

Karina Kerne dos Santos

**Medição não invasiva de oxigenação sanguínea  
através de espectrofotometria**

Porto Alegre

2021



Karina Kerne dos Santos

**Medição não invasiva de oxigenação sanguínea  
através de espectrofotometria**

Trabalho de conclusão de curso de graduação  
em engenharia elétrica

Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS

Escola de Engenharia

Departamento de Engenharia Elétrica - DELET

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Klimach

Porto Alegre

2021

---

Karina Kerne dos Santos

Medição não invasiva de oxigenação sanguínea  
através de espectrofotometria/ Karina Kerne dos Santos. – Porto Alegre, 2021-  
89 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Klimach

Trabalho de conclusão de curso – Universidade Federal do Rio Grande do Sul –  
UFRGS  
Escola de Engenharia  
Departamento de Engenharia Elétrica - DELET  
, 2021.

1. Oximetria. 2. Espectrometria. I. Hamilton Klimach. II. Universidade  
Federal do Rio Grande do Sul. III. Faculdade de Engenharia Elétrica. IV. Graduação

CDU 02:141:005.7

---

Karina Kerne dos Santos

## **Medição não invasiva de oxigenação sanguínea através de espectrofotometria**

Este projeto de diplomação foi analisado e julgado adequado para obtenção do título de bacharel em engenharia elétrica e aprovado em sua forma final pelo orientador e pela banca examinadora.

---

**Prof. Dr. Hamilton Klimach, UFRGS**  
Orientador

---

**Prof. Dr. Marcelo Lubaszewski,**  
**UFRGS**  
Regente da disciplina

**Aprovado em: 21/05/2021**

BANCA EXAMINADORA

---

**Prof. Dr. Raphael Brum, UFRGS**

---

**Prof. Dr. Ivan Müller, UFRGS**

---

**MSc. Eng. Carlos Gonzalez, UFRGS**

---

**Prof. Dr. Hamilton Klimach, UFRGS**



# Agradecimentos

Os agradecimentos são direcionados ao professor Hamilton Klimach, que foi o orientador deste trabalho, por proporcionar uma aprendizagem dinâmica incentivando a busca por novos tópicos de conhecimento e fornecendo explicações sempre que necessário. Gostaria de agradecer também ao professor Marcelo Luba pela orientação na construção desse texto.



# Resumo

A espectrofotometria é uma ferramenta para a execução de medição não invasiva de oxigenação sanguínea. A saturação de oxigênio no sangue é expressa como uma porcentagem da hemoglobina oxigenada frente à hemoglobina não oxigenada. Para realizar a leitura, esse método utiliza duas fontes luminosas em dois comprimentos de onda, um de 600nm (vermelho) e um de 940nm (infravermelho) e de acordo com a absorção destes comprimentos de onda, pode-se inferir a proporção de hemoglobina oxigenada e não oxigenada. Foi desenvolvido um estudo sobre a técnica de espectrometria não invasiva com duas propostas de implementação, uma com componentes eletrônicos de prateleira e outra com o uso de um circuito integrado, o MAX30102, com o objetivo de entender o funcionamento, as características e as limitações de ambas as propostas. Desenvolveu-se um sistema de medidas utilizando o MAX30102 e comparou-se os resultados com um oxímetro comercial. Encontrou-se um grande desafio para manter a estabilidade mecânica com o protótipo, diferentemente do oxímetro comercial que já apresenta uma estrutura propícia para tal. Através dos testes comparativos realizados, a diferença dos resultados observados permaneceu dentro de 2%. Para uma avaliação completa, seriam necessários mais testes, utilizando um padrão confiável de comparação, que oferecesse a possibilidade de medidas em uma faixa ampla de oxigenação.

**Palavras-chaves:** oxímetro. espectrometria. eletrônica.



# Abstract

Spectrophotometry is a tool for performing non-invasive measurement of blood oxygenation. Blood oxygen saturation is expressed as a percentage of oxygenated hemoglobin compared to non-oxygenated hemoglobin. To perform the reading, this method uses two light sources in two wavelengths, one 600nm (red) and one 940nm (infrared) and according to the absorption of these wavelengths, the proportion of oxygenated hemoglobin and not oxygenated hemoglobin can be inferred . A study was developed on the technique of non-invasive spectrometry with two implementation proposals, one with electronic components available for shopping separated and the other with the use of an integrated circuit, the MAX30102, in order to understand the operation, characteristics and limitations of both the proposals. A measurement system was developed using the MAX30102 and the results were compared with a commercial oximeter. A great challenge was found to maintain mechanical stability with the prototype, unlike the commercial oximeter, which already has a favorable structure for this. Through the comparative tests carried out, the difference in the observed results remained within 2%. For a complete evaluation, more tests would be needed, using a reliable standard of comparison, which would offer the possibility of measurements in a wide range of oxygenation.

**Key-words:** oximeter. spectrometry. eletrronics.



# Lista de ilustrações

Figura 1 – Alvéolos pulmonares (LOPEZ, 2012) . . . . .	22
Figura 2 – Fotoplestimografia (WEBSTER J., 2006) . . . . .	22
Figura 3 – Curva absorção hemoglobina oxigenada e não oxigenada dado o comprimento de onda . . . . .	24
Figura 4 – Visão interna do diodo (S. SEDRA, 2015) . . . . .	27
Figura 5 – Distribuição espectral de cores emitidas por um LED (LEDVANCE, 2021)	28
Figura 6 – Potência de acordo com ângulo de abertura . . . . .	29
Figura 7 – Corrente de condução direta de acordo com a temperatura ambiente . .	29
Figura 8 – Resposta espectral para diferentes materiais semicondutores (SAITO, 2014) . . . . .	31
Figura 9 – Símbolo do fotodiodo para diagramas elétricos . . . . .	31
Figura 10 – Arranjo óptico transmissivo e reflexivo . . . . .	32
Figura 11 – Sinais de corrente alternada (AC) com escala em vermelho (R) e infravermelho (IV) na saturação de oxigênio arterial (SpO <sub>2</sub> ) de 0%, 85% e 100% (JUBRAN, 1999) . . . . .	34
Figura 12 – Diagrama mostrando o caminho do sinal . . . . .	37
Figura 13 – Variações na atenuação da luz pelo tecido que ilustram o efeito da pulsação nas artérias (PRAVEEN, 2014) . . . . .	39
Figura 14 – Um diagrama em corte transversal de uma artéria e uma veia exibindo as componentes pulsátil (AC) e não pulsátil (DC) dos vasos sanguíneos (D.CHAN MICHAEL M.CHAN, 2013) . . . . .	40
Figura 15 – Blocos do circuito do oxímetro . . . . .	41
Figura 16 – Fonte de corrente com o uso de amplificador diferencial AD8276 . . . . .	42
Figura 17 – Desempenho da fonte de corrente desenvolvida com o AD8276 . . . . .	43
Figura 18 – Fonte de corrente sugerida no <i>datasheet</i> do AD8276 . . . . .	44
Figura 19 – Variações de respostas dadas mudanças de temperatura para o LED MTE6066N5 . . . . .	46
Figura 20 – Diagrama circuito de acionamento dos LEDs . . . . .	48
Figura 21 – Circuito integrado OPT101 - Texas Instruments . . . . .	49
Figura 22 – Tensão de saída de escuro de acordo com temperatura OPT101 . . . . .	49
Figura 23 – Relação entre as correntes $I_{BIAS}$ e $I_{DARK}$ com a temperatura . . . . .	50
Figura 24 – Saída em volts para potência irradiada OPT101 . . . . .	51
Figura 25 – Resposta espectral OPT101 . . . . .	51
Figura 26 – Amplificador não inversor para ganho do sinal de saída do OPT101 . .	52
Figura 27 – Proposta de circuito para demultiplexar o sinal proveniente do OPT101 - (ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, 2019) . . . . .	53

Figura 28 – Proposta de filtro de segunda ordem (ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, 2019) . . . . .	54
Figura 29 – Circuito para escalar o sinal entre 0V e 5V . . . . .	55
Figura 30 – Diagrama de blocos MAX30102 - Fonte: (MAXIM, 2018) . . . . .	58
Figura 32 – Chip integrado MAX30102 . . . . .	59
Figura 31 – Módulo MAX30102 . . . . .	59
Figura 33 – Placa arduino Uno . . . . .	60
Figura 34 – Configuração padrão MAX30102 . . . . .	61
Figura 35 – Configurações de operação permitidas para o MAX30102 . . . . .	62
Figura 36 – Sincronização do slot de canal para o modo SpO2 com uma taxa de amostragem de 1kHz . . . . .	62
Figura 37 – Tentativas de fixação . . . . .	63
Figura 38 – Posicionamento do chip MAX30102 no dedo . . . . .	64
Figura 39 – Espuma e mangueira utilizadas para acondicionamento do sensor . . . . .	64
Figura 40 – Normalização dos comprimentos de onda R e IR para remover os efeitos da variação na intensidade da luz incidente no detector . . . . .	65
Figura 41 – Relação empírica entre taxa R/IR e $SaO_2$ . . . . .	67
Figura 42 – Relação empírica e teórica de $SaO_2$ para a taxa R (CHAN, 2012) . . . . .	67
Figura 43 – Oxímetro comercial utilizado como referência . . . . .	71
Figura 44 – Simulação de sistema circulatório para calibração de oxímetro (OURA M.; KOBAYASHI, 2009) . . . . .	74
Figura 45 – Amplificador diferencial . . . . .	82
Figura 46 – Modelo para análise da tensão de entrada de offset (S. SEDRA, 2015) . . . . .	83
Figura 47 – Representação da corrente bias de entrada (S. SEDRA, 2015) . . . . .	84

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Tabela de de eficácia luminosa . . . . .	48
Tabela 2 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 1 . . . . .	71
Tabela 3 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 2 . . . . .	71
Tabela 4 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 1 - segundo teste . . . . .	72
Tabela 5 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 2 - segundo teste . . . . .	72
Tabela 6 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 3 - segundo teste . . . . .	73
Tabela 7 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 4 - segundo teste . . . . .	73
Tabela 8 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 5 - segundo teste . . . . .	73



# Lista de abreviaturas e siglas

LED	<i>Light-emitting diode</i> - diodo emissor de luz
SpO2	Saturação de oxigênio no sangue
SaO2	Saturação arterial de oxigênio
Hb	Hemoglobina não oxigenada
HbO2	Hemoglobina oxigenada



# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>19</b>
<b>2</b>	<b>OXIMETRIA ÓPTICA</b>	<b>21</b>
2.1	Processo biológico de oxigenação sanguínea	21
2.2	Lei de Beer-Lambert	23
2.3	Medição óptica de saturação sanguínea	23
2.4	Dispositivos semicondutores utilizados na medição	26
2.4.1	Light-Emitting Diode - LED	27
2.4.2	Fotodiodo	30
2.5	Sistema para a medição de SpO <sub>2</sub>	31
2.6	Desafios para medição precisa	33
<b>3</b>	<b>OXÍMETRO PROPOSTO COM COMPONENTES DE PRATELEIRA</b>	<b>37</b>
3.1	Arquitetura e o fluxo de sinais de um oxímetro	37
3.2	Análise de incertezas	38
3.3	Implementação com componentes de prateleira	41
3.3.1	Diagrama em blocos	41
3.3.2	Fonte de corrente	42
3.3.3	O emissor de luz - LED	44
3.3.4	O sensor de luz - Fotodiodo	48
3.3.5	Processamento do sinal	51
<b>4</b>	<b>OXÍMETRO PROPOSTO COM O MAX30102</b>	<b>57</b>
4.1	Implementação com o MAX30102	57
4.1.1	Circuito Integrado MAX30102	57
4.1.2	Módulo comercial para oximetria	58
4.1.3	Interface digital - Arduino	59
4.1.4	Programa de controle e aquisição de sinais	60
4.2	Acondicionamento e acionamento do módulo	62
4.3	Aferição e calibração de um oxímetro óptico	65
<b>5</b>	<b>PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL E RESULTADOS</b>	<b>69</b>
5.1	Procedimento Experimental	69
5.2	Padrão de comparação	70
5.3	Realização dos ensaios e dados obtidos	71
5.4	Discussão	73

<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b> . . . . .	<b>75</b>
<b>6.1</b>	<b>Trabalhos futuros</b> . . . . .	<b>75</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	<b>77</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>79</b>
	<b>ANEXO A – AMPLIFICADOR OPERACIONAL</b> . . . . .	<b>81</b>
<b>A.1</b>	<b>Tensão de offset de entrada</b> . . . . .	<b>83</b>
<b>A.2</b>	<b>Impedância de entrada finita</b> . . . . .	<b>83</b>
<b>A.3</b>	<b>Impedância de saída não nula</b> . . . . .	<b>84</b>
<b>A.4</b>	<b>Ganho finito</b> . . . . .	<b>84</b>
<b>A.5</b>	<b>Rejeição ao modo comum</b> . . . . .	<b>85</b>
<b>A.6</b>	<b>Faixa de frequência de operação finita</b> . . . . .	<b>85</b>
	<b>ANEXO B – CÓDIGO UTILIZADO PARA IMPLEMENTAÇÃO DO</b> <b>MAX30102</b> . . . . .	<b>87</b>

# 1 Introdução

A oximetria de pulso, onde pulso refere-se à pulsação cardíaca e não à parte do corpo, é a forma mais utilizada para medir a saturação de oxigênio, pois é uma técnica não invasiva que mede a quantidade de oxigênio através de um pequeno aparelho colocado em contato com a pele. Essa técnica é muito utilizada pelos médicos e outros profissionais de saúde durante a avaliação clínica, principalmente em casos de doenças que causam dificuldade na respiração, como as doenças pulmonares, cardíacas e neurológicas, ou durante uma anestesia. A técnica tem sido muito aplicada no monitoramento do estado saúde em caso de infecção por coronavírus.

Os oxímetros de pulso medem ou monitoram continuamente de forma não invasiva a saturação de oxigênio no sangue arterial. Geralmente é utilizado um dispositivo em forma de clipe com componentes eletrônicos ópticos conectado no dedo da mão ou na orelha, de modo que a luz possa ser transmitida através da pele e recebida do outro lado por um fotodiodo. Analisando a proporção da luz que foi absorvida é possível inferir sobre a taxa de oxigenação do sangue.

Outra opção de técnica de medição disponível é a gasometria arterial, que é uma forma invasiva de medir a taxa de oxigênio no sangue. O exame é feito através da coleta de sangue com uma seringa. Por esse motivo, este tipo de exame é menos frequente que a oximetria de pulso. Outro problema dessa técnica é que não é permitida a análise em tempo real da oxigenação do paciente, pois é necessário coletar o sangue para análise laboratorial e só então, após esse procedimento, recebe-se o resultado.

Os oxímetros de pulso estão disponíveis em diferentes formas e tamanhos. Há modelos que são dedicados à oximetria de pulso e ao monitoramento de vários parâmetros vitais, como pulso, pressão sanguínea, frequência respiratória e temperatura. Esses modelos de ponta exigem alto desempenho e o parâmetro de design mais importante é um caminho de sinal com baixo ruído. A alimentação é uma consideração secundária, uma vez que o monitor é conectado à rede elétrica na maior parte do tempo. O tamanho também não é um fator determinante nesses designs. Com outra proposta estão os oxímetros de dedo portáteis. Esses dispositivos têm como principal objetivo a praticidade e, portanto, são pequenos, alimentados por pilhas e de baixo custo.

Nesse estudo serão exploradas propostas de implementação de oxímetros de pulso portáteis. É discutida uma implementação com componentes de prateleira e uma implementação com o uso de um chip de circuito integrado.

No segundo capítulo é feita uma revisão bibliográfica sobre os processos biológicos envolvidos na medição e os dispositivos eletrônicos utilizados para medir, assim como do

método de espectrofotometria. No terceiro capítulo são apresentadas duas propostas de desenvolvimento para um oxímetro, uma proposta de implementação utilizando componentes de prateleira e uma proposta de implementação com o uso de um circuito integrado. No quarto capítulo são apresentados os testes executados com o uso do chip integrado. O trabalho é concluído com uma análise sobre as dificuldades de medição encontradas e sugestões para futuros projetos.

## 2 Oximetria Óptica

Neste capítulo é feita uma revisão bibliográfica para fundamentar o planejamento de um circuito de oxímetro. São utilizados diversos artigos para fundamentar o texto. É feito um estudo dos processos biológicos que envolvem a medição assim como uma revisão dos componentes eletrônicos essenciais desse instrumento.

### 2.1 Processo biológico de oxigenação sanguínea

A energia necessária para que o corpo humano desempenhe suas funções vitais é obtida a partir do processo bioquímico de respiração celular. Durante esse processo aeróbico, a molécula de glicose é quebrada, ocorrem diversas reações das quais participam várias enzimas e coenzimas que realizam sucessivas oxidações (adição de moléculas de oxigênio) na molécula da glicose até o resultado final, em que é produzido gás carbônico, água e moléculas de ATP que carregam a energia.

O transporte do oxigênio metabolizado é realizado através do sistema circulatório. O sangue desoxigenado entra no coração, onde é bombeado para os pulmões para ser oxigenado. No processo de oxigenação, o sangue passa pelos alvéolos pulmonares, onde ocorrem trocas gasosas. O dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) é liberado e o sangue é oxigenado, depois o sangue é bombeado de volta para o coração, entrando pela aorta e então é distribuído para o corpo, como é mostrado na Figura 1 (LOPEZ, 2012).

O ciclo cardíaco tem dois períodos: o de relaxamento, chamado diástole, quando o coração se distende ao receber o sangue, e o de contração, denominado sístole, quando ele ejeta o sangue. Para o transporte do sangue tem-se as artérias e as veias. As artérias são responsáveis por levar o sangue do coração para o corpo, enquanto que as veias levam o sangue do corpo para o coração.

Os glóbulos vermelhos do sangue contêm uma proteína chamada hemoglobina. Quando o oxigênio reage com essa proteína, ele se apega a ela e gera oxihemoglobina ( $\text{HbO}_2$ ). Os glóbulos vermelhos com hemoglobina oxigenada circulam no sangue por todo o corpo, irrigando os tecidos. Quando o sangue entra em contato com uma célula, a hemoglobina do eritrócito libera oxigênio e se torna desoxihemoglobina (Hb) (hemoglobina desoxigenada) (LOPEZ, 2012).

Durante a fase sistólica, que é quando o coração está ejetando sangue para o corpo, as artérias contêm mais sangue do que durante a fase diastólica, ocorrendo um aumento do diâmetro das mesmas. Este efeito ocorre nas artérias, mas não nas veias. Por esse motivo, a absorção da luz nos tecidos com artérias aumenta durante a sístole porque a quantidade

Figura 1 – Alvéolos pulmonares (LOPEZ, 2012)

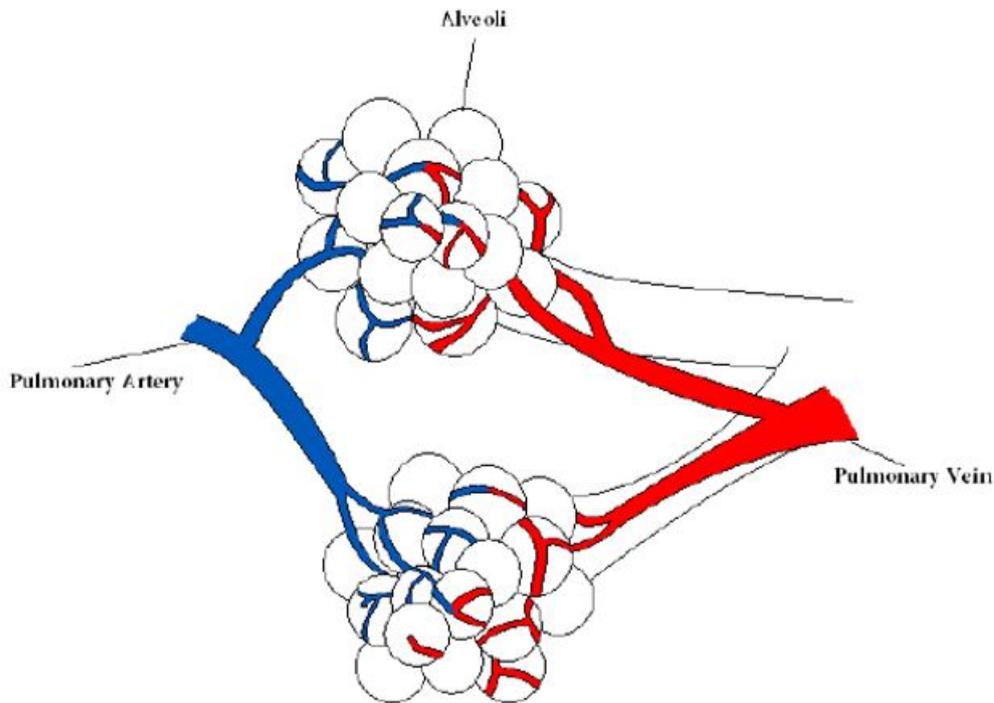
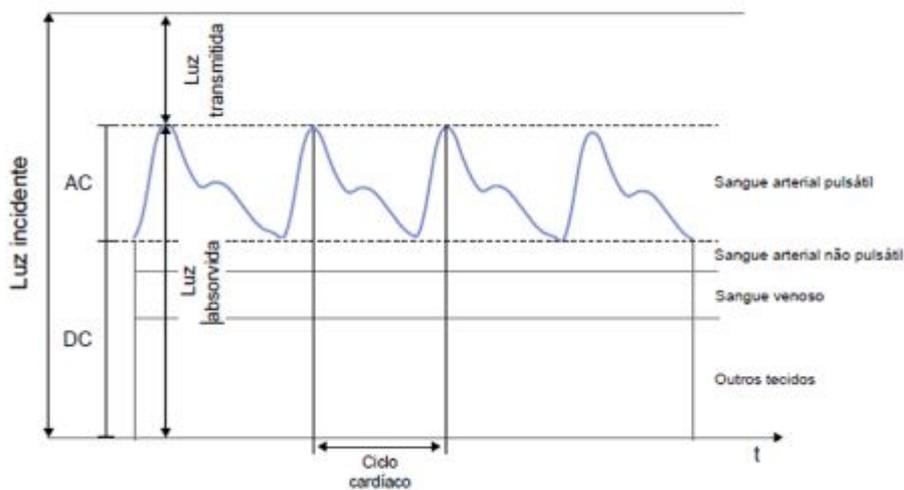


Figura 2 – Fotoplestimografia (WEBSTER J., 2006)



de hemoglobina (absorvedor) é maior e a luz passa por um caminho óptico mais longo nas artérias. Essas mudanças de intensidade são as chamadas ondas PPG. A parte variável no tempo permite a diferenciação entre a absorção decorrente do componente pulsátil (parte AC) e da componente devida ao sangue venoso (parte DC) (KRAITL J.; LEWIS, 2011). Na Figura 2 são mostradas as variações do volume arterial no ciclo cardíaco assim como a separação das componentes AC e DC.

