

Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Engenharia Eletrônica

**Desenvolvimento de *Hardware* de Aquisição e  
Processamento Digital de Sinais para  
Estimação da Saturação do Oxigênio por meio  
de Fotopletismografia**

Autoras: Luísa Caroline Alves Silva e Manuella Cristina Panza  
Ramos

Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinícius Chaffim Costa

Brasília, DF

2023



Luísa Caroline Alves Silva e Manuella Cristina Panza Ramos

**Desenvolvimento de *Hardware* de Aquisição e  
Processamento Digital de Sinais para Estimação da  
Saturação do Oxigênio por meio de Fotopletismografia**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinícius Chaffim Costa

Brasília, DF

2023

---

Luísa Caroline Alves Silva e Manuella Cristina Panza Ramos  
Desenvolvimento de *Hardware* de Aquisição e Processamento Digital de Sinais  
para Estimação da Saturação do Oxigênio por meio de Fotopletismografia/ Luísa  
Caroline Alves Silva e Manuella Cristina Panza Ramos. – Brasília, DF, 2023-  
77 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Marcus Vinícius Chaffim Costa

Trabalho de Conclusão de Curso –  
Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA , 2023.

1. Fotopletismografia. 2. Processamento de sinais. I. Prof. Dr. Marcus Vinícius  
Chaffim Costa. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV.  
Desenvolvimento de *Hardware* de Aquisição e Processamento Digital de Sinais  
para Estimação da Saturação do Oxigênio por meio de Fotopletismografia

CDU 02:141:005.6

---

Luísa Caroline Alves Silva e Manuella Cristina Panza Ramos

# **Desenvolvimento de *Hardware* de Aquisição e Processamento Digital de Sinais para Estimção da Saturação do Oxigênio por meio de Fotopletismografia**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 24 de fevereiro de 2023:

---

**Prof. Dr. Marcus Vinícius Chaffim  
Costa**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Diogo Caetano Garcia**  
**FGA/UnB**  
Convidado 1

---

**Prof. Dr. Flávio de Barros Vidal**  
**CIC/UnB**  
Convidado 2

Brasília, DF  
2023

*Dedico este trabalho a Deus, aos meus pais e minha tia (in memoriam); os quais são a base da pessoa que me tornei. Amo vocês.*

*Luísa Caroline Alves Silva*

*Dedico este trabalho de fim de curso aos meus pais, por serem meu apoio e por me incentivar a alcançar planos grandiosos como este. Amo vocês.*

*Manuella Cristina Panza Ramos*

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por me dar a oportunidade de ingressar na Universidade de Brasília, por Ele me conceder sabedoria para continuar mesmo nos momentos difíceis e me dar forças para alcançar meus objetivos.

Quero agradecer aos meus pais Sonia Alves Silva e Weliton Pereira da Silva por me apoiar, acolher e incentivar na busca por meus sonhos e sempre me ajudar, não só durante minha jornada acadêmica, mas em todos os momentos da minha vida. Agradeço a minha tia Nelci Aparecida Alves (*in memoriam*) que mesmo sem compreender o que a graduação significa, se alegrou e se orgulhou por eu entrar na faculdade. Também sou grata a minha família e amigos por acreditar e me levar palavras de encorajamento e força para continuar.

Não poderia esquecer de deixar um imenso agradecimento a minha dupla Manuella Cristina Panza Ramos que, mesmo com todos os problemas e diversas situações que enfrentamos durante a graduação e TCC, trocou conhecimentos e experiências, e me acompanhou em grandes desafios. Uma colega que se tornou amiga e que vou levar para a vida.

Gostaria de agradecer ao meu amigo e companheiro Anderson Sales Rodrigues Pinto por me ajudar durante toda a minha graduação e ser um apoio fundamental para a realização deste trabalho. Agradeço por estar comigo em todas as ocasiões, sejam elas positivas ou negativas, sempre me trazendo muito aprendizado, incentivo, desenvolvimento acadêmico e, principalmente, crescimento pessoal.

Também agradeço aos meus amigos e colegas de curso, por fazerem essa caminhada ser menos exaustiva, trazendo momentos de descontração, companheirismo e trocas de experiências. Agradeço ao professor orientador, a todos os professores, técnicos, monitores e colegas por todo aprendizado, construção acadêmica e formação profissional.

Por fim, agradeço a todos que contribuíram de alguma forma durante todo o curso, e que me ajudaram durante esta jornada.

*Luísa Caroline Alves Silva*

Agradeço primeiramente a Deus porque até aqui o Senhor me ajudou. Sou grata por ter me fortalecido em cada momento e me capacitado com toda sabedoria e inteligência. Agradeço por me mostrar que os planos do Senhor são bem mais altos dos que os meus e por me surpreender de formas inimagináveis, inclusive com este trabalho.

Gostaria de agradecer aos meus pais, André Luís e Felícia Cristina, que fizeram tanto por mim durante toda minha vida. Obrigada por acreditarem e incentivarem os meus sonhos e serem os maiores apoiadores que eu tenho ao meu lado. Agradeço também ao meu irmão, Lucas André, que me auxilia a enfrentar a realidade, e a minha irmã, Letícia Beatriz, que sempre consegue me fazer rir, me descontraindo em situações intensas. Agradeço a minha vó Maria, ao meu tio Mauro e amigos por palavras de encorajamento e motivação.

É um agradecimento especial que vai além de palavras a minha dupla Luísa Caroline. Sou grata a Deus por unir nossos caminhos, onde pudemos compartilhar tantos momentos, sendo eles difíceis ou alegres, experiências e aprendizagem durante a graduação, além de desenvolver uma grande e genuína amizade que levarei para a vida.

Não posso deixar de agradecer ao meu amigo Anderson Sales. Se concluímos essa etapa final da graduação foi porque você esteve ao nosso lado desde o momento em que nos conhecemos, nos incentivando e nos ajudando ao dividir seu grande conhecimento. Aprendi muito com você pelas suas habilidades e prestatividade.

Agradeço aos meus amigos e colegas de curso que fizeram parte da minha vida acadêmica, com incentivos, convivência em momentos de desesperos, risadas e estudos. Vocês fizeram a diferença durante este período. Agradeço ao professor orientador e a equipe de docentes da FGA que me acompanharam ao longo do curso e que, com empenho, se dedicam à arte de ensinar.

A todos que fizeram parte de minha formação, o meu muito obrigada.

*Manuella Cristina Panza Ramos*

*"Não fui eu que lhe ordenei?  
Seja forte e corajoso! Não se apavore,  
nem se desanime, pois o Senhor, o seu  
Deus, estará com você por onde você andar."  
(Bíblia Sagrada, Josué 1: 9)*



# Resumo

A fotopletismografia (PPG) é um método de aquisição eletro-óptica através de uma extremidade do corpo e requer a captura de dois sinais de fotopletismografia que podem ser obtidos por um oxímetro de pulso. Dessa forma, para este projeto foi estudado e desenvolvido um *hardware* para aquisição e condicionamento de sinais de PPG e um algoritmo robusto para o processamento digital desses sinais. Com isso, tem-se a integração desses processos para melhores cálculos do nível de saturação de oxigênio no sangue ( $SpO_2$ ) e da frequência cardíaca (FC). A tecnologia foi escolhida como objeto de estudo, pois contribui no monitoramento da oxigenação sanguínea, um fator importante em diagnósticos de doenças que afetam o trato respiratório, como a COVID-19, oferece ao usuário comodidade, por ser um sistema não invasivo. A arquitetura de *hardware* desenvolvida foi separada em sistema de emissão, onde foi realizada a temporização (frequência de amostragem de 500Hz) dos LEDs; sistema de aquisição, onde um fotodiodo envia sinais para serem digitalizados pelo microcontrolador ESP32, e visualização, em que os valores calculados do nível  $SpO_2$  e FC são expostos em um display. De modo a atenuar ruídos, foi implementado um algoritmo com técnicas de filtragem digital e adaptativa, a fim de aplicá-lo aos dados de PPG (banco de dados e *hardware*) para extração de características e estimação dos parâmetros cardiorrespiratórios abordados. Neste estudo, comparamos duas técnicas de cálculo do nível de  $SpO_2$  que são: (1) “vermelho sobre infravermelho”, calculando as proporções dos componentes AC e DC dos sinais vermelho e infravermelho PPG no domínio do tempo, seguido pelo uso de uma curva de calibração para determinar o nível de  $SpO_2$  (WEBSTER, 1997); e (2) um algoritmo resistente ao movimento que usa a Transformação de Saturação Discreta (DST) com análise no domínio da frequência (GOLDMAN et al., 2000). Assim, foi avaliado o desempenho das duas abordagens para o cálculo de  $SpO_2$  e da FC ao utilizar os sinais de PPG de um banco de dados, com valores de  $SpO_2$  como referência, e também os adquiridos pelo *hardware* implementado, com comparação pelos valores desses parâmetros obtidos por um oxímetro comercial. Foram utilizadas métricas de erro simples e RMSE para analisar os resultados dos dois métodos desenvolvidos, e com isso, nossa principal conclusão é que, a abordagem utilizando o algoritmo DST apresentou um RMSE de 1,732 e média de erro de 1,05% em relação ao “vermelho sobre infravermelho”. No entanto, essa melhoria vem com um custo computacional significativo.

**Palavras-chave:** Fotopletismografia. Oxigenação sanguínea. Frequência Cardíaca. *Hardware* de aquisição. Oxímetro de pulso. Processamento de sinais.

# Abstract

Photoplethysmography (PPG) is an electro-optical acquisition method through a body extremity and requires the capture of two photoplethysmography signals that can be obtained by a pulse oximeter. Thus, for this project, was studied and developed a hardware for the acquisition and conditioning of PPG signals and a robust algorithm for the digital processing of these signals. Therefore, there is the integration of these processes for better calculations of the level of oxygen saturation in the blood ( $SpO_2$ ) and heart rate (HR). The technology was chosen as the object of study, as it contributes to the monitoring of blood oxygenation, an important factor in diagnosing diseases that affect the respiratory tract such as COVID-19, offers the user convenience, as it is a non-invasive system. The hardware architecture developed was separated into an emission system, where the timing (sampling frequency of 500Hz) of the LEDs was performed; an acquisition system, where a photodiode sends signals to be digitized by the ESP32 microcontroller, and visualization, where the calculated  $SpO_2$  and HR level values are exposed in a display. In order to attenuate noise, an algorithm with digital and adaptive filtering techniques was implemented, for applying it to PPG data (database and hardware) for feature extraction and estimation of the addressed cardiorespiratory parameters. In this study, we compared two techniques for calculating the  $SpO_2$  level which are: (1) “red over infrared”, calculating the proportions of the AC and DC components of the red and infrared PPG signals in the time domain, followed by the using a calibration curve to determine  $SpO_2$  level (WEBSTER, 1997); and (2) a motion resistant algorithm using Discrete Saturation Transform (DST) with frequency domain analysis (GOLDMAN et al., 2000). Thus, the performance of the two approaches for calculating  $SpO_2$  and HR was evaluated when using the PPG signals from a database, with  $SpO_2$  values as reference, and also those acquired by the implemented hardware, with comparison by the values of these parameters obtained by a commercial oximeter. Simple error metrics and RMSE were used to analyze the results of the two methods developed, and with that, our main conclusion is that the approach using the DST algorithm presented an RMSE of 1.732 and mean error of 1.05% in relation to “red over infrared”. However, this improvement comes at a significant computational cost.

**Key-words:** Photoplethysmography. Blood oxygenation. Heart Rate. Acquisition hardware. Pulse oximeter. Signal processing.

# Lista de Figuras

Figura 1 – Curva de dissociação da oxihemoglobina. Retirado de (BELL, 1999). . . . .	23
Figura 2 – Espectro de absorção óptica das diferentes categorias de hemoglobina. Retirado de (MARTINS, 2010). . . . .	25
Figura 3 – Posicionamento de diodo emissor de luz (LED) e fotodetector (FD) para oximetria. Adaptado de (TAMURA et al., 2014). . . . .	26
Figura 4 – Transmissão de luz durante a medição fotopletismográfica. Retirado de (URPALAINEN, 2011). . . . .	27
Figura 5 – Comparação da resposta em frequência dos filtros Butterworth, Chebyshev I e II . . . . .	34
Figura 6 – Configuração geral de filtro adaptativo. Retirado de (DINIZ et al., 1997). . . . .	35
Figura 7 – Estrutura básica de um filtro FIR discreto de ordem $N$ . Retirado de (HAYKIN, 2002). . . . .	36
Figura 8 – Diagrama de blocos da DST. Retirado de (GOLDMAN et al., 2000). . . . .	39
Figura 9 – Diagrama de blocos do esquema de redução da MA pelo método AS-LMS. Retirado de (RAM et al., 2011). . . . .	41
Figura 10 – Fluxograma do método de fusão para redução eficiente de MAs. (NABAVI; BHADRA, 2020) . . . . .	42
Figura 11 – Diagrama de blocos do processamento de sinais PPG para o cálculo do nível de SpO <sub>2</sub> (ALKHOURY et al., 2020). . . . .	42
Figura 12 – Diagrama de blocos do <i>hardware</i> implementado. . . . .	44
Figura 13 – Temporização de sequências de acionamento dos LEDs e captura de dados para processamento. Adaptado de (ELECTRONICS, 2020) . . . . .	46
Figura 14 – Esquemático com o fotodiodo e a rede de realimentação (para uma resposta dinâmica ideal) sendo modelada como um circuito RC simples. Retirado de (INSTRUMENTS, 2015). . . . .	46
Figura 15 – Resposta aos espectros de frequência da luz. Retirado de (INSTRUMENTS, 2015). . . . .	47
Figura 16 – Comportamento dos filtros de Butterworth e Chebyshev tipo II com os parâmetros necessários para a etapa de filtragem do sinal PPG. . . . .	51
Figura 17 – Diagrama de blocos do algoritmo DST e gráfico DST. O nível de SpO <sub>2</sub> calculado pelo algoritmo corresponde ao pico mais à direita no gráfico DST (potência de saída vs. nível de SpO <sub>2</sub> ). Retirado de (ALKHOURY et al., 2021). . . . .	54
Figura 18 – Protótipo do <i>hardware</i> de aquisição desenvolvido. . . . .	58
Figura 19 – Gráfico resultante dos dados obtidos por meio da plataforma de <i>hardware</i> desenvolvida. . . . .	59

Figura 20 – Filtragem dos sinais do banco de dados. . . . .	61
Figura 21 – Filtragem dos sinais adquiridos por meio do <i>hardware</i> desenvolvido. . .	62
Figura 22 – Resultado da FFT dos sinais vermelhos e infravermelhos provindos do banco de sinais quando submetidos ou não a filtragem. . . . .	62
Figura 23 – Estimação pico e vale do sinal do banco de dados. . . . .	63
Figura 24 – Estimação pico e vale do sinal do protótipo desenvolvido. . . . .	63
Figura 25 – Sinal do banco de PPG filtrado utilizando LMS. . . . .	64
Figura 26 – Sinal do <i>hardware</i> de PPG filtrado utilizando LMS. . . . .	65
Figura 27 – Gráfico da curva de potência DST obtida pelo sinal de PPG do banco de dados. . . . .	65
Figura 28 – Esquemático do <i>hardware</i> . . . . .	75
Figura 29 – Placa de circuito impresso do sistema. . . . .	76
Figura 30 – Protótipo do <i>hardware</i> desenvolvido. . . . .	77

# Lista de Tabelas

Tabela 1 – Visão geral das técnicas de remoção de MA. . . . .	43
Tabela 2 – Lógica de acionamento dos LEDs vermelho(R) e infravermelho(IR) . . .	45
Tabela 3 – Características dos filtros para sinais PPG e seus parâmetros . . . . .	51
Tabela 4 – Resultados dos valores calculados de SpO <sub>2</sub> do banco de sinais. . . . .	66
Tabela 5 – Resultados dos valores calculados de SpO <sub>2</sub> do <i>hardware</i> desenvolvido. . .	66
Tabela 6 – Resultados dos valores calculados de FC do <i>hardware</i> desenvolvido. . .	66
Tabela 7 – Raiz quadrada do erro médio . . . . .	67

# Lista de abreviaturas e siglas

A	Absorbância
AC	Corrente alternada (do inglês, <i>Alternating Current</i> )
ACC	Acelerômetro (do inglês, <i>Accelerometer</i> )
AD	Analógico/digital
ADC	Conversor Analógico-Digital (do inglês, <i>Analog-Digital Converter</i> )
ANC	Cancelamento de ruído adaptativo (do inglês, <i>Adaptive Noise Cancellation</i> )
AS-LMS	Mínimos quadrados de tamanho de passo adaptativo (do inglês, <i>Adaptive step-size Least Mean Squares</i> )
CFSA	<i>Cycle-by-cycle Fourier Series Analysis</i>
$c_{Hb}$	Concentração de desoxihemoglobina
$c_{HbO_2}$	Concentração de oxihemoglobina
CI	Circuito integrado
Covid-19	<i>Coronavirus disease 2019</i>
$CO_2$	Dióxido de carbono
COHb	Carboxihemoglobina
DAC	Conversor Digital-Analógico (do inglês, <i>Digital-Analog Converter</i> )
DC	Corrente contínua (do inglês, <i>Direct current</i> )
DFT	Transformada discreta de Fourier (do inglês, <i>Discret Fourier Transform</i> )
DST	Transformada discreta de saturação (do inglês, <i>Discrete Saturation Transform</i> )
DPG	Difosfoglicerato
ECG	Eletrocardiograma
FC	Frequência cardíaca

FIR	Resposta finita ao impulso (do inglês, <i>Finite Impulse Response</i> )
FFT	Transformada rápida de Fourier (do inglês, <i>Fast Fourier Transform</i> )
GPIO	Entrada/saída de uso geral (do inglês, <i>General Purpose Input Output</i> )
$HbO_2$	Oxihemoglobina
Hb	Desoxihemoglobina
ICA	Análise de componentes independentes (do inglês, <i>Independent Component Analysis</i> )
IIR	Resposta infinita ao impulso (do inglês, <i>Infinite Impulse Response</i> )
IR	Infravermelho (do inglês, <i>Infrared</i> )
LMS	Mínima Média Quadrada (do inglês, <i>Least Mean Square</i> )
LED	Diodo emissor de luz (do inglês, <i>Light Emitting Diode</i> )
MA	Artefatos de movimento (do inglês, <i>Motion Artifact</i> )
MetHb	Metahemoglobina
NPN	Negativo-positivo-negativo
NLMS	Mínima Média Quadrada Normalizada (do inglês, <i>Normalized Least Mean Square</i> )
PCI	Placa de circuito impresso
$PCO_2$	Pressão parcial do gás carbônico
pH	Potencial hidrogeniônico
PNP	Positivo-negativo-positivo
$PO_2$	Pressão parcial do oxigênio
PPG	Fotopletismografia (do inglês, <i>Photoplethysmograph</i> )
PWM	Modulação por largura de pulso (do inglês, <i>Pulse-Width Modulation</i> )
R	Razão das absorções (razão normalizada)
RLS	Mínimo Quadrado Recursivo (do inglês, <i>Recursive Least Square</i> )
$SO_2$	Saturação do oxigênio arterial
$SpO_2$	Saturação capilar periférica de oxigênio

T Temperatura

ULP Consumo de energia ultra baixo (do inglês, *Ultra low power*)



# Lista de símbolos

$A$	Ampère
dB	Decibel
nm	Nanômetro
Hz	Hertz
$\Omega$	Ohm
s	Segundos
$T$	Tempo
V	Volts
$\lambda$	Comprimento de onda

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>19</b>
1.1	Contextualização	19
1.2	Justificativa	20
1.3	Objetivo	20
1.4	Objetivos específicos	21
1.5	Organização do documento	21
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>22</b>
2.1	Fisiologia da Hemoglobina	22
2.1.1	Saturação do oxigênio no sangue	22
2.1.2	Propriedades ópticas dos tecidos e da hemoglobina	23
2.2	Oximetria de Pulso	24
2.2.1	Princípios da oximetria de pulso	25
2.2.2	Lei de Beer-Lambert para oximetria de pulso	26
2.2.3	Cálculo teórico de saturação do oxigênio no sangue	29
2.3	O uso do oxímetro na medicina	29
2.3.1	Fontes de erros e problemas encontrados na oximetria	30
2.4	Processamento de Sinais de PPG	32
2.4.1	Filtragem digital	32
2.4.2	Filtragem adaptativa	34
2.4.2.1	Algoritmo LMS	37
2.5	Estado da Arte	38
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>44</b>
3.1	Sistema de Emissão	45
3.1.1	Acionamento dos LEDs	45
3.1.2	Temporização	45
3.2	Sistema de Recepção	45
3.2.1	Fotodiodo OPT101	46
3.3	ESP32	48
3.3.1	Conversor analógico/digital (ADC)	48
3.3.2	Configuração GPIO	49
3.4	OLED SSD1306	49
3.5	Processamento de Sinais de PPG	50
3.5.1	Extração de parâmetros cardiorrespiratórios	50
3.5.1.1	Abordagem no domínio do tempo	50

3.5.1.2	Abordagem no domínio da frequência . . . . .	53
<b>3.6</b>	<b>Proposta de verificação . . . . .</b>	<b>56</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS . . . . .</b>	<b>58</b>
<b>4.1</b>	<b>Implementação do <i>hardware</i> de aquisição . . . . .</b>	<b>58</b>
4.1.1	Circuitos de aquisição, emissão e OLED . . . . .	58
4.1.2	Dados adquiridos pelo <i>hardware</i> implementado . . . . .	58
<b>4.2</b>	<b>Descrição Banco de dados . . . . .</b>	<b>59</b>
<b>4.3</b>	<b>Processamento dos Sinais PPG . . . . .</b>	<b>60</b>
4.3.1	Abordagem no domínio do tempo . . . . .	61
4.3.1.1	Filtragem digital . . . . .	61
4.3.1.2	Estimação preliminar dos picos e vales e cálculo de SpO <sub>2</sub> . . . . .	61
4.3.2	Abordagem no domínio da frequência . . . . .	64
4.3.2.1	Algoritmo de LMS e DST . . . . .	64
<b>4.4</b>	<b>Análise de abordagem no tempo e frequência . . . . .</b>	<b>65</b>
4.4.0.1	Estimação de parâmetros cardiorrespiratórios . . . . .	66
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>68</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>70</b>
	<b>APÊNDICES . . . . .</b>	<b>74</b>
	<b>APÊNDICE A – ESQUEMÁTICO DO <i>HARDWARE</i> . . . . .</b>	<b>75</b>
	<b>APÊNDICE B – PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO (PCI) . . . . .</b>	<b>76</b>
	<b>APÊNDICE C – PROTÓTIPO DESENVOLVIDO . . . . .</b>	<b>77</b>

# 1 Introdução

## 1.1 Contextualização

O fornecimento adequado de oxigênio é essencial para os tecidos e células do corpo humano, e caso ocorra uma ausência de suprimento de oxigênio, as células e tecidos morrem e podem causar danos irreversíveis a eles em poucos minutos. Em razão disso, o monitoramento contínuo das condições de oxigenação do sangue é necessário para adquirir informações críticas (taxa de saturação do oxigênio e frequência cardíaca) na área da saúde ([WEBSTER, 1997](#)).

