

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL

JOHN HENRIQUE CASTILHOS ANGILHERO

**SENSORES FLEXÍVEIS RESISTIVOS PARA REPRODUÇÃO DE MOVIMENTOS
DA MÃO**

CAXIAS DO SUL

2024

JOHN HENRIQUE CASTILHOS ANGILHERO

**SENSORES FLEXÍVEIS RESISTIVOS PARA REPRODUÇÃO DE MOVIMENTOS
DA MÃO**

Relatório apresentado como requisito parcial
para aprovação na disciplina de Trabalho de
Conclusão de Curso II, do curso de Engenharia de Elétrica, Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Tecnologia na Universidade de Caxias do Sul.

Orientador: Prof. Dra. Marilda Machado Spindola

CAXIAS DO SUL

2024

Angilhero, John SENSORES FLEXÍVEIS RESISTIVOS PARA REPRODUÇÃO DE MOVIMENTOS DA MÃO/ JOHN HENRIQUE CASTILHOS ANGILHERO. – CAXIAS DO SUL, 2024- 72 p. : il. ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dra. Marilda Machado Spindola

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO I – UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL, 2024.

I. Dra. Marilda Machado Spindola. II. Universidade de Caxias do Sul. III. Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Tecnologia. IV. Graduação em Engenharia Elétrica.

JOHN HENRIQUE CASTILHOS ANGILHERO

**SENSORES FLEXÍVEIS RESISTIVOS PARA REPRODUÇÃO DE MOVIMENTOS
DA MÃO**

Relatório apresentado como requisito parcial
para aprovação na disciplina de Trabalho de
Conclusão de Curso II, do curso de Engenharia de Elétrica, Área do Conhecimento de Ciências Exatas e Tecnologia na Universidade de Caxias do Sul.

Trabalho aprovado em Caxias do Sul 27 de Novembro de 2024

Banca Examinadora

Prof. Dra. Marilda Machado Spindola
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Prof. Me. Rodrigo Tregnago
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Prof. Me. Patricia Giacomelli
Universidade de Caxias do Sul - UCS

Dedico este trabalho aos meus familiares, amigos e mentores que me apoiaram incondicionalmente nesta jornada. Aos meus pais, pelo amor e suporte constantes, que sempre acreditaram no meu potencial. Agradeço especialmente à minha namorada, cuja presença e incentivo foram fundamentais ao longo deste percurso. É com gratidão que encerro esta etapa, sabendo que cada um de vocês contribuiu para a minha formação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha orientadora, Dra. Marilda Machado Spindola, por sua dedicação e orientação ao longo deste projeto. Sua expertise e paciência foram fundamentais para a realização deste trabalho. Também sou grato ao Professor Dr. Cesar Aguzzoli, do Laboratório de Materiais, por seu apoio técnico e disponibilidade, que muito contribuíram para o desenvolvimento prático desta pesquisa. A todos vocês, minha sincera gratidão pelo conhecimento compartilhado e pelo incentivo constante.

RESUMO

Este projeto visa estudar e prototipar um sensor flexível resistivo, integrado a uma liga metálica líquida, e à implementação de uma metodologia de vetorização computacional dos sinais coletados. Os sensores flexíveis resistivos são notórios por sua adaptabilidade em aplicações diversas, indo desde dispositivos biomédicos a sensores para monitorar movimentos humanos em *wearables*. A presença da liga metálica líquida potencializa a versatilidade desses sensores. A caracterização é essencial para compreender o comportamento do sensor em diversas condições operacionais, garantindo a precisão das medições. A vetorização computacional permitirá uma análise eficaz e a extração de informações relevantes dos dados brutos. Durante os testes, observou-se que a resistência do sensor aumenta conforme o estiramento, sendo compatível com a teoria de resistência elétrica em materiais. Este projeto contribui para o avanço na utilização desses sensores, fornecendo diretrizes de caracterização e ferramentas computacionais especializadas para o processamento e interpretação dos dados, especialmente no contexto de aplicações em *wearables* voltados para o monitoramento de movimentos dos dedos da mão.

Palavras-chave: Sensor Flexível. Wearable. Liga Metálica Líquida.

ABSTRACT

This project aims to study and prototype a flexible resistive sensor, integrated with a liquid metal alloy, and to implement a methodology for computational vectorization of the signals collected. Flexible resistive sensors are notorious for their adaptability in diverse applications, ranging from biomedical devices to sensors for monitoring human movements in wearables. The presence of the liquid metal alloy enhances the versatility of these sensors. Characterization is essential in order to understand the sensor's behaviour under various operating conditions, guaranteeing the accuracy of measurements. Computational vectorization will enable effective analysis and the extraction of relevant information from the raw data. During the tests, it was observed that the resistance of the sensor increases with stretching, which is compatible with the theory of electrical resistance in materials. This project contributes to advancing the use of these sensors by providing characterization guidelines and specialized computational tools for processing and interpreting the data, especially in the context of applications in wearables aimed at monitoring finger movements.

Keywords: Flexible Sensors. Wearable. Liquid Metal Alloy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – <i>Wearables</i>	15
Figura 2 – Temperatura x Condutividade.	17
Figura 3 – Ponte de Wheatstone e sensor flexível.	18
Figura 4 – Ponte de Wheatstone e opamp.	19
Figura 5 – Filtro Passa-Baixa.	20
Figura 6 – Simulação com Unity.	22
Figura 7 – Passos de fabricação.	23
Figura 8 – Sensor utilizado para ler os movimentos da mão.	24
Figura 9 – Sensor utilizado a liga metálica.	25
Figura 10 – Liga metálica líquida.	25
Figura 11 – Silicone Macio.	26
Figura 12 – Medidas do microtubo.	27
Figura 13 – Medidas do microtubo.	27
Figura 14 – Sensor estendido.	28
Figura 15 – Diagrama de desenvolvimento.	30
Figura 16 – Ponte de Wheatstone com sensor equivalente a $1.6626\ \Omega$	31
Figura 17 – Ponte de Wheatstone com sensor equivalente a $7.4675\ \Omega$	31
Figura 18 – Tensão x Resistência.	32
Figura 19 – Esquemático com resistor de $1.6626\ \Omega$	33
Figura 20 – Esquemático com resistor de $7.4675\ \Omega$	33
Figura 21 – Tensão x Resistência, amplificado.	34
Figura 22 – Diagrama de fabricação do sensor.	34
Figura 23 – Moldes.	35
Figura 24 – Moldes.	35
Figura 25 – Molde inferior com resina.	36
Figura 26 – Molde superior com resina.	36
Figura 27 – Desmolde parte superior do sensor.	37
Figura 28 – União da parte inferior com a superior do sensor.	37
Figura 29 – Aplicação da liga metálica líquida EGaIn.	38
Figura 30 – Aplicação dos condutores do sensor.	38
Figura 31 – Desmoldagem do Sensor.	39
Figura 32 – Sensor finalizado.	39
Figura 33 – Diagrama de funcionamento.	40
Figura 34 – Placa finalizada.	42
Figura 35 – Diagrama de funcionamento do firmware.	43
Figura 36 – Fluxograma de teste.	44

Figura 37 – Setup de teste.	44
Figura 38 – Sensor em repouso 0% de estiramento.	45
Figura 39 – Sensor esticado 25%.	45
Figura 40 – Sensor esticado 50%.	46
Figura 41 – Sensor esticado 75%.	46
Figura 42 – Sensor esticado 100%.	47
Figura 43 – Estrutura mecânica dedo indicador.	48
Figura 44 – Sensor acoplado ao dedo na posição de mão aberta com dedos esticados.	49
Figura 45 – Sensor acoplado ao dedo na posição de mão semiaberta.	49
Figura 46 – Sensor acoplado ao dedo na posição de mão fechada em punho.	50
Figura 47 – Calibração.	51
Figura 48 – Microtubo bloqueado com resina.	52
Figura 49 – Sensor em repouso.	53
Figura 50 – Sensor esticado.	54
Figura 51 – Gráfico posição X tensão no entrada do ADC.	56
Figura 52 – Setup do teste de aplicação.	57
Figura 53 – Gráfico posição X tensão no entrada do ADC.	58
Figura 54 – Esquemático da fonte de alimentação.	63
Figura 55 – Esquemático da Ponte de Wheatstone.	64
Figura 56 – Esquemático do circuito de amplificação.	65
Figura 57 – Esquemático da interface UART.	66
Figura 58 – Esquemático do microcontrolador.	67
Figura 59 – Layout da fonte de alimentação.	68
Figura 60 – Layout da Ponte de Wheatstone e amplificação.	69
Figura 61 – Layout do microcontrolador.	70
Figura 62 – Layout da interface UART.	71
Figura 63 – Desenho 2D da estrutura mecânica do dedo.	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	–	Valores médios de ADC e Tensão em diferentes condições de estiramento.	55
Tabela 2	–	Valores de Tensão e Desvio Padrão em diferentes posições.	56
Tabela 3	–	Valores médios de ADC, Tensão e Desvio Padrão em diferentes condições de flexão do dedo.	58

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivo Geral	13
1.2	Objetivos Específicos	14
1.3	Escopo e Restrições	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1	Wearable	15
2.1.1	Sensores Flexíveis	16
2.1.2	Ligas Metálicas Líquidas	16
2.2	Condicionamento de Sinais em Sensores Flexíveis	18
2.2.1	Ponte de Wheatstone	18
2.2.2	Amplificação	19
2.2.3	Filtro de Sinal	20
2.3	Processamento de Sinais Adquiridos do Sensor	21
2.4	Simulação de Movimentos com Sensores Flexíveis	21
2.5	Construção de Sensores Flexíveis	22
2.6	Trabalhos Relacionados	23
2.6.1	Trabalho Sobre Sensores Flexíveis Capacitivos	23
2.6.2	Trabalho Sobre Sensores Flexíveis Resistivos	24
2.6.2.1	Material Condutivo do Sensor	25
2.6.2.2	Material Elástico do Sensor	26
2.6.2.3	Definições Físicas do Sensor	26
2.6.2.4	Cálculo da Resistência do Sensor	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1	Simulação do Sensor	31
3.2	Construção do Sensor Flexível	34
3.3	Diagrama de Funcionamento	39
3.4	Interface de Instrumentação do Sensor	40
3.4.1	Desenvolvimento da PCI	40
3.4.1.1	Esquemático	41
3.4.1.2	Layout da PCI	41
3.4.2	Firmware para Leitura do Sensor Flexível	43
3.5	Projeto Experimental	44
3.5.1	Projeto Experimental para Teste do Sensor Acoplado à Estrutura Mecânica do Dedo	47

3.5.2	Procedimento Experimental	48
3.5.3	Coleta de Dados	50
3.5.4	Análise de Dados	50
3.6	Calibração da Interface de Instrumentação	51
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	52
4.1	Resultados de Prototipagem do Sensor	52
4.2	Resultados na Aquisição de Dados com a Interface de Instrumentação	54
4.3	Resultados para o Teste de Estiramento Linear	55
4.4	Resultados para o Teste de Modelagem no Movimento do Dedo	57
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	60
	REFERÊNCIAS	61
	APÊNDICES	62
	APÊNDICE A – ESQUEMÁTICO DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO	63
	APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO DA PONTE WHEATSTONE	64
	APÊNDICE C – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO	65
	APÊNDICE D – ESQUEMÁTICO DA INTERFACE UART	66
	APÊNDICE E – ESQUEMÁTICO DO MICROCONTROLADOR	67
	APÊNDICE F – LAYOUT DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO	68
	APÊNDICE G – LAYOUT DA PONTE DE WHEATSTONE E AMPLIFICAÇÃO	69
	APÊNDICE H – LAYOUT DO MICROCONTROLADOR	70
	APÊNDICE I – LAYOUT DA INTERFACE DE INSTRUMENTAÇÃO	71
	APÊNDICE J – DESENHO 2D DA ESTRUTURA MECÂNICA DO DEDO	72

1 INTRODUÇÃO

A utilização de sensores flexíveis resistivos tem ganhado destaque significativo nas últimas décadas devido ao seu potencial de aplicação em uma ampla gama de setores, que vão desde a saúde até a indústria e a robótica. Esses dispositivos inovadores oferecem a capacidade de detectar e medir mudanças físicas, como flexão, pressão e estiramento, tornando-os uma escolha ideal para uma série de aplicações. Este trabalho visa explorar os princípios de funcionamento voltados para a detecção de movimentos dos dedos da mão. Ao longo deste estudo, analisaremos as características distintivas desses sensores, as metodologias de fabricação envolvidas e as perspectivas futuras que prometem revolucionar ainda mais o cenário da sensorização flexível.

Em um período de recesso ocasionado por uma pandemia viral, que afetou diversas áreas da saúde, se identificou uma dificuldade em oferecer serviços médicos de qualidade para toda a população. Com o avanço da robótica, surge a possibilidade de realizar cirurgias a distância, onde sensores flexíveis podem ser aplicados para reprodução de movimentos humanos. Um médico especialista pode utilizar uma luva com sensores, cujos movimentos são lidos por um hardware dedicado, permitindo que um braço robótico reproduza seus movimentos e realize a cirurgia. Diante desse cenário, o problema é como esses sensores podem ser otimizados para fornecer uma detecção precisa de movimentos dos dedos da mão? Como esses dispositivos podem ser integrados em sistemas de processamento de dados e interfaces de usuário de maneira eficaz? Este trabalho se propõe a investigar essas questões e fornecer *insights* que contribuam para o avanço da tecnologia de sensores flexíveis resistivos na detecção de movimentos.

Este trabalho propõe o estudo e a prototipagem de um sensor flexível resistivo para instrumentar os movimentos dos dedos das mãos e vetorizar os dados computacionalmente. Além disso, busca-se analisar a viabilidade de sua aplicação nas áreas de robótica e medicina.

Os resultados obtidos indicam que a tecnologia estudada demonstra eficácia no monitoramento de movimentos humanos. Ao ser submetido a deformações, o sensor apresenta um aumento na resistência, em conformidade com a Segunda Lei de Ohm.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral desse projeto é prototipar e avaliar um sensor flexível resistivo para vetorizar computacionalmente os sinais empregados no sensor.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para alcançar o objetivo geral são definidos os seguintes objetivos específicos:

- a. Pesquisar um sensor flexível resistivo que se adeque a movimentos dos dedos da mão;
- b. Modelar eletricamente o sensor flexível resistivo;
- c. Simular o sensor flexível resistivo desenvolvido;
- d. Prototipar o sensor proposto;
- e. Avaliar o comportamento do sensor como base de aquisição de dados proveniente de movimentos dos dedos das mãos;
- f. Validar modelo proposto.

1.3 ESCOPO E RESTRIÇÕES

O projeto consiste em prototipar e estudar um sensor flexível resistivo para fazer a leitura de movimentos dos dedos da mão e ser processado computacionalmente por meio de um condicionador de sinal.

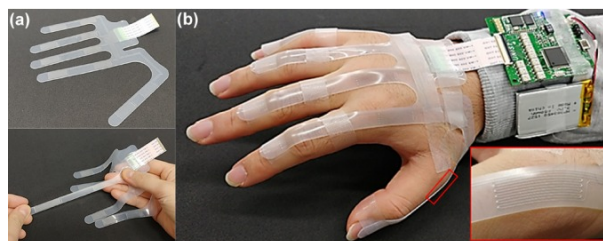
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

No presente trabalho é apresentado um estudo referente a sensores flexíveis que podem ser empregados em *wearable*, palavra em inglês que se refere a objetos ou dispositivos eletrônicos que podem ser usados ou vestidos no corpo, geralmente como acessórios ou peças de vestuário. Os sensores flexíveis podem ser implementados em roupas (luvas, camisetas, calças, etc). Eles podem ser originados de diversas formas, seja por meio de variação de resistência, capacitância ou até mesmo por variação de luminosidade. Esse trabalho foca nos sensores flexíveis resistivos, que se caracterizam por uma liga metálica líquida implementada em um microtubo de silicone, gerando uma resistência elétrica que pode ser medida com um condicionador de sinal, submetendo o sensor a deformações que variam o comprimento e a área de seção transversal do microtubo. A resistência elétrica gerada pelo sensor respeita a Segunda Lei de Ohm. Os sensores são implementados em dispositivos vestíveis para realizar o monitoramento dos movimentos.

2.1 WEARABLE

A tecnologia *wearable* é caracterizada como dispositivos tecnológicos vestíveis, eles constituem uma classe de produtos eletrônicos compactos e integráveis projetados para serem utilizados diretamente no corpo humano ou em roupas, com o propósito de monitoramento de saúde, comunicação, rastreamento de atividade física e interação com sistemas computacionais, conforme pode ser visto na Figura 1. Esses dispositivos frequentemente incorporam sensores, interfaces de usuário e sistemas de processamento de dados, permitindo a coleta contínua de informações. A tecnologia *wearable* tem se destacado como uma ferramenta em setores da saúde, apresentando um potencial para melhorar a qualidade de vida, a produtividade e a eficiência em várias esferas da sociedade.

