



Trabalho Final de Graduação

Análise, desenvolvimento, simulação e proposta de uma alternativa de oxímetro de pulso controlada por temporizadores e rotinas de interrupção.

Vinicius Campos Silva

Brasília, Outubro de 2021

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia

Trabalho Final de Graduação

Análise, desenvolvimento, simulação e
proposta de uma alternativa de oxímetro
de pulso controlada por temporizadores
e rotinas de interrupção.

Vinicius Campos Silva

Relatório submetido ao Departamento de Ciência
da Computação como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro de Computação

Banca Examinadora

Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha, ENE/UnB _____
Orientador

Profa. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury _____
Rosa, UnB/FGA
Examinadora

Profa. Ma. Sylvia de Sousa Faria, PGEA/E- _____
NE/FT
Examinadora

Agradecimentos

Gostaria de agradecer primeiramente aos meus pais por tudo. Sempre acreditaram no meu potencial e me incentivaram a dar meu melhor, não importa a situação. Também sempre apoiaram os meus estudos e ressaltaram a importância do mesmo.

Gostaria de agradecer ao Professor. Dr. Adson Ferreira da Rocha por toda a ajuda durante o projeto. Sempre foi muito paciente, prestativo e amigável, buscou sempre verificar se estava tudo certo comigo e auxiliou com qualquer dúvida que surgiu ao longo do caminho, estando sempre disponível para ajudar e ensinar.

Gostaria de agradecer à minha namorada Carolina por estar sempre presente e por toda a ajuda durante o desenvolvimento do projeto. Sempre me incentivou a continuar tentando em diversas situações que as coisas pareciam não funcionar. Agradeço também por ter acompanhado todo o desenvolvimento do projeto, principalmente o acompanhamento do cronograma, a fim de me manter focado no projeto.

Agradeço também aos meus irmãos e amigos, que me acompanham desde a infância. Sempre estiveram interessados no projeto e perguntavam sobre o andamento e das novidades que eu aprendi durante seu desenvolvimento.

Gostaria de agradecer também ao grupo dos vencedores, que estiveram presentes nessa jornada e em diversas oportunidades me ensinaram e auxiliaram.

Resumo

Oximetria de pulso é um método não invasivo e contínuo para a medição da saturação de oxigênio no sangue. Os oxímetros de pulso representaram um grande avanço na medição da saturação no oxigênio sangue. Antes de seu surgimento, uma das maneiras de realizar essa medida era por meio de amostras sanguíneas, que era um método invasivo e ainda demandava uma análise dessa amostra. Em alguns casos como pacientes sedados em procedimentos cirúrgicos e recém nascidos em terapia de tratamento intensivo, o advento dos oxímetros foi de fundamental importância para os médicos, se tornando um dispositivo padrão para monitoramento em hospitais e clínicas.

No cenário atual, com a epidemia de COVID-19, os oxímetros ganharam mais relevância, por permitir a medição da oxigenação do sangue de maneira simples e sem a necessidade do deslocamento do paciente para o hospital, contribuindo para o distanciamento social. A maioria dos dispositivos atuais visa a medição da saturação de Oxigênio do sangue e da frequência cardíaca.

Esse trabalho tem como objetivo a análise, implementação, simulação e proposta de um protótipo de uma alternativa de oxímetro de pulso. Para isso, foi feita uma análise da teoria por trás desses dispositivos incluindo a fisiologia respiratória, uma aplicação da lei de Beer Lambert e também sobre os tipos de oxímetro disponíveis atualmente. Com essas informações foi possível desenvolver um protótipo de oxímetro, dividido em dois módulos distintos: Um controlador embasado em um microprocessador e um circuito eletrônico responsável pela captação de luz de dois LEDs com comprimentos de ondas distintos através de um tecido do corpo humano.

Dois circuitos eletrônicos distintos foram desenvolvidos, um responsável por realizar a alimentação dos LEDs e outro para obter o sinal da luz projetada por esses LEDs que atravessam um tecido do corpo humano. Ambos os circuitos foram projetados, analisados em domínio do tempo e frequência e, por meio de simulações, foi feita uma validação do seu comportamento para diferentes sinais de entrada aos quais esses circuitos foram submetidos. Já para o controlador, foi selecionada a placa MSP430F5529LP e desenvolvido um código que lida com a digitalização de sinais analógicos, controle de temporizadores, tratamentos de interrupções e comunicação com um display LCD por meio do protocolo i2c.

Os resultados obtidos demonstram a capacidade dos circuitos projetados em alimentar os LEDs de maneira eficiente e a do circuito foto receptor de detectar variações luminosas e gerar um sinal correspondente à elas. O controlador foi capaz de configurar temporizadores, amostrar dados analógicos e realizar o cálculo da saturação de oxigênio, com o uso de rotinas de interrupção, e por fim, mostrar o valor calculado em um display LCD.

Palavras-chaves: LTSpice, fotodiodo, fotosensor, hemoglobina, transmitância, ratio of ratios

Abstract

Pulse oximetry is a non-invasive and continuous method of measuring the blood's oxygen saturation. The pulse oximeters were a great advance in measuring the blood oxygen saturation. Before these devices were created, one of the available methods of taking these measures was through blood samples, which were invasive and time demanding. In some situations such as patients sedated in surgery procedures and newborns in intensive care, these devices were a fundamental breakthrough for doctors, providing them an easy way to measure the blood oxygen saturation. The pulse oximeters have become a standard measurement device in hospitals and clinics.

