



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO

PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO

CENTRO MULTIDISCIPLINAR DE CARAÚBAS

BACHARELADO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA

JONHNATHAN HENRIQUE CARVALHO LEITE

**ESTUDO DE VIABILIDADE DE SENSORES DE OXIMETRIA E
FREQUÊNCIA CARDIACA UTILIZANDO O ARDUINO MEGA 2560**

CARAÚBAS - RN

2023

JONHNATHAN HENRIQUE CARVALHO LEITE

**ESTUDO DE VIABILIDADE DE SENSORES DE OXIMETRIA E
FREQUÊNCIA CARDIACA UTILIZANDO O ARDUINO MEGA 2560**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Universidade Federal Rural
do Semi-Árido como parte dos requisitos
para obtenção do título de Bacharel em
Ciência e Tecnologia.

Orientador: Francisco Carlos Gurgel da
Silva Segundo, Prof. Dr.

CARAÚBAS - RN

2023

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

HJonh Henrique Carvalho Leite, Jonhnathan.
natha Estudo de viabilidade de sensores de oximetria
n, e frequência cardíaca utilizando o arduino mega
Leite 2560 / Jonhnathan Henrique Carvalho Leite. - 2023.
e 49 f. : il.

Orientador: Francisco Carlos Gurgel da Silva
Segundo.

Monografia (graduação) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Curso de Ciência e
Tecnologia, 2023.

1. sensores. 2. oximetria. 3. saturação de
oxigênio. 4. frequência cardíaca. I. Carlos Gurgel
da Silva Segundo, Francisco, orient. II. Título.

Ficha catalográfica elaborada por sistema gerador automático em conformidade
com AACR2 e os dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Biblioteca Campus Caraúbas
Bibliotecária: Dalvanira Brito Rodrigues
CRB: 15/700

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

JONHNATHAN HENRIQUE CARVALHO LEITE

**ESTUDO DE VIABILIDADE DE SENSORES DE OXIMETRIA E FREQUÊNCIA
CARDÍACA UTILIZANDO O ARDUÍNO MEGA 2560**

Trabalho de conclusão de curso apresentado a
Universidade Federal Rural do Semi-Árido,
como parte dos requisitos para a obtenção do
título de Bacharel em Ciência e Tecnologia.

Caraúbas, 18 de Maio de 2023.

BANCA EXAMINADORA



Documento assinado digitalmente

FRANCISCO CARLOS GURGEL DA SILVA SE

Data: 24/05/2023 09:14:01-0300

Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. FRANCISCO CARLOS GURGEL DA SILVA SEGUNDO
UFERSA

Digitally signed by MARCO DIEGO
AURELIO MESQUITA: [REDACTED]
Date: 2023.05.23 18:51:53 BRT



Prof. Me. MARCO DIEGO AURÉLIO MESQUITA
UFERSA

SAMARA DE
CAVALCANTE
PAIVA [REDACTED]

Assinado de forma digital por

SAMARA DE CAVALCANTE

PAIVA: [REDACTED]

Dados: 2023.05.22 14:24:57 -03'00'

Profa. Dra. SÂMARA DE CAVALCANTE PAIVA
UFERSA

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por está sempre guiando meus passos, secundamente aos meus pais por sempre estarem me motivando, e me incentivando a ser cada dia melhor.

Não poderia deixar de ressaltar o meu orientador, Prof. Dr. Francisco Carlos Gurgel da Silva Segundo, que durante a realização dos estudos se mostrou ser bastante compreensivo, demonstrando interesse e oferecendo o suporte necessário. Agradeço também aos meus amigos em especial a Lucas Xavier, Wedson Coelho, Vinicius Alencar, Paulo Maia e todos que fizeram parte dessa etapa.

RESUMO

É de grande relevância o estudo de sensores de oximetria pois são amplamente utilizados para medição da saturação de oxigênio no sangue e frequência cardíaca, de forma não invasiva. A oximetria de pulso é um método comum para realizar a avaliação da função respiratória e circulatória em pessoas que apresentam diferentes condições médicas.

Por isso, a proposta deste estudo é realizar uma análise de sensores utilizados em prototipagem de sistemas disponíveis no mercado, fazendo o comparativo entre eles e um equipamento comercial.

A utilização de sensores tem como objetivo melhorar a qualidade de vida dos pacientes, reduzir os custos associados ao tratamento médico e desenvolver novas aplicações para esses dispositivos em diferentes áreas, como em esportes de alto desempenho, controle de processos industriais e em situações de emergência, como em acidentes de trânsito ou em locais de desastres naturais.

Para realizar o estudo, foram utilizados diferentes métodos de análise, como testes de sensibilidade e avaliação da precisão dos sensores de oximetria. Após o tratamento e análise dos dados pôde-se identificar vários fatores que influenciam diretamente na sensibilidade e precisão, com isso, têm-se um controle do desempenho desses sensores.

Palavras-chave: sensores, oximetria, saturação de oxigênio, frequência cardíaca.

ABSTRACT

The study of oximetry sensors is of great relevance because they are widely used to measure oxygen saturation in the blood and heart rate, in a non-invasive way. Pulse oximetry is a common method for assessing respiratory and circulatory function in people with different medical conditions.

Therefore, the purpose of this study is to analyze and perform an analysis of sensors used in prototyping systems available on the market, making a comparison between them and commercial equipment. The use of sensors aims to improve the quality of life of patients, reduce costs associated with medical treatment and develop new applications for these devices in different areas, such as high-performance sports, industrial process control and in emergency situations, such as in traffic accidents or in places of natural disasters.

To carry out the study, different analysis methods were used, such as sensitivity tests and evaluation of the accuracy of oximetry sensors. After treatment and analysis of the data, it was possible to identify several factors that directly influence the sensitivity and precision, with this, there is a control of the performance of these sensors.

Keywords: sensors, oximetry, oxygen saturation, heart rate.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Erros relativos (Frequência Cardíaca)	34
Tabela 2 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)	34
Tabela 3 - Erros relativos (Frequência Cardíaca)	39
Tabela 4 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)	39
Tabela 5 - Erros relativos (Frequência Cardíaca)	40
Tabela 6 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)	40
Tabela 7 -Erros relativos (Frequência cardíaca)	44
Tabela 8 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)	44

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Leitura da Frequência cardíaca	10
Figura 2 - Leitura da saturação de oxigênio	10
Figura 3 - Aplicativo móvel.....	11
Figura 4 - Saturação de oxigênio para diferentes cores de esmalte.....	13
Figura 5 - Oxímetro portátil	14
Figura 6 - Técnica de reflectância	18
Figura 7 - Sensor MAX30100	19
Figura 8 - Configurações dos pinos MAX30100	19
Figura 9 - Descrição dos pinos MAX30100.....	20
Figura 10 - Sensor MAX30102	20
Figura 11 - Configurações dos pinos MAX30102	21
Figura 12 - Descrição dos pinos MAX30102.....	21
Figura 13 - Sensor GY-MAX30102	23
Figura 14 -Circuito sensor GY-MAX30102.....	23
Figura 15 - Processo de captação dos sinais.....	25
Figura 16 -Prototipação do sistema	26
Figura 17 - Serial monitor	27
Figura 18 - Dados coletados do Oxímetro portátil	28
Figura 19 - Dados extraídos pelos sensores	29

LSTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Frequência cardíaca – Corpo em repouso e incidência de <i>flash</i>	30
Gráfico 2 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e incidência de <i>flash</i>	30
Gráfico 3 - Frequência cardíaca - Corpo em repouso e luz ambiente	31
Gráfico 4 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e luz ambiente	32
Gráfico 5 - Frequência cardíaca - Corpo em repouso e ausência de luz no ambiente....	33
Gráfico 6 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e ausência de luz no ambiente	33
Gráfico 7 - Frequência cardíaca - Corpo em repouso e incidência de <i>flash</i> com unha pintada de esmalte preto	35
Gráfico 8 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e incidência de <i>flash</i> com unha pintada de esmalte preto	35
Gráfico 9 - Frequência Cardíaca - Corpo em repouso, luz ambiente com unha pintada de esmalte preto.....	36
Gráfico 10 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso, luz ambiente com unha pintada de esmalte preto	36
Gráfico 11 - Frequência Cardíaca - Corpo em repouso, ausência de luz com unha pintada de esmalte preto	38
Gráfico 12 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso, ausência de luz com unha pintada de esmalte preto	38
Gráfico 13 - Frequência cardíaca – Após exercício físico, <i>flash</i> no sensor e sem a unha pintada	41
Gráfico 14 - Saturação de oxigênio - Após exercício físico, <i>flash</i> no sensor e sem a unha pintada	41
Gráfico 15- Frequência cardíaca - Após exercício físico, luz ambiente sem a unha pintada	42
Gráfico 16 - Saturação de oxigênio - Após exercício físico, luz ambiente sem a unha pintada	42
Gráfico 17 - Frequência cardíaca - Após exercício físico, ausência de luz e sem a unha pintada	43
Gráfico 18 - Saturação de oxigênio - Após exercício físico, ausência de luz e sem a unha pintada	43

SUMÁRIO

1. Introdução.....	8
1.1. Justificativa e problemática.....	8
1.2. Objetivo geral.....	13
1.3. Objetivos específicos.....	13
1.4. Metodologia	14
2. Levantamento bibliográfico	16
2.1. Características dos sensores.....	16
3. DESCRIÇÃO DO PROJETO	25
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	28
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	45
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46

1. Introdução

O avanço tecnológico e os conceitos relacionados ao sensoriamento remoto estão cada vez mais difundidos em virtude dos equipamentos eletrônicos. O monitoramento de dados em diversos ambientes tornou-se crucial para obter controle sobre informações relevantes. (RASHEED *et al.*, 2017).

A obtenção de informações sobre estímulos físicos presentes em um ambiente requer a utilização de equipamentos capazes de detectá-los. Essa função é executada pelos sensores que convertem as grandezas físicas em sinais elétricos correspondentes. Por meio de recursos internos predefinidos, os sensores realizam a detecção dos estímulos do ambiente e transmitem uma resposta por meio de impulsos elétricos resultantes. Os sensores, portanto, interagem com o ambiente proporcionando a medição de sistemas por meio das mudanças sofridas. (PASCOAL *et al.*, 2017).

O sensor é um dispositivo que detecta e mede alguma propriedade física ou química de animais ou do ambiente ao seu redor, e converte essa informação em um sinal elétrico ou outro tipo de sinal que pode ser processado e interpretado por um sistema eletrônico. (PASCOAL, Pedro 2020).

Estes, por sua vez, são usados em uma variedade de aplicações para medir, controlar ou monitorar parâmetros físicos ou químicos de um sistema, sendo amplamente utilizados em diversas áreas, incluindo a indústria, medicina, automotiva, eletrônica, agricultura, construção e muitas outras. O estudo sobre sensores de sinais vitais é importante porque pode melhorar a qualidade dos diagnósticos e tratamentos, levar ao desenvolvimento de novas tecnologias, prevenir doenças e permitir monitoramento de forma remota.

1.1. Justificativa e problemática

O estudo de sensores de sinais vitais é importante em um projeto de monitoramento das funções fisiológicas do corpo humano em tempo real de maneira eficiente e precisa. Esses sensores são utilizados para medição de vários sinais vitais, bem como batimentos cardíacos, respiração, temperatura e pressão arterial, podendo ser usado para detectar pequenas mudanças na saúde antes que se torne um problema mais sério. Estes, por sua vez, são importantes em ambientes clínicos e hospitalares onde os profissionais de saúde precisam acompanhar continuamente a saúde dos pacientes.

No entanto, esses sensores também podem ser usados para monitoramento remoto de pacientes com doenças crônicas, permitindo que esses pacientes sejam acompanhados em casa e reduzindo a necessidade de visitas ao hospital. Sabendo disso, o estudo desses sensores pode levar ao desenvolvimento de tecnologias mais avançadas e precisas, promovendo assim uma melhor qualidade de vida.

No trabalho de Brito Filho *et al*, 2021, foram realizados estudos abrangentes do ciclo cardíaco, fotopletismografia, comprimentos de onda e absorção de luz. Com isso, foi possível o desenvolvimento de um sistema eletrônico para monitoramento não-invasivo da frequência cardíaca e oximetria de pulso por fotopletismografia, que é a base do sistema proposto.