Figura 1 – *Wearables*.



Fonte: Adaptado de (KIM et al., 2019)

Os dispositivos podem ser implementados de diversas formas, como um relógio, sendo um acessório. O foco do presente trabalho é o estudo de sensores que são utilizados para captura de movimento dos dedos da mão.

2.1.1 SENSORES FLEXÍVEIS

Sensores flexíveis são dispositivos eletrônicos que podem se adaptar e conformar superfícies curvas ou flexíveis, fornecendo a capacidade de monitorar variáveis físicas, como pressão, temperatura, umidade e tensão, em aplicações onde sensores tradicionais rígidos não são adequados (ROSALES et al., 2020). Esses sensores têm ganhado destaque significativo em uma variedade de campos, incluindo saúde, automação, robótica, esportes e eletrônica vestível devido à sua capacidade de proporcionar medições precisas e em tempo real, enquanto mantêm a flexibilidade e a conformabilidade necessárias para se adaptar ao corpo humano e outras superfícies irregulares (MANNAN et al., 2018). A pesquisa contínua nesse campo visa aprimorar a sensibilidade, a durabilidade e a aplicabilidade dos sensores flexíveis, abrindo caminho para inovações promissoras em diversas áreas de aplicação.

Sensores flexíveis resistivos são dispositivos que utilizam materiais sensíveis à deformação para medir mudanças na resistência elétrica quando submetidos a forças mecânicas, pressão ou flexão (CAO et al., 2014). A resistência elétrica R de um sensor flexível resistivo pode ser representada pela Equação 1 da Segunda Lei de Ohm:

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (1)$$

Onde: R é a resistência elétrica (em ohms, Ω), ρ é a resistividade do material (em ohm metros, $\Omega \cdot m$), L é o comprimento do material (em metros, m), e A é a área transversal do material (em metros quadrados, m^2).

Os sensores podem ser classificados como resistivos, capacitivos, óticos, etc, e podem ser empregados de acordo com o objetivo monitoramento. O presente trabalho irá focar em sensores flexíveis resistivos.

2.1.2 LIGAS METÁLICAS LIQUIDAS

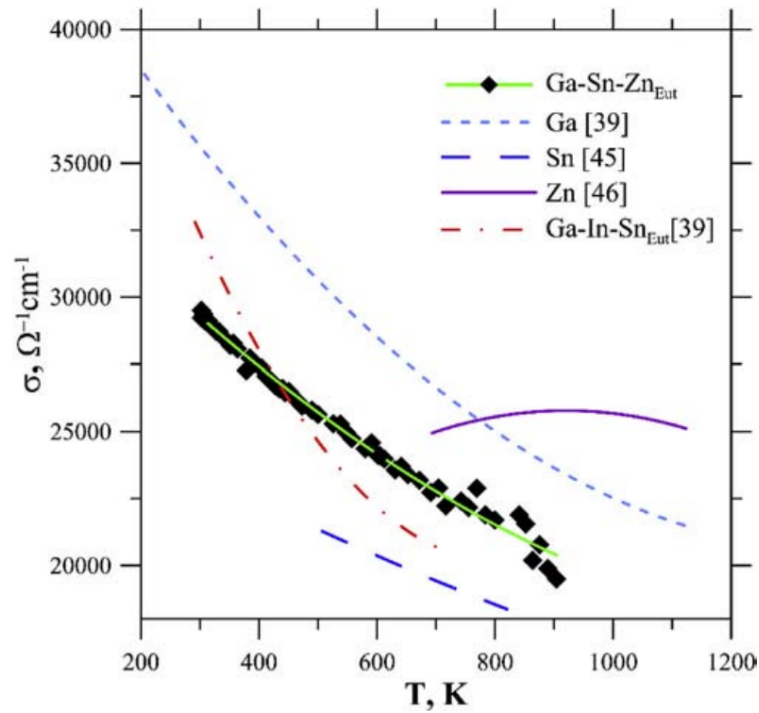
As ligas metálicas líquidas, ou ligas fundidas, são sistemas homogêneos de átomos metálicos em estado líquido, possuindo características únicas devido à sua estrutura desordenada (CALLISTER; RETHWISCH, 2018). Essas ligas são objeto de intensa pesquisa em diversas áreas da ciência e engenharia de materiais devido às suas propriedades físicas e mecânicas, tais como alta condutividade elétrica, resistência à corrosão e maleabilidade, tornando-as de grande importância em aplicações industriais e tecnológicas (SMITH; ASKELAND, 2020).

A liga metálica EGaIn, composta principalmente por gálio (Ga) e índio (In), é um material líquido à temperatura ambiente. Essa liga, conhecida por sua baixa toxicidade e alta condutividade elétrica, tem sido amplamente estudada em aplicações em eletrônica flexível, sensores e robótica macia (SOLOVEICIK; BOYCE, 2018). A EGaIn exibe uma

capacidade de deformação e reconfiguração, tornando-a uma escolha em sistemas eletrônicos flexíveis e sensores flexíveis (BARELLO et al., 2020).

A condutividade térmica do material exibe uma dependência em relação à temperatura ambiente na qual a liga está situada, sendo possível observar essa variação no gráfico apresentado na Figura 2. O ponto de fusão do material é de 15,7°C.

Figura 2 – Temperatura x Condutividade.



Fonte: Adaptado de (PLEVACHUK et al., 2014)

Onde condutividade é o inverso de resistividade, e pode ser calculado utilizando a Equação 2:

$$\sigma = \frac{1}{\rho} \quad (2)$$

A aplicação da liga metálica líquida EGaIn em microtubos de silicone tem a capacidade de variar a resistência elétrica de forma precisa e controlável. Essa propriedade é de grande relevância em aplicações de sensores e dispositivos que dependem da detecção de movimentos, estiramento ou deformação. Ao ajustar a geometria dos microtubos de silicone e a quantidade de EGaIn, é possível criar dispositivos sensíveis que respondem a estímulos externos de maneira previsível. Além disso, a liga EGaIn mantém sua flexibilidade mesmo após múltiplos ciclos de deformação, o que a torna uma escolha ideal para aplicações em que a resistência elétrica precisa ser ajustada repetidamente sem comprometer a durabilidade do dispositivo.

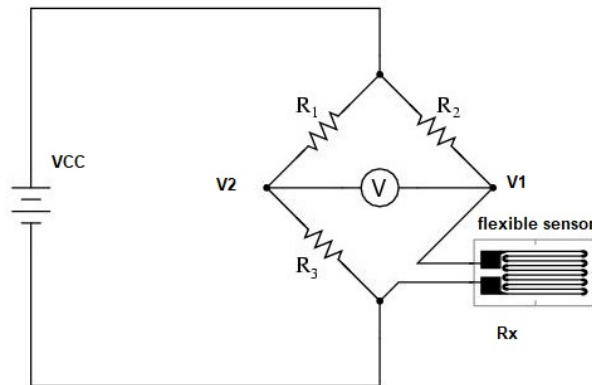
2.2 CONDICIONAMENTO DE SINAIS EM SENSORES FLEXÍVEIS

O condicionamento de sinais é o processo de ajustar, amplificar, filtrar ou isolar um sinal elétrico ou eletrônico para aprimorar sua qualidade e adequá-lo a um sistema de medição, controle ou processamento. Este processo envolve a modificação das características elétricas do sinal, como amplitude, impedância e faixa de frequência, para garantir uma transmissão confiável e precisa, minimizando interferências e ruídos. Geralmente, é realizado por meio de dispositivos como amplificadores, filtros e conversores de sinal.

2.2.1 PONTE DE WHEATSTONE

Sensores flexíveis resistivos variam sua resistência em resposta a deformações mecânicas, como tensão ou flexão. Para medir essas variações com precisão, utiliza-se o circuito de Ponte de Wheatstone, composto por quatro resistores. O sensor resistivo é inserido em um dos ramos da ponte, e sua deformação provoca um desequilíbrio no circuito, gerando uma diferença de potencial nos pontos de saída. Esse sinal é proporcional à variação de resistência e pode ser amplificado e processado. O uso de resistores de precisão melhora a sensibilidade e reduz interferências externas, como variações de temperatura. Um esboço do esquema do circuito de Ponte de Wheatstone pode ser observado conforme exemplo da Figura 3.

Figura 3 – Ponte de Wheatstone e sensor flexível.



Fonte: Adaptado de (NILSSON; RIEDEL, 2015)

Considerando que:

$$R1 = R2 = R3 = R;$$

$$Rx = Resistencia_{sensor}$$

Temos que o valor de V é dado pela Equação 3:

$$V = V1 - V2$$

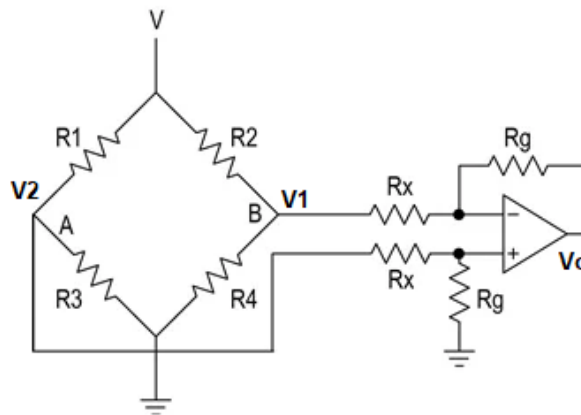
$$\begin{aligned}
 V_2 &= 0,5V_{cc} \\
 V_1 &= \frac{R_x}{R + R_x} V_{cc} \\
 V &= \left(\frac{R_x}{R + R_x} - 0,5 \right) V_{cc}
 \end{aligned} \tag{3}$$

Onde V é a diferença de potencial dada pela relação do divisor de tensão dos resistores utilizados, aplicado em um amplificador operacional.

2.2.2 AMPLIFICAÇÃO

Os sensores flexíveis resistivos variam sua resistência conforme a deformação ou força aplicado no mesmo. Considerando que o sinal obtido não seja suficiente para ser lido com a resolução do microcontrolador escolhido (que é apresentando nos tópicos a seguir), é necessário amplificar o sinal com o uso de um amplificador operacional (Figura 4), aplicando um ganho respeitando os limites do condicionador de sinal. O autor MENGüç et al. (2014) utilizou um microcontrolador Atmel da plataforma Arduino, o qual já possui um conversor AD.

Figura 4 – Ponte de Wheatstone e opamp.



Fonte: Adaptado de (NILSSON; RIEDEL, 2015)

Com isso o ganho é dado pela Equação 4, e é lido em um condicionador de sinal.

$$V_o = \frac{R_g}{R_x} (V_1 - V_2) \tag{4}$$

Um amplificador de instrumentação é um dispositivo eletrônico projetado para amplificar a diferença de tensão entre duas entradas enquanto rejeita variações de tensão comuns. É usado em aplicações de medição de precisão, minimizando ruídos e interferências, como em sensores de baixo nível. Isso resulta em uma amplificação precisa do sinal de interesse, um exemplo de amplificador de instrumentação é o AD623.

O ganho é calculado com a escolha de um resistor R_g entre os pino 1 e 8 do amplificador e pode ser calculado através da Equação 5 mostrada:

$$V_o = \left(1 + \frac{100k}{R_g}\right) * V_{in} \quad (5)$$

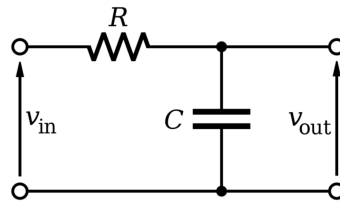
A tensão de entrada (V_{in}), é dado pela diferença de potencial aplicada nos pinos do amplificador.

2.2.3 FILTRO DE SINAL

Em aplicações envolvendo sensores flexíveis resistivos, a utilização de filtros é comum para aprimorar a qualidade dos dados obtidos. Filtros podem ser empregados para reduzir o ruído e melhorar a precisão da medição, uma vez que os sensores flexíveis resistivos podem ser sensíveis a variações indesejadas no sinal. A aplicação de filtros adequados pode ajudar a suavizar o sinal de saída do sensor e a eliminar interferências, resultando em medidas mais confiáveis das deformações.

Para esse projeto o sinal a ser aferido é resistivo, e caso necessário pode ser utilizado um filtro Passa-Baixa (Figura 5), onde a frequência de corte pode ser calculada através da Equação 6.

Figura 5 – Filtro Passa-Baixa.



Fonte: Adaptado de (NILSSON; RIEDEL, 2015)

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

Onde: F_c é a frequência de corte (em Hertz, Hz), R é a resistência (em ohms, Ω) e C é a capacitância (em Faraday, F).

O filtro Passa-baixa é utilizado para eliminar ruídos causados pelas altas frequências, uma vez que aplicado no circuito os sinais de baixa frequência são aproveitados e os sinais de alta frequência são eliminados.

2.3 PROCESSAMENTO DE SINAIS ADQUIRIDOS DO SENSOR

Para processar o sinal do sensor é essencial empregar uma plataforma microprocessada com periféricos que suportem conversão analógica-digital (ADC) com resolução adequada às exigências do projeto. Inicialmente, para os testes de hardware, será adotado um microcontrolador STM32.

A conversão analógico-digital (ADC) envolve a conversão de um sinal analógico em um sinal digital. A resolução do conversor ADC é determinada pelo modelo do microcontrolador. O microcontrolador STM32 utilizado, possui uma resolução de 12 *bits*, o que significa que as leituras podem variar de 0 a 4095. Dado que o Arduino opera com uma tensão de referência de 3,3 Volts, a resolução é mostrada na Equação 7:

$$VoltBit = \frac{3,3V}{4096} = 0,8056m \frac{Volt}{bit} \quad (7)$$

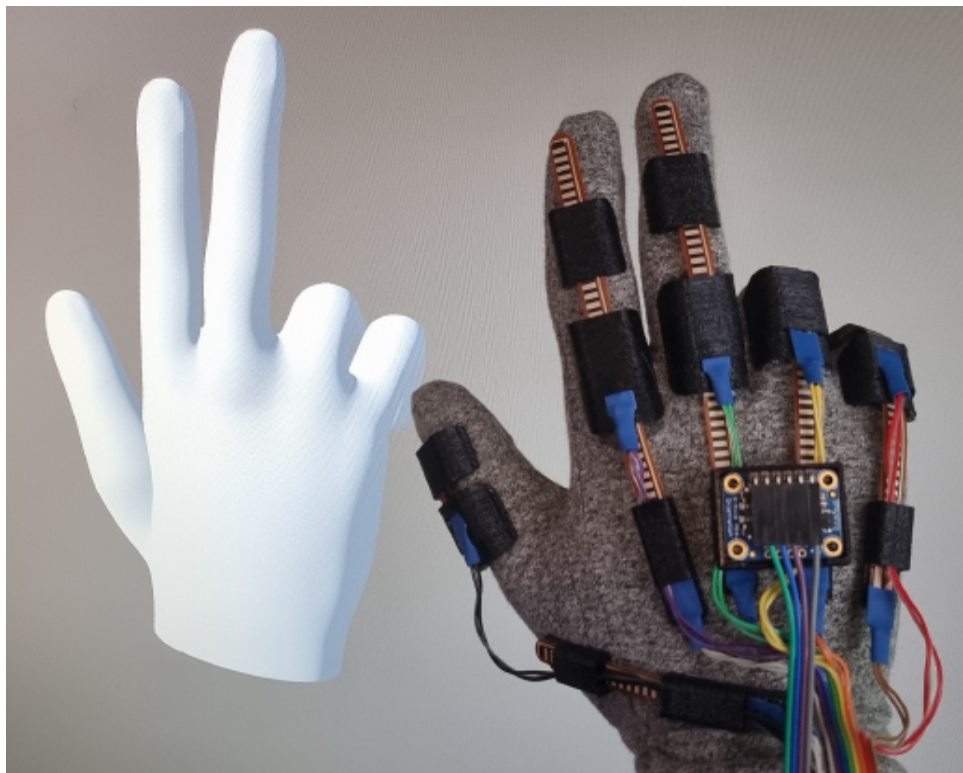
A taxa de amostragem busca uma melhor representação do sinal original, usando uma frequência de aquisição do sinal que represente a melhor discretização. Expressada em amostras por segundo (ou Hertz), essa taxa determina a resolução temporal da representação digital e impacta diretamente a capacidade de um sistema de capturar detalhes e informações do sinal analógico original. De acordo com LYONS (2011), a Teoria da Amostragem de Nyquist-Shannon estabelece que a taxa de amostragem deve ser pelo menos o dobro da frequência mais alta presente no sinal analógico para evitar a perda de informações significativas.

