Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FCTE
Engenharia Eletrônica

Aplicação de Fotopletismografia Remota Embarcada para a Estimação de Frequência Cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio

Aldo Felipe Barbosa Silva

Orientador: Dr. Marcus Vinícius Chaffim Costa



UnB – Universidade de Brasília

FCTE – Faculdade Gama

Engenharia Eletrônica

Aplicação de Fotopletismografia Remota Embarcada para a Estimação de Frequência Cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio

Aldo Felipe Barbosa Silva

Orientador: Marcus Vinícius Chaffim Costa

Trabalho de Conclusão de Curso
Engenharia Eletrônica

Brasília/DF, Fevereiro de 2025

UnB – Universidade de Brasília

FCTE – Faculdade Gama

Engenharia Eletrônica

Aplicação de Fotopletismografia Remota Embarcada para a Estimação de Frequência Cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio

Aldo Felipe Barbosa Silva

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Faculdade UnB Gama da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de bacharel em engenharia eletrônica

Aprovada por:

Marcus Vinícius Chaffim Costa

(Orientador)

Prof. Dr. Diogo Caetano Garcia - FCTE/UnB

Prof. Dr. Flávio de Barros Vidal - CIC/UnB

Brasília/DF, Fevereiro de 2025

Ficha Catalográfica

Felipe Barbosa Silva, Aldo
Aplicação de Fotopletismografia Remota Embarcada para a Estimação de Frequência Cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio,
[Distrito Federal], 2023.
60p., 210 × 297 mm (FCTE/UnB Gama, Bacharelado em Engenharia Eletrônica, 2022).
Trabalho de Conclusão de Curso, Faculdade UnB Gama, Engenharia Eletrônica

1. Processamento de imagem	2. Sistemas Embarcados
3. Fotopletismografia	4. Engenharia para Dispositivos Médicos
I. FCTE UnB/UnB.	II. Título (série)

Referência

Felipe Barbosa Silva, Aldo (2025). Aplicação de Fotopletismografia Remota Embarcada para a Estimação de Frequência Cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio. Trabalho de Conclusão de Curso, Engenharia Eletrônica, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 60p.

Cessão de Direitos

Autor: Aldo Felipe Barbosa Silva

Título: Aplicação de Fotopletismografia Remota Embarcada para a Estimação de Frequência Cardíaca e Saturação Periférica de Oxigênio

Grau: Bacharel em Engenharia Eletrônica

Ano: 2025

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

---

aldobsilva70@gmail.com

Brasília, DF – Brasil

Resumo

A aferição remota e em tempo real de sinais vitais mostra-se fundamental para o monitoramento contínuo em cenários que exigem distanciamento, como no acompanhamento de pacientes em repouso ou durante períodos de pandemia. Este trabalho propõe um sistema integrado para estimar a frequência cardíaca e a saturação periférica de oxigênio (SpO), combinando fotopletismografia (PPG) e magnificação de vídeo euleriana (EVM). Utiliza-se a placa Nvidia Jetson Nano 4GB e a câmera Raspberry Pi Cam 2 Noir, com processamento de imagem em C++ e transmissão dos dados em tempo real via Python para um servidor local. Inicialmente, a detecção facial delimita como região de interesse (ROI) uma área da testa, onde o EVM realça variações sutis de cor associadas à pulsação sanguínea. Na sequência, etapas de pré-processamento — remoção de tendência, aplicação de janela de Hamming e Transformada de Fourier — isolam as frequências dominantes relacionadas aos batimentos cardíacos e à oxigenação. Em comparação às medições de um oxímetro de pulso, a estimativa de SpO apresentou erro médio de -4,33%. Para a frequência cardíaca, o erro médio foi de -2,39 bpm, Desafios como movimentos do usuário, perda de ROI e limitações na integração de modelos avançados (YOLOv10 e YOLOv8) afetaram a consistência das medições. Estratégias como redução de quadros analisados e restrição da área de interesse auxiliam no controle dessas variáveis, porém evidenciam a necessidade de métodos robustos de estabilização de imagem e detecção facial. Em suma, o sistema demonstra potencial para aplicações não invasivas de monitoramento contínuo, desde que futuras melhorias na estabilidade e precisão sejam implementadas para garantir maior confiabilidade dos dados obtidos.

Palavras-Chave: Sistemas Embarcados, Fotopletismografia Remota, Magnificação de Vídeo, Frequência Cardíaca, Saturação Periférica de Oxigênio.

Abstract

Remote and real-time vital sign measurement is fundamental for continuous monitoring in scenarios requiring distancing, such as following patients at rest or during pandemic periods. This work proposes an integrated system to estimate heart rate and peripheral oxygen saturation (SpO), combining photoplethysmography (PPG) and Eulerian Video Magnification (EVM). The system utilizes an Nvidia Jetson Nano 4GB board and a Raspberry Pi Cam 2 Noir camera, with image processing in C++ and real-time data transmission via Python to a local server. Initially, facial detection delimits a forehead area as the region of interest (ROI), where EVM enhances subtle color variations associated with blood pulsation. Subsequently, preprocessing steps—trend removal, Hamming window application, and Fourier Transform—isolate dominant frequencies related to heartbeats and oxygenation. Compared to pulse oximeter measurements, the SpO estimation presented a mean error of -4,33%. For heart rate, the mean error was -2,39 bpm. Challenges such as user movements, ROI loss, and limitations in integrating advanced models (YOLOv10 and YOLOv8) affected measurement consistency. Strategies such as reducing analyzed frames and restricting the area of interest help control these variables; however, they highlight the need for robust image stabilization and facial detection methods. In summary, the system demonstrates potential for non-invasive continuous monitoring applications, provided that future improvements in stability and accuracy are implemented to ensure greater reliability of the obtained data.

Keywords: Embedded Systems, Remote Photoplethysmography, Eulerian Video Magnification, Heart Rate, Peripheral Oxygen Saturation.

Sumário

1 Introdução **1**

1.1 Contextualização 1

1.2 Motivação e Justificativa 1

1.3 Objetivos 2

1.3.1 Objetivo Geral 2

1.3.2 Objetivos Específicos 2

1.4 Divisão do trabalho 3

2 Referencial teórico **4**

2.1 Sistema Circulatório 4

2.1.1 Anatomia e Fisiologia 4

2.2 A Pele Humana 6

2.3 Eletrocardiograma - ECG 8

2.4 Saturação Periférica de Oxigênio 10

2.5 Fotopletismografia 14

2.6 Magnificação de Vídeo Euleriana 16

3 Materiais e Métodos **18**

3.1 Processamento 19

3.1.1 Processamento Magnificação Euleriana 21

3.1.2 Medição da frequência cardíaca 22
3.1.3 Medição da Saturação de Oxigênio 24
3.1.4 Calibração da Estimativa de SpO2 26
3.2 Exibição dos dados em uma página HTML 26
3.3 Ferramentas e Tecnologias Utilizadas 27

4 Resultados e Discussões **29**
4.1 Resultados do processamento 29
4.2 Mensuração e visualização dos dados em tempo real 33
4.3 Avaliação quantitativa e estatística do erro 35
4.3.1 Iluminação Natural 36
4.3.2 Iluminação Artificial Branca 37
4.3.3 Iluminação Artificial Branca Quente 39

5 Conclusão **50**

6 Apêndices **55**
6.1 Avaliação quantitativa e estatística do erro dos primeiros resultados . . . 55
6.1.1 Diferença Média em Relação ao Oxímetro 60

Lista de Tabelas

2.1 Classificação de fototipo de pele de Fitzpatrick 7

4.1 Diferença entre Valor Estimado e Oximetro (bpm) – Frequência Cardíaca 36

4.2 Diferença entre Valor Estimado e Oximetro (bpm) – Frequência Cardíaca 38

4.3 Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (bpm) – Frequência Cardíaca 40

4.4 Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (SpO2) para a luz artificial branca 43

4.5 Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (SpO2) para a luz natural . . 45

4.6 Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (SpO2) para a luz artificial branca quente 47

6.1 Diferença entre SpO2 Estimado e Medido pelo Oxímetro 56

6.2 Diferença entre Frequência Cardíaca Estimada e Oxímetro 57

6.3 Medições de Frequência Cardíaca (bpm) 60

Lista de Figuras

2.1 Anatomia do coração 5

2.2 Fluxo Sanguíneo do Coração 5

2.3 Circulação do corpo Humano 6

2.4 Divisões da pele 7

2.5 Campo elétrico do dipolo. 9

2.6 Eletrocardiograma 10

2.7 Molécula de Hemoglobina com Oxigênio 11

2.8 1- Módulo de ScvO2, 2- Módulo óptico, 3-Conector óptico, 4- Cateter de termo-diluição 11

2.9 Transmitância e reflectância 12

2.10 Sinal PPG 13

2.11 Sinal de PPG medido em diferentes locais do corpo humano 15

2.12 Utilização do método de magnificação de vídeo euleriana 16

2.13 Visão geral do framework do EVM 17

3.1 Diagrama de *Hardware* 18

3.2 Diagrama de processamento. 20

3.3 Diagrama de blocos da Magnificação de Vídeo Euleriana. 21

3.4 Diagrama de blocos da estimação da Frequência Cardíaca. 24

3.5 Diagrama de blocos da estimação da Frequência Cardíaca. 26

4.1 Aplicação do EVM na região de interesse. 29

4.2 Média do canal Verde 30

4.3 Sinal após *detrend* 30

4.4 Sinal após interpolação 31

4.5 Sinal após janela de Hamming 32

4.6 Sinal após a transformada de Fourier 32

4.7 Sinal final com a frequência de corte destacada 33

4.8 Resultado no algoritmo 33

4.9 Primeiras amostragens dos resultados 34

4.10 Amostragens mais aprimoradas 34

4.11 Amostragem final na interface 35

4.12 Gráfico dos resultados. 35

4.13 Gráfico de dispersão da frequência cardíaca com a luz natural. 37

4.14 Gráfico de dispersão da frequência cardíaca com a iluminação artificial branca. 39

4.15 Gráfico de dispersão da frequência cardíaca com a iluminação artificial branca quente. 41

4.16 Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio com a iluminação artificial branca. 44

4.17 Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio com a luz natural. 46

4.18 Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio com a luz artificial branca quente. 48

6.1 Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio. 56

6.2 Gráfico de dispersão da frequência cardíaca. 58

6.3 Resultado do treinamento do modelo YOLOv10. 59

6.4 Resultado do treinamento do modelo YOLOv8. 59

Lista de Símbolos, Nomenclaturas e Abreviações

AC	–	*Corrente Alternada*
CO2	–	*Dióxido de Carbono*
DC	–	*Corrente Contínua*
ECG	–	*Eletrocardiograma*
EUA	–	*Estados Unidos da América*
EVM	–	*Eulerian Video Magnification (Magnificação de Vídeo Euleriana)*
FFT	–	*Transformada Rápida de Fourier*
Hb	–	*Hemoglobina*
IPPG	–	*Fotopletismografia Remota*
iPPG	–	*Fotopletismografia de Imagem*
MIT CSAIL	–	*Laboratório de Ciência da Computação e Inteligência Artificial do MIT*
PPG	–	*Fotopletismografia*
RoR	–	*Ratio-of-Ratios*
ROI	–	*Região de Interesse*
SaO2	–	*Saturação Arterial de Oxigênio*
ScvO2	–	*Saturação Venosa Central de Oxigênio*
SPo2	–	*Saturação Periférica de Oxigênio*
SvO2	–	*Saturação Venosa de Oxigênio*
StO2	–	*Saturação de Oxigênio Tecidual*
UVB	–	*Radiação Ultravioleta B*

1 Introdução

1.1 Contextualização

A frequência cardíaca e o nível de saturação de oxigênio são sinais vitais fundamentais no atendimento a pacientes, tanto em situações de urgência, quanto em situações envolvendo pacientes clínicos não críticos.

A estimativa da frequência cardíaca tem grande relevância ao avaliar o estado fisiológico e patológico de uma pessoa. O coração tem a função de bombear o sangue pelo corpo humano e tem uma média de 60 a 100 batimentos por minuto (bpm), sendo que acima de 100 bpm é considerada a condição de taquicardia e em casos com menos de 60 bpm, tem-se a bradicardia. A taquicardia geralmente está associada à pressão sanguínea elevada, uso de cigarros, estresse e efeitos causados por doenças cardíacas. Já a bradicardia geralmente está relacionada à idade, hipertensão e miocardite (KANSARA et al., 2021).

A saturação de oxigênio mede a porcentagem de oxigênio no sangue e pode ser representada como saturação arterial de oxigênio (SaO2), saturação venosa de oxigênio (SvO2) e como saturação periférica de oxigênio (SpO2). Cada molécula de hemoglobina tem a capacidade de se ligar a até quatro moléculas de oxigênio durante o transporte de sangue. Para adultos, a faixa normal de saturação de oxigênio é de 95% a 100% e um valor inferior a 90% requer uma suplementação externa de oxigênio (HANNING; ALEXANDER-WILLIAMS, 1995).

1.2 Motivação e Justificativa

A pandemia de COVID-19, iniciada em 2019, causou impactos significativos em todo o globo, infectando mais de 630 milhões de pessoas e resultando em aproximadamente 6,5 milhões de mortes devido à doença ou a complicações relacionadas (ORGANIZATION, 2023). A COVID-19 pode causar danos severos aos pulmões, levando a complicações como

pneumonia e a síndrome do desconforto respiratório agudo. Wu e McGoogan (2020) conduziram uma análise em casos de COVID-19 e revelaram que 14% dos pacientes apresentaram sintomas críticos, frequentemente associados a uma baixa saturação de oxigênio no sangue (SpO2), condição conhecida como hipoxemia.

A hipoxemia, caracterizada pela baixa oxigenação no sangue, pode surgir de forma aguda ou crônica, dependendo das causas subjacentes. Em pacientes que contraíram COVID-19, estima-se que entre 20% e 40% apresentaram níveis de SpO2 significativamente baixos, a maioria de forma silenciosa. Atualmente, os oxímetros de pulso são considerados os dispositivos mais confiáveis para medir o SpO2, utilizando a tecnologia de fotopletismografia (PPG) (RAHMAN et al., 2021).

Paralelamente aos desafios impostos pela COVID-19, o ano de 2023 registrou no Brasil mais de 360 mil mortes por doenças cardiovasculares, o que equivale a aproximadamente 1.100 mortes por dia (CARDIOLOGIA, 2023). Muitas dessas mortes poderiam ser evitadas com a implementação de cuidados preventivos e medidas terapêuticas adequadas.

Diante desse cenário, torna-se essencial explorar soluções inovadoras para o monitoramento eficiente dos sinais vitais, especialmente em contextos que exigem isolamento social. Com isso o presente trabalho apresenta uma possível solução de um sistema de monitoramento de SpO2 e frequência cardíaca em tempo real e de forma remota, fazendo todo processamento na borda, mostrando apenas os dados em um servidor.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Desenvolver uma plataforma integrada de *hardware* e *software* para o monitoramento remoto em tempo real da frequência cardíaca e da saturação periférica de oxigênio, utilizando técnicas de Fotopletismografia e Magnificação de Vídeo Euleriana, com ênfase na viabilidade do processamento em borda por meio de algoritmos otimizados em C++.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Desenvolver algoritmos que integrem a captura de vídeo, a detecção facial, a extração da área de interesse e o processamento dos sinais para estimar a frequência cardíaca e a saturação de oxigênio.

2. Validar experimentalmente a plataforma, analisando a eficácia dos algoritmos, a

capacidade de processamento em tempo real e a estabilidade do sistema diante de desafios como a variação de iluminação, perda de detecção facial e outros fatores que influenciam a precisão dos resultados.

1.4 Divisão do trabalho

A divisão do trabalho é separada em capítulos que buscam apresentar os conhecimentos base, o desenvolvimento do trabalho, resultados obtidos e a conclusão. No capítulo inicial é apresentado a fundamentação teórica abordando o estudo existente e técnicas utilizadas para a medição da frequência cardíaca e saturação periférica de oxigênio, nele é apresentado o funcionamento do sistema cardiovascular, as técnicas de Fotopletismografia e de Magnificação de Video Euleriana. No Capítulo 3 tem-se os materiais necessários para o desenvolvimento da solução bem como os métodos utilizados para tal desenvolvimento.

O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos da solução assim como a discussão dos resultados comparados com um oxímetro de pulso comercial. Por fim no Capítulo 5 tem-se a conclusão.

2 Referencial teórico

2.1 Sistema Circulatório

2.1.1 Anatomia e Fisiologia

O sistema circulatório é fundamental para o correto funcionamento do corpo humano, sendo o principal responsável pela condução dos nutrientes e gases (O2 e CO2), além de contribuir para a regulação da temperatura corporal e do transporte de hormônios. Para o transporte desses nutrientes entre os órgãos, é necessário o bombeamento do sangue, função realizada pelo coração, um órgão muscular oco, multifacetado e com tamanho aproximado de uma mão fechada. O sangue bombeado é conduzido pelas artérias e veias, até que os vasos capilares façam a troca de nutrientes e resíduos entre o sangue e os tecidos. Essas três vias de transporte, denominadas vasos sanguíneos, também compõem o sistema cardiovascular (NASCIMENTO-JúNIOR, 2020).

O coração fica localizado sobre o diafragma e entre os pulmões, ficando numa região chamada de mediastino médio. Ele possui quatro câmaras, dois ventrículos e dois átrios, como ilustrado na Figura 2.1. Os átrios recebem o sangue das veias e se comunicam com os ventrículos por meio de válvulas cardíacas, cuja função é garantir um fluxo único para o sangue, sempre dos átrios para os ventrículos, como demonstrado na Figura 2.2. Ao contrário do que normalmente se pode imaginar, o coração não está preso à cavidade torácica; ele trabalha livre, deslizando entre membranas denominadas de pericárdio. O pericárdio é composto por duas membranas, uma que cobre internamente a cavidade torácica (pericárdio parietal) e uma que reveste externamente o coração, intitulada epicárdio. Logo abaixo dele, tem-se o miocárdio, que realiza a função de contração do coração. Essa contração é chamada de sístole e impõe a maior pressão à circulação, já o relaxamento é denominado de diástole (NASCIMENTO-JúNIOR, 2020).

