



**PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE  
HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS  
DENTES**

**RAILSON RAMOS DE MATOS**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO EM ENGENHARIA ELÉTRICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE  
HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS  
DENTES**

**RAILSON RAMOS DE MATOS**

**ORIENTADOR: PROF. GEOVANY ARAÚJO BORGES  
COORIENTADORA: PROF. BRENDA PINEDA MANCIA**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO EM  
ENGENHARIA ELÉTRICA**

**BRASÍLIA/DF: JULHO - 2023**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE  
HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS  
DENTES**

**RAILSON RAMOS DE MATOS**

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL EM ENGENHARIA ELÉTRICA.**

**APROVADA POR:**

---

**Prof. Geovany Araújo Borges, Ph.D– FT/UnB  
Orientador**

---

**Prof. Brenda Pineda Mancia, MSc – Odontologia/UDF  
Coorientadora - Membro Externo**

---

**Prof. Daniel Chaves Café, Ph.D– FT/UnB  
Membro Interno**

---

**Prof. Eduardo Peixoto Fernandes da Silva, Ph.D – FT/UnB  
Membro Interno**

**BRASÍLIA, 25 DE JULHO DE 2023.**

## FICHA CATALOGRÁFICA

MATOS, RAILSON RAMOS

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS DENTES [Distrito Federal] 2023.

xii, 62p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Bacharel em Engenharia Elétrica, Engenharia Elétrica, 2023).

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Oclusão funcional

2. Velostat

3. Microcontrolador

4. Amostragem de sinal

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

MATOS, R. R. (2023). PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS DENTES . Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Elétrica, Publicação , Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 62p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Railson Ramos de Matos

TÍTULO: PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS DENTES .

GRAU: Bacharel em Engenharia Elétrica

ANO: 2023

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta trabalho de conclusão de curso e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa trabalho de conclusão de curso pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Railson Ramos de Matos

Departamento de Engenharia Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

*Dedico este trabalho aos meus pais  
Osvaldina e Antonio Elton*

## AGRADECIMENTOS

*Antes de iniciar os agradecimentos, refleti sobre a imensidão de pessoas às quais sou grato e que foram fundamentais para que eu chegasse até este momento e me vieram muitas lágrimas ao lembrar todos esses anos de luta. A trajetória até aqui não foi fácil, repleta de acontecimentos que, sem o auxílio de outras pessoas, jamais teria superado. Em primeiro lugar, expresso minha gratidão a Deus, que me conduziu e iluminou nos momentos mais cruciais do meu crescimento.*

*Neste percurso, meus pais, Antonio Elton e Osvaldina, merecem um agradecimento especial, pois foram os primeiros a acreditar em mim e nunca mediram esforços para me apoiar na realização dos meus sonhos. Recordo-me vividamente de quando precisei deixar o aconchego da casa dos meus pais no interior para estudar na cidade. Esse momento foi repleto de saudades e desafios, mas aprendi a enfrentá-los com coragem, abdicando de alguns desejos em prol dos meus objetivos. Agradeço também aos meus irmãos, Rafael Ramos e Rakissía Ramos, por serem maravilhosos e sempre me orientarem e auxiliarem nos momentos que mais precisei de apoio. Sou muito grato por ter uma família maravilhosa e que amo muito!*

*Gostaria de expressar minha profunda gratidão ao Breno Vaz por todo o apoio oferecido e por sempre acreditar em mim. Cada momento ao seu lado é uma bênção que nunca deixarei de valorizar.*

*Expresso minha gratidão a todas as pessoas incríveis que conheci na minha trajetória: Stephanie (TK), André Dornelas, Lucas Badu, Thiago (Bala de Prata), Breno Adryan, Daniela Franco, DeMelo, Felipe Perini, Gustavo Hossoe, Júlia Sousa, Li Wing, Luisa Bueno, Lusquinha Trigueiro, Thiaguinho, Vini Fernandes, Vini Rodrigues e Walter Gabriel. Vocês deixaram marcas valiosas em minha jornada e sou imensamente grato por todo apoio e companheirismo. Dedico um agradecimento especial a uma pessoa incrível que considero como irmã, com quem inclusive compartilho o mesmo sobrenome, Anne Caroline Ramos de Matos.*

*Não posso deixar de agradecer ao meu Orientador, Geovany Araújo Borges, e à minha Coorientadora, Brenda Pineda Mancia, por terem aceitado orientar minha ideia de trabalho de conclusão de curso. Sua sabedoria, orientação e encorajamento foram fundamentais para o êxito desse trabalho.*

*Enfim, agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para a minha jornada, pois sem a presença e apoio de cada um de vocês, essa conquista não seria possível. Minha gratidão é imensa e duradoura. Muito obrigado a todos!*



## RESUMO

**Título:** PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO DE HARDWARE EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE OCLUSÃO DOS DENTES

**Autor:** Railson Ramos de Matos

**Orientador:** Prof. Geovany Araújo Borges

**Coorientadora:** Prof. Brenda Pineda Mancia

**Brasília, 25 de julho de 2023**

O presente trabalho teve como objetivo realizar o desenvolvimento de um hardware de tamanho reduzido para ser implementado em um sistema de medição de força usando Velostat como sensor. A aplicação para esse dispositivo é que ele seja capaz de medir a intensidade de força aplicada entre os dentes superiores e inferiores para mapeamento da oclusão dos dentes, bem como identificar e caracterizar tipos de bruxismo e comportamentos de mastigação. Para isso foi desenvolvido um hardware com microcontrolador CC2541F256RHAR, que seja capaz de realizar medidas de variação de tensão do sensor construído com Velostat e relacionar esses valores lidos com a intensidade de força aplicada entre dentes superiores e inferiores. Além disso, o microcontrolador possui comunicação bluetooth para transmitir os dados armazenados. Em paralelo também foi desenvolvido um protótipo usando MSP430FR5994 LaunchPad Development Kit que serviu para validar a funcionalidade do sensor usando Velostat. As leituras realizadas usando o sensor foram satisfatórias sendo o Velostat um ótimo material para usar como sensor já que ele possibilitou realizar leituras de vários pontos ao longo do material. Além disso, com a implementação do firmware usando 8 canais do ADC e um filtro digital de média móvel foi possível analisar que os valores lidos se apresentaram precisos e estáveis. Sendo assim, é possível inferir que o sensor ao ser integrado com o hardware desenvolvido e um firmware similar é capaz de realizar leituras de todos os pontos do sensor e gerar gráficos capazes de ser interpretados para identificação de tipos de bruxismo, identificação de oclusão dentária, bem como avaliar comportamentos de mastigação do paciente.

**Palavras-chave:** Oclusão funcional, Velostat, Microcontrolador, Amostragem de sinal.



## SUMÁRIO

---

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1	MOTIVAÇÃO .....	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA .....	2
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO .....	4
1.3.1	OBJETIVO GERAL .....	4
1.3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	4
1.4	RESULTADOS OBTIDOS .....	4
1.5	APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO .....	5
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....</b>	<b>6</b>
2.1	OCCLUSÃO FUNCIONAL DOS DENTES .....	6
2.2	DOENÇAS BUCAIS .....	7
2.3	DOENÇAS OCLUSAIS .....	8
2.4	TIPOS DE OCCLUSÃO .....	9
2.5	CLASSES DE OCCLUSÃO .....	11
2.6	VELOSTAT .....	12
2.7	FILTROS DIGITAIS .....	15
2.8	AMOSTRAGEM .....	18
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO .....</b>	<b>20</b>
3.1	INTRODUÇÃO .....	20
3.2	LEVANTAMENTO DOS REQUISITOS .....	20
3.3	ESCOLHA DOS COMPONENTES .....	21
3.3.1	MICROCONTROLADOR .....	21
3.3.2	MULTIPLEXADOR .....	24
3.3.3	ANTENA .....	26
3.3.4	IMPEDÂNCIA .....	27
3.3.5	BATERIA .....	27
3.3.6	REGULADOR LINEAR .....	28
3.3.7	CRISTAL .....	29
3.4	DESIGN DA PCI .....	30
3.5	ORÇAMENTO DE FABRICAÇÃO DA PCI .....	36
3.6	PRODUÇÃO .....	38
3.7	PROTÓTIPO .....	39
3.7.1	MICROCONTROLADOR .....	39
3.7.2	MULTIPLEXADOR .....	40

<i>SUMÁRIO</i>	viii
3.7.3 SENSOR.....	41
3.7.4 COMUNICAÇÃO.....	42
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>43</b>
4.1 IMPLEMENTAÇÃO DO PROTÓTIPO .....	43
4.2 ENSAIOS .....	46
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>51</b>
5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	51
<b>REFERENCES .....</b>	<b>52</b>
<b>A ESQUEMÁTICO DA PCB .....</b>	<b>58</b>
<b>B VISUALIZAÇÕES PCB .....</b>	<b>60</b>
<b>C CPL (COMPONENT PLACEMENT LIST).....</b>	<b>61</b>
<b>D BOM (BILL OF MATERIALS) .....</b>	<b>62</b>

## LISTA DE FIGURAS

---

1.1	Procedimento de marcação da oclusão dos dentes com papel de articulação dental. Fonte [1].	2
1.2	Marcações com papel de articulação dental. Fonte [1].	3
1.3	Scanner 3D dos dentes. Fonte [2].	3
1.4	Retentor bucal. Fonte [3].	4
2.1	Mordida normal. Fonte: silviabastos.	9
2.2	Mordida aberta. Fonte: odontoyama.	10
2.3	Mordida cruzada. Fonte: odontoyama.	10
2.4	Mordida profunda. Fonte: sorridents.	11
2.5	Protrusão. Fonte: odontoyama	11
2.6	Velostat.	13
2.7	Diagrama esquemático da seção transversal do Velostat, (a) estado normal; (b) com pressão; (c) tensão aplicada; e (d) flexão mecânica. Fonte [4]	14
2.8	Estrutura do filtro digital FIR.	16
2.9	Estrutura do filtro digital IIR.	17
2.10	Discretização de uma onda senoidal em 10 e 20 amostras	19
3.1	Microcontrolador CC2541F256RHAR. Fonte: DigiKey.	21
3.2	Diagrama de bloco do CC2541F256RHAR. Fonte [5].	23
3.3	Pinout do CC2541F256RHAR. Fonte: [5].	24
3.4	Multiplexador ADG708BRUZ-REEL7. Fonte: DigiKey.	24
3.5	Diagrama de funcionamento do ADG708BRUZ-REEL. Fonte [6].	25
3.6	Antena 2450AT43B100E. Fonte: DigiKey.	26
3.7	Gráfico da perda de retorno em relação à frequência de operação da antena. Fonte [7].	26
3.8	Impedância 2450BM15A0002001E. Fonte: DigiKey.	27
3.9	Bateria CR2032. Fonte: DigiKey.	27
3.10	Regulador de linear de baixa queda TPS78233DDCR. Fonte: DigiKey.	28
3.11	Cristal X201632MOB4SI de 16MHz. Fonte: DigiKey.	29
3.12	Esquemático do microcontrolador.	31
3.13	Esquemático da alimentação.	31
3.14	Esquemático dos PADS de entrada dos conectores e multiplexadores.	32
3.15	Conector para gravadora.	32
3.16	Camada superior da PCI.	34
3.17	Camada inferior da PCI.	34

3.18	Renderização de PCI com vista superior .....	35
3.19	Renderização de PCI com vista inferior .....	35
3.20	Renderização de PCI com vista diagonal. ....	35
3.21	Layer stack. ....	36
3.22	PCI com vista superior .....	38
3.23	PCI com vista inferior .....	39
3.24	MSP430FR5994 LaunchPad Development Kit .....	40
3.25	Multiplexador CD4051BE. Fonte: DigiKey.....	40
3.26	Diagrama de funcionamento do CD4051BE. Fonte: [8]. ....	41
3.27	Conexão dos condutores no Velostat.....	42
4.1	Diagrama de blocos do protótipo. ....	43
4.2	Diagrama de blocos do firmware do protótipo. ....	45
4.3	Diagrama de blocos da interrupção de hardware.....	46
4.4	Leitura de um dos pontos da matriz do sensor.....	47
4.5	Gráfico da leitura de um dos pontos do sensor. ....	48
4.6	Gráfico da leitura de um dos pontos do sensor sem aplicação de força.....	49
4.7	Gráfico da leitura de um dos pontos do sensor com aplicação de um força constante. ....	50

## LISTA DE TABELAS

---

3.2	Regras e limitações da construção do layout da PCI.....	33
3.1	Atribuição de pinos para o projeto.....	33
3.3	Orçamento de fabricação de PCIs pela JLCPCB .....	37
3.4	Orçamento de fretes das PCIs. ....	37
3.5	Orçamento total das 5 placas. ....	37
3.6	Preço unitário dos componentes e preço total dos componentes para as 5 PCIs montadas .....	38
4.1	Atribuição de pinos para o protótipo.....	44

## LISTA DE ACRÔNIMOS E ABREVIACÕES

---

<b>ADC</b>	Conversor Analógico-Digital. 19
<b>ATM</b>	Articulação Temporomandibular. 19
<b>ESD</b>	Descarga Eletrostática. 19
<b>FIR</b>	Finite Impulse Response. 19
<b>GPIO</b>	General Purpose Input/Output. 19
<b>HPV</b>	Papilomavírus Humano. 19
<b>IIR</b>	Infinite Impulse Response. 19
<b>PCI</b>	Placa de Circuito Impresso. 19
<b>PWM</b>	Pulse Width Modulation. 19
<b>RTC</b>	Real-Time Clock. 19
<b>SMD</b>	Surface Mount Device. 19
<b>SOC</b>	System on Chip. 19
<b>TI</b>	Texas Instruments. 19
<b>UART</b>	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter. 19

# 1 INTRODUÇÃO

---

## 1.1 MOTIVAÇÃO

O uso de tecnologias para o diagnóstico e tratamento de doenças e condições clínicas tem se tornado cada vez mais utilizado, tornando possível sua aplicação com maior eficácia, menor custo e maior velocidade.

As doenças orais estão entre os tipos de doenças mais prevalentes no mundo [9]. Essas doenças estão associadas principalmente com dentes, gengiva, lábios, língua e outras estruturas da boca. Dentre as doenças orais que apresentam maior ocorrência, podem ser citadas a cárie dentária, que é provocada pelo acúmulo de placa bacteriana nos dentes, a gengivite provocada pelo acúmulo de bactérias gerando inflamações na região e câncer de lábios e cavidade oral [10].

Além dessas doenças citadas, existem outros problemas bucais que podem interferir na qualidade de vida dos seres humanos, a exemplos as ocasionadas pela má oclusão dos dentes. A má oclusão dentária é uma condição em que os dentes superiores e inferiores não se encaixam corretamente quando a mandíbula está fechada. A ocorrência da má oclusão dentária pode estar relacionada não somente a saúde bucal, mas também a qualidade de vida dos indivíduos. Essa condição dentária, com o tempo, podem ocasionar grandes impactos à saúde como: dores na articulação, problemas de mastigação, desgaste dos dentes, disfunção da articulação temporomandibular (ATM), dificuldades na higiene bucal, problemas de fala, dentre outros [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17]. Além disso, outros fatores que influenciam na qualidade de vida dos indivíduos que possuem essa condição dentária estão relacionados a autoestima, principalmente entre jovens e adolescentes que são vítimas de bullying devido à má oclusão ou defeitos estruturais dos dentes [18].

Um dos fatores importantes sobre a gravidade dos problemas ocasionados pela má oclusão dentária é a força aplicada pelos dentes maxilares e mandibulares. Essa força é conhecida como força de mordida individual que é um dos parâmetros fundamentais para determinar a funcionalidade do sistema mastigatório [19], bem como para avaliar dispositivos protéticos e procedimentos terapêuticos, além de ser útil em várias aplicações de cirurgia maxilofacial [19].

Para avaliar a força da mordida deve ser levado em consideração alguns fatores como o deslocamento dos dentes e da mandíbula, carga no tecido periodontal, idade, sexo, entre outros. Além disso, para aplicação dessas medições realizadas com dispositivos eletrônicos deve-se considerar as propriedades mecânicas do dispositivo de registro, a posição do dispo-

sitivo na arcada dentária e a medição unilateral ou bilateral também influenciam a medição da força de mordida. Diversos estudos foram realizados sobre a força de mordida, utilizando dispositivos de medição de força [20], [21], [22].

A maioria dos dispositivos utilizados emprega sensores elétricos ou eletrônicos, com base em propriedades como resistência, capacitância, indutância, piezoelétricas ou termoelétricas [23]. Esses sensores têm vantagens como passividade elétrica, alta sensibilidade, resposta ultrarrápida e imunidade à interferência eletromagnética, superando algumas das desvantagens dos sensores elétricos.

## 1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Para realizar o monitoramento da oclusão dentária, existem alguns aparelhos e métodos disponíveis para essa aplicação, como o uso de papel de articulação dental (Figuras 1.1 e 1.2) [1], [24] e scanners de diagnóstico em 3D (Figura 1.3) [2]. Entretanto, esses procedimentos realizados possuem medições únicas não sendo em tempo real ou contínuas e exigindo habilidade para interpretar os resultados, além de que não possibilita uma medição em situação habitual, como durante a mastigação ou em momentos que sejam realizados esforços excessivos, como no caso de pacientes com bruxismo. Com isso, se faz necessário um monitoramento a longo prazo realizando diversas medidas, o que pode ser caro e demorado.

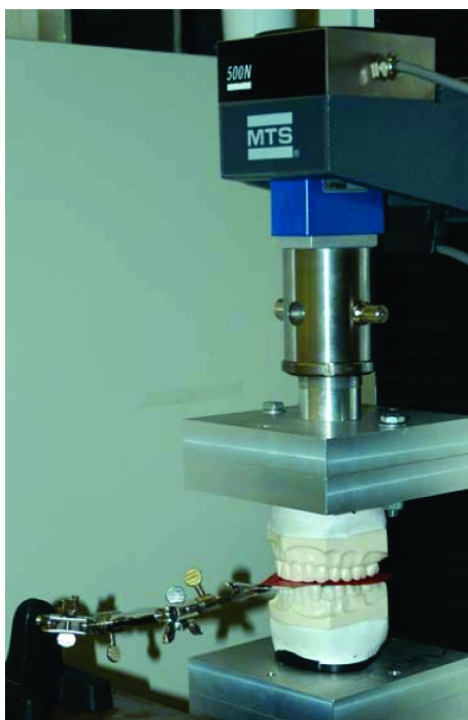


Figura 1.1 – Procedimento de marcação da oclusão dos dentes com papel de articulação dental. Fonte [1].



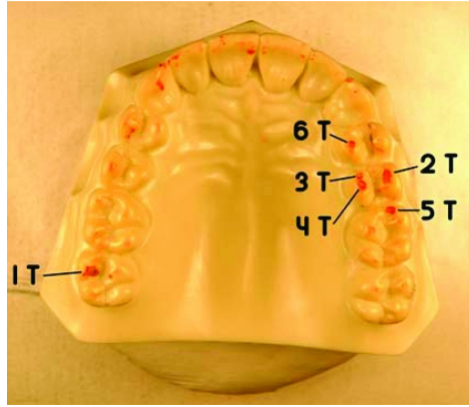


Figura 1.2 – Marcações com papel de articulação dental. Fonte [1].

