gráficos 27 e 28 mostraram que o ângulo relativo entre os segmentos da perna e da coxa é bem capturado pelo protótipo seguindo uma forma de onda muito parecida. É possível observar que o sistema apresenta resultados promissores na aquisição de ângulos de Euler a partir de IMUs, chegando próximo aos valores que um dispositivo comercial mede.

O RMSE obtido com a fusão sensorial chegou a  $3,0855^\circ$  para o teste de marcha. Já o RMSE para o teste estático chegou a  $5,5762^\circ$ , sendo uma diferença de maior valor porém ainda bem próximo, isso aponta que o sistema está bem próximo ao sistema comercial do ponto de vista de medição e que o resultado é satisfatório pois é próximo dos erros obtidos por (SEEL; SCHAUER, 2014) em seu trabalho, onde compara seu dispositivo IMU com um sistema óptico.

É importante ressaltar que o dispositivo comercial usado para comparação não é o padrão ouro, o que implica a erros atrelados a esse dispositivo também, então é questionável se o protótipo e o sistema comercial fazem boas medidas, essa dúvida seria reduzida fazendo-se a comparação com o sistema padrão ouro.

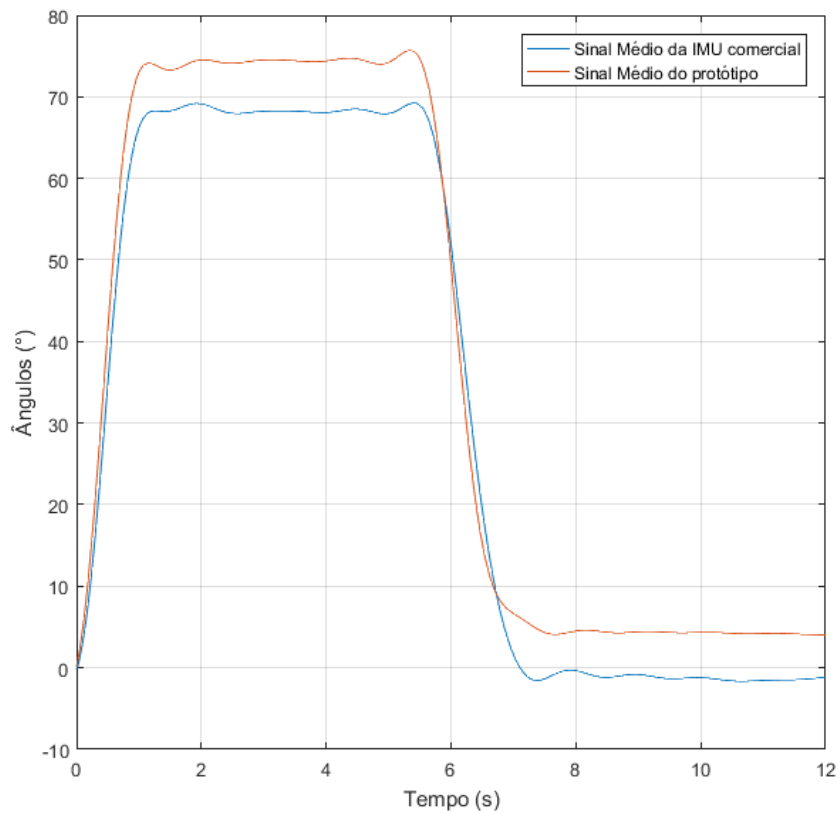


Figura 28 – Sinal médio dos testes estáticos com IMU protótipo e IMU comercial.