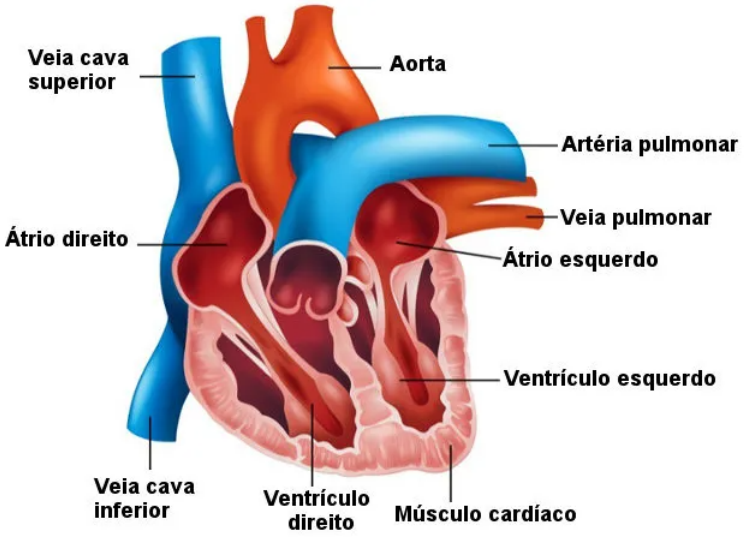


Figura 2.1. Anatomia do coração
Fonte: (Mundo Educação, 2024a)

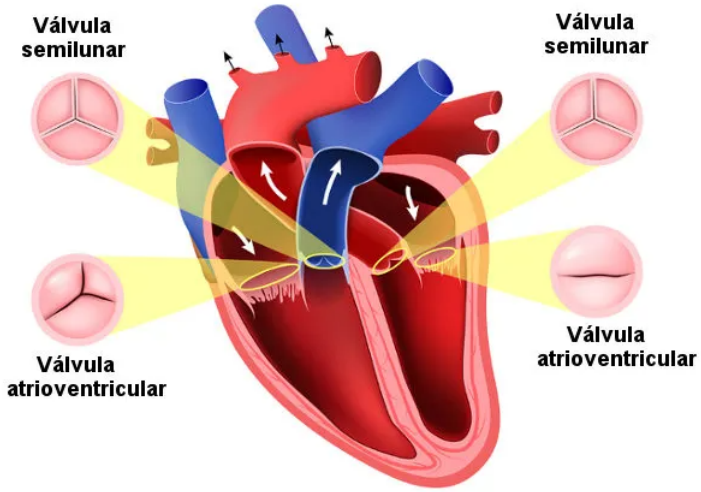


Figura 2.2. Fluxo Sanguíneo do Coração
Fonte: (Brasil Escola, 2024)

A circulação de sangue no corpo humano segue um único fluxo de circuito fechado, que é definido pelo coração, conforme demonstrado na Figura 2.3. É nele que o sangue é impulsionado para os diversos órgãos do corpo, levando os nutrientes e oxigênio. A circulação é dividida em duas, pequena e grande circulação, a pequena, também denominada de circulação pulmonar, se inicia no ventrículo direito, percorre as artérias pulmonares e chega aos pulmões, de onde o sangue volta para o coração por meio das veias pulmonares, até o átrio esquerdo. A circulação pulmonar é importante porque ela promove a oxigenação do sangue e a remoção do CO2. A grande circulação, que também é chamada

de circulação sistêmica, se inicia no ventrículo esquerdo e percorre a aorta até chegar aos tecidos, de onde o sangue é levado pelas veias de volta ao coração. A circulação sistêmica tem a função de levar aos órgãos e tecidos os nutrientes e O2, também removendo o CO2 (FOX, 2007).

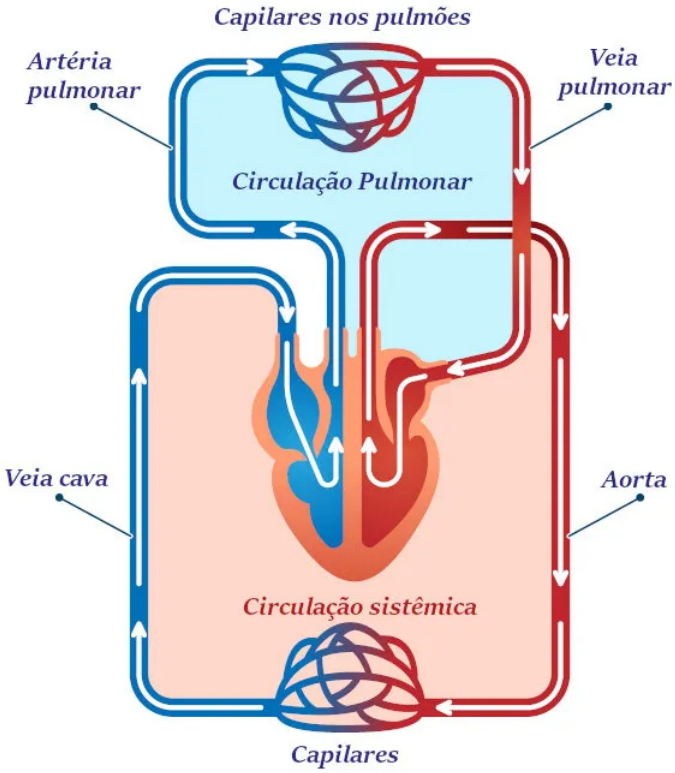


Figura 2.3. Circulação do corpo Humano
Fonte: (Mundo Educação, 2024b)

A vascularização do rosto humano deriva principalmente da artéria carótida e, no rosto, os vasos sanguíneos geram uma rede que irriga o sistema nervoso central. A circulação arterial na testa é menos propensa à vasoconstrição, que é o estreitamento dos vasos sanguíneos, reduzindo o fluxo sanguíneo no local e reduzindo também o suprimento de oxigênio (MARINO, 2015). Esses são os principais fatores para que a testa fosse escolhida como a região de interesse ou ROI (*region of interest*).

2.2 A Pele Humana

A pele é o maior órgão do corpo humano, possuindo aproximadamente 16% da massa corporal total, ela recobre as superfícies externas do corpo, com o objetivo de isolar as ações maléficas do meio ambiente. A pele apresenta duas camadas, uma externa e outra

interna, a externa é a epiderme e a interna a derme, como é visto na Figura 2.4. Na derme tem-se o tecido conjuntivo, estruturas vasculonervosas e glândulas, enquanto a epiderme é formada por cinco estratos (germinativo, espinhoso, granuloso, lúcido e córneo). A hipoderme ou tecido subcutâneo fica logo abaixo da derme e contém quantidades variáveis do tecido adiposo, influenciadas pelo sexo da pessoa, biótipo e região do corpo. As artérias da pele se dispõem no tecido adiposo (NASCIMENTO-JúNIOR, 2020).

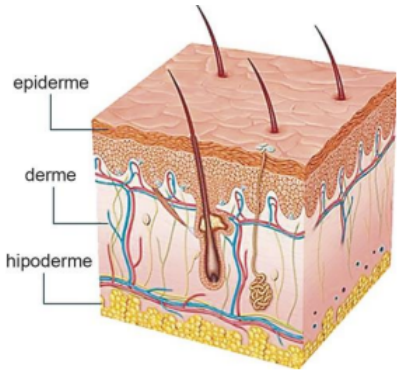


Figura 2.4. Divisões da pele
Fonte: (Anatomia em Foco, 2024)

Uma das principais características da pele é a coloração variável, sendo esta definida pela concentração de melanina, pelos carotenos e sangue. Para o trabalho é de suma importância levar em conta a diferença de coloração, para evitar algoritmos enviesados, que, por sua vez, costumam ter uma precisão menor com pessoas de pele negra. Para isso, faz-se necessário primeiro uma padronização que descreva o tipo de pele de cada indivíduo, uma dessas padronizações é a escala de Fitzpatrick. Em 1976, Fitzpatrick classificou a pele humana em seis fotótipos, dispostos na Tabela 2.1, sendo o eritema a frequência de aparição de manchas vermelhas na pele causadas pela radiação UVB (GUIRRO ELAINE; GUIRRO, 2003).

Grupo	Eritema	Bronzeado	Sensibilidade
I Branca	Sempre	Nunca	Muito sensível
II Branca	Sempre	Às vezes	Sensível
III Morena Clara	Moderado	Moderado	Normal
IV Morena Moderada	Pouco	Sempre	Normal
V Morena escura	Raro	Sempre	Pouco Sensível
VI Negra	Nunca	Pele muito pigmentada	Insensível

Tabela 2.1. Classificação de fototipo de pele de Fitzpatrick

2.3 Eletrocardiograma - ECG

Como foi discutido em 2.1, o coração é um órgão muscular que se contrai ritmicamente para realizar a circulação do sangue por todo o corpo. Porém, antes de cada batimento cardíaco, uma onda de corrente elétrica passa pelo coração, causando a contração do miocárdio e fazendo o coração bater. Essa propagação elétrica segue um padrão que resulta em um ciclo cardíaco correto e efetivo, gerando uma mudança na diferença de potencial na superfície da pessoa, cujo sinal resultante pode ser processado e o resultado é o eletrocardiograma (ECG) (GOLD, 2020). A análise do ECG é uma parte fundamental no meio médico, pois desempenha um papel importante na avaliação do funcionamento do coração, portanto uma medição precisa e rápida é essencial. Nesta seção vamos falar sobre o ECG, como é calculado e quais fatores influenciam na sua medição.

Devido à atividade elétrica das células, há um fluxo de corrente elétrica no corpo humano que acaba resultando em diferenças de potencial na superfície da pele. Para relacionar as fontes de correntes elétricas aos potenciais de superfície do corpo, pode ser utilizado o modelo de dipolo único, que, apesar de ser uma simplificação matemática, nos ajuda a entender melhor essa relação, especialmente quando estamos tratando do ECG. O dipolo possui duas componentes, uma representação da atividade elétrica do coração, próprio dipolo, e a geometria e propriedades elétricas do corpo. A primeira componente é a fonte básica gerada pelo coração ao se contrair, já a segunda é como essa eletricidade se espalha, há correntes elétricas indo e voltando, criando assim um campo elétrico chamado de *dipole field*, conforme mostrado na Figura 2.5. Desse modo, a atividade elétrica total do coração pode ser representada por uma distribuição de pequenos dipolos de corrente, isso nos ajuda a entender melhor como é possível usar o ECG para entender a saúde do coração (CLIFFORD; AZUAJE; MCSHARRY, 2006).

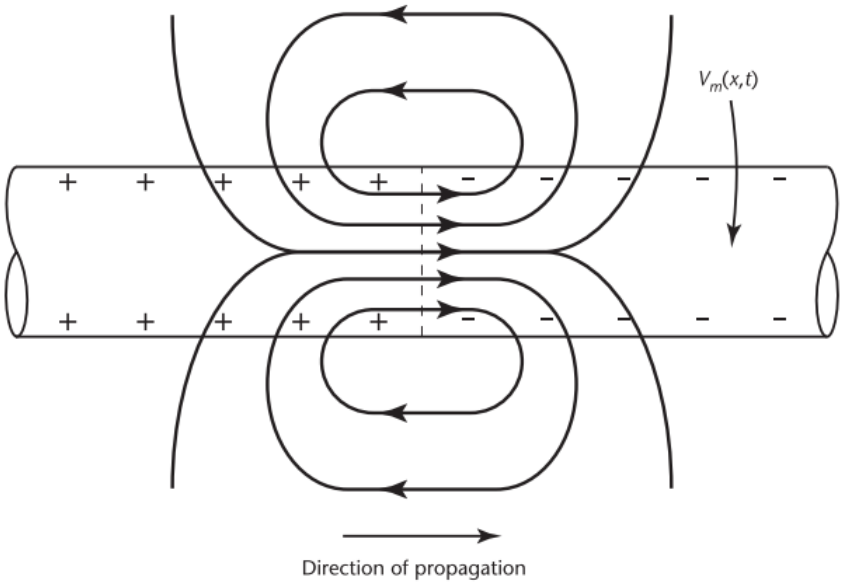


Figura 2.5. Campo elétrico do dipolo.
Fonte: (CLIFFORD; AZUAJE; MCSHARRY, 2006)

O ECG gera uma representação gráfica periódica característica com ondas P, Q, R, S e T (algumas vezes tem-se a U, mas geralmente essa onda é difícil de identificar), correspondendo a diferentes fases do ciclo cardíaco. Suas características morfológicas, como o tempo entre as ondas e suas formas, são usadas para fins de diagnóstico na detecção de patofisiologias cardiovasculares, como arritmias cardíacas e infarto agudo do miocárdio (CLIFFORD; AZUAJE; MCSHARRY, 2006).

Como dito na Seção 2.1, o ciclo cardíaco começa com a despolarização espontânea do nó sinoatrial, encontrado na parede do átrio direito, gerando uma onda de despolarização que se propaga das células atriais para as células do ventrículo. A onda P corresponde à despolarização atrial, o complexo QRS indica a despolarização ventricular e a onda T representa a repolarização ventricular, sendo assim formado o ECG (GOLD, 2020).

A maior característica do ECG é a súbita despolarização ventricular (complexo QRS), com um destaque maior na onda R, utilizada como marcador temporal para o cálculo da frequência cardíaca. Na Figura 2.6 é ilustrado um cardiograma normal, onde cada quadrado possui $1mm^2$, e ele é comumente configurado para se mover a uma taxa de 25mm/s, onde cada quadrado representa um intervalo de tempo de 0,04 segundos. Já a escala de amplitude está configurada em 0,1mV por quadrado, os valores da Figura 2.6 são valores típicos, mas eles podem variar de acordo com o gênero, idade e saúde (CLIFFORD; AZUAJE; MCSHARRY, 2006).

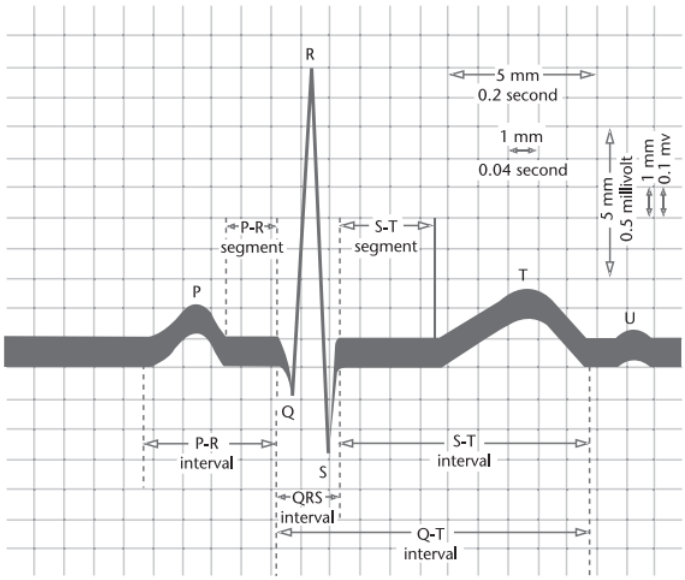


Figura 2.6. Eletrocardiograma
Fonte: (CLIFFORD; AZUAJE; MCSHARRY, 2006)

2.4 Saturação Periférica de Oxigênio

A saturação de oxigênio é um dos mais importantes sinais vitais e seu monitoramento é importante em cirurgias ou internações. Existem alguns métodos para obtenção da saturação de oxigênio, sendo eles a saturação venosa mista de oxigênio (SvO2), saturação de oxigênio tecidual (StO2) e a saturação de oxigênio arterial (SaO2). Ainda há a estimação da saturação de oxigênio arterial, chamada de saturação periférica de oxigênio (SpO2), que vai ser o assunto tratado nesse capítulo (NITZAN; TAITELBAUM, 2008).

A maneira mais comum de medir o SpO2 é por meio do oxímetro de pulso, devido à sua alta confiabilidade. Utilizando a tecnologia de fotopletismografia (consulte a Seção 2.5), o oxímetro realiza a aferição. A saturação de oxigênio indica a porcentagem de hemoglobina (Hb) no sangue que está saturada com oxigênio em relação à capacidade máxima de transporte de oxigênio. Cada molécula de hemoglobina tem a capacidade de carregar até quatro moléculas de oxigênio, como pode ser visto na Figura 2.7, portanto, se todos os sítios de ligação dessa molécula estiverem carregados de oxigênio, a saturação é de 100%. A hemoglobina se liga ao oxigênio à medida em que ela passa pelo pulmão. O SpO2 pode ser medido através da equação 2.1, onde CHb é a concentração de hemoglobina desoxigenada e CHbO2 é a concentração de hemoglobina oxigenada. A saturação de oxigênio é considerada normal quando está entre 95% e 100%, se for menor que 95%, o indivíduo está hipóxico, e em casos onde está menor que 90% é considerada uma emergência clínica (ROMANELLO, 2018a).

$$SpO_2 = \frac{CHbO_2}{CHbO_2 + CHb} * 100 \tag{2.1}$$

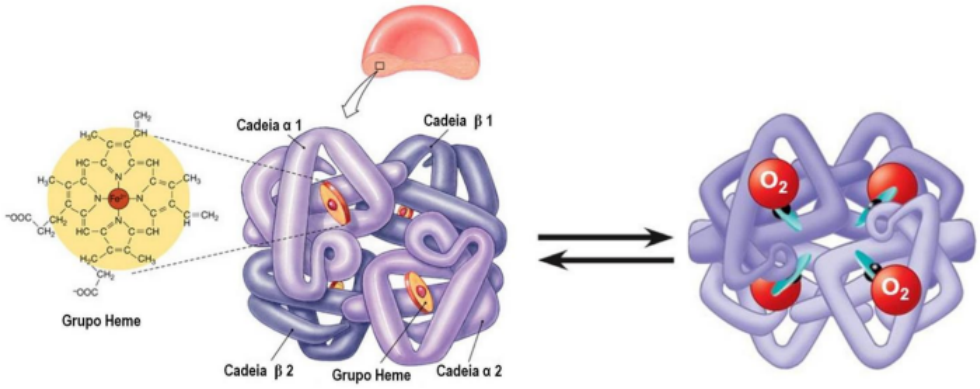


Figura 2.7. Molécula de Hemoglobina com Oxigênio
Fonte: (ROMANELLO, 2018b)

Atualmente existem 3 métodos para a medição de oxigênio no sangue, dois não invasivos e um invasivo. O método invasivo é por meio de um cateter de oximetria e ele mede a saturação venosa central de oxigênio (ScvO2), sendo esta mensurada de forma contínua em uma artéria pulmonar (GALVãO, 2019), conforme Figura 2.8.

