



INSTITUTO FEDERAL  
DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
Bahia

Campus  
Vitória da Conquista



## COORDENAÇÃO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - COEEL

### PROJETO FINAL DE CURSO - PFC

PROJETO DE MONITORAÇÃO DE SINAIS VITAIS DE UM  
USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS AUTÔNOMA

Vitória da Conquista-BA

12 de janeiro de 2024

# PROJETO DE MONITORAÇÃO DE SINAIS VITAIS DE UM USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS AUTÔNOMA

Projeto Final de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia, *campus* Vitória da Conquista, como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

**Orientador:** Profa. MSc. Cléia Santos Libarino

**Coorientador:** Prof. Ph.D José Alberto Diaz Amado

Vitória da Conquista-BA

12 de janeiro de 2024

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELO SISTEMA DE BIBLIOTECAS DO IFBA, COM OS  
DADOS FORNECIDOS PELO(A) AUTOR(A)

M929p Moura Silva, Mariana

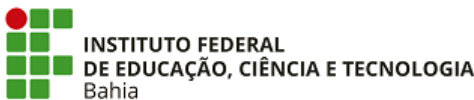
PROJETO DE MONITORAÇÃO DE SINAIS VITAIS DE UM  
USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS AUTÔNOMA: / Mariana Moura  
Silva; orientadora Cléia Santos Libarino;  
coorientador José Alberto Diaz Amado -- Vitória da  
Conquista : IFBA, 2023.

44 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia  
Elétrica) -- Instituto Federal da Bahia, 2023.

1. Sinais Vitais. 2. Temperatura. 3. Batimento  
Cardíaco. 4. Oximetria. 5. Arduino. I. Santos  
Libarino, Cléia, orient. II. Diaz Amado, José Alberto,  
coorient. III. TÍTULO.

CDD/CDU



INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA BAHIA  
Av. Sérgio Vieira de Mello, 3150 - Bairro Zabelê - CEP 45078-900 - Vitória da Conquista - BA - www.portal.ifba.edu.br

## FORMULÁRIO

### FOLHA DE APROVAÇÃO PFC

#### PROJETO DE MONITORAÇÃO DE SINAIS VITAIS DE UM USUÁRIO DE CADEIRA DE RODAS AUTÔNOMA

**MARIANA MOURA SILVA**

A presente Monografia de Projeto Final de Curso (PFC), apresentada em sessão realizada em **12 de dezembro de 2023**, foi avaliada como adequada para a obtenção do Grau de Engenheiro Eletricista, julgada **aprovada** em sua forma final pela Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia, Campus Vitória da Conquista.

#### BANCA EXAMINADORA

Prof. Ma. Cleia Santos Libarino (Orientador)  
IFBA campus Vitória da Conquista

Prof. Dr. José Alberto Diaz Amado (Coorientador)  
IFBA campus Vitória da Conquista

Prof. Dr. João Erivando Soares Marques  
IFBA campus Vitória da Conquista

Prof. Me. Rodrigo Assis Bonfim  
IFBA campus Vitória da Conquista

**Vitória da Conquista - Bahia**



Documento assinado eletronicamente por **CLEIA SANTOS LIBARINO, Membro da Unidade**, em 01/02/2024, às 10:40, conforme decreto nº 8.539/2015.



Documento assinado eletronicamente por **RODRIGO ASSIS BONFIM, Professor Efetivo**, em 02/02/2024, às 10:14, conforme decreto nº 8.539/2015.



Documento assinado eletronicamente por **JOAO ERIVANDO SOARES MARQUES, Membro da Unidade**, em 02/02/2024, às 10:20, conforme decreto nº 8.539/2015.



Documento assinado eletronicamente por **JOSE ALBERTO DIAZ AMADO, Membro da Unidade**, em 02/02/2024, às 11:23, conforme decreto nº 8.539/2015.



A autenticidade do documento pode ser conferida no site [http://sei.ifba.edu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&acao\\_origem=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](http://sei.ifba.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&acao_origem=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0) informando o código verificador **3370614** e o código CRC **3EF2A53A**.

# AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a minha família pelo amor, apoio constante e pela compreensão durante os momentos intensos deste processo, foram longos anos, mas que agora chega ao tão esperado fim.

Agradeço também aos amigos e colegas que estiveram ao meu lado, proporcionando um ambiente leve, gerando os bons momentos que tivemos.

Aos meus professores e orientadores, sou imensamente grata por compartilharem seu conhecimento, orientação e paciência ao longo desta jornada acadêmica. Suas sugestões foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho.

Por fim, mas não menos importante, gostaria de expressar meus sinceros agradecimentos a todas as pessoas que tornaram possível a conclusão deste trabalho. Este projeto final de curso representa o esforço, a dedicação e o apoio de muitos, em especial aos participantes do GIPAR, e é com profunda gratidão que reconheço suas contribuições.

# RESUMO

O presente projeto de conclusão de curso propõe a utilização dos sensores MAX30100 e MLX90614 em uma cadeira de rodas autônoma, juntamente com a infraestrutura do ROS (Robot Operating System). Os sensores foram estrategicamente acoplados no braço da cadeira para realizar o monitoramento contínuo de sinais vitais, como batimentos cardíacos, oximetria e temperatura corporal, oferecendo uma monitoração em tempo real do estado de saúde do usuário. Para isso, foram criados suportes em uma impressora 3D para o posicionamento dos sensores. A utilização do ROS é devido ao tratamento de dados, sendo estes enviados para o servidor e tratados no sistema ROS. Os testes realizados apresentaram resultados satisfatórios, validando a precisão e a eficácia dos sensores acoplados à cadeira de rodas autônoma. Este sistema se mostra importante no estudo da integração robótica e saúde, em termos de monitoramento da vitalidade para usuários de cadeiras de rodas, contribuindo para a autonomia e segurança dos mesmos.

**Palavras-chave:** Sinais Vitais; Temperatura; Batimento cardíaco; Oximetria; Arduino.

# ABSTRACT

The present undergraduate thesis proposes the implementation of MAX30100 and MLX90614 sensors in an autonomous wheelchair, using the infrastructure of the Robot Operating System (ROS). The sensors were strategically attached to the armrest of the wheelchair to continuously monitor vital signs such as heart rate, oximetry, and body temperature, providing real-time health status monitoring for the user. 3D-printed supports were created for sensors positioning. The use of ROS is essential for data processing, where the data is sent to the server and processed within the ROS system. The conducted tests yielded satisfactory results, validating the accuracy and effectiveness of the sensors integrated into the autonomous wheelchair. This system proves significant in the study of robotic integration and health, particularly in terms of vitality monitoring for wheelchair users, contributing to their autonomy and safety.

**Keywords:** Vital Signs; Temperature; Heart Rate; Oximetry; Arduino.

# Lista de Figuras

2.1	Protótipo do Oxímetro de Pulso de Chrisostomo, Ledel e Oliveira . . .	5
2.2	Teste do equipamento oxímetro de pulso de NOGI et al. . . . .	5
2.3	Oxímetro de pulso de SILVA et al. . . . .	6
2.4	Ciclo do batimento cardíaco. . . . .	8
2.5	Funcionamento da oximetria. . . . .	9
2.6	Oxímetro por reflexão de luz . . . . .	10
2.7	Oxímetro por transmissão de luz . . . . .	10
2.8	Ecosistema <i>ROS</i> . . . . .	11
2.9	Placas mais utilizadas . . . . .	12
2.10	Sensor MLX90614 . . . . .	13
2.11	Funcionamento MAX30100, presentes no gráfico hemoglobina oxigenada (HbO <sub>2</sub> ) e hemoglobina desoxigenada (Hb). . . . .	13
2.12	MAX30100 . . . . .	14
2.13	Módulo MAX30100 . . . . .	15
3.1	Circuito projetado para o sensor MLX 90614. . . . .	17
3.2	Circuito projetado para o sensor MAX30100 . . . . .	18
3.3	Impressora 3D, marca Elegoo, modelo Neptune 3 Pro. . . . .	19
3.4	Base pronta para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	20
3.5	Tube pronto para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	20
3.6	Case para o sensor MAX30100 pronta para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	21
3.7	Tampa para o sensor MAX30100 pronta para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	21
3.8	Case para o sensor MLX90614 pronta para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	22
3.9	Tampa para o sensor MLX90614 pronta para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	22
3.10	Case do arduino com tampa nano pronta para impressão, no software PrusaSlicer. . . . .	23



3.11 Fluxograma de processo partindo da leitura dos sensores a exibição de dados . . . . .	24
3.12 Cadeira contendo o suporte para o tablet. . . . .	25
3.13 Vista lateral traseira da cadeira. . . . .	26
3.14 Aplicativo . . . . .	26
3.15 Termômetro multilaser infravermelho sem contato HC260 . . . . .	27
3.16 G-Tech Oxímetro De Pulso Portátil Modelo Oled Graph . . . . .	29
4.1 Gráfico Comparativo Termômetro comercial X Sensor MLX90614, com 18 leituras mostradas. . . . .	31
4.2 Batimento cardíaco MAX30100 X Oxímetro comercial . . . . .	31
4.3 $S_pO_2$ MAX30100 X Oxímetro comercial . . . . .	32
4.4 Protótipo finalizado, com os sensores alocados em seus suportes na cadeira. . . . .	33
4.5 Protótipo finalizado. . . . .	33
4.6 Gráfico dos sinais vitais de uma mulher de 26 anos de idade . . . . .	34
4.7 Gráfico dos sinais vitais de um homem de 53 anos de idade . . . . .	35
4.8 Gráfico comparativo das temperaturas corporais . . . . .	35
4.9 Gráfico comparativo da oximetria . . . . .	36
4.10 Gráfico comparativo dos batimentos cardíacos . . . . .	36

# Lista de Tabelas

3.1	Calibração dos sensor de temperatura MLX90614 . . . . .	28
-----	---	----

# Lista de Códigos

A.1	Código compilado no Arduino Nano para o sensor MAX30100 . . . . .	42
A.2	Código compilado no Arduino Uno para o sensor MLX90614 . . . . .	44

# Glossário: Símbolos e Siglas

<b>Notação</b>	<b>Descrição</b>	<b>Páginas</b>
<i>3D</i>	3 Dimensões	18, 32
<i>A/D</i>	Analógico/Digital	11
<i>C++</i>	Linguagem de programação	12
<i>D/A</i>	Digital/Analógico	11
<i>GND</i>	Ground	16, 17
<i>GPIO</i>	General Purpose Input/Output	11
<i>GPS</i>	Global Positioning System	11
<i>Hz</i>	frequência (Hz)	14
<i>I2C</i>	Inter-Integrated Circuit	12
<i>IBGE</i>	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística	1
<i>IDE</i>	Integrated Development Environment	12
<i>IMC</i>	Índice de Massa Corpórea	34
<i>Kg</i>	Quilograma	34
<i>LED</i>	Light-Emitting Diode	9, 10, 13, 20
<i>O<sub>2</sub></i>	Oxigênio	9
<i>PWM</i>	Pulse Width Modulation	11
<i>ROS</i>	Robot Operating System	viii, xiv, 10, 11, 23
<i>SCL</i>	Serial Clock	16, 17

<b>Notação</b>	<b>Descrição</b>	<b>Páginas</b>
<i>SDA</i>	Serial Data	16, 17
<i>TA</i>	Tecnologia Assistiva	1
<i>V</i>	Tensão (V)	14, 16, 17, 25
<i>W</i>	Watts	25
$\Omega$	Resistência em ohms	17
$^{\circ}$	Ângulo	12
$^{\circ}C$	Temperatura em graus celsius	8, 12, 27, 28, 30, 35
<i>cm</i>	centímetros	12, 19
<i>m</i>	metro	33, 34
<i>mm</i>	milímetros	22
<i>S<sub>p</sub>O<sub>2</sub></i>	Saturação de Oxigênio	ix, xv, 9, 32
IHM	Interface Homem Máquina	26

# Sumário

<b>Folha de Rosto</b> . . . . .	<b>ii</b>
<b>Ficha Catalográfica</b> . . . . .	<b>iii</b>
<b>Folha de Aprovação</b> . . . . .	<b>iv</b>
<b>Resumo</b> . . . . .	<b>vi</b>
<b>Abstract</b> . . . . .	<b>vii</b>
<b>Lista de Figuras</b> . . . . .	<b>viii</b>
<b>Lista de Tabelas</b> . . . . .	<b>x</b>
<b>Lista de Códigos</b> . . . . .	<b>xi</b>
<b>Glossário: Símbolos e Siglas</b> . . . . .	<b>xii</b>
<b>1 Introdução</b> . . . . .	<b>1</b>
1.1 Objetivo Geral . . . . .	2
1.1.1 Objetivos Específicos . . . . .	2
1.2 Justificativa . . . . .	3
<b>2 Referencial Teórico</b> . . . . .	<b>4</b>
2.1 Estado da Arte . . . . .	4
2.2 Tecnologia Assistiva . . . . .	6
2.3 NARA . . . . .	7
2.4 Sinais Vitais . . . . .	7
2.4.1 Pulso . . . . .	7
2.4.2 Temperatura Corpórea . . . . .	8
2.4.3 Oximetria . . . . .	8
2.5 Oxímetro de pulso . . . . .	9
2.6 Robot Operating System ( <i>ROS</i> ) . . . . .	10

---

2.7	Arduino	11
2.8	Sensor de temperatura MLX90614	12
2.9	Sensor de oximetria MAX30100	13
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>16</b>
3.1	Circuitos	16
3.2	Construção dos suportes	18
3.3	Comunicação	23
3.4	Programação e calibração do sensor MLX90614	27
3.5	Programação do MAX30100	28
<b>4</b>	<b>Desenvolvimento</b>	<b>30</b>
4.1	Ensaio do sensor de temperatura	30
4.2	Ensaio do sensor de batimento cardíaco	31
4.3	Ensaio do sensor de $S_pO_2$	32
4.4	Protótipo finalizado	32
4.5	Teste do protótipo	34
<b>5</b>	<b>Considerações Finais</b>	<b>38</b>
<b>6</b>	<b>Sugestões para Trabalhos Futuros</b>	<b>39</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>40</b>
<b>A</b>	<b>Programação</b>	<b>42</b>

# Capítulo 1

## Introdução

Os principais objetivos das novas tecnologias são auxiliar a ultrapassagem de obstáculos que a humanidade possui. Para isso, é necessário olhar as maiores e mais emergentes problemáticas existentes, sendo uma delas o auxílio para pessoas com deficiências. De acordo com os dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (*IBGE*), pelo menos 45 milhões de brasileiros têm algum tipo de deficiência, cerca de 24% da população do país. (*GOV, 2021*).