In the current scenario, with the COVID-19 epidemic, the pulse oximeters gained more relevance, for their capability of measuring the blood oxygen saturation easily and without the patient having to go to a hospital, contributing to social distancing. Most of these devices today also measure the user's heart frequency.

This work's purpose is to analyze, implement, simulate and propose a prototype of an alternative of a pulse oximeter. In order to achieve this goal, a study of the theory behind these devices was made, including human respiratory physiology and the applications of Beer's Law in pulse oximeters. With this knowledge, it was possible to develop a prototype, consisting of two separate modules: a controller, based on a microprocessor, and an electronic circuit, responsible for absorbing the light emitted by the red and infrared LEDs through human tissue.

Two distinct electronic circuits were developed, the first was designated to drive the LEDs and the second to absorb the light emitted by these LEDs through human tissue. Both circuits were designed and analyzed in time and frequency domains, and their behavior when submitted to different signals was validated by the simulations they went through. As for the controller, the board chosen for this project was the MSP430F5529LP in union with the development of a source code to deal with: digitization of analogic signals, timer control, interruption routines and communication with a LCD display using the I2C protocol.

The results obtained in this work demonstrate the capacity of the designed circuits to drive the LEDs efficiently and to detect the variations in the light passing through human tissue to generate a signal. The controller is capable of configuring and using the timers, sampling analogic signals, using interruption routines and communicating with a LCD display.

Keywords: LTSpice, photodiode, photosensor, hemoglobin, transmittance, ratio of ratios

SUMÁRIO

SUMÁRIO	6
LISTA DE FIGURAS	8
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 MOTIVAÇÃO	1
1.2 OBJETIVOS	1
1.2.1 OBJETIVO GERAL	1
1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.3 OXIMETRIA DE PULSO	2
1.3.1 DESCRIÇÃO	2
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1 FISILOGIA RESPIRATÓRIA	4
2.1.1 VENTILAÇÃO	4
2.1.2 DIFUSÃO PARA O SANGUE	5
2.1.3 HEMOGLOBINAS	6
2.1.4 DIFUSÃO PARA OS TECIDOS	7
2.2 ABSORÇÃO DE LUZ NA OXIMETRIA DE PULSO	7
2.2.1 ABSORÇÃO DAS HEMOGLOBINAS	7
2.2.2 LEI DE BEER-LAMBERT	8
2.3 CALIBRAÇÃO	12
2.4 TIPOS DE SONDAS	13
2.4.1 TRANSMISSÃO	13
2.4.2 REFLEXÃO	13
3 ARQUITETURA PROPOSTA	15
3.1 OBJETIVOS PROPOSTOS	15
3.1.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS	15
3.1.2 MICROPROCESSADOR	17
3.2 SONDA	17
3.3 CIRCUITO	18
3.3.1 ALIMENTAÇÃO DOS LEDs	18
3.3.2 FOTORRECEPTOR	19
3.3.2.1 AMPLIFICADOR DE TRANSIMPEDÂNCIA	20
3.3.2.2 FILTROS	22
3.4 MICROPROCESSADOR	26
3.4.1 TIMERS	27

3.4.2	CÁLCULO	29
3.4.3	VISUALIZAÇÃO DO S_pO_2	29
3.4.3.1	COMUNICAÇÃO I2C	30
4	RESULTADOS	32
4.1	MONTAGEM DO CIRCUITO	32
4.2	SIMULADOR	33
4.2.1	ANÁLISE DC.....	34
4.2.2	ANÁLISE TRANSIENTE	34
4.2.3	ANÁLISE AC.....	34
4.3	CIRCUITO	34
4.3.1	ALIMENTAÇÃO DO LEDS	34
4.3.2	AMPLIFICADOR DE TRANSIMPEDÂNCIA	35
4.3.3	FILTROS	37
4.3.3.1	PASSA-BAIXAS - 15 Hz.....	37
4.3.3.2	PASSA-ALTAS - 0.072 Hz	38
4.3.3.3	FILTRO "NOTCH"(REJEITA FAIXA) - 60 Hz.....	38
4.3.3.4	CIRCUITO COMPLETO	39
4.3.4	ANÁLISE TRANSIENTE	39
4.3.4.1	2 Hz	39
4.3.4.2	60 Hz	40
4.3.4.3	100 Hz	41
4.3.4.4	CIRCUITO COMPLETO	42
4.4	MICROCONTROLADOR.....	43
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	45
5.1	CONCLUSÕES	45
5.2	TRABALHOS FUTUROS	46
	Bibliografia	47
	ANEXO A – CIRCUITO FOTO DETECTOR COMPLETO	48