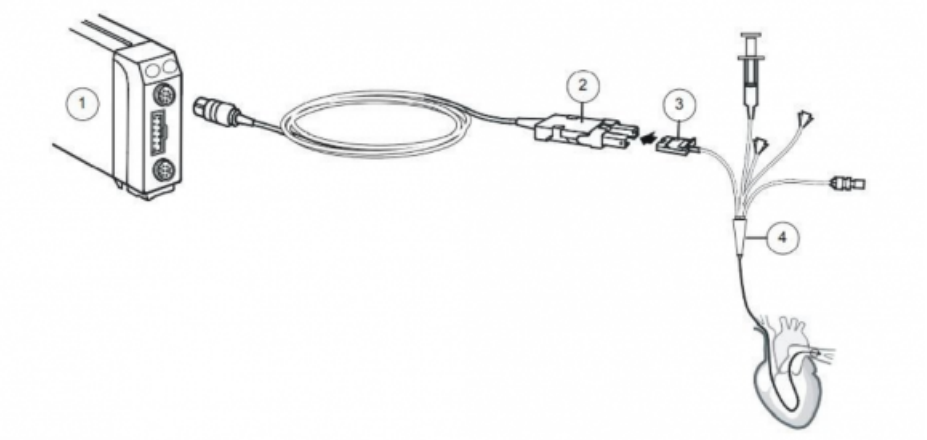


Figura 2.8. 1- Módulo de ScvO2, 2- Módulo óptico, 3-Conector óptico, 4- Cateter de termo-diluição

Fonte: (MedSystem, 2024)

Os métodos não invasivos podem se dividir em dois, com contato e sem contato. O método não invasivo e com contato é o mais comum, nele tem-se o oxímetro de pulso, que faz a medição da saturação arterial periférica de oxigênio (SpO2) (GALVãO, 2019). Como

dito anteriormente, essa medição é feita utilizando os princípios da fotopletismografia.

A medição de SpO2 por meio do oxímetro pode ser feita de duas formas, por meio de transmitância e por meio de reflectância, explicitadas na Figura 2.9. Na transmitância, a luz é emitida através do tecido e o oxímetro analisa a quantidade de luz incidente que é refletida pelos tecidos, ou seja, analisa a quantidade de luz que não é absorvida por esses. Já a reflectância mede a luz refletida causada pelo espalhamento luminoso no tecido (JÚNIOR; GALVÃO; FILHO, 2021).



Figura 2.9. Transmitância e reflectância
Fonte: (JÚNIOR; GALVÃO; FILHO, 2021)

O método não-invasivo sem contato também se utiliza da fotopletismografia para realizar a medição de SpO2. Existem diferentes abordagens e métodos para medir a saturação de sangue usando câmeras, especialmente câmeras RGB, pois a diferença entre o sangue oxigenado e desoxigenado é mais evidente na absorvência das bandas de luz vermelha e infravermelha. Kong et al. (2013) apresentaram uma câmera voltada para a medição de SpO2, eles utilizaram duas câmeras com sensor CCD (*charge-coupled device*) equipadas com dois filtros de passa banda estreitos em 660 nm e 520 nm e utilizaram do modelo *ratio-of-ratios* (RoR), que utiliza a diferença de luz entre a hemoglobina oxigenada e desoxigenada em relação a diferentes comprimentos de luz.

Alguns estudos propõem o uso de câmeras RGB para a medição da saturação de oxigênio pelos canais azul e vermelho. Muitos definem a região de interesse (ROI) e, então, aplicam o algoritmo RoR. Como a hemoglobina absorve a luz e essa luz absorvida varia de acordo com a oxigenação ou não dela, podemos utilizar o princípio de funcionamento da lei de Beer-Lambert, sendo esta expressa pela equação 2.2, onde I é a intensidade da luz transmitida, I_0 é a intensidade da luz incidente, $\varepsilon(\lambda)$ é o coeficiente de extinção da substância absorvente em um comprimento de onda específico, c é a concentração da substância absorvente e l é o comprimento óptico do meio (WU et al., 2023).

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon(\lambda)\cdot c\cdot l} \tag{2.2}$$

A partir da Equação 2.2, podemos chegar à equação da RoR (2.3), que pode ser aproximada como a razão entre os componentes AC/DC para dois comprimentos de onda, pois a diferença no caminho óptico da luz entre o pico e o vale na forma de onda da fotopletismografia (PPG) é geralmente muito pequena, AC é o componente pulsátil e DC o não pulsátil da forma de onda PPG (ANTONIOU; NESTOROS; POLYCARPOU, 2023). Para determinar a componente AC é necessário calcular as amplitudes de pico a vale da forma de onda PPG, como visto na Figura 2.10, essas amplitudes indicam a diferença de intensidade entre as fases sistólica e diastólica do ciclo cardíaco. A componente DC, por sua vez, é geralmente calculada como a média do sinal PPG, utilizando uma janela de tempo limitada (WU et al., 2023).

$$\hat{R} = \frac{r_{\lambda_1}}{r_{\lambda_2}} = \frac{\beta_b\left(\lambda_1\right)}{\beta_b\left(\lambda_2\right)} \approx \frac{\left(ac_{\lambda_1}/dc_{\lambda_1}\right)}{\left(ac_{\lambda_2}/dc_{\lambda_2}\right)} \tag{2.3}$$

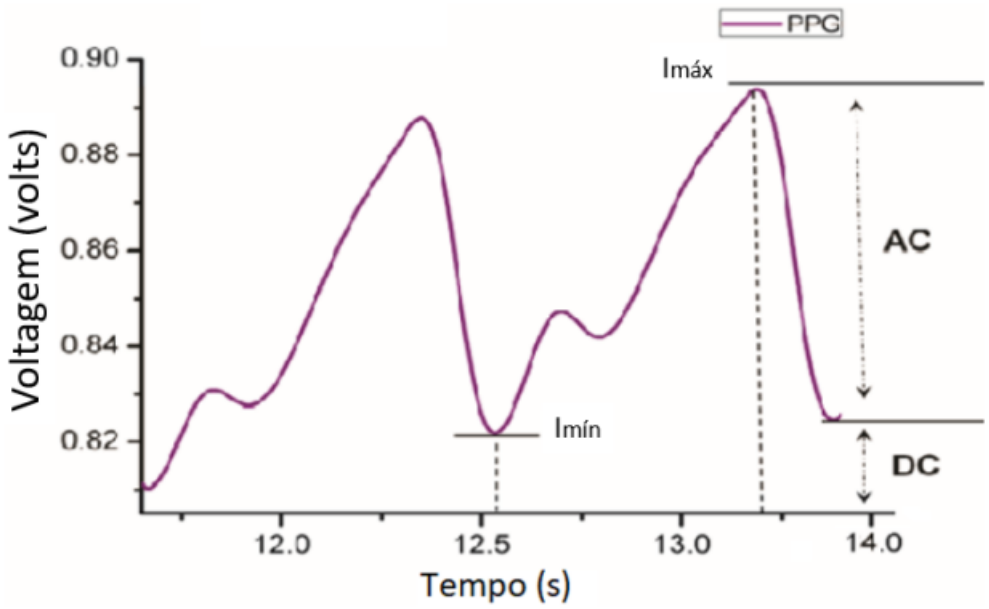


Figura 2.10. Sinal PPG
Fonte: (GALVãO, 2019)

Após derivarmos a equação 2.3, podemos obter o valor de SpO2 utilizando a seguinte Equação 2.4

$$\mathrm{SpO}_2 = \alpha + \gamma\hat{R} \tag{2.4}$$

na qual α e γ são os coeficientes de calibração.

2.5 Fotopletismografia

A Fotopletismografia é uma técnica de baixo custo e não invasiva, ela utiliza a luz infravermelha de baixa intensidade, essa luz é mais absorvida pelo sangue do que pelos outros tecidos circundantes e as mudanças no fluxo sanguíneo podem ser detectadas pelos sensores de PPG com as variações na intensidade da luz infravermelha. A tensão do sinal resultante da PPG é proporcional à quantidade de sangue que flui pelos vasos sanguíneos e até mesmo pequenas mudanças podem ser detectadas por esse método. A técnica requer apenas alguns componentes optoeletrônicos para o seu funcionamento, como uma fonte de luz para iluminar o tecido e um fotodetector para medir as pequenas variações da intensidade de luz associadas ao volume de sangue (ALLEN, 2007).

Como já mencionado, a forma de onda da PPG consiste em duas componentes: uma componente pulsátil conhecida como corrente alternada (AC), geralmente com uma frequência em torno de 1 Hz, dependendo da frequência cardíaca. Essa componente AC é sobreposta a uma componente quase contínua (*quasi-DC*) relacionada aos tecidos e ao volume médio de sangue, podendo variar sutilmente devido a fatores como respiração, atividade vasomotora, orientação das células vermelhas do sangue, entre outros (THAMBIRAJ et al., 2020). Uma prática comum na representação visual da PPG é a inversão da forma de onda, onde os picos correspondentes aos batimentos cardíacos aparecem como elevações, facilitando a análise visual do ciclo cardíaco. O local específico do corpo onde a medição é realizada também influencia essas componentes (ALLEN, 2007).

Na Figura 2.11, tem-se uma comparação da medição e análise do PPG em diferentes locais do corpo, tanto no lado direito quanto no lado esquerdo. Observa-se uma notável similaridade nas características das medições nos pulsos direito e esquerdo. No entanto, surgem diferenças evidentes em outros locais, como na medição da orelha e no dedo. Embora poucos estudos tenham realizado uma análise quantitativa dessas discrepâncias, algumas das possíveis causas podem incluir a distância até o coração, a vascularização local ou as características da pele (ALLEN, 2007).

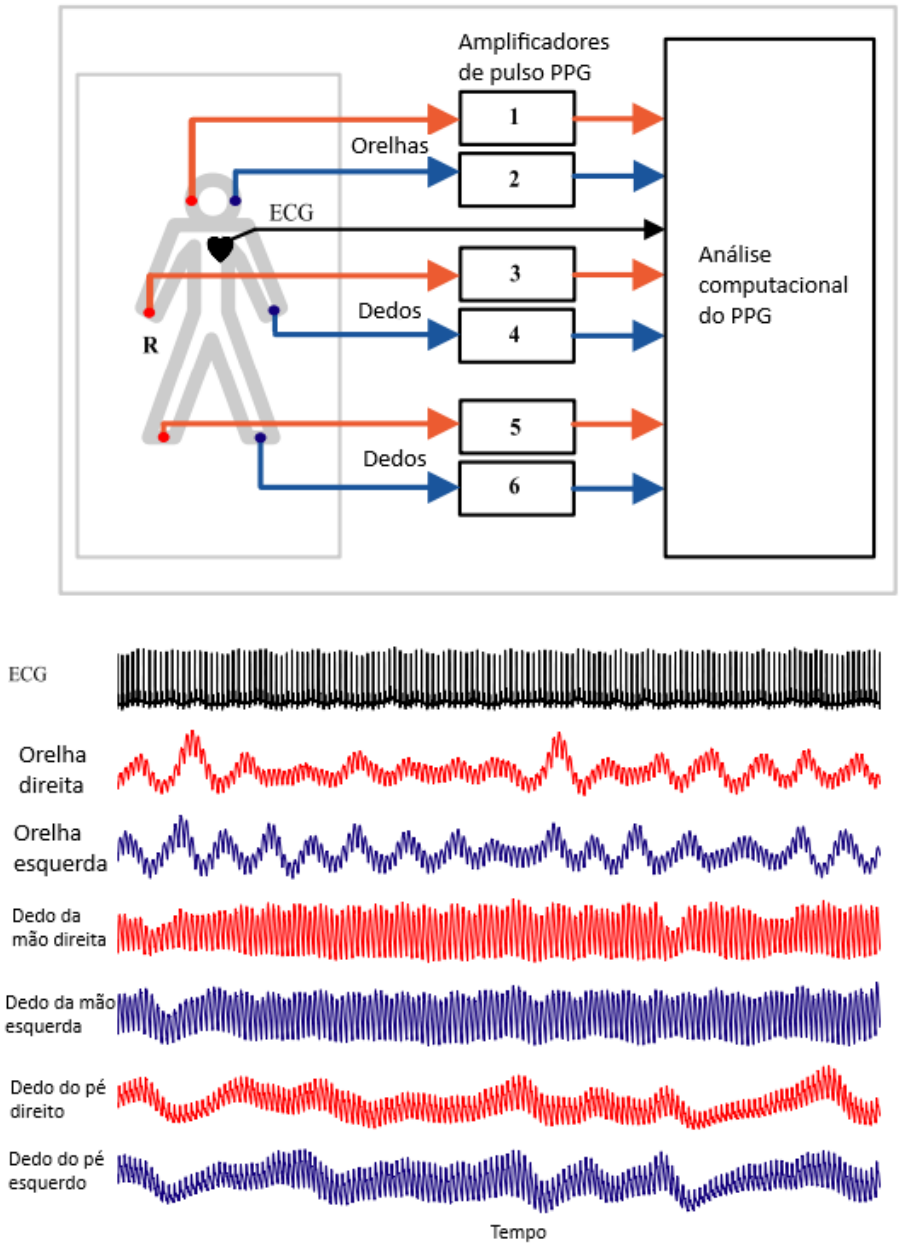


Figura 2.11. Sinal de PPG medido em diferentes locais do corpo humano
Fonte: Adaptado de (ALLEN, 2007)

A fotopletismografia tem diversas aplicações clínicas, algumas delas são a medição de saturação periférica de oxigênio, pressão sanguínea, frequência cardíaca, variabilidade da frequência cardíaca, função endotelial, dentre outras aplicações (SAQUIB et al., 2015). A iPPG (*image Photoplethysmography*) é uma abordagem que utiliza câmeras de vídeo para visualizar os vasos sanguíneos sob a pele, sendo frequentemente empregada na obtenção de sinais fisiológicos, incluindo a estimativa de SpO2. A escolha da iPPG para este trabalho baseia-se em suas vantagens distintas. Ao optarmos por esse método, podemos aproveitar a capacidade de capturar sinais de forma não invasiva, permitindo a obtenção da saturação de oxigênio de maneira eficiente e confortável para o paciente. Além disso,

a iPPG oferece a vantagem de possibilitar a coleta de dados em tempo real, favorecendo a monitorização contínua e detalhada da saturação de oxigênio ao longo do tempo, o que justifica sua implementação neste contexto.

2.6 Magnificação de Vídeo Euleriana

O método de magnificação de vídeo euleriana (EVM) foi primeiramente apresentado na conferência de computação gráfica SIGGRAPH 2012, ele foi desenvolvido no laboratório de ciência da computação e inteligência artificial do Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT CSAIL). A proposta do EVM é amplificar variações de baixa amplitude no vídeo, variações essas que não são perceptíveis a olho nu. O procedimento envolve a decomposição do vídeo em bandas de frequência espacial usando uma pirâmide Laplaciana. Em seguida, um filtro temporal é aplicado a cada banda de frequência espacial para amplificar variações sutis de cor, enquanto suprime ruídos de baixa frequência, a magnitude de cada pixel fornece uma série temporal correspondente às variações de cor ou intensidade ao longo do tempo. Bandas de frequência específicas são selecionadas usando filtros de passagem de banda, e o sinal resultante é multiplicado por um fator de ampliação antes de ser adicionado novamente ao sinal original. Por fim, o vídeo é reconstruído colapsando a pirâmide espacial, resultando assim em um vídeo de saída aprimorado (LIM; MOYA-BELLO; CHAVARRIA-ZAMORA, 2021)(WU et al., 2012).

Uma das principais aplicações do EVM é a estimação de frequência cardíaca por meio de vídeos. Na Figura 2.12, apresentamos um exemplo prático do EVM monitorando os batimentos cardíacos de um indivíduo. A figura ilustra a entrada do vídeo e sua saída, destacando claramente a alteração na coloração da pele. Essa mudança na coloração é um indicador visual da variação nos batimentos cardíacos, evidenciando a eficácia do EVM na amplificação desses sinais fisiológicos.

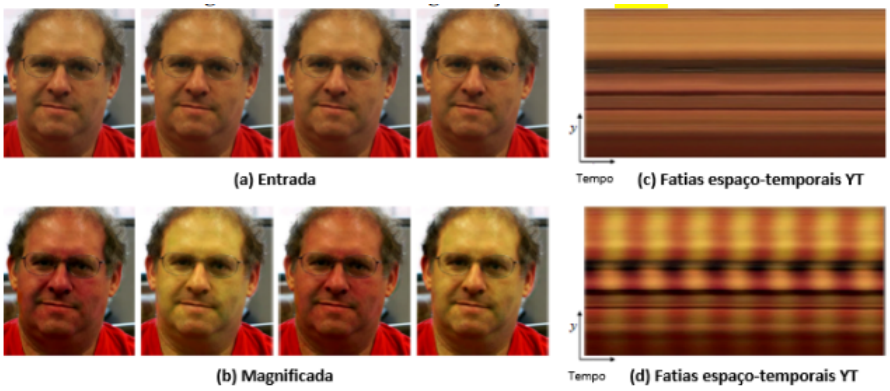


Figura 2.12. Utilização do método de magnificação de vídeo euleriana
Fonte: (WU et al., 2012)

Na Figura 2.13, é ilustrado o framework do EVM que resume os principais passos do processo de amplificação de sinais sutis.

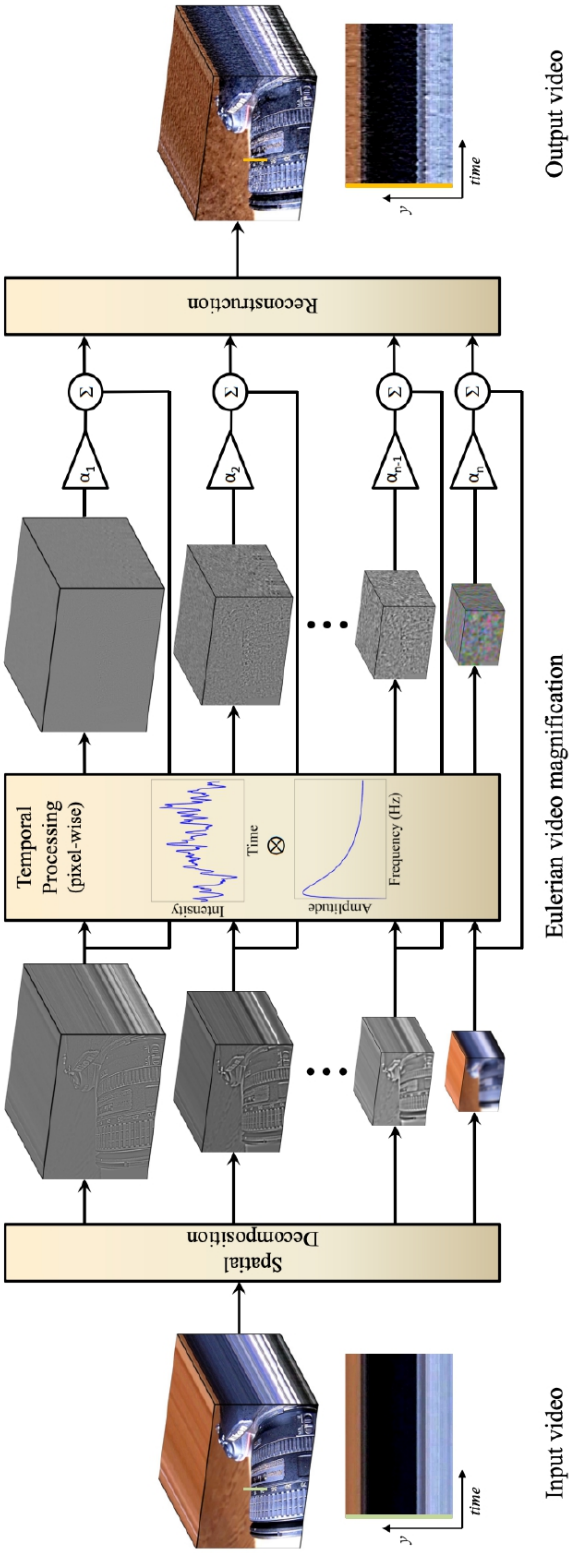


Figura 2.13. Visão geral do framework do EVM
Fonte: (WU et al., 2012)

3 Materiais e Métodos

Para a realização desse trabalho foram utilizados diferentes componentes físicos sendo eles a Jetson Nano e seus periféricos como a câmera, modulo WiFi e fonte de alimentação. A Figura 3.1 ilustra o sistema de hardware completo.