Segundo pesquisadores no campo de realidade aumentada, a escolha da frequência de amostragem deve considerar fatores como a velocidade dos movimentos que estão sendo rastreados e a latência tolerável para a aplicação em questão (SMITH; JONES; DOE, 2017). Em aplicações de aquisição de movimento humanos em tempo real é comum usar frequências de amostragem que variam de 60 a 240 Hertz (*Hz*) para garantir a captura precisa de movimentos rápidos e a atualização frequente das informações de posição.

2.4 SIMULAÇÃO DE MOVIMENTOS COM SENSORES FLEXÍVEIS

O autor DENZ et al. (2021) realizou o estudo de uma luva, com a finalidade de rastrear a cinemática dos dedos da mão, empregando um sensor flexível resistivo. Os sinais provenientes do sensor são adquiridos e convertidos em formato digital por meio de uma plataforma microprocessada e, subsequentemente, transmitidos através de uma conexão serial para a aplicação de modelagem tridimensional Unity, conforme ilustrado na Figura 6.

Figura 6 – Simulação com Unity.



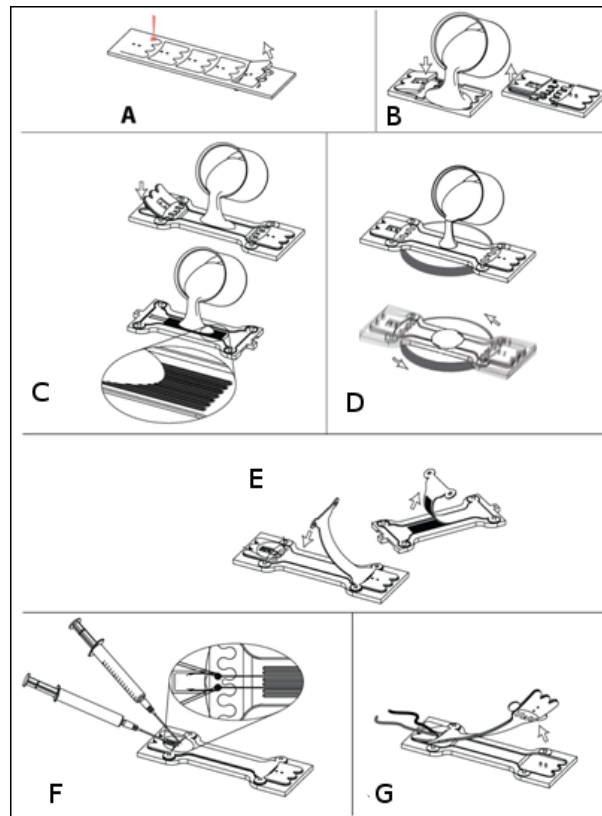
Fonte: Adaptado de (DENZ et al., 2021)

A plataforma Unity é uma popular ferramenta de desenvolvimento de jogos e aplicações interativas que oferece um ambiente de modelagem tridimensional robusto. No estudo do autor citado, ela é utilizada para renderizar e visualizar os dados do movimento dos dedos da mão, proporcionando uma experiência tridimensional a partir das informações coletadas pelo sensor flexível resistivo e processadas pela plataforma microprocessada.

2.5 CONSTRUÇÃO DE SENSORES FLEXÍVEIS

Conforme descrito pelo autor MENGüç et al. (2014), o processo básico empregado na criação de sensores flexíveis, é baseado na fabricação de microtubos. Os passos de fabricação (Figura 7), incluem primeiramente a moldagem de polímeros em moldes para replicar os sensores, corte a *laser* do velcro das extremidades (7A), preenchimento com silicone espesso para melhor resistência de fixação (7B), preenchimento com silicone macio na camada inferior (7C), após a cura preenchimento com silicone macio na camada superior (7D), desmolde (7E), preenchimento dos canais com metal líquido (7F) e por fim fixação dos condutores de contato (7G).

Figura 7 – Passos de fabricação.



Fonte: Adaptado de (MENGÜÇ et al., 2014)

Na literatura, os moldes são frequentemente criados por meio da litografia macia, mas no processo descrito, é utilizada a impressão 3D, limitando o tamanho das características (aproximadamente 100 μm), mas permitindo uma prototipagem rápida.

2.6 TRABALHOS RELACIONADOS

Atualmente, o conceito de sensores flexíveis vem sendo estudados na tecnologia *wearable* por outros autores utilizando conceitos resistivos e capacitivos:

2.6.1 TRABALHO SOBRE SENSORES FLEXÍVEIS CAPACITIVOS

O trabalho intitulado *Silicone-Textile Composite Resistive Strain Sensors for Human Motion-Related Parameters* do autor ATALAY et al. (2017) apresenta a concepção de sensores capacitivos altamente flexíveis, compostos por três camadas distintas. Dessas camadas as duas externas são feitas de eletrodos de malha de tecido altamente elástico, banhados em prata, que envolvem uma camada dielétrica de elastômero de silicone, Figura 8.

A área dos eletrodos e a espessura do dielétrico sofrem alterações devido à aplicação de deformação, isso resulta em uma mudança na capacitância. Consequentemente, a

mensuração dessa mudança na capacitância pode ser utilizada para determinar a magnitude da deformação aplicada (ATALAY et al., 2017).

Figura 8 – Sensor utilizado para ler os movimentos da mão.



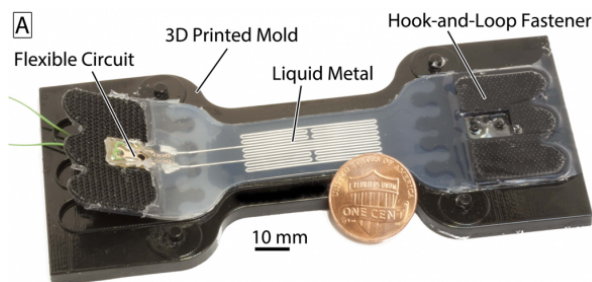
Fonte: Adaptado de (ATALAY et al., 2017)

Este sensor foi concebido para superar as limitações associadas aos sensores capacitivos flexíveis tradicionais, empregando uma abordagem híbrida que combina silicone e têxteis, resultando em um compósito com propriedades mecânicas vantajosas. Adicionalmente, é discutido um processo para criar uma conexão robusta e rígida entre esses sensores e um cabo micro coaxial fixado às camadas dos eletrodos.

2.6.2 TRABALHO SOBRE SENSORES FLEXÍVEIS RESISTIVOS

O trabalho intitulado *Wearable Soft Sensing Suit for Human Gait Measurement* do autor MENGüç et al. (2014) apresenta uma solução utilizando a liga metálica EGaIn, voltada para aferir movimentos humanos. O sensor, Figura 9, é fabricado utilizando silicone com microtubos e na extremidade é utilizado velcro para a fixação em pontos específicos para realizar a leitura dos sinais. O seu princípio de funcionamento é baseado na Segunda Lei de Ohm e a variação da espessura e comprimento do microtubo varia a resistência elétrica do sensor (MENGüç et al., 2014).

Figura 9 – Sensor utilizado a liga metálica.



Fonte: Adaptado de (MENGüç et al., 2014)

Para confeccionar o sensor, o autor utilizou dois moldes: um para a parte inferior e outro para a parte superior, que são unidas posteriormente. Primeiro, é feita a deposição do silicone rígido para a fixação do velcro no molde inferior. Após a cura, é adicionado o silicone macio e aguardada a cura completa. Em seguida, o silicone macio é aplicado no molde superior, que contém as ranhuras onde a liga metálica será depositada futuramente. Por fim, o autor realiza o desmolde e une as duas partes (superior e inferior), formando a estrutura do sensor. Após a montagem, ele injeta a liga metálica líquida nas ranhuras com uma seringa e adiciona dois condutores de cobre para as conexões externas.

Para realizar a leitura do sinal o autor utiliza uma Ponte de Wheatstone com o sensor conectado em um dos resistores da ponte, fazendo a amplificação do sinal por meio de amplificador operacional e coletando os dados através de um microcontrolador Atmel da plataforma Arduino.

É detalhado tópicos de maior importância para a construção do presente TCC.

2.6.2.1 MATERIAL CONDUTIVO DO SENSOR

O material condutor escolhido para a confecção do sensor é a liga metálica líquida EGaIn, Figura 10, essa liga é líquida em temperatura ambiente possibilitando a utilização do material em microtubos elásticos.

Figura 10 – Liga metálica líquida.



Fonte: Adaptado de (MENGüç et al., 2014).

A liga é formada pelos elementos Gálio (Ga) e Índio (In), e também é conhecida como galinstan, que possui uma resistividade de $290 \mu\Omega \cdot mm$, em temperatura ambiente de $25^{\circ}C$ segundo o fabricante da liga.

2.6.2.2 MATERIAL ELÁSTICO DO SENSOR

O material utilizado para confeccionar o sensor, que será responsável pela elasticidade, é o mesmo utilizado no experimento do artigo (MENGüç et al., 2014) que utiliza uma borracha de silicone Figura 11, conhecida como EcoFlex 0030, com dureza Shore OO-30, $E = 30 \text{ kPa}$.

Figura 11 – Silicone Macio.



Fonte: Adaptado de (MENGüç et al., 2014)

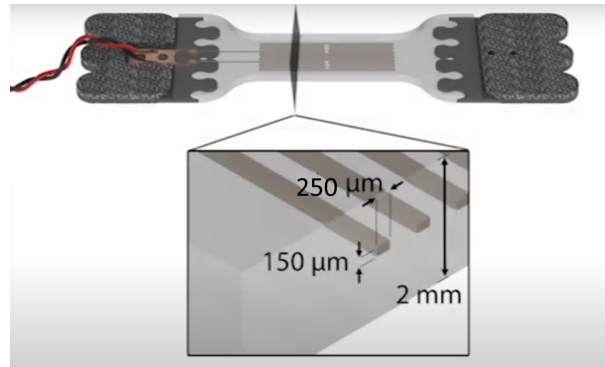
O material é utilizado para desenvolver a estrutura física do sensor no qual terá ranhuras internas utilizadas para a injeção da liga metálica líquida, formando o microtubo flexível,

2.6.2.3 DEFINIÇÕES FÍSICAS DO SENSOR

A estrutura física do sensor está ligada diretamente com a faixa de variação resistiva do sensor, ou seja, conforme o comprimento e a área de seção transversal do microtubo, a resistência equivalente do mesmo será alterada. Deve ser considerado, em parâmetros de projeto, o local em que o sensor será instalado, pois o tamanho e robustez do sensor deve variar de acordo com o padrão de movimento em que o sensor é submetido. Para fins de estudo, neste projeto iremos limitar os movimentos que o sensor será submetido, com o intuito de validar o conceito.

Utilizando o exemplo do autor MENGüç et al. (2014), como podemos ver nas Figuras 12 e 13, as medidas utilizadas no molde para fabricação do sensor.

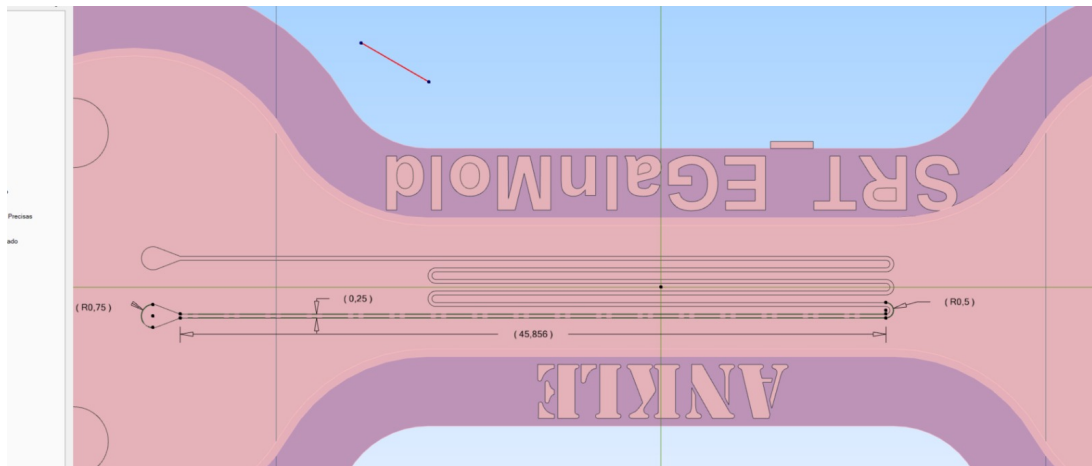
Figura 12 – Medidas do microtubo.



Fonte: Adaptado de (MENGüç et al., 2014)

Foi utilizado 0,15 *mm* para altura e 0,25 *mm* de largura, o que resulta uma área de 0,0375 *mm*².

Figura 13 – Medidas do microtubo.



Fonte: Adaptado de (MENGüç et al., 2014)

Foi utilizado 45,8 *mm* para o seguimento de reta maior e 29,3 *mm* para o seguimento menor, foi utilizado um raio 0,5 *mm* nas extremidades, o que totaliza em aproximadamente 215 *mm* de comprimento.

2.6.2.4 CÁLCULO DA RESISTÊNCIA DO SENSOR

Com os parâmetros definidos, pode ser calculado o valor da resistência do sensor sem sofrer nenhuma força ou deformação externa utilizando a Equação 8.

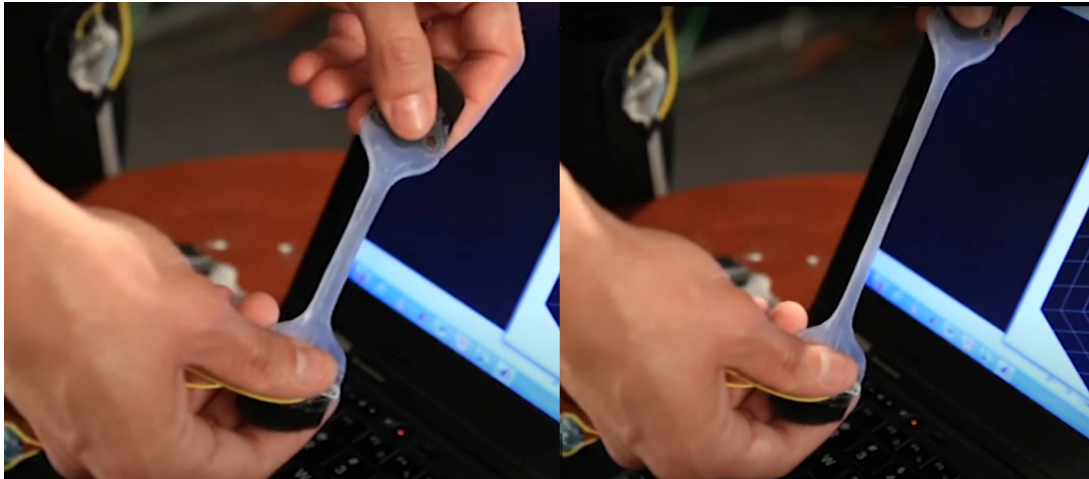
$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (8)$$

Onde: $\rho=290 \mu\Omega \cdot mm$, $L = 215 mm$ e $A = 0,0375 mm^2$. O valor de R é apresentado na Equação 9:

$$R = 290\mu \cdot \frac{215}{0,0375} = 1.6626\Omega \quad (9)$$

O valor de resistência calculado é sem aplicação de forças externas que afete ou gere alguma deformação no sensor. Com o intuito de realizar a simulação, é considerado que uma das extremidades do sensor permanece fixa (Figura 14), quanto aplicado uma força horizontal na outra extremidade para que o sensor seja esticado por $50 mm$. Isso permite observar que, à medida que o sensor é esticado, o comprimento do microtubo aumenta e a área de sua seção transversal diminui. Dado então os valores de exemplo resultante para obter o novo valor de resistência com o sensor esticado.

Figura 14 – Sensor estendido.



Fonte: Adaptado de (MENGüç et al., 2014)

A estrutura física do sensor mostrado pelo autor MENGüç et al. (2014) tem um segmento no formato de serpenteio, onde tem 6 pequenos seguimento de reta, com isso $L = (215 + (50 \cdot 6)) mm = 515 mm$.

Onde: $\rho=290 \mu\Omega \cdot mm$, $L = 515 mm$ e $A = 0,02 mm^2$. O valor de R é apresentado na Equação 10:

$$R = 290\mu \cdot \frac{515}{0,02} = 7.4675\Omega \quad (10)$$

Devido à natureza não linear dos materiais empregados na fabricação do sensor, a complexidade associada à simulação mecânica do sensor, que envolve a aplicação de forças externas para obter medidas de área e comprimento resultantes, está além do âmbito do presente projeto.