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – O ar percorre as vias aéreas por meio de tubos ramificados, cada vez mais estreitos e numerosos. Passa pela traqueia, brônquios, bronquíolos até chegar aos alvéolos, [14].	4
Figura 2.2 – Diagrama representando o fluxo de difusão de oxigênio para o sangue.	5
Figura 2.3 – Curva de dissociação do O_2 , [15].	6
Figura 2.4 – Diagrama representando o fluxo de difusão de oxigênio para os tecidos.	7
Figura 2.5 – Coeficientes de extinção molar dos 4 tipos mais comuns de hemoglobinas, [1].	8
Figura 2.6 – Gráfico da transmitância convertida em voltagem, adaptado de [14], onde os valores de I_H e I_L estão representados.	11
Figura 2.7 – Curva de calibração, adaptado de [14].	12
Figura 2.8 – Sonda de transmissão, adaptado de [6].	13
Figura 2.9 – Sonda de reflexão, adaptado de [6].	14
Figura 3.1 – Responsabilidades do projeto de oxímetro.	15
Figura 3.2 – Curva de absorção do SFH206K, retirada do datasheet.	15
Figura 3.3 – Diagrama de blocos do Projeto.	17
Figura 3.4 – Circuito de alimentação dos LEDs.	18
Figura 3.5 – Versão base de um Amplificador de trans impedância.	20
Figura 3.6 – Amplificador de trans impedância.	21
Figura 3.7 – Regiões da resposta em frequência de um sinal.	23
Figura 3.8 – Filtro passa-baixas.	24
Figura 3.9 – Filtro rejeita faixa 60 Hz.	25
Figura 3.10–Filtro passa-altas de 0.072 Hz.	26
Figura 3.11–Circuito inversor com ganho unitário.	26
Figura 3.12–MSP-EXP430F5529LP utilizada para o projeto.	27
Figura 3.13–Gráfico representando o contador do temporizador.	29
Figura 3.14–Display LCD e módulo de comunicação i2c.	30
Figura 3.15–Exemplo de fluxo de escrita no protocolo i2c (mestre em laranja e escravo em verde).	31
Figura 3.16–Exemplo de fluxo de leitura no protocolo i2c (mestre em laranja e escravo em verde).	31
Figura 4.1 – Circuito alimentador dos LEDs.	32
Figura 4.2 – Circuito foto receptor.	32
Figura 4.3 – Oxímetro de pulso completo, incluindo o circuito de controle.	33
Figura 4.4 – Análise da corrente que passa pelo LED.	35
Figura 4.5 – Ganho do amplificador de transimpedância.	36
Figura 4.6 – Diagrama de bode do amplificador de transimpedância.	36
Figura 4.7 – Diagrama de bode do filtro passa baixas.	37
Figura 4.8 – Diagrama de bode do filtro passa altas.	38

Figura 4.9 – Diagrama de bode do filtro Notch.	38
Figura 4.10–Diagrama de bode do circuito completo.	39
Figura 4.11–Saída do circuito para uma onda senoidal de 2 Hz.	40
Figura 4.12–Saída do circuito para uma onda senoidal de 60 Hz.	41
Figura 4.13–Saída do circuito para uma onda senoidal de 100 Hz.	42
Figura 4.14–Saída do circuito para uma onda senoidal de 100 Hz somada a outra de 2 Hz. .	42
Figura 4.15–Saída do circuito para uma onda senoidal de 60 Hz somada a outra de 2 Hz. . .	43
Figura 4.16–Fluxograma do código desenvolvido para o MSP430.	44
Figura 4.17–Display LCD mostrando valor da saturação de Oxigênio.	44
Figura A.1–Esquemático do circuito foto detector	48

LISTA DE ABREVIATURAS

Acrônimos

DC	Corrente Constante (Direct Current)
AC	Corrente Alternada (Alternate Current)
bpm	Batimentos por minuto
AD	Analógico/Digital
H_b	Hemoglobina não oxigenada
H_bO_2	Hemoglobina Oxigenada
S_pO_2	Saturação Periférica de Oxigênio
S_aO_2	Saturação de Oxigênio
SO_2	Saturação de Oxigênio
P_aO_2	Pressão parcial de Oxigênio
O_2	Oxigênio
cH_bO_2	Concentração de Hemoglobina oxigenada
cH_b	Concentração de Hemoglobina não oxigenada
OMS	Organização Mundial da Saúde
PPG	Fotopleletismograma
LCD	Liquid Cristal Display
nm	Nanometro
mL	Mililitro
m^2	Metro quadrado
μm	Micrômetros
R	Vermelho
IR	Infravermelho
R_{OS}	Ratio of Ratios
pF	Picofarads
Hz	Hertz
k	Kilo
μF	Microfarads
SDA	Serial Data
SCL	Serial Clock
ACK	Acknowledge
V	Volts
mA	Miliamperes
μA	Microamperes
dB	Decibel
GPIO	General Purpose Input/Output

1 Introdução

1.1 Motivação

Oxímetros de pulso são aparelhos utilizados para a medição contínua da saturação de oxigênio no sangue de maneira rápida e não-invasiva. Esses aparelhos vêm sendo comercializados há cerca de 50 anos e já são considerados dispositivos de monitoramento padrão em hospitais e clínicas médicas.

A disponibilidade de oxímetros de pulso eficientes proporcionou a médicos anestesiologistas o monitoramento contínuo dos níveis de oxigenação arterial de seus pacientes o que foi um grande avanço, pois, mesmo com suas limitações, proporcionava informações em tempo real. Além disso, as outras maneiras de obter essas informações, como por exemplo uma análise de gás de uma amostra sanguínea, levavam cerca de 5 minutos e necessitavam coleta de sangue.

Além do uso para monitoramento, os oxímetros de pulso são utilizados para a detecção de Hipoxemia, definida por Elaine Fortis e Fernando Nora [4] como a redução do conteúdo arterial de oxigênio.