A magnitude do sinal PPG depende da quantidade de sangue ejetado do coração a cada ciclo sistólico, da absorção óptica do sangue, da absorção pela pele e de vários

componentes do tecido corporal e ainda dos comprimentos de onda específicos usados para iluminar o tecido vascular.

## 2.2 Lei de Beer-Lambert

O oxímetro basea-se na lei de Beer-Lambert que afirma que a absorção de luz na solução pode ser determinada como uma função matemática da quantidade de luz transmitida através da solução. Para isso é necessário que sejam conhecidas a intensidade da luz incidente, o comprimento do caminho e o coeficiente de extinção da substância para um comprimento de onda específico (JALAN P. BRACIO; TONIOLO, 2006).

A lei de Beer-Lambert (2.1) descreve a redução da luz que viaja através de um meio homogêneo contendo uma substância absorvente, onde  $I_0$  e  $I$  são a luz incidente e a luz transmitida respectivamente,  $\epsilon(\lambda)$  é o coeficiente de absorção da substância absorvente em um comprimento de onda específico,  $c$  é a concentração da substância absorvente e  $d$  é o comprimento do caminho óptico ao longo do meio (TIMM U.; EWALD, 2009).

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (2.1)$$

A lei permanece válida se mais de uma substância absorvente está presente no meio. Cada substância absorvedora contribui com uma parte da absorção total. A absorção não espalhada  $A$  é definida como o logaritmo natural negativo da transmitância (razão de  $I$  e  $I_0$ ) da luz. A absorvância total resultante torna-se a equação (2.2) (TIMM U.; EWALD, 2009).

$$A_t = \sum_{i=1}^n \epsilon_i(\lambda) c_i d_i \quad (2.2)$$

Portanto, a lei de Beer-Lambert permite que as concentrações de  $n$  substâncias diferentes sejam determinadas se a absorção da luz for medida em  $n$  comprimentos de onda diferentes e o coeficiente de absorção das substâncias for conhecido. O princípio de medição da oximetria de pulso baseia-se nas diferentes propriedades de absorção da hemoglobina oxigenada e desoxigenada e na variação da intensidade pulsátil. As flutuações de volume e pressão são geradas na fase sistólica do coração (TIMM U.; EWALD, 2009).

## 2.3 Medição óptica de saturação sanguínea

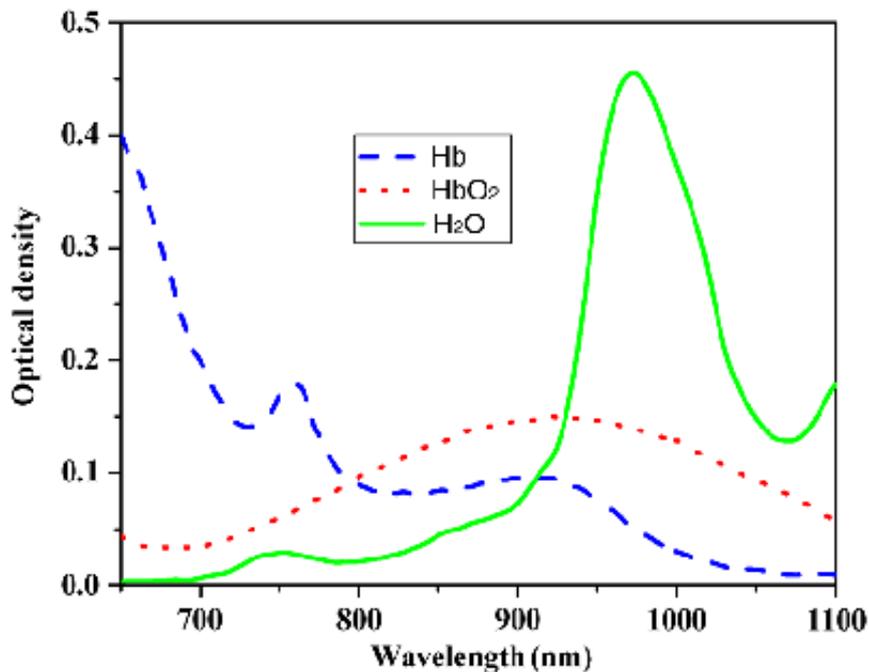
Saturação de oxigênio é definida como a razão da concentração de hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) para a concentração total de hemoglobina (Hb) presente no sangue. A Hb é opticamente muito mais densa à luz vermelha (600nm a 750nm) do que o HbO<sub>2</sub>,

enquanto o inverso é verdadeiro na região do infravermelho próximo (900nm a 1000nm), mesmo em menor grau (KRAITL J.; LEWIS, 2011).

O princípio da medição utiliza o fato de haver uma diferença substancial de absorção/transmissão da luz na região vermelha e no semi infravermelho entre a hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>), a não oxigenada (Hb) e o plasma sanguíneo (composto principalmente de água). A cor de um elemento é determinada pela frequência da onda refletida. Um elemento terá determinada cor se não absorver os comprimentos de onda que correspondem àquela cor. Assim, um elemento é vermelho se absorver preferencialmente as frequências fora do vermelho. O sangue oxigenado apresenta coloração vermelha clara, enquanto que o não oxigenado apresenta uma coloração vermelha muito escura. Assim, pode-se inferir que a absorção de luz vermelha, indica a quantidade de hemoglobina não oxigenada, enquanto que a absorção da luz infra-vermelha indica a quantidade de hemoglobina oxigenada.

Na figura 3 é mostrada a densidade optica da substância dado o comprimento de onda incidente no meio.

Figura 3 – Curva absorção hemoglobina oxigenada e não oxigenada dado o comprimento de onda



A saturação de oxigênio (SpO<sub>2</sub>) é calculada de maneira ratiométrica. Realizando medições de luz em dois comprimentos de onda que possuem coeficientes de absorção diferentes, referentes à hemoglobina oxigenada e a desoxigenada, todos os componentes constantes (parte DC) podem ser cancelados e a SpO<sub>2</sub> pode ser calculada. (PRAVEEN, 2014). A Equação (2.3) mostra a relação entre o coeficiente de absorção da luz infra-vermelha dividido pela soma dos coeficientes de absorção da luz vermelha e da luz infra-vermelha.

$$SO_2 = \frac{c_{cHbO_2}}{c_{cHbO_2} + c_{HHb}} \quad (2.3)$$

Essa é a porcentagem de oxigênio que o sangue está transportando, comparada com o máximo da sua capacidade de transporte. Idealmente, esse nível deve estar acima de 89%.

Como os oxímetros de pulso excluem a influência do sangue venoso e capilar e de outros tecidos estacionários do cálculo da SpO2 pode ser conceitualmente entendido examinando-se a Lei de Beer-Lambert da absorção. De acordo com a Lei de Beer-Lambert aplicada a um vaso sanguíneo modelado,  $A = \epsilon \cdot b \cdot c$  onde  $A$  = absorvância,  $\epsilon$  = coeficiente de absorção (ou extinção) de hemoglobina em um comprimento de onda especificado (uma combinação dos coeficientes HbO2 e Hb),  $b$  = comprimento do caminho percorrido pela luz emitida através do vaso sanguíneo, e  $c$  = concentração de Hb. A simples medição da absorção absoluta seria uma estimativa imprecisa da saturação arterial, uma vez que níveis elevados de Hb no sangue venoso também contribuiriam para o valor medido. No entanto, um oxímetro de pulso é capaz de determinar apenas a SpO2 arterial medindo as mudanças na absorvância ao longo do tempo. Para ilustrar este conceito matematicamente, a absorção total ( $A_t$ ) pode ser pensada como uma combinação linear das absorções venosa ( $A_v$ ) e arterial ( $A_a$ ), (Equação 2.4) (D.CHAN MICHAEL M.CHAN, 2013).

$$A_t = A_v + A_a = \epsilon_v \cdot b_v \cdot c_v + \epsilon_a \cdot b_a \cdot c_a \quad (2.4)$$

Como os oxímetros de pulso medem a absorvância em relação ao tempo, a derivada da equação anterior torna-se (Equação 2.5)

$$\frac{\partial A_t}{\partial t} = \frac{\partial \epsilon_v \cdot b_v \cdot c_v}{\partial t} + \frac{\partial \epsilon_a \cdot b_a \cdot c_a}{\partial t} \quad (2.5)$$

Uma vez que  $\epsilon$  e  $c$  são constantes (sendo que  $\epsilon$  pode variar dependendo do comprimento de onda da luz, mas é uma constante para um comprimento de onda particulares), a equação anterior simplifica-se para a Equação 2.6. Como as artérias se dilatam e se contraem muito mais do que as veias, ou seja, a mudança em  $b_a$  » a mudança em  $b_v$ , podemos assumir  $b_v$  como uma constante e  $db_v/dt = 0$ ;

$$\frac{\partial A_t}{\partial t} = \frac{\partial b_v}{\partial t}(\epsilon_v \cdot c_v) + \frac{\partial b_a}{\partial t}(\epsilon_a \cdot c_a) = \frac{\partial b_a}{\partial t}(\epsilon_a \cdot c_a) \quad (2.6)$$

Em outras palavras, a mudança no  $A_t$  medido = mudança na absorção devido ao conteúdo do sangue arterial com pouca ou nenhuma contribuição do sangue venoso. Portanto, um pulso adequado é necessário para que os oxímetros de pulso funcionem e é a base para o fato bem conhecido de que tentar medir a SpO2 em regiões com pouca

ou nenhuma perfusão sanguínea resultará em leituras ausentes ou imprecisas (D.CHAN MICHAEL M.CHAN, 2013).

## 2.4 Dispositivos semicondutores utilizados na medição

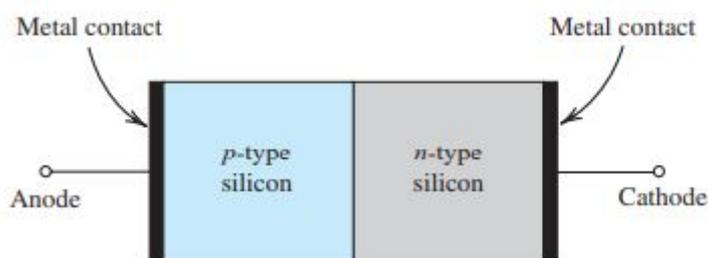
Para realizar as medições de oxigenação, são utilizados um diodo emissor de luz (LED) para emitir a luz e um fotodiodo para a receber da parcela não absorvida da luz.

O diodo é um dispositivo com dopagem p-n que consiste em um semicondutor tipo p (como, por exemplo, silício) colocado em contato próximo com um material semicondutor do tipo n (também silício). Na prática, ambas as regiões p e n fazem parte do mesmo cristal de silício; isto é, a junção pn é formada dentro de um único cristal de silício criando regiões de diferentes dopings (regiões p e n). No material do tipo p, há maior quantidade de lacunas, enquanto que no material do tipo n há maior quantidade de elétrons livres. Como a concentração de lacunas é alta na região p e baixa na região n as lacunas se difundem do lado p para o lado n e, similarmente, os elétrons se difundem do lado n para o lado p (S. SEDRA, 2015).

Durante a formação da junção P-N há a formação também de uma barreira de potencial, e de uma região de depleção, que é uma região neutra, onde apenas se encontram íons positivos e negativos fixos na estrutura cristalina. Ao formar a junção, surgem duas correntes: a corrente de difusão (gerada pela tendência dos portadores de cada material se distribuírem) e a corrente de deriva (devido ao campo elétrico). Inicialmente surge uma corrente de difusão maior que a corrente de deriva através da junção. Esta corrente diminui com o tempo, até que se iguala à corrente de deriva, anulando-se. Durante este processo a barreira de potencial e a região de depleção vão se formando, até que seja atingido o equilíbrio (MORIMOTO, 2019).

O terminal positivo do diodo é chamado ânodo e o terminal negativo é chamado cátodo. A característica fundamental do diodo ideal pode ser interpretada da seguinte forma: Se uma tensão negativa (relativa à direção de referência) é aplicada ao diodo, nenhuma corrente flui e o diodo se comporta como um circuito aberto. Diodos operando neste modo estão em polarização reversa. Por outro lado, se uma corrente positiva (relativa à direção de referência) é aplicada ao diodo ideal, a queda de tensão no diodo é zero. Em outras palavras, o diodo ideal se comporta como um curto-circuito na direção direta. Nesse modo de operação o diodo está com polarização direta.

Figura 4 – Visão interna do diodo (S. SEDRA, 2015)



### 2.4.1 Light-Emitting Diode - LED

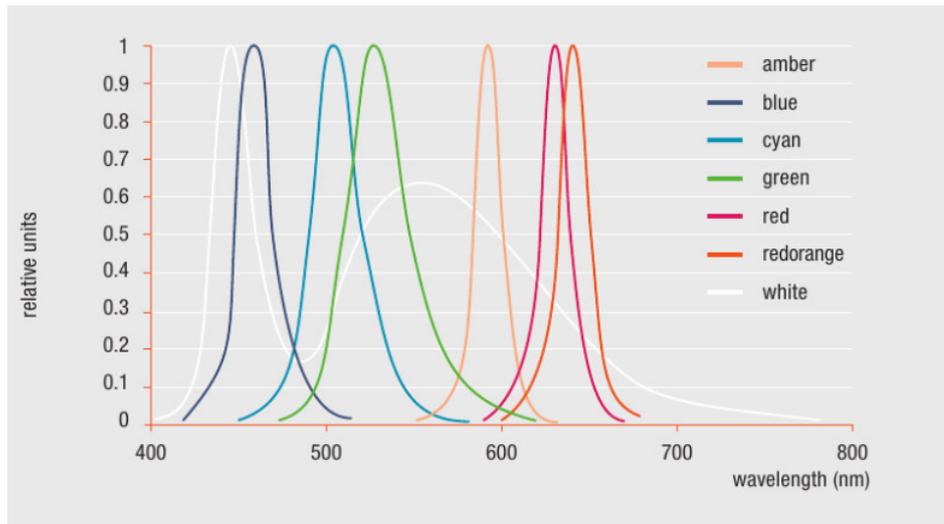
LEDs são dispositivos semicondutores que surgiram na década de 1960 e seu princípio de funcionamento está baseado na eletroluminescência, emitindo luz através da combinação de elétrons e lacunas. Operam na faixa do visível, infravermelho e ultravioleta. Inicialmente eles eram utilizados em iluminação indicativa, mas com o desenvolvimento de LEDs mais potentes e com maior luminosidade foi possível utilizá-los em uma ampla faixa de aplicações (PINHEIRO C. E. DA SILVA, 2014).

O diodo emissor de luz (LED) converte uma corrente direta em luz. Na junção p-n, os portadores minoritários são injetados na junção e difundidos nas regiões p e n. Os portadores minoritários difundidos então se recombinam com os portadores majoritários. Tal recombinação pode ser feita para gerar emissão de luz. Isso pode ser feito fabricando a junção p-n usando um semicondutor que seja conhecido como material com *gap* (lacuna) direto. O arseneto de gálio é um dos materiais que pertence a esse grupo e, portanto, pode ser usado para fabricar diodos emissores de luz. A luz emitida por um LED é proporcional ao número de recombinações necessárias no local, que por sua vez é proporcional à corrente direta no diodo (S. SEDRA, 2015).

A cor do LED é resultado da emissão de luz em um comprimento de onda. A cor emitida depende do material do semicondutor do LED. Os semicondutores de LED consistem de combinações dos elementos como, por exemplo, fosfetos ou arsenietos. Há diversas combinações, cada uma delas libera diferentes quantidades de energia de acordo com o *gap* de energia do material do semicondutor. Quando os transportadores de carga são recombinados, os fótons são emitidos de acordo com os níveis de energia distintos específicos. Isso especifica a cor da luz em particular (LEDVANCE, 2021). Os LEDs não são fontes monocromáticas, pois não emitem luz um único comprimento de onda, eles emitem radiação numa largura espectral ( $\Delta\lambda$ ), na Figura 5 são mostradas as cores correspondentes aos diferentes comprimentos de onda.

Para a oximetria de pulso, os comprimentos de onda utilizados são os da faixa do vermelho e da faixa do infravermelho pois estes compreendem as cores das hemoglobinas

Figura 5 – Distribuição espectral de cores emitidas por um LED (LEDVANCE, 2021)



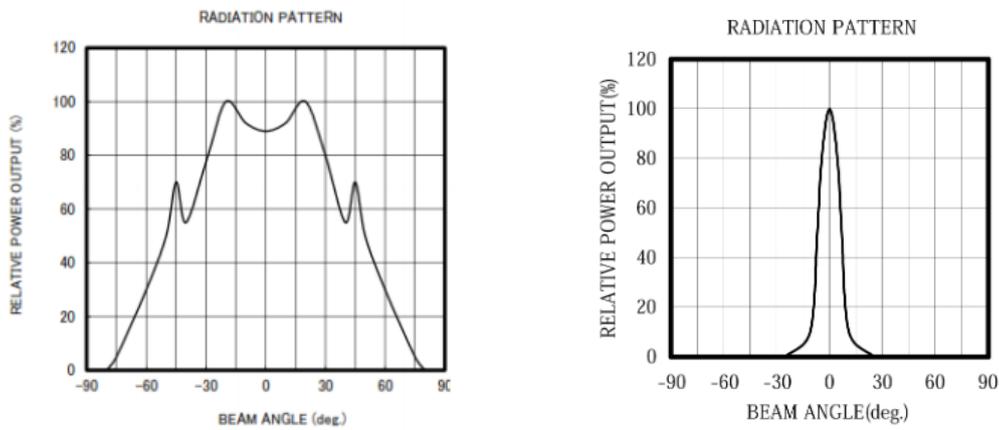
oxigenada e desoxigenada respectivamente.

As potências mais comuns encontradas para os LEDs são os de 1, 3 e 5 miliwatts. No entanto, existem LEDs cuja potência pode chegar aos 50 watts.

Os LEDs podem ser classificados em três categorias distintas: indicativos, de alto brilho e de potência. Os LEDs indicativos são aqueles utilizados somente para iluminação indicativa em painéis de equipamentos elétricos e eletrônicos, indicando se estes estão em funcionamento ou não. Os LEDs de alto brilho são encapsulados em resina epóxi, transparente, com uma lente concentradora integrada em seu corpo. São utilizados em semáforos, sistemas de iluminação de emergência, etc. Esses dois tipos de LEDs operam com correntes de 20 a 70 mA e com potências que variam de 50 a 200 miliwatt. Já os LEDs de potência (ou de alto fluxo) permitem a utilização em iluminação de ambientes, dentre outras aplicações. São encapsulados em um invólucro especial, com base metálica, para permitir a fácil transferência de calor do LED para o dissipador externo (PINHEIRO C. E. DA SILVA, 2014).

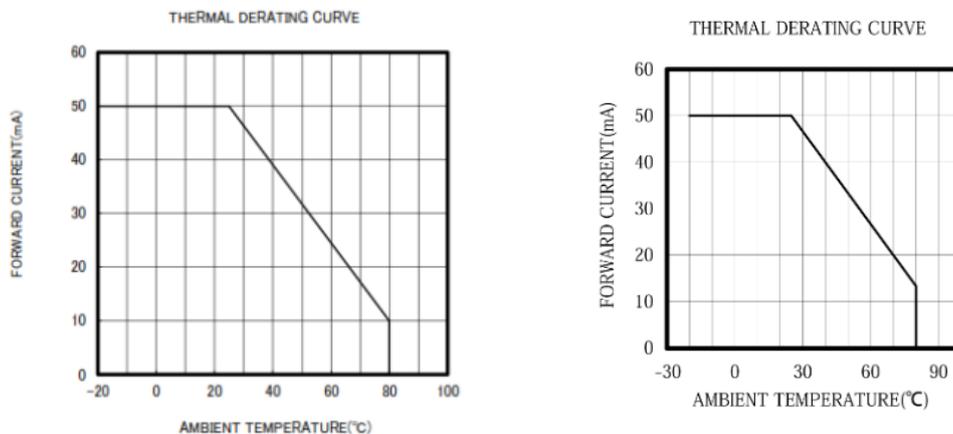
O ângulo de abertura de um LED pode variar amplamente, utilizando como exemplo, na Figura 6 são mostrados dois gráficos de emissão de radiação obtidos do *datasheet* dos componentes, de acordo com o ângulo para dois LEDs comerciais, o MTE7063C2 (à esquerda) e o MTE6066N5 (à esquerda) ambos da fabricante Marktech.

Figura 6 – Potência de acordo com ângulo de abertura



O aumento da temperatura ambiente infere no funcionamento de um LED. Associados ao aumento da temperatura encontram-se, em geral, dois efeitos nos materiais: o aumento da energia cinética dos elétrons, que eleva a densidade de elétrons livres disponíveis, e o aumento da agitação térmica dos átomos, que, pelo contrário, reduz a mobilidade das cargas elétricas. É a preponderância de um ou outro destes efeitos que conduz à diferença de comportamento manifestada pelos materiais isoladores, semicondutores e condutores. No caso de um semicondutor, quando a temperatura aumenta, sua condutividade também aumenta, devido à liberação de elétrons nas camadas de valência, que formam pares elétron/lacuna. Na Figura 7 são mostradas as curvas de corrente de condução direta de acordo com a temperatura para os dois LEDs, MTE7063C2 (à esquerda) e MTE6066N5 (à direita). De forma geral, é necessário diminuir a corrente máxima de operação de um LED de acordo com o aumento da temperatura. Operar o componente com uma corrente acima do valor recomendado acarreta o comprometimento do mesmo.

Figura 7 – Corrente de condução direta de acordo com a temperatura ambiente



## 2.4.2 Fotodiodo

Os fotodiodos são dispositivos usados para medir a chamada intensidade de radiação incidente. Existem duas maneiras de expressar a intensidade da radiação, uma é o fluxo de fótons,  $\phi$ , definido pelo número de fótons incidentes por unidade de tempo, e o outro é a energia radiante,  $P$ , definida pela energia emitida pela radiação incidente por unidade de tempo. As duas quantidades são conectadas pela equação 2.7, onde  $h$  é a constante de Planck,  $\lambda$  o comprimento de onda no vácuo, e  $c$  a velocidade da luz no vácuo (SAITO, 2014).

$$\Phi = \frac{\lambda P}{hc} \quad (2.7)$$

A sensibilidade, a saída dividida pela entrada, dos fotodetectores também é expressa de duas maneiras correspondendo às duas expressões para a entrada. Uma é a eficiência quântica,  $\eta$ , definida como o número de pares de portadores gerados dividido pelo número de fótons incidentes, e a outra é a responsividade definida pela saída do fotodetector, normalmente medida em corrente elétrica ( $A$ ), dividida pela potência radiada. Essa relação também pode ser chamada de eficiência quântica ou responsividade (SAITO, 2014).