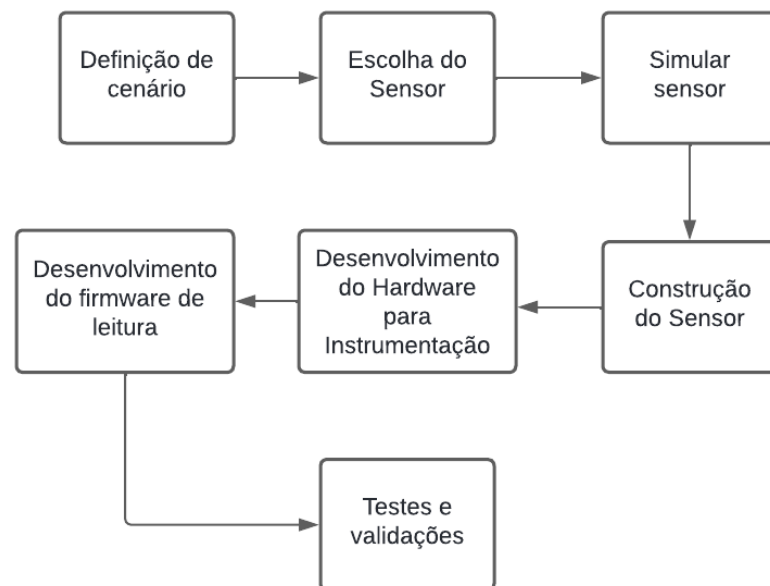
A partir dessa abordagem é possível realizar a simulação do conjunto do hardware no qual será aferido pelo processador de sinal. O trabalho experimental da presente proposta de TCC seguirá o modelo do trabalho em epígrafe e é apresentado conforme metodologia a seguir.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, são detalhados os materiais e métodos empregados no desenvolvimento do sensor flexível, abrangendo o processo de fabricação do sensor, as etapas de desenvolvimento, a interface para aquisição de sinais, o processamento destes sinais e sua transmissão para um sistema computacional.

A Figura 15 apresenta o diagrama em blocos que projeta o desenvolvimento do sistema proposto.

Figura 15 – Diagrama de desenvolvimento.



Fonte: Autoral.

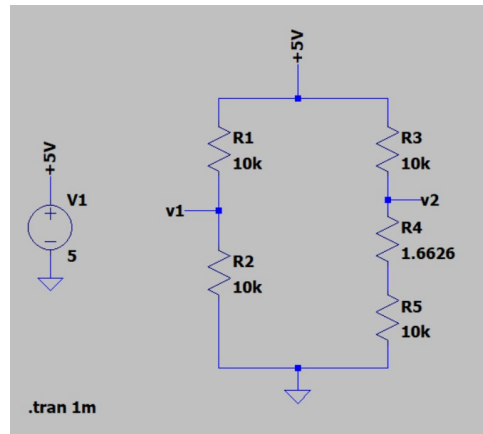
O cenário definido para o presente projeto consiste no desenvolvimento de um sensor flexível resistivo com o intuito de monitorar inicialmente os movimentos de flexão e extensão do dedo indicador, como mostra o trabalho do autor MENGüç et al. (2014).

Para a execução do projeto de pesquisa, é realizado o estudo e a simulação de um sensor resistivo flexível, apoiada nas métricas do trabalho do autor MENGüç et al. (2014). A fabricação do sensor envolve o uso de moldes específicos para a deposição de um material flexível que, após a cura do silicone, é a estrutura do sensor. Nesta estrutura são integrados os microtubos com dimensões controladas, tanto em diâmetro quanto em comprimento, os quais determinarão as características elétricas do sensor. Os microtubos são preenchidos com uma liga metálica líquida onde suas propriedades resistivas caracterizam o sensor respeitando a Segunda Lei de Ohm.

3.1 SIMULAÇÃO DO SENSOR

Para realizar as simulações elétricas do sensor é utilizado o software de simulação *spice* LTSpice. A diferença de potencial resultante foi obtida através de uma simulação do circuito da Ponte de Wheatstone com os valores resistivos calculados no tópico 2.6.2.4 na Equação 9 e 10, para calcular a diferença de potencial é usa a Equação 3 mostrada no tópico 2.2.1. Os valores da simulação são mostrados nas Figuras 16 e 17.

Figura 16 – Ponte de Wheatstone com sensor equivalente a 1.6626Ω .

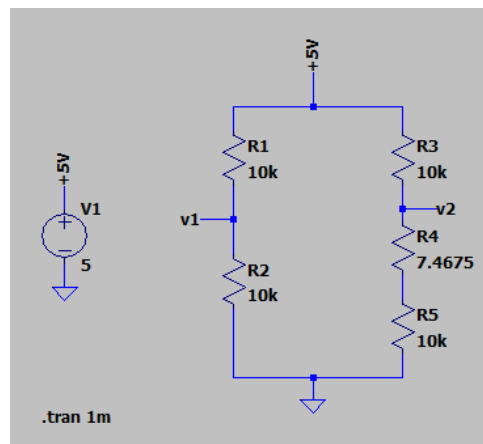


Fonte: Autoral

O valor da diferença de potencial entre os pontos V1 e V2 quando o sensor está em estado de repouso é mostrado na Equação 11.

$$(V2 - V1) = 207.901 \mu V \quad (11)$$

Figura 17 – Ponte de Wheatstone com sensor equivalente a 7.4675Ω .



Fonte: Autoral

O valor da diferença de potencial entre os pontos V1 e V2 quando o sensor sofre um estiramento linear é mostrado na Equação 12.

$$(V2 - V1) = 933.170\mu V \quad (12)$$

A simulação foi executada variando os valores da resistência do sensor com um passo de $0,01\ \Omega$, em um *range* de $1\ \Omega$ até $10\ \Omega$, para analisar os valores da diferença de potencial ($V2-V1$) mostrados na Figura 18. A janela da direita na imagem apresenta o valor com precisão do resultado obtido, na janela da esquerda mostra a forma de onda em verde obtida do sinal.

Figura 18 – Tensão x Resistência.

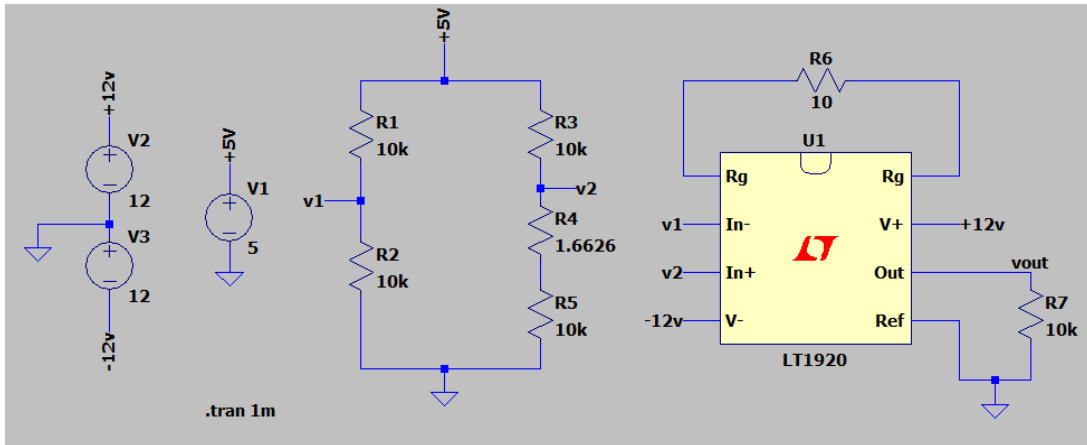


Fonte: Autoral

Os valores adquiridos apresentam amplitude insuficiente para serem adequadamente interpretados pelo conversor analógico-digital do microcontrolador, então é necessário realizar uma amplificação. Para amplificar foi utilizado, na simulação, um amplificador de instrumentação conhecido por LT1920 e aplicado um ganho de aproximadamente 10000 vezes, adicionando um resistor de $10\ \Omega$ entre o pinos 1 e 8. O ganho pode ser calculado conforme a Equação 5 apresentada no item 2.2.2.

A simulação foi realizada com o sensor em seu estado de repouso sem aplicação de força, amplificado em 10000 vezes o sinal original, Figura 19.

Figura 19 – Esquemático com resistor de 1.6626Ω .

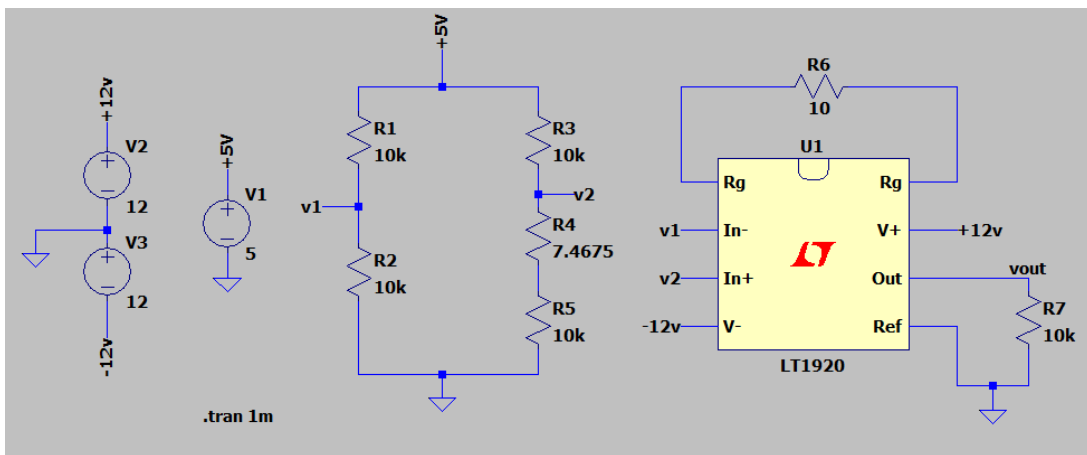


Fonte: Autoral

$$V_{out} = 1.0228V$$

A simulação do sensor sofrendo uma deformação linear e amplificado com ganho de 10000 vezes, Figura 20.

Figura 20 – Esquemático com resistor de 7.4675Ω .



Fonte: Autoral

$$V_{out} = 4.5929V$$

A simulação (tensão x resistência do sensor) realizando a amplificação é mostrada na Figura 21.

Figura 21 – Tensão x Resistência, amplificado.



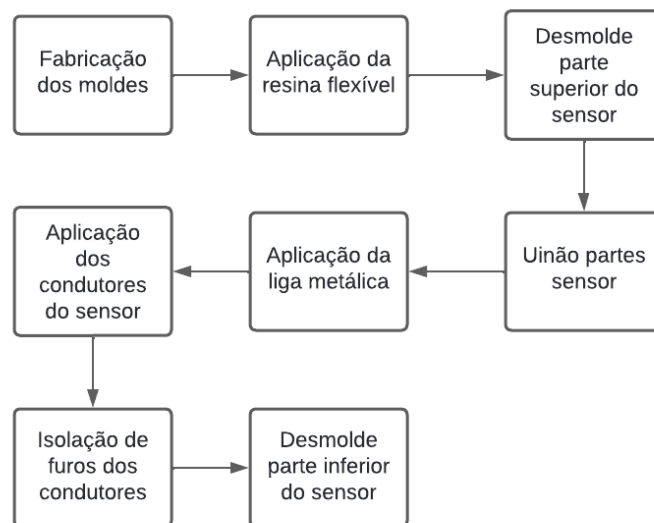
Fonte: Autoral

Esses valores são empregados em um processador de sinal, tratados e calibrados para poder ser realizado a vetorização dos movimentos. Com base nas métricas de largura, espessura, comprimento e nos dados obtidos da simulação, o sensor foi fabricado.

3.2 CONSTRUÇÃO DO SENSOR FLEXÍVEL

Para melhor orientar a fabricação do sensor foi criado um diagrama de fabricação com as etapas (Figura 22).

Figura 22 – Diagrama de fabricação do sensor.



Fonte: Autoral

Após definidas as etapas os moldes foram impressos. O molde com elevação projetada para acomodar o microtubo foi construído utilizando impressão 3D em resina, devido à sua precisão de 0,05 mm. O microtubo possui uma altura de 0,15 mm e uma largura de 0,25 mm, requerendo um nível de detalhamento que a tecnologia de impressão em resina proporciona adequadamente. Na Figura 23, o molde de cor preta foi fabricado por meio de impressão 3D em resina, enquanto o molde de cor cinza foi produzido utilizando impressão 3D por filamento, que não exige um nível de precisão elevado.

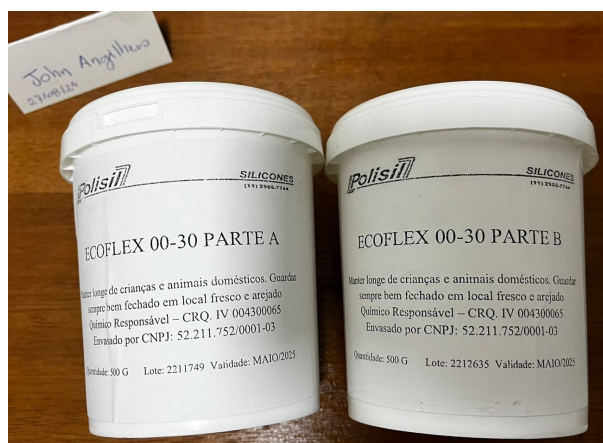
Figura 23 – Moldes.



Fonte: Autoral

Ao finalizar a confecção dos moldes apresentados foi realizado a aplicação da resina flexível. A resina flexível ECOFLEX 00-30 é composta por 2 partes (A e B), conforme a Figura 24. Para realizar a mistura, deve-se colocar partes iguais em um recipiente e misturar até ficar homogêneo. Para preencher os moldes com resina, é necessário 2 gramas para o molde da parte superior do sensor e 3 gramas para o molde da parte inferior do sensor.

Figura 24 – Moldes.



Fonte: Autoral

O molde da parte inferior do sensor foi preenchido com a resina e deixado curar por 12 horas como mostrado na Figura 25.

Figura 25 – Molde inferior com resina.



Fonte: Autoral

O molde da parte superior do sensor foi preenchido com a resina e deixado curar por 12 horas como mostrado na Figura 26.

Figura 26 – Molde superior com resina.



Fonte: Autoral

Após a cura da resina, foi realizada a desmoldagem. Para realizar o desmolde da parte superior do sensor, utilizou-se uma pinça metálica para desgrudá-lo do molde. Em seguida, a peça foi descolada cuidadosamente com o auxílio de uma pinça para evitar danos, conforme a Figura 27.

Figura 27 – Desmolde parte superior do sensor.



Fonte: Autoral

Após a desmoldagem, a parte superior foi unida à parte inferior do sensor. Para unir a parte inferior à parte superior do sensor, uma fina camada de resina foi aplicada sobre o molde inferior. Utilizando uma pinça, a parte superior do sensor foi posicionada cuidadosamente, assegurando-se de não preencher o microtubo com resina e evitando a formação de bolhas, conforme a Figura 28..

Figura 28 – União da parte inferior com a superior do sensor.

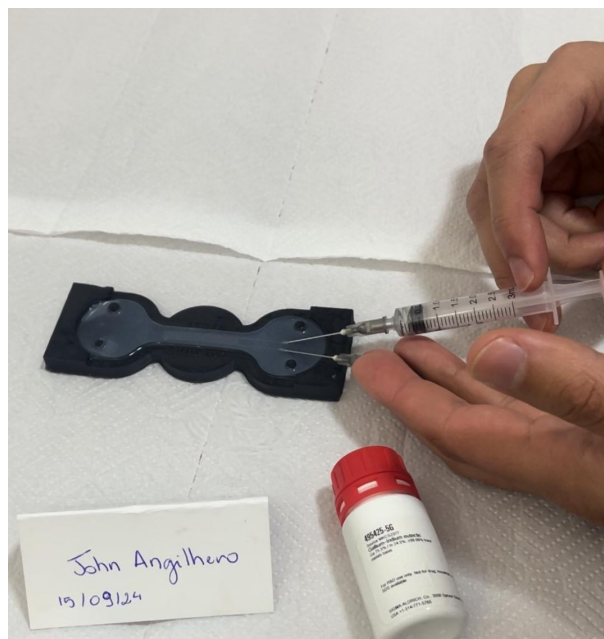


Fonte: Autoral

Após esse procedimento, o conjunto foi submetido a um período de cura de 12

horas. Em seguida, foi realizada a aplicação da liga metálica líquida. Com o auxílio de uma seringa e uma agulha oca, a liga metálica líquida foi injetada no microtubo do sensor. A seringa foi utilizada para a injeção do material, enquanto a agulha oca serviu como via de escape para o ar presente no interior do microtubo, conforme a Figura 29.

Figura 29 – Aplicação da liga metálica líquida EGaIn.



Fonte: Autoral

Após a injeção da liga metálica, foram utilizados condutores esmaltados com 10,5 centímetros de comprimento, do tipo AWG 28. Os condutores foram inseridos aproximadamente 0,5 centímetro no interior do microtubo para garantir contato adequado com a liga metálica, conforme a Figura 30.