Nos últimos tempos, com o aumento de casos da COVID-19, o uso desses dispositivos cresceu. Um dos principais sintomas da doença é a insuficiência respiratória. O oxímetro permite detectar alterações na saturação de oxigênio de maneira fácil e não invasiva, facilitando a detecção desse sintoma antes de ser agravado e sem que o paciente necessite ser deslocado para uma clínica ou hospital, auxiliando com o distanciamento social. O dispositivo chegou até a ser recomendado pela Organização Mundial da Saúde(OMS), para pacientes diagnosticados com a doença.

1.2 Objetivos

O presente trabalho apresenta os objetivos gerais e específicos descritos a seguir.

1.2.1 Objetivo Geral

- Desenvolver um protótipo de uma alternativa de Oxímetro de pulso

Esse trabalho se propõe a elaborar um protótipo à uma alternativa de oxímetro de pulso, com o intuito de analisar o funcionamento desse tipo de dispositivo e por meio de seu desenvolvimento, consolidar as teorias atual a cerca desse tipo de equipamento. Deve ser projetado um circuito capaz de obter os sinais fisiológicos necessários para o cálculo da saturação de oxigênio e um controlador responsável por digitalizar, processar e mostrar para o usuário final esses dados. Esse protótipo deve ser validado por uma série de simulações envolvendo diversos cenários diferentes e análises teóricas sobre seu comportamento esperado.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Circuito Elétrico

Deve ser projetado o circuito elétrico para a obtenção do fotopletismograma (PPG), sinal fisiológico relacionado a absorção de luz pelo corpo humano, que possibilita o cálculo da saturação de oxigênio do sangue arterial. Após a montagem do projeto, ele deve ser submetido a diversas simulações para verificar seu comportamento e assegurar que está de acordo com o esperado e desejado.

- Controlador embasado em microprocessador

Desenvolver um código que seja capaz de digitalizar os dados elétricos provenientes do circuito do oxímetro e transformá-los em valores correspondentes à porcentagem da saturação de oxigênio arterial e, por fim, disponibilizar esses dados para o usuário, por meio de um monitor LCD.

1.3 Oximetria de Pulso

1.3.1 Descrição

Oximetria de pulso é uma técnica não invasiva e contínua para o monitoramento da saturação de oxigênio pelas hemoglobinas presentes no sangue arterial. Os Oxímetros de pulso se baseiam no fato de que a componente arterial do sangue é pulsátil, então, uma luz LED que incida sobre alguma parte do corpo, geralmente a ponta de um dedo, ao atravessá-la, também possuirá uma componente pulsátil. Outro fator importante é que a Hemoglobina oxigenada (HbO_2) é vermelha, enquanto que a hemoglobina desoxigenada possui uma coloração azulada. Assim, esses dois tipos de Hemoglobina possuem diferentes coeficientes de absorção de luz para diferentes comprimentos de onda. Normalmente são utilizados 2 LED's com comprimentos de onda diferentes, usualmente de 660 nm (vermelho) e 940 nm (infravermelho), que exploram o fato da hemoglobina desoxigenada possuir um maior coeficiente óptico de absorção na região vermelha do espectro da luz (660 nm) quando comparada com a oxigenada. Já na região de 940 nm, essa relação se inverte.

A saturação de Oxigênio, SaO_2 , pode ser estimada com o uso dos oxímetros de pulso por meio da seguinte formula:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\% \quad (1.1)$$

onde (Hb) representa a quantidade de Hemoglobina reduzida e (HbO_2) a quantidade de Hemoglobina Oxigenada. Essa medida usualmente é realizada utilizando-se de dois comprimentos de onda diferentes, o que possibilita distinguir apenas as concentrações de Hb e HbO_2 . Nos seres humanos, existem outros tipo de hemoglobina, que não são medidas porém, como os tipos medidos são os que estão em maior abundância no sangue, esse erro de medida pode ser pequeno sendo cerca de 3%.

Os sinais medidos pelo oxímetro de pulso são chamados de foto pletismograma (PPG). Para cada comprimento de onda (ou cor) da luz, é obtida uma curva correspondente, e essa curva pode ser dividida em sua componente pulsátil (I_{ac}), devido à pulsatilidade do sangue arterial, e uma componente não pulsátil (I_{dc}), devido à passagem pelas outras partes do corpo como a pele, gordura, sangue venoso, entre outros. A magnitude do sinal PPG depende da quantidade de sangue bombeada pelo coração durante cada ciclo sistólico.

Durante a sístole o volume de sangue nos tecidos aumenta e, devido à maior quantidade de sangue, a absorção de luz pelo sangue aumenta, fazendo com que uma menor quantidade da luz proveniente dos LEDs emissores seja absorvida pelo foto receptor.

Já durante a diástole, o volume de sangue nas artérias diminui, fazendo com que a quantidade de luz absorvida seja maior.

É importante ressaltar que as características de absorção variam com os diferentes comprimentos de ondas dos LEDs utilizados, de paciente para paciente e da localização do corpo de que é utilizada para realizada medida.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Fisiologia Respiratória

O oxigênio é vital para as células do corpo humano. Na ausência dessa substância por um tempo prolongado, ocorre morte celular. Assim, o transporte de oxigênio para as células é um indicador do estado de saúde de um paciente.

O transporte de oxigênio para as células é feito por meio dos sistemas Respiratório e Circulatório. O oxigênio chega às células do corpo por meio do sangue e, para que ele chegue ao sangue, ocorrem as trocas gasosas no pulmão, mais especificamente nos alvéolos. Para a realização dessa troca, o oxigênio chega aos alvéolos por meio da ventilação, movimento de entrada e saída de ar dos pulmões.

