

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA  
CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA

VICTOR HUGO CELONI GNATKOVSKI

**PROJETO DE UM OXÍMETRO COM SENSOR DE ORELHA  
UTILIZANDO O MÉTODO REFLEXIVO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CAMPO MOURÃO

2021

VICTOR HUGO CELONI GNATKOVSKI

**PROJETO DE UM OXÍMETRO COM SENSOR DE ORELHA  
UTILIZANDO O MÉTODO REFLEXIVO**

**Design of an oximeter with an ear sensor using the reflective method**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Regis Monteiro

**CAMPO MOURÃO**

**2021**



---

TERMO DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO  
**PROJETO DE UM OXÍMETRO COM SENSOR DE ORELHA UTILIZANDO O MÉTODO  
REFLEXIVO**

DO DISCENTE

VICTOR HUGO CELONI GNATKOVSKI

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no dia 20 de abril de 2021 ao Curso Superior de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Campo Mourão. O discente foi arguido pela Comissão Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a comissão considerou o trabalho **aprovado com alterações**.

---

Prof.. Me. Lucas Ricken Garcia  
UTFPR

---

Prof. Dr. Márcio Rodrigues da Cunha  
UTFPR

---

Prof. Dr. André Luiz Regis Monteiro  
UTFPR

## RESUMO

O oxímetro de pulso é um equipamento médico utilizado para monitoramento da saturação de oxigênio no sangue ( $SpO_2$ ) utilizando a técnica de fotopletismografia. A maioria dos oxímetros são projetados para serem utilizados em regiões periféricas como dedo ou lóbulo da orelha. Porém, estes locais estão sujeitos a problemas externos que podem acarretar em ruídos e imprecisões. Em tentativa de sobrepor estes problemas, foi projetado um protótipo de oxímetro de método reflexivo para utilização na concha da orelha como local alternativo para medição da saturação de oxigênio. O protótipo foi desenvolvido com a utilização do sensor MAX30100 e do microcontrolador ESP8266 e os testes foram realizados em comparação com um oxímetro comercial. Os resultados indicaram que a concha da orelha pode ser uma alternativa viável para obtenção da saturação de oxigênio.

**Palavras-chave:** fotopletismografia; batimento cardíaco; MAX30100; ESP8266; concha auricular.

## ABSTRACT

The pulse oximeter is a medical device used to monitor blood oxygen saturation ( $SpO_2$ ) using the photoplethysmography technique. Most oximeters are designed to be used in peripheral regions such as a finger or earlobe. However, these locations are subject to external problems that can result in noise and inaccuracies. In an attempt to overcome these problems, a reflective method oximeter prototype was designed for use in the ear shell as an alternative site for measuring oxygen saturation. The prototype was developed using the MAX30100 sensor and the ESP8266 microcontroller and the tests were carried out in comparison with a commercial oximeter. The results indicated that the ear concha may be a viable alternative for obtaining oxygen saturation.

**Keywords:** photoplethysmograph; heart rate; MAX30100; ESP8266; ear concha.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Oxímetro de Pulso Portátil .....	8
FIGURA 2	– Estrutura do Coração Humano e o Fluxo do Sangue .....	12
FIGURA 3	– Eventos do ciclo cardíaco .....	13
FIGURA 4	– Sistema circulatório e a porcentagem de sangue .....	14
FIGURA 5	– Circulação da Pele .....	15
FIGURA 6	– Demonstração da forma de onda fotopletismográfica .....	16
FIGURA 7	– Espectro de absorção e a relação entre o coeficiente de extinção com a variação do comprimento de onda .....	17
FIGURA 8	– Curva de calibração utilizando a razão R do modelo empírico e de Beer- Lambert .....	18
FIGURA 9	– Métodos fotopletismográficos, utilizados na oximetria .....	18
FIGURA 10	– Diagrama de blocos do Oxímetro .....	21
FIGURA 11	– Orelha humana .....	23
FIGURA 12	– Módulo MAX30100 .....	24
FIGURA 13	– Diagrama de bloco do sistema .....	25
FIGURA 14	– Módulo <i>WiFi</i> ESP8266 NodeMCU ESP-12E .....	26
FIGURA 15	– Fluxograma bibliotecas .....	27
FIGURA 16	– Estrutura geral do projeto .....	28
FIGURA 17	– Diagrama de blocos do protótipo .....	29
FIGURA 18	– Esquemático do projeto .....	29
FIGURA 19	– Posicionamento do sensor e interface Blynk .....	30
FIGURA 20	– Sinal fotopletismográfico do dedo indicador e orelha .....	32

## LISTA DE SIGLAS

AC	Componente Alternada
ADC	Conversor analógico digital
CHb	Concentração de desoxi-hemoglobina
<i>CHbO<sub>2</sub></i>	Concentração de oxi-hemoglobina
DC	Componente Contínua
FC	Frequência Cardíaca
FIFO	Primeiro a entrar, primeiro a sair
Fc	Frequência de corte
Hb	Desoxi-hemoglobina
<i>HbO<sub>2</sub></i>	Oxi-hemoglobina
I2C	Circuito inter-integrado
IIR	Resposta impulsional infinita
IoT	Internet das coisas
LED	Diodo emissor de luz
PPG	Fotopletismografia
SAR	Registrador de aproximação sucessiva
<i>S pO<sub>2</sub></i>	Saturação periférica de oxigênio
TCP/IP	Protocolo de Controle de Transmissão/Protocolo de Internet

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>8</b>
1.1 OBJETIVOS .....	9
1.1.1 Objetivo Geral .....	9
1.1.2 Objetivos Específicos .....	9
1.2 JUSTIFICATIVA .....	9
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>11</b>
2.1 SISTEMA CIRCULATORIO .....	11
2.1.1 O Coração .....	11
2.1.2 Ritmo cardíaco .....	12
2.1.3 O Sangue .....	13
2.1.4 Fluxo sanguíneo .....	13
2.2 ESPECTROFOTOMETRIA .....	14
2.2.1 Fotopletismografia (PPG) .....	15
2.3 OXÍMETRO .....	15
2.3.1 História da Oximetria .....	16
2.3.2 Medição do $S pO_2$ .....	17
<b>3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO</b> .....	<b>21</b>
3.1 DISCRIMINAÇÃO DO <i>HARDWARE</i> .....	22
3.1.1 MAX30100 .....	23
3.1.2 ESP8266 .....	26
3.2 DISCRIMINAÇÃO DE <i>SOFTWARE</i> .....	26
3.2.1 Bibliotecas .....	27
3.2.2 Código de implementação .....	27
3.3 ESTRUTURA GERAL .....	28
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>30</b>
4.1 TESTES .....	30
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>33</b>
5.1 TRABALHOS FUTUROS .....	34
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>35</b>



## 1 INTRODUÇÃO

O oxímetro, que mede a saturação periférica de oxigênio ( $SpO_2$ ), tornou-se um equipamento imprescindível aos profissionais da saúde. Alguns destes equipamentos permitem, também, a leitura da frequência cardíaca (FC). O resultado da medição é apresentado em um visor de fácil leitura, possui modo de monitoramento contínuo e pode rapidamente detectar as variações súbitas dos níveis de oxigenação do sangue (BARKER, 2006; CHAN *et al.*, 2013). A Figura 1 apresenta um oxímetro de pulso comercial.

**Figura 1: Oxímetro de pulso portátil.**



**Fonte: ALFRM, (2012)**

A oximetria revolucionou a medicina moderna com a capacidade de monitoramento instantâneo e de fácil acesso. Os oxímetros são tão amplamente utilizados nos hospitais que até são chamados de quinto sinal vital (MOWER *et al.*, 1997). Oxímetros e eletrocardiogramas cabem na palma da mão e trazem o benefício da comodidade e podem até mostrar o resultado de forma imediata e não-invasiva (CHAN *et al.*, 2013).

A oximetria utiliza de uma técnica chamada de espectrofotometria que consiste na medição da absorção da luz por soluções. Com a Lei de Beer-Lambert, onde a absorbância

é diretamente proporcional à concentração da espécie absorvente, é possível distinguir e diferenciar a concentração de oxigênio no sangue, utilizando comumente duas faixas do espectros de luz: a luz vermelha e a infravermelha (HARRIS, 2003).

Este trabalho teve o propósito de desenvolver um oxímetro com sensor de orelha e estudar posições e maneiras corretas de medir a saturação de oxigênio.

## 1.1 OBJETIVOS

Nesta seção serão apresentados os objetivos gerais e específicos a serem realizados.

### 1.1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um protótipo de oxímetro utilizando o método reflexivo para analisar a saturação de oxigênio na região auricular, visando a fidelidade do sinal e baixo ruído externo.

### 1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os tópicos a seguir apresentam os objetivos específicos a serem realizados.