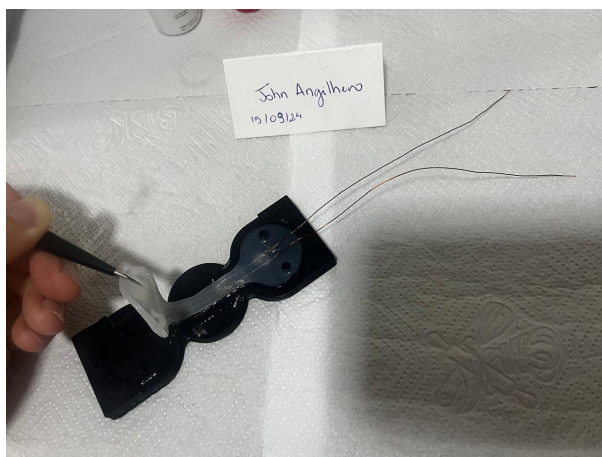
Figura 30 – Aplicação dos condutores do sensor.



Fonte: Autoral

Após a inserção dos condutores, a resina flexível ECOFLEX 0030 foi aplicada para selar os condutores e evitar vazamentos da liga metálica. O tempo de cura da resina foi estabelecido em 12 horas antes de realizar o desmolde do sensor. Para facilitar o desmolde, foi utilizado um estilete para cortar cuidadosamente as bordas do molde. Em seguida, uma pinça foi empregada para auxiliar na remoção do sensor do molde conforme a Figura 31.

Figura 31 – Desmoldagem do Sensor.



Fonte: Autoral

Após a desmoldagem o sensor ficou com o formato mostrado na Figura 32.

Figura 32 – Sensor finalizado.

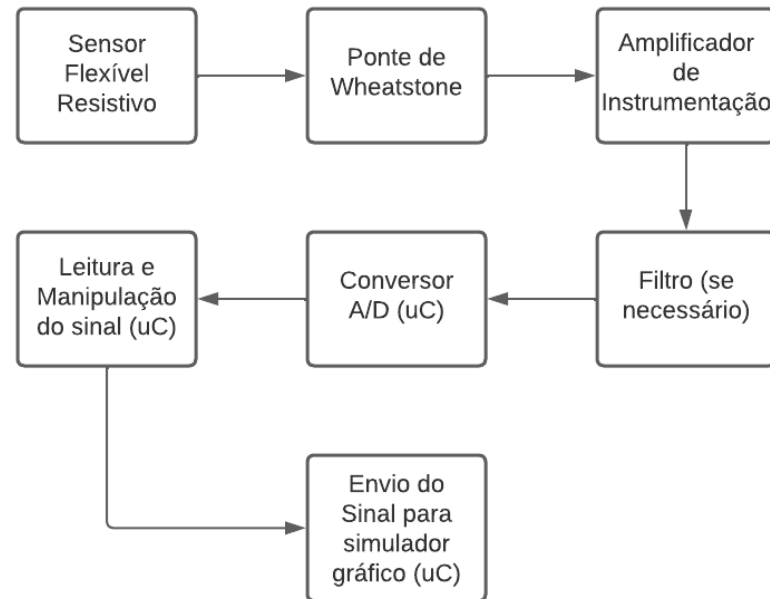


Fonte: Autoral

3.3 DIAGRAMA DE FUNCIONAMENTO

O diagrama mostrado (Figura 33) ilustra o processo de funcionamento proposto, englobando desde a leitura do sinal analógico do sensor, aquisição do sinal, tratamento do sinal e envio do sinal.

Figura 33 – Diagrama de funcionamento.



Fonte: Autoral

A partir das etapas do diagrama de funcionamento citadas, foi desenvolvido a interface de comunicação que engloba o esquemático, hardware e firmware do projeto.

3.4 INTERFACE DE INSTRUMENTAÇÃO DO SENSOR

Para o melhor condicionamento do sinal gerado pelo sensor em resposta às deformações induzidas pelos movimentos aplicados, foi desenvolvida uma Placa de Circuito Impresso (PCI) integrada com um microcontrolador embarcado. Este microcontrolador é responsável pela aquisição dos sinais através da entrada ADC (*Analog-to-Digital Converter*). As etapas de desenvolvimento da PCI, e desenvolvimento do *firmware* para o processamento do sinal são detalhadas neste tópico.

3.4.1 DESENVOLVIMENTO DA PCI

Para assegurar um desempenho otimizado do sistema, foi adotada a estratégia de desenvolver uma Placa de Circuito Impresso (PCI). As PCIs oferecem uma série de benefícios técnicos, como a melhoria da confiabilidade elétrica, devido à redução de conexões manuais e a uniformidade das trilhas condutoras. Além disso, permitem uma maior compactação dos componentes, o que resulta em um layout mais organizado e eficiente, minimizando interferências eletromagnéticas. A utilização de PCIs também facilita a replicação em massa com consistência, garantindo a padronização dos produtos

finais e simplificando o processo de manutenção e reparo, uma vez que o diagnóstico de falhas pode ser realizado de forma mais precisa e rápida.

A PCI é utilizada para a instrumentação do sensor, proporcionando benefícios como a eliminação de ruídos, essencial devido ao alto nível de sensibilidade do sensor.

3.4.1.1 ESQUEMÁTICO

O projeto do circuito esquemático foi desenvolvido para atender às necessidades da instrumentação do sensor. Como os amplificadores, microcontrolador, Ponte de Wheatstone e a interface de comunicação requerem um nível específico de tensão, foi adotado um regulador de tensão linear para minimizar os ruídos gerados pelo chaveamento dos conversores DC-DC. A placa deve ser alimentada por uma tensão contínua de 12 volts, e os reguladores de tensão rebaixam a tensão de entrada para 5 volts (LM317MDT), e 3,3 volts (LM1117-3.3), conforme figura no Apêndice A.

As Pontes de Wheatstone foram utilizadas resistores de 330Ω , com os terminais para que os sensores sejam acoplados nos resistores que estão ligados ao GND do sistema como mostra a figura do Apêndice B.

O sinal da Ponte de Wheatstone é conectado ao amplificador de instrumentação AD623, que amplifica o sinal por um fator de 11 vezes. Em seguida, o sinal de saída passa por um amplificador não inversor, que realiza uma nova amplificação por um fator de 10 vezes. Dessa forma, os amplificadores conectados em cascata proporcionam uma amplificação total do sinal de entrada de até 110 vezes. O circuito foi separado em dois estágios de amplificação visando não sobrecarregar um único amplificador como mostrado na simulação no item 3.1. O circuito pode ser visualizado na figura no Apêndice C.

O microcontrolador utilizado é o STM32F030F4P6 (figura do Apêndice E). Os sinais amplificados são direcionados a um pino ADC com resolução de 12 bits (variando de 0 a 4095 níveis de leitura), onde cada nível representa aproximadamente 805 μV . Além disso, os pinos de comunicação UART são empregados para estabelecer uma interface com outros dispositivos.

Para a interface com o computador, foi utilizado o circuito integrado FT232RL (figura no Apêndice D). Este dispositivo é responsável por converter os sinais UART provenientes do microcontrolador para o padrão de comunicação USB, permitindo a conexão e a comunicação com um computador. Com o esquema de ligação finalizado é desenvolvido o layout da PCI.

3.4.1.2 LAYOUT DA PCI

Ao desenvolver o layout, segundo recomendações da normativa IPC-2221, manter um plano de GND sólido sob o amplificador de instrumentação, garante um

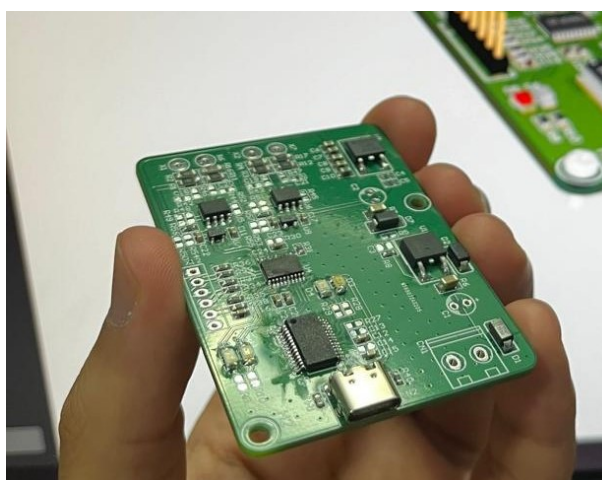
caminho de baixa impedância para os sinais de retorno. Isso minimiza ruídos e interferências eletromagnéticas (EMI), melhorando a integridade do sinal e mantendo uma referência de potencial estável, essencial para o desempenho do amplificador (Apêndice G).

Para a fonte de alimentação linear, foram adotadas boas práticas como a colocação de capacitores de desacoplamento próximos aos pinos de alimentação dos componentes ativos, filtrando ruídos de alta frequência. Além disso, as trilhas de alimentação foram mantidas curtas e largas para reduzir a resistência e indutância parasitas, assegurando o nível de tensão estabilizada (Apêndice F).

No caso do microcontrolador, incluiu-se capacitores de desacoplamento próximos aos pinos de VCC e GND para garantir uma tensão de alimentação sem ruído. As trilhas de sinais digitais foram separadas das trilhas de sinais analógicos para minimizar interferências. Além disso, o layout foi projetado de forma a permitir bom acesso para programação e depuração, facilitando o desenvolvimento e testes (Apêndice H).

No layout do FT232RL, foram seguidas boas práticas para garantir uma comunicação UART estável com o computador. As trilhas USB foram mantidas curtas e diretas para minimizar ruídos, e capacitores de desacoplamento foram posicionados próximos ao pino de alimentação para estabilizar a tensão. A malha de GND sólida ao redor do chip reduz interferências, e as trilhas UART foram roteadas com cuidado para evitar interferências e vias desnecessárias (Apêndice I). O PCI finalizada é apresentada na Figura 34.

Figura 34 – Placa finalizada.



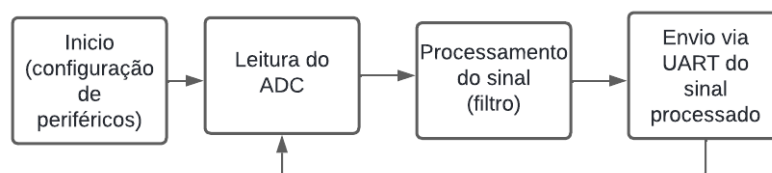
Fonte: Autoral

No layout também foram adicionados alguns LEDs para realização de testes. A PCI foi montada e os testes iniciais foram realizados para validar o sistema.

3.4.2 FIRMWARE PARA LEITURA DO SENSOR FLEXÍVEL

Para o entendimento do firmware foi realizado um diagrama de funcionamento que pode ser visualizado na Figura 35.

Figura 35 – Diagrama de funcionamento do firmware.



Fonte: Autoral

O firmware desenvolvido pode ser dividido nas seguintes etapas principais:

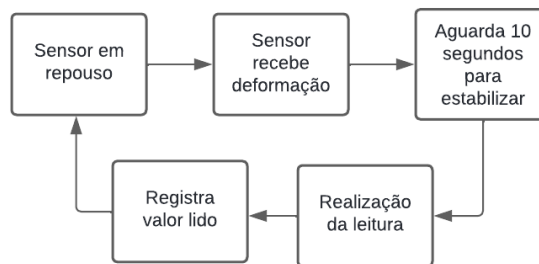
- a. **Início:** O sistema é inicializado, configurando os periféricos necessários para leitura do sensor e comunicação via UART.
- b. **Leitura do Sensor Flexível via ADC:** O sinal do sensor flexível é lido pelo conversor analógico-digital (ADC), que converte o valor analógico em um valor digital utilizável pelo microcontrolador.
- c. **Processamento do Sinal com Filtro:** O valor digital obtido é processado por um filtro digital (pode ser um filtro passa-baixa, por exemplo) para remover ruídos ou oscilações indesejadas e obter um sinal mais estável e preciso.
- d. **Envio do Sinal Processado pela UART:** Após o processamento, o valor do sinal filtrado é transmitido pela UART, permitindo a comunicação com outro dispositivo ou sistema externo, como um computador.
- e. **Loop:** A rotina é finalizada, repetida continuamente em um loop.

Foi configurado um Timer com período de 1 ms, permitindo um controle preciso na temporização das chamadas das funções. Essa configuração garante que as funções sejam executadas em intervalos regulares de 1 ms, assegurando a sincronização e o tempo adequado para o processamento do sinal do sensor. O período do Timer foi definida empiricamente, entretanto respeitando a frequência de amostragem apresentada no item 2.3.

3.5 PROJETO EXPERIMENTAL

O objetivo deste experimento é avaliar o comportamento elétrico do sensor flexível resistivo, desenvolvido para medir deformações lineares. O sensor foi analisado em cinco estados distintos de alongamento: repouso (0% de estiramento), estiramento leve (25%), estiramento moderado (50%), estiramento avançado (75%) e estiramento máximo (100%). Na Figura 36, é mostrado o fluxograma de como a sequência de testes foi realizada.

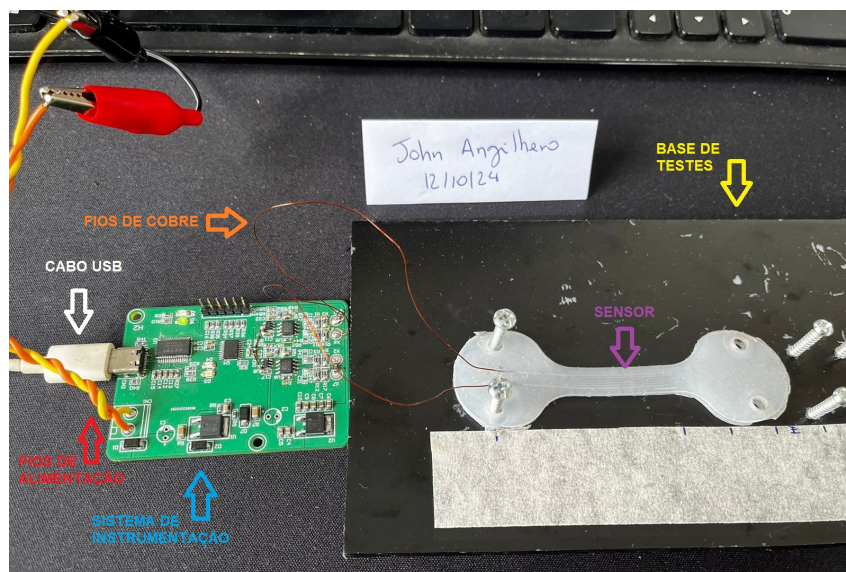
Figura 36 – Fluxograma de teste.



Fonte: Autoral

O sensor flexível resistivo foi instrumentado no sistema de medição desenvolvido no item 3.4 e mostrado na Figura 37, que permite a coleta de seus valores resistivos em tempo real. Na Figura 37, os fios de cobre aparente do sensor (entre o sensor e a PCI) são soldados na PCI, o cabo USB é conectado ao computador e os fios laranja e amarelo são a alimentação (VCC e GND), da PCI.

Figura 37 – Setup de teste.



Fonte: Autoral

O sensor foi posicionado em sua configuração natural (Figura 38), sem aplicação de força ou deformação externa. O valor de tensão gerado foi lido através da entrada ADC do microcontrolador.

Figura 38 – Sensor em repouso 0% de estiramento.



Fonte: Autoral

A partir da posição de repouso, o sensor foi submetido a um estiramento linear de 25% de sua capacidade total (Figura 39). O valor de tensão foi registrado nesta condição para observar o comportamento inicial do sensor sob deformação.

Figura 39 – Sensor esticado 25%.



Fonte: Autoral

Em seguida, o sensor foi esticado até 50% de sua capacidade (Figura 40), proporcionando uma condição intermediária de deformação. O valor de tensão foi novamente medido para verificar as mudanças em relação aos estágios anteriores.

Figura 40 – Sensor esticado 50%.



Fonte: Autoral

Posteriormente, o sensor foi esticado até 75% de sua capacidade total (Figura 41). O valor de tensão foi registrado nesta condição para observar o comportamento do sensor.

Figura 41 – Sensor esticado 75%.



Fonte: Autoral

Por fim, o sensor foi esticado até 100% de estiramento (Figura 42). O valor de tensão foi novamente medido e comparado aos outros estágios.

Figura 42 – Sensor esticado 100%.



Fonte: Autoral

Para garantir a reprodutibilidade e precisão dos resultados, a temperatura ambiente foi mantida constante, em 24°C com ar condicionado, para evitar influências térmicas sobre a resistividade da liga metálica líquida.

O procedimento experimental seguiu os seguintes passos:

- a. **Preparação do Sensor:** O sensor foi fixado a uma plataforma de teste que permitiu o controle preciso do alongamento em etapas definidas (0%, 25%, 50%, 75% e 100%);
- b. **Coleta de Dados:** Em cada posição, o valor de tensão foi medido em intervalos regulares, utilizando o sistema de aquisição de dados conectado à instrumentação. As medições foram realizadas com tempo suficiente para garantir a estabilização dos valores resistivos.
- c. **Análise de Dados:** Os dados foram analisados para verificar a relação entre a deformação e a variação da resistência. Espera-se que a resistência aumente à medida que o sensor é esticado, devido à variação da geometria e das propriedades do material.