Uma técnica que se mostra significativa no avanço tecnológico devido ao seu acompanhamento contínuo e não invasivo é a fotopletismografia (PPG), um método de aquisição eletro-óptico, onde é possível obter pelo menos dois sinais adquiridos por incidência e captura de luz nos tecidos. Ao medir as mudanças na absorção da luz causadas pela pressão arterial sanguínea em uma extremidade do corpo, pode-se extrair e analisar parâmetros cardiorrespiratórios para determinar a saturação de oxigênio do sangue e frequência cardíaca ([ALLEN, 2007](#)).

Os sinais PPG são obtidos por meio de oxímetro de pulso, um dispositivo que examina se o nível de oxigênio presente no sangue é apropriado para as necessidades dos tecidos humanos ([URPALAINEN, 2011](#)). Esse aparelho ganha destaque por realizar medições do nível de oxigenação do sangue ( $SpO_2$ ) e frequência cardíaca (FC). Em média, um ser humano saudável tem um valor de  $SpO_2$  de 95 a 100% ao nível do mar e valores abaixo de 90% são considerados baixos podendo indicar um possível início de hipóxia (baixa oxigenação nos tecidos) ([ALKHOURY et al., 2020](#)).

Algumas vantagens do oxímetro são seu baixo custo, disponibilização de informações, comodidade ao usuário e uso para pré-diagnóstico clínico. Sabendo disso, com a pandemia do novo coronavírus (doença que afeta o trato respiratório) houve uma grande procura pelo aparelho e conseqüentemente sua escassez no mercado. Assim sendo, a preocupação por parte de profissionais da linha de frente, entidades governamentais e até mesmo da população em geral cresceu, uma vez que foi evidenciado que o vírus pode causar uma hipóxia silenciosa ([LEVITAN, 2020](#)).

No entanto, na aquisição de dados PPG podem ser captados ruídos e interferências, dependendo do sensor de luminosidade utilizado, que tendem a diminuir a precisão do sinal PPG medido, incluindo respiração, artefatos de movimento e fontes de luz externas. Entre eles, artefatos de movimento são a principal causa de degradação da precisão ([COVIDIEN, 2018](#)). Dessa forma, a filtragem aplicada aos sinais PPG torna-se importante no intuito

de melhorar o sinal processado pelo oxímetro de pulso para minimizar a influência desses fatores.

No contexto apresentado, a proposta de desenvolvimento é de um *hardware* para aquisição e condicionamento de sinais de PPG e um algoritmo robusto para o processamento digital desses sinais. Assim, responsável por melhores cálculos do nível de saturação de oxigênio no sangue ( $\text{SpO}_2$ ) e da frequência cardíaca (FC), a fim de alcançar implementações de alto desempenho computacional, com o intuito de obter uma equipagem de monitoramento de baixo custo, replicável, portátil e acessível.

## 1.2 Justificativa

A oximetria de pulso é um método comum utilizado para medir o  $\text{SpO}_2$  e a frequência cardíaca, apresentando um processo rápido e não invasivo. Porém, devido à ocorrência de implicações que podem diminuir a precisão dos sinais de PPG medidos, incluindo fontes de luz externas, e a principal delas, artefatos de movimento, a avaliação da qualidade desses sinais se tornou uma etapa essencial para projetar sistemas de análise contínuos de longo prazo, confiáveis e precisos (COVIDIEN, 2018).

Diante do cenário, o desenvolvimento de um *hardware* de aquisição não invasivo é relevante para o monitoramento desses parâmetros cardiorrespiratórios, buscando uma alta flexibilidade, possibilidade de reconfiguração, consumo de energia reduzido, facilidade na prototipagem por ser compacto e principalmente, que consiga obter dados para cálculos de  $\text{SpO}_2$  e FC através das curvas características do sinal de PPG.

Além disso, também apresentar um sistema de processamento de sinais para avaliar o desempenho de algoritmos com técnicas de filtragem robustas no domínio da frequência comparadas com as abordagens tradicionais, normalmente calculadas no domínio do tempo, proporcionando o tratamento das possíveis interferências, e assim, alcançar bons níveis de estabilidade e confiabilidade do sistema a fim de obter resultados eficientes que colaboram com a segurança da vida humana.

## 1.3 Objetivo

O objetivo deste trabalho é desenvolver um *hardware* de aquisição com algoritmos robustos que realiza a aquisição e condicionamento de sinais fotopletimográficos para detectar a frequência cardíaca e estimar o nível de saturação de oxigênio no sangue.

## 1.4 Objetivos específicos

- Desenvolver um *hardware* de aquisição de sinais fotopleletismográficos com sistemas para amplificar e filtrar analogicamente esses sinais;
- Implementar um sistema de controle dos LEDs e recepção do fotodetector por um microcontrolador;
- Digitalizar os sinais adquiridos por um conversor Analógico/Digital (AD) de um sistema microcontrolado;
- Implementar um algoritmo em linguagem *Python* que analise pontos de interesse dos sinais de PPG para cálculos de parâmetros cardiorrespiratórios (saturação de oxigênio arterial no sangue e a frequência cardíaca) no domínio do tempo e frequência;
- Avaliar o desempenho de abordagens tradicionais em contraponto com técnicas robustas de filtragem digital em processamento de sinais PPG;
- Validar as implementações utilizando métricas de desempenho com suporte de sinais de PPG e valores de  $SpO_2$  provenientes da base de dados *PPG Experimental Exercise Dataset*;
- Validar métodos implementados para estimação de parâmetros pelos sinais de PPG adquiridos por meio do *hardware* projetado.
- Desenvolver um protótipo que faça a exibição dos dados de  $SpO_2$  e frequência cardíaca.

## 1.5 Organização do documento

Os tópicos subsequentes deste documento estão organizados da seguinte maneira: O Capítulo 2 alude sobre a fundamentação teórica, onde serão apresentados conceitos da fisiologia da hemoglobina, a oximetria de pulso, uso do oxímetro na medicina, processamento de sinais de fotopleletismografia, assim como o estado da arte, que apresenta trabalhos nos quais o *hardware* e o *software* de aquisição, condicionamento e processamentos de sinais PPG já foram implementados. O Capítulo 3 discorre sobre os materiais e métodos envolvidos na implementação do sistema proposto, tais como o sistema de emissão e recepção, o microcontrolador ESP32, métodos para extração de parâmetros cardiorrespiratórios, e por fim a proposta de verificação. Já no Capítulo 4 são expostos os resultados obtidos pela montagem do circuito desenvolvido e a aquisição dos sinais PPG, assim como o processamento destes para obter o nível de  $SpO_2$  e FC. Por fim, no Capítulo 5, têm-se as conclusões sobre o desenvolvimento do trabalho, onde serão discutidos os resultados e trabalhos para o futuro.

## 2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo são abordados os conceitos fundamentais para obter conhecimentos necessários referente aos sinais de fotopleletismografia, e para o desenvolvimento da aquisição e do processamento digital em relação ao assunto retratado. Ademais, são expostos trabalhos realizados ao longo dos anos com diversas técnicas e implementações que contribuem para analisar pontos de interesse desses sinais.

### 2.1 Fisiologia da Hemoglobina

O sangue humano é composto por três principais tipos de células, sendo elas os glóbulos vermelhos, os glóbulos brancos e as plaquetas. Para este estudo vamos nos ater aos glóbulos vermelhos. O papel das hemácias (glóbulos vermelhos) e da hemoglobina contidas nela é facilitar a troca de gases para fornecer oxigênio para as células e tecidos do corpo humano. Essa troca é realizada no processo de hematose e, a partir da difusão de gases, o sangue com dióxido de carbono (sangue venoso) é transformado em sangue oxigenado (sangue arterial) nos alvéolos pulmonares (RIBEIRO et al., 2020).

A hemoglobina é uma proteína de molécula tridimensional formada por dois pares de cadeias polipeptídicas de globina e quatro grupos heme (BELL, 1999). O átomo de ferro no estado ferroso presente no grupamento heme liga-se com a molécula de oxigênio de forma reversível para posteriormente ser liberada nos tecidos (BELL, 1999).

Quando ligada com o oxigênio, a proteína torna-se a oxihemoglobina e no momento que não está ligada ao oxigênio, se torna hemoglobina reduzida (desoxihemoglobina). Essa variação de oxigênio presente na proteína também altera a sua pigmentação. Posto que a hemoglobina carrega oxigênio, sua cor é de um vermelho mais claro. E ao ter a hemoglobina reduzida, sua cor é de vermelho-escuro (WEBSTER, 1997).

#### 2.1.1 Saturação do oxigênio no sangue

Apesar de a hemoglobina ser ideal para o transporte de oxigênio pelo corpo, a saturação do oxigênio pode variar conforme as ligações nessa molécula. Assim, o percentual da saturação do oxigênio arterial ( $SO_2$ ) para hemoglobinas funcionais é encontrado na Equação 2.1:

$$SO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \cdot 100\% \quad (2.1)$$

em que  $c_{HbO_2}$  representa a concentração de oxihemoglobina e  $c_{Hb}$  a concentração de hemoglobina reduzida presentes no sangue (WEBSTER, 1997).

A afinidade com o oxigênio por parte da molécula de hemoglobina pode ser alterada com base na pressão parcial do oxigênio ( $PO_2$ ) no sangue, como retratado na Figura 1. Essa curva, também chamada curva de dissociação da oxihemoglobina, pode ser afetada pela variação de temperatura ( $T$ ), do pH ( $[H^+]$ ) sanguíneo, da pressão parcial do gás carbônico ( $PCO_2$ ) e quantidade de 2,3 - difosfoglicerato (2,3 - DPG) (BELL, 1999).

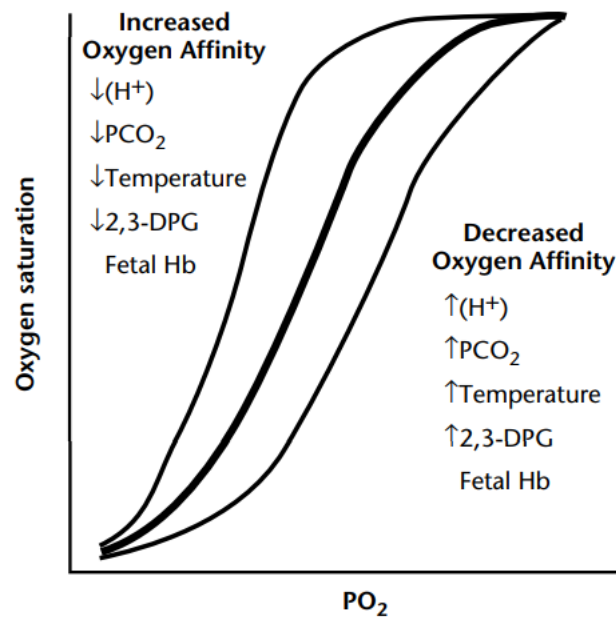


Figura 1 – Curva de dissociação da oxihemoglobina. Retirado de (BELL, 1999).

### 2.1.2 Propriedades ópticas dos tecidos e da hemoglobina

O tecido biológico apresenta uma variação relacionada a propriedades ópticas devido à sua complexidade celular e outros fatores. Entretanto, é possível analisar o caminho óptico dos feixes de luz ao longo dos tecidos ao considerar a absorção, a transmissão e a dispersão da luz, visto que são processos independentes (MARTINS, 2010).

Como o tecido humano tem uma composição molecular, há influência desse fator na absorção de luz, causando uma atenuação da radiação óptica incidente em um tecido. Este processo pode ser determinado pela Lei de Beer-Lambert, que determina a concentração de uma substância pela intensidade de luz transmitida, em um certo comprimento de onda, através de um meio uniforme (tecido). É considerado também que a intensidade da luz incidente decai exponencialmente com a distância (WEBSTER, 1997). Matematicamente, essa lei pode ser expressa como:

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (2.2)$$



em que,  $I$  é a intensidade transmitida da luz,  $I_0$  é a intensidade incidente,  $\epsilon(\lambda)$  é o coeficiente de extinção ou absorvidade do absorvente no comprimento de onda  $\lambda$ ,  $c$  é a concentração da substância absorvente e  $d$  o comprimento do caminho óptico através do meio. Ressalta-se que o meio não deve ser totalmente opaco, do contrário isso inviabilizaria a análise (WEBSTER, 1997).

Quando o meio consiste em camadas de absorventes, a intensidade total da luz transmitida é igual à soma da luz absorvida em cada camada, podendo ser demonstrada como:

$$I = I_0 e^{-\sum \epsilon_i(\lambda) c_i d_i} \quad (2.3)$$

em que,  $i$  representa o número de substâncias absorventes da camada (WEBSTER, 1997). Destaca-se que essas equações não consideram os processos físicos ocorrentes no meio, como a reflexão da luz na superfície ou a dispersão da mesma. Porém, essas condições colaboram no aumento da absorção de luz pelo tecido (BENETTI et al., 2018).

O elemento relevante como absorvedor de luz no sangue humano é a hemoglobina. Essa proteína tem formas diferentes, como a oxihemoglobina ( $HbO_2$ ), a desoxihemoglobina ( $Hb$ ), a metahemoglobina ( $MetHb$ ) e a carboxihemoglobina ( $COHb$ ), e assim, suas características absorventes variam com o comprimento de onda da luz incidente e com a sua ligação química (causa da coloração diferente em que pode ser descrita com coeficientes de extinção).

O espectro de absorção óptica das formas da hemoglobina é apresentada na Figura 2. Nota-se que a  $Hb$  exibe uma absorção maior para comprimentos de onda na região visível (vermelho) e o da  $HbO_2$  para região do infravermelho. Além disso, é possível verificar que os coeficientes de extinção dessas duas espécies de hemoglobina são iguais em um ponto isosbástico em 805 nm (WEBSTER, 1997).

## 2.2 Oximetria de Pulso

A oximetria de pulso detecta e calcula a absorção de luz pela hemoglobina funcional (hemoglobina oxigenada e desoxigenada), segundo as mudanças no volume sanguíneo no leito microvascular do tecido vivo, para produzir uma medição da saturação capilar periférica de oxigênio ( $SpO_2$ ) do sangue arterial (ALLEN, 2007). Os valores dessa medição são normalmente providenciados pelos oxímetros de pulso.

Sua nomenclatura se deu pela utilização da pulsação arterial para diferenciar a absorção/transmissão da luz do sangue arterial com a de outros componentes que podem interferir nessa medição de  $SpO_2$  (WEBSTER, 1997). A oximetria é frequentemente empregada para fazer medições na superfície da pele em locais de aplicação com uma elevada

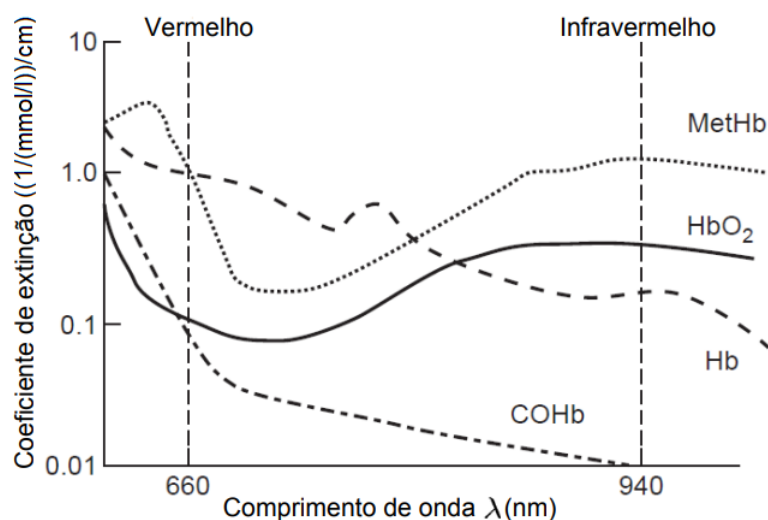


Figura 2 – Espectro de absorção óptica das diferentes categorias de hemoglobina. Retirado de (MARTINS, 2010).

perfusão e poucas camadas de tecidos envolventes, como, por exemplo, o lóbulo da orelha e a ponta dos dedos (MARTINS, 2010).

A forma básica dessa tecnologia requer uma fonte de luz para iluminar o tecido (pele), nesse caso dois diodos emissores de luz (LED - do inglês, *Light Emitting Diode*) um vermelho e um infravermelho com comprimentos de onda normalmente usados na oximetria de 660 nm e 940 nm respectivamente. Esses comprimentos de onda são apontados com linhas verticais na Figura 2. Além disso, também é utilizado um fotodetector, normalmente um fotodiodo, para medir as pequenas variações na intensidade da luz relacionadas às mudanças na perfusão sanguínea no volume de captação luminosa dos LEDs (ALLEN, 2007).

O sensor de oximetria pode ter dois modos: de transmissão e de reflexão, como mostrado na Figura 3. No modo de transmissão, a luz transmitida através do meio é detectada por um fotodiodo oposto à fonte de LED, enquanto no modo de reflexão, o fotodiodo detecta a luz que é refletida do tecido, osso e/ou vasos sanguíneos (TAMURA et al., 2014).

### 2.2.1 Princípios da oximetria de pulso

A oximetria de pulso tem como base os princípios de fotopleletismografia e de espectrofotometria. O primeiro realiza o registro transcutâneo de alternâncias do volume sanguíneo provocadas por variações da pressão sanguínea nos vasos que acontecem durante o ciclo cardíaco (BENETTI et al., 2018). O segundo se baseia na relação das concentrações da desoxihemoglobina e da oxihemoglobina no tecido conforme a transmissão e absorção de luz no comprimento de onda do infravermelho-próximo (região do infravermelho “mais próxima” da região visível observado na Figura 2) (LIMA; BAKKER, 2011).

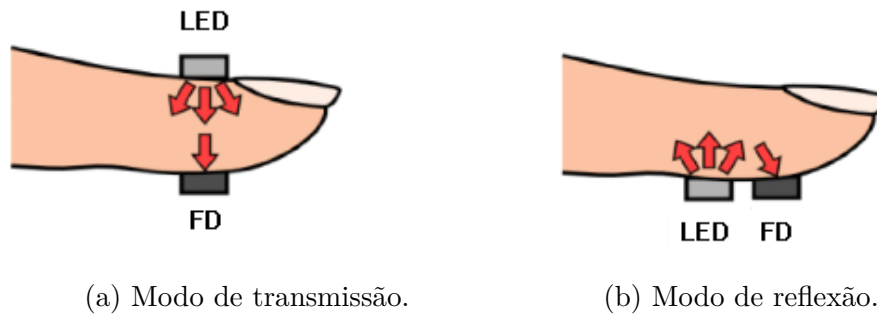


Figura 3 – Posicionamento de diodo emissor de luz (LED) e fotodetector (FD) para oximetria. Adaptado de (TAMURA et al., 2014).

Desse modo, os LEDs emitem feixe de luz que é parcialmente absorvido por diferentes substâncias (pigmentos na pele, osso e sangue arterial e venoso) existentes no caminho até o fotodetector. Durante cada ciclo cardíaco, a absorção de luz varia de acordo com as duas fases principais: a diástole, que provoca uma diminuição da pressão nos vasos sanguíneos e conseqüentemente tem menos absorção luminosa, e a sístole, que apresenta o efeito oposto (ALEXANDER; TELLER; GROSS, 1989).

Assim, é possível obter uma forma de onda do sinal de fotopletismografia adquirido pelo fotodetector apresentada na Figura 4. Consiste em uma forma de onda AC (componente alternado) para alterações síncronas no volume de sangue arterial pulsátil a cada batimento cardíaco, sendo sobreposta em uma linha de base DC (componente constante) que corresponde ao reflexo da luz na pele, seu espalhamento e absorção pelo tecido (músculo, osso, gordura e sangue venoso e arterial) (HUMPHREYS, 2007). Esta componente DC é de variação lenta devido à respiração, atividade do sistema nervoso e termorregulação (ALLEN, 2007).

Com este sinal de PPG pode-se estimar alguns parâmetros, como a frequência cardíaca, a saturação de oxigênio no sangue, a pressão sanguínea, entre outros. Porém, existem fatores biomecânicos, ópticos e fisiológicos que também podem influenciar na aquisição e leitura do sinal (MARTINS, 2010).

### 2.2.2 Lei de Beer-Lambert para oximetria de pulso

Para aplicar os princípios referentes a lei de Beer-Lambert (Equação 2.3) na oximetria de modo a estimar o nível de saturação de oxigênio no sangue, é necessário considerar que (MARTINS, 2010):

- Devido à reflexão e a dispersão dos feixes de luz incidentes, a determinação da intensidade da luz aplicada ( $I_0$ ) não é precisa e nem linear;
- A variação de fluxo sanguíneo, devido aos movimentos de sístole e diástole, na região

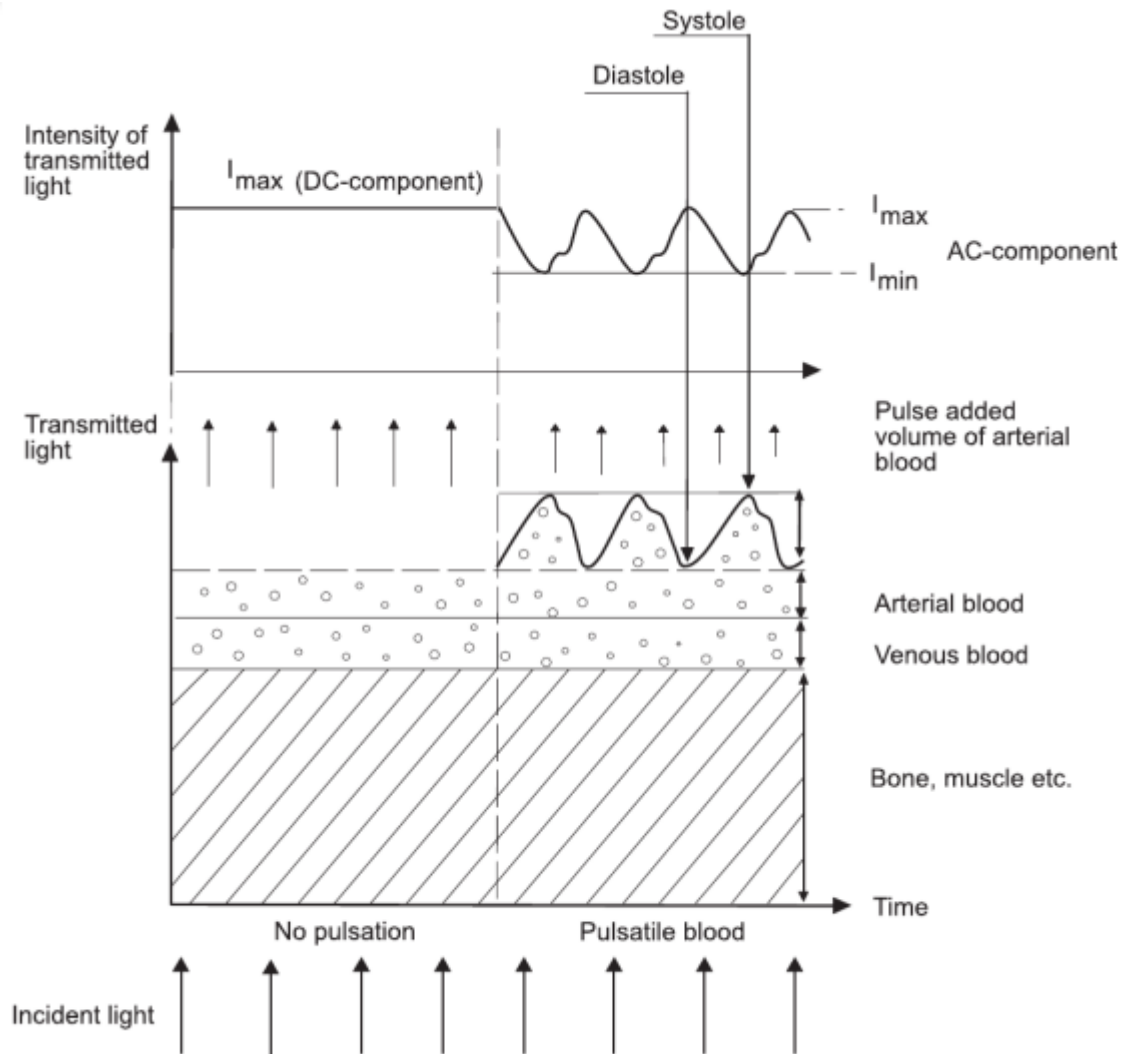


Figura 4 – Transmissão de luz durante a medição fotopletimográfica. Retirado de (URPALAINEN, 2011).

em que se encontra o sensor faz com que a espessura do local varie a cada pulso, pois também há uma variação no diâmetro das artérias devida a pressão. Sendo assim, ocorrerá flutuações no valor da distância óptica percorrida.

