

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO  
CARLOS  
ENGENHARIA ELÉTRICA

C.S.Andrade,G.F.S.Garofa,R.K.Y.Aoki

**PROTÓTIPO DE VESTÍVEL RESISTIVO PARA MONITORAÇÃO  
SEM FIO DE PRESSÃO PLANTAR**

São Carlos - SP  
2023

C.S.ANDRADE,G.F.S.GAROFA,R.K.Y.AOKI

**PROTÓTIPO DE VESTÍVEL RESISTIVO PARA MONITORAÇÃO  
SEM FIO DE PRESSÃO PLANTAR**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica do Universidade de São Paulo - Escola de Engenharia de São Carlos para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

**Orientador:** Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

São Carlos - SP  
2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,  
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS  
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da  
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

S553p Stefen Andrade, Claudia  
Protótipo de vestível resistivo para  
monitoração sem fio de pressão plantar / Claudia Stefen  
Andrade; orientador Alberto Cliquet Junior. São Carlos,  
2023.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com  
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São  
Carlos da Universidade de São Paulo, 2023.

1. Análise da Marcha. 2. Reabilitação. 3.  
Aquisição de dados. 4. FSR. 5. Vestível. 6. BLE. I.  
Título.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Claudia Stefen Andrade

Título: "Protótipo de vestível resistivo para monitoração sem fio de pressão plantar"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado

em 9 / 12 / 2022,

com NOTA 10,0 (dez, —), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Junior - Orientador - SEL/EESC/USP

Profa. Dra. Cíntia Kelly Bittar - PUC/Campinas

Prof. Dr. Marlon Rodrigues Garcia - UNESP/São João da Boa Vista

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Professor Associado José Carlos de Melo Vieira Júnior

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Gabriel Felipe de Souza Garofa

Título: "Protótipo de vestível resistivo para monitoração sem fio de pressão plantar"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 8/12/2023,

com NOTA 10,0 (dez, — ), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Junior - Orientador - SEL/EESC/USP

Profa. Dra. Cíntia Kelly Bittar - PUC/Campinas

Prof. Dr. Marlon Rodrigues Garcia - UNESP/São João da Boa Vista

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Professor Associado José Carlos de Melo Vieira Júnior

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Rodrigo Kenji Yaly Aoki

Título: "Protótipo de vestível resistivo para monitoração sem fio de pressão plantar"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 8 / 12 / 2023,

com NOTA 10,0 (dez, ——), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Junior - Orientador - SEL/EESC/USP

Profa. Dra. Cíntia Kelly Bittar - PUC/Campinas

Prof. Dr. Marlon Rodrigues Garcia - UNESP/São João da Boa Vista

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Professor Associado José Carlos de Melo Vieira Júnior

Dedicamos este trabalho à nossa família, amigos e professores que fizeram parte dessa caminhada.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos ao Prof.Dr.Alberto Cliquet Junior pelo apoio e orientação e acima de tudo apresentar o mundo da pesquisa visando sempre o bem da Sociedade.

Agradecemos ao Centro de Tecnologia da Informação - Renato Archer em especial aos pesquisadores Leonardo Mendes Ribeiro Machado e Ricardo Cotrim Teixeira pela disponibilidade e apoio durante todo o projeto.

Agradecemos aos discentes Bianca da Silva Soares e Gabriel Patti pelo design mecânico do vestível e da caixa que carrega o hardware do projeto.

Agradecemos também a todos os nossos colegas e amigos dentro Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação(LABCIBER) pelos momentos juntos e incontáveis horas dentro do Laboratório.

Por último, agradecemos a todos os professores e funcionários dentro da Secretaria de Engenharia Elétrica(SEL) pelo excelente trabalho.

“Education is not preparation for life; education is life it self.”

John Dewey

## RESUMO

O uso de equipamentos que auxiliam no diagnóstico dentro de hospitais, clínicas e ambulatório tem se tornado cada vez mais comum. Dentro desse contexto, em ambulatórios de reabilitação, são usados equipamentos para melhorar a movimentação e locomoção de pacientes paraplégicos e tetraplégicos. Com isso tem-se a necessidade de averiguar a evolução desses, principalmente relacionado ao seu ciclo da marcha.

Esse trabalho consiste no desenvolvimento de um dispositivo que faça a aquisição de dados durante a passada do paciente e possibilite a análise do ciclo da marcha, tendo se como objetivo a fácil locomoção do dispositivo para outros lugares. Foram contempladas todas as partes do projeto, desde o design do dispositivo, com um vestível capaz de mudar de tamanho para se adequar aos pés dos pacientes. A parte elétrica, envolvendo os sensores FSR, circuito de aquisição, circuito de potência e envio de dados por BLE e a parte de software, envolvendo o recebimento dos dados, geração de gráfico em tempo real e análise da marcha.

Por fim, com o dispositivo feito, foram coletados dados usando o vestível, para a pessoa parada, em ponta de pé e realizando a sua marcha (simulando uma marcha de pacientes de reabilitação). Os resultados obtidos, relacionados a força com o tempo, estão em consonância com o esperado ao se analisar o ciclo da marcha e também em concordância com os obtidos em outros dispositivos, como a plataforma de força. Assim, o dispositivo, ao decorrer dos estudos, demonstrou-se uma alternativa prática para o monitoramento e estudo da marcha humana.

**Palavras-chave:** Análise da marcha. Reabilitação. Aquisição de Dados. FSR. Vestível. BLE

## ABSTRACT

The use of equipment that assists in diagnosis within hospitals, clinics and outpatient clinics has become increasingly common. Within this context, in patient rehabilitation outpatient clinics, equipment is used to improve the movement and locomotion of paraplegic and quadriplegic patients. Therefore, there is a need to investigate their evolution, mainly related to their gait cycle.

This work consists of developing a device that acquires data during the patient's stride and enables the analysis of the gait cycle; The aim is to easily move the device to other places. All parts of the project were considered, from the design of the device, with a wearable capable of changing size to adapt to the patient's feet; the electrical part, involving the FSR sensors, acquisition circuit, power circuit and data sending via BLE; and the software part, involving data reception, real-time graph generation and gait analysis.

Finally, with the device made, data were collected using the wearable, for the person standing still, standing on tiptoe and walking (simulating the gait of rehabilitation patients). The results obtained, related to strength over time, are in line with what was expected when analyzing the gait cycle; and also in agreement with those obtained from other devices, such as the force platform. Thus, the device, during the course of studies, proved to be a practical alternative for monitoring and studying human gait.

**Keywords:** Gait analysis. Rehabilitation. Data acquisition. FSR. Wearable. BLE

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Plataforma de Força . . . . .	19
Figura 2 – Ciclo da Marcha Fonte: Adaptado de Voughan et al (1992) . . . . .	20
Figura 3 – Arquitetura básica de um microcontrolador.Fonte: Site All About Circuits.Acessado em 8 de Setembro 2023 . . . . .	22
Figura 4 – Pinagem placa ESP 32.Fonte: Site Fernando K Tecnologia.Acessado em 8 de Setembro 2023 . . . . .	24
Figura 5 – Comparação BLE x <i>Bluetooth</i> Clássico. Fonte: Site Research Gate.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	25
Figura 6 – Arquitetura <i>Bluetooth</i> Low Energy. Fonte: Site Packet Pub.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	26
Figura 7 – Algorítmico de funcionado da camada de <i>Link</i> . Site Packt Pub.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	27
Figura 8 – Circuito <i>Sample and Hold</i> . Fonte: Autoria própria. . . . .	28
Figura 9 – Quantização de forma de onda. Fonte:Retirado de (TOCCI, 2010). . . . .	29
Figura 10 – Conversor analógico digital Sigma-Delta.Fonte: Site Mouser Electronics. Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	30
Figura 11 – Conversor Analógico Digital Rampa AD640.Fonte: Site Analog Devices. Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	31
Figura 12 – Conversor Analógico Digital Flash HI1175JCBZ.Fonte: Site Analog Devices. Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	32
Figura 13 – Arquitetura de funcionamento de um transdutor .Fonte: Autoria Própria . . .	32
Figura 14 – Comunicação Mestre-Escravo. Fonte: Site Embarcados.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	33
Figura 15 – Funcionamento do protocolo I <sub>2</sub> C.Fonte: Autoria própria. . . . .	34
Figura 16 – Diagrama de protocolo de comunicação UART. Fonte: Autoria própria. . . .	36
Figura 17 – Transmissão caractere "A"em protocolo UART. Fonte: Autoria própria . . .	36
Figura 18 – Posicionamento dos sensores - versão inicial. Fonte: Autoria própria. . . .	38
Figura 19 – Posicionamento final dos sensores, considerando os melhores pontos para o ciclo da marcha. Fonte: Autoria própria . . . . .	39
Figura 20 – CAD inicial do vestível. Fonte: Gabriel Patti . . . . .	40
Figura 21 – CAD inicial do vestível - passagem dos fios. Fonte: Gabriel Patti . . . .	41
Figura 22 – CAD Final do vestível. Fonte: CTI Renato Archer . . . . .	41
Figura 23 – CAD Final do vestível - vista lateral. Fonte: CTI Renato Archer . . . .	42
Figura 24 – CAD Final do vestível - passagem dos fios. Fonte: CTI Renato Archer . . .	42
Figura 25 – Célula básica do metamaterial usada no vestível - PLA (Poliácido láctico). Fonte: CTI-Renato Archer. . . . .	43
Figura 26 – Modelo Base do vestível - Visão CAD. Fonte: CTI - Renato Archer . . . .	44

Figura 27 – Vestível com metamaterial aplicado em célula modificada. Fonte:CTI-Renato Archer. . . . .	45
Figura 28 – Projeto Caixa - estrutura das paredes .Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	46
Figura 29 – Andar do Regulador e da Placa da Bateria.Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	46
Figura 30 – Andar da bateria.Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	47
Figura 31 – Tampa da caixa.Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	47
Figura 32 – CAD caixa toda.Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	48
Figura 33 – CAD andar placa bateria e regulador.Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	48
Figura 34 – CAD andar bateria.Fonte: Bianca da Silva Soares . . . . .	49
Figura 35 – Diagrama de Blocos - <i>Hardware</i> . Fonte: Autoria própria . . . . .	49
Figura 36 – Estrutura física do FSR. Fonte: Adaptado de TekScan . . . . .	50
Figura 37 – FSR402. Fonte: Site TekScan.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	51
Figura 38 – FSR406. Fonte: Site TekScan.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	52
Figura 39 – FSR408. Fonte: Site TekScan.Acessado em 2 de Outubro de 2023 . . . . .	52
Figura 40 – Experimento utilizado para caracterização do FSR. Fonte: Autoria própria . . . . .	53
Figura 41 – Curva de Caracterização do FSR402.Fonte: Autoria Própria. . . . .	55
Figura 42 – Curva de Caracterização do FSR406.Fonte: Autoria Própria. . . . .	57
Figura 43 – Esquemático Sistema ESP32.Fonte: Autoria Própria. . . . .	58
Figura 44 – Divisor de Tensão FSR. Fonte: Autoria própria . . . . .	59
Figura 45 – Amplificador Operacional LM324. Fonte: Site Texas Instrument. Acessado em 8 de Setembro de 2023 . . . . .	61
Figura 46 – Topologia de <i>buffer</i> com divisor de tensão. Fonte: Autoria própria . . . . .	62
Figura 47 – Conversor Analógico Digital de 16 Bits. Fonte: Site Maker Hero. Acessado em 10 de Setembro de 2023 . . . . .	63
Figura 48 – Circuito de aquisição do projeto. Fonte: Autoria própria . . . . .	63
Figura 49 – Esquemático do Sistema de aquisição. Fonte: Autoria própria. . . . .	64
Figura 50 – Arquitetura circuito de potência. Fonte: Autoria própria . . . . .	65
Figura 51 – Amplificador Operacional em topologia seguidor de tensão. Fonte: Autoria própria . . . . .	66
Figura 52 – <i>Buffer</i> Simplificado. Fonte: Autoria própria . . . . .	67
Figura 53 – Conversor negativo de tensão ideal. Fonte: ICL7660 INTERSIL  Alldatasheet	68
Figura 54 – Circuito gerador de tensão diferencial base. Fonte: ICL7660 INTERSIL  All-datasheet . . . . .	68
Figura 55 – Circuito gerador de tensão diferencial final. Fonte: ICL7660 INTERSIL  All-datasheet . . . . .	69
Figura 56 – Modulo Regulador de Tensão Step Up MT3608. Fonte: Site Baú da Eletrônica.	70
Figura 57 – Esquemático Regulador de Tensão Step Up MT3608. Fonte: Site Electrothinks.	70
Figura 58 – Esquemático Completo - <i>Hardware</i> Vestível.Fonte: Autoria própria. . . . .	71
Figura 59 – PCB <i>Layout</i> - <i>TopLayer</i> . Fonte: Autoria própria. . . . .	72

Figura 60 – PCB <i>Layout - BottomLayer</i> . Fonte: Autoria própria. . . . .	72
Figura 61 – Lógica de controle e envio de dados via BLE. Fonte: Autoria própria. . . . .	74
Figura 62 – Conceito de Grupos no GATT. Fonte: . . . . .	76
Figura 63 – Diagrama Lógico do Código. Fonte: Autoria própria . . . . .	77
Figura 64 – Gráfico Tensão por força - sensor redondo. Fonte: Autoria própria . . . . .	80
Figura 65 – Gráfico Tensão por força - sensor quadrado. Fonte: Autoria própria . . . . .	84
Figura 66 – Vestível dividido: parte frontal,central e posterior. Fonte: CTI - Renato Archer	86
Figura 67 – Vestível dobrado. Fonte: CTI-Renato Archer. . . . .	87
Figura 68 – Impressão do vestível. Fonte: CTI-Renato Archer. . . . .	87
Figura 69 – Expansão e compressão do vestível.Fonte: CTI-Renato Archer . . . . .	88
Figura 70 – Tamanho dos calçados no Brasil.Fonte: VICCINI. Acessado em 23 de Setembro de 2023. . . . .	88
Figura 71 – Caixa logo após ser impressa. Fonte: Autoria Própria . . . . .	89
Figura 72 – Caixa com os componentes eletrônicos.Fonte: Autoria Própria . . . . .	89
Figura 73 – Caixa no tornozelo.Fonte: Autoria Própria . . . . .	90
Figura 74 – Vista traseira do FSR 402. Fonte: Autoria própria. . . . .	91
Figura 75 – Passagem dos fios na palmilha. Fonte: Autoria própria . . . . .	91
Figura 76 – Vestível completo. Fonte: Autoria própria . . . . .	92
Figura 77 – Vestível sendo usado. Fonte: Autoria própria . . . . .	93
Figura 78 – Ponto do sensor sem contato com o pé. Fonte: Autoria própria . . . . .	93
Figura 79 – Gráfico Força(N) x Tensão Experimental-Teórico(V) - Sensor Circular.Fonte: Autoria Própria. . . . .	96
Figura 80 – Gráfico Força(N)x Tensão Experimental-Teórico(V) - Sensor Quadrado.Fonte: Autoria Própria. . . . .	98
Figura 81 – Aplicação de um peso de 60kg - Sensor Circular.Fonte: Autoria própria. . . .	99
Figura 82 – Aplicação de um peso de 65kg.Fonte: Autoria própria. . . . .	99
Figura 83 – Tensão positiva de 5V. Fonte: Autoria Própria . . . . .	100
Figura 84 – Tensão negativa gerada de -5V. Fonte: Autoria Própria . . . . .	101
Figura 85 – <i>Hardware</i> impresso - Top Layer. Fonte: Autoria própria. . . . .	102
Figura 86 – <i>Hardware</i> impresso - Bottom Layer. Fonte: Autoria própria. . . . .	103
Figura 87 – Localização de cada sensor na palmilha. Fonte: Autoria própria . . . . .	104
Figura 88 – Gráfico para nenhuma força sobre o vestível. Fonte: Autoria própria . . . . .	105
Figura 89 – Pessoa parada com o vestível. Fonte: Autoria própria . . . . .	105
Figura 90 – Gráfico da pessoa com o vestível parada. Fonte: Autoria própria . . . . .	106
Figura 91 – Pessoa na ponta do pé com o vestível. Fonte: Autoria própria . . . . .	107
Figura 92 – Gráfico da pessoa com o vestível na ponta de pé. Fonte: Autoria própria . . . .	107
Figura 93 – Pessoa na fase de apoio (contato inicial) . Fonte: Autoria própria . . . . .	108
Figura 94 – Pessoa na fase de apoio final. Fonte: Autoria própria . . . . .	108
Figura 95 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 1. Fonte: Autoria própria .	109

- Figura 96 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 2. Fonte: Autoria própria . 110  
Figura 97 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 3. Fonte: Autoria própria . 110  
Figura 98 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 4. Fonte: Autoria própria . 111  
Figura 99 – Gráfico gerado pela plataforma de força. Fonte: Barela e Duarte, 2011 . . . 112

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores binários para quantização de forma de onda teórico. Fonte: Autoria própria. . . . .	29
Tabela 2 – Pé x Pisada . . . . .	37
Tabela 3 – Dimensionamento dos Componentes eletrônicos. Fonte: Autoria própria . . . . .	44
Tabela 4 – Dimensões dos sensores. Fonte: <i>Datasheet</i> do Fabricante Interlink. . . . .	52
Tabela 5 – Caracterização do FSR 402. Fonte: Autoria própria . . . . .	54
Tabela 6 – Caracterização do FSR 406. Fonte: Autoria própria . . . . .	56
Tabela 7 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Circular(FSR402).Fonte: Autoria própria. . . . .	60
Tabela 8 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Quadrado(FSR406).Fonte: Autoria própria. . . . .	61
Tabela 9 – Força e tensão para o sensor redondo feito na caracterização. Fonte: Autoria própria. . . . .	79
Tabela 10 – Logaritmo da força e tensão para o sensor redondo. Fonte: Autoria própria. . . . .	81
Tabela 11 – Força e tensão para o sensor quadrado feito na caracterização. Fonte: Autoria própria. . . . .	83
Tabela 12 – Comparação do tamanho do vestível e a numeração . Fonte: Autoria própria. . . . .	89
Tabela 13 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Circular(FSR402).Fonte: Autoria própria. . . . .	95
Tabela 14 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Quadrado(FSR406).Fonte: Autoria própria. . . . .	97
Tabela 15 – Compilado de valores obtidos pelo Sensor Circular FSR402 - Força 600N. . . . .	99
Fonte: Autoria própria. . . . .	
Tabela 16 – Compilado de valores obtidos pelo Sensor Quadrado FSR406 - Força 650N. . . . .	100
Fonte: Autoria própria. . . . .	
Tabela 17 – Corrente consumida pelo dispositivo. Fonte: Autoria Própria . . . . .	101

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
SEL	Secretaria de Engenharia Elétrica
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
HC	Hospital de Clínicas - Unicamp
LABCIBER	Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
IoT	<i>Internet of Things</i>
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
ADC	<i>Analog Digital Converter</i>
FSR	<i>Force Sensitive Resistor</i>
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
ROM	<i>Read Only Memory</i>
DSP	<i>Digital Signal Processing</i>
SPI	<i>Serial Peripherical Interface</i>
I <sub>2</sub> C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
JFET	<i>Junction Field Efect Transistor</i>

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO . . . . .</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>CONCEITOS TEÓRICOS . . . . .</b>	<b>19</b>
<b>2.1</b>	<b>Plataforma de Força . . . . .</b>	<b>19</b>
<b>2.2</b>	<b>Ciclo da Marcha . . . . .</b>	<b>19</b>
<b>2.2.1</b>	<b><i>Fase de Apoio</i> . . . . .</b>	<b>20</b>
<b>2.2.2</b>	<b><i>Fase de balanço</i> . . . . .</b>	<b>21</b>
<b>2.3</b>	<b>ESP32 . . . . .</b>	<b>21</b>
<b>2.4</b>	<b>Bluetooth Low Energy (BLE) . . . . .</b>	<b>24</b>
<b>2.4.1</b>	<b><i>Arquitetura BLE</i> . . . . .</b>	<b>24</b>
<b>2.5</b>	<b>ADC . . . . .</b>	<b>28</b>
<b>2.5.1</b>	<b><i>Delta-sigma</i> (<math>\Delta \Sigma</math>) . . . . .</b>	<b>30</b>
<b>2.5.2</b>	<b><i>Rampa(Ramp ou Integrador ADC)</i> . . . . .</b>	<b>30</b>
<b>2.5.3</b>	<b><i>Flash</i> . . . . .</b>	<b>31</b>
<b>2.6</b>	<b>Transdutor . . . . .</b>	<b>31</b>
<b>2.7</b>	<b>Protocolos de Comunicação . . . . .</b>	<b>32</b>
<b>2.7.1</b>	<b><i>SPI(Serial Peripheral Interface)</i> . . . . .</b>	<b>33</b>
<b>2.7.2</b>	<b><i>I<sub>2</sub>C (Inter-Intergrated Circuit)</i> . . . . .</b>	<b>34</b>
<b>2.7.3</b>	<b><i>UART ( Universal Asynchronous Receiver Transmitter)</i> . . . . .</b>	<b>35</b>
<b>3</b>	<b>MÉTODOS . . . . .</b>	<b>37</b>
<b>3.1</b>	<b>Design do Vestível . . . . .</b>	<b>37</b>
<b>3.1.1</b>	<b><i>Adequação dos sensores</i> . . . . .</b>	<b>37</b>
<b>3.1.2</b>	<b><i>Estrutura do Vestível</i> . . . . .</b>	<b>39</b>
<b>3.1.3</b>	<b><i>Metamaterial do vestível</i> . . . . .</b>	<b>42</b>
<b>3.1.4</b>	<b><i>Design de Fixação Eletrônica</i> . . . . .</b>	<b>43</b>
<b>3.2</b>	<b>Hardware . . . . .</b>	<b>47</b>
<b>3.2.1</b>	<b><i>Force Sensitive Resistor</i> . . . . .</b>	<b>49</b>
<b>3.2.2</b>	<b><i>Caraterização do FSR</i> . . . . .</b>	<b>52</b>
<b>3.2.3</b>	<b><i>Microcontrolador - ESP 32</i> . . . . .</b>	<b>57</b>
<b>3.2.4</b>	<b><i>Circuito de aquisição de Dados</i> . . . . .</b>	<b>58</b>

3.2.5	<i>Circuito de potência</i> . . . . .	65
3.2.6	<i>PCB Layout - Circuito Total</i> . . . . .	70
3.3	<b>Firmware</b> . . . . .	72
3.3.1	<i>ADC - ADS1115</i> . . . . .	73
3.3.2	<i>BLE</i> . . . . .	74
3.4	<b>Software</b> . . . . .	75
3.4.1	<i>Lógica de Re却imento BLE</i> . . . . .	75
3.4.2	<i>Processamento dos Dados</i> . . . . .	77
4	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	86
4.1	<b>Estrutura do vestível</b> . . . . .	86
4.1.1	<i>Estrutura de Expansão do Vestível</i> . . . . .	86
4.1.2	<i>Estrutura Suporte Eletrônico</i> . . . . .	89
4.1.3	<i>Mecânica Geral</i> . . . . .	91
4.2	<b>Hardware</b> . . . . .	94
4.2.1	<i>Circuito de Aquisição</i> . . . . .	94
4.2.2	<i>Conversão ADS</i> . . . . .	98
4.2.3	<i>Circuito de Potência</i> . . . . .	100
4.2.4	<i>Eletrônica Geral</i> . . . . .	102
4.3	<b>Software- Ciclo da Marcha pelos Gráficos do Dispositivo</b> . . . . .	103
4.3.1	<i>Sem Peso sobre o Dispositivo</i> . . . . .	104
4.3.2	<i>Análise Pessoa Parada</i> . . . . .	105
4.3.3	<i>Análise Pessoa em Ponta de Pé</i> . . . . .	107
4.3.4	<i>Análise Pessoa em marcha</i> . . . . .	108
4.4	<b>Plataforma de força x Vestível</b> . . . . .	111
5	<b>CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS</b> . . . . .	114
5.1	<b>Trabalhos Futuros</b> . . . . .	115
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	116
	<b>APÊNDICE A – CÓDIGOS DO FIRMWARE</b> . . . . .	117
A.1	<b>Código Principal</b> . . . . .	117

<b>A.2</b>	<b>Código de controle Bluetooth Low Energy</b>	<b>118</b>
<b>APÊNDICE B – CÓDIGO PRINCIPAL DO SOFTWARE</b>		<b>119</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Em ambulatórios médicos com foco em reabilitação de pacientes que sofreram alguma lesão nos membros inferiores, busca-se melhorar a sua movimentação a fim de ajudá-lo na recuperação parcial ou total dos seus movimentos. Dentro dessa prerrogativa, há a necessidade de avaliar a evolução do paciente em relação à evolução do tratamento. Há pacientes que possuem um maior tempo de tratamento e conseguem por meio de auxílio de equipamentos ortopédicos ou até mesmo pelo próprio resultado do tratamento andar. Dessa forma, há a necessidade de acompanhar e avaliar o seu ciclo da marcha.

Para a avaliação do ciclo da marcha existem alguns dispositivos no mercado como a plataforma de força a qual mede a força de reação do solo momentaneamente de uma passada e a plataforma de pressão que permite avaliar a distribuição de pressão plantar.

Um dos ambulatórios de reabilitação mais conhecidos da região Metropolitana de Campinas é o ambulatório de reabilitação do Hospital das Clínicas da Unicamp localizado em Campinas, São Paulo. O chamado Ambulatório Raquimedular é coordenado pelo Prof.Dr.Alberto Cliquet Jr. Nesse ambulatório de reabilitação, usa-se o tratamento de eletroterapia a qual estimula o nervo dos músculos de pacientes com lesão medular. A eletroterapia auxiliada com o uso de órteses promove a geração de uma marcha artificial dos membros inferiores por meio da estimulação do sistema nervoso. O ambulatório é capaz de receber um número limitado a 100 pacientes por vez e dentre esses cerca de 90% ficam em pé e andam artificialmente e cerca de 3% voltam a andar. Ao longo do tratamento, tem-se a necessidade de avaliação do ciclo da marcha, focado nesses pacientes, para analisar sua evolução (Keite Marques, 2014).

A análise atual do ciclo da marcha feita com esses pacientes é com o uso da plataforma de força uma das principais opções presentes no mercado. Porém, no contexto do ambulatório do HC de Campinas, percebe-se algumas problemáticas que podem ser melhoradas. Dentre de tais problemáticas, tem -se as seguintes:

- A plataforma de força está presente em apenas um local do caminho, resultando na incompleta captação da caminhada,i.e.,apenas um passo ou um ciclo;
- Como a plataforma está presente em um local fixo, o paciente memoriza a localização da plataforma e adapta a marcha para casar com a localização da plataforma, gerando falsos positivos ou falsos negativos como resultados.
- Por último, a plataforma é grande, pesada e possui um sistema preciso e delicado por trás de sua estrutura, dificultando sua locomoção para outras salas ou localidades.

Em posse dessas informações, surge-se a proposta do dispositivo de medição de força plantar através de um vestível resistivo. Com o uso do vestível, que possui uma aparência de uma sandália, pode se monitorar a marcha do paciente como um todo: vários ciclo seguidos, podendo-se definir um padrão. Além disso, como o paciente estará sempre com o vestível, durante a

aquisição de dados, analisará-se vários ciclos e, assim, diminuindo as chances dele falsificar a sua marcha. Tal implementação irá dificultar a geração de resultados errôneos. Por último, o desenvolvimento do vestível, refere-se a algo semelhante a um sapato, sendo um dispositivo leve e pequeno que não depende de uma grande estrutura por trás, assim é possível leva-lo para diferentes localidades, sejam essas diferentes salas ou diferentes prédios.

A proposta desse dispositivo vem com o objetivo de complementar a análise da marcha pela plataforma de força e não para substitui-la.

Assim, o foco principal do presente trabalho é criar um dispositivo que complemente a análise da marcha pela plataforma de força e seja capaz de realizar a aquisição de dados, de forma a resolver as problemáticas citadas e facilitar esse processo para os paciente. Os requisitos de desenvolvimento são:

- Criar um design para o vestível: que comporte os sensores necessários para a análise; que seja de fácil vestimenta para os pacientes colocarem, devido as suas dificuldades; e que sirva para diversas numerações de calçados para não se tenha a necessidade de possuir diversos calçados desses no ambulatório, apenas um ou dois sendo o suficiente;
- Criar um sistema elétrico: que seja capaz de obter a variação da força de reação do solo aplicada; que faça a aquisição desses dados e envie de forma sem fio para uma análise externa; e que seja capaz de ser usado sem uma fonte de energia ligada a tomada;
- Criar um sistema de *software* capaz de receber os dados de forma sem fio e plotar esses gráficos em tempo real para a análise momentânea; criar gráfico em que seja possível e compreensível a análise da marcha; salvar os gráficos e tabelas de dados de cada paciente para uma análise posterior.

Dentro desses requisitos, dividiu-se o projeto entre os autores desse trabalho. Em que para o design do dispositivo, ficou sob responsabilidade de todos os alunos presentes e contou-se com o auxílio de outros alunos para o design desse e do laboratório de estudo de materiais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer(CTI-Renato Archer) - unidade de pesquisa vinculada ao ministério da ciência com diversas áreas de pesquisa presentes - para a impressão do vestível e estudo do material. O sistema elétrico do dispositivo ficou sob responsabilidade do Rodrigo Kenji e do Gabriel Garofa, em que o primeiro ficou responsáveis pela aquisição dos dados juntamente com a escolha dos sensores, e o segundo ficou responsável pelo circuito de potência, pelo design das placas e pelo envio dos dados. O sistema de de *software* ficou sob responsabilidade da Claudia Andrade, relacionado ao recebimento dos dados e processamento desses, para se ter uma possível análise do ciclo da marcha.

## 2 CONCEITOS TEÓRICOS

### 2.1 Plataforma de Força

Quando se fala de locomoção humana, trata-se duas principais forças: as internas e as externas. As internas são referentes as geradas pelos músculos e transmitidas para tecidos e ligamentos pelo contato articular. As forças externas, são responsáveis pela movimentação do corpo no ambiente, sendo essas a FRS (força de reação ao solo), gravidade e resistência aos fluídos (Moraes, Renato, 2014).

Na análise da marcha, a FRS é a força mais investigada, sendo essa a que atua na superfície de contato entre o solo e o corpo humano. Essa força é decorrente das forças musculares e gravidade, transmitidos através do pé. Essa pode ser medida através da plataforma de força, sendo o instrumento mais utilizado para a análise cinética da marcha (DUARTE, 2011).

A plataforma de força consiste em duas superfícies rígidas com sensores conectados entre elas, como mostrado na Figura 1, sendo possível encontrar a plataforma com um único sensor no centro, com três sensores um cada canto e com quatro sensores um em cada canto, sendo esse último o mais comum comercialmente (MORAES, 2014). Além disso, esses sensores podem ser células de carga - sendo esses o mais comum - e de cristal piezoelétrico.



Figura 1 – Plataforma de Força

A plataforma mede a magnitude e a direção da força de contato, obtendo a força resultante da reação ao solo, independente do contato. Essa deve ter sua parte superior nivelada com o solo, para se obter uma análise do ciclo de marcha.

### 2.2 Ciclo da Marcha

O ciclo da marcha pode ser definido como a sequência de movimentos de um dos membros inferiores desde o primeiro toque do pé no solo, até o próximo toque desse mais adiante. Esse é dividido em duas principais fases, a fase de apoio e a fase de balanço, sendo essas subdivididas em fases, como pode ser observado na Figura 2 (BRUXEL, 2010).

Além da divisão das fases, a marcha também pode se dividir em períodos de apoio. A marcha normal pode apresentar: o apoio simples, em que apenas um dos pés faz contato com a

superfície, e períodos de apoio duplo, em que os dois pés fazem contato com a superfície.

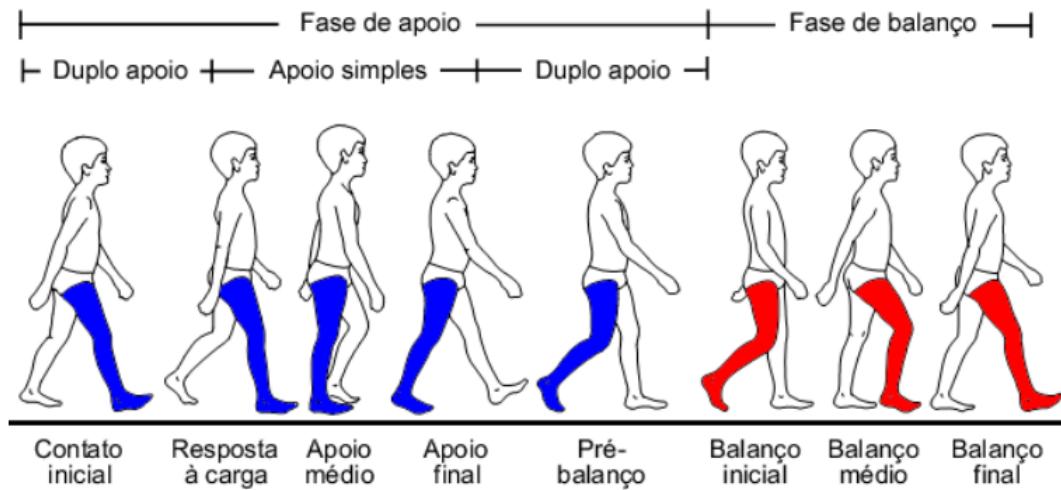


Figura 2 – Ciclo da Marcha Fonte: Adaptado de Voughan et al (1992)

### 2.2.1 Fase de Apoio

O ciclo se inicia com a fase de apoio, sendo essa fase correspondente a 60%, ela ocorre quando o pé entra em contato com o chão e permite que o membro inferior sustente o peso do corpo e possibilite o avanço do indivíduo através das forças musculares. Essa é subdividida em cinco fases: contato inicial, resposta a carga, apoio médio, apoio final e pré balanço (Laboratório de Movimento Funcional Humano, 2020b).

A fase de apoio começa com o contato inicial, que é o toque do calcanhar no solo, sendo esse o período de aceitação do peso do corpo pelo membro inferior, correspondendo a 10% da marcha. Nessa fase, a articulação do tornozelo está em posição neutra e o joelho entra em uma extensão completa.

Essa segue para a fase de resposta a carga, essa corresponde a fase onde o membro inferior executa o apoio do corpo, enquanto o outro membro inferior inicia a fase de balanço. Há o completo contato planar no solo, nesta fase forças musculares são executadas para que não haja sobrecarga do membro, ali se inicia a primeira onda de flexão dos joelhos (Laboratório de Movimento Funcional Humano, 2020a).

No apoio médio, tem-se como objetivo principal promover o avanço do corpo sobre o pé estacionário. Ali, se inicia uma dorsiflexão do tornozelo, mas para que não ocorra de forma exagerada há a contração do músculo solear. Nesse momento a força de reação ao solo, se desloca para o centro articular no joelho, assim a extensão do joelho é feita de forma passiva (Diana Andrade, 2021).

Seguindo para o apoio final, ocorre a extensão máxima do joelho e quadris, nesse momento se inicia a saída do calcanhar do solo, iniciando a fase de impulso ou propulsão, porque os músculos do pé o empurram ativamente.