Afim de superar as deficiências existentes, é introduzido o conceito da Tecnologia Assistiva (*TA*). Segundo (*BERSCH, 2017*), a TA deve ser compreendida como um suporte que visa ampliar uma habilidade funcional deficitária ou facilitar a realização de uma função desejada que pode estar impedida devido a circunstâncias de deficiência ou envelhecimento.

Diversas tecnologias foram desenvolvidas a partir deste conceito e do pensamento de contribuir para a sociedade. Como é o caso dos vários dispositivos de entrada e saída que vêm sendo desenvolvidos, visando à melhoria e comodidade na utilização dos sistemas computacionais em geral. Entre as ferramentas desenvolvidas encontram-se os sistemas computacionais com telas sensíveis ao toque (touch screen), óculos de realidade virtual, bengala eletrônica, pernas robóticas, Hand Talk, sistemas que reconhecem comandos de voz, dentre outros.

Sensores desempenham um papel fundamental em diversas aplicações, seja em sociedade ou em âmbito comercial, fornecendo informações cruciais em tempo real para uma variedade de sistemas. Entre esses dispositivos, é possível encontrar sensores que têm a capacidade de medir e capturar dados relacionados à temperatura e aos sinais vitais. Estes sensores são projetados para atender a uma ampla



gama de necessidades, desde monitoramento ambiental até aplicações médicas. A precisão e confiabilidade desses sensores desempenham um papel crucial, uma vez que contam com a programação, robótica e automação para sua utilização.

Os sinais vitais representam indicadores fundamentais do funcionamento fisiológico do corpo humano, proporcionando informações valiosas sobre o estado de saúde de um indivíduo. Os principais sinais vitais de um ser humano são frequência cardíaca, frequência respiratória, pressão arterial e temperatura. A partir destes, que são básicas para as funções corporais, é possível analisar a presença de anormalidades no corpo, sejam internas ou externas. A precisão na medição e interpretação dos sinais vitais é crucial para diagnósticos precisos, intervenções médicas oportunas e o acompanhamento eficaz do progresso de um paciente.

## 1.1 Objetivo Geral

Aplicar um sistema de monitoração de oximetria, batimento cardíaco e temperatura de um usuário em uma cadeira de rodas autônoma já desenvolvida.

### 1.1.1 Objetivos Específicos

- 1) Fazer um levantamento bibliográfico sobre o tema, bem como os instrumentos, componentes e ferramentas que melhor se aplicam na execução do projeto;
- 2) Utilizar sensores de medição de temperatura, oximetria e batimento cardíaco, com objetivos de monitoração;
- 3) Executar ensaios com voluntários, a fim de realizar análises comparativas dos sinais vitais;
- 4) Minimizar o tempo de coleta de dados, possibilitando agilidade em triagens de pacientes através dos sensores já disponibilizados na cadeira, a fim de gerar menos etapas para realização desta, como locomoção.

## 1.2 Justificativa

Uma das grandes vantagens deste projeto é a monitoração constante dos parâmetros de sinais vitais presentes, tornando possível gerar relatório em um intervalo de tempo com as leituras, configurar um alarme para alerta de saída do valor lido em um intervalo predefinido, unindo os parâmetros em um só lugar acessível, a consolidação de todos os parâmetros em um local acessível representa uma simplificação significativa, eliminando a necessidade de utilizar diversos equipamentos para a obtenção das leituras dos sinais vitais. Essa abordagem não apenas promove a eficiência operacional, mas também torna o processo mais acessível e integrado.

Os equipamentos médico-hospitalares são conhecidos por sua complexidade e alto custo. Portanto, outra vantagem deste projeto reside na adoção de uma abordagem simplificada, assim foram utilizados módulos simples, com sensores de baixo custo e com programação de baixa complexidade. A linguagem C++ é empregada para desenvolver o programa dos sensores, enquanto o algoritmo é complementado pela implementação do Robot Operating System (ROS). Essa estratégia não apenas contribui para a eficiência econômica, mas também simplifica a operação e manutenção dos dispositivos, tornando-os mais acessíveis.

Os sensores foram dispostos no braço da cadeira, não ocupando espaço significativo, como ocuparia um monitor multiparâmetro, nem criando obstáculos, bem como posicionado de forma confortável para o encaixe do dedo, sem a necessidade de intervenção humana para a aplicação dos sensores, realizando a leitura de batimentos cardíacos e oximetria, seguido do sensor de temperatura, sendo este não tendo contato direto com o utilitário da cadeira.

A cadeira autônoma possui diversos sensores que complementam suas funcionalidades, os sensores de oximetria, batimento cardíaco e temperatura são sensores que estão presentes para fornecer mais informações do usuário da cadeira e não do sistema da cadeira, como é o caso de alguns sensores presentes, logo se tornando uma ferramenta a mais. Este tipo de cadeira de rodas autônoma com estes sensores não se encontra no mercado atual.

Para atingir os objetivos propostos, foram estudados os tópicos apresentados a seguir, bem como a metodologia utilizada para execução do projeto, os resultados obtidos e observações finais, onde é comentado todo o projeto e as sugestões para melhorias e trabalhos futuros.

# Capítulo 2

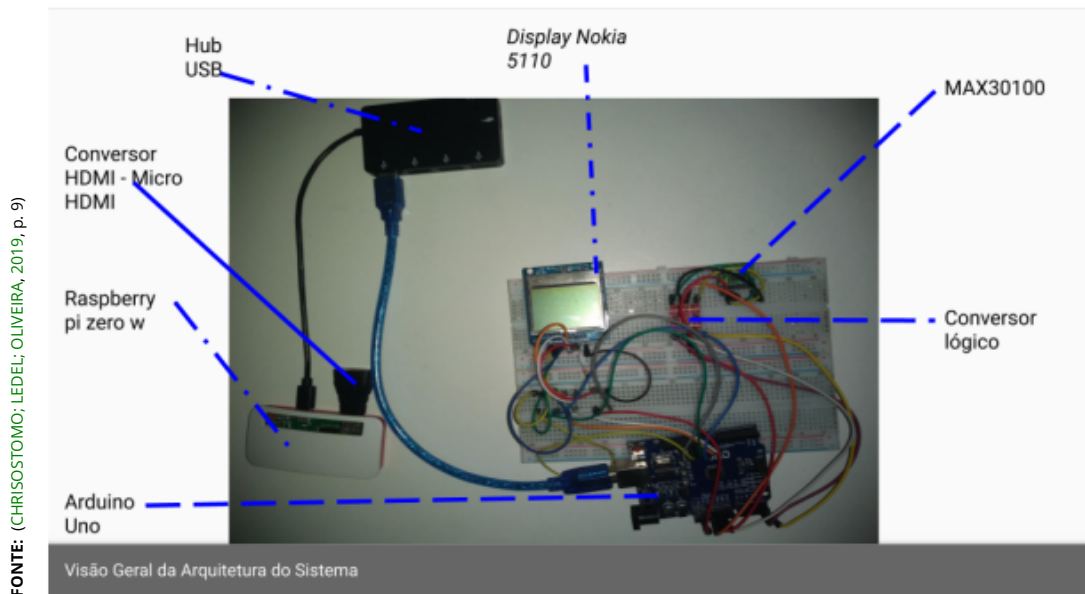
## Referencial Teórico

O presente capítulo oferece a explicação do atual momento dos dispositivos utilizados no projeto, assim como o levantamento de trabalhos similares. Além disso, exhibe tópicos com embasamento teórico fundamental para a construção do protótipo em questão.

### 2.1 Estado da Arte

Analisando o atual momento de projetos similares, foi possível visualizar algumas diferenças que destacam a realização desses. Assim, essa seção expõe as principais características de alguns dos trabalhos e tecnologias semelhantes a este protótipo.

O artigo de Chrisostomo, Ledel e Oliveira ([CHRISOSTOMO; LEDEL; OLIVEIRA, 2019](#)) apresenta um monitor multiparâmetro de sinais vitais, os desenvolvedores fizeram o uso de um arduino e a transmissão de dados através da rede sem fio, apresentando-os em um sistema web (figura [2.1](#)).



**Figura 2.1** – Protótipo do Oxímetro de Pulso de Chrisostomo, Ledel e Oliveira

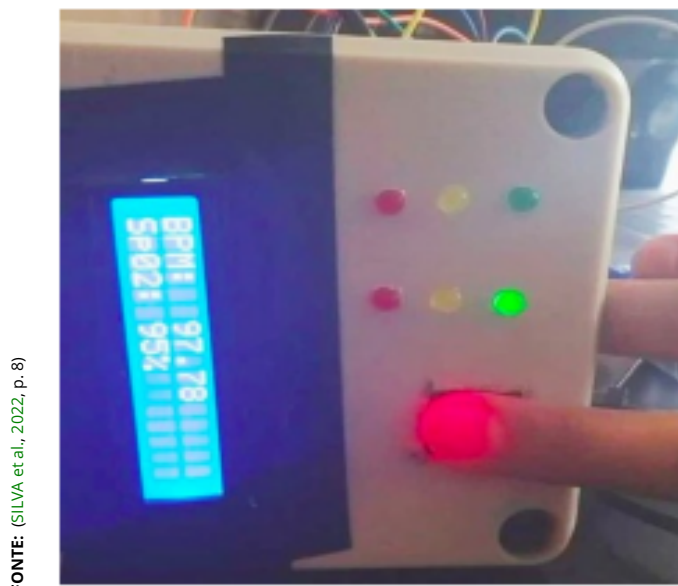
Já o trabalho de NOGI et al. (NOGI et al., 2019) teve como proposta o desenvolvimento de um oxímetro com integração wireless smartphones e um Arduino Uno para a aquisição do sinal visando um melhor conforto durante o monitoramento. Foram feitos testes e comparações com oxímetros comerciais, o erro do protótipo ficou em torno de 5,9% (figura 2.2).



**Figura 2.2** – Teste do equipamento oxímetro de pulso de NOGI et al.

Para o projeto de SILVA et al. ((SILVA et al., 2022)) também foi utilizada a plataforma Arduino com o intuito de mostrar a viabilidade econômica do projeto, para os pacientes da COVID-19. As pesquisas feitas pelos desenvolvedores indicaram

que o protótipo mostrou-se uma alternativa possível quando se trata de oximetria de pulso (figura 2.3).



**Figura 2.3** – Oxímetro de pulso de SILVA et al.

## 2.2 Tecnologia Assistiva

Tecnologia assistiva é sobre dispositivos, equipamentos e sistemas desenvolvidos para melhorar a qualidade de vida e promover a autonomia de pessoas com deficiências. Este conceito se originou no surgimento de necessidades de veteranos da Segunda Guerra Mundial com lesões incapacitantes.(BERSCH, 2017) Atualmente, a tecnologia assistiva já se expande em diversos segmentos, promovendo soluções para muitos obstáculos como órteses, próteses, softwares especializados, aplicativos móveis e dispositivos de acessibilidade.

Essa tecnologia desempenha um papel crucial na inclusão e igualdade de oportunidades, permitindo que pessoas com deficiências participem mais plenamente na sociedade. A importância da tecnologia assistiva reside na capacidade de superar barreiras e proporcionar independência funcional. A cadeira autônoma é um exemplo de tecnologia assistiva, isto que conta com muitas funções que auxiliam em locomoção, monitoramento e interação.

## 2.3 NARA

A Nara, a primeira cadeira autônoma do Brasil, foi construída por estudantes do curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de educação, ciência e tecnologia da Bahia, integrantes do GIPAR, Grupo de Inovação e Pesquisa em Automação e Robótica. Tendo várias versões anteriores para obter a versão mais moderna atual, foram feitos diversos estudos, testes, implementações, mapeamentos e modificações. A cadeira autônoma atual tem o objetivo de introduzir um sistema de navegação autônomo para uma cadeira de rodas motorizada, utilizando sistema intuitivo de interação homem-máquina. Contando com dispositivos de navegação, monitorização e mapeamento, a cadeira age de forma inteligente, levando em conta ambiente e expressões corporais do usuário.

## 2.4 Sinais Vitais

Pulso, temperatura corpórea e oximetria, fazem parte do que é chamado de sinais vitais, nos quais manifestam o comportamento e alterações dos órgãos ou até mesmo sintomas que estão relacionados à conservação da vida (PORTO; PORTO, 2017).

### 2.4.1 Pulso

Algumas características devem ser analisadas no pulso, tais como: estado da parede arterial, ritmo, frequência, amplitude, tensão e tipos de onda. Na análise dos sinais vitais os focos são: ritmo e frequência. O ritmo é averiguado através das sequências de pulsações e se diferencia em pulso regular (pulsação com intervalo igual) e irregular (pulsação com intervalo desigual). Já para a frequência, as pulsações são contadas durante um minuto, e as alterações mais relevantes são: taquicardia (mais que 100 pulsações) e bradicardia (menos que 60 pulsações) (PORTO; PORTO, 2017).

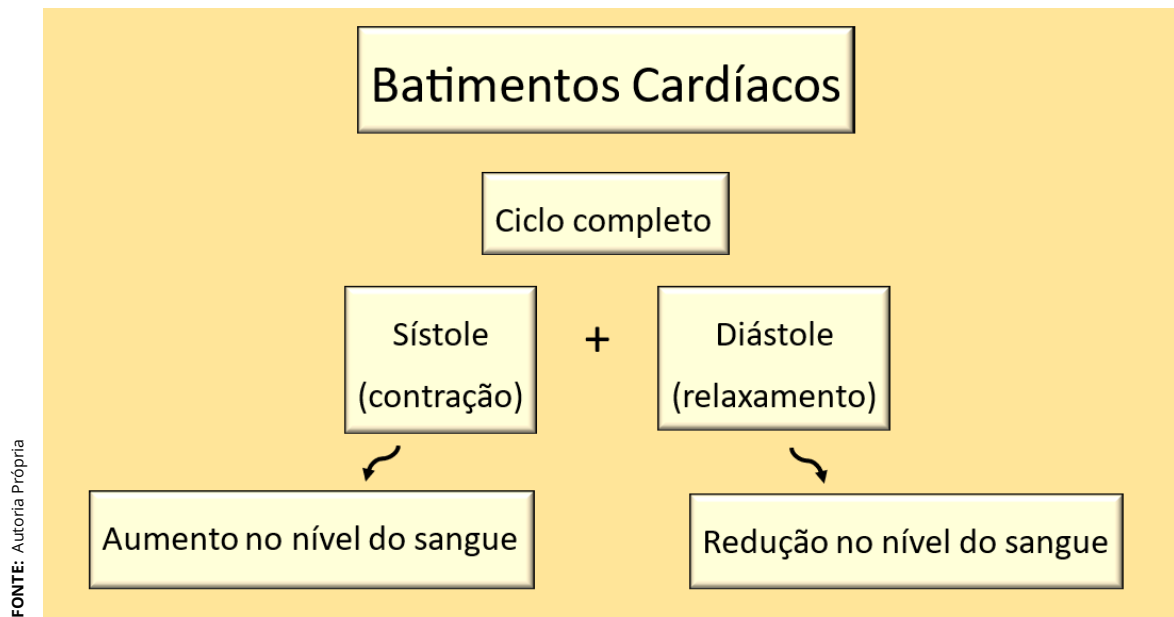


Figura 2.4 – Ciclo do batimento cardíaco.