Assim, considerando os LEDs como incidentes de dois feixes luminosos de comprimento de onda distintos, e que a superfície de medição apresenta camadas absorventes no meio (tecido, osso, mistura de sangue venoso e arterial), é analisada a intensidade de luz transmitida e suas alterações durante o ciclo cardíaco.

A relação da luz transmitida e da luz incidente no comprimento de onda  $\lambda$  é denominada transmitância ( $T$ ). A absorbância ( $A$ ) é definida como o logaritmo natural negativo desta relação. Combinada com a Equação 2.3, ela pode ser escrita na seguinte forma:

$$A_{\lambda} = -\ln(T) = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_i \epsilon_i(\lambda) \cdot c_i \cdot d_i \quad (2.4)$$

em que,  $i$  representa todos os componentes do tecido, como sangue arterial, sangue venoso, pele e ossos na amostra.

A absorbância do sangue arterial é constituída pela componente DC e AC. Em oxímetros de pulso, a componente AC é dependente do tempo, sendo separada do sinal total transmitido. Logo, é a derivada do tempo da absorbância total, onde o único sinal dependente do tempo é o comprimento do caminho óptico, denominada  $l_{art}$ , através do sangue arterial (URPALAINEN, 2011). Pode-se obter assim a absorção diferencial ( $dA_\lambda$ ) variante no tempo  $t$  para um pulso cardíaco, como:

$$dA_\lambda = \frac{d(A_\lambda)}{dt} \cdot \Delta t = \frac{dl_{art}}{dt} \cdot \sum \epsilon_{art}(\lambda) \cdot c_{art} \cdot \Delta t \quad (2.5)$$

No entanto, a absorção diferencial pode ser avaliada pela taxa de mudança da intensidade da luz transmitida (Equação 2.3) através do componente do sangue arterial, conforme escrito na equação:

$$dA_\lambda = \frac{d\left(-\ln\left(\frac{I(t)}{I_0}\right)\right)}{dt} \cdot \Delta t = \frac{I'(t)}{I(t)} \cdot \Delta t \cong \frac{AC_\lambda}{DC_\lambda} = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max}} \quad (2.6)$$

em que,  $I_{min}$  é a transmissão mínima após a sístole e  $I_{max}$  é transmissão máxima após a diástole. Esses termos podem ser observados na Figura 4 no sinal de PPG. No tempo de um pulso, a absorção diferencial pode ser aproximada com as componentes DC ( $DC_\lambda$ ) e AC ( $AC_\lambda$ ) como representado na equação acima.

Como os oxímetros de pulso normalmente utilizam LEDs com comprimentos de onda de 660 nm (luz vermelha) e 940 nm (luz infravermelha próxima), pode-se obter um valor denominado R, referente à razão de duas absorções diferenciais com comprimentos de onda distintos. Este R também recebe o nome de razão das razões, razão das absorções ou razão normalizada. Dado que o sangue apresenta mais de uma contribuição de absorção óptica, é considerado a soma das concentrações individuais da hemoglobina oxigenada e desoxigenada. Logo, com base na teoria, R pode ser apresentado com a equação (URPALAINEN, 2011):

$$R = \frac{dA_{red}}{dA_{ired}} = \frac{(\epsilon_{HbO_2,red} \cdot c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb,red} \cdot c_{Hb}) \cdot \Delta l}{(\epsilon_{HbO_2,ired} \cdot c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb,ired} \cdot c_{Hb}) \cdot \Delta l} \quad (2.7)$$

O  $\Delta l$  é a variação do caminho óptico e o *red* e *ired* diz respeito ao comprimento de onda vermelho (em inglês *red*) e ao infravermelho (em inglês *infra-red*) respectivamente. A razão R também pode ser calculada, como:

$$R = \frac{dA_{red}}{dA_{ired}} \cong \frac{\left(\frac{AC_{red}}{DC_{red}}\right)}{\left(\frac{AC_{ired}}{DC_{ired}}\right)} \quad (2.8)$$

### 2.2.3 Cálculo teórico de saturação do oxigênio no sangue

A partir do  $R$  é possível calcular a saturação do oxigênio no sangue (URPALAINEN, 2011). No momento em que a espessura da camada arterial é incrementada pelo efeito do pulso cardíaco, estima-se  $\Delta l$  como igual para os dois comprimentos de onda. É feita a suposição:  $tHb \cdot SpO_2 \approx c_{HbO_2}$  (onde  $tHb$  representa a concentração total de moléculas de hemoglobinas presentes no sangue). Além disso, uma restrição de duas espécies de hemoglobina é incluída:  $c_{Hb} + c_{HbO_2} = tHb$  (URPALAINEN, 2011). Assim, a equação 2.7 pode ser reescrita, como:

$$R = \frac{\epsilon_{HbO_2,red} \cdot SpO_2 + \epsilon_{Hb,red} \cdot (1 - SpO_2)}{\epsilon_{HbO_2,ired} \cdot SpO_2 + \epsilon_{Hb,ired} \cdot (1 - SpO_2)} \quad (2.9)$$

Dessa forma, utilizando a definição de  $SO_2$  da equação 2.1, a taxa de saturação de oxigênio no sangue pode ser isolada na equação 2.9 e então ser resolvido para  $SpO_2$ , conforme apresentado:

$$SpO_2 = -\frac{\epsilon_{Hb,red} - R \cdot \epsilon_{Hb,ired}}{(\epsilon_{HbO_2,red} - \epsilon_{Hb,red}) - R \cdot (\epsilon_{HbO_2,ired} - \epsilon_{Hb,ired})} \quad (2.10)$$

Visto que existem outras substâncias presentes no sangue, a luz incidente é parcialmente refletida, espalhada e refratada. A luz detectada pelo sensor óptico corresponde a fótons que viajam por trajetos diferentes, sendo que alguns dos fótons viajam através do tecido sem se deslocar da linha formada pelo emissor e detector, e outros que se dispersam mais longe da linha e ainda assim conseguem ser detectados na outra extremidade. A luz detectada tem tendência a percorrer os caminhos mais curtos, nos quais variam conforme o comprimento de onda do feixe luminoso incidente. Por causa desses fatores, não considerados pela Lei de Beer-Lambert, os oxímetros de pulso convencionais são calibrados empiricamente para dar uma estimativa melhor da saturação de oxigênio, sendo possível obter, por esta relação, uma curva de calibração teórica. (URPALAINEN, 2011).

## 2.3 O uso do oxímetro na medicina

O oxímetro fornece dados referentes à saturação do oxigênio no sangue de forma não invasiva. Esse monitoramento transformou o campo da anestesiologia. Como muitas vezes os anestésicos causam o fechamento das vias aéreas, alteração na perfusão e/ou concentração de  $CO_2$ , o uso do oxímetro coopera para detectar a redução de oxigênio no sangue e evitar situações que podem progredir a óbito (WEBSTER, 1997). Além da anestesiologia, esse método impactou diferentes áreas da medicina, como a área de pós-operatórios, cuidados intensivos, exames e estudos de pesquisas (WEBSTER, 1997).

O emprego do aparelho se tornou frequente em pacientes infectados com o novo coronavírus (COVID-19). Isso se deve principalmente aos danos que o vírus faz no trato respiratório do indivíduo contaminado. É comum em alguns casos de infecção que os pacientes apresentem sintomas apenas quando há um dano extremo e até mesmo irreversível de hipóxia, podendo levar a um tratamento tardio (LEVITAN, 2020).

A hipóxia é uma situação em que há uma falta de oxigenação adequada, ocasionando um estresse oxidativo e inflamação das vias aéreas, o que poderia teoricamente contribuir para mais danos aos tecidos (KENT; MITCHELL; MCNICHOLAS, 2011). Isso pode comprometer as funções do corpo e ocasionar falhas em determinados órgãos do paciente.

E ainda que o oxímetro não detecte a hipóxia, ele facilita a descoberta dessa ausência de oxigênio nos tecidos do corpo humano. Pois, o aparelho fornece a medida de hipoxemia que está diretamente ligada a hipóxia, por se tratar do baixo nível de oxigênio presente no sangue (WEBSTER, 1997).

### 2.3.1 Fontes de erros e problemas encontrados na oximetria

Quando se fala em oximetria, alguns erros e problemas podem ser identificados no processo de utilização deste método. E estes são:

- **Hemoglobinas disfuncionais**

As hemoglobinas não-funcionais muitas vezes não conseguem transportar oxigênio no sangue. Pode-se observar na Figura 2 que essas proteínas, como a carboxihemoglobina e metahemoglobina, possuem um coeficiente de extinção semelhantes ou maiores que da oxihemoglobina, podendo assim provocar equívocos no resultados de SpO<sub>2</sub>. Para isso, o ideal é medir a saturação do oxigênio incluindo a relação total de hemoglobinas (funcionais e não funcionais) como na equação 2.11 (WEBSTER, 1997).

$$SO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{\text{hemoglobina total}}} \cdot 100\% \quad (2.11)$$

- **Anemia**

Quando o paciente possui anemia, o nível de hemoglobinas funcionais em suas hemácias são reduzidos, afetando diretamente o transporte de oxigênio pelo corpo. Esse déficit faz com que as hemoglobinas presentes estejam saturadas, o que pode acarretar uma situação em que a medição de SpO<sub>2</sub> no paciente tenha resultados com níveis normais, mas, na verdade, o mesmo pode estar com hipóxia anêmica (WEBSTER, 1997; SEPPONEN, 2011).

- **Cor da pele do paciente**

Alguns instrumentos têm seus resultados imprecisos devido à cor da pele do paciente. Pois, a desoxihemoglobina e a melanina são os principais absorvedores de luz na pele no comprimento de onda usado para a absorção de hemoglobina, o caminho eficaz para a luz vermelha através do dedo variará com a pigmentação da pele (FEINER; SEVERINGHAUS; BICKLER, 2007).

Sabendo disso, a saturação calculada pode ter valores aumentados em pessoas de pele escura devido ao alto índice de melanina presente. Esse aumento também ocorre para usuários que tenham coloração artificial na pele como tintas e cremes pigmentadores (LUKS; SWENSON, 2020).

- **Interferências eletromagnéticas**

Como as tensões do sinal são pequenas, a tensão gerada por interferências eletromagnéticas podem se sobressair ao sinal e afetar a ponta de prova ou o condutor do sistema (MOYLE, 2002).

Então, em relação ao local no qual o indivíduo está condicionado, se neste ambiente possuir equipamentos que transmitem radiofrequência, o aparelho de oximetria pode ser afetado por interferências eletromagnéticas e, assim, distorcer os dados, causando imprecisão nos resultados (COVIDIEN, 2018).

- **Movimentação do paciente**

A movimentação do paciente pode causar a perda de pulso e desse modo afetar a aferição mais precisa do aparelho. Pois, essa agitação pode alterar a frequência dos pulsos dificultando a leitura e também pode causar o deslocamento do aparelho, fazendo-o ficar posicionado em um local indevido. Dessa forma, pode ocorrer uma leitura incorreta ou até mesmo não chegar a realizar nenhum cálculo de medição (COVIDIEN, 2018).

- **Interferência de luz externa**

A iluminação do ambiente em que se está utilizando o oxímetro também pode interferir em seu resultado. Luzes como lâmpadas cirúrgicas (especialmente as que têm uma fonte luminosa de xenônio), lâmpadas de bilirrubina, fluorescentes e infravermelhas e a luz direta do sol (COVIDIEN, 2018) são exemplos de luminosidades que causam distorção na leitura do aparelho. Essa iluminação externa faz com que a proporção de luz captada seja alterada. Isso faz com que os cálculos de saturação de oxigênio no sangue sejam traduzidos de forma errônea, levando a imprecisão do aparelho (COVIDIEN, 2018).



Outras fontes de erros e problemas podem dificultar a medição de  $SpO_2$  por oximetria, como: o uso de esmaltes, hipotermia, pulsações anormais, limites de baixa perfusão, desvio de luz, má aplicação da sonda, entre outros (WEBSTER, 1997).

## 2.4 Processamento de Sinais de PPG

Visto que os artefatos de movimento consistem principalmente em interferência aleatória de baixa frequência, uma parte de sua redução é realizada por processamento de sinal, com o intuito de melhorar o sinal de fotopletismografia adquirido pelo sensor do oxímetro de pulso.

Assim, para extrair informação específica de interesse de algum conjunto de dados ruidoso, filtros são comumente utilizados, descrevendo um *software* ou *hardware* com essa funcionalidade. Dessa forma, é possível evidenciar sinais em certas faixas de frequências e também reduzir a interferência de sinais indesejados vindos de outras faixas de frequência. O ganho do filtro depende da frequência do sinal, sendo assim necessária a atenuação satisfatória do sinal indesejado (LACANETTE, 1991).

Nesse contexto, o desenvolvimento de filtros colaboram para restaurar o sinal bruto distorcido de alguma forma. Nota-se que várias técnicas de processamento podem ser aplicadas a sinais de PPG, incluindo aquelas que usam referência de um sinal de aceleração, outras que minimizam o artefato de movimento com geração de ruído sintético ou aquelas que usam filtros digitais robustos e também filtros adaptativos (TAMURA et al., 2014).

### 2.4.1 Filtragem digital

O filtro digital é uma ferramenta importante no processamento de sinais e apresenta vantagens em relação aos filtros analógicos. Pode ser implementado em diversas estruturas distintas e a sua escolha pode influenciar na complexidade computacional (quantidade de operações aritméticas por iteração) para atingir um nível de desempenho desejado. Sendo assim, a filtragem aplicada no processamento de sinais PPG necessita ser ajustada para a categoria de filtro escolhida (BASTOS et al., 2019).

Em geral, o projeto e a seleção de filtros digitais são baseados no domínio do tempo ou na saída do domínio da frequência. Idealmente, os domínios do tempo e da frequência precisam ser estudados e explorados para a implementação de um filtro robusto para determinada aplicação. No aspecto do domínio do tempo aplica-se um filtro ao sinal PPG de série temporal e sua saída pode ser examinada visualmente de imediato. No entanto, as mudanças de frequência no sinal PPG filtrado podem ser difíceis de rastrear e reconhecer (ELGENDI, 2020).

Existem duas classes fundamentais de filtros digitais, caracterizadas pela forma da

resposta ao impulso, divididas em: filtro de resposta ao impulso de duração finita ou FIR (do inglês, *Finite Impulse Response*) e os filtros de resposta ao impulso de duração infinita ou IIR (do inglês, *Infinite Impulse Response*). Os filtros FIR são projetados ao utilizar as amostras do sinal de entrada e multiplicá-las pelos coeficientes do filtro e, posteriormente, é somado os resultados de cada multiplicação resultando nas amostras de saída. Dessa maneira, a resposta ao impulso tende a 0, com uma duração finita e o filtro apresenta um comportamento estável ao ser implementado de forma não-recursiva, porém requer um processamento maior (RUSCH; SANKAR; SCHARF, 1996) (PROAKIS; MANOLAKIS, 2013).

Já os filtros IIR são normalmente implementados de maneira recursiva, onde a resposta de saída atual é dada pelos valores de saída anteriormente calculados e os valores do sinal de entrada (ao multiplicar por coeficientes recursivos). Assim, a resposta ao impulso do filtro não tende a 0, apresentando uma duração infinita. Estes filtros podem ser projetados com base em filtros analógicos, sendo os tipos mais comuns utilizados para se obter o equivalente digital: o Butterworth, Chebyshev tipo I e tipo II, elípticos e Bessel (RUSCH; SANKAR; SCHARF, 1996) (PROAKIS; MANOLAKIS, 2013).

Como um filtro pode ser classificado em vários aspectos, a análise de filtros ativos com funções de aproximação deve ser considerada. Em relação a isso, o mais conhecido é a aproximação de Butterworth. Esse método tem como característica uma banda passante com um *ripple* quase nulo e uma banda de transição suave. Ele possui uma taxa de atenuação de 20dB/década para cada polo em sua função de transferência.

Outra aproximação conhecida de filtros ideais é o filtro de Chebychev I e II. Esse filtro apresenta sinuosidade (*ripple*) em sua banda passante, no caso de Chebychev I. Já para o Chebychev II, sua resposta em amplitude possui *ripple* em sua banda de atenuação. O valor do *ripple* é um dos parâmetros usados na especificação do filtro. Observando a Figura 5 é notável como a banda de transição do filtro Chebychev é bastante acentuada, isto é, bem aproximada à frequência de corte em relação ao filtro de Butterworth (ELGENDI, 2020).

Os sinais PPG também apresentam informações específicas no domínio da frequência. Um método comum para conversão desses sinais do domínio do tempo para o da frequência é feito utilizando a transformada de Fourier. Para tal, emprega-se a implementação da FFT (do inglês, *Fast Fourier Transform*), que calcula a Transformada Discreta de Fourier (DFT) pelo processamento de  $N$  amostras temporais do sinal substituídas em partes discretizadas.

Assim, ao calcular a FFT, pode-se analisar as mudanças nas componentes de frequência provindas do sinal filtrado. Com o espectro de frequência do sinal PPG, é possível observar que consiste em várias componentes de frequência, que representa informações úteis, como: a porção cardíaca PPG pulsátil (0,5–4 Hz), atividade respiratória

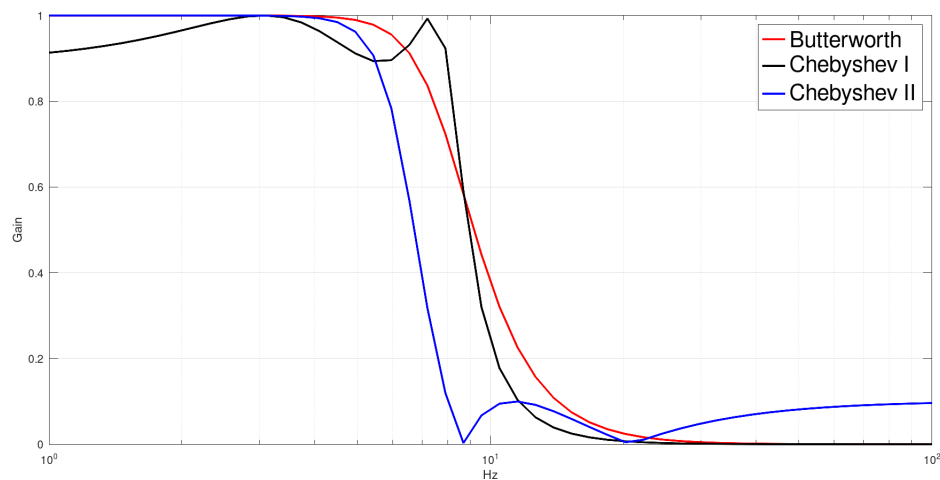


Figura 5 – Comparação da resposta em frequência dos filtros Butterworth, Chebyshev I e II

(0,2–0,35 Hz) e componente de ruído MA (0,1 Hz ou mais) (RAM et al., 2011).

Com isso, a realização do processamento de sinais PPG permite obter um sinal com interferências removidas ou suficientemente amenizadas que podem influenciar na análise das curvas fotopletimográficas. Sendo assim, é possível identificar adequadamente os pontos de interesse do sinal de modo a obter cálculos confiáveis e precisos para determinados parâmetros cardiorrespiratórios.

#### 2.4.2 Filtragem adaptativa

Outro método de processamento que ganha destaque pela sua eficiência ao lidar com o ruído e interferências no sinal PPG é o de filtragem adaptativa. De maneira geral, é um sistema com um filtro linear (sua saída é uma função linear do conjunto de informações de entrada) que consiste em uma função de transferência restrita por parâmetros variáveis (pesos) que se alteram temporalmente, além de se ajustar conforme um algoritmo de otimização durante o processamento do sinal. Os filtros adaptativos não possuem coeficientes de filtro constantes, algo oposto as técnicas tradicionais de projeto de filtro, e utilizam sinais de referências (DIXIT; NAGARIA, 2017) (BENETTI et al., 2018).

Em síntese, um filtro adaptativo é a associação entre um filtro digital e um algoritmo adaptativo recursivo. São empregados em diversas aplicações, como equalização de canais de comunicação, processamento de traços sísmicos e identificação de sistemas, além de cancelamento de ruído (HAYKIN, 2002). Uma vez que os artefatos de movimento de sinais de PPG resultam em ruído dentro da banda, os filtros adaptativos apresentam uma melhor solução em comparação com os convencionais, como o filtro de média móvel.

A abordagem de filtragem adaptativa normalmente utiliza os sinais mostrados na Figura 6, onde  $n$  é o número de iteração,  $x(n)$  denota o sinal de entrada,  $y(n)$  é o sinal

de saída do filtro adaptativo e  $d(n)$  define o sinal desejado (no caso da oximetria, o sinal corrompido com o sinal de movimento). O sinal de erro  $e(n)$  é calculado como a diferença de  $d(n)$  e  $y(n)$ , sendo usado para formar uma função objetivo (ou de desempenho) exigida pelo algoritmo adaptativo para atualizar apropriadamente os coeficientes do filtro. A minimização da função objetivo implica que o sinal de saída do filtro adaptativo está combinando com o sinal desejado em algum sentido (DINIZ et al., 1997). Essa combinação que compreende os sinais mostrados, o filtro e o algoritmo adaptativo é comumente chamada de cancelamento de ruído adaptativo (em inglês denominado como *Adaptive Noise Cancellation* - ANC).