2.1.1 Ventilação

A ventilação pode ser entendida como a entrada e a saída de ar dos pulmões. A entrada do ar se dá por meio das vias aéreas, que consistem em uma série de tubos ramificados que, quanto mais se aprofundam no parênquima pulmonar, mais se tornam estreitos, curtos e numerosos conforme descrito por West [15]. (ver figura 2.1)

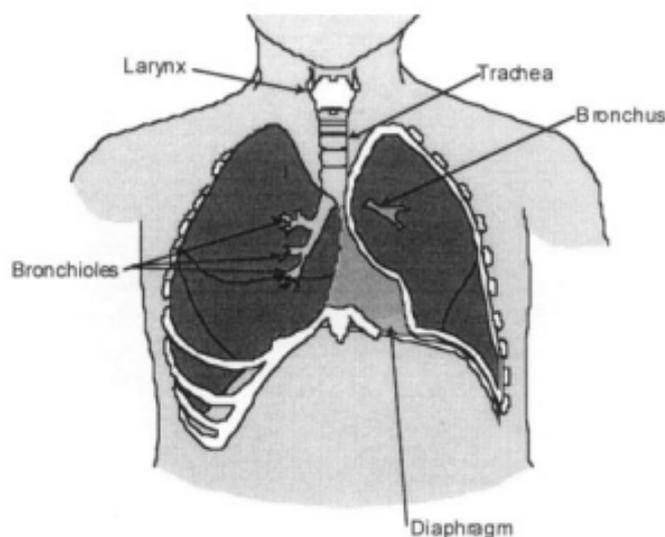


Figura 2.1 – O ar percorre as vias aéreas por meio de tubos ramificados, cada vez mais estreitos e numerosos. Passa pela traqueia, brônquios, bronquíolos até chegar aos alvéolos, [14].

As vias aéreas são formadas por cavidade nasal, faringe, laringe, traqueia, brônquios e bronquíolos. Esses bronquíolos são os dutos condutores e possuem como função o transporte do ar até as

regiões de trocas gasosas. Essas vias não possuem alvéolos e, com isso, não participam das trocas gasosas. Após o transporte através das vias aéreas, o ar chega até os dutos alveolares, que estão recobertos de alvéolos. Essa região é conhecida como zona respiratória, definida por West [15], e é onde ocorre a troca gasosa.

Nem todo o ar inspirado chega até a zona respiratória, pois parte dele permanece nas vias aéreas, o volume normal dessa zona é de cerca de 150 mL e depende do tamanho e posturas de cada indivíduo.

2.1.2 Difusão para o sangue

O movimento dos gases através das paredes alveolares se dá por difusão passiva. A Taxa de transferência de um gás através de uma superfície é diretamente proporcional à área da superfície, à diferença entre a pressão parcial do gás dos dois lados e à constante de difusão, sendo esta, dependente das propriedades da superfície e do gás em questão. Essa taxa é também inversamente proporcional à espessura da superfície, de forma que pode ser definida como:

$$V = \frac{A\Delta P}{L} \times D \quad (2.1)$$

onde V é a taxa de transferência do gás, ΔP o gradiente de pressão, A a área da superfície e L a espessura da superfície.

O ar dentro dos alvéolos possui uma maior pressão parcial de oxigênio e uma menor de dióxido de carbono do que o sangue arterial e, a área da membrana alvéolo-capilar é muito grande (50 a 100 m^2) enquanto a espessura é de somente 0,3 μm em muitas partes.

Assim, o movimento do dióxido de carbono vai ser em direção aos alvéolos e o do oxigênio em direção ao sangue. Outros gases também podem ser difundidos devido ao gradiente de pressão entre o ar nos alvéolos e o sangue arterial, como ilustrado na figura 2.2.

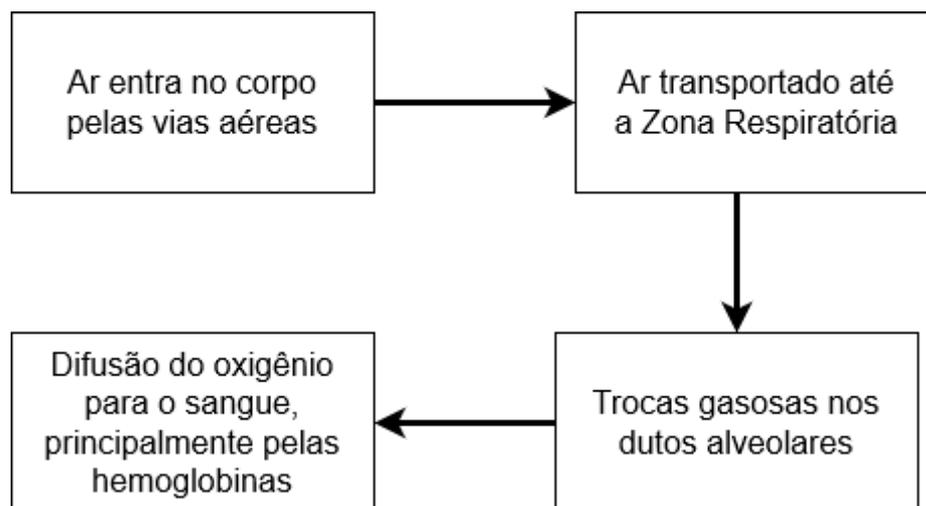


Figura 2.2 – Diagrama representando o fluxo de difusão de oxigênio para o sangue.