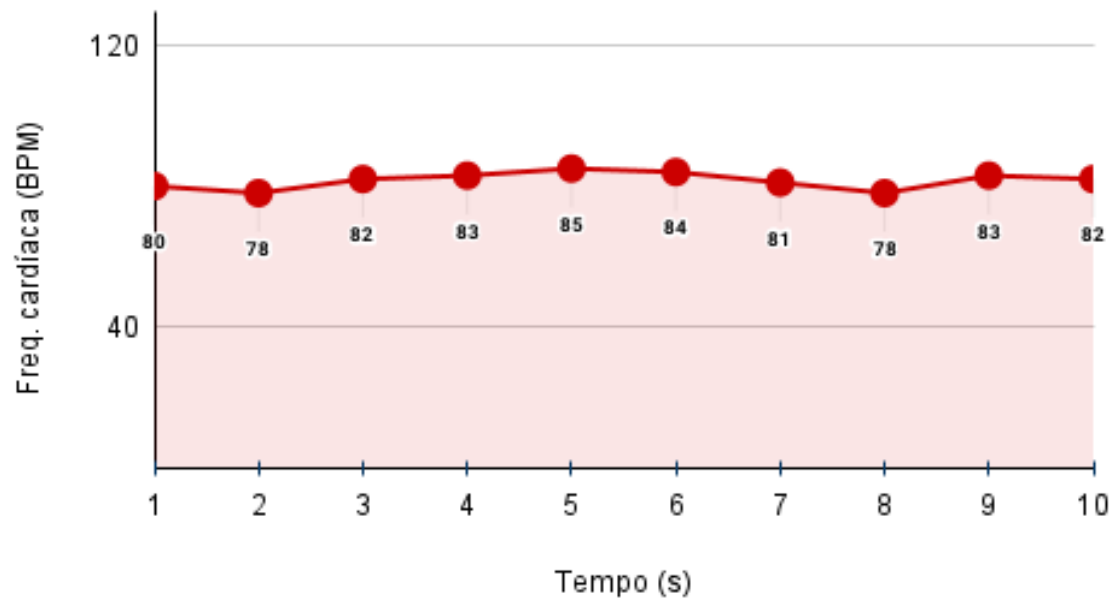
O objetivo principal deste estudo foi propor um sistema capaz de realizar medições de frequência cardíaca e da saturação do oxigênio presente no sangue utilizando o princípio da fotopletismografia, com potencial para aplicações clínicas e esportivas.

A metodologia envolveu o desenvolvimento de um sensor óptico que detecta a luz refletida pelo fluxo sanguíneo nos tecidos do dedo, um microcontrolador que processa os sinais e um Software que exibe as informações de monitoramento em tempo real. Os estudos sobre ciclo cardíaco, fotopletismografia, comprimentos de onda e absorção de luz, bem como sobre tecnologia de *Internet of Things (IoT)* para conectar o sistema de monitoramento a outros dispositivos e permitir a comunicação remota de dados. O protótipo do sistema foi construído e validado em condições experimentais.

Os resultados mostraram que o sistema é capaz de medir com precisão a frequência cardíaca e oximetria de pulso em diferentes situações, como durante atividades físicas e repouso. Os autores concluíram que o sistema tem potencial para uso em monitoramento clínico e esportivo, apresentando vantagens em relação a outras técnicas invasivas e não invasivas.

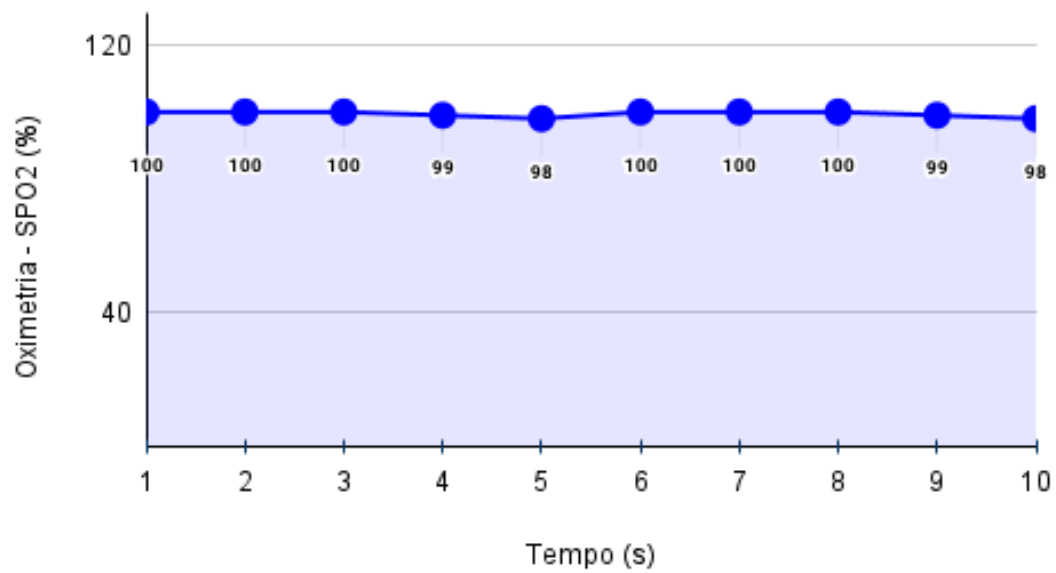
Além da explicação de como se dá o funcionamento do ciclo cardíaco, dos componentes que foram utilizados na construção do protótipo, foi visto também a forma na qual os sensores fazem as leituras desses sinais, para com isso está atingindo o objetivo final que é de proporcionar a medição da frequência cardíaca (FC), Figura 1, e da saturação de oxigênio presente no sangue, Figura 2.

Figura 1 - Leitura da Frequência cardíaca



Fonte: (FILHO B. *et. al.*, 2021).

Figura 2 - Leitura da saturação de oxigênio



Fonte: (FILHO B. *et. al.*, 2021).

No trabalho de Sarmiento, Francisco, 2022, foi desenvolvido um sistema completo, capaz de coletar, armazenar e exibir dados referentes a saturação do oxigênio presente no sangue (SpO2) e a frequência cardíaca, isto, em tempo real, utilizando um sensor de oximetria e um Software.

Iniciou-se por meio de um diagrama de caso de uso, onde estavam representadas todas as funcionalidades do sistema, posteriormente, foram analisados o MAX30100, o microcontrolador ESP8266 NodeMCU, estes, são os componentes que foram utilizados na construção do protótipo do projeto, foi desenvolvido também *backend* e *frontend* do sistema *web* para tornar possível a exibição dos dados em tempo real, e pôr fim a integração de ambos.

Com esse estudo pode-se concluir que se faz necessário desenvolver um sistema como esse representando na Figura 3, irá proporcionar uma melhor tomada de decisão por parte dos profissionais da saúde, além de poder dar diagnósticos a distância pelo fato do o monitoramento estar ocorrendo em tempo real.

Figura 3 - Aplicativo móvel



Fonte: SARMENTO, F. (2022).

O protótipo final juntamente com a aplicação móvel proporcionou o monitoramento tanto da frequência cardíaca como também da oximetria em tempo real, isso permite que os médicos monitorem a saúde de pacientes com condições cardíacas crônicas sem a necessidade de visitas frequentes ao consultório. Isso pode melhorar a qualidade de vida do paciente e reduzir os custos de saúde, além de detectar anormalidades na frequência cardíaca, o que pode ser um indicador de problemas de saúde cardiovascular.

Isso pode ajudar a identificar problemas precocemente e permitir intervenções mais cedo, reduzindo o risco de complicações a longo prazo. No esporte permite que os atletas a otimizem seu desempenho, permitindo que eles treinem dentro de suas zonas ideais de frequência cardíaca. Isso pode ajudar a melhorar a eficiência do treino e reduzir o risco de lesões ou fadiga excessiva.

No estudo realizado por Miyake *et. al*, 2021, foi apresentado um método não invasivo para a medição da saturação da oxiemoglobina (SpO2), em outras palavras a porcentagem de oxigênio presentes no sangue. Por meio desse estudo foi verificado que diversos fatores podem influenciar nas medições, como: esmalte de unha, luz fluorescente e movimentação.

No entanto, teve um objetivo mais específico de avaliar a interferência da coloração do esmalte de unha e do tempo sobre o SpO2, coletando dados de indivíduos saudáveis.

O procedimento ocorreu de forma que os pacientes estavam utilizando cores diferentes para cada dedo. Após a coleta foi feita a análise dos dados, e constatou-se que apesar da diferença encontrada nos de cor vermelha, essas medidas ainda assim se encontram dentro da normalidade, devido também a fato de os indivíduos serem saudáveis, porém foi observado que em um pequeno intervalo de tempo a cor vermelha, apresentou um maior desvio quando comparada com as outras, como esta é a cor mais escura utilizada para a realização deste estudo, podemos concluir que a coloração do esmalte causa interferência nas medições de oximetria.

Através da Figura 4, afirma-se que as colorações dos esmaltes interferem de forma distinta nas medições. Onde os parâmetros T0, T1, T2, T3, T4 e T5 refere-se aos intervalos de tempo.

Figura 4 - Saturação de oxigênio para diferentes cores de esmalte.

Coloração de esmalte	T0	T1	T2	T3	T4	T5	p ^s
Controle	98	98	98	98	98	98	1,000
Base	98	98	98	98	98	98	1,000
Rosa claro	98	98	98	98	98	98	1,000
Rosa claro e cintilante	98	98	98	98	98	98	1,000
Vermelho	97	97	97	97	97	97	1,000

Fonte: (MIYAKE *et al*, 2021).

A proposta desenvolvida neste trabalho consiste em analisar os sensores utilizados em prototipagem e comparando as respostas obtidas para diferentes cenários a um equipamento comercial.

1.2. Objetivo geral

O objetivo principal deste trabalho consiste em analisar as respostas dos sensores disponíveis no mercado e apontar a melhor situação que possibilita as melhores medições.

1.3. Objetivos específicos

- Estudar a fisiologia humana relacionada ao processo de frequência cardíaca e oximetria;
- Pesquisar e avaliar as técnicas de medição da oximetria e frequência cardíaca, bem como os sensores utilizados;
- Selecionar os microcontroladores e sensores adequados para o projeto;
- Compreender o funcionamento dos dispositivos eletrônicos envolvidos;
- Elaborar o circuito que permita a comunicação e aquisição de dados do dispositivo;
- Programar os microcontroladores para a prototipação;
- Realizar a montagem do protótipo e realizar testes práticos.

1.4. Metodologia

Este trabalho consiste em uma análise de alguns sensores (*shields*) disponíveis no mercado. Inicialmente, foi realizada uma revisão bibliográfica que incluiu uma análise de estudos de TCC, teses e artigos científicos, obtidos de fontes científicas eletrônicas, de acesso público, e restrito.

Juntamente com isso foram produzidos protótipos para a realização da coleta e análise dos dados de diferentes sensores utilizando o arduíno, em distintas condições e ocasiões, comparando-as com o oxímetro de dedo portátil Multilaser HC, Figura 5 a fim de comprovar o seu desempenho, como também acrescentar informações necessárias para que haja o desenvolvimento de novas tecnologias ou aprimoramento das já existentes.

Figura 5 - Oxímetro portátil



Fonte: Autoria própria (2023).

Nos capítulos posteriores, Capítulo 2, será apresentado um estudo sistemático e abrangente para identificar e coletar informações que sejam relevantes sobre sensores de oxímetria e frequência cardíaca, tendo como objetivo mapear o que já foi escrito e publicado sobre o tema em questão. No Capítulo 3 será realizado de forma detalhada a descrição do projeto. No Capítulo 4 serão mostrados os resultados obtidos, sabendo que foi feito o tratamento dos dados, permitindo assim tirar conclusões sobre os módulos utilizados, bem como identificar algo para que sejam realizadas possíveis melhorias. No Capítulo 5, é realizada a conclusão a cerca do trabalho realizado.

2. Levantamento bibliográfico

2.1. Características dos sensores

Os sensores de oximetria são dispositivos utilizados para medir a saturação de oxigênio no sangue de uma pessoa. Eles são compostos por um emissor de luz e um fotodetector que, ao serem colocados em uma extremidade do corpo, como o dedo, emitem e captam luz que atravessa os tecidos do corpo. Com base na quantidade de luz absorvida pelo sangue, o sensor é capaz de calcular a saturação de oxigênio.