## 2.4.2 Temperatura Corpórea

Diferente da temperatura externa do corpo, a interna tem variações pequenas, mesmo com exposição a temperaturas extremas, e para fazer a medição desta temperatura, há alguns lugares que possibilitam isso, são esses: oco axilar, bucal e retal. Os valores normais de temperatura interna do corpo, mudam de acordo com o lugar em que foi medido e o aceitável está entre  $36^{\circ}\text{C}$  e  $38^{\circ}\text{C}$ . (PORTO; PORTO, 2017).

## 2.4.3 Oximetria

A oximetria é um método não invasivo usado para medir indiretamente a quantidade de oxigênio presente no sangue. Isso é feito através de um dispositivo chamado oxímetro de pulso, que geralmente é colocado em uma extremidade do corpo, como o dedo. O oxímetro emite luz através do tecido e mede a quantidade de luz absorvida pelo oxigênio no sangue. Com base nessa informação, o dispositivo calcula a saturação de oxigênio, representada como a porcentagem de oxigênio ligado às moléculas de hemoglobina no sangue. A oximetria é uma ferramenta comum e útil para monitorar a oxigenação sanguínea. (PORTO; PORTO, 2017).

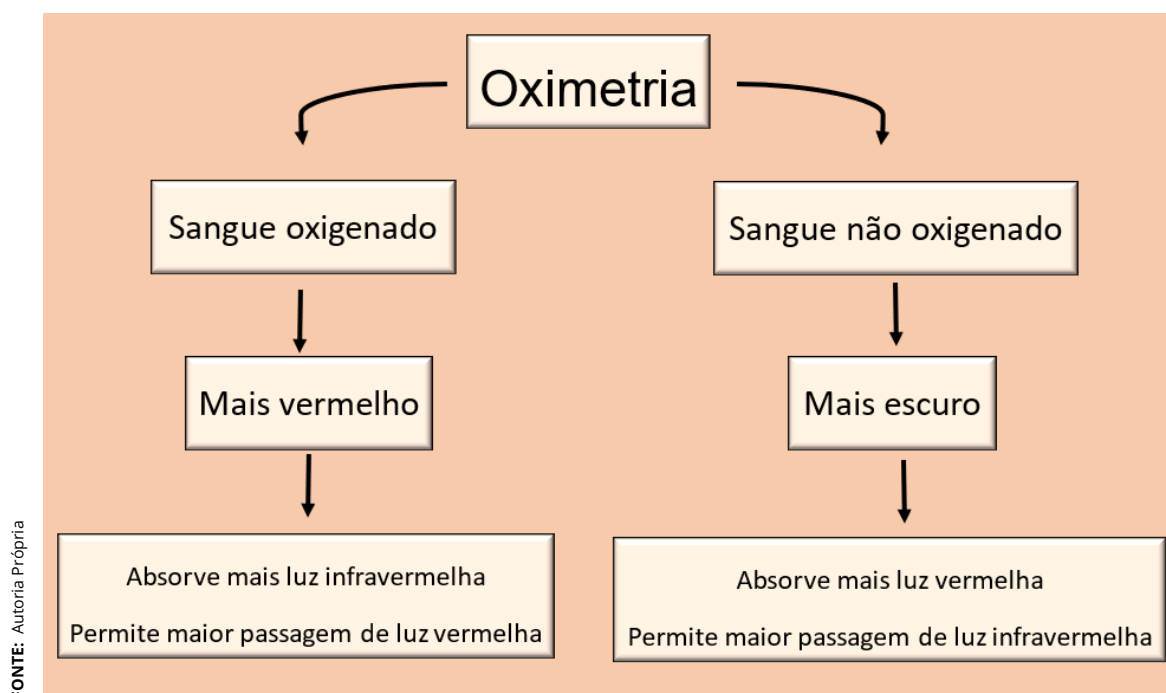


Figura 2.5 – Funcionamento da oximetria.

## 2.5 Oxímetro de pulso

O oxímetro de pulso é um aparelho eletrônico que mede a saturação de  $O_2$ , sendo de extrema importância na observação de uma paciente em estado grave. Este dispositivo é obrigatório para avaliação dos sinais vitais, e pode ser utilizado no dedo ou no lobo da orelha. Os resultados na saturação que são considerados normais estão entre 95% e 100% (PORTO; PORTO, 2017). Sucintamente o oxímetro de pulso contém um sensor no qual estão posicionados a fonte de luz e o fotodetector, e para o controle o processamento deste sinal captado transformando em valores de  $S_pO_2$  é utilizado um circuito eletrônico (FERNANDES, 2001).

Existem dois tipos de oxímetros de pulso para a medição do  $S_pO_2$ : através da transmissão de luz por um leito vascular e através da reflexão de luz. Essa diferença se dá pelo tipo de sensor utilizado (FERNANDES, 2001).

Na reflexão de luz, os LEDs emitem uma luz que penetra pelo leito vascularizado, sendo refletido pelos tecidos e alcançado por um fotodetector que fica disposto no mesmo lado dos LEDs (FERNANDES, 2001) (MOYLE, 1998) (figura 2.6).



FONTE: (FERNANDES, 2001, p. 27)(MOYLE, 1998)

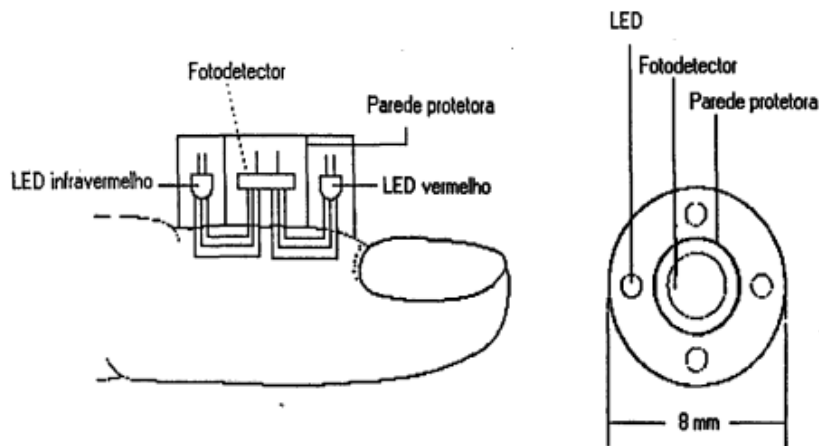


Figura 2.6 – Oxímetro por reflexão de luz

Já no modo de transmissão de luz, os **LEDs** são montados para que fiquem diretamente opostos ao fotodetector e entre os dois, é colocado o corpo de medição (dedo do pé ou da mão, orelha, nariz)(FERNANDES, 2001)(MOYLE, 1998)(figura 2.7).

FONTE: (FERNANDES, 2001, p. 28)(MOYLE, 1998)

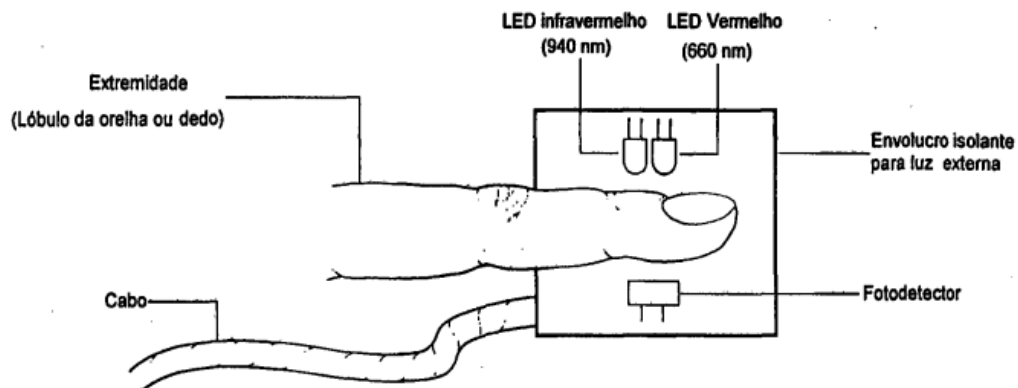


Figura 2.7 – Oxímetro por transmissão de luz

## 2.6 Robot Operating System (ROS)

Com o código aberto, o (ROS)(figura 2.8) é um kit de desenvolvimento de software que disponibiliza os blocos de construção necessários para a construção de um robô, sendo utilizado em várias aplicações, que vai desde um experimento científico até um produto final (ROS, 2021).



**Figura 2.8** – *Ecosystema ROS*

No *ROS* há um ecossistema que facilita o ambiente de progresso para o desenvolvedor, começando com um conjunto de passagem de mensagem que é chamado de encanamento, viabilizando a comunicação entre o software e o hardware. Outros blocos são as ferramentas, que aceleram o processo da equipe com, lançamento, introspecção, depuração, visualização, plotagem, registro e reprodução. A capacidade também faz parte desse grupo, o *ROS* oferece desde drivers de algoritmo até interface de usuários, para aplicações como dispositivo de *GPS* ou um controlador de caminhada e equilíbrio. Por fim, a comunidade do *ROS* é diversificada e contém estudantes, corporações multinacionais, agências governamentais, entre outros(ROS, 2021).

## 2.7 Arduino

O arduino é uma plataforma que fabrica hardwares e softwares de código aberto, sendo muito conhecido pela facilidade de programação e desenvolvimento de projetos (ARDUINO, 2021).

As placas de prototipagem do arduino (Hardware) são consideradas simples e poderosas, atendendo diversos públicos, com uma ampla aplicabilidade. Esses produtos são utilizados desde finalidades estudantis até fabricação de produtos. Os modelos de placas mais conhecidas são: MEGA, NANO e UNO (figura 2.9), a partir dessas, existem outras variações com wifi, bluetooth e outros recursos. As placas possuem um microcontrolador, e o modelo determina a quantidade de *GPIO*, conversores *A/D* e *D/A PWM*, memória flash, entre outras características técnicas. Com todos esses recursos nas placas, a plataforma possibilita a adição de atuadores e sensores ao projeto sem muitas dificuldades (ARDUINO, 2021).

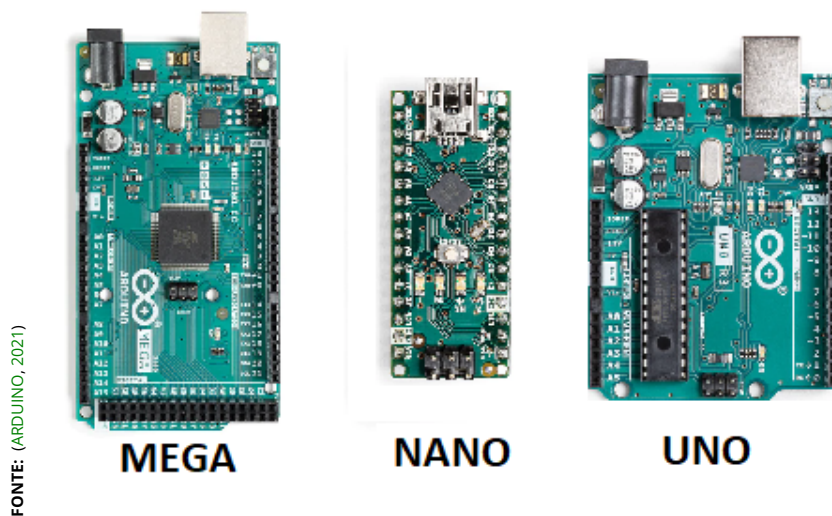


Figura 2.9 – Placas mais utilizadas

O Arduino *IDE* (software) é um ambiente de desenvolvimento que proporciona a comunicação da placa com o código. A linguagem utilizada é o *C++* com pequenas modificações devido a aplicação. Basicamente a linguagem do Arduino *IDE* é dividida em três partes principais: estruturas, valores (variáveis e constantes) e funções. Dentro da própria *IDE* existem algumas ferramentas, as mais utilizadas são: monitor serial (visualização da transferência de dados) e serial plotter (visualização da transferência de dados através do estilo terminal) (ARDUINO, 2021).

## 2.8 Sensor de temperatura MLX90614

Se diferenciando de outros sensores de temperaturas utilizados em protótipos, que necessitam de toque para aferição, o sensor MLX90614 (figura 2.10) não necessita do contato físico para fazer a medição de algo. Isso ocorre devido aos raios infravermelhos utilizado pelo sensor, possuindo uma capacidade de medição de  $-70^{\circ}\text{C}$  até  $382,2^{\circ}\text{C}$ , com uma precisão de  $0,02^{\circ}\text{C}$  e resolução menor que  $0,0007^{\circ}\text{C}$ . O protocolo de comunicação utilizado nesse dispositivo é o SMBus, no qual utiliza 4 fios, sendo semelhante ao protocolo *I2C*. Para fazer uma medição correta do sensor, é necessário respeitar uma distância de 2 a 5 cm com uma angulação de  $80^{\circ}$  (SISTEMA, 2021b).

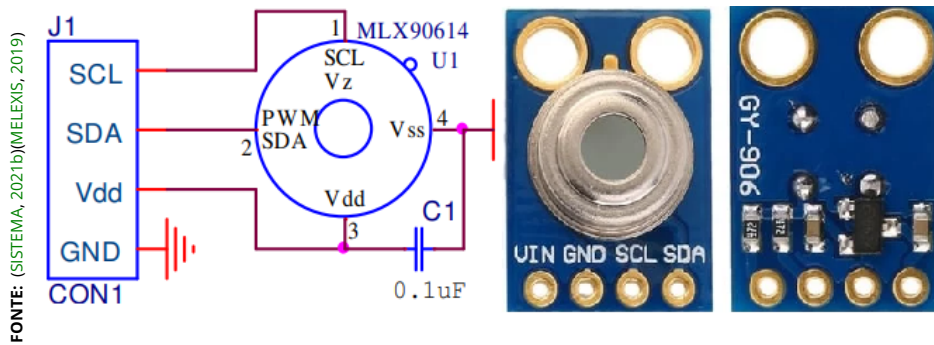


Figura 2.10 – Sensor MLX90614

## 2.9 Sensor de oximetria MAX30100

O MAX30100 é um sistema integrado para medir oximetria de pulso e frequência cardíaca, para tal finalidade são combinado dois *LEDs* (vermelho e infravermelho), fotodetector, óptica otimizada e um processamento de sinal analógico para detectar os sinais (MAXIM, 2014) (figura 2.11).

