

**JULIANO KAWAI SOJA FONSECA  
THALLES CARNEIRO DA SILVA**

**PROJETO E FABRICAÇÃO DE MULETA  
INSTRUMENTADA PARA CONTROLE DE  
EXOESQUELETO DE TRONCO E MEMBROS  
INFERIORES**

São Paulo  
2022

**JULIANO KAWAI SOJA FONSECA  
THALLES CARNEIRO DA SILVA**

**PROJETO E FABRICAÇÃO DE MULETA  
INSTRUMENTADA PARA CONTROLE DE  
EXOESQUELETO DE TRONCO E MEMBROS  
INFERIORES**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo para obten-  
ção do Título de Engenheiro Mecatrônico.

São Paulo  
2022

**JULIANO KAWAI SOJA FONSECA  
THALLES CARNEIRO DA SILVA**

**PROJETO E FABRICAÇÃO DE MULETA  
INSTRUMENTADA PARA CONTROLE DE  
EXOESQUELETO DE TRONCO E MEMBROS  
INFERIORES**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo para obten-  
ção do Título de Engenheiro Mecatrônico.

Área de Concentração:  
Engenharia Mecatrônica

Orientador:  
Arturo Forner-Cordero

São Paulo  
2022

# LISTA DE FIGURAS

|    |                                                                                                                                               |    |
|----|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1  | Exemplo de reconstrução da orientação e movimentação da muleta através das medições da IMU (CHEN et al., 2018) . . . . .                      | 11 |
| 2  | Tabela comparativa de características de diferentes soluções de medição de GRFs para muletas instrumentadas (SEYLAN; SARANLI, 2018) . . . . . | 12 |
| 3  | Exemplo de ponteira adaptada para célula de carga, extraído de (CHEN et al., 2018) . . . . .                                                  | 14 |
| 4  | Exemplo de ponteira adaptada para célula de carga, extraído de (SESAR et al., 2019) . . . . .                                                 | 15 |
| 5  | Exemplo de muleta do tipo canadense . . . . .                                                                                                 | 25 |
| 6  | CAD protótipo de fixação da eletrônica embarcada . . . . .                                                                                    | 26 |
| 7  | CAD peça de fixação da eletrônica embarcada . . . . .                                                                                         | 27 |
| 8  | CAD Trilho de fixação na muleta . . . . .                                                                                                     | 27 |
| 9  | Protótipo físico impresso . . . . .                                                                                                           | 28 |
| 10 | Extensômetro selecionado para o projeto . . . . .                                                                                             | 29 |
| 11 | Exemplo esquemático de configuração de extensômetros, retirada de (LANCINI et al., 2015) . . . . .                                            | 30 |
| 12 | Informações sobre os dois tipos de pontes de Wheatstone utilizadas no projeto, retiradas de (WHEATSTONE..., ) . . . . .                       | 31 |
| 13 | Modelo de simulação estática no Ansys . . . . .                                                                                               | 32 |
| 14 | Resultado da simulação estática no Ansys . . . . .                                                                                            | 32 |
| 15 | Diagrama de utilização de peça Gabarito para colagem dos extensômetros .                                                                      | 33 |
| 16 | Muleta após colagem dos extensômetros e solda de seus fios . . . . .                                                                          | 34 |
| 17 | Diagrama inicial da eletrônica da muleta . . . . .                                                                                            | 35 |
| 18 | Diagrama de funcionamento do firmware . . . . .                                                                                               | 38 |
| 19 | Ensaio de calibração dos esforços Fx da Muleta . . . . .                                                                                      | 40 |

|    |                                                                                                                                   |    |
|----|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 20 | Ensaio de calibração dos esforços $F_z$ da Muleta . . . . .                                                                       | 40 |
| 21 | Regressão Linear de $F_x$ . . . . .                                                                                               | 41 |
| 22 | Regressão Linear de $F_y$ . . . . .                                                                                               | 41 |
| 23 | Regressão Linear de $F_z$ . . . . .                                                                                               | 42 |
| 24 | Representação da Muleta com os ângulos de Yaw, Pitch e Roll . . . . .                                                             | 43 |
| 25 | Printscreen do ambiente no software Tracker para validação de medições<br>do IMU . . . . .                                        | 46 |
| 26 | Plataforma Resistiva BP600900 2000(AMTI, EUA) . . . . .                                                                           | 47 |
| 27 | Ensaio de validação na plataforma . . . . .                                                                                       | 48 |
| 28 | Comparação temporal entre medições de Pitch pela muleta e pelo Tracker .                                                          | 49 |
| 29 | Comparação temporal entre medições de Roll pela muleta e pelo Tracker .                                                           | 50 |
| 30 | Comparação temporal entre medições de $F_x$ da plataforma e da muleta . .                                                         | 51 |
| 31 | Comparação temporal entre medições de $F_y$ da plataforma e da muleta . .                                                         | 51 |
| 32 | Comparação temporal entre medições de $F_z$ da plataforma e da muleta . .                                                         | 52 |
| 33 | Comparação de performance entre algoritmos de regressão para calibração<br>de esforços, retirado de (CHEN et al., 2018) . . . . . | 54 |
| 34 | Esquemático da PCB . . . . .                                                                                                      | 58 |
| 35 | PCB do circuito principal da muleta . . . . .                                                                                     | 59 |
| 36 | Visualização 3D da PCB . . . . .                                                                                                  | 59 |

# SUMÁRIO

|          |                                                                                                        |           |
|----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introdução</b>                                                                                      | <b>7</b>  |
| 1.1      | Exoesqueleto de Tronco e Membros Inferiores para Caminhada Autônoma Estável II (ETMICA-E II) . . . . . | 8         |
| 1.2      | Objetivos . . . . .                                                                                    | 8         |
| <b>2</b> | <b>Estado da Arte</b>                                                                                  | <b>10</b> |
| 2.1      | Tipos de Sensores . . . . .                                                                            | 10        |
| 2.1.1    | Medição de orientação e movimento . . . . .                                                            | 10        |
| 2.1.2    | Medição de esforços . . . . .                                                                          | 11        |
| 2.2      | Comunicação . . . . .                                                                                  | 12        |
| 2.3      | Calibração . . . . .                                                                                   | 12        |
| 2.4      | Processamento . . . . .                                                                                | 13        |
| 2.5      | Construção Mecânica . . . . .                                                                          | 13        |
| 2.6      | Interface com Usuário . . . . .                                                                        | 15        |
| <b>3</b> | <b>Metodologia</b>                                                                                     | <b>16</b> |
| 3.1      | Escopo do Projeto . . . . .                                                                            | 16        |
| 3.2      | Definições . . . . .                                                                                   | 17        |
| 3.3      | Metodologia do Projeto . . . . .                                                                       | 17        |
| 3.3.1    | Definição de requisitos . . . . .                                                                      | 19        |
| 3.3.2    | Elaboração de Conceitos . . . . .                                                                      | 19        |
| 3.3.3    | Prototipagem . . . . .                                                                                 | 19        |
| 3.3.4    | Validação da solução . . . . .                                                                         | 20        |
| <b>4</b> | <b>Definição de Requisitos</b>                                                                         | <b>21</b> |

|          |                                                         |           |
|----------|---------------------------------------------------------|-----------|
| 4.1      | Requisitos funcionais . . . . .                         | 21        |
| 4.1.1    | Ergonomia e Ajustes . . . . .                           | 21        |
| 4.1.2    | Medição de cargas aplicadas na muleta . . . . .         | 22        |
| 4.1.3    | Medição da orientação da muleta no espaço . . . . .     | 22        |
| 4.1.4    | Pré Processamento das medições . . . . .                | 22        |
| 4.1.5    | Comunicar dados para central de controle . . . . .      | 22        |
| 4.1.6    | Calibração . . . . .                                    | 22        |
| 4.2      | Requisitos não funcionais . . . . .                     | 23        |
| 4.2.1    | Autonomia de consumo de energia . . . . .               | 23        |
| 4.2.2    | Identificação do ajuste de altura selecionado . . . . . | 23        |
| <b>5</b> | <b>Desenvolvimento</b>                                  | <b>24</b> |
| 5.1      | Modelo Estático Simplificado . . . . .                  | 24        |
| 5.2      | Projeto Mecânico . . . . .                              | 24        |
| 5.2.1    | Muleta Utilizada . . . . .                              | 24        |
| 5.2.2    | Estrutura de apoio para Hardware . . . . .              | 25        |
| 5.3      | Projeto do Sensoriamento . . . . .                      | 29        |
| 5.3.1    | Extensômetros . . . . .                                 | 29        |
| 5.3.1.1  | Instalação Strain Gauges . . . . .                      | 31        |
| 5.3.2    | IMU . . . . .                                           | 34        |
| 5.4      | Projeto Eletrônico . . . . .                            | 35        |
| 5.4.1    | Projeto Esquemático . . . . .                           | 36        |
| 5.4.2    | Projeto da PCB . . . . .                                | 37        |
| 5.5      | Projeto Computacional . . . . .                         | 37        |
| 5.6      | Calibração . . . . .                                    | 39        |
| 5.6.1    | Calibração do IMU . . . . .                             | 39        |
| 5.6.2    | Calibração das células de carga . . . . .               | 39        |

|           |                                                     |           |
|-----------|-----------------------------------------------------|-----------|
| 5.6.3     | Combinação das medidas de força e posição . . . . . | 43        |
| <b>6</b>  | <b>Validação</b>                                    | <b>45</b> |
| 6.1       | Validação das medições de Orientação . . . . .      | 45        |
| 6.2       | Validação das medições de Esforços . . . . .        | 46        |
| <b>7</b>  | <b>Resultados</b>                                   | <b>49</b> |
| 7.1       | Medições de Posição . . . . .                       | 49        |
| 7.2       | Medições de Esforços . . . . .                      | 50        |
| <b>8</b>  | <b>Discussão</b>                                    | <b>53</b> |
| <b>9</b>  | <b>Conclusão</b>                                    | <b>55</b> |
| <b>10</b> | <b>Próximos Passos</b>                              | <b>57</b> |
|           | <b>Anexo A – Esquemático da PCB</b>                 | <b>58</b> |
|           | <b>Anexo B – Layout e modelo da PCB</b>             | <b>59</b> |
|           | <b>Referências</b>                                  | <b>60</b> |

# 1 INTRODUÇÃO

Segundo Pesquisa Nacional de Saúde (PNS... , 2021) de 2019 do Ministério da Saúde com o IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), cerca de 7,8 milhões de brasileiros (em torno de 3,8% da população) acima de dois anos de idade possuem algum grau de deficiência física nos membros inferiores. Apesar dos avanços em mobilidade, a infraestrutura urbana atual ainda não é suficientemente acessível para os usuários de cadeiras de rodas e andadores, além de apresentar obstáculos para os demais portadores de deficiência física nos membros inferiores (FILHO, 2019).

Tendo em vista tal contexto, somado com a busca por maior independência de mobilidade desses indivíduos, exoesqueletos robóticos receberam um destaque crescente entre as soluções, impulsionado pelos avanços tecnológicos. Se originando do conceito biológico da estrutura externa rígida de um artrópode com funções análogas aos ossos dos vertebrados, o termo exoesqueleto foi adotado para a descrição de órteses, dispositivos fixados externamente ao corpo com a função de auxiliar o indivíduo com suporte estrutural e, em certos casos, funcional.

Exoesqueletos robóticos, sendo dispositivos ortéticos ativos ou semi-ativos, devem auxiliar na distribuição dos esforços que seriam exercidos nos membros do indivíduo e devem auxiliar nas capacidades funcionais dos membros em questão (SOUZA et al., 2016). Para auxiliar na caminhada de indivíduos com perda de mobilidade nos membros inferiores, um exoesqueleto robótico deve ser capaz de identificar o movimento que o usuário está tentando realizar e acionar os atuadores de acordo. É essencial que a resposta ao usuário seja rápida e confiável, pois caso contrário há risco de acidentes (FEDERAL... , 2015).

Para solucionar a questão da identificação do movimento do usuário sem a necessidade de nenhum procedimento invasivo, como interfaces neurais diretas, é necessária uma coleta de dados e sistema de predição e controle robustos. Como consequência desse requisito, exoesqueletos podem possuir diversos sensores capazes de medir a posição das articulações, a distribuição de peso nas solas dos pés, resistência ao movimento dos atuadores, entre outros parâmetros. Porém, para complementar a coleta de dados na determinação

de padrão de caminhada e para aumentar a segurança e robustez do sistema como um todo, exoesqueletos de tronco e membros inferiores costumam integrar o uso de muletas instrumentadas (HESS-COELHO et al., 2022).

Sendo capaz de trazer informações do movimento do braço e complementar com a distribuição de esforços em um ponto de apoio extra, muletas instrumentadas também são utilizadas em reabilitações, onde auxiliam a correção do equilíbrio e da distribuição de peso do paciente, e em exoesqueletos de membros inferiores (CHEN et al., 2018). O uso de muletas instrumentadas em ambas aplicações pode ser integrado, permitindo que o processo de adaptação do uso do exoesqueleto seja mais efetivo.

Apesar do potencial do uso de exoesqueletos integrados à muletas instrumentadas para pessoas com problemas de locomoção e do grande número de portadores de deficiência física nos membros inferiores, não existem muitas alternativas comerciais disponíveis.

## **1.1 Exoesqueleto de Tronco e Membros Inferiores para Caminhada Autônoma Estável II (ETMICA II)**

Nesse contexto de exoesqueletos para reabilitação, no laboratório de BioMecatrônica da Escola Politécnica da USP, há o desenvolvimento de um exoesqueleto voltado para reabilitação, o ETMICA II, e há a necessidade do desenvolvimento de muletas instrumentadas, de forma que as muletas possam auxiliar o apoio dos usuários do exoesqueleto e também prover o sistema de controle do exoesqueleto com informações úteis ao desempenho do mesmo durante a caminhada do usuário.

## **1.2 Objetivos**

O objetivo final deste trabalho é o desenvolvimento e a fabricação de uma muleta instrumentada para o uso com o exoesqueleto do projeto ETMICA II, desenvolvido pelo laboratório de biomecatrônica da Escola Politécnica. Outros objetivos incluem:

- A medição de grandezas relevantes para o controle dos atuadores do exoesqueleto e para reabilitação dos pacientes;
- O pré processamento das informações medidas e envio para uma central de controle do exoesqueleto ou um computador com o software adequado;

- A possibilidade de uso por pessoas sadias ou com deficiências, funcionando de forma independente ou integrado ao exoesqueleto.

## 2 ESTADO DA ARTE

Após pesquisa feita através da leitura de artigos científicos correlacionados com a construção de muletas instrumentadas, neste capítulo foi feita a análise das tecnologias mais recentes empregadas para a solução do problema da muleta instrumentada. Foram identificados seis principais frentes no desenvolvimento de uma muleta instrumentada, sendo elas: os tipos de sensores, comunicação, calibração, processamento, construção mecânica e interface com usuário.

### 2.1 Tipos de Sensores

As muletas instrumentadas necessitam de sensoramento para suas aplicações, sejam elas de reabilitação ou de controle de exoesqueletos. Para ambos projetos é essencial a determinação de parâmetros de posição, movimentação e esforços internos da muleta.

#### 2.1.1 Medição de orientação e movimento

Com o objetivo de determinar a inclinação da muleta, informação relevante na determinação do padrão de caminhada do usuário, é necessário obter a orientação da mesma em relação a direção da atração gravitacional da Terra. Um método amplamente utilizado para tal estimativa é através do uso de acelerômetros.