- Desenvolver um circuito de oxímetro com sensor de orelha que adquira os sinais com uma margem de erro próxima dos oxímetros comerciais;
- Avaliar maneiras eficazes de se utilizar o oxímetro reflexivo;
- Avaliar a eficiência do uso do oxímetro na região da concha;
- Realizar um comparativo com outro oxímetro comercial;
- Validar dos resultados utilizando o método de aquisição proposto.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

Atualmente, o oxímetro é empregado em diversas áreas da medicina, como na anestesiologia, no tratamento neonatal, em unidades de tratamento intensivo, no pós-operatório, no transporte interno e externo de pacientes (dentro e fora do hospital), em internações domiciliares e em laboratórios de diagnósticos e tem-se propagado o uso da saturação de oxigênio como quinto sinal vital, estabelecendo sua utilidade mais que necessária na assistência médica (BARKER, 2006; MOWER *et al.*, 1997).

Os oxímetros atuais possuem uma acurácia de aproximadamente  $\pm 2\%$  na medição da saturação do oxigênio. Porém essa medida pode variar de acordo com fatores externos como o esmalte nas unhas, unhas postiças, mãos frias, anemia e a cor da pele. Ademais, a movimentação exagerada dificulta a aquisição do sinal e a presença de monóxido de carbono no sangue, comum em fumantes, pode gerar resultados errôneos. (CHAN *et al.*, 2013; MENDES *et al.*, 2010).

Uma solução para alguns desses problemas é o uso do oxímetro na orelha que visa reduzir as variáveis de erro. Desta forma, este trabalho adequou a possibilidade de se utilizar os sensores na região da concha auricular.

É de suma importância que os aparelhos médicos também possuam uma fidelidade e confiabilidade em suas medidas. Portanto o desenvolvimento de oxímetros que visam reduzir as problemáticas é um ponto crucial para a segurança e bem-estar dos pacientes. O método reflexivo foi escolhido por sua baixa influência de ruídos externos e por sua rapidez na detecção da variação da saturação de oxigênio, como constatado por Jubran (2012). O desenvolvimento deste projeto ampliou o conhecimento na área médica e pode colaborar com a criação, aprimoramento e uso de novos oxímetros de orelha.

Além disso, a anatomia do canal auditivo externo forneceria uma ancoragem natural para o sensor. Embora a mesma hipótese tenha sido aplicada no desenvolvimento de oxímetros por método transmissivo pela empresa Masimo, o canal auditivo não foi completamente explorado para medições de  $S pO_2$  pelo método reflexivo como constatado por Budidha (2017).

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O oxímetro é uma ferramenta multidisciplinar, levando seus princípios da físico-química, para a eletrônica e medicina. Sendo assim, para estudar seu funcionamento faz-se necessário compreender o básico do sistema circulatório, a espectrofotometria, fotopletismografia e sua estrutura eletrônica.

### 2.1 SISTEMA CIRCULATÓRIO

O sistema circulatório é uma vasta cadeia de órgãos e vasos sanguíneos que são responsáveis pelo transporte de sangue, oxigênio, nutrientes, hormônios e gases de uma célula para outra. Também conhecido como sistema cardiovascular, ele é constituído em maior parte pelo coração e vasos sanguíneos, incluindo também a circulação pulmonar, responsável pela oxigenação do sangue e a circulação sistêmica, que provê sangue oxigenado para o resto do corpo (HALL, 2017).

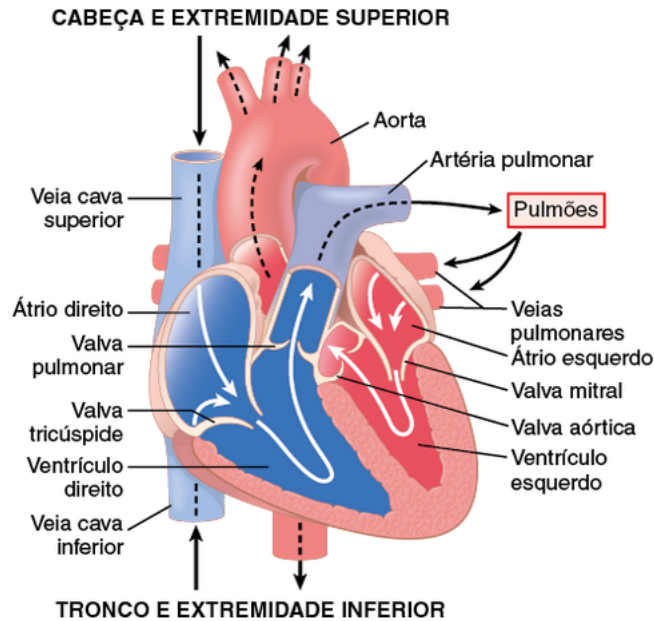
#### 2.1.1 O CORAÇÃO

O coração é um órgão muscular formado por duas bombas distintas, cada bomba formada por um átrio e um ventrículo. A parte esquerda do coração é responsável por bombear o sangue que sai do pulmão para as outras partes do corpo e a parte direita bombeia o sangue para os pulmões, formando assim um sistema contínuo.

Os ventrículos são chamados de bombas de força, pois se contraem com grande força para bombear o sangue ou para os pulmões ou para a circulação sistêmica. Já os átrios forçam a passagem do sangue para os ventrículos antes que a contração ventricular ocorra.

Dentro do coração, como pode ser observado na Figura 2, existem quatro válvulas que impedem que o sangue flua para a direção errada, duas delas são válvulas de entrada para os ventrículos (válvulas atrioventriculares) e outras duas de saída para os mesmos ventrículos (válvulas semilunares) (HALL, 2017).

**Figura 2: Estrutura do coração humano e o fluxo do sangue.**



Fonte: Hall (2017)

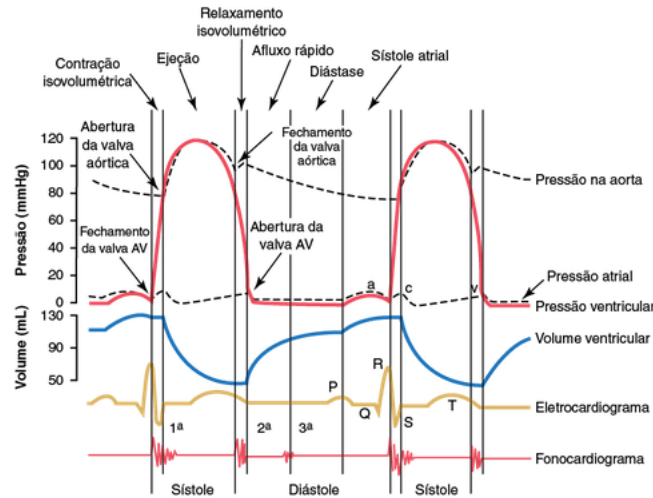
### 2.1.2 RÍTMO CARDÍACO

O músculo cardíaco, diferente do músculo esquelético, é adaptado para a ação de bombear o sangue, sendo seu potencial de ação cerca de dez vezes maior que o potencial de ação de outros músculos. Suas fibras são interconectadas, permitindo assim que o potencial de ação seja propagado de maneira rápida e uniforme por toda sua extensão.

Para determinar o ritmo cardíaco, o coração possui um sistema de Nodos localizados numa pequena área da parede superior do átrio direito. São chamados de nodo sinoatrial (nodo SA) e nodo atrioventricular (nodo AV). O nodo sinoatrial funciona como um marcapasso do coração, dado que seus impulsos são propagados para todo o coração, atingindo primeiramente os átrios, provocando sua contração, logo então o nodo AV, o qual retarda o impulso por poucos centésimos de segundos que é posteriormente propagado para o sistema de Purkinje (HALL, 2017).

O ciclo cardíaco, apresentado na Figura 3, corresponde a uma sequência de eventos realizados no coração que tratam de toda sua funcionalidade. Oxímetros, em adição à saturação de oxigênio, possuem a capacidade de medir o ritmo cardíaco do usuário através do LED infravermelho (HALL, 2017; CHAN *et al.*, 2013).

**Figura 3: Eventos do ciclo cardíaco.**



**Fonte: Hall (2017)**

### 2.1.3 O SANGUE

O sangue é constituído de leucócitos, responsáveis pela remoção de partículas estranhas, e hemácias, responsáveis pela cor vermelha do sangue, suspensos em um líquido chamado plasma (MACEY, 1991).

O sangue é responsável por muitas funções, como o transporte de nutriente, hormônios e entre elas o transporte do oxigênio pela hemoglobina, situada nas hemácias. Quando o sangue é oxigenado nos pulmões, uma pequena parcela de oxigênio fica arranjado no plasma e nos glóbulos vermelhos, quantidade considerada sessenta vezes menor que na hemoglobina (HALL, 2017).