No pré-balanço, última fase da fase de apoio, tem-se o apoio duplo, tendo-se a passagem do peso do corpo de um membro inferior para outro, preparando-se para a fase de balanço. Nesse momento, ocorre a hiperextensão externa nas articulações dos dedos, além da flexão dos joelhos e quadris.

### 2.2.2 Fase de balanço

A fase de balanço ocorre quando o membro inferior não está mais sustentando o peso do corpo e se move para frente levando o corpo. Essa fase corresponde a 40% do ciclo da marcha e é subdividida em três fases: balanço inicial, médio e final.

A primeira parte, balanço inicial, também conhecido como aceleração ocorre quando o membro inferior é elevado do solo, indo desde a elevação dos dedos do solo até o fim da aceleração, nesse momento esse está atrás do corpo e se move para alcançá-lo. Ali ocorre a dorsiflexão do pé e se continua a flexão do joelho e do quadril para ajudar a mover o membro inferior.

Seguindo para o balanço médio, o tornozelo fica em posição neutra e o joelho e quadril na sua flexão máxima. Esses movimento articulares elevarão todo o membro inferior (coxa e perna) possibilitando a elevação durante o balanço e mover o membro para frente do corpo, colocando os segmentos da perna na vertical. Nessa fase, o membro que está em contato com o solo se encontra no apoio médio.

Por último, balanço final, também conhecido como desaceleração, o movimento desacelera se preparando para entrar em contato com o solo. O membro inferior alcança a sua máxima extensão para frente, nesse momento ocorre a extensão do joelho.

## 2.3 ESP32

No contexto do desenvolvimento de projetos eletrônicos e sistemas embarcados, o microcontrolador é um elemento central de um projeto, e não é diferente para a construção elétrica do dispositivo.

Um microcontrolador é um dispositivo integrado que combina elementos de processamento, memória e interfaces de entrada/saída, projetado para executar tarefas específicas em sistemas incorporados. Essas tarefas podem variar desde o controle de dispositivos simples até o processamento de dados mais complexos. O microcontrolador é um dispositivo eletrônico que integra uma unidade de processamento central (CPU), memória (RAM e ROM/Flash), periféricos de entrada/saída e, em muitos casos, diversos recursos adicionais em um único chip. Es-

ses dispositivos são projetados para executar tarefas específicas em sistemas embarcados, como controle de *hardware*, coleta de dados e processamento de sinais. O processador do microcontrolador têm uma unidade de processamento central (CPU) que executa instruções de programas armazenados em sua memória. A CPU é projetada para atender às necessidades específicas de sistemas embarcados e possui diferente arquiteturas. Junto da CPU, há a memória RAM para armazenamento temporário de dados e memória ROM ou Flash para armazenar o *firmware* (programa) que contém as instruções para o funcionamento do dispositivo. Além disso, os microcontroladores geralmente posuem periféricos integrados, como portas de entrada/saída (*General Purpose Input/Output*), interfaces de comunicação (UART, SPI, I2C), temporizadores e conversores analógico-digitais (ADC). Esses periféricos permitem que o microcontrolador interaja com grandezas físicas ou interrupções externas e realize tarefas específicas. Geralmente, os microcontroladores são classificados quanto a sua capacidade de instrução que consegue suportar sendo os mais comuns: 8, 16 e 32 bits. Quanto maior a sua capacidade de instrução, maior a largura de memória que consegue alocar. A arquitetura desse pode ser visualizada pela Figura 3.

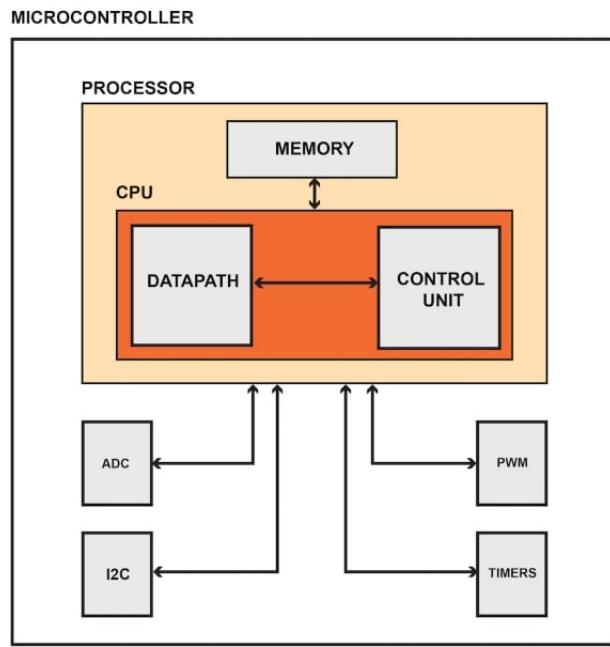


Figura 3 – Arquitetura básica de um microcontrolador. Fonte: Site All About Circuits. Acessado em 8 de Setembro 2023

É importante ressaltar que um microcontrolador pode ser utilizado para processamento de sinais porém não é o mais indicado. No presente trabalho, utilizou-se apenas a capacidade de transmissão do  $\mu$ C para que fosse transmitido via Bluetooth. O mais adequado para o processamento dos dados obtidos seria a utilização de um DSP o qual é um microprocessador otimizado para tarefas computacionais exigentes, como filtragem digital, análise matemática de sinais em tempo real e compressão de dados.

A ESP32 é um microcontrolador de baixo custo desenvolvido pela empresa chinesa *Espressif Systems*. É a sucessora do microcontrolador ESP8226 e um microcontrolador com arquitetura de 32 bits. Por possuir um módulo *Bluetooth*, módulo Wi-Fi, baixo custo e consumo de energia, tornou-se um microcontrolador ideal para aplicações IoT. O chip ESP32 possui um microcontrolador dual-core de 32 bits, além de wifi e *bluetooth* 4.2 incorporados. Além disso, estão disponíveis 36 pinos GPIO, 512 kBytes de memória SRAM, 16 canais PWM, interface SPI, I2C, I2S e UART. A Figura 4 mostra o detalhe da pinagem da placa.

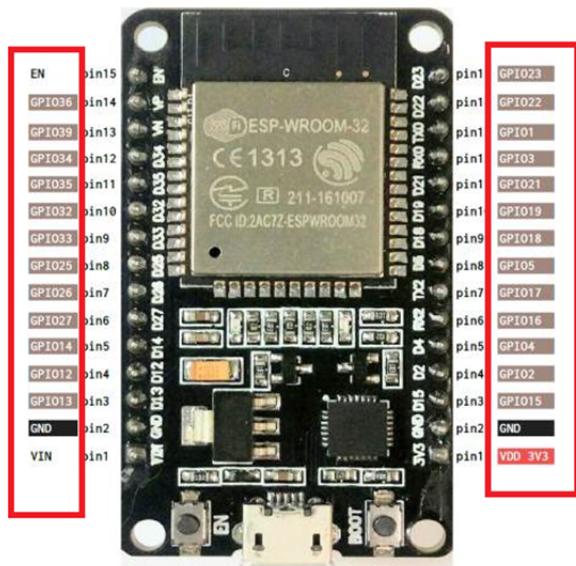


Figura 4 – Pinagem placa ESP 32.Fonte: Site Fernando K Tecnologia.Acessado em 8 de Setembro 2023

## 2.4 Bluetooth Low Energy (BLE)

*Bluetooth Low Energy (BLE, Bluetooth LE)* é uma tecnologia de rede de área pessoal que opera em conectividade sem-fio, desenvolvida e comercializada pelo *Bluetooth Special Interest Group (SIG)* (Leandro Pessoa, 2016). A tecnologia BLE foi introduzida como uma subferramenta do *Bluetooth Clássico* na versão 4.0.

A principal característica desse sistema de conectividade é o baixo consumo de energia uma vez que é projetado para atender demandas de interfaces com dispositivos portáteis, como *smart watches*, dispositivos de monitoramento de saúde, dispositivos de esporte e controles, em essencial sistemas que permitam o tráfego de pacotes de dados de aproximadamente 1Mbps.

O Bluetooth Clássico em contraposição ao BLE, possui a capacidade de enviar pacotes maiores de dados, realizando *streaming* de vídeos e áudio, pode também enviar dados de documentos para dispositivos de impressão com uma taxa de transmissão de aproximadamente 2.1Mbps.

A Figura 5 denota as características e as capacidades de cada sistema de comunicação.

### 2.4.1 Arquitetura BLE

O modo de operação do sistema de comunicação *Wireless* de baixa energia consiste em uma arquitetura de camadas que são essenciais para troca de dados.(PUB, 2023) As camadas principais são:

- *Application*

Specifications	Classic Bluetooth	Bluetooth Low Energy
Range	100 m	Greater than 100 m
Data rate	1–3 Mbps	125 kbit/s – 1 Mbps – 2 Mbps
Application throughput	0.7–2.1 Mbps	0.27 Mbps
Active slaves	7	Not defined
Frequency	2.4 GHz	2.4 GHz
Security	56/128-bit	128-bit AES with Counter Mode CBC-MAC
Robustness	Adaptive fast frequency hopping, FEC, fast ACK	24-bit CRC, 32-bit Message Integrity Check
Latency	100 ms	6 ms
Time Lag	100 ms	3 ms
Voice capable	Yes	No
Network topology	Star	Star
Power consumption	1 W	0.01 - 0.50 W
Peak current consumption	less than 30mA	less than 15mA

Figura 5 – Comparação BLE x *Bluetooth* Clássico. Fonte: Site Research Gate. Acessado em 2 de Outubro de 2023

- *Host*
- *Controller*

A camada *Application* consiste na divisão da aplicação a ser gerida pelo sistema. Esta contém a interface de usuário, logica da aplicação e a arquitetura da aplicação em si.

A camada *Host*, contém outras subcamadas que definem as características, serviços e perfis para organizar a forma como os dispositivos BLE, descobrem, identificam e trafegam informações entre si. Essas subcamadas são divididas em três camadas, cada uma com sua especificidade, as quais são:

- *Generic Access Profile* (GAP): Define como os dispositivos BLE acessam e comunicam um ao outro.
- *Generic Attribute Profile* (GATT): Define como os dados ou atributos são formados, empacotados e enviados pelos dispositivos conectados, de acordo com as regras definidas.
- *Attribute Protocol*: Define as regras para acessar os dados e atributos em um dispositivo.

A camada GAP possui duas formas de comunicação definidas para o BLE, sendo o formato *Broadcaster* e o formato *Observer*.

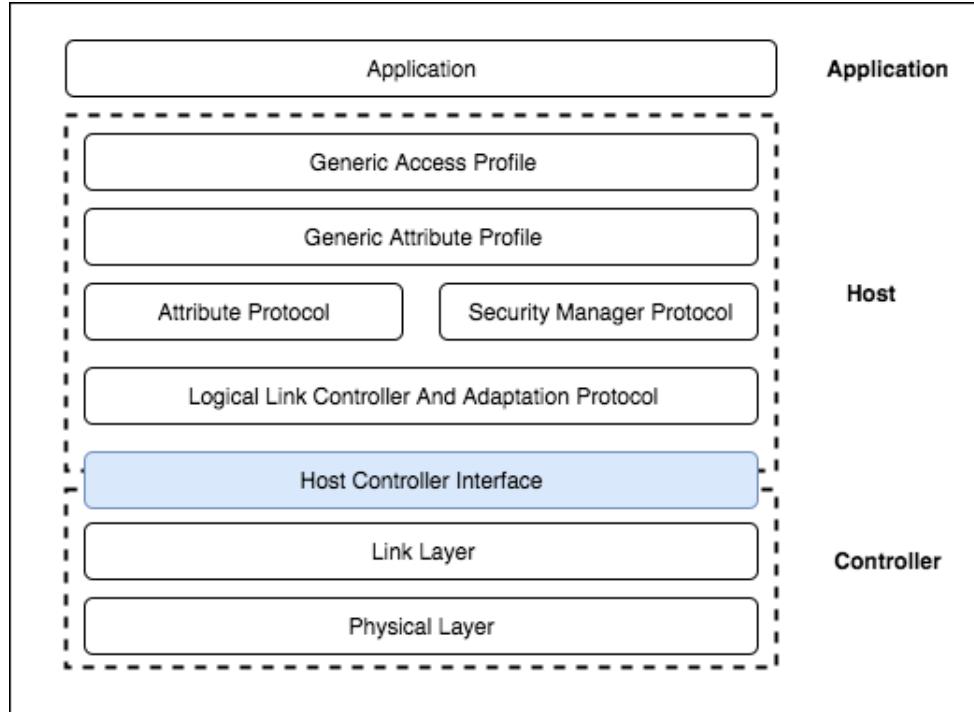


Figura 6 – Arquitetura Bluetooth Low Energy. Fonte: Site Packet Pub. Acessado em 2 de Outubro de 2023

O método *Broadcaster* é um protocolo no qual um dispositivo BLE transmite ou anuncia pacotes de informação. Nesse formato, os dispositivos estão sempre consumindo energia e enviando pacotes para quaisquer dispositivos para se conectarão.

O método *Observer* é um protocolo no qual os dispositivos escutam os pacotes e então decidem se irá iniciar uma conexão ou não dependendo do caso de uso.

A camada GATT similar à camada GAP, também possui duas funções para serem adotadas, a função *Client* e a função *Server*. A função *Client* é o cliente na linha de comunicação o qual tipicamente envia uma requisição dispositivo definido como servidor GATT. O cliente pode ler e ou escrever atributos/dados encontrados no servidor. A função *Server* é o servidor na linha de comunicação, o qual tem por função armazenar dados para que no momento que o cliente requisitar um dado o servidor tem que disponibiliza-lo ao cliente.

A camada *AttributeProtocol*, opera dentro da camada GATT, no caso a camada GATT está em um nível acima do *AttributeProtocol*, no qual a camada GATT implementa as funções de cliente e servidor que é definida pelo *AttributeProtocol* ou protocolo de atributo em tradução livre. Esse protocolo também define que os dados serão distribuídos no formato de atributos os quais terão um identificador de atributo de 16 bits, um UUID, uma lista de permissões e um valor. Além disso, o protocolo também define as operações a serem feitas por esses atributos, conhecidas como operações ATT, que são de quatro tipos:

- Operações de Leitura

- Operações de escrita: Distribuída em três funções, escrita com resposta, na qual é realizado a escrita do dado esperando que o dispositivo responda com outro dado, apenas escrita e escrita assinada, na qual o dado é escrito junto com uma assinatura de identificação do mesmo.
- Indicações: Notificação assíncrona iniciada pelo servidor apenas no momento que o cliente se inscreveu para receber as atualizações dos valores do atributo.
- Notificações: O mesmo que indicação com a diferença de não precisar que o cliente esteja esperando esse envio.

A camada *Controller* consiste no *Hardware* a ser utilizado para a rede BLE. Por exemplo, o sistema embarcado ESP32 para esse propósito. Possui duas subcamadas as quais são *Link Layer* e *Physical Layer*.

O *Physical Layer*, consiste nos circuitos analógicos, microcontroladores e sistemas físicos, como o nome representa, que irão enviar e receber os dados *wireless*.

O *Link Layer* é responsável por digitalizar, anunciar, criar e manter conexões entre dispositivos. Essa camada possui cinco subcamadas, as quais são *Standby*, *Advertising*, *Scanning*, *Initiating* e *Connection*. Sua estrutura lógica esta representada na Figura 7.

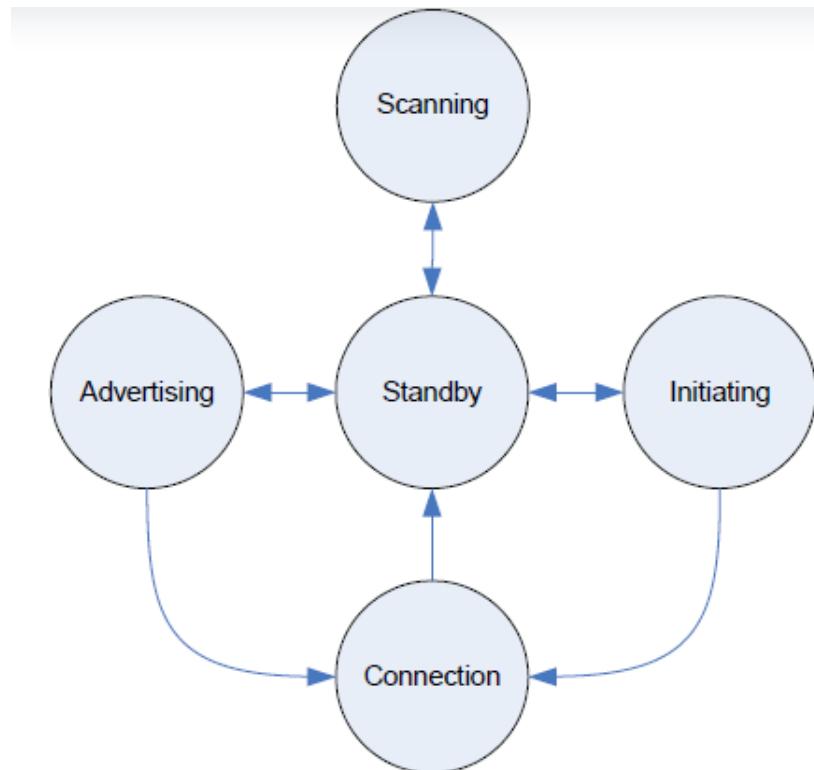


Figura 7 – Algorítimo de funcionado da camada de *Link*. Site Packt Pub. Acessado em 2 de Outubro de 2023

## 2.5 ADC

Um conversor analógico para digital é um dispositivo utilizado para converter uma grandeza analógica para o domínio discreto. No contexto do projeto, é fundamental a conversão de grandezas analógicas em digitais para que tais amostras possam ser lidas pelo microcontrolador. O primeiro passo para que um sinal seja convertido para o formato digital é a sua amostragem. Pode-se ilustrar o conceito de amostragem quando se tem um circuito com uma fonte gerando um sinal aleatório e deseja-se gravar este sinal em um dispositivo (por exemplo um capacitor).

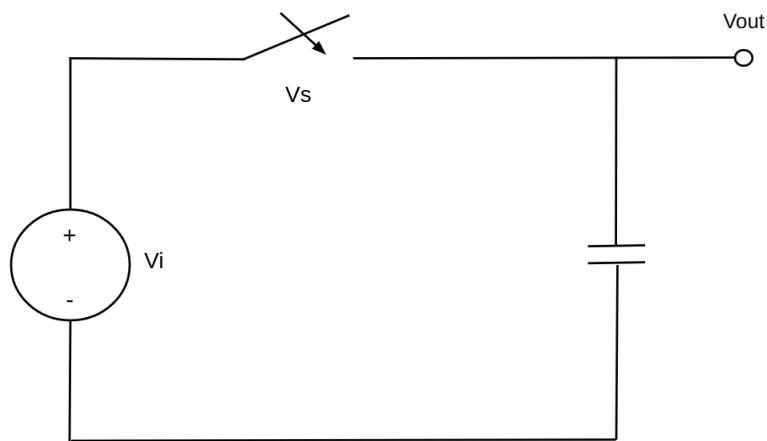


Figura 8 – Circuito *Sample and Hold*. Fonte: Autoria própria.

A partir do momento em que a chave do circuito da Figura 8 for fechada, a tensão gerada pela fonte é "armazenada" no capacitor por um momento de tempo. Quando se abre novamente a chave, a tensão da fonte não irá transmitir para o circuito do capacitor porém o capacitor ainda armazena a energia prévia da chave que decaí ao longo do tempo. Monitorando a saída da tensão  $V_{out}$  com um osciloscópio poderá se observar uma linha horizontal que dirá apenas a magnitude do sinal armazenado. Porém, ao abrir e se fechar continuamente a chave de tal circuito em um intervalo escalado de tempo e monitorar o efeito dessa ação com um osciloscópio; poderá, dependendo do intervalo de tempo em que se abre e fecha a chave, observar um sinal que se aproxima com o sinal original da fonte. Um importante aspecto que deve ser mencionado é que a frequência de amostragem, segundo o Teorema de Nyquist-Shannon, tem de ser pelo menos duas vezes maior que a frequência máxima do sinal. Quando a chave está na posição ligado, o circuito encontra-se no estado de amostragem(*sample*), ou seja, a saída do circuito é igual à entrada. Quando a chave está na posição desligado, o circuito encontra-se no estado de retenção(*hold*), ou seja, a saída do circuito é igual a uma constante, correspondente ao valor amostrado no instante de tempo em que o estado *hold* foi acionado

O segundo passo é a quantização do sinal. Um sinal analógico possui uma resolução infinita enquanto o sinal digital é finito. Desta forma, é necessário fazer a conversão dos valores de amplitude do sinal em valores binários que o processador possa ler. Quanto maior o número

de bits utilizado para a quantização, maior a resolução do sinal. Por exemplo, utiliza-se um conversor de dois bits para converter forma de onda analógica em quatro níveis(0–3).

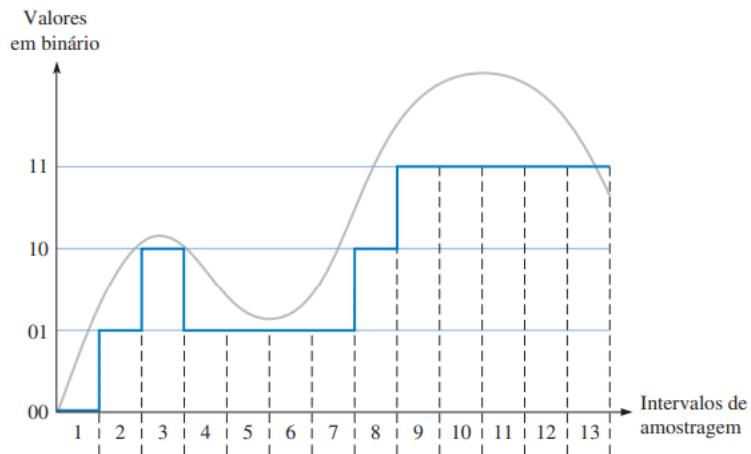


Figura 9 – Quantização de forma de onda. Fonte:Retirado de (TOCCI, 2010).

A Quantização de dois bits para a forma de onda vista em forma de tabela é vista logo abaixo:

Intervalo de Amostragem	Nível de Quantização	Código
1	0	00
2	1	01
3	2	10
4	1	01
5	1	01
6	1	01
7	1	01
8	1	10
9	2	11
10	3	11
11	3	11
12	3	11
13	3	11
14	3	11

Tabela 1 – Valores binários para quantização de forma de onda teórico. Fonte: Autoria própria.

Como pode-se observar, é perdido totalmente um bit de precisão usando apenas dois bits para representar os valores amostrado na Figura 9.

Para resumir, os principais pontos de um ADC é sua taxa de amostragem (o quanto rápido ele consegue ler suas amostras) e sua resolução (o quanto preciso é sua leitura). A explicação acima foi para o conversor mais básico que seria um conversor do tipo SAR (*Successive-approximation*) que possui como vantagem sua fácil implementação e boa relação velocidade/resolução porém

não possui proteção anti-aliasing inerente. Outros tipos de conversores podem ser utilizados em projetos dependendo da necessidade:

### 2.5.1 Delta-sigma ( $\Delta \Sigma$ )

Os ADCs delta-sigma são conhecidos por fornecer alta resolução. Eles podem alcançar resoluções de até 24 bits ou mais, o que é muito superior aos ADCs de aproximações sucessivas e de rampa. Esses ADCs têm um baixo nível de ruído intrínseco devido à técnica de sobreamostragem. Isso os torna ideais para aplicações de medição de baixo sinal, como sensores de temperatura e pressão. Eles ainda são robustos contra ruídos de alta frequência, tornando-os adequados para aplicações em ambientes ruidosos. Por fim, os ADCs delta-sigma geralmente têm uma resposta linear muito boa, o que é importante para medições precisas. Eles são frequentemente integrados em chips, o que facilita a implementação em sistemas eletrônicos.

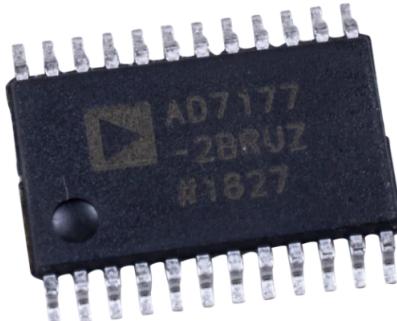


Figura 10 – Conversor analógico digital Sigma-Delta. Fonte: Site Mouser Electronics. Acessado em 2 de Outubro de 2023

### 2.5.2 Rampa(*Ramp* ou Integrador ADC)

Este tipo de ADC converte um sinal analógico em digital medindo o tempo necessário para que uma rampa de tensão atinja um valor específico. Quanto mais tempo leva para a rampa atingir o valor desejado, maior é o valor digital representado. Os ADCs de rampa são frequentemente usados em aplicações de alta resolução. Em comparação com alguns outros tipos de ADCs, os ADCs de rampa tendem a ser mais econômicos devido à simplicidade de sua arquitetura além consumirem menos energia do que outros tipos de ADCs, tornando-os adequados para dispositivos com restrições de energia, como baterias. Além disso, os ADCs de rampa têm uma capacidade natural de rejeitar o ruído de alta frequência, tornando-os adequados para aplicações em que a qualidade do sinal é crítica. Porém, tais ADCs não são os mais rápidos em termos de taxa de amostragem. Eles são mais adequados para aplicações de medição de precisão do que para aquisição rápida de dados além de sua implementação ser mais complexa em comparação com alguns outros tipos de ADCs, especialmente em aplicações que requerem alta resolução. Isso pode aumentar a complexidade do design do sistema. Eles podem sofrer erros de *offset* e

*drift* (variação ao longo do tempo) o que pode afetar a precisão dos ADCs de rampa, exigindo medidas adicionais para calibração e compensação.



Figura 11 – Conversor Analógico Digital Rampa AD640. Fonte: Site Analog Devices. Acessado em 2 de Outubro de 2023

### 2.5.3 *Flash*

Os ADCs *Flash* são conhecidos por sua alta velocidade. Eles são capazes de realizar conversões instantâneas, uma vez que comparam o sinal analógico de entrada com uma série de referências discretas em paralelo. Isso os torna ideais para aplicações que exigem taxas de amostragem extremamente rápidas. Em termos de design, os ADCs *Flash* tendem a ser mais simples em comparação com outros tipos de ADCs, como os de aproximação sucessiva (SAR). Isso facilita a integração em sistemas eletrônicos. Eles podem alcançar alta resolução e precisão em suas conversões, tornando-os adequados para aplicações que requerem medições altamente precisas. Porém, um dos principais desafios dos ADCs *Flash* é o custo. Eles podem ser caros devido à necessidade de ter uma grande quantidade de comparadores de alta velocidade, que são componentes caros. Além disso, devido à sua arquitetura paralela e alta velocidade, os ADCs *Flash* tendem a consumir mais energia em comparação com outros tipos de ADCs. Isso pode ser uma desvantagem em aplicações com restrições de energia, como dispositivos alimentados por bateria. A interface entre um ADC *Flash* e um microcontrolador ou processador pode ser mais complexa devido ao grande número de bits de saída gerados em paralelo. Isso pode exigir mais pinos de E/S e maior complexidade no circuito de interface além da faixa de tensão de entrada de um ADC *Flash* que é limitada pelos comparadores de referência em paralelo, o que pode restringir sua aplicação em sistemas que exigem uma ampla faixa de entrada. Por último, em aplicações de baixa resolução, o ruído de quantização pode ser mais perceptível em um ADC *Flash* devido à comparação de tensões discretas. Isso pode ser uma desvantagem em aplicações que exigem alta precisão em baixa resolução.

## 2.6 Transdutor

No âmbito da engenharia eletrônica um transdutor consiste em um dispositivo capaz de converter um sinal de natureza mecânica ou eletromagnética em sinais elétricos de saída,



Figura 12 – Conversor Analógico Digital Flash HI1175JCBZ. Fonte: Site Analog Devices. Acessado em 2 de Outubro de 2023

como por exemplo mensurar força, luz, som e diversas outras grandezas físicas. Um sensor por exemplo, é sensível ao fenômeno de análise e transmite esse mesmo fenômeno a um dispositivo para realizar a mensuração.

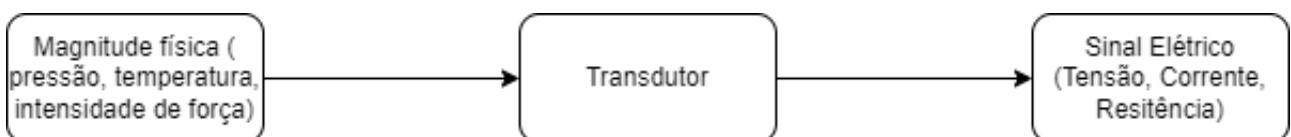


Figura 13 – Arquitetura de funcionamento de um transdutor .Fonte: Autoria Própria

No caso de transdutores elétricos, o sinal de saída pode ser convertido em três grandezas elétricas, tensão, resistência e corrente, a topologia do circuito de análise, modifica para cada uma das grandezas, por exemplo para um transdutor com sinal de saída como tensão elétrica, o circuito consistiria apenas de um amplificador operacional como *buffer*, para isolar o sinal a ser mensurado de possíveis cargas do *hardware* que irá utilizar esse sinal. No caso da utilização de corrente elétrica, um possível circuito seria com amplificadores operacionais em topologia de conversão de corrente para tensão, uma vez que conversores ADCs normalmente realizam a amostragem de sinais analógicos de tensão, além do fato que corrente está associada a uma impedância de saída, a qual está mais suscetível a variações devido a impedâncias dos outros sistemas presentes no *hardware*. Por ultimo pode-se mensurar a transdução do sinal a partir de um saída em resistência elétrica, neste caso um possível circuito para aquisição desse sinal, seria a topologia divisor de tensão, o qual a resistência do transdutor é colocada em série com uma resistência constante e conhecida, servindo de calibrador para a curva de resposta do sistema.

Neste trabalho o transdutor usado apresenta em sua saída variações de resistência ao aplicar diferentes forças, dessa forma poderá ser empregado o uso do divisor de tensão como meio de calibração e aquisição da curva característica do dispositivo transdutor.

## 2.7 Protocolos de Comunicação

Os protocolos de comunicação surgiram devido a necessidade de comunicação entre vários dispositivos entre si. O protocolo de comunicação é importante para definir como a maneira

em que os dados serão tratados e transmitidos dentro do projeto. A taxa de transferência de informação é uma das formas de classificação dentre esses protocolos.

### 2.7.1 SPI(Serial Peripheral Interface)

É um protocolo de comunicação síncrono que geralmente é utilizado em sistemas embarcados. O SPI é um protocolo mestre/escravo, o que significa que um dispositivo mestre controla a comunicação com um ou mais dispositivos escravos. O SPI utiliza quatro linhas de comunicação para que o dispositivo mestre se comunique com os demais dispositivos:

- **MOSI(*Master Out Slave In*):** Esta linha é a responsável por fazer com que o dispositivo mestre envie dados para os dispositivos escravos.
- **MISO(*Master In Slave Out*):** Esta é a linha em que os dispositivos escravos enviam informação para o dispositivo mestre.
- **SCK(*Serial Clock*):** Esta linha é a responsável por gerar os pulsos síncronos para sincronizar os dados.
- **SS/CS(*Slave Select/Chip Select*):** Quando o dispositivo mestre torna a linha SS/CS em nível baixo, o dispositivo escravo selecionado responde aos comandos do mestre.

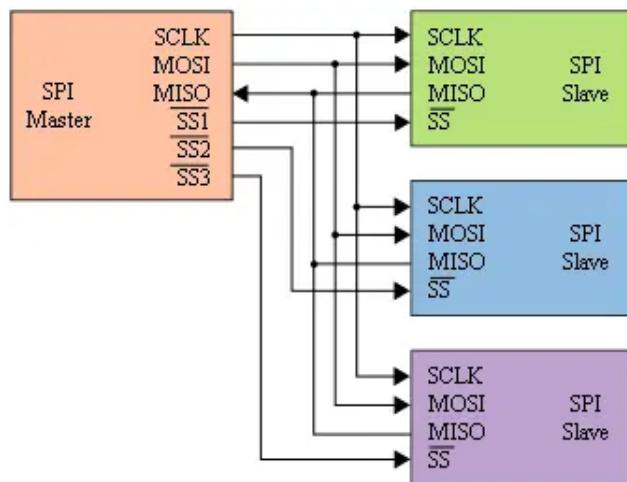


Figura 14 – Comunicação Mestre-Escravo. Fonte: Site Embarcados. Acessado em 2 de Outubro de 2023

Quanto ao modo de operação, o SPI tem quatro modos diferentes, determinados pela polaridade (CPOL) e fase (CPHA) do *clock*. Os modos são geralmente indicados como 0, 1, 2 e 3, com diferentes combinações de CPOL e CPHA. A escolha do modo depende dos requisitos do dispositivo e deve ser configurada corretamente entre o mestre e o escravo. O SPI pode transferir dados em ordem MSB (Bit Mais Significativo) ou LSB (Bit Menos Significativo), dependendo

da configuração. Quanto à velocidade de comunicação em um barramento SPI é determinada pela frequência do *clock* (SCK). A velocidade pode ser configurada para atender aos requisitos do dispositivo, mas é importante garantir que todos os dispositivos no barramento possam suportar a mesma velocidade ou usar velocidades compatíveis. Tais dados são transferidos em série, bit a bit. O mestre gera pulsos de *clock* (SCK) para sincronizar a transmissão e recepção de bits. Cada dispositivo no barramento envia e recebe dados em paralelo, com os bits sendo lidos ou escritos de acordo com a ordem especificada. O mestre inicia a comunicação, selecionando o escravo desejado através da linha SS/CS, envia os dados, e o escravo responde com os dados solicitados (ou vice-versa, dependendo da direção da comunicação). Após a transmissão, a linha SS/CS é desativada, indicando o fim da comunicação com o escravo selecionado.

### 2.7.2 I<sub>2</sub>C (Inter-Integrated Circuit)

É um protocolo de comunicação desenvolvido pela Philips que permite que diferentes dispositivos ligados a um barramento compartilhado troquem comunicação entre si. A comunicação I<sub>2</sub>C é um protocolo amplamente utilizado em muitos dispositivos eletrônicos devido à sua simplicidade, flexibilidade e facilidade de uso. A comunicação é feita de forma rápida e eficiente e é muito utilizado em sistemas eletrônicos modernos devido à sua facilidade de implantação.

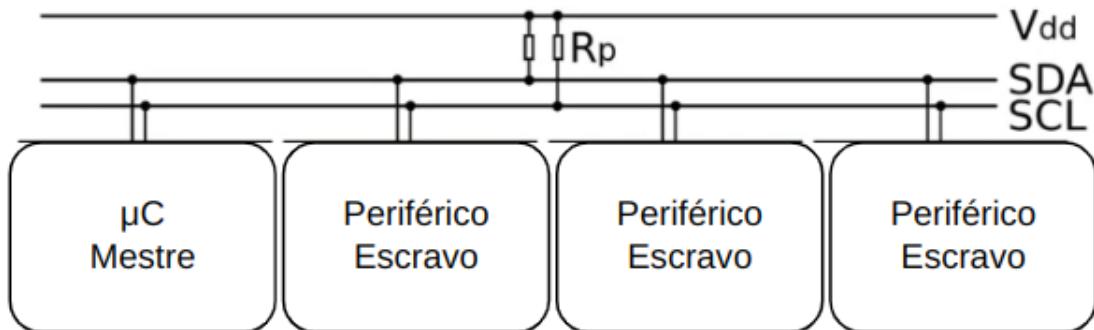


Figura 15 – Funcionamento do protocolo I<sub>2</sub>C. Fonte: Autoria própria.