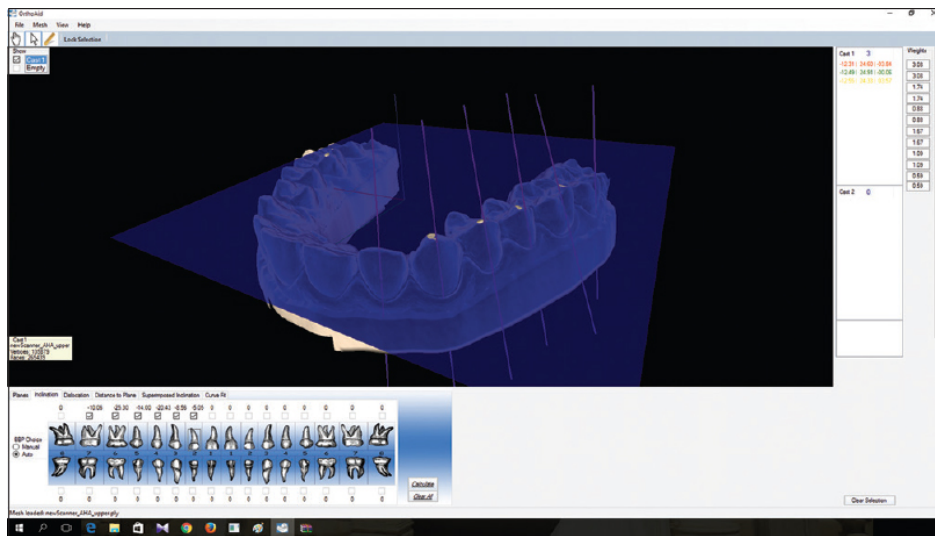


Figura 1.3 – Scanner 3D dos dentes. Fonte [2].

Para fornecer informações de oclusão funcional de longo prazo mais precisas, o presente trabalho apresenta o projeto de um hardware para ser usado com um retentor, similar ao da Figura 1.4, que capture a força do contato entre dentes superiores com os dentes inferiores e armazene dados de forma contínua. Esses dados serão capazes de ser transmitidos e armazenados para passarem por uma fase de pós-processamento que garanta aos dentistas observar o comportamento da mordida do usuário de forma mais intuitiva.

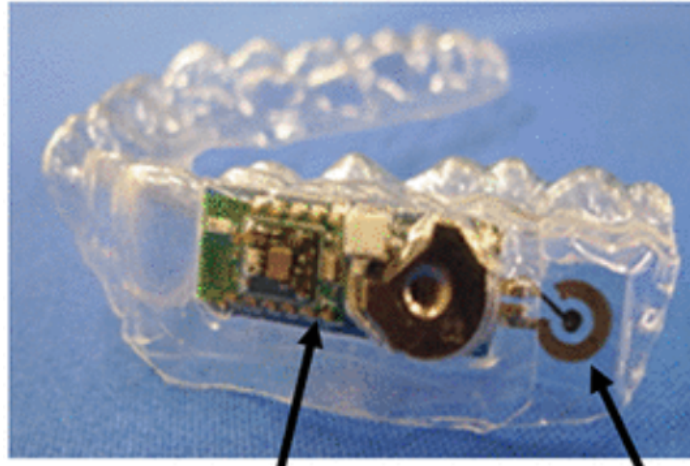


Figura 1.4 – Retentor bucal. Fonte [3].

## 1.3 OBJETIVOS DO PROJETO

### 1.3.1 Objetivo geral

Este trabalho visa desenvolver um dispositivo portátil, com o uso de componentes de baixo custo, para realizar o mapeamento da oclusão dos dentes, além de medir a intensidade de força da mordida, com intuito de diagnosticar a oclusão dentária, bem como a identificação de tipos de bruxismo e características alimentares de pacientes com prótese de forma eficiente e contínua.

### 1.3.2 Objetivos específicos

- Definir e fabricar uma placa de circuito impresso suficientemente pequena para que seja capaz de ser integrada ao retentor bucal para realizar medidas de força;
- Definir e produzir um protótipo para validar o uso do Velostat para leitura de força;
- Analisar a estabilidade e qualidade do sinal lido pelo protótipo usando o sensor de Velostat.

## 1.4 RESULTADOS OBTIDOS

O sistema de medição de força implementado com Velostat provou ser eficiente, capaz de realizar a leitura de força de múltiplos pontos ao longo do material. A configuração do circuito com multiplexadores e portas ADC (Conversor Analógico-Digital), juntamente com

o firmware implementado no microcontrolador da Texas Instruments, garantiu leituras precisas e estáveis do ADC usando-se 8 canais e um filtro de média móvel. Os testes realizados evidenciaram que o sensor feito com o Velostat foi capaz de medir do valor mínimo ao máximo sem perder a referência. O sensor apresentou resultados promissores para ser usado juntamente com hardware desenvolvido e o retentor bucal.

## **1.5 APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO**

O restante do manuscrito está apresentado da seguinte forma. No Capítulo 2 é apresentado a fundamentação teórica para contextualizar o leitor de forma rápida sobre os tópicos envolvidos no trabalho. Em seguida, o Capítulo 3 a contribuição principal do trabalho, o desenvolvimento do hardware e firmware para realizar as leituras de força da mordida ao longo do tempo. Resultados experimentais são discutidos no capítulo 4, seguido das conclusões no capítulo 5. Os anexos contêm materiais complementares para facilitar o entendimento do trabalho. [hyperref](#)

# 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

---

## 2.1 OCLUSÃO FUNCIONAL DOS DENTES

A oclusão funcional dos dentes é um termo usado para descrever a maneira como os dentes superiores e inferiores se encaixam. Quando há um encaixe correto, pode-se considerar esse tipo de oclusão como uma oclusão funcional que proporciona uma distribuição uniforme da força da mordida por todos os dentes, garantido que não haja uma sobrecarga em partes específicas a arca dentária [25]. Entretanto, quando os dentes não se encaixam de forma adequada, pode-se considerar esse tipo de oclusão como uma oclusão disfuncional que pode ter como consequências problemas de saúde bucal, como desgaste excessivo dos dentes, dor na mandíbula e disfunção da ATM (articulação temporomandibular) [26].

Oclusão habitual e lateralidade direita e esquerda são conceitos intimamente relacionados ao alinhamento e posicionamento dos dentes e maxilares. Esses termos são comumente usados para descrever vários aspectos de como os dentes superiores e inferiores se unem e funcionam.

A oclusão habitual refere-se à maneira natural ou habitual com que os dentes superiores e inferiores entram em contato quando os maxilares estão fechados. Em uma oclusão saudável, os dentes superiores e inferiores devem se encaixar confortavelmente e uniformemente, permitindo uma função adequada de mastigação e mordida. Os dentes devem se alinhar de forma que as forças exercidas durante a mastigação sejam distribuídas uniformemente, minimizando o risco de desgaste excessivo, fraturas ou outros problemas dentários [27].

A lateralidade direita e esquerda refere-se ao movimento da mandíbula inferior para qualquer um dos lados durante a mastigação ou os movimentos da mandíbula. Quando movemos nossas mandíbulas de um lado para o outro, como ao triturar alimentos, a mandíbula inferior deve se mover de maneira suave e coordenada. Idealmente, os dentes do lado esquerdo dos maxilares superior e inferior devem entrar em contato entre si durante os movimentos de lateralidade esquerda, e o mesmo se aplica ao lado direito durante os movimentos de lateralidade direita. A lateralidade direita e esquerda adequadas são essenciais para uma mastigação eficiente e para evitar o desgaste desigual dos dentes [27].

## 2.2 DOENÇAS BUCAIS

As doenças orais representam um problema de saúde significativo que afeta milhões de pessoas em todo o mundo. Essas condições abrangem uma ampla gama de doenças que afetam os dentes, as gengivas e a saúde bucal em geral. As doenças bucais mais comuns incluem cárie dentária, doenças periodontais (doenças da gengiva), câncer bucal e infecções bucais. Compreender os problemas associados às doenças bucais é crucial para manter uma boa higiene bucal e bem-estar geral [9].

A cárie dentária é uma das doenças bucais mais prevalentes. Ocorre quando as bactérias da boca produzem ácidos que corroem o esmalte, levando à formação de pequenos orifícios nos dentes. Se não for tratada, a cárie dentária pode progredir, causando dor, infecção e até perda do dente. A má higiene bucal, o consumo excessivo de açúcar e a falta de check-ups odontológicos regulares contribuem para o desenvolvimento da cárie dentária [28].

As doenças periodontais afetam as estruturas de suporte dos dentes, principalmente as gengivas e os tecidos circundantes. A gengivite, a forma mais branda da doença periodontal, é caracterizada por gengivas inflamadas e sangrando. Se não for tratada, a gengivite pode evoluir para periodontite, uma condição mais grave em que as gengivas retraem, formando bolsas que ficam infectadas. A periodontite não tratada pode levar à perda do dente e pode até ter implicações para a saúde sistêmica, como doenças cardiovasculares e diabetes [29].

O câncer bucal é outro problema crítico de saúde bucal. Inclui cânceres de lábios, língua, bochechas, assoalho da boca e garganta. Fatores como tabagismo e uso de álcool, infecção pelo HPV (papilomavírus humano), má higiene bucal e histórico familiar de câncer podem aumentar o risco de desenvolver câncer bucal. A detecção precoce é crucial para o sucesso do tratamento, destacando a importância de check-ups odontológicos regulares e autoexames [30].

O impacto das doenças bucais se estende além da saúde bucal. A dor e o desconforto oral podem afetar a capacidade de um indivíduo de comer, falar e manter uma nutrição adequada. Eles também podem ter consequências sociais e psicológicas significativas, incluindo autoestima reduzida e qualidade de vida prejudicada.

A prevenção de doenças bucais requer uma abordagem abrangente. Isso inclui praticar uma boa higiene bucal, como escovação regular e uso do fio dental, limitar o consumo de açúcar e visitar o dentista para check-ups e limpezas profissionais. Educar os indivíduos sobre a importância da saúde bucal e fornecer acesso a atendimento odontológico, especialmente em comunidades carentes, é vital para prevenir e controlar doenças bucais [31].

O bruxismo, comumente conhecido como ranger ou apertar dos dentes, é outro problema de saúde bucal prevalente que merece atenção. É caracterizado pelo ranger ou apertar involuntário dos dentes, geralmente durante o sono. O bruxismo também pode ocorrer durante

as horas de vigília, embora muitas vezes seja subconsciente e passe despercebido pelo indivíduo.

A causa exata do bruxismo não é totalmente compreendida, mas acredita-se que seja influenciada por vários fatores, como estresse, ansiedade, dentes desalinhados, distúrbios do sono e certos medicamentos. O bruxismo pode levar a uma série de problemas, incluindo esmalte dentário desgastado, sensibilidade dentária, dor na mandíbula, dores de cabeça e distúrbios da ATM [32].

As consequências do bruxismo podem ser prejudiciais tanto para a saúde bucal quanto para o bem-estar geral. A constante ranger e apertar pode desgastar o esmalte do dente, tornando os dentes mais suscetíveis a cáries e fraturas. Também pode resultar no desenvolvimento de tensão muscular e dor na mandíbula, face e pescoço, levando a desconforto e movimento restrito da mandíbula.

Diagnosticar o bruxismo normalmente envolve um exame odontológico, em que são avaliados os sinais de desgaste dos dentes e outros sintomas relacionados. Em alguns casos, um estudo do sono pode ser recomendado para determinar se o bruxismo está associado a um distúrbio do sono. As opções de tratamento para o bruxismo visam aliviar os sintomas, proteger os dentes e tratar as causas subjacentes [33].

Uma das principais abordagens de tratamento é o uso de uma tala dentária ou protetor bucal, que é um dispositivo feito sob medida que se encaixa sobre os dentes para fornecer uma barreira protetora e efeito de amortecimento. A tala ajuda a reduzir os danos causados pela trituração e aperto, bem como alivia a tensão muscular. Técnicas de controle do estresse, exercícios de relaxamento e modificações no estilo de vida também podem ser benéficos no controle do bruxismo, especialmente se o estresse e a ansiedade forem fatores contribuintes [34].

Em alguns casos, abordar a causa subjacente do bruxismo, como corrigir dentes desalinhados ou controlar um distúrbio do sono, pode ser necessário para tratar a condição com eficácia. Dentistas e profissionais de diferentes áreas trabalham juntos para desenvolver um plano de tratamento personalizado com base nas necessidades específicas do indivíduo.

## **2.3 DOENÇAS OCLUSAIS**

As doenças oclusais são condições que afetam a forma como os dentes se encaixam e funcionam juntos na boca. Isso pode incluir problemas como a má oclusão dentária, em que os dentes superiores e inferiores não se encaixam corretamente, ou a disfunção da ATM, que afeta a articulação entre a mandíbula e o crânio [35].

A má oclusão dentária pode levar a problemas como dificuldade para mastigar, dor de

cabeça, dor na mandíbula, bruxismo e desgaste anormal dos dentes. A disfunção da ATM também pode causar dor na mandíbula, dor de cabeça, estalos ao abrir e fechar a boca e limitação de movimento da mandíbula [36].

Outras condições que podem estar relacionadas às doenças oclusais incluem a periodontite, que é uma infecção nas gengivas e no tecido que suporta os dentes, e a erosão dentária, que é o desgaste do esmalte dos dentes causado por ácidos ou abrasão.

O tratamento das doenças oclusais pode incluir a correção da má oclusão dentária com aparelhos ortodônticos, o uso de placas de mordida para proteger os dentes e a mandíbula de danos causados pelo bruxismo, e a terapia da ATM, que pode envolver fisioterapia, medicamentos ou cirurgia em casos graves [37].

## 2.4 TIPOS DE OCLUSÃO

A oclusão dentária refere-se ao alinhamento e relação dos dentes superiores e inferiores quando os maxilares estão fechados [38]. Ela desempenha um papel vital na mastigação, fala e saúde bucal em geral. Existem vários tipos de oclusão dentária, cada um caracterizado por condições dentárias específicas. Vamos explorar alguns tipos comuns:

1. Mordida normal: A mordida normal (Figura 2.1), também conhecida como oclusão ideal ou neutroclusão, é considerada o alinhamento desejado dos dentes. Nesse tipo, os dentes superiores se sobrepõem ligeiramente aos dentes inferiores quando as mandíbulas estão fechadas, garantindo uma mordida e mastigação eficientes. Os molares superiores e inferiores se encaixam harmoniosamente, permitindo forças equilibradas nos dentes.



Figura 2.1 – Mordida normal. Fonte: silviabastos.

2. Mordida Aberta: Uma mordida aberta (Figura 2.2) ocorre quando há um espaço ou lacuna entre os dentes superiores e inferiores quando os maxilares estão fechados. Isso resulta em uma falta de sobreposição vertical, normalmente observada nos dentes da frente. As mordidas abertas podem ser causadas por hábitos como chupar o dedo, interposição da língua ou discrepâncias na mandíbula. Pode afetar a mordida adequada e a articulação da fala, e o tratamento ortodôntico geralmente é necessário para corrigi-lo.



Figura 2.2 – Mordida aberta. Fonte: odontoyama.

3. Mordida Cruzada: A mordida cruzada (Figura 2.3) refere-se a um desalinhamento em que alguns dentes superiores mordem dentro dos dentes inferiores quando os maxilares estão fechados. Pode ocorrer nos dentes da frente ou de trás, em um lado ou nos dois lados da boca. A mordida cruzada pode levar a problemas funcionais, como dificuldade de mastigação e aumento do risco de desgaste dentário. A intervenção oportuna, geralmente por meio de tratamento ortodôntico, pode ajudar a corrigir essa condição.



Figura 2.3 – Mordida cruzada. Fonte: odontoyama.

4. Mordida Profunda: Uma mordida profunda (Figura 2.4), também conhecida como *overbite*, é caracterizada pela sobreposição vertical excessiva dos dentes anteriores superiores sobre os dentes anteriores inferiores quando os maxilares estão fechados. Em casos graves, os dentes anteriores inferiores podem entrar em contato com o tecido gengival atrás dos dentes anteriores superiores. Mordidas profundas podem levar a problemas como irritação da gengiva, aumento do desgaste dos dentes e problemas nas articulações da mandíbula. O tratamento ortodôntico pode ser necessário para corrigir uma mordida profunda.





Figura 2.4 – Mordida profunda. Fonte: sorridents.

5. Protrusão: A protrusão (Figura 2.5), também conhecida como movimento anterior ou para frente, refere-se ao posicionamento do maxilar inferior em relação ao maxilar superior quando a boca está fechada. Em uma oclusão normal, o maxilar inferior deve ser posicionado ligeiramente atrás do maxilar superior quando os dentes estão em contato. Porém, em casos de protrusão, o maxilar inferior se estende para frente além de sua posição normal, fazendo com que os dentes inferiores fiquem posicionados à frente dos dentes superiores. A protrusão pode levar a problemas de mordida, preocupações estéticas e, em alguns casos, distúrbios da ATM, que podem resultar em dor e disfunção na articulação da mandíbula [27].



Figura 2.5 – Protrusão. Fonte: odontoyama

## 2.5 CLASSES DE OCLUSÃO

A oclusão dentária refere-se à maneira como os dentes superiores e inferiores se unem quando se fecha a boca [38]. Desempenha um papel crucial na manutenção de uma mordida saudável e funcional. Existem diferentes tipos de oclusão dentária, cada um caracterizado pela relação específica entre os dentes superiores e inferiores. Vamos explorar os três principais tipos de oclusão dentária:

1. Oclusão de Classe I (Neutroclusão): A oclusão Classe I é considerada o tipo ideal

e mais comum de oclusão dentária. Nesse tipo, os dentes superiores se sobrepõem ligeiramente aos dentes inferiores quando a mandíbula está fechada. Os molares superiores se encaixam nas ranhuras dos molares inferiores, criando uma mordida estável e equilibrada. O centro dos dentes anteriores superiores e inferiores se alinha um com o outro. A oclusão de Classe I proporciona uma função de mastigação eficiente e forças equilibradas nos dentes, promovendo uma ótima saúde dental.

2. Oclusão de Classe II (Distocclusão): A oclusão de Classe II, também conhecida como distocclusão ou retrognatismo, é caracterizada pela mandíbula superior e dentes protruídos para frente em relação à mandíbula inferior. Os molares superiores estão posicionados à frente dos molares inferiores, resultando em uma sobremordida. A oclusão de Classe II pode causar dificuldades na mastigação, problemas de fala e preocupações estéticas. Pode ainda ser dividida em duas subdivisões: Classe II Divisão 1, em que os dentes anteriores superiores se projetam significativamente, e Classe II Divisão 2, em que os incisivos centrais superiores são retroinclinados ou inclinados para dentro.