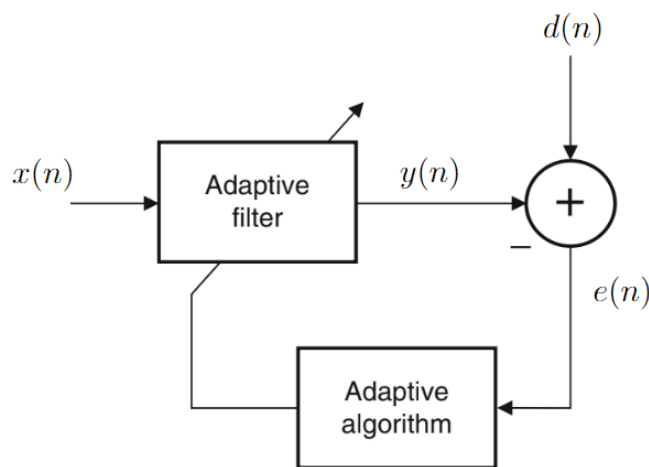


Figura 6 – Configuração geral de filtro adaptativo. Retirado de (DINIZ et al., 1997).

O filtro em questão pode ser implementado em várias estruturas ou procedimentos diferentes. Essa escolha pode interferir na complexidade computacional do processo e também no número de iterações necessárias para alcançar um nível de desempenho pretendido. Existem duas classes principais de realizações de filtros digitais adaptativos, que se diferem pela forma da resposta ao impulso, sendo o filtro FIR e o filtro IIR. Além disso, podem ser descritos também como lineares, quando o sinal de saída é uma função linear do sinal de entrada, caso contrário trata-se de filtros não-lineares (DINIZ et al., 1997) (HAYKIN, 2002).

Ao escolher a estrutura e o tipo de filtro, é preciso projetar os coeficientes do filtro e ajustá-los conforme os dados do problema proposto. Pelo algoritmo adaptativo, esse fator é determinado definindo o método de busca (ou algoritmo de minimização), a função objetivo e a natureza do sinal de erro. Portanto, não há uma única solução para o problema de filtragem adaptativa linear. Na abordagem estatística para essa solução, assume-se a disponibilidade de certos parâmetros estatísticos (como média e funções de correlação) do sinal de interesse e do ruído indesejado, para assim projetar um filtro que reduza os efeitos do sinal ruidoso sobre o sinal de saída (HAYKIN, 2002).

Um possível procedimento para a otimização do filtro é minimizar o valor médio quadrado do sinal de erro, definido como a diferença entre alguma resposta desejada e a saída real do filtro. Em um contexto em que os sinais de entrada são estacionários (suas estatísticas não variam com o tempo), a solução resultante é comumente conhecida como filtro de Wiener, considerada ótima no sentido do erro quadrático médio. Em caso de sinais não-estacionários, os parâmetros do filtro também variam no tempo, assim, o filtro de Wiener se torna inadequado, dando lugar aos filtros adaptativos (HAYKIN, 2002).

Ao abordar o problema de filtrar ruídos de movimentos de um sinal fotopletiomográfico, este trabalho limita-se a aplicação de filtro adaptativo linear com resposta ao impulso finita. A estrutura mais simples para a implementação de um sistema FIR é chamada de estrutura de forma direta, normalmente chamada de filtro transversal que é estrutura do filtro FIR adaptativa mais amplamente utilizada. Para essa realização, o sinal de saída é uma combinação linear dos coeficientes do filtro, que produz uma função quadrática do erro quadrático médio com uma solução ótima única (HAYKIN, 2002). A estrutura básica de um filtro FIR discreto de ordem  $N$  é apresentada na figura 7.

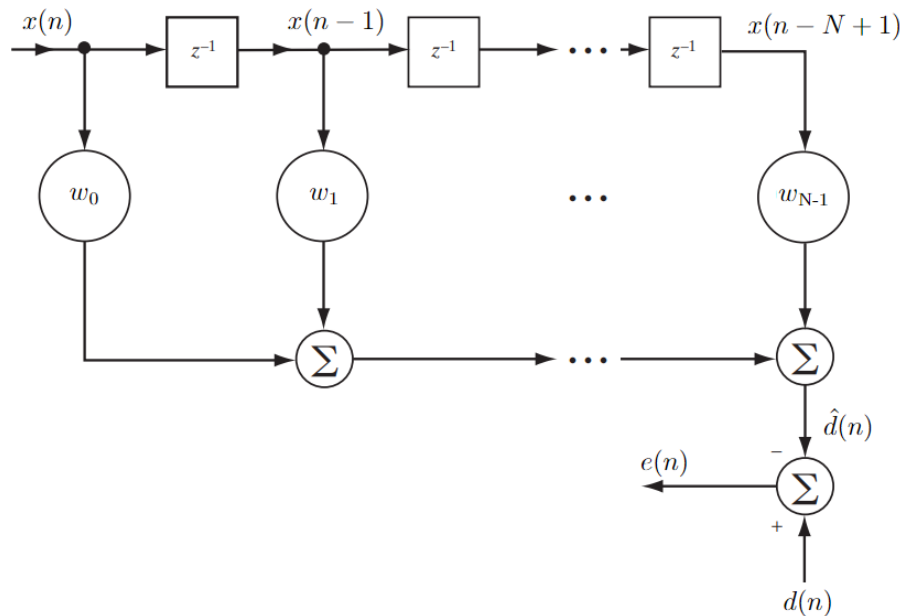


Figura 7 – Estrutura básica de um filtro FIR discreto de ordem  $N$ . Retirado de (HAYKIN, 2002).

Ao considerar um sinal corrompido por ruído como uma entrada  $x(n)$  para um filtro FIR de tamanho  $N$  e vetor de pesos (coeficientes do filtro)  $w = [w_0 \ w_1 \ \dots \ w_{N-1}]^T$ , como mostra a figura 7, a operação de filtragem gera a saída  $\hat{d}(n)$  definida pela soma ponderada dos  $N$  valores mais recentes do sinal de entrada, isto é

$$\begin{aligned} \hat{d}(n) &= x(n)w_0 + x(n-1)w_1 + \dots + x(n-N+1)w_{N-1} \\ &= \sum_{i=0}^{N-1} x(n-i)w_i = x(n)\mathbf{w}^T(n), \end{aligned} \quad (2.12)$$

em que a variável  $i$  é um atraso de instantes de tempo e a segunda expressão é a representação da saída do sinal desejado pelo produto interno com o vetor de entrada  $x(n) = [x(n), x(n-1), \dots, x(n-N+1)]^T$  (HAYKIN, 2002). Dessa forma, podemos definir a estimativa do sinal de erro  $e(n)$  calculado como:

$$e(n) = d(n) - \hat{d}(n), \quad (2.13)$$

em que  $d(n)$  é o sinal de referência e  $\hat{d}(n)$  é o sinal de saída. Dessa forma, como temos que  $\hat{d}(n) = x(n)w^T(n)$ , o sistema da figura 7 pode ser representado pela equação

$$e(n) = d(n) - x(n)\mathbf{w}^T(n). \quad (2.14)$$

Através de um critério de otimização é possível determinar valores ótimos para os coeficientes do filtro. No caso do filtro de Wiener, esse critério é dado pela minimização do erro quadrático médio. Supondo que os sinais  $x(n)$  e  $d(n)$  são estacionários e possuem média nula, pode-se provar que existe uma solução ótima para o problema, dada por

$$w = [w_0 \ w_1 \ \dots \ w_{N-1}]^T = R_x^{-1} \mathbf{p}_{xd}, \quad (2.15)$$

em que  $w$  é o vetor de pesos (coeficientes),  $\mathbf{p}_{xd}$  é o vetor de correlação cruzada entre os sinais  $d(n)$  e  $x(n)$ , e  $R_x^{-1}$  é a inversa da matriz de autocorrelação do sinal  $x(n)$ . A equação 2.15 é conhecida como Equação de *Wiener-Hopf* e pode-se encontrar a demonstração e a teoria por trás da filtragem linear nas referências de Diniz et al. (1997) e Haykin (2002).

Definida a estrutura do filtro, resta definir como os parâmetros do filtro serão atualizados, isto é, qual algoritmo iterativo será empregado para o problema de minimizar o sinal de erro. Existem alguns algoritmos adaptativos conhecidos como o LMS (do inglês, *Least Mean Square*), RLS (do inglês, *Recursive Least Square*), NLMS (do inglês, *Normalized Least Mean Square*), entre outros. O algoritmo adaptativo LMS se destaca por possuir um menor custo computacional e por ser mais utilizado no desenvolvimento deste tipo de filtro.

#### 2.4.2.1 Algoritmo LMS

O algoritmo LMS ou mínimo quadrado médio trata-se de uma classe de filtro adaptativo membro da família dos algoritmos de gradiente estocástico, apresentando uma baixa complexidade computacional, prova de convergência em ambiente estacionário e comportamento estável quando implementado com aritmética de precisão finita (DINIZ et al., 1997).

Este algoritmo usa uma descida de gradiente para estimar um sinal variável no tempo e pode ser visto como uma modificação da equação de *Wiener-Hopf*, sendo que a

matriz de autocorrelação do sinal de entrada ( $R_x$ ) e o vetor de correlação cruzada entre os sinais de entrada e de referência ( $\mathbf{p}_{xd}$ ) são substituídos por aproximações instantâneas a partir dos dados disponíveis quando operado em um ambiente desconhecido (HAYKIN, 2002).

Em seguida, o algoritmo do gradiente é aplicado ao problema de minimizar o erro quadrático médio, ou seja, minimizar a variância do sinal de erro  $e(n)$  do filtro proposto e também fazer o ajuste dos coeficientes. Entretanto, como não é possível determinar exatamente o vetor gradiente, uma estimativa do gradiente é estabelecida a partir das aproximações instantâneas das correlações, o que significa atribuir ao vetor gradiente o caráter estocástico (DIXIT; NAGARIA, 2017).

A demonstração completa do algoritmo pode ser encontrada nas referências de Diniz et al. (1997) e Haykin (2002). Com a notação empregada na seção anterior e após estimar o vetor de gradiente, obtém-se uma relação para o algoritmo iterativo LMS pela qual pode-se atualizar os coeficientes do filtro do vetor de peso  $\mathbf{w}$  no instante  $n + 1$  é descrito pelas seguintes equações

$$e(n) = d(n) - \mathbf{x}(n)\mathbf{w}^T(n) \quad (2.16)$$

$$\mathbf{w}(n + 1) = \mathbf{w}(n) + \mu e(n)\mathbf{x}(n) \quad (2.17)$$

em que  $\mathbf{x}(n)$  e  $\mathbf{w}(n)$  são vetores de dimensão  $N \times 1$  e  $\mu$  é o passo de adaptação que controla a taxa de convergência do algoritmo e deve ser ajustado aos dados do problema. Os valores de  $N$ ,  $\mu$  e o valor inicial de  $\mathbf{w}(n + 1)$  devem ser definidos na inicialização do algoritmo. A alternativa adotada neste trabalho foi inicializar todos os coeficientes do filtro como zeros.

Em resumo, dentre as maiores diferenças entre o algoritmo LMS e outros algoritmos conhecidos temos que: o algoritmo RLS tem uma complexidade computacional maior quando comparado ao LMS, mas que apresenta uma velocidade de convergência maior, já o NLMS apresenta o controle do fator de convergência do LMS por meio da modificação em um parâmetro de tamanho de passo variável no tempo, sendo destinado a minimizar o erro instantâneo de saída. Também converge mais rápido e apresenta um custo computacional bem maior que o LMS (DIXIT; NAGARIA, 2017).

## 2.5 Estado da Arte

Apesar de todos os benefícios na utilização de sinais de fotopletismografia, a maioria das informações pode ser limitada por artefatos de movimento que implicam na

precisão do sinal de PPG medido durante a movimentação do usuário. Assim, o desenvolvimento de algoritmos cada vez mais robustos têm colaborado para o progresso desta tecnologia.

Um dos métodos conhecidos para reduzir o artefato de movimento foi introduzido pela empresa *Masimo Corporation*. Segundo [Goldman et al. \(2000\)](#), para encontrar os parâmetros de saturação de oxigênio livres de interferências por movimentação, utilizou-se a transformada de saturação discreta (DST). O algoritmo DST é formado por um gerador de sinal de referência que produz registros para possíveis valores de  $SpO_2$ , um filtro adaptativo resulta em diferentes sinais de saída provindos do gerador, e um localizador de pico, que detecta o pico mais à direita de um gráfico de potência (o maior valor de saturação) considerado como o  $SpO_2$  representado na Figura 8.

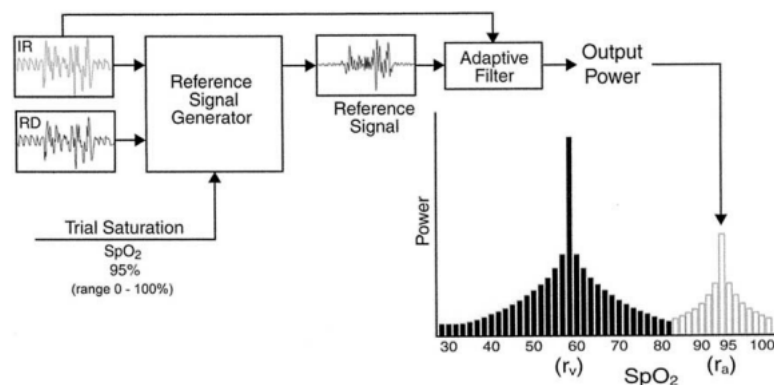


Figura 8 – Diagrama de blocos da DST. Retirado de ([GOLDMAN et al., 2000](#)).

Outra ferramenta representativa é a ICA (do inglês, *Independent Component Analysis*), proposto por [Kim e Yoo \(2006\)](#). Ela tem como base a quase periodicidade dos sinais PPG e consiste na combinação da análise de componente independente e um pré-processador, que aprimora o sinal para separar o sinal PPG dos sinais medidos afetados por artefato de movimento. O pré-processador consiste na detecção de período usando um método de autocorrelação, intercalação de bloco com filtragem passa-baixa e desintercalação de bloco resultando no sinal PPG com a remoção do MA.

Porém, como esta técnica depende da detecção correta de período da forma de onda, caso o sinal apresente artefatos de movimento extremo pode fornecer resultados errôneos. Este método foi aprimorado ao longo dos anos para o domínio da frequência ([KRISHNAN; NATARAJAN; WARREN, 2010](#)) e combinado com filtros adaptativos ([PENG et al., 2014](#)) ([LUKE; SHAJI; MENON, 2018](#)).

No trabalho de [Reddy, George e Kumar \(2008\)](#) foi proposto o método CFSA (do inglês, *Cycle-by-cycle Fourier Series Analysis*) sendo uma análise da série de Fourier para cada ciclo usando a autocorrelação de sinais PPG. Este processo é feito para uma janela de tempo curta, representado por um conjunto reduzido de coeficientes da série de Fourier que são armazenados e aplicados na reconstrução do sinal, de modo a superar a quase-



periodicidade do PPG. Os resultados mostram que o ruído aplicado aleatoriamente nos sinais é removido obtendo o PPG original (sem artefato). No entanto, devido à limitação de que o CFSA é utilizado em períodos exatos dos sinais de PPG, pode ser difícil aplicá-lo a situações em que ocorre perda extensa de periodicidade por artefatos de movimento durante a medição PPG real.

Em [Ram et al. \(2011\)](#), é apresentada uma abordagem baseada em um filtro adaptativo de mínimos quadrados de tamanho de passo adaptativo (AS-LMS, do inglês, *Adaptive Step-size Least Mean Squares*). Este método consiste em um sinal de referência de ruído sintético gerado internamente com base no próprio sinal PPG corrompido por artefatos de movimento ao invés de usar *hardware* adicional, como acelerômetro, para esta aquisição, utilizando as conhecidas técnicas de FFT, ICA e SVD. O melhor método do sinal de referência do ruído sintético de PPG é selecionado pelo critério de valores mais altos de assimetria e curtose (parâmetros de aleatoriedade).

Após isso, o sinal de referência selecionado é aplicado ao filtro adaptativo AS-LMS para a remoção do artefato e feita a estimativa de SpO<sub>2</sub> usando análises no domínio do tempo (DT) e no domínio da frequência (DF) de sinais PPG. Os resultados do teste nos sinais PPG registrados com movimentos frequentemente encontrados provaram a eficiência desse método de filtragem para estimativa confiável e precisa dos valores de SpO<sub>2</sub>. Entretanto, teve-se que restaurar os valores pico-a-pico dos ciclos PPG, visto que a inspeção visual das saídas filtradas não revelou muitas informações sobre a eficácia do método de filtragem.

Nota-se que a suposição sobre o artefato de movimento com ruído sintético pode não se correlacionar bem na realidade com as diferentes fontes de ruído. Além disso, a maior aleatoriedade não revela necessariamente a maior correlação com o MA verdadeiro no sinal PPG. A Figura 9 apresenta o diagrama de blocos desse método.

Em [Harvey et al. \(2018\)](#) foi implementado o método OxiMA, um algoritmo para a remoção de artefato de movimento para estimativa de saturação de oxigênio. Ele é dividido em seis etapas: (1) análise espectral de tempo-frequência, (2) decomposição de sinal, (3) filtragem espectral, (4) extração de frequência cardíaca e rastreamento, (5) reconstrução de sinal e (6) estimativa de SpO<sub>2</sub> ([HARVEY et al., 2018](#)). Esse método utiliza uma técnica de demodulação complexa de frequência variável que decompõe a PPG em bandas na faixa da frequência de pulso.

Por fim, o sinal PPG é reconstruído com base nas componentes que estão dentro da faixa de frequência de pulso no domínio de frequência. Isso faz com que o sinal resultante represente o sinal de PPG sem os artefatos de movimento. Com o cálculo do erro relativo médio entre a referência e o método abordado, pode-se observar que o OxiMA melhora a estimativa de SpO<sub>2</sub> e a precisão da frequência cardíaca.

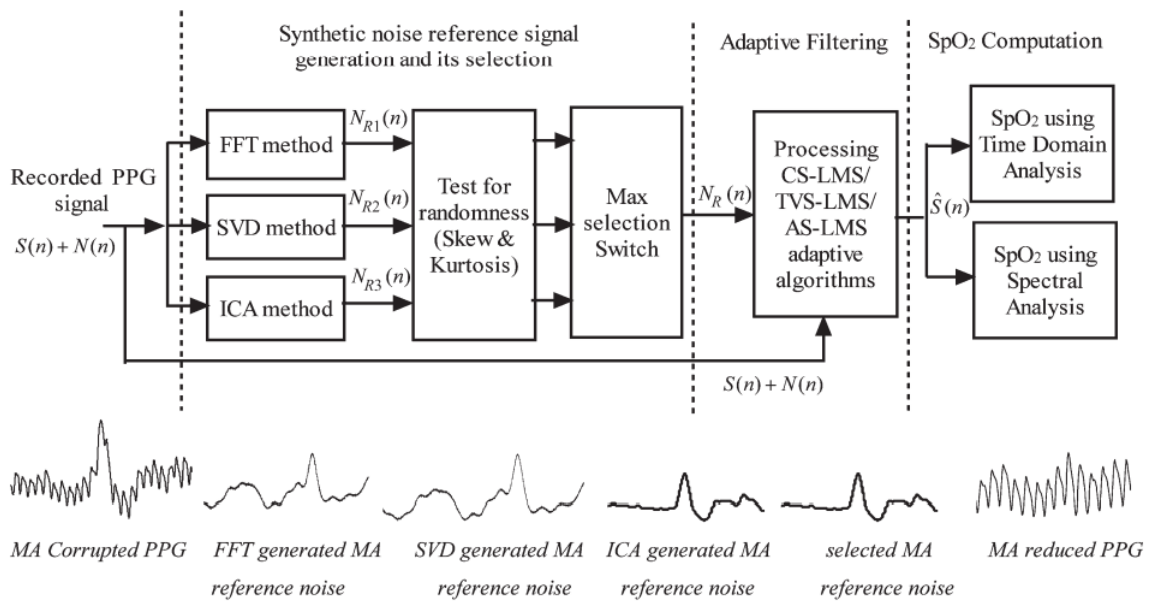


Figura 9 – Diagrama de blocos do esquema de redução da MA pelo método AS-LMS. Retirado de (RAM et al., 2011).

Nabavi e Bhadra (2020) apresentam um método de fusão para reduzir os artefatos de movimento em que a aquisição dos dados do sensor PPG e de um acelerômetro devem ser simultâneos. A filtragem da frequência do sinal de PPG neste sistema se baseia em remover interferências com um filtro rejeita-faixa de resposta ao impulso finita (FIR) baseado no espectro do acelerômetro, dado que sinais são capturados em uma mesma janela de tempo  $T$ . Esse método é apresentado por não depender da qualidade do sinal da PPG, e sim dos dados do acelerômetro. Isso faz com que o sistema possua uma precisão de 95%, contudo, esse método exige mais componentes no hardware para obter resultados efetivos. A Figura 10 mostra o princípio de funcionamento do método proposto.

A proposta de Alkhoury et al. (2020) expõe a comparação de duas técnicas para implementação, a primeira é um cálculo tradicional de oximetria que se baseia na razão das componentes AC e DC dos sinais vermelho e infravermelho, e a outra é a utilização de um algoritmo baseado em *Discrete Saturation Transform* (DST). Para ambos métodos é aplicada uma pré-filtragem do sinal realizada por um filtro Comb. Como a frequência fundamental da PPG é a frequência cardíaca e no projeto é considerado o acesso ao eletrocardiograma (ECG), esse filtro Comb utiliza o sinal da ECG como ajuste e, assim, elimina partes dos sinais de PPG que não estão na frequência cardíaca ou em seus harmônicos principais. A Figura 11 apresenta a arquitetura geral do projeto.

A técnica que apresentou mais precisão foi a do algoritmo baseado na DST com sinais advindos do filtro Comb. Porém, essa técnica possui um custo computacional e requer dados de ECG para sintonização do filtro.