Como é um protocolo de duas linhas de comunicação, cada linha possui a seguinte função:

- **SDA (Serial Data Line):** Esta linha é usada para transmitir dados entre dispositivos mestres e escravos. Os dados são transferidos de forma serial (bit a bit).
- **SCL (Serial Clock Line):** Esta linha fornece pulsos de clock síncronos para sincronizar a transferência de dados.

Na comunicação I<sub>2</sub>C, um dispositivo é designado como mestre e os demais dispositivos são considerados escravos. O mestre envia uma solicitação de dados para o escravo desejado e

o escravo responde enviando os dados solicitados. Isso é possível graças ao uso de endereços únicos para cada dispositivo escravo, que permitem que o mestre saiba exatamente qual dispositivo deve ser acessado. É um protocolo similar ao SPI porém o ponto chave deste protocolo é o resistor de *pull-up*. Este resistor é conectado entre o sinal de linha de dados (SDA) ou o sinal de linha de *clock* (SCL) e a fonte de alimentação (VCC). O resistor de *pull-up* é utilizado para garantir que o sinal de linha de dados ou *clock* esteja sempre no nível lógico “alto”(1) quando não estiver sendo ativado pelo dispositivo mestre. Como ele utiliza apenas duas linha para se comunicar, ele possui o seguinte funcionamento: O dispositivo mestre inicia e controla todas as comunicações. Cada dispositivo escravo I<sub>2</sub>C tem um endereço único de 7 bits (ou 10 bits em um modo estendido) que é usado para selecionar qual escravo o mestre deseja se comunicar. Em seguida, os dados são transmitidos em pacotes de 8 bits, com um bit de endereço que indica se a transação é uma leitura ou uma escrita. Após o bit de endereço, os bytes de dados são enviados ou recebidos em série. As comunicações I<sub>2</sub>C são iniciadas com uma condição de início (*Start*) e terminadas com uma condição de parada (*Stop*). A condição de início é quando o mestre libera a linha SDA de alto para baixo enquanto a linha SCL está alta. A condição de parada ocorre quando o mestre puxa a linha SDA de baixo para alto enquanto a linha SCL está alta. A velocidade de comunicação no barramento I<sub>2</sub>C é influenciada pela frequência do *clock* SCL. O barramento I<sub>2</sub>C suporta até quatro tipos de velocidade: 100 kHz (padrão), 400 kHz (*FastMode*), 1 MHz (*FastModePlus*) e 3.4 MHz (*High-SpeedMode*).

### 2.7.3 UART ( Universal Asynchronous Receiver Transmitter)

O UART é um dos protocolos mais antigos que ainda são utilizados devido à sua simplicidade e baixo custo de ser implementado. Interfaces como RS-232 e modems externos ainda utilizam esse tipo de protocolo. A comunicação é feita por dois fios: um transmissor e um receptor. A comunicação é bilateral tanto para o transmissor quanto para o receptor com ambas as extremidades aterradas. A Figura abaixo mostra o funcionamento do protocolo:

(GATT, 2014) A comunicação em UART é transmitida em forma de *frames*(quadros). Os fluxo de dados como dito anteriormente tem fluxo bidirecional e pode ser enviado em uma direção(*simplex*), duas direções mas apenas um de cada vez(*half-duplex*) e ambos os lados transmitirem simultaneamente(*full-duplex*). O formato e o conteúdo desses *frames* serão brevemente descritos e explicados. Devido ao UART ser assíncrono, o transmissor precisa sinalizar que os bits de dados estão sendo transmitidos. O bit inicial tem essa função sinalizador e é uma transição do estado inativo(nível alto) para um estado baixo, imediatamente seguido pelos bits de dados desejados. Depois que os bits de dados forem transmitidos, o bit final indica o fim dos dados. O bit de parada é uma transição de volta para o estado alto ou inativo. Um segundo bit final (opcional) pode ser configurado, geralmente para dar ao receptor tempo para se preparar para o próximo *frame*. Um exemplo seria a transmissão do caractere A em um ASCII de 7 bits. A sequência de bits é 01000001 e invertendo para o bit menos significativo(USB), 10000010.

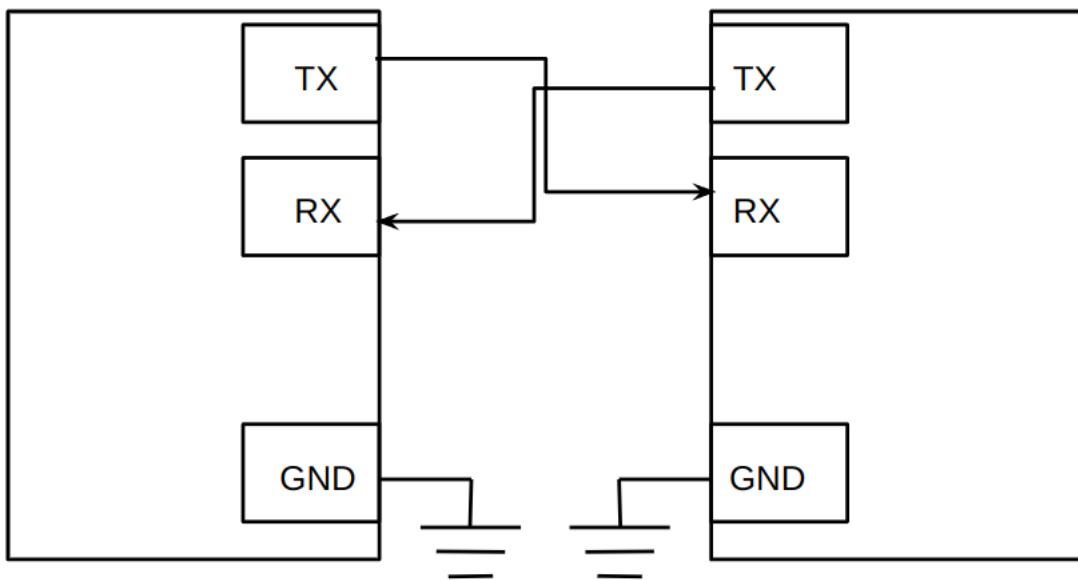


Figura 16 – Diagrama de protocolo de comunicação UART. Fonte: Autoria própria.

Depois que o último bit de dados é enviado, o bit final é utilizado para terminar o *frame* e a linha retorna ao estado inativo.

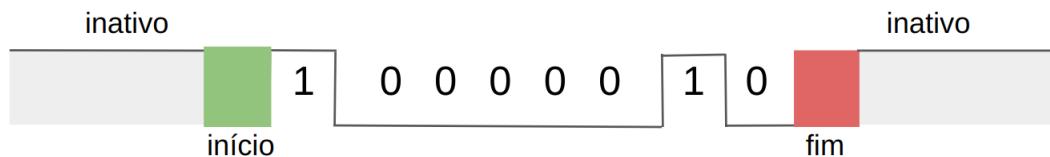


Figura 17 – Transmissão caractere "A"em protocolo UART. Fonte: Autoria própria

Um *frame* UART também pode conter um bit opcional de paridade que pode ser utilizado para detecção de erros. Esse bit é inserido entre o fim dos bits de dados e o bit final. O valor do bit de paridade depende do tipo de paridade sendo utilizado (par ou ímpar). Na paridade par, esse bit é definido de modo que o número total de 1s no *frame* seja par. Na paridade ímpar, esse bit é definido de modo que o número total de 1s no *frame* seja ímpar. No exemplo mencionado acima com o caractere "A" maiúsculo, 0 1 0 0 0 0 0 1 contém um total de seis zeros e dois uns. Ao utilizar a paridade par, o bit de paridade é zero porque já existe um número par de uns. Ao utilizar a paridade ímpar, o bit de paridade tem que ser um para fazer o *frame* ter um número ímpar de 1s. O bit de paridade somente pode detectar um único bit invertido. Se mais de um bit estiver invertido, não há como detectá-los de maneira confiável utilizando um único bit de paridade.

## 3 MÉTODOS

Esta Seção irá descrever os métodos para o desenvolvimento do projeto. Dividiu-se o projeto em quatro frentes de trabalho: design mecânico da palmilha, *hardware*, *firmware* e *software*. O design mecânico da palmilha inclui o formato da palmilha, sua relação com a parte elétrica e a composição do material. O *hardware* trata da ligação entre os componentes eletrônico sendo a camada física do projeto. O *firmware* trata-se de uma programação em baixo nível que irá diretamente na placa(*bare metal*) presente no *hardware*. O *software* trata da parte lógica do projeto que irá receber as informações do *firmware*, processar e permitir que as informações sejam processadas e visualizadas para o usuário final.

### 3.1 Design do Vestível

O design do vestível envolve todo o processo de construção do dispositivo desde a elaboração da sua ideia, afim de atingir os objetivos propostos, até o desenvolvimento do CAD (*Computer – AidedDesign* ou desenho assistido por computador) que será utilizado na impressão. Dentro disso, um dos principais objetivos e mais complexos desse projeto é criar um vestível adaptável ao pé do usuário. Tal abordagem inovadora visa atender às distintas numerações e formatos de pés.

Tendo em vista este contexto, necessitou-se de uma colaboração entre diversos profissionais entre eles Projetistas, Engenheiros e profissionais da área da saúde para que se criasse um vestível que não apenas atenda a requisitos mecânicos, mas também garanta um ajuste ergonômico ideal ao pé do usuário. Além disso, contou-se com a parceria de Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer(CTI-Renato Archer) para o desenvolvimento de um vestível flexível e adaptável baseado em metamaterial e impressão 3D.

#### 3.1.1 Adequação dos sensores

De acordo com a anatomia humana, ao se observar a formação cavername dos pés, estes se dividem em três categorias bases: pé normal, pé cavo e pé chato o qual possuí como característica outros três tipos de pisada, pisada neutra, pisada supinada e pisada pronada. A Tabela 3.1.1 denota a relação entre eles.(Dr.Alejandro Zoboli, 2023)

Tipos de Pé	Tipos de Pisada
Pé Normal	Neutra
Pé Cavo	Supinada
Pé chato	Pronada

Tabela 2 – Pé x Pisada

Cada um dos tipos de pés, refletem um modelo de contato do pé no ato do ciclo da marcha, os quais são definidos pelo tipo da pisada. De maneira que são definidas como:

- Pisada Neutra: quando o pé apoia o solo e distribui a carga de maneira uniforme.
- Pisada Supinada: quando o calcanhar apoia o solo distribuindo a carga com maior concentração na parte externa e mantém esse padrão de apoio até o antepé.
- Pisada Pronada: quando o calcanhar apoia o solo com concentração maior na parte interna, e mantém esse padrão até o antepé.(Dr.Alejandro Zoboli, 2023)

Considerando as relações apresentadas e em discussões com especialistas do pé, propôs-se uma topologia, de maneira que se detecta as pressões realizadas durante o ciclo da marcha e relaciona-se com o tipo de pisada e por consequência o tipo de pé. Em outros estudos considera-se a utilização de vários pontos sobre o pé, como pontos laterais e centrais para uma análise específica do pé, entretanto nas discussões chegou-se à conclusão de que para a análise do ciclo da marcha em todas as suas fases e também para a adequação do metamaterial para a expansão do vestível, que a topologia representada pela Figura 18 era suficiente para a análise desejada.

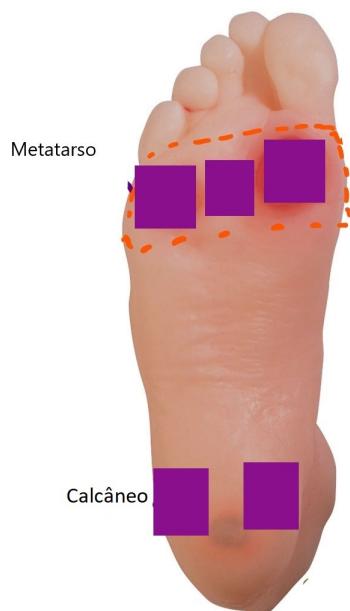


Figura 18 – Posicionamento dos sensores - versão inicial. Fonte: Autoria própria.

A relação entre os três sensores posicionados no metatarso com os dois posicionados no calcâneo, possui a capacidade de identificar os tipos de pisada, como proposto, de maneira que auxiliará o diagnóstico da evolução do paciente considerando o tipo natural de pisada do mesmo.

Os sensores do metatarso tem a função de identificar a carga aplicada no momento do apoio no antepé e os localizados no calcâneo no apoio no calcanhar. Ambos são essenciais para a definição do tipo de pisada de acordo com as definições apresentadas anteriormente.

Após a elaboração da topologia inicial representada pela Figura 18, buscou-se adequar o *design* de forma a utilizar os sensores que serão descritos posteriormente neste trabalho. Para mensurar a força aplicada no Calcâneo do pé, definiu-se apenas um sensor quadrado que abrangesse toda a área especificada, em vez de dois sensores, como demonstrado pela topologia inicial. Para o metatarso utilizou-se três sensores circulares a serem posicionados corretamente sobre o 1º, 3º e 5º metatarsal.

A topologia final definida está representada pela Figura 19:

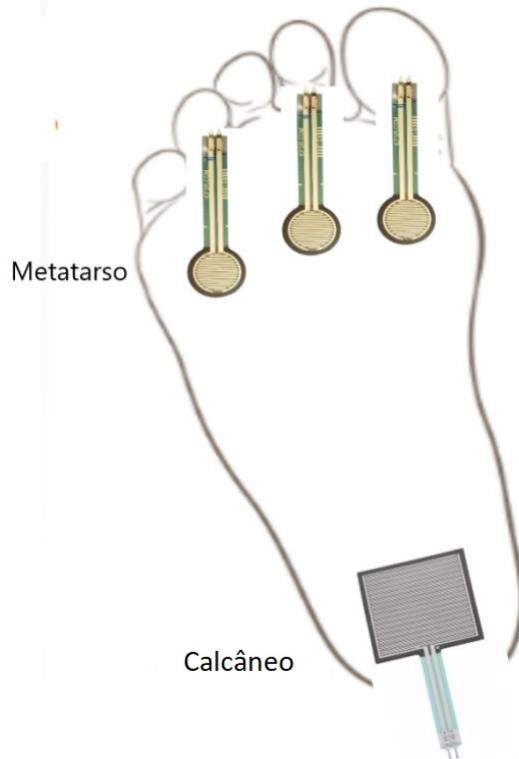


Figura 19 – Posicionamento final dos sensores, considerando os melhores pontos para o ciclo da marcha. Fonte: Autoria própria

### 3.1.2 Estrutura do Vestível

Uma das principais partes do projeto é a estrutura mecânica do vestível, pois esse envolve características importantes como:

- estrutura para encaixe no pé do paciente;
- localização correta dos sensores;
- a conexão do vestível com o *hardware* (cabeamento);
- e estrutura de aumento e diminuição do vestível de acordo com tamanho o pé da pessoa.

Como estrutura geral, usou-se o design de solado de uma palmilha do pé esquerdo (o vestível para o pé direito ficará para um trabalho futuro). Nele colocou-se proteção na frente e atrás com o intuito de cobrir o pé e o prender, além de uma tira para ajudar a fixar o pé no vestível, como feitos em calçados. Com essa ideia, tem-se o CAD inicial da palmilha mostrado na Figura 20.

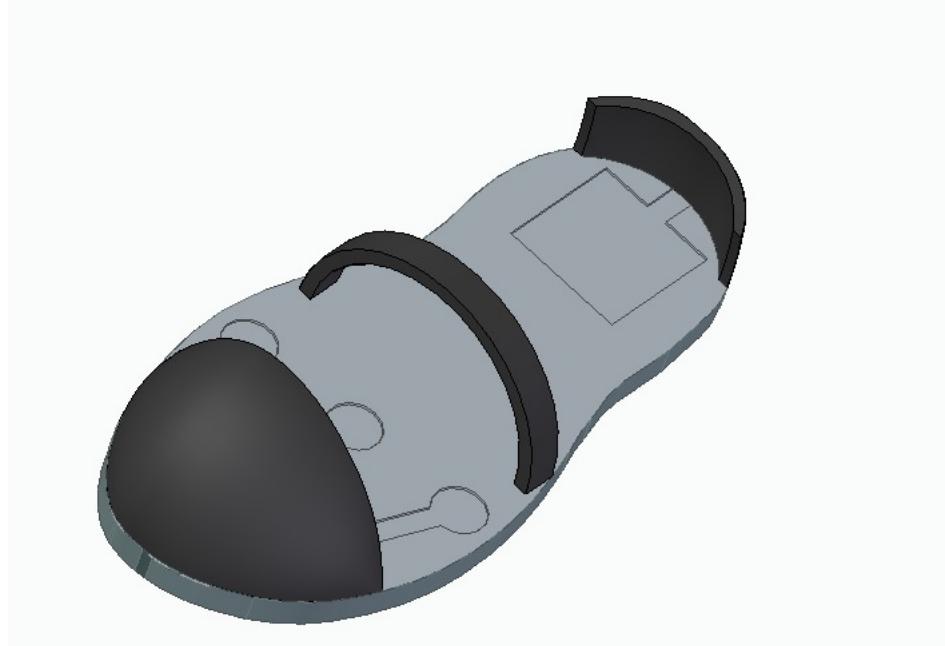


Figura 20 – CAD inicial do vestível. Fonte: Gabriel Patti

Para o vestível, também deve se pensar na localização dos sensores, como foi proposta na Figura 19. Assim, procura-se a localização correta para os sensores propostos, sendo 3 sensores redondos no metatarso e 1 sensor quadrado maior no calcâneo. As especificações desses será falada mais a frente na Secção 3.2.1. Então, faz-se encaixes do tamanho de cada sensor nas dimensões dos sensores escolhidos mostradas na Tabela 4. Além do encaixe dos próprios sensores, é feito um encaixe para os fios dos sensores que estão na superfície passarem por dentro. Esses também podem ser visualizados na Figura 20.

Em relação a localização dos fios dos sensores que estão no vestível e devem chegar até o *hardware* para o funcionamento do dispositivo, procura-se encontrar a melhor maneira de passá-los sem atrapalhar o usuário. Para isso, usa-se a estrutura interna do vestível, entre a sola e a superfície, para o cabeamento. Com isso projeta-se uma cavidade para essa passagem. Tal cavidade pode ser visualizado no CAD da Figura 21.

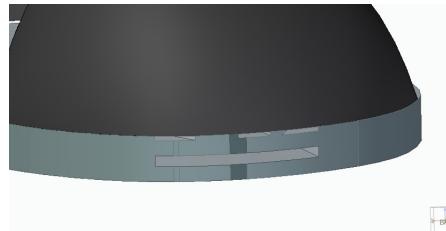


Figura 21 – CAD inicial do vestível - passagem dos fios. Fonte: Gabriel Patti

Por último, uma das ideias principais e inovadoras do projeto, é a possibilidade desse aumentar de tamanho conforme o pé do paciente. A lógica por trás disso será melhor explicada na secção 3.1.3. Relacionado a isso, o CAD deve ser reajustado para atender os requisitos necessários da expansão e compressão, tendo-se a célula unitária feita para essa situação presente no CAD. Assim, o CAD do design final para o vestível pode ser visualizado em 22, uma vista lateral da palmilha pode ser vista na Figura 23.

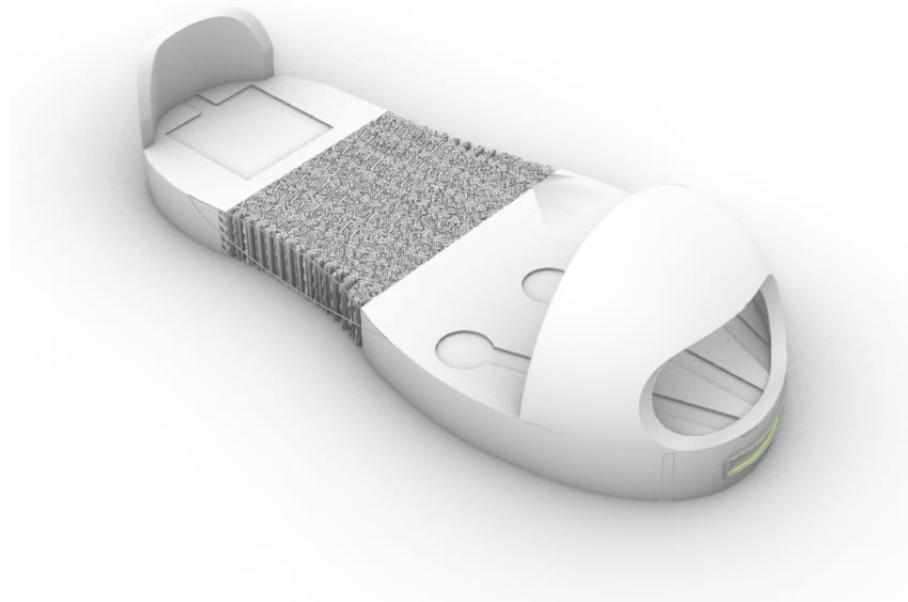


Figura 22 – CAD Final do vestível. Fonte: CTI Renato Archer

Na versão final, pode se notar algumas mudanças da versão inicial entre elas a parte da frente no qual anteriormente era fechada e se encontra aberta. A principal mudança é o acréscimo na parte central das células unitárias que permitirão a expansão do vestível. Outra mudança relevante é a retirada da tira do meio para prender o pé do paciente. Isso foi feito para que a adaptabilidade entre diferentes tamanhos de pé fosse possível de forma que o vestível fique bem aderente ao pé. Por fim, utiliza-se velcros que são conectados nas laterais do vestível para que fique preso ao pé do usuário.

No CAD final, também está presente a passagem dos fios internamente na palmilha, tendo-se o corte feito para isso. A versão final desse pode ser vista na Figura 24.

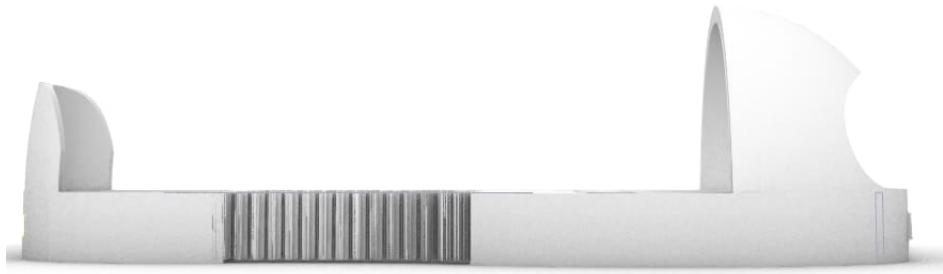


Figura 23 – CAD Final do vestível - vista lateral. Fonte: CTI Renato Archer

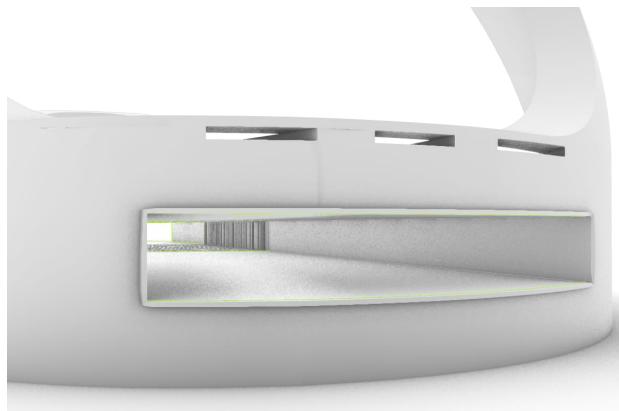


Figura 24 – CAD Final do vestível - passagem dos fios. Fonte: CTI Renato Archer

### 3.1.3 Metamaterial do vestível

A chave para se criar um calçado expansível é o metamaterial. Ele corresponde a todo e qualquer alteração de um comportamento físico de um material existente pela estruturação planejada de cadeias repetitivas, geradas proceduralmente, podendo agir diretamente na sua resposta à deformação, dissipação térmica e vibracional, criando possibilidades para soluções de materiais dificilmente encontrados como materiais e polímeros.

A estrutura base desse para a construção do vestível é chamado de célula. Essa célula é projetada para ter propriedades específicas que não são encontradas em materiais naturais e é repetidamente arranjada em uma grade ou estrutura periódica para criar o metamaterial como um todo. A manipulação das propriedades macroscópicas do metamaterial resulta da interação coletiva das células individuais. As características da célula de metamaterial, como sua forma, tamanho e composição, são projetadas com base nas propriedades desejadas do metamaterial. Por exemplo, em metamateriais ópticos, as células podem ser projetadas para interagir com a luz de maneira única, permitindo a manipulação de suas propriedades, como o índice de refração. O modelo base de célula usado com a funcionalidade de expansão pode ser visto na Figura 25.



Figura 25 – Célula básica do metamaterial usada no vestível - PLA (Poliácido láctico). Fonte: CTI-Renato Archer.

Para que não fosse necessário a criação de um modelo de vestível para cada tamanho de calçado, utilizou-se o metamaterial impresso em tecnologia PLA na região do metatarso do pé para que ela fosse expansível e alcançasse diferentes tamanhos de pé. A combinação repetitiva de várias células unitárias junto de um desenho CAD(*Computer Aided Design*) e impressão 3D, possibilita a criação dessa estrutura mecânica que consegue ter alta deformação. O modelo base de CAD planejado é um vestível com tamanho de calçado Nº39(padrão brasileiro) que fosse expansível até o número 45(BR) o qual é o maior valor disponível comercialmente. Essa numeração é focada no público masculino, o modelo base pode ser visualizado na Figura 26.

Para atingir o objetivo, foi-se necessário uma adaptação na estrutura da célula inicial da Figura 25: adicionou-se uma célula modificada de metamaterial de expansão mesoestruturada no metamaterial para que no momento da expansão ela seja longitudinal e concentrada em um sentido único porém sem perder o formato inicial do vestível. Assim, o resultado final do CAD juntamente com a célula pode ser visualizado na Figura 27

### 3.1.4 Design de Fixação Eletrônica

Para a execução do projeto, existe uma parte eletrônica por trás e essa deve estar posicionada juntamente a palmilha da melhor forma possível para o melhor conforto do paciente durante o ciclo da marcha. Para isso, fez-se um design para a alocação do *hardware* que ficará preso ao tornozelo da pessoa durante a sua locomoção através de um velcro. Na seção seguinte, será aprofundado melhor sobre a composição de cada placa e como são suas ligações. Já nesta Seção será dita apenas o nome das placas e suas dimensões.

Para o design de fixação do *hardware*, escolheu-se uma caixa com três andares,



Figura 26 – Modelo Base do vestível - Visão CAD. Fonte: CTI - Renato Archer

no qual cada andar é composto por uma prateleira onde são apoiadas as placas e se deixa um espaço vazio entre os andares para as passagens dos fios que ligam as placas e a bateria. Além dos três andares, também é feito 3 furos nas laterais da caixa onde é colocado os botões para ligar e desligar o dispositivo e outro para carregar a bateria, um conector para a conexão dos sensores com o *hardware*.

A fim de deixar a caixa o menor possível, procurou-se uma disposição otimizada para se tornar o mais confortável para o paciente com poucos espaços dentro da caixa. A definição dessa disposição foi feita baseada no dimensionamento das placas e na proximidade que essas deviam estar com base na eletrônica. A seguir tem-se a tabela 3 com a dimensão de cada placa.

Componente	Comprimento (cm)	Largura (cm)	Altura (cm)
Botões	2,1	1,5	2,3
Conector	3,8	1,4	1,8
Bateria	5,5	3,5	0,8
Placa Bateria	2,6	1,7	1
Regulador	3,7	1,7	0,5
ESP32	5,2	3	1,5
Placa Principal	7	5	5

Tabela 3 – Dimensionamento dos Componentes eletrônicos. Fonte: Autoria própria

Assim, através dessas dimensões, organizou-se o primeiro andar para a placa principal e a ESP32, o segundo andar para o regulador e a placa da bateria e o último andar para a bateria.

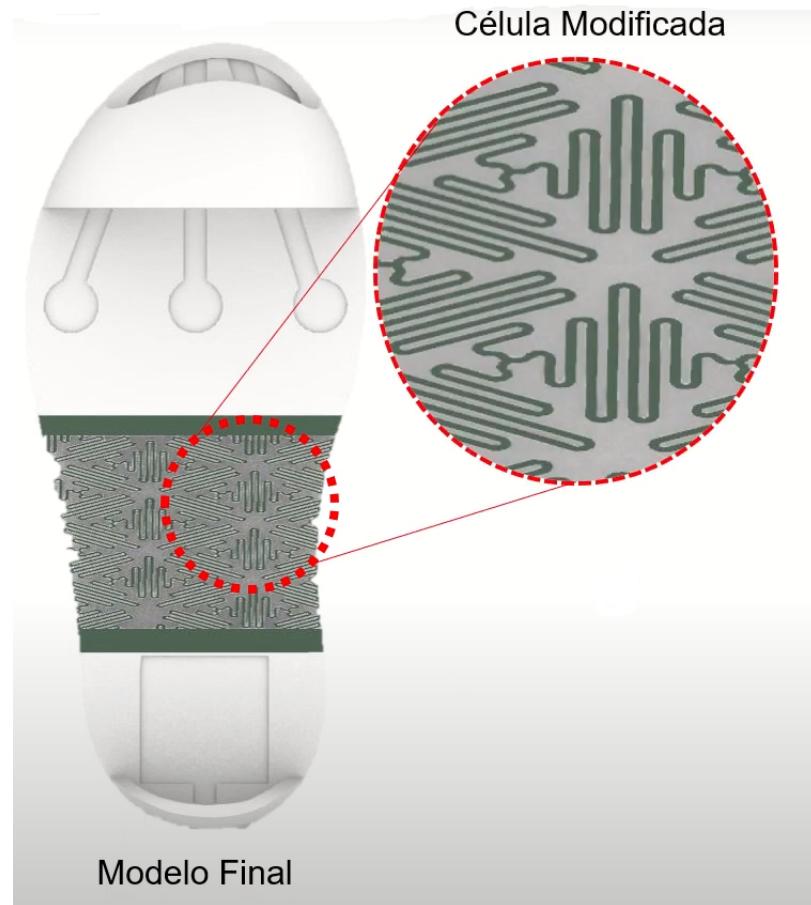


Figura 27 – Vestível com metamaterial aplicado em célula modificada. Fonte:CTI-Renato Archer.

Para a estrutura da caixa, estruturou-se 0,2cm para cada parede e chão e se fez um fundo de 0,1cm para onde se localiza cada placa a fim de deixá-las mais seguras e melhor posicionadas. Também foi pensado na colocação dos andares onde foi projetado cantoneiras conectadas a parede que serão fixas através de um pino de 2mm. O projeto de cada parte da caixa foi feito no Solid Edge e está mostrado nas Figuras 28, 29, 30 e 31.

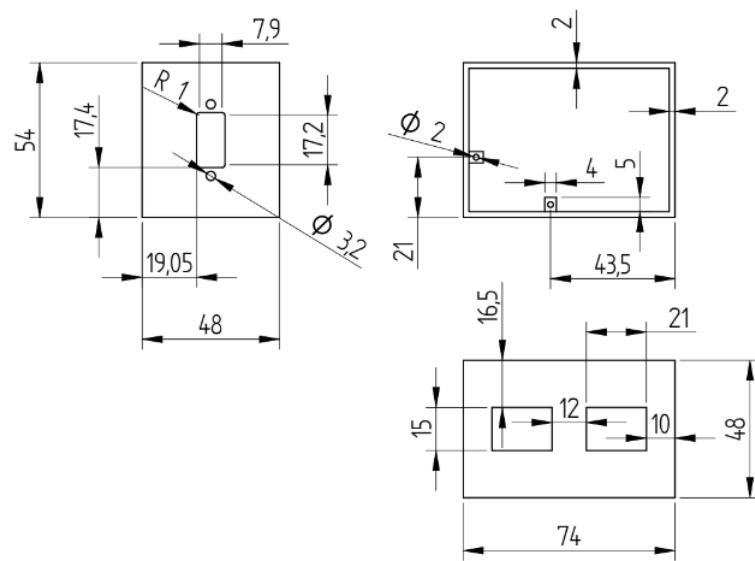


Figura 28 – Projeto Caixa - estrutura das paredes .Fonte: Bianca da Silva Soares

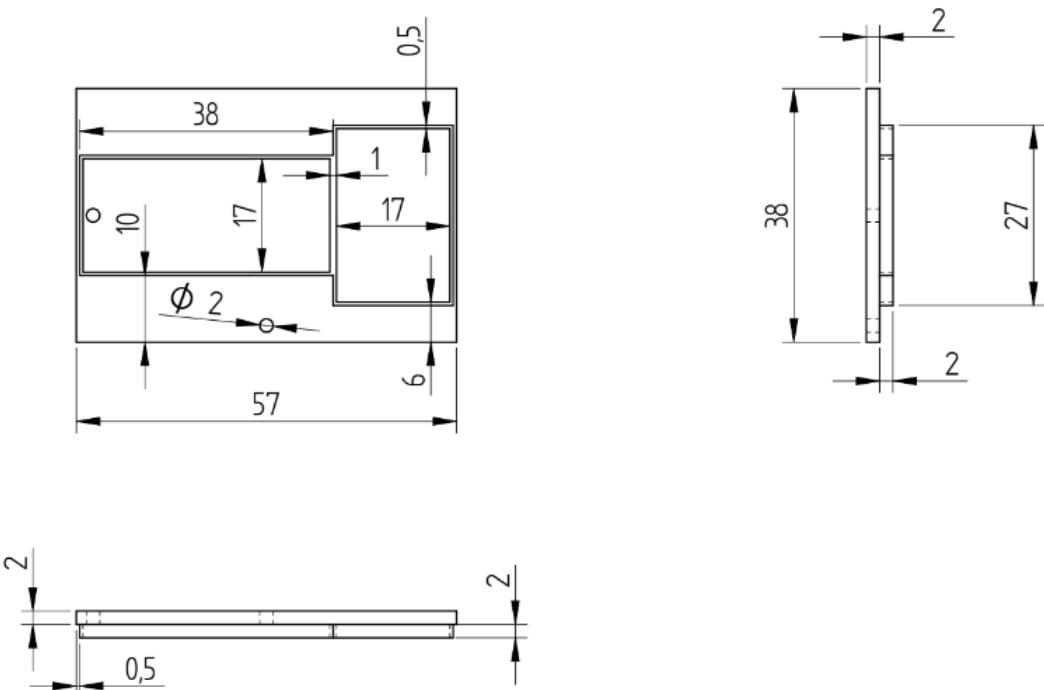


Figura 29 – Andar do Regulador e da Placa da Bateria.Fonte: Bianca da Silva Soares

Assim, com o projeto desenhado, usou-se o *software* Solid Edge para projetar o CAD da caixa, mostrado nas Figuras 32, 33 e 34 para que ela pudesse ser impressa em uma impressora 3D.