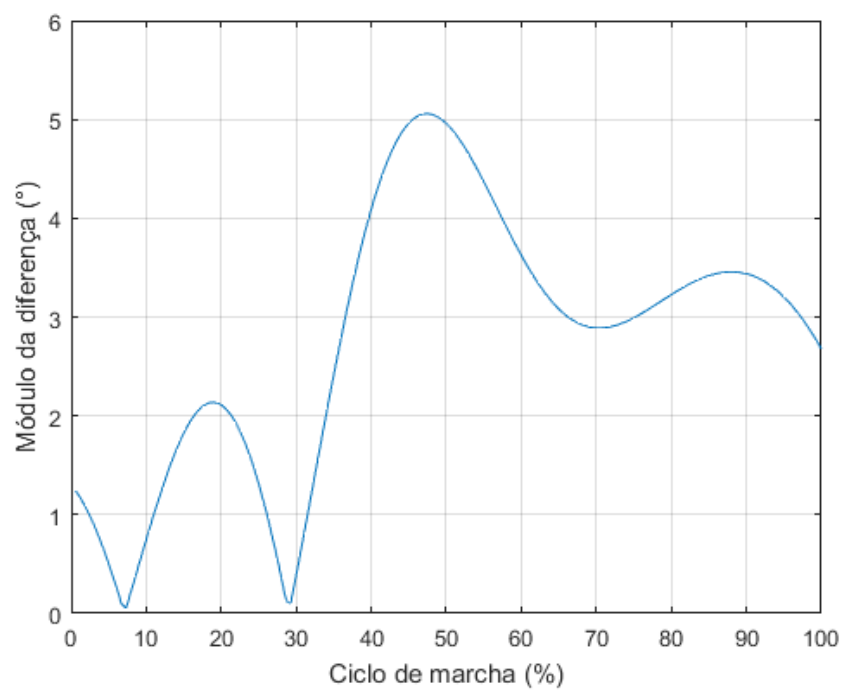


Figura 29 – Erro absoluto entre sistema comercial e o protótipo durante o teste dinâmico.

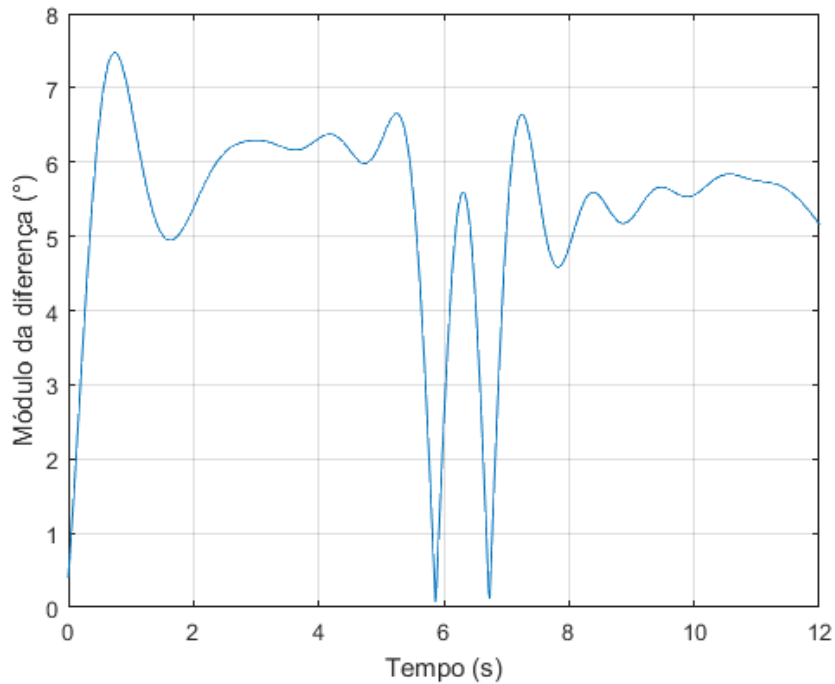


Figura 30 – Erro absoluto entre sistema comercial e o protótipo durante o teste estático.

Além disso, o teste estático foi realizado com um único voluntário, limitando de certa forma a confiabilidade do potencial de medição do protótipo, caso os movimentos sejam tendenciosos influenciando nos resultados.

Também é levado em consideração que o número de amostras de testes foi pequeno, o que pode mascarar a real precisão do protótipo. O ideal seria criar um banco de dados com muitas amostras de sinais de movimentos captados pelo protótipo e pelo sistema de referência padrão ouro tornando possível comparações mais confiáveis.