Utilizando um acelerômetro triaxial é possível identificar as componentes da atração gravitacional e utilizá-los para estimar a inclinação da muleta em relação ao eixo vertical, porém tal solução é sensível aos impactos da ponta da muleta e outros tipos de perturbações (LANCINI et al., 2015).

Para obter uma robustez maior nas estimativas de orientação, foram implementados IMUs (Inertial measurement units) mais complexas, integrando a medida de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros triaxiais. Ao cruzar esses dados através de algoritmos baseados no filtro de Kalman, pode ser obtida um erro inferior a  $1,7^\circ$  (HASSAN et al.,

2014). A partir dos dados obtidos pela IMU de nove graus de liberdade, também é possível reconstruir o movimento da muleta (vide figura 1) e usá-los para complementar a estimativa dos estágio da caminhada do usuário.

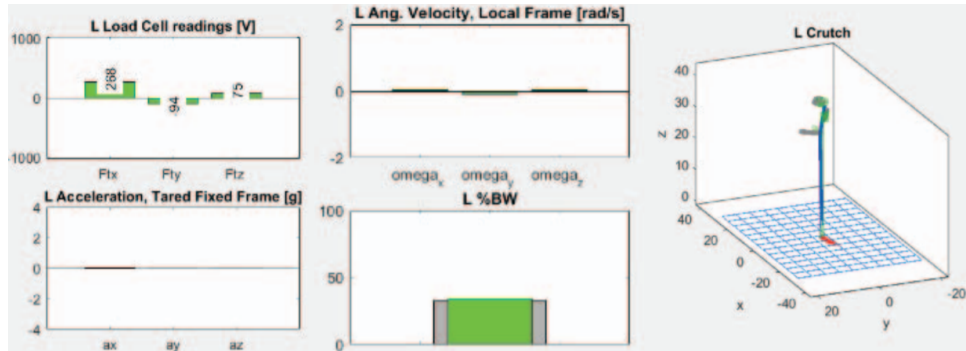


Figura 1: Exemplo de reconstrução da orientação e movimentação da muleta através das medições da IMU (CHEN et al., 2018)

### 2.1.2 Medição de esforços

Para determinar os esforços na muleta e assim obter o peso que o usuário está apoiando nos membros superiores, assim como demais forças associadas ao uso da muleta para auxílio no equilíbrio e até como consequência dos movimentos da caminhada, duas principais soluções têm se destacado. A primeira delas é o uso de extensômetros, sejam eles inclusos numa célula de carga comercial ou utilizados na estrutura da muleta em uma configuração customizada, geralmente de forma que possam ser obtidos os esforços fletores, além dos esforços axiais. A segunda opção é o uso de FSRs (Force Sensitive Resistors) que, diferentemente de extensômetros, dependem que a força seja aplicada diretamente sobre o componente.

A configuração de extensômetros mais robusta consistiu em 12 sensores (oito posicionados para esforços de cisalhamento e quatro posicionados para esforços axiais), ligados a três pontes de Wheatstone completas (LANCINI et al., 2015).

Contudo foi feito um estudo que desenvolveu uma ponta de muleta, com quatro sensores do tipo FSR, capaz de medir as GRFs (Ground Reaction Forces) de forma suficientemente precisa e com menor custo e requisitos estruturais (SEYLAN; SARANLI, 2018). Tal pesquisa também comparou diversas soluções para o problema da determinação precisa das forças de reação do chão e obteve a tabela mostrada na figura 2 abaixo.

COMPARISON OF RECENT ALTERNATIVES FOR MEASURING GRF VECTORS WITH OUR METHOD. ALL ACCURACIES (EXCEPT FOR [11]) ARE STATED AS PERCENTAGE RMS ERRORS

| Design     | Sensors           | Errors                                                                                  | Modular | Usable on crutch | Cost    |
|------------|-------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------------|---------|
| [8]        | Force transducer  | $E_{x,y,z} < 0.1\%$                                                                     | No      | Yes              | >\$1000 |
| [11]       | Barometric sensor | $E_x < 3.7\%$ , $E_y < 5.9\%$ , $E_z < 0.7\%$                                           | No      | No               | ≈\$125  |
| [12]*      | Optical sensor    | $E_x < 4.9\%$ , $E_y < 4.2\%$ , $E_z < 8.7\%$                                           | No      | No               | ≈\$25   |
| [13]       | Optical sensor    | $E_L < 14.5\%$                                                                          | No      | No               | ≈\$10   |
| [14]       | Strain gauge      | $E_x < 3\%$ , $E_y < 3\%$ , $E_z < 2\%$                                                 | No      | Yes              | ≈\$125  |
| [10]       | FSR               | N.A. (axial only)                                                                       | No      | Yes              | ≈\$35   |
| [17]       | FSR               | N.A. (axial only)                                                                       | No      | Yes              | ≈\$75   |
| Our design | FSR               | $E_x < 5.9\%$ , $E_y < 6.4\%$ , $E_z < 5.4\%$<br>$E_{\Theta} < 8.12deg$ , $E_L < 5.8\%$ | Yes     | Yes              | ≈\$65   |

Figura 2: Tabela comparativa de características de diferente soluções de medição de GRFs para muletas instrumentadas (SEYLAN; SARANLI, 2018)

## 2.2 Comunicação

Um dos objetivos de uma muleta instrumentada é a comunicação com a central de processamento de dados ou com o exoesqueleto robótico, o envio de dados deve ser suficientemente rápido e estável, para garantir a responsividade e segurança do produto.

Para a utilização em reabilitação, a principal escolha de comunicação foi por Wi-Fi, utilizando protocolos convencionais como UDP (Universal Datagram Protocol) e se conectando à computadores da rede local, que por sua vez rodam softwares responsáveis pela intermediação entre os dados recebidos da muleta e o software (CHEN et al., 2018). Porém, para o uso em exoesqueletos que serão utilizados fora do ambiente de laboratório, o uso de Wi-Fi é pouco viável.

A alternativa mais utilizada com exoesqueletos é a comunicação Bluetooth entre o dispositivo da muleta e do exoesqueleto. Existem diversos módulos comerciais capazes de realizar esse tipo de comunicação, porém diferentes projetos optaram pelo Parani ESD200 (LANCINI et al., 2015)(PASINETTI et al., 2020).

## 2.3 Calibração

Com o intuito de garantir a acurácia desejada do sistema de medição, o uso da calibração é fundamental para o bom funcionamento da muleta instrumentada. Nesse aspecto podemos identificar múltiplas abordagens em métodos para a calibração dos sensores da muleta. Um método relevante a ser citado é a utilização do algoritmo de descida de gradiente utilizado em (HASSAN et al., 2014), a vantagem da utilização de um algoritmo como esse se dá em necessitar de uma carga computacional muito menor do que utilizando outros algoritmos de calibração, mas ainda mantendo uma boa acurácia.

Outra abordagem de destaque na calibração desses instrumentos pode ser exemplificada na utilização de algoritmos de machine learning (CHEN et al., 2018) em conjunto com câmeras de captura de movimento e placas sensíveis a força, de forma a calibração se tornar muito mais robusta uma vez que múltiplos recursos são combinados para calibrar o instrumento. Um aspecto relevante na utilização de machine learning nessa muleta, é o algoritmo conseguir funcionar diretamente no microcontrolador e em tempo real, uma vez que a regressão já foi previamente treinada.

## 2.4 Processamento

O processamento está ligado ao recebimento dos dados dos sensores e o tratamento destes dados. Caso o tratamento dos dados não seja algo não tão custoso em termos de processamento de um microcontrolador, como pode ser notado em boa parte dos projetos, a utilização de um Arduino (PASINETTI et al., 2020) ou microcontrolador similar pode satisfazer as necessidades de processamento no geral.

No estado da arte do processamento nessa área de instrumentação de muletas, podemos identificar alguns recursos utilizados que são de extrema relevância, como a utilização de algoritmos de machine learning (FERNANDEZ et al., 2020), onde foram utilizados redes neurais para estimar o ângulo de contato da ponta da muleta com o chão, ainda no mesmo trabalho, foi discutido a implementação de filtros de Kalman e Madgwick nos sinais processados.

Outro exemplo de processamento expressivo para esse tipo de aplicação, se daria em uma muleta em que foram utilizados um Perception Neuron e uma IMU na muleta (TRUJILLO-LEÓN et al., 2021), como ambos sensores medem parâmetros similares, os dados dos sensores são então ajustados até ser obtido um bom coeficiente de correlação, para o sinal passar por um filtro de terceira ordem de Savitzky-Golay para melhorar a regularidade do sinal e então ser enviado a unidade de processamento.

## 2.5 Construção Mecânica

A construção mecânica da muleta precisa atender duas principais funções: auxiliar a movimentação do usuário e ter fixado nela os sensores necessários para as medições. Entre as principais muletas instrumentadas desenvolvidas, foi possível identificar duas principais abordagens em suas construções mecânicas: simplesmente acoplar os sensores

em uma muleta comercial já existente, ou desenvolver algum dispositivo para permitir a montagem de sensores mais elaborados, como um célula de carga.

A primeira solução citada é a mais recorrente, em um modelo comercial de muleta, são colados extensômetros, IMUs (Inertial measurement units), etc. Já o segundo tipo de solução identificada, para utilizar células de carga, foram desenvolvidas construções para a montagem dos sensores, podemos ver na figura 3 um exemplo de muleta, que para a utilização de células de carga, foi desenvolvido um aparato que acopla a ponteira da muleta a uma célula de carga, e a outra extremidade da célula de carga à haste da muleta, permitindo então a medição das forças axiais na muleta.

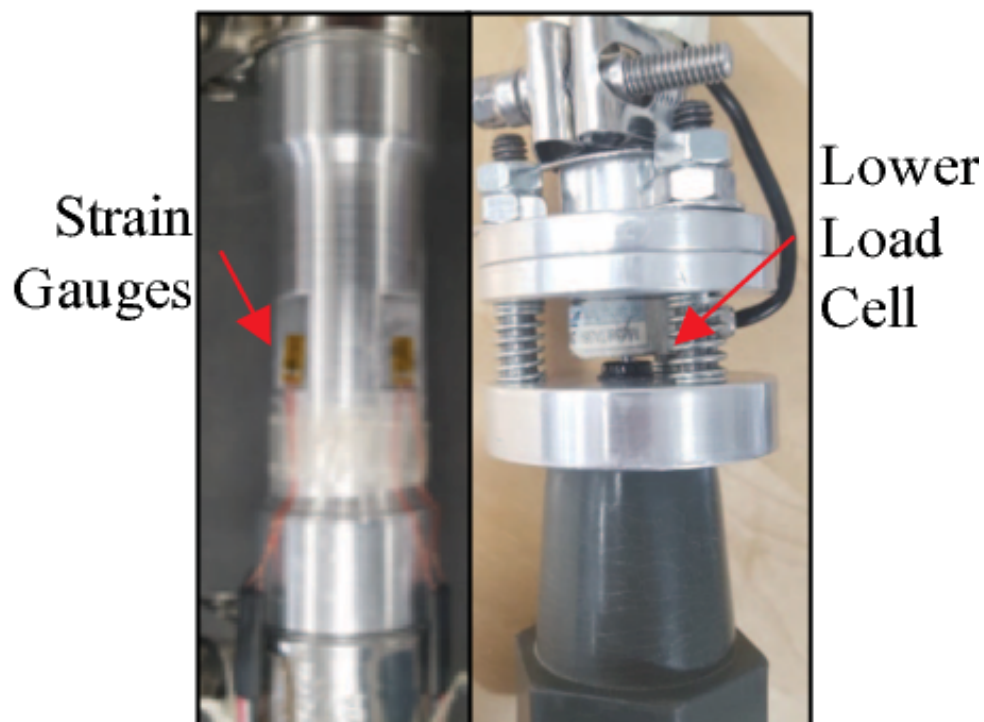


Figura 3: Exemplo de ponteira adaptada para célula de carga, extraído de (CHEN et al., 2018)

Uma outra construção similar foi identificada na da muleta da figura 4, onde também foi empregado uma célula de carga e temos uma fixação da haste da muleta que permite a montagem de hastes de diversos diâmetros.

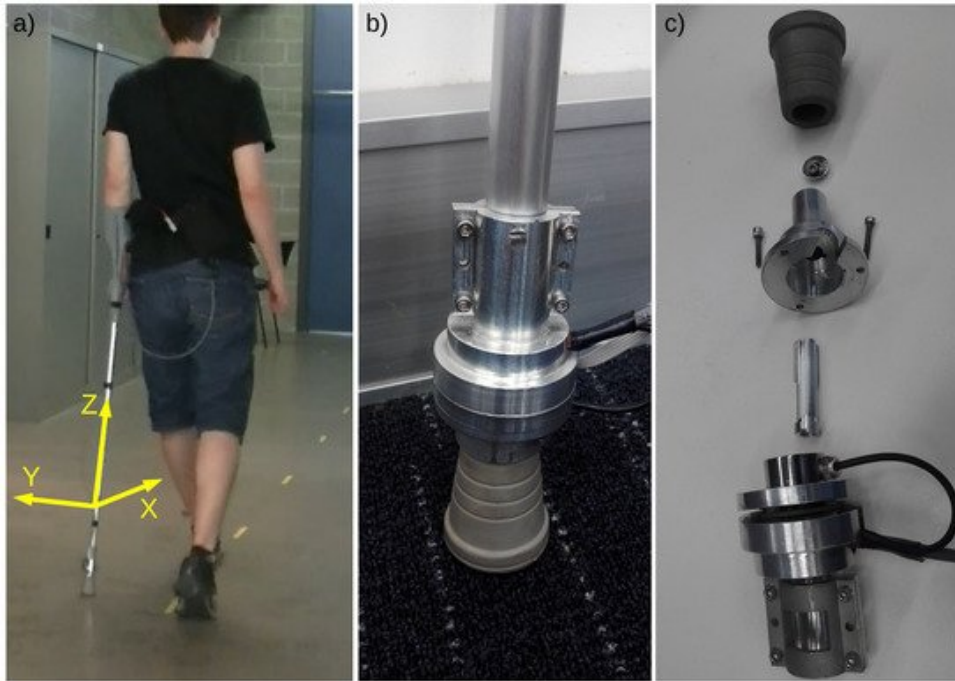


Figura 4: Exemplo de ponteira adaptada para célula de carga, extraído de (SESAR et al., 2019)

## 2.6 Interface com Usuário

Tendo em vista facilitar a reabilitação de indivíduos que necessitam de muletas, certos projetos adotam o uso de sinalização tátil ao usuário (CHEN et al., 2018), servindo de feedback para alertas e avisos. A sinalização é feita através de um transdutor vibrotátil localizado na região do apoio de braço da muleta.

Outra aplicação relacionada a interface, foi a implementação de um botão na empunhadura da muleta instrumentada, responsável por sinalizar a intenção do usuário de iniciar ou finalizar a caminhada com o exoesqueleto (HASSAN et al., 2014).

## 3 METODOLOGIA

### 3.1 Escopo do Projeto

O foco do trabalho descrito nesta monografia é o projeto, prototipagem funcional e validação do protótipo de uma muleta instrumentada. Tal muleta será utilizada concomitantemente com o exoesqueleto do projeto ETMICA II, de forma a auxiliar as estratégias de controle dos atuadores do exoesqueleto com o feedback das informações coletadas pela muleta. Testes de integração da muleta com o uso do exoesqueleto são previstos porém dependem da conclusão da construção do mesmo, a elaboração de algoritmos de controle dos atuadores do exoesqueleto não está dentro do escopo do projeto.

