

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

MATHEUS ANDRADE BUENO

**DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO DE PULSO PARA AVALIAÇÃO DA
OXIGENAÇÃO SANGUINEA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CAMPO MOURÃO

2018

MATHEUS ANDRADE BUENO

**DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO DE PULSO PARA AVALIAÇÃO DA
OXIGENAÇÃO SANGUÍNEA**

Trabalho de conclusão de curso, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2 (TCC2), do curso de Graduação em Engenharia Eletrônica do Departamento Acadêmico de Eletrônica DAELN da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Regis Monteiro

CAMPO MOURÃO

2018

TERMO DE APROVAÇÃO

DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO

Desenvolvimento de um oxímetro de pulso para avaliação da oxigenação
sanguínea

por

Matheus Andrade Bueno

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado no dia 21 de Junho de 2018 ao Curso Superior de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campus Campo Mourão. O Candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Prof. Fábio Pereira De Lima
(UTFPR)

Prof. Dr. Eduardo Giometti Bertogna
(UTFPR)

Prof. Dr. André Luiz Regis Monteiro
(UTFPR)
Orientador

A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Curso
--

Dedico este trabalho a minha família, ao meu pai Francisco Carlos Bueno, a minha mãe Maria Isabel de Andrade Bueno e a minha irmã Laura Andrade Bueno por todo carinho, incentivo e apoio em todos os momentos. Ao professor André Luiz Régis Monteiro pela paciência, orientação e compreensão durante a realização deste trabalho.

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um oxímetro de pulso, que é um equipamento médico destinado à medição não invasiva dos valores de saturação periférica de oxigênio (SpO_2). O trabalho aborda temas como a história da oximetria, o princípio de funcionamento utilizando a técnica de espectrofotometria, a Lei de Beer-Lambert e cálculos para medição da saturação sanguínea. O desenvolvimento do projeto é dividido em etapas tendo início na confecção de um modelo de sensor para o dedo, onde este fique entre o sensor fotodiodo e os diodos de emissão de luz de comprimentos de ondas distintos. A aquisição e o tratamento do sinal amostrado são realizados através de circuito analógico composto das seguintes etapas: conversão do sinal de corrente em tensão, filtros rejeita-faixa, passa-alta e passa-baixa, além de apresentar ganho e regulador de tensão offset ao sinal. Com o condicionamento do sinal de oximetria ocorre a conversão analógico/digital através do uso da plataforma Arduino, a qual realiza comunicação serial com o software MATLAB[®] responsável por todo processo de filtragem digital e cálculo da taxa de saturação de oxigênio no sangue. O projeto apresentado permite compreender a oximetria de pulso e o equipamento implementado apresenta-se como uma ferramenta didática útil nas disciplinas de engenharia biomédica.

ABSTRACT

This work presents the development of a pulse oximeter, which is a medical device for the noninvasive measurement of peripheral oxygen saturation (SpO₂) values. The paper covers topics such as the history of oximetry, the principle of operation using the spectrophotometry technique, the Beer-Lambert Law and calculations for measuring blood saturation. The development of the project is divided into steps beginning with the construction of a finger sensor model where it lies between the photodiode sensor and the light-emitting diodes of different wavelengths. The acquisition and treatment of the sampled signal are performed through an analog circuit composed of the following steps: current-to-voltage signal conversion, band reject filters, high-pass and low-pass filters, besides gain and offset voltage regulator at signal. With the conditioning of the oximetry signal the analog / digital conversion takes place using the Arduino platform, which performs serial communication with the MATLAB® software responsible for all the digital filtering process and calculation of the oxygen saturation rate in the blood. The presented project allows to understand the pulse oximetry and the implemented equipment presents itself as a didactic tool useful in the disciplines of biomedical engineering.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Associação do gás oxigênio às hemácias	18
Figura 2– Curva de dissociação da oxihemoglobina	19
Figura 3– Alteração da curva de dissociação da oxihemoglobina	20
Figura 4– Modo Transmissão vs. Modo Reflexão	21
Figura 5 – Coeficiente de absorção luminosa por do comprimento de onda.....	21
Figura 6 – Disposição dos LED's e do sensor de oximetria de pulso.....	22
Figura 7 – Regiões da extremidade corpórea	23
Figura 8 – Princípio de Beer-Lambert	23
Figura 9 – Variação da absorção e transmissão dos feixes luminosos	25
Figura 10 – Padronização de sinais para diferentes comprimentos de ondas	26
Figura 11 – Comparação entre a lei de Beer-Lambert e a calibração empírica	28
Figura 12 – Diagrama de blocos do oxímetro de pulso	29
Figura 13 – Fonte de corrente	30
Figura 14 – Tempo de sincronia dos LEDs	30
Figura 15 – Curva de sensibilidade do fotodiodo	31
Figura 16 – Amplificador de transimpedância	32
Figura 17 – Filtro rejeita-faixa de segunda ordem.....	33
Figura 18 - Curva de resposta do filtro rejeita-faixa.....	33
Figura 19 – Filtro passa-baixa de terceira ordem	34
Figura 20 - Curva de resposta em frequência do filtro passa baixa	34
Figura 21 – Filtro passa-alta de primeira ordem.....	35
Figura 22 - Curva de resposta em frequência do filtro passa alta	35
Figura 23 – Amplificador não inversor.....	36
Figura 24 – Regulador offset.....	36
Figura 25 – Buffer.....	37
Figura 26 – Arduino Mega	37
Figura 27 – Ciclo de funcionamento dos LEDs	38
Figura 28 – PWM de chaveamento de cada LED	39
Figura 29 – Sinal captado pelo sensor do chaveamento dos LEDs	40
Figura 30 – Interação fonte de corrente e Arduino	41
Figura 31 – Sensibilidade espectral relativa vs. Comprimento de onda	42
Figura 32 – Sensibilidade Radiante relativa vs. Deslocamento angular	43

Figura 33 – Protótipo de suporte ao dedo	43
Figura 34 – Esquemático do amplificador de transimpedância	44
Figura 35 – Sinal do fotodiodo sem tratamento e filtragem	46
Figura 36 – Atraso de grupo do Filtro Notch	47
Figura 37 – Ganho em dB do Filtro Notch	47
Figura 38 – Resposta do Filtro Notch	49
Figura 39 – Esquemático Filtro Notch	49
Figura 40 – Atraso de grupo do Filtro Passa-Baixa	50
Figura 41 – Ganho em dB do Filtro Passa-Baixa	51
Figura 42 – Estrutura de um filtro Sallen-Key	51
Figura 43 – Esquemático do Filtro Passa-Baixa	53
Figura 44 – Resposta do Filtro Passa-Baixa	54
Figura 45 – Atraso de grupo do Filtro Passa-Alta	55
Figura 46 – Ganho em dB do Filtro Passa-Alta	55
Figura 47 – Esquemático do Filtro Passa-Alta	56
Figura 48 – Resposta do Filtro Passa-Alta	56
Figura 49 – Esquemático do amplificador não inversor	57
Figura 50 – Resposta do Amplificador não inversor	58
Figura 51 – Esquemático Regulador offset	59
Figura 52 – Deslocamento DC e inversão do sinal	59
Figura 53 – Resposta de oxímetro comercial	60
Figura 54 – Níveis AC e DC	63
Figura 55 – Curva pletismográfica	65
Figura 56 – Curva pletismográfica digitalizada	66
Figura 57 – Delimitação e detecção dos picos e vales	67
Figura 58 – Curva pletismográfica vermelha e infravermelha separadas	68
Figura 59 – Placa confeccionada	70
Figura 60 – Equipamento completo	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

[Hb]	concentração de hemoglobina reduzida
[HbO ₂]	concentração de oxihemoglobina
A	absorbância
C	concentração da substância
A/D	conversor analógico-digital
d	distância do percurso óptico
EAS	estabelecimentos assistenciais de saúde
Hb	hemoglobina reduzida ou desoxihemoglobina
HbO ₂	oxihemoglobina
I	feixe de intensidade transmitido
I _H	intensidade máxima transmitida
I _l	intensidade mínima transmitida
I _o	intensidade de luz incidente
LED	diodo emissor de luz
O ₂	gás oxigênio
pO ₂	pressão parcial do gás oxigênio
SaO ₂	saturação de oxigênio no sangue
SpO ₂	saturação pulsátil de oxigênio
T	transmitância
UTI	unidade de terapia intensiva
$\alpha(\lambda)$	coeficiente de absorção
$\varepsilon(\lambda)$	coeficiente de atenuação
λ	comprimento de onda
2,3 BPG	2,3 biofosfoglicerato

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
1.1 JUSTIFICATIVA.....	13
1.2 OBJETIVO.....	14
1.2.1 OBJETIVO GERAL.....	14
1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	14
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	14
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1 HISTÓRIA DO OXIMETRIA DE PULSO.....	16
2.2 OXIMETRIA DE PULSO.....	17
2.3 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO OXÍMETRO.....	20
2.4 LEI BEER- LAMBERT.....	23
2.5 CÁLCULO TEÓRICO DE SpO ₂	26
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1 CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO.....	29
3.2 CIRCUITO EMISSOR.....	30
3.3 CIRCUITO RECEPTOR.....	31
3.4 CIRCUITO ANALÓGICO.....	31
3.4.1 Amplificador de transimpedância.....	31
3.4.2 Filtros ativos.....	32
3.4.4 Amplificador não inversor.....	35
3.4.5 Regulador offset.....	36
3.4.6 Buffer.....	37
3.5 Arduino.....	37
4. DESENVOLVIMENTO DO PROJETO.....	38
4.1 CIRCUITO EMISSOR.....	38
4.1.1 Tempo de chaveamento.....	38
4.1.2 Fonte de corrente.....	40
4.2 CIRCUITO RECEPTOR.....	42

4.3 CIRCUITOS ANALÓGICOS	44
4.3.1 Amplificador de transimpedância	44
4.3.2 Filtros analógicos	46
4.3.3 Amplificador não-inversor.....	57
4.3.4 Offset.....	58
4.3.5 Arduino.....	60
4.4 TRATAMENTO DIGITAL	61
4.5 CÁLCULO EMPÍRICO DO SpO ₂	63
5. RESULTADOS.....	65
6. CONCLUSÕES	71
7. TRABALHOS FUTUROS	72
BIBLIOGRAFIA	73

1. INTRODUÇÃO

A crescente incorporação de equipamentos eletrônicos nas áreas da saúde permitiram diagnósticos precoces e tratamentos mais assertivos. Em âmbito hospitalar – em particular nas salas de internação, unidades de terapia intensiva (UTI), centros cirúrgicos e áreas de recuperação – a necessidade da confiabilidade e precisão nos resultados de monitoramento são cruciais tanto à vida do paciente, quanto para decisões da equipe médica (O GLOBO, 2016).

Um dos dispositivos utilizados no acompanhamento da eficiência das trocas gasosas nos pulmões em pacientes, indispensável em setores hospitalares, é o oxímetro de pulso. Equipamento médico que realiza o monitoramento constante e não invasivo, do nível de saturação de oxigênio no sangue (SpO_2), e alerta o mais rápido possível a equipe clínica na ocorrência de uma queda muita brusca do parâmetro de medição, evitando manifestações físicas ao paciente (PEREIRA, 2014).

A aferição da saturação de oxigênio é definida como a proporção de oxihemoglobina (hemoglobina oxigenada (HbO_2)) em relação à concentração total de hemoglobina presente no sangue arterial. A hemoglobina é classificada como uma proteína que contém ferro e está presente nos glóbulos vermelhos do sangue possibilitando o transporte do oxigênio do pulmão para todo o corpo (TOMIAZZI, 2012).

O monitoramento do SpO_2 fornece informação acerca dos sistemas cardíaco e respiratório e do transporte de oxigênio no organismo, porém não fornece informações diretamente sobre frequência respiratória, volume corrente, débito cardíaco ou pressão arterial (PAULO, 2009; BORTON, 2014).

Distúrbios relacionados à oxigenação podem trazer sérios danos à saúde de pacientes. Em muitos casos provoca a morte, uma vez que todos os órgãos necessitam de oxigênio para seu perfeito metabolismo, havendo grande relevância ao cérebro e ao coração, os quais são altamente sensíveis à sua falta. Pneumonia, enfisema, edema pulmonar, asma e cianose são doenças relacionadas ao mau funcionamento do sistema respiratório podendo ocasionar a escassez de oxigênio no organismo, sendo este quadro denominado como hipóxia (FERNANDES, 2001).

A existência da hipóxia ocorre devido a fatores como incapacidade do oxigênio atingir o sangue dos pulmões, insuficiência no transporte de oxigênio para

os tecidos, baixa concentração de hemoglobina no sangue e incapacidade dos tecidos em utilizar o oxigênio, sendo assim classificados, respectivamente, como hipóxia hipóxica, hipóxia estagnante, hipóxia anêmica e hipóxia histotóxica (FERNANDES, 2001).

Durante o processo anestésico diversos fatores podem resultar em hipoxemia (baixo teor de oxigênio nos tecidos). Isso pode ocorrer por obstrução das vias aéreas, ventilação deprimida, problemas na circulação sanguínea, além de possíveis acidentes com o equipamento de anestesia e o circuito ventilatório. Se o problema persistir e não for tratado corretamente, poderá resultar em morte ou sequelas ao paciente. Com a oximetria tornando-se padrão de prevenção contra estes fatores, houve uma significativa redução em casos de mortes e efeitos devido à anestesia cardíaca (WILSON, 2013).

Nesse cenário a oximetria apresenta real importância e utilização no âmbito hospitalar, pois sua função é imprescindível à saúde e a vida do paciente. Ela permite o monitoramento contínuo da saturação de oxigênio no sangue, extinguindo-se quaisquer perigos de sequelas e possível óbito do paciente ocasionado por hipoxemia (MENEZES, SANTOS e CUNHA, 2014).

1.1 JUSTIFICATIVA

Em 2007, a Organização Mundial da Saúde elencou o oxímetro de pulso, como um equipamento essencial à monitoração do paciente que está submetido à anestesia (ETHW, 2016). Este trabalho propõe o desenvolvimento de um oxímetro com esta função operacional. O projeto de sensoriamento analógico da oximetria não invasiva busca auxiliar o correto monitoramento do nível da saturação da oxigenação sanguínea de pacientes em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) e em processos cirúrgicos.

O correto monitoramento e funcionamento de equipamentos médicos trazem ao paciente confiança, tranquilidade e segurança, pois se existirem complicações durante o atendimento ou processos cirúrgicos, estes serão mitigados pela disponibilidade daqueles.

1.2 OBJETIVO

Com a realização deste trabalho, pretende-se atingir os objetivos descritos a seguir.

1.2.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um sistema que forneça a estimativa da saturação de oxigênio no sangue (SpO_2) de forma não invasiva utilizando teorias da engenharia biomédica, além de conceitos de espectrofotometria aprendidos durante o curso de graduação de engenharia eletrônica.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Como objetivos específicos, pode-se citar:

- Obter o sinal analógico da curva pletismográfica do nível de saturação de oxigênio no sangue (SpO_2).
- Converter o sinal analógico da curva pletismográfica em sinal digital.
- Realizar o cálculo da razão R da curva pletismográfica.
- Estimar a saturação de oxigênio do sangue com o equipamento desenvolvido.
- Comparar o valor estimado pelo equipamento com um equipamento comercial.
- Permitir o uso do oxímetro de pulso como ferramenta didática.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

O capítulo 1 descreve a introdução e contextualização do trabalho, bem como justificativas e objetivos.

O capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica com o histórico da oximetria, seu princípio de funcionamento, a lei que rege o processo, conhecida como Lei de BEER- LAMBERT e finalmente os cálculos de saturação de oxigênio.

No capítulo 3 são apresentados materiais e métodos do trabalho com base em um diagrama de blocos do circuito a ser desenvolvido no decorrer do projeto.

O desenvolvimento do trabalho é apresentado no capítulo 4, exibindo todas as etapas executadas durante o projeto com a definição dos componentes através de cálculos, simulações e testes em bancada.

O capítulo 5 apresenta os resultados experimentais obtidos, seguido pelo capítulo 6, o qual apresenta as conclusões.

Propostas futuras à continuação do trabalho apresentado são sugeridas no capítulo 7 para um aprofundamento do tema.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 HISTÓRIA DO OXIMETRIA DE PULSO

Nos primeiros anos da década de 1930, iniciou-se o estudo da oximetria quando pesquisadores alemães utilizaram o espectrofotômetro para estudar a transmissão de luz através da pele em humanos. Em 1934, um pesquisador chamado Kramer afirmou ter medido a saturação de oxigênio no sangue que circulava nos vasos de um animal (OXIMETRY, 2002).

No ano de 1935, os pesquisadores Matthes e Millikan conseguiram obter os primeiros resultados da saturação de oxigênio, através de um aparelho não invasivo. Nos anos seguintes, pesquisadores alemães anunciaram a criação de um “*ear oxygen meter*” que utilizava luz vermelha e infravermelha para comparar modificações nas espessuras dos tecidos, conteúdo do sangue e intensidade luminosa. O termo oximetria foi definido por Millikan, no ano de 1942, quando desenvolveu o “*ear oxygen meter*”, prático e leve, o qual nomeou de oxímetro. Neste verificava-se a transmissão de luz através de um filtro vermelho e um filtro verde, sendo sensível à saturação de oxigênio apenas o primeiro. Estudos subsequentes mostraram que a insensibilidade à saturação de oxigênio era devida à luz infravermelha, e não à luz verde (RUSCH, SANKAR e SCHARF, 1996; VAGHELA, 2011).

Inicialmente, o desenvolvimento e pesquisas sobre a saturação de oxigênio no sangue era financiado pelo poder bélico, pois a oximetria era usada para avaliar a oxigenação de pilotos da Segunda Guerra Mundial, que pilotavam em elevadas altitudes. Posteriormente à guerra, o uso da oximetria foi difundido na área médica (RUSCH, SANKAR e SCHARF, 1996).

Em 1964, um cirurgião norte-americano desenvolveu um oxímetro que funcionava com oito comprimentos de onda e possuía um auto calibrador, sendo sua comercialização realizada pela Hewlett Packard nos anos de 1970. O novo oxímetro era comum em ambientes clínicos, porém, apresentava grande dimensão e alto custo, além de ser pouco prático. Entretanto, foi através deste equipamento que se permitiu o monitoramento contínuo da oxigenação arterial de forma não invasiva (OXIMETRY, 2002).

No ano de 1972, o bioengenheiro japonês Takuo Aoyagi descobriu que o ruído pulsátil arterial, que era uma das interferências na medição precisa da saturação de oxigênio, poderia ser eliminado computando a relação de densidades ópticas de dois comprimentos de onda diferentes. Com esta descoberta, o princípio básico da oximetria foi patenteado. A empresa Nihon Kohden iniciou a comercialização destes equipamentos, estimulando o desenvolvimento por outras (SEVERINGHAUS, 2007).

Com o início da utilização do oxímetro de pulso em procedimentos anestésicos, o crescimento da comercialização ocorreu nos anos de 1980. O destaque no mercado ocorreu com a empresa americana Biox Corporation, a qual apresentava a linha de produtos Biox, destacando-se por suas pequenas dimensões, preços acessíveis e o desenvolvimento de sensores descartáveis (OXIMETRY, 2002).

Atualmente, o desenvolvimento da oximetria de pulso ainda utiliza como base os princípios de medição do bioengenheiro Takuo Aoyagi. Um fator marcante é a busca na redução do tamanho e custo do equipamento, e no descobrimento de novas áreas de medição da saturação de oxigênio no sangue (ETHW, 2016).

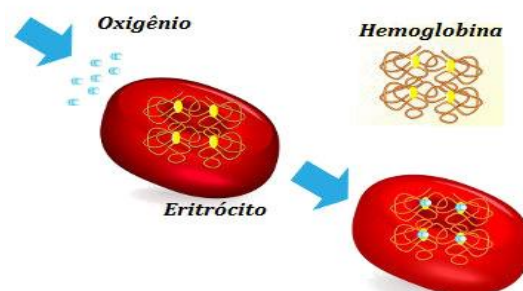
Em 2007, a Organização Mundial de Saúde incluiu o oxímetro de pulso como sendo um equipamento essencial à lista de verificação de segurança cirúrgica, classificando a oximetria como um padrão de atendimento em pacientes submetidos à anestesia (ETHW, 2016).

2.2 OXIMETRIA DE PULSO

A circulação sanguínea, formada pelo coração, vasos sanguíneos e o sangue, é encarregada pelo transporte e distribuição de nutrientes para as células e tecidos do corpo humano. Um dos nutrientes essenciais para o perfeito funcionamento dos órgãos é o gás oxigênio (O_2). A difusão do O_2 para o sangue humano acontece no sistema respiratório, especificamente nos pulmões, local no qual há a transformação de sangue venoso em sangue arterial através da associação do gás oxigênio às hemoglobinas (Hb) presentes nas células sanguíneas denominadas de hemácias ou eritrócitos (TOMIAZZI, 2012).

A Figura 1 ilustra a associação do gás oxigênio às hemácias.