Outro ponto a ser considerado é a limitação do sensor MPU6050 de não possuir magnetômetro. Pois o magnetômetro fornece mais um parâmetro importante para se chegar em boas medidas angulares, e isso pode causar erros nas medidas. É necessário realizar testes com sensores que contenham magnetômetro para avaliar sua influência no sistema e desenvolver estratégias para incorporá-lo.

Apesar de todos esses apontamentos, os dados mostrados nos gráficos 27 e 28 conseguem mostrar que o sistema consegue se aproximar de uma medida feita por um sistema comercial, então são considerados como promissores e indicam que o sistema tem potencial para ser utilizado em aplicações práticas.

## 4 Conclusão e perspectivas futuras

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo capaz de fazer medidas angulares em juntas articuladas de joelho. A proposta do protótipo é que ele consiga fazer medidas de ângulos relativos de flexão/extensão em uma pessoa quando estiver executando movimentos de sentar e levantar ou marchando. Foi utilizada a técnica de fusão sensorial com auxílio do filtro de Kalman estendido para a estimação dos ângulos de cada segmento. Os dados foram coletados e pré-processados pelo microcontrolador ESP32 e transmitidos via protocolo ESPNOW.

Embora o sistema tenha apresentado um erro médio de  $5,576^\circ$  para o teste de sentar e levantar e  $3,0855^\circ$  para o teste de marcha quando comparado com o sistema comercial, o protótipo é promissor pois consegue fazer as medidas esperadas com um erro pequeno quando comparado com a excursão máxima do sinal. O número de coletas foi pequeno, apenas 5 coletas para o teste de sentar e levantar e 5 para o teste de marcha, portanto considera-se que para uma melhora dos resultados é necessário realizar um número maior de coletas e também com mais voluntários, cobrindo um número maior de movimentos.

Outro ponto importante considerado para uma melhora significativa do sistema é a calibração. Embora seja feita uma rotina de inicialização para a minimização dos erros, a calibração dos sensores é essencial para garantir a precisão das medidas. Essa calibração poderia ser executada a partir da aquisição de uma nuvem de pontos conhecidos, e a partir desses dados podem ser calculados parâmetros para minimizar erros de curvas. Métodos estatísticos como mínimos quadrados, ou redução da função de custo como no trabalho de (CAMPS SéBASTIEN HARASSE, 2009), são comumente aplicados em processos de calibração e deverá ser testado para avaliação da melhora nos resultados.

No geral o sistema apresenta resultados promissores, com erro médio máximo próximo de  $5^\circ$  quando comparado com o sistema comercial, podendo futuramente ser utilizado em aplicações que requerem a aquisição de ângulos em segmentos corporais.

### 4.1 Trabalhos futuros

Nesta seção serão apresentadas algumas sugestões de trabalhos futuros que podem contribuir para o avanço do desenvolvimento do produto.

- Pedido de patente.
- Implementação do sistema de medição angular utilizando outras opções comerciais de IMU que contenham magnetômetro além do acelerômetro e giroscópio como o

MPU9250, BNO055, LSM6DS3 e ICM20948.

- Aprimoramento do processamento dos dados utilizando metodologias de calibração.
- Teste de comparação com MOCAP VICON, equipamento de análise de movimento padrão ouro.
- Desenvolvimento de PCB e case do dispositivo, possibilitando a diminuição de peso e tamanho para se tornar um acessório vestível.
- Produção piloto.
- Prospecção de clientes.