Um fotodiodo é um fotodetector que tem uma das estruturas p-n, p-i-n ou Junção Schottky, onde portadores foto-gerados são varridos pelo campo elétrico embutido. A resposta do fotodiodo depende da intensidade e do comprimento de onda da radiação incidente e é baseado no princípio da fotocondução, onde a absorção de luz pelo material dá origem aos portadores de carga livre. O tamanho do espectro de resposta de um fotodiodo está relacionada diretamente com a *bandgap* do semicondutor, ou seja, está relacionado com o material do qual o fotodiodo é fabricado. Respostas espectrais mais estreitas são originadas por um semicondutores de *gap* maior, enquanto que respostas espectrais mais largas são originadas por semicondutores de menor *gap*. Na Figura 8(a) são mostradas as respostas espectrais e na Figura 8(b) são mostradas as sensibilidades para diferentes materiais semicondutores.

Os fotodiodos são constituídos de maneira análoga aos diodos de junção. A junção PN é polarizada inversamente e, portanto, circula uma corrente no diodo, a conhecida corrente de saturação. A corrente de saturação é uma corrente de portadores minoritários, isto é, elétrons no tipo P e buracos no tipo N. Quando um feixe luminoso incide na região de depleção, são quebradas ligações covalentes, aumentando a concentração dos portadores minoritários e, conseqüentemente, provocando o aumento da corrente de saturação (UFRJ, 2020).

O fotodiodo opera sem uma fonte externa conectada, no modo fotovoltaico. A principal desvantagem com fotodiodos no modo fotovoltaico é a velocidade de resposta lenta. Sem polarização para o sistema, a capacitância do fotodiodo está no máximo, levando

Figura 8 – Resposta espectral para diferentes materiais semicondutores (SAITO, 2014)

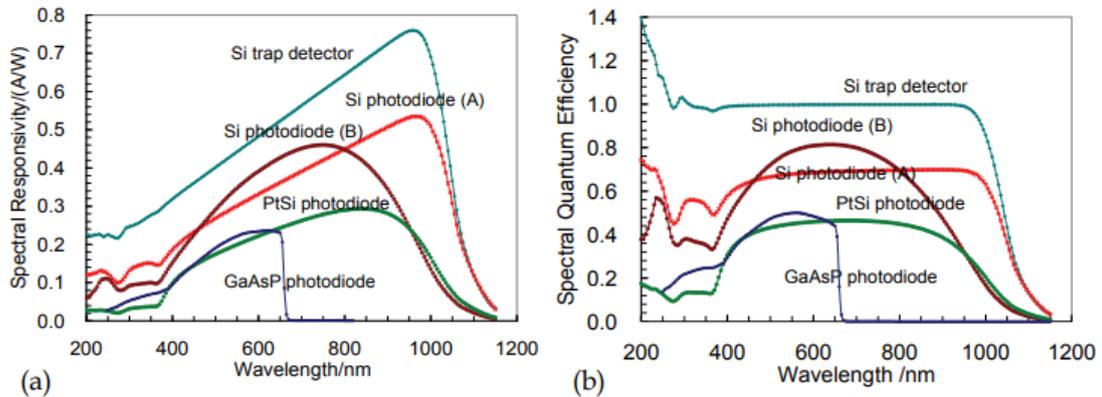
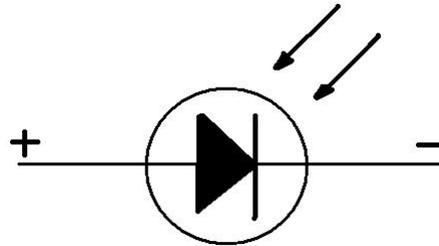


Figura 9 – Simbolo do fotodiodo para diagramas elétricos



a uma velocidade mais lenta. Infelizmente, aumentar a corrente de polarização também aumenta a corrente de escuro (*dark current*). Este ruído pode ser um problema para sistemas muito sensíveis que usam fotodiodos P-N ou PIN. Isso prejudica o desempenho em situações de pouca luz.

A corrente de escuro é a corrente no fotodiodo quando não há luz incidente. Esta pode ser uma das principais fontes de ruído em um circuito com fotodiodo. A fotocorrente da radiação de fundo também pode ser incluída nesta medição. Para medir a corrente escura os fotodiodos são colocados em um invólucro que não permite que nenhuma luz o atinja. Como a corrente gerada pelo fotodiodo pode ser muito pequena, os níveis escuros de corrente podem obscurecer a corrente produzida pela luz incidente em níveis baixos de luz. A corrente escura aumenta com a temperatura (AN-LD17, 2020).

## 2.5 Sistema para a medição de SpO2

O sistema óptico para medição de SpO2 consiste em LEDs emissores de luz e um fotodiodo que recebe a luz. O fotodiodo converte a luz incidente em um sinal elétrico de corrente proporcional à intensidade da luz, esse sinal passa por um condicionamento e é digitalizado. O sinal é referido como o sinal de Fotopleletismograma (PPG) e contém a periodicidade da taxa de pulsação arterial.

Os oxímetros disponíveis atualmente usam dois diodos emissores de luz (LEDs) que emitem luz nos comprimentos de onda do vermelho e do infravermelho. Estes dois comprimentos de onda são usados porque a HbO<sub>2</sub> e a Hb têm diferentes espectros de absorção nestes comprimentos de onda. Na região vermelha, a HbO<sub>2</sub> absorve menos luz do que a Hb, enquanto o inverso ocorre na região infravermelha. A proporção de absorção nestes dois comprimentos de onda é calibrada empiricamente utilizando medições de saturação de oxigênio do sangue arterial (SpO<sub>2</sub>) em voluntários e o algoritmo de calibração resultante é armazenado em um microprocessador digital dentro do oxímetro de pulso. Durante o uso do dispositivo, a curva de calibração é usada para gerar a estimativa de saturação arterial (SpO<sub>2</sub>) do oxímetro de pulso.

Existem dois tipos de arranjos ópticos - transmissivo e reflexivo, conforme mostrado na Figura 10. No caso transmissivo, o fotodiodo e o LED são colocados em lados opostos da parte do corpo humano (geralmente o dedo) que está sendo utilizada para a medição, assim o fotodiodo coleta a luz residual após absorção dos vários componentes. No caso reflexivo, o fotodiodo e o LED estão do mesmo lado e o fotodiodo coleta a luz refletida de várias profundidades da pele. Ambas as variações desse design de referência são baseadas no princípio de reflexão da luz. (PRAVEEN, 2014)

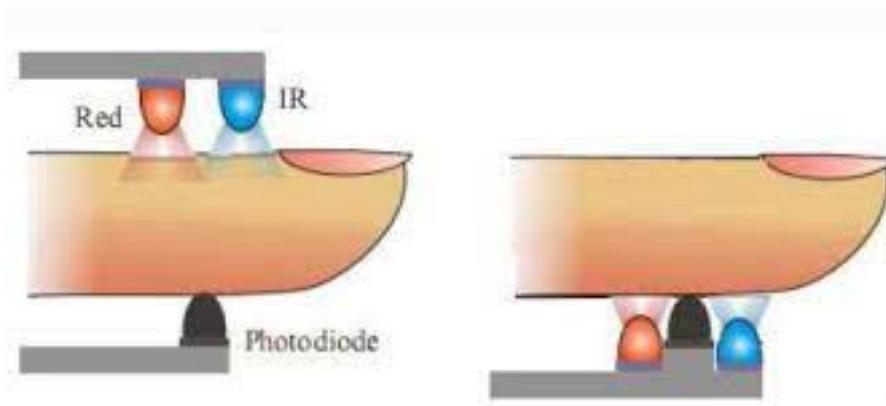


Figura 10 – Arranjo óptico transmissivo e reflexivo

Os principais blocos eletrônicos de um oxímetro de pulso são os circuitos de transmissão de luz do LED e de fotodetecção. A configuração eletrônica de um oxímetro típico tem um par de LEDs afixados na parte superior do dedo e fotodetectores na parte inferior. No circuito de transmissão de luz há a presença de uma fonte de corrente para alimentação dos LEDs e um circuito de drive para acionar cada led (vermelho e infravermelho) no momento adequado. No circuito de fotodetecção é necessário um conversor corrente-tensão para tornar o sinal gerado em corrente pelo fotodiodo um sinal de tensão, um circuito de *sample and hold* (amostra e retenção) para manter a estabilidade do sinal obtido e um circuito de amplificação.

Devido à importância de monitorar o nível de oxigênio no sangue, muitos tipos

de pesquisas foram realizadas para desenvolver modelos capazes de monitorar o nível de oxigênio no sangue. Essas pesquisas variam em termos de tecnologia do sensor, do microcontrolador e do sistema de comunicação usado para transferir os sinais e dados do dispositivo.

Em 2014, Dai e Luo ([DAI Y., 2014](#)) projetaram um dispositivo de oxímetro de pulso não invasivo com uma sonda de transmissão baseado em um módulo de instrumento de radiofrequência (RF) Texas CC2540 (um microcontrolador sem fio de baixa energia Bluetooth com USB). O MCU controla o LED de luz vermelha e o LED de luz infravermelha alternativamente e amostra sinais de onda de pulso usando um conversor analógico-digital (ADC). O circuito analógico do dispositivo consiste no amplificador de instrumentação (AD623), quatro switches para a separação dos sinais de luz vermelha e infravermelha e um filtro passa-banda analógico (1-5 Hz). O dispositivo envia as medidas para um aplicativo via Bluetooth.

Outro dispositivo desenvolvido em 2016 por Kashish ([KASHISH K., 2016](#)) usa bluetooth padrão para transferir os dados e apresentar os sinais e dados em um aplicativo. Este é um sistema de oximetria de pulso de baixa potência para detecção precoce de hipóxia e monitoramento de taxa de batimento cardíaco usando uma sonda de transmissão. O sistema era baseado no Arduino Pro Mini 3.3V.

Outro sistema de monitoramento não invasivo do nível de oxigênio no sangue e batimento cardíaco usando o microcontrolador 430FG437 da Texas Instruments foi desenvolvido por Gayathri e Hepsiba ([GAYATHRI, 2013](#)). Os dados de entrada do sensor de transmissão são amplificados e amostrados por um ADC interno de 12 bits e após o sinal do LED vermelho é separado do sinal IR. Os parâmetros medidos são então transferidos para um computador através de um módulo Zigbee e exibidos num LCD.

Foram utilizadas diferentes técnicas na conectividade e comunicação entre o computador e o dispositivo de oxímetro. Os pesquisadores diferiram no uso das técnicas para medir a SpO<sub>2</sub>, alguns deles usaram o método analógico enquanto outros recorreram ao método digital. Nota-se uma diversidade no uso de diferentes tipos de microcontroladores como PIC e Arduino.

## 2.6 Desafios para medição precisa

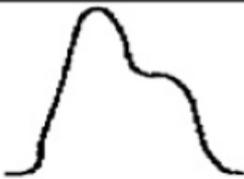
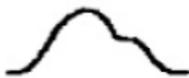
A oximetria de pulso é baseada em dois princípios físicos, um é a presença de um sinal pulsátil gerado pelo sangue arterial, que é relativamente independente do sangue arterial não pulsátil (sangue venoso). O outro princípio é o fato de que a oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>) e a hemoglobina reduzida (Hb) têm diferentes espectros de absorção.

A precisão dos oxímetros disponíveis comercialmente difere amplamente, há diversos

fatores que podem ocasionar a variação. Dentre eles há o fato de que os algoritmos empregados no processamento de sinais são limitados pela variedade de saturações que podem ser obtidas com segurança em voluntários, e também pela precisão do padrão de medição. A comparação da oximetria de pulso com as medições diretas relata uma diferença média entre as duas técnicas (viés) e um desvio padrão de diferenças (precisão) (JUBRAN, 1999).

Em voluntários saudáveis, os oxímetros geralmente têm uma diferença média (viés) de 2% e um padrão de desvio de 3% quando a saturação de oxigênio é de 90% ou superior. Resultados comparáveis também foram obtidos em pacientes críticos com boa perfusão arterial. A precisão dos oxímetros de pulso piora quando a saturação de oxigênio cai para 80% ou menos. [...] Em um estudo com pacientes graves, oito dos treze oxímetros tiveram uma diferença média maior que 5% quando a taxa de oxigenação estava abaixo de 80%. Em um estudo feito com 54 pacientes dependentes de ventilação mecânica a precisão da medição piorou significativamente para valores baixos de saturação de oxigênio. O desvio ficou de  $1,7 \pm 1,2\%$  para saturações acima de 90% e para saturações abaixo de 90% o desvio subiu para  $5,1 \pm 2,7\%$ . (JUBRAN, 1999)

Figura 11 – Sinais de corrente alternada (AC) com escala em vermelho (R) e infravermelho (IV) na saturação de oxigênio arterial (SpO<sub>2</sub>) de 0%, 85% e 100% (JUBRAN, 1999)

S <sub>a</sub> O <sub>2</sub>	660 nm (R)	940 nm (IR)	R/IR
0%			~3.4
85%			1.0
100%			0.43

Diferentes sondas utilizadas com o oxímetro de pulso também podem afetar a precisão das medições. Em pacientes com irrigação sanguínea prejudicada, as sondas

tiveram menor precisão. As classificações gerais foram significativamente melhores para as sondas de dedo do que as sondas em outros lugares. Sondas posicionadas na orelha geralmente tiveram uma resposta muito mais rápida a uma diminuição repentina no oxigênio.

Os oxímetros de pulso empregam apenas dois comprimentos de onda de luz e, assim, podem distinguir apenas duas substâncias, Hb e HbO<sub>2</sub>. Quando a carboxiemoglobina (HbCO), que é uma molécula de monóxido de carbono e hemoglobina que se forma nos glóbulos vermelhos ao entrar em contato com o monóxido de carbono, e a metemoglobina (HbMet), que é uma molécula que não pode transportar oxigênio para os tecidos devido aos seus íons, também estão presentes, quatro comprimentos de onda são necessários para determinar o 'SaO<sub>2</sub> fracionário'

$$\frac{HbO_2 \times 100}{Hb + HbO_2 + HbCO + HbMet} \quad (2.8)$$

Na presença de níveis elevados de HbCO, a oximetria superestimou consistentemente o verdadeiro valor de SaO<sub>2</sub> pela quantidade de HbCO presente. Níveis elevados de HbMet também podem causar leituras de oximetria imprecisas. (JUBRAN, 1999)

O movimento continua a ser uma fonte significativa de erros. Em 123 pacientes em recuperação, 77% dos alarmes do oxímetro de pulso eram de natureza falsa, o que os investigadores atribuíram a deslocamento do sensor, causado por movimento e diminuição da perfusão da pele. (JUBRAN, 1999)



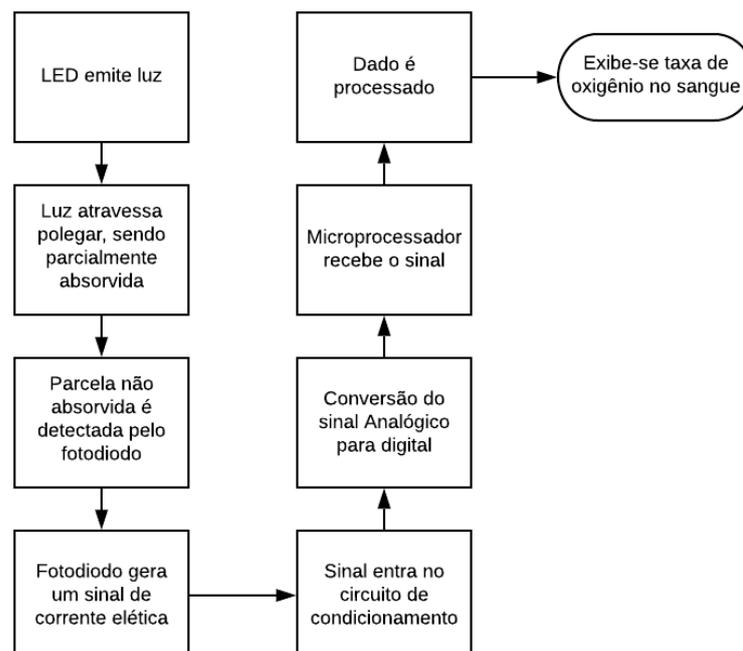
## 3 Oxímetro Proposto com Componentes de Prateleira

Neste capítulo é mostrada a formação de um circuito de oxímetro óptico. Analisa-se cada etapa de construção e discute-se as características relevantes e dificuldades de implementação. É apresentada uma formação com componentes de prateleira.

### 3.1 Arquitetura e o fluxo de sinais de um oxímetro

No diagrama 12 é mostrado o funcionamento geral do oxímetro. São duas partes fundamentais: o circuito emissor de luz e o receptor. O circuito emissor é composto por dois LEDs (um vermelho e um infravermelho) acionados por uma fonte de corrente e controlados por um microcontrolador. No circuito receptor é necessário um fotodiodo conectado à um amplificador de transimpedância, um circuito para condicionamento do sinal e um conversor analógico-digital. Após o conversor analógico-digital, o sinal vai para um microcontrolador para que seja processado e a taxa de oxigenação sanguínea seja calculada.

Figura 12 – Diagrama mostrando o caminho do sinal



## 3.2 Análise de incertezas

O projeto desenvolvido procura medir o nível de oxigênio no sangue, portanto, para assegurar o grau de confiança do sistema é necessário avaliar as fontes de erro presentes no circuito. A precisão de uma medição está sempre limitada por alguns fatores, dentre eles a sofisticação do equipamento utilizado, a habilidade do sujeito que realiza a medida e os princípios físicos básicos tanto do instrumento de medida, quanto do fenômeno que gerou o experimento.

Duas grandezas são consideradas não correlacionadas ou estatisticamente independentes quando as variações aleatórias de uma delas não influencia as variações aleatórias da outra. Caso contrário elas são ditas correlacionadas ou estatisticamente dependentes.

A medição nesse projeto é feita de forma indireta, mede-se a quantidade de luz absorvida através da resposta em tensão e com esse valor calcula-se uma taxa. Cada parte do circuito adiciona uma incerteza ao sistema final e dessa forma a incerteza padrão combinada da grandeza de saída  $f$  é dada pela expressão 3.1, quando as grandezas de entrada  $x_i$  são medidas repetidas vezes, gerando valores médios  $\bar{x}_i$  e desvios padrão das médias  $u_{\bar{x}_i}$ .

$$u_c = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i}^2 (u_{\bar{x}_i}^2)} \quad (3.1)$$

Os valores das incertezas das grandezas de entrada são fornecidos pelo fabricante e a definição de qual componente eletrônico utilizar passa pela análise da incerteza que esse componente acrescenta.

Para iniciar o projeto do oxímetro procurou-se determinar os parâmetros a serem alcançados. A incerteza presente nos oxímetros comerciais ficam em torno de 2% e 3%, dessa forma, considerando a fórmula da incerteza combinada para variáveis não correlacionadas (Equação 3.1), sabe-se que para limitar a incerteza total do sistema em 3% é necessário que nenhum dos componentes do circuito possua uma incerteza maior que 3%.

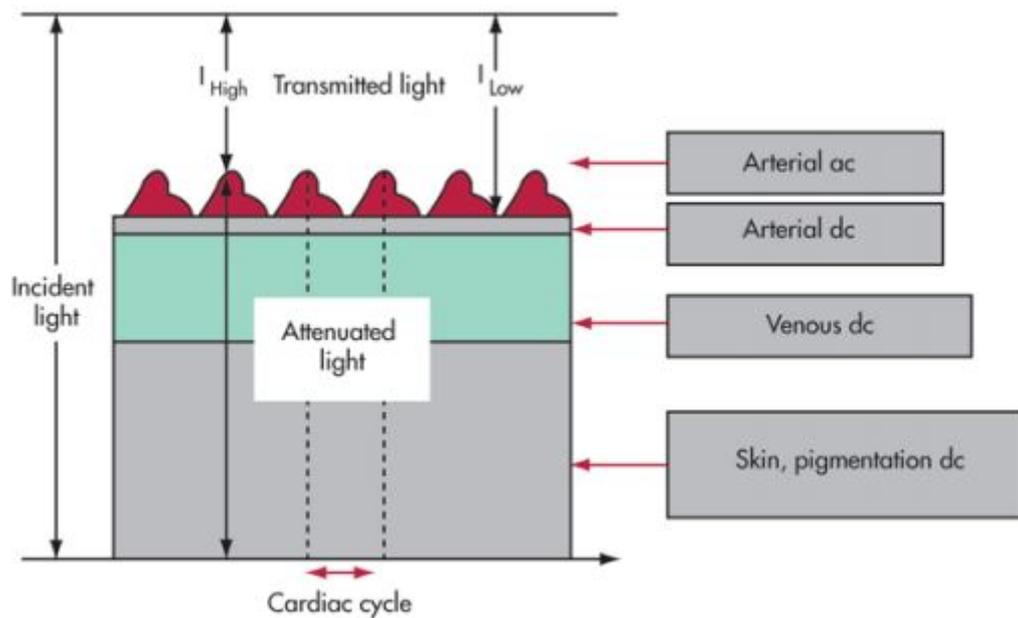
Tem-se duas partes fundamentais no circuito do oxímetro, uma responsável pelo acionamento do LED emissor e outra pela amplificação do sinal recebido pelo fotodiodo. Nelas estão presentes resistores, transistores e amplificadores operacionais, além dos LEDs e fotodiodo. Como serão utilizados componentes semicondutores espera-se que ocorram erros sistemáticos em decorrência da variação de temperatura, tais erros contribuem para a incerteza final da medição. A adição de um termômetro poderia proporcionar uma calibração em dois pontos, adicionando uma constante e uma inclinação na reta de aproximação descrita pela Série de Taylor 3.2. Essa seria uma forma de evitar os erros decorrentes da variação de temperatura.

$$f(x) = \sum_{i=0}^{\infty} \frac{f^n(x_0) \cdot (x - x_0)^n}{n!} \quad (3.2)$$

Deve-se avaliar ainda as incertezas adicionadas pelos componentes eletrônicos do circuito. Nas sessões seguintes é feita uma análise de cada bloco eletrônico presente em um oxímetro e discute-se as imprecisões acrescentadas por seus componentes à medição.

Uma das preocupações na medição de oxigenação sanguínea é a variação do volume de sangue arterial durante os períodos cardíacos de sístole e diástole. Durante a sístole, quando a pulsação arterial atinge o pico, o volume de sangue no tecido aumenta. Este sangue adicional absorve mais luz, reduzindo assim a intensidade da luz que é transmitida. Durante a diástole, menos sangue está presente no leito vascular, aumentando a quantidade de luz transmitida. (PRAVEEN, 2014), tal efeito é ilustrado na Figura 13.