Foram extraídas características referentes à sensibilidade que é a capacidade que os sensores têm de detectar as variações, a linearidade, que indica a capacidade que estes têm de medir de forma proporcional à quantidade de oxigênio presente no sangue, e de precisão, que diz respeito à capacidade que os sensores têm de produzir resultados consistentes e confiáveis quando comparados com os resultados próximos da verdadeira medição.

Em geral, os sensores de oximetria apresentam alta sensibilidade e precisão, mas podem ter problemas de linearidade em algumas situações, quando expostos à luminosidade. Sendo essencial o uso adequado e a calibração para garantir a precisão das leituras.

Existem várias maneiras de obter informações sobre a circulação sanguínea da pele, tais como observando a cor e temperatura da pele, medindo a condutividade da pele e utilizando o método da pletismografia. Método esse que permite a detecção e registro das mudanças no volume sanguíneo em um corpo (HERTZMAN, 1938).

A Fotopletismografia, também conhecida como pletismografia fotoelétrica, é uma técnica que revolucionou o estudo da circulação sanguínea da pele. O método foi desenvolvido quase simultaneamente por Hertzman nos Estados Unidos e por Matthes e Hauss na Alemanha, em 1938. (KAMAL *et al.*, 1989). Porém, Hertzman (1938) foi o primeiro a utilizar o termo "Fotopletismógrafo" e a publicar um artigo sobre a Fotopletismografia, no mesmo ano demonstrando o estudo das alterações do volume sanguíneo em um membro do corpo humano submetido ao exercício físico e a baixas temperaturas.

Esta técnica é não invasiva que utiliza luz para registrar as mudanças de volume sanguíneo nos vasos sanguíneos através da pele. O princípio básico da Fotopletismografia PPG é baseado na observação empírica de que a luz que passa (ou é refletida) através do tecido vivo sofre uma modulação temporal na frequência dos batimentos cardíacos (ALLEN, 2007).

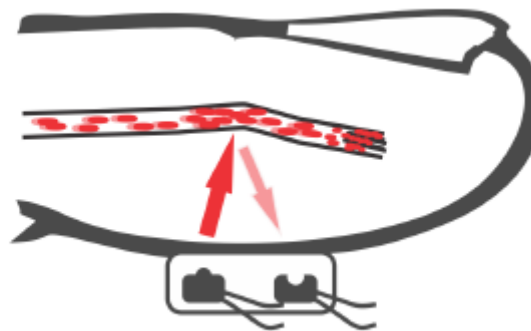
A tecnologia de medição do sinal de PPG é simples e requer apenas alguns componentes opto eletrônicos elementares, como uma fonte luminosa para iluminar o tecido (pele) e um detector óptico, para medir as reduzidas alterações na intensidade da luz associadas a mudanças na perfusão no volume de captação. A técnica de Fotopletismografia é predominantemente utilizada de maneira não invasiva, e geralmente funciona em um comprimento de onda dentro da faixa do verde, vermelho ou infravermelho-próximo. A principal característica do sinal de onda é o pulso periférico que se sincroniza com cada contração do coração (ALLEN, 2007).

A luz que percorre o tecido biológico pode ser absorvida por diversas substâncias, tais como pigmentos presentes na pele, nos ossos e nos fluxos sanguíneos arterial e venoso. A maior parte das mudanças no fluxo sanguíneo ocorre principalmente nas artérias e arteríolas, no caso das artérias, que por sua vez possuem maior volume de sangue durante a fase sistólica do que na fase diastólica. Os sensores de Fotopletismografia tem a capacidade de detectar opticamente mudanças no volume do fluxo sanguíneo (ou seja, alterações na intensidade da luz capturada) no leito microvascular do tecido por meio da reflexão ou transmissão através desse tecido (TAMURA *et al.*, 2014).

Conforme os feixes luminosos são emitidos na pele, estes, são absorvidos de maneira diferentes pelo sangue, enquanto a hemoglobina absorve a luz vermelha o oxihemoglobina reflete. A intensidade do feixe de luz infravermelha é absorvida pela oxihemoglobina e hemoglobina em quantidades semelhantes. A relação entre a intensidade da luz medida pelos fotossensores é usada para determinar a taxa de oxigênio presente no sangue. (CALIL *et al.*, 2002).

O MAX30102, ou qualquer oxímetro óptico de pulso e sensor de frequência cardíaca, consiste em um par de LEDs de alta intensidade (VERMELHO e IR, ambos de diferentes comprimentos de onda) e um fotodetector. Os comprimentos de onda desses LEDs são 660nm e 880nm, respectivamente. A Figura 6 ilustra a captação do sinal por meio da reflectância no dedo indicador.

Figura 6 - Técnica de reflectância



Fonte: Brito F. (2021).

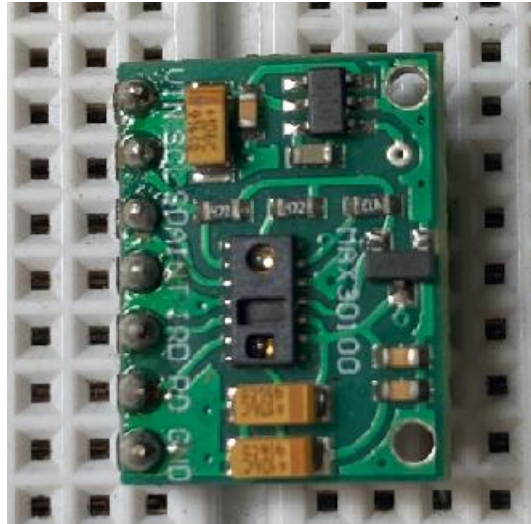
Nessa técnica, mede-se a luz refletida proveniente do espalhamento luminoso no tecido.

O MAX30100 e MAX30102 são sensores de oximetria de pulso e detecção de batimentos cardíacos, projetado para medir a saturação de oxigênio no sangue (SpO_2) e a frequência cardíaca (FC) de forma não invasiva, ou seja, sem a necessidade de perfurar a pele. Eles são utilizados em diversos dispositivos de monitoramento de saúde, bem como pulseiras inteligentes, monitores de fitness, dispositivos de rastreamento de sono e outros dispositivos *wearables*. Estes, utilizam tecnologia de diodo emissor de luz *light emitter diode* (LED) e fotodetector para realizar medições de oximetria de pulso. Eles possuem dois LEDs de alta intensidade, um LED infravermelho (IR) e um LED vermelho (RED), que emitem luz através da pele e os tecidos subjacentes.

O fotodetector do sensor então mede a quantidade de luz refletida, que é modulada pela absorção de oxigênio no sangue. Com base nessa informação, o sensor é capaz de calcular a saturação de oxigênio no sangue e a frequência cardíaca.

Para realizar a captação dos sinais, foram utilizados três sensores, MAX30100, Figura 7, MAX30102, Figura 10 e GY-MAX30102, Figura 13. Todos os sensores utilizam o mesmo procedimento.

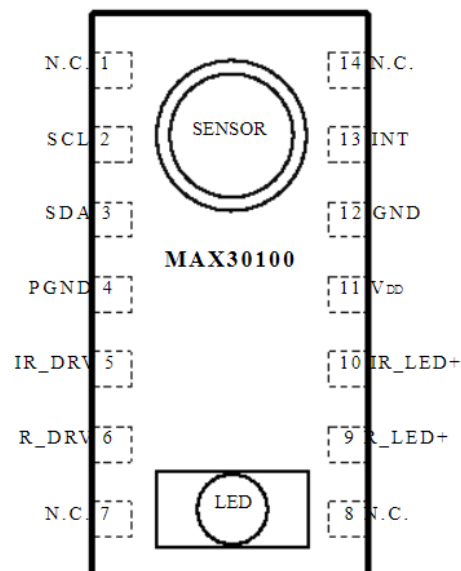
Figura 7 - Sensor MAX30100



Fonte: Autoria própria (2023).

Na Figura 8, uma ilustração do *shield* e suas pinagens são ilustradas.

Figura 8 - Configurações dos pinos MAX30100



Fonte: MAXIM (2014).

Na Figura 9, uma descrição de cada pino é realizada com objetivo de não haver erros de conexão no momento de aferição das variáveis utilizadas nesse trabalho.

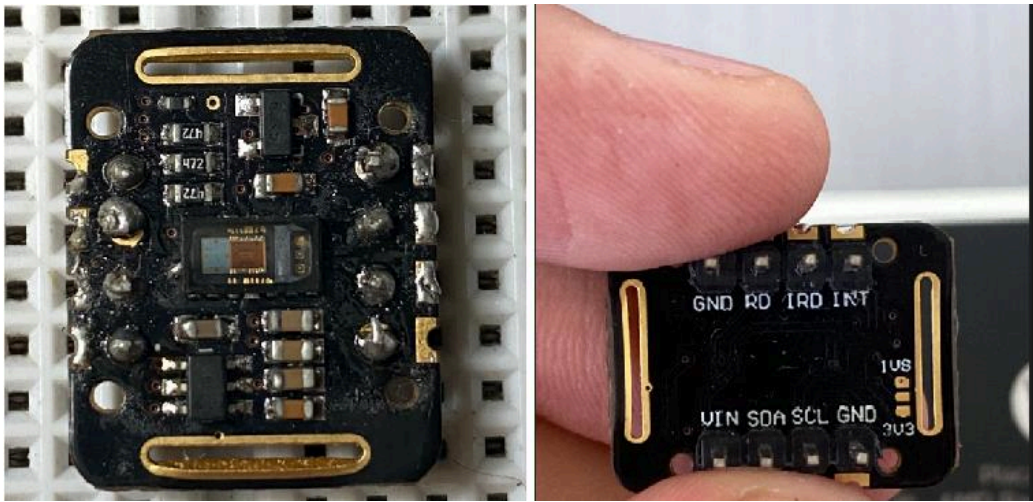
Figura 9 - Descrição dos pinos MAX30100

PIN	NAME	FUNCTION
1, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB Pad for Mechanical Stability.
2	SCL	I2C Clock Input
3	SDA	I2C Clock Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
5	IR_DRV	IR LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
6	R_DRV	Red LED Cathode and LED Driver Connection Point. Leave floating in circuit.
9	R_LED+	Power Supply (Anode Connection) for Red LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to IR_LED+ internally.
10	IR_LED+	Power Supply (Anode Connection) for IR LED. Bypass to PGND for best performance. Connected to R_LED+ internally.
11	V DD	Analog Power Supply Input. Bypass to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain)

Fonte: MAXIM (2014).

Outro sensor utilizado neste trabalho foi o MAX30102, conforme ilustrado na Figura 10.

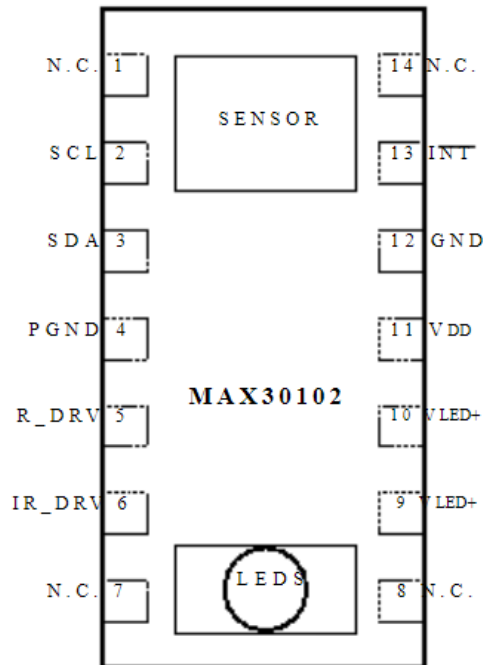
Figura 10 - Sensor MAX30102



Fonte: Autoria própria (2023).

Toda configuração dos pinos são ilustradas na Figura 11 e o que cada variável significa é comentado na Figura 12.

Figura 11 - Configurações dos pinos MAX30102



Fonte: MAXIM (2014).

Figura 12 - Descrição dos pinos MAX30102

PIN	NAME	FUNCTION
1, 7, 8, 14	N.C.	No Connection. Connect to PCB pad for mechanical stability.
2	SCL	I2C Clock Input
3	SDA	I2C Data, Bidirectional (Open-Drain)
4	PGND	Power Ground of the LED Driver Blocks
5	R_DRV	Red LED Driver.
6	IR_DRV	IR LED Driver.
9	VLED+	LED Power Supply (anode connection). Use a bypass capacitor to PGND for best performance.
10	VLED+	
11	VDD	Analog Power Supply Input. Use a bypass capacitor to GND for best performance.
12	GND	Analog Ground
13	INT	Active-Low Interrupt (Open-Drain). Connect to an external voltage with a pullup resistor.