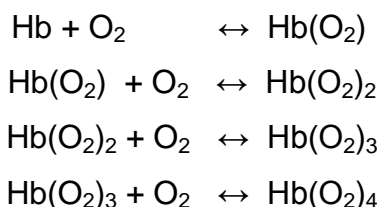
Figura 1 – Associação do gás oxigênio às hemácias



Fonte: (EDUCAÇÃO, 2017)

O transporte de oxigênio é realizado pelo fato de a hemoglobina ser capaz de se ligar a uma molécula de oxigênio de forma reversível, formando a oxihemoglobina (HbO_2). As hemoglobinas que não realizam as ligações químicas com o oxigênio são denominadas hemoglobinas reduzidas ou desoxihemoglobinas (Hb). O nível de saturação da hemoglobina pode ser determinado pelo número de ligações químicas com O_2 , que oscilam conforme o nível de oxigenação da molécula, podendo variar de uma ou quatro ligações (SILVA, 1984).

O processo de oxigenação pode ser dividido em 4 etapas:



O aumento da afinidade entre as moléculas de Hb e O_2 é diretamente proporcional ao total de moléculas de O_2 ligadas às moléculas de Hb. Tal fato permite que o sangue arterial mantenha a oxigenação constante e possibilite que uma pessoa sobreviva em regiões de baixa pressão de oxigênio, tal como é o caso de locais de grande altitude (HAEBICH, 1980).

O índice de medição do nível de saturação de oxigênio no sangue (SpO_2) refere-se ao percentual de moléculas oxihemoglobina em relação à hemoglobina total funcional. Pode ser expresso em porcentagem e determinado pela divisão da concentração de oxihemoglobina pela soma da concentração de oxihemoglobina

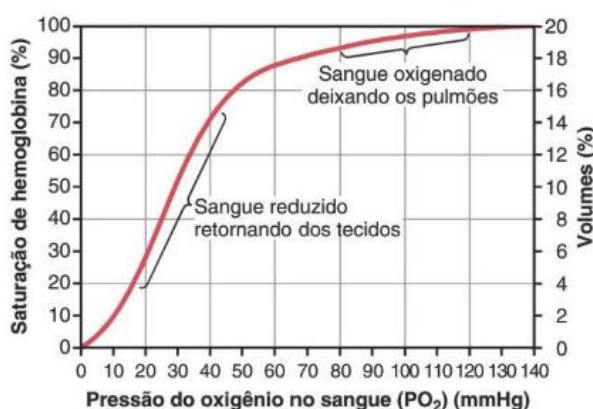
com a concentração de hemoglobinas reduzidas, conforme equação (1) (WEBSTER, 1997).

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \quad (1)$$

Onde a $[HbO_2]$ é a concentração de oxihemoglobina e $[Hb]$ é a concentração de hemoglobina reduzida. A quantidade de O_2 presente no sangue gera uma pressão parcial (pO_2), que apresenta relação à saturação de oxigênio no sangue (SaO_2) (WEBSTER, 1997).

A Figura 2 ilustra esta relação que é conhecida como curva de dissociação da oxihemoglobina.

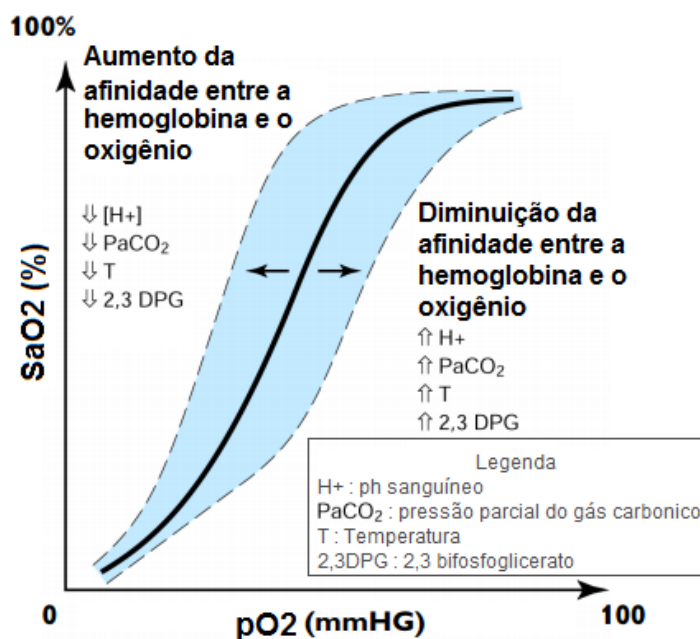
Figura 2– Curva de dissociação da oxihemoglobina



Fonte: Adaptada de (GUYTON e HALL, 2006)

A pressão parcial influencia na saturação arterial de oxigênio, ou seja, na afinidade de combinação entre as moléculas de hemoglobinas e de oxigênio. A curva de dissociação pode sofrer alguns desvios, em decorrência de fatores, tais como, temperatura, o pH do sangue $[H^+]$, a pressão parcial de gás carbônico (pCO_2), e a quantidade de 2,3 BPG (2,3-bifosfoglicerato). Na Figura 3, pode-se observar a influência destes fatores na alteração da curva (TANAKA, 2014).

Figura 3– Alteração da curva de dissociação da oxihemoglobina



Fonte: Adaptada de (PHILIPS, 2003)

2.3 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO OXÍMETRO

A coloração do sangue varia com os diferentes níveis de oxigenação sanguínea. O sangue arterial possui alta concentração de oxigênio apresentando assim uma coloração vermelha, forte e brilhante, devido à elevada presença das oxihemoglobinas. À medida que esta concentração diminui o sangue torna-se sangue venoso e apresenta uma coloração mais azulada em função de uma maior presença de hemoglobinas na forma reduzida. Desta maneira, o princípio de funcionamento de um oxímetro de pulso baseia-se na espectrofotometria sanguínea, medindo a quantidade de luz transmitida, ou refletida, através dos tecidos do paciente, sincronizados com o pulso cardíaco (CALIL e GOMIDE, 2002).

A Figura 4 ilustra os dois modos de medição para o oxímetro de pulso, sendo o modo de transmissão ou o modo reflexão.

Considerando a existência de um equilíbrio na concentração de hemoglobina e oxihemoglobina, a saturação parcial de oxigênio no sangue é determinada na diferença de absorção da luz provida por HbO_2 e Hb . Para uma melhor medição de SpO_2 a determinação do comprimento de onda ocorre na análise do coeficiente de

absortividade molar das moléculas de oxihemoglobina e desoxihemoglobina (OXIMETRY, 2002).

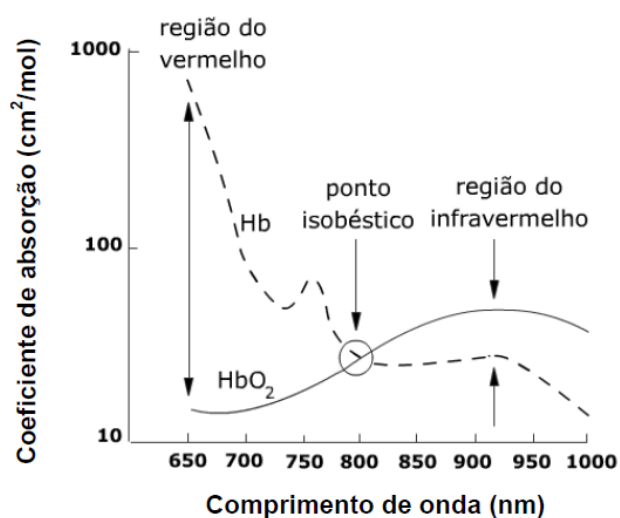
Figura 4– Modo Transmissão vs. Modo Reflexão



Fonte: Adaptada de (PARLATO, MEYER e DZYUBAK, 2009)

A Figura 5 ilustra que a faixa de frequências entre 650 nm a 940 nm apresentam valores de absorção diferentes, o que facilita assim, o processo de medição.

Figura 5 – Coeficiente de absorção luminosa por do comprimento de onda



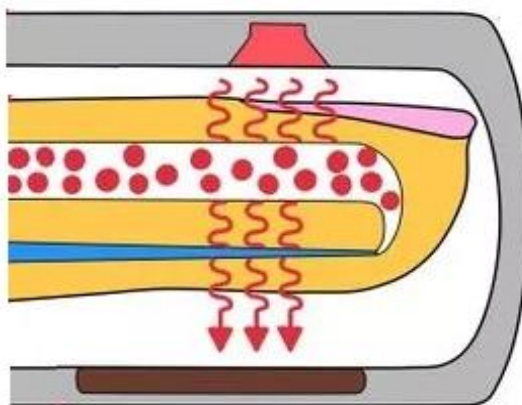
Fonte: (CALIL e GOMIDE, 2002)

Os diodos emissores de luz (LEDs), vermelho e infravermelho, são os que apresentam faixas de comprimento de onda, 660 nm e 930 nm respectivamente, as

quais se adaptam a diferença de absorção. A oxihemoglobina que é vermelha reflete a luz vermelha e absorve a luz infravermelha, enquanto que a hemoglobina reduzida, que apresenta coloração azul, se comporta de modo oposto. No ponto isobéctico (ponto de absorbância igual de dois compostos), observa-se que tanto a HbO_2 quanto a Hb absorvem os comprimentos de onda emitidos em uma mesma proporção da emissão do infravermelho (CALIL e GOMIDE, 2002).

Na Figura 6 é ilustrado o trajeto dos comprimentos de onda e a coloração sanguínea.

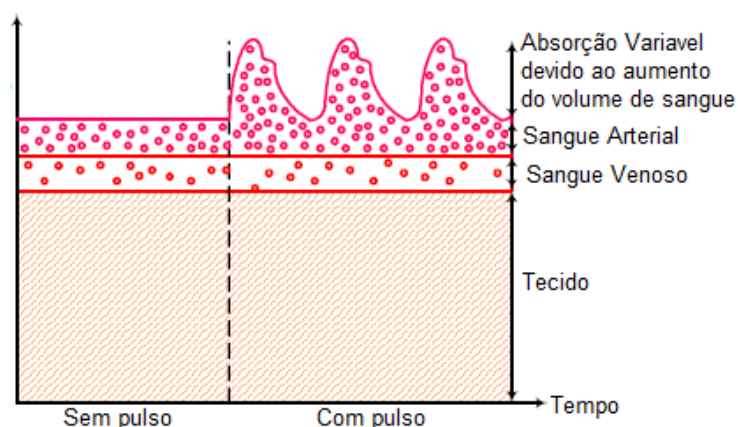
Figura 6 – Disposição dos LED's e do sensor de oximetria de pulso



Fonte: (WIKIHOW, 2017)

A parcela de luz detectada pelos fotoreceptores percorre o caminho de regiões do sangue arterial, do sangue venoso e dos tecidos. Em curtos períodos de tempo o sangue arterial é o único que apresenta significantes mudanças devido às alterações na pulsação, já que tecidos não apresentam variações pulsáteis e o sangue venoso apresenta pulsatilidade insignificante. Desse modo, o sinal do sangue arterial pode ser isolado dos outros componentes e assim, utilizado para realizar a medição de saturação. A Figura 7 ilustra regiões da extremidade corpórea pelo qual os comprimentos de ondas percorrem no período sem ou com pulsação sanguínea (CALIL e GOMIDE, 2002).

Figura 7 – Regiões da extremidade corpórea

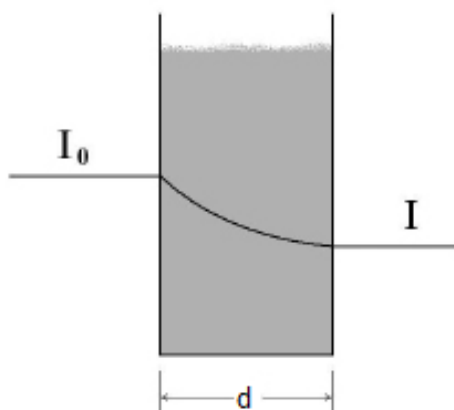


Fonte: Figura adaptada de (MATVIYENKO, 2010)

2.4 LEI BEER- LAMBERT

O princípio de Beer-Lambert, relaciona a absorção de luz em um meio de concentração com as propriedades ópticas num determinado comprimento de onda, conforme ilustrado na Figura 8. Se um feixe monocromático de luz incide em um meio com intensidade I_0 [w/m^2], com o comprimento de onda λ [cm], parte dele será absorvido pelo meio e o restante resultará em um feixe de intensidade transmitido I [w/m^2], exponencialmente dependendo da distância percorrida por este (WEBSTER, 1997).

Figura 8 – Princípio de Beer-Lambert



Fonte: Figura adaptada de (GALO e COLOMBO, 2009)

A equação (2) expressa a relação do princípio de Beer-Lambert, onde $\varepsilon(\lambda)$ [L/mmol/cm] é o coeficiente de atenuação da substância absorvente a um comprimento de onda específico, C [mmol/L] representa a concentração da substância absorvente, constante no meio, e d [cm] a distância do percurso óptico percorrido no meio pelo feixe de luz (WEBSTER, 1997).

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon(\lambda)Cd} \quad (2)$$

A transmitância (T) desse processo é a relação entre a luz transmitida e a incidente, dada pela equação (3), enquanto a absorbância (A) é dada pela equação (4) (WEBSTER, 1997).

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)Cd} \quad (3)$$

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)Cd \quad (4)$$

Havendo mais de uma substância absorvente na mistura em que a luz atravessa, a fórmula da absorbância pode ser expressa, conforme equação (5), onde ε_i representa o coeficiente de atenuação, C_i a concentração da substância i , e d_i o percurso óptico percorrido através da substância absorvente (WEBSTER, 1997).

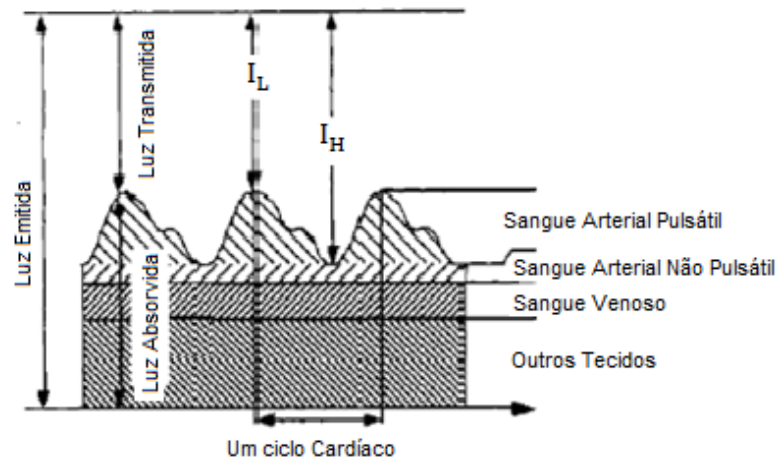
$$A = \sum \varepsilon_i(\lambda)C_i d_i \quad (5)$$

Outra terminologia física utilizada é o coeficiente de absorção da substância, conforme equação (6), que expressa o quanto um determinado comprimento de onda pode penetrar em um material antes que ele seja absorvido. Sua medida é expressa pelo produto do coeficiente de atenuação ε , pela concentração da substância C (WEBSTER, 1997).

$$\alpha(\lambda) = \varepsilon(\lambda) \cdot C \quad (6)$$

Na Figura 9, pode-se observar a variação da absorção e transmissão dos feixes luminosos, devido ao batimento cardíaco. São indicados dois sinais, I_H e I_L , o primeiro sendo a intensidade máxima transmitida, enquanto que I_L , a intensidade mínima transmitida (WEBSTER, 1997).

Figura 9 – Variação da absorção e transmissão dos feixes luminosos



Fonte: Figura adaptada de (WEBSTER, 1997)

Ambos os sinais podem ser expressos como descrito no sistema de equações (7).

$$\begin{cases} I_H = I_0 \cdot e^{-\alpha(\lambda)_{DC}d_{DC}} \cdot e^{-[\alpha(\lambda)_{Hb} + \alpha(\lambda)_{HbO_2}]d_{min}} \\ I_L = I_0 \cdot e^{-\alpha(\lambda)_{DC}d_{DC}} \cdot e^{-[\alpha(\lambda)_{Hb} + \alpha(\lambda)_{HbO_2}]d_{max}} \end{cases} \quad (7)$$

Onde,

I_0 é a intensidade de luz incidente;

$\alpha(\lambda)_{DC}$ e d_{DC} são o coeficiente de absorção e a distância dos componentes que possuem absorção constante;

$\alpha(\lambda)_{Hb}$ e $\alpha(\lambda)_{HbO_2}$ são os coeficientes de absorção, da hemoglobina reduzida e oxihemoglobina;

d_{min} é o comprimento óptico mínimo para a hemoglobina reduzida e a oxihemoglobina durante a diástole;

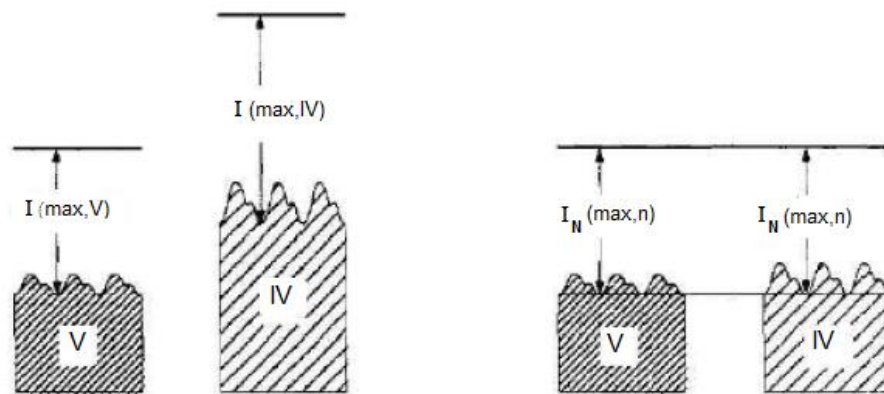
d_{max} é o comprimento óptico máximo para a hemoglobina reduzida e a oxihemoglobina durante a sístole;

No período do batimento cardíaco, a intensidade transmitida I é uma função do diâmetro da artéria, que pode variar entre d_{\min} e d_{\max} , podendo ser substituído dessa maneira por (Δd) , que varia de 0 até $d_{\max} - d_{\min}$ (WEBSTER, 1997).

2.5 CÁLCULO TEÓRICO DE SpO₂

Para o início do cálculo da saturação pulsátil de oxigenação (SpO₂) é necessário padronizar os sinais de oximetria procedente dos LEDs, visto que estes não emitem luz com mesmo comprimento de onda e apresentam variação na sensibilidade do sensor para os diferentes dos comprimentos de onda. A padronização é realizada dividindo-se o valor amostrado pelo valor máximo, o que resulta em sinais normalizados representados por I_N conforme a equação (8). A Figura 10 ilustra bem isto (WEBSTER, 1997).

Figura 10 – Padronização de sinais para diferentes comprimentos de ondas



Fonte: Figura adaptada de (WEBSTER, 1997)

$$I_N = \frac{I}{I_{H0}} = e^{-[\alpha(\lambda)_{Hb} + \alpha(\lambda)_{HbO_2}] \Delta d} \quad (8)$$

O cálculo das absorvâncias das luzes é equivalente ao total absorvido devido ao componente pulsátil do sinal, conforme equação (9) (WEBSTER, 1997).

$$\begin{cases} A_{t,V} = \ln(I_{N,V}) = -[\alpha(\lambda_V)_{Hb} + \alpha(\lambda_V)_{HbO_2}] \Delta d \\ A_{t,IV} = \ln(I_{N,IV}) = -[\alpha(\lambda_{IV})_{Hb} + \alpha(\lambda_{IV})_{HbO_2}] \Delta d \end{cases} \quad (9)$$

A razão das absorvâncias dos sinais já padronizados é definida como um fator R, conforme equação (10).

$$R = \frac{A_{t,V}}{A_{t,IV}} = \frac{[\alpha(\lambda_V)_{Hb} + \alpha(\lambda_V)_{HbO_2}]\Delta d}{[\alpha(\lambda_{IV})_{Hb} + \alpha(\lambda_{IV})_{HbO_2}]\Delta d} \quad (10)$$

Considerando que o comprimento óptico é o mesmo para os dois comprimentos de onda, juntamente com a definição de SpO₂ da equação (1), pode-se concluir que a saturação pulsátil de oxigenação se expressa pela equação (11) (WEBSTER, 1997).