### 2.1.4 FLUXO SANGUÍNEO

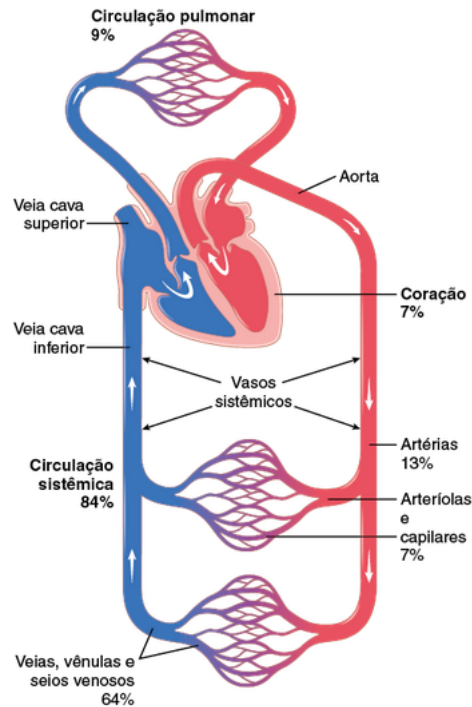
A circulação pulmonar possui a função de transportar o sangue não oxigenado para os capilares pulmonares onde ele será oxigenado e enviado para o coração para que se repita o ciclo do sistema circulatório, como na Figura 4.

O sangue não oxigenado é transportado do ventrículo direito até a artéria pulmonar onde então flui para os capilares pulmonares, oxigena-se nos alvéolos, retorna para as veias pulmonares e por fim atinge o átrio esquerdo do coração.

Na circulação sistêmica o fluxo sanguíneo pelos tecidos é chamado de auto-regulado, o que significa um ajuste automático do fluxo, determinado pela necessidade de nutrientes ou

por outros fatores.

**Figura 4: Sistema circulatório e a porcentagem de sangue nas localizações.**



**Fonte: Hall (2017)**

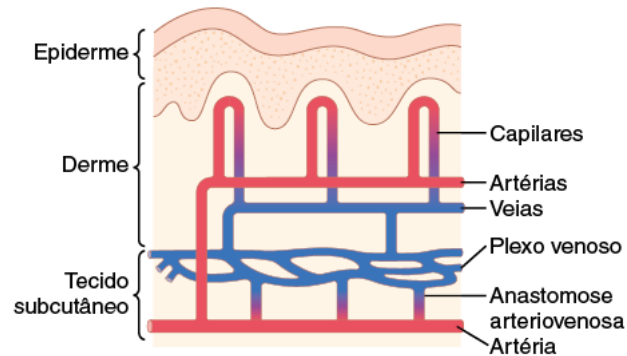
A necessidade de oxigênio é considerada a mais potente para a auto-regulação, entretanto, a pele possui uma necessidade diferente além da nutrição, a regulação da temperatura. A circulação sanguínea nas mãos, pés e orelhas é diferente quanto às outras partes do corpo, pois possuem vasos chamados anastomoses arteriovenosas, que conectam as artérias às veias, como pode ser observado na Figura 5. Desta forma, essas partes do corpo possuem um fluxo sanguíneo grande o suficiente para proteger o tecido de problemas com a temperatura (HALL, 2017).

## 2.2 ESPECTROFOTOMETRIA

A espectrofotometria é uma técnica que utiliza a luz para medir a concentração de qualquer espécie química. A partir desta técnica, foi possível desenvolver equipamentos que medem a saturação de oxigênio, como o oxímetro.

A técnica de espectrofotometria consiste em aplicar a lei de Beer-Lambert, a qual estabelece que a absorvância é diretamente proporcional à concentração da solução em análise, como pode ser observado em (1), sendo a absorvância ( $A$ ), a concentração da amostra ( $c$ ), absorvidade molar ( $\epsilon$ ) e o caminho óptico ( $b$ ). A fração de luz absorvida está relacionada

**Figura 5: Circulação da pele.**



**Fonte: Hall (2017)**

logaritmicamente com a concentração da amostra, sendo  $P_0$  a energia radiante incidente e  $P$  a energia radiante que sai da amostra (HARRIS, 2003).

$$A = \epsilon bc = \log_{10} \frac{P_0}{P} \quad (1)$$

### 2.2.1 FOTOPLETISMOGRAFIA (PPG)

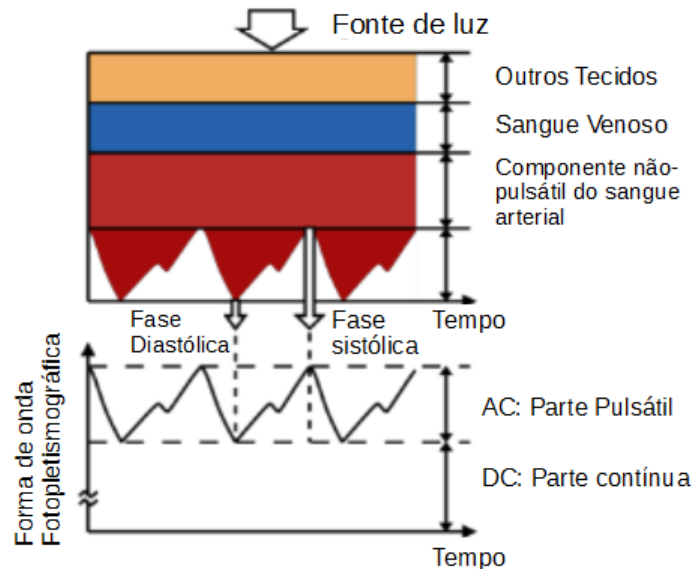
A luz, quando atravessa o tecido biológico pode ser absorvida por diversas outras substâncias, como o sangue arterial e venoso, a melanina e osso, conforme mostra a Figura 6. A fotopletismografia é uma técnica que é capaz de medir a variação do volume sanguíneo em diferentes partes do corpo utilizando uma fonte de luz infravermelha e um fotossensor. Esta técnica mede a absorção da luz através da reflexão ou transmissão do sangue, sendo assim, capaz de medir a frequência cardíaca e com o auxílio de uma luz vermelha, a possibilidade de medir a saturação de oxigênio (REISNER *et al.*, 2008).

### 2.3 OXÍMETRO

O oxímetro é baseado no princípio de que a oxi-hemoglobina ( $HbO_2$ ) absorve mais luz infravermelha do que a hemoglobina não oxigenada (Hb). Em condições favoráveis, o oxímetro é capaz de determinar a saturação de oxigênio observando as mudanças na absorção da luz, transmitida com o tempo. Neste capítulo será apresentada a história da oximetria e seu funcionamento detalhado, demonstrando a técnica da espectrofotometria e da fotopletismografia (CHAN *et al.*, 2013).



**Figura 6: Demonstração da forma de onda fotopletoisomográfica (PPG) e a variação na atenuação da luz pelo tecido.**



**Fonte: Adaptado de Tamura *et al.* (2014)**

### 2.3.1 HISTÓRIA DA OXIMETRIA

A oximetria teve seu início no começo da década de 30, quando Alemães pesquisaram a transmissão de luz sobre a pele humana utilizando espectrofotômetros. Em 1934, um investigador reportou a medida da saturação de oxigênio do sangue em animais.

O termo oxímetro foi observado na época da segunda guerra mundial, quando era necessário monitorar o oxigênio dos pilotos de avião. Após diversas modificações, em meados da década de 70, Hewlett Packard desenvolveu um oxímetro de orelha que se utilizava de oito comprimentos de onda, extremamente robusto e pesado, porém, um método não-invasivo de monitorar a oxigenação arterial (BARKER, 2006).

Mais tarde, a Biox Corporation desenvolveu um oxímetro de pulso que utilizava apenas dois comprimentos de onda, onde também introduziram o uso de Diodos emissores de luz (LED) e após alguns anos o aparelho foi aprimorado (BARKER, 2006).

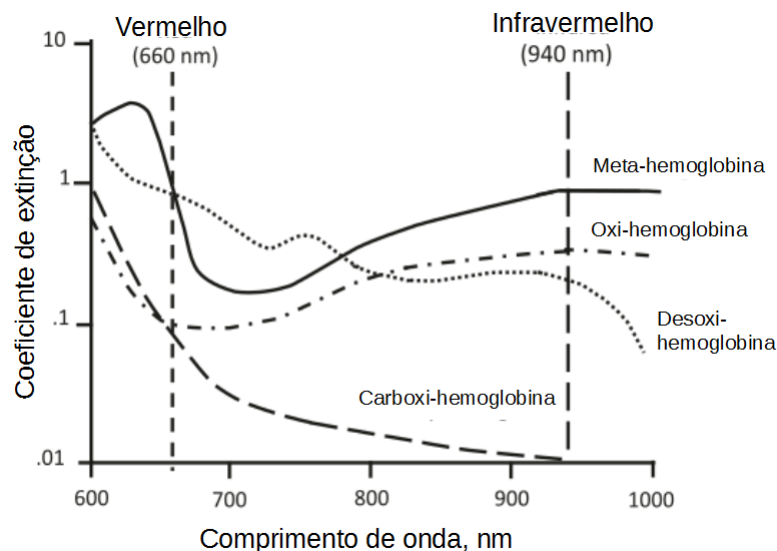
Atualmente existem diversos oxímetros no mercado, portáteis, com transmissão de sinal *bluetooth*, de baixo consumo e custo, que monitoram a frequência cardíaca (MARTINS, 2010).