3. Oclusão Classe III (Mesiocclusão): A oclusão de Classe III, também chamada de prognatismo, é o oposto da oclusão de Classe II. Aqui, o maxilar inferior e os dentes se projetam para a frente em relação ao maxilar superior, fazendo com que os dentes inferiores se sobreponham aos dentes superiores. A oclusão de Classe III geralmente resulta em uma mordida prognata, em que os dentes anteriores inferiores estão posicionados à frente dos dentes anteriores superiores. Pode levar a problemas funcionais, como dificuldades para morder e mastigar, e pode exigir intervenção ortodôntica para melhorar a função e a estética.

É importante observar que essas classificações descrevem a relação entre os dentes superiores e inferiores e os maxilares. No entanto, a oclusão dentária é uma interação complexa influenciada por vários fatores, incluindo alinhamento dentário, tamanho da mandíbula e estrutura esquelética. Dentistas e ortodontistas avaliam cuidadosamente a oclusão para diagnosticar possíveis problemas e desenvolver planos de tratamento apropriados para restaurar ou melhorar a mordida.

Mediante o conhecimento dos problemas ocasionados pela má oclusão dos dentes, será apresentado em seguida o Velostat que é um material que pode ser utilizado como sensor de pressão para mapear a oclusão dos dentes, bem como a intensidade de força em cada ponto da mordida.

## **2.6 VELOSTAT**

Velostat (Figura 2.6) é um material condutor de eletricidade e pode ser descrito como uma espuma de polímero de alta resistência com partículas condutoras de carbono incorporadas.

Ele é comumente usado em aplicações eletrônicas, como sensores de pressão e interruptores de toque, devido à sua capacidade de mudar sua resistência elétrica quando comprimido [39].



Figura 2.6 – Velostat

A Figura 2.7 mostra um diagrama esquemático das mudanças na lacuna (área preta) e nas partículas de carbono condutivas (ponto branco) dentro do Velostat quando pressão, tensão e flexão mecânica são aplicadas ao Velostat.

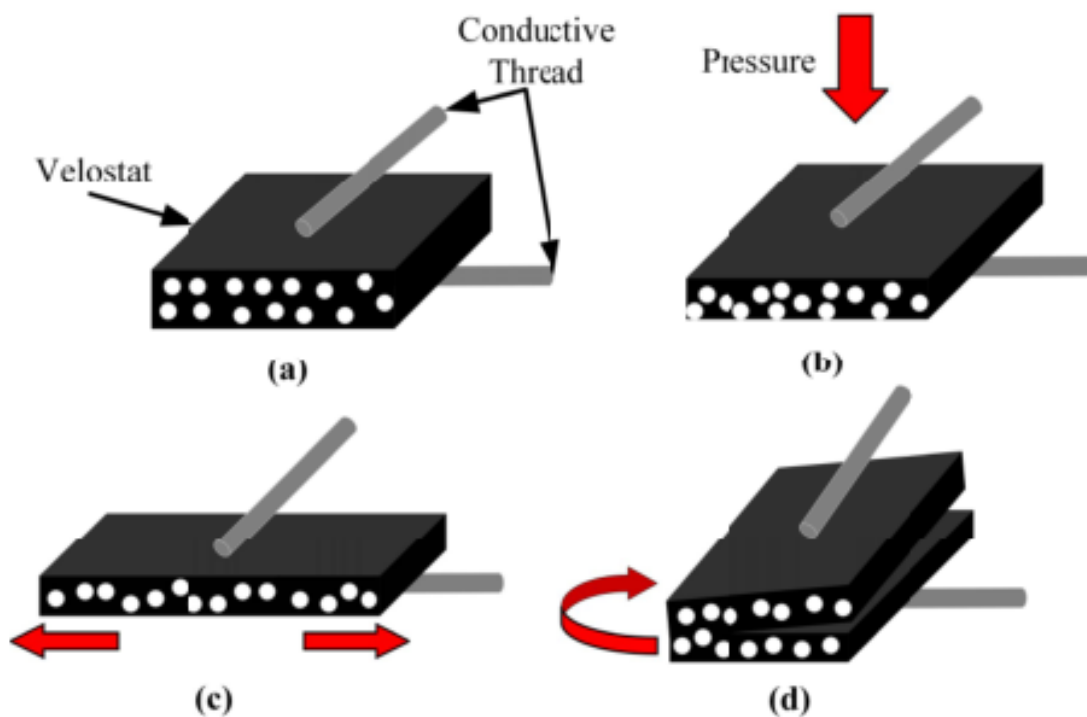


Figura 2.7 – Diagrama esquemático da seção transversal do Velostat, (a) estado normal; (b) com pressão; (c) tensão aplicada; e (d) flexão mecânica. Fonte [4]

O Velostat é altamente flexível e pode ser cortado em diferentes formas e tamanhos para atender às necessidades do projeto. Ele também é leve e fácil de trabalhar, tornando-o uma escolha popular para projetos de prototipagem [39].

O princípio de funcionamento do Velostat baseia-se na variação de resistência do material por causa da tensão aplicada. Quando usado com um resistor fixo, o circuito funciona como um divisor de tensão, sendo o Velostat uma resistência variável. A tensão no resistor  $R_b$  pode ser calculado conforme a Equação 2.1:

$$V_{out} = V_{in} \frac{R_b}{R_b + R_{Velostat}} \quad (2.1)$$

Quando utilizado como sensor de pressão, o Velostat é capaz de detectar a quantidade de pressão aplicada em sua superfície, mudando a resistência elétrica proporcionalmente. Isso permite que ele seja usado para medir a pressão em uma variedade de aplicações, como em calçados para monitorar a marcha ou em dispositivos médicos para monitorar a pressão arterial.

O Velostat também é usado em outros tipos de interruptores de toque, como teclados sensíveis ao toque, que usam o material para detectar a pressão das teclas e gerar um sinal elétrico. Em geral, é um material versátil e útil para projetos eletrônicos que envolvem

sensores de pressão ou interruptores de toque [40], [41],[4].

## 2.7 FILTROS DIGITAIS

Os filtros digitais são ferramentas que permitem modificar o conteúdo espectral de um sinal discreto, ou seja, alterar as suas componentes de frequência. Eles podem ser classificados em dois tipos principais: FIR (*Finite Impulse Response*) e IIR (*Infinite Impulse Response*) [42].

Os filtros FIR têm como característica principal que a sua resposta ao impulso é finita, ou seja, após um número finito de amostras, a saída do filtro se anula. Isso significa que eles têm uma memória finita, e que qualquer efeito transitório tem duração limitada. Além disso, os filtros FIR são sempre estáveis, pois os seus pólos estão localizados na origem do plano  $z$ . Outra vantagem dos filtros FIR é que eles podem implementar uma resposta em fase linear, o que preserva a forma de onda do sinal de entrada. A desvantagem dos filtros FIR é que eles podem exigir um número elevado de coeficientes para atender às especificações de projeto, o que implica em um maior custo computacional.

A equação geral de um filtro FIR é dada por:

$$y(n) = \sum_{k=0}^M b_k x(n - k), \quad (2.2)$$

em que  $y(n)$  é a saída do filtro,  $x(n)$  é a entrada do filtro,  $b_k$  são os coeficientes do filtro e  $M$  é a ordem do filtro. Essa equação representa uma convolução da resposta ao impulso do filtro,  $h(n) = a_n$ , com o sinal de entrada,  $x(n)$ . A função de transferência de um filtro FIR no domínio  $z$  é dada por:

$$H(z) = \sum_{k=0}^M b_k z^{-k}. \quad (2.3)$$

O funcionamento desse algoritmo pode ser representado pelo diagrama da Figura 2.8:

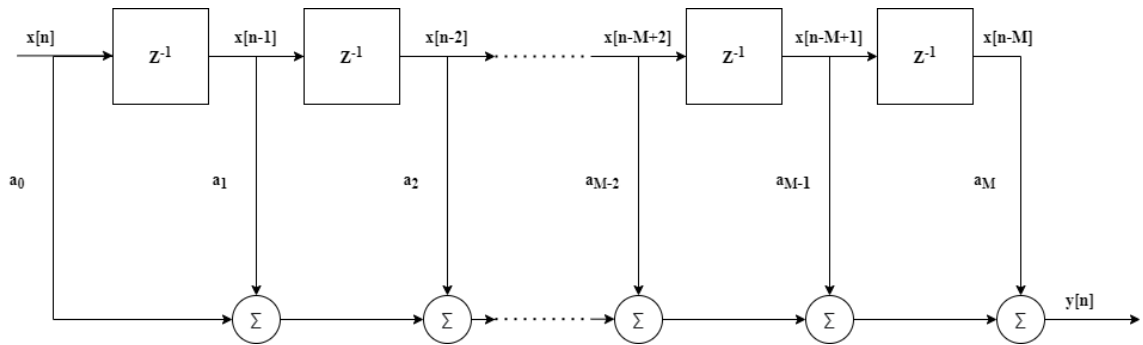


Figura 2.8 – Estrutura do filtro digital FIR

Os filtros IIR têm como característica principal que a sua resposta ao impulso é infinita, ou seja, a saída do filtro nunca se anula completamente. Isso significa que eles têm uma memória infinita, e que podem apresentar efeitos indesejados como oscilações ou instabilidades. Os filtros IIR são baseados em equações de diferenças recursivas, ou seja, a saída do filtro depende não apenas da entrada atual e passada, mas também da própria saída passada. Uma vantagem dos filtros IIR é que eles podem atingir uma boa aproximação das especificações de projeto com um número menor de coeficientes do que os filtros FIR, o que implica em um menor custo computacional.

A equação geral de um filtro IIR é dada por:

$$y(n) = \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) - \sum_{k=1}^N a_k y(n-k), \quad (2.4)$$

em que  $y(n)$  é a saída do filtro,  $x(n)$  é a entrada do filtro,  $b_k$  e  $a_k$  são os coeficientes do filtro,  $M$  é a ordem do numerador e  $N$  é a ordem do denominador. A função de transferência de um filtro IIR no domínio  $z$  é dada por:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}}. \quad (2.5)$$

Os filtros IIR podem ser projetados a partir da transformação de filtros analógicos, como os filtros Butterworth, Chebyshev ou Elíptico, que têm diferentes características de resposta em frequência. Esses filtros são obtidos pela aplicação de técnicas como a invariância ao impulso ou a transformação bilinear, que mapeiam o plano  $s$  dos filtros analógicos no plano  $z$  dos filtros digitais.

O funcionamento desse algoritmo pode ser representado pelo diagrama da Figura 2.9;

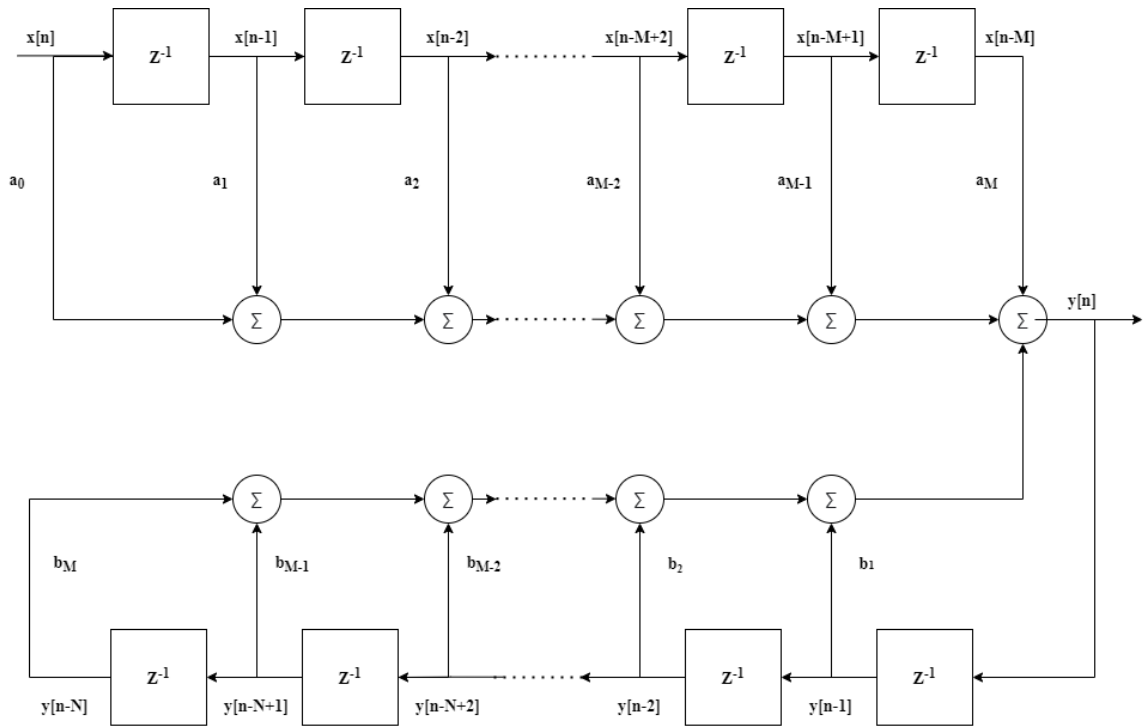


Figura 2.9 – Estrutura do filtro digital IIR.

Um filtro de média móvel é um tipo de filtro de resposta de impulso finito que pode ser usado para suavizar ou reduzir o ruído em um sinal. Ele funciona tirando a média de um número fixo de pontos de dados do sinal de entrada e usando-o como sinal de saída. O número de pontos de dados usados na média é chamado de tamanho da janela ou ordem do filtro. Um tamanho de janela maior resultará em um sinal de saída mais suave, mas também em um maior atraso ou atraso entre os sinais de entrada e saída.

Para calcular o filtro de média móvel, pode-se usar a seguinte fórmula:

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[n - k], \quad (2.6)$$

em que  $y[n]$  é o sinal de saída,  $x[n]$  é o sinal de entrada,  $M$  é o tamanho da janela e  $k$  é o índice dos pontos de dados. Esta fórmula usa uma média móvel unilateral, o que significa que ela usa apenas pontos de dados do passado ou do presente para calcular a saída. Como alternativa, pode-se usar uma média móvel simétrica, que usa pontos de dados de ambos os lados do ponto de saída. Isso requer um tamanho de janela ímpar e mais computação.

Além disso, pode-se implementar o filtro de média móvel usando uma operação de convolução, que é uma forma matemática de combinar dois sinais. A convolução de dois sinais

$x[n]$  e  $h[n]$  é denotada por  $x[n] * h[n]$  e definida como:

$$(x * h)[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]h[n - k]. \quad (2.7)$$

O filtro de média móvel pode ser visto como uma convolução do sinal de entrada com um pulso retangular de largura  $M$  e altura  $\frac{1}{M}$ . O pulso retangular também é chamado de *filter kernel* ou resposta ao impulso do filtro. Por exemplo, se  $M = 5$ , o kernel do filtro é:

$$h[n] = \begin{cases} \frac{1}{5}, & -2 \leq n \leq 2 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.8)$$

A convolução do sinal de entrada com esse núcleo de filtro produzirá a mesma saída que a fórmula da média móvel 2.6.

## 2.8 AMOSTRAGEM

Amostragem de um sinal contínuo é o processo de converter um sinal analógico em uma sequência de valores discretos em um intervalo de tempo discreto. Essa técnica é usada em processamento digital de sinais e é essencial para a aquisição, armazenamento e processamento de sinais analógicos em computadores.

O processo de amostragem envolve a medição do valor do sinal em intervalos regulares de tempo, chamados de período de amostragem. O valor do sinal é mantido constante durante todo o período de amostragem e, em seguida, é convertido em um valor digital usando um conversor analógico-digital (ADC).

A taxa de amostragem é a frequência com que o sinal é amostrado e é medida em hertz (Hz). A taxa de amostragem deve ser escolhida de acordo com o teorema de Nyquist-Shannon, que afirma que a taxa de amostragem deve ser pelo menos duas vezes maior que a frequência mais alta presente no sinal [43]. Caso a frequência de amostragem seja menor que o dobro da maior frequência do sinal amostrado, ocorre o *Aliasing*, um fenômeno que altera as características do sinal discretizado (amostrado). Portanto, caso um sinal seja constituído de frequências entre 0 e 1000 Hz, deve-se amostrar no mínimo a 2000 Hz e aplicar um filtro passa baixas com frequência de corte em 1000 Hz.

A amostragem é importante porque permite que os sinais analógicos sejam processados por computadores e outros dispositivos eletrônicos. A partir dos valores discretos obtidos pela amostragem, é possível realizar uma variedade de operações de processamento de sinal, como filtragem, amplificação, modulação e demodulação, entre outras [44].



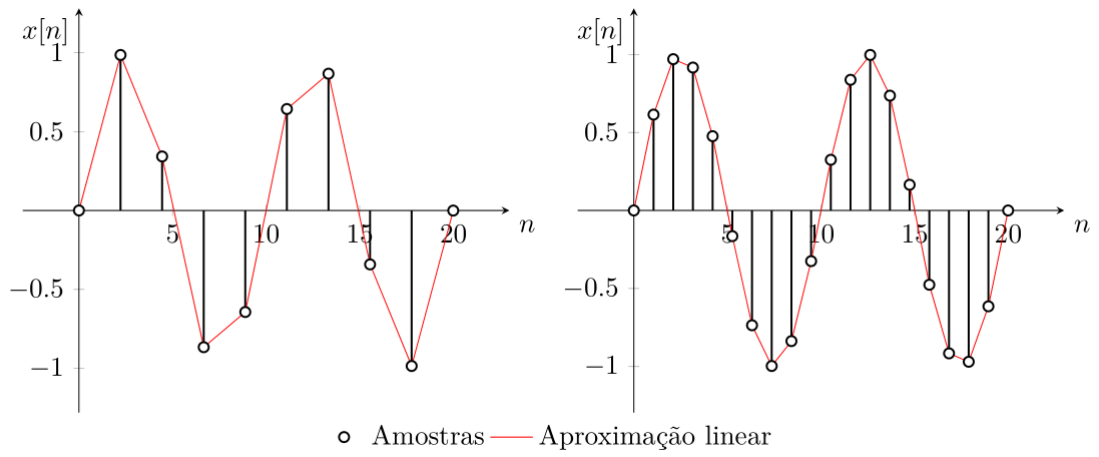


Figura 2.10 – Discretização de uma onda senoidal em 10 e 20 amostras

# 3 DESENVOLVIMENTO

---

## 3.1 INTRODUÇÃO

Com o intuito de projetar um dispositivo capaz de realizar leituras de pressão da mordida para mapear a oclusão dos dentes, bem como identificar e caracterizar tipos de bruxismo e comportamentos de mastigação, foram escolhidos os componentes que compõem o hardware a partir dos requisitos do projeto e a disponibilidade no mercado. Neste capítulo serão definidos os requisitos do projeto, os componentes escolhidos para o hardware, o desenvolvimento do firmware, a descrição do protocolo de comunicação e os sensores utilizados para captar as leituras de pressão.