O protótipo também deve possuir o mesmo nível de ergonomia que uma muleta convencional, permitindo ajuste de altura e possuindo empunhadura confortável ao usuário, de forma que, para o usuário, a dificuldade de uso da muleta instrumentada seja idêntica ao uso de uma muleta comum.

A construção física do protótipo, terá sensores posicionados em regiões estratégicas para a medição tanto dos esforços aplicados pelo usuário na muleta, como também a orientação da muleta no espaço. Serão utilizados extensômetros para a medição de esforços realizados, e será utilizado um acelerômetro para medição da orientação da muleta no espaço.

Haverá um hardware eletrônico embarcado na muleta que deverá adquirir, processar e comunicar em tempo real as grandezas que serão obtidas pelos sensores instalados na muleta. Os dados obtidos serão enviados para a central de controle do exoesqueleto via radiofrequência. Além do funcionamento em tempo real, as grandezas medidas deverão possuir precisão e acurácia suficientes para que não comprometam o funcionamento do controle do exoesqueleto.

Para garantir a acurácia dos valores medidos, deverá ser implementada uma estratégia de calibração dos sensores da muleta. A validação do método de calibração empregado,

como também a validação da consistência dos valores medidos, será feita através de experimentos realizados em laboratório, que permitirão concluir se a acurácia e a precisão de leitura dos sensores está adequada.

## 3.2 Definições

Nesta seção serão descritos conceitos, abreviaturas e termos que serão ao usados ao longo do desenvolvimento do trabalho.

- Manopla: parte onde usuário segura com a mão na muleta.
- Braçadeira: parte onde o usuário apoia o antebraço na muleta.
- PCB: placa de circuito impresso. No contexto do projeto, isso se refere à placa principal do sistema eletrônico da muleta.
- IMU: unidade de medição inercial. No contexto do projeto, isso se refere ao módulo com acelerômetro e/ou sensor giroscópio, responsável por medir grandezas cinemáticas relativas.

## 3.3 Metodologia do Projeto

A metodologia utilizada para o projeto constitui-se em desmembrar em etapas sequenciais o processo de desenvolvimento, apesar de sequenciais, as atividades de cada etapa serão revisadas e possivelmente refeitas, caso seja identificado que não houve êxito em algum momento do processo, as etapas são:

1. Planejamento
  - (a) Definição de Escopo
  - (b) Definição de Requisitos
  - (c) Identificação de Recursos Disponíveis
2. Procura por Soluções
  - (a) Pesquisa de abordagens já realizadas
  - (b) Elaborar soluções conceituais
  - (c) Escolha entre as soluções conceituais

### 3. Execução da Solução

- (a) Elaboração de Modelos
- (b) Prototipagem
- (c) Validação da Solução

Dentro do planejamento do projeto, a definição de escopo, já detalhada anteriormente nesta monografia, apresenta os problemas que a solução final deve resolver, além de também estabelecer limites para o que não será abordado no desenvolvimento deste trabalho. Em sequência, há a definição de requisitos, onde os problemas mencionados no escopo do projeto serão utilizados para especificar condições que apontarão se um problema foi resolvido. Por último, ocorre a identificação de recursos disponíveis, como o projeto é a construção de um protótipo final, é necessário identificar equipamentos e métodos que estão disponíveis para sua construção.

A procura por soluções, é baseada principalmente na literatura apresentada na revisão do estado da arte, onde resultados e conclusões feitas em outros trabalhos, poderão nortear as abordagens utilizadas para o levantamento de soluções. A elaboração de possíveis soluções se dará através de processos intuitivos, como sessões de *brainstorm*, onde cada requisito identificado, vai ter um levantamento de ideias de como contemplá-lo. Por fim, a escolha entre as soluções levantadas, será realizada de forma a comparar tanto a efetividade, como a complexidade de implementação entre cada uma das soluções. Nesta monografia, apenas o desenvolvimento da solução final será detalhado.

A execução da solução, começa com a elaboração de modelos que permitam a análise da viabilidade de execução, tais modelos seriam, por exemplo: equacionamentos matemáticos, representações em CAD, projetos de PCB, softwares de própria autoria, etc. A partir de uma análise de viabilidade feita com base nos modelos levantados, há a fabricação do protótipo e montagem de seus componentes. A última etapa consiste em validar a construção dos protótipos, que se dará inicialmente por testes empíricos e posteriormente por ensaios específicos em condições controladas.

Para facilitar o desenvolvimento da solução, o projeto foi dividido em subáreas, nas quais a metodologia explicitada será aplicada. As subáreas serão:

- Projeto Mecânico: Envolve a escolha da muleta, seleção dos sensores e projeto de peças de fixação para eletrônica.
- Projeto Elétrico: Envolve a escolha de componentes, projeto de circuitos e fabricação

de circuitos impressos.

- Projeto Computacional: Envolve a elaboração de firmware, algoritmos de calibração e algoritmos de comunicação.

### 3.3.1 Definição de requisitos

Os requisitos serão levantados a partir de discussões com nosso professor orientador, que é uma pessoa estratégica no desenvolvimento do projeto do exoesqueleto no qual nossa muleta deve integrar. A partir dessas discussões, serão levantadas tarefas gerais as quais o projeto desenvolvido deve performar, tais tarefas terão grandezas quantitativas associadas e serão classificadas como requisitos funcionais, que determinarão o comportamento da solução durante seu uso.

Para o projeto, os requisitos não funcionais serão todos aqueles que determinarão como os requisitos funcionais serão alcançados, tais como: velocidade de processamento, tipos de sensores utilizados, método de comunicação, etc.

Os requisitos também poderão ser levantados com base nas obras apresentadas na revisão do estado da arte, onde através das conclusões e resultados obtidos por outros autores, poderemos adequar as necessidades do projeto desenvolvido.

Não serão identificados como requisitos atributos relacionados com a facilidade dos processos de fabricação, custo da solução e vida útil, tais atributos deverão ser abordados em outras iterações do projeto.

### 3.3.2 Elaboração de Conceitos

A elaboração de conceitos se dará a partir de processos intuitivos, partindo de observações feitas na revisão do estado da arte e confrontando com as experiências obtidas durante o desenvolvimento do projeto.

### 3.3.3 Prototipagem

Todas as etapas de desenvolvimento do projeto visam métodos de prototipagem acessíveis dentro do espaço dos laboratórios da própria faculdade.

A placa de circuito impresso do protótipo será fabricada utilizando métodos de fresamento, e será disponibilizada pelo laboratório de fabricação de placas do departamento de

engenharia mecatrônica da Escola Politécnica da USP. Os componentes eletrônicos que serão utilizados na placa, são todos comerciais e de fácil acessibilidade, através de lojas de componentes eletrônicos.

A construção física do suporte para o hardware embarcado na muleta será feito através de uma impressora 3D FDM em conjunto com outros componentes mecânicos comerciais, tais como: parafusos, arruelas e porcas.

### **3.3.4 Validação da solução**

A avaliação da solução será feita através de uma bateria de ensaios controlados com o protótipo final, verificando se a solução desenvolvida atende aos requisitos estabelecidos ao projeto.

## 4 DEFINIÇÃO DE REQUISITOS

O projeto detalhado nesta monografia, tem como objetivo o desenvolvimento de um componente pertencente a um projeto maior, o exoesqueleto ETMICA II, para que sejam estipulados requisitos que a muleta deve atender, é necessário identificar as necessidades que o exoesqueleto possui e adaptar o desenvolvimento da muleta conforme. Para isso, os requisitos para a execução do projeto foram elaborados através de discussões com o professor orientador do projeto, onde foi explicitado as necessidades que o protótipo da muleta deve atender.

Além das discussões com o professor orientador, também foram levantados requisitos embasados na literatura que constituí a revisão do estado da arte.

Os requisitos foram separados em 2 tipos, requisitos funcionais e requisitos não funcionais, o primeiro diz respeito a todos os comportamentos esperados do protótipo final durante seu funcionamento, enquanto o segundo tipo é caracterizado por condições que devem ser atendidas para que os requisitos funcionais sejam cumpridos.

### 4.1 Requisitos funcionais

#### 4.1.1 Ergonomia e Ajustes

A muleta deve ser ajustável para diversos tipos de usuários, adequando-se a múltiplas estaturas de pacientes. A sensação de uso da muleta deve ser comparável ao uso de uma muleta convencional, de forma que os componentes embarcados na muleta não atrapalhem seu uso.

O critério utilizado para verificar se o requisito foi cumprido, será através de uma comparação qualitativa entre uma muleta comercial dita como ergonômica e o nosso protótipo desenvolvido.

### **4.1.2 Medição de cargas aplicadas na muleta**

A muleta deverá ser equipada com sensores que permitirão a medição de esforços de reação no chão da muleta. Os sensores devem possuir capacidade de medir esforços aplicados de até a carga máxima permitida pela construção física da muleta.

Para averiguar o desempenho de nosso protótipo, realizaremos comparações com desempenhos obtidos em outros trabalhos apontados na revisão de estado da arte.

### **4.1.3 Medição da orientação da muleta no espaço**

Similar ao que foi apontado sobre requisitos de medição de cargas, deverá existir um sensoramento voltado a estimar a posição na qual a muleta se encontra no espaço.

Também se aplica a esse requisito a comparação com outros trabalhos apontados no estado da arte como forma de verificar o desempenho do protótipo.

### **4.1.4 Pré Processamento das medições**

Com intuito de diminuir o custo computacional da central de processamento do exoesqueleto, o software embarcado na muleta deverá realizar pré processamento dos dados lidos pelos sensores, condicionando os sinais recebidos e estimando as grandezas físicas: força aplicada na muleta e posição relativa da muleta no espaço.

### **4.1.5 Comunicar dados para central de controle**

Os valores pré processados obtidos da leitura dos sensores, deverá ser enviado à central de processamento do exoesqueleto, a comunicação será feita via Wi-Fi com o protocolo desenvolvido pela Espressif, desenvolvedora do ESP32, chamado ESP-NOW e a estrutura e frequência de envio dos pacotes deve ser determinada a partir da taxa de amostragem de cada uma das grandezas inferidas.

### **4.1.6 Calibração**

Para garantir consistência na medição dos sensores utilizados, é necessária a implementação de um processo de calibração, que deve ajustar os sinais dos sensores com as grandezas físicas medidas.

## **4.2 Requisitos não funcionais**

### **4.2.1 Autonomia de consumo de energia**

O consumo de energia da muleta deve permitir uma autonomia de mais de 8 horas de uso contínuo, possibilitando o uso em múltiplas sessões de reabilitação ou o uso prolongado com o exoesqueleto. Deve ser possível recarregar a bateria na muleta com carregadores convencionais ou mesmo trocá-la por uma bateria carregada.

### **4.2.2 Identificação do ajuste de altura selecionado**

A altura em que a muleta foi ajustada resulta modificações no processamento da leitura dos sensores, portanto é necessário um método que permita comunicar à eletrônica embarcada a altura selecionada pelo usuário.

## 5 DESENVOLVIMENTO

### 5.1 Modelo Estático Simplificado

### 5.2 Projeto Mecânico

Para a elaboração do projeto mecânico, a construção física do protótipo foi dividida em frentes de desenvolvimento, onde cada frente trata de um aspecto necessário para o funcionamento do protótipo, as subseções a seguir detalharão a escolha dos componentes utilizados na construção do protótipo.

#### 5.2.1 Muleta Utilizada

Tendo em vista as dificuldades de projeto e de fabricação de uma muleta que atenderia todas as necessidades ergonômicas do projeto, foi adotada a estratégia de equipar a uma muleta comercial os sensores necessários.

Existem diversos tipos de muletas com propósitos diferentes e com usos diferentes na reabilitação, para escolher um modelo comercial de muleta adequado para o funcionamento com o exoesqueleto, foi levantado nos artigos utilizados no estado da arte desta monografia os modelos utilizados e foi notado que muletas do tipo canadense Figura 5 são as mais empregadas para o uso com exoesqueleto, assim optou-se por utilizar uma muleta canadense para construção do protótipo.



Figura 5: Exemplo de muleta do tipo canadense

A muleta (BENGALA..., ) que foi adquirida para construção do protótipo, suporta até 120 kg e possui regulagem de altura entre 98cm até 120cm.

### 5.2.2 Estrutura de apoio para Hardware

A partir da muleta escolhida e também do projeto eletrônico desenvolvido, descrito posteriormente na monografia, foi desenvolvido um protótipo de uma estrutura de fixação para o hardware na muleta, o projeto foi realizado utilizando o software de modelagem 3D Solidworks.

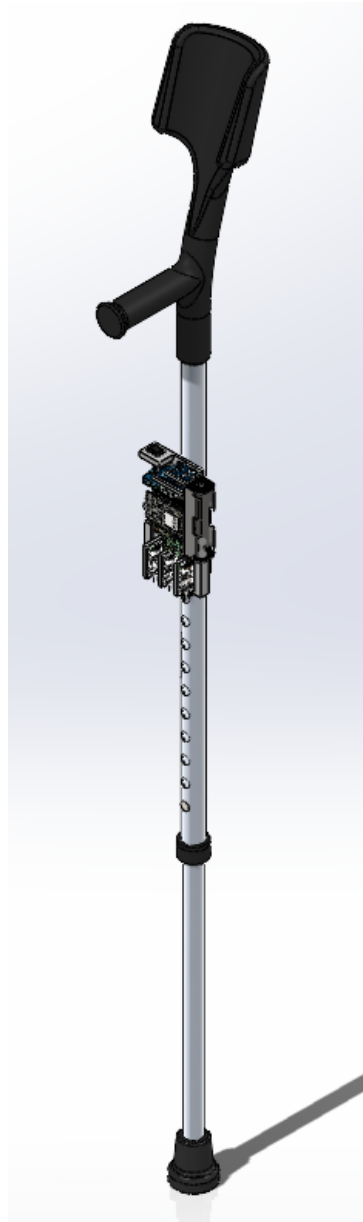


Figura 6: CAD protótipo de fixação da eletrônica embarcada

O protótipo inicial foi desenvolvido principalmente visando a acessibilidade dos componentes eletrônicos para eventuais debugs e também visando a praticidade de montagem e desmontagem. A estrutura de fixação foi dividida em duas peças, em uma primeira peça são fixados todos os componentes eletrônicos 7, em uma segunda peça 8 há um encaixe para acoplamento no corpo da muleta e também um trilho para deslizar a montagem com todos componentes eletrônicos.