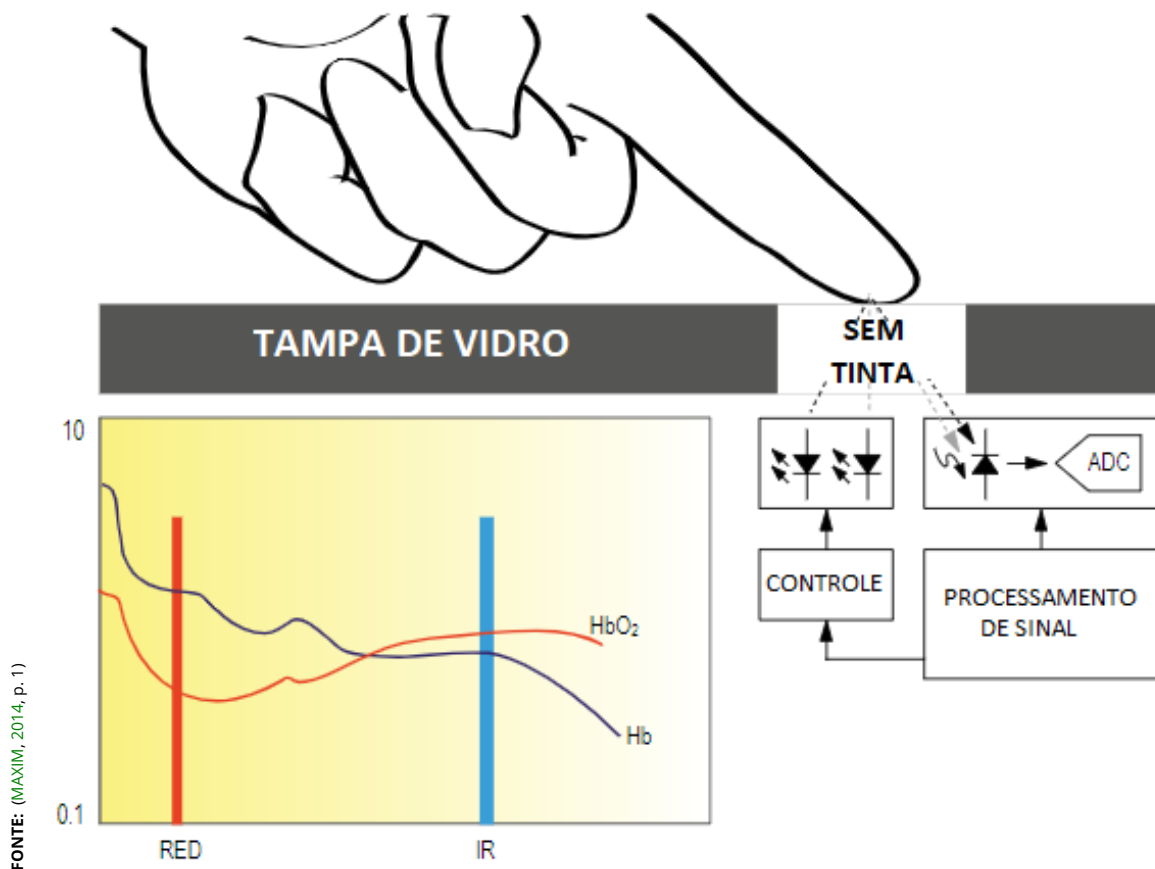
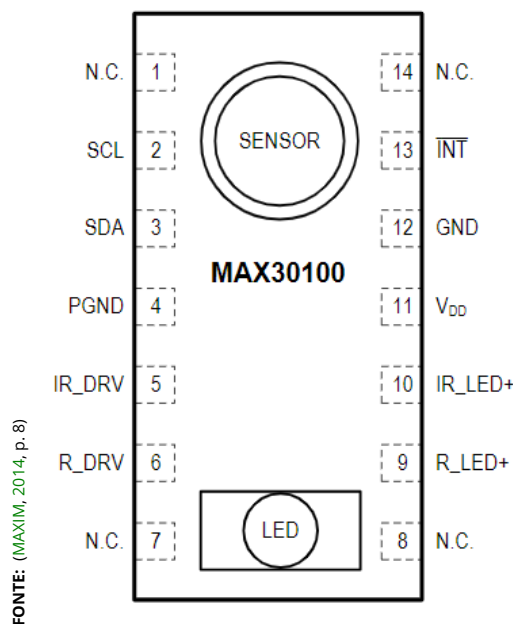


Figura 2.11 – Funcionamento MAX30100, presentes no gráfico hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) e hemoglobina desoxigenada (Hb).

Além disso, o sistema possui um filtro digital para rejeitar frequências de  $50\text{Hz}/60\text{Hz}$ , protegendo de ambientes barulhentos. Outros recursos estão disponíveis nesse chip, como: cancelamento de luz ambiente, taxa de amostragem programável com alta capacidade e rápida saída de dados. Em aspectos técnicos, possui 14 pinos com 4 deles sem funcionalidade, apenas para a estabilidade mecânica (pinos 1,7,8 e 14), 2 pinos para comunicação I2C (pinos 2 e 3), o pino 13 para interrupção ativa-baixa e os demais relacionados à alimentação do circuito e ao controle dos LEDs (figura 2.12).



**Figura 2.12** – MAX30100

Visando facilitar o uso desse sistema, existe o módulo MAX30100 disponível no mercado com 7 pinos livres, tensão de funcionamento de  $1.3\text{V}$  a  $3.3\text{V}$  corrente contínua, 14 bits de resolução no conversor analógico digital. O princípio de funcionamento é o mesmo, o módulo apenas auxilia no uso do sistema, deixando-o compatível e pronto para a utilização em um microcontrolador (ELETROGATE, 2023)(figura 2.13).



**Figura 2.13** – Módulo MAX30100

Os tópicos apresentados foram necessários para obter conhecimento acerca das informações e construção do projeto. Cada tópico está diretamente ligado ao projeto, de forma teórica ou prática.

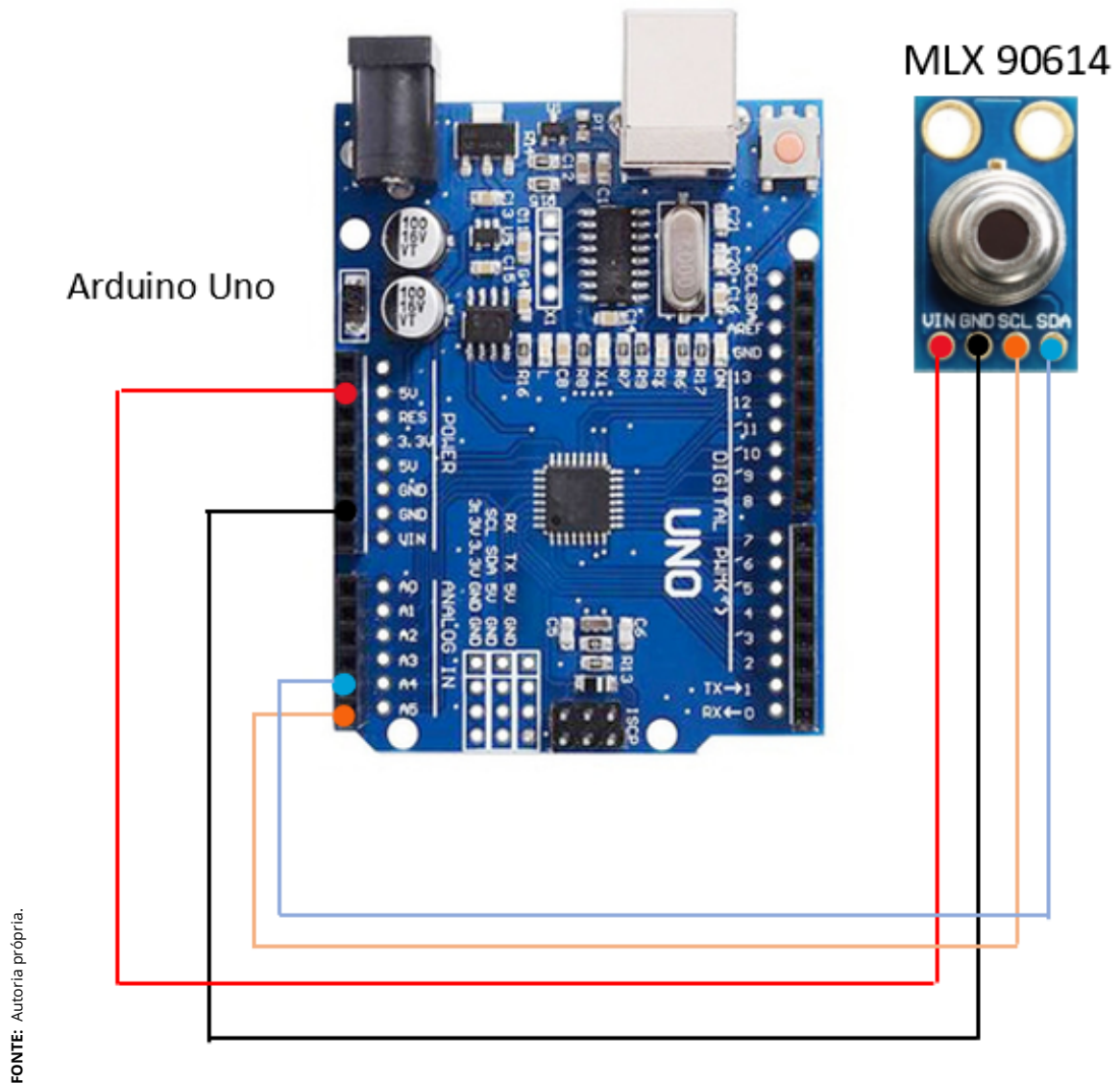
# Capítulo 3

## Metodologia

O presente capítulo está destinado a exibir as etapas de construção do protótipo, assim como a comunicação feita para a integração do projeto com o NARA.

### 3.1 Circuitos

Os circuitos para o funcionamento dos sensores foram montados inicialmente em protoboard para testes e logo após ligados diretamente dos sensores, para o arduino. O sensor MLX90614 necessita apenas de quatro cabos para a ligação ao arduino, sendo ligado o Vin em 5V, o *GND* ao *GND*, o *SCL* (Serial Clock) ao pino analógico A5, usado como a linha de clock para a comunicação I2C e o *SDA* (Serial Data) ao pino analógico A4, usado como a linha de dados para a comunicação I2C, como mostra a figura 3.1.



**Figura 3.1** – Circuito projetado para o sensor MLX 90614.

Já para o funcionamento do sensor MAX30100, foi necessário retirar os três resistores presentes no módulo. De acordo com (SISTEMA, 2021a), isso se deve porque o módulo não foi desenvolvido para uso em microcontroladores com níveis lógicos mais altos como o arduino, que possui nível lógico igual a 5V.

Portanto, os resistores pull-up foram retirados do módulo e foram utilizados resistores ligados no cabo diretamente aos pinos *SCL*, *SDA* e *INT* do módulo, sendo o pino *INT* ligado ao pino D2, porta *INT0*, do Arduino Nano, utilizando um resistor de 4,7k $\Omega$  para cada pino. Para a alimentação do sensor, é conectado o pino *Vin* a 3,3V e o *GND* ao GND. O circuito projetado é mostrado na figura 3.2.



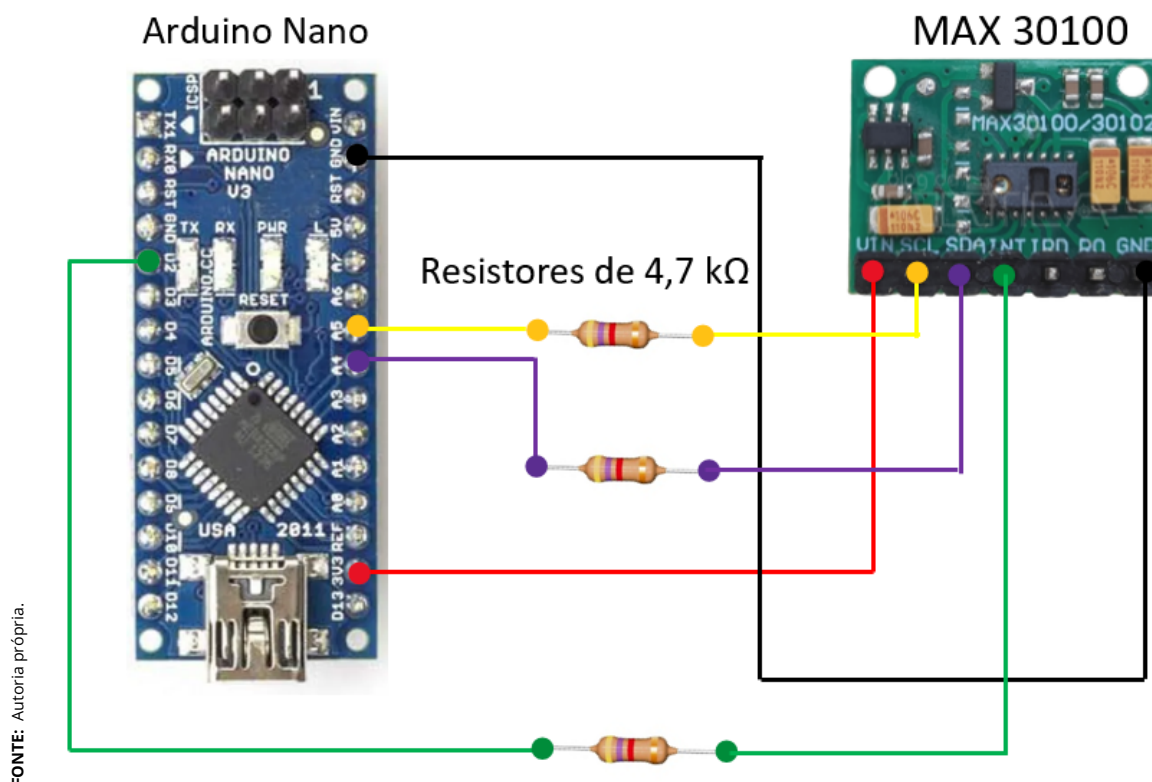


Figura 3.2 – Circuito projetado para o sensor MAX30100

## 3.2 Construção dos suportes

Para a utilização dos sensores na cadeira, foi necessário a criação de suportes para cada sensor, afim de melhor posicionar, bem como fazer uma leitura correta para obtenção dos dados requeridos. As peças dos suportes foram produzidas na impressora 3D Elegoo Neptune 3 Pro, disponível na instituição (3D, 2023)(figura 3.3).