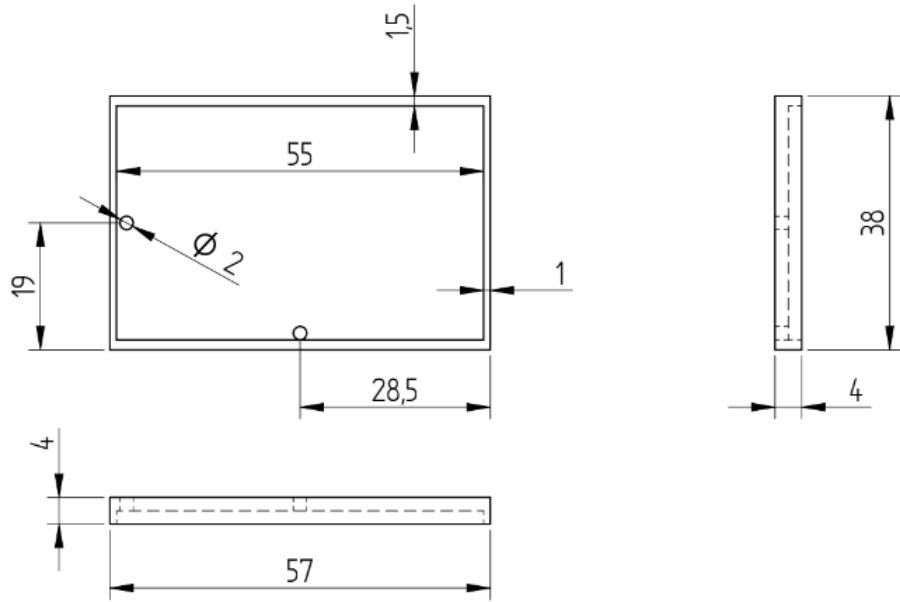


Figura 30 – Andar da bateria.Fonte: Bianca da Silva Soares

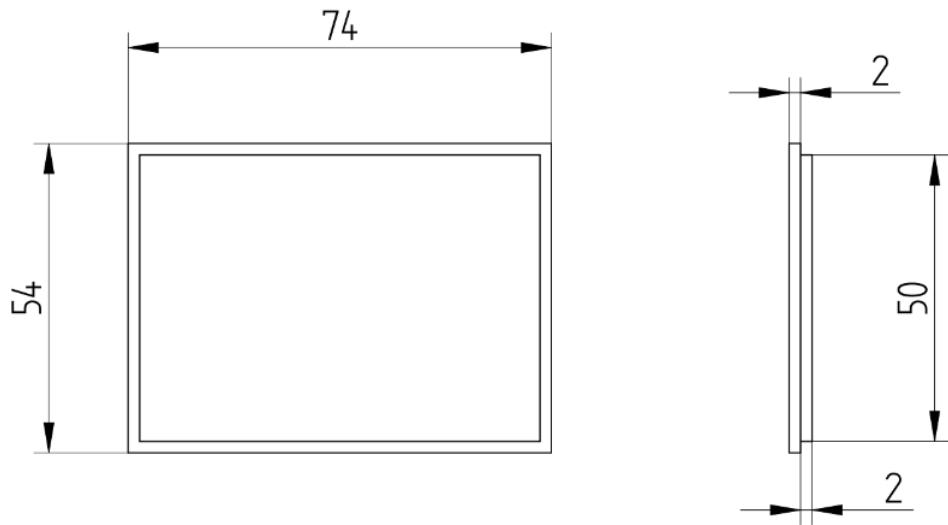


Figura 31 – Tampa da caixa.Fonte: Bianca da Silva Soares

### 3.2 Hardware

O *hardware* da palmita foi construído acima da seguinte problemática: Como fazer uma aquisição quase em tempo real com alta resolução e precisão dos dados obtidos? Desta forma, pensou-se em um projeto de *hardware* de baixo custo e baixo consumo de energia. O projeto de *hardware* foi dividido como mostrado na Figura 35.

O transdutor será o responsável por traduzir a grandeza física interessada para um sinal elétrico em que se possa medir. O sinal elétrico será encaminhado a um *buffer* que será respon-

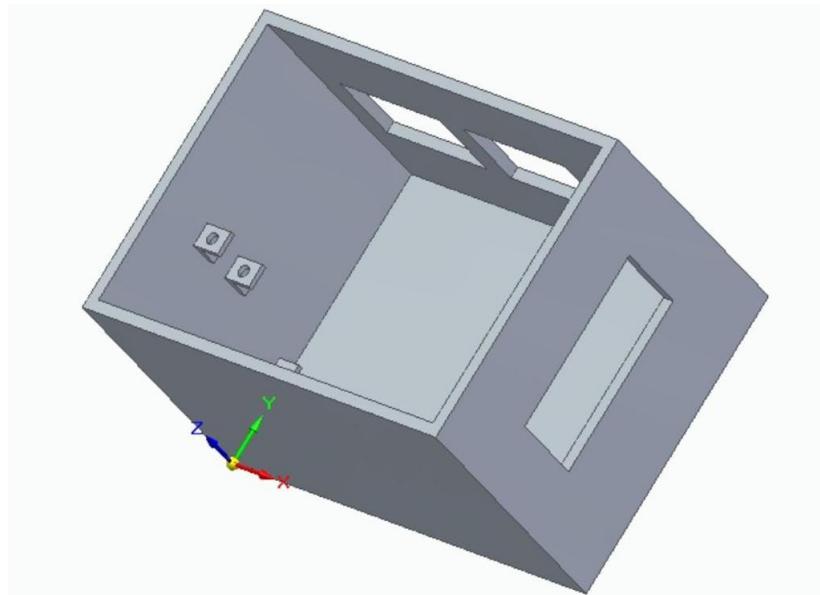


Figura 32 – CAD caixa toda.Fonte: Bianca da Silva Soares

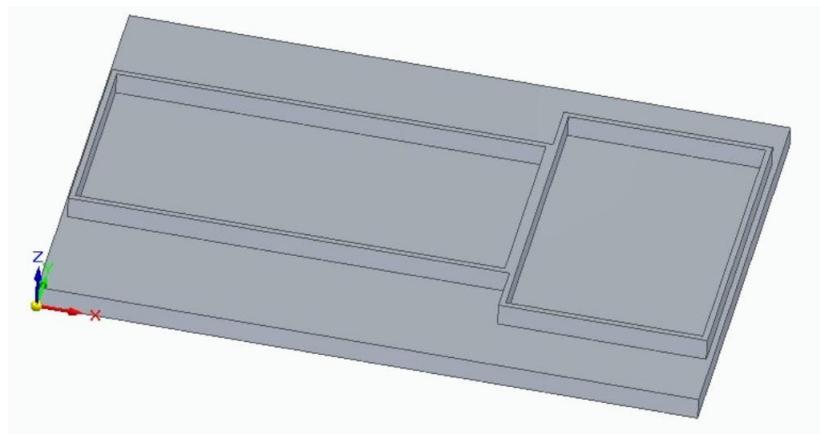


Figura 33 – CAD andar placa bateria e regulador.Fonte: Bianca da Silva Soares

sável por atenuar variações rápidas e indesejadas do sinal do próprio transdutor além de isolar estágios com impedâncias muito diferentes entre si. Após a passagem pelo *buffer*, o sinal passará de analógico para digital, ou seja, ele será amostrado e discretizado. Antes de ser discretizado, a grandeza é quantizada de acordo com a resolução do ADC e depois codificado para digital, i.e., em formato binário. Os valores já digitais são transferidos para o  $\mu$ C para que possam ser transmitidos via *Bluetooth* para o computador receptor o qual será responsável pelo processamento e tratamento de dados até o usuário final. O circuito de potência junto com a bateria possui uma importância fundamental de converter e alimentar o circuito com diferentes níveis de tensões da maneira mais eficiente possível. Nas próximas subseções irá se explicar detalhadamente os blocos com o conceito por trás do componente e como ele foi aplicado e adaptado para o projeto.

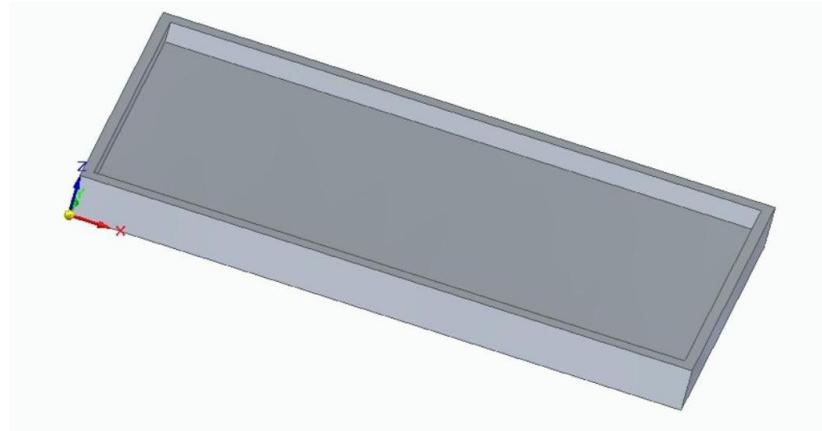


Figura 34 – CAD andar bateria. Fonte: Bianca da Silva Soares

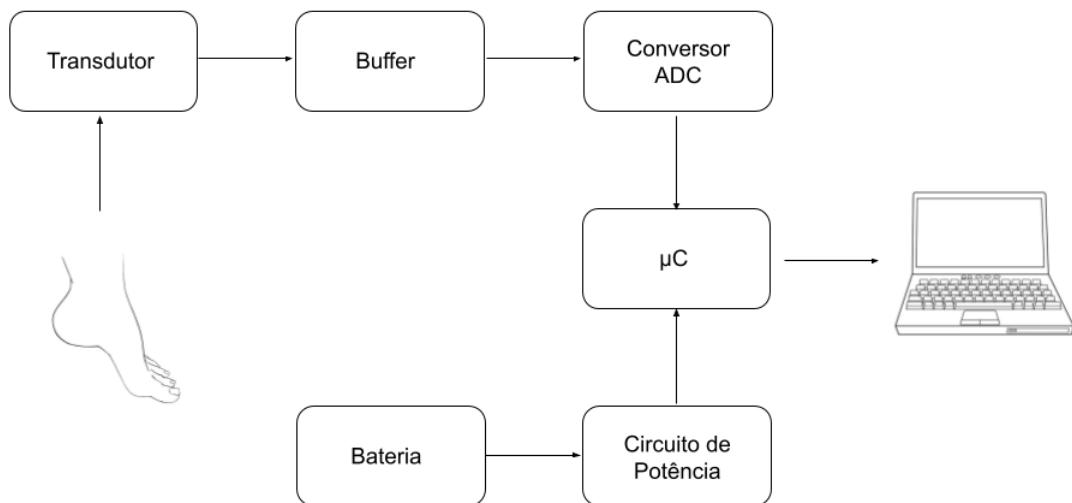


Figura 35 – Diagrama de Blocos - *Hardware*. Fonte: Autoria própria

### 3.2.1 *Force Sensitive Resistor*

O transdutor escolhido para tornar o projeto possível é o FSR (*Force Sensitive Resistor*). Ele é basicamente um resistor flexível que varia a resistência conforme a aplicação de força ou torção. O FSR pode ter diferentes formas e tamanho por se tratar de um material flexível e maleável. A sua composição e estrutura é definida na Figura 36.

Como mostrado na Figura 36, o FSR é definido em quatro partes: área ativa ou efetiva, adesivo, filme condutivo e substrato flexível. A área ativa é a parte da superfície do sensor que é sensível à força ou à pressão e que responde à aplicação de carga. É a região na qual a resistência elétrica do FSR varia quando uma força é aplicada. Em termos práticos, é a área na qual você deseja que a força seja aplicada para medir com precisão a pressão ou a força. Em um FSR

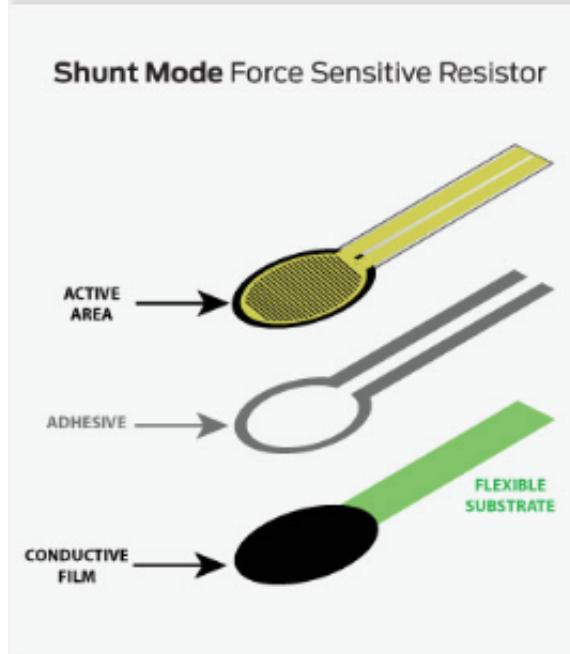


Figura 36 – Estrutura física do FSR. Fonte: Adaptado de TekScan

típico, a área ativa é uma região circular ou quadrada no centro do sensor porém como dito anteriormente, ele pode assumir diferentes formas. Dependendo do design do FSR, essa área ativa pode variar em tamanho e forma. Ao aplicar pressão a essa área ativa, a distância entre os eletrodos do sensor muda, alterando assim sua resistência elétrica medida em Ohms.

No contexto do adesivo, refere-se ao material ou substância usada para fixar o sensor a uma superfície ou objeto. O adesivo é usado para montar o FSR de forma segura e estável na aplicação desejada. A aplicação de adesivo é importante para garantir que o FSR fique adequadamente posicionado na área onde se deseja medir a força ou a pressão. O adesivo pode ser uma fita adesiva de dupla face, um composto adesivo especializado, um adesivo sensível à pressão ou qualquer outro material que seja adequado para a aplicação em questão.

O filme condutivo é uma das camadas-chave que compõem um FSR e desempenha um papel fundamental em como o sensor funciona. O filme geralmente é feito de um material condutor, como carbono ou polímeros condutores. Essa camada é responsável por transmitir a corrente elétrica através do sensor. Em um FSR típico, existem dois filmes condutivos separados por uma camada sensível à pressão. Quando uma força é aplicada à área ativa do FSR, a camada sensível à pressão é comprimida, fazendo com que os dois filmes condutivos se aproximem, reduzindo assim a resistência elétrica entre eles. A mudança na resistência elétrica do FSR é proporcional à quantidade de força aplicada. Isso significa que, à medida que a pressão aumenta, a resistência elétrica diminui, e vice-versa.

O substrato flexível permite que o FSR seja flexionado ou dobrado de acordo com a pressão ou a força aplicada à sua área ativa, sem que o sensor se quebre ou perca suas propriedades elétricas. O substrato tem de ser flexível em um FSR para sua capacidade de resposta à pressão

ou à força. Normalmente, esse substrato é feito de materiais flexíveis e duráveis, como polímeros condutores, filmes plásticos ou materiais compósitos que mantêm a integridade estrutural do sensor enquanto permite a deformação sob pressão. A camada sensível à pressão e os filmes condutivos são montados sobre o substrato flexível, e quando a pressão é aplicada à área ativa do sensor, o substrato flexível permite que a camada sensível à pressão se comprima, alterando assim a distância entre os filmes condutivos e, consequentemente, a resistência elétrica do sensor. Essa mudança na resistência elétrica é então medida para quantificar a pressão ou a força aplicada.

Como dito anteriormente, o FSR pode assumir diferentes formas e tamanhos. O sensor pode ser único ou pode se dividir em uma matriz de sensores. A principal fabricante de FSR's é a TekScan que possui uma variedade de sensores resistivos de diferentes formas:

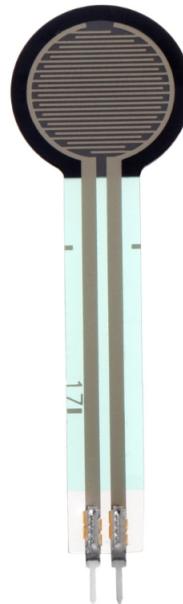


Figura 37 – FSR402. Fonte: Site TekScan. Acessado em 2 de Outubro de 2023

Pode-se assumir a forma quadrada:

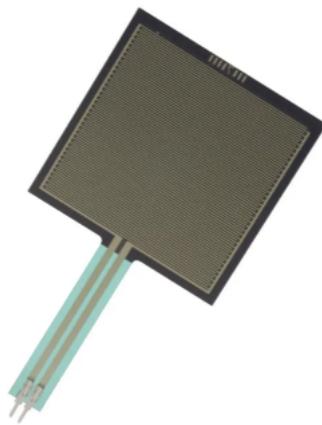


Figura 38 – FSR406. Fonte: Site TekScan. Acessado em 2 de Outubro de 2023

Ou até uma fita resistiva:

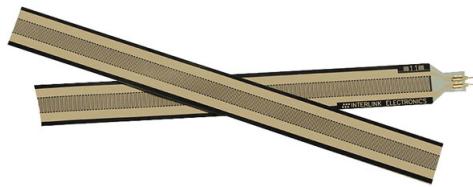


Figura 39 – FSR408. Fonte: Site TekScan. Acessado em 2 de Outubro de 2023

Para o projeto, escolheu-se os FSR's 402 e 406, sendo esses os que mais se ajustavam a necessidade do projeto. As dimensões desses podem ser vistas na tabela 4.

Dimensões	Tamanho	Largura
FSR 402	0.72 cm	2.1 cm
FSR 406	8.9 cm	4.5 cm

Tabela 4 – Dimensões dos sensores. Fonte: *Datasheet* do Fabricante Interlink.

### 3.2.2 Caraterização do FSR

No contexto do projeto de um vestível adaptado composto por sensores resistivos flexíveis, foi feito uma análise técnica (experimental) para verificar se o sensor está adequado às necessidades do projeto, ou seja, se a força máxima que esse aguentava era equivalente ao necessário, e se sua variação de tensão era suficiente para diferenciar as forças.

Dentro das opções escolhidas, tinha-se dois tipos de sensores: FSR 402 e FSR 406. Como cada sensor possui uma melhor faixa de resposta para diferentes níveis de aplicação de carga e força, foi-se necessário levantar uma curva de força(N) x resistência ( $\Omega$ ), para cada um desses dois tipos (redondo e quadrado). A obtenção dos dados foi feita a partir de um medidor de força do modelo Shimpo FGV 300-H (dinamômetro) que suporta até 150kg junto de um multímetro Minipa modelo ET-2800 conectado aos terminais do sensor. O experimento foi montado conforme demonstrado na Figura 40 .



Figura 40 – Experimento utilizado para caracterização do FSR. Fonte: Autoria própria

O procedimento foi o seguinte: selecionou-se aleatoriamente três tipos de sensores FSR modelo 402, escolheu-se 3 para que se pudesse ter uma comparação médio entre diferentes sensores do mesmo tipo e com isso diminuir o erro ao máximo. A partir disso, mediu-se a variação de resistência conforme o aumento progressivo de 10N de Força(equivalente a 1kg).Após atingir 100N de força, aumentou-se a força de 50 em 50N equivalente a 5kg. A cada aumento, esperava-se estabilizar a medição da força e logo em seguida, anotava-se a resistência marcada pelo multímetro. O limite do experimento foi até 1000N(equivalente a 100kg) visto que após esse marco o multímetro apontava incerteza quanto à medição. O resultado das três medições é mostrado na tabela 5.

Força(N)	R(ohms) - Teste 1	R(ohms) - Teste 2	R(ohms) - Teste 3
0	10000	10000	10000
53	2168	1189	2391
102	860	755	1352
152	517	487	1109
202	359	344	894
255	289	258	781
309	243	248	664
351	221	235	611
403	211	211	556
450	209	206	497
501	208	198	506
553	208	201	487
607	210	210	455
653	212	430	430
709	214	428	438
755	216	423	419
802	221	432	391
853	225	430	372
913	230	440	362
958	234	463	347
1009	239	470	332

Tabela 5 – Caracterização do FSR 402. Fonte: Autoria própria

Utilizando-se dos valores disponibilizados na tabela 5, criou-se três distintas curvas que estabelecessem a relação entre a Força (N) aplicada e a Resistência ( $\Omega$ ) medida por esses sensores. Cada uma dessas curvas foi gerada com o objetivo de verificar em qual região de carga(N) o sensor apresenta um comportamento linear. Sabendo que cada sensor possui particularidades diferentes devido ao seu processo de fabricação, tal procedimento se revelou fundamental para mitigar as variações inerentes ao processo de produção obter resultados mais confiáveis. A representação gráfica dos valores obtidos a partir desse processo pode ser visualizada no gráfico da Figura 41.

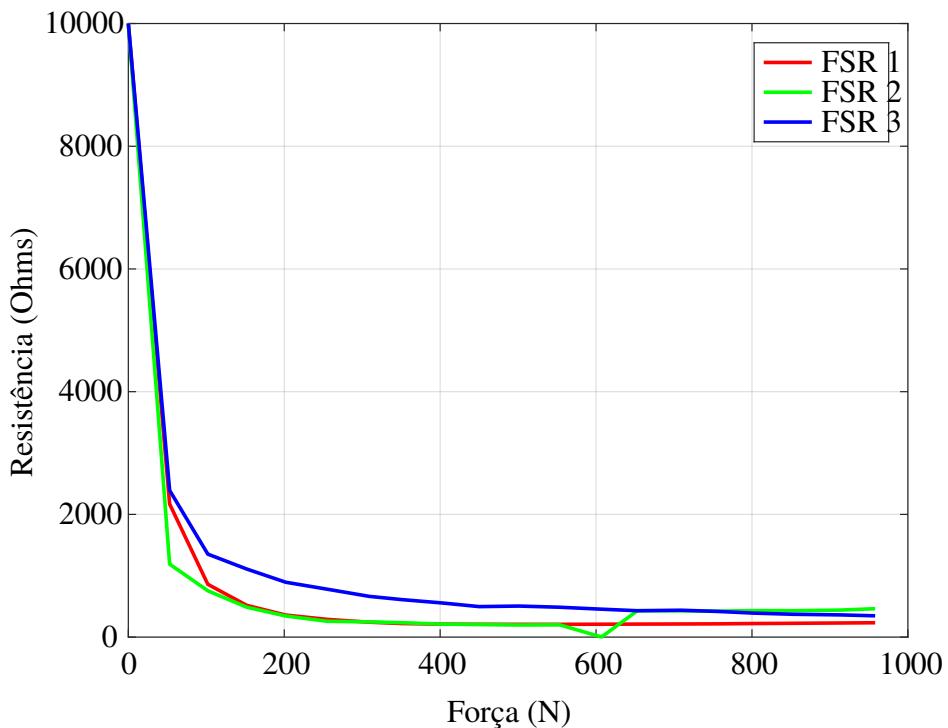


Figura 41 – Curva de Caracterização do FSR402. Fonte: Autoria Própria.

O mesmo procedimento com o medidor de força e multímetro foi repetido para caracterizar o sensor FSR406(modelo quadrado). Por se tratar de um modelo mais indicado para aplicações diferentes este possui uma curva de caracterização diferente do modelo 402. Apesar disso, não foi necessário a obtenção de mais curvas de calibração visto que o sensores modelo 406 possuíam um comportamento semelhante quando caracterizados. Desta forma, optou-se por mostrar apenas uma curva de Força x Resistência no presente trabalho. Assim, a partir do experimento obteve-se a tabela 6.

Força(N)	Resistência (Ohm)
10	100000
21	38980
33	34000
43	15481
51	18299
61	8220
74	8225
83	11180
90	7000
110	7667
150	4467
201	3610
254	2960
308	2335
350	1887
409	1534
459	1450
509	1308
550	1171
603	1030
652	843
707	737
755	718
805	614
852	566
903	542
956	498
1005	458

Tabela 6 – Caracterização do FSR 406. Fonte: Autoria própria

Utilizando-se do mesmo procedimento em 41, plota-se uma curva de caracterização de força por resistência para o modelo 406, que pode ser visualizado na Figura 42.

Assim, através das tabelas e gráficos obtidos com a caracterização dos FSRs usados, pode se concluir que esses apresentavam variações de tensão e resistência suficiente para diferenciar as forças. Além disso, as forças alcançadas foram suficientes as necessárias para a realização do projeto, considerando que não haverá aplicação de 100kg em um único sensor, mesmo que o paciente tenha um peso igual ou maior a 100kg, pois esse peso é distribuído pela planta do pé como um todo.

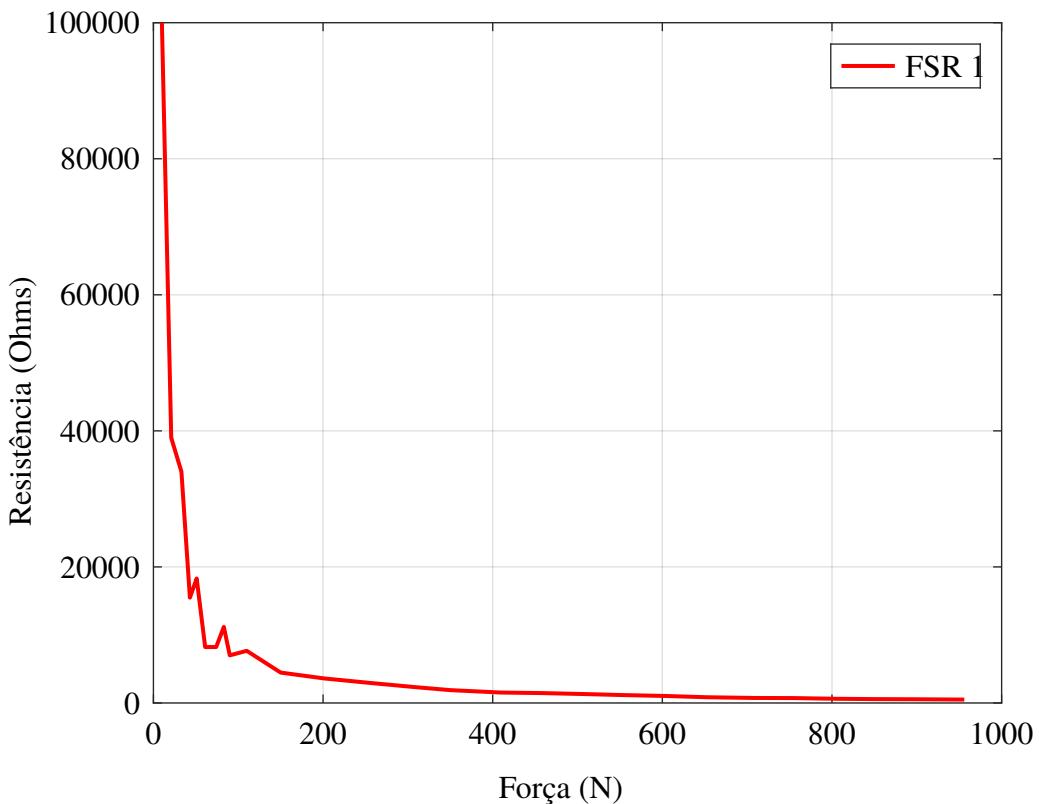


Figura 42 – Curva de Caracterização do FSR406. Fonte: Autoria Própria.

### 3.2.3 Microcontrolador - ESP 32

Dado a sua grande versatilidade, baixo consumo de energia e conexão *Bluetooth*, a ESP32 foi a melhor escolha para uso de microcontrolador neste projeto. Sua utilização será para transmissão de informações com o seu módulo *Bluetooth* interno visto que o processamento em tempo real da aquisição dos dados não seria o ideal como de uma DSP(*Digital Signal Processing*). Segundo (KEIM, 2019), "um processador de sinais digitais (ou "DSP") é um microprocessador otimizado para tarefas computacionais exigentes, como filtragem digital, análise matemática de sinais em tempo real e compressão de dados. Um microcontrolador altamente sofisticado pode ser capaz de funcionar como substituto de um processador de sinais digitais, mas ainda é considerado um microcontrolador se uma parte significativa de sua circuitaria interna estiver destinada a controlar, monitorar e comunicar com o sistema circundante". Desta forma, optou-se utilizar apenas a capacidade de transmissão do microcontrolador de dados via *Bluetooth* para que o processamento seja realizado no computador receptor que possui uma maior capacidade de processamento.

Dentro do contexto do projeto, e conforme a utilidade da ESP32 projeto, desenhou-se o esquemático da ESP32 no *software* Kicad e se projetou as ligações de energia provinda da bateria quanto com o conector DB-9 que será conectado no vestível com os transdutores. Essas ligações são representadas pela Figura 43.

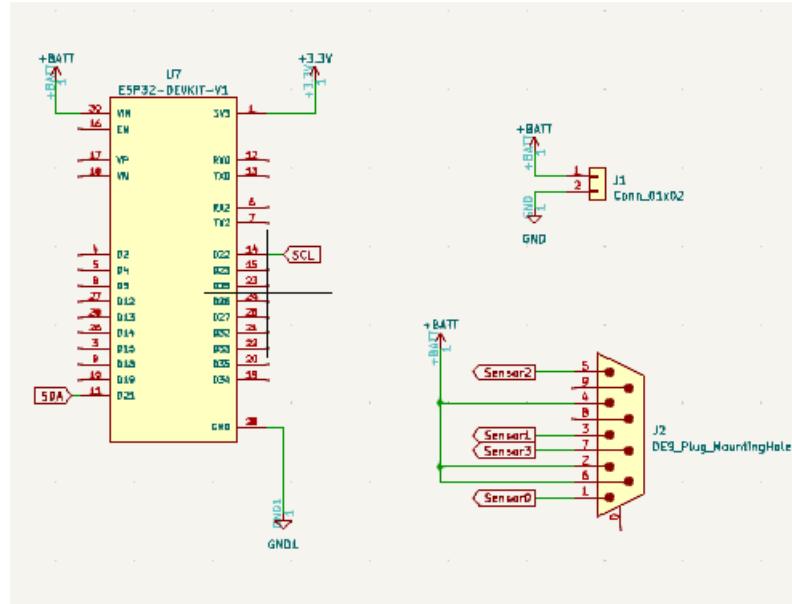


Figura 43 – Esquemático Sistema ESP32. Fonte: Autoria Própria.

### 3.2.4 Circuito de aquisição de Dados

O circuito de aquisição, no contexto do projeto, é de extrema importância, no qual a partir dele é possível a leitura das saídas de tensão advindas do FSR conforme a variação da força aplicada. Além disso, a passagem do valor analógico obtido para o digital também se faz necessário, para que os dados possam ser enviados por *Bluetooth*. Grande parte das interfaces analógicas digitais necessitam de um circuito que se "encarregue" de converter as informações lidas do mundo analógico para o digital. Essa interface muitas vezes é composta por um circuito ADC junto de uma interface de auxílio ao transdutor.

No caso deste projeto, foi-se pensado em um circuito divisor de tensão auxiliado por um circuito *buffer* de tecnologia JFET com alta impedância de entrada. Desta forma, o circuito simples de aquisição serve como uma pré interface para o ADC e auxilia o transdutor na leitura das amostras. Aproveita-se da própria resistência do FSR para gerar um divisor de tensão que converta os valores de tensão(analógico) para um valor digital para que o  $\mu$ C possa ler. O circuito é alimentado com 3.7V vindo da bateria que irá energizar o circuito e passar por um circuito *boost* para 5V. Junto do FSR que será modelado no exemplo como um resistor variável irá se utilizar um resistor de  $220\Omega$  junto do circuito. A estrutura base desse pode ser vista pela Figura 44.

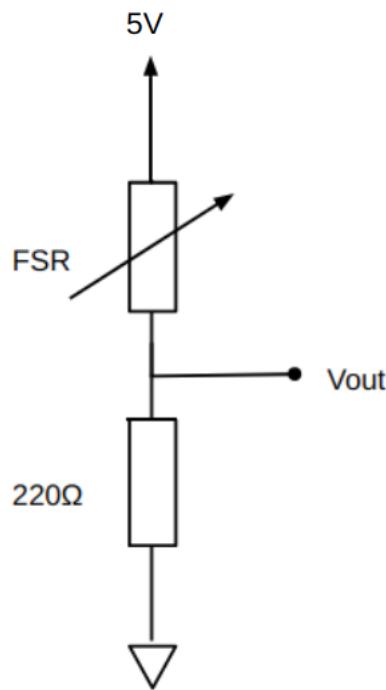


Figura 44 – Divisor de Tensão FSR. Fonte: Autoria própria

Portanto, pela análise da Figura 44 e utilizando-se análise nodal (Lei de Kirchoff das Correntes), tem-se que:

$$V_{out} = 5 \cdot \frac{220}{220 + R_{FSR}} \quad (3.1)$$

A partir da equação 3.1 e com o uso do *datasheet* de cada FSR (FSR 402 e 406) para se obter o valor de resistência referente a cada força e também com o auxílio da caracterização feita, pode se obter os valores teóricos de tensão para cada força. Cada FSR possui um comportamento diferente em relação a sua variação de resistência, com isso gera-se a tabela 7 para o sensor redondo.

Força (N)	$R_{FSR}$	Vout - Teórico (Vcc=5V)
0	100000	0,011
10	90000	0,012
20	80000	0,014
30	70000	0,016
40	30000	0,036
49	18100	0,060
59	13900	0,078
69	7800	0,137
80	7100	0,150
89	6500	0,164
90	6420	0,166
101	6000	0,177
149	3940	0,264
201	3590	0,289
303	3410	0,303
354	2970	0,345
405	2720	0,374
456	2050	0,485
503	1433	0,665
550	1350	0,701
602	1220	0,764
653	1029	0,881
707	980	0,917
748	895	0,987
806	840	1,038
850	833	1,045
958	829	1,049

Tabela 7 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Circular(FSR402).Fonte: Autoria própria.

E calcula-se os valores da tabela 8 para o sensor quadrado.

Força (N)	$R_{FSR}$	Vout - Teórico (Vcc=5V)
10	100000	0.011
21	38989	0.028
33	34000	0.032
51	18299	0.059
61	8220	0.130
110	7667	0.139
150	4467	0.235
201	3610	0.287
254	2960	0.346
308	2335	0.431
350	1887	0.522
409	1534	0.627
459	1450	0.659
509	1308	0.720
550	1171	0.791
603	1030	0.880
652	843	1.035
707	737	1.149
755	718	1.173
805	614	1.319
852	566	1.399
903	542	1.444
956	498	1.532
1005	458	1.622

Tabela 8 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Quadrado(FSR406).Fonte: Autoria própria.

O valor de saída vindo da equação 3.1 (os mostrados nas tabelas anteriores), passa para um circuito de *buffer* que como dito anteriormente, irá atenuar variações rápidas e indesejadas do próprio FSR até chegar no ADC. O circuito utilizado é um seguidor de tensão com o amplificador operacional LM324, mostrado na Figura 45, que possui um bom *Slew-Rate* e uma alta impedância de entrada devido à sua tecnologia JFET.



Figura 45 – Amplificador Operacional LM324. Fonte: Site Texas Instrument. Acessado em 8 de Setembro de 2023

O circuito utilizado é o seguidor de tensão, ganho unitário, o qual será utilizado na topologia mostrada pela Figura 46.