Figura 13 – Variações na atenuação da luz pelo tecido que ilustram o efeito da pulsação nas artérias (PRAVEEN, 2014)

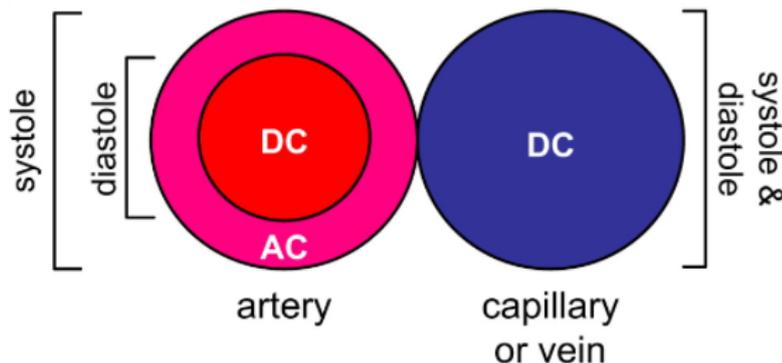


A capacidade da oximetria de pulso de detectar SpO<sub>2</sub> apenas do sangue arterial é baseada no princípio de que a quantidade de luz vermelha e infravermelha absorvida flutua com o ciclo cardíaco, à medida que o volume de sangue arterial aumenta durante a sístole e diminui durante a diástole; em contraste, o volume de sangue nas veias e capilares, bem como os volumes de pele, gordura, osso, etc., permanecem relativamente constantes. Uma parte da luz que passa através dos tecidos sem ser absorvida atinge o fotodetector da sonda e, conseqüentemente, cria sinais com um componente de “corrente contínua” (DC) relativamente estável e não pulsátil e um componente de “corrente alternada” (AC) pulsátil. Um diagrama transversal de uma artéria e uma veia durante a sístole e diástole ilustra os compartimentos não pulsáteis (DC) e pulsáteis (AC) das artérias e a relativa

ausência de alteração de volume nas veias e capilares na Figura 14. Os oxímetros de pulso usam a amplitude das absorções para calcular a relação mostrada na equação 3.3, onde  $A$  = absorção. Em outras palavras,  $R$  é uma razão dupla dos componentes pulsáteis e não pulsáteis da absorção de luz vermelha para a absorção de luz IR. Em baixas saturações de oxigênio arterial, onde há aumento de Hb, a mudança relativa na amplitude da absorção da luz vermelha devido ao pulso é maior do que a absorção de IR, ou seja,  $A_{RED,AC} > A_{IR,AC}$  resultando em um valor  $R$  mais alto; inversamente, em saturações de oxigênio mais altas,  $A_{RED,AC} < A_{IR,AC}$  e o valor de  $R$  é menor. Um microprocessador em oxímetros de pulso usa essa proporção (calculada ao longo de uma série de pulsos) para determinar a SpO2 com base em uma curva de calibração que foi gerada empiricamente pela medição de  $R$  em voluntários saudáveis cujas saturações compreendiam um intervalo de 100% para aproximadamente 70%. Assim, as leituras de SpO2 abaixo de 70% não devem ser consideradas quantitativamente confiáveis, embora seja improvável que qualquer decisão clínica seja alterada com base em quaisquer diferenças na SpO2 medida abaixo de 70% (D.CHAN MICHAEL M.CHAN, 2013).

$$R = \frac{RED}{INFRARED} = \frac{\frac{A_{AC,RED}}{A_{DC,RED}}}{\frac{A_{AC,IR}}{A_{DC,IR}}} \quad (3.3)$$

Figura 14 – Um diagrama em corte transversal de uma artéria e uma veia exibindo as componentes pulsátil (AC) e não pulsátil (DC) dos vasos sanguíneos (D.CHAN MICHAEL M.CHAN, 2013)



Um desvio no brilho do LED ou na sensibilidade do detector pode alterar a intensidade de luz detectada pelo sensor. Esta dependência da intensidade da luz transmitida ou retroespalhada também é compensada usando a técnica de normalização onde o componente AC é dividido pelo componente DC, conforme mostra a Equação (3.3) (PRAVEEN, 2014).

Idealmente, para a correta avaliação do instrumento, seria necessário realizar um volume muito grande de testes que pudessem representar uma parcela significativa de todos

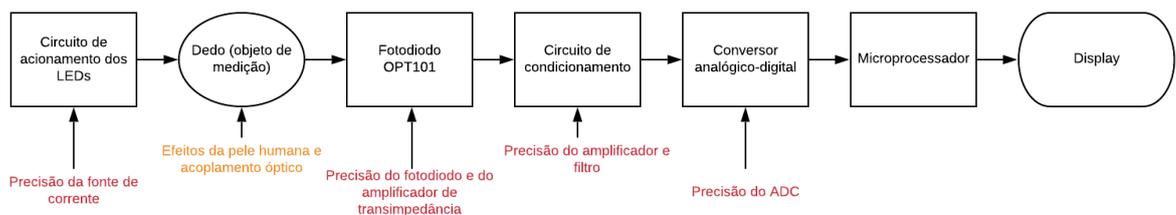
os possíveis usuários do instrumento, isto é, deveriam ser feitas medidas em pessoas com características muito diversas para avaliar a variação que essas características acrescentam no valor final da medição.

### 3.3 Implementação com componentes de prateleira

#### 3.3.1 Diagrama em blocos

Essa proposta de implementação apresentada é uma reunião de diferentes referências encontradas em artigos e trabalhos publicados de circuitos que foram implementados. Na Figura 15 é mostrado um diagrama com as etapas dessa proposta. Nas sessões seguintes são abordados os blocos individualmente, discutindo os erros presentes.

Figura 15 – Blocos do circuito do oxímetro



Os LEDs utilizados para o projeto do oxímetro precisam emitir uma quantidade de luz suficiente para atravessar o dedo e ainda permanecer perceptível pelo fotodiodo, dessa forma procura-se por LEDs adequados à aplicação, já que a maioria dos exemplares disponíveis no mercado não são para aplicações fotométricas e não disponibilizam informações sobre esses parâmetros.

Um dos pontos cruciais para o bom funcionamento do oxímetro é garantir um circuito emissor de luz preciso. Para isso é necessário que haja uma corrente de circulação constante. Uma boa opção é utilizar uma fonte de corrente para alimentar o LED. É necessário, também, projetar um circuito de *drive* para acionar os LEDs vermelho e infravermelho alternadamente.

Garantida a emissão de luz, é necessário preocupar-se com a leitura da luz refletida. Para tal utiliza-se um fotodiodo para gerar o sinal elétrico de corrente e na sequência coloca-se um conversor corrente-tensão para que o sinal da leitura seja obtido em tensão. Há opções disponíveis de fotodiodo integrado com amplificador de transimpedância que já apresentam a saída em tensão.

O sinal gerado pelo OPT101 entra no circuito de condicionamento, onde é amplificado e filtrado. Após o condicionamento, o sinal vai para a entrada analógica (que opera

a partir de um conversor analógico digital) do microcontrolador. Uma vez recebido esse sinal, é calculada a taxa de oxigenação conforme Equação 2.3 e exibido o resultado.

### 3.3.2 Fonte de corrente

Fontes de corrente de precisão normalmente são construídas usando amplificadores operacionais, resistores e outros componentes discretos - com limitações devido ao tamanho, precisão e variação de temperatura. Atualmente, há opções de amplificadores de diferença integrados com alta precisão, baixo custo e baixa potência, como o AD8276. Na Figura 16 é mostrado um esquemático para uma fonte de corrente utilizando este amplificador operacional.

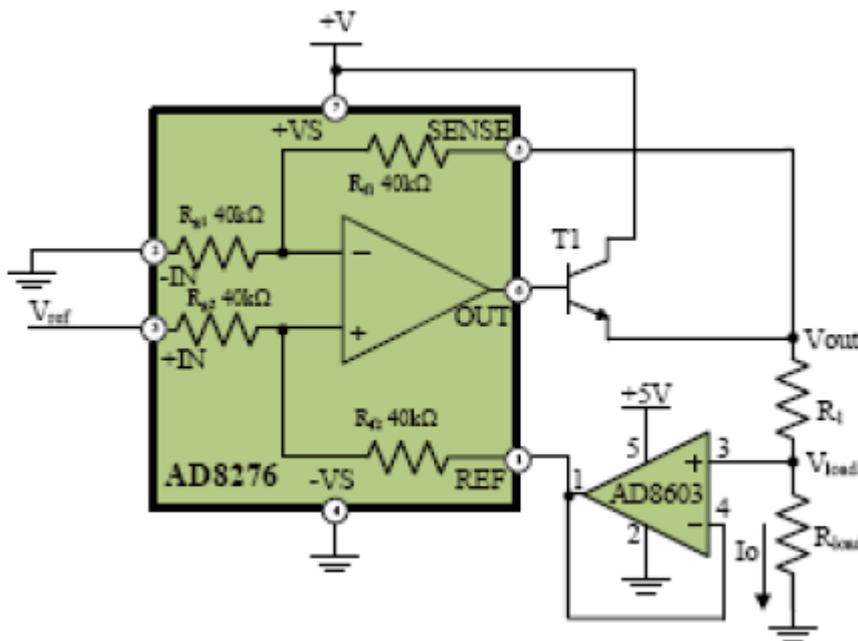


Figura 16 – Fonte de corrente com o uso de amplificador diferencial AD8276

Esse esquemático é apresentado em uma *application note* da Analog devices (ZHAO N., 2009). A corrente de saída dessa configuração é dada pela Equação 3.4.

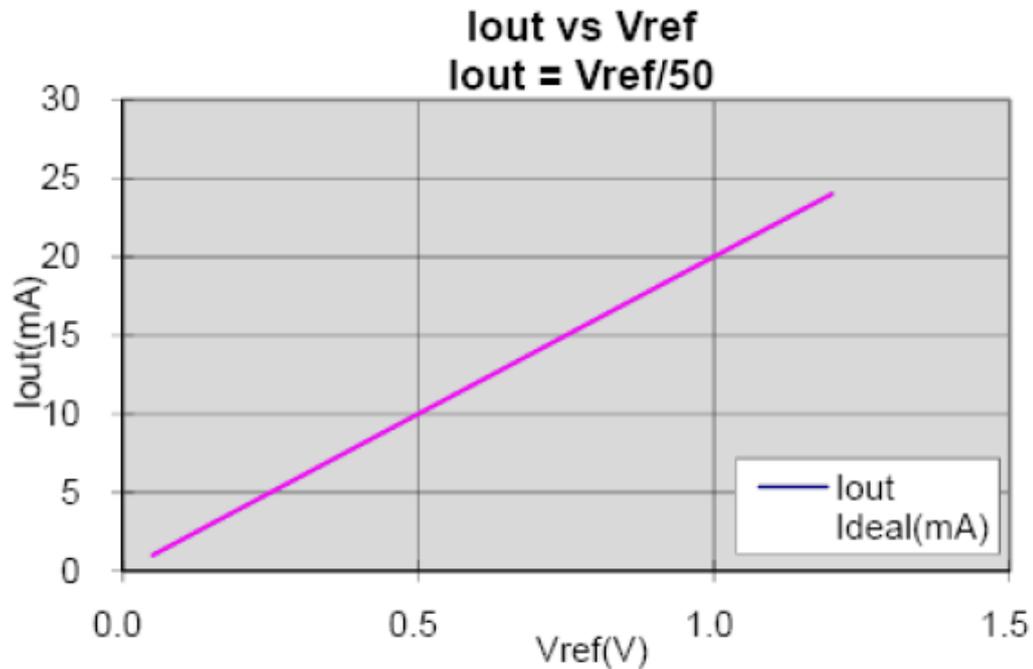
$$I = V_{ref} \frac{(R_{f2}/R_{g2} + R_{f1}/R_{g1}) \cdot R_{f2}/R_{g2}}{R_1(1 + R_{f2}/R_{g2}) + R_{LOAD}(R_{f2}/R_{g2} - R_{f1}/R_{g1})} \quad (3.4)$$

Os resistores internos do CI são perfeitamente combinados para minimizar o erro e a variação devido à temperatura. Os resistores externos tornam-se uma fonte significativa de erro no sistema se não são bem combinados. Caso os resistores internos  $R_{g1}$ ,  $R_{g2}$ ,  $R_{f1}$  e  $R_{f2}$  sejam iguais, a equação para a corrente na carga se simplifica para 3.5.

$$I = \frac{V_{ref}}{R_1} \quad (3.5)$$

De acordo com as medidas obtidas da *application note* da Analog Devices (ZHAO N., 2009), a tensão de entrada versus a corrente de saída medida usando o circuito da Figura 16 é o apresentado na Figura 17. O AD8276 e o AD8603 são alimentado por +5V. A tolerância de R1 é de 0,1%. O transistor utilizado, que tem como função aumentar a corrente na carga, é um 2N3904. A tensão de referência foi varrida de 0,05 V para 1,20 V com passos de 0,01V. A faixa de entrada é limitada pela fonte de alimentação e pelo faixa de entrada do amplificador operacional utilizado como buffer, o AD8603. O erro máximo é de 0,87% e a média é de 0,10%. Resistores externos são a principal fonte de erro.

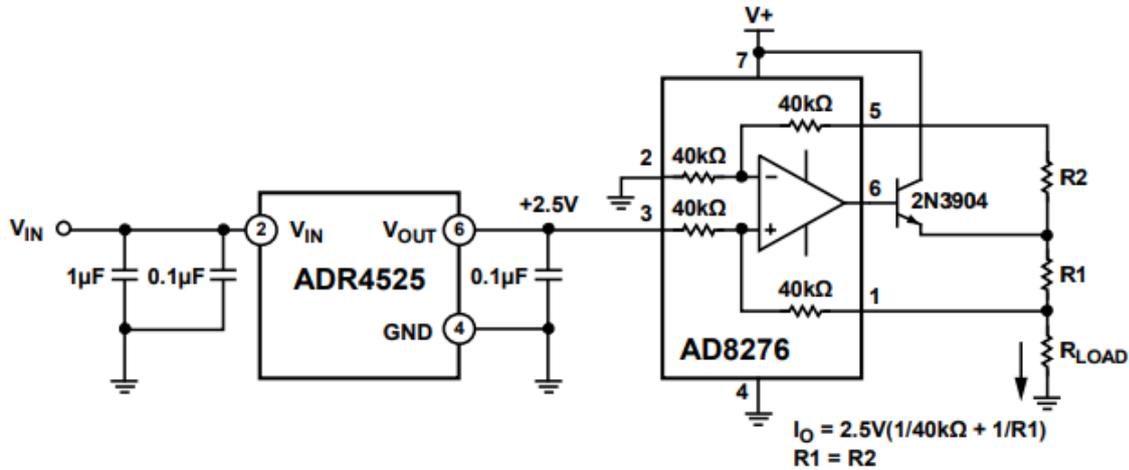
Figura 17 – Desempenho da fonte de corrente desenvolvida com o AD8276



No *datasheet* do AD8276 é sugerida uma topologia para fonte de corrente com uma referência de tensão na entrada do amplificador operacional, a ADR4525. A ADR4525 fornece uma referência de tensão de precisão e contribui na redução do erro na cadeia do sinal. Na Figura 18 é mostrada a topologia sugerida. Nessa proposta pode-se eliminar o AD8603 que era utilizado como *buffer* pois a tensão já vai estar sendo assegurada pela referência. O transistor utilizado continua sendo o mesmo (2N3904) e é adicionado um resistor externo. A equação final para a corrente nessa configuração torna-se 3.6.

$$I = V_{in} \left( \frac{1}{40K\Omega} + \frac{1}{R_1} \right) \quad (3.6)$$

A referência de tensão utilizada apresenta tensão de saída de 2,048V com um erro máximo de  $\pm 0,04\%$  ou  $410\mu V$ . Escolhendo-se resistores com tolerância de 1%, a precisão

Figura 18 – Fonte de corrente sugerida no *datasheet* do AD8276

da corrente de saída pode ser obtida através de 3.7.

$$u_c^2 = \left[ \frac{\partial(V_{in} \frac{1}{40K\Omega} + \frac{1}{R_1})}{\partial V_{in}} \right]^2 (u_{V_{in}}^2) + \left[ \frac{\partial V_{in} (\frac{1}{40K\Omega} + \frac{1}{R_1})}{\partial R_1} \right]^2 (u_{R_1}^2) \quad (3.7)$$

Escolhendo  $R_1 = 125\Omega$  para obter uma corrente de  $20mA$ , pode-se substituir os valores nesta fórmula e chegar a incerteza combinada total para a fonte de corrente de  $\pm 0,2mA$  ou  $\pm 1\%$ . Deve-se resaltar que ainda devem ser considerados erros devidos à tensão de *offset* e corrente de *bias*. Tais temas são abordados nas próximas sessões com mais detalhes.

Para um projeto robusto, é necessário avaliar também os prejuízos causados ao circuito com a variação de temperatura.

No anexo A é feita uma revisão de conceitos importantes de amplificadores diferenciais, a fim de esclarecer características que devem ser levadas em conta no projeto do circuito.

### 3.3.3 O emissor de luz - LED

Para a escolha dos leds devem-se considerar diferentes critérios, de acordo com (WEBSTER, ), um dos fatores a ser considerado na utilização de LEDs na oximetria de pulso é a emissão espectro. Por causa da inclinação acentuada da desoxiemoglobina (Hb) na curva de extinção em 660 nm, é extremamente importante que os LEDs vermelhos usados em sondas de oxímetro de pulso emitam uma faixa muito estreita de comprimentos de onda centrados no comprimento de onda desejado de 660 nm a fim de minimizar o erro na leitura do SpO<sub>2</sub>. A largura da faixa de comprimento de onda do LED infravermelho não é tão importante para a precisão devido à inclinação não ser tão acentuada nas curvas de extinção em 940 nm para ambos Hb (hemoglobina) e HbO<sub>2</sub> (oxiemoglobina). LEDs típicos

podem ter uma largura de banda espectral na faixa de 60 nm ou de até menos que 20 nm. Os LEDs visíveis geralmente têm larguras de banda menores de aproximadamente 25 nm e LEDs de infravermelho, normalmente com larguras de banda maiores perto de 50nm.

Deve-se pensar também na potência irradiada do LED. Essa é medida, tipicamente, em miliwatts. O valor usual de potência irradiada dos LEDs vermelhos e infravermelhos usados na oximetria de pulso é de 1 mW a cada 20 mA de corrente. LEDs mais brilhantes estão disponíveis, mas geralmente a energia irradiada não excede 10 mW. A tensão direta é definida como a queda potencial através da junção p-n de um diodo do ânodo ao cátodo. Enquanto as tensões diretas do diodo de silício comum estão perto de 0,7 V, as tensões diretas dos LEDs podem variar de 0,9 a 2,5 V normalmente. Considera-se também a corrente direta, que é definida como a corrente que flui através do LED na direção do ânodo para o cátodo, sendo ela uma corrente suficiente, o LED emitirá luz.

Outra consideração para LEDs usados em oximetria de pulso é o consumo de energia. Embora a grande maioria dos oxímetros de pulso sejam usados em um ambiente estacionário onde a energia está prontamente disponível na tomada de parede mais próxima, alguns são portáteis e usados em uma variedade de situações médicas de emergência. Estas unidades portáteis precisa funcionar por um longo período de tempo sem uma recarga da fonte de alimentação. Portanto, é essencial que o consumo de energia do LED seja minimizado.

Tal como acontece com todos os diodos, sob polarização reversa virtualmente nenhuma corrente fluirá através da junção p-n até que a tensão de ruptura reversa seja alcançada. Acima dessa tensão, grandes correntes fluem e danificam o diodo. A maioria dos LEDs tem um valor bastante pequeno para esta especificação, geralmente na faixa de 3 a 5 V. Esta especificação é importante na oximetria de pulso devido ao arranjo dos LEDs na sonda. Para minimizar o número de fios em cada sonda (e, portanto, custo), os LEDs são conectados em um arranjo paralelo com polaridades invertidas. Isso significa que enquanto um LED está LIGADO, o outro LED está sob viés reverso. O LED típico tem uma tensão de ruptura reversa que é maior do que a tensão direta da maioria dos LEDs, minimizando a dificuldade de lidar com esta especificação.

Em um diodo ideal, nenhuma corrente flui na direção reversa quando a junção p-n tem polarização reversa. Na realidade, uma pequena quantidade de corrente realmente flui na direção oposta. Em LEDs, essa corrente normalmente varia de 0,01 a 10 pA. Uma vez que esta corrente é extremamente pequena em comparação com a corrente direta do LED conectado em paralelo, esta corrente de derivação tem um efeito insignificante.

Os oxímetros de pulso são geralmente usados em um ambiente médico com temperatura estável. No entanto, podem surgir situações de emergência em que um oxímetro de pulso tem que operar sob temperaturas extremas. Felizmente, os LEDs são dispositivos extremamente robustos com uma faixa especificada básica de temperatura operacional

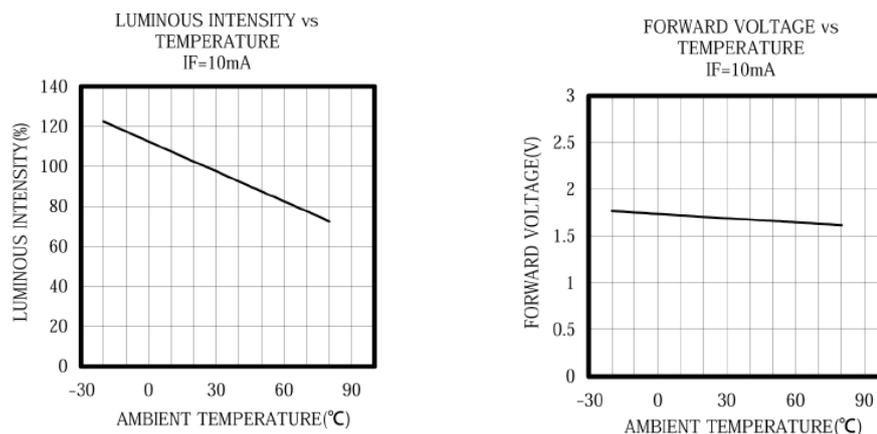
de  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $85^{\circ}\text{C}$ . Muitos LEDs com uma faixa de temperatura operacional ainda maior são acessíveis. A maioria dos parâmetros de LED são especificados em uma determinada temperatura. Além disso, informações são fornecidas sobre como alguns desses parâmetros variam ao longo de uma determinada faixa de temperatura. O mais importante desses parâmetros é a corrente direta máxima versus temperatura, que determina a resistência de temperatura do LED. A corrente direta máxima diminui conforme o aumento da temperatura.

O tempo de comutação é o tempo necessário para um LED passar de seu estado LIGADO para seu estado OFF ou vice-versa. A maioria dos LEDs tem um tempo de comutação na casa das centenas de nanossegundos. Na aplicação de oximetria de pulso, isso é muito mais rápido do que o necessário devido à frequência extremamente baixa da pulsação arterial de cerca de 1 Hz.

O ângulo do feixe é definido como a medida angular da potência irradiada medida em um eixo de ponto de meia potência a ponto de meia potência. É simplesmente uma medida de quão focada é a luz emitida. Em LEDs no mercado hoje, os ângulos de feixe podem variar de alguns graus a um máximo de 180. Na oximetria de pulso, o ângulo do feixe só precisa ser estreito o suficiente para garantir a saída máxima de luz.