2.1.3 Hemoglobinas

O Oxigênio é transportado pelo sangue de duas formas distintas, associado à uma hemoglobina ou dissolvido. O transporte de oxigênio dissolvido é proporcional à pressão parcial. Assim, para cada mmHg de P_aO_2 há 0,003 mL de O_2 /dL de sangue [15]. Com isso, é possível notar que esse meio de transporte de O_2 é inadequado.

A hemoglobina é essencial no transporte de oxigênio pelo corpo. Para a mesma quantidade de plasma, a quantidade de oxigênio transporta pelas hemoglobinas pode chegar a até 65 vezes a quantidade transportada sem ela [14].

A hemoglobina, formada por Heme, é um composto de ferro e porfirina, que é ligado à proteína globina. Há diversos tipos diferentes de hemoglobina, e a forma mais comum em adultos é a Hemoglobina A. Ela está contida dentro de células vermelhas sanguíneas (hemácias), sendo que cada hemácia pode conter aproximadamente 265 milhões de moléculas de hemoglobina.

O oxigênio (O_2) quando combinado com a hemoglobina (Hb), da origem à oxiemoglobina (HbO_2) e essa ligação é facilmente revertida. Cada hemoglobina pode se ligar a uma quantidade máxima de moléculas de oxigênio e essa relação é chamada de capacidade de O_2 .

A mudança do estado oxigenado para o desoxigenado é acompanhada por uma alteração na forma da molécula. Essa mudança é caracterizada por uma crescente afinidade da hemoglobina de se ligar à novas moléculas de oxigênio a cada nova ligação, ou seja, uma vez ligada à uma molécula de O_2 a ligação com a próxima é mais fácil e assim por diante, até que seja atingida a capacidade de O_2 . A mesma característica é válida para o processo de dissociação. Devido a isso, a curva de desassociação da hemoxihemoglobina possui a forma de uma sigmoide, como pode ser visto na figura 2.3.

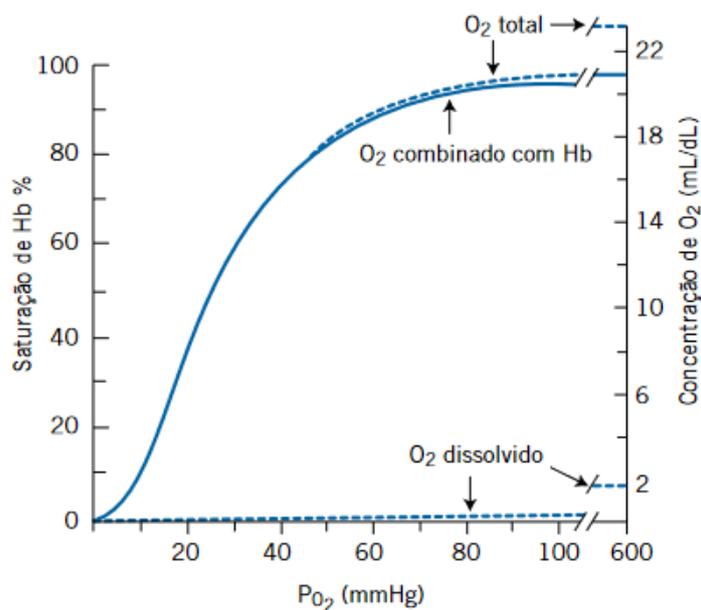


Figura 2.3 – Curva de dissociação do O_2 , [15].

Outra característica importante da hemoglobina é que a molécula muda de cor quando oxigenada. Uma hemoglobina oxigenada possui uma coloração avermelhada enquanto a hemoglobina desoxigenada possui uma coloração vermelha escura. Essa característica é explorada pelos oxímetros de pulso para a medição da saturação das hemoglobinas oxigenadas.

2.1.4 Difusão para os Tecidos

O oxigênio presente no sangue é difundido dentro do fluido intersticial e dentro das células. Assim que o sangue chega aos capilares, os tecidos circundantes usualmente possuem uma menor pressão parcial de oxigênio quando comparados ao sangue. Com isso, o oxigênio se difunde para esses tecidos. Quando os tecidos possuem uma taxa metabólica mais elevada, essa diferença entre as pressões parciais se torna ainda maior e mais oxigênio é liberado. O oxigênio então difunde para o fluido intersticial e o dióxido de carbono para o sangue e, quando o O_2 está próximo de uma célula, ele se difunde através da membrana celular. (Figura 2.4)