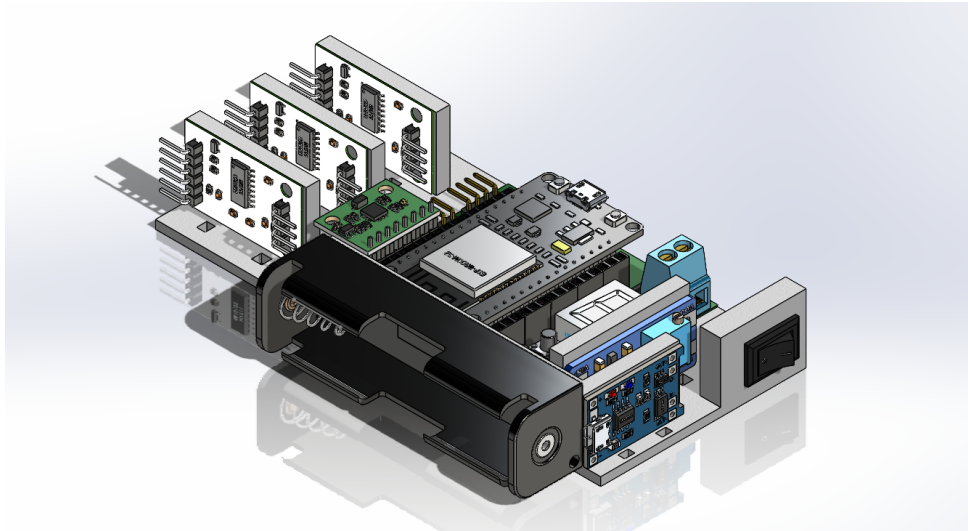


Figura 7: CAD peça de fixação da eletrônica embarcada

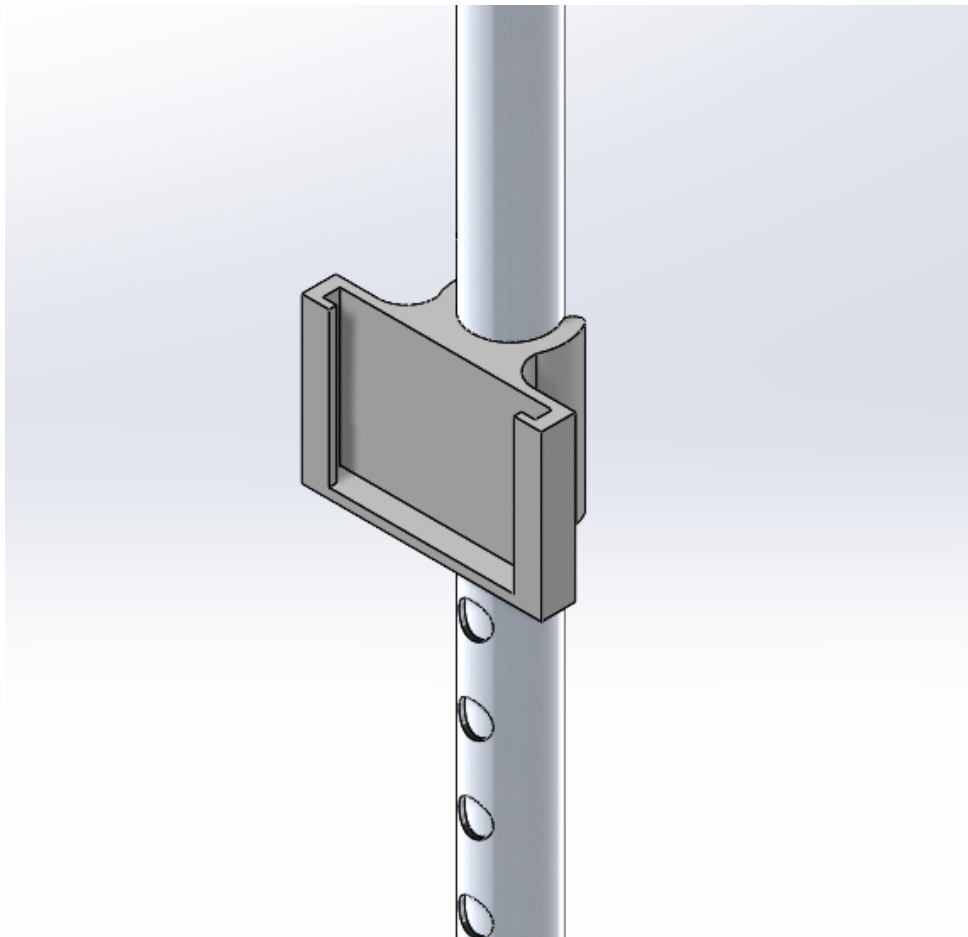


Figura 8: CAD Trilho de fixação na muleta

As peças foram fabricadas utilizando uma impressora 3D FDM, sendo utilizado o filamento PETG por conta da facilidade de impressão, resistência a luz ultravioleta e também pela performance mecânica do material.



Figura 9: Protótipo físico impresso

## 5.3 Projeto do Sensoriamento

### 5.3.1 Extensômetros

Para a escolha dos extensômetros, dois principais fatores influenciaram a escolha, o primeiro seria a acessibilidade comercial do componente no Brasil, o segundo seria uma comparação com outros strain gauges utilizados no desenvolvimento de outras muletas instrumentadas apresentadas no estado da arte.

Para strain gauges, o gauge factor aponta uma razão entre a taxa de mudança relativa na resistência elétrica e a taxa de mudança relativa no comprimento do strain gauge, sendo que o último é análogo a deformação ocorrida no material. O gauge factor então é uma medida de sensibilidade do strain gauge à deformação, e foi o parâmetro principal para a escolha dos strain gauges.

Em (LANCINI et al., 2015), foram utilizados strain gauges de  $350\ \Omega$  e gauge factor de 2, com base no emprego desses strain gauges no trabalho apontado, optou-se por selecionar strain gauges similares para o desenvolvimento do protótipo deste trabalho.

O extensômetro então selecionado para a medição de esforços, em configurações de ponte de Wheatstone, foi o BF350-3AA (11) To-F-X1-V2. Ele é uniaxial do tipo "folha", com uma resistência nominal de  $348,7 \pm 0,1\ \Omega$  e gauge factor de  $2,0 \pm 0,1$ .

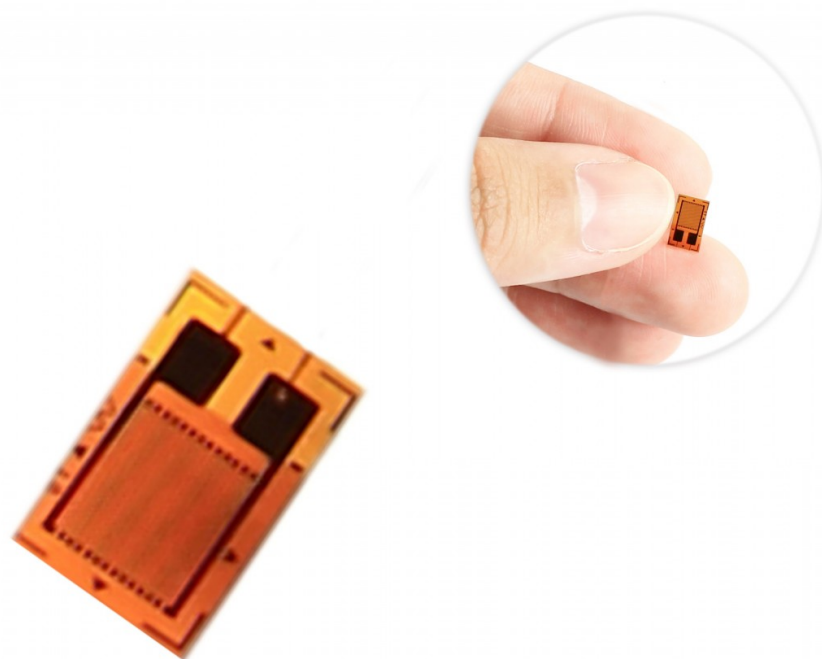


Figura 10: Extensômetro selecionado para o projeto

A configuração das pontes de Wheatstone consiste de 8 extensômetros, divididos entre duas meias pontes para medição dos esforços de flexão da muleta (CHEN et al., 2018) e uma ponte completa para a medição de esforços axiais com compensação de dilatação (LANCINI et al., 2015).

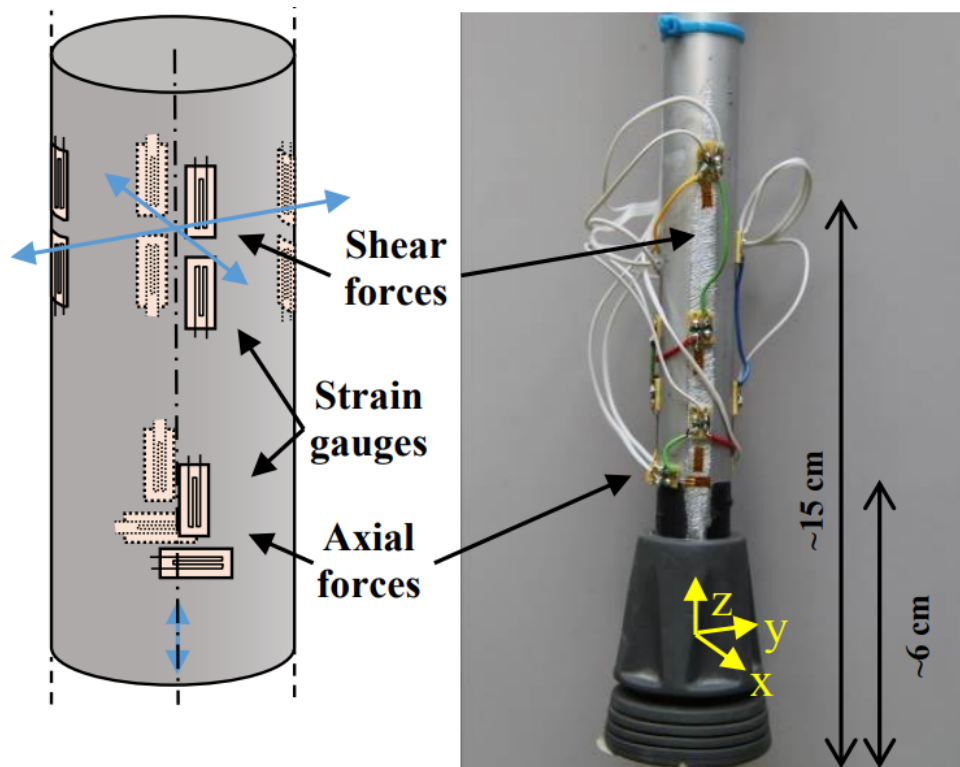


Figura 11: Exemplo esquemático de configuração de extensômetros, retirada de (LANCINI et al., 2015)

A posição das pontes de Wheatstone no corpo da muleta foi definida de forma a maximizar a leitura do esforço fletor, portanto foram instaladas na parte do tubo de alumínio próxima à manopla. As conexões elétricas e propriedades das pontes estão descritas na figura 12.

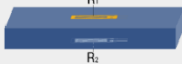
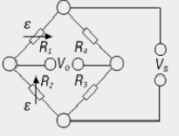
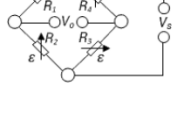
|                                                                                   |                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |       |       |       |       |   |            |   |   |                                                 |                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                                                             |
|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|-------|-------|-------|---|------------|---|---|-------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|  |  | $\varepsilon = \varepsilon_b = \frac{1}{2} \cdot \frac{4}{k} \cdot \frac{V_o}{V_s}$ <table border="1" data-bbox="675 340 829 385"><tr><td>T</td><td><math>F_a</math></td><td><math>M_b</math></td><td><math>M_d</math></td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>2</td><td>0</td></tr></table>                            | T     | $F_a$ | $M_b$ | $M_d$ | 0 | 0          | 2 | 0 | Strain measurement on a bending beam            | <b>Half bridge</b><br><br>Two strain gauges are installed on opposite sides of the structure | <ul style="list-style-type: none"><li>+ Temperature effects are well compensated</li><li>+ Separation of normal and bending strain (only the bending effect is measured)</li></ul>                                                                          |
| T                                                                                 | $F_a$                                                                             | $M_b$                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | $M_d$ |       |       |       |   |            |   |   |                                                 |                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                                                             |
| 0                                                                                 | 0                                                                                 | 2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 0     |       |       |       |   |            |   |   |                                                 |                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                                                             |
|  |  | $\varepsilon = \varepsilon_n = \frac{1}{2(1+\nu)} \cdot \frac{4}{k} \cdot \frac{V_o}{V_s}$ <table border="1" data-bbox="675 609 829 654"><tr><td>T</td><td><math>F_a</math></td><td><math>M_b</math></td><td><math>M_d</math></td></tr><tr><td>0</td><td><math>2(1+\nu)</math></td><td>0</td><td>0</td></tr></table> | T     | $F_a$ | $M_b$ | $M_d$ | 0 | $2(1+\nu)$ | 0 | 0 | Strain measurement on a tension/compression bar | <b>Full bridge</b><br><br>Four active strain gauges, two of them rotated by 90°              | <ul style="list-style-type: none"><li>+ Normal strain is measured independently of bending strain (bending is excluded)</li><li>+ Temperature effects are well compensated</li><li>+ High output signal and excellent common mode rejection (CMR)</li></ul> |
| T                                                                                 | $F_a$                                                                             | $M_b$                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | $M_d$ |       |       |       |   |            |   |   |                                                 |                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                                                             |
| 0                                                                                 | $2(1+\nu)$                                                                        | 0                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 0     |       |       |       |   |            |   |   |                                                 |                                                                                              |                                                                                                                                                                                                                                                             |

Figura 12: Informações sobre os dois tipos de pontes de Wheatstone utilizadas no projeto, retiradas de (WHEATSTONE..., )

### 5.3.1.1 Instalação Strain Gauges

Para determinação da região de instalação dos extensômetros para medição de esforços radiais na muleta, foi criado um modelo de simulação estática no software de elementos finitos Ansys. Sendo que a região de interesse para instalação, seria aquela que apresentaria a maior variação de deformação elástica no corpo de alumínio da muleta, permitindo assim aos extensômetros uma maior sensibilidade as variações de esforços.

O ponto de contato da muleta com o chão foi modelado como uma articulação, enquanto uma carga equivalente a máxima carga admissível na muleta, segundo o fabricante (BENGALA..., ), foi aplicada na manopla da muleta 13.

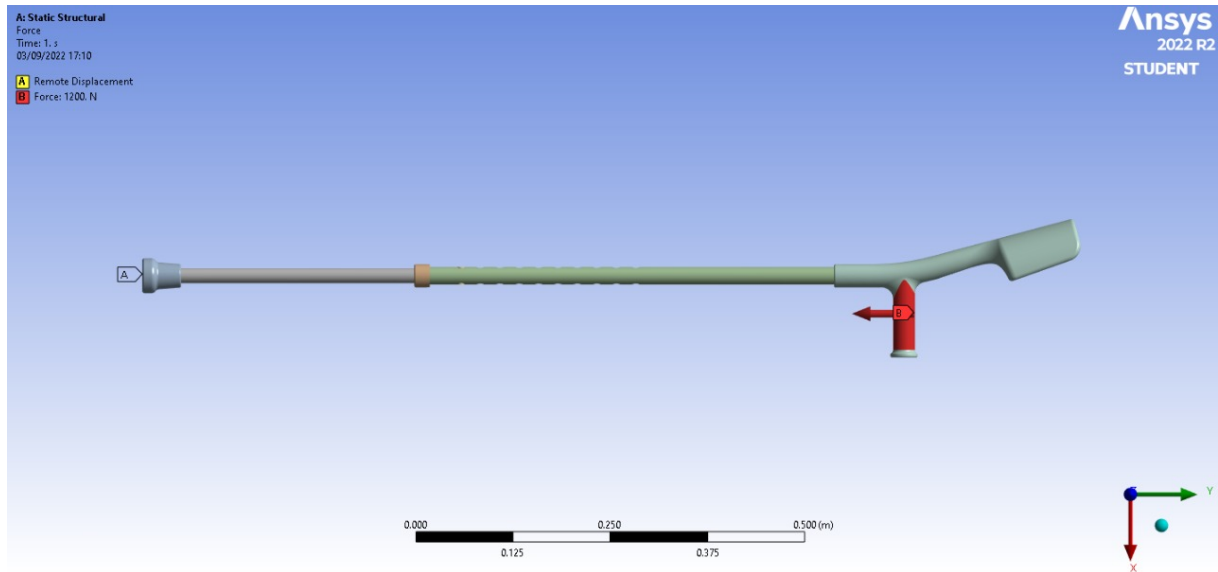


Figura 13: Modelo de simulação estática no Ansys

Através do resultado obtido 14 foi possível verificar, de forma qualitativa, que a região de interesse para instalação dos extensômetros é a região do cano de alumínio superior mais próximo da manopla da muleta.