## 3.2 LEVANTAMENTO DOS REQUISITOS

O levantamento de requisitos para o desenvolvimento de um hardware é uma das partes fundamentais ao se iniciar um projeto. O dispositivo a ser desenvolvido deve conseguir realizar medidas de força da mordida de seres humanos. Dado isso, o dispositivo precisa ser projetado considerando o seu tamanho para caber confortavelmente na boca do paciente, além de garantir a segurança do paciente durante o uso, bem como a integridade do circuito para garantir o bom funcionamento do hardware e sua longevidade. Com isso, deve-se garantir um bom isolamento físico do circuito com material que garanta proteção ao hardware e conforto e segurança para o usuário, evitando qualquer tipo de alergia, irritação ou danos à saúde do paciente. A segurança é um requisito primordial quando se trata de dispositivos médicos intraorais.

Devido ao tamanho reduzido do hardware, ao invés de adicionar algum componente que armazene os dados no dispositivo será adicionado outro requisito importante que é a capacidade de realizar uma comunicação com outro hardware por meio de uma comunicação sem fio. Assim será possível realizar um maior número de amostras sem se preocupar com a limitação de hardware. Em contrapartida, adicionar o recurso de comunicação sem fio requer outras preocupações em relação à confiabilidade da transmissão dos dados, bem como o consumo de energia que devem ser consideradas ao escolher o hardware.

Além disso, o dispositivo deve conter uma alimentação autônoma durante o uso, logo o hardware deve ser alimentado por uma bateria interna. A bateria deve ter capacidade suficiente para fornecer energia ao dispositivo pelo tempo necessário de uso. A autonomia da bateria deve ser dimensionada conforme a frequência de uso do dispositivo e o seu consumo

de energia.

Outro requisito primordial é a capacidade de realizar conversões de sinais analógicos em sinais digitais por meio de um conversor ADC. Como a resposta do Velostat é uma variação da tensão DC, para que esse valor seja medido pelo microcontrolador é necessário o uso do conversor ADC que possua uma resolução adequada para garantir medições precisas e confiáveis da variação de tensão provocada pela pressão aplicado no Velostat.

Como o número de pinos ADC de um microcontrolador é um recurso limitado, para que haja dezesseis pontos de medição capazes de realizar as medidas de pressão, deve-se usar multiplexadores para otimizar o uso dos pinos ADC, reduzindo a complexidade do hardware e maximizando sua eficiência.

### 3.3 ESCOLHA DOS COMPONENTES

É importante mencionar que além dos requisitos mencionados também foi considerado a disponibilidade dos componentes pelo fornecedor da empresa JLCPCB, bem como o preço dos componentes, sendo assim, por possuir um acervo limitado a escolha de alguns componentes foram adequados conforme a disponibilidade em estoque. No entanto, apesar do estoque deixar a desejar na variedade de componentes foi possível desenvolver o projeto com os componentes encontrados.

#### 3.3.1 Microcontrolador

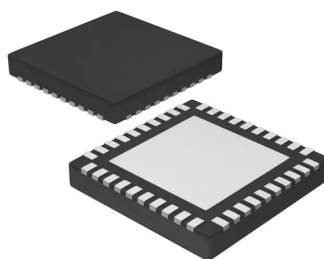


Figura 3.1 – Microcontrolador CC2541F256RHAR. Fonte: DigiKey.

Tendo em vista os requisitos de hardware impostos e a disponibilidade no estoque do fornecedor foi escolhido como microcontrolador o CC2541F256RHAR.

O CC2541F256RHAR é um microcontrolador (Figura 3.1) de tamanho 6x6 mm constituído por um *system on chip* (SOC) Bluetooth de baixa energia que faz parte da família CC2541 da Texas Instruments (TI), um renomado fabricante de semicondutores. Esse chip

possui uma arquitetura baseada em processador de 8 bits, memória flash de 256 KB e 8KB de RAM integrada para armazenamento temporário de dados. Além disso, ele é compatível com o Bluetooth v5.0, o que permite uma comunicação sem fio mais eficiente e oferece melhorias em velocidade de transferência de dados, alcance, bem como recursos de segurança. Além disso, a faixa de alimentação do chip varia entre 1,8 V a 3,6, o que facilita na escolha do tipo de bateria já que ela deve ter um tamanho pequeno para ser integrada ao placa de circuito impresso.

Com relação às interfaces disponíveis, o chip possui periféricos como SPI,  $I_2C$  e UART, que permitem a comunicação com outros dispositivos. Também possui 23 GPIO (General Purpose Input/Output) configuráveis, que podem ser usados para diversas finalidades. Além desses recursos, o CC2541F256RHAR também possui ADC de 12 bits para conversão de sinais analógicos em dados digitais com resolução de 12 bits. Ele também oferece recursos como PWM (Pulse Width Modulation) e um RTC (Real-Time Clock) interno para manter o controle do tempo e agendar eventos com base em horários específicos.

A figura 3.2 apresenta o diagrama de blocos do CC2541F256RHAR e a figura 3.3 mostra os pinos disponíveis para conexão no microcontrolador.

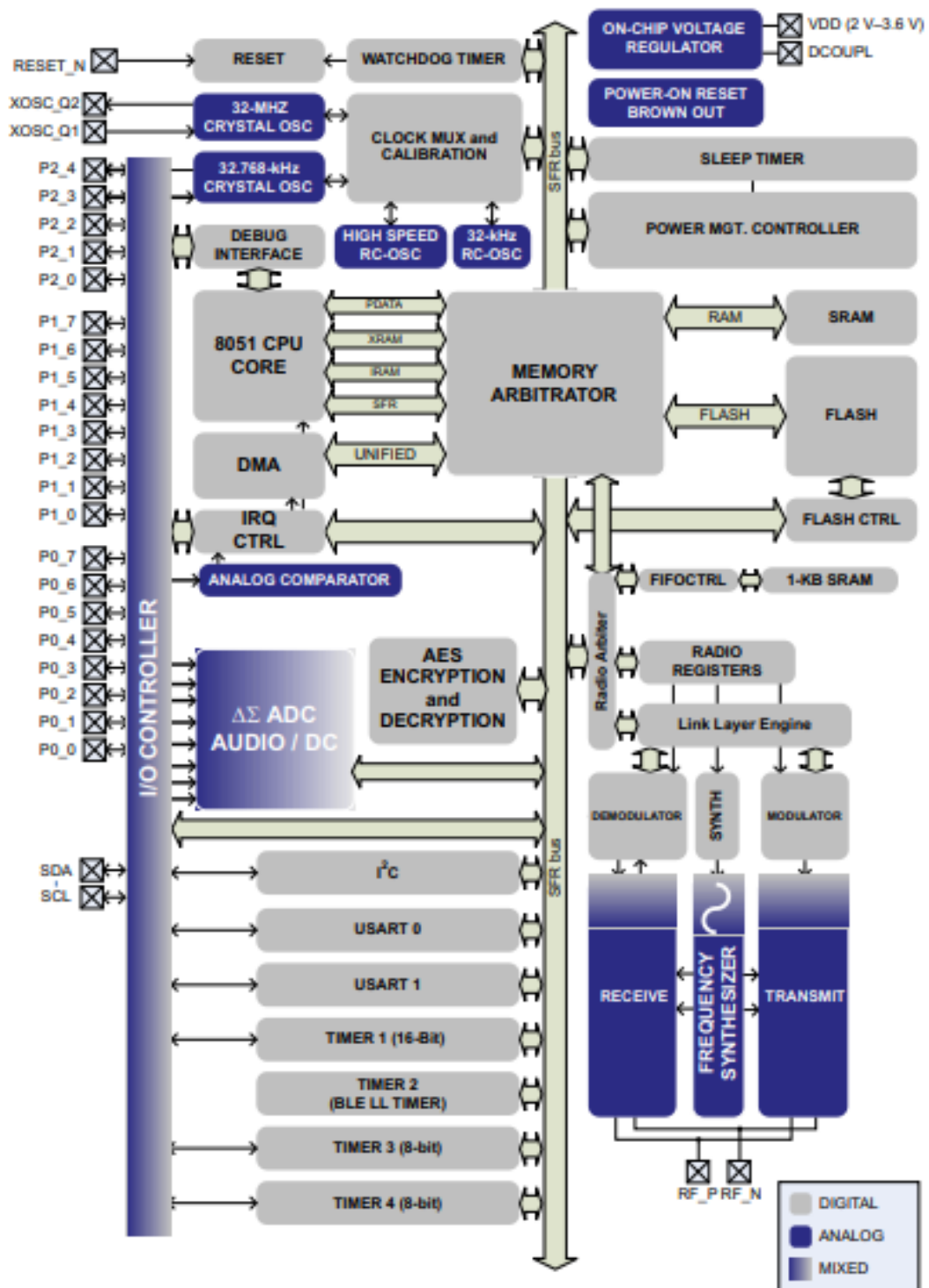


Figura 3.2 – Diagrama de bloco do CC2541F256RHAR. Fonte [5].

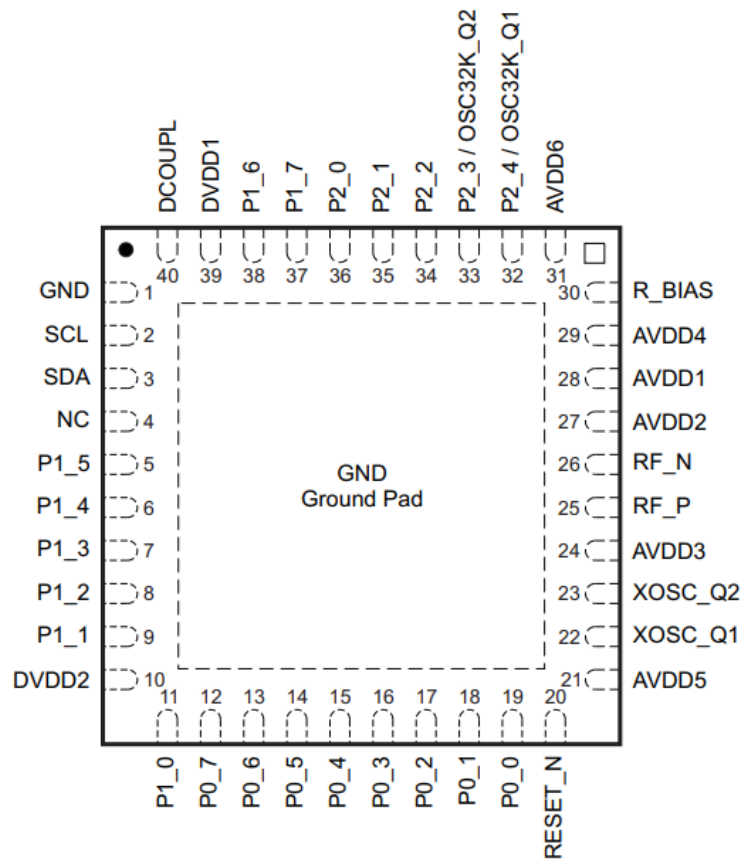


Figura 3.3 – Pinout do CC2541F256RHAR. Fonte: [5].

### 3.3.2 Multiplexador

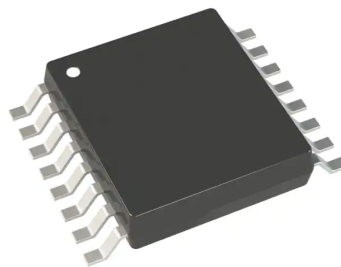


Figura 3.4 – Multiplexador ADG708BRUZ-REEL7. Fonte: DigiKey.

O Multiplexador ADG708BRUZ-REEL (figura 3.4) foi o escolhido conforme os requisitos de hardware adotados e a disponibilidade no estoque do fornecedor.

Esse multiplexador é um dispositivo eletrônico que pertence à família de multiplexadores analógicos da Analog Devices. Ele é projetado para rotear até oito sinais analógicos de entrada para uma única saída, permitindo a seleção de diferentes fontes de sinal por meio de três pinos de seleção.

O diagrama de blocos de funcionamento do ADG708BRUZ-REEL encontra-se na figura

### 3.5

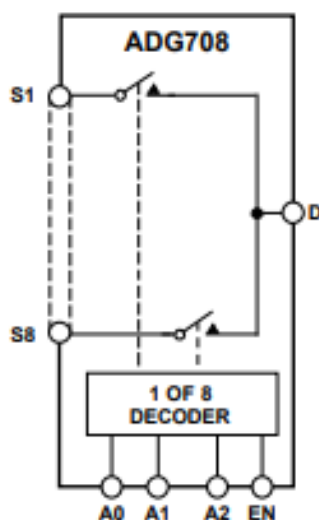


Figura 3.5 – Diagrama de funcionamento do ADG708BRUZ-REEL. Fonte [6].

Algumas características do ADG708BRUZ-REEL são:

1. Número de canais: O ADG708BRUZ-REEL possui 8 canais, o que significa que pode selecionar entre 8 entradas diferentes.
2. Tipo de sinal: É um multiplexador analógico, ou seja, é capaz de lidar com sinais analógicos como tensões contínuas.
3. Tensão de alimentação: O multiplexador opera com uma faixa de tensão de alimentação de 1,8 V a 5,5 V.
4. Baixa resistência de chave: Possui resistência de comutação muito baixa, o que garante uma transmissão eficiente do sinal selecionado.
5. Interface de controle: O multiplexador pode ser controlado por meio de uma interface digital, como uma porta serial ou um barramento de dados. Isso permite que um microcontrolador ou outro dispositivo controle a seleção de entrada.
6. Proteção ESD: O ADG708BRUZ-REEL possui proteção contra descarga eletrostática (ESD), que ajuda a proteger o dispositivo contra danos durante o controle remoto ou operação.
7. Temperatura de operação: pode operar em uma ampla faixa de temperatura, normalmente de  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $125^{\circ}\text{C}$ , o que o torna adequado para aplicações industriais e comerciais.

### 3.3.3 Antena



Figura 3.6 – Antena 2450AT43B100E. Fonte: DigiKey.

Para a seleção da antena foi escolhida a 2450AT43B100E (figura 3.6) da Johanson Technology que possui em sua banda de frequência a frequência compatível com o bluetooth do microcontrolador CC2541F256RHAR. Em suas especificações a antena possui frequência de 2,4GHz a 2,5GHz, compatível com famílias de radiofrequência bluetooth e WiFi. Além disso, possui impedância de  $50 \Omega$ , perda de retorno de -9,5 dB, ganho de 1,3 dBi e potência máxima de 2W.

O comportamento da perda de retorno em relação à frequência de operação da antena pode ser observado na figura abaixo.

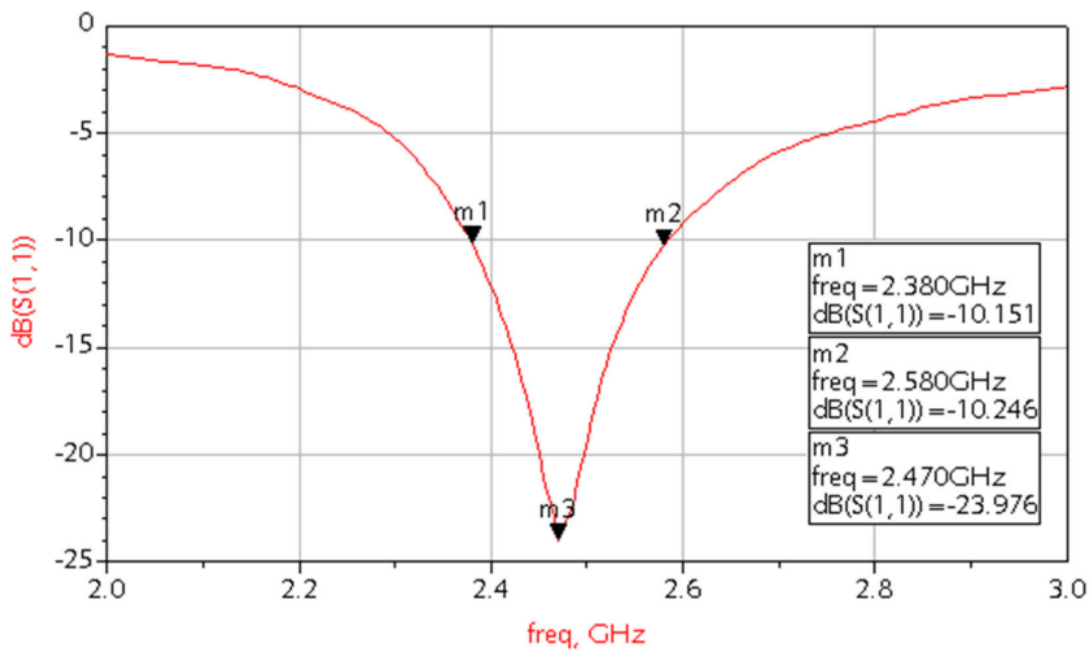


Figura 3.7 – Gráfico da perda de retorno em relação à frequência de operação da antena. Fonte [7].



### 3.3.4 Impedância

Dado que a impedância da antena é de  $50 \Omega$  é necessário a utilização de uma impedância de  $50 \Omega$  para casar com antena. Quando a impedância da antena e a impedância do transmissor não são combinadas, ocorre interferência de sinal que resulta em uma parte do sinal sendo refletida de volta para o transmissor. Isso pode levar a perdas de energia e deterioração do desempenho do sistema. Ao casar as impedâncias, os reflexos são minimizados, garantindo uma melhor eficiência na transmissão do sinal.

Além disso, a teoria da máxima transferência de potência afirma que a potência será aplicada de forma mais eficiente quando a impedância da fonte (neste caso, o transmissor) for igual à impedância da carga (a antena). Portanto, para obter a máxima transferência de potência do transmissor para a antena, é preferível igualar as impedâncias.

Dado essas considerações escolheu-se a impedância 2450BM15A0002E

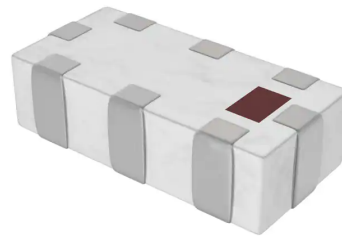


Figura 3.8 – Impedância 2450BM15A0002001E. Fonte: DigiKey.

### 3.3.5 Bateria



Figura 3.9 – Bateria CR2032. Fonte: DigiKey.

A bateria CR2032 é um tipo comum de bateria tipo moeda (também conhecida como bateria botão) que possui características específicas. Aqui estão algumas das principais características da bateria CR2032:

1. Tamanho: A bateria CR2032 tem um diâmetro de aproximadamente 20 mm e uma altura de aproximadamente 3,2 mm, seguindo o padrão da designação "CR" seguida dos números "2032".