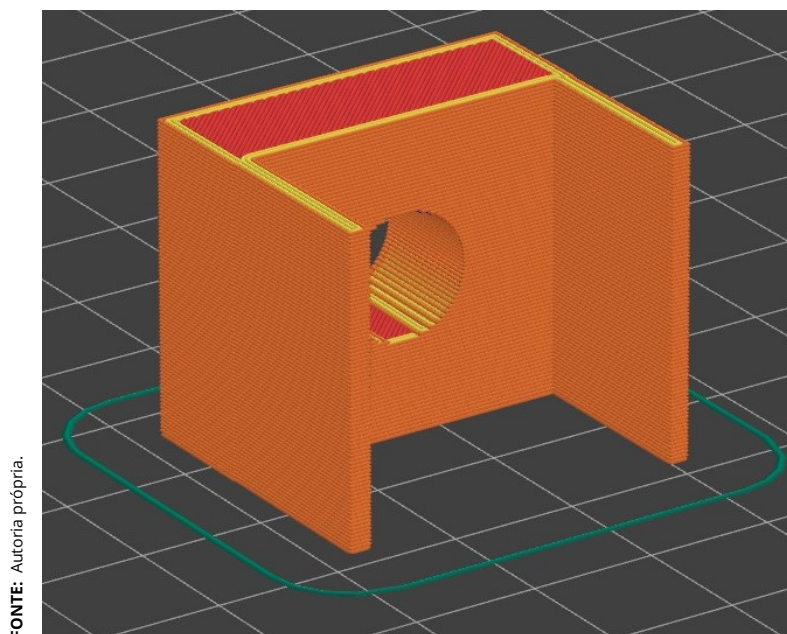


**Figura 3.3** – Impressora 3D, marca Elegoo, modelo Neptune 3 Pro.

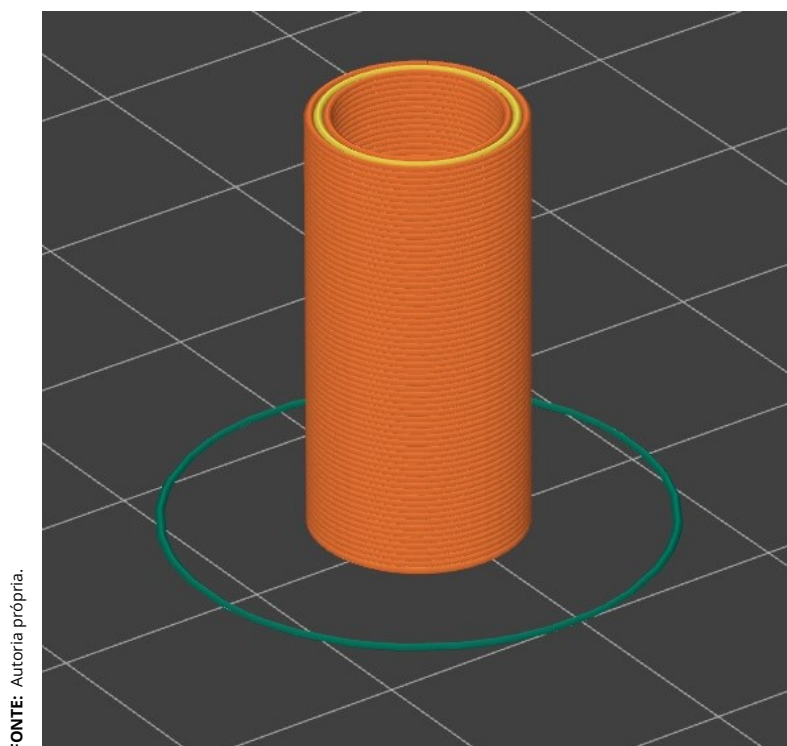
Foram estudados qual posição e parte do corpo seria ideal e viável para as leituras dos sensores. Após a decisão, foi verificado na estrutura da cadeira, como seria possível colocar os sensores sem afetar outros dispositivos da cadeira. Visto que o sensor para aferição de temperatura deve ficar de 2 a 5 *cm*, a melhor posição para o sensor é no braço da cadeira, realizando a aferição de temperatura a partir do punho do usuário. Ao lado do sensor de temperatura, foi posicionado o sensor de oximetria, para que o usuário da cadeira posicione o dedo logo acima do sensor.

Os suportes para os sensores foram criados e modelados inicialmente no software SolidWorks, mas finalizados no fatiador PrusaSlicer, tendo uma melhor visão de como ficaria cada peça após a impressão.

As peças foram construídas parte por parte para se encaixarem, formando o suporte completo. A base que se encaixa no braço da cadeira e o tubo que leva a fiação para o sensor dos dois suportes são iguais, apenas o suporte onde ficam cada sensor são específicos. A Figura 3.4 é encaixada no braço da cadeira, tendo o tubo, Figura 3.5, encaixado no centro da peça.



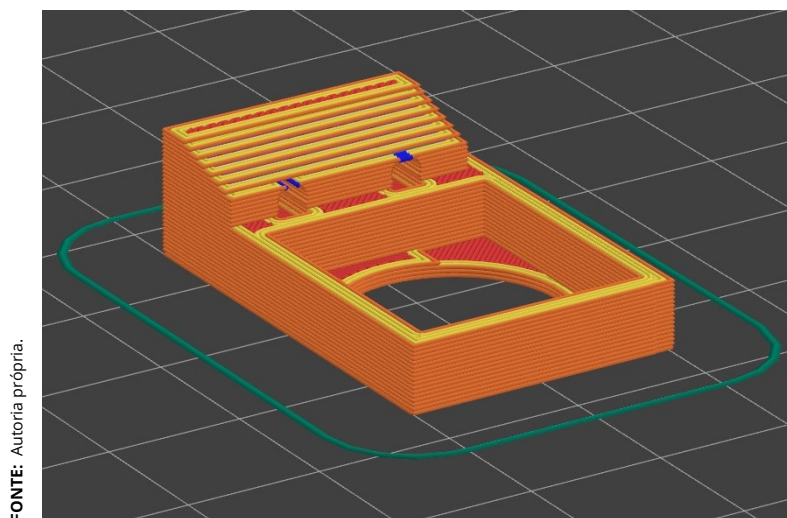
**Figura 3.4** – Base pronta para impressão, no software PrusaSlicer.



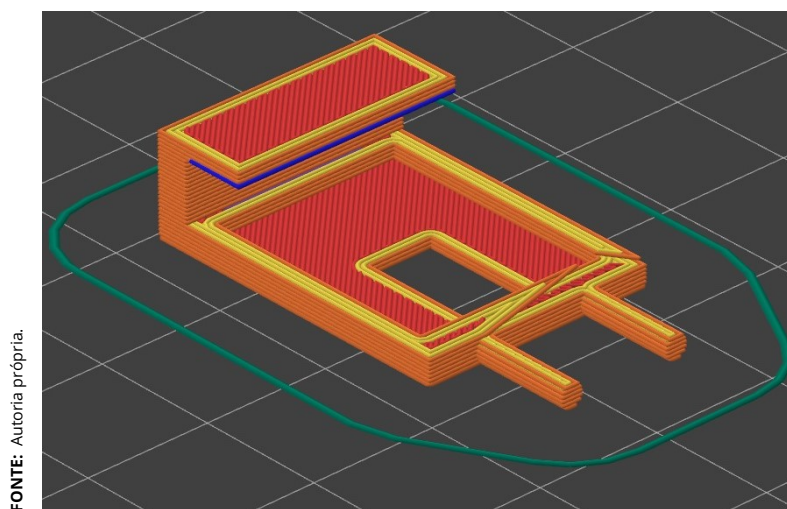
**Figura 3.5** – Tubo pronto para impressão, no software PrusaSlicer.

Para o suporte do sensor de oximetria e batimentos cardíacos, foi criado uma case, Figura 3.6, para alocar o sensor MAX30100, utilizando uma tampa para ocultar o sensor, Figura 3.7, deixando apenas o fotodetector e o *LED* a mostra, para

que estes possam fazer as leituras dos parâmetros. Foram feitos dois furos vazados para que a tampa se encaixe e permaneça fixa na case, encaixando também na parte inferior da case.

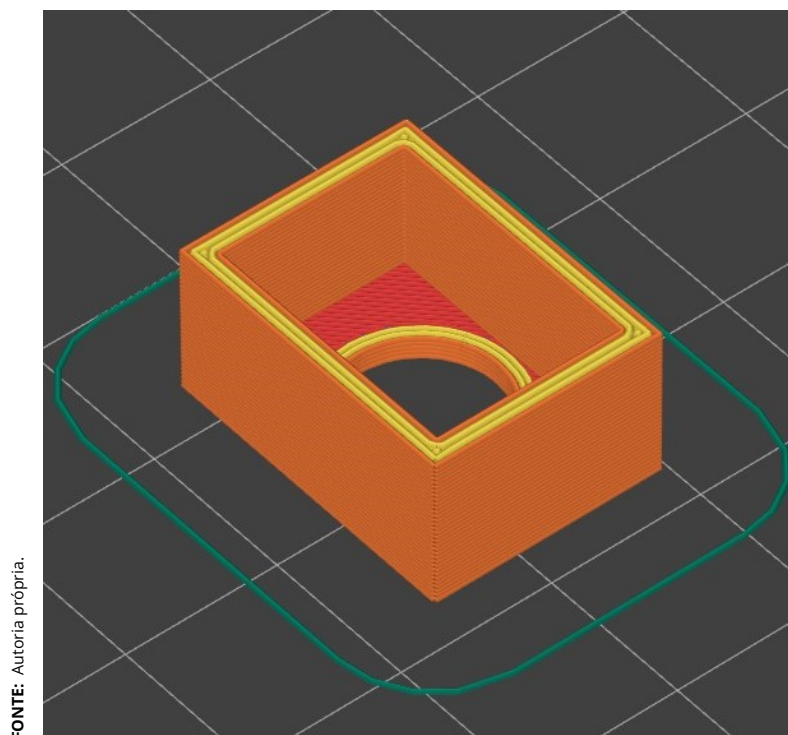


**Figura 3.6** – Case para o sensor MAX30100 pronta para impressão, no software PrusaSlicer.

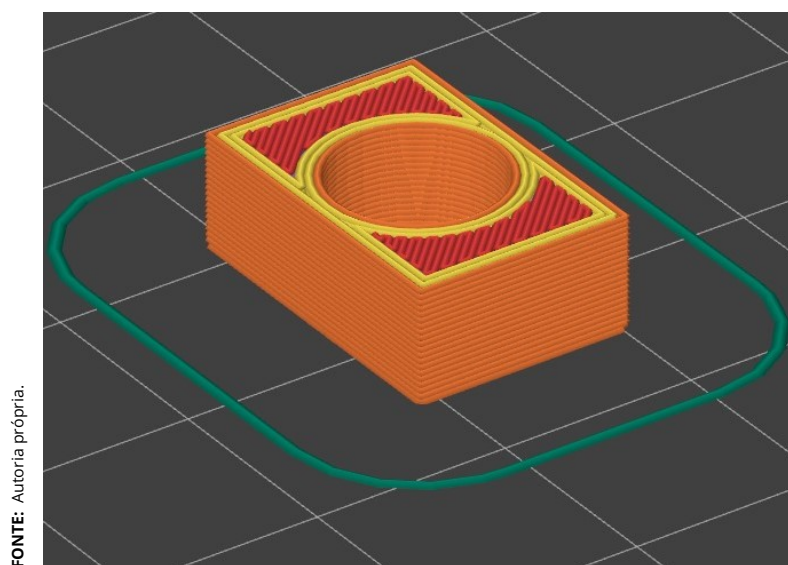


**Figura 3.7** – Tampa para o sensor MAX30100 pronta para impressão, no software PrusaSlicer.

Para o suporte do sensor de temperatura, foi criada também uma case específica para o sensor MLX 90614, Figura 3.8, de forma que o sensor se encaixe, sendo alocada a tampa por cima do sensor, Figura 3.9, com um furo no meio, para que o sensor faça a leitura de temperatura, auxiliado pelo alongador metálico.



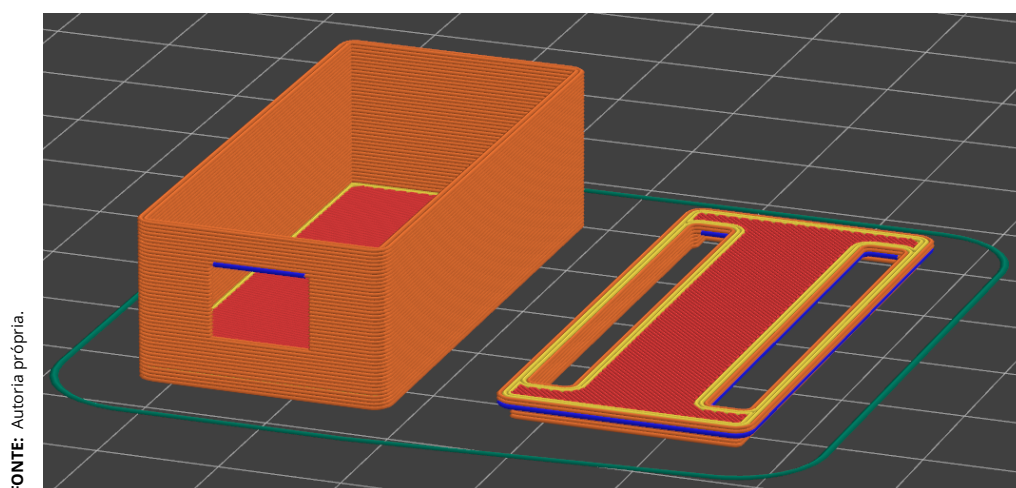
**Figura 3.8** – Case para o sensor MLX90614 pronta para impressão, no software PrusaSlicer.



**Figura 3.9** – Tampa para o sensor MLX90614 pronta para impressão, no software PrusaSlicer.

Para o Arduino nano, utilizado pelo sensor MAX30100, foi montado uma case da menor forma possível, medindo 20mm de largura e 13,2mm de altura, afim de que a palca fosse acomodada juntamente com a case dentro do braço da cadeira, devido a necessidade de proximidade do sensor com a placa.