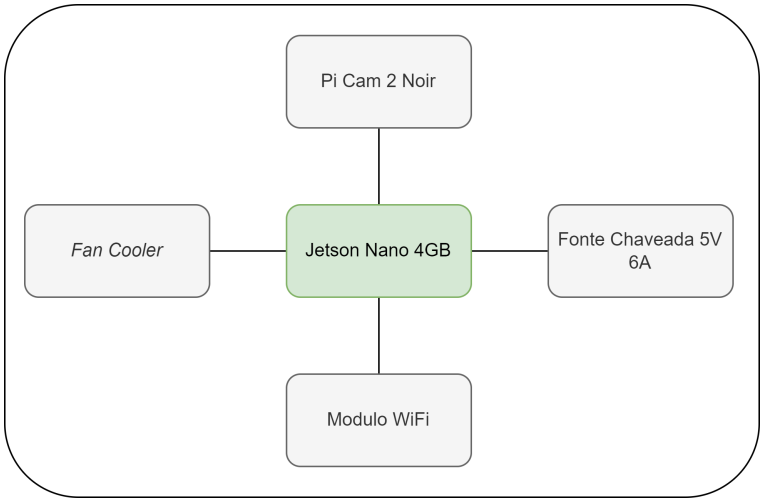


Figura 3.1. Diagrama de *Hardware*

A placa Nvidia Jetson Nano Developer Kit é escolhida por sua capacidade de processamento paralelo e suporte a redes neurais, essenciais para as tarefas de visão computacional deste projeto. Conta com:

- GPU NVIDIA Maxwell com 128 núcleos
- Processador Quad-Core ARM Cortex-A57
- 4 GB de memória RAM LPDDR4
- Suporte para decodificação e codificação de vídeos até 4K
- Portas HDMI, USB e Ethernet (RJ45)

A Jetson Nano opera em um ambiente Linux (NVIDIA, 2023), sendo ideal para processamento intensivo de vídeo e inferência de redes neurais. Ela não possui conexão *Wireless* integrado, então foi utilizado um módulo WiFi NIC, que se conecta via M.2 e permite a conexão ao *WiFi* 2,4 GHz ou 5 GHz.

Para a captura de imagens, utiliza-se a Raspberry Pi Camera Module 2 NoIR. Essa câmera possui um sensor Sony IMX219 de 8 megapixels sem filtro de infravermelho, o que a torna adequada para ambientes com pouca iluminação, sendo um dos motivos da sua escolha, dispensando assim o uso de fontes de luz artificiais. O sensor CMOS com filtro mosaico RGB proporciona boa sensibilidade e baixo consumo de energia, ideal para aplicações móveis (PI, 2023; SONY, 2023).

Por fim uma fonte chaveada de 5V e 6A é empregada para garantir uma alimentação estável e eficiente à Jetson Nano e aos demais periféricos do sistema. Esse modelo foi escolhido devido à sua robusta capacidade de fornecer a corrente necessária com estabilidade.

3.1 Processamento

O algoritmo para o processamento das imagens foi desenvolvido na linguagem C++ devido à sua eficiência e capacidade de processamento rápido, permitindo a estimação em tempo real da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio (SpO2).

Inicialmente, as imagens são capturadas a uma frequência de aproximadamente 30 quadros por segundo (fps) utilizando o pipeline GStreamer. Em seguida realiza-se a detecção do rosto, a principio utilizou-se a detecção de rostos por meio do modelo do OpenCV, que se baseia no método Viola-Jones (OPENCV, 2017). Esse método utiliza características Haar para extrair padrões relevantes, porem esse método já se mostrou lento logo no inicio, então foi utilizado o modelo MediaPipe em TorchScript, desenvolvido pelo Google. Com a identificação do rosto, delimita-se a região da testa para o processamento subsequente.

Como pode ser observado no Capítulo 4, os resultados do processamento utilizando o modelo em TorchScript não foram satisfatórios, havendo uma variação significativa nos resultados por motivos que serão discutidos posteriormente. Para corrigir esses erros, foram treinados dois modelos em YOLO, entretanto, encontrou-se dificuldade na implementação desses modelos em C++ e também na sua otimização.

Diante disso, optou-se pelo uso da biblioteca dlib para a detecção de rosto e, sub-

sequentemente, para a identificação dos pontos característicos do rosto. Nesse caso, utilizou-se o modelo que detecta cinco pontos faciais, sendo que, neste trabalho, foi selecionado um ponto para cada olho e para o nariz. Com base nesses pontos, a região de interesse (ROI) da testa foi definida utilizando a distância entre os pontos dos olhos e a distância invertida entre o centro da linha dos olhos e o nariz, resultando, assim, em um quadrado alinhado à altura dos olhos.

O modelo de detecção de rosto utilizou a CUDA (uma API destinada à computação paralela) da Jetson, executando, portanto, na GPU, enquanto o modelo de detecção dos pontos do rosto não conta com esse suporte, operando na CPU.

Inicialmente, o modelo apresentou uma lentidão considerável. Para mitigar esse problema, determinou-se a área do rosto uma única vez, mantendo-se essa área fixa sem realizar a detecção em todos os quadros do vídeo para a amostragem, nesse caso 150 quadros, o que diminuiu a carga computacional. Durante os testes foi garantido que houve o mínimo de movimento e em trabalhos futuros deve-se melhorar esse ponto.

A região da testa foi então convertida para o espaço de cor YCrCb, pois ele separa a informação de cor (Cr e Cb) da informação da luminância (Y). E utilizou-se o canal Cr (diferença entre o componente vermelho e a luminância) para aplicar a amplificação das mudanças de cor por meio da técnica de Magnificação de Vídeo Euleriana.

Esse algorítimo para o processamento das imagens foi ilustrado na Figura 3.2.

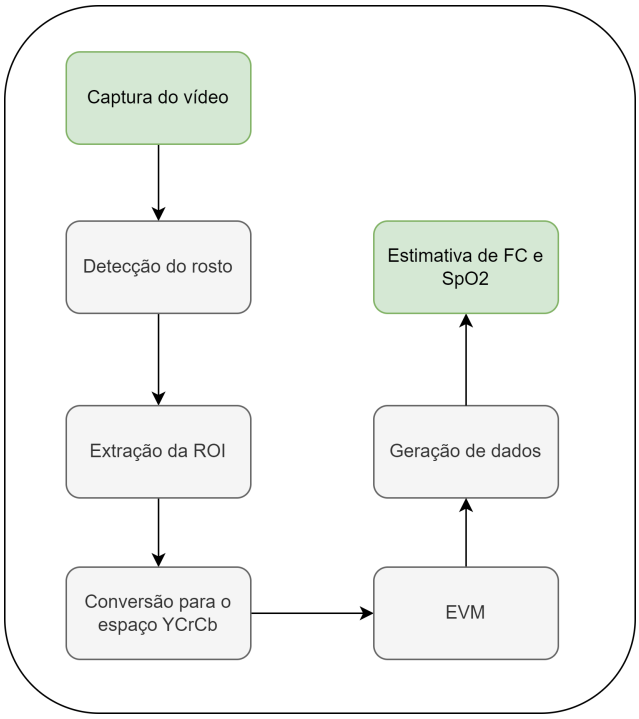


Figura 3.2. Diagrama de processamento.

3.1.1 Processamento Magnificação Euleriana

O processo de magnificação euleriana pode ser descrito na Figura 3.3.

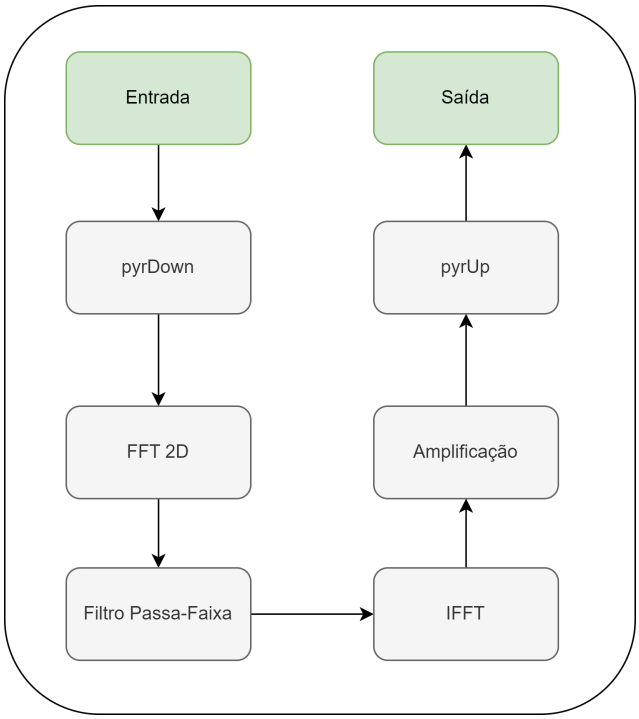


Figura 3.3. Diagrama de blocos da Magnificação de Vídeo Euleriana.

Para a aplicação da Magnificação Euleriana (EVM), o processo inicia-se com a redução do tamanho do quadro. Em seguida, aplica-se a Transformada Discreta de Fourier 2D (DFT) na imagem reduzida, a equação da DFT se dá pela seguinte equação:

$$\mathbf{F}(u,v) = \sum_{x=0}^{M-1}\sum_{y=0}^{N-1} \mathbf{C}_{\downarrow}(x,y) e^{-2\pi i\left(\frac{ux}{M}+\frac{vy}{N}\right)}, \tag{3.1}$$

onde $\mathbf{C}_{\downarrow}(x,y)$ representa a imagem reduzida.

Após a DFT, o espectro de frequência é centralizado, trocando-se os quadrantes da imagem DFT, posicionando os componentes de baixa frequência no centro.

Agora, aplica-se um filtro passa-faixa, com as frequências de corte de 0,83 Hz e 3 Hz, correspondentes a aproximadamente 50 e 180 batimentos por minuto (bpm), respectivamente. A máscara 2D criada no filtro zera os valores fora do intervalo desejado de frequências e preserva os valores dentro do intervalo, conforme representado pela seguinte equação:

$$\text{Mascara}(u,v) = \begin{cases} 1, & \text{se lowFreqNorm} \leq \sqrt{(u-u_c)^2 + (v-v_c)^2} \leq \text{highFreqNorm} \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \tag{3.2}$$

onde *lowFreqNorm* e *highFreqNorm* são as frequências de corte normalizadas.

Após a filtragem, aplica-se a Transformada Inversa de Fourier (IDFT), retornando a imagem para o domínio espacial. O sinal resultante é então amplificado com um fator de 50, por fim, o quadro retorna ao seu tamanho original.

3.1.2 Medição da frequência cardíaca

Agora com as variações de cores amplificadas, a imagem é reconvertida do espaço de cores YCrCb para RGB. Em seguida, calcula-se a média de cada canal de cor (R, G e B) da região da testa, essas médias são armazenadas em *buffers* separados para cada canal, sendo que cada *buffer* contém 150 amostras - o que corresponde a aproximadamente 5 segundos de amostragem, considerando uma taxa de 30 quadros por segundo. Com essas séries de amostras foi obtida a frequência dominante, que está associada à frequência cardíaca, utilizando o canal verde (G). Na primeira etapa do processamento, aplica-se o *detrend* no sinal, um processo de remoção de tendências lineares, que podem ser causadas nesse caso pela iluminação ou por variações de postura.

Apesar de a taxa de captura ser constante em 30 fps, a interpolação linear é aplicada no domínio temporal para garantir que as amostras estejam igualmente espaçadas no tempo. Embora não tenha sido observada uma diferença significativa, esse processo é mantido para assegurar a uniformidade temporal. A interpolação linear é baseada na seguinte equação:

$$\tilde{x}'(t_i) = \tilde{x}_j + \alpha\left(\tilde{x}_{j+1} - \tilde{x}_j\right), \tag{3.3}$$

em que:

$$t_i = \frac{i}{\text{targetFps}}, \quad j = \lfloor t_i \cdot \text{fps} \rfloor, \quad \alpha = t_i \cdot \text{fps} - j. \tag{3.4}$$

Para minimizar os efeitos de vazamento espectral na Transformada Discreta de Fourier

(DFT), aplica-se uma janela de Hamming ao sinal interpolado. A janela de Hamming é calculada utilizando a seguinte fórmula:

$$w(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), \quad \tilde{x}_n^{\text{win}} = \tilde{x}_n \cdot w(n). \tag{3.5}$$

Antes de aplicar a DFT, o sinal é normalizado para evitar que amplitudes elevadas dominem o espectro. A normalização é feita dividindo-se cada amostra pela norma L_2 do sinal:

$$\|\tilde{x}\|_2 = \sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} (\tilde{x}_n^{\text{win}})^2}, \quad \hat{x}_n = \frac{\tilde{x}_n^{\text{win}}}{\|\tilde{x}\|_2}. \tag{3.6}$$

Essa operação é realizada pela função `normalizeSignal`.

Com o sinal preparado, realiza-se a Transformada Discreta de Fourier (DFT) 1D para transformar o sinal do domínio temporal para o domínio de frequência. Isso é feito utilizando a seguinte equação:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} \hat{x}_n e^{-2\pi i \frac{kn}{N}}, \quad k = 0, 1, \ldots, N-1. \tag{3.7}$$

Após a DFT, calcula-se o espectro de magnitude e identifica-se a frequência dominante dentro do intervalo de 0,8 Hz a 3 Hz (50 bpm a 180 bpm). Essa frequência é então convertida para batimentos por minuto (bpm) multiplicando-se por 60:

$$\text{Frequência Cardíaca (bpm)} = X_{\text{dom}} \times 60. \tag{3.8}$$

O diagrama da medição de frequência cardíaca é ilustrado na Figura 3.4.

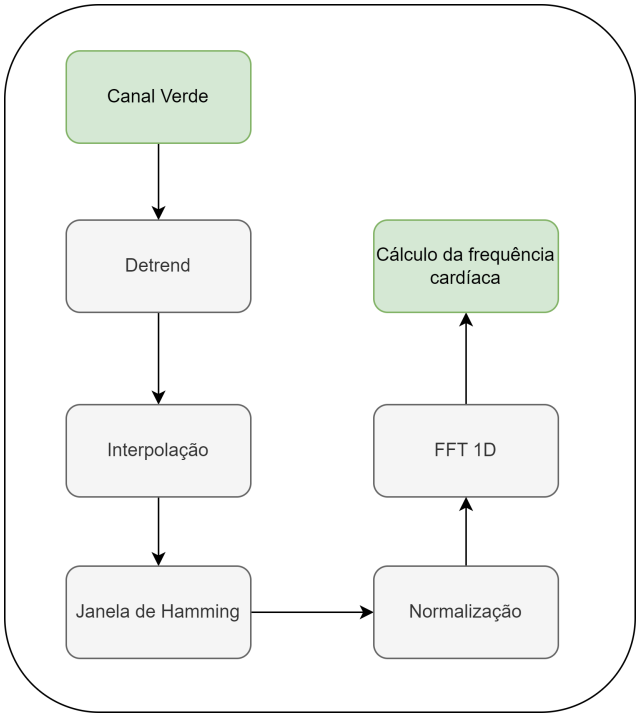


Figura 3.4. Diagrama de blocos da estimação da Frequência Cardíaca.

3.1.3 Medição da Saturação de Oxigênio

A saturação de oxigênio baseia-se na análise das variações pulsáteis (componente AC) e dos valores médios (componente DC) dos canais de cor vermelha e azul. A abordagem adotada envolve dois principais passos: o cálculo das componentes AC e DC para cada canal e, a partir delas, a determinação da razão R, que serve como base para estimar a SpO2 utilizando uma fórmula empírica.

Inicialmente, para cada novo conjunto de imagens processadas, os canais vermelho e azul extraem a média das intensidades dos pixels ao longo do tempo, gerando sinais temporais representados por *buffers*. Com esses sinais, procede-se ao cálculo dos componentes DC e AC da seguinte forma:

Cálculo das componentes DC: Para cada canal de cor, a componente DC é calculada como a média aritmética das amostras disponíveis no *buffers*, conforme a equação:

$$\mathrm{DC}_{\mathrm{Vermelho}} = \frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} m_{\mathrm{R}}(n), \quad \mathrm{DC}_{\mathrm{Azul}} = \frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} m_{\mathrm{B}}(n), \tag{3.9}$$

onde $m_{\mathrm{R}}(n)$ e $m_{\mathrm{B}}(n)$ são as medições do canal vermelho e azul no instante n, e N é o número total de amostras coletadas.