Na escolha dos leds para a proposta do oxímetro pensou-se nas diversas características citadas. Para o LED de emissão vermelha optou-se por utilizar o MTE6066N5 que possui comprimento de onda de emissão de pico  $\lambda = 660\text{nm}$ . A corrente de operação recomendada é de  $20\text{mA}$ , sendo a corrente máxima  $50\text{mA}$  (para uma temperatura inferior à  $25^{\circ}\text{C}$ ). A luminosidade típica para uma corrente de circulação de  $20\text{mA}$  é de  $3000\text{mcd}$  (mili candelas) e a tensão direta fica em  $1,8\text{V}$ . A largura espectral de emissão de é  $\Delta\lambda = 25\text{nm}$ . As curvas referentes às variações de resposta do componente frente à temperatura são mostradas na Figura 19.

Figura 19 – Variações de respostas dadas mudanças de temperatura para o LED MTE6066N5



Para o LED infravermelho escolheu-se utilizar o IR7373C que também tem como corrente de operação recomendada  $20mA$ , sendo a corrente máxima  $100mA$ . O comprimento de onda de emissão de pico é de  $\lambda = 940nm$ . Com esse valor de corrente em operação a intensidade de radiação típica é de  $8mW/sr$  sendo  $sr$  a unidade de ângulo sólido. A tensão de condução direta do IR7373C para uma corrente de  $20mA$  é de  $1,2V$ . As informações sobre os efeitos da variação de temperatura não são tão claros como no LED vermelho, apenas é informado que a temperatura de operação é de  $-40^{\circ}C$  a  $+85^{\circ}C$ .

Nota-se que usualmente as medidas de iluminância para LEDs visíveis são dadas em candelas, enquanto que para LEDs infravermelhos são dadas em watts. A candela é a intensidade luminosa, em uma determinada direção, de uma fonte que emite radiação monocromática de frequência  $540 \times 10^{12}$  hertz e que possui intensidade radiante nessa direção de  $1/683$  watt por ângulo sólido. Esta definição é expressa em termos estritamente físicos e é dada para apenas uma frequência de radiação eletromagnética. O objetivo da fotometria é medir a luz de tal forma que o resultado da medição correlacione-se com a sensação visual de brilho experimentado por um observador humano para a mesma radiação. A maioria das fontes de luz emitem um amplo espectro de frequências. Portanto, a Comissão Internacional de Iluminação (CIE) definiu um conjunto de funções de ponderação espectral ou espectros de ação, referido como funções espectrais de eficiência luminosa que descrevem a sensibilidade espectral média relativa do olho humano para condições visuais especificadas. Essas funções são definidas como uma função de comprimento de onda em ar padrão (ar seco a  $15^{\circ}C$  e  $101\,325$  Pa, contendo  $0,03\%$  em volume de dióxido de carbono) e normalizado para a unidade em seu valor máximo. A constante,  $K_{cd}$ , juntamente com as funções de eficiência luminosa espectral, relaciona as quantidades fotométricas e grandezas radiométricas para estabelecer um sistema metrologicamente consistente (PLANNING, 2015).

Na Tabela 1 obtida de (HYPERPHYSICS, 2019) é mostrado o fator de conversão para alguns comprimentos de onda. Portanto para um led que emite  $3000mcd$  em  $\lambda = 640nm$ , utilizando que um lúmen é uma candela por ângulo sólido ( $1\,cd \cdot 1\,sr = 1\,lm$ ) tem-se que a luz emitida é de  $25mW/sr$ .

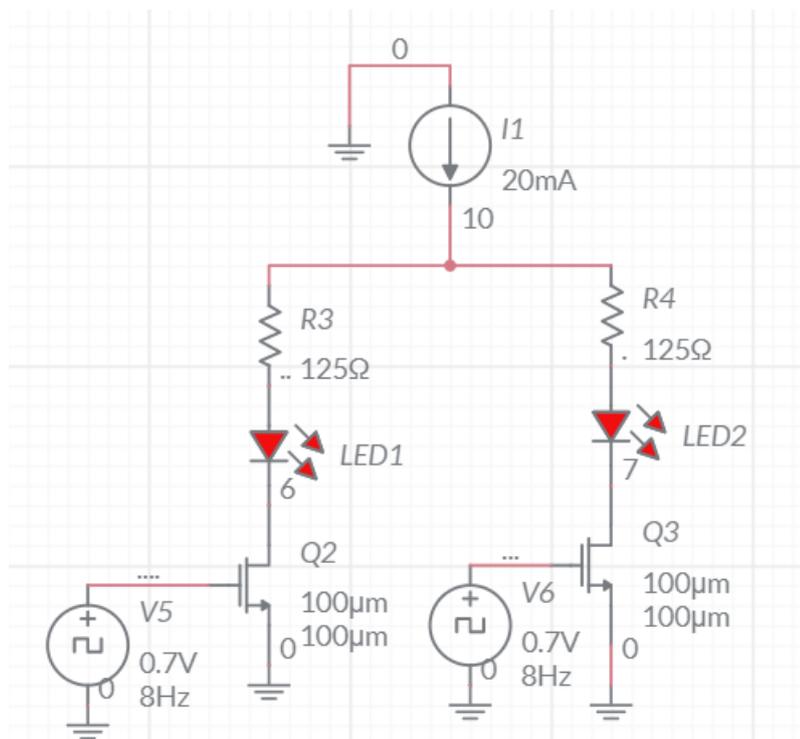
Ressalta-se que a busca por esses componentes exige muita dedicação do projetista pois nem sempre são encontradas as informações necessárias pra o desenvolvimento do circuito.

O circuito de acionamento dos LEDs projetado é mostrado na Figura 20. Utilizam-se dois transistores MOS como chaves, tendo sua tensão de porta controlada por um sinal provindo de um microcontrolador, para o acionamento alternado dos LEDs vermelho e infravermelho. A frequência de acionamento dos LEDs escolhida com base na literatura encontrada (WEBSTER, ) foi de  $500Hz$ . Considerando que o batimento cardíaco de uma pessoa em repouso normalmente fica entre  $60bpm$  (batimentos por minuto) e  $90bpm$ ,

Tabela 1 – Tabela de de eficácia luminosa

Comprimento de onda	Eficiência luminosa ( $V_\lambda$ )	Conversão fotópica (lm/W)
380	0.000039	0.027
400	0.000396	0.27
450	0.038	25.954
490	0.20802	142.078
500	0.323	220.609
550	0.99495	679.551
600	0.631	430.973
640	0.175	119.525
650	0.107	73.081
700	0.004102	2.802
750	0.00012	0.082
770	0.00003	0.02

Figura 20 – Diagrama circuito de acionamento dos LEDs



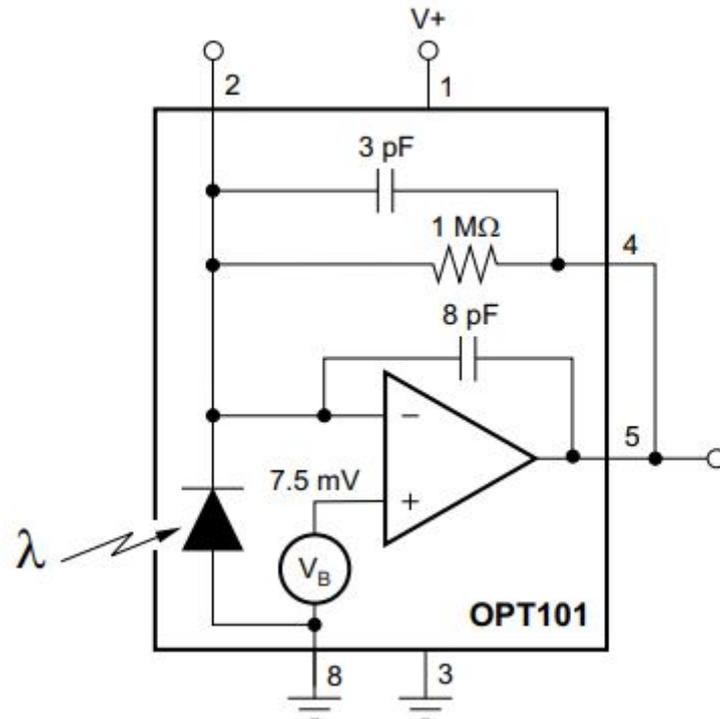
utilizando 80bpm, são 1,33 batimentos por segundo, ou seja, a frequência do sinal a ser amostrado é muito baixa (aproximadamente 1Hz). O *duty cycle* escolhido foi de  $60\mu s$ , assim no primeiro momento apenas o LED vermelho fica ligado, há um intervalo em que os dois LEDs estão desligados e após apenas o LED infravermelho é ligado.

### 3.3.4 O sensor de luz - Fotodiodo

Para implementar o conjunto fotodiodo e amplificador escolheu-se utilizar o circuito integrado OPT101. O circuito desse chip é mostrado na Figura 21. A combinação integrada

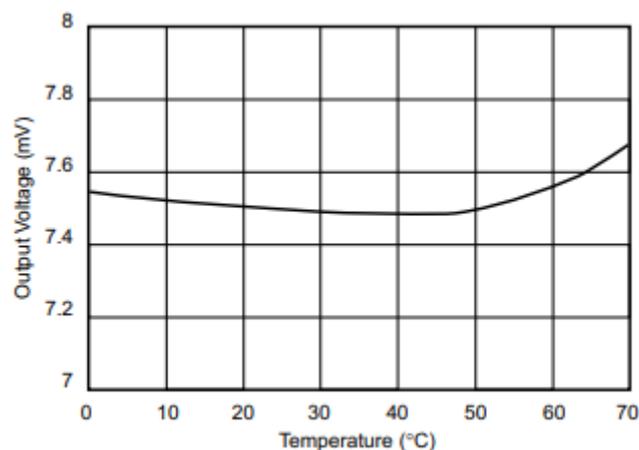
de um fotodiodo com um amplificador de transimpedância em um chip evita problemas tipicamente encontrados em designs discretos como por exemplo erros devido à corrente de fuga, ruído e ganho de pico devido à capacitância parasita.

Figura 21 – Circuito integrado OPT101 - Texas Instruments



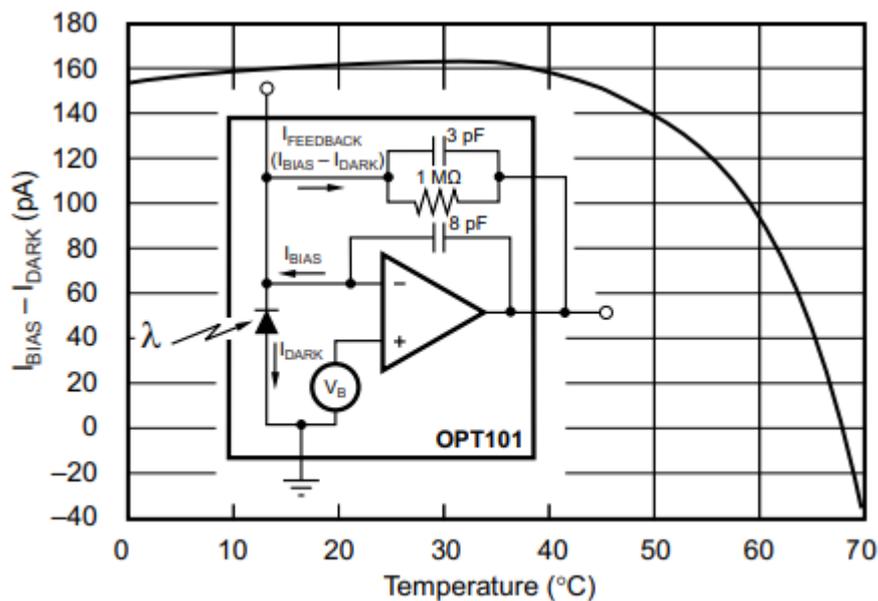
A saída de tensão do OPT101 é o produto da corrente do fotodiodo vezes o resistor de feedback ( $I_D \cdot R_F$ ) mais uma tensão de pedestal,  $V_B$ , de aproximadamente  $7,5mV$  introduzida para operação com alimentação única. Portanto, sem luz incidente a saída é de  $7,5mV$ , sendo que esse valor aumenta com o aumento da iluminação. Conforme mostrado na Figura 22 o valor dessa tensão de saída permanece constante até perto de  $50^\circ C$ , onde a partir daí começa a aumentar.

Figura 22 – Tensão de saída de escuro de acordo com temperatura OPT101



Outra inferência provocada pelo aumento de temperatura pode ser visto na Figura 23. A diminuição da diferença dessas duas correntes com o aumento da temperatura está fortemente ligada ao fato de haver um aumento substancial da corrente de escuro com o aumento da temperatura. De acordo com as informações, a corrente de escuro do OPT101 em temperatura ambiente de  $25^{\circ}\text{C}$  fica em  $2.5\text{pA}$ .

Figura 23 – Relação entre as correntes  $I_{BIAS}$  e  $I_{DARK}$  com a temperatura



De acordo com a irradiação recebida, há uma saída em volts, conforme mostra Figura 24 essas curvas foram traçadas para uma recepção de potência radiada com comprimento de onda igual à  $\lambda = 650\text{nm}$  que é o caso do LED vermelho. Pode-se notar que a saída em tensão aumenta linearmente com a intensidade luminosa para este caso. Dessa forma é necessário garantir que os Leds emissores compreendam essa faixa de resposta do OPT101.

Na Figura 25 é mostrada a resposta espectral dado diferentes comprimentos de onda de luz incidentes. Pode-se analisar que para o comprimento de onda de  $\lambda = 940\text{nm}$  do LED infravermelho espera-se uma resposta parecida com a obtida para o LED vermelho em  $\lambda = 650\text{nm}$ .

Figura 24 – Saída em volts para potência irradiada OPT101

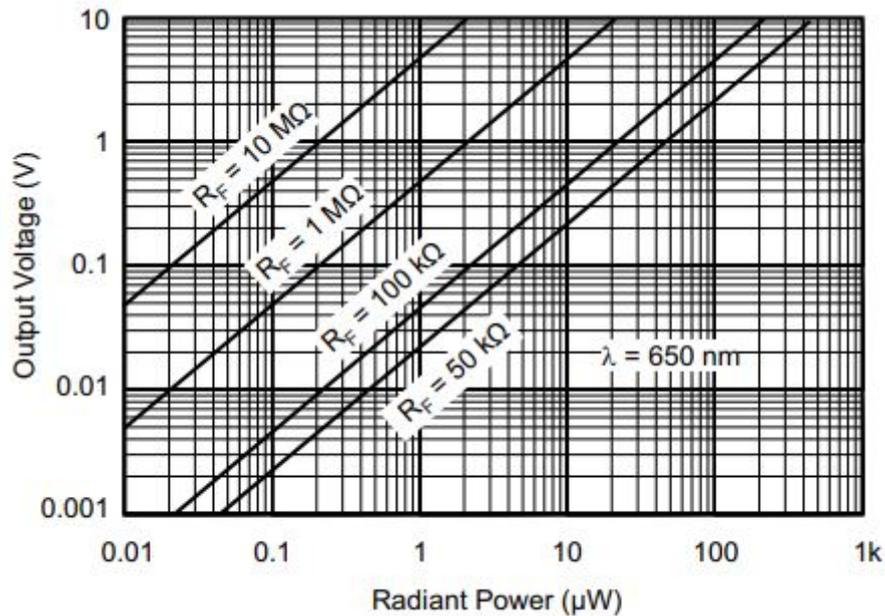
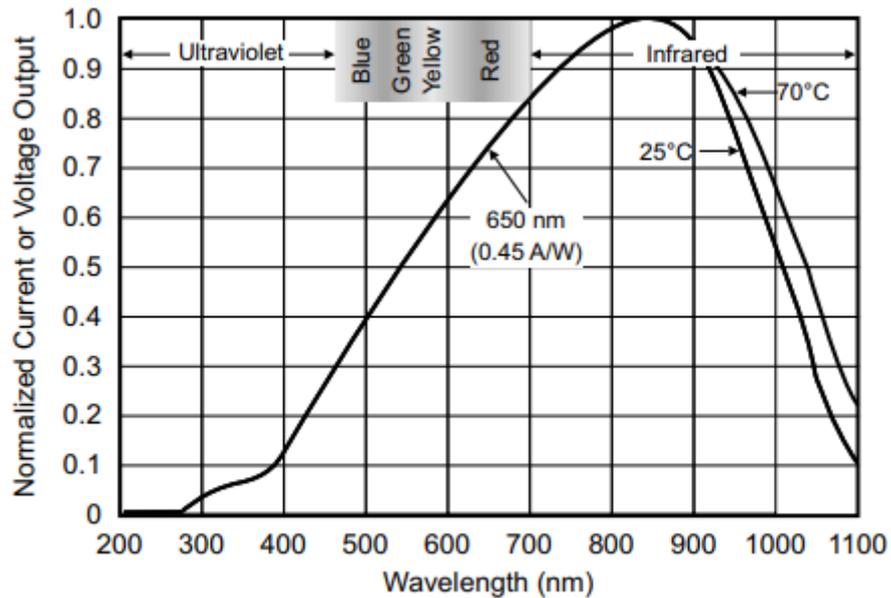


Figura 25 – Resposta espectral OPT101



### 3.3.5 Processamento do sinal

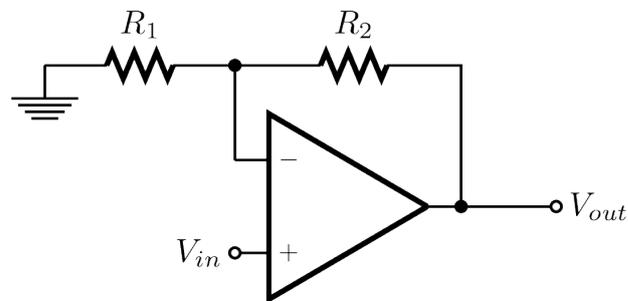
Na saída do OPT101 é necessário um circuito condicionador de sinal. O condicionador de sinal é um termo genérico para um dispositivo que converte a saída do sensor ou transdutor em um sinal elétrico apropriado para o dispositivo de apresentação ou controle. Esse circuito pode ser composto por filtros, amplificadores, fontes de tensão e/ou corrente, entre outros.

Na primeira etapa do condicionamento necessita-se de uma amplificação para o

sinal. Encontrou-se na literatura propostas de amplificação com um ganho de 100. Para tal é escolhido um amplificador da analog devices (ADA4666) numa configuração não inversora, mostrada na Figura 26. Utilizando dois resistores  $R_1 = 1k\Omega$  e  $R_f = 100k\Omega$ , escolhidos por serem valores comerciais bem comuns, de acordo com a equação de ganho pra esta configuração (Equação 3.8) resulta em um ganho de 101.

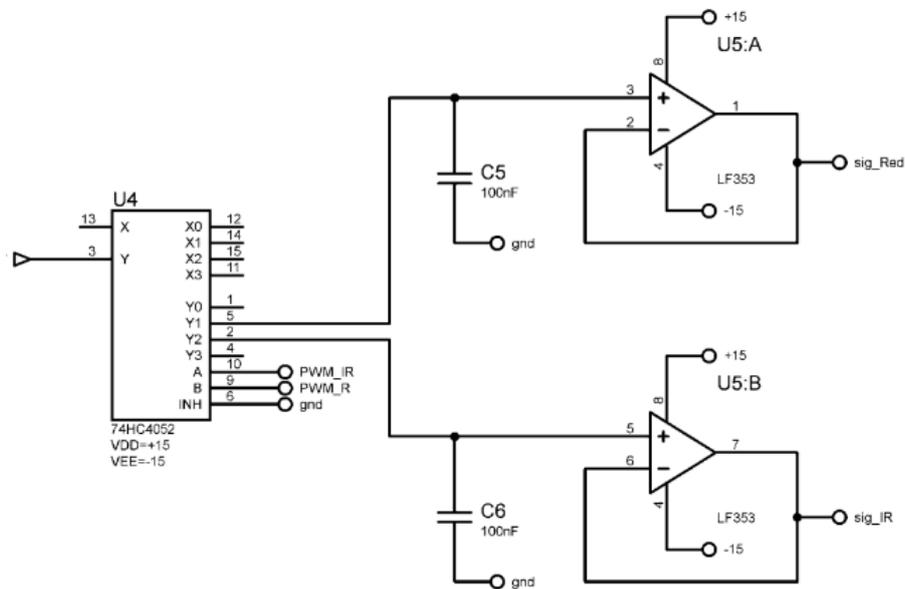
$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 = \frac{100k\Omega}{1k\Omega} + 1 = 101 \quad (3.8)$$

Figura 26 – Amplificador não inversor para ganho do sinal de saída do OPT101



Após a amplificação, utiliza-se um circuito para demultiplexar os sinais vermelho e infravermelho, pois é utilizado um único fotodiodo para a obtenção de sinais de dois LEDs. A Figura 27 mostra o circuito projetado. Nele há três componentes: um multiplexador e demultiplexador analógico IC (74HC4052) para separar o sinal multiplexado dos dois sinais de entrada do circuito, um capacitor para segurar as amostras quando ambos os LEDs estão desligados e um amplificador de alta impedância de entrada utilizado como buffer, com o objetivo único de buscar a integridade do sinal. (ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, 2019).

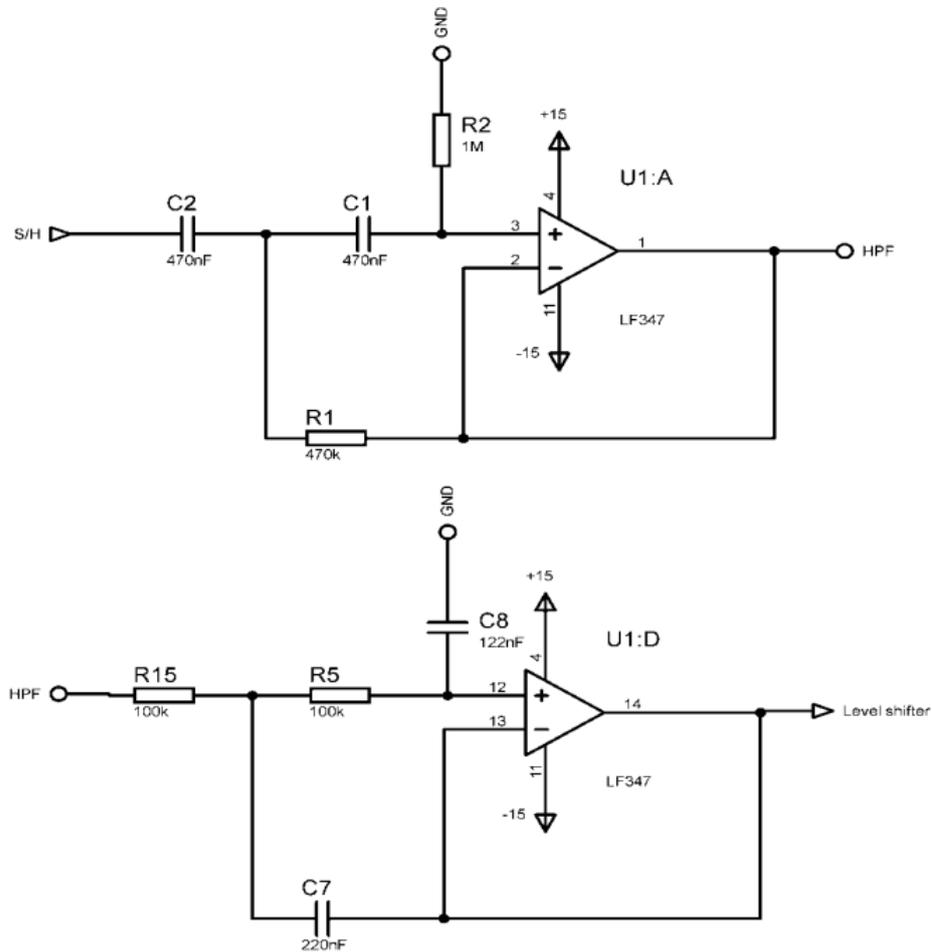
Figura 27 – Proposta de circuito para demultiplexar o sinal proveniente do OPT101 - (ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, 2019)



O circuito demultiplexador têm o propósito de separar, no domínio do tempo, os sinais vermelho e infravermelho. Esse circuito deve ser sincronizado com o circuito de acionamento dos LEDs. Ressalta-se que essa é uma escolha desse projeto e há maneiras diferentes de tratar esse sinal, por exemplo enviando diretamente para um conversor analógico digital e aplicando uma transformada de Fourier para levar o sinal ao domínio da frequência. Dessa forma os sinais também seriam separados.