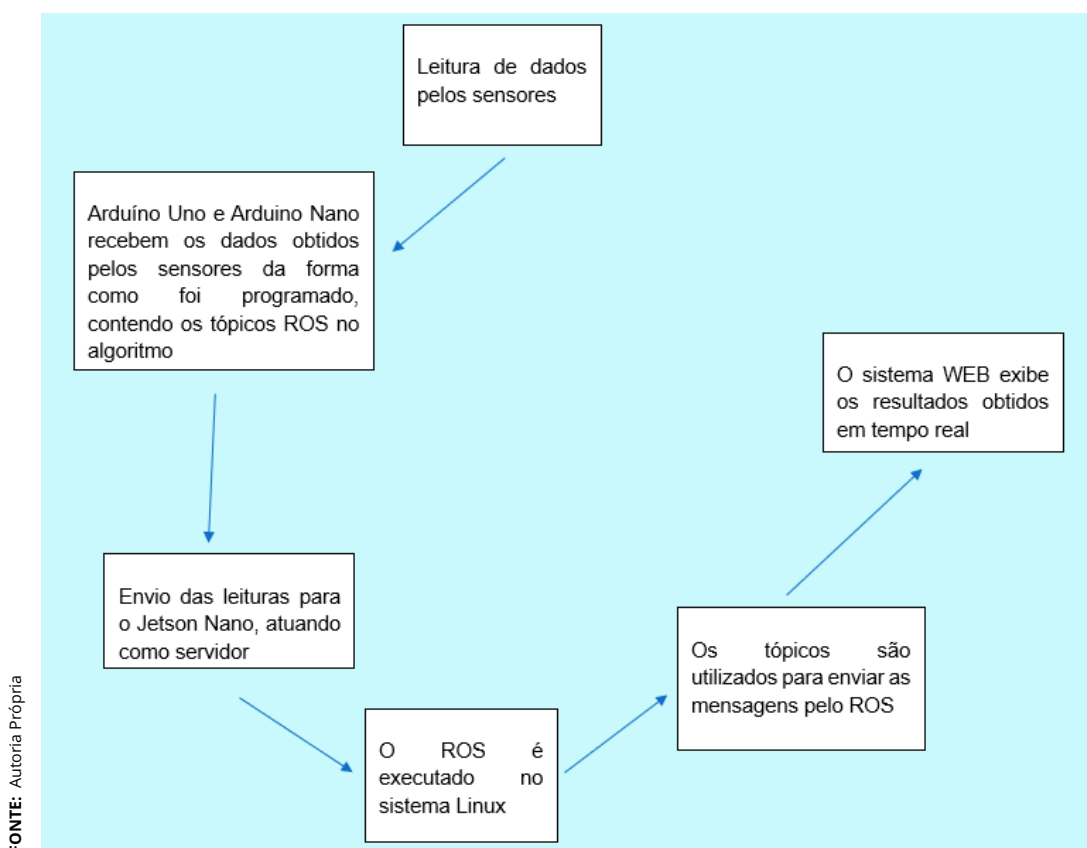




**Figura 3.10** – Case do arduino com tampa nano pronta para impressão, no software PrusaSlicer.

## 3.3 Comunicação

A cadeira dispõe de vários dispositivos integrados, entregando diversas funções. O Jetson Nano é tido como servidor, centralizando todos os dispositivos presentes. Desta forma, o Jetson Nano recebe todas as informações dos dispositivos, enviando ao *ROS*, presente no sistema Linux. O *ROS* recebe e trata as mensagens recebidas através dos tópicos e nós, exibindo as mensagens via WEB. O caminho realizado pelos dados está contido na figura 3.11.



**Figura 3.11** – Fluxograma de processo partindo da leitura dos sensores a exibição de dados

A ideia é que a cadeira seja utilizada com o sistema intuitivo de interação homem máquina através de um tablet inserido na extremidade do braço da cadeira, tendo todas as informações em um só lugar, como é exposto na Figura 3.12.



**Figura 3.12** – Cadeira contendo o suporte para o tablet.

Na parte traseira da cadeira, logo abaixo da parte de trás do encosto, fica localizada toda a parte de hardware da cadeira, bem como os motores e bateria da cadeira, como é mostrada na Figura 3.13. A cadeira utiliza dois motores de 24V de corrente contínua, de 200W de potência. Para alimentação desses motores e dos dispositivos, são utilizadas duas baterias de 12V, ligadas em série.

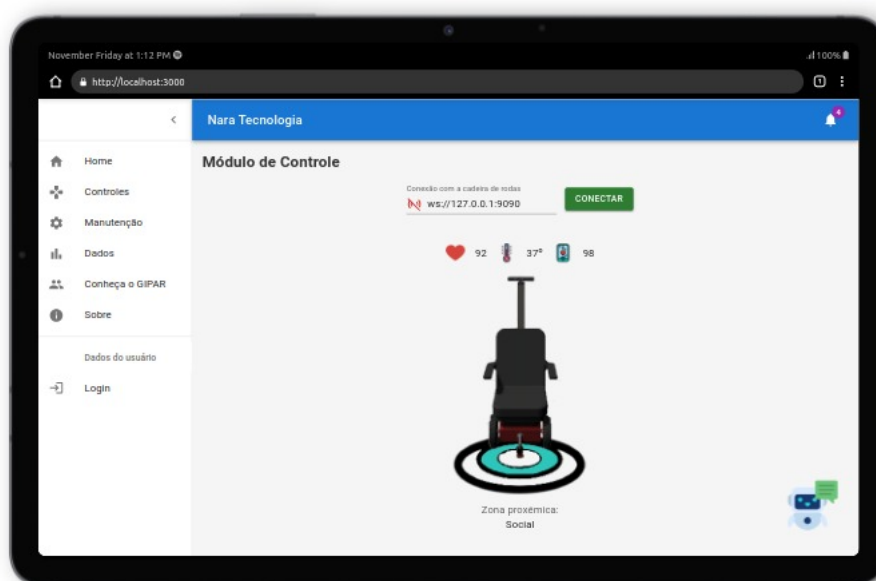




FONTE: Autoria Própria

**Figura 3.13** – Vista lateral traseira da cadeira.

A **IHM** já implementada anteriormente foi utilizada para a exibição dos dados lidos pelos sensores, sendo possível acessá-lo via navegador, utilizando o endereço do servidor. Conforme a figura 3.14, é possível visualizar as simbologias atribuídas a cada parâmetro, logo acima da ilustração da cadeira, afim de identificar qual está sendo exibido.



FONTE: Autoria própria.

**Figura 3.14** – Aplicativo

## 3.4 Programação e calibração do sensor MLX90614

Para que fosse possível a medição de temperatura corporal com o sensor MLX 90614, foi necessário uma calibração. Isso se deve as diferentes formas de medições existentes. Podemos medir a temperatura de um ambiente, de forma aberta, podemos medir a temperatura de uma superfície, de forma rasa, e podemos medir a temperatura de um objeto ou um corpo, de forma aprofundada, ou seja, de um volume.

A calibração foi feita da seguinte forma: um adulto, mulher, de 26 anos, em uma sala com temperatura ambiente, teve sua temperatura medida na altura da testa. Para a medição da temperatura, utilizou-se um sensor MLX90614, com uma programação padrão para o sensor. Logo após o carregamento do código no Arduino Uno, foi observado valores para realizar a comparação com um Termômetro comercial multilaser infravermelho sem contato HC260 (figura 3.15) tendo uma precisão de mais ou menos  $0,2^{\circ}\text{C}$  de  $32^{\circ}\text{C}$  a  $39^{\circ}\text{C}$  e mais ou menos  $0,3$  para temperaturas entre  $39^{\circ}\text{C}$  e  $42,9^{\circ}\text{C}$  (NACIONAL, 2023).



FONTE: (NACIONAL, 2023)

**Figura 3.15** – Termômetro multilaser infravermelho sem contato HC260

Com a diferença dos dois valores medidos simultaneamente, foi feito uma média (tabela 3.1) para que fosse somado com o valor atual na leitura do sensor, como é mostrado no apêndice A, linha 27.

**Tabela 3.1** – Calibração dos sensor de temperatura MLX90614

Temp. Termômetro (°C)	Temp. Sensor (°C)	Diferença(°C)
37,2	29,15	8,05
37,5	29,19	8,31
37,5	29,29	8,21
37,7	29,39	8,31
37,5	29,45	8,05
37,6	29,57	8,03
37,5	29,65	7,85
37,3	29,61	7,69
37,5	29,71	7,79
37,2	29,75	7,45
37,3	29,79	7,51
37,2	29,89	7,31
37,3	29,92	7,38
37,2	29,97	7,23
37,1	29,99	7,11
37,0	30,11	6,89
37,2	30,11	7,09
<b>MÉDIA</b>		<b>7,66 °C</b>

FONTE: Autoria Própria

### 3.5 Programação do MAX30100

O sensor MAX30100 não houve uma necessidade de calibração, pois após testes utilizando o Oxímetro comercial (G-Tech Oxímetro De Pulso Portátil Modelo Oled Graph)(figura 3.16), foi observado valores muito próximos do real, logo fez-se necessário apenas a programação padrão para esse sensor, conforme mostrado no Apêndice A.



**Figura 3.16** – G-Tech Oxímetro De Pulso Portátil Modelo Oled Graph

Após toda construção e montagem do projeto, foram realizados testes com os sensores, ao longo dos testes, foram feitos ajustes e observações do funcionamento e entrega de resultado dos projetos.

# Capítulo 4

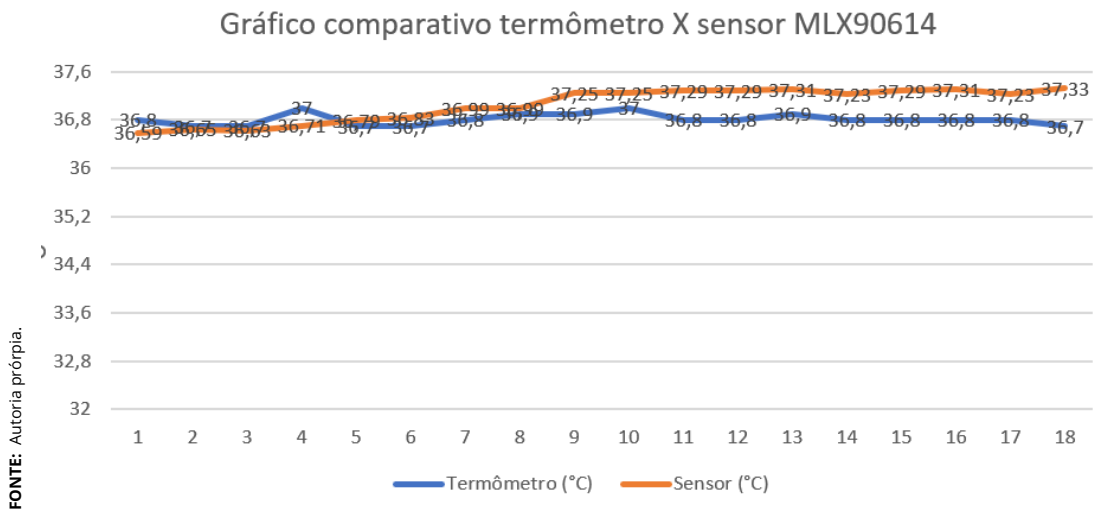
## Desenvolvimento

Os tópicos exibidos neste capítulo serão responsáveis por comprovar a viabilidade dos sensores no projeto, além de exibir o protótipo depois da instalação na cadeira.

### 4.1 Ensaio do sensor de temperatura

Após a calibração do sensor, a leitura de temperatura através do sensor MLX90614 se mostraram próximas dos valores lidos pelo oxímetro comercial. No gráfico da figura 4.1 é possível observar que a diferença diminuiu em relação às leituras não calibradas, mostradas na 3.1 (a média da diferença que era de  $7,66^{\circ}\text{C}$  caiu para  $0,22^{\circ}\text{C}$ ). Com isso, o MLX90614 exibiu resultados reais ao ser comparados com o oxímetro comercial logo, mostrou ser uma opção viável para o projeto em questão. O teste por comparação foi realizado da mesma forma que a calibração, utilizando o mesmo termômetro da calibração, no mesmo local e na mesma pessoa, para que a precisão seja maior, assim como para o sensor MAX30100. Os valores foram colhidos ao mesmo tempo.

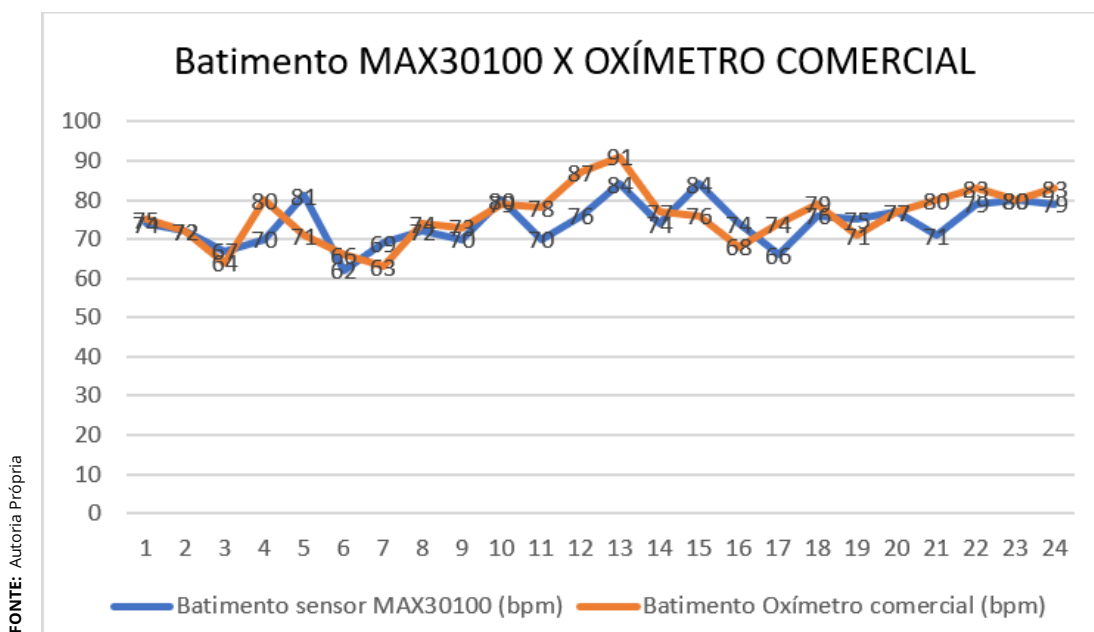
## 4.2. ENSAIO DO SENSOR DE BATIMENTO CARDÍACO



**Figura 4.1** – Gráfico Comparativo Termômetro comercial X Sensor MLX90614, com 18 leituras mostradas.

## 4.2 Ensaio do sensor de batimento cardíaco

O sistema MAX30100 demonstrou valores próximos da leitura do oxímetro comercial, o que comprova a boa leitura do sensor. No gráfico da figura 4.2, comprova-se que o desempenho dessa leitura é semelhante ao oxímetro comercial, além de apresentar um bom tempo de resposta. Dito isso, o MAX30100 é um sistema factível para a execução desse trabalho na leitura de batimento cardíaco.



**Figura 4.2** – Batimento cardíaco MAX30100 X Oxímetro comercial

### 4.3 Ensaio do sensor de $S_pO_2$

Já para a leitura do  $S_pO_2$ , o MAX30100 exibiu alguns ruídos, a figura 4.3 expõe alguns valores relativamente distantes, como as amostras 9, 10, 12 e 14, onde o valor de leitura tem diferenças entre 3% e 6%, com os que estão acusando no oxímetro comercial. Diversos fatores podem ser responsáveis pelos ruídos, como por exemplo: má conexão do sensor na placa de prototipagem, instabilidade de contato do sensor com o corpo medido, interferência eletromagnética, radiofrequência, entre outros causadores de ruído. Apesar disso, o sistema MAX30100 conseguiu exibir valores parecidos com as leituras feitas pelo oxímetro comercial. Apesar dos ruídos, o MAX30100 mostrou-se viável na leitura do  $S_pO_2$ , comprovando a capacidade de suprir as necessidades do projeto.