Este experimento visa fornecer uma compreensão sobre a resposta resistiva do sensor flexível em diferentes níveis de deformação linear. A análise dos dados permitirá avaliar a viabilidade do sensor para aplicações que envolvem detecção de deformação.

3.5.1 PROJETO EXPERIMENTAL PARA TESTE DO SENSOR ACOPLADO À ESTRUTURA MECÂNICA DO DEDO

O objetivo deste experimento é avaliar o comportamento do sensor flexível resistivo acoplado à parte superior do dedo da estrutura mecânica que representa o dedo indicador

da mão (Figura 43). A estrutura é uma aproximação do dedo indicador de um humano masculino de 27 anos com estatura de 1,85 metros de altura com 85 quilogramas. O desenho 2D (com as medidas), do dedo projetado pode ser visto no Apêndice J. O experimento é realizado em três diferentes posições de flexão do dedo:

- a. Mão aberta com os dedos esticados;
- b. Mão semiaberta;
- c. Mão fechada em punho.

Figura 43 – Estrutura mecânica dedo indicador.



Fonte: Autoral

Essas três posições foram selecionadas para testar a capacidade do sensor de detectar diferentes níveis de deformação ao longo da superfície do dedo. O experimento visa analisar a variação resistiva do sensor em cada posição e correlacionar os valores de resistência com o grau de flexão do dedo.

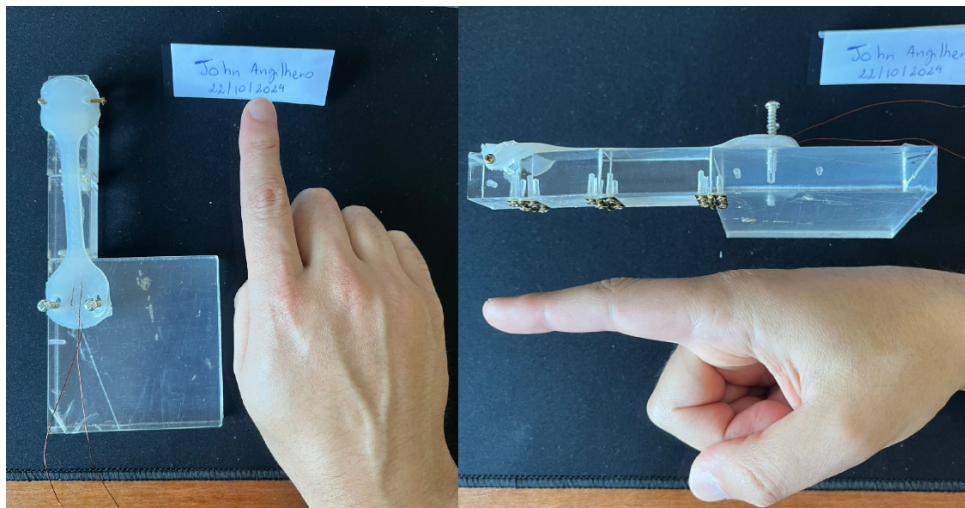
3.5.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O experimento foi conduzido conforme os seguintes passos:

- a) **Posição 1 - Mão Aberta (Dedos Esticados):** O sensor foi acoplado à parte superior do dedo da estrutura, e o dedo foi ajustado para a posição de mão aberta com os dedos totalmente esticados (Figura 44). Nesta condição, a resistência do

sensor foi medida e registrada como referência para comparação com as demais posições.

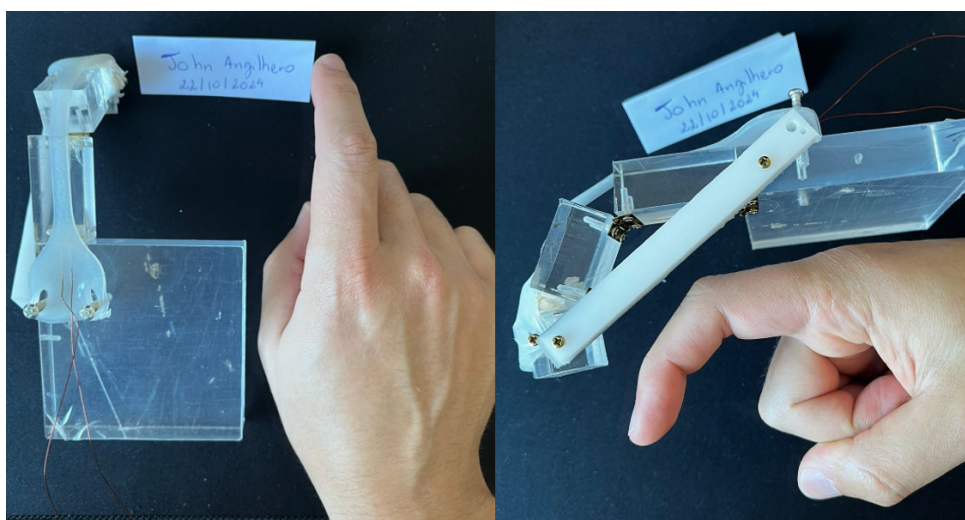
Figura 44 – Sensor acoplado ao dedo na posição de mão aberta com dedos esticados.



Fonte: Autoral

- b) **Posição 2 - Mão Semiaberta:** O dedo foi ajustado para a posição semiaberta (Figura 45), onde os dedos são parcialmente flexionados. A resistência do sensor foi medida novamente para observar a variação em relação à condição de mão aberta. Essa posição visa testar a resposta do sensor a flexões parciais.

Figura 45 – Sensor acoplado ao dedo na posição de mão semiaberta.



Fonte: Autoral

- c) **Posição 3 - Mão Fechada (Punho Fechado):** Por fim, o dedo da estrutura foi posicionado na condição de mão fechada, formando um punho (Figura 46). A

resistência do sensor foi registrada nesta condição de flexão máxima, para avaliar a resposta resistiva em deformações extremas.

Figura 46 – Sensor acoplado ao dedo na posição de mão fechada em punho.



Fonte: Autoral

3.5.3 COLETA DE DADOS

Durante o experimento, os seguintes parâmetros foram monitorados:

- **Variação da Resistência do Sensor:** A resistência do sensor foi medida em cada uma das três posições, utilizando um sistema de aquisição de dados conectado via UART para registrar as variações em tempo real. Em cada posição, a resistência foi medida dez vezes para se obter uma média próxima do valor real;
- **Controle da Temperatura Ambiente:** A temperatura ambiente foi controlada com ar condicionado, em 24°C, para evitar influências térmicas sobre a resistividade do sensor.
- **Precisão e Reprodutibilidade:** Testes repetidos foram realizados para garantir que os valores de resistência obtidos sejam consistentes em todas as tentativas.

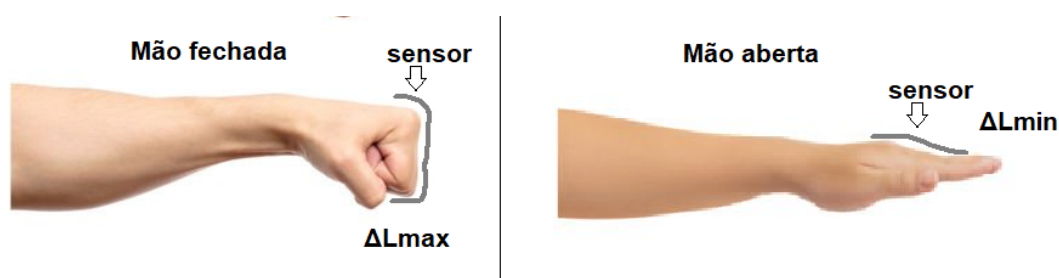
3.5.4 ANÁLISE DE DADOS

Os dados coletados foram analisados para identificar a relação entre a deformação do dedo e a variação de resistência no sensor. Espera-se que a resistência aumente à medida que o dedo se flexiona, devido à deformação do sensor flexível, refletindo a mudança na geometria do material.

3.6 CALIBRAÇÃO DA INTERFACE DE INSTRUMENTAÇÃO

A interface de instrumentação é necessário calibrá-la de acordo o tipo de movimento ao qual será aplicado. Nesse contexto, o foco recai na leitura do movimento de flexão e extensão do dedo indicador. Durante o movimento de flexão da mão, quando a mão está fechada, o sensor sofre esticamento máximo, resultando em um aumento de sua resistência. Enquanto, no momento em que a mão é estendida, ou seja, está aberta, o sensor deve retornar ao estado inicial, levando a uma diminuição da resistência elétrica. Tais variações podem ser observadas na Figura 47 para análise mais detalhada.

Figura 47 – Calibração.



Fonte: Adaptado de filistimlyanin (2017), disponível em <https://pixabay.com/pt/>

A calibração é configurada via firmware antes de usar o sensor. Nesse processo, o usuário abre a mão e envia um comando para que o sistema registre o valor mínimo de estiramento. Em seguida, o usuário fecha a mão completamente e envia outro comando para que o sistema registre o valor máximo de estiramento. Com essa abordagem, é possível obter uma aproximação da vetorização do dedo por meio do sensor, permitindo a leitura dos valores mínimo e máximo através do processador de sinal.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste tópico são apresentados os resultados e discussões dos testes realizados no sensor flexível resistivo. São abordados os resultados referentes à fabricação do sensor, ao teste de elasticidade linear e ao teste de aplicação na estrutura mecânica do dedo indicador.

4.1 RESULTADOS DE PROTOTIPAGEM DO SENSOR

O processo de fabricação do sensor flexível resistivo foi realizado conforme descrito na metodologia, seguindo todos os parâmetros estipulados. Os moldes foram utilizados para criar uma estrutura do sensor que acomoda os microtubos, os quais seriam posteriormente preenchidos com uma liga metálica líquida de baixa resistividade, visando assegurar as propriedades elétricas desejadas para o sensor.

Entretanto, durante a etapa de união entre a parte superior e a parte inferior do sensor, houve um problema no processo de aplicação da resina. A quantidade utilizada para colar as duas partes foi maior do que o necessário, o que resultou na infiltração de resina dentro dos microtubos da estrutura. Esse fato comprometeu a integridade do sensor, uma vez que a resina bloqueou parcialmente os microtubos, inviabilizando a injeção da liga metálica líquida, isso pode ser observado na Figura 48.

Figura 48 – Microtubo bloqueado com resina.



Fonte: Autoral

Como consequência, o sensor não pôde ser preenchido corretamente, impactando

diretamente nas suas características resistivas e no seu funcionamento geral. O erro ocorreu devido ao excesso de resina utilizado durante a colagem, o que indica a necessidade do equipamento Spin-coater para espalhar a resina de forma uniforme sobre a superfície e por fim realizar a união das partes.

Corrigido o problema de excesso de resina na etapa de união das partes, o sensor foi finalizado e em sua condição de repouso, o sensor flexível resistivo apresentou características consistentes como esperado. Sem a aplicação de deformação, o sensor manteve estável, obtendo um valor de resistência conforme mostrado na Figura 49, resultando no valor aproximado que foi projetado.

Figura 49 – Sensor em repouso.



Fonte: Autoral

Ao ser submetido a uma deformação mecânica, o sensor demonstrou uma resposta que ocasionou um aumento da sua resistência elétrica devido à variação na geometria interna dos microtubos preenchidos com a liga metálica líquida. O valor da resistência

obtido com o sensor esticado pode ser visto na Figura 50.

Figura 50 – Sensor esticado.



Fonte: Autoral

Nos primeiros testes o sensor flexível resistivo se mostrou promissor. Nos próximos tópicos são apresentados os testes elétricos e de aplicação, visando avaliar o comportamento do sensor em condições práticas e sob diferentes cenários de uso. Esses testes são para validar o desempenho do sensor, considerando os desafios enfrentados na sua fabricação e os ajustes necessários para melhorar sua funcionalidade.

4.2 RESULTADOS NA AQUISIÇÃO DE DADOS COM A INTERFACE DE INSTRUMENTAÇÃO

Durante os testes iniciais com a interface de instrumentação, observou-se que os resistores de 10 kΩ utilizados na Ponte de Wheatstone comprometiam a sensibilidade da leitura, devido à baixa amplitude de variação do sensor. Adicionalmente, foi identificada

uma variação indesejada nas resistências dos resistores utilizados, o que também impactava na sensibilidade do circuito. Para mitigar esses problemas, os resistores foram substituídos por modelos de $330\ \Omega$, visando otimizar a sensibilidade e a estabilidade da ponte.

4.3 RESULTADOS PARA O TESTE DE ESTIRAMENTO LINEAR

Os resultados obtidos durante o experimento foram analisados para verificar a variação de tensão na ADC do microcontrolador em função do estiramento aplicado no sensor. A Tabela 1 resume os valores médios obtidos a partir das dez amostras coletadas no teste de estiramento linear para cada condição de alongamento para (0%, 25%, 50%, 75%, 100%) . Os valores representam a conversão binária e o valor em tensão. A tensão é calculada a partir da Equação 13.

$$V_{in} = V_A \cdot \frac{3,3}{4096} \quad (13)$$

Onde: V_A é o valor lido no ADC do microcontrolador que pode variar de 0 a 4095.

Tabela 1 – Valores médios de ADC e Tensão em diferentes condições de estiramento.

Estiramento (%)	Valor ADC	Tensão (V)
0% (Repouso)	443	0,35691
25%	589	0,47454
50%	765	0,61633
75%	1040	0,83789
100%	1224	0,98613

Fonte: Autoral

Os testes foram realizados conforme o setup mostrado na Figura 37.

Conforme pode ser observado na Tabela 1, a resistência do sensor aumentou progressivamente à medida que o estiramento foi aplicado. A Figura 51 ilustra o comportamento da resistência em função da deformação aplicada, mantendo uma relação linear entre estiramento e resistência para cada intervalo experimental. Este comportamento sugere que o sensor flexível resistivo apresenta sensibilidade suficiente para detectar mudanças de deformação dentro da faixa testada.

Variação da tensão do sensor em função do estiramento aplicado.

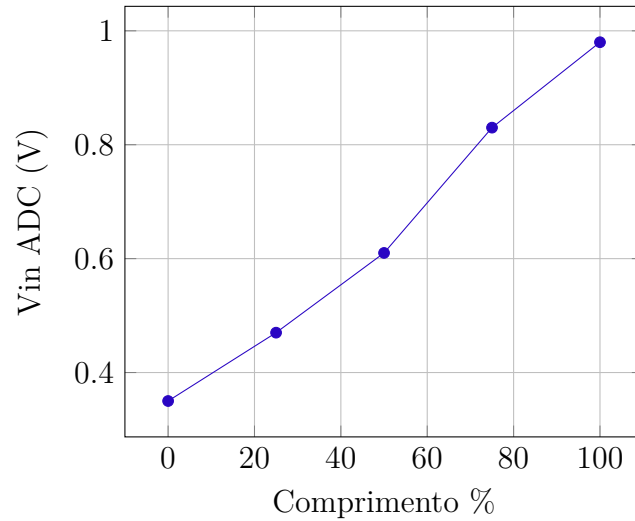


Figura 51 – Gráfico posição X tensão no entrada do ADC.

Os resultados indicam que a resistência aumenta conforme o sensor é esticado. Isso ocorre devido ao aumento do comprimento do material resistivo e à redução de sua área transversal, conforme esperado pela teoria da resistência elétrica em materiais. A equação básica da resistência ($R = \rho \frac{L}{A}$, onde ρ é a resistividade, L é o comprimento, e A é a área) explica este comportamento.

Para avaliar a reprodutibilidade dos resultados, os testes foram repetidos dez vezes para cada condição de estiramento, e a variação entre os valores medidos foi mínima, conforme ilustrado pelo gráfico de desvio padrão na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores de Tensão e Desvio Padrão em diferentes posições.

Posição (%)	Tensão (V)	Desvio Padrão (V)
0%	0,35691	0,0006
25%	0,47454	0,0007
50%	0,61633	0,0011
75%	0,83789	0,0008
100%	0,98613	0,0011

Fonte: Autoral

A pequena variação nos valores de resistência medida em cada repetição, observado pelo desvio padrão, sugere que o sensor tem uma boa reprodutibilidade em suas leituras, tornando-o adequado para aplicações que requerem alta precisão na detecção de deformações.

Os resultados demonstram que o sensor flexível resistivo apresenta uma resposta consistente ao estiramento aplicado. A linearidade observada até 100% de estiramento

indica que o sensor pode ser utilizado em aplicações de medição de deformações onde a precisão é necessária.