### 2.3.2 MEDIÇÃO DO $SpO_2$

Para realizar a medição do  $SpO_2$ , o oxímetro utiliza comumente duas fontes luminosas, uma vermelha e uma infravermelha. Isso ocorre porque a oxi-hemoglobina absorve mais a luz infravermelha e permite que a luz vermelha passe, enquanto, a desoxi-hemoglobina absorve mais luz vermelha e permite que a luz infravermelha passe com mais facilidade. Como pode ser observado na Figura 7, para se obter melhor desempenho a faixa de comprimento de onda infravermelho que é utilizada é de aproximadamente 940 nm e a faixa de comprimento de onda vermelho é de aproximadamente 660 nm. É possível verificar que em, aproximadamente, 800 nm existe um ponto isobéptico, onde ambas as soluções possuem a mesma absorção.

Vale ressaltar também que a hemoglobina pode ser associada ao gás carbônico (carboxi-hemoglobina), cujo comprimento de onda relacionado pode ser observado na Figura 7, sendo o mesmo que a oxi-hemoglobina e com o ferro (meta-hemoglobina) que possui o mesmo comprimento de onda que a desoxi-hemoglobina, podendo gerar falsas medições na saturação de oxigênio (CHAN *et al.*, 2013).

**Figura 7: Espectro de absorção e a relação entre o coeficiente de extinção com a variação do comprimento de onda.**



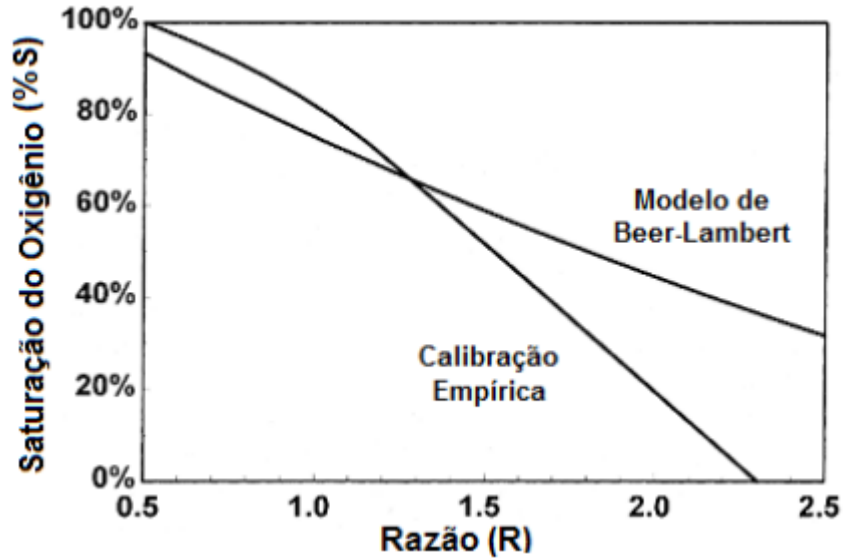
**Fonte: Adaptado de Chan *et al.* (2013)**

Utilizando a técnica da fotopletismografia é possível observar a variação pulsátil do sangue arterial, sendo que por meio do fotosensor, é a única componente alternada (AC) do sinal. Os tecidos, o sangue venoso e sangue arterial não pulsátil possuem características contínuas (DC) quando em meio ao sinal obtido pela transmissão ou reflexão da luz.

No oxímetro, quando a transmissão ou reflexão dos sinais vermelho e infravermelho

chegam até o fotossensor, calcula-se uma razão entre o sinal vermelho e o infravermelho. Essa razão então é comparada à valores empíricos da tabela de calibração, como na Figura 8.

**Figura 8: Curva de calibração utilizando a razão R do modelo empírico e de Beer-Lambert.**



Fonte: DAMIANI (2010)

Existem dois métodos de fotopletismografia, a reflexiva e a transmissiva, dispostos como na Figura 9.

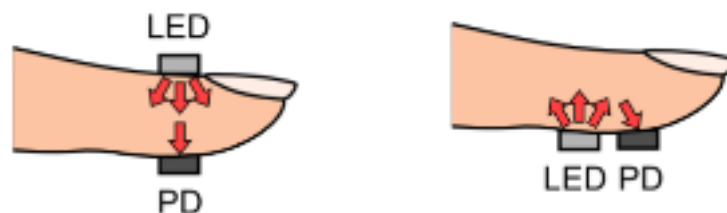
O método transmissivo utiliza o princípio de que a luz emitida pelo LED será transmitida até o fotorreceptor que é posicionado no lado oposto do local. Logo, a luz emitida será parcialmente absorvida pelos tecidos e captada pelo fotorreceptor.

O método reflexivo se baseia na reflexão da luz, que quando emitida será refletida pelos tecidos e analisada pelo fotorreceptor que se localiza no mesmo local do LED.

**Figura 9: Métodos fotopletismográficos, utilizados na oximetria.**

(a) Transmissivo

(b) Reflexivo



Fonte: Tamura *et al.* (2014)

Para o cálculo da saturação de oxigênio utiliza-se uma razão entre a concentração total de oxi-hemoglobina com a soma da concentração total de oxi-hemoglobina com o total da concentração de hemoglobina, conforme (2) (MARTINS, 2010).

$$S O_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \quad (2)$$

Sendo:  $C_{HbO_2}$  - Concentração de oxi-hemoglobina;  $C_{Hb}$  - Concentração de desoxi-hemoglobina.

Definido os termos e prosseguindo para a obtenção da saturação, manipulações matemáticas são necessárias. Utilizando a lei de Beer-Lambert, mencionada no capítulo anterior, é possível calcular a saturação de oxigênio no sangue.

Em Harris (2003), Beer estabelece que a equação (1), considerando que  $A$  e  $\epsilon$  dependem do comprimento de onda da luz, pode ser reescrita conforme (3).

$$A_\lambda = \epsilon_\lambda bc \quad (3)$$

Portanto, pode-se reescrever as fórmulas utilizando o comprimento de onda desejado. Para isso será utilizado  $\lambda_1$  para o primeiro comprimento de onda e  $\lambda_2$  para o segundo comprimento de onda. As equações (4) e (5) apresentam estas expressões, respectivamente.

Para  $\lambda_1$ ,

$$P_1 = P_{01} 10^{-(\alpha_{o1} C_{HbO_2} + \alpha_{r1} C_{Hb})} \quad (4)$$

Para  $\lambda_2$ ,

$$P_2 = P_{02} 10^{-(\alpha_{o2} C_{HbO_2} + \alpha_{r2} C_{Hb})} \quad (5)$$

Onde:

$\alpha_{on}$  é o coeficiente de absorção de  $HbO_2$  no comprimento de onda  $\lambda_n$ .

$\alpha_{rn}$  é o coeficiente de absorção de  $Hb$  no comprimento de onda  $\lambda_n$ .

Por meio destas equações pode-se definir uma razão entre a luz vermelha e infravermelha transmitida pelo sangue. A equação (6), evidencia esta razão.

$$R = \frac{\log_{10}\left(\frac{P_1}{P_{01}}\right)}{\log_{10}\left(\frac{P_2}{P_{02}}\right)} \quad (6)$$

Após aquisição dos dados e do cálculo da razão da equação (6), o oxímetro é calibrado utilizando tabelas chamadas de *look-up*, como na Figura 8, pois o modelo de Beer-Lambert possui falhas devido à concentração de soluções (HARRIS, 2003).

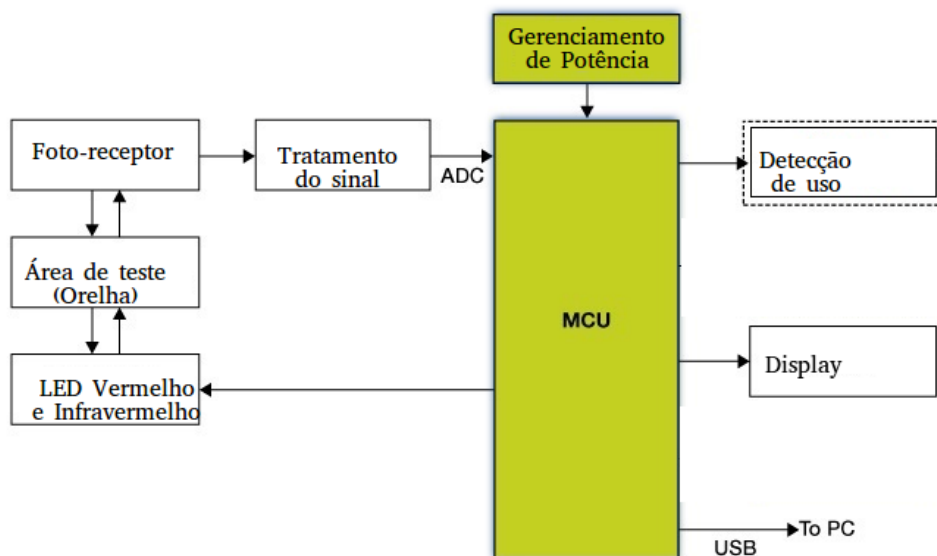
### 3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Este capítulo contém todas as informações do projeto, desde o módulo utilizado para obtenção dos sinais como o aplicativo para visualização dos dados. São detalhados os principais aspectos para desenvolvimento de um oxímetro de pulso, sua medição e lógicas de programação.