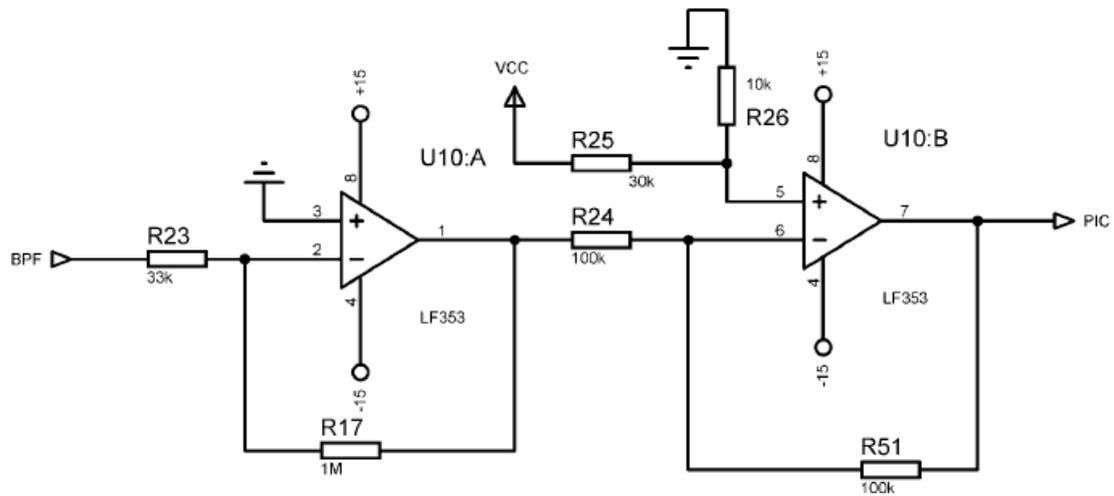
Na saída do circuito de *sample and hold*, a fim de extrair um sinal preciso, um filtro de segunda ordem passa-banda Butterworth (BPF) foi projetado para um sinal entre 0,5 Hz e 10 Hz. O filtro passa-altas (HPF) é usado para sinais de passagem que têm uma frequência superior a 0,5 Hz e para filtrar a componente DC do sinal, já que a componente DC permanece a mesma para ambos os sinais, vermelho e infravermelho conforme citado na sessão (3.5). O filtro passa-baixas (LPF) é usado para passar o sinal que tem frequência menor que 10 Hz e remover ruído de alta frequência. Também é usado para remover os ruídos introduzidos pela amostra. O circuito BPF projetado usando o circuito integrado LF353 é mostrado na Figura 28.

Figura 28 – Proposta de filtro de segunda ordem (ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, 2019)



Para fazer medições de pico a pico adequadas com o sinal PPG, o sinal precisa ser amplificado e seu nível DC deve ser localizado aproximadamente na metade da tensão de alimentação que é 5V. Para tal utiliza-se um circuito mostrado na Figura 29 que escala e desloca o nível da tensão.

Figura 29 – Circuito para escalar o sinal entre 0V e 5V



O sinal de tensão escalonado é aplicado na entrada analógica do microprocessador, no caso um ATMEGA368p, para calcular a taxa de oxigenação de acordo com a equação 2.3. As entradas analógicas do microprocessador funcionam com a utilização de conversores analógico-digitais de 10 bits.



## 4 Oxímetro Proposto com o MAX30102

Neste capítulo é mostrada uma formação de circuito de oxímetro utilizando um chip integrado MAX30102.

### 4.1 Implementação com o MAX30102

Diante das dificuldades encontradas em unir diversas partes do circuito eletrônico optou-se por buscar uma solução integrada para a implementação do oxímetro. Conforme já mencionado anteriormente, os componentes eletrônicos disponíveis a valores acessíveis nem sempre apresentam em seu *datasheet* as informações necessárias para a elaboração de um projeto preciso. Salienta-se que um oxímetro de pulso por envolver medições em seres humanos é um instrumento que será submetido a medições imprevisíveis pois não há um modelo de padronização para o objeto de medida. Tais dificuldades tornam complexa a construção do sensor.

#### 4.1.1 Circuito Integrado MAX30102

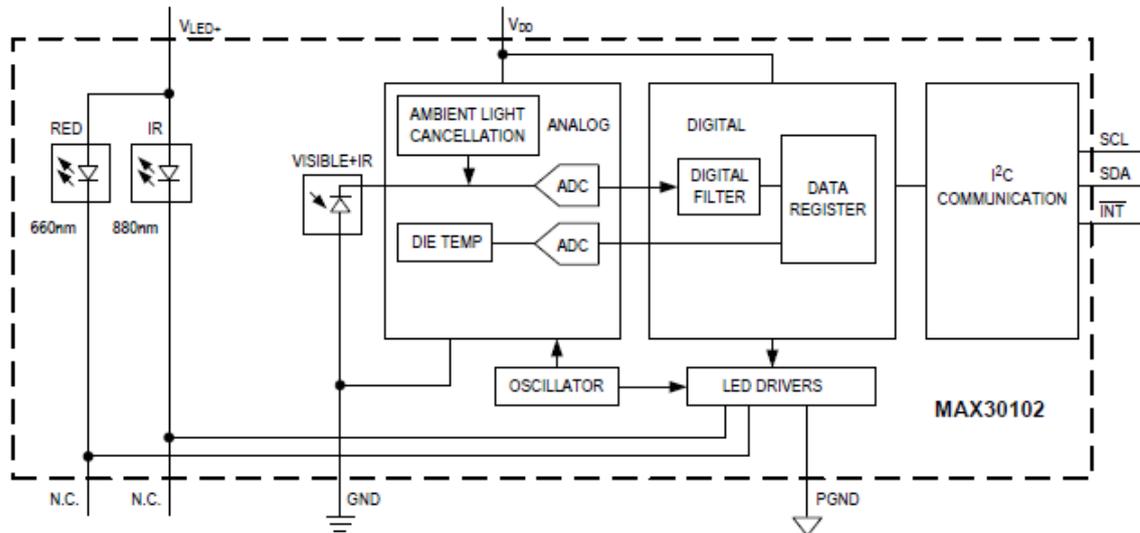
O MAX30102 é um módulo de monitor de frequência cardíaca com oximetria de pulso integrada. Inclui LEDs internos, fotodetectores, elementos ópticos e eletrônicos de baixo ruído com rejeição de luz ambiente. O chip opera com uma única fonte de alimentação de 1,8 V e uma fonte de alimentação de 3,3 V separada para os LEDs internos. A comunicação é por meio de um padrão compatível com interface I2C.

Na Figura 30 é mostrado o diagrama de blocos do circuito presente no chip.

O sistema de medição de oxigenação SpO<sub>2</sub> do MAX30102 contém cancelamento de luz ambiente (CLA), conversor analógico-digital sigma-delta de tempo contínuo e um filtro de tempo discreto. O CLA contém um circuito interno *Track/Hold* para cancelar a luz ambiente e aumentar a faixa dinâmica efetiva. O CLA pode cancelar até 200 $\mu$ A da corrente gerada pela luz ambiente. O ADC interno utiliza um conversor sigma-delta com resolução de 18 bits com sobreamostragem de tempo contínuo podendo converter correntes provenientes do fotodiodo de 2 $\mu$ A a 16 $\mu$ A. A taxa de amostragem do ADC é de 10,24 MHz. A taxa de dados de saída do ADC pode ser programada de 50sps (amostras por segundo) a 3200sps.

O chip é equipado com um sensor de temperatura para calibrar a dependência da temperatura do sistema SpO<sub>2</sub>. O sensor de temperatura possui uma resolução inerente de 0,0625 °C. Os dados de saída do dispositivo são relativamente insensíveis ao comprimento de onda do LED IR, onde o comprimento de onda do LED vermelho é crítico para a

Figura 30 – Diagrama de blocos MAX30102 - Fonte: (MAXIM, 2018)



interpretação correta dos dados. É utilizado um algoritmo para compensar o erro de SpO<sub>2</sub> associado à mudanças de temperatura ambiente no sinal de saída MAX30102.

O MAX30102 integra drivers para o LED vermelho e o infravermelho para modular a largura e frequência dos pulsos. A corrente do LED pode ser programada de 0 a 50mA com tensão de alimentação adequada. A largura de pulso do LED pode ser programado de 69 $\mu$ s a 411 $\mu$ s para permitir que o algoritmo otimize a precisão de SpO<sub>2</sub> e o consumo de energia com base em casos de uso.

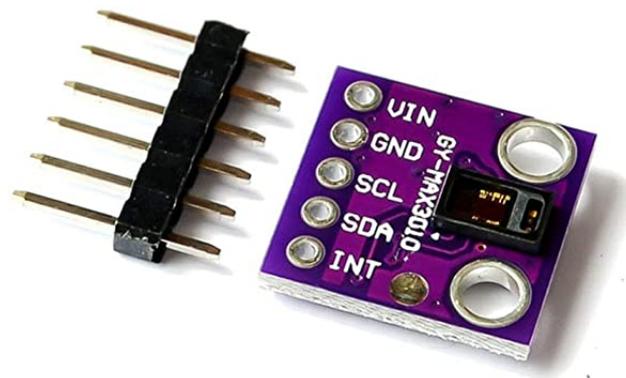
#### 4.1.2 Módulo comercial para oximetria

Para a implementação utilizou-se um módulo com o chip MAX30102. Este componente traz o chip em uma base adaptada para facilitar a conexão dos pinos necessária. São apenas quatro pinos de conexão, a tensão de alimentação, o terra, o SCL (*serial clock pin*) e o SDA (*serial data pin*). Na próxima seção é explicado com mais detalhes os pinos SCL e SDA. O pino INT não é conectado nesse projeto, esse pino é chamado de interrupção baixo ativo e sua função é de sempre que uma interrupção for disparada, o MAX30102 puxa o pino de interrupção baixo ativo para seu estado baixo até que a interrupção seja eliminada.



Figura 32 – Chip integrado MAX30102

Figura 31 – Módulo MAX30102



Este circuito realiza a medição utilizando o emissor e o sensor lado a lado e é, portanto, diferente da medição transversal tratada nos capítulos anteriores. A demanda por oximetria de pulso de modo reflexivo para monitorar a saturação de oxigênio tem aumentado pois essa modalidade pode ser usada em diversos locais de medição, como pés, testa, tórax e pulsos. Oxímetros com medidas reflexivas são facilmente encontrados na forma de pulseira ou relógio.

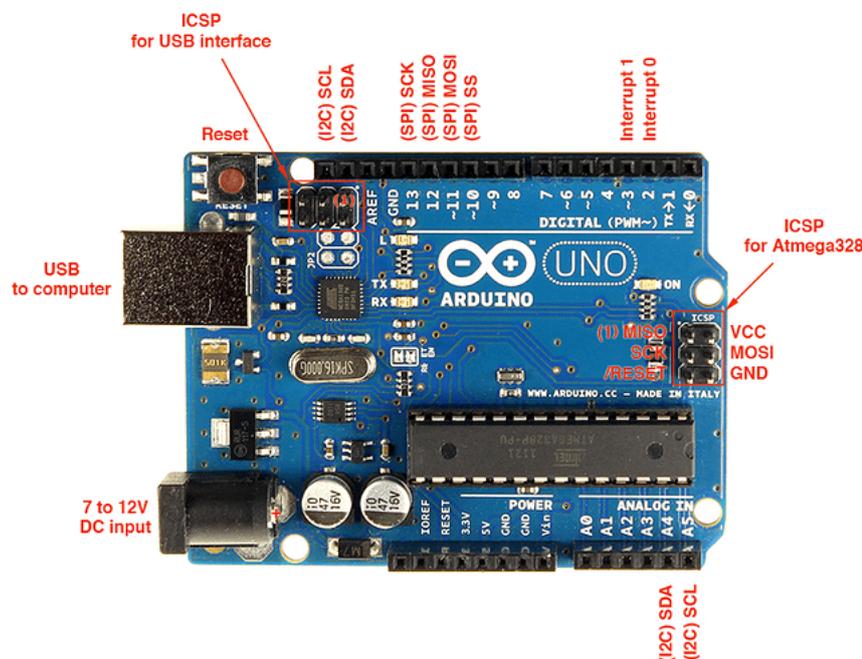
### 4.1.3 Interface digital - Arduino

Para acionar o chip MAX30102 utilizou-se um microcontrolador ATMEGA328p em uma placa Arduino Uno. O microcontrolador é conectado ao módulo fornecendo a alimentação de +5V, o aterramento (*ground*), o SCL (*serial clock pin*) e o SDA (*serial data pin*).

Para comunicação é utilizado o protocolo I2C. Esse protocolo envolve o uso de duas linhas para enviar e receber dados: um pino de *clock* serial (SCL) que a placa Arduino

pulsa em um intervalo regular e um pino de dados serial (SDA) pelo qual os dados são enviados entre os dois dispositivos. À medida que a linha do relógio muda de baixo para alto, um único bit de informação - que formará em sequência o endereço de um dispositivo específico e um comando ou dados - é transferido da placa para o dispositivo I2C pela linha SDA. Quando esta informação é enviada - bit após bit -, o dispositivo chamado executa a solicitação e transmite seus dados de volta - se necessário - para a placa pela mesma linha usando o sinal de clock ainda gerado pelo Arduino no SCL como tempo. Conforme mostrado na Figura 33 o pino SCL está disponível na entrada analógica A5 e o pino SDA está disponível na entrada analógica A4.

Figura 33 – Placa arduino Uno



#### 4.1.4 Programa de controle e aquisição de sinais

Utilizou-se uma biblioteca arduino própria para esse sensor com algumas adaptações. O programa realiza leituras de saturação de oxigênio e de batimentos cardíacos. Ele trabalha com sete variáveis, uma para armazenar luz vermelha recebida, outra para armazenar a luz infravermelha, uma indicando o tamanho do dado recebido, uma para o valor de SpO2 que resulta da execução de um algoritmo baseado nas tabelas de comparação mencionadas na seção (4.3), uma para indicar se a leitura de saturação é válida, uma para indicar o batimento cardíaco e uma para indicar se a leitura de batimento cardíaco é válida.

O chip permite a variação de seis parâmetros através do programa. Na Figura 34 são mostrados estes parâmetros com seus valores padrões. O primeiro parâmetro é o que dita a corrente que passa pelos leds e consequentemente seu brilho, o segundo é a média das amostras, o chip faz uma média com x amostras para reduzir a quantidade de

transferência de dados, o terceiro parâmetro permite escolher quais leds serão utilizados pois o chip também pode ser usado para monitor de frequência cardíaca e detector de fumaça. O quarto parâmetro define a taxa de amostra efetiva, sendo que uma amostra é considerada como um pulso de led infravermelho e um pulso de led vermelho, o quinto parâmetro é a largura do pulso de alimentação que é enviado aos leds, sendo que a largura é a mesma para ambos os leds, esse parâmetro define o tempo que cada led fica ligado a cada ciclo. O sexto parâmetro dita o fundo de escala do conversor ADC do sensor de SpO2.

Figura 34 – Configuração padrão MAX30102

```
byte ledBrightness = 60; //Options: 0=Off to 255=50mA
byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
byte ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR + Green
byte sampleRate = 100; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
int pulseWidth = 411; //Options: 69, 118, 215, 411
int adcRange = 4096; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384
```

O limite do parâmetro `sampleAverage` é 32 amostras pois essa é a quantidade máxima de amostras que o chip é capaz de armazenar, evitando que o processador do sistema precise ler os dados a cada amostra obtida.

O datasheet do MAX30102 possui uma tabela, que é mostrada na Figura 35, com as configurações aceitas. É necessário manter a coerência entre a taxa de amostras por segundo e a largura do pulso dos LEDs para que não se obtenha medidas errôneas. Conforme pode ser analisado pela Figura 36 onde é mostrada a sincronização do slot de canal para o modo SpO2 com uma taxa de amostragem de 1kHz, há uma incoerência entre querer utilizar uma largura de pulso de  $411\mu\text{s}$  e uma taxa de amostras de 1000 pois necessita-se de  $1107\mu\text{s}$  entre pulsos de cada LED.

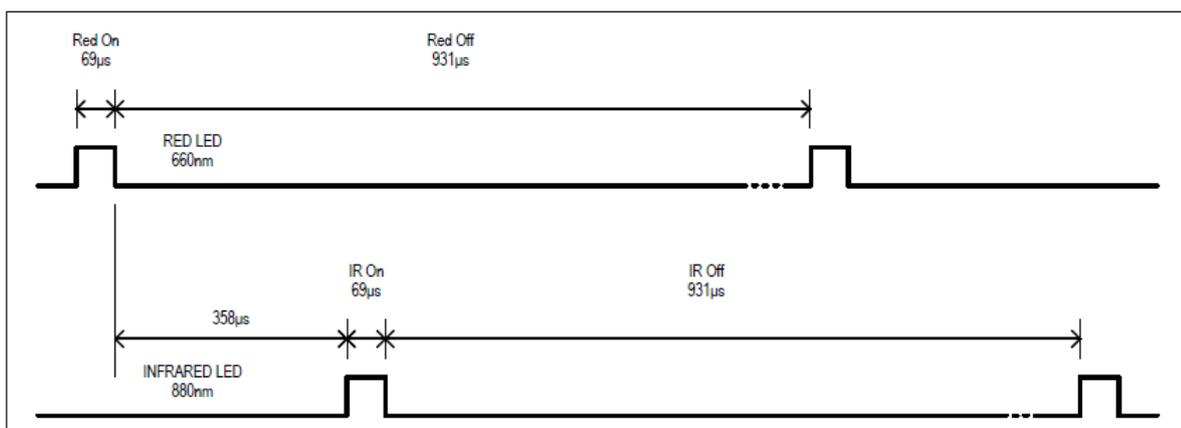
Figura 35 – Configurações de operação permitidas para o MAX30102

Table 11. SpO<sub>2</sub> Mode (Allowed Settings)

SAMPLES PER SECOND	PULSE WIDTH (μs)			
	69	118	215	411
50	O	O	O	O
100	O	O	O	O
200	O	O	O	O
400	O	O	O	O
800	O	O	O	
1000	O	O		
1600	O			
3200				
Resolution (bits)	15	16	17	18

Figura 36 – Sincronização do slot de canal para o modo SpO<sub>2</sub> com uma taxa de amostragem de 1kHz

PULSE-WIDTH SETTING (μs)	CHANNEL SLOT TIMING (TIMING PERIOD BETWEEN PULSES) (μs)	CHANNEL-CHANNEL TIMING (RISING EDGE-TO-RISING EDGE) (μs)
69	358	427
118	407	525
215	505	720
411	696	1107



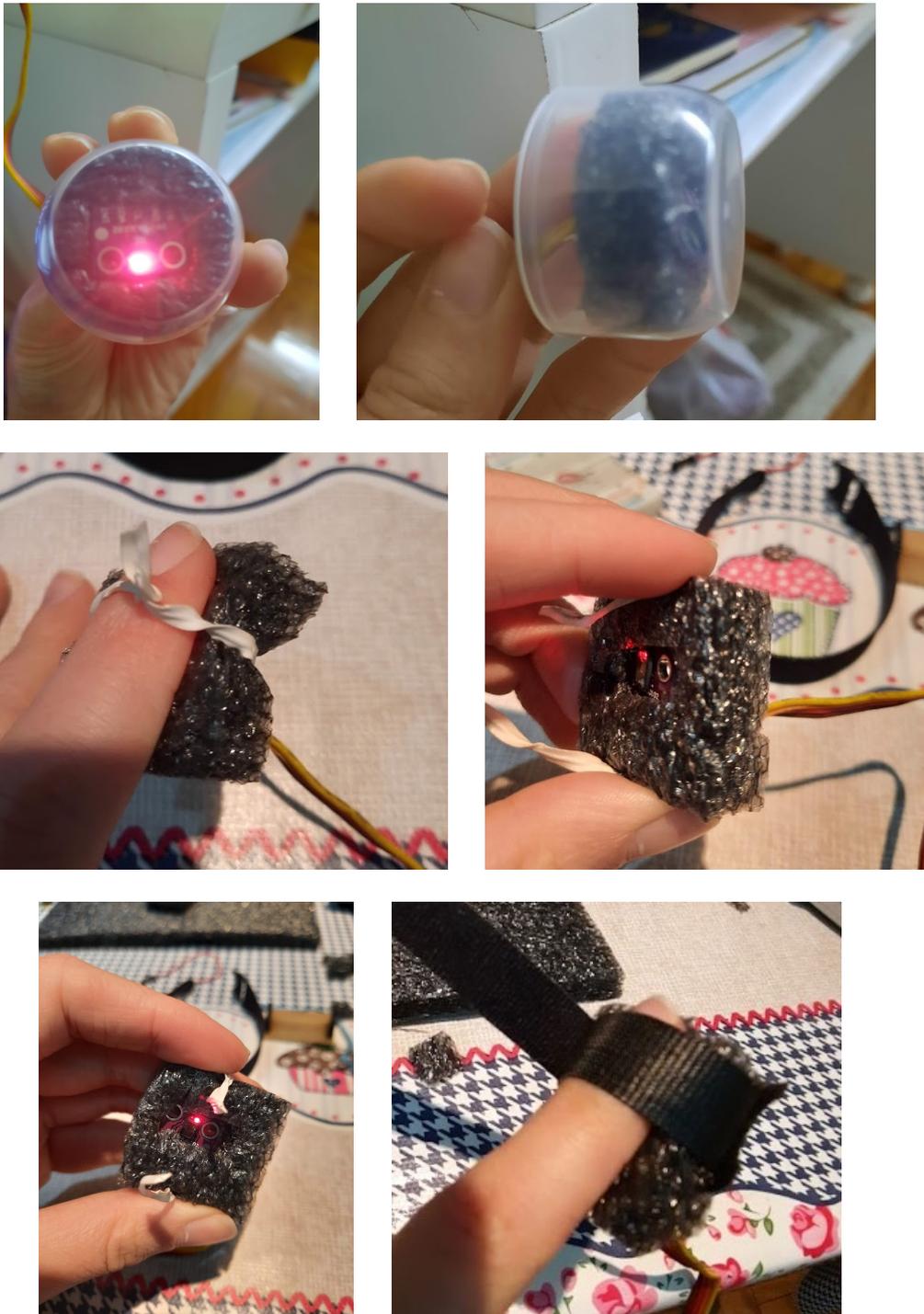
## 4.2 Acondicionamento e acionamento do módulo

Um dos desafios na implementação de um oxímetro de pulso é manter a estabilidade mecânica do sensor, pois pequenos movimentos são capazes de provocar distúrbios no

sistema, tornando-se uma fonte significativa de erros. Para uma leitura correta é necessário que o sensor fique firme sem pressionar o dedo.