2. Tensão nominal: A tensão nominal da bateria CR2032 é de 3 volts. Ele fornece uma corrente estável de 3V, o que o torna adequado para uma ampla variedade de dispositivos eletrônicos.
3. Capacidade: A capacidade da bateria CR2032 é geralmente em torno de 220 a 240 mAh (miliampères-hora). Essa capacidade determina quanta carga a bateria pode suportar e por quanto tempo ela pode fornecer energia a um dispositivo específico.
4. Química: A bateria CR2032 é comumente fabricada usando tecnologia de célula de manganês de lítio (Li-MnO<sub>2</sub>), que fornece voltagem estável e confiável por um longo tempo.
5. Vida útil: A vida útil da bateria CR2032 pode variar dependendo das condições de uso e armazenamento. Em geral, tem uma vida útil de vários anos, mas a capacidade de armazenamento de carga pode diminuir gradativamente com o tempo.
6. Aplicações comuns: A bateria CR2032 é amplamente utilizada em uma variedade de pequenos dispositivos eletrônicos, como relógios, calculadoras, controles remotos, sensores, dispositivos médicos, dispositivos de monitoramento de saúde, cartões inteligentes e muitos outros.
7. Fácil substituição: Devido ao seu tamanho padronizado e popularidade, a bateria CR2032 está facilmente disponível nas lojas e pode ser convenientemente substituída em dispositivos compatíveis.

### 3.3.6 Regulador linear

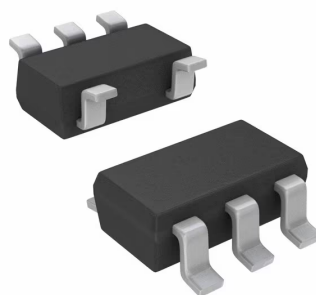


Figura 3.10 – Regulador de linear de baixa queda TPS78233DDCR. Fonte: DigiKey.

O TPS78233DDCR é um regulador de tensão linear de baixa queda de tensão fabricado pela Texas Instruments. Aqui estão as principais características do TPS78233DDCR:

1. Tensão de entrada: O TPS78233DDCR suporta uma faixa de tensão de entrada de 2,5 V a 6,5 V. Isso significa que ele pode ser alimentado por uma variedade de fontes de energia, como baterias ou fontes de alimentação.

2. Tensão de saída: O regulador de tensão fornece uma tensão de saída fixa de 3,3V. Essa tensão é estável e precisa para alimentar circuitos eletrônicos que requerem uma tensão constante.
3. Corrente de saída: O TPS78233DDCR pode fornecer até 150mA de corrente de saída. Esta corrente é a capacidade máxima que o regulador pode fornecer para alimentar os dispositivos conectados à sua saída.
4. Baixa queda de tensão: O LDO possui uma queda de tensão muito baixa (diferença entre a tensão de entrada e a tensão de saída), o que ajuda a reduzir as perdas de energia e maximizar a eficiência do sistema.
5. Baixo consumo de corrente em espera: O TPS78233DDCR foi projetado para ser eficiente em termos de consumo de energia. Possui um modo de baixo consumo de corrente quando o circuito alimentado está em modo de espera ou ocioso.
6. Proteção contra sobrecorrente e curto-circuito: O regulador possui proteção integrada contra sobrecorrente e curto-circuito, ajudando a proteger o circuito e o próprio regulador contra danos em caso de falha ou condições anormais de operação.
7. Pacote: O TPS78233DDCR está disponível no pacote DDC (SOT-23-5), que é um pacote compacto e amplamente utilizado em pequenas aplicações eletrônicas.
8. Temperatura operacional: O LDO pode operar em uma faixa de temperatura de  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $125^{\circ}\text{C}$ , o que o torna adequado para uma variedade de ambientes e aplicações industriais e comerciais.

### 3.3.7 Cristal

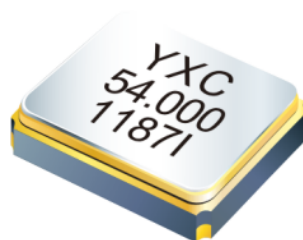


Figura 3.11 – Cristal X201632MOB4SI de 16MHz. Fonte: DigiKey.

O X201632MOB4SI é um oscilador de cristal fabricado pela YXC. Aqui estão as principais características deste componente:

1. Frequência: O X201632MOB4SI tem uma frequência operacional de 16 MHz. Esta é a frequência na qual o oscilador de cristal produzirá um sinal oscilante estável.
2. Tipo de oscilador: É um oscilador de cristal, o que significa que usa um cristal piezoelétrico para gerar frequência precisa e estável.
3. Estabilidade de frequência: O oscilador de cristal X201632MOB4SI foi projetado para ter estabilidade de frequência muito alta. Isso significa que ele emitirá uma frequência muito próxima dos 16 MHz nominais, mesmo quando exposto a variações de temperatura, vibrações e outros efeitos ambientais.
4. Baixo consumo de energia: O X201632MOB4SI foi projetado para operar com baixo consumo de energia, o que o torna adequado para aplicações com restrição de energia.
5. Pacote: O oscilador de cristal é do tipo SMD (Surface Mount Device) ou pacote de montagem em superfície com tamanho de 2x2x0.5 mm.
6. Estabilidade Térmica: O X201632MOB4SI foi projetado para ter boa estabilidade térmica, o que significa que a frequência de saída será pouco afetada pelas variações de temperatura.

### **3.4 DESIGN DA PCI**

O esquemático e o projeto da PCI (Placa de Circuito Impresso) foram realizados por meio do Altium Designer versão 19.0.15. Este é um software de design eletrônico completo usado para criar esquemas elétricos, projetar PCIs, simular circuitos e gerenciar projetos.

A primeira etapa foi realizar uma busca pelos esquemáticos e footprints (desenho contendo dimensão e características) de todos os componentes. Feito isso montou-se uma biblioteca com todos os arquivos para serem usados no projeto.

Tendo todos os arquivos necessários foi realizado a elaboração do esquemático do circuito. No processo de desenvolvimento do esquema, foi adotada uma abordagem modular, na qual cada componente do sistema é dividido em blocos independentes. Essa abordagem traz diversas vantagens, como a facilidade de realizar testes sistematizados e a minimização da pressão de erros entre subsistemas não relacionados. Isso contribui para um desenvolvimento mais organizado e eficiente, garantindo a integridade e o desempenho do sistema como um todo.

Nas figuras temos o esquemático completo do circuito projetado, separado de forma a facilitar sua visualização.

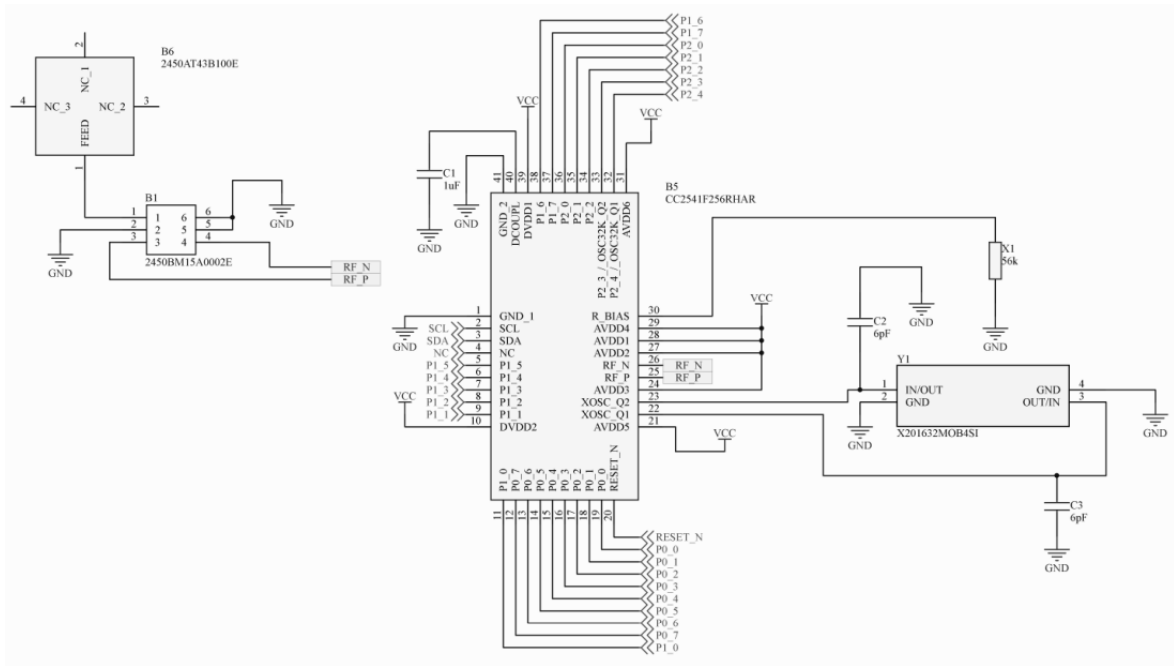


Figura 3.12 – Esquemático do microcontrolador.

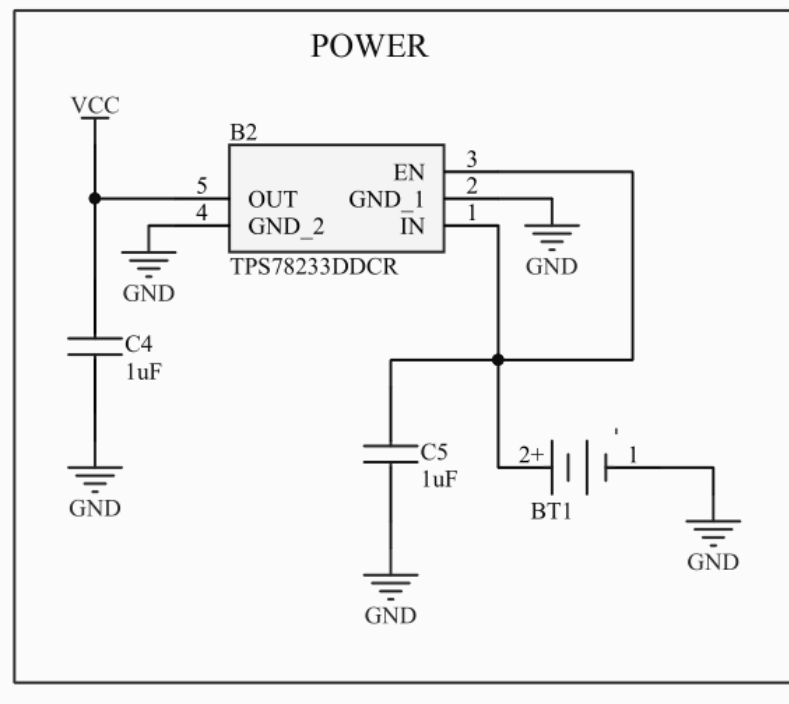


Figura 3.13 – Esquemático da alimentação.

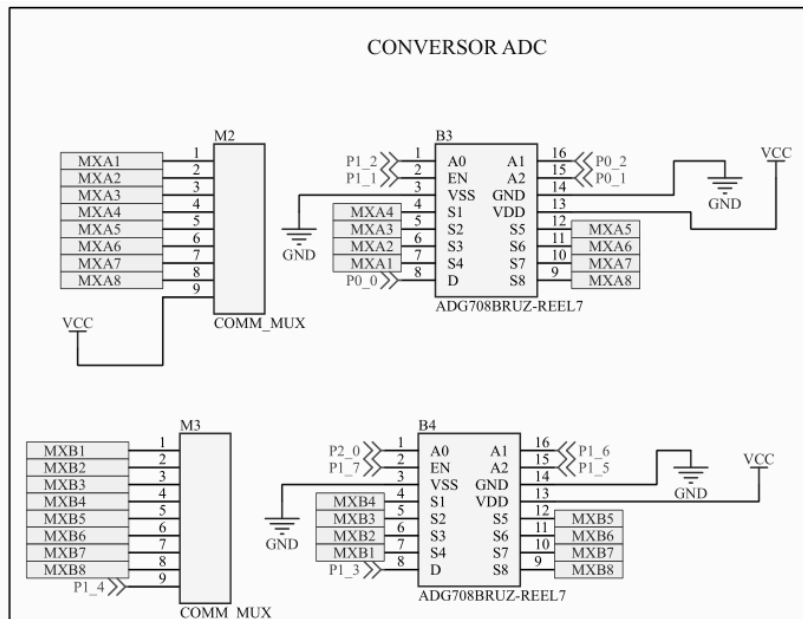


Figura 3.14 – Esquemático dos PADS de entrada dos conectores e multiplexadores.

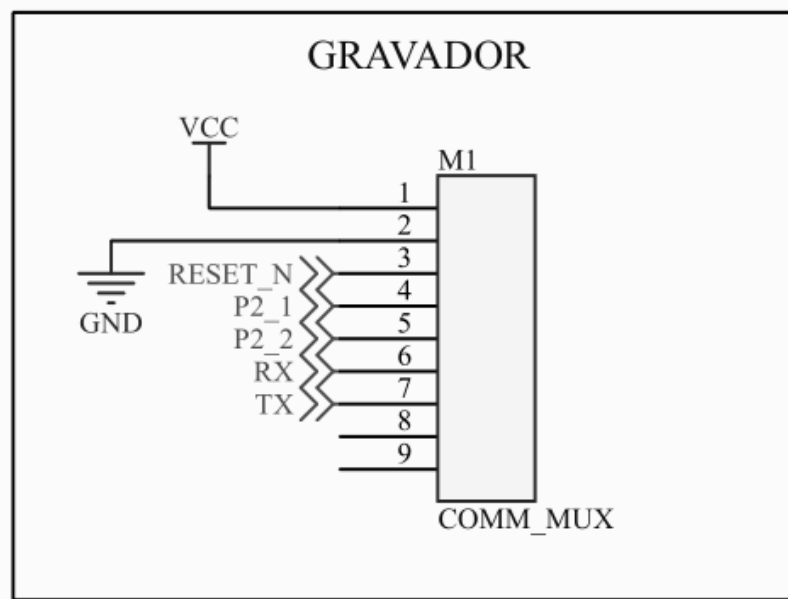


Figura 3.15 – Conector para gravadora.

A funcionalidade atribuída a cada pino é exposta na tabela 3.1.

Tabela 3.2 – Regras e limitações da construção do layout da PCI.

<b>Regras</b>	<b>Valor (mm)</b>
Largura da trilha	2,00
Distância entre as ilhas e as trilhas	0,09
Diâmetro vias de roteamento	0,60
Diâmetro do furo das vias de roteamento	0,30
Distâncias mínima entre soldermask e as ilhas	0,50
Distâncias mínima entre silkscreen e as ilhas	0,09
Distâncias mínima entre as silkscreen	0,10

Tabela 3.1 – Atribuição de pinos para o projeto.

<b>Número</b>	<b>Nome</b>	<b>Função</b>
9	P1_1	pino de seleção A0 do multiplexador B3
8	P1_2	pino de enable do multiplexador B3
19	P0_0	saída do multiplexador B3
18	P0_1	pino de seleção A2 multiplexador B3
17	P0_2	pino de seleção A1 multiplexador B3
6	P1_4	pino de ground da alimentação do sensor
36	P2_0	pino de seleção A0 do multiplexador B4
37	P1_7	pino de enable do multiplexador B4
7	P1_3	saída do multiplexador B4
5	P1_5	pino de seleção A2 multiplexador B4
38	P1_6	pino de seleção A1 multiplexador B4
26	RF_N	Impedância 2450BM15A0002
25	RF_P	Impedância 2450BM15A0002
23	XOSC_Q2	Cristal X201632MOB4SI
24	XOSC_Q1	Cristal X201632MOB4SI
35	P2_1	PAD DEBUG_DATA
34	P2_2	PAD DEBUG_CLK
20	RESET_N	PAD RESET

Posteriormente, foi realizado o desenvolvimento do layout da placa de circuito impresso. Durante essa etapa, os componentes foram posicionados de maneira conveniente para o roteamento das trilhas. Em seguida foram definidas as regras de largura de trilhas, diâmetro dos furos, distância mínima das trilhas, distância mínima do soldermask (camada de esmalte que protege as trilhas) e distâncias mínimas do silkscreen (camada de serigrafia sobre a placa).

As trilhas foram modeladas seguindo boas práticas, sem curvas em 90° ou encontro de trilhas criando ângulo agudo. Essas boas práticas reduzem ressonâncias de sinais em alta

frequência e o risco de defeitos de fabricação. Feito isso, foi usado o plano de terra tanto no camada superior quanto inferior, já que se trata de uma placa de dupla face. Como resultado do layout, temos na figura 3.16 a camada superior e na figura 3.17 a camada inferior. As dimensões da PCI foram de 25,91 x 18,29 x 0,80 mm, garantindo um tamanho suficientemente pequeno para ser colocado no retentor bucal.

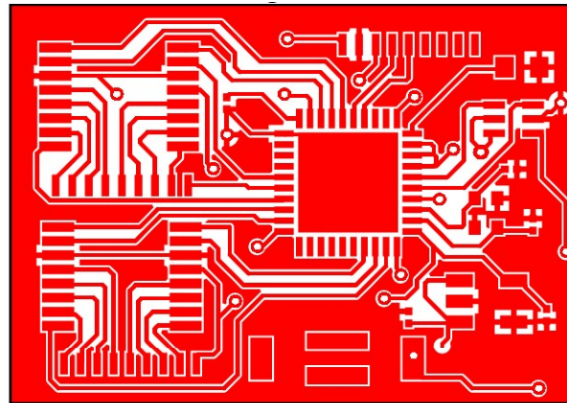


Figura 3.16 – Camada superior da PCI.

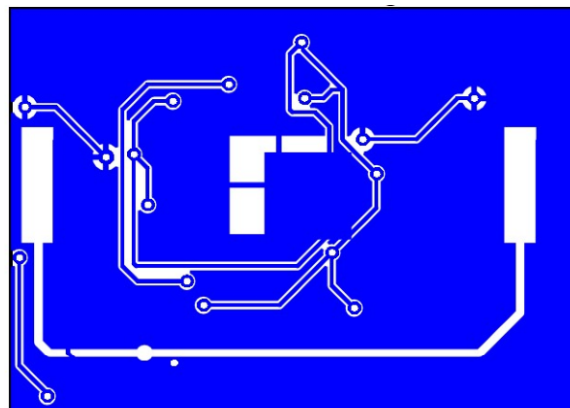


Figura 3.17 – Camada inferior da PCI.

O Alitium Design também permite visualizar o projeto renderizado, possibilitando ter uma noção de como o protótipo ficará após fabricado e montado. Nas Figuras 3.18, 3.19 e 3.20 temos as renderizações geradas, que mostram a placa e seus componentes posicionados. Além disso, na Figura 3.21 é mostrado as espessuras das camadas que compõe a placa.