Cálculo das componentes AC: A componente AC corresponde às variações pulsáteis do sinal, estimadas pelo desvio padrão das medições em cada canal. Assim, as equações para a componente AC são:

$$\mathrm{AC}_{\mathrm{Vermelho}} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1}\left(m_{\mathrm{R}}(n) - \mathrm{DC}_{\mathrm{Vermelho}}\right)^2}, \tag{3.10}$$

$$\mathrm{AC}_{\mathrm{Azul}} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1}\left(m_{\mathrm{B}}(n) - \mathrm{DC}_{\mathrm{Azul}}\right)^2}. \tag{3.11}$$

Cálculo da razão R e estimativa de SpO2: A razão R é definida como a relação entre as proporções AC/DC dos canais vermelho e azul:

$$R = \frac{\dfrac{\mathrm{AC}_{\mathrm{Vermelho}}}{\mathrm{DC}_{\mathrm{Vermelho}}}}{\dfrac{\mathrm{AC}_{\mathrm{Azul}}}{\mathrm{DC}_{\mathrm{Azul}}}}. \tag{3.12}$$

A partir do valor de R, a saturação de oxigênio é estimada :

$$\mathrm{SpO}_2 \approx A - B \cdot R. \tag{3.13}$$

onde A e B são parâmetros obtidos a partir da calibração.

Após o cálculo, a estimativa de SpO2 é limitada ao intervalo entre 0% e 100% para garantir valores fisicamente plausíveis. Esses passos são executados iterativamente à medida que novos quadros são processados, e os valores intermediários como AC, DC, R e SpO2 são armazenados em vetores para monitoramento e análise em tempo real.

O fluxo é ilustrado na Figura 3.5:

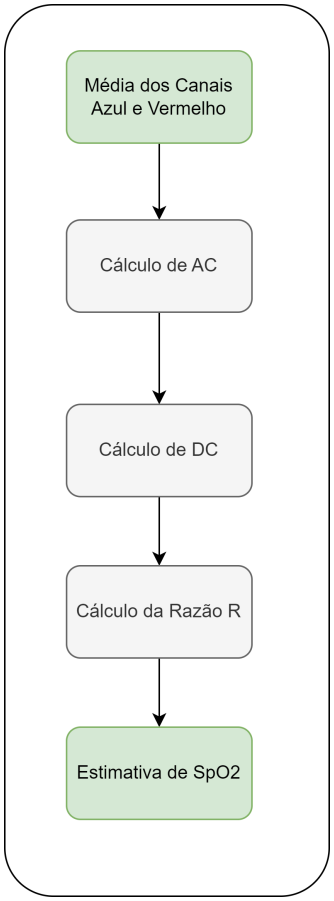


Figura 3.5. Diagrama de blocos da estimação da Frequência Cardíaca.

3.1.4 Calibração da Estimativa de SpO2

A calibração ajusta a relação entre os valores calculados de R e as medições reais de SpO2 para melhorar a precisão do sistema. Para isso, coleta-se um conjunto de dados de R e SpO2 reais, que são então analisados por meio de técnicas de regressão (linear ou polinomial) para estabelecer uma função que mapeie R para SpO2 com base nos dados observados. O modelo selecionado fornece coeficientes que são incorporados ao sistema, permitindo converter novos valores de R em estimativas de SpO2 calibradas.

3.2 Exibição dos dados em uma página HTML

Para armazenar as medições obtidas pelo processamento das imagens foi utilizado o banco de dados SQLite. A escolha do SQLite se dá pela sua facilidade de uso, leveza e por ser suficientemente robusto para aplicações com volume moderado de dados. A estrutura do banco inclui tabelas para armazenar:

- Identificadores únicos para cada medição
- *Timestamp* de coleta
- Valores de frequência cardíaca e SpO2
- Caminho para o quadro capturado

Essa estrutura permite consultas eficientes e facilita a integração com outras partes do sistema. Isso faz com que ela seja ideal para nosso caso de uso em tempo real e com recursos computacionais limitados.

Um servidor foi implementado utilizando o *framework Flask*, ele conecta-se ao banco de dados SQLite para recuperar as medições mais recentes, renderiza uma página HTML e apresenta as imagens referentes a seu respectivo resultado. Essa página HTML é a responsável pela interface do usuario e seus principais recursos incluem:

- Exibição de uma tabela com as últimas medições
- Geração de gráficos interativos usando *Chart.js* para monitoramento em tempo real dos valores de frequência cardíaca e SpO2.
- Notificações de alertas quando os valores medidos ultrapassam limiares críticos como frequência cardíaca acima de 100 bpm e SpO2 abaixo de 95%.

Essa interface permite aos usuários monitorar facilmente os dados em tempo real e analisar tendências, fornecendo uma experiência visual amigável e responsiva.

3.3 Ferramentas e Tecnologias Utilizadas

Para o desenvolvimento e a implementação do sistema, diferentes ferramentas e tecnologias foram empregadas, algumas delas são:

- **Visual Studio Code (VSCode):** Editor de código-fonte utilizado para desenvolvimento em C++, Python, HTML, CSS e JavaScript.
- **Git e GitHub:** Sistema de controle de versão e plataforma de hospedagem de repositórios utilizados para versionamento do projeto.

- **NoMachine:** Ferramenta de acesso remoto utilizada para gerenciar e depurar a Jetson Nano a partir de uma máquina local, facilitando o desenvolvimento e a resolução de problemas sem a necessidade de conexão direta.
- **Oxímetro de pulso:** Foi utilizado um oxímetro de pulso da marca Multi Saúde, modelo HC261, para a medição e comparação dos resultados obtidos pelo algoritmo desenvolvido.

Essas ferramentas foram escolhidas por sua robustez, facilidade de integração e capacidade de atender aos requisitos técnicos do projeto.

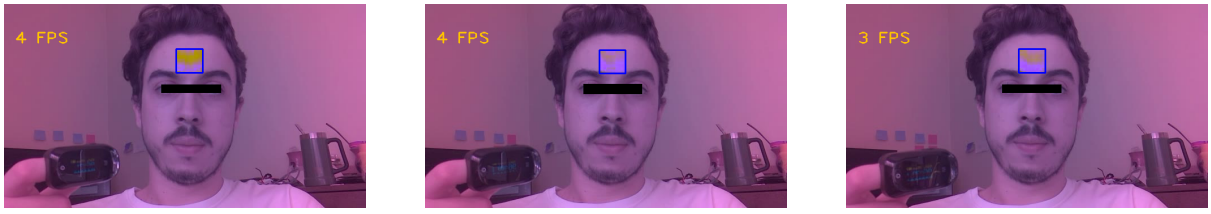
Os códigos completos estão no repositório do projeto no GitHub (SILVA, 2025).

4 Resultados e Discussões

Neste capítulo, apresentam-se os resultados obtidos a partir do processamento de imagens, acompanhados da análise quantitativa dos erros. Inicialmente, apresenta-se o efeito da técnica de *Eulerian Video Magnification* (EVM) aplicada sobre uma Região de Interesse (ROI), seguido pelo processamento do sinal para a extração dos parâmetros vitais. Em seguida, realizamos a comparação entre os valores obtidos e os valores de referência, que foram extraídos por um oxímetro de pulso. Por fim, discute-se e compara-se os valores ajustados após as modificações feitas na detecção da ROI.

4.1 Resultados do processamento

O processamento da imagem foi realizado em uma Região de Interesse (ROI), conforme discutido anteriormente. Inicialmente, aplicou-se a técnica de Eulerian Video Magnification (EVM) na faixa de frequência do batimento (aproximadamente de 0,83 Hz a 3 Hz, ou seja, 50–180 bpm). Esse procedimento realça variações sutis de cor associadas à pulsação sanguínea. Na Figura 4.1 é ilustrada a aplicação do EVM na região de interesse.



(a) EVM 1 **(b)** EVM 2 **(c)** EVM 3

Figura 4.1. Aplicação do EVM na região de interesse.

A partir do vídeo amplificado, extraiu-se um sinal de 150 quadros (aproximadamente 5 segundos). Para medir a frequência cardíaca, foram aplicados diversos processamentos (capítulo 3.3), resultando em um sinal "bruto" como mostrado na Figura 4.2.

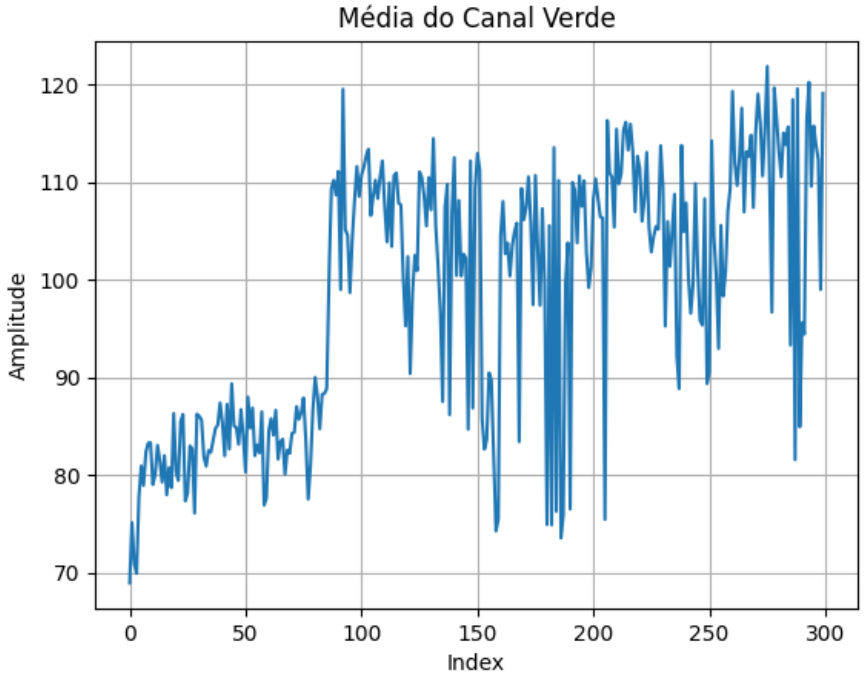


Figura 4.2. Média do canal Verde

Em seguida, aplicou-se o *detrend* ao sinal, removendo tendências de longa duração e possibilitando analisar apenas as flutuações de interesse (Figura 4.3).

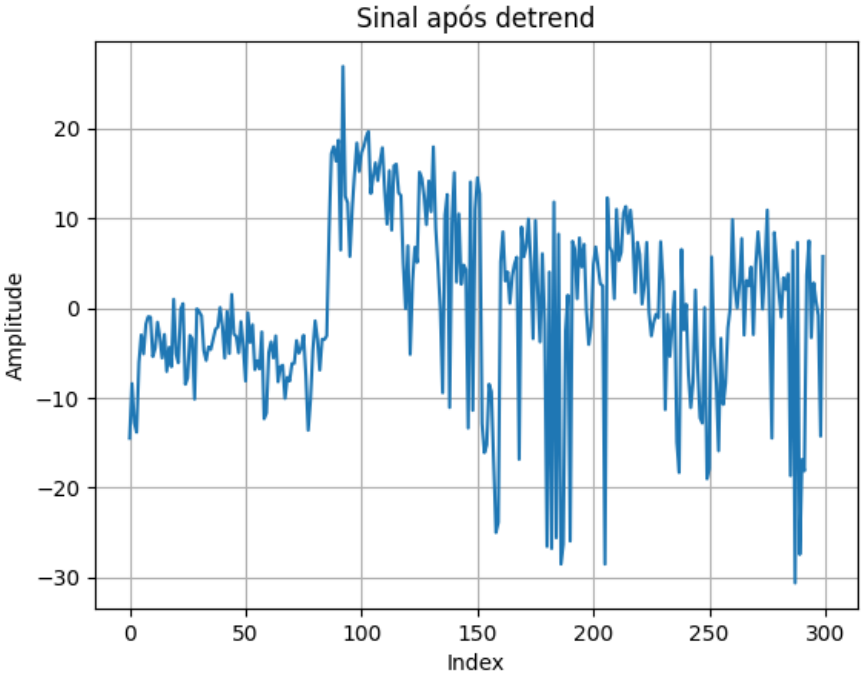


Figura 4.3. Sinal após *detrend*

O próximo passo foi a interpolação, embora, neste caso, não tenha alterado o sinal, pois ele já se encontrava uniformemente amostrado (Figura 4.4).

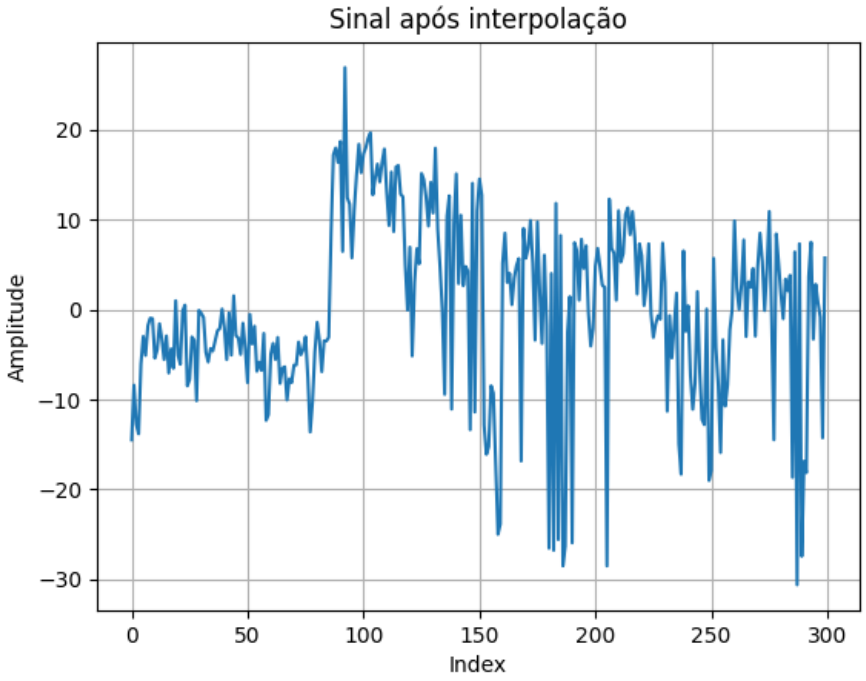


Figura 4.4. Sinal após interpolação

Em seguida, aplica-se a janela de Hamming ao sinal interpolado para atenuar efeitos de descontinuidade nas extremidades, conforme a Figura 4.5.

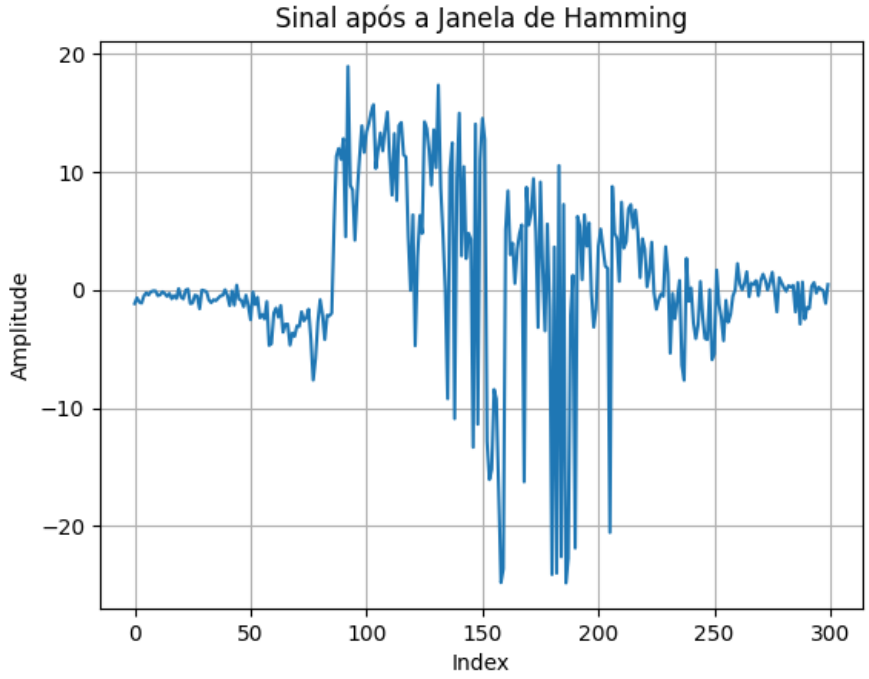


Figura 4.5. Sinal após janela de Hamming

Por fim, faz-se a Transformada de Fourier (FFT) para identificar as componentes de frequência dominantes associadas ao batimento cardíaco (Figura 4.6).

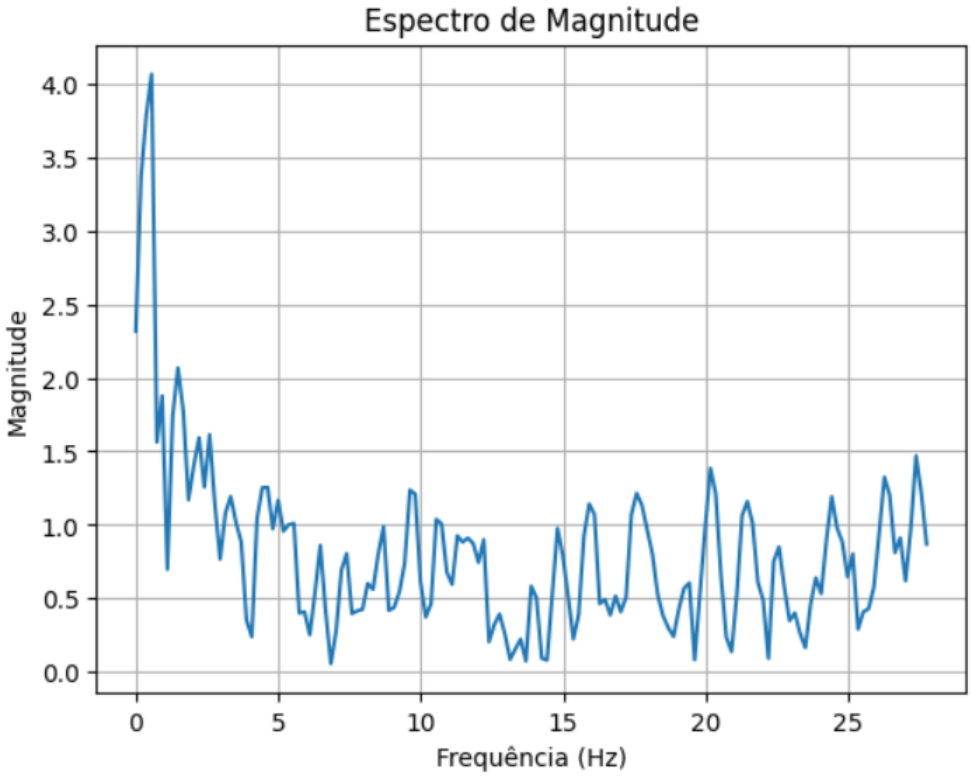


Figura 4.6. Sinal após a transformada de Fourier

Aplicando-se um filtro ideal na banda de interesse, obtém-se o sinal final com destaque para a frequência dominante, conforme a Figura 4.7.