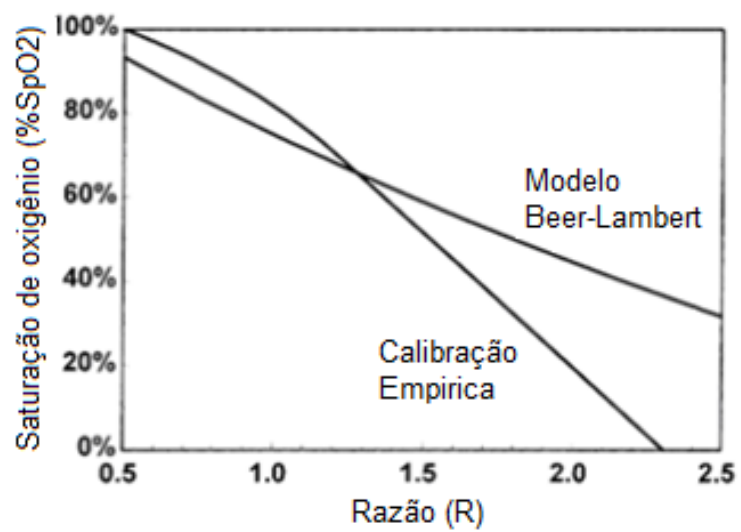
$$SpO_2 = \frac{\alpha(\lambda_V)_{Hb} - R \cdot \alpha(\lambda_{IV})_{Hb}}{R * (\alpha(\lambda_{IV})_{HbO_2} - \alpha(\lambda_{IV})_{Hb}) + (\alpha(\lambda_V)_{Hb} - \alpha(\lambda_V)_{HbO_2})} \quad (11)$$

Sendo a razão R calculada, conforme equação (12), como:

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{L,V}}{I_{H,V}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{L,IV}}{I_{H,IV}}\right)} \quad (12)$$

Na prática, o SpO₂ não é linear na equação (11), pois a Lei Beer-Lambert apresenta erros causados pela presença dos outros tecidos e pela difusão da luz no corpo. Com isto muitos fabricantes de oxímetro de pulso utilizam um valor tabelado de SpO₂ resultante de teste em um grande número de amostras, através da medição da oxigenação do sangue pelo método invasivo para calibrar seus aparelhos. A comparação entre o valor teórico de Beer-Lambert e o valor tabelado pode ser visto na Figura 11 (THIESEN e STEMIMER, 2012).

Figura 11 – Comparação entre a lei de Beer-Lambert e a calibração empírica

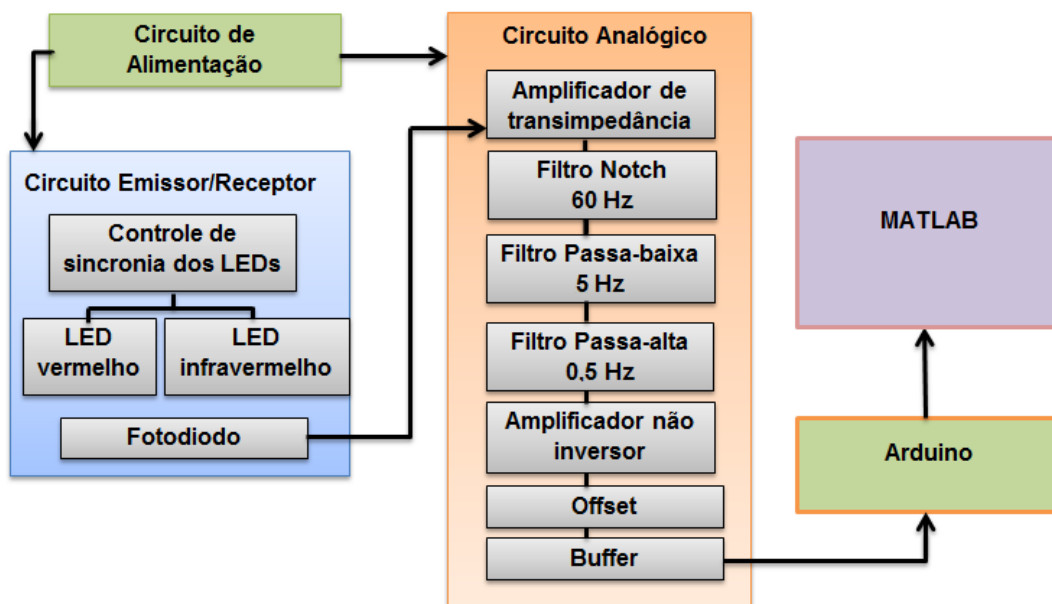


Fonte: (THIESEN e STEMIMER, 2012)

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para realizar o desenvolvimento do oxímetro, o seguinte diagrama de blocos visto na Figura 12, é utilizado como referência.

Figura 12 – Diagrama de blocos do oxímetro de pulso



Fonte: Autoria Própria

Cada etapa do sistema é desenvolvida, com análises, simulações e implantação em um sistema físico, a fim de avaliar a saturação de oxigênio sanguínea.

3.1 CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO

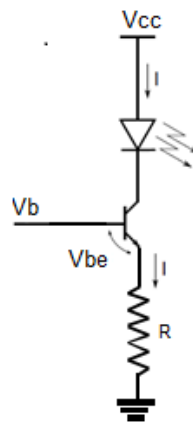
O circuito analógico, do oxímetro proposto, é alimentado por baterias de 9 V para que os ruídos e harmônicas da rede de alimentação possam ser minimizados. Desta forma, proporcionará também proteção ao usuário, por não haver contato com a rede elétrica.

3.2 CIRCUITO EMISSOR

O circuito emissor é desenvolvido através de dois diodos de emissão de luz (LED), nos comprimentos de ondas específicos de 660 nm e 940 nm, os quais são respectivamente, os LEDs vermelho e infravermelho.

Para o chaveamento dos LEDs utiliza-se uma fonte de corrente, já que a emissão luminosa de um LED é diretamente proporcional a corrente que passa pelo próprio. A fonte de corrente implementada é composta por um transistor do tipo NPN, como ilustrado na Figura 13.

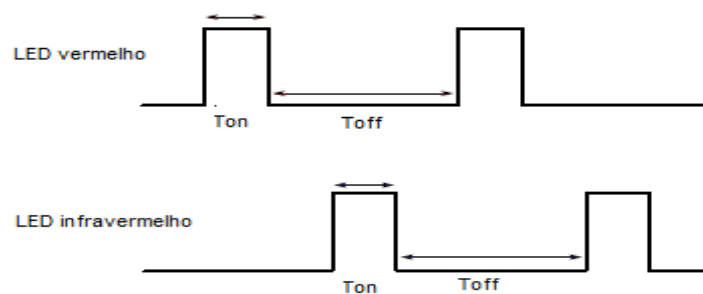
Figura 13 – Fonte de corrente



Fonte: Autoria Própria

Para que haja uma leitura simultânea se fez necessário o chaveamento dos LEDs de forma alternada, isto é, enquanto um estiver emitindo luz, o outro deverá estar desligado. Ilustrada a sincronia na Figura 14.

Figura 14 – Tempo de sincronia dos LEDs



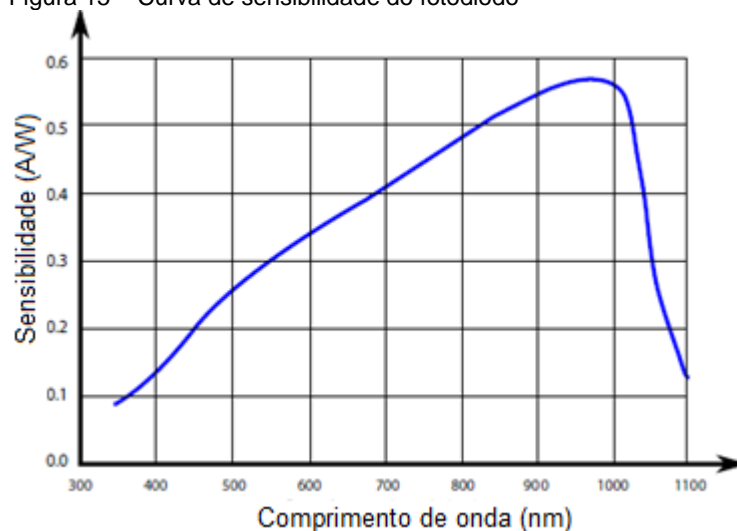
Fonte: Autoria Própria

3.3 CIRCUITO RECEPTOR

O circuito receptor é formado por um fotodiodo, o qual é um semicondutor que apresenta funcionamento de uma fonte de corrente com saída proporcional à incidência de luz recebida.

A sensibilidade do fotodiodo é representada por uma curva que varia conforme o comprimento de onda, com sensibilidades diferentes para os comprimentos de onda do infravermelho e do vermelho. A Figura 15 ilustra a curva de sensibilidade do fotodiodo.

Figura 15 – Curva de sensibilidade do fotodiodo



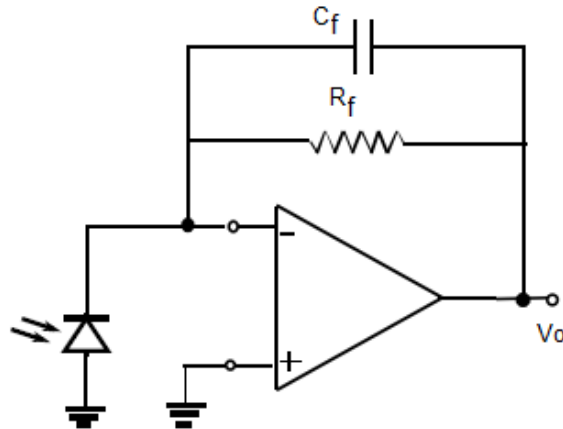
Fonte: (SANTINI, 2010)

3.4 CIRCUITO ANALÓGICO

3.4.1 Amplificador de transimpedância

O sinal de saída fornecido pelo fotodiodo é uma corrente proporcional à incidência de luz recebida. Assim, será necessário converter a corrente gerada em tensão. A Figura 16 apresenta o circuito do conversor corrente-tensão, como também é conhecido o amplificador de transimpedância.

Figura 16 – Amplificador de transimpedância



Fonte: Autoria Própria

A resposta do circuito de transimpedância é dada pela equação (13).

$$V_o = I_{fotodiodo} \cdot R_f \quad (13)$$

Onde $I_{fotodiodo}$ é a corrente reversa do fotodiodo e V_o é a tensão de saída do amplificador de transimpedância.

3.4.2 Filtros ativos

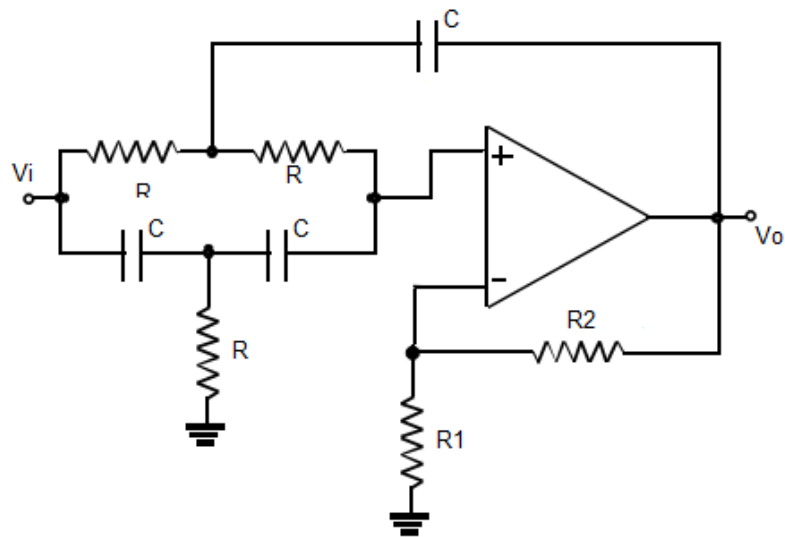
Os filtros são circuitos eletrônicos que são amplamente utilizados na aquisição e processamento de sinal, especificamente na atenuação ou no realce das características de determinada faixa de frequência. Podem ser classificados em ativos e passivos.

Filtros ativos não apresentam indutores, evitando assim efeitos eletromagnéticos que comprometam as características desejadas, além de permitir um maior controle da amplificação do sinal de entrada. O seu maior ganho e menor tamanho físico, se comparados com filtros passivos, são características importantes para determinadas aplicações.

3.4.2.1 Filtro notch

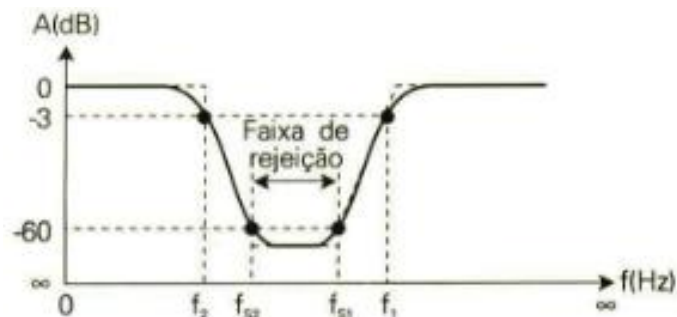
Ruído referente à rede elétrica se faz presente ao projeto mesmo realizando o circuito de alimentação por meio de baterias de 9 volts, devido a influência do meio ou de outros equipamentos no laboratório. Para extinguir e atenuar ao máximo este ruído se torna conveniente a utilização de um filtro rejeita-faixa. As Figuras 17 e 18 apresentam um filtro notch de segunda ordem e a curva de resposta em frequência do filtro, respectivamente.

Figura 17 – Filtro rejeita-faixa de segunda ordem



Fonte: Autoria Própria

Figura 18 - Curva de resposta do filtro rejeita-faixa

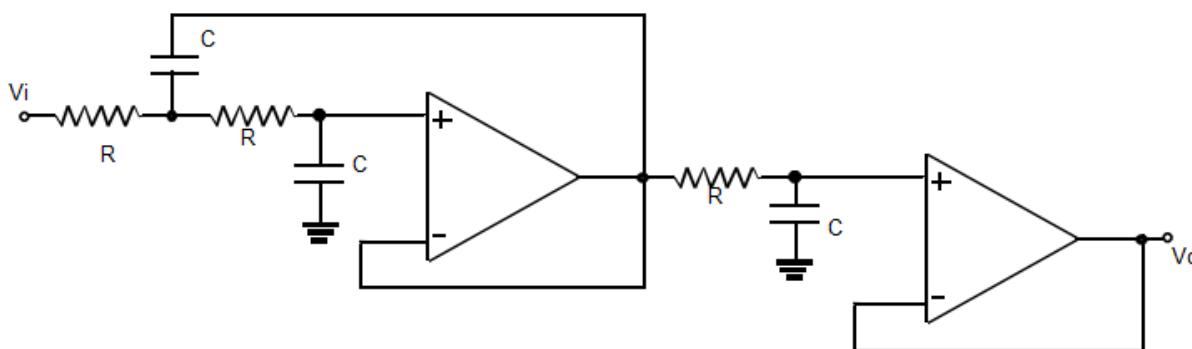


Fonte: (PICCO, 2010)

3.4.2.2 Filtro passa-baixa

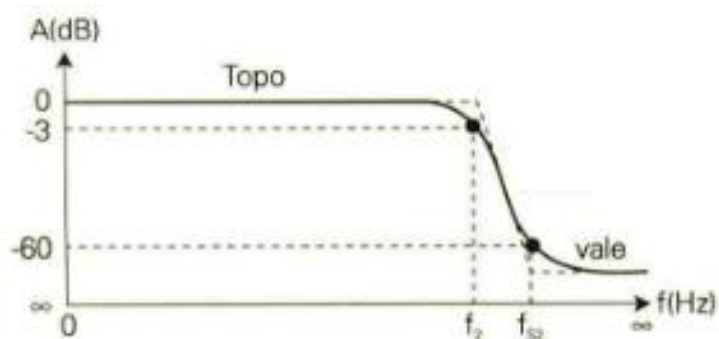
Na realização de projetos de circuitos eletrônicos a presença e interferência de ruídos no circuito são habituais. Para eliminar ou atenuar o máximo possível ruído de alta frequência, o uso de filtros passa-baixa se faz necessário. Assim é projetado um filtro passa-baixa com frequência de corte que diminuirá as interferências dos ruídos e não interferirá no espectro do sinal gerado. As Figuras 19 e 20 ilustram um filtro passa-baixa de terceira ordem e a curva de resposta em frequência do filtro, respectivamente.

Figura 19 – Filtro passa-baixa de terceira ordem



Fonte: Autoria Própria

Figura 20 - Curva de resposta em frequência do filtro passa baixa

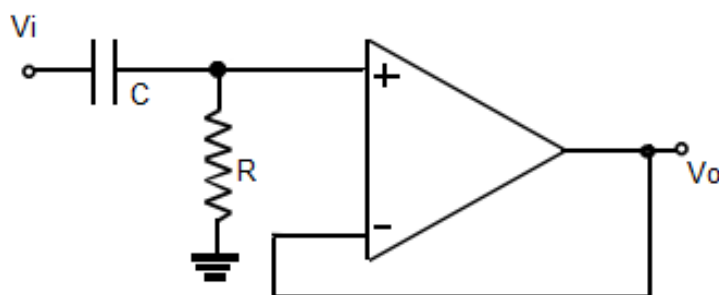


Fonte: (PICCO, 2010)

3.4.3.3 Filtro passa-alta

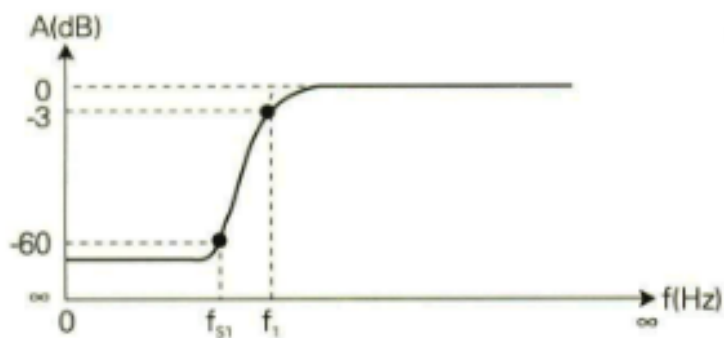
Antes de ser realizada a amplificação do sinal, o filtro passa-alta é utilizado para bloquear sinais de baixa frequência ou níveis de corrente contínua. As Figuras 21 e 22 ilustram um filtro passa-alta de primeira ordem e a curva de resposta em frequência do filtro, respectivamente.

Figura 21 – Filtro passa-alta de primeira ordem



Fonte: Autoria Própria

Figura 22 - Curva de resposta em frequência do filtro passa alta

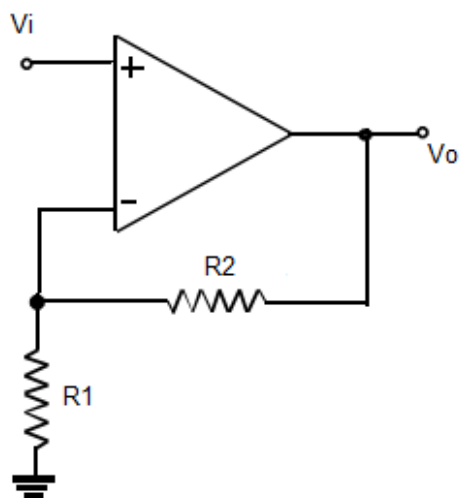


Fonte: (PICCO, 2010)

3.4.4 Amplificador não inversor

Após o processo de filtragem, o amplificador não inversor é utilizado para dar ganho ao sinal que será injetado no microcontrolador. A Figura 23 mostra o esquemático de um amplificador não inversor.

Figura 23 – Amplificador não inversor

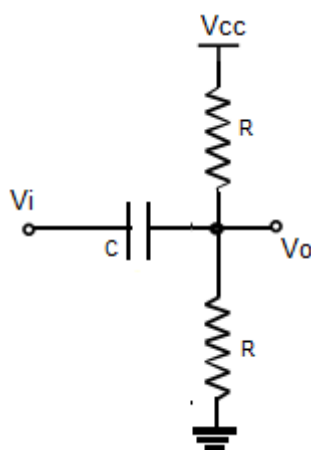


Fonte: Autoria Própria

3.4.5 Regulador offset

Na utilização do filtro passa-alta, o sinal filtrado poderá apresentar alguns valores negativos de tensão, inviabilizando a conversão do sinal pelo conversor analógico-digital, CAD, do Arduino Uno. Dessa maneira, o regulador *offset* se fez necessário para adequar o sinal para conversão AD. A Figura 24 ilustra um regulador offset.

Figura 24 – Regulador offset

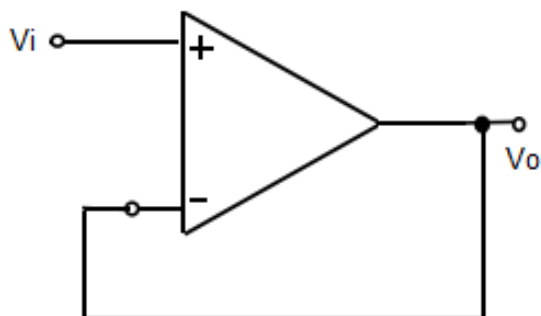


Fonte: Autoria Própria

3.4.6 Buffer

O circuito analógico *buffer* é utilizado para isolar todo o circuito analógico do conversor, evitando, assim, qualquer efeito de carregamento que possa ocasionar erros durante a conversão do sinal. A Figura 25 ilustra um buffer.