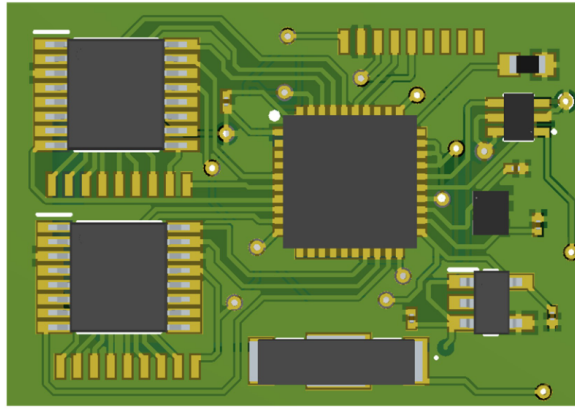


Figura 3.18 – Renderização de PCI com vista superior

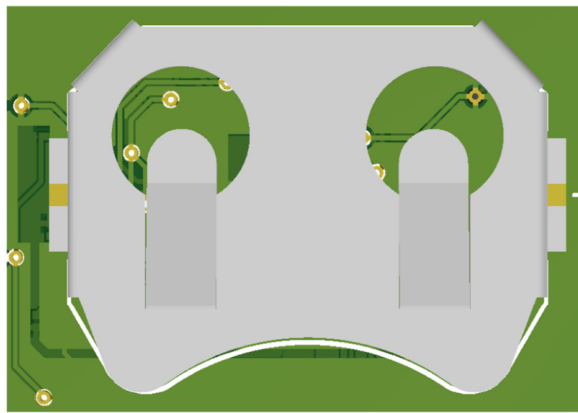


Figura 3.19 – Renderização de PCI com vista inferior

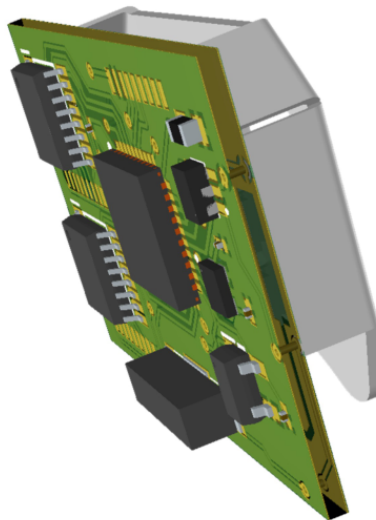


Figura 3.20 – Renderização de PCI com vista diagonal.



Figura 3.21 – Layer stack.

### 3.5 ORÇAMENTO DE FABRICAÇÃO DA PCI

A fabricação de PCIs para protótipos no atual cenário globalizado é uma tarefa simples em comparação com as últimas décadas, onde em questão de minutos o cliente envia os arquivos do projeto, escolhe os parâmetros de fabricação e em menos de um mês recebe as placas de circuito impresso em seu endereço informado.

Neste trabalho foi optado pela prototipação com a assistência de uma grande fabricante de PCIs chamada JLCPCB, instalada na China - maior polo industrial da atualidade. Esta fabricante foi escolhida pelo seu baixo custo, alta qualidade e rapidez. Um outro fator importante para a escolha foi a serviço de soldagem fornecido pela fabricante, onde o cliente informa os componentes a serem soldados e suas posições na placa. Dessa forma, o cliente recebe seu protótipo de PCI praticamente finalizado e com componentes de difícil disponibilidade no mercado brasileiro.

Os preços de fabricação em pequenas quantidades de PCIs é relativamente baixo, conforme a Tabela 3.3, dependendo do tamanho, quantidade de placas e características do projeto. Nas tabelas foram consideradas placas com 2 camadas de cobre e todas as outras configurações padrão disponível no site.

Tabela 3.3 – Orçamento de fabricação de PCIs pela JLCPCB

<b>Orçamento PCI</b>		
<b>Tamanho (mm)</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Preço (USD)</b>
50x50	5	2
50x50	10	5
50x50	20	7,9
50x50	100	19,7
100x100	5	2
100x100	10	5
100x100	20	19
100x100	100	54,3

Para realizar um orçamento completo também levou-se em consideração o frete. O site disponibiliza algumas opções conforme pode-se observar na Tabela 3.4, sendo a opção escolhida a da FedEx que apresenta um tempo de entrega similar aos demais, além de apresentar o menor preço dentre as outras empresas.

Tabela 3.4 – Orçamento de fretes das PCIs.

<b>Empresa</b>	<b>Tempo de entrega (dias úteis)</b>	<b>Frete (UDS)</b>
DHL Express Worldwide	5 à 10	55,03
DHL Express Economy	5 à 11	47,63
FedEx	6 à 11	24,99
UPS Express Saver	6 à 12	72,02

No entanto, apesar do baixo custo de produção das PCIs em pequena quantidade, ao se adicionar o preço de montagem e dos componentes da PCI esse valor torna-se bem mais elevado. Na Tabela 3.5 é mostrado o valor total da produção das cinco PCIs mais o frete.

Tabela 3.5 – Orçamento total das 5 placas.

<b>Serviço</b>	<b>preço (USD)</b>
PCI	2,00
Taxa de montagem	8,00
Componentes + montagem	52,61
Frete (6 à 11 dias úteis)	24,99
<b>Total</b>	<b>87,60</b>

Os preços unitários dos componentes utilizados são mostrados na Tabela 3.6, além das

quantidades de componentes utilizado para montar das cinco PCIs e o valor total dos componentes.

Tabela 3.6 – Preço unitário dos componentes e preço total dos componentes para as 5 PCIs montadas

Componente	Preço unitário	Quantidade	Preço para 5 PCI
ADG708BRUZ-REEL7	2,0630	10	20,63
TPS78233DDCR	0,5729	5	2,8645
2450AT43B100E	0,5235	5	2,6175
CL05A105KA5NQNC	0,0037	15	0,0555
0402CG6R0C500NT	0,0022	20	0,044
2450BM15A0002E	0,4911	5	2,4555
RC0603JR-0756KL	0,0040	20	0,08
X201632MOB4SI	0,0980	5	0,49
CC2541F256RHAR	1,3851	5	6,9255
<b>Total</b>			<b>36,1625</b>

### 3.6 PRODUÇÃO

A produção da Placa de Circuito Impresso foi encomendada através da empresa JLCPCB, que também fornece o serviço de solda dos componentes. Esse serviço foi considerado vantajoso, pois a compra de componentes separadamente e em baixas quantidades separadamente é mais custosa. Além de que o serviço de montagem automática possui um acabamento superior. Logo, é possível economizar tempo e reduzir a chance de ocorrerem erros na soldagem dos componentes. As Figuras 3.22 e 3.23 mostram a PCI produzida.

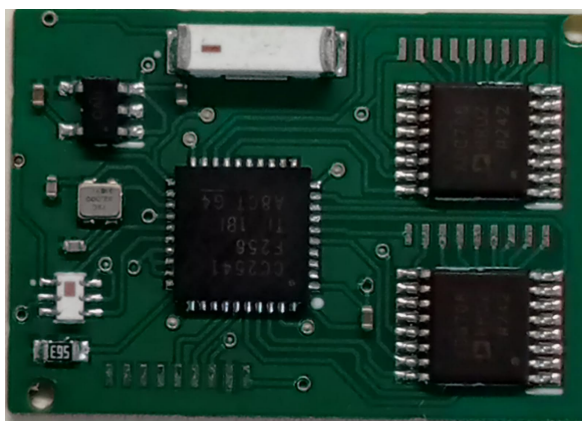


Figura 3.22 – PCI com vista superior

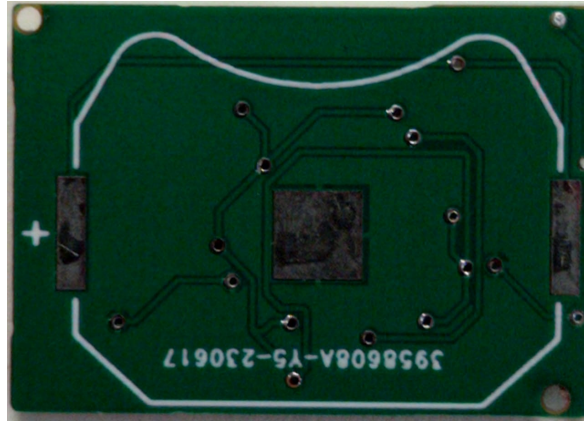


Figura 3.23 – PCI com vista inferior

### 3.7 PROTÓTIPO

Devido ao custo de tempo para o desenvolvimento de um hardware embarcado para ser usado nessa aplicação foi desenvolvido em paralelo um protótipo para realizar validações das medições de pressão usando o Velost. Para o desenvolvimento desse protótipo foram adotados recursos de hardware similares para desenvolver um firmware mais próximo possível do que deveria ser gravado no hardware embarcado projetado com a finalidade de validar seu funcionamento.

#### 3.7.1 Microcontrolador

O MSP430FR5994 é um microcontrolador da família MSP430 da Texas Instruments, projetado especificamente para aplicações de baixíssima potência. Ele oferece uma ampla gama de recursos que o tornam adequado para vários sistemas embarcados. O MSP430FR5994 é baseado em uma arquitetura RISC de 16 bits, apresentando um núcleo de CPU MSP430X. A CPU opera em velocidades de até 16 MHz e suporta desempenho de até 16 MIPS (milhões de instruções por segundo). Um dos recursos de destaque do MSP430FR5994 é sua tecnologia FRAM integrada. FRAM combina os benefícios da memória não volátil (retendo dados sem energia) com operação de baixa potência e alta resistência. Ele fornece tempos de acesso de gravação rápidos, alta retenção de dados e pode ser reescrito até  $10^{15}$  vezes.

Ele oferece vários modos de baixo consumo de energia, incluindo Active, LPM3, LPM4, LPM3.5 e LPM4.5. Esses modos permitem otimizar o consumo de energia com base nos requisitos específicos de sua aplicação.

O microcontrolador fornece um rico conjunto de periféricos no chip, incluindo vários módulos UART para comunicação serial, interfaces  $I_2C$  e SPI para interface com dispositivos, um ADC (conversor analógico para digital) de 12 bits para detecção analógica, tempo-

rizadores e muito mais.

O MSP430FR5994 possui um subsistema analógico integrado que inclui um ADC altamente configurável com até 24 canais. Isso permite medições analógicas precisas e interface de sensor sem a necessidade de componentes externos.

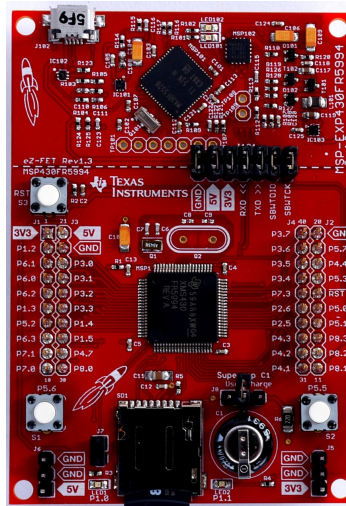


Figura 3.24 – MSP430FR5994 LaunchPad Development Kit

### 3.7.2 Multiplexador

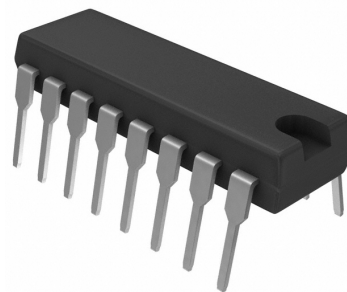


Figura 3.25 – Multiplexador CD4051BE. Fonte: DigiKey.

O Multiplexador CD4051BE (figura 3.25) é um dispositivo eletrônico que pertence à família de multiplexadores analógicos da Texas Instruments. Ele é projetado para rotear até oito sinais analógicos de entrada para uma única saída, permitindo a seleção de diferentes fontes de sinal por meio de três pinos de seleção, assim como o ADG708BRUZ-REEL (Figura 3.4).

O diagrama de blocos de funcionamento do ADG708BRUZ-REEL encontra-se na figura 3.26

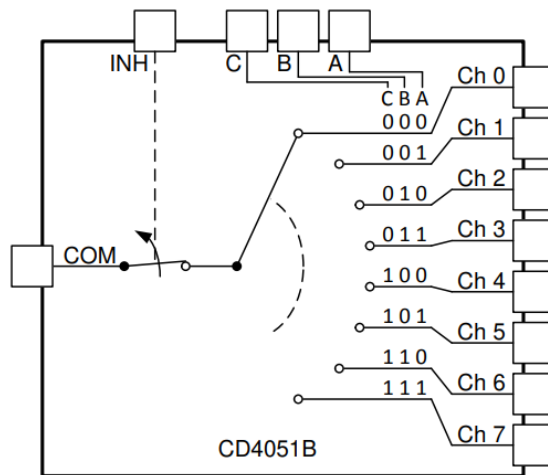


Figura 3.26 – Diagrama de funcionamento do CD4051BE. Fonte: [8].

Algumas características do CD4051BE são:

1. Número de canais: O CD4051BE possui 8 canais, o que significa que pode selecionar entre 8 entradas diferentes.
2. Tipo de sinal: É um multiplexador analógico, ou seja, é capaz de lidar com sinais analógicos como tensões contínuas.
3. Tensão de alimentação: O multiplexador opera com uma faixa de tensão de alimentação de 3 V a 20 V.
4. Interface de controle: O multiplexador pode ser controlado por meio de uma interface digital, como uma porta serial ou um barramento de dados. Isso permite que um microcontrolador ou outro dispositivo controle a seleção de entrada.
5. Proteção ESD: O CD4051BE possui proteção contra descarga eletrostática (ESD), que ajuda a proteger o dispositivo contra danos durante o controle remoto ou operação.
6. Pacote: O multiplexador é fornecido no pacote 16-DIP, que é um pacote que possui 16 pinos.
7. Temperatura de operação: pode operar em uma ampla faixa de temperatura, normalmente de  $-55^{\circ}\text{C}$  a  $125^{\circ}\text{C}$ .

### 3.7.3 Sensor

Quando uma força é aplicada ao Velostat (Figura 3.27), sua resistência elétrica muda proporcionalmente à quantidade de pressão. Isso permite que o material seja usado como

um sensor de pressão altamente sensível. O Velostat é capaz de detectar uma ampla gama de forças, desde toques leves até pressões mais intensas.

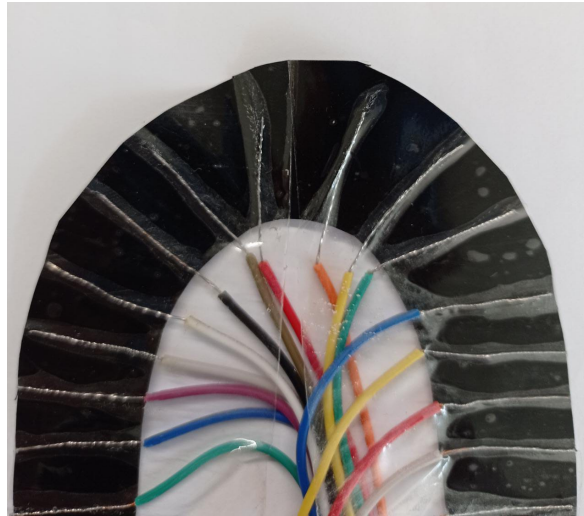


Figura 3.27 – Conexão dos condutores no Velostat.

#### 3.7.4 Comunicação

A UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) é um protocolo comum de comunicação usado para comunicação serial entre dispositivos. Ele permite a transmissão de dados bit a bit por meio de uma única linha de comunicação. No contexto de um microcontrolador, a UART é frequentemente usada para comunicação com outros dispositivos, como um computador, usando uma interface USB.

Para que houvesse uma visualização, bem como armazenamento dos dados medidos, adotou-se o tipo de comunicação serial por meio da interface UART presente no USB do microcontrolador configurada para uma taxa de comunicação de 9600 bps.



# 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

## 4.1 IMPLEMENTAÇÃO DO PROTÓTIPO

Uma das principais vantagens de usar o Velostat foi justamente fazer com que o sensor tivesse um formato bem definido de onde fosse realizar as medidas de aplicação de pressão. Logo, com o molde de Velostat no formato da arcada dentária é possível realizar uma leitura de um maior número de pontos, melhorando a resolução do mapeamento dos pontos de aplicação de pressão entre dentes superiores e inferiores.

Para realizar a montagem do sensor (Figura 3.27) de medições de pressão, primeiramente montou-se uma matriz de fios sobre o Velostat para que as tensões medidas em cada ponto fossem realizadas. Como o Velostat funciona como um resistor variável no circuito, a leitura é realizada a partir da diferença de tensão entre os fios da parte superior e os fios da parte inferior do material. A montagem dos fios sobre o Velostat foi disposta conforme mostrado na Figura 3.27.

Foram usados 16 pontos de leitura ao longo do Velostat, logo foram necessários dois multiplexadores CD4051BE e duas portas ADC. Além disso, foi necessário a configuração da porta serial para realizar a leitura e armazenamento dos dados gerados. O diagrama de blocos do resultado do protótipo montado pode ser observado na Figura 4.1.

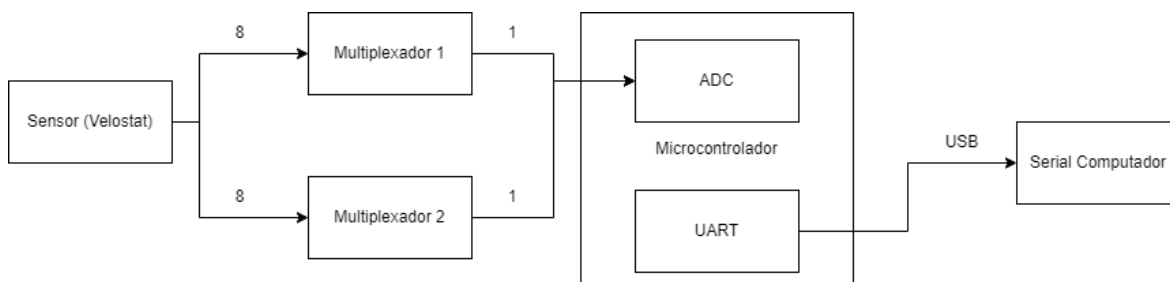


Figura 4.1 – Diagrama de blocos do protótipo.

Para a montagem do circuito escolheram-se os pinos de ADC e UART conforme evidenciado na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Atribuição de pinos para o protótipo

<b>Pino</b>	<b>Função</b>
P1.2	Pino de ADC para leitura da saída do multiplexador 1
P3.0	Pino de ADC para leitura da saída do multiplexador 2
P2.0	Pino UART TX
P2.1	Pino UART RX

Os ensaios com o protótipo se iniciam de forma simples, e após diversos incrementos de funcionalidades se tornam mais complexos. De início, foi feito teste de funcionamento das leituras com as portas analógicas do MCU, com temporizador de software. Em seguida foi implementado ao código interrupções de hardware, tornando a amostragem mais precisa. Em sequência, os dados lidos foram visualizados utilizando uma comunicação serial para verificar os resultados.

O firmware implementado foi desenvolvido no ambiente de desenvolvimento Code Composer Studio conforme o diagrama de blocos da Figura 4.2. Este firmware primeiramente realiza a configuração do clock para implementar funções de temporização em software. Em seguida é realizada a configuração da interface UART com baud rate (taxa de velocidade com a qual os dados são transmitidos e recebidos em número de bits que podem ser enviados ou recebidos por segundo) de 9600 bps para comunicar via serial com computador para visualização e armazenamento dos dados. Após isso foi realizada a configuração do ADC que utiliza os canais A2 e A12, cada um com oito canais habilitados para leitura. Por fim é implementado em loop infinito a chamada da função que seleciona os canais dos multiplexadores, em seguida é chamada a função que realiza a leitura das duas portas ADC da saída de cada multiplexador e envia os dados via serial.