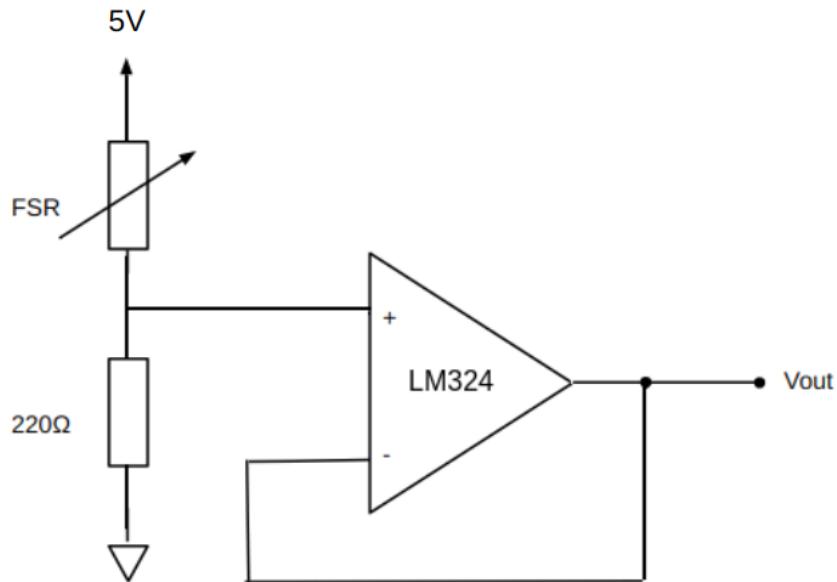


Figura 46 – Topologia de *buffer* com divisor de tensão. Fonte: Autoria própria

É importante ressaltar que o *buffer* apesar de ter uma leve perda da entrada não inversora até a saída, é mantido na topologia do projeto visto a sua propriedade de atenuar variações indesejadas.

Após a saída do *buffer*, a saída de tensão segue pelo ADC que irá converter os valores obtidos/estimados 4 canais com resolução de 16 bits cada. Tal resolução é ideal para o projeto, pois a diferenciação das tensões está na terceira casa decimal, e assim é necessário um resultado preciso.

Deu-se preferência a utilização de um C.I. à parte do projeto pois apesar de haver um conversor interno da própria ESP32, este não possui uma boa estabilidade e precisão para o projeto. Além disso, mesmo que optasse pela sua utilização, quando se ativa a comunicação via *Bluetooth* da placa o ADC da ESP32 sofre, segundo (MORAIS, 2019), "o ruído gerado é bem notável, sendo até desaconselhável usar o ADC em produtos que precise de leituras estáveis". Desta forma, optou-se para o projeto visto a necessidade de uma precisão e estabilidade na leitura um conversor externo. A comunicação entre o C.I. e a placa ESP32 será feita via interface I<sub>2</sub>C o qual o próprio C.I. já oferece. A placa conversora pode ser visualizada pela Figura 47.

Como o conversor acima possui 16 bits de resolução, tem-se que pela equação 2.2 que a resolução do conversor neste projeto é 0.05mV de precisão. Cada FSR será ligado em um canal do ADC o que irá fazer com que os quatro canais sejam ocupados do C.I. A saída de cada *buffer*

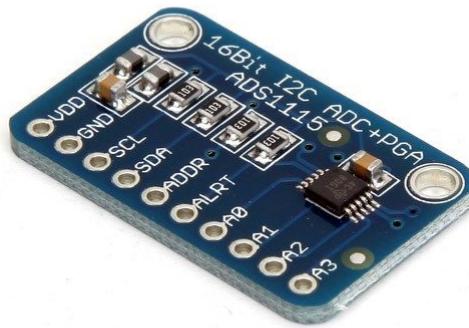


Figura 47 – Conversor Analógico Digital de 16 Bits. Fonte: Site Maker Hero. Acessado em 10 de Setembro de 2023

do FSR será ligada diretamente em cada canal do ADC. O circuito na Figura 48 mostra a ligação do projeto.

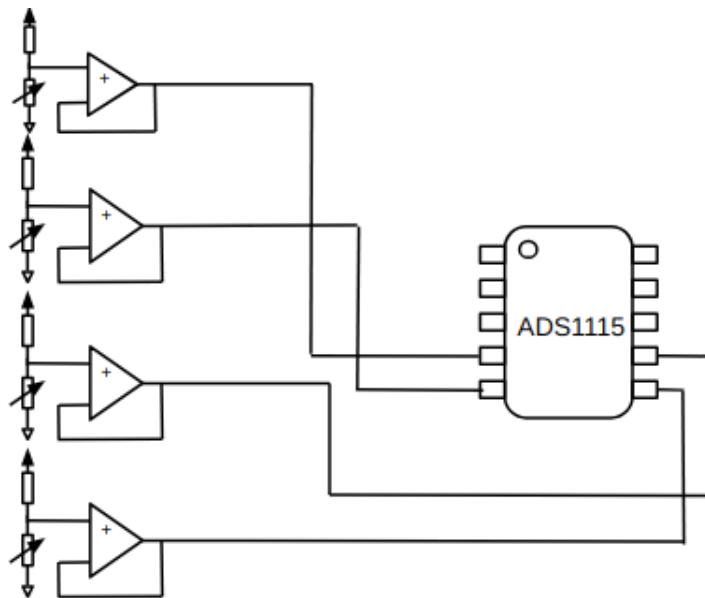


Figura 48 – Circuito de aquisição do projeto. Fonte: Autoria própria

Com o uso dos sistemas apresentados, integrou o sistema de transdução com o circuito divisor resistivo. Após a saída do sinal elétrico do *buffer*, o sinal entra no conversor analógico digital onde irá passar do domínio analógico para o domínio discreto. Cada saída de um *buffer* do canal de transdução é ligado a um canal do ADC. Este ADC irá por meio do protocolo *I<sub>2</sub>C* transferir as informações de força de cada sensor para o microcontrolador ESP32. Agrupando

cada bloco do sistema como transdutor, *buffer* e ADC, é possível criar um esquemático utilizando o *software* Kicad, representado pela Figura 49 o qual contém todos os sistemas descritos acima.

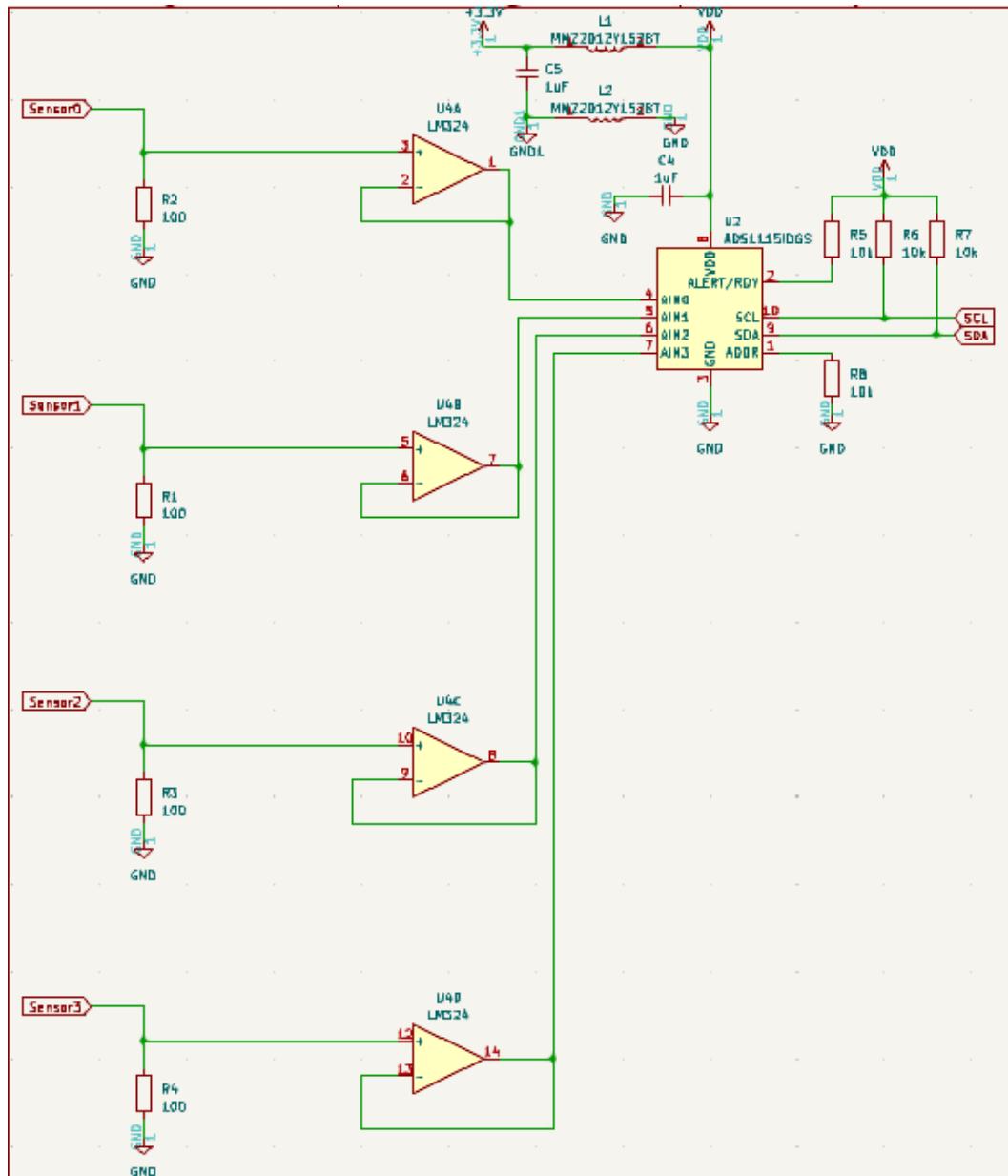


Figura 49 – Esquemático do Sistema de aquisição. Fonte: Autoria própria.

### 3.2.5 Circuito de potência

Define-se como circuito de potência eletrônico um sistema no qual encontra-se a alimentação para acionar as cargas do dispositivo em questão.

O vestível trata-se de um dispositivo móvel o qual será usado por pacientes para coletar dados referente a força aplicada em 5 pontos plantar durante o ciclo da marcha. A utilização de uma fonte de alimentação fixa como tomadas e fontes de tensão, torna-se inviável uma vez que o paciente precisará de liberdade na locomoção.

Dessa forma, propôs-se um sistema, o qual em vista dos requisitos do projeto, necessitou-se de uma bateria com demanda energética capaz alimentar o *hardware* para suportar exames de coleta em sequência e ter dimensões menores que  $60x70\ mm$ . Assim definiu-se uma bateria de lítio de 3,7V e 2000mAh.

Dessa forma definiu-se a arquitetura do sistema de potência, como mostrado na Figura 50.

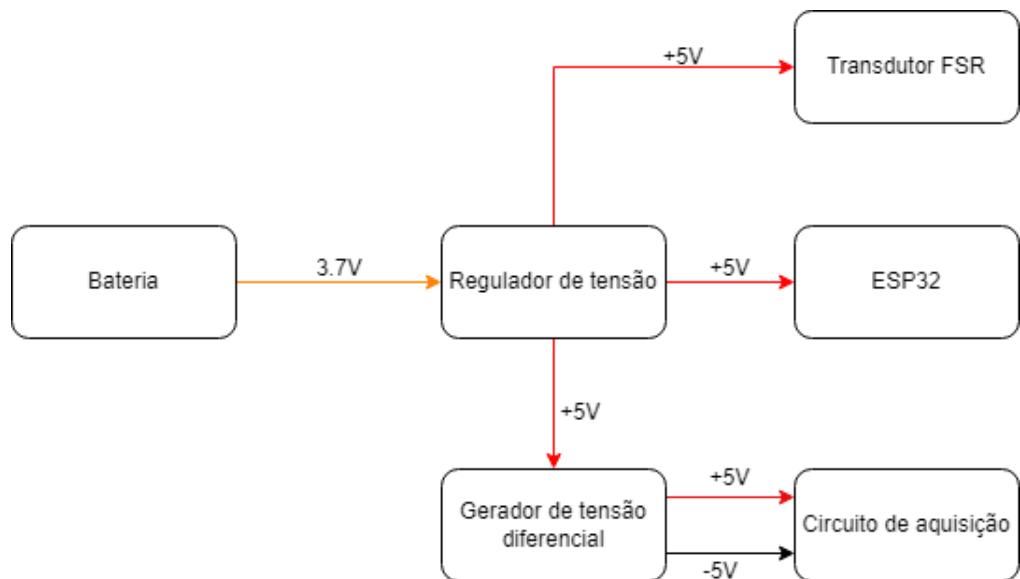


Figura 50 – Arquitetura circuito de potência. Fonte: Autoria própria

A arquitetura é dividida em três principais seções:

- Bateria: Responsável por fornecer 3,7v e 2200mAh para alimentar o *hardware* e transdutores FSRs.
- Regulador de tensão: Circuito *boost* responsável por aumentar a tensão de 3,7v para 5v.
- Gerador de tensão diferencial: Responsável em fornecer +5v e -5v para os amplificadores do circuito de aquisição.

O sistema de alimentação do vestível tem como requisito a capacidade de fornecer energia suficiente para alimentar os transdutores FSRs, amplificadores *Buffer* na aquisição, ADS 1115 e o microcontrolador ESP32.

Os FSRs, como mencionado anteriormente, são resistores sensíveis a força ou torção no qual converte essa grandeza em tensão elétrica. Para esse projeto em específico, definiu-se o FSR operando em topologia de divisor de tensão como demonstrado na 44, no qual a tensão de alimentação é a gerada pelo regulador de tensão em +5v.

No circuito de aquisição foi necessário a implementação de amplificadores operacionais em topologia *buffer*. O amplificador configurado como seguidor de tensão (*buffer*) tem por característica replicar a tensão de entrada em sua saída, de maneira a isolar o sinal, garantindo a fidelidade para maior precisão da aquisição.

Para operar nessa topologia o amplificador operacional selecionado foi o LM324, em uma configuração contendo quatro amplificadores por CI, como o projeto realiza a aquisição de quatro transdutores FSRs, são necessários quatro *buffers*. Considerando o consumo de energia o *datasheet* do CI, especifica uma tensão de alimentação de 3 a 36V e o consumo de corrente de 10mA. Dessa forma, torna-se factível sua utilização uma vez que tensão e corrente de fornecimento da bateria > tensão e corrente de consumo do LM324.

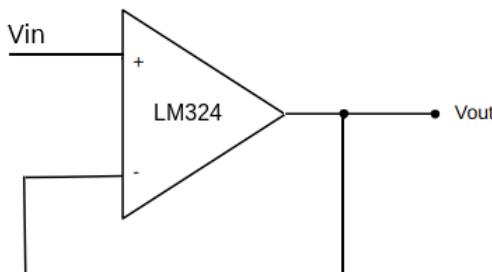


Figura 51 – Amplificador Operacional em topologia seguidor de tensão. Fonte: Autoria própria

Para o funcionamento do circuito seguidor de tensão apresentado na Figura 51, tem como função reproduzir o sinal com suas variações como o menor erro possível, uma vez que ao utilizar um transdutor de sinal o mesmo apresentará ruídos e para eliminá-los é necessário viabilizar a operação da rejeição de modo comum (CMRR). A rejeição de modo comum, opera rejeitando sinais que forem comum as entradas, dessa forma é necessário que o mesmo sinal seja aplicado nas duas entradas, para o que for comum a eles seja rejeitado. Com o circuito seguidor de tensão o sinal que está na entrada não inversora passa pelo amplificador multiplicado por um ganho unitário de forma que essa tensão não é amplificada, a mesma posteriormente retorna por um

sistema de *feedback* para entrada não inversora que inverte esse sinal e o multiplica pelo mesmo ganho unitário. Note que a Figura 52 apresenta o esquema lógico desse sistema, o sinal  $V_{in}$  é somado ao sinal de saída invertido com ganho unitário, dessa forma obtém-se o mesmo sinal nas duas entradas, viabilizando a operação em rejeição de modo comum.

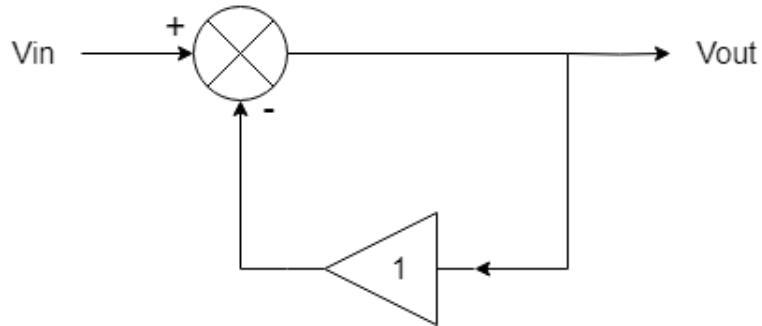


Figura 52 – *Buffer* Simplificado. Fonte: Autoria própria

Para o circuito de potência, a viabilização do CMRR implica em fornecer alimentação diferencial ao circuito, uma vez que será utilizado as entradas inversoras e não inversoras. Como demonstrado na Figura 50, a bateria é a fonte de energia principal, todos os outros sistemas realizam conversões a partir dela, a qual gera uma tensão positiva de 3,7v, posteriormente essa tensão é aumentada para +5v pelo regulador de tensão *Boost*, que irá ser responsável por prover tensão positiva para a ESP32 e para o circuito de aquisição. A tensão diferencial consiste em obter uma fonte de tensão positiva e uma negativa, neste caso com magnitude de +5V e -5V, o circuito com essa função é denominado como Gerador de tensão diferencial.

Para a realização do gerador de tensão diferencial necessita de um sistema a qual tenha a capacidade de receber a tensão de +5V e transformar para a tensão de -5V, o sistema proposto para realizar essa função se baseia no CI ICL7660. O ICL7660 trata-se de um conversor de tensão baseado em tecnologia CMOS para circuitos de alimentação fabricado pela *INTERSIL*. De acordo com o *datasheet* fornecido pela fabricante suas características incluem:

- Conversão simples de +5V para  $\pm 5V$
- Multiplicação de tensão ( $V_{OUT} = (-)nV_{IN}$ )
- Eficiência energética típica de 98%
- Faixa de operação de tensão de 1,5V até 10V

O conversor de tensão negativo opera de acordo com o circuito lógico representado na Figura 53.

A operação se baseia em carregar o capacitor C1 com a tensão  $V_+$  e utilizar essa tensão para carregar negativamente o capacitor C2 com a mesma tensão só que lida a partir de um

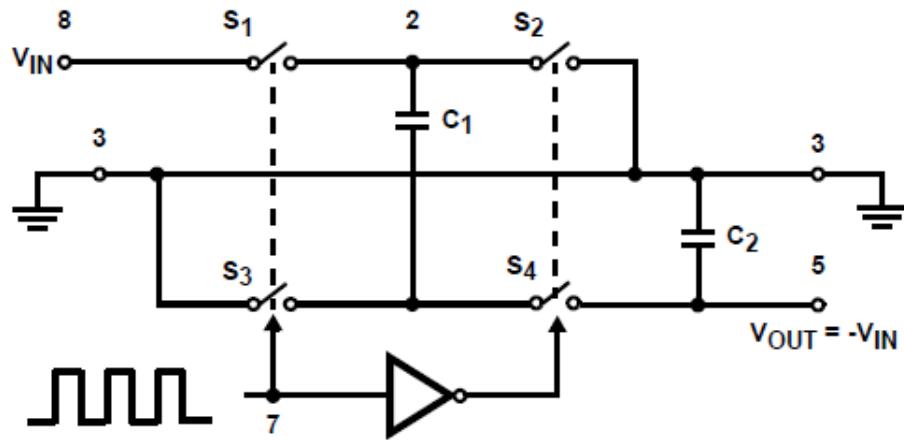


Figura 53 – Conversor negativo de tensão ideal. Fonte: ICL7660 INTERSIL| Alldatasheet

terminal negativo, para isso, inicialmente as chaves S1 e S3 estão quando o sinal de clock (sinal do canto esquerdo inferior) está em nível lógico alto, carregando o capacitor C1 com tensão de entrada ( $+V_{IN}$ ). Quando o sinal vai para o nível lógico baixo, S1 e S3 são abertas enquanto S2 e S4 são fechadas de forma que a tensão em C1 carregue C2. Note que C2 está entre o GND e um potencial de leitura menor que GND, o potencial negativo, dessa forma a tensão resultante é  $V_{OUT} = -V_{IN}$ .

A Figura 54 demonstra o circuito base do gerador de tensão diferencial.

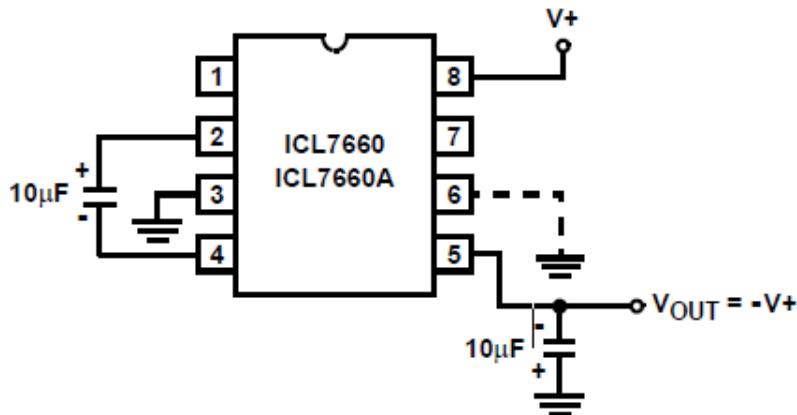


Figura 54 – Circuito gerador de tensão diferencial base. Fonte: ICL7660 INTERSIL| Alldatasheet

Os capacitores C1 e C2 são utilizados para conseguir melhorar a eficiência de conversão e para eliminar o *ripple* da tensão de entrada, respectivamente. Esse sistema tem como função exclusiva gerar a tensão negativa para o Amplificador *Buffer* LM324 que possui 4 Amplificadores operacionais encapsulados cada um conectado a um transdutor FSR e enviando essa tensão para a aquisição de 16 bits do ADS1115, drenando uma corrente de variável de acordo com a medição, como forma de sempre gerar a tensão negativa de  $-5V$  acoplou-se paralelamente outro

círcuito gerador de tensão como demonstrado na Imagem 54, de forma que o círcuito final de geração de tensão proposto é demonstrado na Figura 55

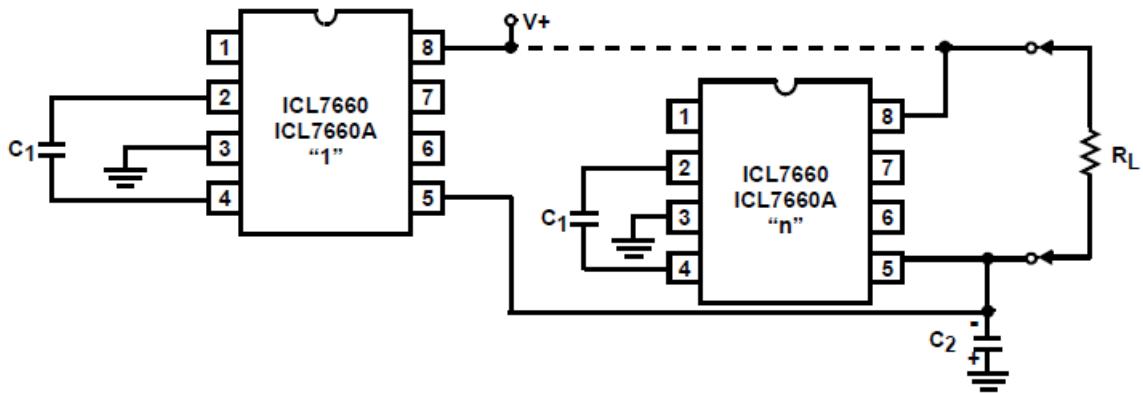


Figura 55 – Círcuito gerador de tensão diferencial final. Fonte: ICL7660 INTERSIL| Alldatasheet

A ESP32 como demonstrado anteriormente é o microcontrolador responsável por receber, pré-processar e enviar via BLE os valores dos transdutores, consumindo boa parte da potência enviada pela bateria. Dessa forma, é necessário a geração de uma tensão estável e que atenda os requisitos de tensão e corrente da mesma. De acordo com a fabricante, a tensão de alimentação necessária pelo pino *VIN* é de  $+5V$  consumindo uma corrente média de aproximadamente  $130mA$ . Para atender os requisitos descritos, propôs-se a utilização de um módulo para aumentar a tensão da bateria para  $+5V$ , o módulo escolhido é o MT3608, baseado no CI de mesmo nome. O MT3608 trata-se de um CI um conversor *step-up* desenvolvido pela empresa AEROSEMI, tendo como características principais:

- Faixa de tensão de entrada: 2V a 24V
- Eficiência de conversão de 97%
- Faixa de tensão de saída: 5V a 28V
- Corrente máxima de 2A

A Figura 56 apresenta o regulador a ser utilizado.

O esquemático do circuito referente ao funcionamento do regulador, é apresentado na Figura 57

Os componentes principais do circuito são o CI MT3608, responsável por realizar toda a lógica de conversão do STEP UP do circuito e o potenciômetro *RP1*, o qual tem a capacidade de realizar o ajuste da tensão de saída. No âmbito do projeto por se tratar de um conversor fixo para  $5V$ , o potenciômetro será regulado apenas uma vez para prover  $5V$  em sua saída. Por meio de



Figura 56 – Modulo Regulador de Tensão Step Up MT3608. Fonte: Site Baú da Eletrônica.

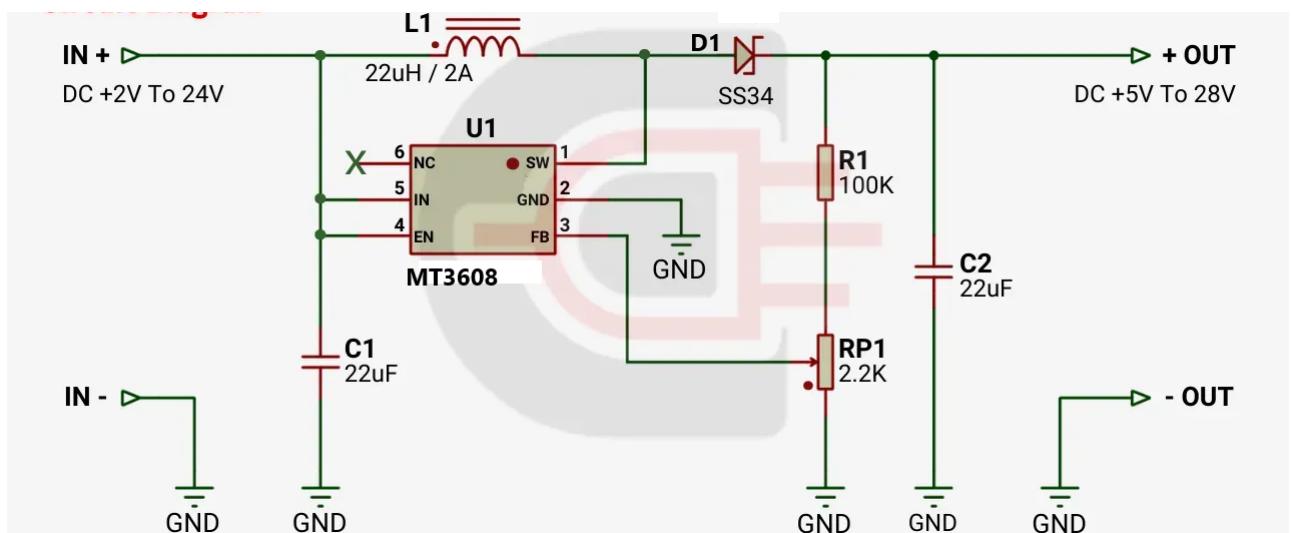


Figura 57 – Esquemático Regulador de Tensão Step Up MT3608. Fonte: Site Electrothinks.

adequações, decidiu-se que esse sistema não será implementado no *hardware* final apresentado a seguir: o mesmo será colocado no compartimento demonstrado na Figura 33.

### 3.2.6 PCB Layout - Circuito Total

Com o uso dos sistemas já apresentados nesta Seção, gerou-se o esquemático final do *hardware* utilizando o *software* Kicad, representado pela Figura 58, o qual contém os sistemas de aquisição, ESP32 e gerador de tensão diferencial. Observa-se que o circuito de aquisição é responsável pela conversão do sinal de força para o sinal elétrico que será digitalizado para o microcontrolador ESP32 processar. Toda a alimentação dos sistemas é feita pelo gerador de

tensão diferencial que é responsável por alimentar o circuito de aquisição.

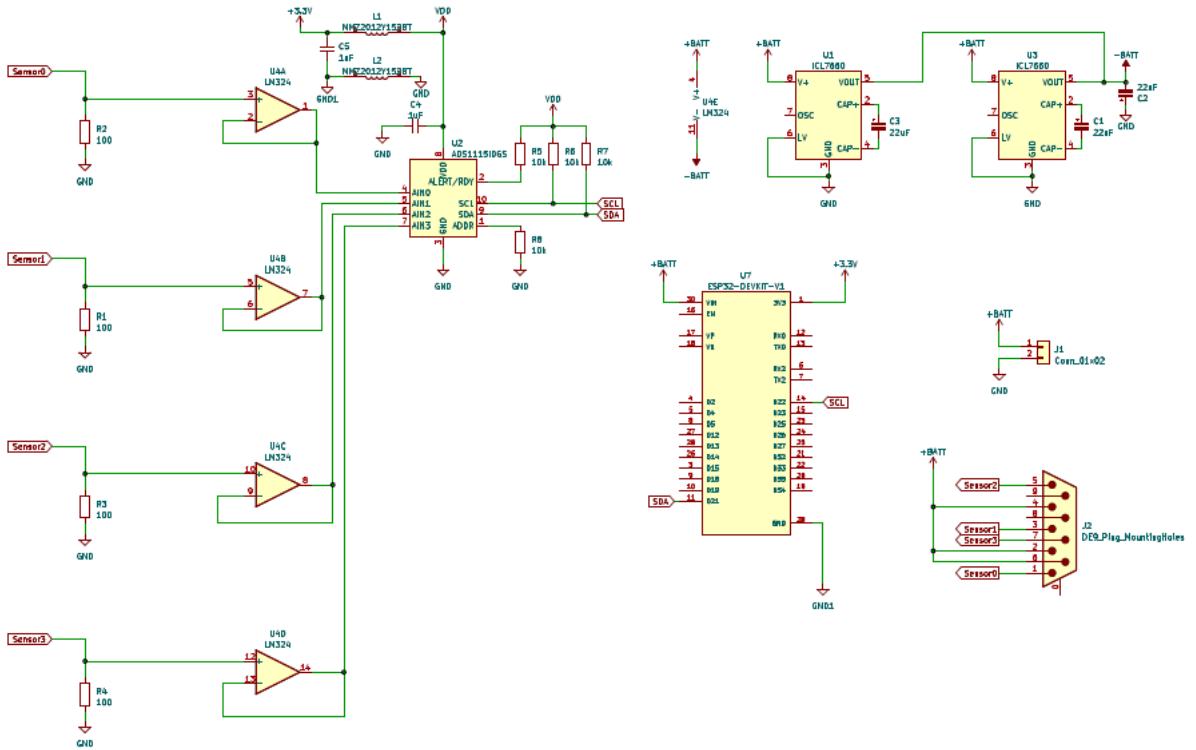


Figura 58 – Esquemático Completo - *Hardware* Vestível. Fonte: Autoria própria.

A partir do esquemático, gerou o layout PCB para posterior impressão do *hardware* físico. Para melhor disposição dos componentes utilizou-se duas faces da PCB de forma a encaixar nos requisitos de dimensão do *hardware* visto que este será colocado em uma caixa a qual irá ser ajustada no tornozelo do paciente para realizar a leitura dos transdutores presentes na palmilha.

Por fim, o tamanho final da PCB ficou de 67,81 x 47,49 mm. O da face superior do layout está representada na Figura 59.

E a face inferior da placa impressa está representada na Figura 60.

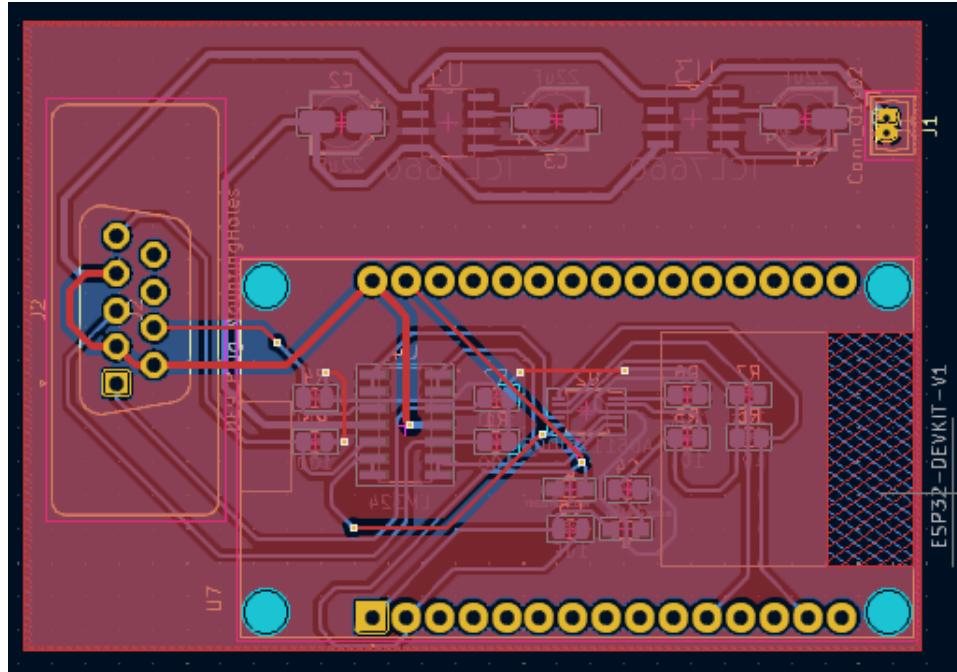


Figura 59 – PCB Layout - TopLayer . Fonte: Autoria própria.

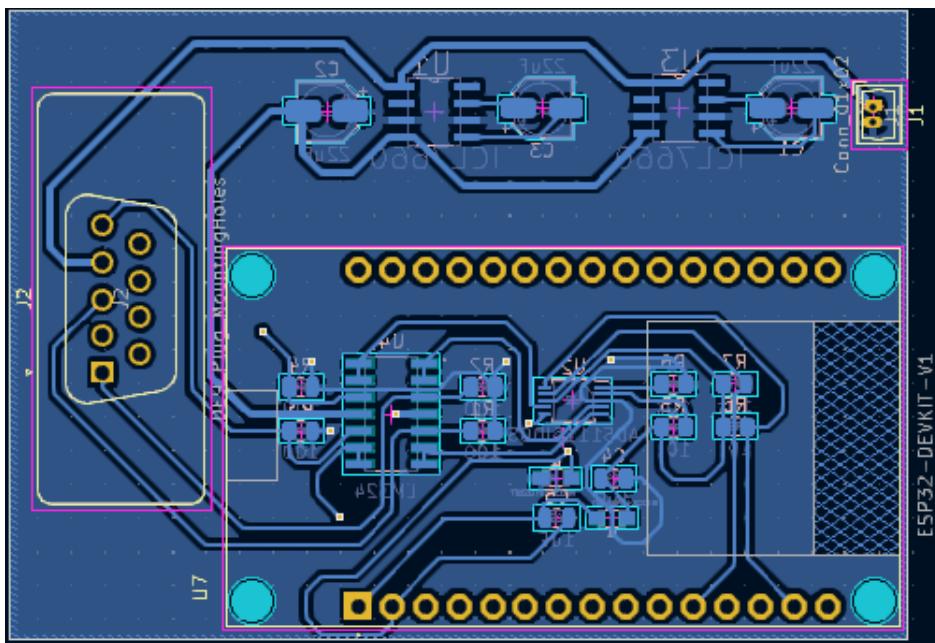


Figura 60 – PCB Layout - BottomLayer. Fonte: Autoria própria.