Figura 25 – Buffer

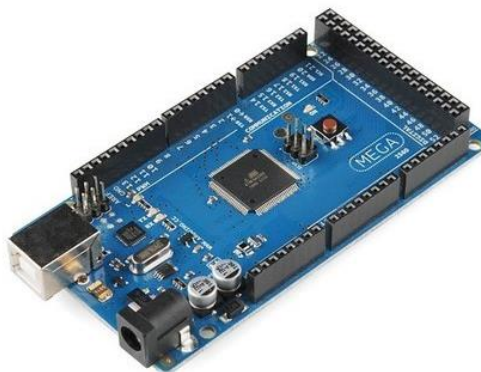


Fonte: Autoria Própria

3.5 Arduino

O Arduino é utilizado na conversão do sinal analógico em sinal digital, através de seu conversor A/D. O sinal digitalizado possibilita que os dados obtidos pelo oxímetro de pulso sejam manuseados, informando a saturação sanguínea e a frequência cardíaca. A Figura 26 mostra um modelo de Arduino Mega.

Figura 26 – Arduino Mega



Fonte: (ARDUINO, 2017)

4. DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Nesse capítulo são apresentados de modo mais detalhados todos os procedimentos relativos a cálculos, simulações, testes e montagem do oxímetro de pulso conforme a Figura 12, visando oferecer uma ferramenta didática.

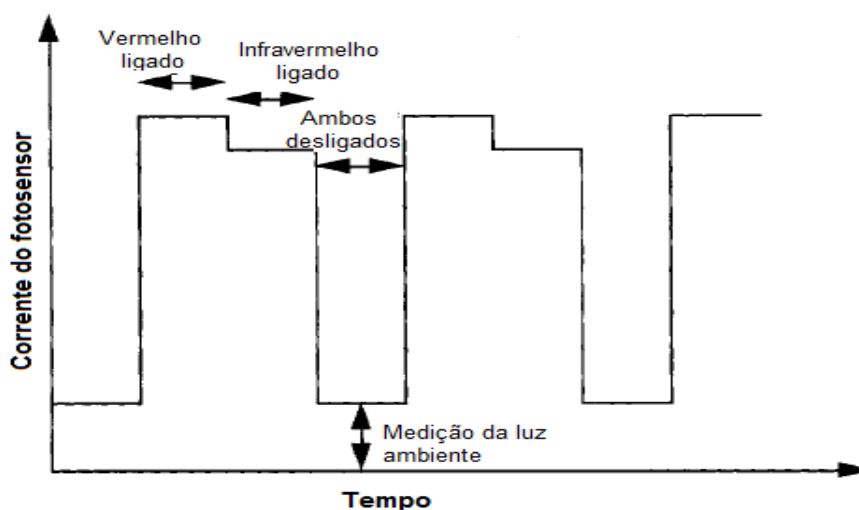
4.1 CIRCUITO EMISSOR

O circuito emissor apresenta os tópicos do tempo de chaveamento e de fonte de corrente dos LEDs, os quais são detalhados a seguir.

4.1.1 Tempo de chaveamento

O dimensionamento do ciclo de chaveamento dos LEDs vermelho e infravermelho baseia-se no ciclo de funcionamento do oxímetro Ohmeda Biox 37008, cujo ciclo de trabalho do sistema é de 1/3. O LED vermelho é acionado apenas no primeiro 1/3 do ciclo, sendo o LED infravermelho acionado apenas no segundo 1/3. No último 1/3 ambos os LEDs são desligados, permitindo a medição da luz ambiente. A medição da luz ambiente é necessária para que possa ser subtraída dos níveis obtidos quando os LEDs estão acessos. A Figura 27 ilustra o ciclo de funcionamento dos LEDs (WEBSTER, 1997).

Figura 27 – Ciclo de funcionamento dos LEDs

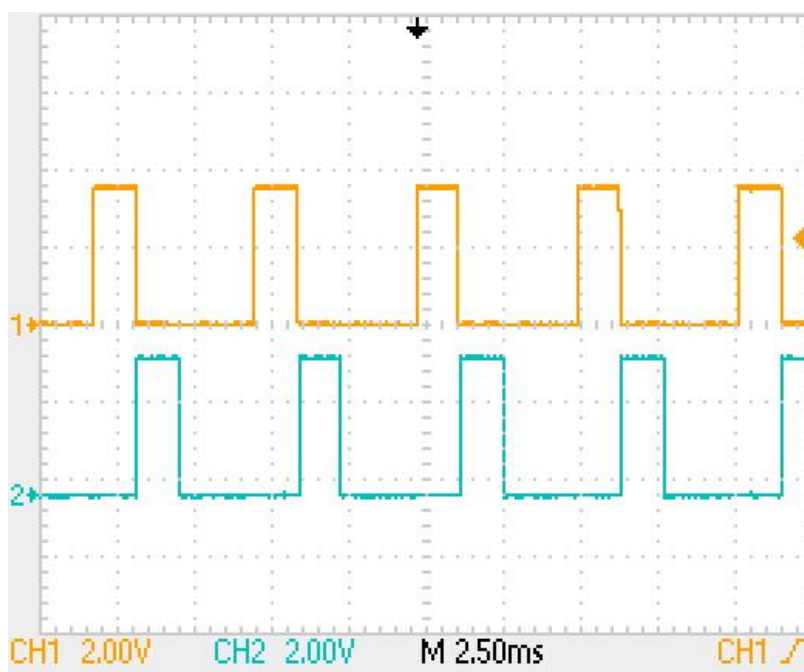


Fonte: Figura adaptada de (WEBSTER, 1997)

Com base na frequência de 480 Hz apresentada pelo equipamento Ohmeda Biox 37008, testes foram realizados em laboratório e definiu-se 500 Hz para utilização (WEBSTER, 1997).

Para alternância do acionamento dos LEDs desenvolveu-se um algoritmo na plataforma IDE Arduino através dos comandos *digitalWrite* e *delayMicroseconds*, criando um PWM com os *duty cycle* desejados. A Figura 28 mostra o chaveamento dos LEDs vermelho e infravermelho de formar separada.

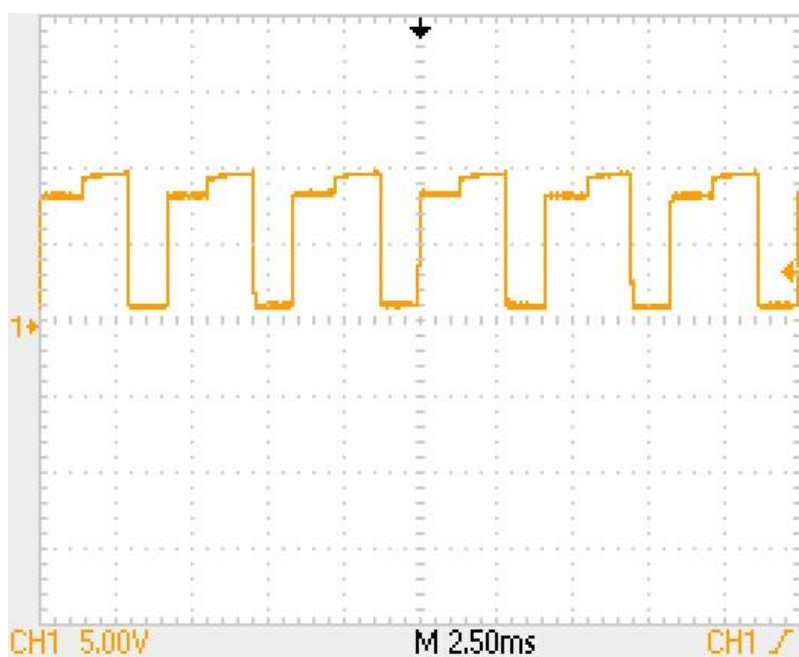
Figura 28 – PWM de chaveamento de cada LED



Fonte: Aatoria Própria

A Figura 29 mostra o sinal captado pelo sensor fotodiodo de forma síncrona com o chaveamento de ambos os LEDs, obtendo-se o sinal esperado e desejado.

Figura 29 – Sinal captado pelo sensor do chaveamento dos LEDs



Fonte: Autoria Própria

O algoritmo desenvolvido na plataforma IDE Arduino pode ser visto no ANEXO A.

4.1.2 Fonte de corrente

Conforme abordado anteriormente à emissão luminosa dos LEDs são diretamente proporcionais a corrente que passa pelo próprio, com isto, a definição dos valores da fonte de corrente foi definida com o intuito de obter uma maior intensidade luminosa dos LEDs vermelho e infravermelho.

As chaves de acionamento dos diodos luminosos foram realizadas através de transistores de junção bipolar (BC-547), tipo NPN, tendo as bases saturadas para que a corrente do coletor seja máxima, e por consequência os brilhos dos LEDs sejam o mais intenso possível.

O algoritmo desenvolvido no Arduino apresenta saídas nas portas 6 e 10 com uma tensão entre 0 e 5V, de forma alternada. As saídas do microcontrolador se conectam aos resistores R_b de 220Ω , gerando uma corrente de 22,72 mA na base dos transistores, saturando-os e permitindo o acionamento dos LEDs. A equação 14 mostra os cálculos.

$$V_{\text{arduino}} = i_b \cdot R_b \quad (14)$$

$$5 = i_b \cdot 220$$

$$i_b = 22,72 \text{ mA}$$

Na configuração da fonte de corrente a definição dos valores dos resistores R é o mesmo para que a intensidade luminosa dos LEDs vermelho e infravermelho sejam as mais próximas possíveis. Assim adotou-se o valor do resistor R o valor de 1 k Ω e a tensão de alimentação como 9 V, apresentando uma corrente aproximada de 900 mA, o suficiente para que o brilho possa ser captado pelo sensor fotodiodo. A equação (15) evidencia o cálculo.

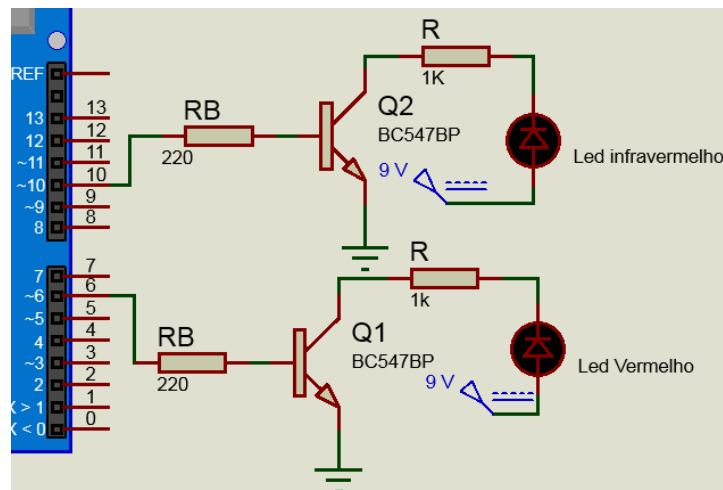
$$V_{\text{alimentação}} = i_c \cdot R \quad (15)$$

$$9 = i_c \cdot 1k$$

$$i_c = 900 \text{ mA}$$

A Figura 30 ilustra a configuração da fonte de corrente e a interação com o Arduino Mega.

Figura 30 – Interação fonte de corrente e Arduino

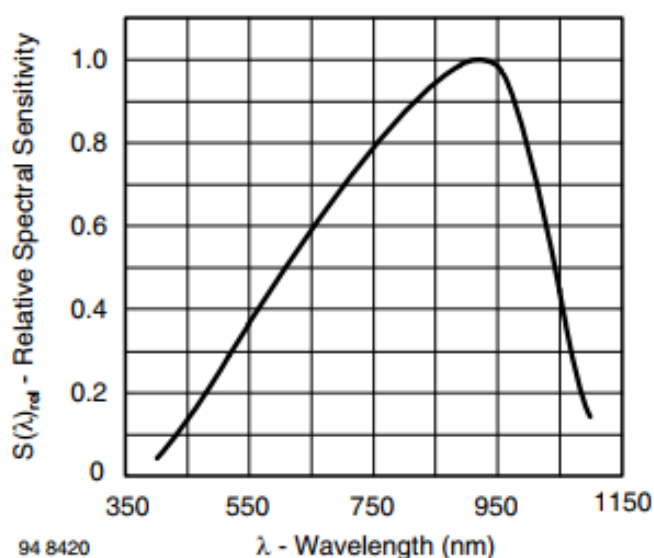


Fonte: Autoria Própria

4.2 CIRCUITO RECEPTOR

O sensor fotodiodo utilizado no desenvolvimento do projeto foi o fotodiodo PIN de silício BPW34 Vishay, o qual apresenta características relevantes como alta velocidade, alta sensibilidade radiante em miniatura e encapsulamento plana de vista superior. A largura de banda espectral de 430 nm a 1100 nm é a principal característica para a escolha do sensor por abranger os comprimentos de onda do infravermelho e vermelho e apresentar sensibilidade diferente a eles conforme a Figura 31 ilustra.

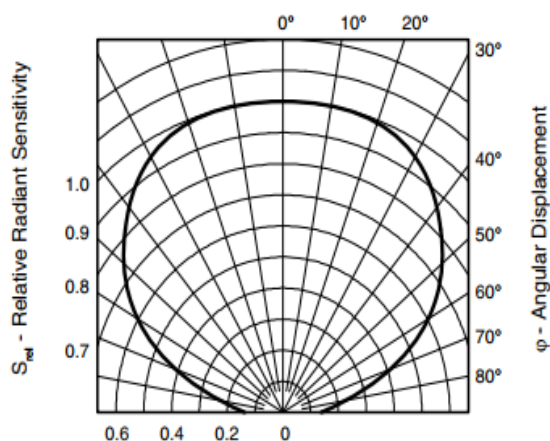
Figura 31 – Sensibilidade espectral relativa vs. Comprimento de onda



Fonte: (VISHAY, 2017)

Contudo para que haja a máxima sensibilidade nos comprimentos de onda do vermelho (660 nm) e do infravermelho (940 nm), que são respectivamente 0.6 e 1.0, conforme gráfico da Figura 28 necessita-se ajustar o ângulo de incidência dos LEDs sobre o sensor fotodiodo. A definição dos ângulos ocorreu através da análise da relação entre a sensibilidade radiante e deslocamento angular, ilustradas no gráfico da Figura 32, onde se conclui que o ângulo de incidência para o LED vermelho é de 60° e para o LED infravermelho de 35°.

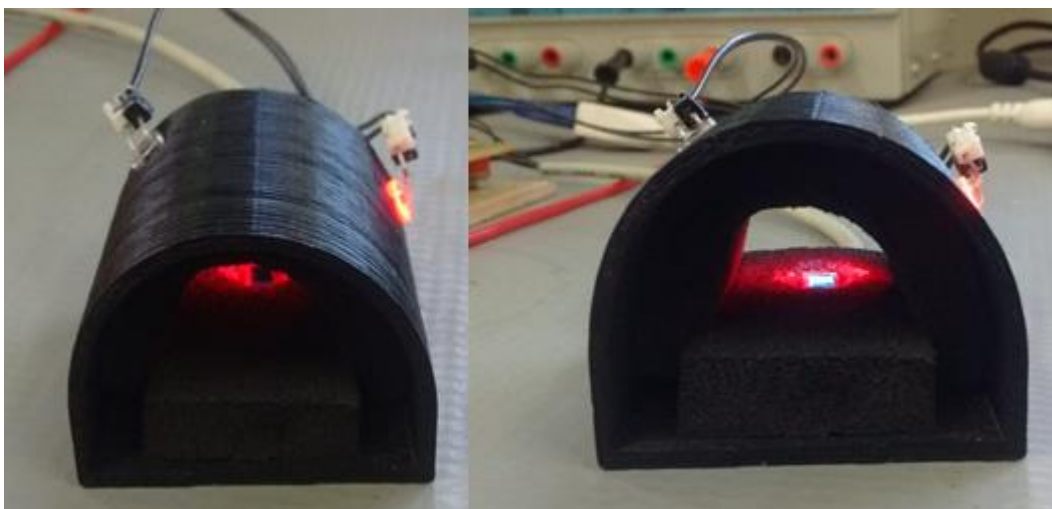
Figura 32 – Sensibilidade Radiante relativa vs. Deslocamento angular



Fonte: (VISHAY, 2017)

Determinando-se a angulação de incidência dos LEDs confeccionou-se um protótipo de suporte para dedo com ângulos e posição correta para o sensor fotodiodo e LEDs. A configuração das dimensões e de design do protótipo foi implementada através da plataforma SolidWorks, permitindo realizar a impressão do protótipo em uma impressora 3D. A Figura 33 retrata o resultado final obtido na confecção do protótipo utilizado no decorrer do projeto.

Figura 33 – Protótipo de suporte ao dedo



Fonte: Autoria Própria

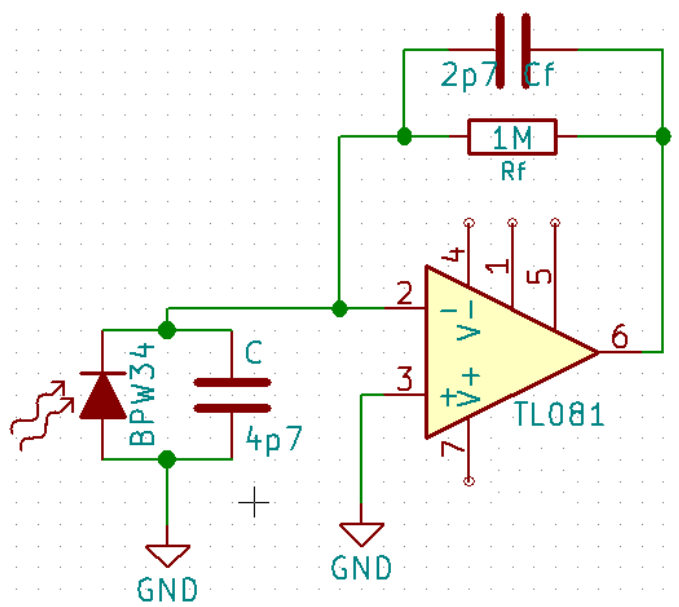
4.3 CIRCUITOS ANALÓGICOS

A manipulação do sinal gerado pelo sensor fotodiodo ocorre através do circuito analógico, como mencionado anteriormente. As etapas da conversão de corrente em tensão, filtragem e ganho do sinal estão definidos e projetados neste tópico.

4.3.1 Amplificador de transimpedância

A configuração do amplificador de transimpedância adotado é apresentada na Figura 34. Embora pareça simples e de fácil manipulação pode apresentar várias restrições de dimensionamentos. Entretanto esta configuração é utilizada frequentemente em aplicações de oximetria de pulso, por isto sua escolha (WEBSTER, 1997).

Figura 34 – Esquemático do amplificador de transimpedância



Fonte: Autoria Própria

A corrente gerada pelo fotodiodo é convertida em tensão através do resistor, R_f , o qual cria uma tensão de saída proporcional à intensidade luminosa captada pelo sensor fotodiodo, exemplificada conforme a equação (13). Entretanto, segundo

Cysewska-Soubusiak a transmissão eficaz da luz através do dedo em uma aplicação de oximetria de pulso nunca excede 5%, mesmo com a utilização de LEDs de alto brilho, ocasionando uma corrente não uniforme em todas as medições (WEBSTER, 1997).

O resistor R_f é uma das principais fontes de ruído no circuito, sua definição realizou-se através de testes, onde optou-se pelo valor de $1M\Omega$. O resistor apresenta características ao sinal como ganho e a tentativa de minimizar a existência do ruído (WEBSTER, 1997).

O capacitor C_f apresenta características como melhora na estabilidade e diminuição do ganho de pico ao sinal, sendo assim, a determinação do valor correto torna-se essencial ao projeto. Segundo estudos realizados por Graeme a fórmula apropriada para determinação da capacitância de C_f pode ser realizada através da equação (16) (WEBSTER, 1997).

$$C_f = \sqrt{\frac{C_I}{2\pi R_f f_c}} \quad (16)$$

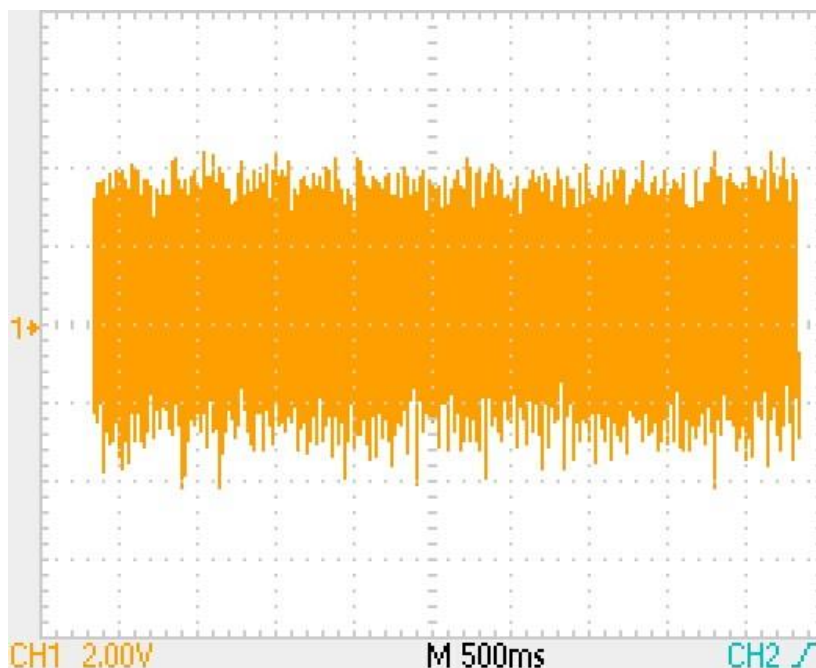
Onde f_c é a frequência de ganho unitário do amplificador operacional, R_f é a resistência de realimentação, e C_I é a capacitância total de entrada sendo a soma da capacitância da junção do fotodiodo com a capacitância de entrada do amplificador operacional. Conhecendo o valor de R_f , definido anteriormente, os valores de f_c e C_I foram obtidos através dos datasheet do amplificador operacional TL081M, utilizado no desenvolvimento do projeto, e do sensor fotodiodo BPW34. Assim, os valores definidos nos datasheet para f_c e C_I foram, respectivamente, de 4 MHz e 140 pF (INSTRUMENTS, 2015; VISHAY, 2017).

$$C_f = \sqrt{\frac{140 \cdot 10^{-12}}{2\pi \cdot 1 \cdot 10^6 \cdot 4 \cdot 10^6}}$$

$$C_f = 2,36\text{pF}$$

Comercialmente adotou o valor 2,7 pF, assim o sinal que se obtém do sensor fotodiodo sem qualquer tipo de tratamento é ilustrado na Figura 35.