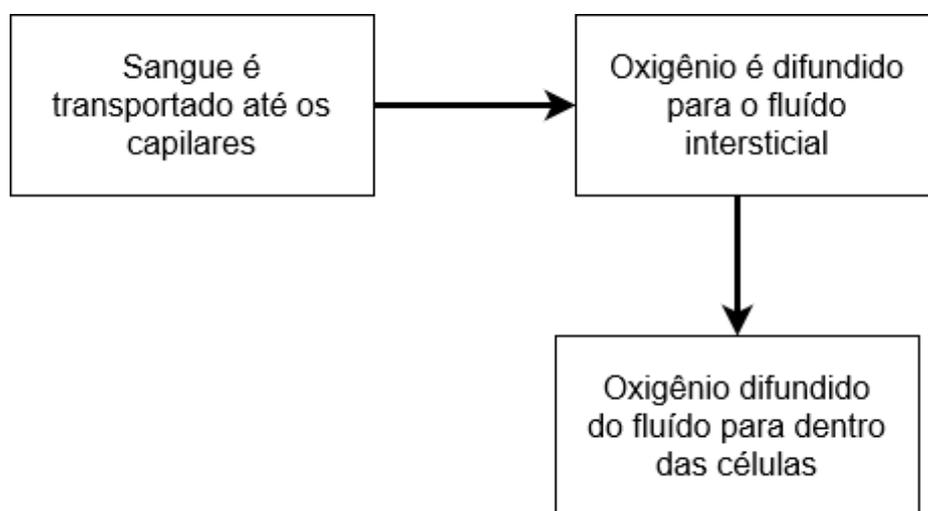


Figura 2.4 – Diagrama representando o fluxo de difusão de oxigênio para os tecidos.

O entendimento a cerca da fisiologia respiratória é de fundamental importância para esse projeto visto que os oxímetros são utilizados para o monitoramento da saturação de oxigênio no sangue e, dessa maneira, estão diretamente ligados à todo o processo respiratório. As hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas, que fazem parte desse processo, são utilizadas para o cálculo da saturação de oxigênio e além disso, esses aparelhos podem dar indicações para os médicos a respeito de problemas relacionados a utilização do oxigênio pelo corpo.

2.2 Absorção de Luz na Oximetria de pulso

2.2.1 Absorção das hemoglobinas

Como visto anteriormente, existem diferentes tipos de hemoglobina no sangue e, cada um possui diferentes formas físicas e coloração. Dadas essas características, os diferentes tipos de hemoglobina

também possuem diferentes coeficientes de extinção molar (capacidade que um mol da substância possui em atenuar luz incidida em um dado comprimento de onda). (Figura 2.5)

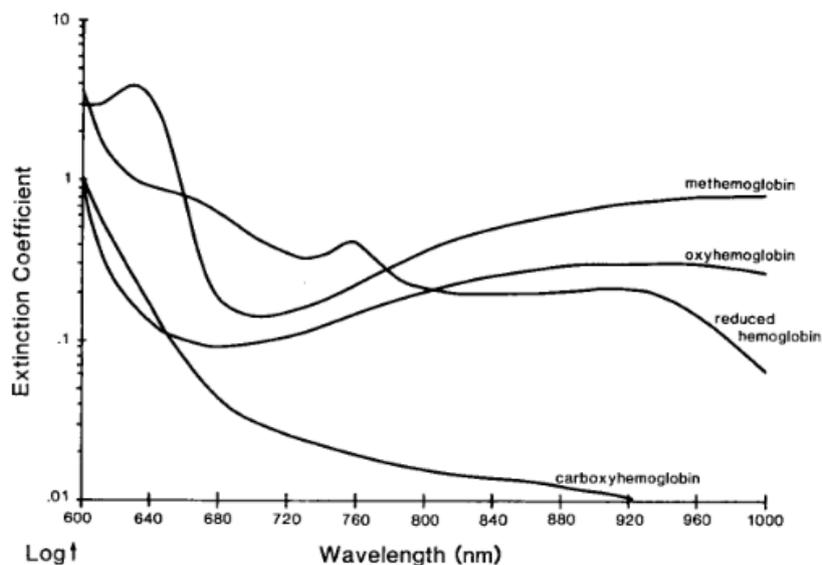


Figura 2.5 – Coeficientes de extinção molar dos 4 tipos mais comuns de hemoglobinas, [1].

A absorção de luz na região vermelha do espectro (640 nm) é muito maior para a hemoglobina reduzida (ou hemoglobina desoxigenada) do que para a hemoglobina oxigenada. Já na região infravermelha essa relação se inverte.

2.2.2 Lei de Beer-Lambert

A oximetria de pulso utiliza a absorvidade de duas ondas de luz com comprimentos de onda diferente por algum tecido do corpo humano e, por meio desses valores, consegue estimar a saturação de oxigênio no sangue arterial.

Para a seleção dos comprimentos de onda ideais devem ser levados em conta alguns fatores. O tecido de pele humano absorve uma grande quantidade de luz para comprimentos de onda menores que 600 nm, tornando indesejados esses valores. Outro ponto, como visto anteriormente, é a diferença de absorção entre os diferentes tipos de hemoglobina, tornando a região de 640 nm uma boa candidata para a seleção de um dos comprimentos de onda, assim como a região de 940 nm, pelo mesmo motivo.

No sangue, os componentes que mais absorvem luz são as diferentes hemoglobinas presentes, sendo elas principalmente as hemoglobinas oxigenadas (HbO_2) e a desoxigenada (Hb).

As concentrações de cH_bO_2 e cH_b no sangue podem ser expressas por meio de uma função de SO_2 :

$$c_{HbO_2} = SO_2(c_{HbO_2} + c_{Hb}) \quad (2.2)$$

$$c_{Hb} = (1 - SO_2)(c_{HbO_2} + c_{Hb}) \quad (2.3)$$

A transmitância (T) da luz atravessando um meio com uma substância que a absorva é definida pela razão entre a luz transmitida I e a luz absorvida I_0 , dada pela equação 2.4:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (2.4)$$

onde $\epsilon(\lambda)$ corresponde ao coeficiente de absorvidade molar, c à concentração da substância e d à distância do caminho óptico.