### 3.3 Firmware

*Firmware* por definição etimológica da palavra, é uma combinação entre *firm* de firme ou estável em inglês e *software* do programa presente no computador. *Firmware* é um tipo de *software* que é armazenado em um dispositivo eletrônico microcontrolador ESP32. Ele é responsável por gerenciar as funções do *hardware*, como processamento e aquisição de sinais, via protocolos de comunicação com outros dispositivos e a entrada e saída de dados. No âmbito

do vestível, o *firmware* é camada de controle do *hardware* que possui a função de requisitar a aquisição do sinal analógico proveniente dos trandutores FSRs, convertê-los em um sinal digital amostrado em 16 bits e enviar os valores via BLE ao computador que irá processá-los e gerar os gráficos de cada exame.

Por se tratar de um sistema embarcado com um microcontrolador, o *firmware* é do tipo *bare metal* que consiste em um conjunto de instruções que são executadas diretamente sobre o *hardware* do vestível. Por ser do tipo *bare metal*, não existe nenhum *software* de fachada entre ele e o *hardware*, obtendo o mais alto grau de controle sobre o *hardware*. Por esse motivo o mesmo precisa ser escrito em uma linguagem de baixo nível, neste caso em C++, para aproveitar o máximo de recursos da ESP32 e garantir seu máximo desempenho graças ao multi paradigma e eficiência de memória da linguagem. As seções 3.3.1 e 3.3.2, tratarão de explicar as duas funções que o *firmware* desenvolve:conversor analógico e do protocolo de comunicação *BluetoothLowEnergy*.

### 3.3.1 ADC - ADS1115

O código é projetado para interagir com um conversor analógico-digital (ADS1115), lendo dados de quatro canais analógicos. Há uma chamada para a função *controlloop()* indicando que é destinada para lógica de controle adicional que será explicada adiante. O programa principal está contido no *loop* da função *loop()*, onde a leitura dos sensores ocorre a cada segundo e os valores são enviados para posterior processamento. Além disso, o *setup* inicializa a comunicação *Bluetooth*, configura o ADC ADS1115 e inicia o monitor serial. É fundamental destacar que o código depende da biblioteca BLE (*BluetoothLowEnergy*) e a funcionalidade exata do sistema de controle é explicada na Seção abaixo e encapsulada na função *controlloop()* que fica enviando os dados para as demais partes do código para processamento. Todo o código foi apresentado na Seção do Apêndice A. Em resumo,

Linhas 1-5: Inclusão de bibliotecas necessárias, como *Arduino.h* para funcionalidades do Arduino, *BLE.h* para *BluetoothLowEnergy*, *control.h* para uma biblioteca de controle (não fornecida no código fornecido), e *Wire.h* para comunicação I2C. Além disso, é incluída a biblioteca *AdafruitADS1015.h* para trabalhar com o ADC ADS1115.

Linhas 7-15: Declaração de variáveis globais para armazenar valores lidos dos quatro canais e variáveis para armazenar valores correspondentes.

Linhas 19-30: Definição de uma função chamada *readFSR()* que realiza a leitura dos valores analógicos dos quatro canais do ADS1115. Os resultados são armazenados nas variáveis globais V1, V2, V3 e V4.

Linha 56: Chamada da função *controlloop()* com os valores lidos dos canais como argumentos.

Linhas 59-64: Função *setup()* que é executada uma vez no início do programa. Inicializa

a comunicação *Bluetooth*, o ADC ADS1115 e o monitor serial.

Linhas 66-70: Função *loop()* que é executada continuamente. Chama a função *readFSR()* para ler os valores dos sensores analógicos.

### 3.3.2 BLE

O microcontrolador ESP32, tem em seu sistema a capacidade de se comunicar via protocolo *BluetoothLowEnergy*, como mencionado anteriormente o protocolo tem como principal característica o baixo consumo de energia, uma vez que o dispositivo proposto por esse trabalho, trata-se de um dispositivo móvel, alimentado por bateria, no qual o baixo consumo de energia é um requisito essencial para garantir as funcionalidades do sistema por maiores períodos.

O envio BLE, opera de maneira a identificar se existe um usuário conectado e após isso enviar ou ler dados desse usuário. A Figura 61 demonstra o diagrama lógico do código presente no apêndice na Seção A.2

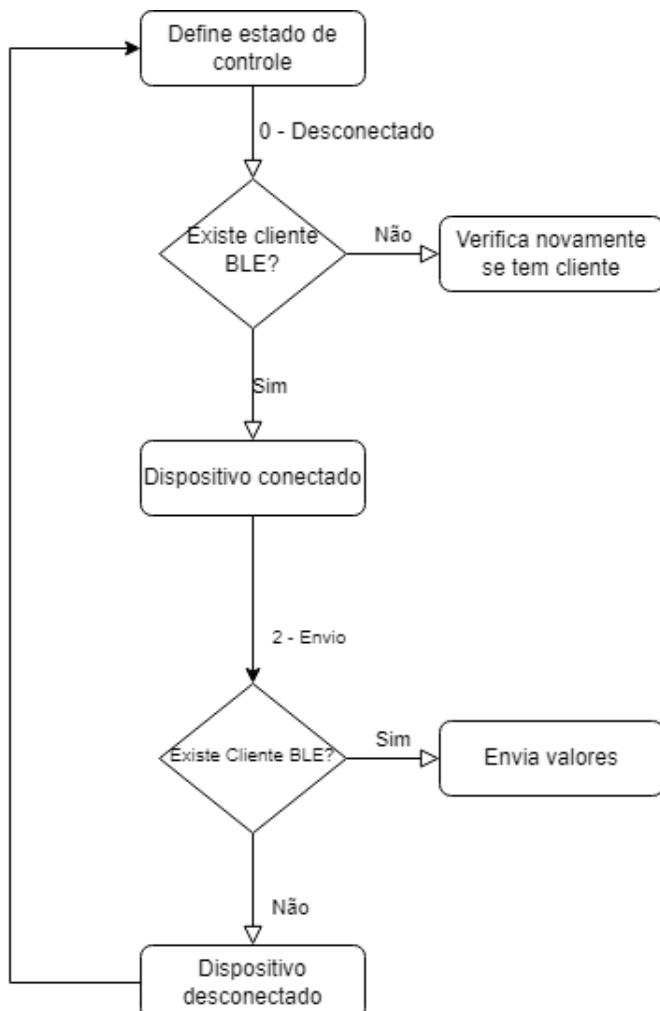


Figura 61 – Lógica de controle e envio de dados via BLE. Fonte: Autoria própria.

No escopo desse projeto, o sistema *bluetooth* é projetado apenas para enviar os valores

para o sistema de processamento. Dessa forma, não foi implementado um estado de leitura.

Como demonstrado no diagrama lógico uma vez que o dispositivo é conectado e a conexão do usuário é estabelecida, a ESP32 começa o envio sequencial de cada valor, como é utilizado quatro sensores, existe quatro variáveis representadas como *adc0*, *adc1*, *adc2* e *adc3* de 16 bits cada. Estas são enviadas *over-the-air* ao sistema de processamento realizado pelo *software*. Cada um deles possui um identificador para diferenciar os sensores, sendo os identificadores 0, 1, 2, 3 para os sensores 1,2,3 e 4 respectivamente, os quais serviram no processamento para gerar o gráfico durante o ciclo da marcha, referente a cada ponto aquisitado.

## 3.4 Software

Para a análise dos dados pelo fisioterapeuta, é necessário o processamento dos dados e uma forma de visualização gráfica de visualização desses.

### 3.4.1 Lógica de Re却bimento BLE

O recebimento dos dados é feito com o uso de um computador com *Bluetooth*, usando-se da tecnologia BLE (*BluetoothLowEnergy*) para o recebimento dos dados vindos do vestível. Para esse recebimento foi feito um programa usando a linguagem de programação *Python*. Essa linguagem foi escolhida devido a sua maior abrangência de bibliotecas relacionadas à tecnologia BLE.

Para a linguagem escolhida as seguintes bibliotecas relacionadas a tecnologia BLE poderiam ser usadas: *Bluepy*, *PyGatt*, *PyBluezeBleak*. O funcionamento das duas primeiras é exclusivo do sistema operacional Linux, enquanto as duas últimas podem funcionar tanto no Linux quanto no Windows.

A biblioteca escolhida foi a *Bleak*, sendo possível através dela escanear dispositivos, conectar com eles, e fazer interações com os serviços e características. Além disso, ela tem suporte com diferentes sistemas operacionais, o que facilita para o usuário. Essa biblioteca é construída a partir da biblioteca *asyncio*, o que permite a construção de aplicações assíncronas.

A comunicação BLE é baseada no protocolo GATT (*GenericAttributeProfile*) que facilita a troca de dados entre dispositivos. Nele define-se o protocolo para identificador de produto, de UUID e valor do dado, além de definir uma hierarquia com conceitos chamados serviços e características, um exemplo disso pode ser mostrado pela Figura 62.

Os serviços são usados para dividir os dados em entidades lógicas e contêm partes específicas de dados chamadas características, podendo conter uma ou mais. Cada serviço se diferencia do outro através de um ID específico denominado UUID, que pode ser de 16 bits ou 128 bits. Já as características encapsulam um único ponto de dados, elas podem se diferenciar também por um UUID predefinido de 16 ou 128 bits((GATT, 2014)).



Figura 62 – Conceito de Grupos no GATT. Fonte:

No projeto, os UUIDs do serviço e características são de extrema importância. É por meio deles que é definido a comunicação. O UUID de serviço é definido pela ESP utilizada, sendo o seu endereço BLE. Já o UUID da característica é definido no *firmware* e é a partir dele que se identifica o dado enviado pela ESP.

Para melhor estruturar o código e entender as necessidades e o progresso desses, cria-se um diagrama lógico para o código, mostrado pela Figura 63. A partir desse cria-se o código sabendo as ações a serem executadas em diferentes situações. O código do programa está localizado no apêndice.

Quando o paciente estiver com o vestível e esse estiver ligado, aperta-se o botão na tela para iniciar a comunicação e o diagrama é representado a partir disso. O *software* procura o dispositivo ao qual deseja se conectar e se encontrá-lo conecta-se com esse. Caso não encontre, dá um aviso e encerra. Encontrado o dispositivo, procura-se então a característica do dado, encontrado pode se preparar para receber o dado, caso não, dá um aviso e encerra.

Após encontrar a característica, o *software* fica em espera, aguardando o recebimento dos dados. Isso é possível devido a função *start\_notify* da biblioteca *bleak*. Através dela o *software* apenas age quando há o envio do dado pela outra parte, ou seja, quando o dispositivo envia o dado obtido no sensor, o *software* é avisado e recebe esse dado e faz seu processamento. Após isso volta para a espera. Importante ressaltar que a espera acontece em paralelo com o processamento, sendo esses não sequenciais.

O processamento e equacionamento dos dados será explicado mais a fundo no tópico seguinte. Após o dado processado, é plotado um gráfico com os dados, da Força pelo tempo, atualizando esse gráfico em tempo real - com exceção dos pequenos *delays* de envio. É plotado um gráfico para cada um dos sensores, podendo se analisar as forças nos diferentes pontos do

pé e em cada tempo. O tempo do plotado nos gráficos é registrado no tempo que é recebido o dado, para isso regista-se o tempo zero como o do primeiro dado recebido e para os seguintes se faz a subtração com esse.

Quando se deseja encerrar o recebimento, se aperta o botão para encerrar o processo. Assim, pode se começar a captura de outra marcha do mesmo paciente. A cada vez que se encerrar o processo, as imagens dos gráficos são salvas com o nome do paciente e uma tabela com todos os dados da força pelo tempo também é salva.

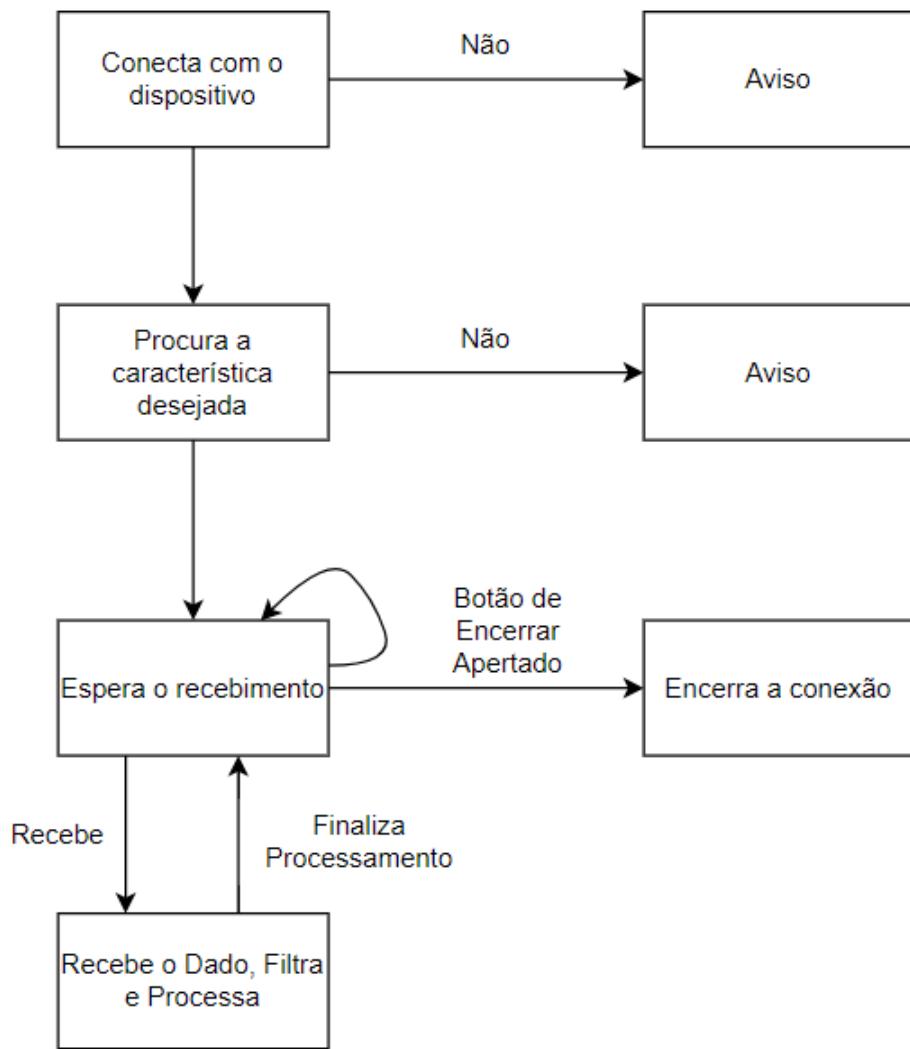


Figura 63 – Diagrama Lógico do Código. Fonte: Autoria própria

### 3.4.2 Processamento dos Dados

Os dados recebidos pelo dispositivo são valores digitais de 16 bits, no formato UTF-8, e se faz a decodificação desses. Após isso, remove-se o último carácter e converte os dados para inteiro. Esse é o valor do sensor enviado. O carácter retirado é guardado em outra variável e esse corresponde a qual sensor enviou esse dado.

Após obter o valor inteiro do dado recebido, sendo esse um valor digital de 16bits, converte-se esse para Tensão (V) usando um multiplicador pré definido, através da Equação 3.2, sendo  $V$  a tensão e  $D$  o valor do dado recebido.

$$V = \frac{D * 0.1875}{1000} \quad (3.2)$$

Com isso, pode se filtrar os valores recebidos. Ao se realizar os testes de recebimento de dados, percebeu-se que, apesar se não haver força nenhuma sendo executada sobre o sensor, ainda sim eram recebidos dados. Assim, a fim de retirar esses sinais fantasma, aplicou-se um filtro passa alta no próprio *software* de acordo com os valores fantasmas lidos nos testes. Para o sensor quadrado, notou-se que a tensão não passava de 0,05V e para o sensor redondo de 0,03V, com isso valores menores que esse de tensão são adotados como 0V e não são plotados no gráfico.

Após converter os valores para tensão e filtrar, deve se converter os valores de tensão para força. Para esse processo, são necessárias os dados experimentais obtidos na caracterização do FSR, mostrados na Tabela 9 para o sensor redondo, e mais a frente será mostrado para o sensor quadrado.

Força(N)	Tensão (V)
8	0,1566
12	0,168
20	0,24
30	0,305
40	0,402
49	0,428
59	0,453
69	0,484
80	0,531
89	0,572
90	0,572
101	0,629
149	0,704
201	0,796
254	0,86
303	0,875
354	0,914
405	0,94
456	0,965
503	0,982
550	0,987
602	1,023
653	1,025
707	1,034
748	1,037
806	1,05
850	1,058
903	1,075
958	1,068

Tabela 9 – Força e tensão para o sensor redondo feito na caracterização. Fonte: Autoria própria.

Para os valores da Tabela 9, pode se gerar o gráfico mostrado na Figura 65.

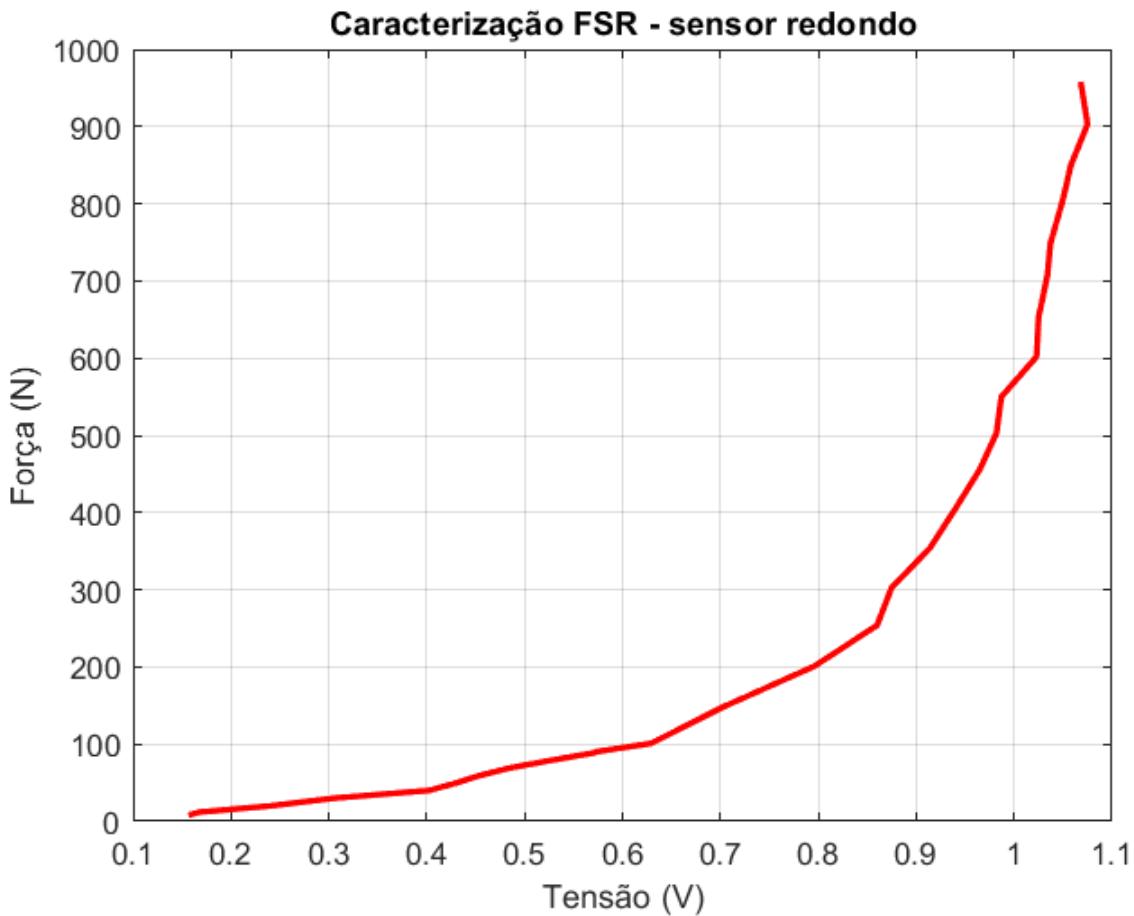


Figura 64 – Gráfico Tensão por força - sensor redondo. Fonte: Autoria própria

Iniciando com o sensor redondo, através da Figura 64 pode se notar que a relação entre a tensão e a força aparenta se comportar de forma exponencial. Assim, para equacionar esses dados, é necessário realizar uma regressão exponencial.

A equação exponencial possui o formato mostrado em 3.3, onde  $y$  é a variável dependente e  $x$  a independente.

$$y = a \cdot e^{bx} \quad (3.3)$$

Assim, sabe-se que se deve achar o  $a$  e o  $b$  para os dados que se possui. Para isso se transforma a equação em uma regressão linear aplicando o logaritmo natural, obtendo a Equação 3.4, em que  $\ln(a)$  é o coeficiente linear da reta e  $b$  o coeficiente angular.

$$\ln(y) = \ln(a) + bx = A + Bx \quad (3.4)$$

Assim, aplica-se o logaritmo natural nos dados coletados obtendo a Tabela 10, em que o logaritmo da força é o  $y$  e a tensão é o  $x$ . Facilitando assim encontrar a regressão exponencial

Força(N)	ln(Força)	Tensão (V)
8	2,0794	0,1566
12	2,4849	0,168
20	2,9957	0,24
30	3,4012	0,305
40	3,6889	0,402
49	3,8918	0,428
59	4,0775	0,453
69	4,2341	0,484
80	4,3820	0,531
89	4,4886	0,572
90	4,4998	0,572
101	4,6151	0,629
149	5,0039	0,704
201	5,3033	0,796
254	5,5373	0,86
303	5,7137	0,875
354	5,8693	0,914
405	6,0039	0,94
456	6,1225	0,965
503	6,2206	0,982
550	6,3099	0,987
602	6,4003	1,023
653	6,4815	1,025
707	6,5610	1,034
748	6,6174	1,037
806	6,6921	1,05
850	6,7452	1,058
903	6,8057	1,075
958	6,8648	1,068

Tabela 10 – Logaritmo da força e tensão para o sensor redondo. Fonte: Autoria própria.

já que a regressão linear é mais fácil de ser encontrada.

Para se encontrar a regressão linear, deve-se calcular a média dos valores de x ( $X_m$ ) e dos valores de y ( $Y_m$ ). Após isso, calcular o desvio padrão de cada um e então somar os desvios padrões tendo-se  $S_x$ ,  $S_y$  e  $S_{xy}$ , com isso  $A$  pode ser calculado pela equação 3.6 e  $B$  pela Equação 3.5.

$$B = \frac{S_{xy}}{S_x} \quad (3.5)$$

$$A = Y_m - B \cdot X_m \quad (3.6)$$

Assim com os valores da Tabela 10, obtém-se:

$$Xm = 0,7603$$

$$Ym = 5,2835$$

$$Sx = 0,1005$$

$$Sy = 5,7894$$

$$Sxy = 0,6356$$

Logo, pelas Equações 3.6 e 3.5 os coeficientes são:

$$A = 0,3275$$

$$B = 6,3255$$

Assim, voltando para a regressão exponencial, a partir de 3.4 tem-se que  $\ln(a) = 0,3275$ , logo  $a = e^{0,3275} = 1,3875$ ; e  $b = 6,3255$ . Assim, a regressão exponencial que representa o sensor redondo, pode ser mostrada em 3.7.

$$y = 1,3875 \cdot e^{6,3255x} \quad (3.7)$$

Para converter a tensão para força no sensor quadrado, utiliza-se os valores encontrados na caracterização desse sensor, mostrados na Tabela 11.

Força(N)	Tensão (V)
10	0,07
21	0,094
33	0,1207
43	0,142
51	0,1835
61	0,2256
74	0,215
83	0,242
90	0,283
110	0,295
150	0,346
201	0,384
254	0,441
308	0,481
350	0,531
409	0,6
459	0,685
509	0,722
550	0,793
603	0,882
652	0,945
707	1,021
755	1,095
805	1,125
852	1,175
903	1,233
956	1,266
1005	1,297

Tabela 11 – Força e tensão para o sensor quadrado feito na caracterização. Fonte: Autoria própria.

A partir dos valores da tabela, pode se plotar o gráfico mostrado na Figura 65.

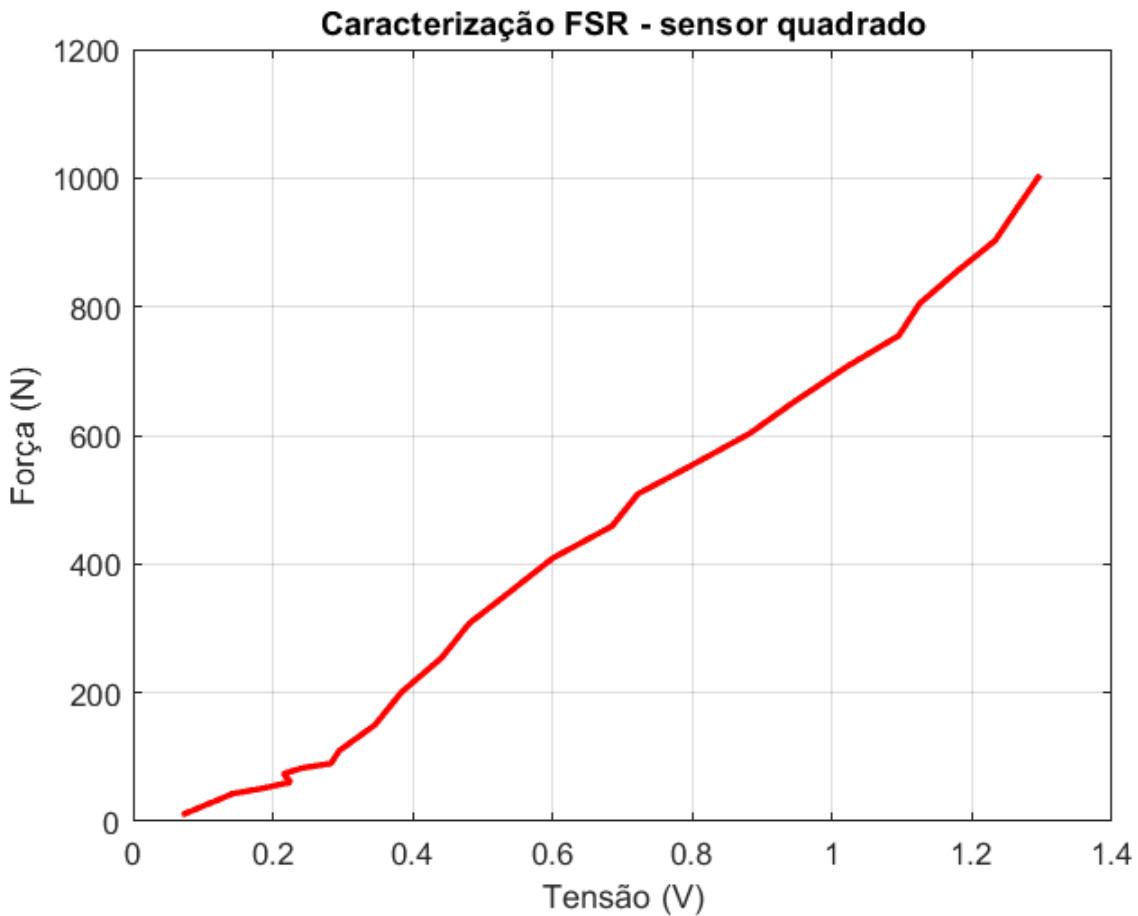


Figura 65 – Gráfico Tensão por força - sensor quadrado. Fonte: Autoria própria

Para o sensor quadrado, analisando o gráfico da Figura 65, observa-se uma relação linear entre a força e a tensão, tendo-se uma regressão linear com a Equação do formato 3.8.

$$y = a + bx \quad (3.8)$$

Para uma melhor elaboração e mais precisa do equacionamento, repara-se que existem dois comportamentos lineares diferentes, de 0 - 0,28V tem-se um comportamento linear e de 0,028V para frente há outro comportamento. Com isso, decide-se realizar dois equacionamentos diferentes. Nesses processos decide-se adotar outro procedimento de equacionamento, ao em vez do usado anteriormente.

Começa-se com o equacionamento com a reta de 0,28V para frente. Dentro da reta analisada, tem-se os pontos que mais se aproximam de uma reta, entre esses pontos se escolhe dois (0,283;90) e (1,095; 755). Assim, com esses calcula-se o coeficiente angular da reta (b) pela Equação 3.9.

$$b = \frac{\Delta y}{\Delta x} \quad (3.9)$$

Com isso, tem-se que o valor de  $b = 819$ . Então, escolhendo mais um ponto do gráfico da Figura 65, tem-se  $(0.635; 419)$ . Assim, substitui-se esses pontos na equação 3.8 e o coeficiente angular também, onde se pode obter o valor de  $a$ . Logo,  $a = -142$  então a equação do sensor quadrado é expressa por 3.10.

$$y = -142 + 819x \quad (3.10)$$

Através das equações 3.7 e 3.10, pode se converter os valores de tensão em força, e com isso, plotar o gráfico em tempo real da força pelo tempo de cada sensor.

Agora para a reta de 0-0,28V, tem-se os pontos que mais se aproximam de uma reta, entre esses pontos se escolhe dois  $(0,283; 90)$  e  $(0,07; 10)$ . Assim, com esses calcula-se o coeficiente angular da reta (b) pela Equação 3.9.

Com isso, tem-se que o valor de  $b = 375,6$ . Então, escolhendo mais um ponto do gráfico da Figura 65, tem-se  $(0.1207; 33)$ . Assim, substitui-se esses pontos na equação 3.8 e o coeficiente angular também, onde se pode obter o valor de  $a$ . Logo,  $a = -12,33$  então a equação do sensor quadrado é expressa por 3.11.

$$y = -12,33 + 375,6x \quad (3.11)$$

Através das Equações 3.7, 3.10 e 3.11, pode se converter os valores de tensão em força, e com isso, plotar o gráfico em tempo real da força pelo tempo de cada sensor. Sendo 3.7 para o sensor redondo e 3.10 e 3.11 para o sensor quadrado.

## 4 RESULTADOS

Nessa Seção, será mostrado os resultados obtidos a partir dos processos executados, mostrando separadamente os resultados obtidos pelo *design, hardware e software*, e então pela estrutura como um todo, para a execução do objetivo principal, a análise do ciclo da marcha.

### 4.1 Estrutura do vestível

Através dos processos executados, foi possível produzir a palmilha e a caixa, chegando a uma estrutura mecânica do projeto com capacidade de ser usada por pacientes, e assim analisar o ciclo da marcha.

#### 4.1.1 Estrutura de Expansão do Vestível

Através do CAD elaborado, foi possível realizar a impressão do vestível com a colaboração do CTI-Renato Archer, essa foi feita usando o polímero PLA (Biopolímero ácido poliláctico) comumente utilizado em impressões. Para um melhor resultado da impressão, dividiu-se o vestível em 3 partes: frontal, central e posterior. A parte central é a parte responsável pela expansão, enquanto a parte frontal e posterior responsáveis pelas partes de fixação. As partes separadas podem ser vistas pela Figura 66.



Figura 66 – Vestível dividido: parte frontal, central e posterior. Fonte: CTI - Renato Archer

A estrutura total da impressão montada pode ser vista pelas Figuras 68 e 67, nele pode ser visto um vestível extremamente flexível e adaptável para diferentes situações.



Figura 67 – Vestível dobrado. Fonte: CTI-Renato Archer.



Figura 68 – Impressão do vestível. Fonte: CTI-Renato Archer.

Ao analisar o dispositivo, verifica-se que a expansão de maneira unidirecional, como planejado. Além disso, a parte central em seu estado normal apresenta 75mm e quando aplicado a sua deformação máxima apresenta 200,82 mm, alcançando assim 167,8% de crescimento. Essa expansão pode ser visualizada pela Figura 69. Além da parte central expansível, tem-se a parte frontal e posterior, que medem respectivamente 4,3 cm e 13 cm. Assim, o vestível como um todo pode medir de 24,8 cm à 38,2 cm .



Figura 69 – Expansão e compressão do vestível. Fonte: CTI-Renato Archer

Cada tamanho de calçado no Brasil, possui um padrão de tamanho equivalente mostrado pela Figura 70.



Figura 70 – Tamanho dos calçados no Brasil. Fonte: VICCINI. Acessado em 23 de Setembro de 2023.

Na tabela 12, pode se fazer a comparação entre o tamanho mínimo e máximo do vestível, e a numeração mais adequada a esses de acordo com o tamanho.

Assim, o vestível alcança das numerações 37 à 48, sendo o mesmo dispositivo funcional para diferentes pacientes com numerações diversas. Assim, pode se dizer que foi possível criar um vestível expansível e adaptável a diferentes numerações, sendo essa uma técnica inovadora,

Numeração Calçados	Tamanho Calçado	Tamanho Vestível
37	24cm	24,3
48	33cm	38,2

Tabela 12 – Comparação do tamanho do vestível e a numeração . Fonte: Autoria própria.

e obtendo um resultado diferencial no mercado.

#### 4.1.2 Estrutura Suporte Eletrônico

A partir da caixa projetada, tendo-se o CAD, com o auxílio de uma impressora 3D, foi possível imprimir a caixa e seus componentes. Assim, resultou-se na caixa da Figura 71.

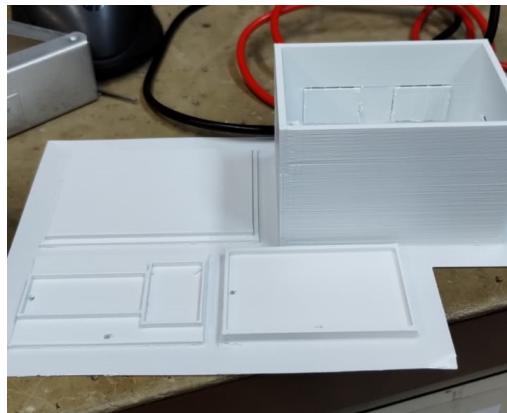


Figura 71 – Caixa logo após ser impressa. Fonte: Autoria Própria

Nessa, foi possível colocar todas as partes eletrônicas como planejado, como mostrado na Figura 72, mostrando que os cálculos para o dimensionamento foram corretos.



Figura 72 – Caixa com os componentes eletrônicos.Fonte: Autoria Própria

Além disso, colocando a caixa no tornozelo (Figura 73), tem-se que ela permaneceu firme no local mesmo com locomoção, mostrando uma estrutura resistente.



Figura 73 – Caixa no tornozelo. Fonte: Autoria Própria

### 4.1.3 Mecânica Geral

O vestível tem como objetivo adequar e fixar o pé do paciente para que ele possa realizar a sua marcha e os dados possam ser captados. Dentro desse mesmo propósito, o vestível também deve ser capaz alocar e prender os sensores que captaram os dados, além de adequar os fios e a estrutura eletrônica como um todo. Com isso no projeto, necessita-se juntar a palmilha impressa, os sensores, as placas elétricas juntamente com seu suporte para resultar no design como um todo.