Figura 35 – Sinal do fotodiodo sem tratamento e filtragem



Fonte: Autoria Própria

4.3.2 Filtros analógicos

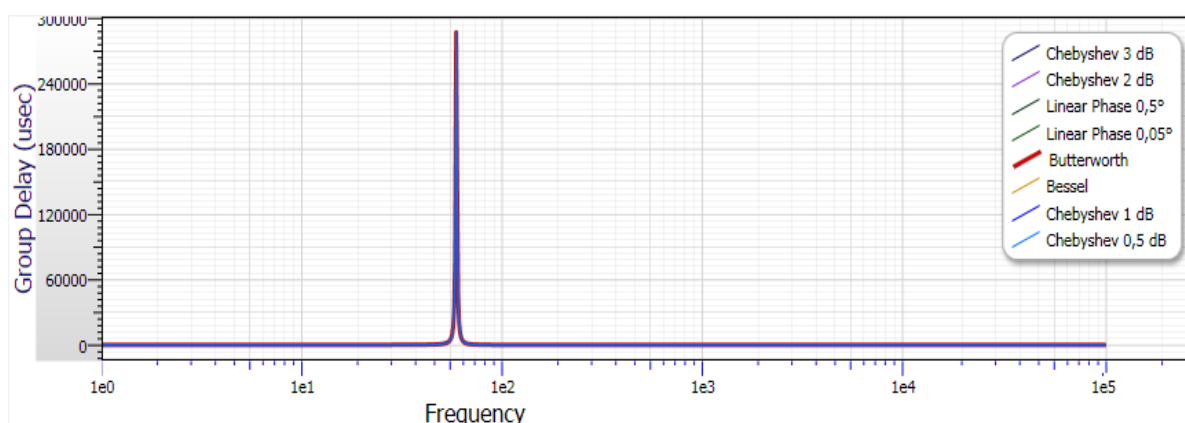
Os testes realizados aos filtros analógicos ocorrem no intuito de verificar características teóricas propostas anteriormente. Os projetos dos filtros foram realizados através do uso dos softwares FilterPro™ e Filter Wize Lite, assim, obtendo valores para os componentes. Estes valores são verificados por meio de cálculos através das equações destes filtros, simulações e testes de bancada.

A estrutura de implementação dos filtros foi a Sallen-Key por ser de fácil implementação e comum em práticas de filtros ativos. Sendo chamada também de estrutura de fonte de tensão controlada por tensão, *Voltage-Controlled Voltage-Source* (VCVS), a qual sua denominação está relacionada com o fato de o amplificador operacional poder ser comparado a uma fonte de tensão cuja saída é uma função da tensão de entrada e do ganho do circuito (JÚNIOR, 2015).

4.3.2.1 Filtro notch

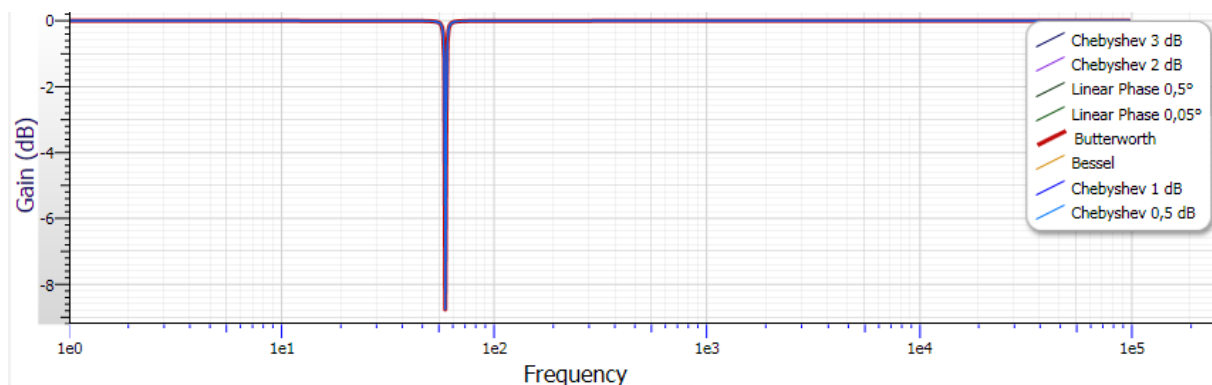
O filtro rejeita-faixa foi projetado com frequência central definida em 60 Hz a fim de bloquear e minimizar ao máximo a interferência da rede elétrica ao sinal. As Figuras 36 e 37 ilustram a simulação realizada no software FilterPro™ para o atraso de grupo e ganho em dB, respectivamente, para o filtro notch de segunda ordem.

Figura 36 – Atraso de grupo do Filtro Notch



Fonte: Autoria Própria

Figura 37 – Ganho em dB do Filtro Notch



Fonte: Autoria Própria

Conforme a simulação do filtro notch não houve grandes diferenças perceptíveis aos diferentes filtros, por este motivo optou-se por utilizar o filtro Butterworth.

Determinando a frequência de corte do filtro e conhecendo a equação para o cálculo da frequência central, definida pela equação (17), se obtém o valor de RPB, já que se adotou o valor de 100 nF ao CPB (ZUMBAHLEN, 2007).

$$f_{\text{central}} = \frac{1}{2\pi \cdot \text{CPB} \cdot \text{RPB}} \quad (17)$$

$$\text{RPB} = \frac{1}{2\pi \cdot 60 \cdot 100 \cdot 10^{-9}}$$

$$\text{RPB} = 26,53 \text{ k}\Omega \cong 27 \text{ k}\Omega$$

Os capacitores CPB devem possuir aproximadamente metade do valor de CPA e os resistores RPB devem ser aproximadamente o dobro do valor de RPA, para que a banda seja o mais estreita possível (ZUMBAHLEN, 2007). Com isto, os valores definidos a CPA e RPB são:

$$\text{CPA} = 2 \cdot \text{CPB} \quad (18)$$

$$\text{CPA} = 2 \cdot 100 \cdot 10^{-9}$$

$$\text{CPA} = 200 \text{ nF}$$

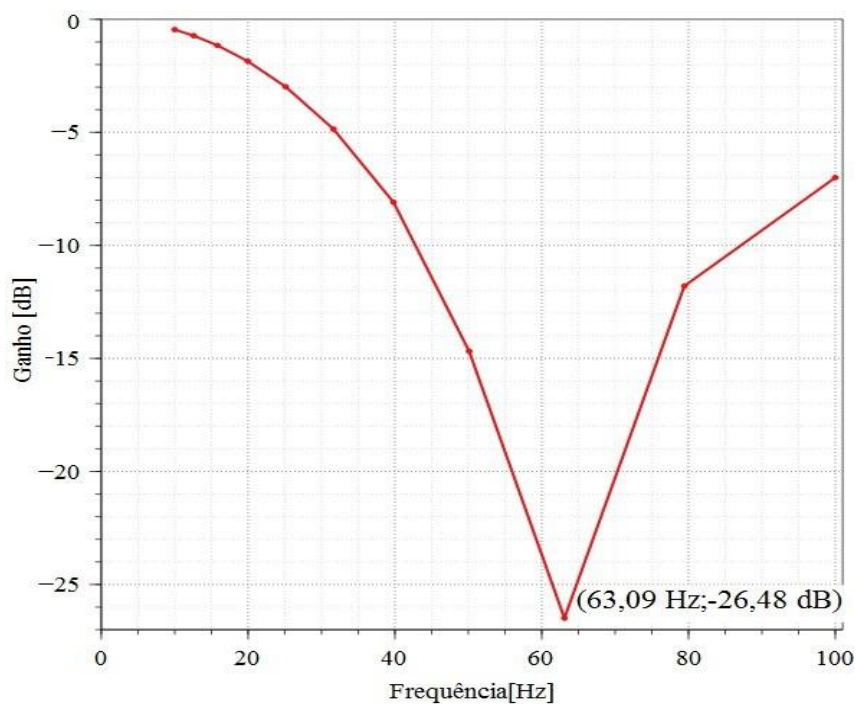
$$\text{RPA} = \text{RPB}/2 \quad (19)$$

$$\text{RPA} = 27 \cdot 10^3 / 2$$

$$\text{RPA} = 13,5 \text{ k}\Omega$$

Definidos os valores dos componentes, realizaram-se simulações e concluiu-se que o filtro não apresentou o resultado desejado. Por este motivo alterou-se o resistor RPA de 13,5 kΩ para um resistor de 12,2 kΩ, apresentando assim um resultado esperado. A Figura 38 mostra a resposta final em frequência do filtro rejeita-faixa com frequência de rejeição em torno de 60 Hz.

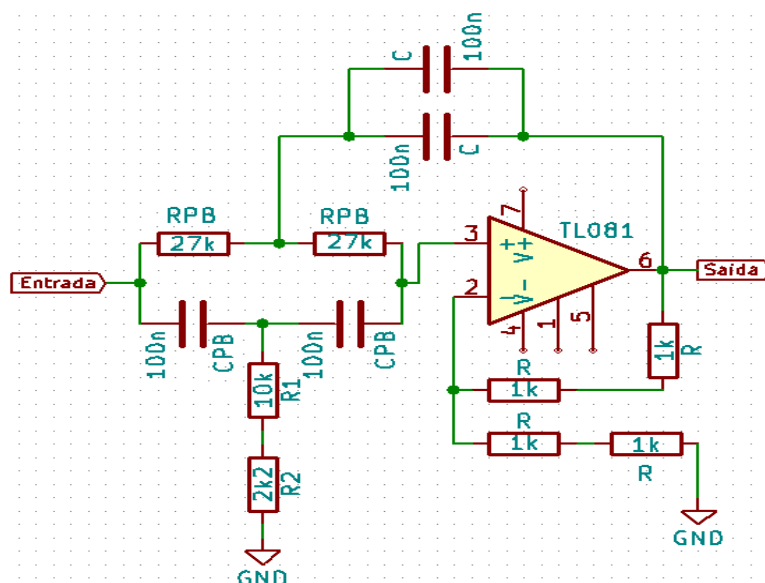
Figura 38 – Resposta do Filtro Notch



Fonte: Autoria Própria

A Figura 39 ilustra a topologia utilizada no projeto, observando associações em série de resistores e em paralelo de capacitores, respectivamente, para se alcançar os valores desejados de RPA e CPA.

Figura 39 – Esquemático Filtro Notch



Fonte: Autoria Própria

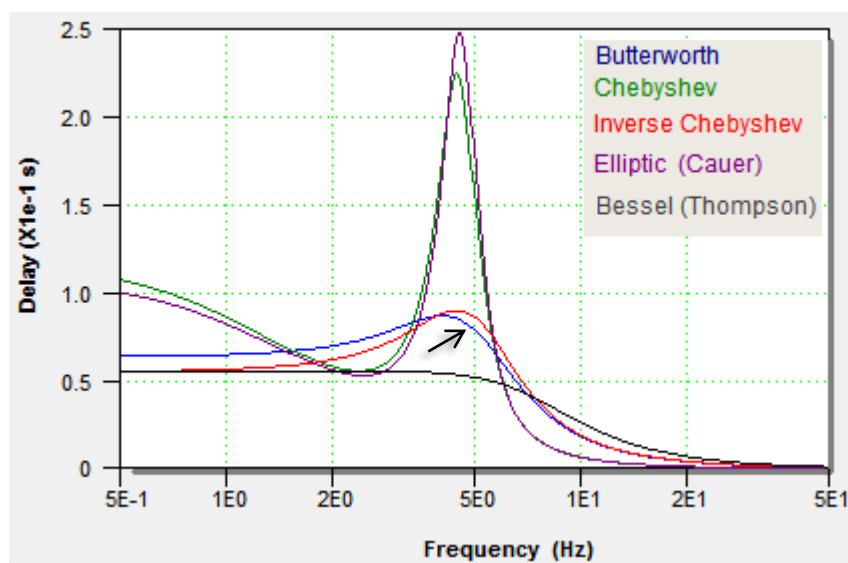
4.3.2.2 Filtro passa-baixa

Sabendo que uma pessoa adulta apresenta uma frequência cardíaca entre 60 e 100 BPM, o sinal de oximetria pode corresponder a uma faixa de 1,67Hz, sendo que a maior parte do espectro de potência deste sinal está contido em até 5 Hz. Isto ocorre em um sinal de oximetria, pois 90% a 95% do espectro de potência concentram-se em até três vezes a frequência cardíaca (HAYES e STMITH, 2001).

Com isto, projetou-se o filtro passa-baixa com uma frequência de corte em 5 Hz com simulações realizadas no software Filter Wize Lite.

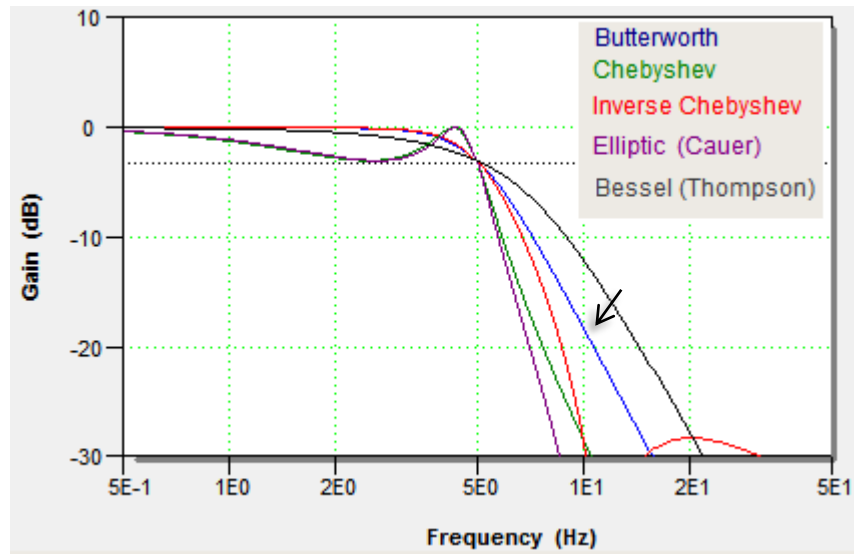
A Figuras 40 e 41 ilustram o atraso de grupo e ganho em dB, respectivamente, do filtro passa-baixa de 3ª ordem. Apresentando um atraso de grupo menor e um ganho mais linear, escolheu-se o filtro Butterworth.

Figura 40 – Atraso de grupo do Filtro Passa-Baixa.



Fonte: Autoria Própria

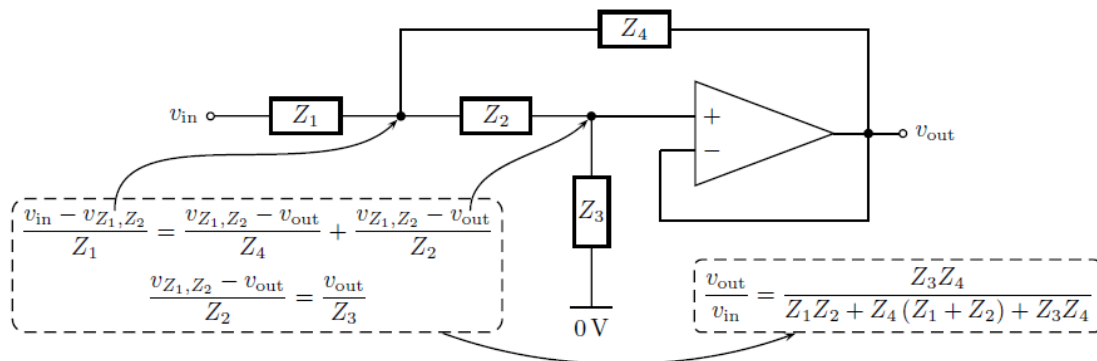
Figura 41 – Ganho em dB do Filtro Passa-Baixa.



Fonte: Autoria Própria

A Figura 42 ilustra a estrutura de um filtro Sallen-Key considerando todos os elementos como impedâncias e sabendo que esta estrutura tem características de passa-baixa, passa-alta ou passa-banda dependendo dos valores dos componentes.

Figura 42 – Estrutura de um filtro Sallen-Key



Fonte: (PAVLIC, 2009)

A equação (20) fornece a função de transferência que tipicamente descreve um sistema de filtro passa-baixa de segunda ordem. Como o filtro adotado é de 3ª ordem, calcula-se inicialmente o filtro de 2ª ordem e posteriormente o filtro de 1ª ordem.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{Z_3 Z_4}{Z_1 Z_2 + Z_4 (Z_1 + Z_2) + Z_3 Z_4} \quad (20)$$

Conforme a topologia definida na Figura 39 alteram-se as impedâncias retratadas e adota-se $Z_1 = R_1$, $Z_2 = R_2$, $Z_3 = 1/(sC_1)$, e $Z_4 = 1/(sC_2)$, e a equação (18) é reorganizada até se obter a equação (21).

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{S^2 + \frac{(R_1 + R_2)}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_2} S + \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad (21)$$

A equação (19) é a forma padrão do filtro passa-baixa, onde o termo do numerador corresponde à frequência de corte ω_0^2 do filtro, em radianos. Convertendo radianos em hertz através da equação (22), chega-se a equação (23) que é a equação da frequência de corte para os filtros passa-baixa e passa-alta (SEDRA).

$$\omega_0^2 = 2\pi f_0 \quad (22)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} \quad (23)$$

Tendo definido anteriormente a frequência de corte de 5 Hz e adotando os valores

$$R_1 = R_2 = 18 \text{ k}\Omega$$

$$C_1 = 1 \mu\text{F}$$

$$C_2 = \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot 5)^2 \cdot 18000 \cdot 18000 \cdot 1 \cdot 10^{-9}}$$

$$C_2 = 3,12 \mu\text{F}$$

Como o valor calculado para C_2 não é comercial, testes foram feitos com valores comerciais, definindo-se o valor de 4,7 μF .

Definida a primeira etapa do filtro, na segunda etapa calcula-se o valor do capacitor através da equação (24), adotando $R = 18 \text{ K}\Omega$ (JÚNIOR, 2015).

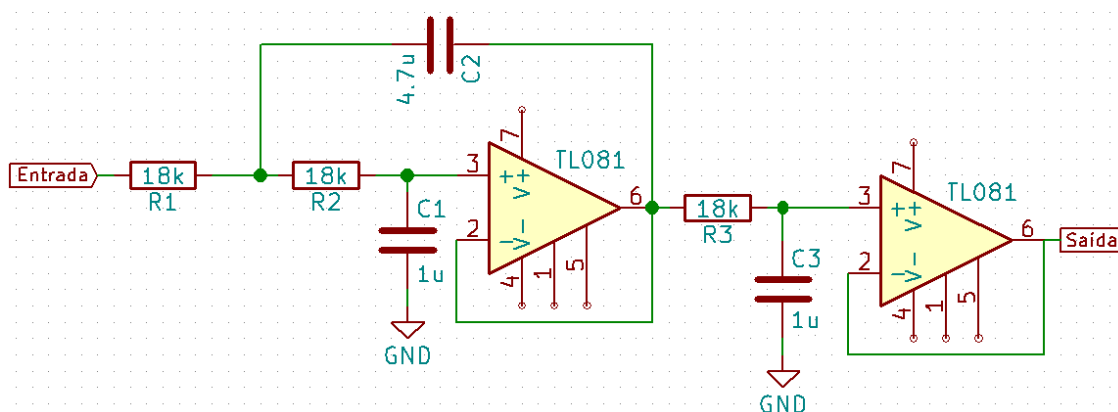
$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (24)$$

$$C = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 18000 \cdot 5}$$

$$C = 1,76 \mu F$$

Após teste, se optou utilizar o valor comercial de $1 \mu F$ ao capacitor. A Figura 43 ilustra o esquemático final utilizado no projeto.