# Referências

- CAMPS SéBASTIEN HARASSE, A. M. F. Numerical calibration for 3-axis accelerometers and magnetometers. 2009. Citado 3 vezes nas páginas 25, 26 e 51.
- CARVALHO, E. M. Protótipo de um dispositivo para captura de movimentos dos membros superiores em tempo real usando sensores inerciais. 2017. Citado na página 19.
- EQUIPAMENTOS, N. de Estudos e Pesquisa em E. N. 2023. Disponível em: <<https://www.fct.unesp.br/#!/departamentos/planejamento-urbanismo-e-ambiente/laboratorios/nucleo-de-estudos-e-pesquisa-em-ergonomia---neperg/equipamentos/vicon/>>. Citado na página 30.
- FISIOTERAPIA, U. do goniômetro na. 2023. Disponível em: <<https://blog.carcioficial.com.br/usos-do-goniometro-na-fisioterapia/>>. Citado na página 23.
- GONG, W. et al. Human pose estimation from monocular images: A comprehensive survey. *Sensors (Switzerland)*, v. 16, n. 12, p. 1–39, 2016. Citado na página 17.
- GONÇALVES, H. de M. Instrumentação eletrônica de uma bengala para auxiliar no monitoramento de marcha de usuários de exoesqueleto inferior. 2016. Citado 9 vezes nas páginas 19, 21, 25, 26, 27, 31, 32, 37 e 41.
- IVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions. Rev. 4.2.* [S.l.], 2013. Citado 5 vezes nas páginas 20, 21, 22, 25 e 26.
- KALMAN, R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of basic Engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 82, n. 1, p. 35–45, 1960. Citado na página 27.
- KEMPE, V. *Inertial MEMS Principles and Practice*. 1. ed. New York: Cambridge University Press, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- LIVRE, M. 2023. Disponível em: <[https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1922651447-aco-inoxidavel-governante-ngulo-transferidor-180-graus-\\_JM](https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1922651447-aco-inoxidavel-governante-ngulo-transferidor-180-graus-_JM)>. Citado na página 23.
- LÓPEZ, P. P.; FINKELSHTEIN, A. M. *Un método de calibración de sensores inerciales*. 2021. Trabalho de conclusão de curso. Não publicado. Citado na página 22.
- MACEDO VICTOR OLIVEIRA CORRIERI DE SANTOS, J. d. C. Análise cinemática automática usando openpose e dynamic time warping com aplicações no remo. 2019. Citado na página 28.
- MONTEIRO, R. L. R. *Sensores e instrumentação para Engenharia Biomédica*. [S.l.]: Editora Pearson, 2014. Citado na página 37.
- OCHOA, C. P. D. *CHARACTERIZATION OF AMPUTEE GAIT USING A BIOMECHANICAL APPROACH*. Tese (Tese de Doutorado) — UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE TECNOLOGIA, Brasília, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 17, 19 e 25.

- PRIETO, F. B. et al. A study of attitude and heading determination through an ekf-based sensor fusion for inertial measurement units (imus). *ABCM International Congress of Mechanical Engineering*, 2017. Citado 11 vezes nas páginas 9, 21, 22, 24, 25, 26, 27, 31, 37, 40 e 41.
- RHUDY M. B.; SALGUERO, R. A. H. K. A kalman filtering tutorial for undergraduate students. *International Journal of Computer Science Engineering*, v. 08, n. 01, p. 1–18, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- ROBERT-LACHAINE, X. et al. Validation of a low-cost inertial motion capture system for whole-body motion analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 99, p. 109520, 2020. Citado na página 17.
- SABATINI, A. M. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors*, v. 11, n. 2, p. 1489–1525, 2011. Citado 4 vezes nas páginas 24, 25, 29 e 30.
- SEEL, J. R. T.; SCHAUER, T. Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints. Technische Universität Berlin, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 9, 30 e 31.
- SEEL, J. R. T.; SCHAUER, T. Imu-based joint angle measurement for gait analysis. Technische Universität Berlin, 2014. Citado 6 vezes nas páginas 9, 20, 25, 30, 31 e 48.
- UCHIDA, T. K.; DELP, S. L. *Biomechanics of Movement*. [S.l.: s.n.], 2020. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 43.
- WANG, L. et al. An efficient calibration method for triaxial gyroscope. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, PP, 2021. Citado na página 27.
- WILKINSON, R. D.; LICHTWARK, G. A. Evaluation of an inertial measurement unit-based approach for determining centre of mass movement during non-seated cycling. *Journal of Biomechanics*, p. 110441, 2021. Citado na página 17.