Um resumo das diferentes técnicas de remoção de MA descritas é apresentado na

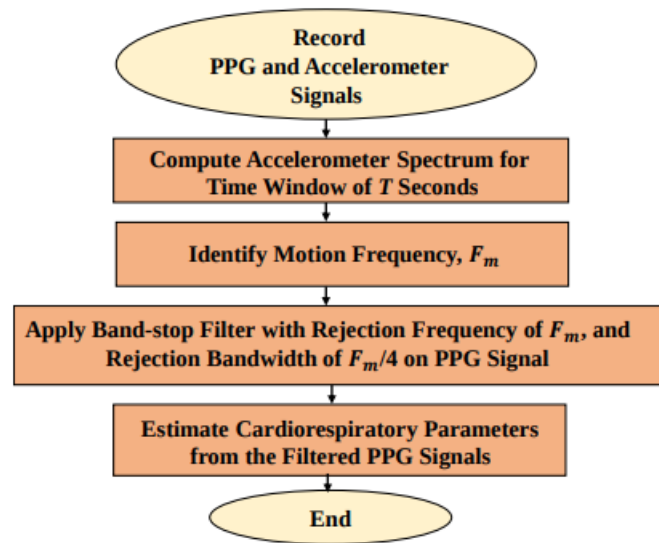


Figura 10 – Fluxograma do método de fusão para redução eficiente de MAs. (NABAVI; BHADRA, 2020)

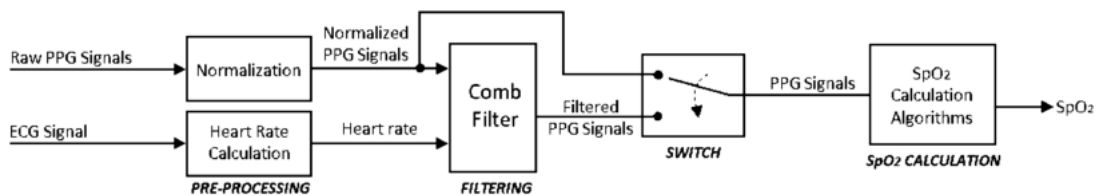


Figura 11 – Diagrama de blocos do processamento de sinais PPG para o cálculo do nível de  $\text{SpO}_2$  (ALKHOURY et al., 2020).

Tabela 1. Nesta Tabela, é visto que os autores dos artigos usaram 2 canais de PPG (IR e RED) e alguns usaram canal ACC (do inglês, *acceleration*), que se refere a leitura de valores medidos por um acelerômetro para 3 variáveis X, Y e Z (uma variável para cada canal ACC). Em seguida, os sinais resultantes, subamostrados e filtrados, foram usados para a aplicação das técnicas de remoção descritas. É informado também, alguns detalhes relevantes para os resultados satisfatórios da técnica utilizada.

Tabela 1 – Visão geral das técnicas de remoção de MA.

Artigo	Nº de canais usados	Técnica de remoção MA	Alguns detalhes
<a href="#">Goldman et al. (2000)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED Não mencionado	DST	Utiliza remoção picos gerados por artefato de movimento na transformação DST
<a href="#">Kim e Yoo (2006)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED foram amostrados a 500 Hz	Decomposição ICA	Utiliza um método de autocorrelação
<a href="#">Reddy, George e Kumar (2008)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED foram amostrados em 200 Hz	CFSA	Resulta também na compressão dos dados
<a href="#">Ram et al. (2011)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED foram amostrados em 250 Hz	Filtragem adaptativa AS-LMS	Geração de MA sintético usando FFT, SVD e ICA Testado para aleatoriedade usando assimetria e curtose
<a href="#">Harvey et al. (2018)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED foram amostrados em 512 Hz	OxiMA	Utilização do sensor da Nellcor OxiMax e oxímetro da Masimo SET Radical RDS-1 para aquisição PPG e SpO2
<a href="#">Nabavi e Bhadra (2020)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED, 3 sinais ACC foram amostrados em 100 Hz	Filtro rejeita-faixa FIR baseado no espectro do acelerômetro	Utiliza o sensor PPG MAX30102
<a href="#">Alkhoury et al. (2020)</a>	1 sinal de PPG IR e 1 RED, 3 sinais ACC e 1 ECG foram amostrados em 256 Hz	Pré-filtragem com filtro Comb e DST	Utiliza o método tradicional e DST Ambos com e sem a pré-filtragem

### 3 Materiais e Métodos

No presente capítulo são apresentados os materiais e os métodos utilizados para o desenvolvimento do projeto. Inicialmente, adotou-se o modo de transmissão do sensor de oximetria para ser implementado e os métodos para aquisição e condicionamento de sinais fotopletimográficos foram segmentados em sistemas de emissão e recepção. Assim, o sistema do *hardware* proposto é composto por: circuitos eletrônicos controlados por um microcontrolador ESP32, que possui conversor analógico digital, barramento de comunicação I<sub>2</sub>C e comunicação serial, e um computador com comunicação USB. A Figura 12 apresenta o diagrama do sistema completo.

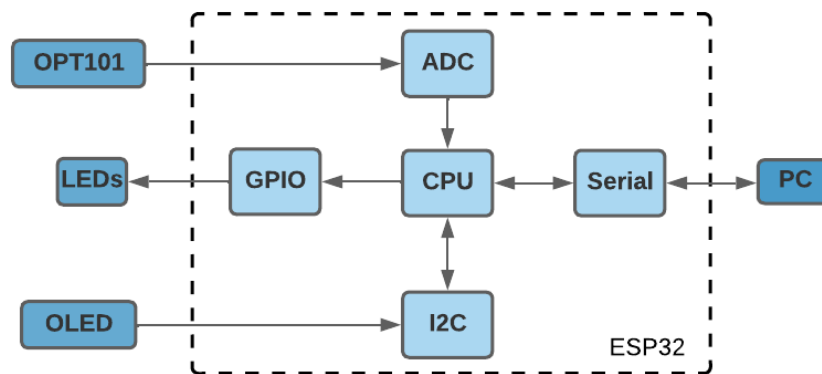


Figura 12 – Diagrama de blocos do *hardware* implementado.

O bloco LEDs representa o par de LEDs vermelho e infravermelho, sendo acionados pelo GPIO do ESP32 para emitir luz. Em seguida, o sinal capturado pelo fotodiodo OPT101 é amostrado pelo conversor analógico digital (ADC) presente no microcontrolador escolhido. O bloco Serial representa a comunicação por USB utilizada para enviar as leituras do ESP32 para o computador e para receber os valores calculados dos parâmetros cardiorrespiratórios pelos algoritmos, representado pelo bloco PC. A porta serial foi configurada para o *baud rate* de 115200, o que foi suficiente para enviar e receber os dados. Por fim, tem-se o visor OLED para visualização dos valores enviados de SpO<sub>2</sub> e FC, utilizando a comunicação I<sub>2</sub>C do microcontrolador.

Para analisar os sinais abordados e obter parâmetros cardiorrespiratórios através dessa observação, adotou-se dois métodos populares para cálculos de SpO<sub>2</sub> através das formas de ondas PPG, ou seja, a abordagem “vermelho sobre infravermelho”, no domínio do tempo, e um algoritmo baseado em DST (transformada de saturação discreta), com análise do domínio da frequência. Deste modo, implementaram-se algoritmos com técnicas robustas de processamento de sinais validados por sinais provenientes de banco de dados e aplicado aos sinais adquiridos pelo *hardware* desenvolvido.

## 3.1 Sistema de Emissão

O sistema de emissão consiste em um circuito que possui dois LEDs, o vermelho (660 nm) e infravermelho (940 nm), para a emissão de luz nos tecidos. Nesse sistema é feita a temporização dos LEDs e realizada a leitura ADC, na qual pode-se obter a frequência de amostragem dos sinais. Todo o controle do sistema é realizado por um microcontrolador programado.

### 3.1.1 Acionamento dos LEDs

Para a captação dos diferentes sinais emitidos por meio dos LEDs, a comutação dos mesmos foi realizada através de uma lógica de acionamento, demonstrado na Tabela 2 para evitar que ambos estejam ligados simultaneamente.

Tabela 2 – Lógica de acionamento dos LEDs vermelho(R) e infravermelho(IR)

Pin 32(IR)	Pin 33(R)	LED Vermelho	LED Infravermelho
HIGH	LOW	Ligado	Desligado
LOW	HIGH	Desligado	Ligado
HIGH	HIGH	Desligado	Desligado

### 3.1.2 Temporização

Com o intuito de adquirir e digitalizar o sinal PPG foi utilizada uma taxa de 500 amostras por segundo, isto é, 2000  $\mu$ s como demonstrado na Figura 13. Assim, a temporização é separada em três partes principais: acionamento dos LEDs, conversão A/D (analógico/digital) de dados e processamento dos dados. O acionamento dos LEDs é realizado no tempo de 220  $\mu$ s para cada um deles e nesse mesmo intervalo também é convertido, de analógico para digital (ADC), o dado capturado pela leitura do sensor. Entre os acionamentos dos LEDs, existe uma espera de 320  $\mu$ s em que ambos estão desligados, e nesse espaço de tempo é realizada uma leitura que fornece dados referentes à iluminação do ambiente. Por fim, após a sequência de eventos, os LEDs são desligados em um período de 1240  $\mu$ s para o processamento dos dados. Após isso, retorna-se para o início do processo de aquisição (ELECTRONICS, 2020).

## 3.2 Sistema de Recepção

Este sistema é constituído por um fotodiodo e um amplificador de transimpedância. O fotodiodo é responsável por receber o sinal óptico emitido pelos LEDs infravermelho e vermelho e converter em um sinal de corrente elétrica. Já o amplificador de transimpedância tem a função de converter o sinal obtido pelo fotodiodo, que antes é invertido e condicionado por um filtro analógico passa-baixa, em um valor de tensão (MARTINS,

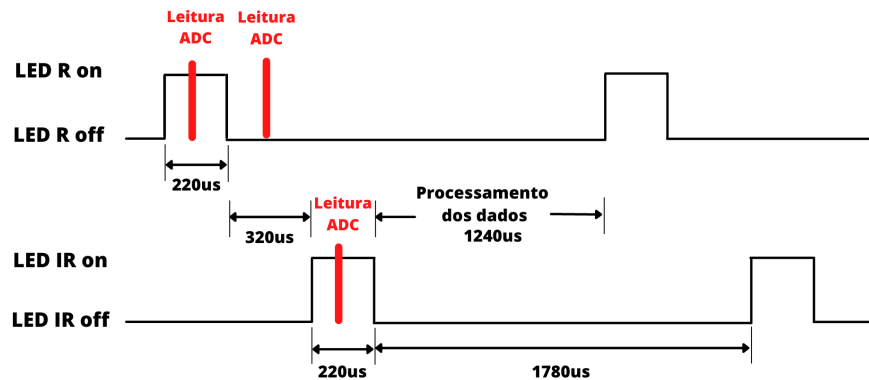


Figura 13 – Temporização de sequências de acionamento dos LEDs e captura de dados para processamento. Adaptado de (ELECTRONICS, 2020)

2010). Dessa forma, foi considerado a escolha de um único componente com essas duas configurações integradas, visto que esta junção pode eliminar os problemas comumente encontrados, como erros de corrente de fuga e captação de ruído.

### 3.2.1 Fotodiodo OPT101

O OPT101, disponibilizado pela empresa *Texas Instruments*, apresenta uma combinação do fotodiodo e amplificador de transimpedância em um único circuito integrado. Ele opera com uma faixa de alimentação de 2,7 V até 36 V e também apresenta uma resposta da tensão de saída que aumenta linearmente com a intensidade da luz. Este dispositivo foi escolhido pelo seu alto ganho, baixo custo, estrutura de tamanho reduzido e propriedades eletrônicas avançadas. Na Figura 14, pode-se observar o seu esquemático.

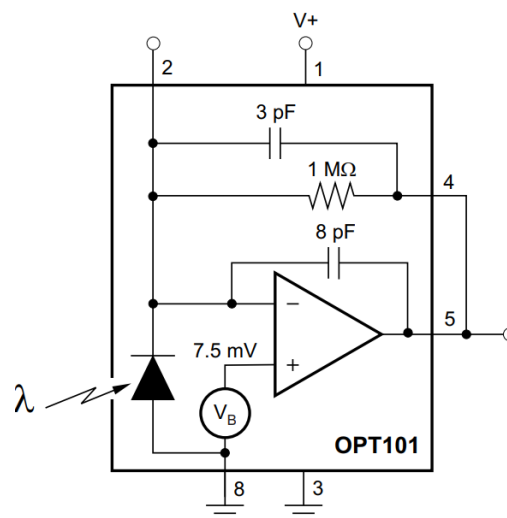


Figura 14 – Esquemático com o fotodiodo e a rede de realimentação (para uma resposta dinâmica ideal) sendo modelada como um circuito RC simples. Retirado de (INSTRUMENTS, 2015).

Devido à utilização de dois LEDs de espectro distinto, analisou-se o alcance de resposta do sensor à estimulação luminosa com base nesses espectros e seus respectivos comprimentos de onda. Para isso, a curva de resposta ao espectro do OPT101 foi observada e apresentada no seu *datasheet* visto na Figura 15. Assim, concluiu-se que este CI (circuito integrado) realiza a captação dos comprimentos de onda dos dois emissores de luz com uma alta responsividade do fotodiodo (maior que 70%) tanto para o vermelho (660 nm) como para o infravermelho (940 nm).

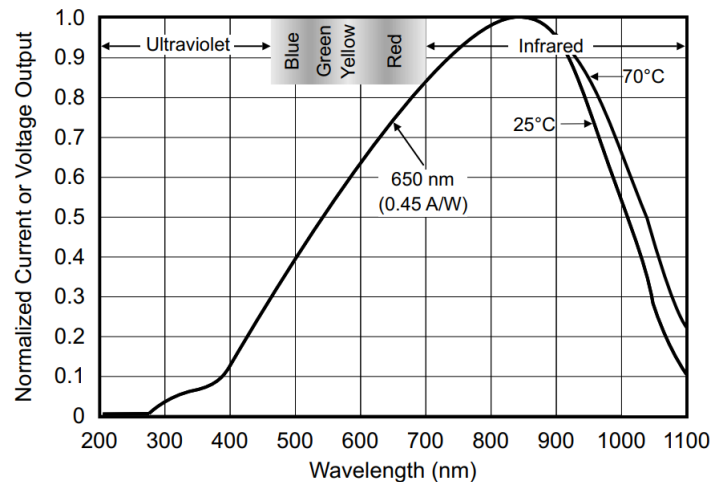


Figura 15 – Resposta aos espectros de frequência da luz. Retirado de (INSTRUMENTS, 2015).

A leitura do sinal da intensidade da luz dos LEDs, que não chegou a ser absorvida pelo tecido, é realizada pelo OPT101. Para obter essa leitura, foi feita a conexão dos pinos de 1 a 8 do componente observado na Figura 14. A rede de realimentação (pino 1) foi conectada com o resistor interno de  $1\text{ M}\Omega$  (pino 4) e o pino de saída do dispositivo (pino 5) para proporcionar o ajuste do ganho do sinal de tensão gerado, como também a conexão do anodo do fotodiodo (pino 8) e a fonte de alimentação negativa (pino 3) a um aterramento do microcontrolador (INSTRUMENTS, 2015). Toda conexão pode ser observada no Apêndice A.

Assim, escolheu-se esta configuração de modo que o ganho apresentasse uma operação satisfatória para alcançar um sinal com uma amplitude razoavelmente alta, e conseqüentemente uma melhor aquisição do sinal pelo conversor A/D. Dessa maneira, destaca-se que o ganho não satura a saída do amplificador operacional no interior do CI.

Após todo o processo do sistema de recepção com o uso do OPT101, o sinal de tensão da saída do amplificador de transimpedância é enviado ao microcontrolador para transformar este sinal analógico em informação digital. O pino de saída (5) do OPT101 é conectado a um conversor A/D do microcontrolador com resolução de 12 bits, em que se estabelece o tratamento e o processamento da informação digital para a obtenção do sinal fotopletiométrico com sua forma de onda característica.



Nota-se que este sistema atua de maneira sequencial devido aos dois sinais recebidos (um pelo LED vermelho e outro pelo infravermelho) com a utilização do mesmo sensor de fotodiodo. Portanto, a leitura do OPT101 é realizada de forma intercalada, em que se optou atribuir uma variável para receber o valor de leitura do sensor para o LED que estiver sensibilizando o fotodiodo. Depois, essa variável é zerada e utilizada novamente para a leitura do outro LED que estará emitindo a luz, proporcionando a aquisição separadamente dos sinais.

### 3.3 ESP32

Para realizar o acionamento do sistema de emissão e recepção do projeto, faz-se necessário o uso de pinos para chaveamento dos LEDs, além de conversores A/D para a leitura do fotosensor. Diante disso, o uso de microcontroladores se torna ideal por serem sistemas compactos, de custo acessível e comumente utilizados para desenvolvimento de aplicações em eletrônica. Por apresentar características compatíveis com as demandas do projeto, optou-se por utilizar o ESP32.

O ESP32 é um chip único que possui 2,4 GHz Wi-Fi e Bluetooth, projetado com uma tecnologia de ultra-baixa potência. Ele é planejado e otimizado para atingir um melhor desempenho de energia, robustez, versatilidade e confiabilidade para uma variedade de aplicações. A placa com este chip integrado possui 38 pinos, dentre os quais 32 podem ser empregados como GPIO (*General Purpose Input Output*), e o restante como pinos de Vcc, Enable e Gnd. Quanto aos conversores, ela suporta 18 canais para ADC de 12 bits e outros 2 canais para DAC de 8 bits. Além disso, no que se refere interfaces de comunicação, a ESP32 possui interfaces SPI, UART e I<sup>2</sup>C, I<sup>2</sup>S e suporte para protocolo CAN ([ESP32, 2016](#)).

Algumas especificações técnicas da placa:

- Tensão Lógica: 3.3 VDC;
- Corrente máxima de consumo: 500mA
- Conector micro-USB;
- Taxa de transferência: 110 à 460800 bps;
- Clock ajustável de 80MHz até 240MHz

#### 3.3.1 Conversor analógico/digital (ADC)

Os ADCs SAR (Conversores analógico-digital de registro de aproximação sucessiva) de 12 bits integrados a ESP32 possuem suporte a medições em até 18 canais. O

coprocessador *ultra low power* (ULP) presente é projetado para medir a tensão durante a operação no modo de espera, possibilitando um baixo consumo de energia (ESP32, 2016).

No presente trabalho, foi utilizado um canal ADC para a leitura dos sinais vermelho, infravermelho e de iluminação do ambiente. A fim de minimizar erros na leitura, foi estabelecido um tempo de espera para leitura de cada um dos sinais como observado na Figura 13. Após a leitura dos sinais, efetuou-se a remoção do valor de captura de luz ambiente de cada um dos sinais. Por fim, foi realizada o decremento do valor de captura de luminosidade não absorvida no valor máximo alcançado em bits (4095) visando obter quanta luz é absorvida pelos tecidos.

### 3.3.2 Configuração GPIO

Os pinos GPIO são utilizados como conexão entre o microcontrolador e periféricos. Esses pinos podem ser configurados como pinos de entrada e saída digital, PWM, ADC, DAC entre outros modos. Porém, neste projeto, o pino foi configurado como saída digital, isso significa que sua tensão é acionada com 3.3V quando o nível lógico está em *HIGH* (alto) e 0V para nível lógico em *LOW* (baixo). Assim opera o funcionamento de chaveamento dos LEDs.

## 3.4 OLED SSD1306

Para a visualização do resultado de SpO<sub>2</sub> calculado pelo sistema proposto, foi utilizado o OLED monocromático de 7 pinos SSD1306 de 0.96 polegadas. Esse visor suporta a comunicação I2C ou SPI, interfaces de comunicação compatível com o sistema microcontrolado. O módulo tem as seguintes especificações:

- Tensão de operação: 3.3 e 5V;
- Resolução: 128x64 pixels;
- Dimensões da tela: 29,3 x 27,8mm.

O protocolo de comunicação definido para o funcionamento do OLED foi a SPI. Essa interface possui três conexões fixas e mais uma para cada escravo no sistema, sendo eles: MOSI (*Master Output Slave Input*, que direciona do mestre para o escravo; MISO (*Master Input Slave Output*) que direciona do escravo para o mestre; SCLK (*Serial Clock*) sendo o *clock* serial. Esse protocolo possui os sinais de comunicação com direção fixa e definida, e para haver o controle de qual escravo está sendo manipulado é utilizado um pino de seleção SS (*Slave Select*).

## 3.5 Processamento de Sinais de PPG

Para processar os sinais de PPG e estimar o nível de  $SpO_2$  foi desenvolvido um algoritmo implementado em linguagem Python, em que se destaca três métodos principais. O primeiro sendo o de pré-processamento, no qual se realiza a normalização dos sinais dos dados fotopletismográficos. O segundo é o método de filtragem, em que são divididos em: filtragem digital, no caso da abordagem no domínio do tempo; filtragem adaptativa, para a abordagem no domínio da frequência. E por fim, o processamento e análise dos sinais para a estimação dos parâmetros cardiorrespiratórios.

São usados os sinais brutos de PPG no algoritmo para serem pré-processados, filtrados e analisados, a fim de extrair características relevantes tanto para o domínio do tempo como o da frequência (pelo algoritmo de DST) na etapa de processamento. Após isso, esses sinais resultantes são aplicados aos cálculos de estimação de  $SpO_2$  e da frequência cardíaca.

Como foram adotados dois procedimentos para serem utilizados e comparados, e cada um possui uma abordagem diferente dos métodos principais, optou-se realizar uma proposta de verificação da estimação de parâmetros cardiorrespiratórios para cada um deles.

### 3.5.1 Extração de parâmetros cardiorrespiratórios

Para obter valores de  $SpO_2$  e frequência cardíaca, utilizou-se dois métodos diferentes comumente usados para extrair características do sinal PPG: análise do espectro temporal e o monitoramento do conteúdo de frequência.

#### 3.5.1.1 Abordagem no domínio do tempo

Esta abordagem foi caracterizada pela técnica “vermelho sobre infravermelho” (WEBSTER, 1997), ao utilizar o cálculo da razão das componentes AC e DC dos sinais PPG vermelho e infravermelho, seguido pelo uso de uma curva de calibração para determinar o nível de  $SpO_2$ .

#### Filtragem Digital

Os sinais de PPG, vermelho e infravermelho, adquiridos pelo sensor OPT101 e digitalizados pelo microcontrolador, como também os sinais provenientes do banco de dados, são enviados para uma etapa de filtragem com modelos de parâmetros que auxilia na extração das características do sinal. Segundo Elgendi (2020), os filtros IIR Butterworth e o Chebyshev tipo II são muito empregados na literatura e apresentam uma resposta positiva na remoção das frequências de interferências que podem alterar as curvas do

sinal em questão, visto que apresentam uma banda de passagem plana, preservando o sinal no domínio do tempo.

Assim, esses dois filtros foram projetados para analisar as saídas de sua resposta em frequência e o seu desempenho ao ser utilizado nos sinais PPG. Foram determinados os parâmetros dos filtros, correspondente na Tabela 3 na qual é apresentado o filtro implementado e sua respectiva ordem, tipo do filtro e frequência de corte. Esses parâmetros foram aplicados em todo o sinal.