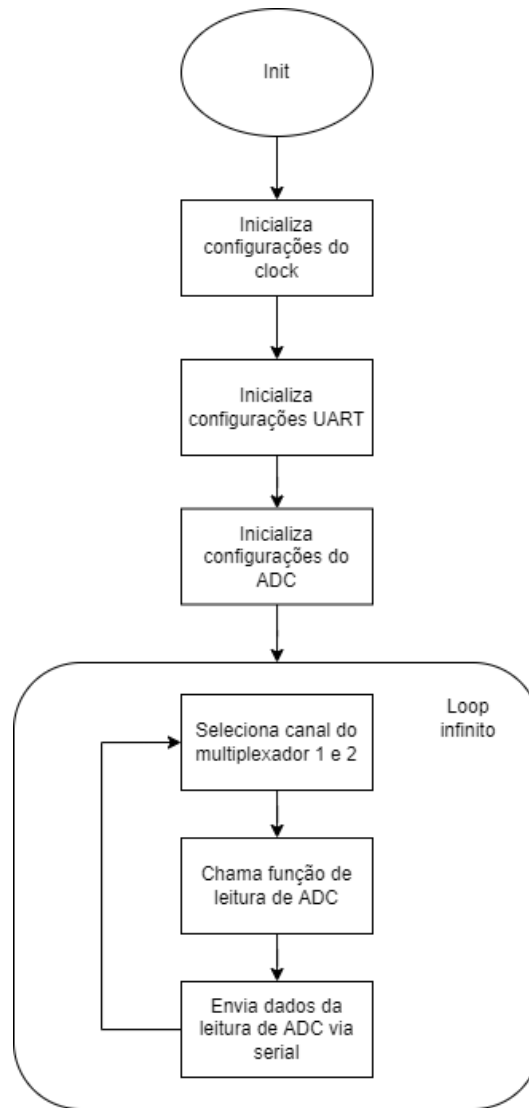


Figura 4.2 – Diagrama de blocos do firmware do protótipo.

A função que realiza a leitura das portas ADC é realizada no modo de interrupção de hardware conforme mostrado na Figura 4.3. Ao entrar na rotina de interrupção é realizada a leitura dos oito canais de cada porta, e em seguida é calculada uma média desses valores lidos, adicionando em seguida ao buffer da função de média móvel para melhorar a qualidade do sinal lido.

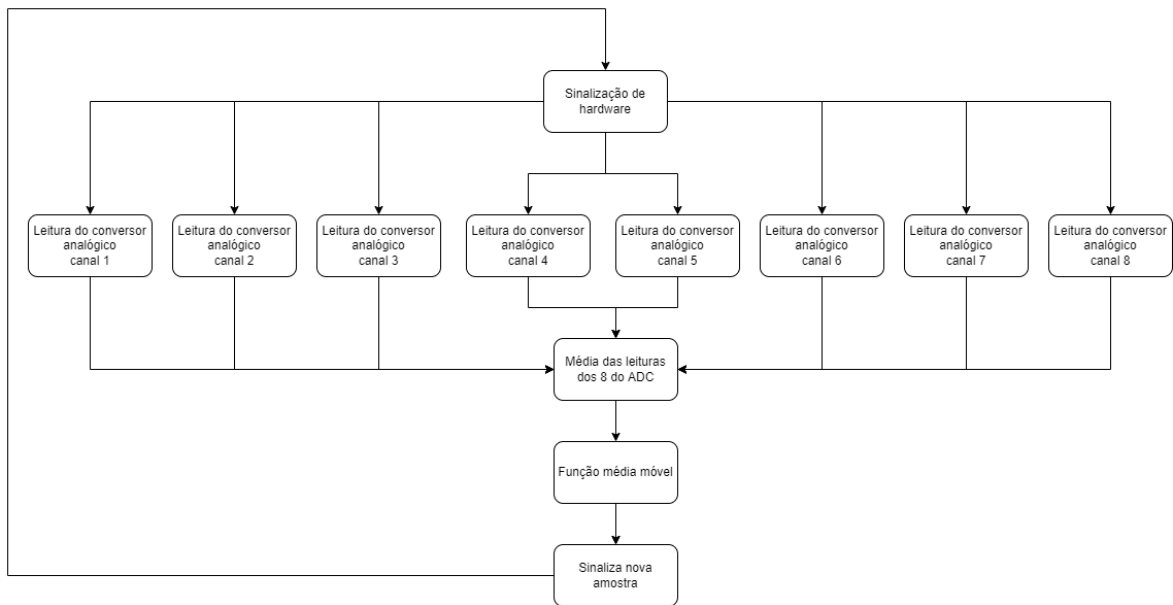


Figura 4.3 – Diagrama de blocos da interrupção de hardware.

## 4.2 ENSAIOS

Com o sistema completo desenvolvido, foram realizados alguns testes iniciais. Primeiramente foi testada a leitura de cada fio que saía do sensor sem o uso do multiplexador para conferir se todos estavam sendo lidos. Para visualização desses dados foi utilizado um software de emulação de terminal em um computador, o PuTTY, de modo a estabelecer uma comunicação serial com o microcontrolador. O resultado das médias das leituras de um dos pontos do sensor (um fio do sensor) são mostradas na Figura 4.4.

```
COM6 - PuTTY
media: 1086,
media: 1135,
media: 1212,
media: 974,
media: 432,
media: 394,
media: 357,
media: 257,
media: 1073,
media: 1113,
media: 1196,
media: 1162,
media: 543,
media: 407,
media: 386,
media: 313,
media: 597,
media: 1093,
media: 1144,
media: 1194,
media: 791,
media: 420,
media: 389,
m
```

Figura 4.4 – Leitura de um dos pontos da matriz do sensor.

Os critérios analisados durante esses teste foram:

- Verificar estabilidade dos valores lidos;
- Verificar se após aplicar uma força o valor lido volta ao valor inicial (sem aplicação de força);
- Verificar a velocidade de resposta.

Realizados os teste foram evidenciados que todos os pontos se mostraram com valores estáveis, além de que após pressionar várias vezes com diferentes intensidades de força o valor voltou para valores próximos do valor inicial. Vale ressaltar que no uso como produto final, isto é a PCI com sensor, estariam protegidos por um protetor bucal, assim os dentes não teriam contato direto com o Velostat, tanto por questões de segurança do sensor quanto por segurança e conforto do usuário.

No que diz respeito a velocidade de resposta, isto é muito influenciado pelo tamanho do buffer configurado no filtro digital de média móvel. Com isso foi testado empiricamente alguns valores até chegar em um tamanho de buffer com 10 elementos. Com esse tamanho foi garantido a suavização dos valores e redução dos ruídos, além de garantir uma resposta satisfatória para o tipo de aplicação.

Como resultado da leitura de um dos pontos do sensor aplicando força e soltando, de forma arbitrária, foi possível coletar dados e por meio de um script em python usando a

biblioteca matplotlib foi possível gerar um gráfico (Figura 4.5) de valor em decimal representado por 12 bits por número de amostras. Como o microcontrolador usado possui ADC de 12 bits, os valores poderiam variar de 0 a 4095.

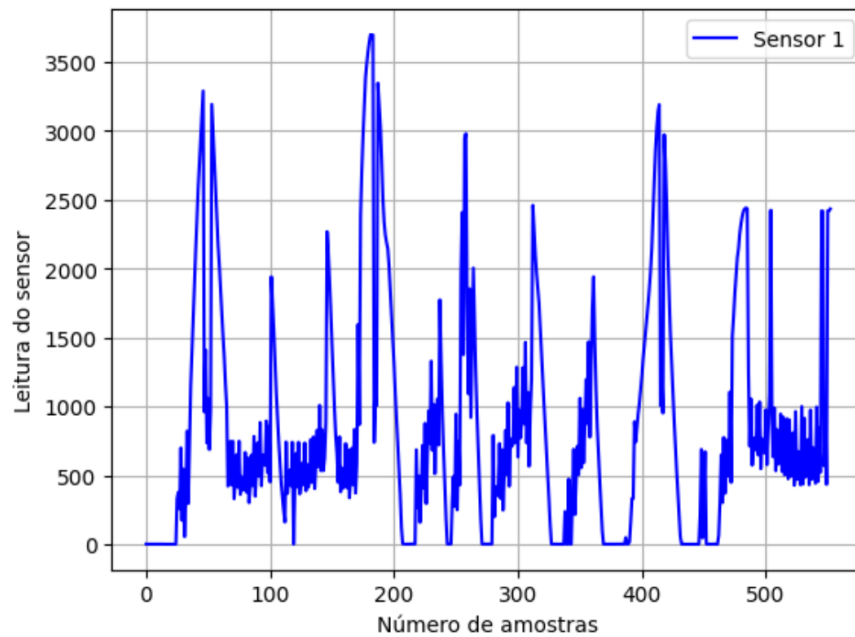


Figura 4.5 – Gráfico da leitura de um dos pontos do sensor.

Além disso, para avaliar a persistência da medida do sinal realizaram-se medições sem aplicação de nenhuma força no sensor (Figura 4.6) e outra medição com aplicação de uma força constante (Figura 4.7).

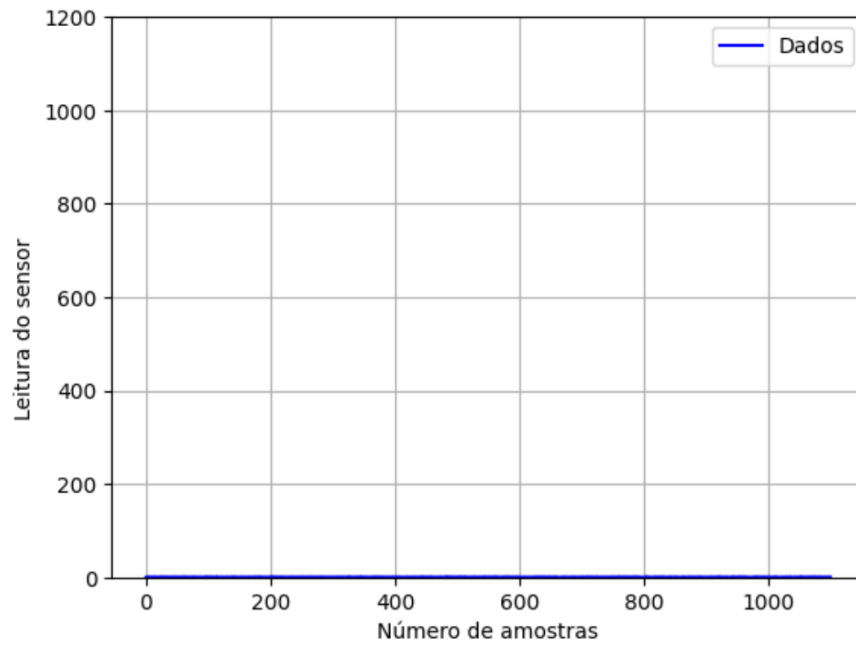


Figura 4.6 – Gráfico da leitura de um dos pontos do sensor sem aplicação de força.

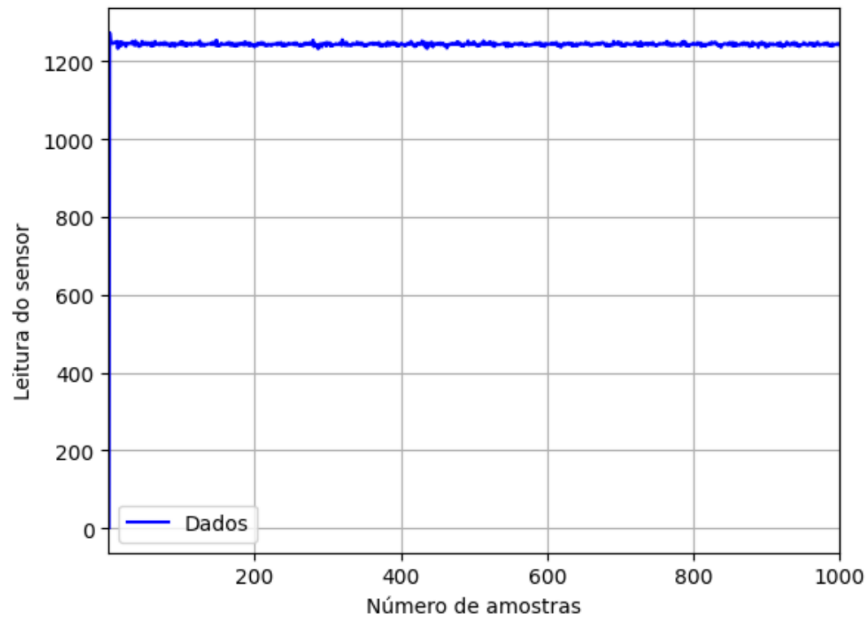


Figura 4.7 – Gráfico da leitura de um dos pontos do sensor com aplicação de um força constante.

A partir dos gráficos das Figuras 4.6 e 4.7 pode-se observar que os valores mostraram-se persistentes. Por meio disso, pode-se inferir que o sensor é capaz de realizar medições de todos os pontos do sensor, isto é, realizar medidas de pressão do contato dos dentes que possibilitaria gerar um mapeamento do contato dos dentes, bem como quantificar a intensidade desse contato.



# 5 CONCLUSÃO

---

Neste trabalho foi projetado e desenvolvido um hardware com a finalidade de realizar medidas de força a partir de um sensor usando Velostat e transferir os dados armazenados via bluetooth para outro dispositivo para armazenamento e pós-processamento dos dados recebidos. Além disso, foi desenvolvido um protótipo para realização dos ensaios de teste para validação do funcionamento do Velostat como sensor.

A partir dos ensaios realizados com o protótipo foi possível analisar o comportamento do uso do Velostat como base para um dispositivo de medição. Uma das principais vantagens de usar esse material é a capacidade de moldar o sensor no formato da arca dentária, permitindo a realização de leituras de um maior número de pontos ao longo de todo o sensor que garantem uma melhor resolução do mapeamento da aplicação de força pelos dentes.

O firmware implementado no microcontrolador da Texas Instruments permitiu a realização dos ensaios, garantindo a estabilidade, precisão e resposta adequada do sistema. Os ensaios demonstraram a estabilidade dos valores lidos, a capacidade do sensor de retornar aos valores iniciais após a aplicação de força e a velocidade de resposta satisfatória. Com esses resultados, o sensor mostrou-se promissor para ser utilizado juntamente com o hardware desenvolvido, ambos protegidos por um retentor bucal para garantir integridade do dispositivo, bem como segurança e conforto para o paciente. Sendo assim, o sistema tem potencial para evoluir e a partir de trabalhos futuros fornecer informações de pressão da mordida que podem ser úteis para profissionais da odontologia para identificação de tipo de bruxismo, identificação de oclusão dentária, bem como avaliar comportamentos de mastigação do paciente.

## 5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O processo de projetar e desenvolver um dispositivo que envolve hardware e firmware é complexo e com diversas variáveis a serem observadas. Neste trabalho, o resultado alcançado foi o desenvolvimento de um hardware de tamanho reduzido que pudesse ser usado em um retentor bucal para realizar leituras de variação de tensão usando o Velostat a partir de portas ADC do microcontrolador e enviar esses dados via bluetooth. Devido a limitações de tempo de projeto, complexidade de desenvolvimento, questões financeiras, bem como o processo de fabricação e importação do hardware, não foi possível desenvolver um firmware para esse hardware para testá-lo. Por esses motivos, foi desenvolvido um protótipo para validar o uso do sensor. Com o protótipo foi possível realizar os ensaios necessários para va-

lidar o uso do sensor, usando Velostat, verificando que o uso desse material como resistência variável é adequado para a aplicação em questão.

Ainda há uma série de passos a serem realizados para tornar esse projeto mais robusto até chegar na finalidade de ser usado com o objetivo final de mapear oclusão dental de pacientes, bem como medir a intensidade de força de mordida. Para isso sugere-se como trabalhos futuros:

- Desenvolver um firmware para a PCI, similar ao usado para os ensaios do protótipo;
- Validar se o hardware desenvolvido funciona conforme os requisitos impostos usando o firmware de teste;
- Verificar se a bateria sugerida consegue atender as necessidades de uso do dispositivo;
- Projetar um firmware mais robusto implementando a parte de comunicação;
- Realizar o isolamento físico do dispositivo em um retentor bucal para realização de teste;
- Desenvolver um software de pós-processamento para visualização dos resultados para que possa ser de fácil interpretação.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

- 1 CAREY, J. P. et al. Determining a relationship between applied occlusal load and articulating paper mark area. *The Open Dentistry Journal*, Bentham Science Publishers, v. 1, p. 1, 2007.
- 2 NOURI, M. et al. Three-dimensional measurement of tooth inclination: A longitudinal study. *Dental Research Journal*, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 16, n. 4, p. 225, 2019.
- 3 ARAKAWA, T. et al. A wearable cellulose acetate-coated mouthguard biosensor for in vivo salivary glucose measurement. *Analytical Chemistry*, ACS Publications, v. 92, n. 18, p. 12201–12207, 2020.
- 4 YUAN, L.; QU, H.; LI, J. Velostat sensor array for object recognition. *IEEE Sensors Journal*, IEEE, v. 22, n. 2, p. 1692–1704, 2021.
- 5 Texas Instruments. *CC2541 Data Sheet*. 2013. <[https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Texas%20Instruments%20PDFs/CC2541\\_.pdf](https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Texas%20Instruments%20PDFs/CC2541_.pdf)>. [Online; acessado em 5-março-2023].
- 6 Analog Devices, Inc. *ADG708/ADG709 Data Sheet*. 2014. <[https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG708\\_709.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG708_709.pdf)>. [Online; acessado em 5-março-2023].
- 7 Johanson Technology. *2450AT43B100 Data Sheet*. 2021. <<https://www.johansontechnology.com/datasheets/2450AT43B100/2450AT43B100.pdf>>. [Online; acessado em 5-março-2023].
- 8 Texas Instruments. *CD4051B Data Sheet*. 2023. <<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd4051b.pdf>>. [Online; acessado em 21-junho-2023].
- 9 PERES, M. A. et al. Oral diseases: a global public health challenge. *The Lancet*, Elsevier, v. 394, n. 10194, p. 249–260, 2019.
- 10 YAP, A. U. Oral health equals total health: A brief review. *Journal of Dentistry Indonesia*, v. 24, n. 2, p. 59–62, 2017.
- 11 ENGEL-HOEK, L. d. van den et al. Dystrophic changes in masticatory muscles related chewing problems and malocclusions in duchenne muscular dystrophy. *Neuromuscular Disorders*, Elsevier, v. 26, n. 6, p. 354–360, 2016.
- 12 AL-QURASHI, H. et al. Orthodontic treatment needs and association between malocclusion and oral hygiene behaviors. *Pakistan Oral & Dental Journal*, v. 38, n. 1, p. 62–66, 2018.
- 13 DIDENKO, N. M. et al. Relationship between the types of malocclusion and the localization of headaches in adults. *International Journal of Biomedicine*, International Medical Research and Development Corporation, v. 11, n. 2, p. 197–200, 2021.