Iniciando pelos sensores, a conexão dos sensores com a palmilha foi feita em locais pré-designados mostrados no CAD. Os sensores foram colocados com uma fita dupla face na região traseira do sensor e colocados nesta região do vestível.

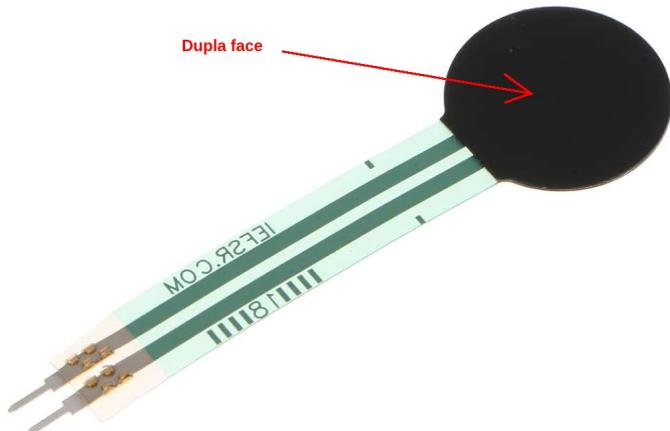


Figura 74 – Vista traseira do FSR 402. Fonte: Autoria própria.

Os sensores são conectados via uma solda com fios que passam pela região interna da palmilha (Figura 75), como planejado no CAD. Cada sensor possui um par de fios que atravessa a palmilha, saindo pela parte traseira e vai até a região da caixa onde está todo o *hardware*, e ali é conectado.



Figura 75 – Passagem dos fios na palmilha. Fonte: Autoria própria

Em relação a fixação do pé ao vestível durante o uso, utiliza-se velcros na parte frontal e na parte posterior do vestível para prender o pé do paciente e ajustá-lo e assim proporcionar uma

fixação eficaz. Com isso, o resultado final do vestível pode ser visualizado na Figura 76, nela pode se visualizar os sensores alocados nos devidos lugares, a passagem do fio internamente e os velcros colocados no seus devidos lugares.



Figura 76 – Vestível completo. Fonte: Autoria própria

Com o vestível montado, pode se calça-lo e testar a adequação dos sensores, a fixação e a expansão do vestível. Além disso, pode se analisar o conforto desse durante uma marcha e verificar possíveis problemáticas ao se realizar esse processo. Com isso, analisar se com o vestível projetado foi possível realizar o proposto. Na Figura 77, pode se visualizar o vestível sendo utilizado.

Com a utilização do vestível, pode se chegar à alguns resultados. O sistema de fixação foi capaz de prender o pé durante a execução da marcha, possibilitando o contato com os sensores para a posterior captação dos dados. No entanto, a parte de fixação posterior, embora funcional, pode resultar em pontos de pressão indesejados no tornozelo, comprometendo a experiência do usuário durante o uso prolongado. Porém como a média de duração dos exames é de 5 min, essa não é uma problemática muito relevante.

Em relação a conexão entre as partes do vestível, essas permaneceram fixas durante a marcha. No entanto, para longos períodos de tempo, as peças do vestível tendem a deslizar internamente, resultando no desalinhamento do dispositivo.



Figura 77 – Vestível sendo usado. Fonte: Autoria própria

Em relação à adequação dos sensores, tem-se que os sensores do calcanhar, da ponta esquerda e da ponta central tem contato completo com o pé quando colocado o vestível. No entanto, o sensor da ponta direita tem contato com o pé, um contato quase nulo, como mostrado pela Figura 78, sendo essa uma grande problemática para a análise total do movimento. Acredita-se que um dos motivos para isso ter acontecido, é pelo fato de o vestível estar relativamente grande para o usuário, caso o pé fosse um pouco maior, todos os sensores seriam acessados. No entanto, este ainda é um ponto significativo que precisa ser abordado futuramente para garantir a eficácia plena do vestível, para garantir que todos os usuários possam ter uma análise adequada.



Figura 78 – Ponto do sensor sem contato com o pé. Fonte: Autoria própria

Outro ponto identificado em relação ao uso geral, está relacionado ao contato direto entre o pé do usuário e os sensores. O uso prolongado nessa condição pode resultar em desgaste na superfície dos sensores, o que, por sua vez, pode prejudicar a precisão das medições obtidas durante os exames. Esse problema no entanto, pode ser facilmente resolvido com o uso de uma meia pelo paciente no momento da análise.

## 4.2 Hardware

### 4.2.1 Circuito de Aquisição

Através do circuito de aquisição projetado, mostrado na Figura 44, pode se obter na prática os resultados da saída, que será enviado por *Bluetooth*. Esse mesmo processo foi realizado ao se caracterizar os FSRs, em que se obteve as tabelas 64 e 65, para os sensores redondo e quadrado, respectivamente. Na Seção 3.2.4, através da equação 3.1, pode se obter a tabela 7 e 8, com os valores teóricos calculados para cada resistência, para o sensor quadrado e redondo respectivamente.

Com isso, pode se comparar o valor teórico esperado pelo circuito e valor experimental obtido. Para o sensor redondo (FSR 402), pode se obter a tabela 13.

Força (N)	Vout - Teórico	Vout - Experimental
0	0,011	0,1566
10	0,012	0,168
20	0,014	0,24
30	0,016	0,305
40	0,036	0,402
49	0,060	0,428
59	0,078	0,453
69	0,137	0,484
80	0,150	0,531
89	0,164	0,572
90	0,166	0,572
101	0,177	0,629
149	0,264	0,704
201	0,289	0,796
254	0,281	0,86
303	0,303	0,875
354	0,345	0,914
405	0,374	0,94
456	0,485	0,965
503	0,665	0,982
550	0,701	0,987
602	0,764	1,023
653	0,881	1,025
707	0,917	1,034
748	0,987	1,037
806	1,038	1,05
850	1,045	1,058
903	1,051	1,075
958	1,049	1,068
1009	1,059	0,96

Tabela 13 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Circular(FSR402).Fonte: Autoria própria.

Através dos dados presentes na tabela 13, pode se gerar o gráfico mostrado na Figura 79.

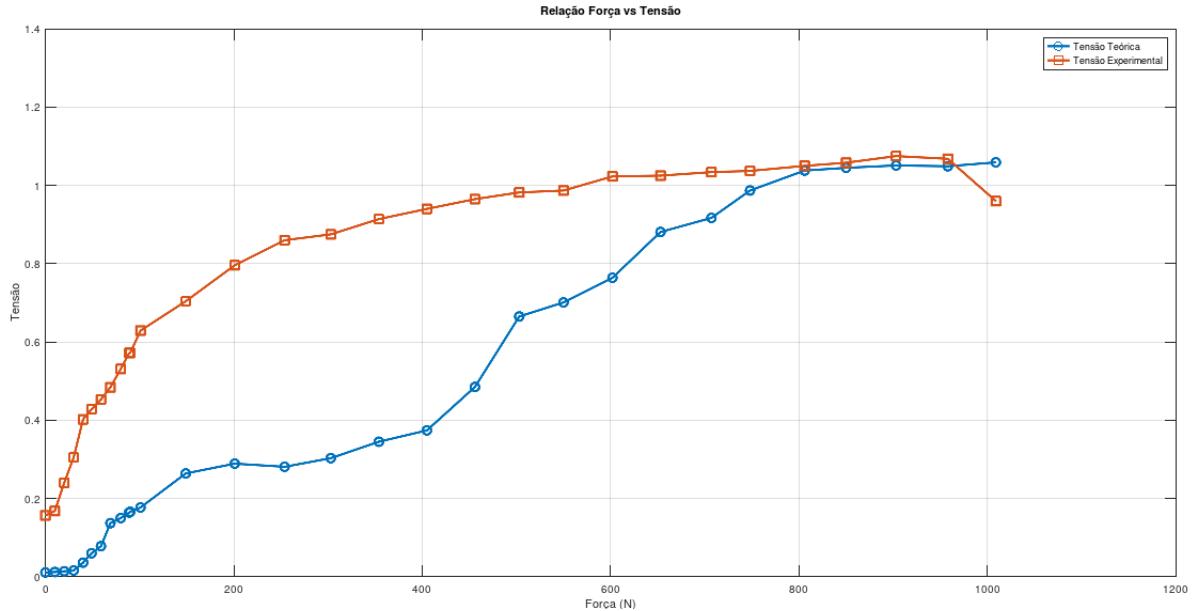


Figura 79 – Gráfico Força(N) x Tensão Experimental-Teórico(V) - Sensor Circular. Fonte: Autoria Própria.

O comportamento do gráfico entre as duas curvas teórico e experimental apresenta um erro grande porém ambas apresentam um comportamento logarítmico. Tal fato se explica visto que o ambiente experimental não é ideal por uma série de fatores: a primeira é que as resistências apresentam tolerâncias em seus valores tanto do FSR quanto da própria resistência conectada ao terra(GND). A segunda é a incerteza do equipamento de medida como a variação da fonte de tensão que não é ideal, provocando uma variação no  $V_{out}$  experimental. A terceira se deve de que o *range* de Força que o sensor FSR402 consegue alcançar é menor do que o FSR406, sendo assim para valores maiores de carga há uma disparidade grande no final do Gráfico. Por fim, tem-se o problema da histerese do FSR que ,segundo o fabricante em seu *Datasheet* é  $>10\%$ , aumentando ainda a propagação de erro entre os gráficos 79 Experimental x Teórico. Ainda sim, o comportamento das curvas é logarítmica o que permite afirmar que a forma/essência do gráfico permanece igual. Há um erro considerável porém pode-se explicar devido a série de erros de propagação citadas anteriormente.

Para o sensor quadrado (FSR 406), tem-se a tabela 14, comparando a saída de tensão teórica com a saída da tensão experimental.

Força (N)	Vout - Teórico	Vout - Experimental
10	0.011	0.07
21	0.028	0.094
33	0.032	0.1207
43	0.070	0.142
51	0.059	0.1835
61	0.130	0.2256
74	0.130	0.215
83	0.096	0.242
90	0.152	0.283
110	0.139	0.295
150	0.235	0.346
201	0.287	0.384
254	0.346	0.441
308	0.431	0.481
350	0.522	0.531
409	0.627	0.6
459	0.659	0.685
509	0.720	0.722
550	0.791	0.793
603	0.880	0.882
652	1.035	0.945
707	1.149	1.021
755	1.173	1.095
805	1.319	1.125
852	1.399	1.175
903	1.444	1.233
956	1.532	1.266
1005	1.622	1.297

Tabela 14 – Comparação de valores teóricos x experimentais - Sensor Quadrado(FSR406).Fonte: Autoria própria.

Através dos dados presentes na tabela 14, pode se gerar o gráfico mostrado na Figura 80.

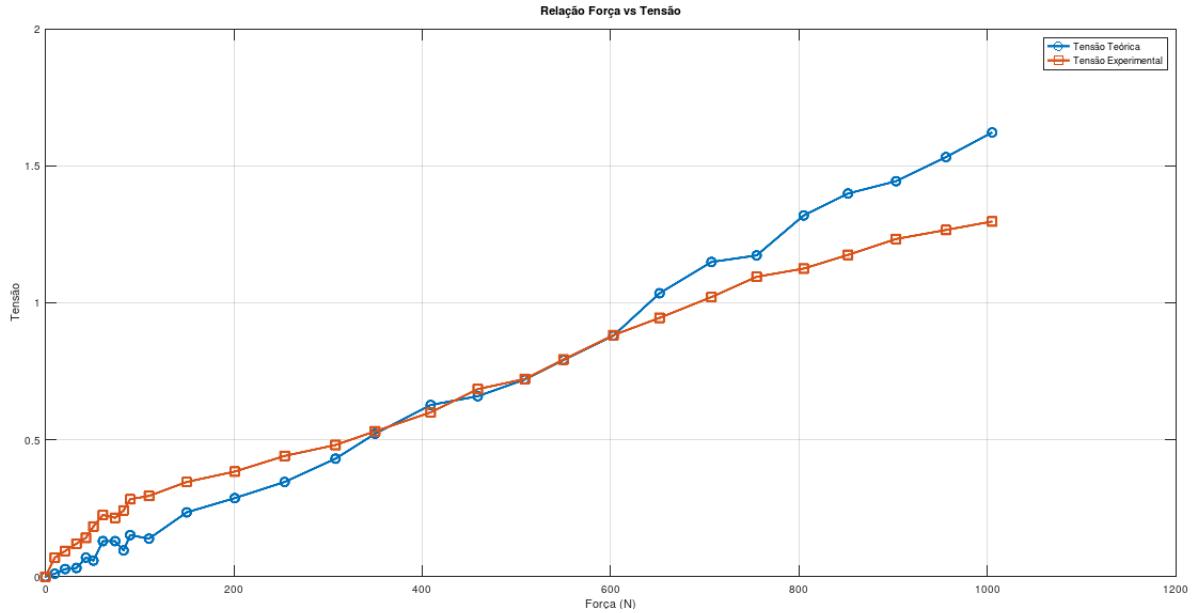


Figura 80 – Gráfico Força(N)x Tensão Experimental-Teórico(V) - Sensor Quadrado. Fonte: Autoria Própria.

O comportamento do FSR406 é um pouco diferente do FSR402. Como o FSR406 possui um *range* maior de Força, segundo o Fabricante, ele apresenta um comportamento mais linear durante toda a sua extensão. Ainda sim possui um erro considerável porém expressivamente menor do que o FSR402. As mesmas justificativas mencionadas anteriormente na seção do FSR402 podem ser aplicadas ao FSR406 com um adendo de que o comportamento do Gráfico sensor quadrado é muito próximo tanto do experimental quanto do teórico. Dessa forma, o comportamento de ambos os sensores é válida quanto a sua forma porém é necessário atentar que os erros são expressivos visto que o ambiente de teste não é ideal e necessitaria de um laboratório preparado assim como equipamentos e itens de alta precisão.

#### 4.2.2 Conversão ADS

No circuito de aquisição projetado, além da própria aquisição em que se obtém o valor da tensão na saída do *buffers* correspondente a uma determinada força, tem-se o ADS no qual o objetivo é a conversão do valor da saída do analógica para a digital que será enviada por *Bluetooth*.

Com isso em foco, mede-se os valores de tensão na saída do *buffers* usando um multímetro; e o mesmo após passar pelo ADS e então usar a equação 3.2 para lê-lo. Assim, se verifica se os valores de tensão foram convertidos corretamente.

Para o sensor circular, aplica-se uma força sobre o sensor de 600N aproximadamente e se desliga os demais para que a leitura no notebook fique mais clara. Então, lê-se o valor de tensão no multímetro (valor analógico) e o valor de tensão no notebook (valor digital). O resultado pode ser visto na Figura 81 e com isso tem-se a tabela 15.



Figura 81 – Aplicação de um peso de 60kg - Sensor Circular.Fonte: Autoria própria.

Multímetro(Analógico)	Notebook(Digital)
0.75V	0.72V

Tabela 15 – Compilado de valores obtidos pelo Sensor Circular FSR402 - Força 600N. Fonte: Autoria própria.

Observa-se que pela análise da Tabela 15 que os valores lidos pelo multímetro e os valores lidos e convertidos digitalmente pelo ADS 1115 estão muito próximos com um leve desvio de 0.03V, configurando a conversão feita como correta.

Fazendo o teste para o sensor quadrado, aplica-se uma força de 650N, e então lê-se valor obtido do multímetro e dos valores digitais do ADC como feito anteriormente. O resultado pode ser visto na Figura 81 e com isso tem-se a tabela 15.



Figura 82 – Aplicação de um peso de 65kg.Fonte: Autoria própria.

Observa-se que pela análise da Tabela 16 que os valores lidos pelo multímetro e os

Multímetro (Analógico)	Notebook (Digital)
1.00	1.02

Tabela 16 – Compilado de valores obtidos pelo Sensor Quadrado FSR406 - Força 650N. Fonte: Autoria própria.

valores lidos e convertidos digitalmente pelo ADS 1115 estão muito próximos com um leve desvio de 0.02V, configurando a conversão feita como correta.

#### 4.2.3 Circuito de Potência

O objetivo principal do circuito de potência é a partir da bateria e com as conversões necessárias, fornecer tensão e corrente por um período de tempo para realizar os exames. Com isso em foco, mensurou-se cada estágio de geração e conversão de tensão o qual após a fabricação da PCB com a utilização do circuito de potência embarcado, realizou-se os testes para definir se o mesmo atingiu o objetivo do circuito do gerador de tensão diferencial o qual era gerar +5V e -5V, e do circuito conversor de tensão o qual era gerar 5V a partir da tensão de saída de 3,7V da bateria.

Os testes foram realizados com um multímetro para averiguar o seu funcionamento o qual resultou nos valores demonstrado nas Figuras 83 e 84, sendo a tensão de saída do conversor de tensão, o qual pela topologia é o mesmo que gera a tensão +5V do gerador diferencial, e a tensão negativa de -5v, respectivamente.



Figura 83 – Tensão positiva de 5V. Fonte: Autoria Própria

Para a análise do tempo de duração da bateria, levantou-se a Tabela 17 que demonstra os valores de corrente em cada estágio e a corrente total consumida da bateria.



Figura 84 – Tensão negativa gerada de -5V. Fonte: Autoria Própria

Circuito	Corrente
Gerador de tensão diferencial	500uA
Conversor Step-UP	100mA
ESP32	55 mA
Circuito de aquisição	32.5mA
Corrente Total	188mA

Tabela 17 – Corrente consumida pelo dispositivo. Fonte: Autoria Própria

A relação para estimativa de tempo de operação é feita a partir da equação:

$$Duracao = \frac{C}{I} \quad (4.1)$$

No qual:

- C é a capacidade de duração (mAh)
- I a corrente total consumida da bateria (mA)

Portanto a partir da tabela 17 e consultando a especificação da bateria na qual se trata de uma bateria de lítio com capacidade de gerar 2000mA/h tem-se que:

$$Duracao = \frac{2000}{188} = 10.63\text{horas} \quad (4.2)$$

Considerando que cada exame tenha em média uma duração de 7 minutos, note que a grande maioria dos pacientes realizam o exame em 5 minutos, uma pequena porcentagem em no máximo 10 minutos, dependendo do nível e agravamento da lesão. O dispositivo tem capacidade de duração de 638,30 minutos, dessa forma calcula-se que

$$Nexames = \frac{638,30}{7} = 91,19$$

De acordo com o cálculo estimasse portanto que o dispositivo tem capacidade para realizar aproximadamente 91 exames com uma carga de bateria.

#### 4.2.4 Eletrônica Geral

Como definido na seção métodos, desenvolveu-se a partir do *layout* da PCB, representado pelas Figuras 59 e 60 o *hardware* a fim de fazer a aquisição e enviar valores de pressão plantar provenientes dos quatro sensores definidos na seção adequação dos sensores.

O *layout* da parte superior representado pela Figura 59 resultou na camada superior da placa impressa, na qual é fixado a ESP32, o conector DB9 para enviar o valor de tensão aos FSRs e receber a variação de pressão convertida em tensão por eles e o conector de dois pinos para a entrada de alimentação proveniente do circuito bateria e regulador de tensão *Step – UP*, como demonstrado na Figura 85.

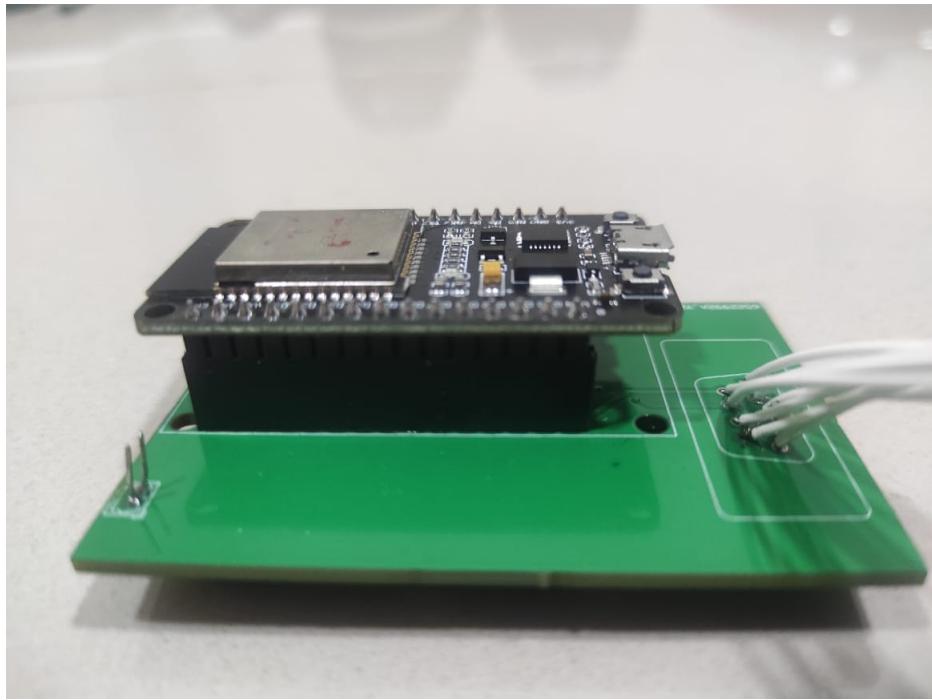


Figura 85 – *Hardware* impresso - Top Layer. Fonte: Autoria própria.

O *layout* da parte inferior representado pela Figura 60 resultou em sua impressão na parte que contém o circuito de aquisição e o circuito gerador de tensão diferencial, como representado na Figura 86.

O circuito de aquisição foi soldado e fixado na parte inferior do *BottomLayer*, sendo os componentes principais U2 e U4, que são o ADS1115 e o LM324, respectivamente. O circuito de potência foi soldado e fixado na parte superior da mesma camada, sendo os componentes principais U3 e U4, que são ambos o CI ICL7660 na configuração paralelo como descrito no Capítulo 3, seção circuito de potência.

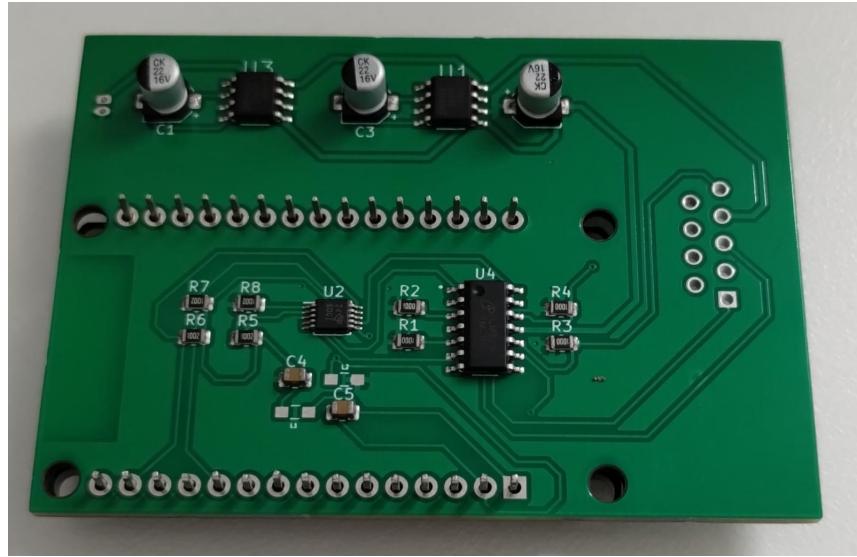


Figura 86 – *Hardware* impresso - *Bottom Layer*. Fonte: Autoria própria.

Referente ao sistema de envio pela ESP32 definido pelo *firmware* BLE, resultou no envio via protocolo BLE o qual está definido em *software* demonstrado na Seção 4.3.

Após sua fabricação, a PCB demonstrada nas imagens 85 e 86, foi colocada em teste para verificar as tensões recebidas pelo circuito de potência, os sinais lidos pelos amplificadores em topologia *buffer* e o envio dos valores via BLE.

Os testes foram satisfatórios e resultaram na capacidade de enviar os valores via BLE e ter a alimentação recebida pela bateria. Dessa forma o sistema atendeu os requisitos de ser um dispositivo móvel que será vestido no paciente durante os exames.

### 4.3 Software- Ciclo da Marcha pelos Gráficos do Dispositivo

Foi realizado a construção e impressão da palmilha juntamente com seu design mecânico como mostrado na Figura 69. Também foi testado o circuito elétrico e impresso em PCB, como mostrado em 86, e colocado na caixa que se aloca no tornozelo do paciente, como mostrado na Figura 73. Com isso feito, tem-se a parte física do dispositivo pronto e assim pode se coletar os dados do ciclo da marcha através do programa implementado, apresentado na Seção 3.4.

Para a coleta dos dados, coloca-se o vestível no pé esquerdo, como mostrado na Figura 77 e um chinelo no pé direito, para não ocorrer o desnivelamento de altura durante a marcha, e podermos captar uma marcha normal. Liga-se o dispositivo e roda-se o programa. Para cada teste, espera-se pelo menos dois segundos antes da pessoa começar a realizar o movimento, para que o *software* tenha tempo de se conectar ao dispositivo, só após essa conexão ele consegue captar os movimentos da pessoa.

Os gráficos plotados, são separados para cada sensor, para se obter uma melhor análise. Na Figura 87 é mostrado quais são cada um dos sensores, sendo de 1 a 3 os sensores redondos,

localizados na frente, e o 4 o sensor quadrado, localizado atrás.

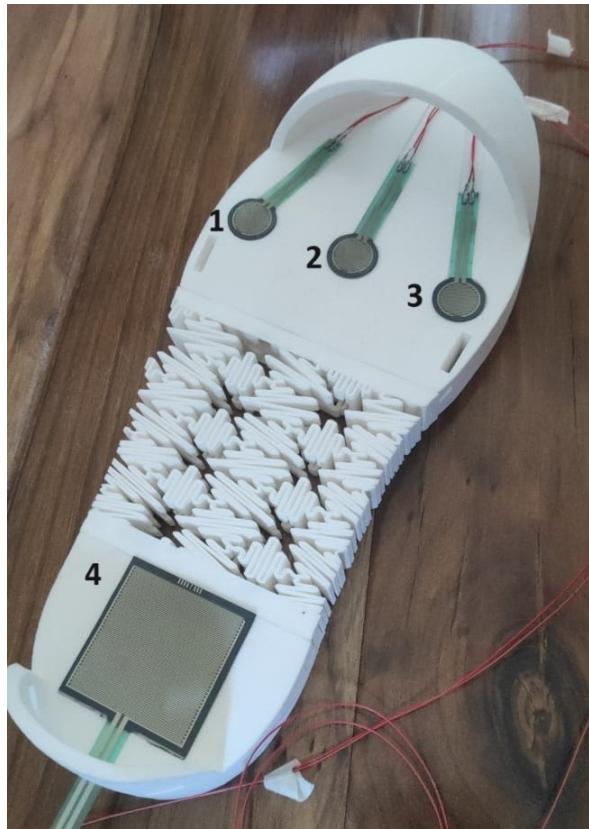


Figura 87 – Localização de cada sensor na palmilha. Fonte: Autoria própria

São realizados quatro tipos diferentes de teste relacionado ao vestível e ao *software*: sem nenhum peso, com uma pessoa parada, com a pessoa com ponta de pé e com a pessoa andando (realizando a sua marcha). Esses são feitos, para se ter uma resposta do vestível em diferentes situações, não apenas a marcha.

Como o vestível projetado foi impresso apenas para o lado esquerdo (não para ambos os pés) as análises feitas a seguir não podem ser consideradas com análises finais da marcha. Assim, essas são o princípio de uma análise do ciclo da marcha.

#### 4.3.1 Sem Peso sobre o Dispositivo

Para o teste feito sem nenhum peso sobre o vestível, tem-se o resultado mostrado na Figura 88. Nela, pode se notar que como nenhum peso estava sendo exercido sobre o vestível, a força resultante mostrada no gráfico, nessa situação é zero.

Além disso, na tela ao lado do gráfico, pode se notar os valores de tensão vindos do dispositivo não são nulos, sendo esses os valores fantasmas, que devem ser desconsiderados. Logo, como o gráfico mostra a força resultante como zero nessa situação, pode se concluir que o filtro feito no *software* para ambos os diferentes sensores foi bem sucedido.



Figura 88 – Gráfico para nenhuma força sobre o vestível. Fonte: Autoria própria

### 4.3.2 Análise Pessoa Parada

Para o teste da pessoa parada usando o vestível, como mostrado na Figura 89, tem-se o resultado mostrado na Figura 90, através dessa pode se analisar a situação e interpretar o gráfico.



Figura 89 – Pessoa parada com o vestível. Fonte: Autoria própria

Analizando esse gráfico, pode se notar que o sensor 3 encontra-se constantemente em 0 nos quinze segundos em que se foi feita a aquisição de dados. O principal motivo para esse fato está no design do vestível. Como dito anteriormente na Seção 4.1.3, quando se está parado, o pé não chega a pisar em um dos sensores, fazendo com que esse não receba nenhuma força e fique zerado nesse processo.

Analizando os outros gráfico do sensor 1,2 e 4, nota-se que as forças aplicadas em 4 são

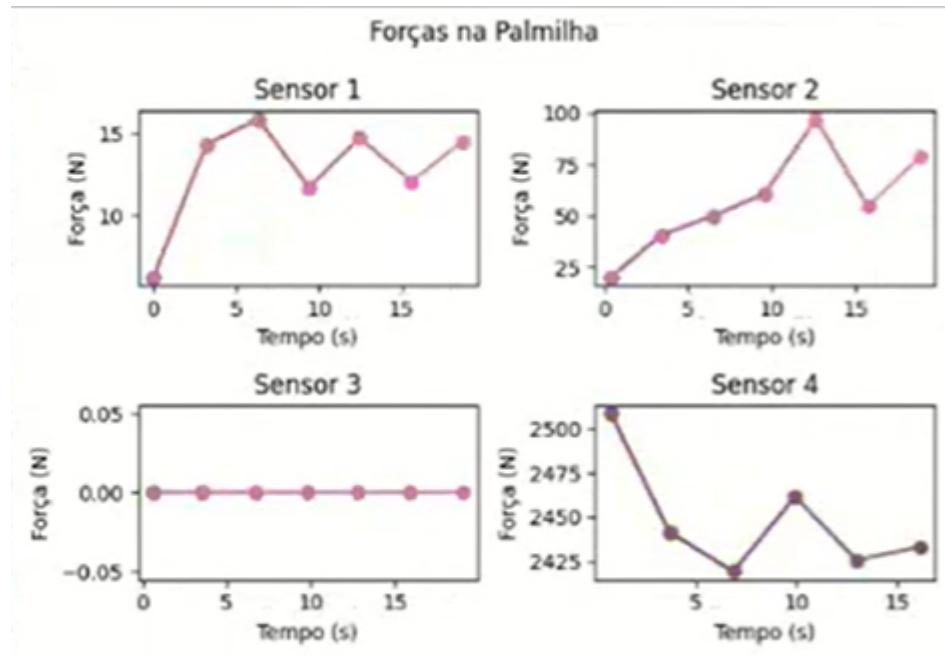


Figura 90 – Gráfico da pessoa com o vestível parada. Fonte: Autoria própria

bem maiores que as aplicadas em 1 e 2. Esse fato é uma realidade não apenas com o pé parado, mas com todas as situações testadas. Isso se deve ao fato de que a área do sensor 4 (quadrado) é bem maior que as áreas dos sensores 1,2 e 3 (redondos), como mostrado em 4. Assim, o sensor 4 recebe mais peso do corpo do paciente que os demais sensores. Devido a isso, uma melhor e mais precisa análise para o dispositivo seria plotar os gráficos e realizar as análises usando a pressão (Força/Área) no lugar da força.

Focando no processo de permanecer parado, nota-se que os gráficos apresentam variações das forças no tempo, não sendo essas iguais nesse período apesar da pessoa permanecer parada. Isso acontece, pois por mais que a pessoa permaneça parada, ela consegue aplicar diferentes forças sobre o pé, através do movimento dos quadris mudando o centro de força do corpo; da contratação e relaxamento dos músculos e da flexão e extensão de membros como o joelho. As pessoas muitas vezes podem realizar esses movimentos de maneira inconsciente, dificilmente essas ficam completamente paradas. O dispositivo, detecta pequenas variações de força, o que faz com que essas variações sejam detectadas e mostradas no gráfico.

Além disso, comparando as forças geradas pelos sensores 1 e 2, nota-se que as forças do sensor 1 são bem menores que a sensor 2. Isso ocorre devido a localização desses e nesse ponto tem-se uma análise fisiológica usada por fisioterapeutas. O sensor 1 está localizado em uma das laterais do pé enquanto o sensor 2 está localizado no meio; assim o sensor 2 sofre uma força maior do corpo sendo um ponto maior de segurança em pisadas normais.

### 4.3.3 Análise Pessoa em Ponta de Pé

Para o teste da pessoa na ponta de pé usando o vestível, como mostrado na Figura 91, tem-se o resultado mostrado na Figura 92. Através dessa, pode se analisar a situação e interpretar o gráfico.



Figura 91 – Pessoa na ponta do pé com o vestível. Fonte: Autoria própria

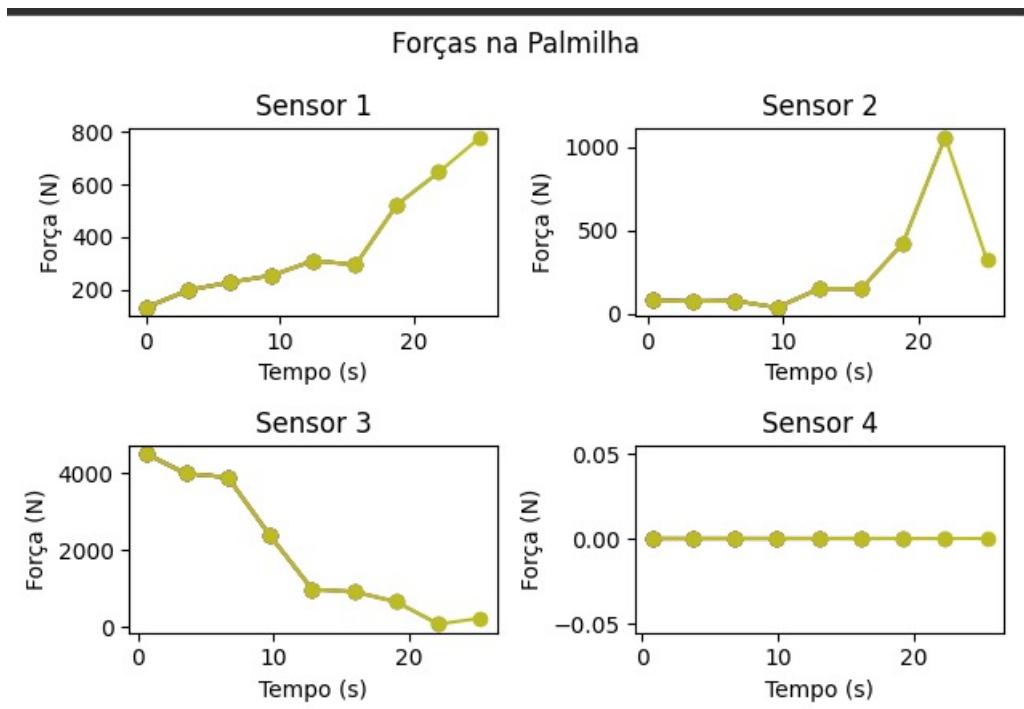


Figura 92 – Gráfico da pessoa com o vestível na ponta de pé. Fonte: Autoria própria

Na Figura 91, é importante notar que a ponta do pé não é feita de forma completa pois apenas os dedos teriam contato com o chão nessa situação e assim nenhum sensor teria contato. Logo a análise não seria possível.