Fonte: MAXIM (2014).

Descrição da pinagem do MAX30100 e MAX30102

VCC: É a alimentação positiva do sensor, geralmente conectada a uma fonte de energia de 1,8V a 5,5V para fornecer energia ao sensor.

GND: É o terra do sensor, conectado ao potencial de terra do sistema.

SDA: É o pino de dados da interface I2C, usado para comunicação de dados bidirecional com o sensor. É conectado a um pino SDA do microcontrolador ou outro dispositivo mestre na rede I2C.

SCL: É o pino de *clock* da interface I2C, usado para sincronizar a comunicação de dados entre o MAX30102 e outros dispositivos na rede I2C. É conectado a um pino SCL do microcontrolador ou outro dispositivo mestre na rede I2C.

INT: É o pino de interrupção, que pode ser configurado para gerar uma interrupção no microcontrolador quando ocorrerem eventos específicos, como a detecção de uma batida cardíaca ou quando uma nova amostra de dados estiver disponível.

IRD: O MAX30102 integra um driver de LED para acionar pulsos de LED para medições de SpO2 e FC.

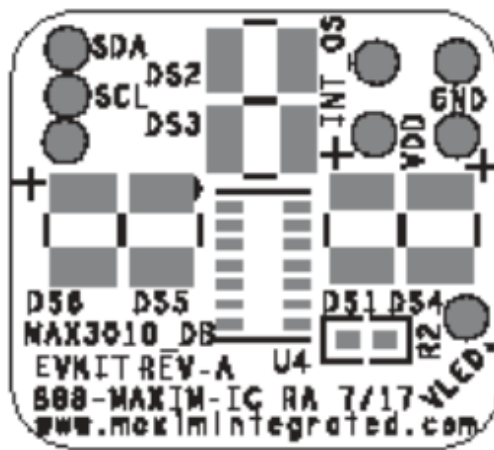
RD: O pino é semelhante ao pino IRD, mas é usado para acionar o LED vermelho.

Figura 13 - Sensor GY-MAX30102



Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 14 -Circuito sensor GY-MAX30102



Fonte: MAXIM (2015).

Descrição da pinagem do GY-MAX30102

VCC: É a alimentação positiva do sensor, geralmente conectada a uma fonte de energia de 1,8V a 5,5V para fornecer energia ao sensor.

GND: É o *Ground* ou terra do sensor, conectado ao potencial de terra do sistema.

SDA: É o pino de dados da interface I2C, usado para comunicação de dados bidirecional com o sensor. É conectado a um pino SDA do microcontrolador ou outro dispositivo mestre na rede I2C.

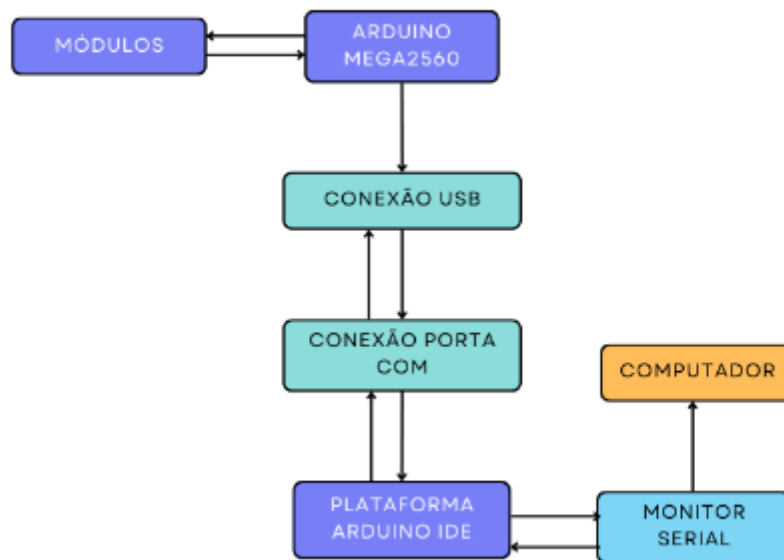
SCL: É o pino de *clock* da interface I2C, usado para sincronizar a comunicação de dados entre o MAX30102 e outros dispositivos na rede I2C. É conectado a um pino SCL do microcontrolador ou outro dispositivo mestre na rede I2C.

INT: É o pino de interrupção, que pode ser configurado para gerar uma interrupção no microcontrolador quando ocorrerem eventos específicos, como a detecção de uma batida cardíaca ou quando uma nova amostra de dados estiver disponível.

3. Descrição do projeto

Neste Capítulo serão descritos os materiais e procedimentos utilizados para a captação dos sinais e a forma que os dados foram coletados e processados como mostrado na Figura 15.

Figura 15 - Processo de captação dos sinais

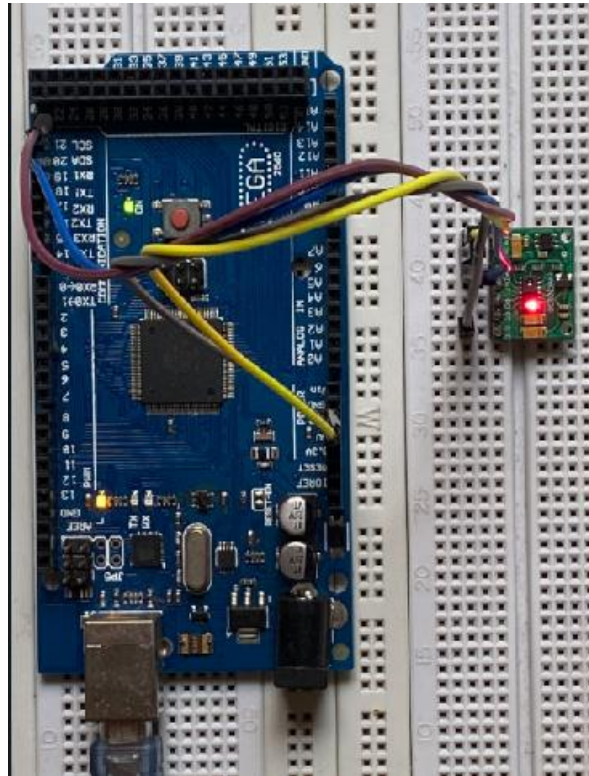


Fonte: Autoria própria (2023).

Primeiramente foram feitas as devidas conexões entre o módulo e o microcontrolador, que nesse caso, é o Arduino Mega2560 através de uma comunicação I2C.

A seguir tem-se o sistema montado em *protoboard*, Figura 16.

Figura 16 -Prototipação do sistema



Fonte: Autoria própria (2023).

No processo de captação, os responsáveis pela medição dos sinais de frequência cardíaca e de saturação de oxigênio do corpo são os sensores, quando interligado a um microcontrolador que tem a capacidade de receber e interpretar tais dados por meio de uma comunicação I2C, e, mostrar no serial monitor, representado na Figura 17, que é uma ferramenta do Arduino IDE sendo este, a plataforma também utilizada para fazer o armazenamento dos dados extraídos.

Figura 17 - Serial monitor

```
12:17:19.453 -> Initializing pulse oximeter..SUCCESS
12:17:20.455 -> Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%
12:17:21.445 -> Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%
12:17:22.103 -> Beat!
12:17:22.474 -> Heart rate:37.98bpm / SpO2:0%
12:17:22.954 -> Beat!
12:17:23.474 -> Heart rate:52.52bpm / SpO2:0%
12:17:24.477 -> Heart rate:52.52bpm / SpO2:0%
12:17:25.020 -> Beat!
12:17:25.478 -> Heart rate:35.03bpm / SpO2:93%
12:17:25.511 -> Beat!
12:17:26.321 -> Beat!
12:17:26.466 -> Heart rate:69.53bpm / SpO2:93%
12:17:27.111 -> Beat!
12:17:27.477 -> Heart rate:73.14bpm / SpO2:94%
12:17:27.938 -> Beat!
12:17:28.469 -> Heart rate:73.59bpm / SpO2:94%
12:17:28.722 -> Beat!
12:17:29.472 -> Heart rate:73.82bpm / SpO2:94%
12:17:29.545 -> Beat!
```

Fonte: Autoria própria (2023).

Nesse processo, os dados foram coletados de três maneiras diferentes, nas condições de luminosidade ambiente, com incidência de *flash* e sem luminosidade.

4. Resultados e Discussões

Esse Capítulo abordará os resultados que foram extraídos por meio de sensores de batimentos cardíacos e oximetria, e por oxímetro de pulso portátil, estes por sua vez são bastante utilizados em unidades de terapia intensiva, centros cirúrgicos e em unidades de urgência e emergência.

Foi utilizado uma planilha eletrônica para melhor organizar uma amostra dos dados coletados no intervalo de 40 segundos como pode-se ver na Figura 18 e Figura 19.

Figura 18 - Dados coletados do Oxímetro portátil

Frequência Cardíaca (bpm)	SpO2 (%)
85	98%
87	98%
82	98%
82	98%
91	98%
92	98%
86	98%
88	98%
91	97%
95	98%
91	98%
88	97%
90	98%
85	97%
86	97%
83	98%
87	98%
91	97%
83	98%
96	98%
92	98%
87	97%
85	98%
85	98%
87	98%
94	97%
77	98%
88	98%
87	97%
83	97%

Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 19 - Dados extraídos pelos sensores

Frequência Cardíaca (bpm)	SpO2 (%)		Frequência Cardíaca (bpm)	SpO2 (%)
63	95%		70	96%
53	95%		88	96%
53	95%		92	96%
53	94%		92	96%
53	94%		90	96%
44	94%		91	96%
75	94%		91	96%
83	94%		86	96%
88	94%		87	96%
90	97%		88	96%
92	97%		84	96%
92	97%		84	96%
91	97%		85	96%
90	97%		86	96%
87	97%		85	96%
87	97%		86	96%
85	97%		85	96%
86	97%		97	96%
89	97%		89	96%
91	97%		88	96%
92	97%		91	96%
92	97%		92	96%
92	97%		86	96%
89	97%		86	96%
88	97%		85	96%
90	97%		86	96%
91	97%		86	96%
89	97%		90	96%
94	97%		89	96%
92	97%		86	96%
94	97%		84	96%

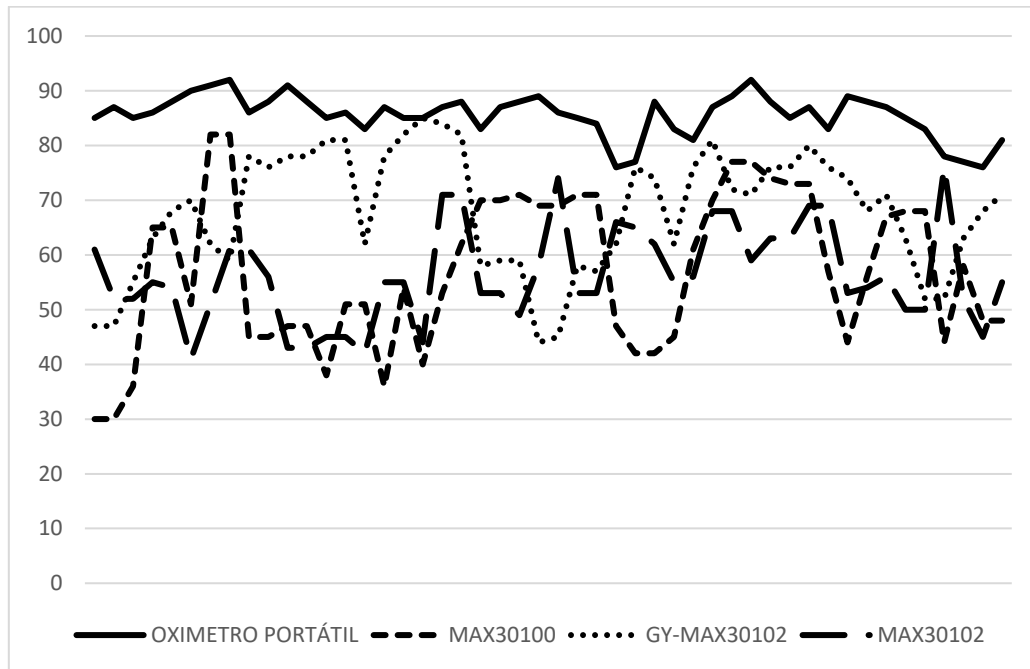
Fonte: Autoria própria (2023).