Para realizar o trabalho foi necessário o estudo teórico do oxímetro, ampla análise das tecnologias, programação, desenvolvimento do protótipo e testes. Para produção do protótipo e realização dos testes, utilizou-se o uso de um computador, um celular e equipamentos de eletrônica em geral como ferro de solda, fonte de tensão e proto-board.

O projeto do oxímetro consistiu no desenvolvimento do protótipo e de sua programação e para este desenvolvimento foi utilizado como base o diagrama de blocos da Figura 10:

**Figura 10: Diagrama de blocos do oxímetro.**



**Fonte: Adaptado de NXP (2018)**

Para o microcontrolador foi utilizado ESP8266 com nodeMCU, que pode ser encontrado com facilidade e possui um custo baixo para constituir o projeto com conexão Wi-fi. Uma possibilidade de substituição seria por um SMT32 que leva consigo uma capacidade de processamento superior.

Para o sensor foi utilizado um módulo chamado MAX30100, um sistema completo para soluções em oximetria de pulso, que possui um fotorreceptor, tratamento do sinal e dois LEDs, um vermelho de comprimento de onda 660 nm e outro infravermelho de comprimento de onda 880 nm (MAXIM, 2014).

O sinal obtido pelo módulo é enviado para o microcontrolador e então analisado pelo *software* que foi visualizado pelo monitor serial do *software* Arduino e pelo aplicativo Blynk.

Com o circuito completo, foi realizado a fase de testes do oxímetro utilizando como referência um oxímetro comercial da marca MedicalSystem modelo LY-L5 aprovado pela ANVISA (Registro ANVISA: 81334699002). O teste foi elaborado utilizando a aquisição de dados do aplicativo Blynk. Os sinais de batimentos e de saturação de oxigênio foram armazenados para avaliação.

Os testes foram realizados utilizando a máxima resolução do ADC (16-bits) de 100 amostras por segundo e largura de pulso dos LEDs de 1600 us visando a qualidade do sinal. As amostras foram retiradas de uma única pessoa e comparadas com um oxímetro de pulso comercial. Para efetuar a comparação de maneira eficiente, foi registrado uma aquisição a cada 30 segundos, com o intuito de gerar maior variação entre a frequência cardíaca e a saturação de oxigênio do usuário, totalizando 10 aquisições, utilizando como base o método de teste de Bland-Altman para comparação (ALTMAN; BLAND, 1983).

Foram executados as correções e melhorias necessárias para completar o teste na área da concha da orelha, como indicados na Figura 11.

Por fim, obteve-se os dados do teste que foram analisados e comparados para elaboração da conclusão do projeto.

### 3.1 DISCRIMINAÇÃO DO *HARDWARE*

Para realizar a medição da saturação de oxigênio foi utilizado o módulo MAX30100 em conjunto com o ESP8266 NodeMCU. Dois elementos de *hardware* que possibilitam a intercomunicação por I2C (circuito inter-integrado) e a comunicação via *WiFi* para computadores e celulares.

**Figura 11: Orelha humana.**



**Fonte: Adaptado de Varella (2016)**

### 3.1.1 MAX30100

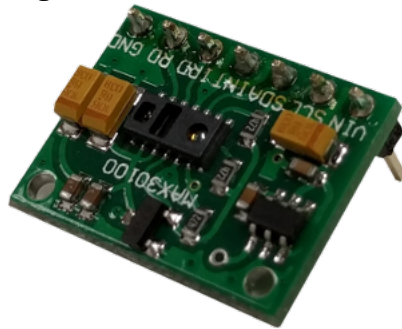
O MAX30100 é uma solução integrada para oximetria de pulso e batimentos cardíacos. Possui dois LEDs, um foto-receptor e um processamento de sinais analógico de baixo ruído, operando em 1,8 V e 3,3 V. Seus maiores benefícios e características são:

- Solução completa para oximetria e batimentos cardíacos;
- Baixo consumo em operação;
- Fácil configuração da corrente dos LEDs e do *driver*;
- Cancelamento do ruído de luz externa integrado;
- Alta capacidade e configuração da captação de amostras por segundo;
- Tamanho de apenas 5,6 mm x 2,8 mm x 1,2 mm.

Existe um vasto comércio de módulos possuindo o MAX30100 ou um de seus substitutos como o MAX30102 que estão preparados com os componentes (resistores de *pull-up*, barra de pinos, capacitores de entrada e reguladores de tensão) necessários para o uso em microcontroladores. Foi utilizado, como forma de facilitar o protótipo, o módulo comercial da Figura 12, tendo em vista seu baixo custo e facilidade de operação.



**Figura 12: Módulo MAX30100.**



**Fonte: UPM (2018)**

Pode-se dividir este circuito integrado da Figura ?? em algumas partes de interesse. Os LEDs, vermelho e infravermelho de comprimento de onda 660 nm e 880 nm respectivamente, são conectados por um modulador, chamado de LED DRIVER, que pode ser programado para atuar em uma largura de pulso de 200  $\mu$ s até 1,6 ms para melhorar a acurácia e consumo de energia.

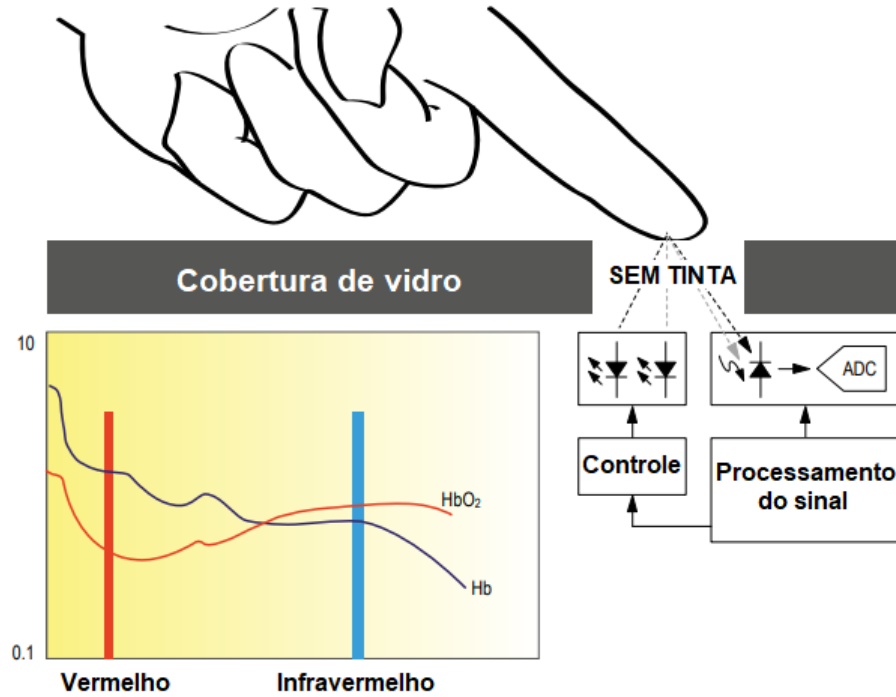
O sinal de luz transmitido pelos LEDs, quando posicionados apropriadamente para medição da saturação de oxigênio, são refletidos pelos tecidos e sangue e então recebidos pelo fotorreceptor que envia para o conversor analógico digital chamado de ADC (conversor analógico digital). Este processo pode ser compreendido pela Figura 13.

O conversor utiliza a tecnologia de DELTA-SIGMA, que possui uma grande vantagem de resolução e redução de ruído. Diferente do modelo SAR (registrador de aproximação sucessiva), que captura o sinal e o analisa para determinar o código digital correspondente, onde cada conversão captura o nível de sinal naquele ponto no tempo, o modelo DELTA-SIGMA retira amostras do sinal de entrada continuamente e depois de um certo período de tempo o código digital do ADC corresponderá à uma média relativa do tempo. Podendo também ser programado para operar entre 50 Hz até 1 kHz com uma resolução de 13 até 16 *bits*.

Por questões de performance do sensor a captação de amostras por segundo em relação à largura de pulso do *driver* dos LEDs devem ser respeitados conforme a Tabela 1. Para obter a melhor resolução é necessário configurar para 100 amostras por segundo e largura de pulso de 1600  $\mu$ s, obtendo então, 16 *bits* de resolução do ADC para medição do  $SpO_2$ , onde cada amostra possui o tamanho de 4 *bytes*, sendo os primeiros dois para medidas do infravermelho e os últimos dois para o vermelho.