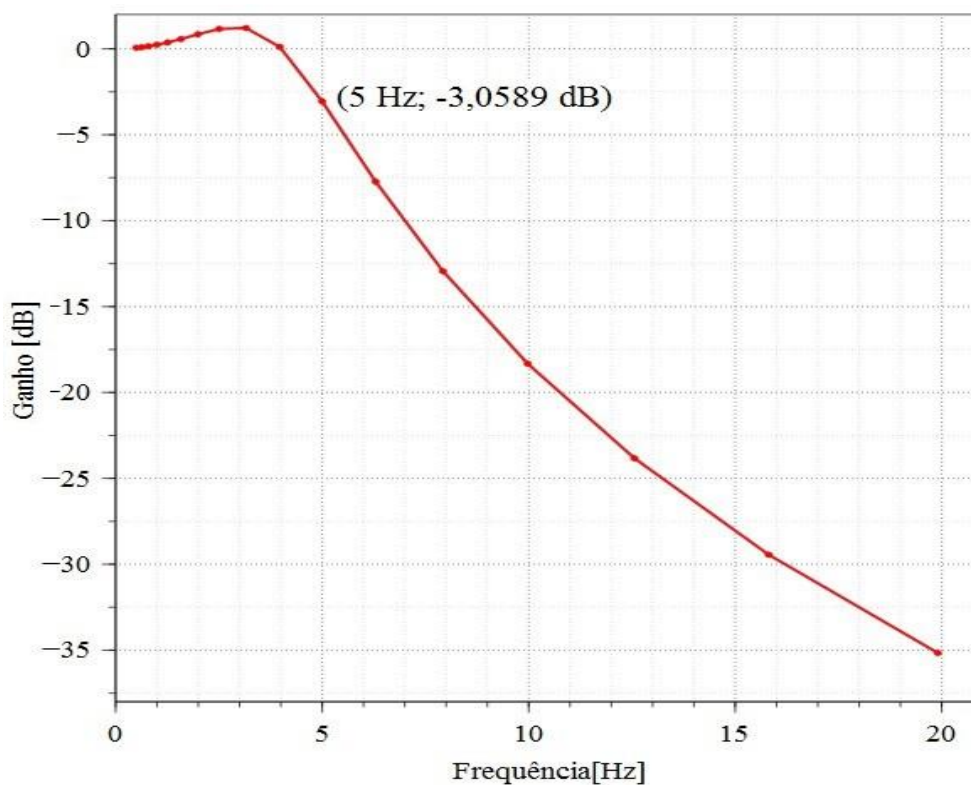
Figura 43 – Esquemático do Filtro Passa-Baixa



Fonte: Autoria Própria

Ao realizarem-se simulações a resposta apresentou resultado deseja e esperado, sendo que a frequência de corte ficou em 4,98Hz em -3dB. A Figura 44 ilustra a simulação.

Figura 44 – Resposta do Filtro Passa-Baixa

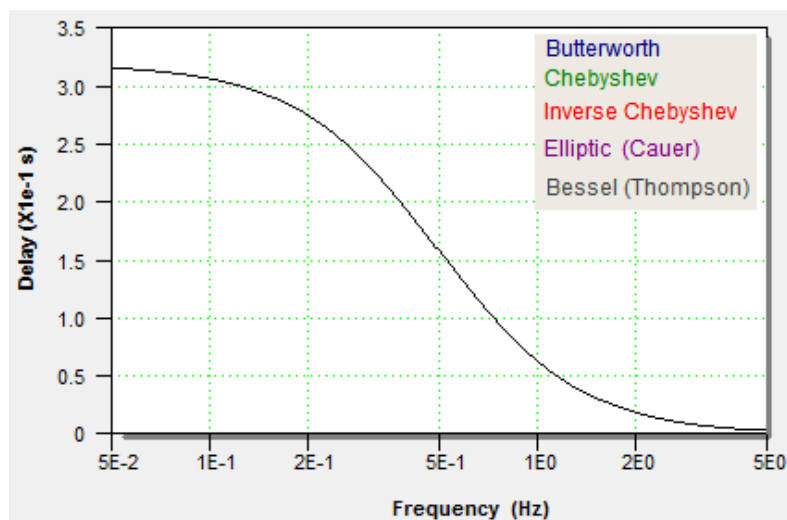


Fonte: Autoria Própria

4.3.2.3 Filtro passa-alta

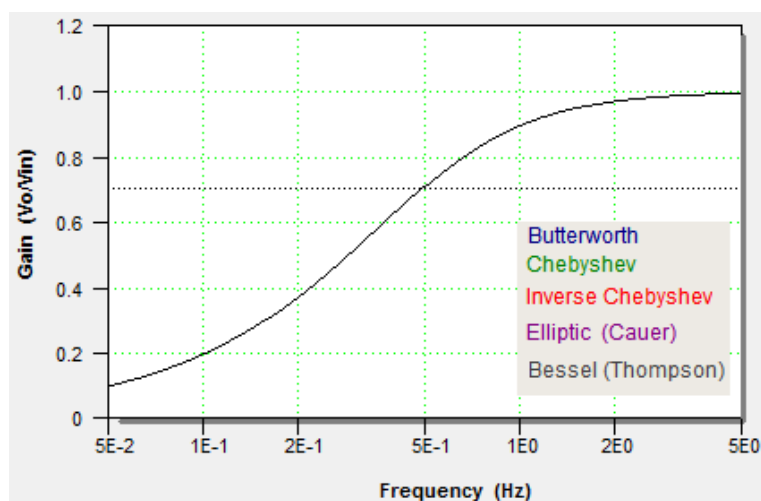
Necessitando eliminar pequenos ruídos sem que haja interferência no sinal de resposta determinou-se uma frequência de corte de 0,5 Hz. O desenvolvimento do projeto ocorreu da mesma maneira que o filtro passa-baixa, realizando-se simulações através do software Filter Wize Lite. As Figuras 45 e 46 ilustram o atraso de grupo e ganho em dB, respectivamente, do filtro passa-alta de 1ª ordem.

Figura 45 – Atraso de grupo do Filtro Passa-Alta



Fonte: Autoria Própria

Figura 46 – Ganho em dB do Filtro Passa-Alta



Fonte: Autoria Própria

Assim como no filtro notch, a simulação não mostrou a existência de diferenças perceptíveis aos diferentes filtros, por este motivo também optou-se por utilizar o filtro Butterworth para o filtro passa-alta.

Para o dimensionamento dos componentes utilizou-se a equação (24), adotando $R = 33K\Omega$ e $f_0 = 0,5 \text{ Hz}$ (JÚNIOR, 2015).

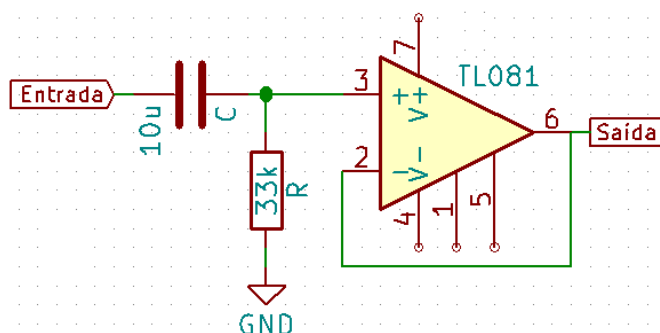
$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (24)$$

$$C = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 33000 \cdot 0,5}$$

$$C = 9,64 \mu F \cong 10 \mu F$$

O valor comercial adotado ao capacitor foi de 10 μ F. Assim o filtro passa-alta apresenta a configuração retratada na Figura 47.

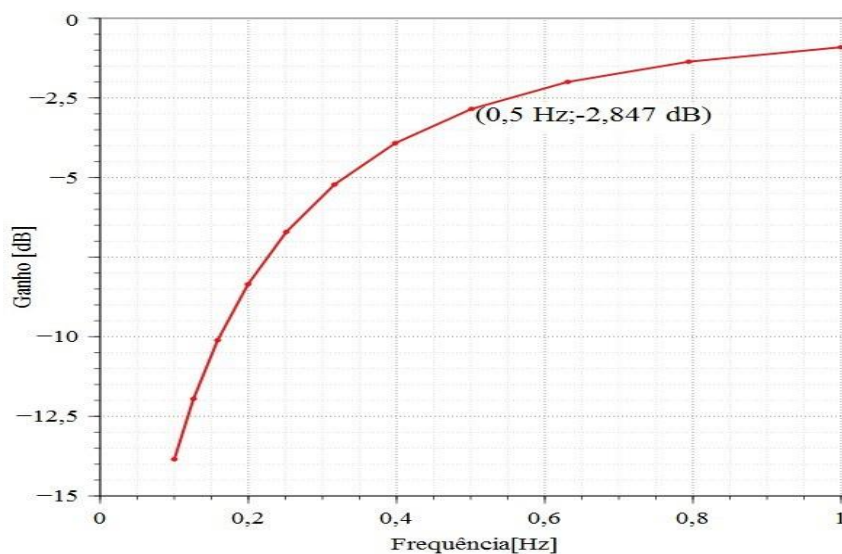
Figura 47 – Esquemático do Filtro Passa-Alta



Fonte: Autoria Própria

Como adotou-se o valor de 10 μ F para o capacitor, a resposta do filtro passa-alta nas simulações apresentou um pequeno desvio na frequência de corte, resultando em 0,48 Hz conforme mostra a Figura 48.

Figura 48 – Resposta do Filtro Passa-Alta



Fonte: Autoria Própria

4.3.3 Amplificador não-inversor

Após filtrar o nível DC, pode-se efetuar a amplificação do sinal para obter uma melhor resolução durante a conversão analógica-digital. O cálculo do ganho de sinal ocorreu através da equação (25), resultando um ganho de 12,19. Definindo $R1 = 82\text{ K}\Omega$ e $R2 = 1\text{ M}\Omega$ (JÚNIOR, 2015).

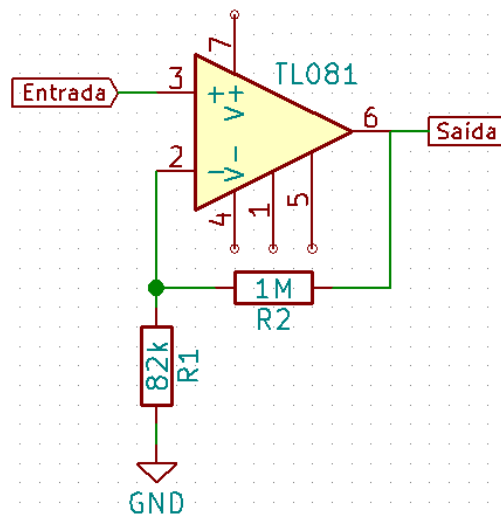
$$G = \frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{in}}} = 1 + \frac{R2}{R1} \quad (25)$$

$$G = 1 + \frac{1000000}{82000}$$

$$G = 12,19$$

Desta maneira a Figura 49 ilustra a configuração adotada para o amplificador não inversor.

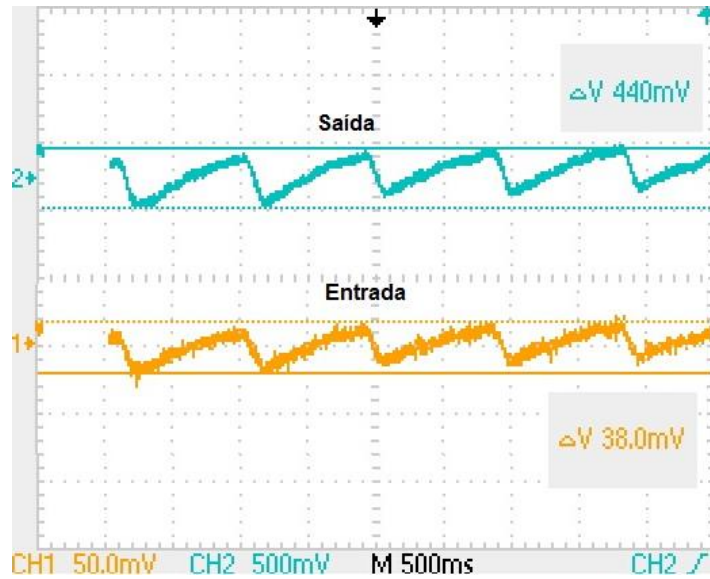
Figura 49 – Esquemático do amplificador não inversor



Fonte: Autoria Própria

Na prática realizou-se uma análise de tensão de pico a pico dos sinais de saída e de entrada no amplificador não inversor para o cálculo do ganho. A Figura 50 mostra esta análise, sendo em amarelo o sinal de entrada e em azul o sinal de saída.

Figura 50 – Resposta do Amplificador não inversor



Fonte: Autoria Própria

Com isto, calculou-se o ganho ao sinal na prática do amplificador não inversor que forneceu um ganho de 11,57.

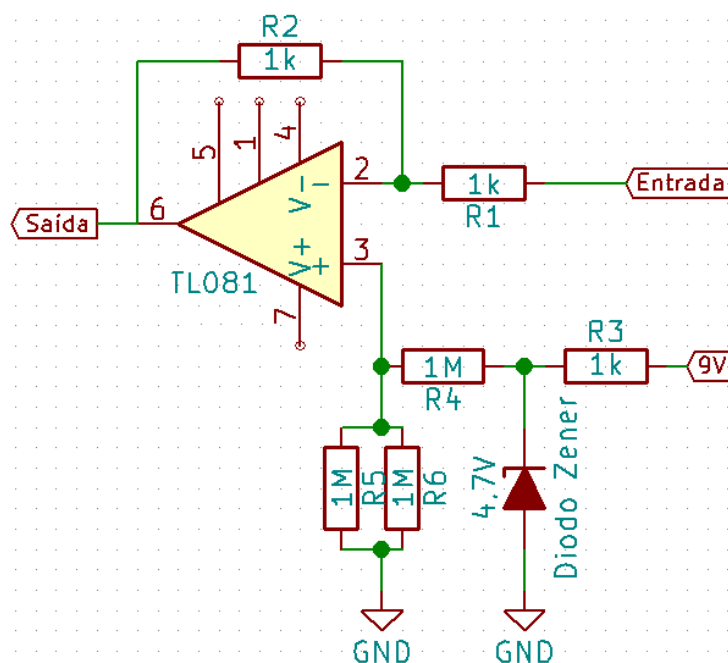
$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{440 \cdot 10^{-3}}{38 \cdot 10^{-3}} = 11,57$$

Considerando que o ganho definido teoricamente está em 12,19, pode-se concluir que o valor prático do ganho está dentro do esperado, visto que o erro é de 5,08%, valor devido à presença de tolerância dos componentes utilizados na prática.

4.3.4 Offset

O sinal de saída do amplificador apresenta valores negativos de tensão sendo inviáveis à conversão analógico-digital do sinal pelo CAD do Arduino Mega. Assim projetou-se um ajuste para o nível DC do sinal. A Figura 51 ilustra a configuração utilizada no projeto.

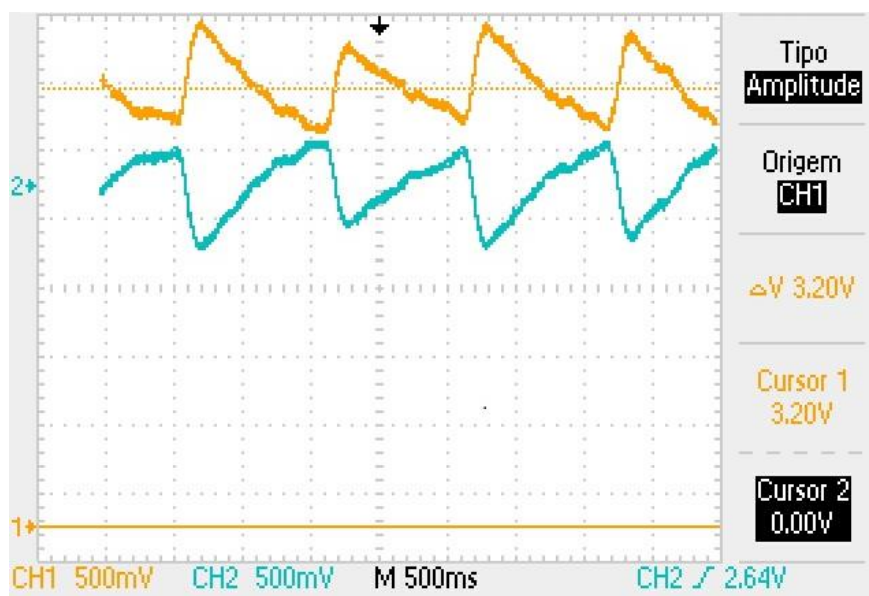
Figura 51 – Esquemático Regulador offset



Fonte: Autoria Própria

O nível DC é projetado de maneira que a saída do circuito esteja em torno de 3 V, correspondendo-se a faixa de conversão suportada pelo Arduino Mega. A Figura 52 mostra o deslocamento do nível DC e a inversão do sinal.

Figura 52 – Deslocamento DC e inversão do sinal



Fonte: Autoria Própria

Optou-se pela utilização do amplificador inversor para que o projeto apresente o mesmo formato do sinal de onda exibido em um oxímetro de pulso comercial, conforme a Figura 53.

Figura 53 – Resposta de oxímetro comercial



Fonte: Autoria Própria

4.3.5 Arduino

A interface de comunicação entre o oxímetro de pulso e o computador foi realizada através do Arduino Mega. Este sistema contém um microcontrolador Atmel Atmega2560 operando a 16 MHz, apresentando um conversor A/D de 10 bits, uma memória flash de 256 KBytes, SRAM de 8 kBytes, EEPROM de 4 KBytes e uma conexão USB, características mais do que suficientes para a aplicação ao projeto (ARDUINO, 2017).

A conversão do sinal iniciou-se na configuração da tensão de referência do conversor A/D, que corresponde ao maior valor de tensão tratado. Devido a variação desta tensão de pessoa para pessoa, definiu-se como tensão de referência 5 V, sendo a tensão máxima no Arduino.

O conversor A/D do Atmega2560 possui 10 bits de resolução, o que corresponde a sinais convertidos e mapeados entre 0 e 1023 posições para sinais analógicos de entrada variando de zero à tensão de referência. A resolução pode ser calculada através da equação (26) (SOUZA, 2013).

$$\text{Res} = \frac{V_{ref}}{2^{bits}} \quad (26)$$

$$\text{Res} = \frac{5}{2^{10}} = \frac{5}{1024} = 4,88 \text{ mV}$$

Portanto a cada 4,88 mV um novo conjunto de bits é mapeado no conversor A/D permitindo a identificação do valor correspondente neste range.

Para o Atmega 2560, o clock máximo recomendado para a resolução de 10 bits é 200 kHz, que dá uma taxa de amostragem de aproximadamente 15 KHz (SOUZA, 2013). Devido ao tempo de execução das instruções das linhas do código e o envio de informações para o computador, a taxa de amostragem do conversor A/D é diretamente relacionada ao consumo deste tempo. A definição do intervalo de amostragem foi realizada através da função que aponta o tempo de início e fim do código, sendo a diferença entre os tempos o período de amostragem. O intervalo de tempo contabilizado é de 19,76 ms resultando no período de amostragem dado pela equação (27), o qual mais que atende ao teorema de Nyquist (SOUZA, 2013).

De acordo com o teorema de Nyquist, a taxa de amostragem deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal amostrado. Sendo assim, a taxa de amostragem é maior que o dobro da maior frequência, já que a frequência de corte de 5 Hz do filtro passa baixa é a maior frequência do sinal (JÚNIOR, 2015).

$$f_s = \frac{1}{T_s} = \frac{1}{19,76 \cdot 10^{-3}} \quad (27)$$

$$f_s = 50,60 \text{ HZ}$$

4.4 TRATAMENTO DIGITAL

Após realizar todo tratamento analógico do sinal do sensor fotodiodo, o sinal é conectado ao Arduino através da porta A0 para que as informações coletadas sejam enviadas ao computador para realizar o tratamento digital deste sinal do oxímetro de pulso no *software* MATLAB®.

O desenvolvimento do algoritmo no *software* MATLAB® se dividiu em etapas, sendo: a configuração do canal; conversão das informações; filtragem digital;

delimitação e detecção de picos e vales; cálculo da razão R e do SpO₂ seguido da plotagem do sinal.

A configuração do canal foi iniciada atribuindo-se uma variável à porta de entrada serial do Arduino. A função “set” permitiu definir os parâmetros de comunicação como o tamanho da *string* de leitura, se o controle de fluxo é realizado pelo hardware ou software, taxa de transição da porta, a existência ou não de bit de paridade e *stop bit*, número de bits utilizados e o tempo de espera de novos dados na serial de comunicação (CAKRATOS, 2014).

O tamanho da *string* de leitura, *buffersize*, é definido em 32 bits devido ao MATLAB[®] exigir que o conjunto de bits seja o mesmo ou maior que os bits de entrada. O controle de fluxo é configurado como hardware, pois o Arduino é que fornece informações ao MATLAB[®] sendo a taxa de transmissão definida em 9600 bits por segundo (CAKRATOS, 2014).

A não existência de bit de paridade no sinal fez com que não houvesse necessidade de configurá-lo. O *stop bit* é configurado para informar o fim da transmissão, e por fim para que não haja a distorção do sinal, o tempo de espera, timeout, é definido em um intervalo de tempo igual ao período de amostragem (CAKRATOS, 2014).