## Apêndices



# APÊNDICE A – Desenho técnico da carenagem

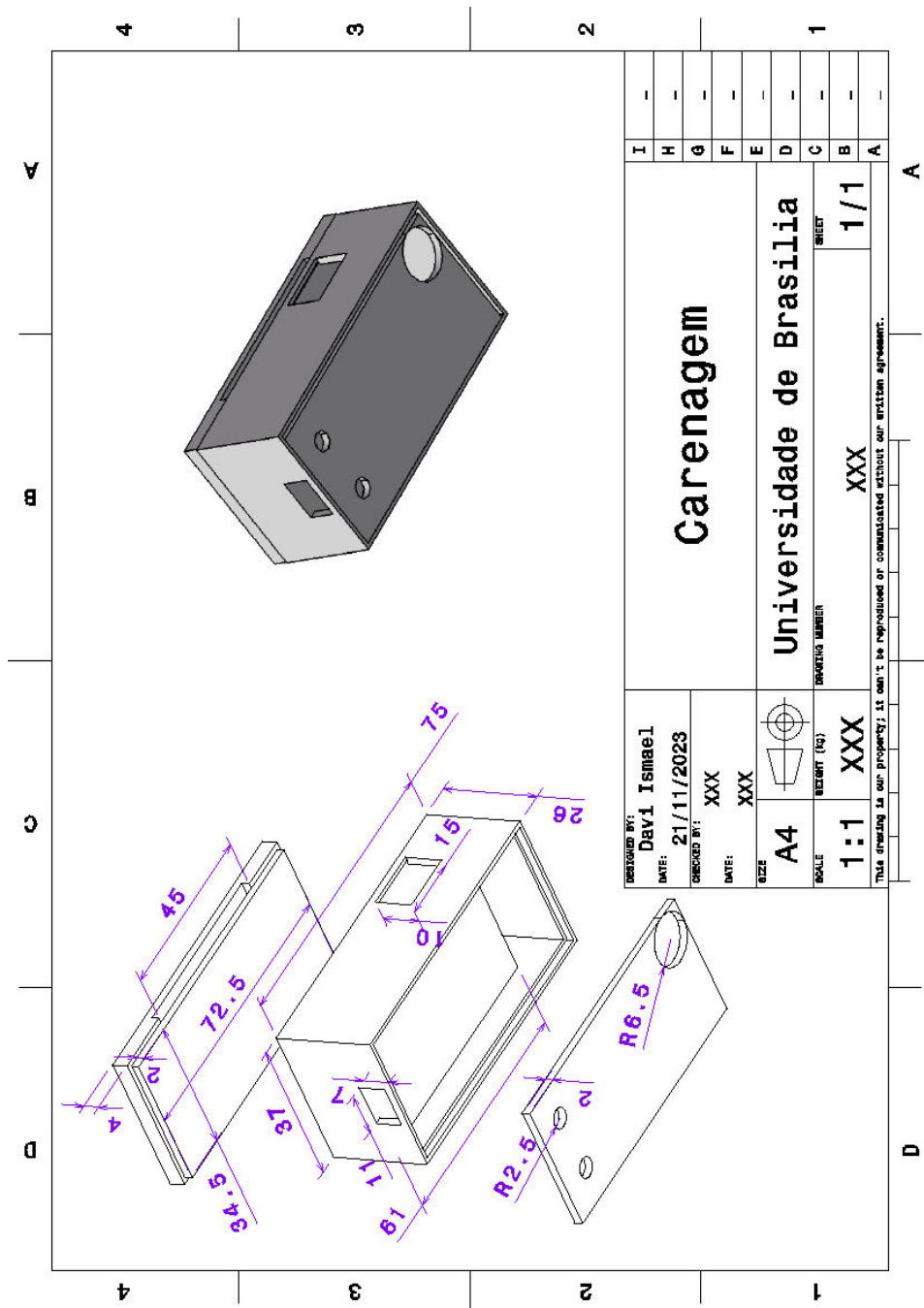