O MAX30100 também possui um filtro digital para rejeitar frequências de interferência de 50 Hz/60 Hz e baixas frequências de ruído residual do ambiente.

Figura 13: Diagrama de bloco do sistema.



Fonte: Adaptado de Maxim (2014)

Tabela 1: Tabela de performance e taxa de amostragem.

AMOSTRAS (por segundo)	Comprimento de pulso (µs)			
	200	400	800	1600
50	○	○	○	○
100	○	○	○	○
167	○	○	○	
200	○	○	○	
400	○	○		
600	○			
800	○			
1000	○			
<b>Resolução (bits)</b>	13	14	15	16

Fonte: Adaptado de Maxim (2014)

Para armazenar os dados e configurar os parâmetros via *software* ele conta com diversos registradores, como de STATUS, FIFO, CONFIGURATION, TEMPERATURE e

PART ID. Os mais importantes para análise são o *buffer* FIFO (primeiro a entrar, primeiro a sair), que consiste no armazenamento em fila dos dados obtidos pelo ADC e o registrador CONFIGURATION que possibilita a configuração dos LEDs, resolução do ADC e alteração do comprimento de pulso.

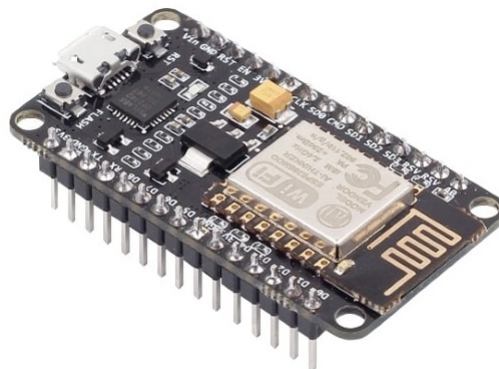
Os dados armazenados são então conectados via I2C para transferência dos dados, que são enviados para o ESP8266. Neste processo os dados dos LEDs vermelho e infravermelho estão preparados para serem analisados via *software*.

### 3.1.2 ESP8266

O ESP8266 é um dispositivo completo para soluções de rede *WiFi* de baixo custo. Este pequeno módulo permite o microcontrolador de *32-bits* conectar à redes *WiFi* e realizar conexões TCP/IP (protocolo de controle de transmissão/protocolo de internet). Pode ser aplicado em diversas plataformas de desenvolvimento de *software*, como o Arduino e por essa facilidade foi empregado neste projeto.

Comum em projeto de IoT (Internet das coisas), o ESP8266 em conjunto do NodeMCU, como apresentado na Figura 14, se torna uma ferramenta de fácil operação e programação, pois já possui incluso os componentes necessários para torná-lo operável.

**Figura 14: Módulo *WiFi* ESP8266 NodeMCU ESP-12E.**



**Fonte: AI-Thinker (2015)**

## 3.2 DISCRIMINAÇÃO DE *SOFTWARE*

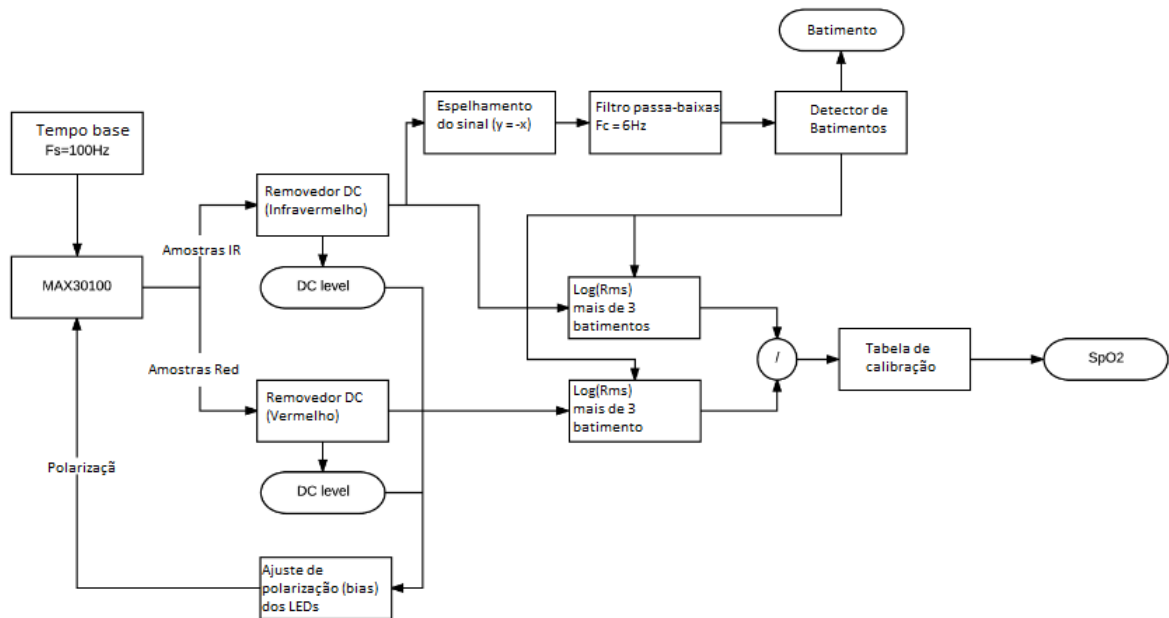
Os sinais adquiridos pelo sensor são enviados para os pinos do ESP8266, que são configurados via *software*. Para facilitar a implementação do projeto, foram utilizadas as bibliotecas disponibilizadas por OXullo (2018) que integram o MAX30100 com a plataforma Arduino.

### 3.2.1 BIBLIOTECAS

As bibliotecas criam a interface de comunicação entre o microcontrolador e o MAX30100, configuram os registradores para operação, aplicam filtros digitais e calculam o  $SpO_2$  como pode ser observado no diagrama de blocos da Figura 15.

Este processo conta com a utilização de um filtro IIR (Resposta impulsional infinita) para remoção dos níveis DC do sinal, um filtro *Butterworth* passa-baixas de  $F_c$  (frequência de corte) de 6 Hz para remover ruídos de alta frequência, da utilização dos cálculos logarítmicos previstos na equação (6) e da comparação com a tabela de calibração demonstrada na Figura 8.

**Figura 15: Fluxograma do processo de medição do  $SpO_2$  via *software*.**



**Fonte: Adaptado de OXullo (2018)**

### 3.2.2 CÓDIGO DE IMPLEMENTAÇÃO

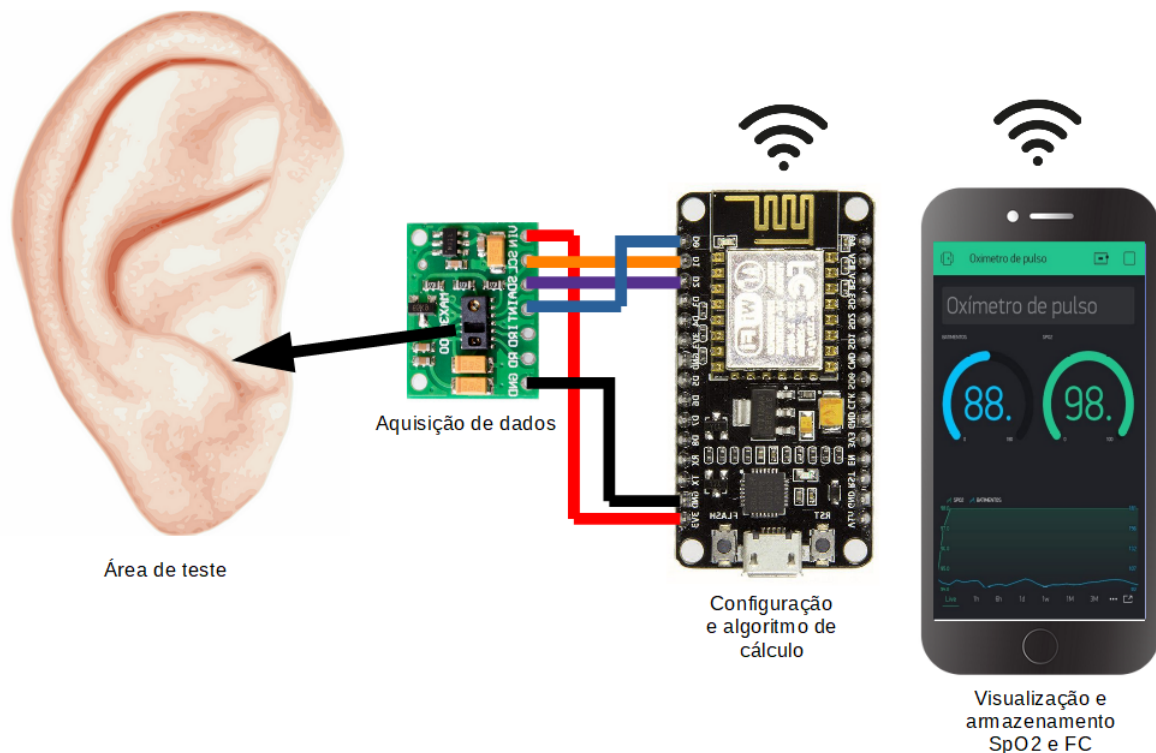
O código para obtenção e demonstração dos dados foi feito de maneira simples com o aproveitamento dos códigos já existentes na biblioteca do MAX30100 disponibilizada por OXullo (2018), alterando apenas os parâmetros de interesse, como a resolução do ADC, largura de pulso do *driver* e corrente dos LEDs. Foi também implementado o uso da interface do Blynk, aplicativo de plataforma IoT que pode se comunicar via *WiFi* com o ESP8266, salvando e gerenciando de forma intuitiva, a saturação de oxigênio e batimentos cardíacos obtidos.