Figura 14: Resultado da simulação estática no Ansys

Para o processo de instalação dos extensômetros, é necessário a colagem dos sensores no tubo de alumínio da muleta, os sensores foram colados utilizando a cola X60 da HBM seguindo as instruções especificadas pelo manual da cola (HOTTINGER BRUEL KJAER, 2021).

Para garantir o espaçamento adequado entre os extensômetros ao longo da circun-

ferência da muleta, foi criada uma peça gabarito para auxiliar o processo de colagem, através de marcações na peça gabarito, os extensômetros eram posicionados e após o posicionamento, os sensores eram transportados para uma fita micróporo de baixa aderência que auxiliava a colagem dos sensores no tubo da muleta.

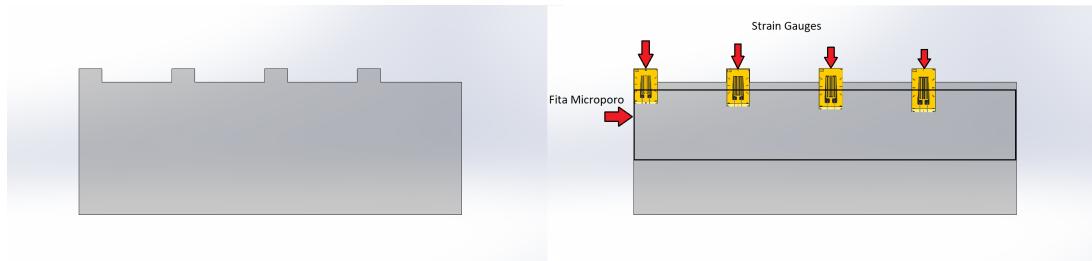


Figura 15: Diagrama de utilização de peça Gabarito para colagem dos extensômetros

Após o período de cura total do adesivo dos strain gauges, foram soldados fios 16 para então montagem das pontes de Wheatstone para medição de esforços.



Figura 16: Muleta após colagem dos extensômetros e solda de seus fios

### 5.3.2 IMU

Para a inferência de orientação da muleta, optou-se pelo módulo GY521, contendo o MPU-6050. Este sensor possui acelerômetro e giroscópio triaxiais, além de comunicação I<sup>2</sup>C. Este IMU é de fácil acesso no mercado nacional, custando menos de R\$ 20,00 e sendo vendido nas principais lojas de componentes eletrônicos, possui sensibilidades míni-

mas de  $4,79\text{mm}/s^2$  e  $0,061^\circ/s$  (para os alcances máximos de  $\pm 156,96\text{mm}/s^2 \pm 2000^\circ/s$ ) e contém um processador digital de movimento capaz de atualizar as leituras a 200Hz (MPU-6000... ). O MPU-6050 apresenta uma não linearidade de até 0,2% e uma sensibilidade entre eixos de  $\pm 2\%$ , valores que não comprometeriam a exatidão da determinação de inclinação da muleta (HASSAN et al., 2014), porém tornam sua utilização para inferência de posição pouco confiável, devido ao acúmulo de erro na integração.

## 5.4 Projeto Eletrônico

Para a elaboração do projeto eletrônico, primeiro foram selecionados os componentes principais, atrelados a requisitos funcionais do projeto, em seguida foi definido os componentes e módulos auxiliares, para garantir o funcionamento e integração das partes. Então foi feito um diagrama inicial com esses componentes e suas associações, para guiar o projeto do circuito:

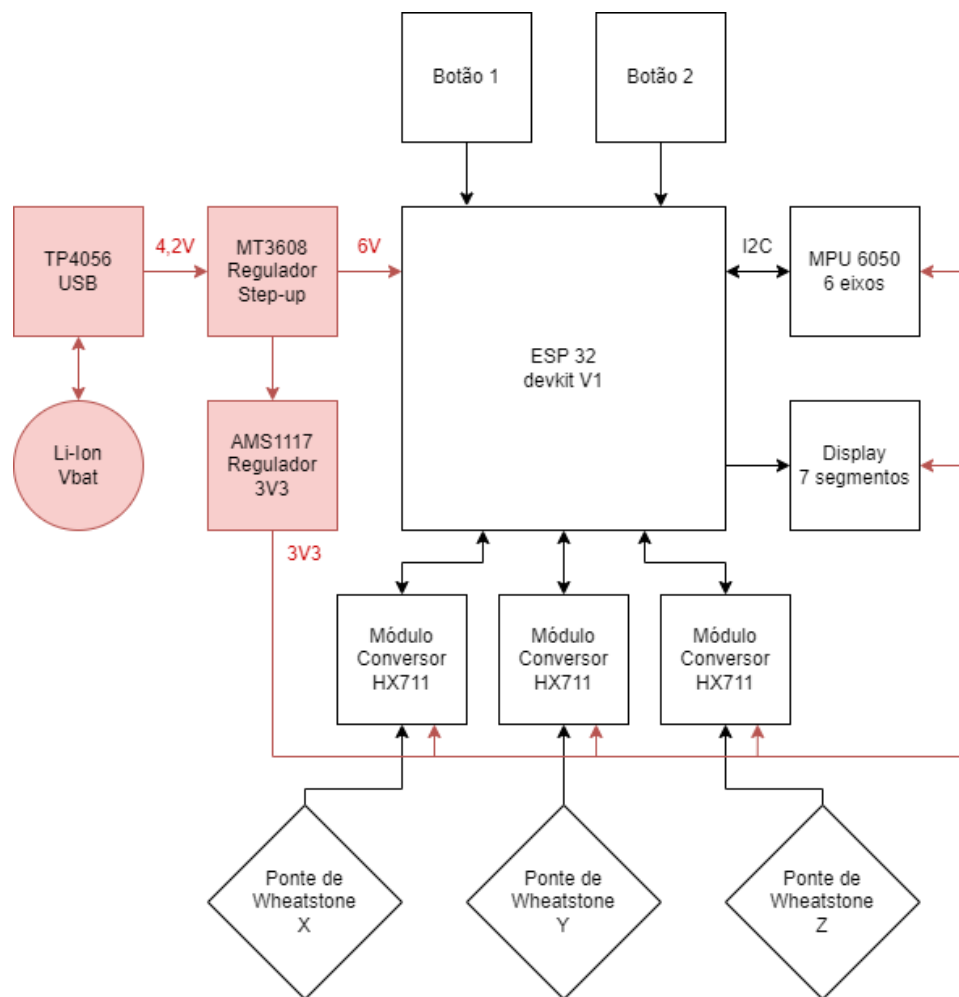


Figura 17: Diagrama inicial da eletrônica da muleta

Os módulos e componentes em vermelho representam o subsistema de fornecimento de energia elétrica e regulação de tensão do circuito, e foram selecionados pela ampla disponibilidade no mercado nacional e por atenderem os requisitos de correntes e tensões dos demais componentes, presentes em seus respectivos datasheets. A bateria possui uma capacidade de 3800mAh, suficiente para alimentar o circuito por mais de 10h de uso contínuo.

O conversor HX711 foi escolhido por ser o módulo mais acessível para medição dos sinais das pontes de Wheatstone, com amplificação de até 128 vezes e conversão Analógico-Digital de 24bits.

O ESP32 devkit v1 é uma placa compacta de desenvolvimento da espressif que foi escolhida por possuir Wi-Fi integrado, processamento de até 240MHz, memória RAM de 520KB, 25 GPIOs, comunicação I<sup>2</sup>C e pelo seu consumo relativamente baixo (de até 250mA). Tais características são suficientes para atender as necessidades do protótipo e para manter compatibilidade com outros periféricos do ETMICA II.

#### 5.4.1 Projeto Esquemático

O projeto esquemático da eletrônica foi feito com base no diagrama anterior, porém se aprofundando na disponibilidade e prioridade de uso dos pinos do controlador e no valor dos componentes periféricos. Foi também considerado a disposição dos componentes na placa física, para permitir um projeto mais compacto.

O circuito foi dividido em subsistemas para facilitar a interpretação do esquemático, são eles:

- **Processamento e Comunicação:** subsistema que contém o módulo de microcontrolador selecionado, ESP32 devkit v1. Sendo ele responsável pelo controle e leitura dos periféricos, pela comunicação com os sensores e pela comunicação Wi-Fi, além de realizar todo o pré-processamento dos dados coletados.
- **Sensoriamento:** barras de pinos que se conectam aos respectivos módulos de sensores, servindo de alimentação e vias de comunicação.
- **Alimentação:** subsistema de distribuição e regulação de tensão para os demais elementos do circuito. Consiste em uma entrada da tensão de 6V fornecida pelo regulador chaveado externo e um regulador linear de 3,3V, assim como seus periféricos. A fonte de energia do conjunto é uma célula de bateria de íons de lítio

de 3800mAh de capacidade e 3,7V de tensão nominal, a qual pode ser carregada através de um carregador micro-USB convencional por meio do módulo TP4056.

- Interface: para permitir que o controlador possa operar corretamente com diferentes ajustes de altura da muleta sem a necessidade de modificação do firmware, foi incluído um conjunto de botões com um display de 7 segmentos. Assim é possível representar as 10 posições de ajuste da muleta, selecioná-las e também indicar outros tipos de avisos ao usuário.

O esquemático completo encontra-se em anexo na figura 34.

### 5.4.2 Projeto da PCB

O projeto da PCB foi feito em paralelo com o estágio final de elaboração do esquemático, de forma que a disposição de componentes na placa fosse considerada para a seleção de pinos do microcontrolador. A posição dos componentes foi decidida de forma a facilitar o projeto do invólucro da eletrônica e manter acessível os conectores, componentes da interface e barras de pinos.

A PCB foi projetada para a fabricação através de uma fresadora CNC, portanto as regras de espaçamento foram modificadas de acordo com as limitações da máquina. Também optou-se por utilizar uma placa de uma camada de cobre, resultando em uma PCB suficientemente compacta, porém de fácil fabricação.

O layout e a imagem do modelo 3D da PCB encontram-se em anexo nas figuras 35 e 36, respectivamente.

## 5.5 Projeto Computacional

O firmware embarcado no hardware (KAWAI, 2022) segue o fluxograma 18, onde foram criadas as tasks de leitura dos módulos de ponte de Wheatstone, leitura do sensor IMU, task da interface dos botões e por fim a task de envio das informações medidas para um receptor. As tasks são realizadas com periodicidades distintas, de acordo com as limitações do hardware utilizado para cada task.

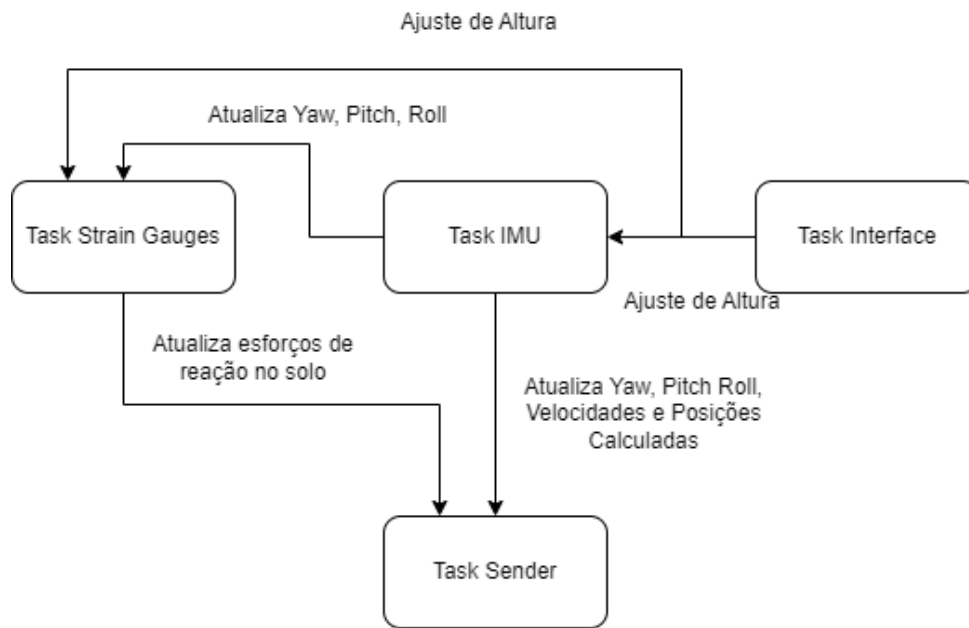


Figura 18: Diagrama de funcionamento do firmware

A task de menor ocorrência é a task de interface com o usuário (250 ms), pois se trata da leitura da ocorrência de pressionamento de botões para selecionar o ajuste de altura desejado, que é um caso de uso pouco recorrente durante a utilização da muleta.

A task de leitura de strain gauges ocorre com periodicidade de 40 ms, que foi o tempo obtido para que o módulo HX711 efetuasse uma atualização da medida de esforço. A task de leitura do IMU ocorre com periodicidade de 20 ms, que é o tempo para que o IMU atualize medições de inclinação e velocidade. Há uma certa dependência entre as tasks de leitura, pois elas compartilham informações para os cálculos de posição e esforços de reação.

A última task seria a de envio de informações para um receptor wifi e opera com periodicidade de 40 ms, de forma a sempre realizar um envio assim que houver uma atualização da leitura das células de carga pela task dos strain gauges. As informações enviadas via WiFi são recebidas por um outro ESP32, que pode estar conectado a um computador realizando a aquisição e plotagem dos dados para visualização ou, também, conectado ao exoesqueleto para realizar o uso das informações para suas rotinas de controle.

## 5.6 Calibração

### 5.6.1 Calibração do IMU

Para a calibração do MPU-6050, bastou medir as leituras em repouso dos 3 eixos de acelerômetros e 3 eixos de giroscópio e reintroduzi-los na rotina de inicialização do IMU como offsets. Os valores foram obtidos posicionando o conjunto da eletrônica da muleta no piso, alinhando-o com o plano XY do IMU e calculando a média ao longo de 10 segundos de medição com o sistema imóvel. Por fim, os valores obtidos são enviados na inicialização para o ajuste de offset interno do MPU-6050.

### 5.6.2 Calibração das células de carga

Para a calibração dos sinais das células de carga, optou-se por realizar uma calibração estática, aplicando cargas conhecidas em regiões específicas da muleta e registrando o valor da leitura dos módulos HX711. Os ensaios foram realizados com a muleta em seu ajuste de altura mais curto.

As cargas conhecidas foram aplicadas por meio de um conjunto de anilhas, pesadas com uma balança de um décimo de grama de precisão. O conjunto de anilhas possuía pesos de 0.5kg e 1kg, também foi utilizado duas anilhas de 10kgs.

Para os ensaios de calibração, a muleta foi fixada com auxílio de uma morsa e alinhada com auxílio de esquadros e níveis. Foram então realizados 3 ensaios de calibração, um para cada ponte de Wheatstone instalada na muleta.