Analizando o gráfico, pode se notar que o sensor 4 permanece zerado durante todo o período da aquisição de dados. Isso acontece pois como a pessoa está na ponta dos pés não há força aplicada no calcanhar onde o sensor 4 se localiza.

Os sensores 1, 2 e 3 se localizam na parte da frente do pé, como mostrado em 87. Assim, esses sofrerão a força resultante dessa situação. Para essa situação, o sensor 3 é tocado pelo pé, devido a mudança de posição do pé, quando se realiza a ponto.

Nota-se que quantitativamente as forças sofridas por esses nesse teste são bem maiores que as sofridas pelos mesmo quando a pessoa estava parada e isso ocorre pois as forças estão concentradas na região da frente do pé, não tendo o calcanhar para dividir o peso.

As forças variam entre os três sensores durante o processo, principalmente relacionado ao 1 e 3, em que quando um está no seu máximo o outro está no seu mínimo e vice e versa. Isso ocorre, pois a posição de estar na ponta do pé não é uma posição estável para o corpo, principalmente para pessoas que não tem essa prática, assim o peso do corpo fica variando entre as extremidades do pé, tentando achar um ponto de equilíbrio.

#### 4.3.4 Análise Pessoa em marcha

O principal teste relacionado ao vestível é o teste da marcha sendo esse o principal propósito do vestível avaliar o ciclo da marcha de um paciente. Para esse tem-se diferentes fases como falado na secção 2.2, e durante a marcha do teste foi possível se identificar essas fase. Na Figura 93, pode se visualizar a primeira fase - contato inicial - da fase de apoio e na Figura 94, pode se visualizar a fase - apoio final - da fase de apoio.



Figura 93 – Pessoa na fase de apoio (contato inicial) . Fonte: Autoria própria



Figura 94 – Pessoa na fase de apoio final. Fonte: Autoria própria

Para esse teste, realizou-se uma marcha mais lenta, com a intenção de simular a velocidade da marcha de um paciente de reabilitação. A partir dele, foi possível se obter os gráficos 95, 96 e 97, obtidos em diferentes tempos da mesma marcha.

As análises feitas no ciclo são focadas no sensor 2 e 4 que representam a ponta e o calcanhar, respectivamente. Em relação ao sensor 1, pode se notar que esse apresenta o mesmo comportamento que o sensor 2, por também estar na ponta porém com forças bem menores por estar na lateral esquerda do pé. Com relação ao sensor 3 (lateral direita do pé), apresenta força zero devido a um erro de design como apresentado anteriormente.

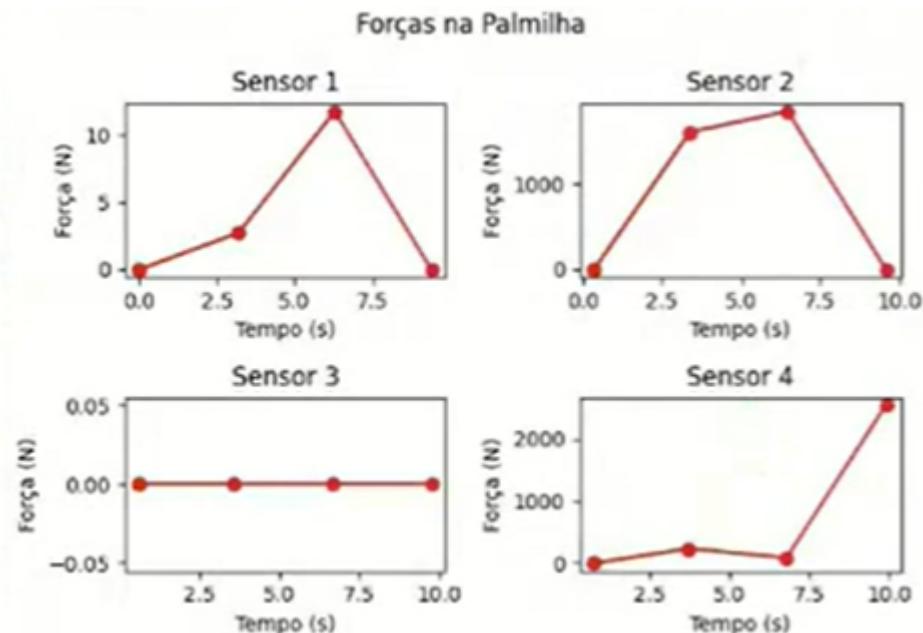


Figura 95 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 1. Fonte: Autoria própria

Analizando primeiramente o gráfico 95, nota-se uma problemática extremamente significativa. Os sinais recebidos, focando em apenas um sensor possuem o espaçamento de aproximadamente 2,7s. Isso é um grande problema visto que o ciclo da marcha normal de uma pessoa tem duração de aproximadamente 1,3s e mesmo duplicando ou triplicando esse tempo para simular a marcha patológica não seria possível analisar todas as suas etapas, pegando apenas um ou dois pontos dessa marcha. Para uma análise pegando os principais pontos da marcha (contato inicial, apoio médio, apoio final/pré balanço, balanço final) seria necessário essa durar cerca de 12,5s.

A marcha feita pela pessoa no teste, tem duração de aproximadamente 3-4s, com isso pontos seguidos podem representar fases de ciclos diferentes. Logo, as análises feitas a seguir serão exclusivas para cada ponto do gráfico (análise dos 4 gráficos no mesmo ponto do tempo), não fazendo relação com fases seguidas.

Analizando o gráfico 95, com foco nos sensores 2 e 4, observa-se que o início da captura (nos tempos 3 e 6) dessa marcha é na fase de apoio final, onde se ocorre o contato majoritário

da ponta e onde a força se concentra, tendo-se uma força aplicada na região (sensor 2) de cerca de 2000N e uma força quase nula no sensor 4 (calcanhar). Para os tempos 9s e 12s, tem-se que a fase de contato inicial, em que a força majoritária está no calcanhar (sensor 4) chegando a mais de 2000N nesse e na ponta (sensor 2) a força é quase nula.

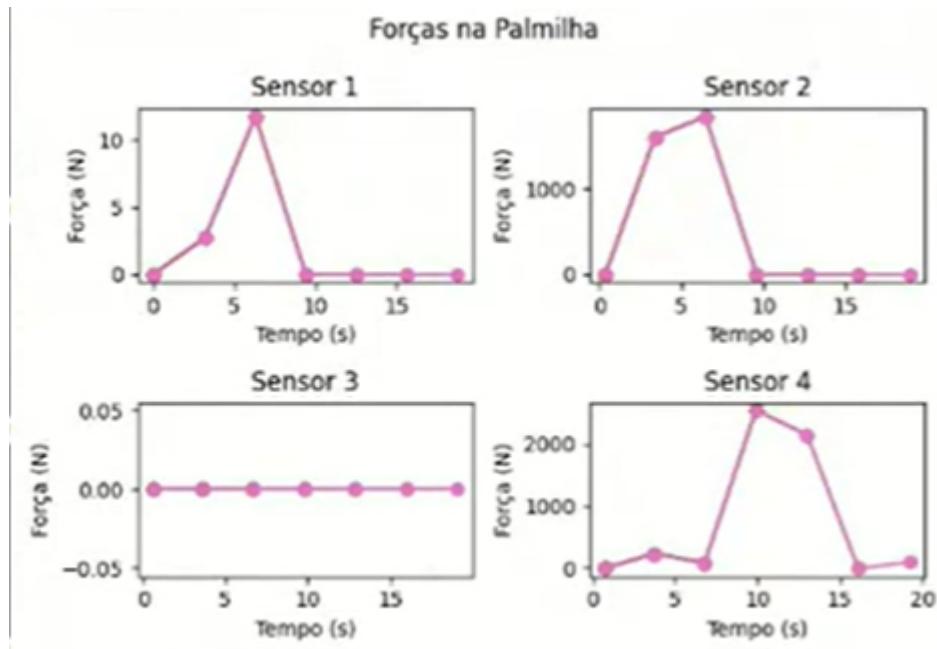


Figura 96 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 2. Fonte: Autoria própria

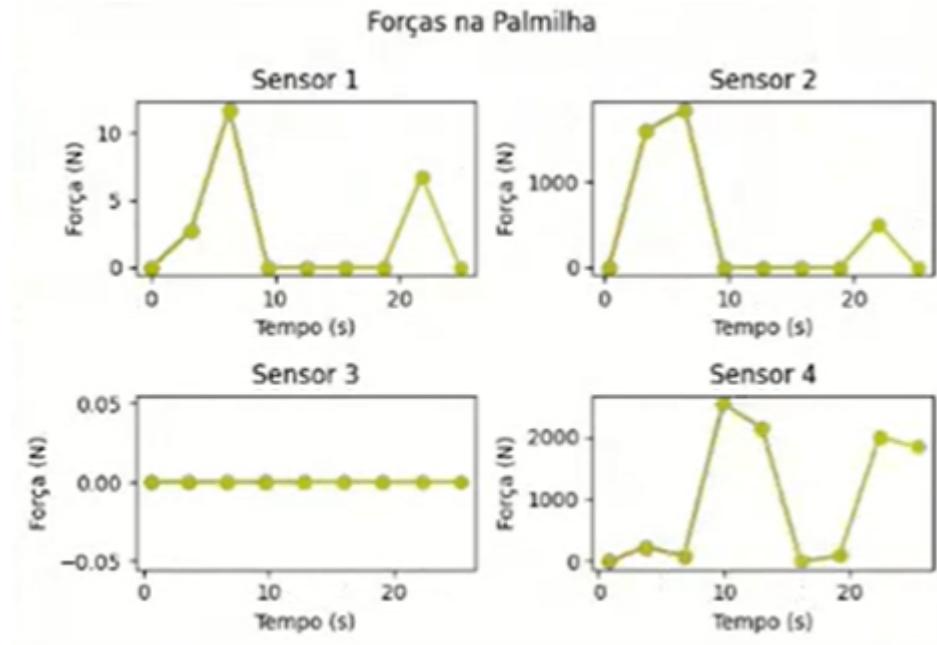


Figura 97 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 3. Fonte: Autoria própria

Analizando os gráficos 96 e 97 seguintes, pode se ter uma maior visibilidade da marcha da pessoa com mais pontos analisados . Para os tempos 15s e 18s, tem-se a fase de balanço

médio, em que tanto o sensor 2 quanto o sensor 4 apresentam força nula. Para o tempo 21s, tem-se a fase de resposta a carga, em que se há uma força maior no calcanhar e uma força menor na ponta, sendo ali o início da força na ponta.

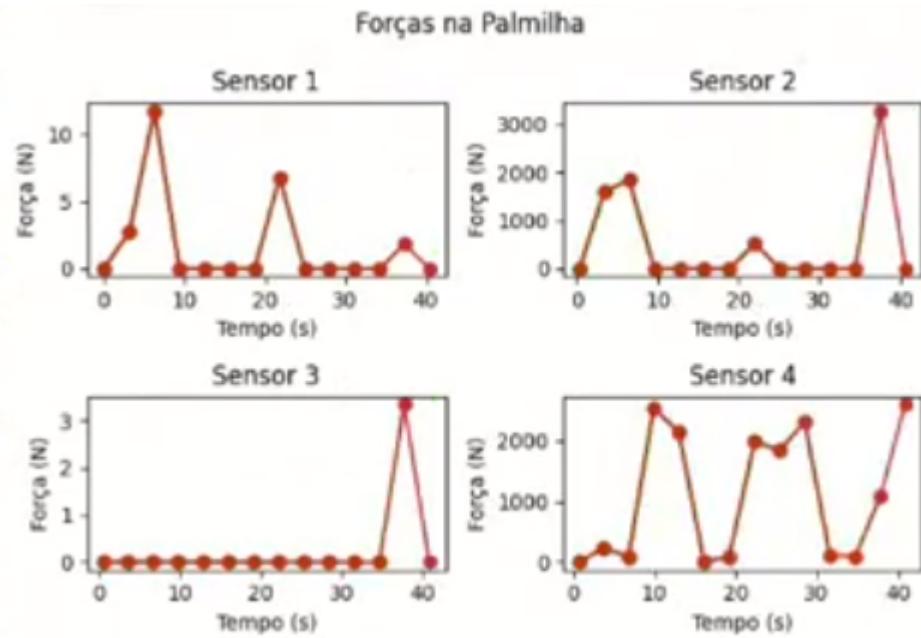


Figura 98 – Gráfico da pessoa com o vestível andando - tempo 4. Fonte: Autoria própria

Analisando o gráfico 98, pode se ter uma visibilidade ainda maior dos ciclos da marcha. Para os tempos 24s e 27s, tem-se novamente a fase contato inicial, com forças no calcanhar e forças nula na ponta, repetindo o que se ocorreu nos tempos 9s e 12s. Para os tempos 30s e 33s, tem-se a fase de balanço médio, em que se tem forças nulas no calcanhar e ponta, repetindo o que ocorreu nos tempos 15s e 18s. Para o tempo 36s, tem-se novamente a fase de resposta a carga/apoio médio, com forças aplicadas tanto no calcanhar quanto na ponta, repetindo o que ocorreu no tempo 21s.

Assim, dadas as análises, percebe-se que há um padrão com a repetição da sequência de fases: contato inicial, balanço médio, resposta a carga/apoio médio. Logo, apesar de não se conseguir analisar as fases seguidas de um único ciclo de marcha, consegue-se ter uma noção muito boa da sequência de passadas da pessoa e analisar a força aplicada em cada fase, e com isso se ter o princípio da análise do ciclo da marcha de um paciente e sua evolução.

#### 4.4 Plataforma de força x Vestível

No uso da plataforma de força, a análise do ciclo da marcha é feita de uma maneira diferente da proposta pelo dispositivo. Nela tem-se um gráfico da constante força (força dividido pelo peso do paciente) pela porcentagem da fase do ciclo da marcha, sendo 0% o início e 100% o final da fase de apoio do ciclo.

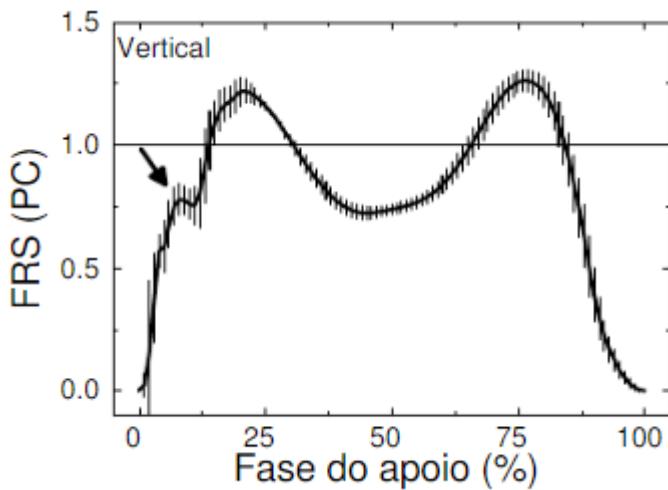


Figura 99 – Gráfico gerado pela plataforma de força. Fonte: Barela e Duarte, 2011

O gráfico gerado pela plataforma de força é mostrado pela Figura 99. A análise sobre esse é feita considerando o pé todo da pessoa e não apenas partes, pelo fato da plataforma ocupar o pé todo da pessoa. Ao decorrer do ciclo a plataforma sofrerá diferentes forças de reação do solo resultando no gráfico mostrado. Este está considerando exclusivamente a componente vertical da força sendo essa a de maior magnitude.

O gráfico apresenta dois picos e um vale. O primeiro pico representa o toque do calcanhar no solo, quando a perna recebe o peso do corpo da pessoa, sendo essa a fase inicial do ciclo da marcha, a fase do contato inicial. O vale acontece quando o pé está plano no chão, enquanto a outra perna vai para frente, sendo essa a fase do apoio médio do ciclo da marcha. O segundo pico representa o impulso feito na ponta do pé para dar início ao passo seguinte, sendo essa a fase de apoio final/pré balanço do ciclo. Essa análise tem como objetivo verificar os distúrbios relacionados à marcha (Barela e Duarte, 2011)

Assim, a análise inteira da marcha de uma pessoa está em um único gráfico, mostrada através de picos e vales. A alteração desse formato significa uma marcha mais lenta ou mais rápida que a normal, ou mesmo uma marcha patológica.

Já a análise do ciclo da marcha proposto e fornecido pelo dispositivo, está focada em 4 gráficos, podendo analisar o impacto da força em diferentes pontos do pé, nas diferentes fases. A relação de qual fase do ciclo da marcha está presente no gráfico, está relacionada principalmente a comparação e união dos gráficos do sensor 2 e 4, sendo esses relacionados a ponta e ao calcanhar respectivamente. As fases podem ser representadas como mostrado a seguir:

- quando o calcanhar apresenta força e a ponta está zerada, isso significa que está na fase de contato inicial da fase de apoio;
- quando o calcanhar e a ponta apresentam força, isso significa que está na fase de apoio

médio da fase de apoio;

- quando a ponta apresenta força e o calcanhar está zerado, isso significa que está na fase de apoio final;
- e quando ambos, calcanhar e ponta, estão zerados, isso significa que está na fase de balanço.

Um lado positivo de ter os gráficos separados pelas regiões é a possibilidade de poder ver o padrão da força recebida exclusivamente na região escolhida, e não como um todo como é feito na plataforma de força. Através disso, pode se verificar se alguma região está sofrendo mais força do que deveria.

Através dessas análises em diferentes regiões, pode se verificar se a pisada da pessoa é torta e para qual dos lados, ajudando assim, em diagnósticos e identificando marchas patológicas. Contudo, como já citado, um dos sensores (sensor 3) não faz contato com o pé, devido a um erro de design, e assim a análise da pisada torta é possível de maneira mais clara apenas para o lado de fora do pé.

## 5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

O trabalho proposto é o desenvolvimento de um vestível resistivo que faça a aquisição de dados da pressão plantar durante a marcha de pacientes em reabilitação do membro inferior, principalmente pacientes tetraplégicos e paraplégicos. O vestível desenvolvido é composto por sensores resistivos FSR, circuitos de aquisição e potência e um microcontrolador ESP32 que envia os dados via BLE. Esse vestível busca resolver algumas limitações da plataforma de força, citados ao longo do texto, tais como, resultados de falsos positivos e falsos negativos dos dados, entre eles a pisada em falso de um paciente que tenta adaptar a pisada para ser registrada com maior força ou ainda a falta de portabilidade da plataforma que fica limitada a um ambiente controlado de testes/exames sem a possibilidade de uma diversidade maior de coletas.

O calçado desenvolvido usa uma tecnologia inovadora capaz de torna-lo ajustável a diferentes tamanhos de pé. Ele, através de sensores resistivos, pode medir a pressão plantar durante a marcha de pacientes em reabilitação, o qual realiza a aquisição de dados usando um microcontrolador ESP32 e um conversor analógico-digital ADS1115, que são alimentados por uma bateria com capacidade de realizar aproximadamente 90 exames. Os dados são enviados por *Bluetooth Low Energy* (BLE) para um software de análise, no qual recebe os dados do dispositivo e gera gráficos em tempo real da força aplicada em cada sensor, através disso é possível realizar a análise do ciclo da marcha.

É importante ressaltar que presente protótipo ainda não está sendo utilizado para exames de coleta com pacientes. Está apenas sendo utilizado para fins de teste. Tal dispositivo foi testado em diferentes situações, sem nenhum peso, com a pessoa parada, com a pessoa na ponta do pé e com a pessoa realizando a marcha humana. Através desses testes, pode se obter resultados relevantes com relação ao projeto, com aspectos relacionados ao design e aos gráficos gerados. O projeto de se criar um vestível expansível e adaptável à diferentes numerações foi possível e viável, porém o design apresentou problemas, sendo o principal a falta de contato em um dos sensores, o que dificultou a análise da marcha, principalmente no caso de se identificar pisadas tortas. Além disso, foi possível a construção de um *hardware* que capta a força de reação do solo e a envia como tensão, por uma rede de comunicação *wireless* (BLE), com baixo consumo de energia. Em relação a análise da marcha em si, uma problemática encontrada é o tempo que os dados são recebidos, apresentando-se um tempo de espaçamento maior que a duração da marcha, apesar disso é possível se identificar cada fase da marcha pelos gráficos, e com um tempo de análise igual a 30s consegue se encontrar um padrão entre as fases, e fazer o princípio dessa análise do ciclo por repetibilidade. A análise através do dispositivo é bastante quantitativa, e permite analisar a força aplicada em partes específicas do pé, facilitando para identificar possíveis patologias relacionadas a passada.

Por fim o dispositivo mostrou-se uma alternativa prática e eficiente para o monitoramento e estudo da marcha humana, podendo complementar a avaliação feita pela plataforma de força. As funcionalidades do vestível são portabilidade, a ajustabilidade, o monitoramento da marcha

e a análise em tempo real, nos quais suas limitações são a precisão e o tempo de aquisição dos dados para a análise de um único ciclo.

## 5.1 Trabalhos Futuros

Quanto à melhorias futuras os autores propõem melhorias tanto em nível de design do vestível, melhorias no *hardware* e por fim melhorias no *software*. O projeto cumpre sua função da monitoração de pressão plantar sem fio porém é interessante algumas melhorias para auxiliar o conforto e eficiência da coleta de dados.

Quanto à melhorias em questão de *design*, destaca-se o uso de um segundo vestível no outro pé. A possibilidade de uma coleta de exame com dois vestíveis ajuda o fisioterapeuta/médico a ter uma visão geral quanto à saúde da pisada do paciente enquanto no modelo proposto atual fica restrito a uma coleta por vez. Outro ponto a ser melhorado seria quanto aos rabos andorinhas(engaste mecânicos) entre as peças do vestível. A marcha provoca em alguns momentos o deslocamento entre as próprias peças fazendo com que o vestível fique torto. A mobilidade e praticidade entre a divisão das peças tem de ser repensada de forma a não provocar o movimento entre as peças durante uma coleta. Uma possível solução seria a adição de algum material de borracha entre tais engastes para evitar o transladar entre peças. Por fim na questão de design, seria o formato do vestível na parte superior(metatarsos). O formato da parte superior atual evita com que alguns sensores como dito anteriormente fiquem sem o contato com o pé se tornando sensores inutilizados durante a coleta. Propõe-se como melhoria redesenhar a parte superior do metatarso alinhado com o reposicionamento dos sensores em questão de angulação e altura para que fiquem cobertos por completo pelo pé do paciente.

Quanto à questão de *hardware*, propõe-se um sistema de telemetria de bateria de forma a avisar ao usuário o momento necessário para recarga. Além disso, propõe-se também a redução das dimensões quanto ao microcontrolador da ESP32 de forma a reduzir toda a plataforma de desenvolvimento a apenas o núcleo rodando o *firmware*. Tal redução auxiliaria nas dimensões físicas da caixa que é guardada o hardware ajudando no conforto do paciente.

Quanto à questão de *software*, é interessante criar uma interface gráfica ao usuário de forma a eliminar a execução dos artefatos compilados. Isso evitaria possíveis problemas quanto à forma de execução do programa quanto no entendimento e execução do código no cotidiano de um ambiente hospitalar com muitas coletas. Outro ponto futuro de melhoria seria a criação de um banco de dados para cadastro e registro da coleta dos exames. Cada coleta teria o nome, data de nascimento, sexo, idade, peso e altura de cada paciente de forma a identificar cada coleta quanto aumentar a informação disponível ao profissional da saúde. Por último ainda em quesitos de software seria interessante criar uma aplicação em formato executável (.exe) em S.O. Windows para que crie uma formalização do código quanto uma interface de instalação para o usuário de como instalar e portabilizar a instalação e execução em outros dispositivos de mesma plataforma.

## REFERÊNCIAS

- BRUXEL, Y. **Sistema para análise de impacto na marcha humana.** Tese (Doutorado) — UFRGS, 2010. Citado na página 19.
- Dr.Alejandro Zoboli. **Tipos de Pisada e Impacto nas Corridas, Calçados e Lesões.** 2023. <<https://alejandrozoboli.com.br/post/tipos-de-pisada/>>. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.
- DUARTE, A. M. F. B. . M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana . **Brazilian Journal of Motor Behavior, 2011, Vol. 6,** 2011. Citado na página 19.
- GATT. 2014. <<https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/gatt>>. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 75.
- KEIM, R. What is a microcontroller? the defining characteristics and architecture of a common component. **All About Circuit**, p. 1–10, 2019. Citado na página 57.
- Keite Marques. **Pesquisa aumenta chances de pacientes com lesão medular movimentarem membros inferiores e superiores.** 2014. <[https://eesc.usp.br/noticias/posts\\_s.php?guid=7207&termid=not\\_gerais](https://eesc.usp.br/noticias/posts_s.php?guid=7207&termid=not_gerais)>. Citado na página 17.
- Laboratório de Movimento Funcional Humano. **Biomecânica da Marcha.** 2020. <<https://proffelipebarros.com.br/biomecanica-da-marcha/>>. Citado na página 20.
- \_\_\_\_\_. **Fases da Marcha Humana.** 2020. <[https://www.virtuaslab.net/ualabs/ualab/491/img\\_conteudo/sumarioteorico/pdf/arquivo.pdf?modo=embed](https://www.virtuaslab.net/ualabs/ualab/491/img_conteudo/sumarioteorico/pdf/arquivo.pdf?modo=embed)>. Citado na página 20.
- Leandro Pessoa. **Introdução ao Bluetooth Smart (BLE).** 2016. <<https://embarcados.com.br/bluetooth-smart-ble/>>. Citado na página 24.
- MORAES, P. D. R. de. **Plataforma de Força.** 2014. <[https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3373823/mod\\_resource/content/2/Aula\\_Plataforma\\_Forca.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3373823/mod_resource/content/2/Aula_Plataforma_Forca.pdf)>. Citado na página 19.
- MORAIS, J. Esp32 – analisando e corrigindo o adc interno. **Embarcados**, p. 1–10, 2019. Citado na página 62.
- PUB, P. Architecture of bluetooth low energy. **Packet Pub**, p. 1–10, 2023. Citado na página 24.
- TOCCI, R. J. **Sistemas Digitais: Princípios e Aplicações.** São Paulo: Person Prentice Hall, 2010. ISBN 978-8543025018. Citado 2 vezes nas páginas xi e 29.

## APÊNDICE A – CÓDIGOS DO FIRMWARE

### A.1 Código Principal

```

1 #include <Arduino.h>
2 #include "BLE.h"
3 #include "control.h"
4 #include <Wire.h>
5 #include "Adafruit_ADS1015.h"
6
7 Adafruit_ADS1115 ads(0x48);
8
9 uint16_t adc0;
10 uint16_t adc1;
11 uint16_t adc2;
12 uint16_t adc3;
13
14 float V1 = 0.0;
15 float V2 = 0.0;
16 float V3 = 0.0;
17 float V4 = 0.0;
18
19 void read_FSR()
20 {
21
22     adc0 = ads.readADC_SingleEnded(0);
23     adc1 = ads.readADC_SingleEnded(1);
24     adc2 = ads.readADC_SingleEnded(2);
25     adc3 = ads.readADC_SingleEnded(3);
26
27     control_loop(adc0, adc1, adc2, adc3);
28
29 }
30
31 void setup()
32 {
33     ble_init();
34     ads.begin();
35     Serial.begin(115200);
36 }
37
38 void loop()
39 {
40     read_FSR();
41     delay(1);
42 }

```

## A.2 Código de controle Bluetooth Low Energy

```
1 #include "BLE.h"
2 #include <Arduino.h>
3 #include "BLEBeacon.h"
4
5 #define Desconectado 0
6 #define Leitura 1
7 #define Envio 2
8
9 int control_state = Desconectado;
10 int dado;
11 void control_loop(uint16_t adc0, uint16_t adc1, uint16_t adc2, ...
12     uint16_t adc3)
13 {
14     switch (control_state)
15     {
16         case Desconectado:
17             if (ble_Has_user() == true)
18             {
19                 control_state = Envio;
20                 Serial.println("Device Connected");
21             }
22         }
23     break;
24
25     case Envio:
26     {
27         if (ble_Has_user() == true)
28         {
29             ble_transmite('0',adc0);
30             ble_transmite('1',adc1);
31             ble_transmite('2',adc2);
32             ble_transmite('3',adc3);
33
34         }
35     else
36     {
37         control_state = Desconectado;
38         Serial.println("Device Desconected");
39     }
40     }
41     break;
42     }
43 }
```

## APÊNDICE B – CÓDIGO PRINCIPAL DO SOFWARE

```

1 import asyncio
2 from bleak import BleakClient
3 from bleak import BleakScanner
4 import time
5 import math
6 import matplotlib.pyplot as plt
7 import pandas as pd
8 import numpy as np
9 import tkinter as tk
10
11 device_address = "24:62:AB:FC:B0:EE"
12
13 # specify the handle of the uint8 attribute you want to read
14 attribute_handle = "0972ef8c-7613-4075-ad52-756f33d4da91"
15
16 #sensores
17 sensor1 = []
18 sensor2 = []
19 sensor3 = []
20 sensor4 = []
21
22 #Tempos
23 temp1 = []
24 temp2 = []
25 temp3 = []
26 temp4 = []
27
28 #Variaveis auxiliares
29 aux_ini = 0
30 temp_ini = 0
31
32 def atualizar_grafico(tipo: str, temp: float, force: int):
33
34     #Organazing data
35     if tipo == "0":
36         sensor1.append(force)
37         temp1.append(temp)
38         plt.subplot(2, 2, 1)
39         plt.plot(temp1, sensor1, '-o')
40     elif tipo == "1":
41         sensor2.append(force)
42         temp2.append(temp)
43         plt.subplot(2, 2, 2)
44         plt.plot(temp2, sensor2, '-o')

```

```
45     elif tipo == "2":
46         sensor3.append(force)
47         temp3.append(temp)
48         plt.subplot(2, 2, 3)
49         plt.plot(temp3, sensor3, '-o')
50     elif tipo == "3":
51         sensor4.append(force)
52         temp4.append(temp)
53         plt.subplot(2, 2, 4)
54         plt.plot(temp4, sensor4, '-o')
55     else:
56         print(f"Sensor n o identificado")
57
58     plt.tight_layout() # To prevent overlapping labels
59     plt.draw()
60     plt.pause(0.001)
61
62
63 async def handle_notification(sender: int, dataBLE: bytearray):
64     global aux_ini
65     global temp_ini
66
67     # O tratamento dos dados recebidos deve ser ajustado para ...
68     # separar o valor ADC e o caractere
69     received_data = dataBLE.decode('utf-8')
70     value = int(received_data[:-1]) # Removendo o ltimo caractere ...
71     # (caractere)
72     tipo = received_data[-1] # ltimo caractere (caractere)
73     #tipo = str(sender).split(": ")[2]
74
75     print(f"Received data from handle {tipo}: {value}")
76
77     #Tempo
78     if aux_ini == 0:
79         temp_ini = float("{:.2f}".format(time.time()))
80         temp = 0
81         aux_ini = 1
82     else:
83         temp = float("{:.2f}".format(time.time() - temp_ini))
84
85     # Converting Data to Force
86     if tipo == "3":
87         tensao = (value*0.1875)/1000
88         if(tensao < 0.08 ):
89             force = 0
90         elif(tensao > 0.08 & tensao < 0.3):
91             force = 375.75 * tensao -12.4
```

```
90         else:
91             force = 819 * tensao -142
92
93         print(f"Tenso: {tensao}\nForca:{force}")
94     else:
95         tensao = (value*0.1875)/1000
96         if(tensao>0.04):
97             force = 1.3875 * np.exp(tensao*6.3255)
98         else:
99             force = 0
100        print(f"Tenso: {tensao}\nForca:{force}")
101
102        print(temp)
103
104        atualizar_grafico(tipo,temp,force)
105
106    async def read_followed_data():
107        devices = await BleakScanner.discover()
108        if (devices == device_address):
109            async with BleakClient(device_address) as client:
110                services = await client.get_services()
111
112                # Find the characteristic by UUID
113                characteristic = None
114                for service in services:
115                    for char in service.characteristics:
116                        if char.uuid.lower() == attribute_handle.lower():
117                            characteristic = char
118                            break
119                        if characteristic is not None:
120                            break
121
122                if characteristic is None:
123                    print("Characteristic not found.")
124                    return
125                # Enable notifications for the characteristic
126                await client.start_notify(characteristic, ...
127                                handle_notification)
128
129                while client.is_connected:
130                    await asyncio.sleep(1) # Keep the program running
131
132
133    if __name__ == "__main__":
134
135        # Cria o da janela principal
```

```
136     #root = tk.Tk()
137     #root.title("Bluetooth")
138     #root.geometry("500x250+150+150")
139
140     # Cria o dos botões
141     #button1 = tk.Button(root, text="Iniciar", command=on_button1_click)
142     #button1.pack(pady=10)
143
144     #button2 = tk.Button(root, text="Encerrar", ...
145     #                         command=on_button2_click)
146     #button2.pack(pady=10)
147
148     # Iniciar o loop da interface gr fica
149     #root.mainloop()
150
151     # Create the 2x2 subplot grid
152     plt.figure()
153     plt.suptitle('Foras na Palmilha')
154     plt.subplot(2, 2, 1)
155     plt.xlabel('Tempo (s)')
156     plt.ylabel('Fora (N)')
157     plt.title('Sensor 1')
158     plt.subplot(2, 2, 2)
159     plt.xlabel('Tempo (s)')
160     plt.ylabel('Fora (N)')
161     plt.title('Sensor 2')
162     plt.subplot(2, 2, 3)
163     plt.xlabel('Tempo (s)')
164     plt.ylabel('Fora (N)')
165     plt.title('Sensor 3')
166     plt.subplot(2, 2, 4)
167     plt.xlabel('Tempo (s)')
168     plt.ylabel('Fora (N)')
169     plt.title('Sensor 4')
170
171     # Run the read_followed_data function in an event loop
172     loop = asyncio.get_event_loop()
173     loop.run_until_complete(read_followed_data())
174     plt.savefig('Gráfico foras')
175
176     # Criar um dicionário com os dados dos vetores
177     if(len(sensor1) != len(sensor2)):
178         sensor2.append(0)
179         sensor3.append(0)
180         sensor4.append(0)
181     elif(len(sensor2) != len(sensor3)):
```

```
182         sensor3.append(0)
183         sensor4.append(0)
184     elif(len(sensor3) != len(sensor4)):
185         sensor4.append(0)
186
187     data = {
188         'Tempo (s)': templ,
189         'Sensor 1': sensor1,
190         'Sensor 2': sensor2,
191         'Sensor 3': sensor3,
192         'Sensor 4': sensor4
193     }
194
195     # Criar um DataFrame do pandas a partir do dicionário
196     df = pd.DataFrame(data)
197
198     # Salvar o DataFrame em um arquivo CSV
199     df.to_csv('dados.csv', index=False)
```