Dados estes, que foram coletados por meio da realização de experimentos, após essa etapa, foram construídas as tabelas separadas por fatores influenciáveis na leitura dos sensores, como: intensidade luminosa, presença de esmalte na unha, para uma melhor análise dos dados, afim de obter a melhor interpretação e chegar a uma conclusão mais segura e precisa.

Será dividida em três situações corpo em repouso, utilização de esmalte na cor preta, e corpo após exercício físico, isso para três intensidades luminosas distintas: luz ambiente, incidência de flash e escuro.

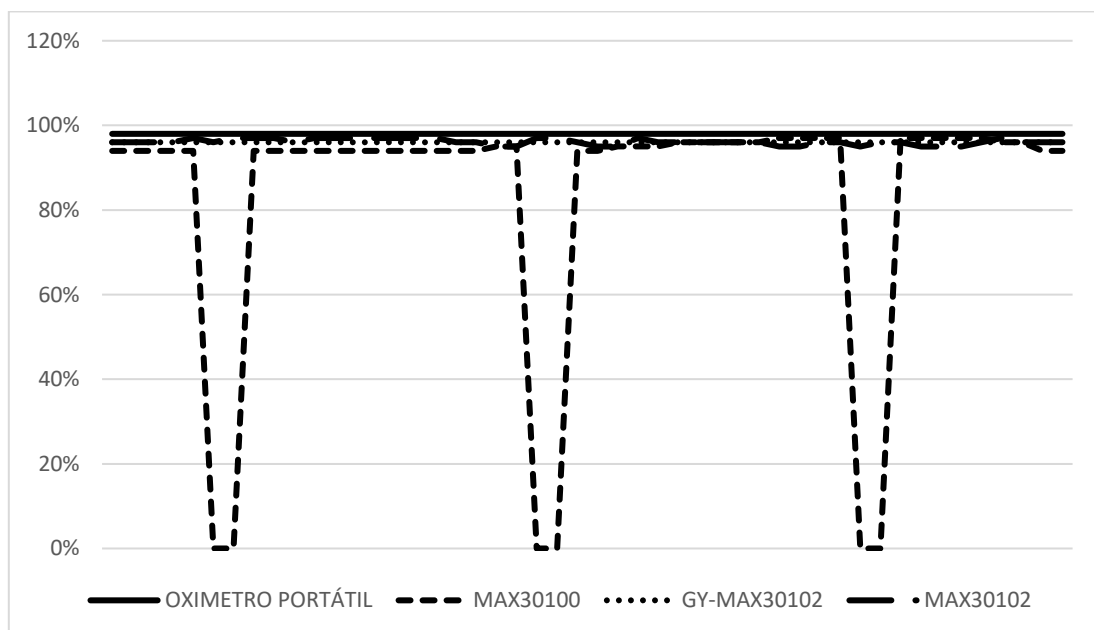
O Gráfico 1 e Gráfico 2, referem-se da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados nas condições de corpo em repouso e com incidência de *flash* no sensor.

Gráfico 1 - Frequência cardíaca – Corpo em repouso e incidência de *flash*



Fonte: Autoria própria (2023).

Gráfico 2 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e incidência de *flash*



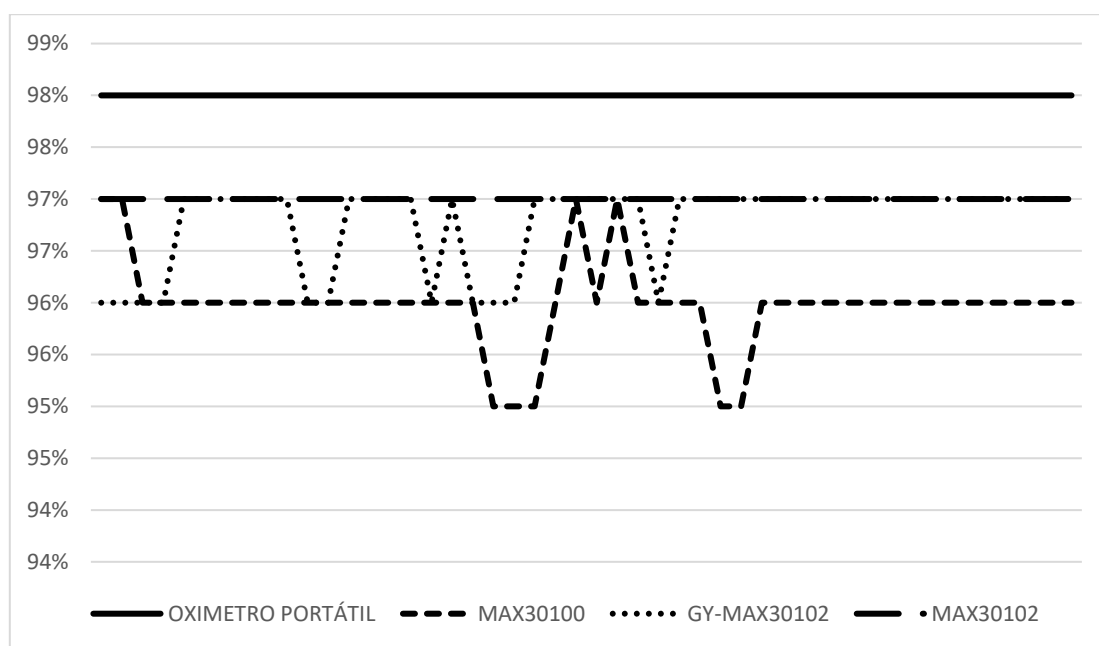
Fonte: Autoria própria (2023).

Os Gráfico 3 e Gráfico 4, referem-se da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados nas condições de corpo em repouso e com interferência da luz ambiente.

Measurement	OXIMETRO PORTÁTIL (%)	MAX30100 (%)	GY-MAX30102 (%)	MAX30102 (%)
1	85	52	58	60
10	88	75	55	70
20	85	78	65	70
30	90	75	70	70
40	92	75	42	72
50	85	78	70	72
60	90	75	70	72
70	85	78	50	60
80	88	75	50	60
90	85	78	70	65
100	88	75	70	65

Fonte: Autoria própria (2023).

Gráfico 4 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e luz ambiente



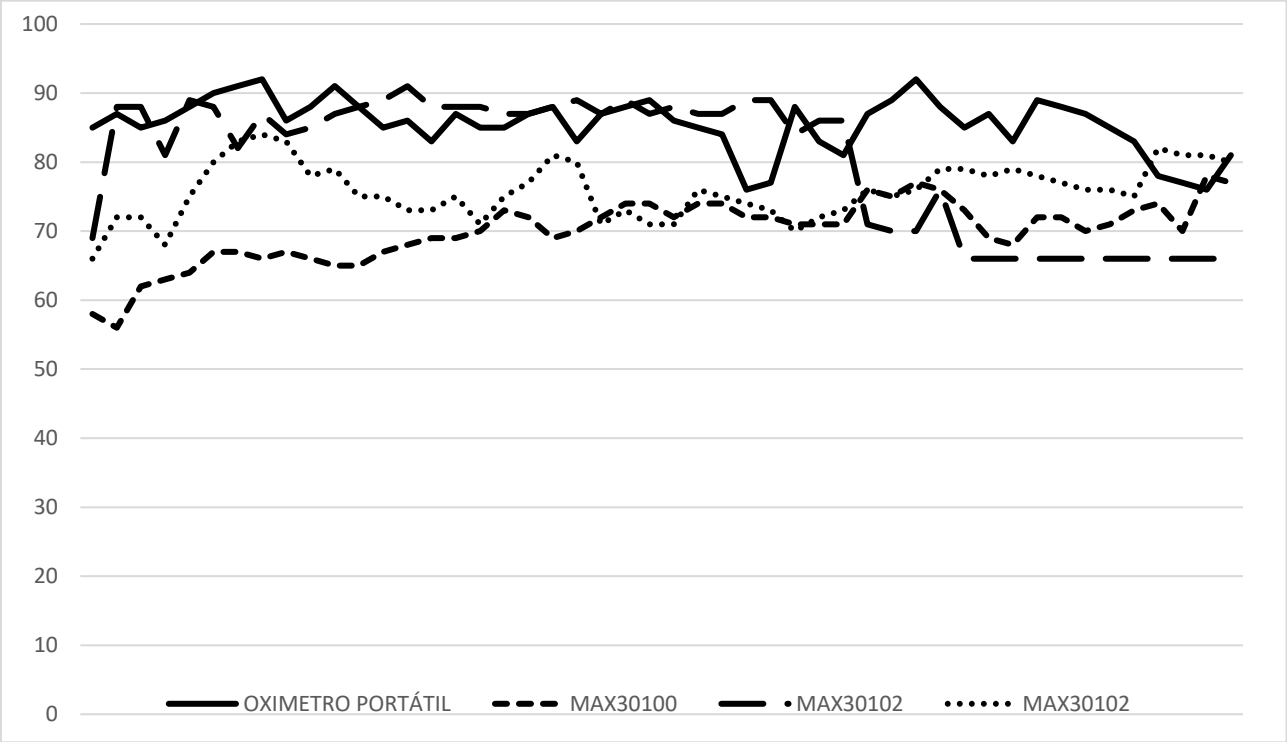
Fonte: Autoria própria (2023).

Como visto na situação anterior, nessa, pode-se reafirmar que realmente os sensores mostram sua sensibilidade a luminosidade, porém como a incidência de luz foi diminuída notou-se que todos mostraram uma melhora nas leituras.

Na medição de frequência cardíaca, notou-se que apesar de todos terem apresentado melhorias, o que mais se destacou nessa ocasião foi o MAX30102, que apresentou um erro relativo 21,70%. Já na leitura da saturação de oxigênio todos progrediram, mas ainda tivemos erros nas medições do MAX30100 que apresentou erro relativo de 2,0408%, isto, quando comparado ao oxímetro de dedo portátil Multilaser HC.

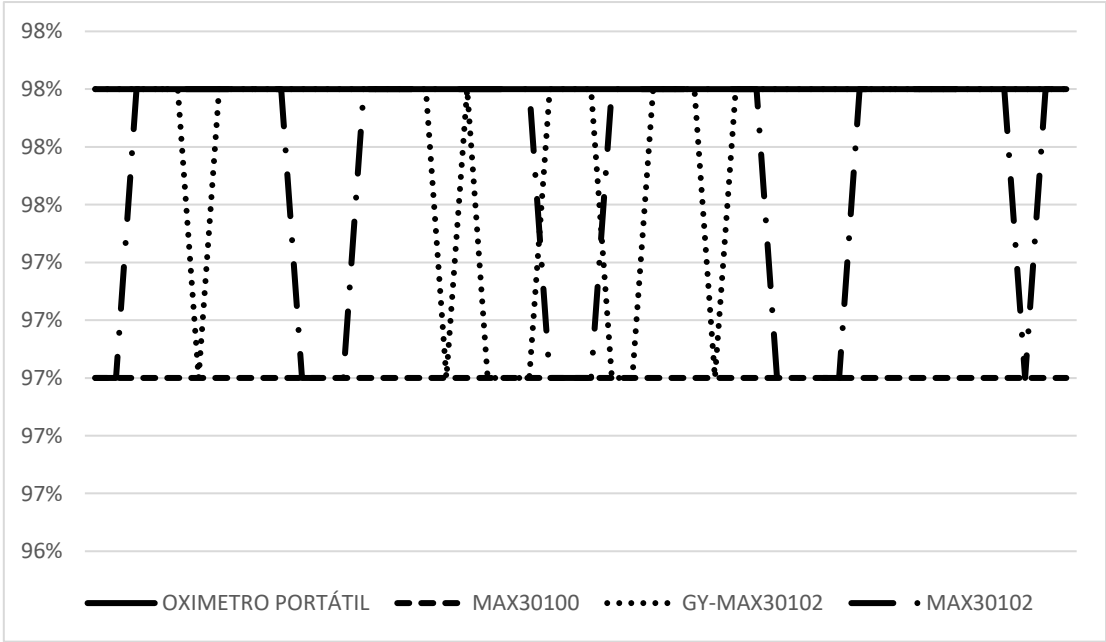
O Gráfico 5 e Gráfico 6, referem-se da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados nas condições de corpo em repouso e com ausência de luz.