- 14 ASSAF, D. d. C. et al. Association between malocclusion, tongue position and speech distortion in mixed-dentition schoolchildren: an epidemiological study. *Journal of Applied Oral Science*, SciELO Brasil, v. 29, 2021.
- 15 JANG, S.-J. et al. Quantitative comparison of incisal tooth wear in patients receiving one-phase or two-phase treatment for skeletal class iii malocclusion with anterior crossbite. *The Angle Orthodontist*, Edward H. Angle Society of Orthodontists, v. 88, n. 2, p. 151–156, 2018.
- 16 MOON, H.-J.; LEE, Y.-K. The relationship between dental occlusion/temporomandibular joint status and general body health: part 1. dental occlusion and tmj status exert an influence on general body health. *The Journal of alternative and complementary medicine*, Mary Ann Liebert, Inc. 140 Huguenot Street, 3rd Floor New Rochelle, NY 10801 USA, v. 17, n. 11, p. 995–1000, 2011.
- 17 COLLINS, T. Temporomandibular joint disorders. *InnovAiT*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 13, n. 8, p. 475–483, 2020.
- 18 BROUTIN, A. et al. Association between dentofacial features and bullying from childhood to adulthood: A systematic review. *Children*, MDPI, v. 10, n. 6, p. 934, 2023.
- 19 LANTADA, A. D. et al. Novel system for bite-force sensing and monitoring based on magnetic near field communication. *Sensors*, Molecular Diversity Preservation International (MDPI), v. 12, n. 9, p. 11544–11558, 2012.
- 20 VERMA, T. P. et al. Bite force recording devices-a review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, JCDR Research & Publications Private Limited, v. 11, n. 9, p. ZE01, 2017.
- 21 WALTIMO, A.; KÖNÖNEN, M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *European Journal of Oral Sciences*, Wiley Online Library, v. 101, n. 3, p. 171–175, 1993.
- 22 HARADA, K. et al. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, Elsevier, v. 58, n. 4, p. 370–373, 2000.
- 23 STEENBERGHE, D. van; VRIES, J. D. The development of a maximal clenching force between two antagonistic teeth. *Journal of periodontal research*, Wiley Online Library, v. 13, n. 1, p. 91–97, 1978.
- 24 AUGUSTI, D. et al. Effect of different dental articulating papers on semg activity during maximum clenching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 25, n. 4, p. 612–618, 2015.
- 25 CLARK, J.; EVANS, R. Functional occlusion: I. a review. *Journal of orthodontics*, Taylor & Francis, 2014.
- 26 MILLS, J. The functional occlusion of the teeth of insectivora. *Zoological Journal of the Linnean Society*, Oxford University Press, v. 46, n. 308, p. 1–25, 1966.

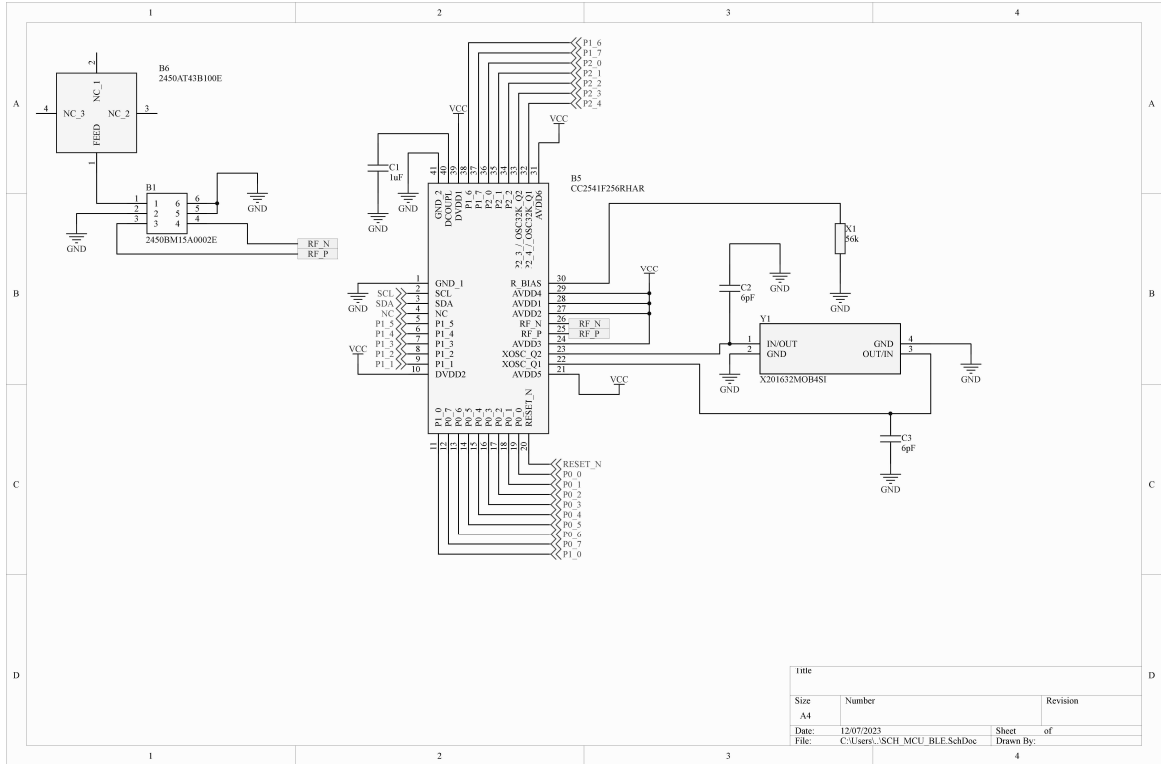
- 27 SILVA, M. D. et al. Electromyographical analysis of the masseter muscle in dentulous and partially toothless patients with temporomandibular joint disorders. *Electromyography and clinical neurophysiology*, v. 46, n. 5, p. 263–268, 2006.
- 28 PITTS, N. B. et al. Dental caries. *Nature reviews Disease primers*, Nature Publishing Group, v. 3, n. 1, p. 1–16, 2017.
- 29 PARI, A. et al. Gingival diseases in childhood—a review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, JCDR Research & Publications Private Limited, v. 8, n. 10, p. ZE01, 2014.
- 30 D’CRUZ, A. K.; VAISH, R.; DHAR, H. Oral cancers: current status. *Oral oncology*, Elsevier, v. 87, p. 64–69, 2018.
- 31 WATT, R. G. Strategies and approaches in oral disease prevention and health promotion. *Bulletin of the World Health Organization*, SciELO Public Health, v. 83, p. 711–718, 2005.
- 32 KOYANO, K. et al. Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of oral rehabilitation*, Wiley Online Library, v. 35, n. 7, p. 495–508, 2008.
- 33 MANFREDINI, D. et al. Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. *J Orofac Pain*, v. 27, n. 2, p. 99–110, 2013.
- 34 LOBBEZOO, F. et al. Principles for the management of bruxism. *Journal of oral rehabilitation*, Wiley Online Library, v. 35, n. 7, p. 509–523, 2008.
- 35 HARREL, S. K. Occlusal forces as a risk factor for periodontal disease. *Periodontology 2000*, Wiley Online Library, v. 32, n. 1, p. 111–117, 2003.
- 36 RUIZ, J.-L.; COLEMAN, T. A. Occlusal disease management system: the diagnosis process. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, v. 29, n. 3, p. 148–52, 2008.
- 37 KHAN, M. T. et al. Neuromuscular dentistry: Occlusal diseases and posture. *Journal of oral biology and craniofacial research*, Elsevier, v. 3, n. 3, p. 146–150, 2013.
- 38 JÚNIOR, J. d. S. Oclusão: seus fundamentos e conceitos. In: *Oclusão: seus fundamentos e conceitos*. [S.l.: s.n.], 1982. p. 181–181.
- 39 DZEDZICKIS, A. et al. Polyethylene-carbon composite (velostat®) based tactile sensor. *Polymers*, MDPI, v. 12, n. 12, p. 2905, 2020.
- 40 FATEMA, A. et al. Investigation of the mechanical reliability of a velostat-based flexible pressure sensor. In: IEEE. *2022 IEEE International Conference on Flexible and Printable Sensors and Systems (FLEPS)*. [S.l.], 2022. p. 1–4.
- 41 GÁLA, M.; BARABÁŠ, J.; KOPÁSKOVÁ, M. User presence monitoring based on velostat pressure sensors and arduino platform. In: IEEE. *2020 IEEE 21st International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*. [S.l.], 2020. p. 1–3.
- 42 MÁRQUEZ, F. P. G.; ZAMAN, N. *Digital filters and signal processing*. [S.l.]: BoD–Books on Demand, 2013.

43 BLUM, A. Eine herleitung der nyquist-formel in der spektralen darstellung mit hilfe des abtasttheorems. *Frequenz*, De Gruyter, v. 26, n. 4, p. 110–112, 1972.

44 CANDÈS, E. J.; WAKIN, M. B. An introduction to compressive sampling. *IEEE signal processing magazine*, IEEE, v. 25, n. 2, p. 21–30, 2008.

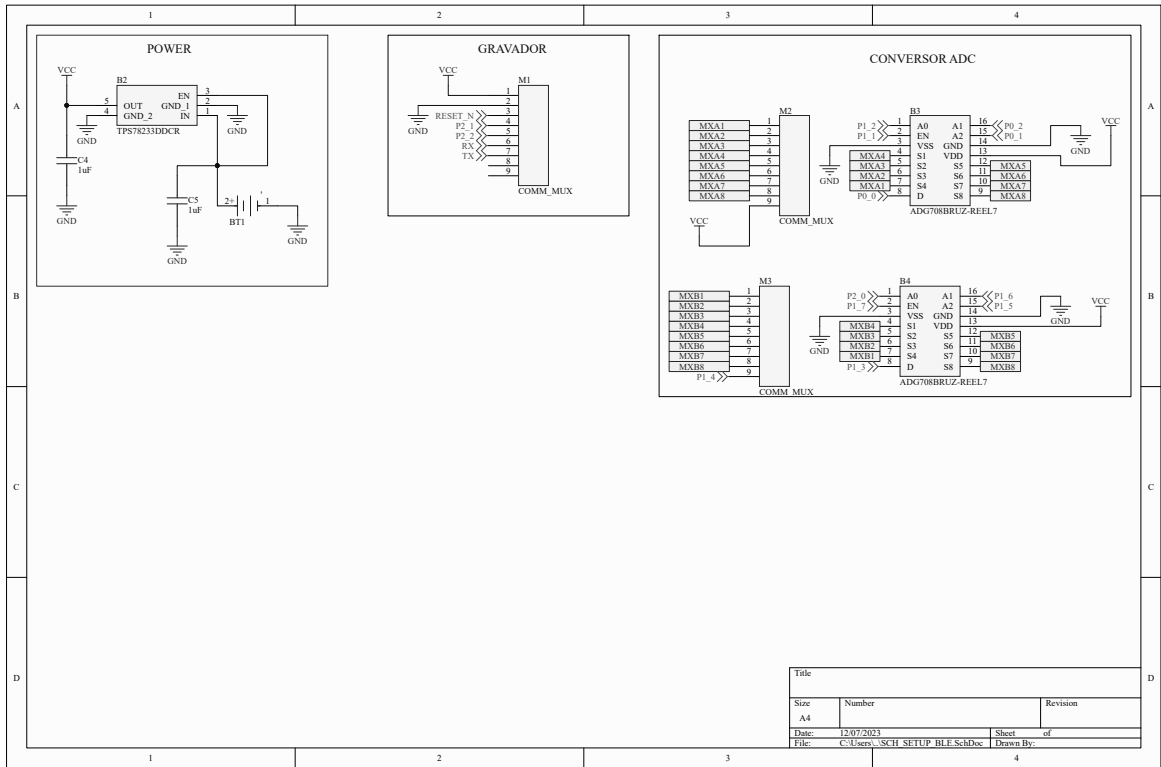
# **ANEXOS**

# A ESQUEMÁTICO DA PCB

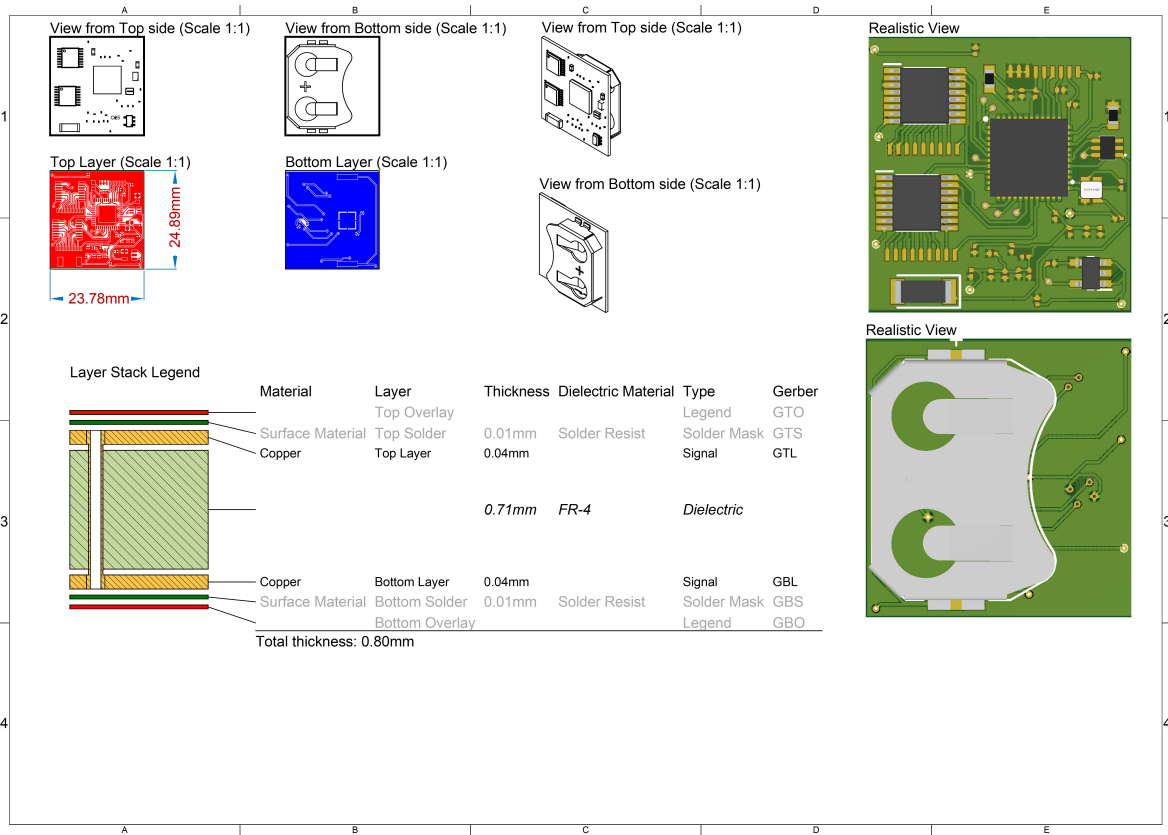


Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	12/07/2023	Sheet of
File:	C:\Users\...SCH MCU_BLE_SchDoc	Drawn By:





# B VISUALIZAÇÕES PCB



# C CPL (COMPONENT PLACEMENT LIST)

Designator	Comment	Layer	Footprint	Mid X	Mid Y	Rotation	Description
B6	2450AT43B100E	Top	2450AT43B100E	149.940	2.0320	0	Antennas 2.4GHz ANTENNA
BT1	3034TR	BottomLayer	Keystone_0_MFG	137.160	10.2870	0	BATT RETAINER COIN 20MM 1CEL SMD
B1	2450BM15A0002E	Top	2450BL15B200E	231.140	130.810	90	2.45 GHz Impedance Matched Balun-BPF
Y1	X201632MOB4SI	Top	ECS-320-10-37-CKM-TR_ECS	218.440	8.7630	0	No Description Available
X1	56k	Top	RC0603JR-0756KL	234.950	154.680	180	Thick Film Resistors - SMD 0603
C5	1uF	Top	CAPC0402X22N	182.880	3.9630	270	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005
C4	1uF	Top	CAPC0402X22N	246.380	4.0640	90	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005
C3	6pF	Top	CAPC0402X22N	240.030	8.2290	270	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005
C2	6pF	Top	CAPC0402X22N	229.870	10.7770	0	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005
C1	1uF	Top	CAPC0402X22N	9.9060	138.085	90	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005
B5	CC2541F256RHAR	Top	QFN50P600X600X100-41N-D	154.940	10.1600	0	SimpleLink Bluetooth low energy and proprietary wireless MCU
B4	ADG708BRUZ-REEL7	Top	SOP65P640X120-16N	4.9530	140.970	0	Analog Devices ADG708BRUZ-REEL7, Multiplexer Single 8 x 1, 5 V, 16-Pin TSSOP
B3	ADG708BRUZ-REEL7	Top	SOP65P640X120-16N	5.0800	5.8420	0	Analog Devices ADG708BRUZ-REEL7, Multiplexer Single 8 x 1, 5 V, 16-Pin TSSOP
B2	TPS78233DDCR	Top	SOT95P280X110-5N	218.700	4.6990	0	500mA, IQ 150mA, Ultra-Low Quiescent Current Low-Dropout Linear Regulator

# D BOM (BILL OF MATERIALS)

---

Comment	Description	Designator	Footprint	LibRef	Quantity
2450BM15A0002E	2.45 GHz Impedance Matched Balun-BPF	B1	2450BL15B200E	2450BM15A0002E	1
TPS78233DDCR	500nA, IQ 150mA, Ultra-Low Quiescent Current Low-Dropout Linear Regulator	B2	SOT95P280X110-5N	TPS78233DDCR	1
ADG708BRUZ-REEL7	Analog Devices ADG708BRUZ-REEL7, Multiplexer Single 8 x 1, 5 V, 16-Pin TSSOP	B3, B4	SOP65P640X120-16N	ADG708BRUZ-REEL7	2
CC2541F256RHAR	SimpleLink Bluetooth low energy and proprietary wireless MCU	B5	QFN50P600X600X100-41N-D	CC2541F256RHAR_1	1
2450AT43B100E	Antennas 2.4GHz ANTENNA	B6	2450AT43B100E	2450AT43B100E	1
3034TR		BT1	Keystone_0_MFG	3034TR	1
1uF	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005	C1, C4, C5	CAPC0402X22N		3
6pF	Multilayer Ceramic Capacitors MLCC - SMD/SMT 01005	C2, C3	CAPC0402X22N		2
56k	Thick Film Resistors - SMD 0603	X1	RESC1608X60N	RC0603JR-0756KL	1
X201632MOB4SI	No Description Available	Y1	X201632MOB4SI	X201632MOB4SI	1