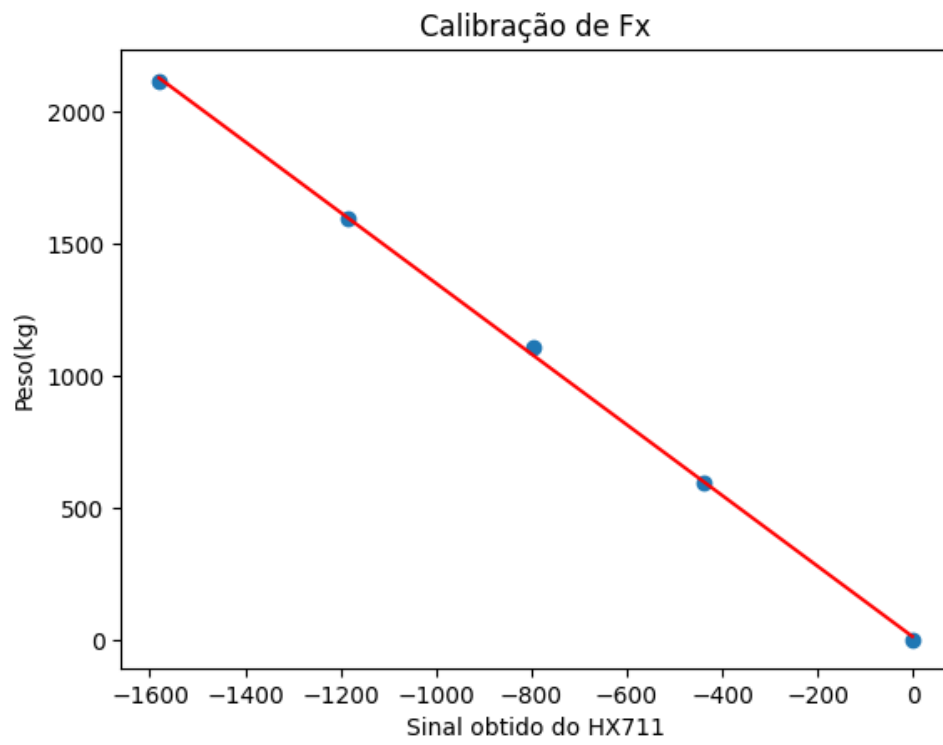
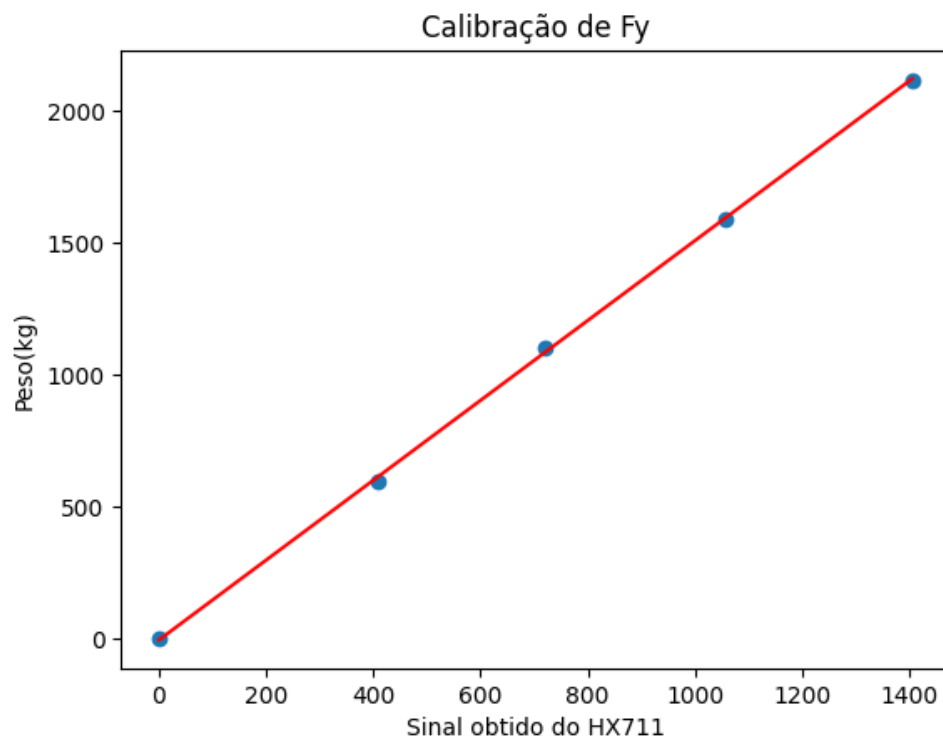


Figura 19: Ensaio de calibração dos esforços  $F_x$  da Muleta



Figura 20: Ensaio de calibração dos esforços  $F_z$  da Muleta

Com os dados obtidos a partir dos ensaios, foram implementados 3 modelos de regressão linear para as 3 forças de reação que a muleta deve inferir,  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ .

Figura 21: Regressão Linear de  $F_x$ Figura 22: Regressão Linear de  $F_y$

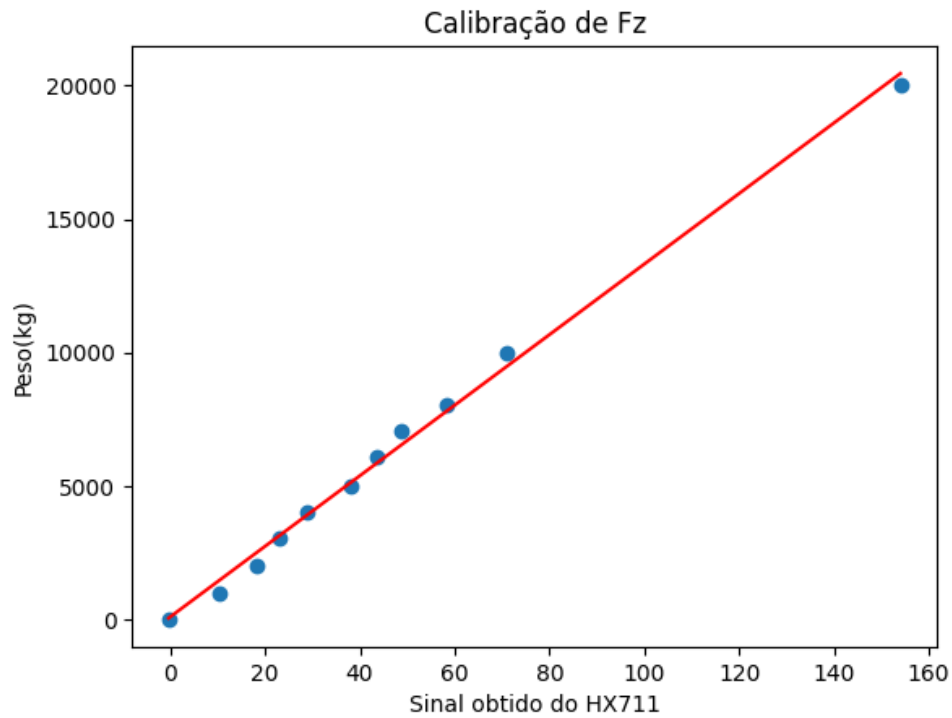


Figura 23: Regressão Linear de  $F_z$

Com os resultados obtidos das regressões lineares, foi implementado no firmware embarcado na muleta a conversão entre sinal lido pelo HX711 e a força aplicada na muleta na unidade Newton.

Pelo comportamento bastante linear observado pelos dados obtidos do ensaio e também pela expectativa de que a variação do comprimento da muleta também implique em uma variação linear da deformação da muleta, devido ao aumento linear do momento fletor, assumiu-se que para os demais ajustes de altura possíveis na muleta, o sinal obtido pelo HX711 seria proporcional à variação de comprimento da muleta através dos ajustes de altura.

Sejam  $F_0$  a força medida na posição de ajuste mínimo de altura,  $n$  o ajuste de altura selecionado na muleta,  $k$  o coeficiente obtido na regressão linear e  $signal_0$  o sinal lido pelo HX711 no ajuste de altura mínimo,  $signal_n$  a leitura medida no ajuste de altura  $n$ ,  $L_0$  o comprimento mínimo da muleta e  $l$  a distância entre furos da muleta. Temos que a relação entre sinal e força medida pelo modelo de calibração implementado é dado por:

$$F_0 = k * signal_0$$

Assumindo a linearidade da medição de força em função da mudança de comprimento

da muleta, temos que a relação geral da força medida pela célula de carga é dada por:

$$F_{medida} = k * signal_n * \frac{L_0}{L_0 + n * l}$$

### 5.6.3 Combinação das medidas de força e posição

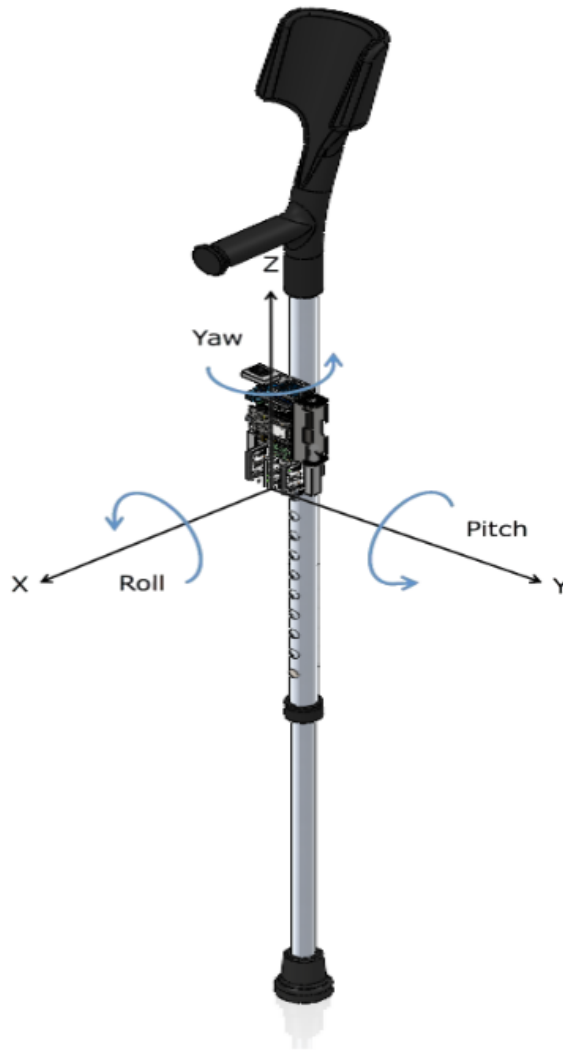


Figura 24: Representação da Muleta com os ângulos de Yaw, Pitch e Roll

Utilizando as medições de Yaw, Pitch e Roll obtidos pelo IMU e as medições de força obtidas pelas células de carga, foi efetuada uma rotação de referencial das medições dos esforços para que o valor enviado pela muleta esteja convencionado na forma de forças de reação do solo:

$${}^A F = {}^A_R \cdot {}^B F$$

A transformação é realizada do referencial  $B$  da muleta para o referencial  $A$  do solo, e a matriz de rotação  ${}^A_B\mathbf{R}$  é:

$${}^A_B\mathbf{R} = \begin{bmatrix} c\alpha c\beta & c\alpha s\beta - s\alpha c\gamma & c\alpha s\beta c\gamma + s\alpha s\gamma \\ s\alpha c\beta & s\alpha s\beta s\gamma + c\alpha c\gamma & s\alpha s\beta c\gamma - c\alpha s\gamma \\ -s\beta & c\beta s\gamma & c\beta c\gamma \end{bmatrix}$$

Sendo "s" e "c" abreviações de seno e cosseno; e  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  representações de Yaw, Pitch e Roll.

Para propósitos de validação foi conveniente fixar o Yaw, assim os esforços do chão ficam alinhados com a projeção x e y do referencial da muleta. A matriz de rotação então fica:

$${}^A_B\mathbf{R} = \begin{bmatrix} c\beta & s\beta & s\beta c\gamma \\ 0 & c\gamma & s\gamma \\ -s\beta & c\beta s\gamma & c\beta c\gamma \end{bmatrix}$$

## 6 VALIDAÇÃO

Para a validação do método de estimativa de esforços de reação do chão e também para validação do método de estimativa da orientação angular da muleta no chão, foram utilizados dois setups diferentes para validação de cada um dos métodos.

### 6.1 Validação das medições de Orientação

Para validação de medições de orientação do IMU, foram realizados ensaios coletando as medições de orientação da muleta concomitantemente a uma filmagem. Com as filmagens dos ensaios, foi utilizado o software *Tracker Video Analysis and Modeling Tool* para realizar medições de ângulo pelas imagens do vídeo.

Os ensaios tiveram como foco validar as medições de Pitch e Roll da muleta, pois o Yaw é travado no referencial da muleta, não sendo necessário validar essa medição. Em cada ensaio, foi variado um dos ângulos manualmente por um dos membros do grupo enquanto era realizada a filmagem do processo.

Os vídeos obtidos foram referenciados no software Tracker e então foi realizado o rastreamento de um ponto no corpo da muleta ao longo do vídeo. Com o ponto rastreado e o sistema de coordenadas criado no pé da muleta, foram exportadas as coordenadas x e y do ponto no corpo da muleta em relação ao pé da muleta, com isso foram calculados os ângulos através dos vídeos do ensaio.

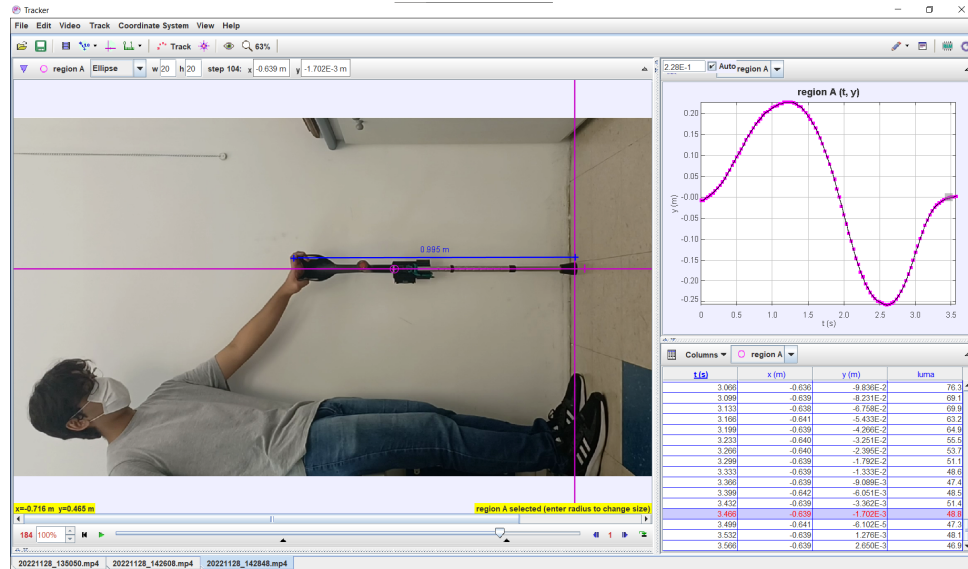


Figura 25: Printscreen do ambiente no software Tracker para validação de medições do IMU

## 6.2 Validação das medições de Esforços

Para validação da estimativa de esforços de reação, foi utilizada uma plataforma resistiva de modelo BP600900 2000(AMTI, EUA), o acesso à infraestrutura de validação foi disponibilizado pelo laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

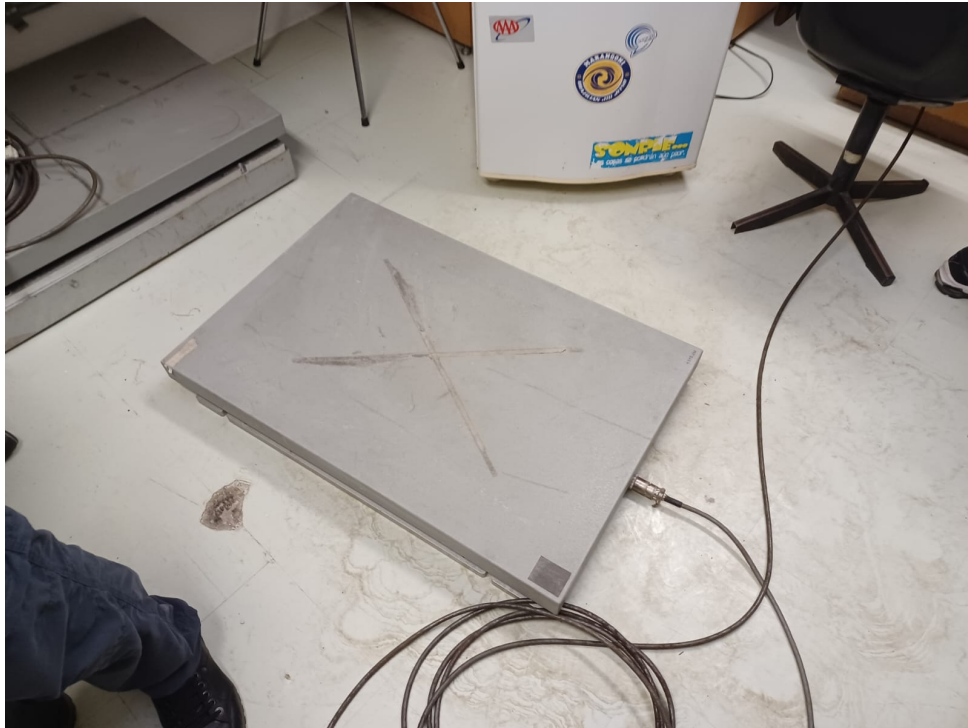


Figura 26: Plataforma Resistiva BP600900 2000(AMTI, EUA)

A plataforma é capaz de medir 3 forças de reação e também 3 momentos de reação na superfície da plataforma. A plataforma possui um software próprio onde é realizado a aquisição e exportação dos dados lidos pela plataforma.