Gráfico 5 - Frequência cardíaca - Corpo em repouso e ausência de luz no ambiente



Fonte: Autoria própria (2023).

Gráfico 6 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e ausência de luz no ambiente



Fonte: Autoria própria (2023).

Como pode-se observar esse cenário foi o que mais se aproximou da curva de referência, ou seja, apresentou um menor erro relativo quando comparado com as outras situações descritas anteriormente, isso, para todos os sensores, como mostra a Tabela 1 e Tabela 2, composta pelos erros relativos de cada sensor nas três ocasiões, mas na leitura da oximetria nesse cenário foi apurado que todos mostraram sua sensibilidade da extração do sinal, exceto o MAX30100 que não apresentou a capacidade de chegar a marca de 98%, mesmo após um intervalo de tempo.

Tabela 1 - Erros relativos (Frequência Cardíaca)

REPOUSO	MAX30100		GY-MAX30102
COM FLASH	33,25%	34,10%	20,58%
LUZ AMBIENTE	18,12%	21,70%	17,92%
ESCURO	14,44%	4,14%	12,05%

Fonte: Autoria própria (2023).

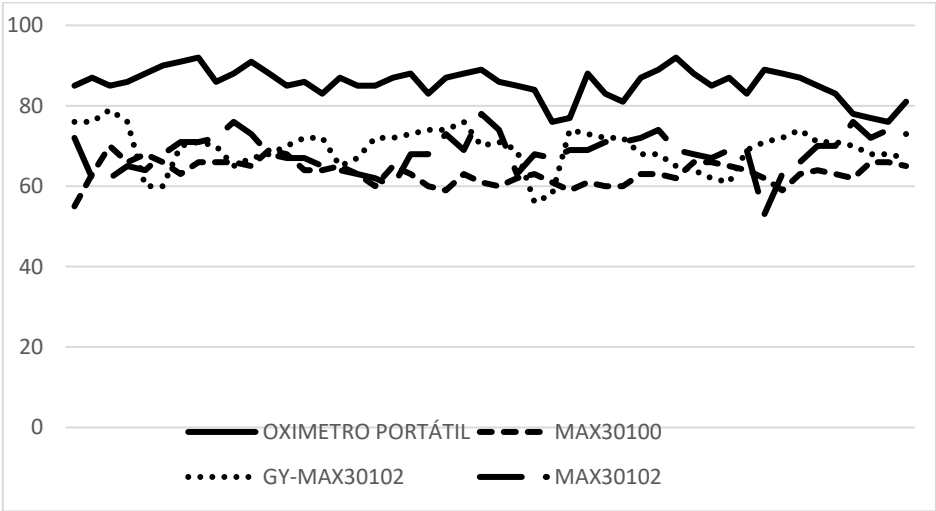
Tabela 2 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)

REPOUSO	MAX30100		GY-MAX30102
COM FLASH	15,30%	2,04%	2,08%
LUZ AMBIENTE	2,05%	1,02%	1,04%
ESCURO	1,02%	0,51%	0,512%

Fonte: Autoria própria (2023).

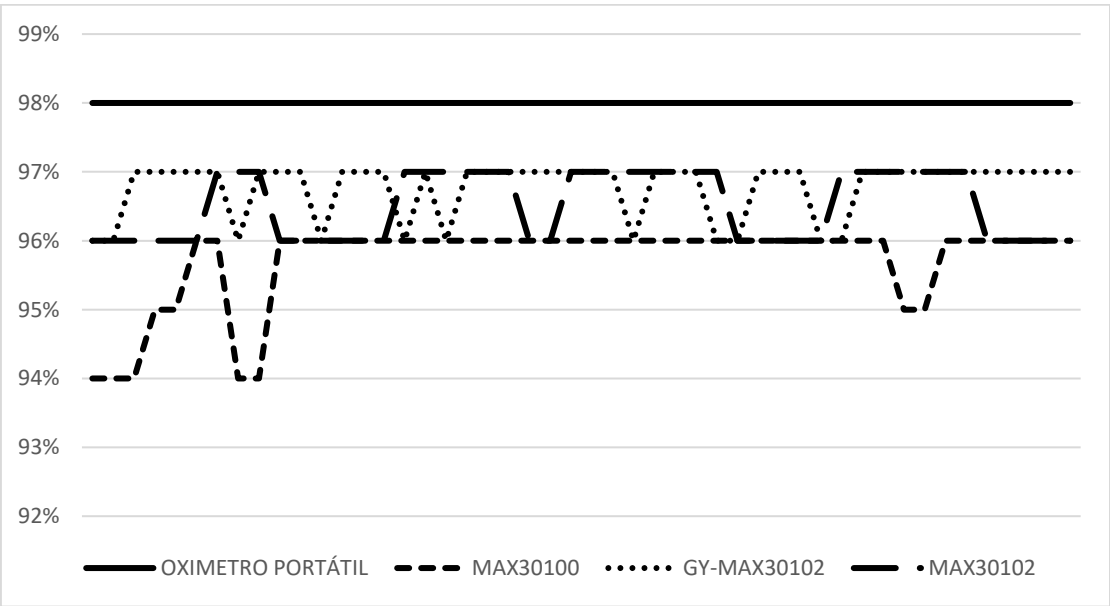
O Gráfico 7 e Gráfico 8, referem-se da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados nas utilizando esmalte de cor preta e com incidência de *flash* no sensor.

Gráfico 7 - Frequência cardíaca - Corpo em repouso e incidência de *flash* com unha pintada de esmalte preto



Fonte: Autoria própria (2023).

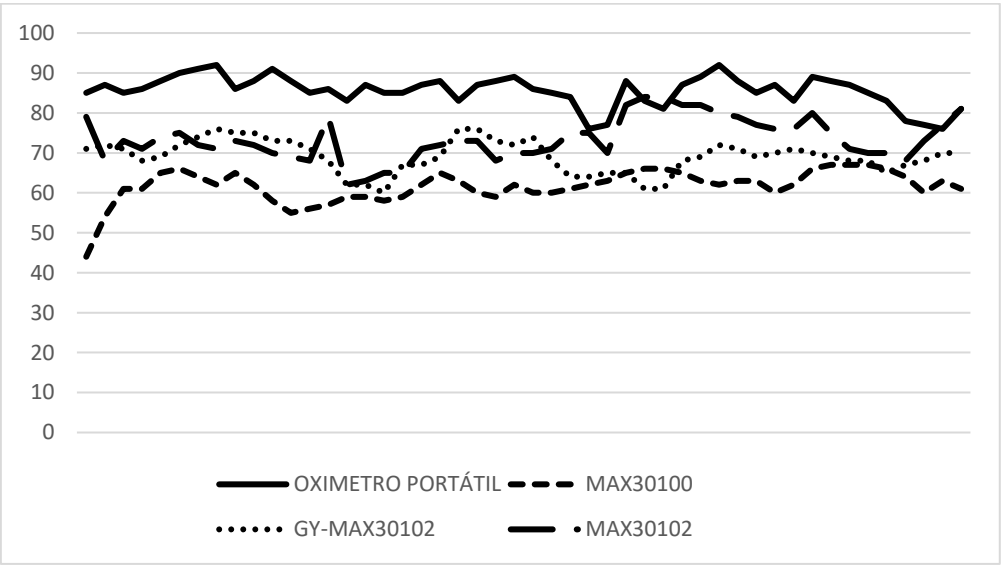
Gráfico 8 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso e incidência de *flash* com unha pintada de esmalte preto



Fonte: Autoria própria (2023).

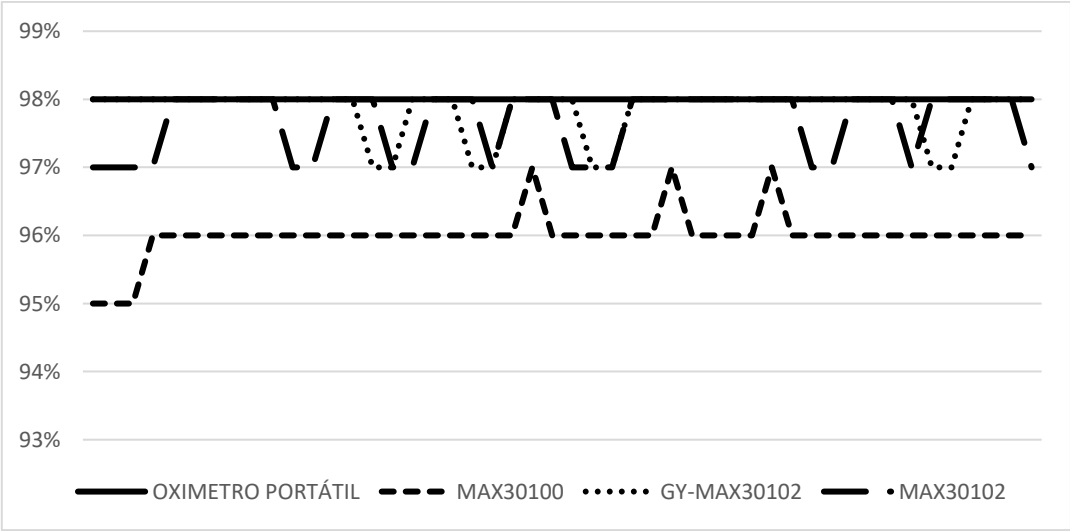
O Gráfico 9 e Gráfico 10, referem-se a frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados nas utilizando esmalte de cor preta e com interferência somente da luz ambiente.

Gráfico 9 - Frequência Cardíaca - Corpo em repouso, luz ambiente com unha pintada de esmalte preto



Fonte: Autoria própria (2023).

Gráfico 10 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso, luz ambiente com unha pintada de esmalte preto

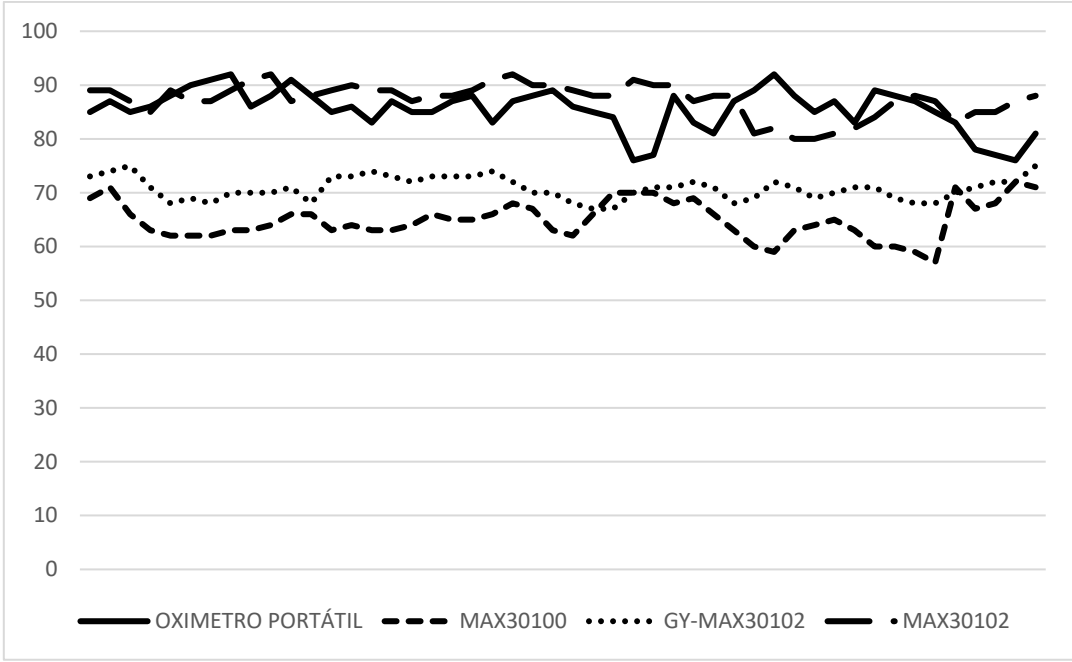


Fonte: Autoria própria (2023).