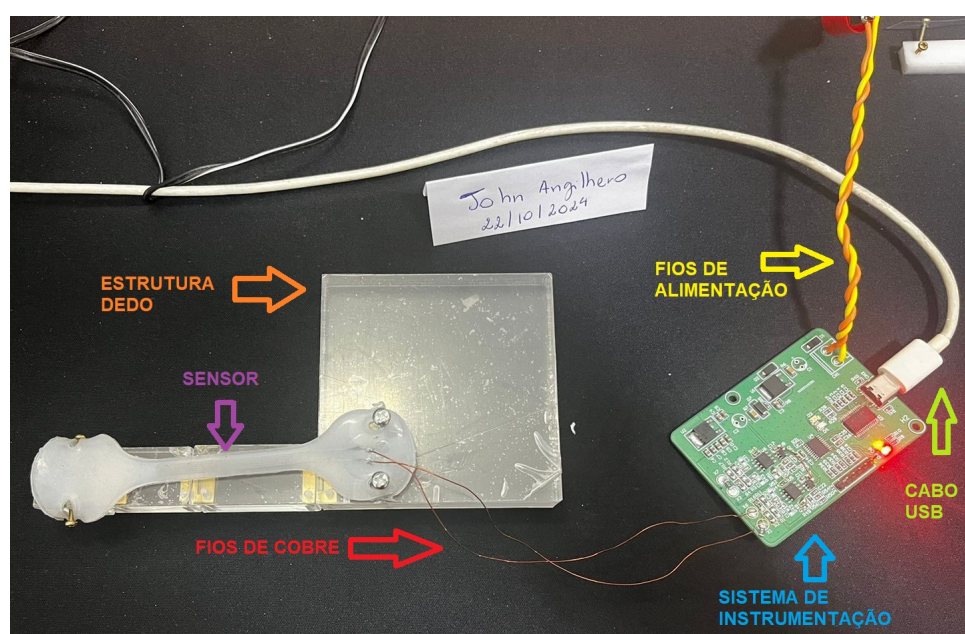
Além disso, o comportamento do sensor em condições ambientais controladas (temperatura constante) confirmou que a resistividade do material não sofreu influências térmicas significativas durante o experimento.

O experimento realizado mostrou que o sensor flexível resistivo responde de forma previsível a diferentes níveis de estiramento. A variação da resistência em função da deformação segue uma relação aproximadamente linear até 100% de estiramento, indicando sua aplicabilidade para monitoramento de deformações em diversas áreas tecnológicas. Para estiramentos maiores, é necessária uma investigação adicional para compreender as limitações do material e do sensor.

4.4 RESULTADOS PARA O TESTE DE MODELAGEM NO MOVIMENTO DO DEDO

Os resultados obtidos durante a avaliação do sensor flexível resistivo acoplado à estrutura mecânica do dedo indicam um desempenho na detecção de variações de resistência nas diferentes posições de flexão. As medições foram realizadas em três configurações distintas: mão aberta (dedos esticados), mão semiaberta e mão fechada (punho), cada uma correspondendo a diferentes graus de deformação do sensor. Na Figura 52, é apresentado o setup onde o sensor é acoplado na estrutura do dedo, e conectado à interface de instrumentação. Visando abranger uma maior área de monitoramento do dedo indicador, o sensor precisou ser esticado, em 30% do seu tamanho, na posição de mão aberta.

Figura 52 – Setup do teste de aplicação.



Fonte: Autoral

A Tabela 3 apresenta as medições do conversor AD, tensão média e o desvio padrão em cada uma das posições analisadas. A tensão foi medida dez vezes em cada configuração, garantindo a reprodutibilidade dos dados.

Tabela 3 – Valores médios de ADC, Tensão e Desvio Padrão em diferentes condições de flexão do dedo.

Posição	Valor ADC	Tensão (V)	Desvio Padrão
Mão aberta	661	0,53295	0,0009
Mão Semiaberta	1100	0,88623	0,0007
Mão Fechada	3162	2,54751	0,0006

Fonte: Autoral

Os dados obtidos mostram uma tendência, à medida que o dedo é flexionado de uma posição aberta para uma posição fechada, ao aumento do valor da resistência do sensor. Na condição de mão aberta, a tensão média no conversor AD do microcontrolador foi de 0.53295 V, o que é esperado, uma vez que o sensor não está submetido a deformações significativas. Com a transição para a posição de mão semiaberta, a tensão aumentou para 0,88623 V, refletindo uma deformação moderada do sensor. Por fim, na posição de mão fechada (punho), a tensão média alcançou 2,54751 V, indicando uma deformação excessiva do sensor.

A Figura 53 ilustra graficamente essa relação, demonstrando a linearidade da resposta do sensor à variação de flexão do dedo.

Variação da tensão do sensor em função da flexão aplicada.

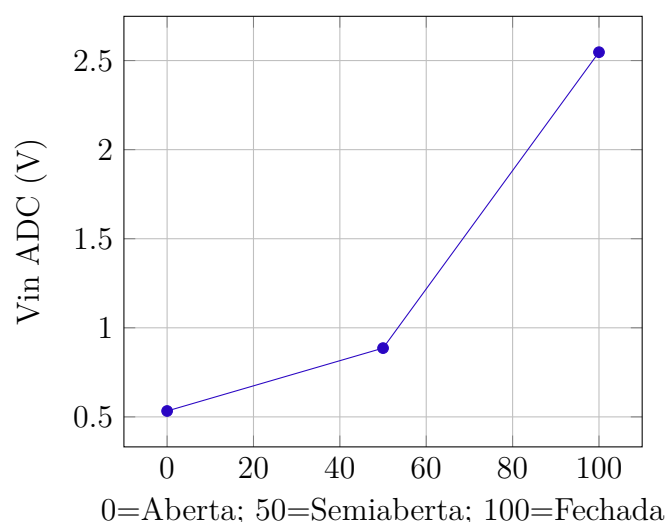


Figura 53 – Gráfico posição X tensão no entrada do ADC.

A análise dos desvios padrão, que variaram entre 0.0006 V e 0.0009 V, sugere que o sensor apresenta uma boa estabilidade e repetibilidade nas medições. A consistência dos

dados indica que o sensor flexível resistivo é capaz de detectar variações de resistência de forma confiável sob diferentes condições de deformação. Os valores obtidos para as deformações angulares (nas posições semiaberta e fechada) não se correlacionam com os resultados do teste de estiramento linear. Isso supostamente ocorre pois a deformação na região das articulações é diferente devido à compressão entre o sensor e o dedo, comparado com um estiramento totalmente linear.

Para garantir a integridade dos dados, a temperatura ambiente foi controlada com ar condicionado, em 24°C, durante todo o experimento. Isso foi essencial para eliminar variáveis externas que poderiam influenciar a resistividade do sensor, assegurando que as variações observadas eram resultado direto da deformação mecânica.

Embora os resultados sejam promissores, há a necessidade de ampliar os estudos e realizar novos experimentos, com o intuito de explicar e modelar matematicamente a deformação do sensor na região das articulações do dedo indicador. Também recomenda-se a instalação de sensores adicionais em cada uma das três articulações do dedo indicador: articulação metacarpofalângica, articulação interfalângica proximal e articulação interfalângica distal. A inclusão de sensores em cada articulação proporcionaria um monitoramento mais abrangente das deformações e aumentaria a precisão do sistema, permitindo uma melhor interpretação dos movimentos em aplicações biomecânicas.

Em resumo, os dados obtidos, no experimento desta pesquisa, demonstram que o sensor flexível resistivo é uma ferramenta eficaz para a detecção de deformações em diferentes posições do dedo, apresentando um desempenho sólido e reprodutível. A implementação de sensores adicionais em articulações específicas poderia otimizar ainda mais a funcionalidade do sistema, ampliando suas aplicações em próteses e dispositivos de interface homem-máquina.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho prototipou e estudou um sensor flexível resistivo para monitorar os movimentos dos dedos da mão, utilizando uma liga metálica líquida em sua construção. O objetivo principal de criar um sensor capaz de captar deformações e traduzir esses dados em sinais digitais vetorizados foi alcançado, e os testes realizados demonstraram a eficácia do sensor em medir variações de resistência conforme os diferentes níveis de flexão.

A metodologia aplicada, desde a pesquisa do sensor até sua construção e testes práticos, validou a capacidade do dispositivo de fornecer medições precisas em situações de estiramento. A construção do sensor exigiu um conhecimento técnico para o correto manuseio da resina e da liga metálica líquida. O estudo realizado do sensor permitiu que a simulação fosse realizada para o correto dimensionamento dos componentes do sistema de instrumentação. O uso de uma Ponte de Wheatstone e amplificadores permitiu que os sinais fossem adequadamente condicionados e amplificados, garantindo uma leitura clara e precisa pelo microcontrolador. Os testes realizados permitiram avaliar o sensor em diferentes condições de estiramento, tanto em condições de deformação linear quanto aplicado na estrutura mecânica do dedo indicador.

Os resultados obtidos revelaram que o sensor estudado responde de forma consistente às diferentes condições de deformação, o que o torna uma alternativa para aplicações em wearables, especialmente na área de monitoramento de movimentos, robótica e medicina.

O trabalho oferece uma contribuição no campo de sensores flexíveis resistivos, especialmente no que diz respeito ao monitoramento de movimentos dos dedos. Para trabalhos futuros, sugere-se realizar estudos para acoplar sensores em cada articulação do dedo indicador, buscando maior precisão na detecção dos movimentos. Além disso, é recomendável continuar explorando melhorias no design do sensor, estudos de deformação do material nas articulações do dedo e ampliando seu uso em outras aplicações, como dispositivos biomédicos e próteses robóticas. Com isso, espera-se que o avanço dessa tecnologia contribua ainda mais para o desenvolvimento de soluções no setor de sensores e monitoramento flexível.

REFERÊNCIAS

- ATALAY, Aslı et al. Batch fabrication of customizable silicone-textile composite capacitive strain sensors for human motion tracking. **Advanced Materials Technologies**, v. 2, 07 2017.
- BARELLO, G. et al. Engineering soft electronics with liquid metals. **Advanced Materials**, v. 32, n. 24, p. 1904722, 2020.
- CALLISTER, William D.; RETHWISCH, David G. **Materials Science and Engineering: An Introduction**. 10th. ed. [S.l.]: Wiley, 2018.
- CAO, J. et al. Highly sensitive, printable nanostructured conductive polymer wireless sensor for food spoilage detection. **Nano Letters**, v. 14, n. 11, p. 7017–7023, 2014.
- DENZ, R. et al. A high-accuracy, low-budget sensor glove for trajectory model learning. In: **2021 20th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)**. Ljubljana, Slovenia: [s.n.], 2021. p. 1109–1115.
- KIM, S. et al. Direct wiring of eutectic gallium–indium to a metal electrode for soft sensor systems. **ACS Applied Materials & Interfaces**, v. 11, n. 22, p. 20557–20565, May 8 2019.
- LYONS, Richard G. **Understanding Digital Signal Processing**. [S.l.]: Prentice Hall, 2011.
- MANNAN, M. M. N. et al. A review of flexible and stretchable substrates for wearable electronics. **ACS Applied Materials & Interfaces**, v. 10, n. 15, p. 12147–12161, 2018.
- MENGüç, Yigit et al. Wearable soft sensing suit for human gait measurement. **The International Journal of Robotics Research**, v. 33, n. 14, p. 1748–1764, 2014.
- NILSSON, James W.; RIEDEL, Susan. **Electric Circuits**. 10th. ed. [S.l.]: Pearson, 2015. ISBN-13: 978-0133760033. ISBN 0133760030.
- PLEVACHUK, Yu et al. Thermophysical properties of the liquid ga–in–sn eutectic alloy. **Journal of Chemical & Engineering Data**, v. 59, p. 757–763, 02 2014.
- ROSALES, Carlos A. et al. Flexible sensors for wearable health monitoring: From mechanics to mechanics. **Journal of Materials Chemistry B**, v. 8, n. 31, p. 6660–6679, 2020.
- SMITH, J.; JONES, A.; DOE, R. Motion tracking in augmented reality: A review. **International Journal of Augmented and Virtual Reality**, v. 1, n. 2, p. 45–56, 2017.
- SMITH, William F.; ASKELAND, Donald R. **Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais**. 7th. ed. [S.l.]: LTC, 2020.
- SOLOVEICIK, Y.; BOYCE, M. C. Gallium-based liquid metal alloys for flexible and reconfigurable structures in electronics. **Applied Physics Reviews**, v. 5, n. 3, p. 031302, 2018.

Apêndices

APÊNDICE A – ESQUEMÁTICO DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO

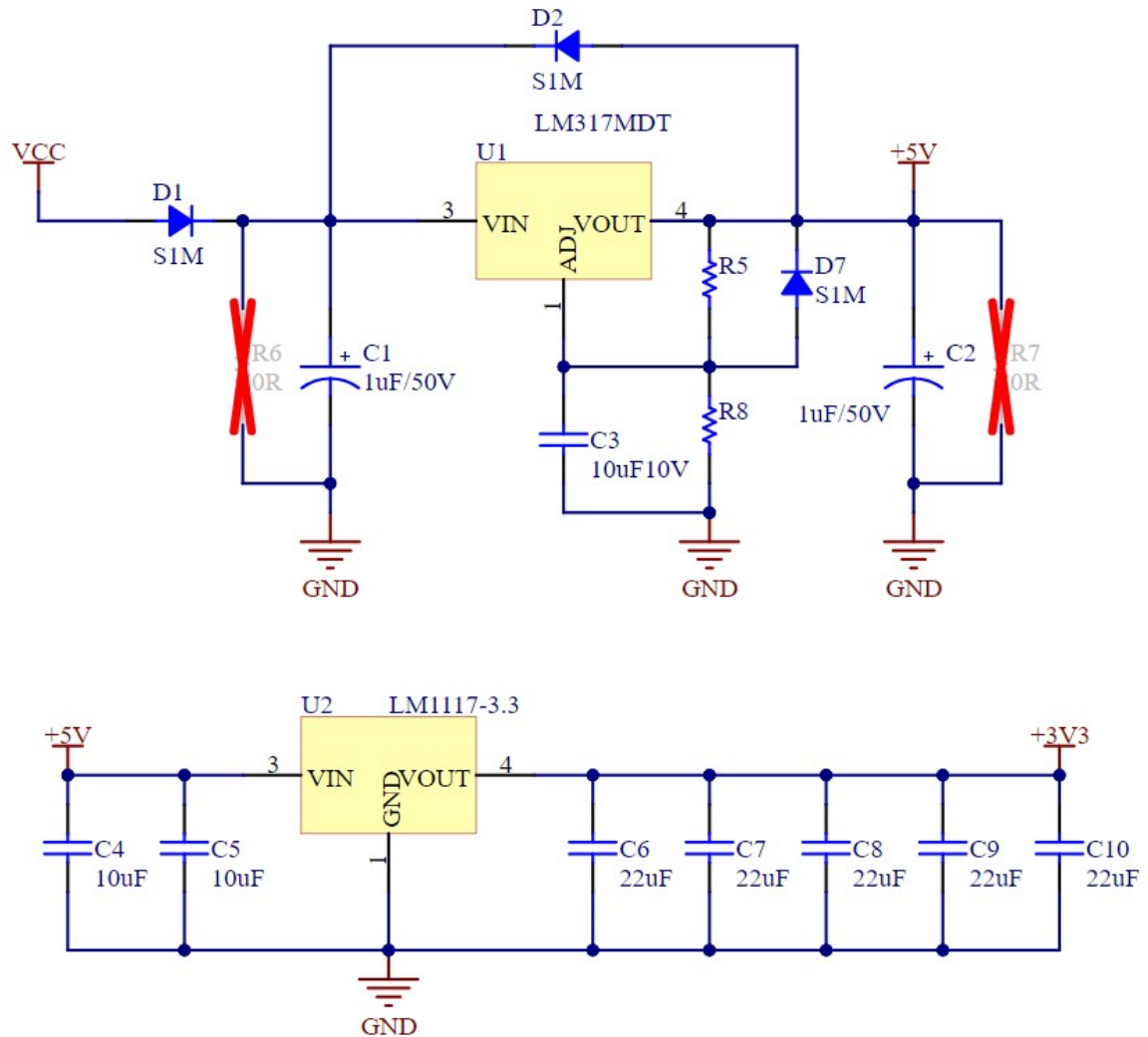


Figura 54 – Esquemático da fonte de alimentação.