Encerrado a configuração do canal, a coleta e conversão de dados puderam ser realizadas. O número de amostras coletadas é definido em mil e quinhentas amostras, sendo sua alteração possível, se necessário. A ocorrência de perda de dados nos primeiros valores de conversão se fez presente tendo como retorno NaN, “*Not a Number*”. Este retorno impossibilita a plotagem de gráficos sendo necessário realizar a substituição NaN por 0 para solucionar o problema. Os dados fornecidos pelo Arduino são *strings*, os quais são convertidos em *double* e salvos em dois vetores de amplitude (ynI) e (ynR) em uma posição t, e cada um desses valores é associado a um tempo (x) na posição t.

O sinal do oxímetro de pulso relacionado os LEDs infravermelho e vermelho são armazenados no vetor de amplitude correspondente e são filtrados utilizando-se o mesmo valor de número de amostras para suas taxas, apresentando assim uma taxa de 3000 Hz por filtro. Os filtros digitais notch, passa-baixa e passa-alta são aplicados com as mesmas frequências de corte utilizados nos filtros analógicos.

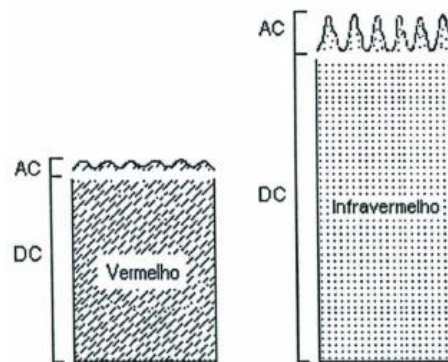
A identificação e delimitação dos picos e vales se fizeram, respectivamente, para determinação dos níveis AC e DC e para eliminar pontos iniciais e finais

indesejáveis do sinal. A detecção dos picos e vales se realizou através da função *peakdet*, a qual calcula os picos e vales e disponibiliza dados para o cálculo da saturação de oxigênio no sangue.

4.5 CÁLCULO EMPÍRICO DO SpO₂

A Figura 54 ilustra os níveis de AC e DC do sinal da oximetria.

Figura 54 – Níveis AC e DC



Fonte: (MOYLE, 2002)

Encontrar a porcentagem de saturação de oxigênio no sangue primeiro se necessita calcular a razão R, cuja equação (12) pode ser reescrita na equação (28) utilizando os níveis AC e DC das fontes luminosas vermelha e infravermelha (MATVIYENKO, 2010).

$$R = \frac{R_{\text{vermelho}}}{R_{\text{infravermelho}}} = \frac{\frac{AC_{\text{vermelho}}}{DC_{\text{vermelho}}}}{\frac{AC_{\text{infravermelho}}}{DC_{\text{infravermelho}}}} \quad (28)$$

Na prática a fórmula empírica usada para calcular SpO₂ corresponde à equação (29), onde A e B são coeficientes que são determinados com um simulador calibrado de SpO₂ (MATVIYENKO, 2010).

$$SpO_2 = A - B * R \quad (29)$$

O simulador de SpO₂ simula vários valores diferentes do nível de saturação de oxigenação sanguínea para n amostras, sendo, assim, coletado a razão R dos comprimentos de onda vermelho e infravermelho para se executar a equação (28). Os coeficientes A e B podem ser determinados realizando o ajuste linear dos valores de R utilizando o método dos mínimos quadrados conforme as equações (30) e (31) (MATVIYENKO, 2010).

$$A = \frac{\sum_{i=1}^n S_i \sum_{i=1}^n R_i^2 - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n R_i S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \quad (30)$$

$$B = \frac{n \sum_{i=1}^n R_i S_i - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \quad (31)$$

Sendo S_i os valores de SpO₂ gerados pelo simulador de SpO₂, R_i a razão R medida correspondendo ao S_i gerado, e n o número de medições realizadas.

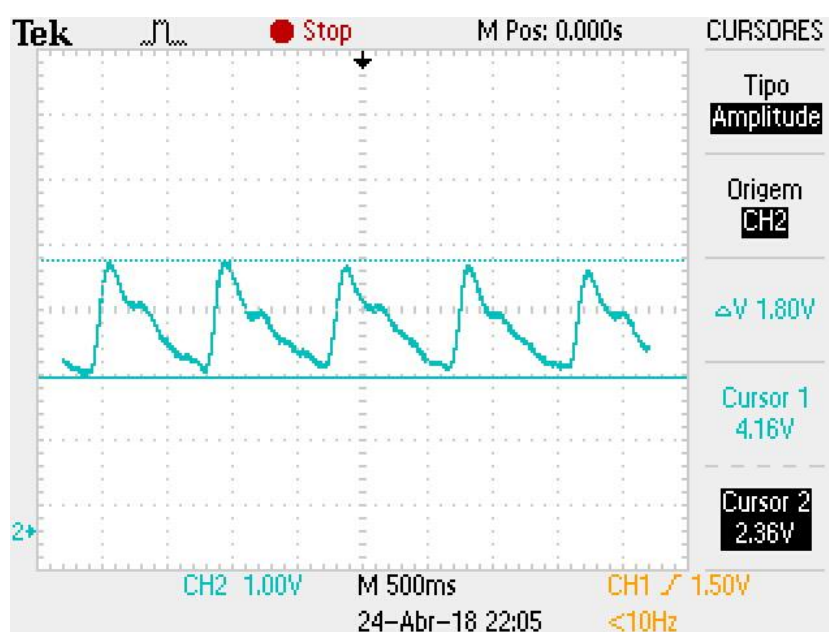
Porém, no desenvolvimento desse trabalho não houve a possibilidade de acesso a um simulador de SpO₂, o qual apresenta alto custo de aquisição, tornando assim, inviável sua compra. Desta forma, para suprir esta falta, os coeficientes A e B adotados são retirados de uma *Application Report* da *Texas Instruments* utilizando o circuito integrado AFE4403 e de um código disponível pela *MathWorks*, cujos coeficientes são considerados dados retirados de um equipamento calibrado (OAK e AROUL, 2015; NGUYEN, 2015).

Estes valores, A e B, ligeiramente diferentes para as duas referências, são comparados no cálculo do SpO₂, utilizando a razão R obtida pelo código desenvolvido com o objetivo de avaliar quais coeficientes se adequam mais ao projeto realizado, comparando seus resultados com um oxímetro de pulso comercial.

5. RESULTADOS

Os primeiros testes realizados no hardware já foram apresentados no decorrer do tópico 4.3. A informação obtida ao final destes testes foi a curva pletismográfica, a qual contém as informações dos comprimentos de onda dos LEDs vermelho e infravermelho juntos conforme a Figura 55 mostra.

Figura 55 – Curva pletismográfica

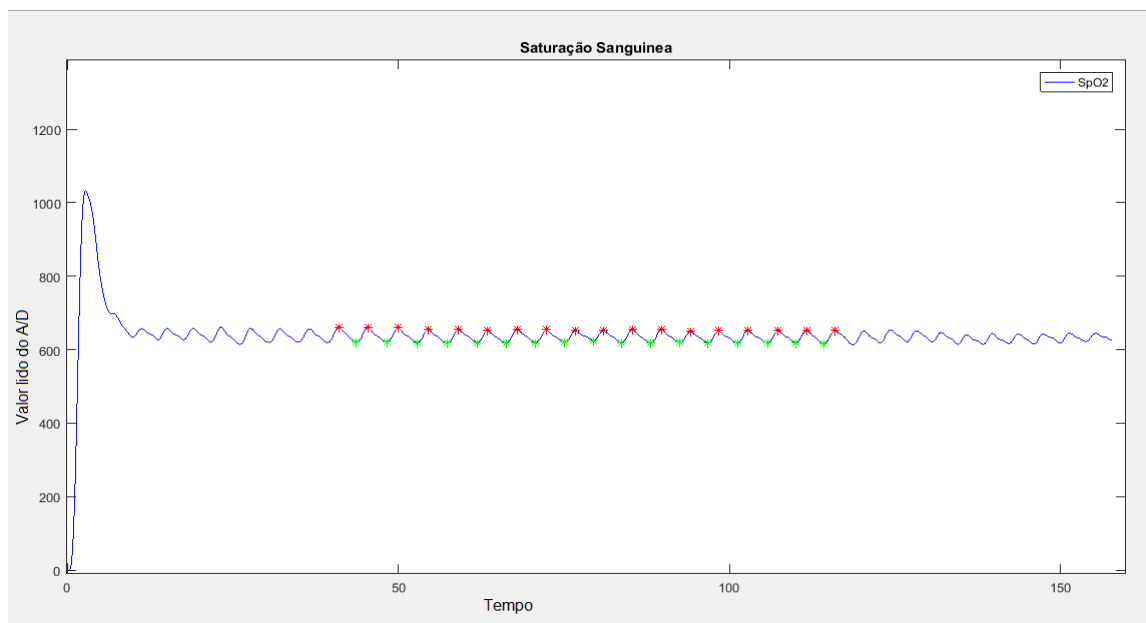


Fonte: Autoria Própria

A curva pletismográfica foi utilizada nos testes digitais iniciais do sinal de oximetria para configuração e ajuste do algoritmo desenvolvido no software MATLAB® definindo-se as ordens e os *ripples* de cada filtro digital.

A Figura 56 ilustra o resultado da conversão do sinal analógico em sinal digital, sendo o ajuste realizado após inúmeros testes. Assim, foram definidas as ordens dos filtros digitais, como sendo de segunda ordem, quarta ordem e décima sexta ordem, respectivamente para os filtros passa-baixa, passa-alta e notch. O *ripple* para os filtros passa-baixa e passa-alta foi adotado como sendo 0,0000000001, e a banda de rejeição do filtro notch definida em 1 Hz.

Figura 56 – Curva pleetismográfica digitalizada



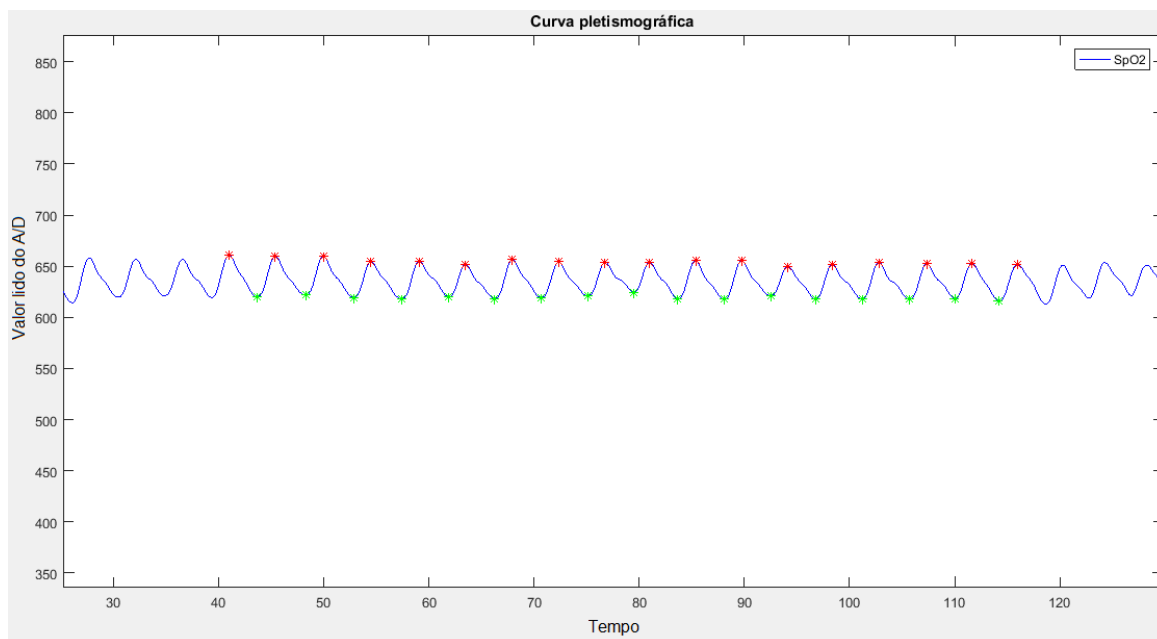
Fonte: Autoria Própria

O sinal digitalizado, Figura 56, tem o eixo vertical referente aos dados de 10 bits adquiridos pelo conversor A/D, onde o mínimo (0) corresponde à 0 V e o máximo (1023) à 5 V. Já o eixo horizontal se refere ao número de amostras adquiridas a uma taxa de amostragem de 19,76 ms por amostra.

O próximo passo para que se possa calcular a saturação de oxigênio no sangue foi à detecção dos picos e vales da curva pleetismográfica através da função *peakdet* para obter os níveis AC e DC da curva. O delta de comparação de pontos utilizados na função *peakdet* foi de 0.1, já que valores superiores apresentam erro no momento da execução do código e não realizava a detecção.

Para que as amostras indesejáveis fossem eliminadas na detecção dos picos e vales, delimitou-se um range onde se descarta o início e o fim da medição do sinal como mostra a Figura 57, destacando-se os picos com estrelas vermelhas e os vales com estrelas verdes.

Figura 57 – Delimitação e detecção dos picos e vales

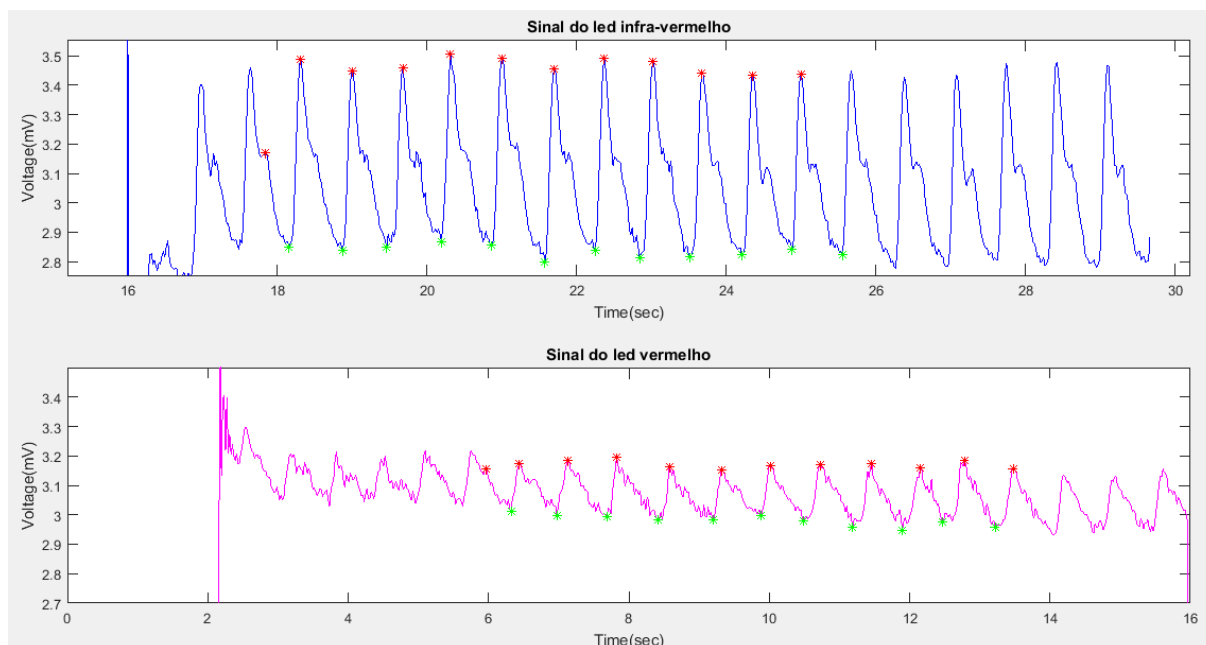


Fonte: Autoria Própria

Porém para determinar o nível de saturação de oxigênio no sangue precisa-se realizar o cálculo da razão R , a qual necessita da curva pletoisográfica de cada comprimento de onda de forma separada, para se obter os níveis AC e DC tanto do sinal em relação ao LED vermelho quanto ao LED infravermelho.

A Figura 58 mostra as duas ondas referentes aos LED vermelho e infravermelho, plotadas no software MATLAB[®], sendo destacados os picos e vales em cada onda.

Figura 58 – Curva pleetismográfica vermelha e infravermelha separadas



Fonte: Autoria Própria

Dispondo dos níveis AC e DC da curva pleetismográfica referente a cada comprimento de onda, a equação do cálculo da razão R é realizada para que seja possível o cálculo do SpO_2 , assim determinando o nível de saturação de oxigênio no sangue.

Como mencionado anteriormente, o equipamento não pode ser calibrado com a utilização de um simulador de SpO_2 para definição correta dos coeficientes de A e B para a equação (27). Desta maneira foi criada uma tabela comparativa do nível de saturação medido com os coeficientes fornecidos pela *MathWorks*, equação (32), e pela *Texas Instruments*, equação (33) (OAK e AROUL, 2015; NGUYEN, 2015).

$$SpO_2 = 104 - 28.R \quad (32)$$

$$SpO_2 = 110 - 25.R \quad (33)$$

Para comparar quais coeficientes se enquadram mais ao projeto desenvolvido, os dois modos de cálculos são comparados também simultaneamente com a medição realizada pelo oxímetro de pulso CMS-50D da marca Contec, modelo comercial de oxímetro de pulso.

Tabela 1 – Comparação de SpO₂ calculado e medido pelo equipamento comercial

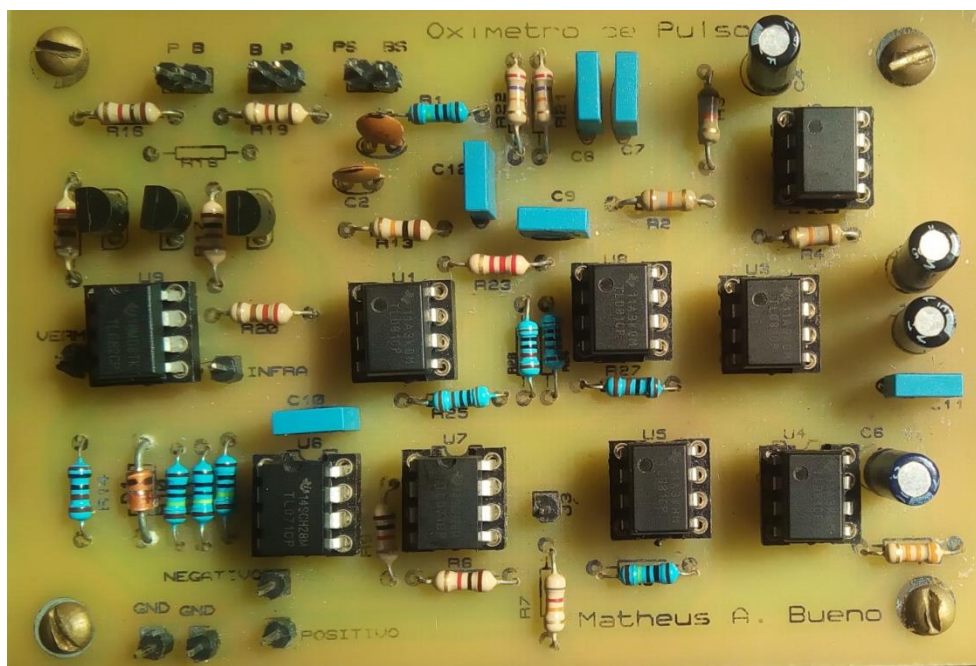
Amostras	Modelo de cálculo	R calculado	SpO ₂ calculado	SpO ₂ equipamento	Erro (em %)
1	Mathworks	0,4179	92,30%	94%	1,8
	Texas Instruments		99,55%		5,9
2	Mathworks	0,2748	96,30%	96%	0,3125
	Texas Instruments		103,13%		7,42
3	Mathworks	0,5223	89,37%	97%	7,86
	Texas Instruments		96,94%		0,0618
4	Mathworks	0,2952	95,73%	96%	0,2812
	Texas Instruments		102,62%		6,89
5	Mathworks	0,5109	89,70%	97%	7,52
	Texas Instruments		97,22%		0,2268
6	Mathworks	0,5768	87,84%	98%	10,36
	Texas Instruments		95,58%		2,47
7	Mathworks	0,3166	95,13%	95%	0,1368
	Texas Instruments		102,08%		7,45
8	Mathworks	0,5010	89,97%	97%	7,24
	Texas Instruments		97,47%		0,4845
9	Mathworks	0,3640	93,80%	95%	1,26
	Texas Instruments		100,9%		6,21
10	Mathworks	0,2891	95,90%	95%	0,9473
	Texas Instruments		102,77%		8,17

Fonte: Autoria Própria

Os resultados dos cálculos comparados com as medições do equipamento mostram que em 7 das 10 amostras os cálculos se aproximam da medição do equipamento comercial, sendo que em 4 amostras utilizaram-se os coeficientes da *MathWorks* e em 3 amostras os coeficientes disponibilizados pela *Texas Instruments*.