Nota-se que nas medições da FC e da saturação de oxigênio todos apresentaram bons resultados, isso, quando comparado a de mesmas condições (luz ambiente), porém sem atuação do esmalte, com isso, podemos concluir que quanto menor for incidência de luz, melhor serão os resultados obtidos. Nessas condições o sensor que apresentou um menor erro relativo foi MAX30102, este mostrou ser o mais regular pois apresentou erros relativos de 14,15% e 0,86% para frequência cardíaca e saturação de oxigênio, respectivamente, com isso podemos concluir que este foi o que mais se aproximou da curva de referência que nesse estudo é a curva gerada pelos dados de um oxímetro portátil MULTILASER, que por sua vez são bastante utilizados em clínicas e hospitais.

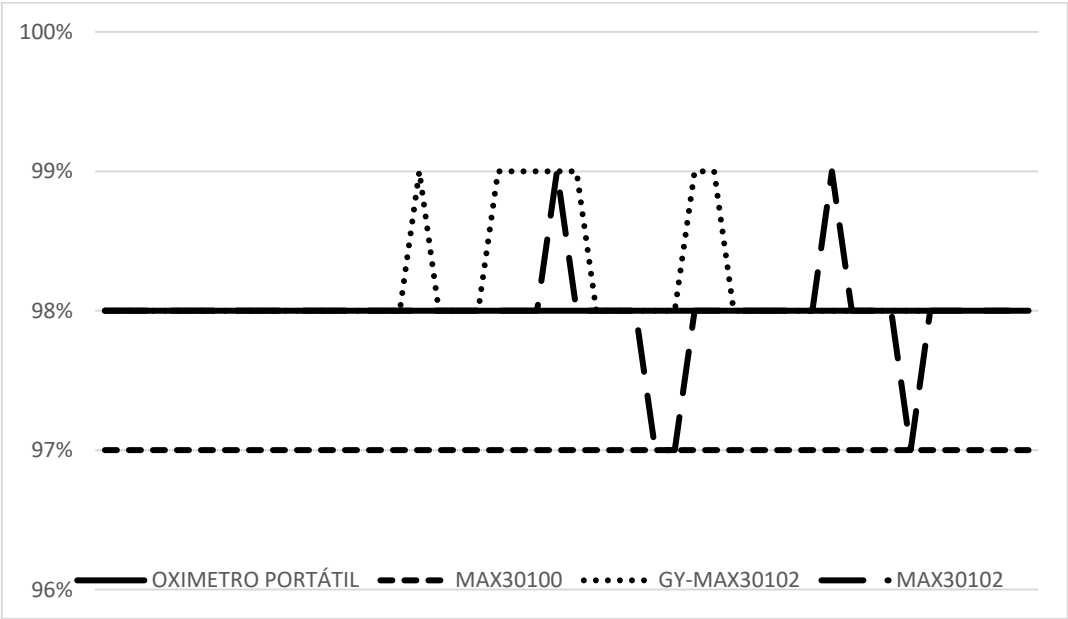
Os Gráfico 11 e Gráfico 12, referem-se a frequência cardíaca e da saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados nas utilizando esmalte de cor preta e com ausência de luz.

Gráfico 11 - Frequência Cardíaca - Corpo em repouso, ausência de luz com unha pintada de esmalte preto



Fonte: Autoria própria (2023).

Gráfico 12 - Saturação de oxigênio - Corpo em repouso, ausência de luz com unha pintada de esmalte preto



Fonte: Autoria própria (2023).

Nesse caso comprova-se que realmente esses sensores são sensíveis a luminosidade pois, nessas condições: ausência de luminosidade e presença de esmalte preto, que foi utilizado como forma de dificultar a passagem de partículas luminosas.

Partindo da ideia de que os sensores são sensíveis a luminosidade, ao aplicarmos esmalte na unha do dedo, que foi utilizado para a extração dos dados, todos sensores mostraram um bom desempenho como pode-se ver na Tabela 3 e Tabela 4, sendo notável a diferença quando comparada a condição anterior na qual não foi usado o esmalte Tabela 5 e Tabela 6.

Na medição da FC, o que mais sofreu irregularidade foi o GY-MAX30102, isto, dado ao fato de ele ser o que mais oscilou nas medições nesse intervalo de tempo, na medição da saturação de oxigênio foi notado que nenhum dos sensores teve a capacidade de atingir a marca de 98%, sendo esta, a medição de referência, mas que a atuação do esmalte apresentou melhorias significativas, logo podemos concluir que o esmalte de cor preta interferiu de forma positivas nas leituras de todos os sensores desse estudo, tanto para FC como também de SpO₂.

Tabela 3 - Erros relativos (Frequência Cardíaca)

COM ESMALTE	MAX30100		GY-MAX30102
COM FLASH	25,87%	19,97%	18,90%
LUZ AMBIENTE	17,94%	14,15%	16,47%
ESCURO	24,06%	2,0950%	7,17%

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 4 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)

COM ESMALTE	MAX30100		GY-MAX30102
COM FLASH	2,0408%	1,0204%	1,0204%
LUZ AMBIENTE	2,042%	0,8673%	0,9693%
ESCURO	1,0204%	0,5102%	0,5102%

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 5 - Erros relativos (Frequência Cardíaca)

REPOUSO	MAX30100		GY-MAX30102
COM FLASH	33,25%	34,10%	20,58%
LUZ AMBIENTE	18,12%	21,70%	17,92%
ESCURO	14,44%	4,14%	12,05%

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 6 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)

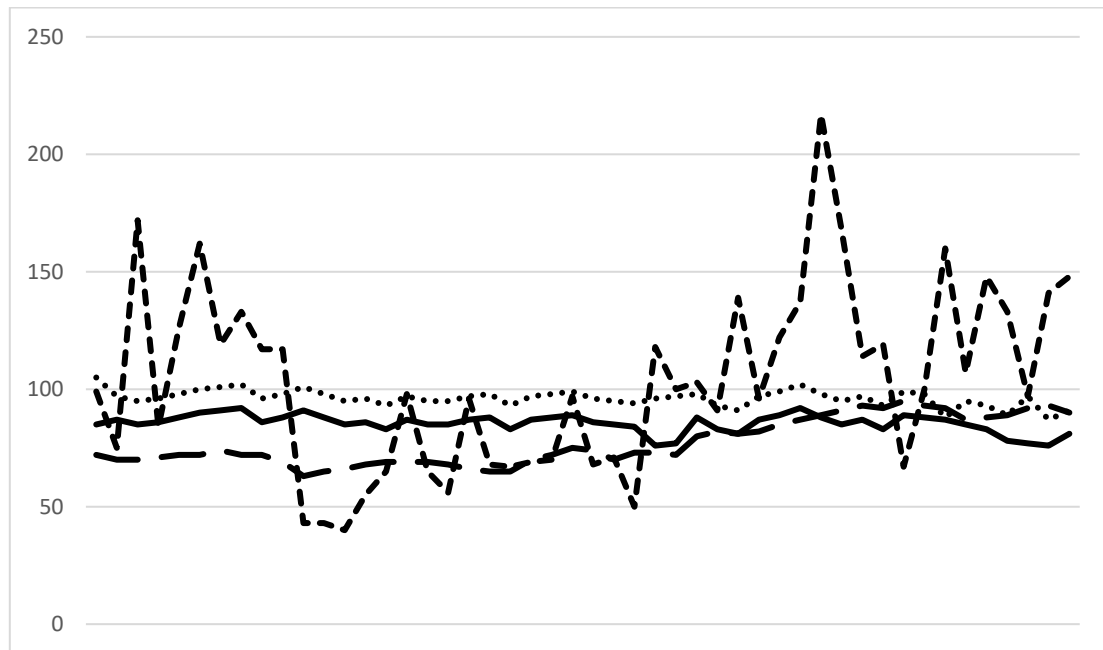
REPOUSO	MAX30100	MAX30102	GY-MAX30102
COM FLASH	15,30%	2,04%	2,08%
LUZ AMBIENTE	2,05%	1,02%	1,04%
ESCURO	1,02%	0,51%	0,51%

Fonte: Autoria própria (2023).

Todos os sensores utilizados nesse estudo mostraram bons resultados, porém também podemos concluir que o MAX30100 não é tão preciso quando comparado aos demais pois não conseguiu atingir os 98% na medição de SpO₂, além disso, apresentou erro relativo de 25,87%. na leitura FC, por outro lado o MAX30102 e o GY-MAX30102 ultrapassaram a marca, provando assim que são bastante precisos, ambos, tendo erro relativo de 0,51% nos dados de SpO₂. Porém também existem outros erros relacionados, mas com algum tipo de processamento, estes, podem ser utilizados para aplicações, processamentos este, como a inclusão de um suporte embutindo os sensores, proporcionando um ambiente com pouca incidência de luminosidade ou até mesmo a ausência que seria o ideal para obter resultados mais precisos.

O Gráfico 13 e Gráfico 14, são referentes as medições de frequência cardíaca e saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados após a realização de exercícios físicos e com incidência de *flash* no sensor.

Gráfico 13 - Frequência cardíaca – Após exercício físico, *flash* no sensor e sem a unha pintada



Fonte: Autoria própria (2023).

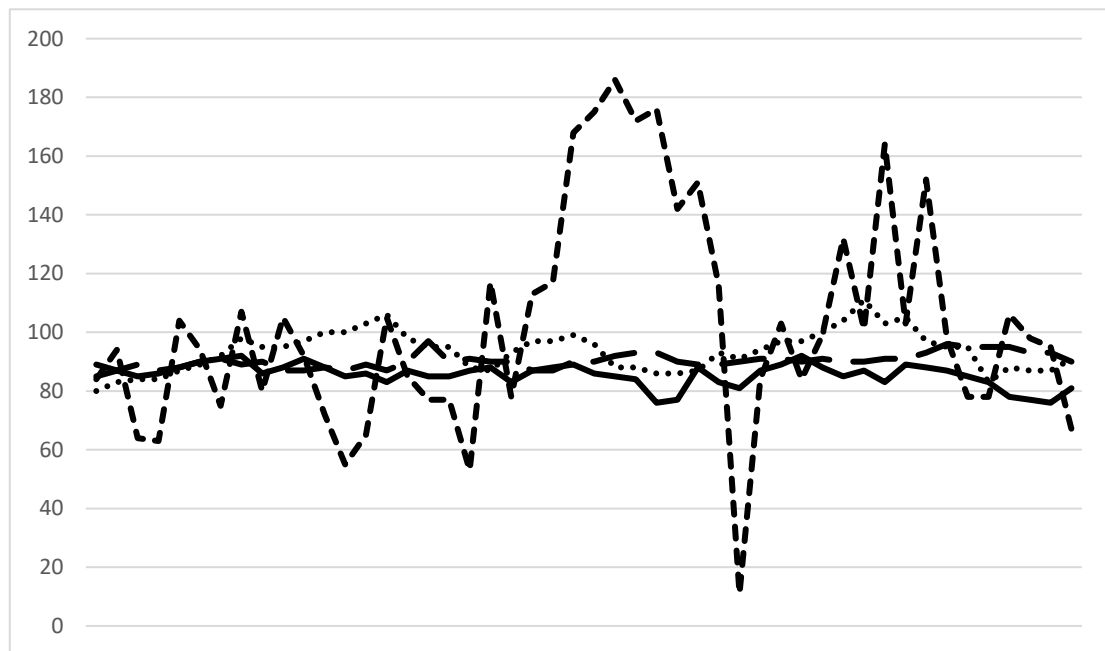
Gráfico 14 - Saturação de oxigênio - Após exercício físico, *flash* no sensor e sem a unha pintada



Fonte: Autoria própria (2023).