Figura 31 – Desenho técnico da carenagem



# APÊNDICE B – Mecanismo 1

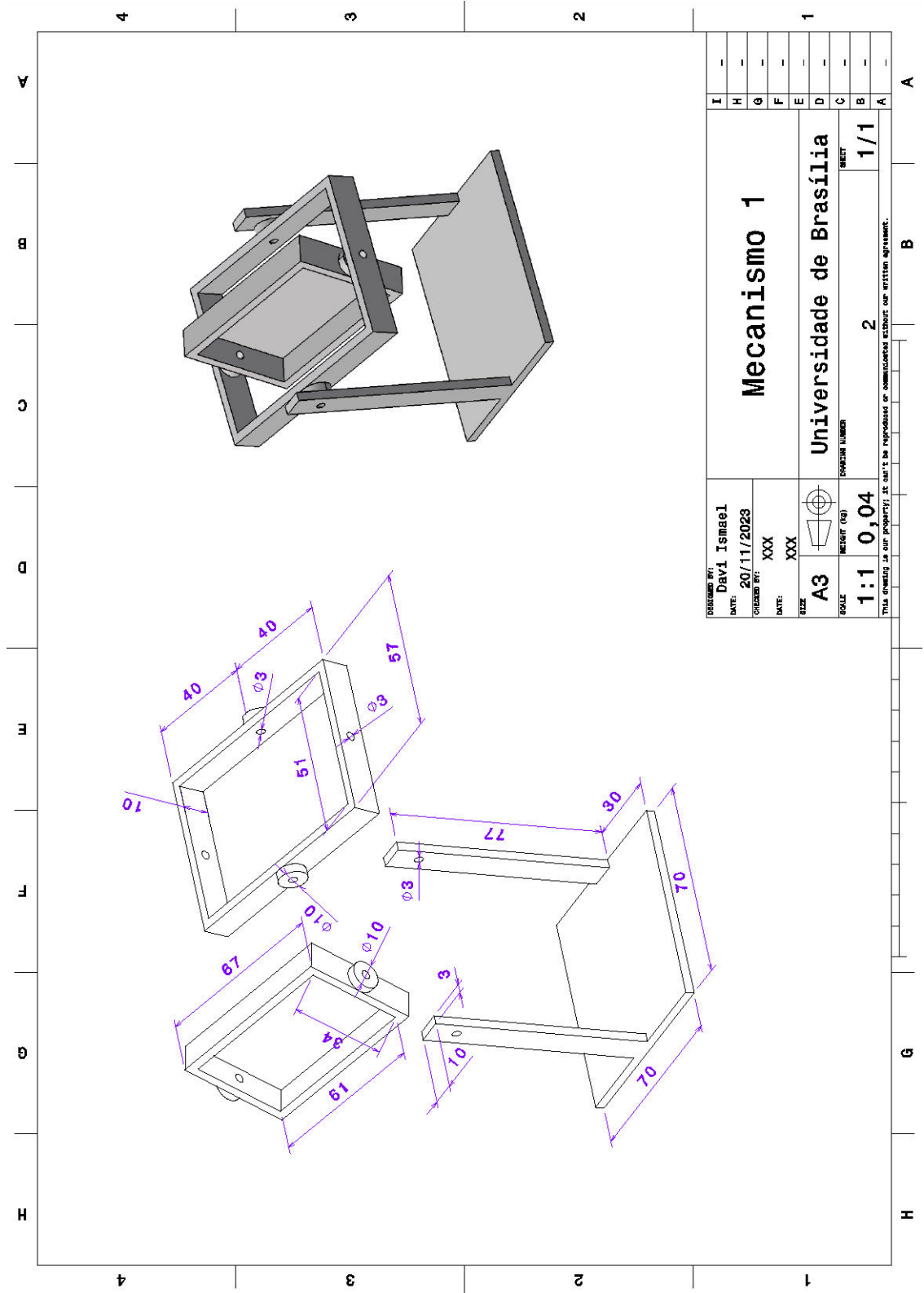