Buscando a estabilidade mecânica, foram testadas diversas possibilidades de fixação do sensor no dedo, conforme mostrado na Figura 37, tais como: o uso de uma borracha (atilha) para prender o sensor, o uso de uma proteção acrílica entre o sensor e o polegar, etc.

Figura 37 – Tentativas de fixação



A implementação do chip MAX30102 escolhida por fim, é mostrada na Figura 39. Utilizou-se uma espuma para acomodar o chip e a metade de uma mangueira para servir como cobertura para a luz externa. Esse conjunto é preso por uma fita de velcro. Com essa configuração o sistema fica facilmente adaptável à diferentes usuários.

Figura 38 – Posicionamento do chip MAX30102 no dedo



Figura 39 – Espuma e mangueira utilizadas para acondicionamento do sensor



Quanto à parte elétrica, para evitar mau contato soldou-se os fios de conexão na placa do arduino e no chip. Como o sinal proveniente o MAX30102 já é condicionado e digital, não há grandes problemas na recepção do mesmo.

Abaixo é mostrado parte do código utilizado para obter as medidas do MAX30102. O valor da corrente foi escolhido como 60 pois acima desse valor o sinal estava saturando, ou seja, não apresentava nenhuma variação ao posicionar o dedo no sensor e abaixo desse valor não apresentava medidas consistentes. Os demais valores foram escolhidos pois notou-se maior estabilidade na resposta apresentada pelo chip.

```

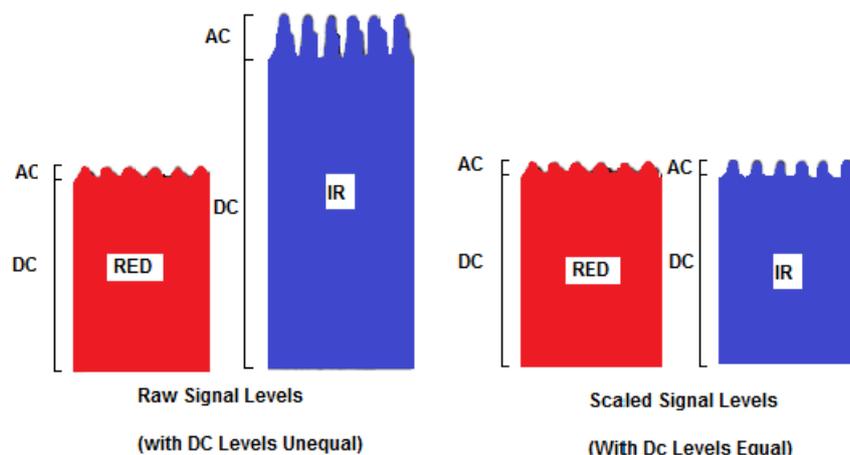
ledBrightness = 60; //Options: 0=Off to 255=50mA
sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR
sampleRate = 100; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
pulseWidth = 69; //Options: 69, 118, 215, 411
adcRange = 16384; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384

```

### 4.3 Aferição e calibração de um oxímetro óptico

A maioria dos sensores de monitoramento utilizados em hospitais exige que o usuário execute uma calibração em um padrão conhecido antes que sejam obtidos resultados clínicos confiáveis. Geralmente, isso envolve uma "calibração zero" e uma "calibração de ganho". Os oxímetros de pulso não requerem calibração zero porque o design incorpora calibração zero automaticamente. A calibração de ganho, que é uma indicação de quão precisamente o sistema atenua ou amplifica um sinal, não é necessária porque a técnica de medição não requer precisão de ganho já que a absorvância invariante no tempo devido ao sangue venoso ou tecidos circundantes é usada apenas para a normalização do sinal. Na Figura 40 é mostrada a ideia desse processo.

Figura 40 – Normalização dos comprimentos de onda R e IR para remover os efeitos da variação na intensidade da luz incidente no detector



Segundo (BCI, 2020), os co-oxímetros de laboratório determinam a % HbO<sub>2</sub> (% SaO<sub>2</sub>) medindo a quantidade que uma frequência específica de luz é absorvida ao passar por um volume conhecido de sangue. Já a oximetria de pulso (SpO<sub>2</sub>) mede a mudança na luz absorvida na sístole e diástole. Isso permite que o oxímetro de pulso distinga entre a quantidade constante de luz absorvida pelo tecido, osso, sangue venoso, etc. (parte DC) do sangue arterial (o sangue que muda de volume devido ao pulso). A absorção deste volume

do sangue arterial é calculada a partir da relação da luz medida na sístole com a medida na diástole, conforme mostra-se na Equação 4.1. Uma vez que o mesmo ganho é usado para ambas as medições de luz, a quantidade de ganho é matematicamente cancelada tomando a proporção. Isso significa que a precisão do ganho não é necessária para calcular a absorvância do pulso de sangue arterial, de forma que a calibração do ganho não é necessária.

$$\frac{Red}{IR} = \frac{\frac{AC_{RED}}{DC_{RED}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (4.1)$$

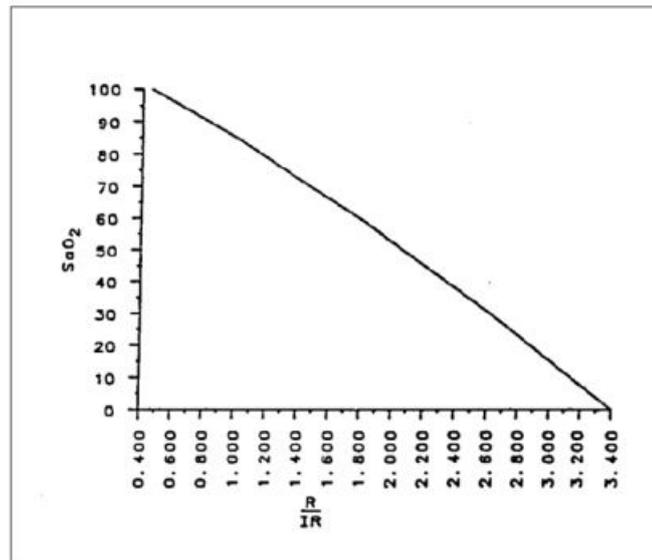
O oxímetro de pulso completa a medição de SpO<sub>2</sub> usando a absorção para duas frequências de luz (vermelho e IV) para corrigir automaticamente o volume desconhecido de sangue para cada pulso. É a proporção das duas absorções que indica o % SpO<sub>2</sub>. Como esta não é uma relação linear, as taxas de absorção são usadas para selecionar o SpO<sub>2</sub> específico na "tabela de consulta" do monitor. A "tabela de consulta" é essencialmente uma curva de padronização embutida que foi desenvolvida empiricamente pela medição simultânea de % HbO<sub>2</sub> e as absorções de luz.

A maioria dos oxímetros de pulso mede a absorção em dois comprimentos de onda diferentes e são calibrados usando dados coletados de outros oxímetros, procurando empiricamente um valor para SpO<sub>2</sub> (razão entre a hemoglobina oxigenada para a não oxigenada), dando uma estimativa de SaO<sub>2</sub> (saturação arterial da oxihemoglobina) usando a relação empírica mostrada na Equação 4.2 (PRAVEEN, 2014).

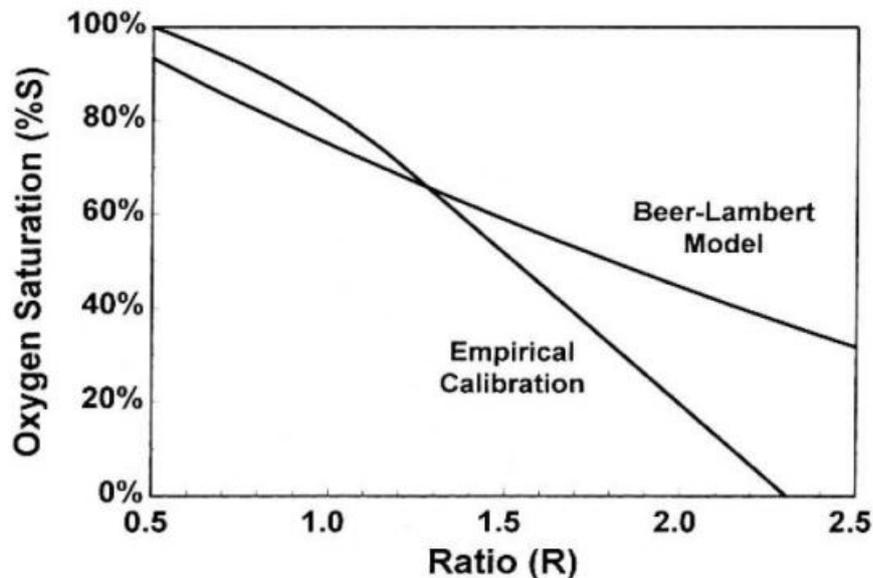
$$SaO_2 = A - B \cdot \frac{RED}{INFRARED} \quad (4.2)$$

Onde A e B são coeficientes de regressão lineares relacionados aos coeficientes de absorção específicos de Hb e HbO<sub>2</sub>.

As constantes A e B são derivadas empiricamente durante a calibração in vivo correlacionando a razão calculada pelo oxímetro de pulso contra a razão de SaO<sub>2</sub> de amostras de sangue arterial em um teste in vitro para um grande grupo de sujeitos. Os oxímetros de pulso leem a SaO<sub>2</sub> com precisão suficiente para uso clínico em circunstâncias normais, utilizando uma curva de calibração de dados empíricos mostrados na Figura 41.

Figura 41 – Relação empírica entre taxa  $R/IR$  e  $SaO_2$ 

As medições executadas com base nos dados obtidos de forma empírica são bastante próximas dos resultados esperados seguindo-se a Lei de Beer-Lambert, como mostra a Figura 42 em que pode-se ver uma comparação dos dois métodos.

Figura 42 – Relação empírica e teórica de  $SaO_2$  para a taxa  $R$  (CHAN, 2012)

Segundo (ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, 2019), a equação derivada de uma curva empírica obtida com testes é 4.3. Onde  $R$  é a relação entre a luz vermelha recebida e a luz infravermelha.

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (4.3)$$

O motivo usual para calibrar um instrumento é corrigir alterações no sensor, circuito eletrônico ou paciente. Uma vez que o oxímetro de pulso elimina a calibração zero eletronicamente e ignora as variações de ganho matematicamente, nenhuma calibração, além da "calibração" do fabricante da tabela de consulta é necessária.

# 5 Procedimento experimental e Resultados

Neste capítulo são mostrados os resultados obtidos a partir da implementação do circuito com o uso do chip MAX30105. Foram feitos testes com voluntários e uma análise de resultados.

## 5.1 Procedimento Experimental

A saturação de oxigênio no sangue é a variável de medição desse experimento. Através da utilização de um emissor de luz e um receptor busca-se determinar o nível de oxigênio no sangue através da proporção de luz absorvida por uma região específica do corpo (no caso utiliza-se o dedo indicador). Nessa medição não há um padrão de comparação absoluto e as medidas são realizadas de forma comparativa. Nesse projeto utilizou-se um oxímetro comercial como padrão de comparação para as medidas feitas com o chip MAX30102.

Na execução do procedimento experimental é necessário avaliar as variáveis presentes no experimento, no caso da medição de oxigenação sanguínea por espectrofotometria têm-se que as principais influências são a incidência da luz ambiente e o posicionamento estável do dedo. No caso da luz ambiente, há uma compensação disponível no chip MAX30102, conforme mencionado na seção (4.1.1). Para o posicionamento estável é necessário preparar uma estrutura mecânica adequada e orientar o sujeito em quem se está realizando a medição para que não realize movimentos bruscos.

Outro fator importante na medição de oxigenação sanguínea é a condição clínica do sujeito de medição. As tabelas de comparação utilizadas nos algoritmos de oxímetros são desenvolvidas para pacientes saudáveis e não apresentam resultados satisfatórios para medições em níveis abaixo de 70%.

Deve-se considerar que esse tipo de medição executada em seres humanos está sujeita a variáveis incontrolláveis tais como densidade óssea, nível de gordura, cor da pele, etc. Conforme mencionado na seção (4.3), essas variáveis compreendem a componente DC do sinal que é matematicamente cancelada.

Inicialmente foram feitos alguns testes em dois voluntários para verificação de melhores posições e alternativas de fixação para o sensor. Nesses testes não seguiu-se um procedimento fixo, apenas procurou-se uma leitura estável e realista do MAX30102, sendo que antes de iniciar esses testes, verificou-se com oxímetro comercial o nível de saturação apresentado pra servir como comparação.

Numa segunda etapa, selecionou-se cinco voluntários fora de condições clínicas e

realizou-se três medições em um intervalo de 10min cada. Antes de executar a medida com o MAX30102 era feita uma medida utilizando o oxímetro comercial. Para realizar ambas as medidas, tomava-se o cuidado de posicionar corretamente o sensor e secar o dedo para evitar o excesso de gordura.

Em seguida à medida obtida com o oxímetro comercial, era feita a medição com o MAX30102. Posicionava-se o mesmo dedo no sensor e iniciava-se o programa através de uma interface de monitoramento serial de dados. Aguardava-se a inicialização das medidas, pois o sensor colhe 100 amostras antes de apresentar um resultado para a SpO<sub>2</sub>, e então esperava-se até que o sensor estabilizasse a medida em um valor fixo (com uma repetibilidade alta no intervalo de tempo da medição, tipicamente cerca de 15 segundos) e consistente.

Dessa forma, os passos para a coleta dos dados eram:

- Medir utilizando o oxímetro comercial e anotar esse valor
- Iniciar o processo com o MAX30102
- Posicionar corretamente o chip
- Inicializar o programa
- Aguardar uma leitura estável
- Verificar se o valor exibido é comparável com o valor mostrado pelo oxímetro comercial

Se os dados exibidos pelo MAX30102 fossem muito discrepantes dos apresentados pelo oxímetro comercial tentava-se inicialmente melhorar o posicionamento do dedo. Caso não fosse efetivo, mudava-se o dedo sob medição. Se mesmo assim não fosse notada nenhuma melhoria, interrompia-se a medição e iniciava-se o processo novamente.

## 5.2 Padrão de comparação

Para comparação, utilizou-se um oxímetro comercial, mostrado na Figura 43. Este oxímetro funciona no método transmissivo em que a medição é feita através do dedo, ou seja, o sensor é posicionado do lado oposto do emissor.

Como o oxímetro comercial mede através do dedo, também é necessário considerar mais uma variável: o uso de esmalte nas unhas. Tomou-se o cuidado de selecionar voluntários que não estavam utilizando esmalte pois é informado no manual do dispositivo que tal característica pode alterar o resultado da medição.

É informado no manual do dispositivo que as medidas apresentam uma precisão de  $\pm 2\%$  na faixa de oxigenação sanguínea de 70% a 99%. Abaixo de 70% a precisão não é

definida. Sobre a influência da temperatura na operação, é informado que o dispositivo opera na faixa de  $5^{\circ}C$  a  $40^{\circ}C$ .

Figura 43 – Oxímetro comercial utilizado como referência



### 5.3 Realização dos ensaios e dados obtidos

Nos primeiros testes, foram feitas 5 medidas com cada oxímetro com 2 voluntários diferentes, com um intervalo de 1 minuto a cada medida. A precisão do MAX30102 é informada no datasheet e também é de  $\pm 2\%$ .

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	$96 \pm 2$	$98 \pm 2$
2	$97 \pm 2$	$93 \pm 2$
3	$98 \pm 2$	$93 \pm 2$
4	$97 \pm 2$	$98 \pm 2$
5	$96 \pm 2$	$99 \pm 2$

Tabela 2 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 1

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	$96 \pm 2$	$94 \pm 2$
2	$96 \pm 2$	$99 \pm 2$
3	$95 \pm 2$	$96 \pm 2$
4	$96 \pm 2$	$98 \pm 2$
5	$97 \pm 2$	$97 \pm 2$

Tabela 3 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 2

Notou-se uma grande instabilidade nas medidas do MAX30102, procurou-se então, soluções para esse problema. Uma das adaptações foi soldar as conexões do MAX30102 com o arduino, também alterou-se os parâmetros escolhidos anteriormente, nesses próximos testes utilizou-se:

```
ledBrightness = 40; //Options: 0=Off to 255=50mA
```

```
sampleAverage = 8; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
```

```
ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR + Green
```

```
sampleRate = 50; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
```

```
pulseWidth = 69; //Options: 69, 118, 215, 411
```

```
adcRange = 4096; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384
```

Reduziu-se o brilho do LED pois o sinal estava saturando e aumentou-se o número de amostras utilizado para fazer a média para o resultado. Além disso diminuiu-se a taxa de amostras a cada ciclo e o fundo de escala do conversor ADC. Essas modificações foram importantes para diminuir o ruído do sinal.

Com essa nova configuração, aplicou-se o teste em cinco voluntários com um intervalo de cerca de 10 minutos entre cada medida. Em cada voluntário foram executadas três medições. Tentou-se ao máximo selecionar voluntários que apresentassem características corporais diferentes, com diferentes percentuais de gordura corporal e diferentes tonalidades de pele.

Nas tabelas 4, 5, 6, 7, 8 são mostrados os resultados obtidos nesse segundo teste.

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	96 ± 2	98 ± 2
2	96 ± 2	96 ± 2
3	98 ± 2	97 ± 2

Tabela 4 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 1 - segundo teste

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	95 ± 2	95 ± 2
2	96 ± 2	97 ± 2
3	97 ± 2	96 ± 2

Tabela 5 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 2 - segundo teste

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	$98 \pm 2$	$98 \pm 2$
2	$97 \pm 2$	$98 \pm 2$
3	$96 \pm 2$	$97 \pm 2$

Tabela 6 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 3 - segundo teste

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	$95 \pm 2$	$97 \pm 2$
2	$97 \pm 2$	$96 \pm 2$
3	$96 \pm 2$	$96 \pm 2$

Tabela 7 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 4 - segundo teste

Amostra	Medida Comercial	Medida MAX30102
1	$96 \pm 2$	$97 \pm 2$
2	$98 \pm 2$	$97 \pm 2$
3	$96 \pm 2$	$98 \pm 2$

Tabela 8 – Medidas obtidas com o oxímetro comercial e o MAX30102 para o voluntário 5 - segundo teste

## 5.4 Discussão

Notou-se uma melhora nos resultados obtidos com a adaptação no valor dos parâmetros do MAX30102. A possibilidade de mudar parâmetros através do programa torna o chip uma opção versátil, facilitando a implementação.

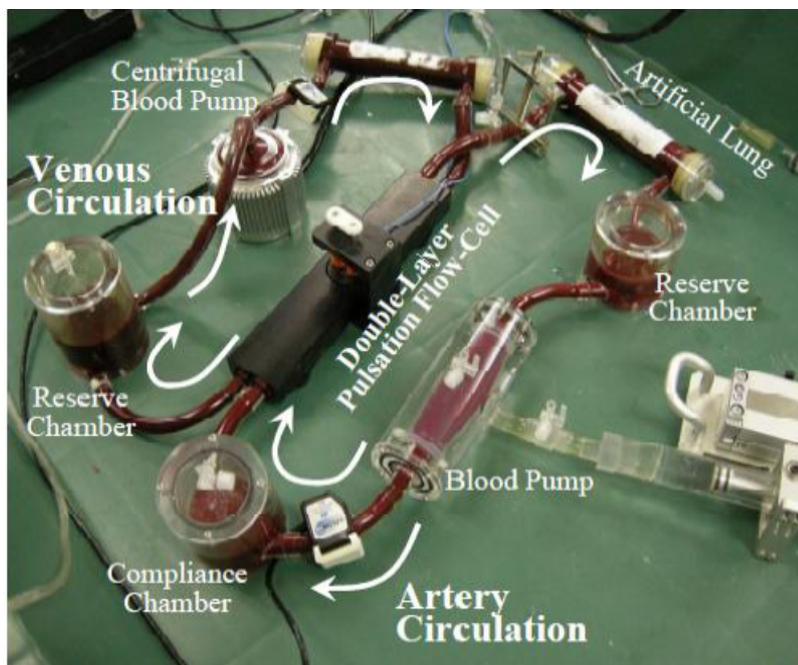
Para algumas pessoas o resultado foi mais consistente do que para outras, isso pode ter diversas justificativas, como a presença de impurezas no dedo, mas principalmente deve-se ao fato de que cada pessoa apresenta composições corporais diferentes e assim, o resultado do sensor pode ter algumas pequenas variações. De forma geral nota-se que as variações em sua maior parte mantiveram-se restritas aos  $\pm 2\%$  de incerteza inerente aos dispositivos.

Uma característica extremamente importante para a execução de uma boa medida de oxigenação é a estabilidade mecânica do dispositivo. É preciso que o sensor esteja firme sem que seja muito pressionado. Isso foi muito difícil de estabelecer com o protótipo utilizado. Nota-se que os oxímetros comerciais já apresentam uma estrutura projetada

para que esse problema seja evitado, com um sistema que "agarra" o dedo e o uso de um material emborrachado no seu interior, evitando deslizos.

O desenvolvimento de um padrão de comparação mais estável possibilitaria um aumento na confiabilidade das medidas. Investigou-se algumas possibilidades e encontrou-se sistemas desenvolvidos para simular o fluxo sanguíneo bombeando um líquido caracterizado através de um tubo em uma frequência definida (OURA M.; KOBAYASHI, 2009). Uma ideia desse sistema é mostrada na Figura 44. Dessa maneira é possível estimar o resultado esperado e utilizá-lo para calibrar o instrumento de medição desenvolvido.

Figura 44 – Simulação de sistema circulatório para calibração de oxímetro (OURA M.; KOBAYASHI, 2009)



Ressalta-se que os testes foram aplicados apenas em voluntários saudáveis, fora de condições clínicas específicas que podem apresentar variações nos resultados. Devido à situação atual de pandemia do COVID-19, optou-se por restringir os testes. Em uma situação ideal para a validação do trabalho, seria relevante executar mais testes, inclusive em sujeitos com condições adversas de saúde. No momento de implementação do trabalho a situação da pandemia tornava inviável ir à hospitais ou clínicas médicas para elaboração de testes com diferentes pacientes. Foram aplicados testes em pessoas próximas, no caso foram familiares que moram na mesma casa e colegas do trabalho para evitar a contaminação.