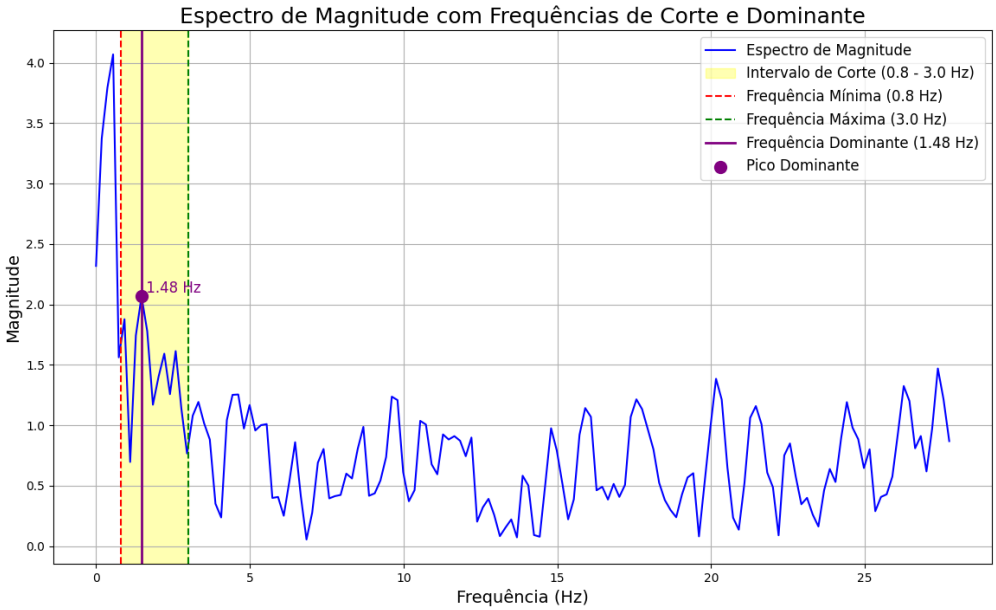


Figura 4.7. Sinal final com a frequência de corte destacada

O resultado de saída no algoritmo foi:

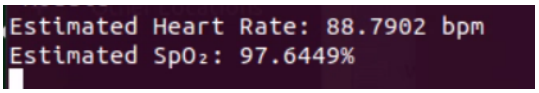


Figura 4.8. Resultado no algoritmo

O resultado final foi próximo ao resultado do oxímetro de dedo com uma diferença de menos de 0,5% para a saturação de oxigênio e de cerca de 7 bpm para o batimento cardíaco. Embora o erro seja pequeno para algumas medições, quando analisamos um conjunto maior de amostras, observa-se variações significativas – com picos de erro que resultam em um desvio padrão elevado.

4.2 Mensuração e visualização dos dados em tempo real

Para facilitar a análise em tempo real, os resultados foram exibidos em um servidor local, permitindo a comparação imediata com os valores do oxímetro de pulso. Inicialmente, os dados apareciam em forma de tabela simples (Figura 4.9).

Histórico de Medições

ID	Timestamp	Heart Rate (bpm)	SpO2 (%)
4	2024-12-24 19:45:22	55.93884	98.14846
3	2024-12-24 19:45:09	49.855419	99.702801
2	2024-12-24 19:44:55	80.659616	89.410942
1	2024-12-24 19:44:41	68.80621	88.597353

Figura 4.9. Primeiras amostragens dos resultados

Posteriormente, aprimorou-se a interface para incluir gráficos, tornando-a mais amigável ao usuário (Figura 4.10).

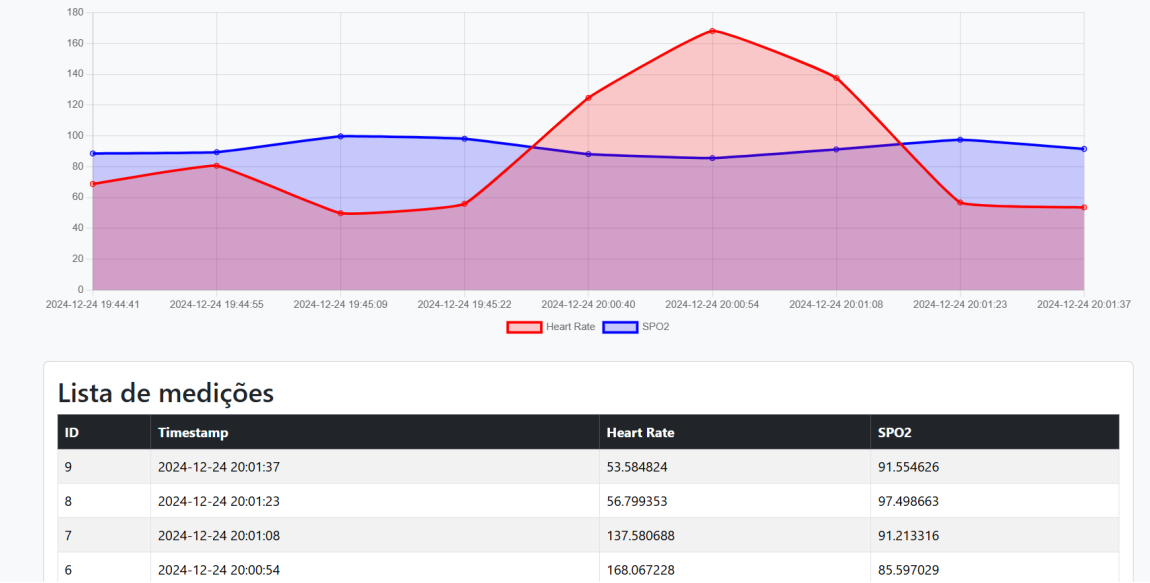


Figura 4.10. Amostragens mais aprimoradas

Na versão final, incluiu-se a imagem do usuário juntamente com a área recortada para análise. A caixa verde delimita o rosto e a região azul representa a porção da testa onde o processamento é aplicado. As informações principais exibidas são o valor estimado de batimentos cardíacos e a saturação de oxigênio (Figura 4.11).

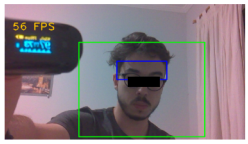
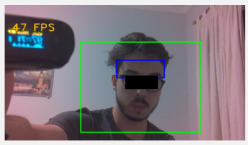
67.40437316894531	99.99856512690668	
56.79397888183593	99.01501361716298	

Figura 4.11. Amostragem final na interface

Embora o algoritmo se mostre exato em alguns instantes, ainda apresenta inconsistências devido a fatores como a movimentação do usuário e a perda de detecção do rosto, como ilustrado na Figura 4.12. Para mitigar esses problemas, foram adotadas estratégias como a redução do intervalo de quadros analisados de 300 para 150 e a diminuição da área de interesse (ROI).

A interpolação, por sua vez, não trouxe ganhos significativos na redução de erro, pois os sinais já estavam uniformemente distribuídos. O maior desafio percebido foi manter a estabilidade da ROI quando há movimentos bruscos ou quando o usuário vira o rosto para o lado.

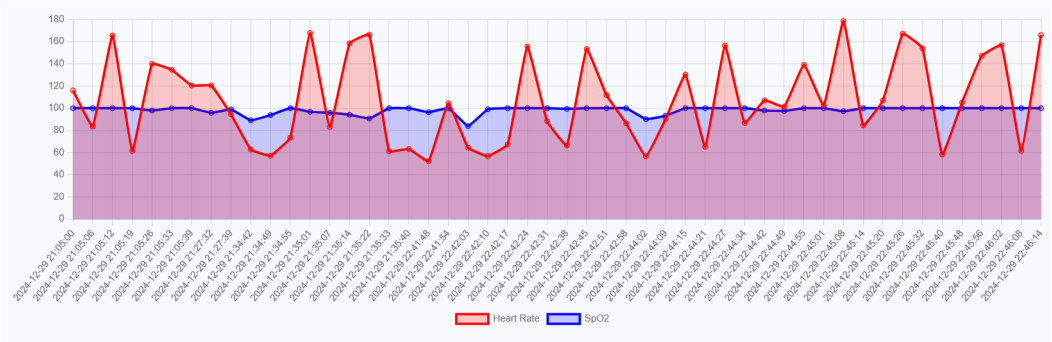


Figura 4.12. Gráfico dos resultados.

4.3 Avaliação quantitativa e estatística do erro

Nesta seção, discutem-se os resultados obtidos com o uso do método de obtenção de ROI utilizando a biblioteca dlib. Foram realizadas medições utilizando iluminação natural, luz artificial branca e luz artificial branca quente. A seguir, apresenta-se a análise comparativa dos resultados e os ajustes necessários para aprimorar o método.

4.3.1 Iluminação Natural

Para a iluminação natural foram obtidos os seguintes resultados:

Tabela 4.1. Diferença entre Valor Estimado e Oximetro (bpm) – Frequência Cardíaca

Valor Estimado	Oximetro	Diferença
55	69	-14
76	72	4
89	73	16
78	75	3
91	75	16
59	76	-17
70	74	-4
60	72	-12
116	73	43
89	78	11
48	74	-26
76	76	0
80	83	-3
108	73	35
78	74	4
84	77	7
91	78	13
78	77	1
76	84	-8
68	82	-14
51	79	-28
72	82	-10
52	76	-24
62	80	-18
61	74	-13
78	79	-1
56	77	-21
64	80	-16
84	84	0
61	72	-11

E teve-se o seguinte gráfico de dispersão:

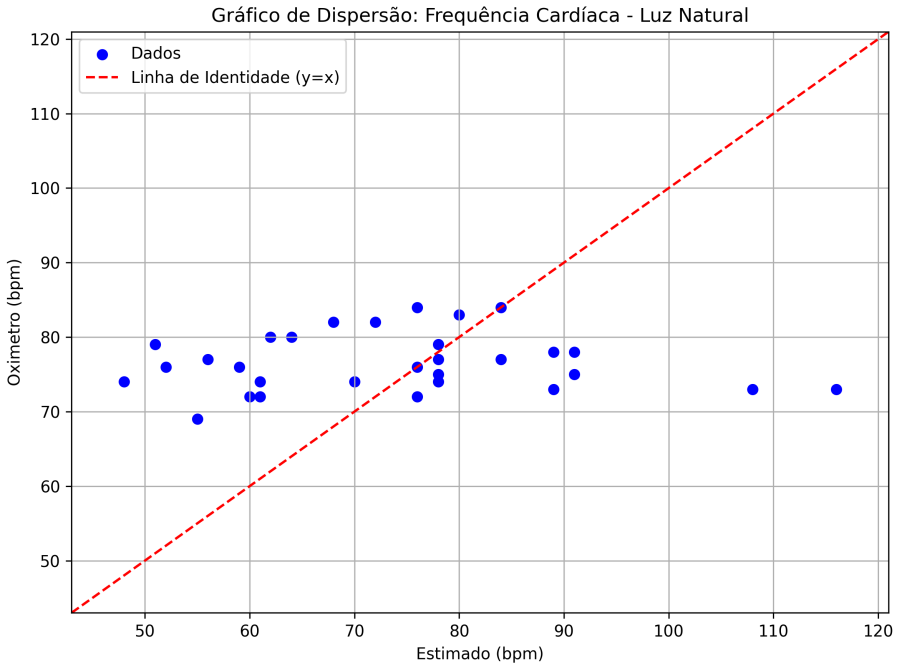


Figura 4.13. Gráfico de dispersão da frequência cardíaca com a luz natural.

Conforme apresentado na Tabela 4.1 e na Figura 4.13, os resultados com iluminação natural indicam:

- Média de erro: -2,90 bpm
- Erro Absoluto Médio: 13,10 bpm
- Desvio Padrão: 16,68 bpm

Esses dados sugerem uma leve tendência à subestimação da frequência cardíaca, com variação considerável entre os erros individuais.

4.3.2 Iluminação Artificial Branca

Para a iluminação artificial branca, foram obtidos os seguintes resultados:

Tabela 4.2. Diferença entre Valor Estimado e Oximetro (bpm) – Frequência Cardíaca

Valor Estimado	Oximetro	Diferença
76	81	-5
48	70	-22
100	74	26
50	74	-24
57	70	-13
58	68	-10
84	74	10
115	73	42
68	72	-4
74	74	0
67	74	-7
55	70	-15
68	76	-8
75	81	-6
68	78	-10
48	77	-29
68	72	-4
73	73	0
63	66	-3
80	74	6
72	82	-10
72	84	-12
90	83	7
64	80	-16
94	89	5
82	91	-9
67	89	-22
83	88	-5
63	89	-26
90	94	-4

E teve-se o seguinte gráfico de dispersão:

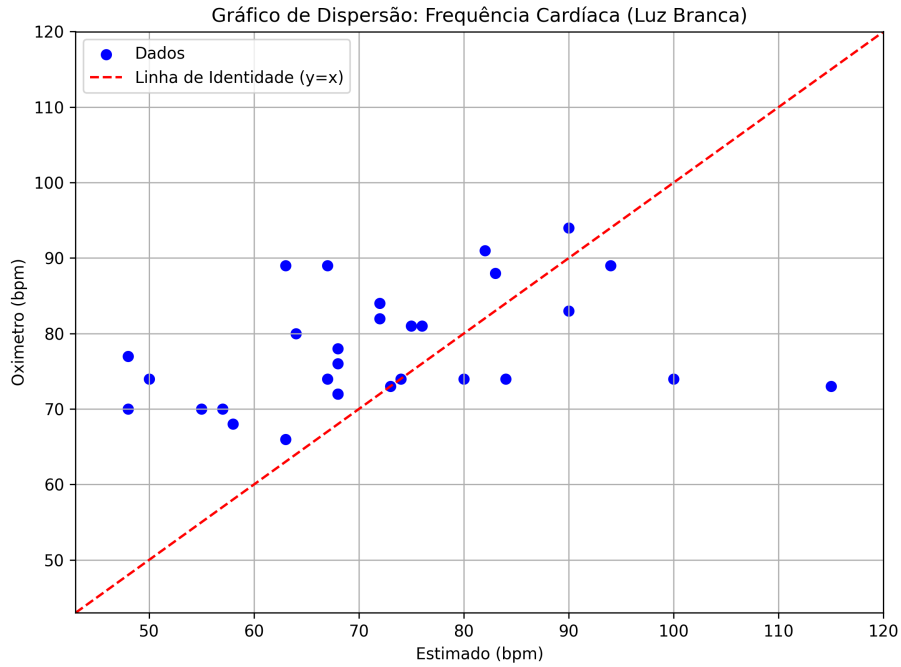


Figura 4.14. Gráfico de dispersão da frequência cardíaca com a iluminação artificial branca.

Na condição de iluminação artificial branca, os resultados da Tabela 4.2 e da Figura 4.14 mostram:

- Média de erro: -5,60 bpm
- Erro Absoluto Médio: 12,00 bpm
- Desvio Padrão: 14,63 bpm

Observa-se uma tendência à subestimação da frequência cardíaca, com uma dispersão dos erros que pode ser atribuída, em parte, às variações na iluminação.

4.3.3 Iluminação Artificial Branca Quente

Para a iluminação artificial branca quente, foram obtidos os seguintes resultados:

Tabela 4.3. Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (bpm) – Frequência Cardíaca

Valor Estimado	Oxímetro	Diferença
57	70	-13
72	76	-4
82	78	4
50	76	-26
97	74	23
65	75	-10
120	82	38
96	82	14
63	78	-15
50	80	-30
64	79	-15
81	80	1
100	83	17
102	77	25
84	78	6
67	77	-10
88	78	10
84	79	5
87	84	3
69	83	-14
66	83	-17
69	86	-17
62	84	-22
81	83	-2
75	70	5
90	69	21
116	71	45
80	70	10
65	70	-5
84	71	13

E teve-se o seguinte gráfico de dispersão:

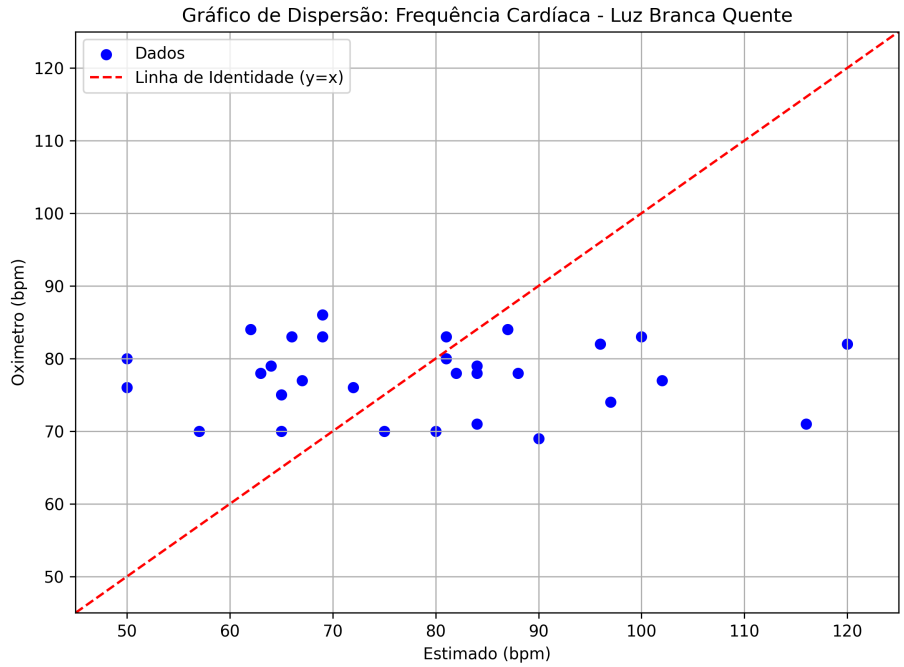


Figura 4.15. Gráfico de dispersão da frequência cardíaca com a iluminação artificial branca quente.

Para a condição de iluminação artificial branca quente, os dados da Tabela 4.3 e da Figura 4.15 apresentam as seguintes características:

- Média de erro: 1,33 bpm
- Erro Absoluto Médio: 14,67 bpm
- Desvio Padrão: 18,27 bpm

A elevada variabilidade dos erros, evidenciada pela dispersão dos valores individuais (destacando, por exemplo, a diferença de 45 bpm), sugere que, apesar de um viés médio relativamente pequeno, a presença de *outliers* pode comprometer a confiabilidade dos resultados, indicando a necessidade de estratégias para o tratamento desses valores discrepantes.

Ao comparar as três condições, podem ser observados os seguintes pontos:

- **Viés sistemático:**
  - Sob iluminação natural, observa-se uma leve tendência à subestimação dos valores, com média de erro de $-2,90$ bpm.