O método utilizado no ensaio de validação, foi simular a utilização da muleta em cima plataforma de forças, realizando a coleta temporal dos esforços instantâneos. A simulação do uso da muleta foi feito por um dos integrantes do grupo, realizando múltiplas coletas, variando o nível de esforço realizado e também o ajuste de altura da muleta.



Figura 27: Ensaio de validação na plataforma

Posteriormente, foram exportados os dados coletados pela plataforma e pela muleta, os dados foram sincronizados, tratados e comparados através de scripts desenvolvidos em python(KAWAI, 2022).

Em (CHEN et al., 2018) foram utilizadas as métricas RMSE (Root Mean Squared Error), R2 Score e Desvio Padrão do Erro, para comparação do desempenho de modelos diferentes de regressão logística. Para permitir uma análise mínima do desempenho do nosso modelo de regressão com as medições da plataforma resistiva, utilizamos as mesmas 3 métricas.

## 7 RESULTADOS

A seguir serão apresentados os resultados obtidos por meio das validações mencionadas anteriormente. Serão apresentados os resultados mais significativos das validações realizadas, onde as métricas apontadas serão aquelas que permitiram comparações com outros trabalhos apontados no estado da arte.

### 7.1 Medições de Posição

Os gráficos a seguir apresentação as comparações ao longo do tempo das medições dos ângulos de Pitch e Roll tanto pelo sensor IMU, como também pelo o que foi estimado através do software Tracker.

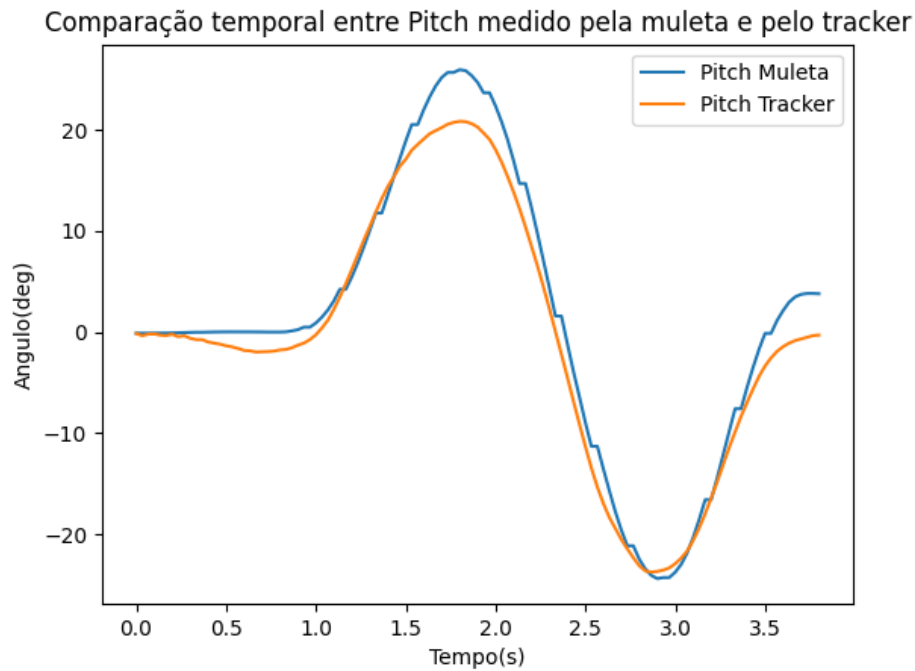


Figura 28: Comparação temporal entre medições de Pitch pela muleta e pelo Tracker

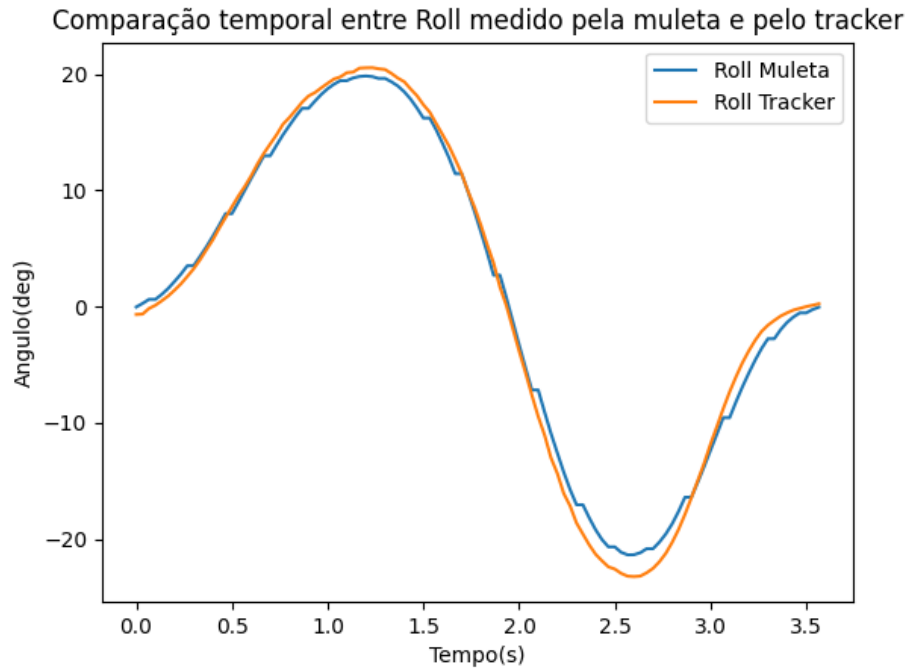


Figura 29: Comparação temporal entre medições de Roll pela muleta e pelo Tracker

A tabela a seguir apresenta uma relação das métricas calculadas para os ensaios realizados com o IMU.

| Ângulo | RMSE(deg) | r2 Score | Desvio Padrão do Erro(deg) |
|--------|-----------|----------|----------------------------|
| Pitch  | 2.48      | 0.96     | 1.70                       |
| Roll   | 1.15      | 0.99     | 1.162                      |

Tabela 1: Desempenho obtido na validação de medições do IMU

## 7.2 Medições de Esforços

Os três gráficos a seguir apresentam os ensaios dinâmicos realizados com a plataforma de forças e a muleta, onde são mostrados uma comparação entre a medição realizada pela plataforma de forças e a medição realizada pela muleta instrumentada para as três componentes de reação no solo que medimos. Abaixo da comparação entre forças, é mostrado também as medições de posição angular da muleta ao longo do tempo. Os eixos de referência para as forças medidas e para os ângulos de Euler seguem os da figura 24.

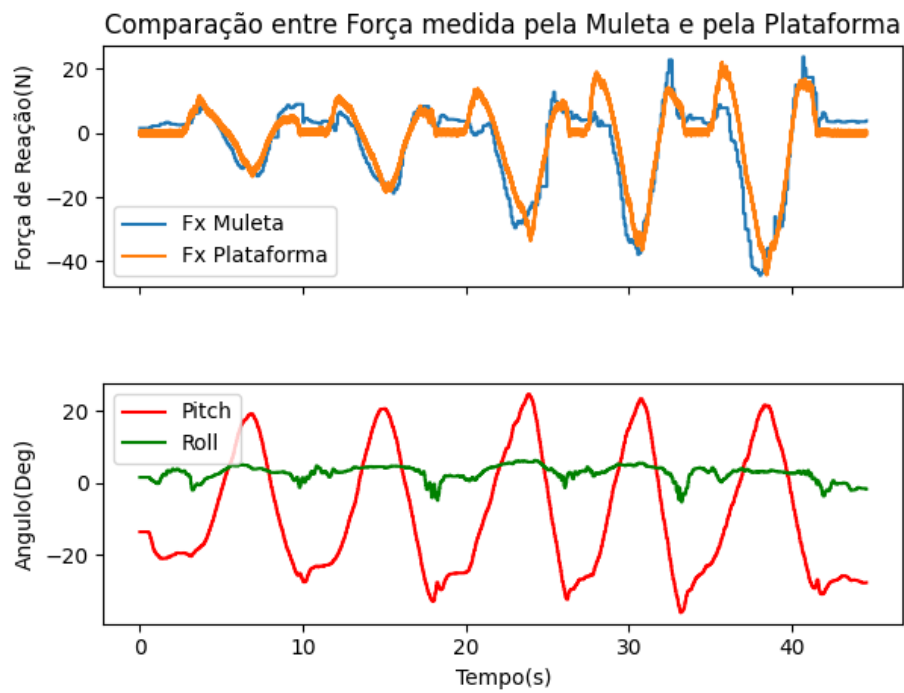


Figura 30: Comparação temporal entre medições de  $F_x$  da plataforma e da muleta

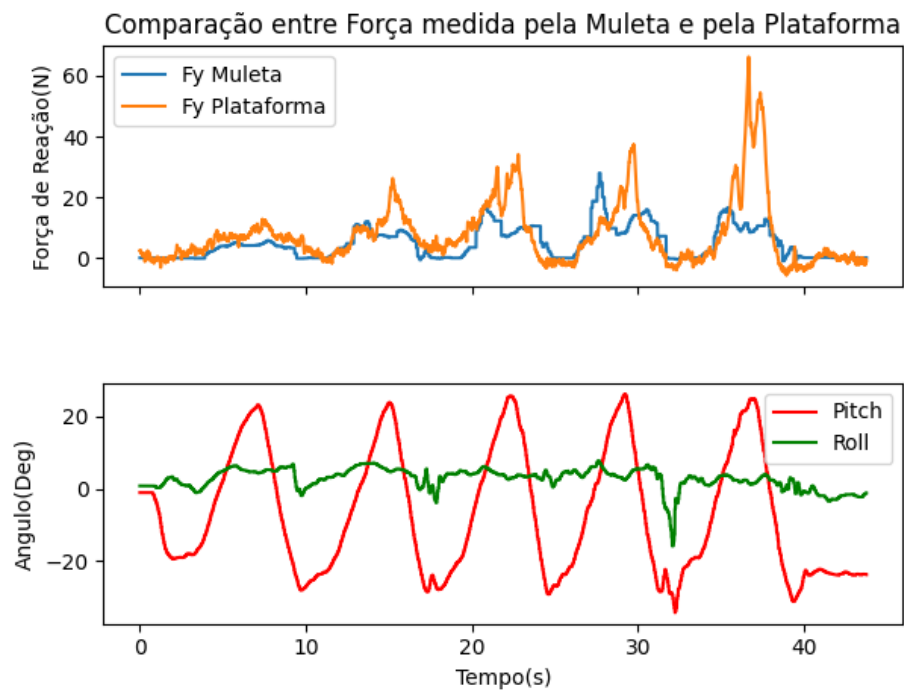


Figura 31: Comparação temporal entre medições de  $F_y$  da plataforma e da muleta

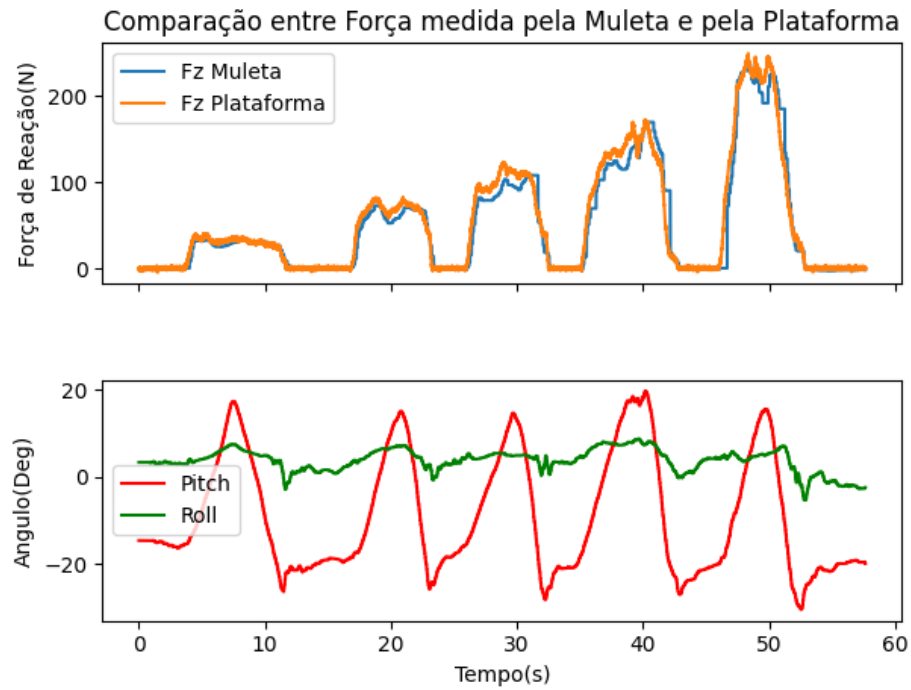


Figura 32: Comparação temporal entre medições de  $F_z$  da plataforma e da muleta

A tabela a seguir apresenta os desempenhos obtidos nos ensaios dinâmicos nas métricas de RMSE, r2 Score e desvio padrão do erro obtidos.

| Força | RMSE(N) | r2 Score | Desvio Padrão do Erro(N) |
|-------|---------|----------|--------------------------|
| $F_x$ | 5.91    | 0.76     | 5.76                     |
| $F_y$ | 8.95    | 0.28     | 8.5146                   |
| $F_z$ | 12.92   | 0.95     | 12.34                    |

Tabela 2: Desempenho obtido na validação de esforços

## 8 DISCUSSÃO

Em relação a ergonomia, a muleta antes da instrumentação possui uma massa de 457 g, a massa acrescida à muleta pela instrumentação foi de 186 g e está posicionada próxima a região da manopla, implicando em uma diferença de inércia não muito significativa. Não foi realizada nenhuma outra modificação funcional na muleta, é possível ponderar então, intuitivamente, que o acréscimo de massa pela instrumentação não implicou em uma mudança ergonômica significativa no uso da muleta.