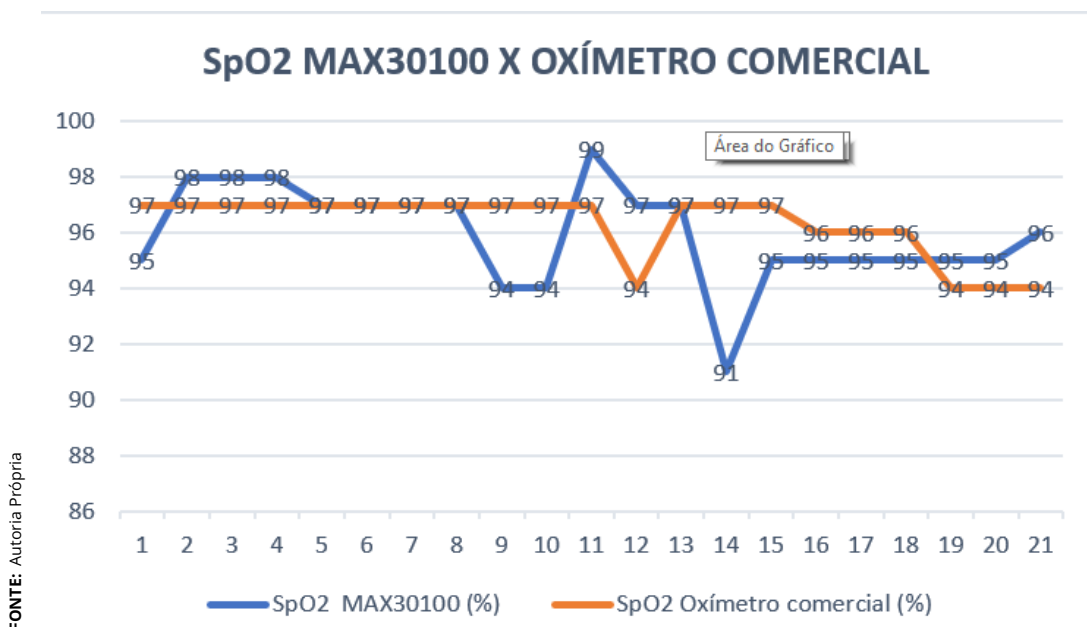


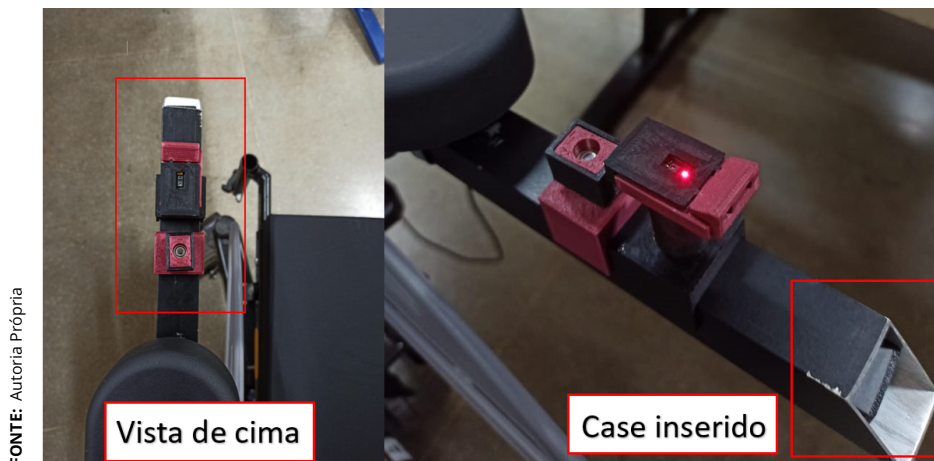
Figura 4.3 –  $S_pO_2$  MAX30100 X Oxímetro comercial

### 4.4 Protótipo finalizado

A figura 4.4 expõe o protótipo finalizado com os dois suportes feitos através da impressora 3D, na vista lateral é possível visualizá-los, assim como o adaptador focal, feito para obter um foco maior nas medições da temperatura. Já na vista superior, pode ser visualizado o posicionamento dos sensores. Com isso, ficou entendido que os suportes trazem conforto no momento das medições sem afetar no resultado final.

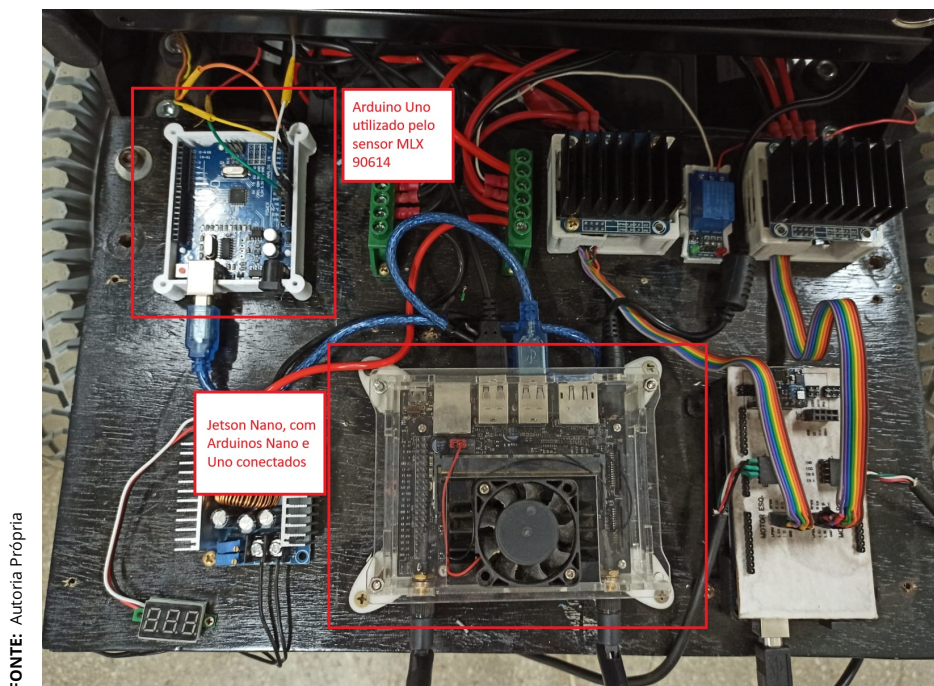


#### 4.4. PROTÓTIPO FINALIZADO



**Figura 4.4** – Protótipo finalizado, com os sensores alocados em seus suportes na cadeira.

Para a conexão do Arduino Nano a Jetson Nano, foi necessário a utilização de um cabo de 1,5m, perpassando por todo braço da cadeira, uma vez q o Arduino Nano está alocado no início do braço. Como pode ser visto na Figura 4.5, o Arduino Uno foi posicionado juntamente com os outros dispositivos utilizados na cadeira, bem como a Jetson Nano com os Arduinos conectados.

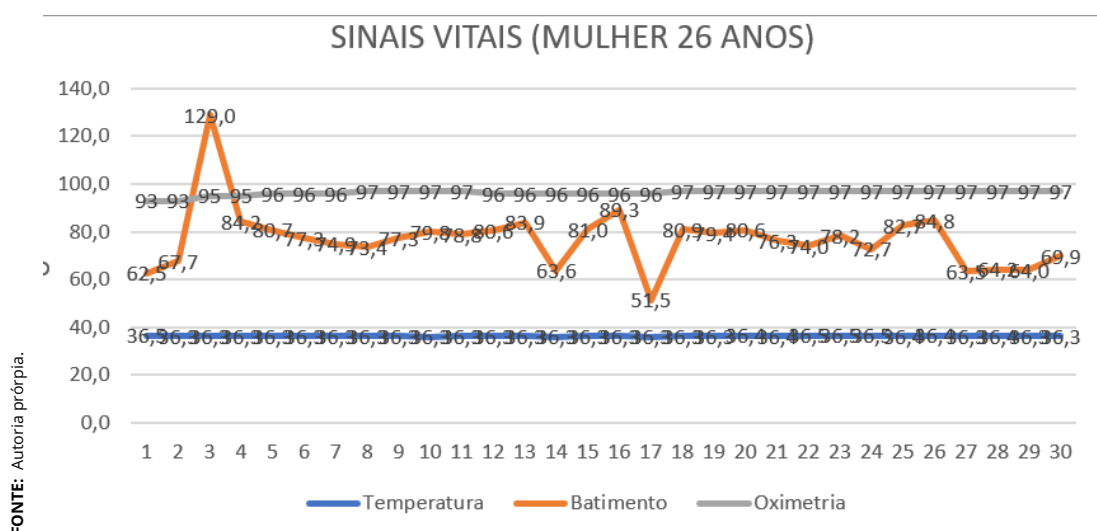


**Figura 4.5** – Protótipo finalizado.



## 4.5 Teste do protótipo

Para os testes dos sensores, foram utilizadas duas pessoas, um homem e uma mulher, de idades distintas, em mesmas condições físicas, sem problemas cardíacos e em temperatura ambiente. Para a mulher, o teste foi realizado no estado de repouso, sentada, sendo esta instalada na cadeira de rodas autônoma. Para conhecimento, foram colhidos os seguintes dados: sexo feminino, 26 anos, 1,69 *m* de altura, 55 *Kg* de peso, tendo 19,26 de *IMC*, sem comorbidades ou problemas cardíacos. Como é visto na figura 4.6 a oximetria se mostrou estável durante o teste, estando todos os pontos dentro do limite comum para a saturação de oxigênio. Já para os batimentos cardíacos, houve divergências de valores em alguns pontos, devido a possíveis ruídos durante a leitura ou má posicionamento do dedo acima do sensor. A temperatura também se mostrou estável, variando apenas nos números decimais.



**Figura 4.6** – Gráfico dos sinais vitais de uma mulher de 26 anos de idade

Para o homem, o teste também foi realizado no estado de repouso, sendo este instalado na cadeira de rodas autônoma. Para conhecimento, foram colhidos os seguintes dados: sexo masculino, 53 anos, 1,84 *m* de altura, 83 *Kg* de peso, tendo 24,52 de *IMC*, sem comorbidades ou problemas cardíacos. Como é visto na figura 4.7 a oximetria também se mostrou estável durante o teste, estando todos os pontos dentro do limite comum para a saturação de oxigênio. Já para os batimentos cardíacos, também houve pontos divergentes, devido a possíveis ruídos durante a leitura ou má posicionamento do dedo acima do sensor. A temperatura também se mostrou estável, levemente acima dos valores obtidos para a tempe-

#### 4.5. TESTE DO PROTÓTIPO

ratura corporal no teste da mulher, variando apenas nos números decimais.

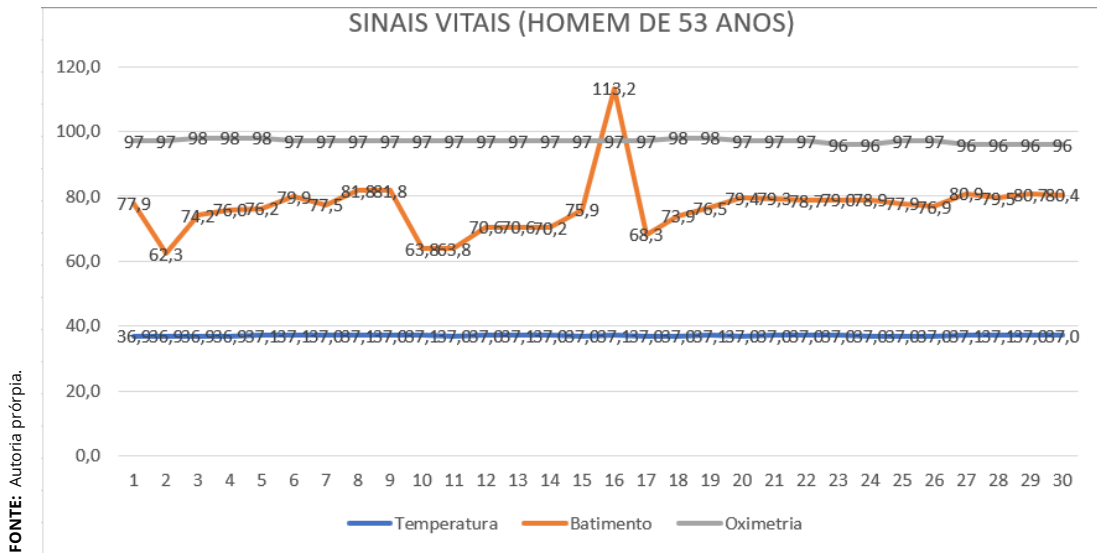


Figura 4.7 – Gráfico dos sinais vitais de um homem de 53 anos de idade

Quando comparados, é possível visualizar características em comum nos gráficos dos sinais vitais. Em relação a temperatura, apesar do homem apresentar valores maiores que o da mulher, o gráfico da figura 4.8 evidencia que há uma semelhança de comportamento das temperaturas, com diferença entre  $0,4^{\circ}\text{C}$  a  $0,8^{\circ}\text{C}$ . Esses resultados indicam uma coerência do sensor MLX90614 no momento das medições.

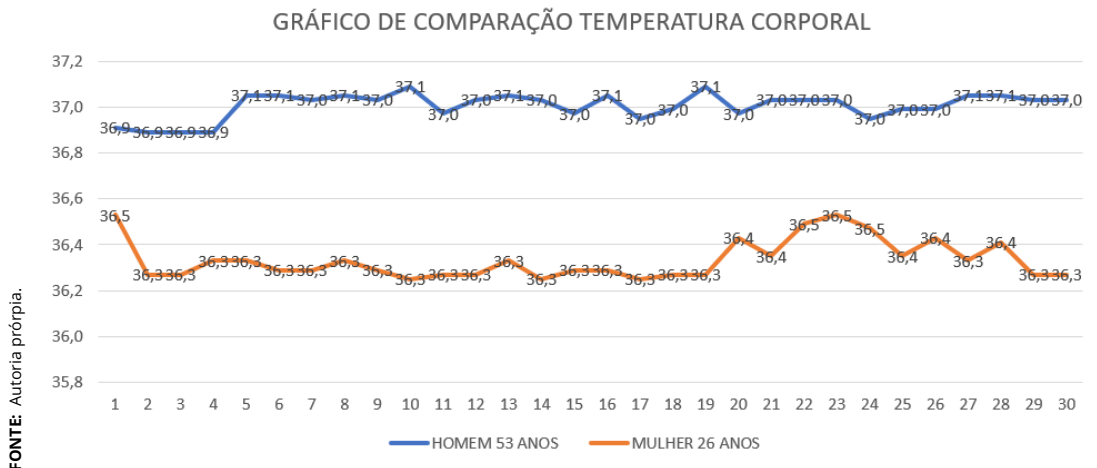


Figura 4.8 – Gráfico comparativo das temperaturas corporais

No comparativo de oximetria podemos verificar que inicialmente, para o teste da mulher, o sensor não se comporta da forma esperada, conforme visto na figura

#### 4.5. TESTE DO PROTÓTIPO

4.9, apresentando valores abaixo do intervalo considerado normal para o índice de oxigenação, estabilizando logo a seguir. Tanto para o homem quanto para a mulher, os valores obtidos se mostram dentro do esperado.