### 3.3 ESTRUTURA GERAL

Com os códigos de programação implementados, os módulos ESP8266 e MAX30100 foram conectados de forma a facilitar o uso na região da concha da orelha, podendo ser observado na Figura 16. Os pinos utilizados do ESP8266 e MAX30100 respectivamente foram D0 para conexão com o pino INT, D1 para SCL, D2 para SCA, 3V3 para VIN e GND para GND.

A Figura 16 ilustra a comunicação *WiFi* entre os dispositivos ESP8266 e celular, a comunicação I2C entre ESP8266 e MAX30100 e a área de teste (concha auricular). Faz-se necessário compreender que o módulo MAX30100 é conectado por um cabo de 1 m de comprimento ao ESP8266, para facilitar a aproximação da área de teste.

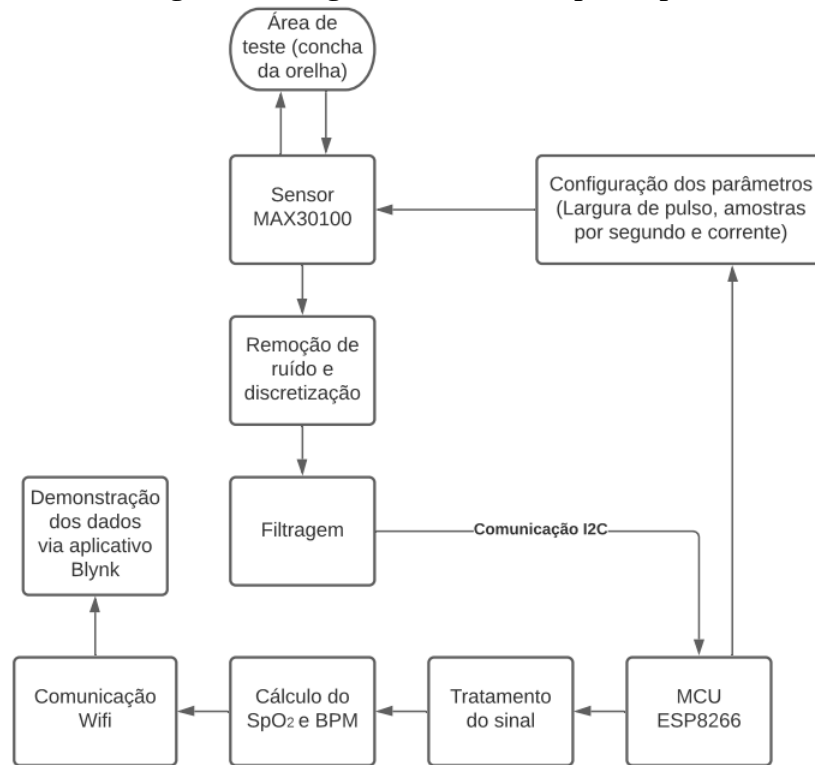
**Figura 16: Estrutura geral do projeto.**



**Fonte: Autoria própria (2021).**

O funcionamento geral do projeto pode ser descrito como no diagrama de blocos da Figura 17, representando a aquisição dos dados, o processamento do sinal, o cálculo de  $SpO_2$  e batimentos por minuto, a comunicação Wifi e a apresentação dos dados via aplicativo Blynk.

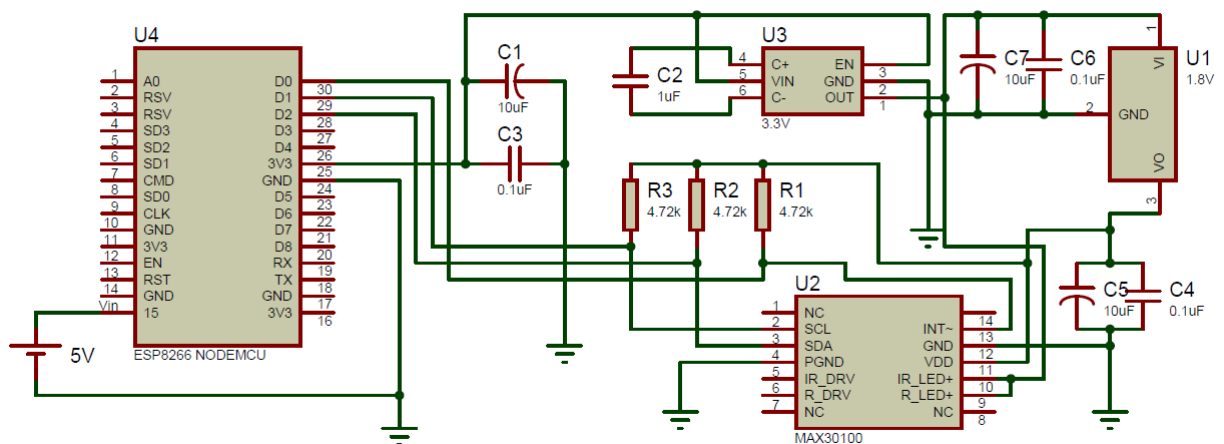
**Figura 17: Diagrama de blocos do protótipo.**



Fonte: Autoria própria (2021).

O esquemático do circuito é apresentado conforme a Figura 18. Para alimentação do circuito foi utilizado a porta USB do computador que fornece o necessário para sua operação. Para elaboração do esquemático foi utilizado o *software* ISIS Proteus.

**Figura 18: Esquemático do projeto.**



Fonte: Autoria própria (2021).

## 4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta a realização dos testes e discussão dos resultados obtidos. O intuito do teste foi verificar a eficácia da utilização do oxímetro de pulso usando o método reflexivo na área da concha da orelha e documentar os sinais obtidos.

### 4.1 TESTES

Para realizar o teste, foi posicionado cuidadosamente o protótipo próximo da concha da orelha com o sensor voltado para região do antitrago para aproveitar a maior perfusão como indicado na Figura 19a. Com o sensor repousado na região sem pressioná-lo para evitar vasoconstricção, o oxímetro comercial foi aplicado no dedo indicador e então os dados de ambos dispositivos foram gravados. Os dados do protótipo foram avaliados a partir do aplicativo Blynk da Figura 19b, que recebe os dados do ESP8266 e apresenta graficamente os batimentos cardíacos e a saturação de oxigênio.

**Figura 19: Posicionamento do sensor e interface Blynk.**  
 (a) Posicionamento do sensor (b) Aplicativo Blynk



Fonte: Autoria própria (2021).

**Tabela 2: Tabela de comparação de resultados**

Intervalo de aquisição	Oxímetro comercial (dedo indicador)		Protótipo (orelha)	
	$SpO_2$ (%)	FC (bpm)	$SpO_2$ (%)	FC (bpm)
1	97	72	96	72
2	96	73	96	73
3	96	76	95	70
4	97	76	96	69
5	97	74	96	72
6	98	77	96	77
7	98	78	96	78
8	98	78	99	77
9	98	76	98	82
10	98	76	98	70
Média	<b>97,3</b>	<b>75,6</b>	<b>96,3</b>	<b>74</b>
Desvio padrão	<b>±0,8</b>	<b>±2</b>	<b>±1,3</b>	<b>±4,3</b>

**Fonte: Autoria própria (2021).**

É possível relatar o baixo desvio padrão e a proximidade dos valores de saturação de oxigênio entre o oxímetro comercial e o protótipo. Entretanto a medida de frequência cardíaca do protótipo apresentou um desvio padrão elevado, podendo ser relacionado à baixa perfusão constatada pelo sinal de baixa amplitude da Figura 20b.