  - Na iluminação artificial branca, o viés é mais acentuado, apresentando uma média de erro de $-5,60$ bpm.
  - Em contraste, na iluminação artificial branca quente, a média de erro é próxima de zero (1,33 bpm), indicando uma leve tendência à superestimação.

- **Dispersão dos erros:**
  - A menor dispersão dos erros é observada na iluminação artificial branca (desvio padrão de 14,63 bpm), sugerindo maior consistência.
  - A iluminação natural apresenta uma variabilidade moderada (desvio padrão de 16,68 bpm), enquanto a iluminação artificial branca quente mostra a maior dispersão (18,27 bpm), evidenciando a presença de *outliers*.

- **Implicações para o método:**
  - Apesar de a iluminação artificial branca quente apresentar um viés médio quase nulo, sua alta variabilidade pode comprometer a confiabilidade das medições.
  - As condições de luz branca quente e luz natural necessitam de maior atenção, não apenas pelos erros mas pela presença de *outliers*.

Agora, apresentam-se os resultados obtidos para a medição da saturação de oxigênio utilizando o novo método de obtenção da ROI, a partir dos dados coletados sob diferentes condições de iluminação. Foram realizadas medições utilizando iluminação artificial branca, natural e artificial branca quente. A seguir, apresenta-se a análise comparativa dos resultados.

Tabela 4.4. Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (SpO2) para a luz artificial branca

Valor Estimado	Oxímetro	Diferença
94	96	-2
65	96	-31
92	94	-2
94	96	-2
95	97	-2
94	95	-1
92	98	-6
87	98	-11
87	97	-10
88	97	-9
93	96	-3
90	95	-5
93	97	-4
88	97	-9
97	97	0
97	96	1
97	95	2
96	96	0
96	97	-1
96	98	-2
95	97	-2
92	96	-4
96	95	1
93	94	-1
79	96	-17
89	94	-5
90	94	-4
92	96	-4
92	96	-4
94	95	-1

E teve-se o seguinte gráfico de dispersão:

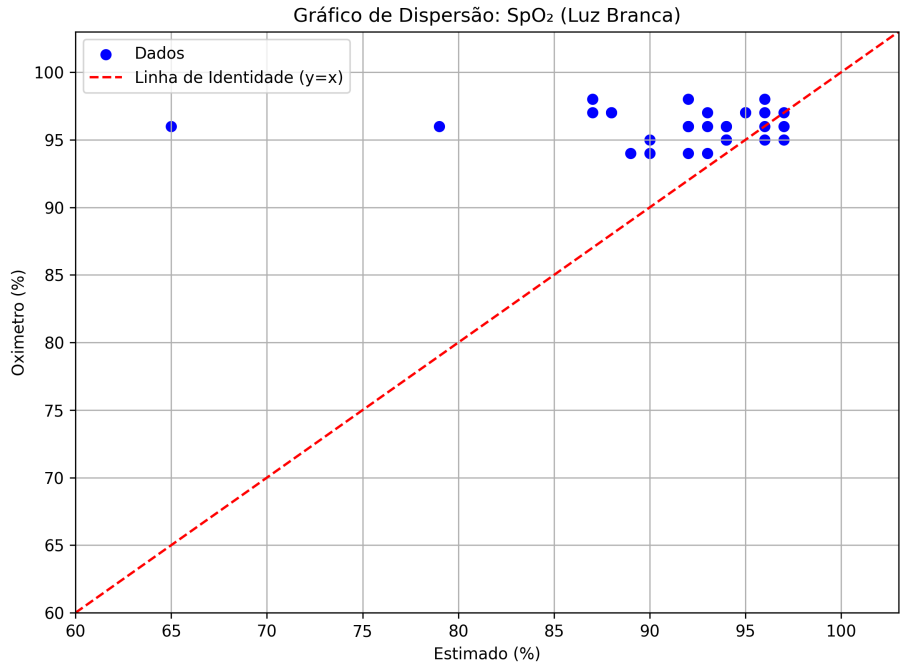


Figura 4.16. Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio com a iluminação artificial branca.

Para a condição de luz artificial branca, os dados da Tabela 4.4 e da Figura 4.16 apresentam os seguintes erros para a estimação de SpO2:

- Média de erro: -4,60%
- Erro Absoluto Médio: 4,87%
- Desvio Padrão: 7,97%

Os dados indicam que o valor estimado da saturação de oxigênio tende a ser ligeiramente subestimado, com uma média de erro baixa e um desvio padrão moderado, embora a presença de alguns erros mais elevados sugira a necessidade de ajustes para corrigir essas discrepâncias.

Para a iluminação natural, tem-se os seguintes resultados:

Tabela 4.5. Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (SpO2) para a luz natural

Valor Estimado	Oxímetro	Diferença
85	95	-10
98	96	2
98	95	3
98	96	2
98	95	3
97	94	3
81	94	-13
93	94	-1
89	95	-6
94	94	0
96	95	1
97	96	1
75	96	-21
92	96	-4
59	95	-36
88	95	-7
98	96	2
97	96	1
25	94	-69
86	96	-10
47	95	-48
69	95	-26
90	94	-4
89	95	-6
96	97	-1
94	97	-3
97	97	0
96	97	-1
98	96	2
97	97	0

E tem-se o seguinte gráfico de dispersão:

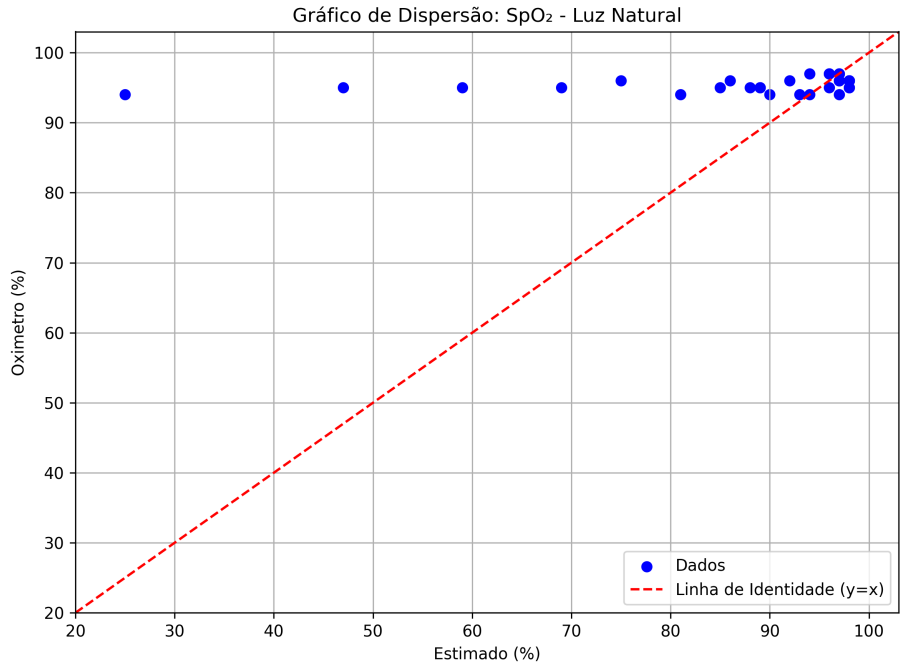


Figura 4.17. Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio com a luz natural.

Para a condição de luz natural, os dados da Tabela 4.5 e da Figura 4.17 apresentam os seguintes erros para a estimação de SpO2:

- Média de erro: -8,20%
- Erro Absoluto Médio: 9,53%
- Desvio Padrão: 16,65%

Neste caso, a subestimação da saturação de oxigênio é moderada, porém a elevada dispersão dos erros indica que a estimativa sob luz natural é consideravelmente imprecisa, possivelmente em função da calibração realizada com base apenas em dados de iluminação artificial.

Tabela 4.6. Diferença entre Valor Estimado e Oxímetro (SpO2) para a luz artificial branca quente

Valor Estimado	Oxímetro	Diferença
99	95	4
99	96	3
98	95	3
98	95	3
98	94	4
99	96	3
97	96	1
99	96	3
97	95	2
98	94	4
98	95	3
98	96	2
94	95	-1
97	96	1
97	97	0
96	95	1
97	96	1
92	95	-3
97	92	5
98	92	6
97	93	4
98	94	4
98	95	3
97	96	1
28	96	-68
94	95	-1
95	96	-1
98	96	2
97	95	2
98	95	3

E tem-se o seguinte gráfico de dispersão:

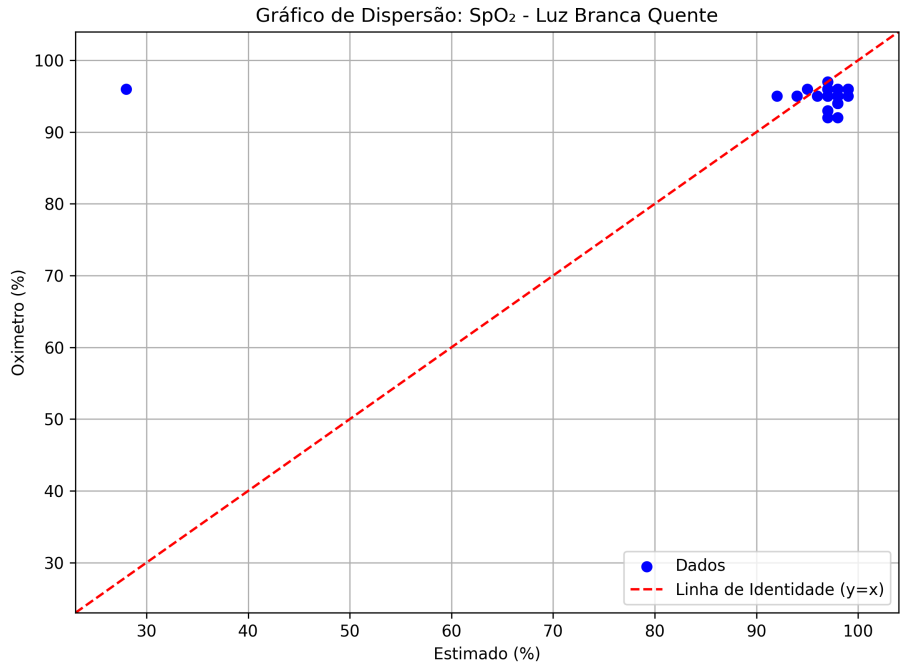


Figura 4.18. Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio com a luz artificial branca quente.

Para a condição de luz artificial branca quente, os dados da Tabela 4.6 e da Figura 4.18 apresentam os seguintes erros para a estimação de SpO2:

- Média de erro: -0,20%
- Erro Absoluto Médio: 4,73%
- Desvio Padrão: 12,96%

Embora a média de erro seja baixa, o elevado desvio padrão, em grande parte devido à presença de *outliers* (como o valor discrepante de -68%), indica que ajustes são necessários para reduzir a dispersão e melhorar a precisão da estimação.

Os resultados necessitam de ajustes, especialmente ao mudar-se a iluminação, onde há a presença de *outliers* que necessitam ser tratados. Durante os testes, observou-se que, quando o erro na estimativa da frequência cardíaca era muito grande, esse erro também se refletia na estimativa do SpO2. A obtenção da ROI é outro aspecto que precisa ser aprimorado. Embora a ROI seja obtida utilizando os pontos do rosto, a quantidade de pontos é reduzida e esses são adquiridos na mesma frequência com a qual os dados da frequência cardíaca e SpO2 são estimados. Ou seja, a cada 150 quadros, houve tentativas de realizar a detecção com maior frequência, além de utilizar um modelo de 68 pontos para

uma estimativa mais precisa da ROI. No entanto, essa abordagem esbarrou na capacidade de processamento, tornando a aplicação da solução inviável em tempo real. Esse atraso também impactava diretamente nos resultados.

Em resumo, os resultados indicam que a abordagem de fotopletismografia remota, baseada em EVM e processamento de sinais, é promissora para a medição em tempo real da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, embora ainda haja desafios a serem superados.

5 Conclusão

Este trabalho desenvolveu um sistema embarcado que utiliza a técnica de Magnificação de Vídeo Euleriana para mensurar, em tempo real, a saturação periférica de oxigênio no sangue e a frequência cardíaca, integrando essas medições em um sistema remoto. Para tanto, foram implementados algoritmos e selecionados hardwares que validam a possibilidade de realizar tais mensurações sem a necessidade de computadores de alto desempenho, por meio do uso de tecnologia de borda. A captura do vídeo foi realizada com uma câmera Raspberry Pi Camera Module 2 NoIR, enquanto o processamento foi efetuado utilizando uma Jetson Nano 4 GB. No processamento, utilizou-se a técnica de Magnificação de Vídeo Euleriana juntamente com procedimentos de processamento de sinal (técnicas de fotopletismografia), e os resultados foram exibidos em um servidor local por meio de uma interface.

Durante os experimentos, observou-se que as imagens capturadas apresentavam um viés avermelhado, decorrente da ausência de filtro de corte infravermelho na câmera, o que possibilita boas capturas mesmo em ambientes com baixa luminosidade. Com as imagens obtidas, realizou-se a detecção facial e a extração da área de interesse, neste caso a testa. A aplicação da Magnificação de Vídeo Euleriana intensificou as variações de cores, permitindo, após uma série de processamentos, extrair o valor da frequência cardíaca a partir do canal verde e os valores de saturação periférica de oxigênio a partir dos canais azul e vermelho.

A principio os resultados estavam totalmente desconexo dos valores reais, porém com os ajustes no modelo de detecção e o aprimoramento do método de obtenção da ROI, observou-se uma melhoria nos resultados sob diferentes condições de iluminação. Tendo um erro médio geral de -4,33% para a estimação de saturação de oxigênio e um erro médio geral de -2.39 bpm para a estimação de frequência cardíaca.

Esses novos resultados demonstram uma evolução em relação às medições iniciais, com a iluminação artificial branca proporcionando resultados mais próximos aos valores do oxímetro. Contudo, a presença de variabilidade e *outliers* essalta a necessidade de ajustes adicionais no método para mitigar essas discrepâncias e aprimorar a consistência

e precisão das medições. Entre os principais desafios, destaca-se a detecção facial em tempo real, que ainda que tenha melhorado deve ser aprimorada para uma detecção de ROI mais precisa. Além disso, fatores como iluminação inadequada e limitações do processamento em tempo real contribuíram para a instabilidade dos dados.

Apesar das limitações, a capacidade de realizar medições em tempo real utilizando a Jetson Nano e o algoritmo desenvolvido em C++ evidencia a viabilidade da abordagem proposta para aplicações com baixo custo computacional. Assim, o objetivo de validar a aferição em tempo real foi alcançado, mesmo que os resultados não correspondam integralmente aos obtidos por um oxímetro de dedo. Para trabalhos futuros, recomenda-se a adoção de modelos de detecção facial com melhor desempenho e menor custo computacional, além de uma revisão e otimização da metodologia empregada.

Referências Bibliográficas

ALLEN, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, IOP Publishing, v. 28, n. 3, p. R1–R39, fev. 2007. ISSN 1361-6579. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01⟩.

Anatomia em Foco. *Epiderme e Derme: Camadas da Pele Humana*. 2024. Acessado em: 28 fev. 2025. Disponível em: ⟨https://www.anatomiaemfoco.com.br/sistema-tegumentar/epiderme-e-derme-camadas-da-pele-humana/⟩.

ANTONIOU, P.; NESTOROS, M.; POLYCARPOU, A. C. Calculation of heartbeat rate and spo2 parameters using a smartphone camera: Analysis and testing. *Sensors*, MDPI AG, v. 23, n. 2, p. 737, jan. 2023. ISSN 1424-8220. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.3390/s23020737⟩.

Brasil Escola. *Coração humano*. 2024. Acessado em: 28 fev. 2025. Disponível em: ⟨https://brasilescola.uol.com.br/biologia/coracao-humano.htm⟩.

CARDIOLOGIA, S. B. de. *CiteDrive brings reference management to Overleaf*. 2023. ⟨http://www.cardiometro.com.br/⟩ [Acessado em 28/11/2023.

CLIFFORD, G.; AZUAJE, F.; MCSHARRY, P. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Norwood, MA: Artech House, 2006.

FOX, S. I. *Fisiologia humana*. [S.l.]: Manole, São Paulo, 2007.

GALVãO, A. *Monitoramento da Taxa de Saturação de Oxigênio no Sangue Via Método de Magnificação de Vídeo Euleriana*. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE Tecnológica Federal do Paraná, 2019.

GOLD, N. *OPTO-PHYSIOLOGICAL MODELLING: ON LIGHT INTERACTION IN SKIN TISSUE*. Tese (Doutorado) — YORK UNIVERSITY TORONTO, ONTARIO, 2020.

GUIRRO ELAINE; GUIRRO, R. *Fisioterapia dermato-funcional: Fundamentos, recursos, patologias*. 1nd. ed. [S.l.]: Editora Manole, 2003. ISBN: 978-8520412442.

HANNING, C. D.; ALEXANDER-WILLIAMS, J. M. Fortnightly review: Pulse oximetry: a practical review. *BMJ*, BMJ, v. 311, n. 7001, p. 367–370, ago. 1995. ISSN 1468-5833. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1136/bmj.311.7001.367⟩.

JÚNIOR, F.; GALVÃO, R.; FILHO, F. Sistema para monitoramento n ao-invasivo dafrequˆencia card ıaca e oximetria de pulso por fotopletismografia. *ANAIS DO II ECOP*, 2021.

KANSARA, P. et al. Heart rate measurement. *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, v. 1831, n. 1, p. 012020, mar. 2021. ISSN 1742-6596. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/1831/1/012020⟩.

KONG, L. et al. Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light. *Optics Express*, The Optical Society, v. 21, n. 15, p. 17464, jul. 2013. ISSN 1094-4087. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1364/OE.21.017464⟩.

LIM, K. S.; MOYA-BELLO, E.; CHAVARRIA-ZAMORA, L. Resource optimization of the eulerian video magnification algorithm towards an embedded architecture. In: *2021 IEEE URUCON*. IEEE, 2021. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1109/URUCON53396.2021.9647386⟩.

MARINO, P. L. *Compêndio de UTI - 4.ed.* [S.l.]: Artmed Editora, 2015.

MedSystem. *Saturação mista do oxigênio venoso (SvO2) e espirometria*. 2024. Acessado em: 28 fev. 2025. Disponível em: ⟨https://medsystem.eng.br/saturacao-mista-do-oxigenio-venoso-svo2-e-espirometria/⟩.

Mundo Educação. *Coração*. 2024. Acessado em: 28 fev. 2025. Disponível em: ⟨https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/coracao.htm⟩.