Figura 32 – Desenho técnico do mecanismo 1



# APÊNDICE C – Mecanismo 2

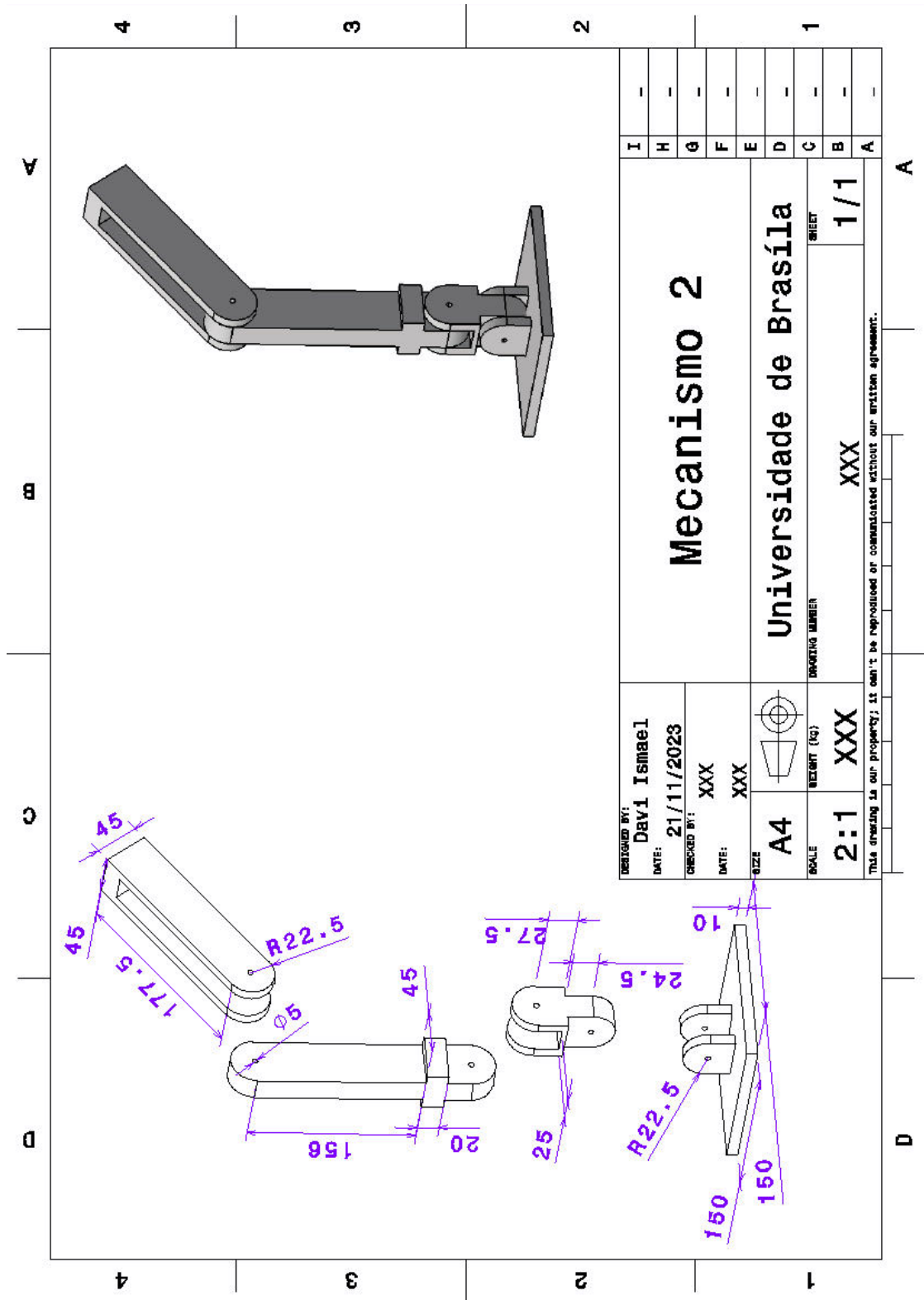