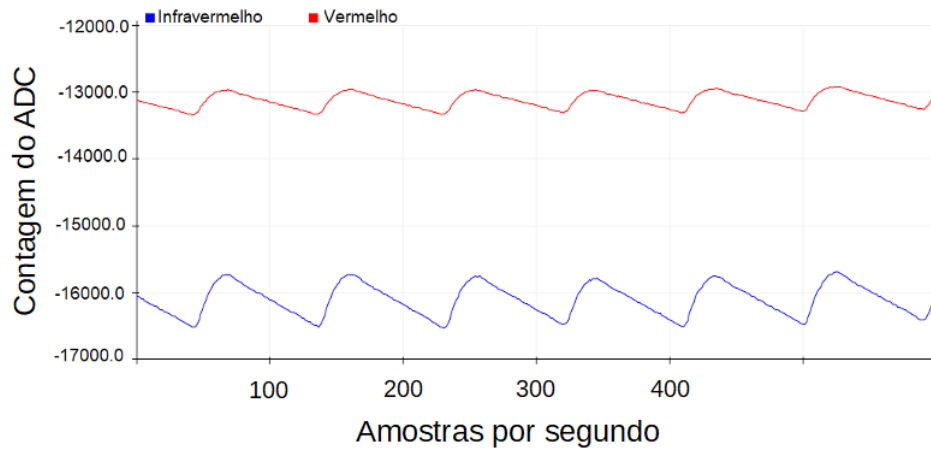
Obteve-se sinais PPG de boa qualidade a partir da utilização do protótipo no dedo. A Figura 20a e a Figura 20b demonstram os sinais vermelho e infravermelho obtidos de forma não-simultânea usando o sensor no dedo e orelha. Embora a amplitude dos PPGs obtidos a partir da orelha serem ligeiramente menores do que o do dedo, a  $SpO_2$  da Tabela 2 apresenta boa correlação. Ambos os dados foram obtidos via porta serial e apresentados na plataforma Arduino.

Os sinais fotopleletismográficos demonstram a diferença entre a vascularização do dedo em relação com a orelha o que gera uma grande dificuldade em obtenção de um sinal visualmente semelhante.

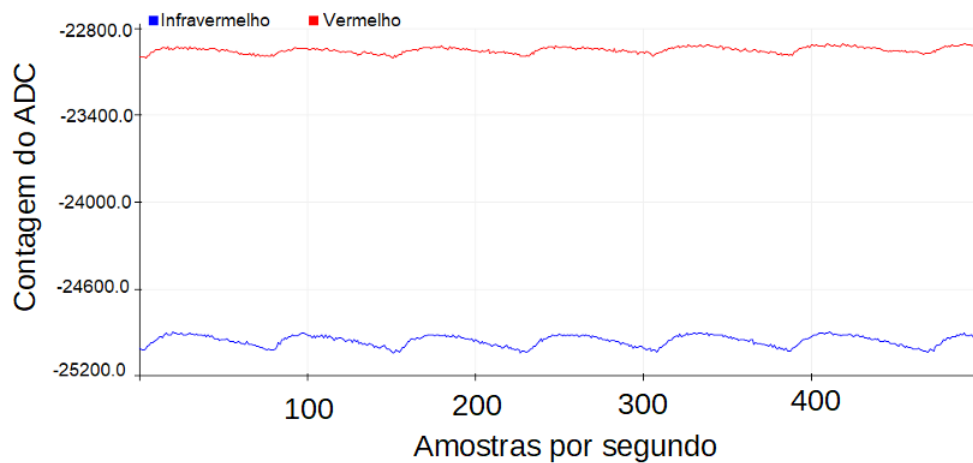


**Figura 20: Sinal fotopletismográfico do dedo indicador e orelha.**

(a) PPG do protótipo aplicado ao dedo indicador



(b) PPG do protótipo aplicado à concha da orelha

**Fonte: Autoria própria (2021).**

Os dados foram calibrados utilizando a curva de calibração da Figura 8 que apresenta valores empíricos e que para melhor calibração seria necessário aplicar à um simulador de oxímetro de pulso.

## 5 CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um protótipo de oxímetro de pulso utilizando o método reflexivo, analisar e validar a ideia de obter de maneira eficiente na concha da orelha, a saturação de oxigênio ( $SpO_2$ ).

Por se tratar de um projeto na área da engenharia biomédica, este protótipo apresentou um desafio multidisciplinar, envolvendo o vasto assunto de fisiologia médica, processamento de sinais, programação e eletrônica.

O uso do módulo MAX30100 em conjunto com o módulo ESP8266 NodeMCU formam uma solução de *hardware* completa para aplicação em oximetria de pulso, permitindo a possibilidade de conexão externa.

O desenvolvimento do *software* foi implementado em conjunto com as bibliotecas do MAX30100, realizando a inicialização dos registradores, filtragem dos sinais e cálculos de  $SpO_2$ . Incluindo o aplicativo Blynk para formar uma plataforma IoT e visualizar os dados do protótipo.

Conforme verificado na realização dos testes, os dados obtidos de  $SpO_2$  demonstraram uma aproximação relevante aos valores obtidos pelo oxímetro comercial. Os valores de frequência cardíaca apresentaram uma média próxima do comercial porém um desvio padrão superior.

Diante das evidências obtidas, entre a relação do protótipo e do oxímetro comercial, fica claro que o uso do oxímetro na região da concha da orelha pode ser uma alternativa viável para obtenção da saturação de oxigênio.

## 5.1 TRABALHOS FUTUROS

Dos trabalhos a serem desenvolvidos no futuro:

- Criação de um molde para utilização do sensor na orelha;
- Averiguar outras posições da orelha para medição de  $SpO_2$ ;
- Melhorar o *software* para aquisição fotopleetismográfica na orelha;
- Desenvolver um circuito completo e miniaturizado;
- Averiguar a capacidade da utilização do oxímetro em conjunto à um fone de ouvido comercial;
- Tornar o circuito totalmente sem fio.

## REFERÊNCIAS

- AI-THINKER. **ESP-12E WiFi Module**. Disponível em: [https://docs.ai-thinker.com/\\_media/esp8266/docs/esp-12f\\_product\\_specification\\_en.pdf](https://docs.ai-thinker.com/_media/esp8266/docs/esp-12f_product_specification_en.pdf). Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- ALTMAN, D.; BLAND, J. Measurement in medicine: The analysis of method comparison studies. **The Statistician**, v. 32, p. 307–317, 1983.
- BARKER, S. J. **Oximetry**. Disponível em: [www.oximeter.org](http://www.oximeter.org). Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- BUDIDHA, P. A. K. K. In vivo investigation of ear canal pulse oximetry during hypothermia. **Springerlink**, Disponível em: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10877-017-9975-4.pdfpage=10&zoom=100,406,725>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- CHAN, E. D.; CHAN, M. M.; CHAN, M. M. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. **Respiratory Medicine**, Elsevier Ltd, v. 107, n. 6, p. 789–799, Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2013.02.004>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- DAMIANI, F. R. D. O. **Proposta de Protótipo de um Oxímetro de Pulso Empregando Tecnologia FPAA**. 2010.
- HALL, J. E. **Guyton E Hall Tratado De Fisiologia Médica**. Elsevier Editora Ltda., 2017. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=a90oDwAAQBAJ>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- HARRIS, D. C. **Análise Química Quantitativa**. [S.l.]: W.H. FREEMAN AND CO., 2003.
- JUBRAN, A. Pulse oximetry. **Applied Physiology in Intensive Care Medicine 1: Physiological Notes - Technical Notes - Seminal Studies in Intensive Care, Third Edition, Critical Care**, p. 51–54, Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1186/s13054-015-0984-8>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- MACEY, R. I. **Fisiologia Humana**. [S.l.]: Editora Edgard Blücher LTDA., 1991.
- MARTINS, R. M. S. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso**. 2010.
- MAXIM. **Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health**. Disponível em: <https://www.maximintegrated.com/en/products/sensors/MAX30100.html>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.
- MENDES, T. d. A. B. *et al.* Adequação do uso do oxigênio por meio da oximetria de pulso: um processo importante de segurança do paciente. **Einstein**, v. 8, n. 4, p. 449–455, 2010.

MOWER, W. R. *et al.* Pulse oximetry as a fifth pediatric vital sign. **Pediatrics**, v. 99, n. 5, p. 681–6, Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9113944>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.

NXP. **Pulse Oximetry**. Disponível em: <https://www.nxp.com/applications/solutions/internet-of-things/smart-things/healthcare/pulse-oximetry:PULSE-OXIMETRY0>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.

OXULLO. **Arduino Max30100**. Disponível em: <https://github.com/oxullo/Arduino-MAX30100>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.

REISNER, A. *et al.* Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. **Anesthesiology**, v. 108, n. 5, p. 950–958, 2008. ISSN 15281175.

TAMURA, T. *et al.* Wearable Photoplethysmographic Sensors-Past and Present. **Electronics**, v. 3, n. 2, p. 282–302, Disponível em: <http://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282/>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.

UPM. **MAX30100 Class Reference**. Disponível em: [https://iotdk.intel.com/docs/master/upm/classupm\\_1\\_1\\_m\\_a\\_x30100.html](https://iotdk.intel.com/docs/master/upm/classupm_1_1_m_a_x30100.html). Acesso em: 1 de abr. de 2021.

VARELLA, M. **Orelha Externa**. Disponível em: <https://drauziovarella.uol.com.br/corpo-humano/orelha-externa/>. Acesso em: 1 de abr. de 2021.