Tabela 3 – Características dos filtros para sinais PPG e seus parâmetros

Filtro	Ordem	Tipo de filtro	Frequências de corte
Butterworth	8	Passa-Banda	0,4 Hz e 8 Hz
Chebyshev tipo II	6	Passa-Banda	0,4 Hz e 8 Hz

O algoritmo implementado para a filtragem submeteu o sinal PPG provindo do *hardware*/banco de dados a um filtro passa-banda de 0,4 a 8 Hz e no caso do filtro de Chebyshev tipo II, a atenuação da sua banda de rejeição ( $R_s$ ) foi estabelecida com o valor de 26 dB. É possível observar na Figura 16 o comportamento dos filtros com os parâmetros estabelecidos. Os sinais resultantes da saída dos filtros são utilizados para posterior análise.

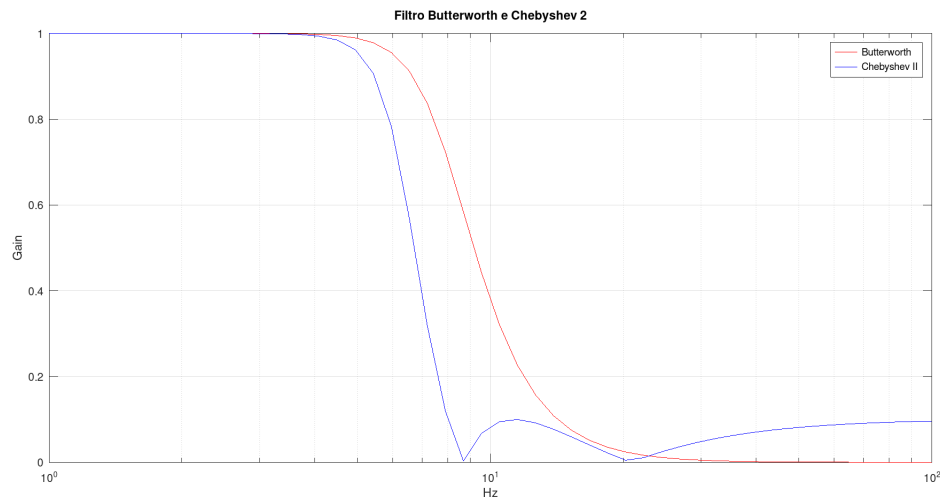


Figura 16 – Comportamento dos filtros de Butterworth e Chebyshev tipo II com os parâmetros necessários para a etapa de filtragem do sinal PPG.

### Detecção de picos e vales

A detecção de picos e vales consiste em obter determinadas características temporais dos sinais PPG ao detectar as amplitudes das ondas filtradas e a distância entre os picos e entre os vales dessas ondas. Através desses reconhecimentos, verifica-se a possibilidade de utilizar suas respectivas localizações para cálculos de parâmetros como o nível de oxigenação no sangue no domínio do tempo.

Nota-se, pela Figura 4, que o pico do sinal é equivalente ao  $I_{max}$ , com a intensidade máxima de luz absorvida, e o vale ao  $I_{min}$ , e consequentemente a intensidade mínima. Assim, foi desenvolvido um algoritmo para estimar os pontos de pico e vale padrão para os sinais de PPG filtrados. No entanto, pode ocorrer de o número dos dois indicadores abordados terem quantidades diferentes por diversos fatores, um deles é a presença de artefatos de movimento. Logo, é comum que os algoritmos de detecção de pico e vale falhem, identificando falsos picos ou vales.

A implementação do algoritmo foi desenvolvida da seguinte forma: foi realizado a verificação de duas amostras, o dado atual e o dado anterior. Na verificação é feita a comparação da amostra anterior com a atual e enquanto o dado atual se mostrar maior que o dado anterior, o algoritmo considera esse valor como um possível pico, e só é apontado como um pico real quando a amostra atual for menor que a anterior. Da mesma forma, enquanto o dado atual for menor que o dado anterior, ele é um suposto vale, e só é considerado vale quando o valor atual for maior que o anterior.

A fim de evitar picos e vales irrelevantes nos cálculos, comumente causados por MA, e para minimizar a possibilidade de picos e vales consecutivos, é realizado uma lógica de limiar. Esse limite determinado a partir de um limiar calculado com o produto de uma constante e o valor do passo. O passo aumenta enquanto os valores forem subindo, no momento que encontra um pico ele é zerado (ARGÜELLO-PRADA, 2019). Como complemento, também é realizado uma média móvel dos picos e vales encontrados. Para limitar os picos, a média é calculada com 5 amostras de picos encontrados e multiplicada a uma constante para que apenas valores acima dessa faixa possam ser considerados picos verdadeiros. Semelhantemente, para limitar os vales é realizado o mesmo cálculo, porém, apenas valores abaixo desse limite são considerados vales verdadeiros.

### Razão normalizada

Como visto anteriormente, os sinais PPG possuem dois componentes principais: um componente AC e um DC. Porém, tem-se que a componente DC do sinal varia de uma pessoa para outra (fator que depende de variáveis como tom da pele e espessura do tecido), e em razão disso, um processo de normalização é comumente usado (ALKHOURY et al., 2020). Para tal, utilizou-se a teoria da razão normalizada obtida ao dividir o componente AC pelo seu componente DC dos sinais PPG vermelho e infravermelho segundo a Equação 2.9.

No sinal adquirido pelo fotodiodo, percebe-se que há picos a cada batimento e vales entre os batimentos. Assim, utilizou-se essa abordagem para calcular a razão. Os picos e vales para cada ciclo cardíaco são reconhecidos a partir do sinal de transmissão, visto que, o vale é a parte do sinal que inclui todas as absorções constantes (DC) e pela diferença da luz absorvida em um vale de uma amostra de pico é obtido o resultado do

volume de sangue arterial trazido a cada batimento (AC). Então, com a detecção dos picos e vales do sinal PPG, a razão AC e DC para cada comprimento de onda diferente, calculou-se a razão normalizada R, para posteriormente obter os valores de SpO<sub>2</sub>.

### Cálculo do nível de SpO<sub>2</sub>

De modo a estimar o nível de saturação de oxigênio no sangue, foi calculado o SpO<sub>2</sub> usando a fórmula baseada na equação 2.10 (WEBSTER, 1997) com a curva de calibração determinada, como (ALKHOURY et al., 2021):

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R \quad (3.1)$$

Assim, os diferentes valores obtidos pelo cálculo da razão normalizada R foram aplicados na equação 3.1 e os resultados foram os níveis de SpO<sub>2</sub>, dado em porcentagem. Porém, pode haver a necessidade de uma calibração empírica para melhor estimar o nível de SpO<sub>2</sub> em relação ao método desenvolvido de detecção de picos e vales.

### Frequência cardíaca

Para a estimação da frequência cardíaca (FC) com a abordagem no tempo, calculou-se o intervalo de tempo entre cada um dos picos identificados. Uma vez que a diferença de tempo entre os picos consecutivos tem a influência do ciclo cardíaco, foi possível determinar um intervalo entre eles chamado intervalo pico-a-pico (PPI, do inglês *Peak-to-Peak Interval*) dado em segundos. Em seguida, conforme exposto pela equação 3.2, o valor da frequência cardíaca foi calculado com base em batimento por minuto (bpm) pela relação (ELGENDI, 2012):

$$FC = \frac{60}{PPI} \quad (3.2)$$

O desafio ao utilizar esse método é que como os artefatos de movimentos costumam corromper o sinal PPG, pode-se identificar falsos picos que influenciam na determinação desse parâmetro. Porém, uma vantagem é a possibilidade de obter uma FC com a menor latência (ELGENDI, 2012).

#### 3.5.1.2 Abordagem no domínio da frequência

Para esta abordagem adotou-se a implementação do algoritmo baseado na Transformada de Saturação Discreta (DST) (GOLDMAN et al., 2000), que usa um filtro de cancelamento de ruído adaptativo para suprimir alguns efeitos de artefato de movimento nos cálculos do nível de SpO<sub>2</sub>, melhorando assim a oximetria de pulso.

Esse algoritmo isola “componentes de saturação” individuais no caminho óptico, permitindo a separação de componentes correspondentes ao nível de  $SpO_2$  de componentes de ruído e interferência, incluindo artefatos de movimento (ALKHOURY et al., 2021). A Figura 17 apresenta o diagrama de blocos do algoritmo DST.

Os sinais PPG vermelho e infravermelho são as entradas e o nível de  $SpO_2$  é a saída. Para determinar o valor da oxigenação sanguínea esse procedimento não depende do cálculo da proporção de luz vermelha sobre infravermelha. Sendo assim, utiliza-se um modelo para calcular sinais de referência, o qual é usado pelo filtro adaptativo, e com a DST identifica-se a saturação arterial.

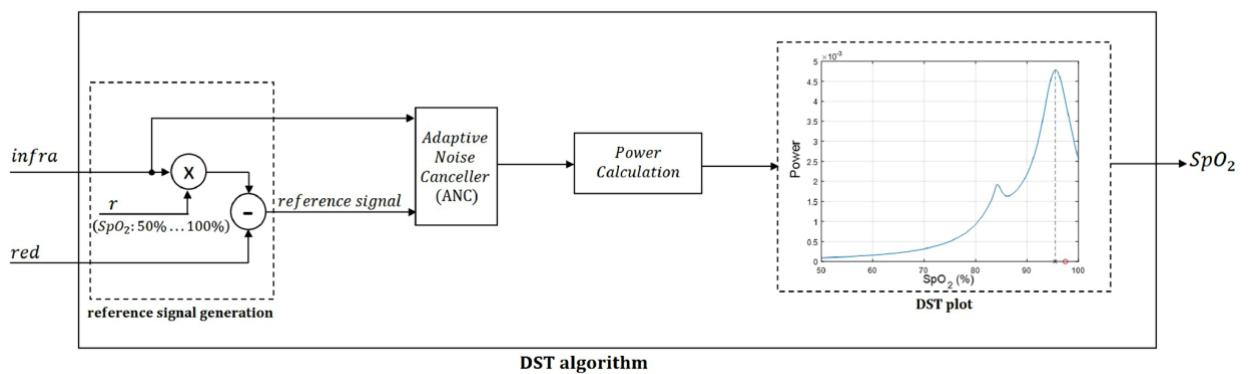


Figura 17 – Diagrama de blocos do algoritmo DST e gráfico DST. O nível de  $SpO_2$  calculado pelo algoritmo corresponde ao pico mais à direita no gráfico DST (potência de saída vs. nível de  $SpO_2$ ). Retirado de (ALKHOURY et al., 2021).

Sabe-se que os sinais fisiológicos detectados em resposta à luz vermelha e infravermelha consistem em porções de sinal indesejadas, bem como porções de sinal desejadas, proporcionais umas às outras por meio da razão de densidade óptica arterial. Logo, ao subtrair o produto da razão da densidade óptica arterial e o sinal infravermelho da luz vermelha, o resultante é um sinal de referência que contém apenas porções de ruído (GOLDMAN et al., 2000).

O algoritmo DST não usa apenas um sinal de referência de ruído, mas toda uma família de sinais de referência, que foi gerada para cada razão de densidade óptica correspondente a valores de  $SpO_2$  que variam de 0 a 100% em uma resolução escolhida de 1%. O sinal de referência, denominado RS, é então definido como:

$$RS = \text{infravermelho}(t) \times r - \text{vermelho}(t), \quad (3.3)$$

em que  $r$  é um valor arbitrário da razão de densidade óptica que corresponde aos níveis de  $SpO_2$  com valores já citados que foram usados como teste inicial, tendo em vista a saturação medida em um ser humano. O  $\text{vermelho}(t)$  e  $\text{infravermelho}(t)$  são os sinais PPG vermelhos e infravermelhos dependentes do tempo coletados em uma faixa de tempo

$t \in [0, T]$  ( $T$  escolhido foi de 10 segundos). Dessa forma, o sinal de referência foi calculado para a gama de valores da razão de densidade óptica, uma vez que não se pode determinar qual valor de  $r$  é igual à saturação de oxigênio esperada até que seja varrido por essa faixa de valores.

### Filtragem Adaptativa

O algoritmo DST emprega filtro ANC para remover o ruído e fornecer um  $\text{SpO}_2$  “limpo”. Para cada  $r$  arbitrário (correspondente a um nível de  $\text{SpO}_2$  entre 0 e 100%), dois sinais de entrada são alimentados no filtro adaptativo que identifica e remove as componentes de frequência que são comuns entre os dois sinais (GOLDMAN et al., 2000).

Sendo assim, adotou-se o filtro ANC como sendo o filtro adaptativo FIR e o algoritmo LMS, projetado ao definir as escolhas de  $N$ , o número de coeficientes do filtro, e o passo  $\mu$ . Esse filtro foi escolhido por apresentar uma complexidade computacional menor, visando obter um processamento acelerado.

Como entrada do filtro, a família de sinais de referências foram utilizados como sinal de referência  $d(n)$  e o sinal infravermelho foi o sinal de entrada do filtro, que corresponde a  $x(n)$ , tendo como influência o trabalho de Goldman et al. (2000). O sinal de erro  $e(n)$  é o sinal após a filtragem do sinal de ruído, isto é, trata-se da estimativa do sinal da fotopletiografia após a atenuação do ruído de movimento.

A potência do sinal coletado na saída do ANC foi calculada no domínio da frequência para cada sinal de referência. Um gráfico DST é então gerado, como pode ser observado na figura 17, com os valores de  $\text{SpO}_2$  usados para gerar os sinais de referência nas abcissas e a potência na saída do ANC para cada sinal de referência nas ordenadas.

### Cálculo do nível de $\text{SpO}_2$

Após medir a potência de saída do cancelador de ruído adaptativo para cada sinal de referência, o gráfico de saída resultante apresenta uma curva com um determinado pico. No caso de um sinal PPG limpo, o gráfico DST mostra apenas um pico sem muita variação de amplitude. Sua localização corresponde à estimativa do nível de  $\text{SpO}_2$ . Para o sinal ruidoso, aparece uma maior variação da amplitude na potência de saída e pode aparecer dois picos distintos, como o gráfico da Figura 17, porém somente o maior pico corresponde ao verdadeiro valor de saturação.

Dessa maneira, o cálculo do nível de  $\text{SpO}_2$  foi obtido ao identificar o pico apropriado na transformação do DST que corresponde à saturação de oxigênio arterial, ou seja, o maior valor de  $\text{SpO}_2$ , sendo normalmente o valor do pico mais alto monitorado pela saída do gráfico DST.



## Frequência cardíaca

Ao transformar o sinal PPG para o domínio da frequência utilizando a FFT, pode-se observar as interferências em altas frequências do sinal e, ao adotar este método, é possível identificar as frequências dos pulsos do sinal. Assim, a frequência cardíaca pode ser calculada pela identificação da componente de frequência com pico de maior amplitude no sinal de PPG previamente filtrado e teoricamente livre de artefatos de movimento, sendo a frequência fundamental. Esta componente é a dominante do sinal PPG que indica o seu ritmo quasi-periódico (ALLEN, 2007) (BENETTI et al., 2018).

Este método funciona bem na maioria dos problemas, porém possui alguns fatores negativos como a resolução de frequência, pois quanto maior o tempo de observação do sinal, maior será o número de amostras e menor será a resolução em frequência. Dessa maneira, ao usar gravações de sinais de PPG com um tempo muito longo, os parâmetros cardiorrespiratórios como a frequência cardíaca pode ser mais difíceis de assumir como estacionária por um longo intervalo (BENETTI et al., 2018).

Além disso, outro fator é a influência dos artefatos de movimento, visto que em alguns casos as suas frequências podem ser sobrepostas com a frequência fundamental referente a frequência cardíaca, dificultando a localização das componentes de frequência exatas (CHO et al., 2012).

Logo, neste domínio, a FC pode ser calculada a partir da frequência fundamental do pico dominante usando a seguinte equação:

$$FC = 60 \cdot f_{fundamental} \quad (3.4)$$

O resultado desta equação dá o valor da FC em bpm. Destaca-se que o cálculo é feito para o sinal PPG previamente segmentado.

## 3.6 Proposta de verificação

Para validar a implementação em *hardware*, será testado o desenvolvimento do algoritmo com as abordagens do domínio do tempo e da frequência, ao utilizar sinais de PPG provindos de um banco de dados públicos que também tenha valores de SpO<sub>2</sub> como referência para comparação de resultados. Serão feitos também testes com o protótipo funcional desenvolvido para a obtenção de sinais de PPG.

Após isso, com os dados de PPG adquiridos pelo *hardware* implementado, o mesmo algoritmo que foi utilizado para o teste no banco de dados será empregado a estes sinais. O nível de SpO<sub>2</sub> de sua saída será comparado com os resultados adquiridos por um oxímetro de pulso comercial de modelo G-TECH - Oled Graph (com valores de SpO<sub>2</sub> e

FC). Outro parâmetro a ser verificado é a frequência cardíaca, porém sua comparação será com o oxímetro comercial. Como critério de validação das abordagens testadas para os parâmetros cardiorrespiratórios será adotado o erro simples e o RMSE (raiz quadrada do erro-médio, do inglês *Root Mean Square Error*), calculado pela equação a seguir:

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left( \frac{\hat{y}_i - y_i}{N} \right)^2} \quad (3.5)$$

em que  $N$  representa o número de dados,  $\hat{y}_i$  é a  $i$ -ésima previsão dos valores correspondentes aos cálculos realizados e  $y_i$  é a  $i$ -ésima medição observada pelos valores de referência.

Serão feitos testes de integração do *hardware* com o módulo OLED para a visualização dos valores de SpO<sub>2</sub> e FC. Estes testes serão realizados pela comunicação serial por USB utilizada para enviar as leituras do microcontrolador para o computador, transmitindo os dados em tempo real. As medições serão armazenadas em lista dado um instante de tempo, que vai deslocando um segundo a cada novas amostras coletadas pelo *hardware*. Então será realizado o processamento dos dados e retransmitidos pela própria comunicação serial ao microcontrolador para a observação dos resultados e parâmetros cardiorrespiratórios no OLED obtidos pela saída do algoritmo.

## 4 Resultados

### 4.1 Implementação do *hardware* de aquisição

Para a implementação do *hardware* proposto foram desenvolvidos os esquemáticos dos circuitos apresentados no Apêndice A para a produção de PCIs, em que possuem os sistemas de emissão e recepção, e o OLED para visualização.

#### 4.1.1 Circuitos de aquisição, emissão e OLED

A fim de minimizar interferências e falhas de conexão, foi necessária a confecção de duas PCIs apresentadas no Apêndice B. O sistema foi dividido em parte superior e inferior. Na parte superior encontra-se o circuito de emissão composto por dois LEDs, um infravermelho e um vermelho, e a visualização, no qual foi utilizado o módulo OLED para a observação dos valores referentes aos parâmetros cardiorrespiratórios. Na parte inferior, está o sistema de recepção, com o OPT101, e o microcontrolador ESP32. As conexões das duas placas são feitas através de *jumpers* para a comunicação com os pinos do microcontrolador. É possível observar todo o sistema na Figura 18 e demais imagens das partes descritas no Apêndice C.

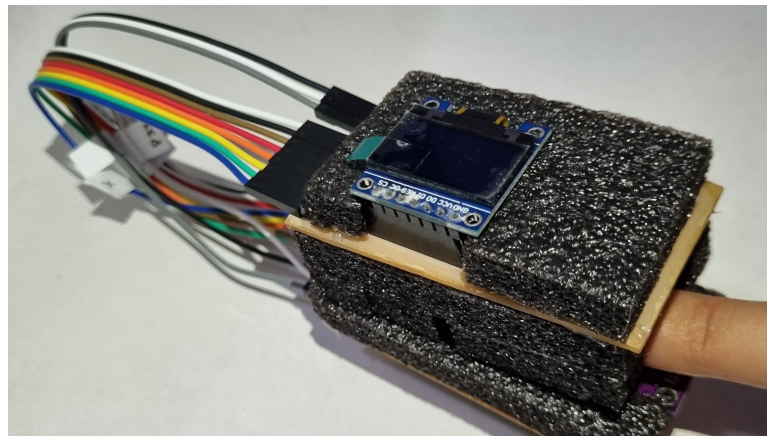


Figura 18 – Protótipo do *hardware* de aquisição desenvolvido.

#### 4.1.2 Dados adquiridos pelo *hardware* implementado

No protótipo, a captura dos sinais vermelhos, infravermelhos e luz ambiente foi realizada por meio do sensor OPT101. Na figura 19, são apresentados os gráficos provenientes de tais sinais brutos. É possível observar que a leitura da iluminação ambiente se mantém constante, assim, a remoção da luz ambiente se torna dispensável.

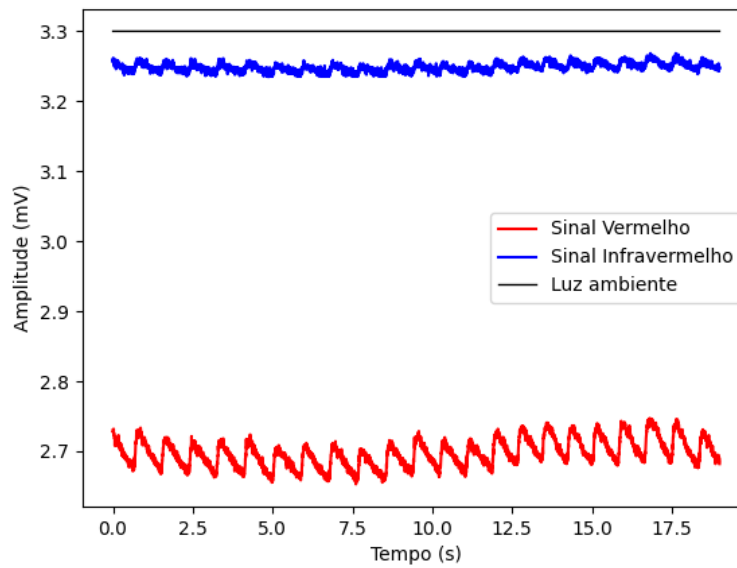


Figura 19 – Gráfico resultante dos dados obtidos por meio da plataforma de *hardware* desenvolvida.

## 4.2 Descrição Banco de dados

Para realizar os testes e validações do algoritmo em relação à extração de características em sinais de PPG, com a finalidade de calcular parâmetros cardiorrespiratórios, utilizou-se na implementação o *dataset* do trabalho publicado por [Alkhoury et al. \(2020\)](#) intitulado *PPG Experimental Exercise Dataset*. Os dados desse banco foram adquiridos por um experimento com 14 sujeitos voluntários e não fumantes. Cada sujeito foi exposto a um perfil de atividades, sendo:

- Aquecimento: sessão de aquecimento e alongamento, de modo a aumentar e manter a meta de frequência cardíaca (do inglês, *Target Heart Rate* - THR) com intensidade de 50-60% (cerca de 5 minutos).
- Aeróbico: sessão de corrida em esteira/bicicleta para aumentar e manter a THR de 60-80% (12 minutos), seguida de uma recuperação ativa (cerca de 6 minutos) para diminuir a frequência cardíaca.
- Anaeróbico: duas sessões, cada uma com três períodos de 90 segundos de esforço fatigante (esteira/bicicleta) para aumentar e manter a THR de 80-90%, e entre cada período há um minuto de recuperação ativa, com a intenção de diminuir a frequência cardíaca por uma corrida/caminhada ou ciclismo de intensidade reduzida. Essas duas sessões foram separadas uma da outra por um período de recuperação ativa de 6 minutos.