Mundo Educação. *Sistema Circulatório*. 2024. Acessado em: 28 fev. 2025. Disponível em: ⟨https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/sistema-circulatorio.htm⟩.

NASCIMENTO-JúNIOR, B. J. d. *ANATOMIA HUMANA SISTEMÁTICA BÁSICA*. 1nd. ed. Petrolina-PE: UNIVERSIDADE FEDERAL DO VALE DO SÃO FRANCISCO, 2020. ISBN: 978-65-991384-4-7.

NITZAN, M.; TAITELBAUM, H. The measurement of oxygen saturation in arterial and venous blood. *Instrumentation Measurement Magazine, IEEE*, v. 11, p. 9 – 15, 07 2008.

NVIDIA. *NVIDIA Jetson Nano*. 2023. ⟨https://www.nvidia.com/pt-br/autonomous-machines/embedded-systems/jetson-nano/⟩ [Acessado em 25/11/2023.

OPENCV. *Cascade Classifier Training*. 2017. Acessado em: 10 jan. 2025. Disponível em: ⟨https://docs.opencv.org/3.4/db/d28/tutorial_cascade_classifier.html⟩.

ORGANIZATION, W. H. *WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard*. 2023. ⟨https://covid19.who.int/⟩ [Acessado em 28/11/2023.

PI, R. *Raspberry Pi Camera Module 2 NoIR*. 2023. ⟨https://www.raspberrypi.com/products/pi-noir-camera-v2/⟩ [Acessado em 25/11/2023.

RAHMAN, A. et al. Silent hypoxia in covid-19: pathomechanism and possible management strategy. *Molecular Biology Reports*, Springer Science and Business Media LLC, v. 48, n. 4, p. 3863–3869, abr. 2021. ISSN 1573-4978. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1007/s11033-021-06358-1⟩.

ROMANELLO, K. S. *ANÁLISE DE GENES E PROTEÍNAS ENVOLVIDOS NO ESTADO REDOX DE RETICULÓCITOS E ERITRÓCITOS DE PACIENTES BETA TALASSÊMICOS OU COM ANEMIA FALCIFORME*. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, 2018.

ROMANELLO, K. S. *Análise de genes e proteínas envolvidos no estado redox de reticulócitos e eritrócitos de pacientes beta talassêmicos ou com anemia falciforme*. Tese (Tese (Doutorado em Genética Evolutiva e Biologia Molecular)) — Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, 2018. Disponível em: 28 fev. 2025. Disponível em: ⟨https://repositorio.ufscar.br/handle/20.500.14289/10612⟩.

SAQUIB, N. et al. Measurement of heart rate using photoplethysmography. In: *2015 International Conference on Networking Systems and Security (NSysS)*. IEEE, 2015. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1109/NSysS.2015.7043525⟩.

SILVA, A. F. B. *Repositório git do projeto de fotopletismografia remota embarcada*. 2025. ⟨https://github.com/aldo-silva/TCC-EVM⟩.

SONY. *Diagonal 4.60 mm (Type 1/4.0) 8 Mega-Pixel CMOS Image Sensor with Square Pixel for Color Cameras*. 2023. ⟨https://www.opensourceinstruments.com/Electronics/Data/IMX219PQ.pdf⟩ [Acessado em 25/11/2023.

THAMBIRAJ, G. et al. Investigation on the effect of womersley number, ECG and PPG features for cuff less blood pressure estimation using machine learning. *Biomed. Signal Process. Control*, Elsevier BV, v. 60, n. 101942, p. 101942, jul. 2020.

WANG, A. et al. *YOLOv10: Real-Time End-to-End Object Detection*. 2024. Disponível em: ⟨https://arxiv.org/abs/2405.14458⟩.

WU, B.-J. et al. Peripheral oxygen saturation measurement using an rgb camera. *IEEE Sensors Journal*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 23, n. 21, p. 26551–26563, nov. 2023. ISSN 2379-9153. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2023.3284196⟩.

WU, H.-Y. et al. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *ACM Trans. Graph.*, Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, v. 31, n. 4, jul 2012. ISSN 0730-0301. Disponível em: ⟨https://doi.org/10.1145/2185520.2185561⟩.

WU, Z.; MCGOOGAN, J. M. Characteristics of and important lessons from the coronavirus disease 2019 (covid-19) outbreak in china: Summary of a report of 72314 cases from the chinese center for disease control and prevention. *JAMA*, American Medical Association (AMA), v. 323, n. 13, p. 1239, abr. 2020. ISSN 0098-7484. Disponível em: ⟨http://dx.doi.org/10.1001/jama.2020.2648⟩.

6 Apêndices

6.1 Avaliação quantitativa e estatística do erro dos primeiros resultados

Aqui é descrito os primeiros resultados obtidos que foram muito abaixo do esperado e posteriormente foram aplicadas novas metodologias nos resultados já comentados.

Para uma análise quantitativa mais robusta, foram coletadas várias amostras e comparadas com os valores de referência obtidos pelo oxímetro de pulso. As Tabelas 6.1 e 6.2 mostram, respectivamente, as diferenças entre as medições de SpO2 e frequência cardíaca estimadas e as do oxímetro. Em seguida, são apresentados gráficos de dispersão (Figuras 6.1 e 6.2) ilustrando a distribuição desses erros.

Tabela 6.1. Diferença entre SpO2 Estimado e Medido pelo Oxímetro

SpO2 Estimado	SpO2 Oxímetro	Diferença
88.597353	97	-8.402647
89.410942	98	-8.589058
99.702801	98	+1.702801
98.148460	98	+0.148460
88.157680	96	-7.842320
85.597029	95	-9.402971
91.213316	97	-5.786684
97.498663	97	+0.498663
91.554626	96	-4.445374
96.601337	97	-0.398663
100.000000	99	+1.000000
97.000000	97	0.000000
95.000000	97	-2.000000
100.000000	97	+3.000000
100.000000	97	+3.000000
99.000000	98	+1.000000
100.000000	96	+4.000000

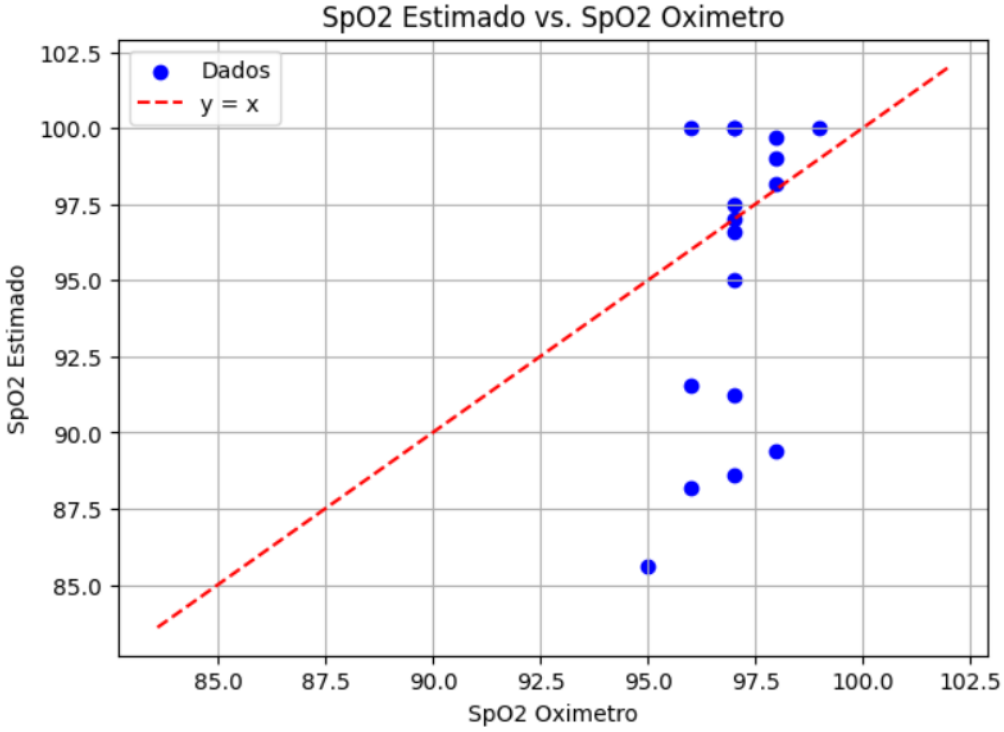


Figura 6.1. Gráfico de dispersão da saturação de oxigênio.

A partir dos valores de erro de SpO2, calculou-se o erro médio e o desvio padrão do erro para as 17 amostras.

- O erro médio foi de -1,96%.
- Erro absoluto médio 3,6%.
- Desvio padrão de 4,53%

Observa-se que, em média, o algoritmo subestima a saturação em aproximadamente 1,9 pontos percentuais em relação ao oxímetro, embora haja casos de superestimação (diferença positiva). O erro absoluto médio de 3,6% indica dispersão moderada, mas o desvio padrão de 4,53% revela que ainda ocorrem variações significativas em algumas medições.

Tabela 6.2. Diferença entre Frequência Cardíaca Estimada e Oxímetro

FC Estimada (bpm)	**FC Oxímetro (bpm)**	**Diferença**
68.80621	76	-7.19379
80.659616	78	+2.659616
49.855419	75	-25.144581
55.938840	70	-14.061160
124.675323	80	+44.675323
168.067228	82	+86.067228
137.580688	80	+57.580688
56.799353	81	-24.200647
53.584824	72	-18.415176
64.536946	70	-5.463054
83.198999	80	+3.198999
59.642143	74	-14.357857
177.497287	76	+101.497287
61.028325	70	-8.971675
63.867160	76	-12.132840
63.931805	76	-12.068195
81.313208	80	+1.313208

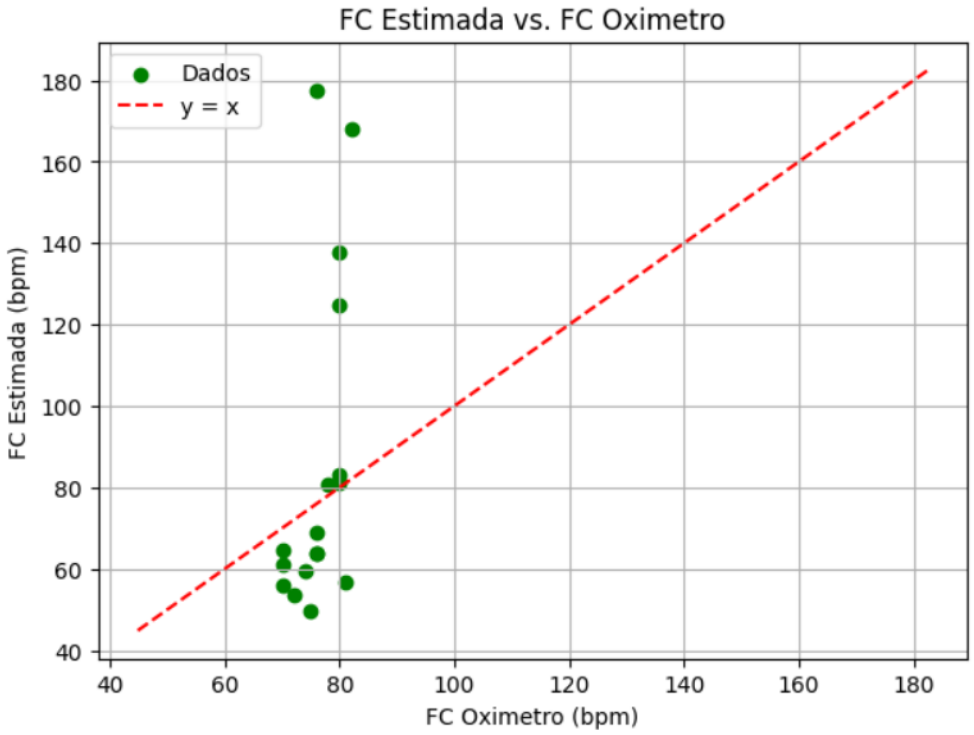


Figura 6.2. Gráfico de dispersão da frequência cardíaca.

Da mesma forma, para a frequência cardíaca obteve-se:

- Média de erro +9,12 bpm.
- Erro absoluto médio 25,82 bpm.
- Desvio padrão de 38,78 bpm.

Nota-se que, em média, o algoritmo superestima a frequência cardíaca em cerca de 9 bpm, mas há casos de subestimação. O erro absoluto médio relativamente alto (25,82 bpm) e o desvio padrão de 38,78 bpm indicam variações mais expressivas do que as observadas na saturação de oxigênio. Um dos motivos para tais variações pode se dar pela perda de detecção do rosto durante o processamento.

Inicialmente, o modelo realizava as detecções de forma consistente, porém, com a aplicação de mais processamento, ele acabou ficando mais lento e perdendo desempenho. Para mitigar esse problema, foi treinado um modelo utilizando o YOLO (*You Only Look Once*) da Ultralytics. A princípio, foi utilizado o modelo pré-treinado YOLOv10-n, um modelo atual com alto desempenho e que já possui o processamento de NMS (*Non-Maximum Suppression*) (WANG et al., 2024). Realizou-se o *fine-tunning* para detecção

de rosto utilizando o *dataset* do site Kaggle, com treinamento rodando por 100 épocas, resultando em bons índices de precisão e *recall*, conforme ilustrado na Figura 6.3.

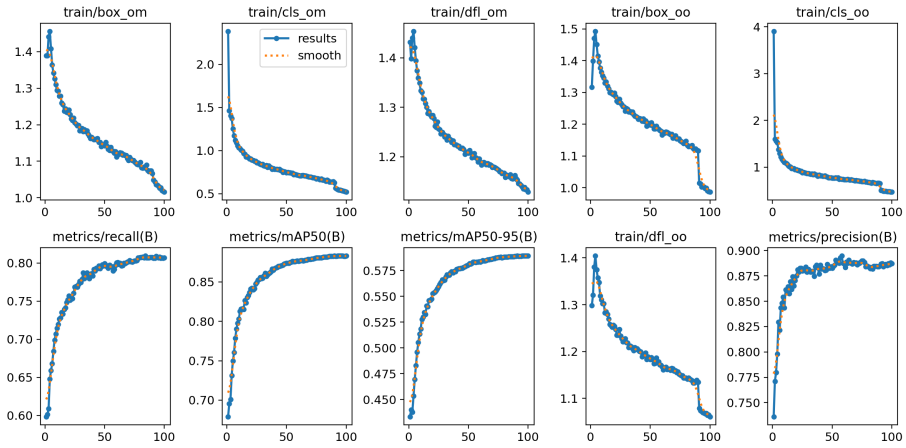


Figura 6.3. Resultado do treinamento do modelo YOLOv10.

Após o treinamento, os pesos gerados (em formato .pt do PyTorch) foram exportados para o formato ONNX (*Open Neural Network Exchange*). Para utilizar esse modelo em C++ foi necessário atualizar a biblioteca do OpenCV para a versão 4.12 (anteriormente utilizava-se a 4.1.1). Contudo, ao utilizar o modelo com a biblioteca OpenCV 4.12, foi identificado um erro relacionado ao operador TopK na leitura do arquivo ONNX. Foram feitas tentativas de utilizar outras bibliotecas e de remover o operador, mas sem sucesso. Dessa forma, optou-se por treinar outro modelo, agora utilizando o pré-treinado YOLOv8-n com o mesmo *dataset*. O treinamento, dessa vez, foi realizado por apenas 10 épocas, devido a restrições de tempo, e os resultados, exibidos na Figura 6.4, foram satisfatórios.

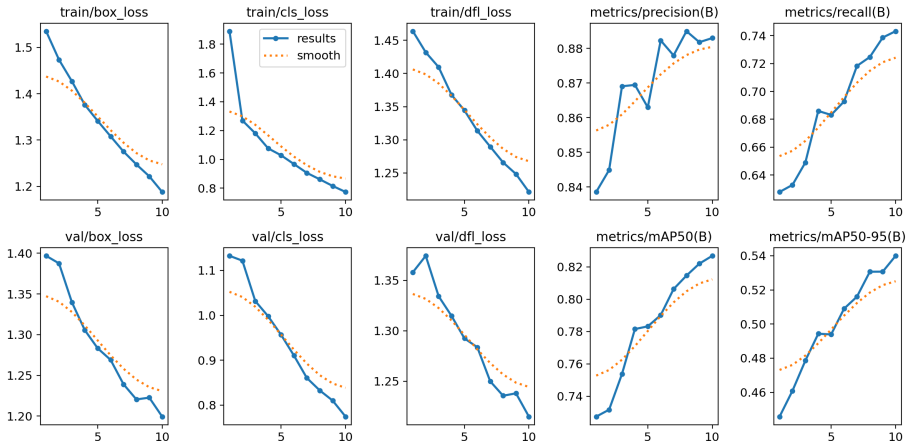


Figura 6.4. Resultado do treinamento do modelo YOLOv8.

O novo modelo foi carregado com sucesso, sem problemas com o operador TopK. Entretanto, o uso do OpenCV 4.12 ocasionou a perda de algumas compatibilidades,

especialmente em funções como `cv::imshow`, pois não foi possível compilar o OpenCV com suporte à interface gráfica na plataforma Jetson Nano – um problema já relatado por outros usuários em fóruns e sites. Então outra abordagem foi aplicada com a utilização da biblioteca `dlib` para C++, e, com os devidos ajustes, foram gravados alguns vídeos com o intuito de comparar os resultados do modelo antigo (TorchScript) com o modelo novo (dlib). Inicialmente, foi avaliada apenas a frequência cardíaca para validar se o novo modelo realmente traria melhores resultados. Os dados coletados estão apresentados na Tabela 6.3.

Tabela 6.3. Medições de Frequência Cardíaca (bpm)

Modelo Antigo	Modelo Novo	Oxímetro de Pulso
86,61	76,8	84
62,44	68,8	82
61,36	51,2	79
129,52	72,2	82
141,25	52,8	76
133,25	62,4	80

A fim de obter uma comparação mais quantitativa, foram levantados dados estatísticos:

6.1.1 Diferença Média em Relação ao Oxímetro

- **Modelo Antigo:**
  Diferenças (Modelo Antigo - Oxímetro): +2,61; -19,56; -17,64; +47,52; +65,25; +53,25 bpm.
  Viés médio: $\approx +21,91$ bpm.

- **Modelo Novo:**
  Diferenças (Modelo Novo - Oxímetro): -7,2; -13,2; -27,8; -9,8; -23,2; -17,6 bpm.
  Viés médio: $\approx -16,47$ bpm.

Como já discutido anteriormente, o modelo antigo apresenta uma grande dispersão dos erros e sem padrão, enquanto o modelo novo demonstra uma tendência à subestimação, com uma dispersão menor.