APÊNDICE B – ESQUEMÁTICO DA PONTE WHEATSTONE

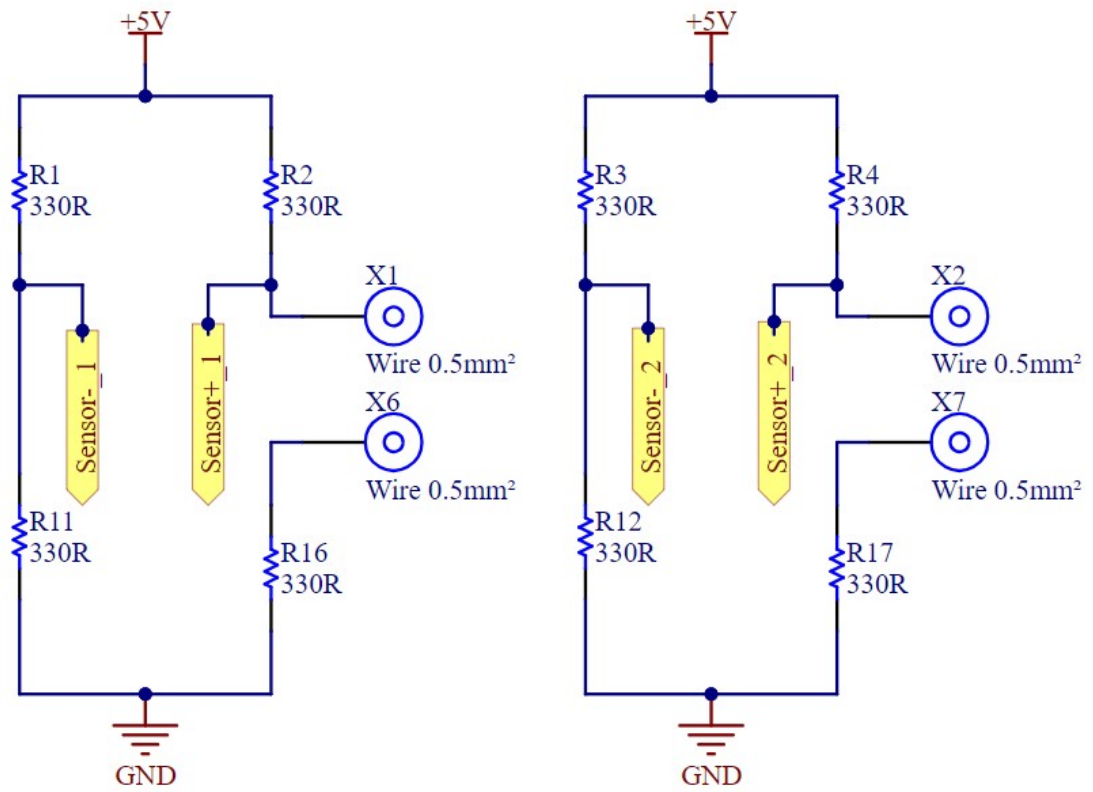


Figura 55 – Esquemático da Ponte de Wheatstone.

APÊNDICE C – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO

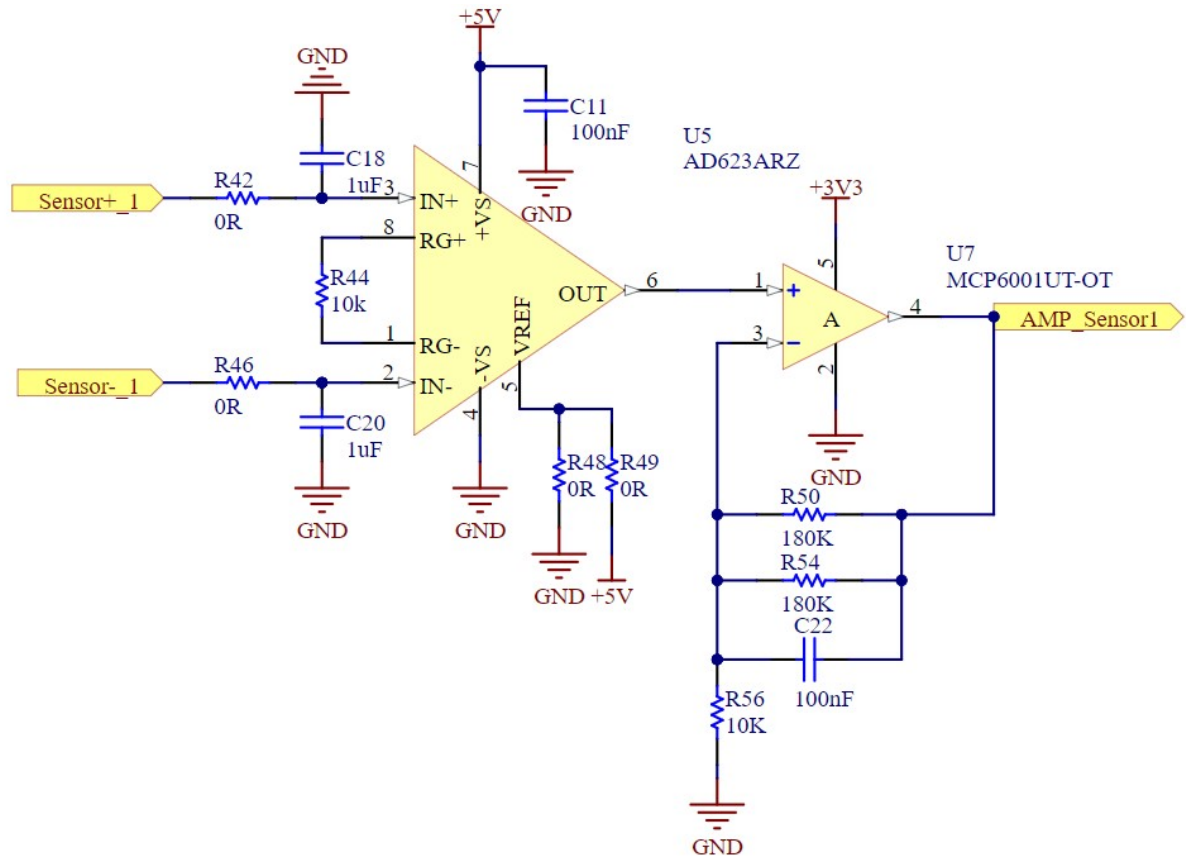


Figura 56 – Esquemático do circuito de amplificação.

APÊNDICE D – ESQUEMÁTICO DA INTERFACE UART

APÊNDICE F – LAYOUT DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO

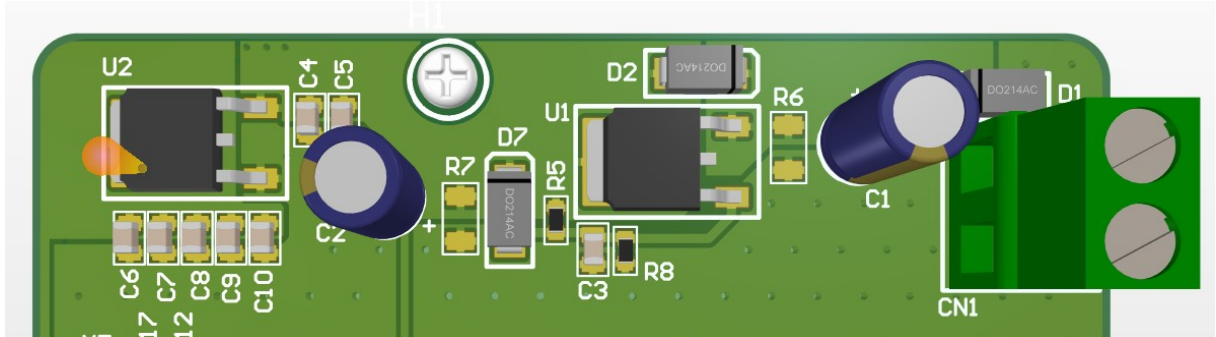


Figura 59 – Layout da fonte de alimentação.

APÊNDICE H – LAYOUT DO MICROCONTROLADOR

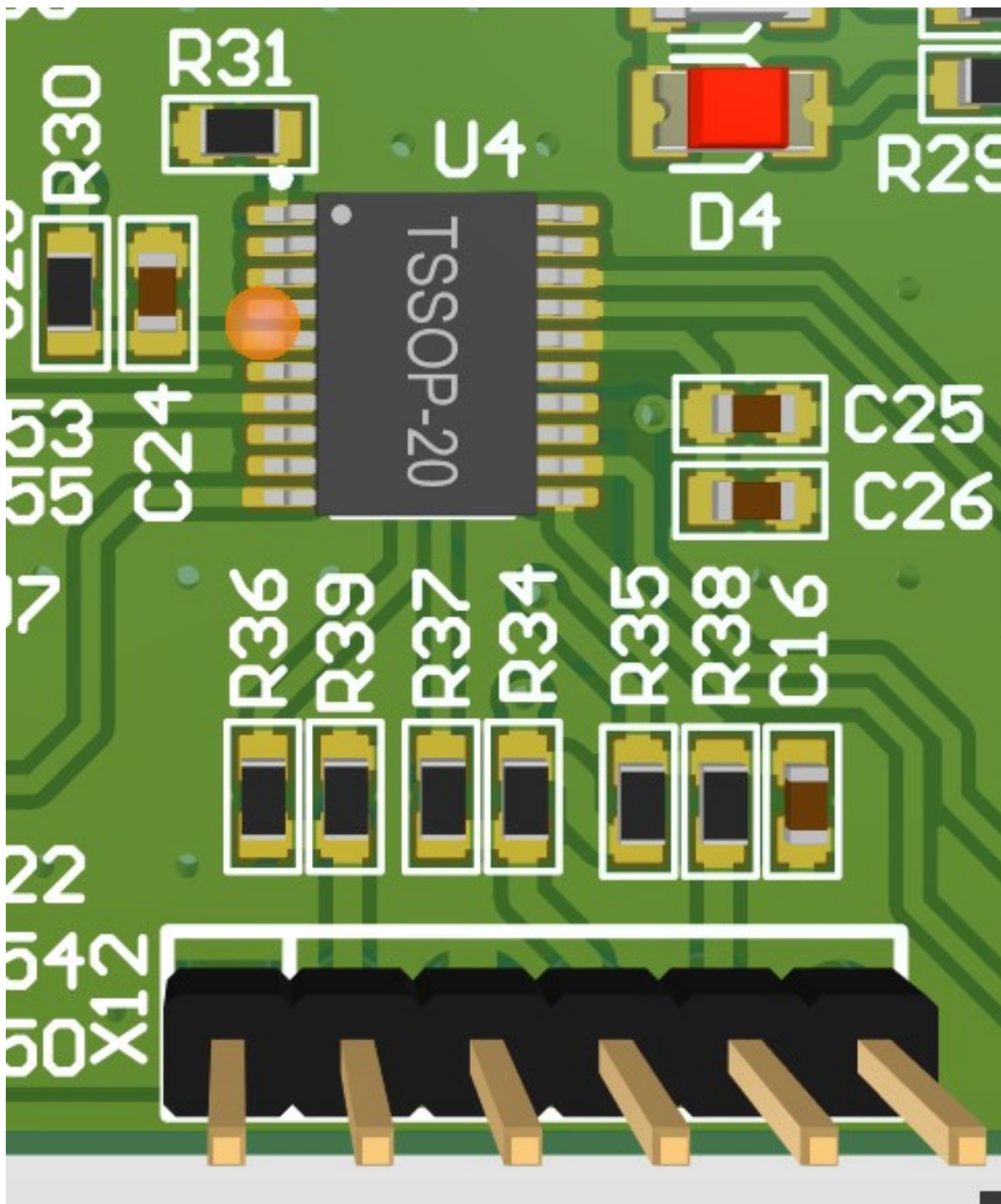


Figura 61 – Layout do microcontrolador.

APÊNDICE I – LAYOUT DA INTERFACE DE INSTRUMENTAÇÃO

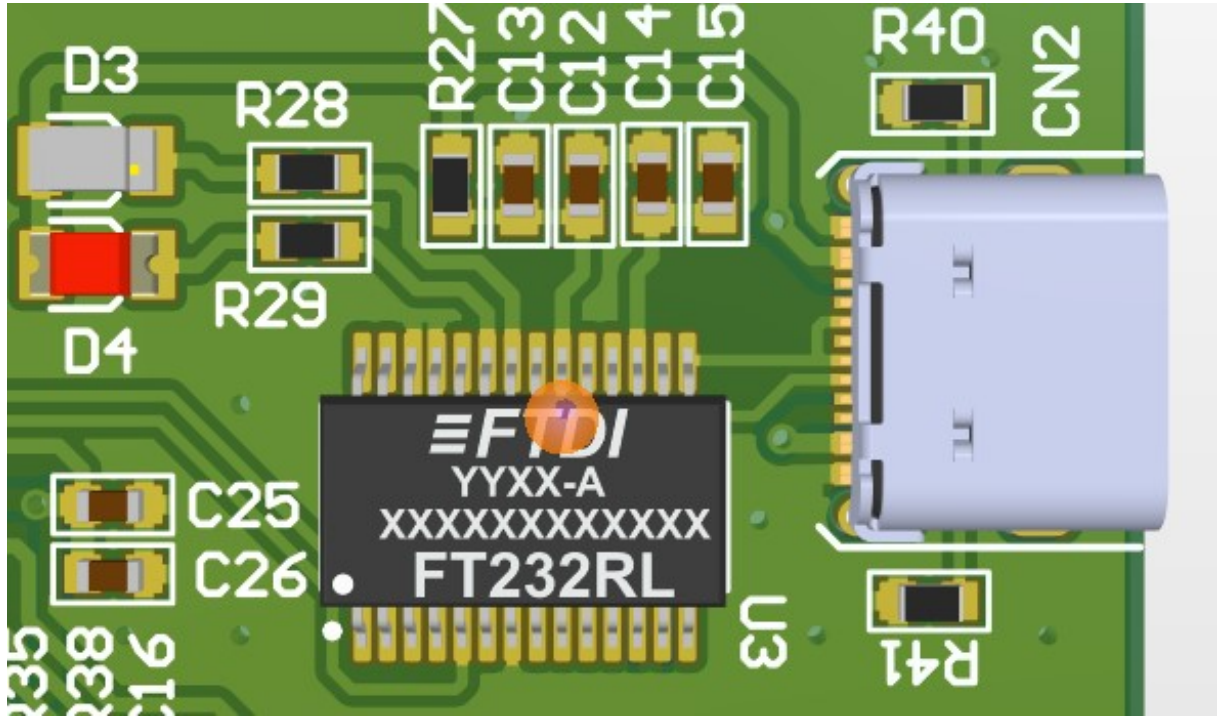


Figura 62 – Layout da interface UART.

APÊNDICE J – DESENHO 2D DA ESTRUTURA MECÂNICA DO DEDO

A estrutura do dedo indicador foi desenvolvida em acrílico de 15 mm de espessura, cortada em partes separadas em uma máquina CNC a laser. Para representar as articulações e unir as partes do dedo mecânico, foram utilizadas dobradiças metálicas.

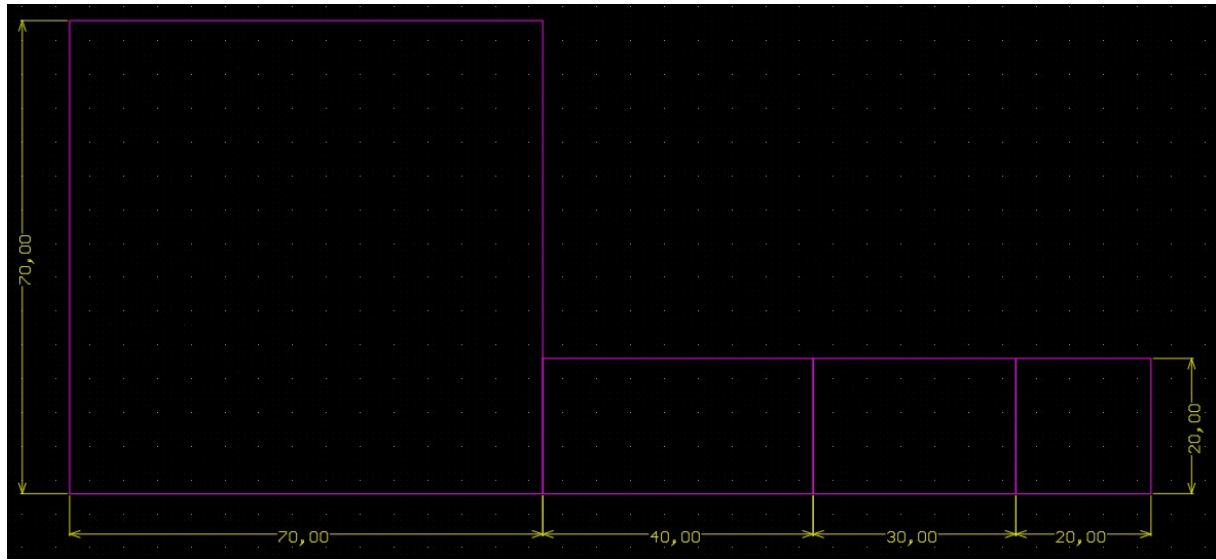


Figura 63 – Desenho 2D da estrutura mecânica do dedo.