- Relaxamento: sessão de relaxamento e alongamento para manter a THR de 50-60% (aproximadamente 5 minutos).

No decorrer das execuções experimentais, os sinais foram registrados a partir de um protótipo de sistema de oxímetro de pulso duplo (canal A e B), do uso de um acelerômetro no braço, e de eletrodos de ECG fixados no tórax. Ademais, foram registrados valores de SpO<sub>2</sub> por um sensor Nonin 8000R conectado firmemente na têmpora do indivíduo (para garantir uma estabilidade) que minimizou os movimentos e o deslocamento do sensor.

Ressalta-se que os níveis de SpO<sub>2</sub> calculados por esse sensor foram considerados como absolutos devido à sua alta precisão. O desempenho dos oxímetros montados foi avaliado em relação às leituras do sensor 8000R montado na têmpora. Os dados foram amostrados com uma frequência de 256 Hz.

O *dataset* apresenta 14 conjuntos de dados, disponíveis no formato de arquivo Matlab (\*.mat) e de texto (\*.txt), que inclui 10 colunas com as seguintes informações:

1. Intervalo de tempo de todo o experimento (1<sup>a</sup> coluna);
2. Leituras do acelerômetro 3 eixos - X, Y e Z (2<sup>a</sup>, 3<sup>a</sup> e 4<sup>a</sup> colunas, respectivamente);
3. Forma de onda de eletrocardiografia (ECG) (5<sup>a</sup> coluna);
4. Formas de onda de fotopletismografia (PPG) vermelho e infravermelho do canal A (6<sup>a</sup> coluna para vermelho e 7<sup>a</sup> coluna para infravermelho, respectivamente);
5. Formas de onda de fotopletismografia (PPG) vermelho e infravermelho do canal B (8<sup>a</sup> coluna para vermelho e 9<sup>a</sup> coluna para infravermelho, respectivamente)
6. Leituras de SpO<sub>2</sub> do sensor Nonin 8000R (10<sup>a</sup> coluna)

### 4.3 Processamento dos Sinais PPG

Através dos sinais do banco de dados público realizou-se a extração de informações necessárias para serem usadas como dados na implementação do algoritmo, sendo o intervalo de tempo de 10 segundos, as formas de onda de fotopletismografia vermelho e infravermelho, e os valores de leituras de SpO<sub>2</sub>. Após isso, foi feito o pré-processamento com a normalização dos sinais de PPG e aplicado ao modelo de filtragem referente a abordagem específica.

### 4.3.1 Abordagem no domínio do tempo

#### 4.3.1.1 Filtragem digital

Ao receber os dados normalizados, a filtragem digital foi desenvolvida com o filtro Chebyshev tipo II, pois notou-se que este forneceu uma boa compensação em seu desempenho e preservação do sinal PPG comparado ao Butterworth. Dessa maneira, o método de filtragem dos sinais de fotopletismografia removeu as partes não desejadas provenientes da interferência de ruídos em todos os sujeitos testados, como pode ser observado na Figura 20 pela comparação do sinal original e do sinal filtrado após a remoção DC.

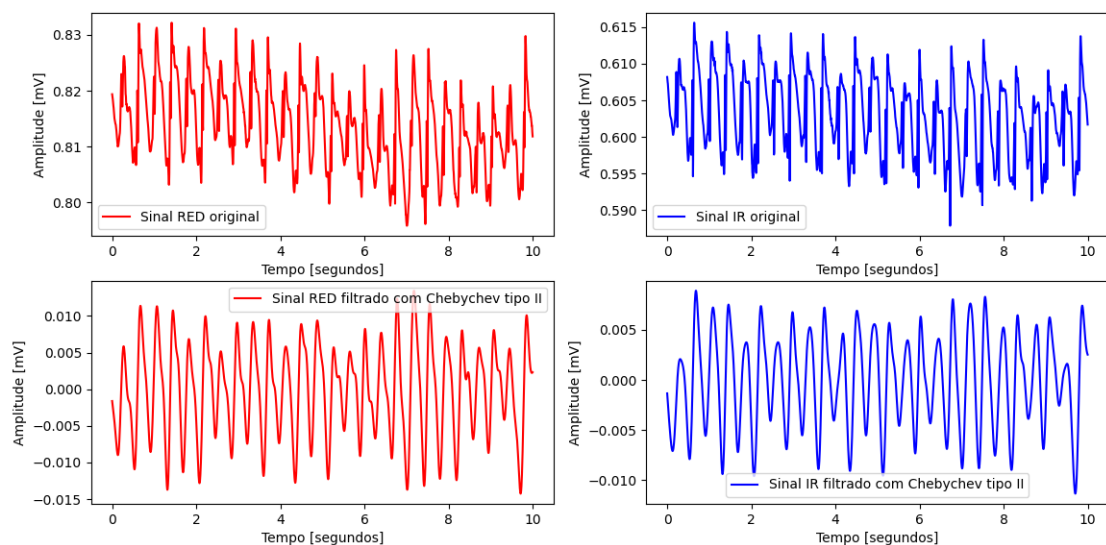


Figura 20 – Filtragem dos sinais do banco de dados.

Após analisar o desempenho adequado do filtro nos sinais do banco, aplicou-se o mesmo modelo nos sinais vermelho e infravermelho adquiridos pelo *hardware*, testado nos mesmos da Figura 19. Como evidenciado na Figura 21, é perceptível a remoção de ruídos nestes sinais.

A FFT observada na Figura 22 de ambos os sinais corroboraram com a filtragem dos dados vistos anteriormente no domínio do tempo, pois é possível perceber a eliminação de componentes em altas frequências quando se compara a FFT antes e após o tratamento do sinal.

#### 4.3.1.2 Estimação preliminar dos picos e vales e cálculo de SpO<sub>2</sub>

Para a detecção de picos e vales, observou-se uma diferença em relação à quantidade de picos e vales, como fora mencionado a possibilidade desse fato ocorrer. Sendo assim, o algoritmo fez a devida seleção abordada, e então, ao ser aplicado no sinal PPG fil-

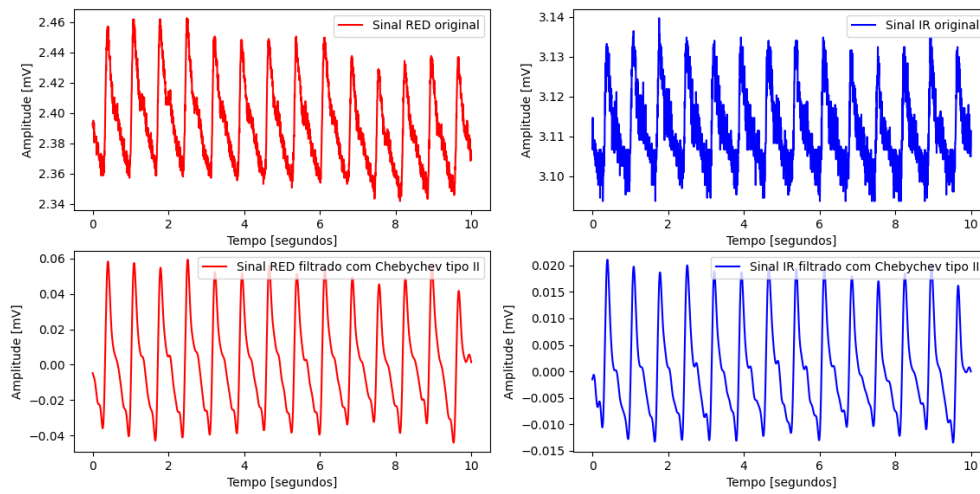


Figura 21 – Filtragem dos sinais adquiridos por meio do *hardware* desenvolvido.

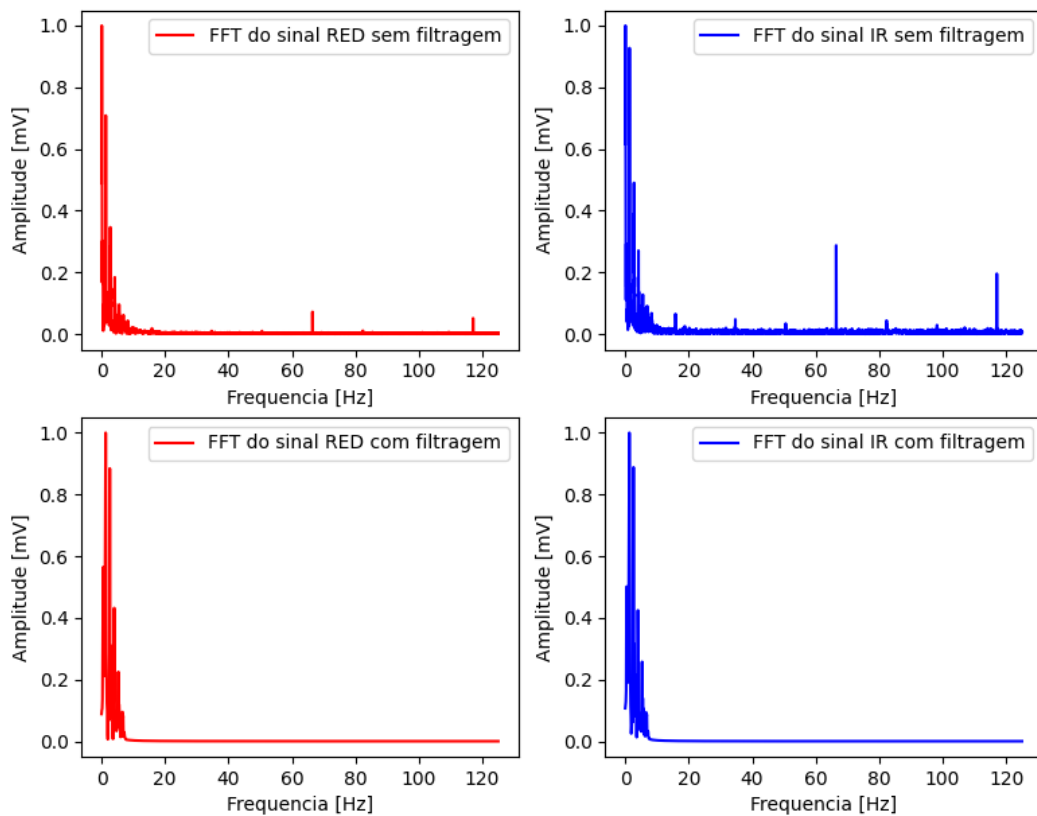


Figura 22 – Resultado da FFT dos sinais vermelhos e infravermelhos provindos do banco de sinais quando submetidos ou não a filtragem.

trado do banco de dados e do protótipo desenvolvido, obteve-se um resultado da detecção apresentado na Figura 23 e na Figura 24.

Pode-se observar os limiares representados pela linha preta, em que os picos são

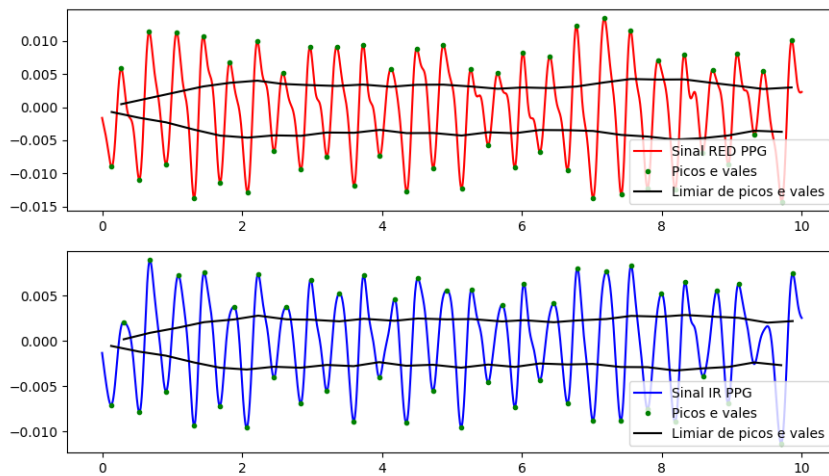


Figura 23 – Estimação pico e vale do sinal do banco de dados.

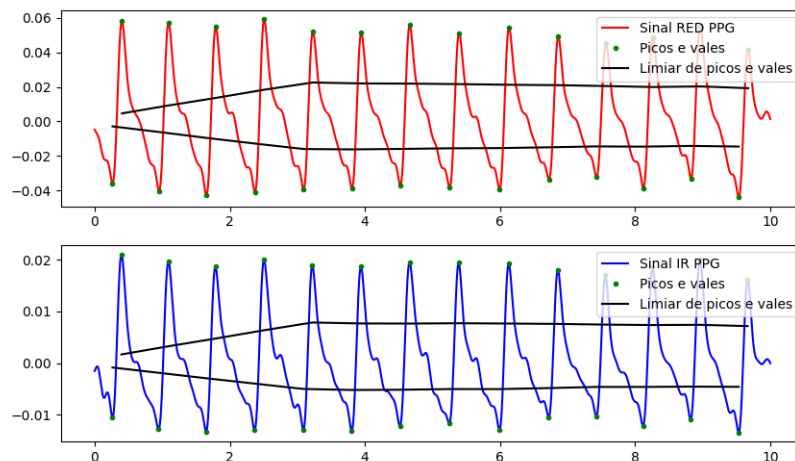


Figura 24 – Estimação pico e vale do sinal do protótipo desenvolvido.

detectados somente quando estiverem acima dessa linha, e os vales, caso estejam abaixo. Dessa maneira, apesar dos limiares minimizarem interferências, não é possível prever determinadas anomalias do sinal, que impactam na detecção, sendo eles os “falsos” picos e vales.

No entanto, nas partes que o sinal está com muita influência de artefatos de movimento, ainda assim é evidenciado a estimação imprecisa pela distorção causada ao sinal. Com o reconhecimento desses indicadores, foram aferidos os valores de  $R$  e, conseqüentemente, resultou-se na resposta da estimação do nível de oxigênio.

Para o cálculo do  $SpO_2$  dos dados obtidos através do banco de sinais e *hardware* projetado, foi realizada uma calibração para melhorar os resultados quando comparados aos níveis de oxigenação já fornecidos. Dessa maneira, a equação 4.1 desenvolvida foi



utilizada nos cálculos no domínio do tempo.

$$SpO_2 = 110 - 15 \cdot R \quad (4.1)$$

### 4.3.2 Abordagem no domínio da frequência

#### 4.3.2.1 Algoritmo de LMS e DST

Os sinais de PPG do banco de sinais e do protótipo desenvolvido foram segmentados na faixa de tempo de 10 segundos para gerar os sinais de referência especificados para cada segmento, conforme a equação 3.3, e aplicá-los ao filtro adaptativo FIR e o algoritmo LMS. O passo  $\mu$  utilizado nesse experimento foi de 0.002 para os sinais do banco, 0.004 para dados vindos do *hardware* projetado e o número de coeficientes do filtro foi de 150 para ambos. Os parâmetros do filtro foram determinados de forma empírica. A Figura 25 e 26 apresentam os sinais filtrados utilizando este ANC.

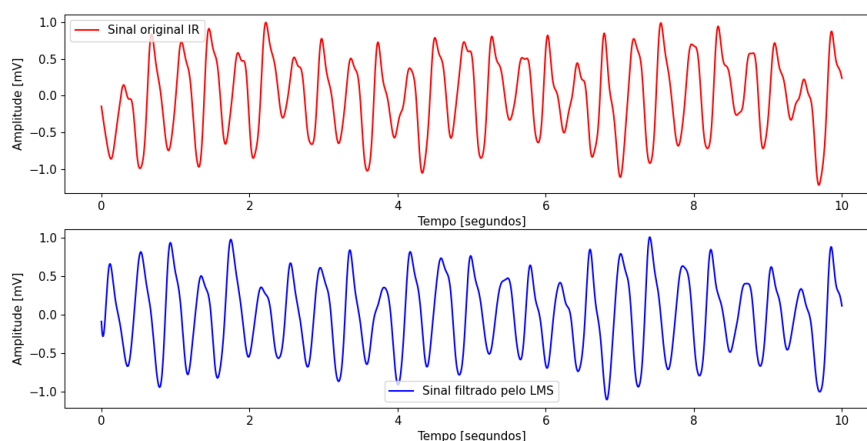


Figura 25 – Sinal do banco de PPG filtrado utilizando LMS.

Observa-se que ao comparar os dois sinais, o original e o filtrado pelo filtro adaptativo, a parte que apresenta uma interferência na forma de onda do sinal PPG (provenientes do artefato de movimento) teve uma suavização no sinal de saída devido à atenuação do ruído de movimento. Ou seja, a forma de onda observada no instante em que o sinal tem menos interferência é semelhante ao instante em que a forma de onda é mais preservada.

Assim, com o sinal de saída do cancelador de ruído adaptativo, foi feito o cálculo da potência utilizando FFT para cada segmento do sinal. Obteve-se um gráfico de DST com os valores de  $SpO_2$  dos sinais de referência no eixo X e o valor da potência no eixo Y, como pode ser examinado na Figura 27. É possível observar que o gráfico apresenta uma variação na amplitude da curva de potência, fator identificado pelo artefato de movimento presente no sinal e também o pico da curva, representado pelo nível de  $SpO_2$ , sendo nesse caso de 97%.

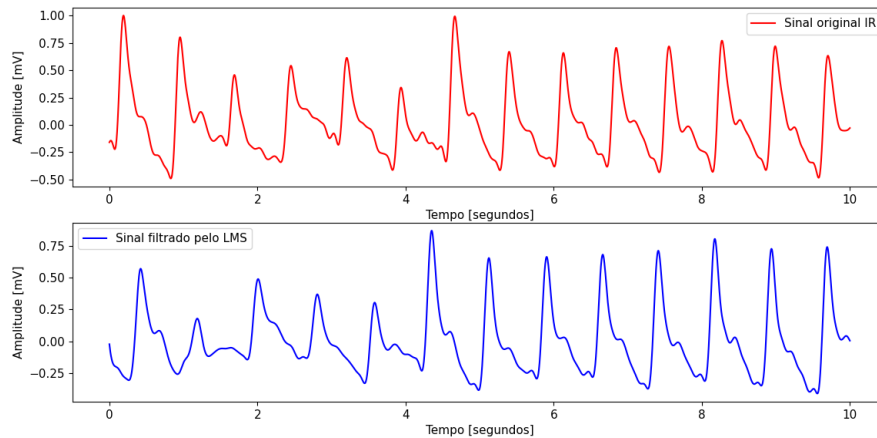
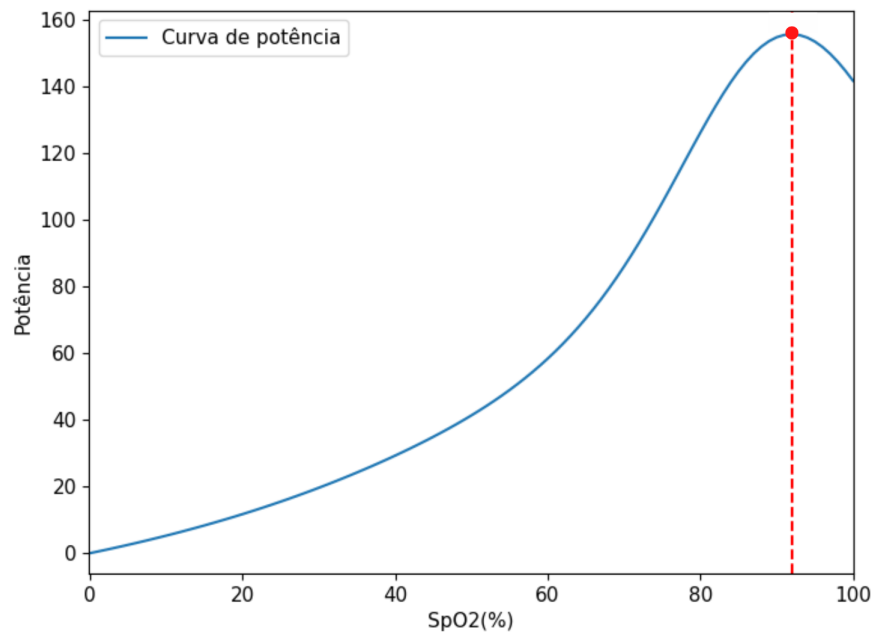
Figura 26 – Sinal do *hardware* de PPG filtrado utilizando LMS.

Figura 27 – Gráfico da curva de potência DST obtida pelo sinal de PPG do banco de dados.

#### 4.4 Análise de abordagem no tempo e frequência

Para análise das duas abordagens utilizadas, foi examinado o tempo específico da segmentação do sinal com o mesmo instante de tempo em que foram aferidos os valores das leituras de  $\text{SpO}_2$  encontrados no banco de dados para comparação destes resultados. O mesmo funcionou para os dados adquiridos do protótipo desenvolvido, porém a comparação foi realizada com o oxímetro comercial.

## 4.4.0.1 Estimação de parâmetros cardiorrespiratórios

Utilizando os sinais de 5 sujeitos aleatórios do banco de dados (submetidos a atividade física), foi possível calcular os valores de  $SpO_2$  e usar as métricas de erro simples para avaliar a relação das amostras calculadas com as disponibilizadas pelo banco de sinais. Os resultados encontrados para duas das abordagens empregadas são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados dos valores calculados de  $SpO_2$  do banco de sinais.

Parâmetro	Sujeito 1	Sujeito 5	Sujeito 6	Sujeito 8	Sujeito 14
$SpO_2$ (banco)	95%	97%	94%	96%	89%
$SpO_2$ (tempo)	92%	95%	92%	82%	94%
$SpO_2$ (frequência)	94%	98%	93%	97%	91%
<b>Erro simples (tempo)</b>	<b>3,16%</b>	<b>2,06%</b>	<b>2,13%</b>	<b>14,58%</b>	<b>5,62%</b>
<b>Erro simples (frequência)</b>	<b>1,05%</b>	<b>1,03%</b>	<b>1,06%</b>	<b>1,04%</b>	<b>2,25%</b>
FC em bpm (calculado no tempo)	120	90	144	144	150
FC em bpm (calculado na frequência)	168	84	138	156	150

Semelhantemente, utilizando 4 sinais adquiridos pelo *hardware* projetado (sujeitos do sexo feminino com idades de 24 e 25 anos em repouso), também foram estimados os erros simples de cada uma das amostras, neste caso, a relação dos dados calculados com as aferidas por um oxímetro comercial. E além dos valores de  $SpO_2$ , os valores de frequência cardíaca também foram submetidos ao cálculo, já que o aparelho fornecia os valores de bpm. Os resultados encontrados são apresentados nas tabelas 5 e 6.

Tabela 5 – Resultados dos valores calculados de  $SpO_2$  do *hardware* desenvolvido.