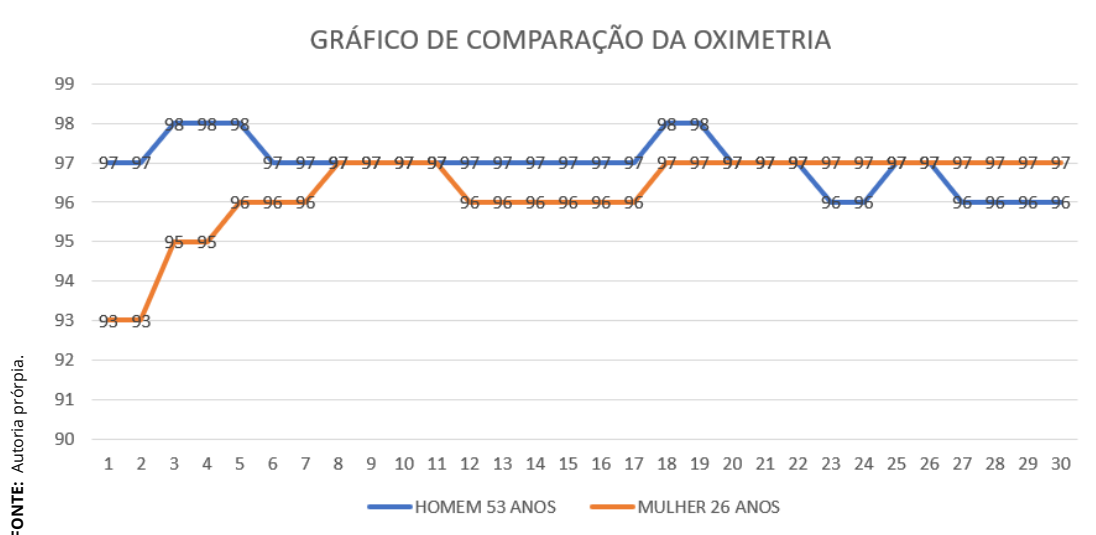


Figura 4.9 – Gráfico comparativo da oximetria

O sensor de batimento, dentre os testados, imprimiu uma quantidade maior de ruídos nos ensaios. O gráfico da figura 4.10 exibe alguns desses espúrios em certos pontos, como a amostra 3 e 16 (129 e 113 batimentos por minuto para a mulher e para o homem, respectivamente). Apesar disso, o sensor apresentou estabilidade na maior parte das amostras captadas.

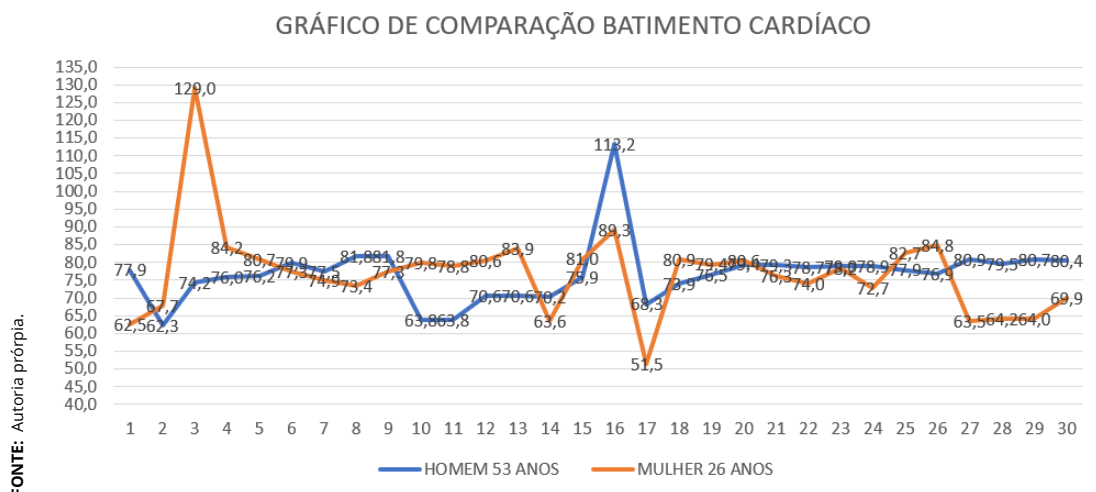


Figura 4.10 – Gráfico comparativo dos batimentos cardíacos

Os testes mostraram que os sensores possuem bom desempenho na leitura dos dados de oximetria, temperatura e batimento cardíaco. As posições, além de

viáveis, se mostraram ideais para a leitura.

## Capítulo 5

### Considerações Finais

Com o intuito de aplicar um sistema de monitoração de oximetria, batimento cardíaco e temperatura de um usuário de uma cadeira de rodas autônoma já criada, foi descrito nesse trabalho a construção de um protótipo que além de atender os pré requisitos também se mostrou viável para o seu desenvolvimento, uma vez que os valores apresentados pelos sensores aplicados foram próximos dos valores dos sensores comerciais.

Primeiramente foi feito um estudo dos assuntos que cercam o tema. A partir disso, determinou-se as ferramentas mais viáveis e instrumentos para a validação de todos os sensores utilizados. Posto isto, as pesquisas foram de extrema importância para o protótipo pois a escolha certa dos equipamentos facilitou a execução dos ensaios.

Em relação a eficiência dos sensores, tanto o MAX30100 quanto o MLX90614 mostraram ser capazes de captar as leituras que suprissem as necessidades do protótipo, tendo como principal objetivo o monitoramento.

No que se refere aos testes feitos, os sensores mostraram-se coerentes quando os resultados dos sinais vitais foram comparados entre si. Ainda que expunham alguns ruídos, os sensores instalados em conjunto com os suportes, apresentaram praticidade nas medições.

O protótipo pode agilizar a triagem de pacientes que fazem o uso da cadeira, através dos sensores já disponíveis nela. Esse recurso minimiza o tempo de coleta de dados, pois os sinais vitais estão sendo monitorados em tempo real.

## Capítulo 6

### Sugestões para Trabalhos Futuros

Como todo projeto, há melhorias que podem ser aplicadas, como exemplo, a posição do sensor de temperatura para uma leitura mais precisa. É necessário um estudo mais aprofundado na área da saúde para entender quais os pontos de melhor aferição da temperatura corporal, sem a necessidade de toque.

A verificação e avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa, devido a participação de seres humanos no projeto, bem como o tratamento de suas informações e dados.

A aplicação de novos sensores para medidas de novos parâmetros é interessante para o complemento das informações de saúde do usuário da cadeira, como exemplo um sensor de pressão arterial. Existem projetos de sensores de pressão arterial similares aos sensores de oximetria, desenvolvidos pelo IEEE, sem a necessidade da utilização da faixa inflável, como é utilizado os esfigmomanômetros, aparelhos de aferição de pressão mais comuns na área da saúde. Aparelhos que utilizam a faixa inflável se tornam limitáveis em vários casos, como fragilidade óssea, cirurgia nos locais de medições (braço), problemas de pele, queimaduras nos locais de medições e até mesmo doenças vasculares graves, tornando impossível aferir a pressão.

# REFERÊNCIAS

- 3D, L. Impressora 3d – neptune 3 pro – elegoo. <<https://loja3d.com.br/impressora-3d/neptune-3-pro-elegoo>> [Acessado em 20 de Novembro de 2023]. 2023. ( Citado 2 vezes nas páginas 18 and 19. )
- AMAZON. G-tech oxímetro de pulso portátil modelo oled graph. <<amazon.com.br>> [Acessado em 22 de Novembro de 2023]. 2023. ( Citado na página 29. )
- ARDUINO. Sobre o arduino. <<https://www.arduino.cc/en/about>> [Acessado em 18 de Novembro de 2023]. 2021. ( Citado 2 vezes nas páginas 11 and 12. )
- BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva. *Tecnologia e Educação*, 2017. ( Citado 2 vezes nas páginas 1 and 6. )
- CHRISOSTOMO, B. M. de M.; LEDEL, L.; OLIVEIRA, R. F. de. Monitor multiparâmetro de sinais vitais utilizando hardware de baixo custo. *1Instituto Federal de Ciência e Tecnologia de São Paulo - (IFSP)*, 2019. ( Citado 2 vezes nas páginas 4 and 5. )
- ELETROGATE. Sensor de frequência cardíaca oxímetro max30100. <<https://www.eletrogate.com/sensor-de-frequencia-cardiaca-oximetro-max30100>> [Acessado em 18 de Novembro de 2023]. 2023. ( Citado 2 vezes nas páginas 14 and 15. )
- FERNANDES, R. *Oxímetros de pulso: Operação, Funcionalidade e Segurança*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2001. ( Citado 2 vezes nas páginas 9 and 10. )
- GOV. Políticas públicas levam acessibilidade e autonomia para pessoas com deficiência. <<https://www.gov.br/pt-br/noticias/assistencia-social/2021/09/politicas-publicas-levam-acessibilidade-e-autonomia-para-pessoas-com-deficiencia>> [Acessado em 20 de Novembro de 2023]. 2021. ( Citado na página 1. )
- MAXIM. *MAX30100*. [S.l.], 2014. <<https://www.maximintegrated.com/en.html>>, Acessado em 18 de Novembro de 2023. ( Citado 2 vezes nas páginas 13 and 14. )
- MELEXIS. *MLX90614 family*. [S.l.], 2019. <<https://www.melexis.com/>>, Acessado em 14 de Novembro de 2023. ( Citado na página 13. )
- MOYLE, J. *Pulse Oximetry*. London: BMJ Books, 1998. xxi + 192 p. ISBN 978-0727917409. ( Citado 2 vezes nas páginas 9 and 10. )

NACIONAL, F. Termometro multilaser infravermelho sem contato hc260. <<https://farmacianacional.com.br/termometro-multilaser-infravermelho-sem-contato-hc260-p557406-p172431>> [Acessado em 22 de Novembro de 2023]. 2023. ( Citado na página 27. )

NOGI, M. H. et al. Desenvolvimento de equipamento oxímetro de pulso com sensor reflexivo com integração sem fio a um smartphone. *REGRASP*, v. 4, 2019. ( Citado na página 5. )

PORTO, C. C.; PORTO, A. L. *Exame Clínico*. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan: EDITORA GUANABARA KOOGAN LTDA, 2017. xxi + 881 p. ISBN 0-201-54199-8. ( Citado 3 vezes nas páginas 7, 8, and 9. )

ROS. O ecossistema ros. <[www.ros.org/blog/ecosystem/](http://www.ros.org/blog/ecosystem/)> [Acessado em 18 de Novembro de 2023]. 2021. ( Citado 2 vezes nas páginas 10 and 11. )

SILVA, J. R. de S. et al. Itinerário formativo em ciências da natureza - relato de caso: A construção, confiabilidade e viabilidade econômica de um oxímetro com sistema arduino. *VOZES DOS VALES*, v. 21, 2022. ( Citado 2 vezes nas páginas 5 and 6. )

SISTEMA, C. Interface do sensor oxímetro de pulso max30100 com arduino. <<https://capsistema.com.br/index.php/2021/01/13/interface-do-sensor-oximetro-de-pulso-max30100-com-arduino/>> [Acessado em 20 de Novembro de 2023]. 2021. ( Citado na página 17. )

SISTEMA, C. Termômetro ir iot usando mlx90614 e esp8266 em blynk. <https://capsistema.com.br> [Acessado em 14 de Novembro de 2023]. 2021. ( Citado 2 vezes nas páginas 12 and 13. )



# APÊNDICE A

## Programação

**Código A.1** – Código compilado no Arduino Nano para o sensor MAX30100

```
1  \begin{codigo}[language= C/C++,
2      caption= Código principal]
3
4  #include <Wire.h>
5  #include "MAX30100_PulseOximeter.h"
6  #include <ros.h>
7  #include <std_msgs/Float64.h>
8  #include <std_msgs/Float32.h>
9
10 #define REPORTING_PERIOD_MS 1000
11
12 double bat;
13
14 uint32_t tsLastReport = 0;
15
16 PulseOximeter pox;
17
18 ros::NodeHandle nh;
19
20 std_msgs::Float64 bat_msg;
21 ros::Publisher bat_card("bat_card", &bat_msg);
22
23 std_msgs::Float32 spo2_msg;
```

```

24     ros::Publisher spo2("spo2", &spo2_msg);
25
26     void onBeatDetected() {
27     }
28
29     void setup() {
30         nh.getHardware()->setBaud(115200);
31
32         Wire.begin();
33
34         if (!pox.begin()) {
35             while (1);
36         }
37
38         pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
39         pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
40
41         nh.initNode();
42         nh.advertise(bat_card);
43         nh.advertise(spo2);
44     }
45
46     void loop() {
47         pox.update();
48         bat_msg.data = pox.getHeartRate();
49         spo2_msg.data = pox.getSpO2();
50
51         if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
52             tsLastReport = millis();
53             bat_card.publish(&bat_msg);
54             spo2.publish(&spo2_msg);
55             nh.spinOnce();
56         }
57     }
58
59
60     \end{codigo}

```

---

### Código A.2 – Código compilado no Arduino Uno para o sensor MLX90614

```
1  \begin{codigo}[language= C/C++,
2      caption= Código principal]
3
4  #include <Wire.h>
5  #include <Adafruit_MLX90614.h>
6  #include <ros.h>
7  #include <std_msgs/Float32.h>
8
9  Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();
10
11  ros::NodeHandle nh;
12
13  std_msgs::Float32 temp_msg;
14  ros::Publisher temp("temperatura", &temp_msg);
15
16  float somaTemperatura;
17
18  void setup() {
19      Serial.begin(115200);
20      mlx.begin();
21      nh.initNode();
22      nh.advertise(temp);
23  }
24
25  void loop() {
26      float temperatura = mlx.readObjectTempC();
27      temp_msg.data = temperatura + 7,66;
28      temp.publish(&temp_msg);
29      delay(1000);
30      nh.spinOnce();
31  }
32
33
34  \end{codigo}
```