Figura 33 – Desenho técnico do mecanismo 2

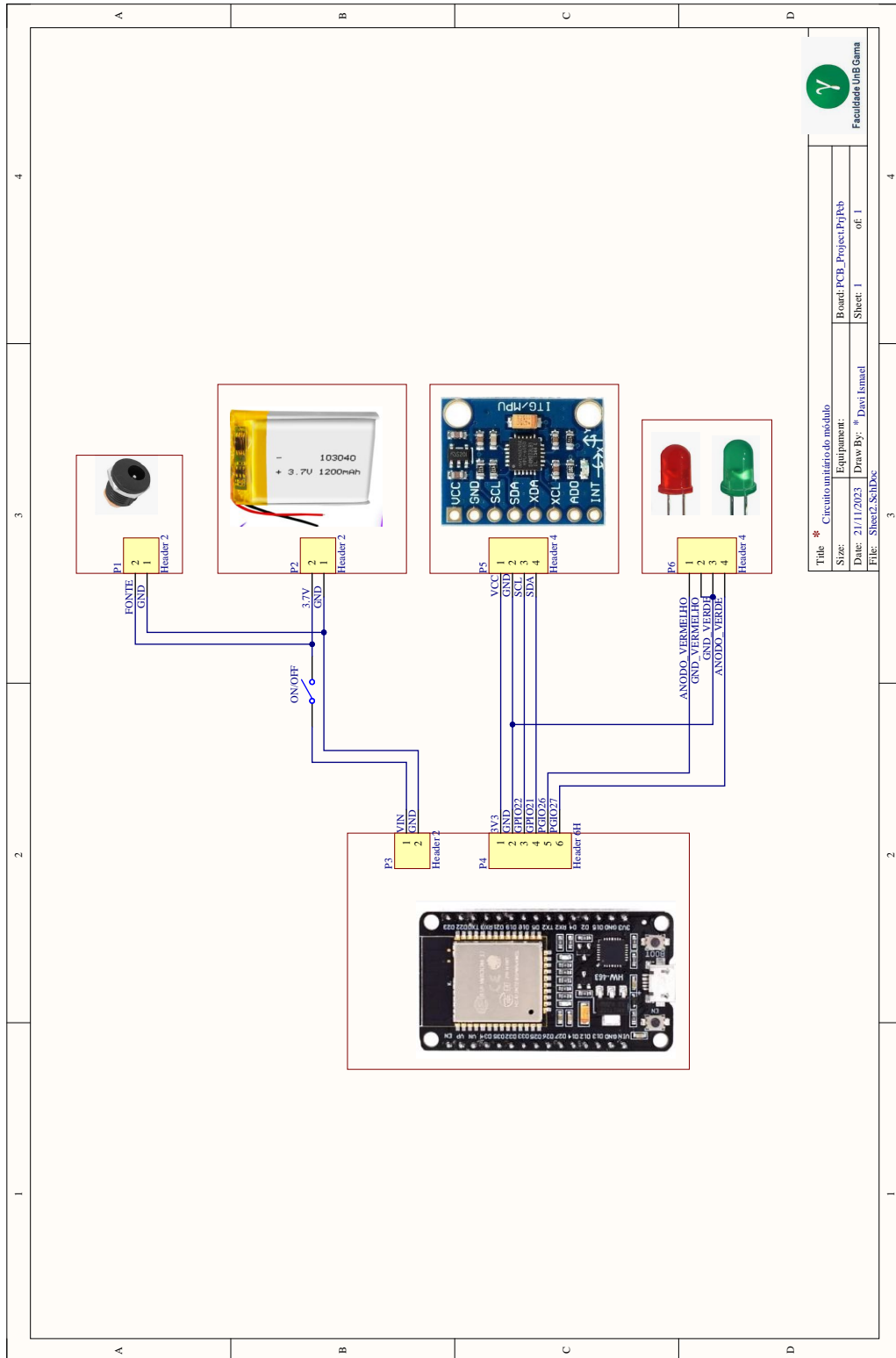


Figura 34 – Esquemático do circuito unitário