Parâmetro	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
$SpO_2$ (aparelho comercial)	97%	98%	94%	97%
$SpO_2$ (tempo)	92%	94%	92%	90%
$SpO_2$ (calculado na frequência)	97%	100%	95%	96%
<b>Erro simples (tempo)</b>	<b>5,15%</b>	<b>4,08%</b>	<b>2,13%</b>	<b>7,22%</b>
<b>Erro simples (frequência)</b>	<b>0,00%</b>	<b>2,04%</b>	<b>1,06%</b>	<b>1,03%</b>

Tabela 6 – Resultados dos valores calculados de FC do *hardware* desenvolvido.

Parâmetro	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
FC em bpm (aparelho comercial)	77	64	82	74
FC em bpm (calculado no tempo)	74	66	84	72
FC em bpm (calculado na frequência)	78	60	78	54
<b>Erro simples (tempo)</b>	<b>0,039</b>	<b>0,031</b>	<b>0,0244</b>	<b>0,0270</b>
<b>Erro simples (frequência)</b>	<b>0,013</b>	<b>0,063</b>	<b>0,049</b>	<b>0,270</b>

Nota-se que os valores obtidos no cálculo em frequência para esses dois parâmetros foram os que mais se aproximaram do resultado com o oxímetro comercial. Ademais, foi realizada a verificação por RMSE que pode ser observado na tabela 7.

Tabela 7 – Raiz quadrada do erro médio

<b>RMSE</b>	<b>Banco de sinais</b>	<b>Protótipo x Comercial</b>
SpO <sub>2</sub> cálculo no tempo	6,899	4,756
SpO <sub>2</sub> do cálculo na frequência	1,265	1,732
FC cálculo no tempo	-	2,291
FC do cálculo na frequência	-	3,5

É possível perceber que o RMSE tem um valor menor no cálculo de SpO<sub>2</sub> na frequência ao ser comparado com o cálculo no tempo, mostrando que a diferença entre os valores preditos e observados com a abordagem utilizada nesse domínio apresentam uma certa robustez.

## 5 Conclusão

Por meio deste trabalho foi apresentado um *hardware* de aquisição, assim como um algoritmo de filtragem digital e adaptativa para sinais fotopleletismográficos. Os sistemas de recepção e emissão da arquitetura em *hardware* desenvolvidos se comportaram conforme o esperado, de forma que o sinal PPG fosse adquirido com amplitude e integridade necessárias. Assim, conseguiu-se atestar seu funcionamento adequado com a observação de sua curva característica pelo gráfico plotado, ao aferir os sinais de comprimento de onda vermelho e infravermelho.

Os dados obtidos foram experimentalmente explorados, pré-processados e submetidos a filtros digitais e adaptativos visando reduzir a influência dos artefatos de movimentos. Acerca dos métodos utilizados para análise dos sinais PPG na abordagem “vermelho sobre infravermelho” no domínio do tempo, os dados demonstram uma melhoria do ruído nas curvas de PPG tanto para os sinais do banco de dados como para o do *hardware* com o filtro digital implementado. Porém, como o sinal do banco apresenta sujeitos em movimento (fator que causa muitos artefatos de movimento) em algumas partes do sinal o filtro não foi totalmente capaz de reduzir esses ruídos.

Isto também influenciou na detecção de picos e vales, sendo que mesmo com um limiar adaptativo seguindo um limite de amplitude para os picos e vales, ainda houve uma detecção de falsos pontos que colaboraram para o cálculo da estimação de parâmetros cardiorrespiratórios às vezes imprecisos. No *hardware*, foi observado que quando o sujeito movia um pouco o seu dedo, esses valores também eram imprecisos.

Ao se tratar da abordagem no domínio da frequência com a filtragem adaptativa, baseada no filtro FIR e o algoritmo LMS, foi utilizada com a função de cancelamento de ruído, ou seja, as variações observadas no sinal de fotopleletismografia devido a movimentos foram tratadas como ruídos e a saída do filtro produziu uma estimativa da porção do sinal de saída desejado, sem a influência dos artefatos. Combinado com o algoritmo DST e a análise da saída de potência, verificou-se que os resultados para os parâmetros de SpO<sub>2</sub> foram mais próximos dos valores de referência utilizados, sendo o das leituras do sensor Nonin 8000R do banco de dados e o oxímetro comercial para o *hardware*.

Assim, para essa abordagem, conclui-se que usando sinais de referência com as probabilidades de que a razão de densidade óptica selecionada, ou seu valor de saturação correspondente, estejam presente no sinal fisiológico de PPG aponta-se em uma técnica alternativa para não depender do cálculo da proporção de luz vermelha para infravermelha. Dessa maneira, a potência de saída ou valor de probabilidade com um pico singular gerado na transformação DST correspondente à saturação de oxigênio arterial dispõe de uma forma mais precisa, uma vez que não apresenta uma grande influência e/ou interferência

de ruídos reduzidos somente com um filtro digital.

Ademais, pela análise das duas abordagens referentes à estimação de parâmetros cardiorrespiratórios, foram evidenciadas respostas considerativas para ambas, porém a abordagem no domínio do tempo apresentou uma limitação de verificação robusta para avaliar a qualidade dos sinais. Constatou-se que o cálculo de frequência cardíaca no domínio do tempo apresenta maior semelhança aos dados de bpm adquiridos pelo equipamento comercial. Posto isto, para calcular os parâmetros de FC, o método apresentado na equação 3.2 dispõe de melhores resultados, pois algumas componentes de frequência do sinal causam interferências nos dados de frequência cardíaca, o que contribuíram para um maior valor de erro.

Em contrapartida, pode-se perceber que ao calcular os erros dos valores de SpO<sub>2</sub>, tanto com dados fornecidos pelo banco quanto pelos dados adquiridos pelo protótipo, o método de abordagem no domínio do tempo possui uma certa discrepância em relação aos valores de referência. Sendo também observado na tabela 7 que o erro é maior para os sinais do banco, nos quais os sujeitos estão submetidos a exercícios físicos, quando comparados ao valor de RMSE dos dados do protótipo e do oxímetro comercial, que são bem menores e os sujeitos estão em repouso.

Deste modo, percebe-se que a análise no domínio da frequência é uma abordagem em potencial para obter valores precisos relacionados aos parâmetros de SpO<sub>2</sub>, que além de preservar a amplitude original do sinal, reconhece componentes de frequências de interferência, como artefatos de movimento e ruídos nos sinais PPG, por algoritmos adaptativos que têm como resultado uma curva de potência que identifica o melhor valor de oxigenação sanguínea. Porém, é importante ressaltar que o método da frequência apresentou um devido aumento da complexidade computacional ao observar o tempo de processamento dos sinais e estimação de parâmetros nessa abordagem.

Em trabalhos futuros, recomenda-se que o *hardware* implementado tenha uma estrutura mais robusta, com uma adaptação para modelo de impressão 3D, a fim de evitar possíveis instabilidades em relação ao posicionamento do dedo alinhado com os LEDs e o fotodiodo para uma leitura mais precisa, como também evitar fios de conexões expostos. Assim, pode-se realizar testes estáveis em sujeitos submetidos a exercícios físicos e melhorar a calibração para a redução da interferência de artefatos de movimento. Além disso, o algoritmo poderia ser testado com outros tipos de filtros adaptativos - ANC, para observar a comparação de qual apresentaria uma melhor saída do sinal que seria utilizado como entrada no algoritmo de DST. Uma possibilidade seria atribuir filtros que possuem uma convergência maior e em menos interações que o LMS e que atualizem variavelmente o parâmetro de passo. Um próximo passo do trabalho, que não foi contemplado até o momento, é o uso de baterias e adaptação do algoritmo em alto nível para forma embarcada, facilitando o uso do protótipo com independência e autonomia.

## Referências

- ALEXANDER, C. M.; TELLER, L. E.; GROSS, J. B. Principles of pulse oximetry: theoretical and practical considerations. *Anesthesia & Analgesia*, LWW, v. 68, n. 3, p. 368–376, 1989. Citado na página 26.
- ALKHOURY, L. et al. Heart-rate tuned comb filters for processing photoplethysmogram (ppg) signals in pulse oximetry. *Journal of clinical monitoring and computing*, Springer, p. 1–17, 2020. Citado 7 vezes nas páginas 10, 19, 41, 42, 43, 52 e 59.
- ALKHOURY, L. et al. Heart-rate tuned comb filters for processing photoplethysmogram (ppg) signals in pulse oximetry. *Journal of clinical monitoring and computing*, Springer, v. 35, n. 4, p. 797–813, 2021. Citado 3 vezes nas páginas 10, 53 e 54.
- ALLEN, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement*, IoP Publishing, v. 28, n. 3, p. R1, 2007. Citado 5 vezes nas páginas 19, 24, 25, 26 e 56.
- ARGÜELLO-PRADA, E. J. The mountaineer’s method for peak detection in photoplethysmographic signals. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, Universidad de Antioquia, n. 90, p. 42–50, 2019. Citado na página 52.
- BASTOS, L. et al. Filtering parameters selection method and peaks extraction for ecg and ppg signals. In: IEEE. *2019 IEEE Latin-American Conference on Communications (LATINCOM)*. [S.l.], 2019. p. 1–6. Citado na página 32.
- BELL, S. G. An introduction to hemoglobin physiology. *Neonatal Network*, Springer, v. 18, n. 2, p. 9–15, 1999. Citado 3 vezes nas páginas 10, 22 e 23.
- BENETTI, T. et al. Estimativa robusta da frequência cardíaca a partir de sinais de fotoplethysmografia de pulso. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2018. Citado 4 vezes nas páginas 24, 25, 34 e 56.
- CHO, J. et al. A preliminary study on photoplethysmogram (ppg) signal analysis for reduction of motion artifact in frequency domain. In: IEEE. *2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*. [S.l.], 2012. p. 28–33. Citado na página 56.
- COVIDIEN. *Sistema Portátil de Monitoramento de SpO2 do Paciente*. 2018. Disponível em: <[https://asiapac.medtronic.com/content/dam/covidien/library/us/pt/product/pulse-oximetry/PM10N\\_OperatorsManual\\_pt\\_PT00097650A00.pdf](https://asiapac.medtronic.com/content/dam/covidien/library/us/pt/product/pulse-oximetry/PM10N_OperatorsManual_pt_PT00097650A00.pdf)>. Acesso em: 29 abr. 2021. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 31.
- DINIZ, P. S. et al. *Adaptive filtering*. [S.l.]: Springer, 1997. v. 4. Citado 4 vezes nas páginas 10, 35, 37 e 38.
- DIXIT, S.; NAGARIA, D. Lms adaptive filters for noise cancellation: A review. *International Journal of Electrical & Computer Engineering (2088-8708)*, v. 7, n. 5, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 34 e 38.

- ELECTRONICS, D. *Design a Low-Cost Pulse Oximeter Using Off-the-Shelf Components*. 2020. Disponível em: <<https://www.digikey.com/en/articles/design-a-low-cost-pulse-oximeter-using-off-the-shelf-components>>. Acesso em: 10 de ago. 2021. Citado 3 vezes nas páginas 10, 45 e 46.
- ELGENDI, M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current cardiology reviews*, Bentham science publishers, v. 8, n. 1, p. 14–25, 2012. Citado na página 53.
- ELGENDI, M. *PPG Signal Analysis: An Introduction Using MATLAB*. [S.l.]: CRC Press, 2020. Citado 3 vezes nas páginas 32, 33 e 50.
- ESP32. Esp32 - datasheet. p. 43, 2016. Disponível em: <[https://cdn.sparkfun.com/datasheets/IoT/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://cdn.sparkfun.com/datasheets/IoT/esp32_datasheet_en.pdf)>. Acesso em: 17 mar. 2021. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 49.
- FEINER, J. R.; SEVERINGHAUS, J. W.; BICKLER, P. E. Dark skin decreases the accuracy of pulse oximeters at low oxygen saturation: the effects of oximeter probe type and gender. *Anesthesia & Analgesia*, LWW, v. 105, n. 6, p. S18–S23, 2007. Citado na página 31.
- GOLDMAN, J. M. et al. Masimo signal extraction pulse oximetry. *Journal of clinical monitoring and computing*, Springer, v. 16, n. 7, p. 475–483, 2000. Citado 8 vezes nas páginas 8, 9, 10, 39, 43, 53, 54 e 55.
- HARVEY, J. et al. Oxima: A frequency-domain approach to address motion artifacts in photoplethysmograms for improved estimation of arterial oxygen saturation and pulse rate. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 66, n. 2, p. 311–318, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 43.
- HAYKIN, S. S. *Adaptive filter theory*. [S.l.]: Pearson Education India, 2002. Citado 6 vezes nas páginas 10, 34, 35, 36, 37 e 38.
- HUMPHREYS, K. G. *An investigation of remote non-contact photoplethysmography and pulse oximetry*. Tese (Doutorado) — National University of Ireland Maynooth, 2007. Citado na página 26.
- INSTRUMENTS, T. Opt101 monolithic photodiode and single-supply transimpedance amplifier. *Texas Instruments: Dallas, TX, USA*, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 10, 46 e 47.
- KENT, B. D.; MITCHELL, P. D.; MCNICHOLAS, W. T. Hypoxemia in patients with copd: cause, effects, and disease progression. *International journal of chronic obstructive pulmonary disease*, Dove Press, v. 6, p. 199, 2011. Citado na página 30.
- KIM, B. S.; YOO, S. K. Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis. *IEEE transactions on biomedical engineering*, IEEE, v. 53, n. 3, p. 566–568, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 43.
- KRISHNAN, R.; NATARAJAN, B.; WARREN, S. Two-stage approach for detection and reduction of motion artifacts in photoplethysmographic data. *IEEE transactions on biomedical engineering*, IEEE, v. 57, n. 8, p. 1867–1876, 2010. Citado na página 39.



- LACANETTE, K. A basic introduction to filters-active, passive, and switched-capacitor. *National Semiconductor Corporation*, <http://www.swarthmore.edu/NatSci/echeeve1/Ref/DataSheet/Inttofilters.pdf>, (Apr. 1991), v. 22, 1991. Citado na página 32.
- LEVITAN, R. M. Pulse oximetry as a biomarker for early identification and hospitalization of covid-19 pneumonia. *Academic Emergency Medicine*, Wiley Online Library, v. 27, n. 8, p. 785–786, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 30.
- LIMA, A.; BAKKER, J. Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, SciELO Brasil, v. 23, p. 341–351, 2011. Citado na página 25.
- LUKE, A.; SHAJI, S.; MENON, K. U. Motion artifact removal and feature extraction from ppg signals using efficient signal processing algorithms. In: IEEE. *2018 International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)*. [S.l.], 2018. p. 624–630. Citado na página 39.
- LUKS, A. M.; SWENSON, E. R. Pulse oximetry for monitoring patients with covid-19 at home. potential pitfalls and practical guidance. *Annals of the American Thoracic Society*, American Thoracic Society, v. 17, n. 9, p. 1040–1046, 2020. Citado na página 31.
- MARTINS, R. M. S. *Desenvolvimento de um sensor de fotopletismografia para monitorização cardíaca para aplicação no pulso*. Tese (Doutorado), 2010. Citado 5 vezes nas páginas 10, 23, 25, 26 e 46.
- MOYLE, J. T. *Pulse oximetry*. [S.l.: s.n.], 2002. Citado na página 31.
- NABAVI, S.; BHADRA, S. A robust fusion method for motion artifacts reduction in photoplethysmography signal. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, IEEE, v. 69, n. 12, p. 9599–9608, 2020. Citado 4 vezes nas páginas 10, 41, 42 e 43.
- PENG, F. et al. Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter. *Biomedical engineering online*, BioMed Central, v. 13, n. 1, p. 1–14, 2014. Citado na página 39.
- PROAKIS, J.; MANOLAKIS, D. *Digital Signal Processing: Pearson New International Edition PDF eBook*. Pearson Education, 2013. ISBN 9781292038162. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=mDKpBwAAQBAJ>>. Citado na página 33.
- RAM, M. R. et al. A novel approach for motion artifact reduction in ppg signals based on as-lms adaptive filter. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, IEEE, v. 61, n. 5, p. 1445–1457, 2011. Citado 5 vezes nas páginas 10, 34, 40, 41 e 43.
- REDDY, K. A.; GEORGE, B.; KUMAR, V. J. Use of fourier series analysis for motion artifact reduction and data compression of photoplethysmographic signals. *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, IEEE, v. 58, n. 5, p. 1706–1711, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 39 e 43.
- RIBEIRO, W. A. et al. Oxímetro de pulso não invasivo: um contributo da literatura para medicina. *Research, Society and Development*, v. 9, n. 7, p. e709974800–e709974800, 2020. Citado na página 22.

- RUSCH, T.; SANKAR, R.; SCHARF, J. Signal processing methods for pulse oximetry. *Computers in biology and medicine*, Elsevier, v. 26, n. 2, p. 143–159, 1996. Citado na página 33.
- SEPPONEN, R. Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm. *Diss. Aalto University*, 2011. Citado na página 30.
- TAMURA, T. et al. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 3, n. 2, p. 282–302, 2014. Citado 4 vezes nas páginas 10, 25, 26 e 32.
- URPALAINEN, K. Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm. *Aalto university, Octobre*, 2011. Citado 5 vezes nas páginas 10, 19, 27, 28 e 29.
- WEBSTER, J. G. *Design of pulse oximeters*. [S.l.]: CRC Press, 1997. Citado 11 vezes nas páginas 8, 9, 19, 22, 23, 24, 29, 30, 32, 50 e 53.

# Apêndices

# APÊNDICE A – Esquemático do *hardware*

Esquemático do sistema de *hardware* completo.

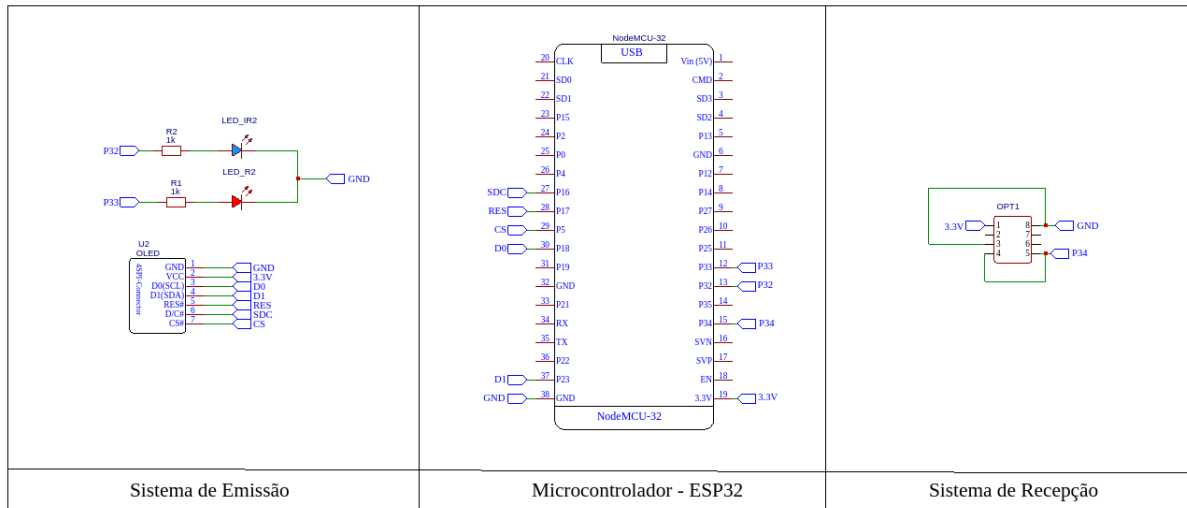
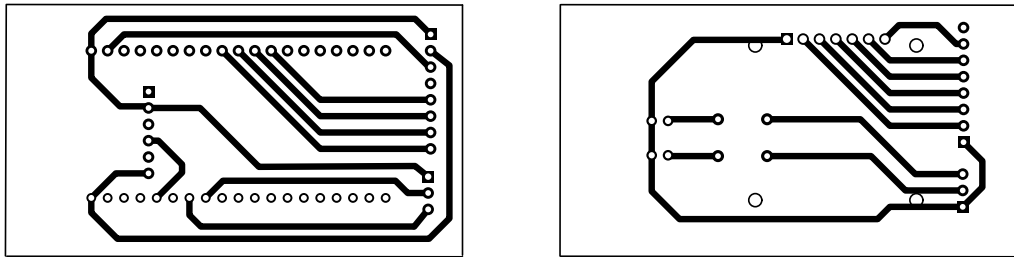


Figura 28 – Esquemático do *hardware*.

## APÊNDICE B – Placa de circuito impresso (PCI)

Placa de circuito impresso desenvolvida para o circuito de emissão, recepção e visualização da plataforma de *hardware*.



(a) Placa de circuito impresso inferior. (b) Placa de circuito impresso superior.

Figura 29 – Placa de circuito impresso do sistema.

## APÊNDICE C – Protótipo desenvolvido

Protótipo do *hardware* desenvolvido para aquisição de sinais de fotopletismografia.

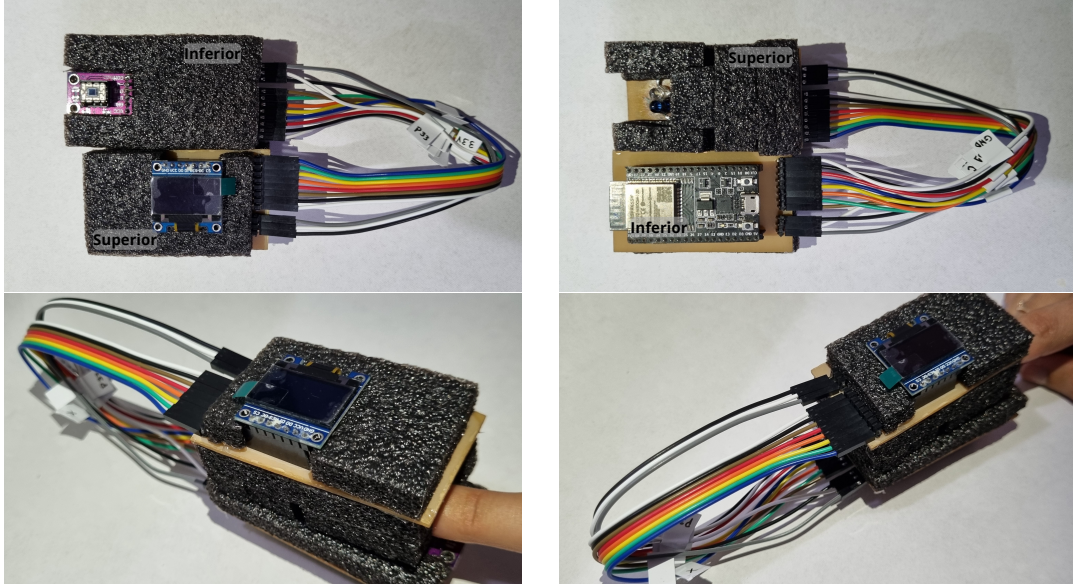


Figura 30 – Protótipo do *hardware* desenvolvido.