## 6 Conclusão

Os oxímetros de pulso desempenham o papel de monitorar o nível de saturação de oxigênio no sangue. O objetivo das pesquisas neste campo é tornar os oxímetros de pulso mais precisos para que sejam anulados os problemas devido à movimento, diferenças de composição corporal (tais como pigmentação da pele e densidade óssea) e interferência da luz ambiente.

Foram discutidas duas implementações nesse trabalho, uma com uma montagem discreta e outra utilizando um chip integrado. Escolheu-se implementar o sistema com o chip integrado. Esse circuito possui recursos para medir a saturação de oxigênio no sangue na faixa de 70% a 100% com precisão de  $\pm 2\%$ , da mesma forma que o oxímetro comercial utilizado como referência. Determinar uma posição ideal para o sensor do chip foi um desafio, era necessário que o chip ficasse bem posicionado, sem que pressionasse o dedo. Uma série de testes foi conduzida para explorar as posições eficazes.

Ressalta-se que é de extrema importância a estabilidade mecânica do dedo para a medição. Tal fato foi verificado com as medições executadas neste projeto, tentou-se utilizar diferentes estruturas para fixação do módulo no dedo para avaliar qual a melhor opção. Conclui-se que este deve ser um fator ao qual deve-se dedicar muita atenção no projeto de um oxímetro de pulso.

O projeto eletrônico de um oxímetro de pulso é relativamente simples em comparação com as dificuldades encontradas na caracterização dos processos biológicos. A utilização de um material estático para a calibração é inviável devido à medida ser obtida de acordo com a pulsação cardiovascular. Dessa forma, um dispositivo de calibração só poderia ser implementado com o uso de um sistema capaz de bombear um líquido, que se assemelhe ao sangue, por um tubo.

O trabalho foi importante para entender as dificuldades encontradas na elaboração de um projeto eletrônico voltado à aplicações biomédicas. Há uma dificuldade de encontrar componentes eletrônicos devidamente caracterizados para essa aplicação a custos acessíveis e também há uma dificuldade de encontrar um padrão de calibração para os dispositivos.

### 6.1 Trabalhos futuros

Dentre as questões levantadas por esse estudo, destaca-se a questão da estabilidade mecânica. Torna-se então necessário um estudo sobre estratégias de fixação mecânica do sensor ao dedo, visando melhorar a estabilidade ótica.

Destaca-se também a necessidade de um estudo da interface óptica e de seus efeitos

sobre a medida de oxigenação, tais como as influências provocadas por características da pele: espessura, rugosidade, aspereza, tom de pele e condições de interface: limpeza da pele, suor e gordura, esmalte na unha.

Para obter-se resultados mais confiáveis é necessário pesquisar e estudar técnicas mais confiáveis de aferição para o sistema, tais como: como obter voluntários com variados índices de oxigenação, como obter um oxímetro confiável para comparação e como desenvolver um padrão ótico, que permita aferir o instrumento sem a necessidade de comparação.

Melhorias no dispositivo podem ser feitas no futuro para aumentar o nível de precisão e adicionar flexibilidade de uso. Uma das opções que poderiam ser testadas é a utilização de um ganho programável para dosar a quantidade de corrente injetada no LED para minimizar as perdas no caminho óptico.

# Referências

- AN-LD17, A. N. Photodiode basics:selection operation. *Wavelength Eletronics*, v. 1, n. 1, p. 1–4, 2020. Citado na página 31.
- BCI, S. M. Why pulse oximeters don't need calibration. <https://www.turnermedical.com/Articles.asp?ID=238>, v. 1, n. 1, p. 1–4, 2020. Citado na página 65.
- CHAN, S. U. V. A single-chip pulsoximeter design using the msp430. *Application Report*, v. 1, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 67.
- DAI Y., J. L. Design of noninvasive pulse oximeter based on bluetooth 4.9 ble. *International conference on IEEE 2014*, v. 1, 2014. Citado na página 33.
- D.CHAN MICHAEL M.CHAN, M. M. E. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Science Direct*, v. 1, 2013. Citado 4 vezes nas páginas 11, 25, 26 e 40.
- ELAGHA AHMAD A. H. EL-FARRA, M. H. K. S. A. Y. H. Design a non-invasive pulse oximeter device based on pic microcontroller. *2019 International Conference on Promising Electronic Technologies (ICPET)*, v. 1, n. 1, p. 1–4, 2019. Citado 6 vezes nas páginas 11, 12, 52, 53, 54 e 67.
- GAYATHRI, R. Development of a pulse oximeter using msp430 microcontroller. *International journal of engineering and technology*, v. 1, 2013. Citado na página 33.
- HYPERPHYSICS. Luminous efficacy tables. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/vision/efficacy.htmlc1>, v. 1, 2019. Citado na página 47.
- JALAN P. BRACIO, B. R. P.; TONIOLO, H. Rapid prototyping of pulse oximeter. *Conference of the IEEE engineering in Medice and Biology Society*, v. 1, n. 1, p. 1–4, 2006. Citado na página 23.
- JUBRAN, A. Pulse oximetry. *Crit Care.*, v. 1, n. 1, p. 1–14, 1999. Citado 3 vezes nas páginas 11, 34 e 35.
- KASHISH K., M. P. P. Y. Design of low poer pulse oximeter for early detection of hypoxemia. *International conference on IEEE 2016*, v. 1, 2016. Citado na página 33.
- KRAITL J., T. U. E. H.; LEWIS, E. Non-invasive measurement of blood components. *Fifth International Conference on Sensing Technology*, v. 1, n. 1, p. 1–5, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 24.
- LEDVANCE. A produção das cores da luz de led. <https://www.ledvance.com.br/produtos/conhecimentos-sobre-o-produto/nocoes-basicas-do-led/cores-de-luz-do-led>, v. 1, n. 1, p. 1, 2021. Citado 3 vezes nas páginas 11, 27 e 28.
- LOPEZ, S. Pulse oximeter fundamentals and design. *NPX*, v. 1, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 11, 21 e 22.

- MAXIM, i. *MAX30102*. 2018. Disponível em: <<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>>. Acesso em: 30 maio 2020. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 58.
- MORIMOTO, N. I. Junção p-n. <http://www.lsi.usp.br/eletroni/milton/depl.htm>, v. 1, 2019. Citado na página 26.
- OURA M.; KOBAYASHI, N. Y. S. T. S. I. K. U. M. Calibration system for pulse spectrophotometry using a double-layer pulsation flow-cell. *IEEE*, v. 1, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 74.
- PINHEIRO C. E. DA SILVA, A. M. F. A. J. S. L. C. S. Uso de diodos emissores de luz (led) de potência em laboratório de Óptica. *Instituto de Física – UERJ*, v. 1, n. 1, p. 1–18, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- PLANNING, C. W. G. on S. Mise en pratique for the definition of the candela and associated derived units for photometric and radiometric quantities in the international system of units (si). *SI Brochure Appendix*, v. 1, 2015. Citado na página 47.
- PRAVEEN, A. Miniaturized pulse oximeter reference design. *User's Guide and Test Report - TEXAS*, v. 1, 2014. Citado 6 vezes nas páginas 11, 24, 32, 39, 40 e 66.
- S. SEDRA, K. C. S. A. *Microelectronic Circuits*. 7. ed. Rio de Janeiro: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 2015. Citado 8 vezes nas páginas 11, 12, 26, 27, 81, 83, 84 e 85.
- SAITO, T. Spectral properties of semiconductor photodiodes. *National Metrology Institute of Japan*, v. 1, n. 1, p. 1–23, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 11, 30 e 31.
- TIMM U., L. E. M. D. K. J.; EWALD, H. Optical sensor system for non-invasive blood diagnosis. *IEEE Sensors Applications Symposium*, v. 1, n. 1, p. 1–4, 2009. Citado na página 23.
- UFRJ, G. d. T. e. A. *Fotodiodos*. 2020. Fotodiodos. Disponível em: <[https://www.gta.ufrj.br/grad/01\\_1/foto/fotodiodo2.htm](https://www.gta.ufrj.br/grad/01_1/foto/fotodiodo2.htm)>. Acesso em: 30 maio 2020. Citado na página 30.
- WEBSTER, J. G. Design of pulse oximeters volume = 7, year = 1997. *Department of Electrical and Computer Engineering University of Wisconsin-Madison*, n. 7, p. 256. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 47.
- WEBSTER J., H. J. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. *Wiley-Interscience*, v. 1, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 22.
- ZHAO N., M. R. L. W. Difference amplifier forms heart of precision current source. *Analog Devices*, v. 1, n. 1, p. 1–4, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.

# Anexos



## ANEXO A – Amplificador operacional

Um amplificador de diferença ou amplificador diferencial é aquele que responde à diferença entre os dois sinais aplicados em suas entradas e, idealmente, rejeita sinais que são comuns às suas duas entradas. Embora idealmente o amplificador de diferença amplificará apenas o sinal de entrada diferencial  $V_{Id}$  e rejeitará completamente o sinal de entrada de modo comum  $V_{Icm}$ , os circuitos práticos terão uma tensão de saída  $V_O$  dada pela equação (A.1) (S. SEDRA, 2015).

$$V_o = A_d \cdot V_{Id} + A_{cm} \cdot V_{Icm} \quad (\text{A.1})$$

onde  $A_d$  denota o ganho diferencial do amplificador e  $A_{cm}$  denota seu ganho de modo comum (idealmente zero). A eficácia de um amplificador diferencial é medida pelo grau de sua rejeição de sinais de modo comum em relação aos sinais diferenciais. Isso geralmente é quantificado por uma medida conhecida como taxa de rejeição de modo comum (CMRR), definida como (A.2) (S. SEDRA, 2015).

$$CMRR = 20 \cdot \log \frac{|A_d|}{|A_{cm}|} \quad (\text{A.2})$$

Em essência o amplificador diferencial é a união do amplificador na configuração não inversora com a configuração inversora. É necessário fazer com que as duas magnitudes de ganho sejam iguais, a fim de rejeitar o sinal de modo comum. Isso, no entanto, pode ser facilmente alcançado atenuando o sinal de entrada positivo para reduzir o ganho do caminho positivo de  $(1 + R_2/R_1)$  para  $(R_2/R_1)$ . O circuito resultante é mostrado na Figura (45), onde a atenuação no caminho de entrada positivo é alcançada pelo divisor de tensão ( $R_3, R_4$ ). A proporção adequada deste divisor de tensão pode ser determinada a partir de (A.3)

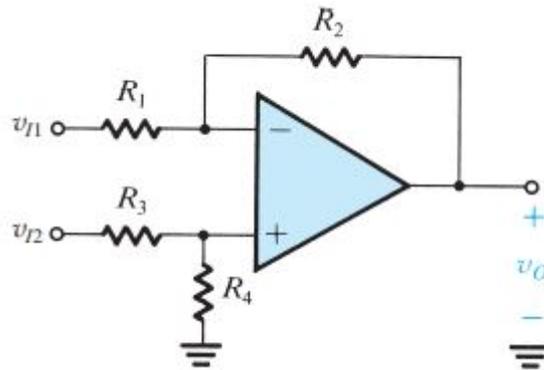
$$\frac{R_4}{R_4 + R_3} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) = \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{A.3})$$

A condição é satisfeita utilizando a relação (A.4)

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad (\text{A.4})$$

O equacionamento da relação entre  $V_o$  e  $V_i$  utiliza do fato de que o circuito é linear e é possível utilizar o teorema da superposição. Dessa forma, aterrassa-se uma entrada do circuito de cada vez. Aterrando  $V_{i2}$  têm-se o circuito operacional na configuração inversora cujo ganho é expresso por (A.5)

Figura 45 – Amplificador diferencial



$$V_{o1} = -\frac{R_2}{R_1} \cdot V_{i1} \quad (\text{A.5})$$

O próximo passo é aterrar a entrada  $V_{i1}$  e o circuito pode então ser identificado como o operacional na configuração não inversora com um divisor de tensão adicional formado por  $R_3$  e  $R_4$  conectado à entrada  $V_{o2}$ , a tensão de saída é portanto (A.6)

$$V_{o2} = V_{i2} \cdot \frac{R_4}{R_4 + R_3} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) = \frac{R_2}{R_1} \cdot V_{i2} \quad (\text{A.6})$$

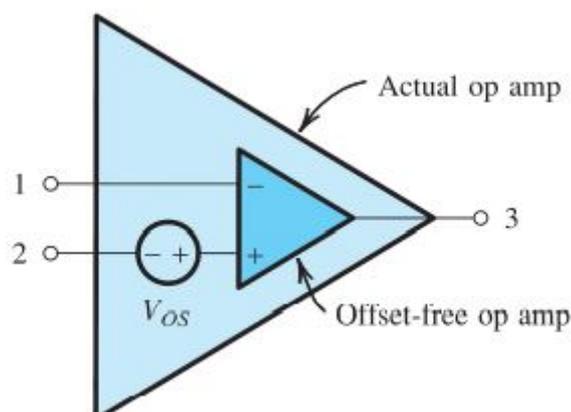
O princípio de superposição nos diz que a tensão de saída  $V_o$  é igual à soma de  $V_{o1}$  e  $V_{o2}$  e assim a tensão de saída é dada pela Equação (A.7).

$$V_o = \frac{R_1}{R_2} \cdot (V_{i2} - V_{i1}) = \frac{R_1}{R_2} \cdot V_{id} \quad (\text{A.7})$$

Na análise dos amplificadores operacionais é necessário levar em conta as imperfeições associadas à esses circuitos tais como

- Tensão de offset
- Impedância de entrada finita
- Impedância de saída não nula
- Ganho finito
- Rejeição ao modo comum
- Faixa de frequência de operação finita

Figura 46 – Modelo para análise da tensão de entrada de offset (S. SEDRA, 2015)



## A.1 Tensão de offset de entrada

A tensão de offset de entrada é a quantificação do fato de que ao aterrarmos as duas entradas do amplificador operacional a saída não é nula, contrariando a fórmula geral do amplificador ideal (A.8). Para a análise dessa tensão adota-se o modelo mostrado na Figura 46 e analisa-se a saída para o amplificador em questão dada a influência dessa fonte  $V_{OS}$  utilizando-se o teorema da superposição (S. SEDRA, 2015).

$$V_{out} = A_G \cdot (V_+ - V_-) \quad (\text{A.8})$$

A saída, portanto, vai ter um valor somado ou subtraído, dependendo da polaridade de  $V_{OS}$  que independe do sinal. Tal imperfeição deve ser considerada no projeto da fonte de corrente, assim como nas demais partes do circuito que utilizarem amplificadores operacionais.

## A.2 Impedância de entrada finita

O amplificador operacional ideal não deve puxar nenhuma corrente de entrada; ou seja, o sinal de corrente no terminal 1 e a corrente do sinal no terminal 2 são ambos zero. Em outras palavras, a impedância de entrada de um amplificador operacional ideal é considerada infinita (S. SEDRA, 2015).

Nos operacionais reais, há uma impedância de entrada para o circuito, o que faz com que a corrente de entrada do amplificador não seja nula.

No caso de amplificadores construídos com BJTs (bipolar junction transistors) para a operação do amplificador, seus dois terminais de entrada devem ser alimentados com correntes DC, representadas na Figura 47. A média entre esses valores é chamada de

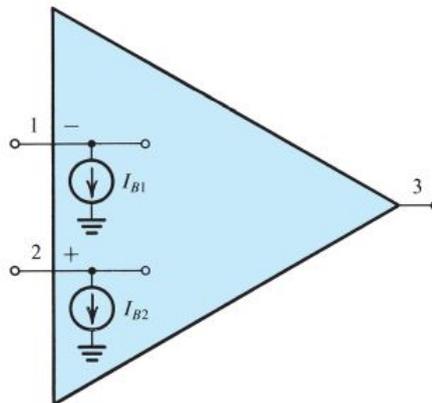
corrente de entrada bias e o módulo da diferença é chamado de corrente de entrada de offset, conforme mostrado nas Equações (A.9) e (A.10) (S. SEDRA, 2015).

$$I_B = \frac{I_{B1} + I_{B2}}{2} \quad (\text{A.9})$$

$$I_{OS} = |I_{B1} - I_{B2}| \quad (\text{A.10})$$

Para encontrar a tensão de saída DC do amplificador de loop fechado devido à entrada correntes de polarização, aterra-se a fonte do sinal. Esse valor de corrente *bias* deve ser fornecido pelo fabricante e precisa ser considerado no projeto do circuito.

Figura 47 – Representação da corrente bias de entrada (S. SEDRA, 2015)



### A.3 Impedância de saída não nula

A saída do amplificador operacional (AO) deve atuar como o terminal de saída de uma fonte de tensão ideal. Ou seja, a tensão entre a saída e o terra sempre será igual a  $A \cdot (V_2 - V_1)$ , independente da corrente que pode ser puxada pela carga conectada ao AO. Em outras palavras, a impedância de saída de um amplificador operacional ideal deve ser zero.

Na prática há uma impedância presente o que acarreta em uma mudança na tensão de saída dependendo da carga conectada.

### A.4 Ganho finito

O amplificador ideal em laço aberto deve apresentar ganho infinito. Na prática os amplificadores são utilizados em configurações tais como a inversora, a não inversora e a diferencial. Assim, o ganho do amplificador é dado pelo ganho de laço fechado e depende

dos componentes passivos conectados à ele. A incerteza do ganho fica, então, condicionada aos componentes passivos conectados ao operacional, por isso é necessária a escolha correta desses componentes.

## A.5 Rejeição ao modo comum

O amplificador operacional ideal responde apenas à diferença de sinal de suas entradas ( $v_2 - v_1$ ) e, portanto, ignora qualquer sinal comum a ambas as entradas. Ou seja, se  $v_1 = v_2$  então a saída será (idealmente) zero. Chamamos essa propriedade de rejeição de modo comum, e concluímos que um amplificador operacional ideal tem ganho de modo comum zero ou, equivalentemente, rejeição de modo comum infinita (S. SEDRA, 2015).

## A.6 Faixa de frequência de operação finita

Idealmente um amplificador responde da mesma forma independente da frequência de operação a qual é submetido. Amplificadores reais não apresentam essa idealidade e devem ser projetados para faixas específicas de frequência, sendo que frequências mais altas exigem projetos mais detalhados.

Tal consideração não causa problemas para esse projeto, devida à baixa frequência de operação (500Hz), tema que é tratado na seção (3.3.5).



## ANEXO B – Código utilizado para implementação do MAX30102

```

1
2 #include <Wire.h>
3 #include "MAX30105.h"
4 #include "spo2_algorithm.h"
5
6 MAX30105 particleSensor;
7
8 #define MAX_BRIGHTNESS 255
9
10 #if defined(__AVR_ATmega328P__) || defined(__AVR_ATmega168__)
11 uint16_t irBuffer[100]; //infrared LED sensor data
12 uint16_t redBuffer[100]; //red LED sensor data
13 #else
14 uint32_t irBuffer[100]; //infrared LED sensor data
15 uint32_t redBuffer[100]; //red LED sensor data
16 #endif
17
18 int32_t bufferLength; //data length
19 int32_t spo2; //SPO2 value
20 int8_t validSPO2; //indicator to show if the SPO2 calculation is valid
21 int32_t heartRate; //heart rate value
22 int8_t validHeartRate; //indicator to show if the calculation is valid
23
24 byte pulseLED = 11; //Must be on PWM pin
25 byte readLED = 13; //Blinks with each data read
26
27 void setup()
28 {
29     Serial.begin(115200);
30
31     pinMode(pulseLED, OUTPUT);
32     pinMode(readLED, OUTPUT);
33
34     // Initialize sensor
35     if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST))
36     {
37         Serial.println(F("MAX30105 was not found. Please check wiring/power. "));
38         while (1);
39     }
40

```

```

41 Serial.println(F("Attach sensor to finger with rubber band. Press any
42 key to start conversion"));
43 while (Serial.available() == 0) ; //wait until user presses a key
44 Serial.read();
45
46 byte ledBrightness = 40; //Options: 0=Off to 255=50mA
47 byte sampleAverage = 8; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32
48 byte ledMode = 2; //Options: 1=Red only, 2=Red+IR, 3=Red+IR+Green
49 byte sampleRate = 50; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
50 int pulseWidth = 69; //Options: 69, 118, 215, 411
51 int adcRange = 4096; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384
52
53 particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage,
54 ledMode, sampleRate, pulseWidth, adcRange); //Configure sensor with
55 these settings
56 }
57
58 void loop()
59 {
60   bufferLength = 100;
61
62   //read the first 100 samples, and determine the signal range
63   for (byte i = 0 ; i < bufferLength ; i++)
64   {
65     while (particleSensor.available() == false) //do we have new data?
66       particleSensor.check(); //Check the sensor for new data
67
68     redBuffer[i] = particleSensor.getRed();
69     irBuffer[i] = particleSensor.getIR();
70     particleSensor.nextSample();
71
72     Serial.print(F("red="));
73     Serial.print(redBuffer[i], DEC);
74     Serial.print(F(", ir="));
75     Serial.println(irBuffer[i], DEC);
76   }
77
78
79   maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength,
80   redBuffer, &spo2, &validSPO2, &heartRate, &validHeartRate);
81
82
83   while (1)
84   {
85     //dumping the first 25 sets of samples in the memory and shift the last
86     75 sets of samples to the top
87

```

```
88     for (byte i = 25; i < 100; i++)
89     {
90         redBuffer[i - 25] = redBuffer[i];
91         irBuffer[i - 25] = irBuffer[i];
92     }
93
94     //take 25 sets of samples before calculating the heart rate.
95     for (byte i = 75; i < 100; i++)
96     {
97         while (particleSensor.available() == false) //do we have new data?
98             particleSensor.check(); //Check the sensor for new data
99
100        digitalWrite(readLED, !digitalRead(readLED)); //Blink
101        onboard LED with every data read
102
103        redBuffer[i] = particleSensor.getRed();
104        irBuffer[i] = particleSensor.getIR();
105        particleSensor.nextSample(); //next sample
106
107        //send samples and calculation result to terminal program through UART
108        Serial.print(F("red="));
109        Serial.print(redBuffer[i], DEC);
110        Serial.print(F(" ,ir="));
111        Serial.print(irBuffer[i], DEC);
112
113        Serial.print(F(" ,HR="));
114        Serial.print(heartRate, DEC);
115
116        Serial.print(F(" ,SPO2="));
117        Serial.print(validHeartRate, DEC);
118
119        Serial.print(F(" ,SPO2Valid="));
120        Serial.print(spo2, DEC);
121
122        Serial.print(F(" ,SPO2Valid="));
123        Serial.println(validSPO2, DEC);
124    }
125
126    //After gathering 25 new samples recalculate HR and SP02
127    maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength,
128    redBuffer, &spo2, &validSPO2, &heartRate, &validHeartRate);
129 }
130 }
```