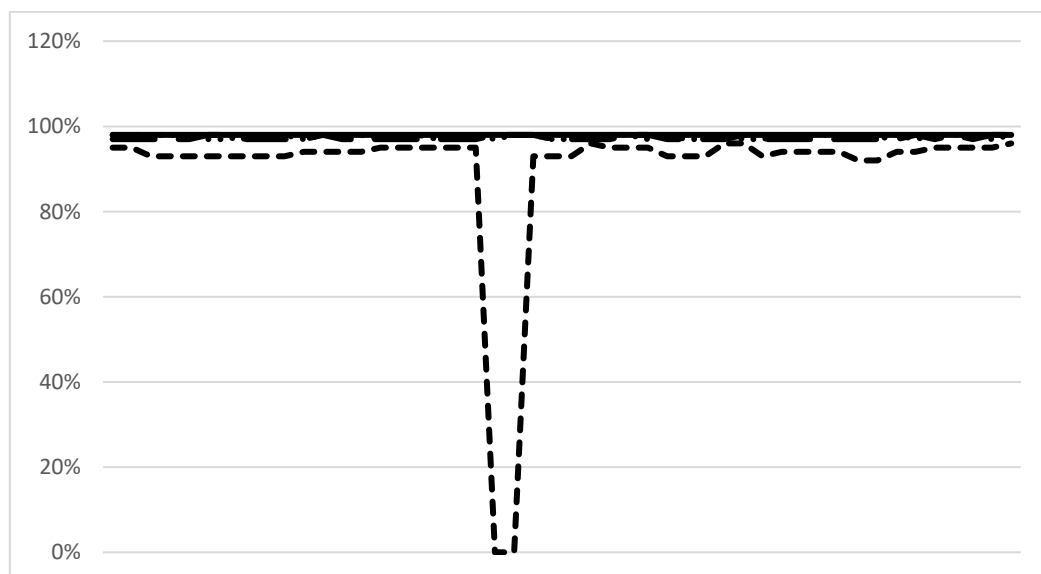
O Gráfico 15 e Gráfico 16, são referentes as medições de frequência cardíaca e saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados após a realização de exercícios físicos e com incidência somente da luz ambiente.

Gráfico 15- Frequência cardíaca - Após exercício físico, luz ambiente sem a unha pintada



Fonte: Autoria própria (2023).

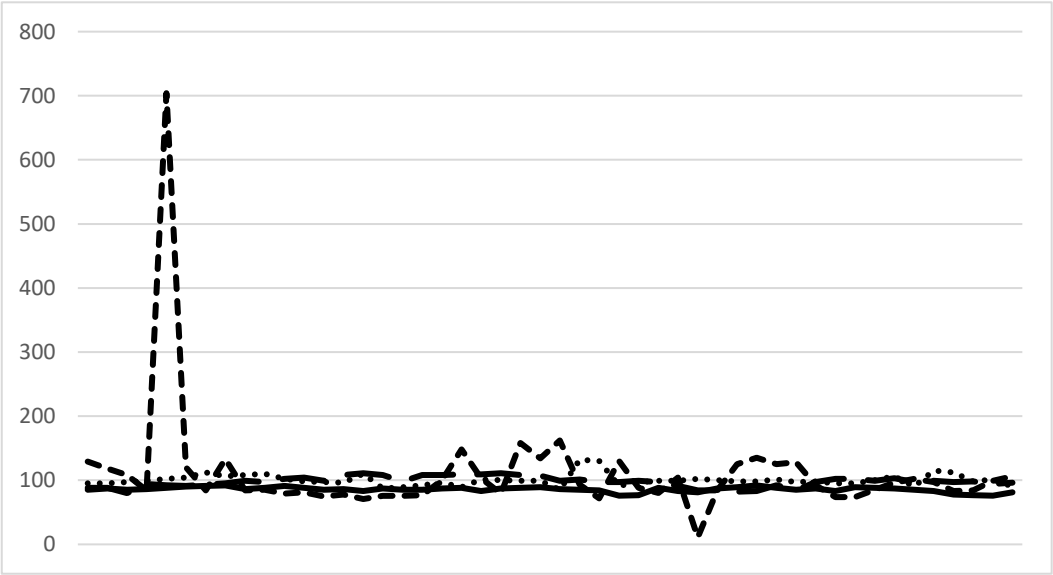
Gráfico 16 - Saturação de oxigênio - Após exercício físico, luz ambiente sem a unha pintada



Fonte: Autoria própria (2023).

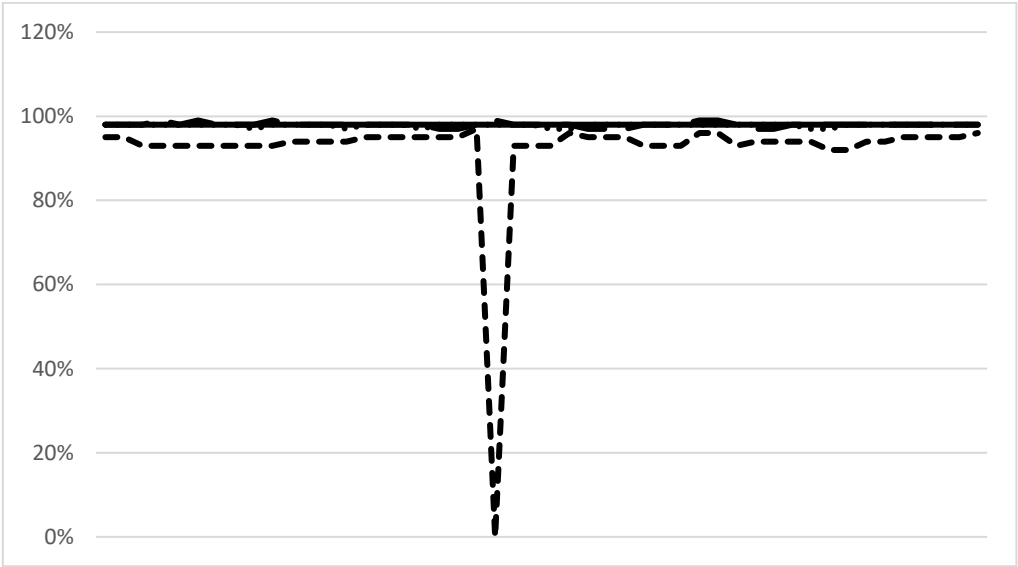
O Gráfico 17 e Gráfico 18, são referentes as medições de frequência cardíaca e saturação de oxigênio, respectivamente, que foram gerados através dos dados coletados após a realização de exercícios físicos e ausência de luz.

Gráfico 17 - Frequência cardíaca - Após exercício físico, ausência de luz e sem a unha pintada



Fonte: Autoria própria (2023).

Gráfico 18 - Saturação de oxigênio - Após exercício físico, ausência de luz e sem a unha pintada



Fonte: Autoria própria (2023).

Em todos os casos, com incidência de *flash*, luminosidade ambiente e ausência de luz, os sensores corresponderam de forma positiva com excessão do MAX30100, com isso podemos concluir que será necessario a utilização de alguma estratégia no processamento ou filtragem dos sinais captados para que seja possível a utilização desse sensor na realização de trabalhos que estão associados a atividades físicas, O MAX30102 mostrou que tanto para as medições de FC como da saturação de oxigênio é bastante sensível e preciso, ficando bem próximo dos valores lidos pelo MULTILASER como mostra os Gráficos: Gráfico 13, Gráfico 14, Gráfico 15, Gráfico 16, Gráfico 17 e Gráfico 18, é tanto que o houve uma sobreposição completa da curva de referência que no caso pertence ao nosso oxímetro portátil, destaque também para o GY-MAX30102, que apresentou sensibilidade e precisão na leitura da SpO₂, como mostrado na Tabela 7 e Tabela 8.

Tabela 7 -Erros relativos (Frequência cardíaca)

APÓS EXERCICIO FISICO	MAX30100	MAX30102	GY-MAX30102
COM FLASH	20,58%	9,69%	7,81%
LUZ AMBIENTE	19,73%	5,67%	9,40%
ESCURO	29,42%	4,03%	7,22%

Fonte: Autoria própria (2023).

Tabela 8 - Erros relativos (Saturação de oxigênio)

APÓS EXERCICIO FISICO	MAX30100	MAX30102	GY-MAX30102
COM FLASH	13,26%	2,04%	1,02%
LUZ AMBIENTE	8,16%	1,02%	1,024%
ESCURO	6,12%	0,51%	0,5102%

Fonte: Autoria própria (2023).

5. Considerações finais

Nesse trabalho de conclusão de curso foi realizado o estudo de diferentes sensores de oximetria e frequência cardíaca, identificou-se em quais situações se destacam, já que eles foram submetidos a diferentes condições: incidência de flash, condição de luz ambiente e escuro, em ocasiões na qual o corpo encontrava-se em repouso, utilizando esmalte de cor preta na unha do dedo no qual estavam sendo captados os sinais, e por fim, após praticar algum exercício físico.

Foi notado que esses sensores são de grande importância no monitoramento dos sinais vitais, para uma melhor avaliação da saúde cardiovascular e da oxigenação do sangue, buscou-se investigar a precisão e confiabilidade de sensores distintos e fazer uma comparação com os disponíveis no mercado.

Os resultados obtidos indicaram que os sensores avaliados apesar de possuírem erros, apresentaram alta precisão e confiabilidade nas medições, sendo capazes de fornecer leituras precisas em diferentes condições de uso. Além disso, os resultados também apontaram para a importância de se utilizar sensores de qualidade e calibrados corretamente para garantir resultados precisos e confiáveis, O sensor que apresentou os melhores resultados foi o MAX30102, tanto para Frequência Cardíaca como também para a Saturação de Oxigênio apresentando erros relativos de 2,09% e 0,51% respectivamente, isso, na situação de uso de esmalte e no escuro.

Para trabalhos futuros estarei implementando a aplicação de um filtro aos dados para contornar os erros obtidos.

Conclui-se que é de grande relevância a pesquisa e o desenvolvimento contínuos de novas tecnologias e sensores de oximetria e frequência cardíaca, a fim de melhorar a precisão e confiabilidade desses dispositivos e torná-los mais acessíveis e disponíveis para uso clínico em larga escala. A implementação dessas tecnologias pode ter um impacto significativo na melhoria da qualidade do cuidado de saúde e na prevenção de complicações cardiovasculares.

6. Referências bibliográficas

RASHEED, A. et al. **A Wearable Autonomous Heart Rate Sensor Based on Piezoelectric-Charge-Gated Thin-Film Transistor for Continuous Multi-Point Monitoring.** IEEE 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), p. 3281 - 3284, 2017.

PASCOAL, P. et al. **Análise dos Sensores Utilizados em um Sistema de Monitoramento e Supervisão de Unidades Transformadoras e Subestações.** In: Salão do Conhecimento, 2017, Ijuí. Anais do Salão do Conhecimento, 2017.

FILHO B. et. al. **Sistema para Monitoramento Não-Invasivo de Frequência Cardíaca e Oximetria de Pulso por Fotopletismografia.** 2021. Artigo (ciência e tecnologia) - UFRSA - Universidade Federal Rural do Semi Árido. Pau dos ferros/RN, 2021.

SARMENTO, F. **Plataforma de Monitoramento Remoto Para Pacientes em Unidade de Terapia Intensiva (UTI).** 2022. Trabalho de conclusão de curso (engenharia da computação) - UFRSA - Universidade Federal Rural do Semi Árido. Pau dos ferros-RN, 2022.

MIYAKE M. et. al. **Interferência da coloração de esmaltes de unha e do tempo de oximetria de pulso em voluntários sadios.** 2003. Artigo científico (livre-docência), São Paulo, 2003.

HERTZMAN, Alrick B. **The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph.** American Journal of Physiology-Legacy Content, v. 124, n. 2, p. 328-340, 1938.

KAMAL, A. A. R. et al. **Skin photoplethysmography a review.** Computer methods and programs in biomedicine, v. 28, n. 4, p. 257-269, 1989.

ALLEN, John. **Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement.** Physiological measurement, v. 28, n. 3, p. R1, 2007.

TAMURA, Toshiyo et al. **Wearable photoplethysmographic sensors—past and present**. Electronics, v. 3, n. 2, p. 282-302, 2014.

CALIL, Saide Jorge et al. **Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção**. Ministério da Saúde. Brasília, p. 9, 2002. Citado 3 vezes nas páginas 29, 30 e 31.

MAXIM, **MAX30100 Datasheet (PDF)-Maxim Integrated Products**: ALLDATASHEET. Novembro de 2014. Disponível: <<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheetpdf/view/879178/MAXIM/MAX30100.html>> Acesso: 08. maio. 2023.

MAXIM, **MAX30102 Datasheet(PDF) 8 Page - Maxim Integrated Products** : ALLDATASHEET. Novembro de 2015. Disponível: <<https://html.alldatasheet.com/htmlpdf/859400/MAXIM/MAX30102/1250/8/MAX30102.html>> Acesso: 08. maio. 2023.

MAXIM, **Folha de Dados MAX30102ACCEVKIT(PDF) 8 Página - Maxim Integrated Products** : ALLDATASHEET. Dezembro de 2015. Disponível em: <<https://html.alldatasheet.com/htmlpdf/1338714/MAXIM/MAX30102ACCEVKIT/1513/8/MAX30102ACCEVKIT.html>> Acesso: 08. maio. 2023.