Os testes de validação com o IMU forneceram uma impressão inicial sobre a precisão e acurácia das medidas de orientação da muleta, apesar de que o instrumento utilizado de comparação ser suscetível a diversas formas de imprecisão, principalmente por distorções nas imagens capturadas.

Durante os ensaios de validação com o IMU, notou-se que a forma de fixação do módulo MPU-6050 na PCB possuía uma certa folga no sentido de pitch de medição da muleta, tal folga está entre possíveis fatores que explicam as discrepâncias entre leituras de orientação.

É importante salientar que as métricas apontadas na tabela 33 fornecem uma noção da verossimilhança da medição, porém não permitem inferir se para o funcionamento do controle do exoesqueleto a qualidade das leituras está adequada.

A partir dos ensaios de validação das medições de esforço, foi possível uma primeira comparação qualitativa com o desempenho obtido em outro trabalho na literatura, na figura 33 é apontado o desempenho de quatro algoritmos de regressão usados para realizar a calibração das medições dos esforços de reação da muleta desenvolvida por (CHEN et al., 2018).

Quando são comparados os resultados obtidos através de regressão linear 2, os resultados obtidos neste trabalho estão relativamente próximos aos da literatura. Entretanto por uma limitação de tempo, não foi possível testar os outros algoritmos apontados pela tabela mencionada.

|                   | RSME (N) |      |      | $R^2$ (N) |      |      | SD (N) |      |      |
|-------------------|----------|------|------|-----------|------|------|--------|------|------|
|                   | Rx       | Ry   | Rz   | Rx        | Ry   | Rz   | Rx     | Ry   | Rz   |
| Linear Regression | 10.4     | 15.9 | 14.1 | 0.46      | 0.05 | 0.94 | 10.4   | 15.9 | 14.1 |
| Linear SVM        | 9.8      | 17.4 | 12.2 | 0.38      | 0.96 | 0.12 | 10.6   | 13.1 | 14.2 |
| Polynomial SVM    | 10.7     | 7.1  | 72.2 | 0.36      | 0.96 | 0.12 | 10.6   | 16.3 | 14.2 |
| Gaussian SVM      | 1.3      | 1.0  | 2.5  | 0.99      | 1.00 | 1.00 | 1.2    | 1.0  | 2.2  |

**Table 1. Performance of the four regression models in terms of RMSE,  $R^2$  and SD.**

Figura 33: Comparação de performance entre algoritmos de regressão para calibração de esforços, retirado de (CHEN et al., 2018)

Em (CHEN et al., 2018), o autor aponta que a má performance do algoritmo de regressão linear, quando comparada com os outros algoritmos utilizados, se dá pelo comportamento não perfeitamente linear dos strain gauges. Vale a pena apontar também que a calibração apresentada neste trabalho, foi realizada de forma estática com um número reduzido de pesos, a amostragem reduzida de pontos para regressão pode limitar a performance do modelo de regressão empregado. Desalinhamentos na fixação da muleta para os ensaios de calibração podem também ser fontes de imprecisão na calibração.

Quanto a validação na plataforma resistiva, podemos salientar que, para o protótipo construído, o melhor intervalo de medidas que conseguimos obter através do módulo HX711 foi de 40 ms, enquanto a plataforma possui uma taxa de aquisição de 5  $\mu$ s. Quando são observadas as comparações temporais entre as medições da plataforma e da muleta, podemos notar algumas limitações existentes na melhor discretização alcançável pela muleta, porém ainda não é possível avaliar se o desempenho atual da muleta seria suficiente para funcionar concomitantemente com o exoesqueleto ETMICA II, futuros testes em conjunto com o ETMICA II seriam necessários para inferir a adequação da muleta.

## 9 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi apresentado a construção de um protótipo de muleta instrumentada, o propósito principal da muleta é complementar o sistema de controle do exoesqueleto ETMICAIE II com medidas de orientação e esforços aplicados na muleta.

O protótipo foi construído instrumentando uma muleta canadense comercial com sensores para medição de esforços e orientação da muleta. Para medição de orientação de muleta, empregou-se um IMU de 6 eixos, enquanto para medição de esforços foram utilizados strain gauges configurados em pontes de Wheatstone. Foi desenvolvido um hardware para o protótipo, utilizando como microprocessador um ESP32 e também utilizando outros módulos periféricos, como o HX711 para leitura das pontes de Wheatstone.

As pontes de Wheatstone foram calibradas por meio de ensaios estáticos, onde foi utilizado os dados obtidos em um modelo de regressão linear para relacionar o sinal obtido das pontes de Wheatstone com o esforço aplicado.

A medição de orientação pelo IMU MPU-6050 foi validada através de ensaios filmados e processados no software Tracker, onde os resultados obtidos da comparação de inclinação apresentaram alta correlação através da métrica de  $r^2$  score e RMSE,

Para validação das medidas de esforços, foi utilizada uma plataforma resistiva de forças, onde foi comparado as medições realizadas pela muleta e pela plataforma, foram calculadas as métricas de  $r^2$  score, RMSE e desvio padrão do erro. Com uma comparação das métricas calculadas e os resultados apontados em outros trabalhos, foi possível notar que entre modelos de regressão linear, foram obtidos resultados similares aos da literatura, porém ao comparar as mesmas métricas com outras formas de regressão, os resultados obtidos neste trabalho foram inferiores, o que mostra uma limitação do modelo de regressão linear e do método de calibração empregado.

É importante ressaltar a necessidade de testes futuros com o intuito de validar o protótipo em funcionamento com o exoesqueleto ETMICAIE II, para identificar aspectos em que a muleta necessitaria de possíveis melhorias, apesar de ser possível elencar alguns

aspectos que necessitam de melhoria e que serão mencionados a seguir.

## 10 PRÓXIMOS PASSOS

Como mencionado anteriormente, seriam necessários testes para validar se os resultados apontados neste trabalho seriam suficientes para atender as necessidades de uso do exoesqueleto ETMICA II.

Em relação ao protótipo desenvolvido apresentado neste trabalho, é possível elencar alguns pontos de melhorias futuras que poderiam ser realizadas.

- Desenvolver algum circuito próprio para leitura das pontes de Wheatstone que permita realizar uma taxa de aquisição maior de leituras dos strain gauges.
- Utilizar um IMU mais preciso, que permita leituras mais acuradas e possibilite realizar uma estimativa de deslocamentos e velocidades lineares, para poder suprimir possíveis implementações futuras de cinemática inversa do exoesqueleto.
- Melhorar fixação de IMU evitando possíveis folgas.
- Realizar outros ensaios de calibração com outros métodos, permitindo obter mais dados de calibração para modelos de regressão logística.
- Testar outros modelos de regressão logística, como os apontados em outros trabalhos do estado da arte.
- Implementar feedback tátil para usos de reabilitação da muleta.



## ANEXO B – LAYOUT E MODELO DA PCB

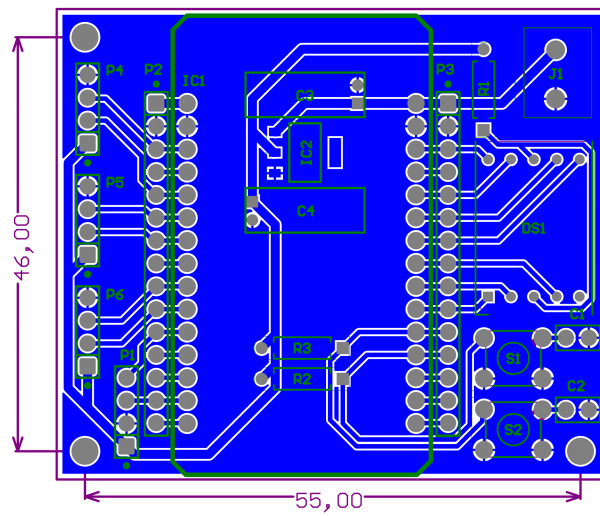


Figura 35: PCB do circuito principal da muleta

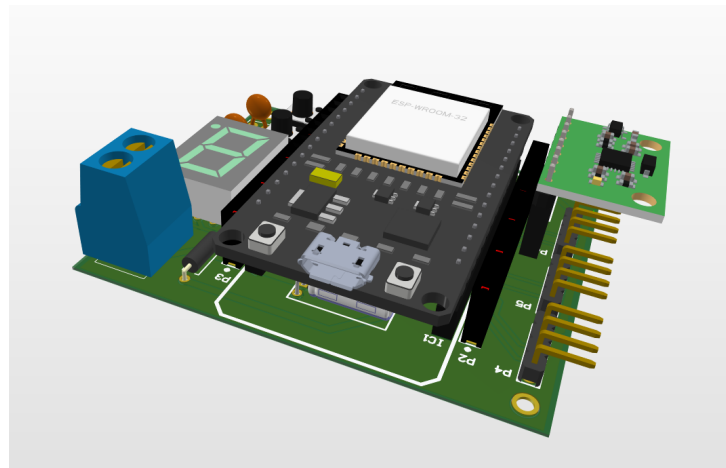


Figura 36: Visualização 3D da PCB

## REFERÊNCIAS

BENGALA Muleta Canadense Regulável Altura Braço 120kg Und. Acessed: 2022-07-02. Disponível em: <[https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1675655932-bengala-muleta-canadense-regulavel-altura-braco-120kg-und-JM?matt\\_tool=26628204&matt\\_word=&matt\\_source=google&matt\\_campaign\\_id=14303385278&matt\\_ad\\_group\\_id=123813167177&matt\\_match\\_type=&matt\\_network=g&matt\\_device=c&matt\\_creative=539491049204&matt\\_keyword=&matt\\_ad\\_position=&matt\\_ad\\_type=pla&matt\\_merchant\\_id=140812603&matt\\_product\\_id=MLB1675655932&matt\\_product\\_partition\\_id=1664989822484&matt\\_target\\_id=pla-1664989822484&gclid=Cj0KCQjw1tGUBhDXARIsAIJx01k1lD\\_bXqOt7gzjDpkbCrqRTwOZLqcQsAnZ6euFiWr1uw8D4njzlUMaAu\\_tEALw\\_wcB](https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-1675655932-bengala-muleta-canadense-regulavel-altura-braco-120kg-und-JM?matt_tool=26628204&matt_word=&matt_source=google&matt_campaign_id=14303385278&matt_ad_group_id=123813167177&matt_match_type=&matt_network=g&matt_device=c&matt_creative=539491049204&matt_keyword=&matt_ad_position=&matt_ad_type=pla&matt_merchant_id=140812603&matt_product_id=MLB1675655932&matt_product_partition_id=1664989822484&matt_target_id=pla-1664989822484&gclid=Cj0KCQjw1tGUBhDXARIsAIJx01k1lD_bXqOt7gzjDpkbCrqRTwOZLqcQsAnZ6euFiWr1uw8D4njzlUMaAu_tEALw_wcB)>.

CHEN, Y. F.; NAPOLI, D.; AGRAWAL, S. K.; ZANOTTO, D. Smart crutches: Towards instrumented crutches for rehabilitation and exoskeletons-assisted walking. In: . IEEE, 2018. v. 2018-August, p. 193–198. ISBN 978-1-5386-8183-1. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8487662/>>.

FEDERAL Register Volume 80, Number 36. 2015. Disponível em: <<https://www.govinfo.gov/content/pkg/FR-2015-02-24/html/2015-03692.htm>>.

FERNANDEZ, I. G.; AHMAD, S. A.; WADA, C. Inertial sensor-based instrumented cane for real-time walking cane kinematics estimation. **Sensors (Switzerland)**, MDPI AG, v. 20, p. 1–19, 9 2020.

FILHO, L. Mobilidade ainda não é sinônimo de acessibilidade para deficientes. **Jornal da USP**, 2019. Disponível em: <<https://jornal.usp.br/atualidades/mobilidade-ainda-nao-e-sinonimo-de-acessibilidade-para-deficientes/>>.

HASSAN, M.; KADONE, H.; SUZUKI, K.; SANKAI, Y. Wearable gait measurement system with an instrumented cane for exoskeleton control. **Sensors**, MDPI AG, v. 14, p. 1705–1722, 1 2014. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/14/1/1705>>.

HESS-COELHO, T. A.; CORTEZ, M.; MOURA, R. T.; FORNER-CORDERO, A. Progressive improvement of the model of an exoskeleton for the lower limb by applying the modular modelling methodology. **Machines**, v. 10, n. 4, 2022. ISSN 2075-1702. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2075-1702/10/4/248>>.

HOTTINGER BRUEL KJAER. **SAFETY DATA SHEET X60 Adhesive**. [S.l.], 2021. Rev.00. Disponível em: <[https://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/support/safety-data-sheet/X60-A-from-2018/X60\\_-\\_A\\_USA-en\\_.pdf](https://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/support/safety-data-sheet/X60-A-from-2018/X60_-_A_USA-en_.pdf)>.

KAWAI, T. C. J. **Muleta Instrumentada**. [S.l.]: GitHub, 2022. <<https://github.com/JulianoKawai/Muleta-Instrumentada>>.

LANCINI, M.; SERPELLONI, M.; PASINETTI, S. Instrumented crutches to measure the internal forces acting on upper limbs in powered exoskeleton users. **Proceedings - 2015 6th IEEE International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces, IWASI 2015**, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., p. 175–180, 8 2015.

MPU-6000 and MPU-6050, Product Specification Revision 3.4. Accessed: 2022-11-27. Disponível em: <<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>>.

PASINETTI, S.; NUZZI, C.; COVRE, N.; LUCHETTI, A.; MAULE, L.; SERPELLONI, M.; LANCINI, M. Validation of marker-less system for the assessment of upper joints reaction forces in exoskeleton users. **Sensors (Switzerland)**, MDPI AG, v. 20, p. 1–26, 7 2020.

PNS 2019: país tem 17,3 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência. **Agência IBGE**, 2021. Disponível em: <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/31445-pns-2019-pais-tem-17-3-milhoes-de-pessoas-com-algum-tipo-de-deficiencia>>.

SESAR, I.; ZUBIZARRETA, A.; CABANES, I.; PORTILLO, E.; TORRES-UNDA, J.; RODRIGUEZ-LARRAD, A. Instrumented crutch tip for monitoring force and crutch pitch angle. **Sensors 2019, Vol. 19, Page 2944**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 19, p. 2944, 7 2019. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/19/13/2944/htm>>.

SEYLAN, C.; SARANLI, U. Estimation of ground reaction forces using low-cost instrumented forearm crutches. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., v. 67, p. 1308–1316, 6 2018. ISSN 0018-9456. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8289344/>>.

SOUZA, R. S.; SANFILIPPO, F.; SILVA, J. R.; CORDERO, A. F. Modular exoskeleton design: Requirement engineering with kaos. In: **2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**. [S.l.: s.n.], 2016. p. 978–983.

TRUJILLO-LEÓN, A.; GUZMÁN-MANZANO, A. de; VELÁZQUEZ, R.; VIDAL-VERDÚ, F. Generation of gait events with a fsr based cane handle. **Sensors**, MDPI AG, v. 21, p. 5632, 8 2021.

WHEATSTONE Bridge Circuit Explained. (Accessed: 2022-10-05). Disponível em: <<https://www.hbm.com/en/7163/wheatstone-bridge-circuit/>>.