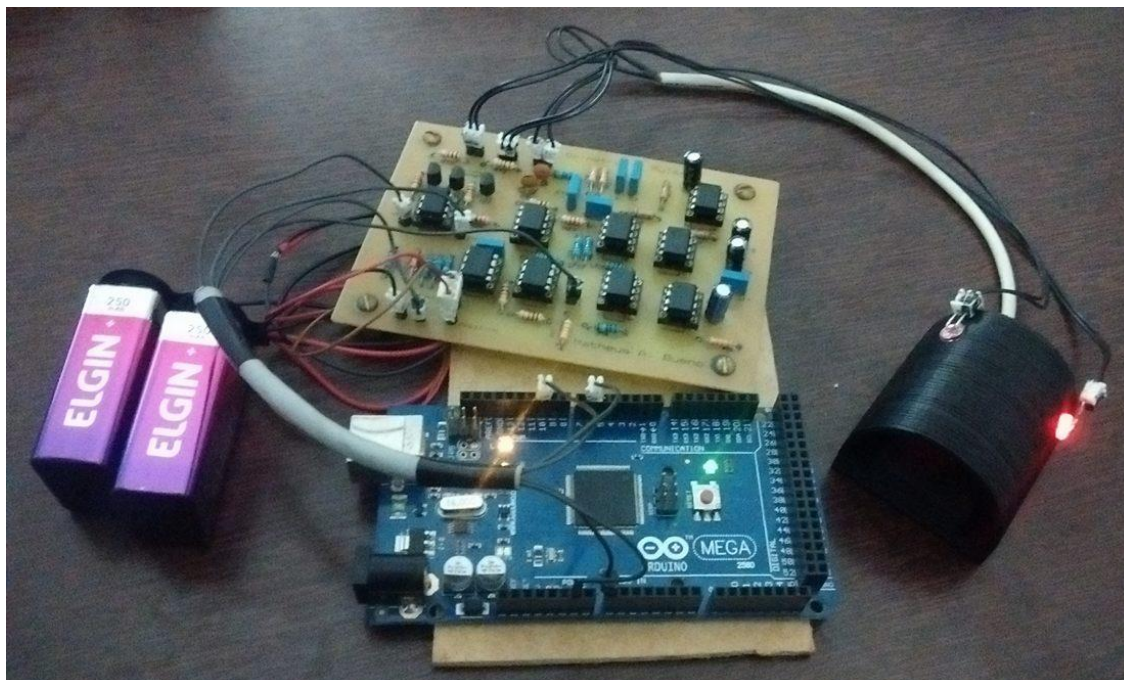
A Figura 59 exibe a placa confeccionada e a Figura 60 exibe o equipamento completo desenvolvido no decorrer deste trabalho.

Figura 59 – Placa confeccionada



Fonte: Autoria Própria

Figura 60 – Equipamento completo



Fonte: Autoria Própria

6. CONCLUSÕES

O trabalho desenvolvido teve foco na área de engenharia biomédica, apresentando integração multidisciplinar, envolvendo conhecimentos em fisiologia humana, engenharia eletrônica e lógica de programação.

Inúmeras dificuldades foram encontradas durante o desenvolvimento deste projeto até se obter o sinal da curva pletismográfica correta e adequada para o tratamento e cálculo da saturação de oxigênio no sangue.

Foi necessário desenvolver vários protótipos de suporte de dedo até que se conseguisse chegar ao modo correto na emissão de luz e captação do sinal de oximetria. Apesar da obtenção do sinal, artefatos de movimento, perfusão sanguínea e, temperatura foram itens que prejudicam consideravelmente a aquisição dos dados.

Para o tratamento analógico do sinal, um circuito foi projetado e construído em placa impressa com etapas de conversão, filtragem e ganho ao sinal. Com o circuito desenvolvido neste trabalho, foi possível obter o sinal do oxímetro de pulso com os níveis AC e DC do sinal proveniente da resposta de cada comprimento de onda, vermelha e infravermelha.

Com isto, o código do *software* Arduino quanto do MATLAB® sofreram alterações para se obter as duas curvas referente a cada comprimento de onda. O código do MATLAB® não sofreu grandes alterações, apenas houve a duplicação dos filtros digitais e funções. Assim, a primeira etapa se refere ao sinal do LED infravermelho e a subsequente ao sinal do LED vermelho.

Por outro lado a programação desenvolvida no Arduino apresentou dificuldades no chaveamento e leitura simultânea dos LEDs sendo notada interferência de um LED na leitura do outro. Devido a este empecilho, a solução foi realizar o chaveamento e leitura do LED vermelho primeiramente e posteriormente o chaveamento e leitura do LED infravermelho.

Por fim a comunicação serial permitiu o tratamento digital e o cálculo da razão R apresentando resultados comparativos de medição dos níveis de saturação de oxigênio no sangue foram não conclusivos, tendo em vista o problema da calibração do equipamento como sendo o maior obstáculo para que se possa obter os parâmetros corretos (A e B) e apresente o mínimo de desvio possível e uma resposta fidedigna. De modo geral o trabalho obteve êxito no intuito de servir como

uma ferramenta didática além de ser informativo e apresentar um roteiro bastante amplo de desenvolvimento para trabalhos futuros em equipamentos de oximetria de pulso.

7. TRABALHOS FUTUROS

Nesta seção, algumas ideias são sugeridas para trabalhos futuros para dar continuidade e realizar melhorias no projeto.

- Desenhar um novo protótipo de suporte para o dedo mais robusto, usando o mesmo mecanismo de um clipe de mola, que permite um melhor isolamento da luz e encaixe mais adequado do dedo.
- Testes com outros modelos de sensores fotodiodo para avaliar diferenças ou melhorias na resposta do sinal obtido.
- O tempo de chaveamento dos LEDs deve ser aprimorado para se conhecer e reduzir a interferência luminosa de um LED na leitura do outro.
- Reduzir o tamanho do protótipo do projeto utilizando componentes SMD tendo como objetivo torná-lo portátil e de fácil manuseio.
- Conectar a uma tela touch a fim de eliminar a necessidade de conexão ao computador para exibição da curva pletismográfica.
- Utilizar linguagem de programação C, traduzindo o programa desenvolvido em MATLAB® para embarcá-lo diretamente em um microcontrolador.
- Tentar obter acesso ao simulador de SpO₂ para que o equipamento seja calibrado corretamente e tenha os coeficientes A e B definidos no intuito de obter dados válidos clinicamente.

BIBLIOGRAFIA

ARDUINO. Arduino Mega 2560 Datasheet. **RobotShop**, 2017. Disponível em: <<https://www.robotshop.com/media/files/pdf/arduinomega2560datasheet.pdf>>.

ARDUINO. Arduino UNO. **www.arduino.org**, 2017. Disponível em: <<http://www.arduino.org/products/boards/arduino-uno>>. Acesso em: 15 Maio 2017.

BORTON, D. C. patient.info. **Patient Trusted Medical Information and Support**, 2014. Disponível em: <<https://patient.info/doctor/pulse-oximetry#ref-1>>. Acesso em: 02 Abril 2017.

CAKRATOS. Como Ler Dados da Serial do Arduino com o MatLab. **Youtube**, 2014. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=Vz8ESnfj_Jw>. Acesso em: 05 dez. 2017.

CALIL, J. S.; GOMIDE, E. T. **Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção-capacitação a distância**. Brasília : [s.n.], 2002.

EDUCAÇÃO, MUNDO. Hemoglobina. Definição e funções da hemoglobina. **munodoeducacao.bol.uol.com.br**, 2017. Disponível em: <<http://munodoeducacao.bol.uol.com.br/biologia/hemoglobina.htm>>. Acesso em: 03 maio 2017.

ETHW. ethw.org/Takuo_Aoyagi. **ethw.org**, 2016. Disponível em: <http://ethw.org/Takuo_Aoyagi>. Acesso em: 20 Abril 2017.

FERNANDES, R. **Oxímetros de pulso: Operação, Funcionamento e Segurança**. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. 2001.

GALO, A.; COLOMBO, M. Espectrofotometria de longo caminho de duplo-feixe convencional: uma alternativa simples para investigações de amostras com densidade óptica muito baixa. **Química Nova**, v. 32, n. 2, p. 488-492, 2009.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11^a. ed. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2006.

HAEBICH, H. **Fundamentos de Fisiologia Respiratória Humana**. 1^a. ed. [S.l.]: [s.n.], 1980.

INSTRUMENTS, T., 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082.pdf>>. Acesso em: 16 mar. 2018.

JÚNIOR, A. P. **Eletrônica Analógica - Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 8. ed. ed. Porto Alegre: Bookman, 2015.

MATVIYENKO, S. Pulse Oximeter - Strandrad. **Pulse** , n. 001, p. 1-10, 2010.

MEDTRONIC. O que é uma cirurgia de revascularização com o coração batendo? **Medtronic**, 2017. Disponível em: <<http://www.medtronicbrasil.com.br/your-health/coronary-artery-disease/therapy/beating-heart-bypass-surgery/what-is-beating-heart-bypass-surgery/>>. Acesso em: 02 Abril 2017.

MENEZES, I.; SANTOS, M.; CUNHA, C. O Índice de Perfusão da Oximetria de Pulso na Avaliação da Função Endotelial na Aterosclerose. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, v. 102, n. 3, p. 237-44, 2014.

MOYLE, J. T. **Pulse Oximetry**. [S.l.]: BMJ Books, 2002.

NGUYEN, T. T. Heart rate/ SpO2 using PPG. **MathWorks**, 2015. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/53364-heart-rate--spo2-using-ppg>>. Acesso em: 18 abr. 2018.

O GLOBO. Tecnologia é a chave para o avanço da medicina. **O GLOBO**, set. 2016. Disponível em: <<https://oglobo.globo.com/economia/tecnologia-a-chave-para-avanco-da-medicina-20026186>>. Acesso em: 05 maio 2018.

OAK, S.-S.; AROUL, P. How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO₂) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. **Application Report**, Dallas, Março 2015.

OXIMETRY. oximetry.org/pulseox/history.htm. **Oximetry.org**, 10 Setembro 2002. Disponível em: <<http://oximetry.org/pulseox/history.htm>>. Acesso em: 22 Abril 2017.

PARLATO, M.; MEYER, J.; DZYUBAK, B. Low Cost Pulse Oximeter Probe, 2009.

PAULO, C. R. D. E. D. S. Oximetria de pulso arterial, São Paulo , 22 dez. 2009. 1.

PAVLIC, T. P. ECE 327: Electronic Devices and Circuits Laboratory I. **http://www.tedpavlic.com**, 2009. Disponível em: <http://www.tedpavlic.com/teaching/osu/ece327/lab7_proj/lab7_proj_procedure.pdf>. Acesso em: 18 mar. 2018.

PEREIRA, F. R. www.encyclomedica.com.br. **Enciclomédica**, 2014. Disponível em: <<http://www.encyclomedica.com.br/oximetro-de-pulso-oximetro-de-dedo/>>. Acesso em: 01 Abril 2017.

PHILIPS. Understanding Pulse Oximetry, 2003.

PICCO. Revistas de eletrônica e montagens. **Blog do Picco**, 2010. Disponível em: <<https://blogdopicco.blogspot.com/2010/09/filtros-parte-01.html>>. Acesso em: 25 jun. 2018.

RUSCH, T. L.; SANKAR, R.; SCHARF, J. Signal Processing Methods for Pulse Oximetry. **Computers in biology and medicine**, v. 26, n. 2, p. 143-159, 1996.

SANTINI, T. R. D. S. Projeto de um Oxímetro de Pulso com Comunicação USB. **Tese de Doutorado**, São Carlos, n. UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2010.

SEVERINGHAUS, J. W. Takuo Aoyagi: discovery of pulse oximetry. **Anesthesia & Analgesia**, v. 105, n. 6, p. S1-S4, 2007.

SILVA, J. A. M. E. Fornecimento e consumo de oxigênio pelos tecidos em geral. In: _____ **Biopatologia Sanguínea e Vascular**. [S.l.]: [s.n.], 1984.

SOUZA, F. Arduino - Taxa de Amostragem. **Embarcados**, 2013. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/arduino-taxa-de-amostragem-conversor-ad/>>. Acesso em: 02 maio 2018.

TANAKA, P. P. [A.]. Título Superior em Anestesiologia: Tópicos Essenciais, Curitiba, 2014.

THIESEN, H.; STEMIMER, M. **Faculdade de Engenharia Elétrica da PUCRS**, 06 Julho 2012. Disponível em: <www.feng.pucrs.br/~jorgef/disciplinas/tcc_ee/diversos/ModeloTCC_Oximetria_Henrique_Thiesen.doc>. Acesso em: 02 Maio 2017.

TOMIAZZI, R. P. **Práticas aplicadas ao ensino dos sistemas ABO e RH**. UNIOESTE. Assis Chateaubriand, p. 5. 2012.

VAGHELA, D. J. E. A. Pulse oximetry and laser Doppler flowmetry for diagnosis of palmar vitality. **Journal of interdisciplinary**, v. 1, n. 1, p. 14, 2011.

VISHAY, 08 fev. 2017. Disponível em: <<https://www.vishay.com/docs/81521/bpw34.pdf>>. Acesso em: 02 jul. 2017.

WEBSTER, J. G. **Design of pulse oximeters**. Ed. ed. [S.l.]: Medical Science Series, 1997.

WIKIHOW. Medir a Saturação de Oxigênio Usando um Oxímetro de Pulso. **pt.wikihow.com**, 2017. Disponível em: <<http://pt.wikihow.com/Medir-a-Saturacao-de-Oxigenio-Usando-um-Oximetro-de-Pulso>>. Acesso em: 03 Maio 2017.

WILSON, D. I. Tutoriais de anestesia. **UFSC**, 2013. Disponível em: <<http://tutoriaisdeanestesia.paginas.ufsc.br/2013/03/15/oximetria-de-pulso-parte-1/>>. Acesso em: 02 Abril 2017.

ANEXO A - Algoritmo desenvolvido no Arduino IDE

```

const int Vermelho = 10;
const int Infra = 6;

float readingIR;
float readingR;
float i = 0;
float VoutIR;
float VoutR;
float VoutS;

unsigned long tempo;
unsigned long Intervalo;
unsigned long currentMillis;

void setup()
{
  Serial.begin(9600); //configura a comunicação com baud rate de 9600/ inicializa com
serial com o computador
  Serial.flush(); //espera a conclusão da transmissão de dados em série de saída

  pinMode(Vermelho, OUTPUT);
  pinMode(Infra, OUTPUT);

  digitalWrite(Vermelho, HIGH);
  digitalWrite(Infra, LOW);
  int i = 0;
}
void loop()
{
  if (digitalRead(Vermelho) == 1) {
    for (i; i < 1500; i++) {
      //currentMillis = micros();
      readingR = analogRead(A0);
      readingIR = 0;
      VoutIR = (readingIR * 5) / 1023;
      VoutR = (readingR * 5) / 1023;
      Serial.print("R");
      Serial.print(VoutR);
      Serial.print("I");
      Serial.println(VoutIR);
      // Intervalo = currentMillis - tempo;
      // tempo = currentMillis;
      // Serial.println(Intervalo);
    }
    digitalWrite(Vermelho, digitalRead (Vermelho) ^ 1);
    digitalWrite(Infra, digitalRead (Infra) ^ 1);
    i = 0 ;
  }
  else {
    for (i; i < 1500; i++) {
      readingR = 0;
      readingIR = analogRead(A0);

```

```
VoutIR = (readingIR * 5) / 1023;
VoutR = (readingR * 5) / 1023;
Serial.print("R");
Serial.print(VoutR);
Serial.print("I");
Serial.println(VoutIR);
}
digitalWrite(Vermelho, digitalRead (Vermelho) ^ 1);
digitalWrite(Infra, digitalRead (Infra) ^ 1);
i = 0;
}
}
```

ANEXO B – Algoritmo desenvolvido no MATLAB®

```

delete(instrfindall);
clear all;
close all;
clc;

taxa = 0.01976;
nAmostra = 1500;

%----- Configuração de Comunicação -----
sinal= serial('COM4');
set(sinal, 'InputBufferSize', 32);
set(sinal, 'FlowControl', 'hardware');
set(sinal, 'BaudRate', 9600);
set(sinal, 'Parity', 'none');
set(sinal, 'DataBits', 8);
set(sinal, 'StopBit', 1);
set(sinal, 'Timeout', taxa);

fopen(sinal);          %Conexão com o Arduino
idarquivo = fopen('p12.txt', 'w'); %cria o arquivo .txt para armazenamento
dos dados obtidos
t=1;
%----- Conversão de string em double -----
while(t <= nAmostra)
    t= t+1;
    slido = fscanf(sinal)
    if(t > 100)
        slido = fscanf(sinal)
        auxR = str2double(slido(2:5));
        auxIR = str2double(slido(7:end));
        naonum = isnan(auxR);
        if naonum == 1
            ynI(t) = 0;
            ynR(t) = 0;
        else
            ynI(t) = auxIR ;
            ynR(t) = auxR ;
        end
    else
        ynI(t) = 0;
        ynR(t) = 0;
    end
    x(t) = t * taxa;
    ynI(t)
    ynR(t)
    fprintf(idarquivo, '\t%f;\t%s\n', x(t),slido);%salva os valores no .txt
end

%-----Filtros para o sinal infra-vermelho-----
%Filtro Notch infra-vermelho
notchI = designfilt('bandstopfir','FilterOrder',16, ...
    'CutoffFrequency1',59.5,'CutoffFrequency2',60.5, ...
    'SampleRate',nAmostra);
filtro1I = filter(notchI,ynI);
% %Filtro Passa-alta infra-vermelho
paltaI= designfilt('highpassiir','FilterOrder',4, ...
    'PassbandFrequency',0.05,'PassbandRipple',0.0000000001, ...
    'SampleRate',nAmostra);
filtro2I = filter(paltaI,filtro1I);

```



```

% %Filtro Passa-baixa infra-vermelho
pbaixaI = designfilt('lowpassfir','FilterOrder',2, ...
'PassbandFrequency',5,'PassbandRipple',0.0000000001, ...
'SampleRate',nAmostra);
sinalfIR = filter(pbaixaI,filtro2I);

%-----Filtros para o sinal vermelho-----
%Filtro Notch vermelho
notchR = designfilt('bandstopfir','FilterOrder',16, ...
'CutoffFrequency1',59.5,'CutoffFrequency2',60.5, ...
'SampleRate',nAmostra);
filtro1R = filter(notchR,ynR);
% %Filtro Passa-alta vermelho
paltaR = designfilt('highpassfir','FilterOrder',4, ...
'PassbandFrequency',0.05,'PassbandRipple',0.0000000001, ...
'SampleRate',nAmostra);
filtro2R = filter(paltaR,filtro1R);
% %Filtro Passa-baixa vermelho
pbaixaR = designfilt('lowpassfir','FilterOrder',2, ...
'PassbandFrequency',5,'PassbandRipple',0.0000000001, ...
'SampleRate',nAmostra);
sinalfR = filter(pbaixaR,filtro2R);

%----- Delimitação dos picos e vales -----
inicioIR = length(sinalfIR)- 600;
fimIR = length(sinalfIR)- 200;
sinalFir = sinalfIR(inicioIR:fimIR);
inicio = 300;
fim = length(sinalfR)- 800;
sinalFr = sinalfR(inicio:fim);
x2 = x(inicioIR:fimIR);
x3 = x(inicio:fim);

%----- Detecção dos Picos e Vales -----
[IRmaxtab, IRmintab] = peakdet(sinalFir, 0.1, x2); %Sinal Infravermelho
[Rmaxtab, Rmintab] = peakdet(sinalFr, 0.1, x3); %Sinal Vermelho

%----- Plotagem dos sinais -----
figure(1);
subplot(2,1,1);
plot(x,sinalfIR, 'b-',IRmintab(:,1), IRmintab(:,2), 'g*', IRmaxtab(:,1),
IRmaxtab(:,2), 'r*');
axis([15 30 2.7 3.5]);
xlabel('Time(sec)');
ylabel('Voltage(mV)');
title('Sinal do led infra-vermelho');
subplot(2,1,2);
plot(x,sinalfR, 'm-',Rmintab(:,1), Rmintab(:,2), 'g*', Rmaxtab(:,1),
Rmaxtab(:,2), 'r*');
axis([0 16 2.7 3.5]);
xlabel('Time(sec)');
ylabel('Voltage(mV)');
title('Sinal do led vermelho');

fclose(idarquivo); %fecha o arquivo criado
fclose(sinal); % Encerra a comunicação com Arduino

%----- Cálculo do SpO2 -----
% Cálculo do Rir
Aclir = mean (IRmaxtab);

```

```
Ac2ir = mean (IRmintab);
ACir = Ac1ir - Ac2ir;
DCir = Ac2ir;
Rir = ACir/DCir
% Cálculo do Rr
Ac1r = mean (Rmaxtab);
Ac2r = mean(Rmintab);
ACr = Ac1r - Ac2r;
DCr = Ac2r;
Rr = ACr/DCr
% Cálculo do R em relação as duas ondas
R = ACr/ACir
%----- Calibração do oxímetro de pulso -----
% Parametro A e B definidos por fontes de pesquisas
%SpO2 = A - B*R
spo2 = 110 - 25*R
spo = 104 - 28*R
```