As propriedades da lei de Beer-Lambert continuam válidas no caso de um meio conter mais de uma substância que absorva luz, onde cada uma contribui para o total absorvido. A representação matemática desses sistemas é dada por uma superposição das absorções individuais. A absorbância total (A_t) de luz em um meio com n substâncias absorventes é dada pela soma das suas n absorbâncias individuais:

$$A_t = \epsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \epsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \epsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_n^{i=1} \epsilon_i(\lambda)c_id_i \quad (2.5)$$

Onde $\epsilon_1(\lambda)$ representa o coeficiente de absorção molar, c_i a concentração da substância i no meio e d_i o comprimento do caminho óptico através do meio.

De acordo com a lei de Beer-Lambert, a absorção total de uma solução (A_t) contendo apenas hemoglobinas reduzidas e oxigenadas como substâncias que absorvem luz, temos a equação 2.6:

$$A_t = [\epsilon(\lambda)_{HbO_2}c_{HbO_2}d_{HbO_2} + \epsilon(\lambda)_{Hb}c_{Hb}d_{Hb}] \quad (2.6)$$

Assumindo que a distância d seja a mesma para a luz emitida pelos dois LEDs diferentes e, utilizando as equações (2.3) e (2.2), tem-se:

$$A_t = [\epsilon(\lambda)_{HbO_2}SO_2 + \epsilon(\lambda)_{Hb}(1 - SO_2)](c_{HbO_2} + c_{Hb})d \quad (2.7)$$

Que pode ser reescrita como:

$$A_t = [\epsilon(\lambda)_{Hb} + SO_2(\epsilon(\lambda)_{HbO_2} - \epsilon(\lambda)_{Hb})](c_{HbO_2} + c_{Hb})d \quad (2.8)$$

Então, A_t pode ser expresso pelas conhecidas concentrações de hemoglobina em termos da saturação de oxigênio (SO_2), os coeficientes de absorvidade molar da hemoglobina ($\epsilon(\lambda)_{HbO_2}$ e $\epsilon(\lambda)_{Hb}$) e do comprimento do caminho óptico (d), conforme visto na equação 2.8.

Os valores para o coeficiente de absorvidade molar de uma hemoglobina oxigenada adulta ($\epsilon(\lambda)_{HbO_2}$) e de uma hemoglobina reduzida ($\epsilon(\lambda)_{Hb}$), nos dois comprimentos de onda mais utilizados na oximetria de pulso (660 nm e 940 nm), foram medidos por Zijlstra [16]. (ver Tabela 2.1)

Tabela 2.1 – Valores de referência para os coeficientes de absorvidade

Comprimento de onda (nm)	Coeficiente de absorvidade($Lmmol^{-1}cm^{-1}$)	
	<i>Hb</i>	<i>HbO₂</i>
660	0.81	0.08
940	0.18	0.29

Devido à propriedade pulsátil do sangue arterial, o diâmetro das artérias varia ligeiramente entre a diástole e a sístole, sendo a última a fase em que elas possuem mais sangue.

Pela lei de Beer-Lambert, e, considerando as componentes DC da medição da intensidade de luz que atravessa o corpo como, pigmentação da pele, ossos, sangue venoso, como coletivamente representadas pelos termos $\epsilon(\lambda)_{DC}c_{DC}d_{DC}$, durante a diástole, o diâmetro dos vasos artérias é mínimo (d_{min}), e, portanto a absorvância devido às hemoglobinas é mínima e a quantidade de luz transmitida é máxima (I_H).

$$I_H = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)_{DC}c_{DC}d_{DC}} e^{-[\epsilon(\lambda)_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda)_{Hb}c_{Hb}]d_{min}} \quad (2.9)$$

Já durante a sístole, o diâmetro das artérias chega em seu valor máximo (d_{max}) e, assim, a quantidade de luz absorvida chega a seu valor máximo, levando a luz transmitida a seu valor mínimo (I_L).

$$I_L = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)_{DC}c_{DC}d_{DC}} e^{-[\epsilon(\lambda)_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda)_{Hb}c_{Hb}]d_{max}} \quad (2.10)$$

Ao dividir I_L por I_H , é possível remover a dependência das componentes DC:

$$\frac{I_L}{I_H} = e^{-[\epsilon(\lambda)_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda)_{Hb}c_{Hb}](d_{max} - d_{min})} \quad (2.11)$$

Assim, a razão entre as intensidades de luz medidas na sístole e na diástole ficam dependentes apenas do termo ($d_{max} - d_{min}$) que pode ser reescrito como Δd . Para eliminar essa dependência, é possível medir a quantidade de luz absorvida utilizando dois comprimentos de onda diferentes, na luz vermelha (R) e na infravermelha(IR), resultando em:

$$\frac{\frac{I_L}{I_H}(R)}{\frac{I_L}{I_H}(IR)} = \frac{e^{-[\epsilon(\lambda_R)_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda_R)_{Hb}c_{Hb}](\Delta d)}}{e^{-[\epsilon(\lambda_{IR})_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda_{IR})_{Hb}c_{Hb}](\Delta d)}} \quad (2.12)$$

Aplicando a operação de Logaritmo natural:

$$\ln \frac{\frac{I_L}{I_H}(R)}{\frac{I_L}{I_H}(IR)} = \ln \frac{e^{-[\epsilon(\lambda_R)_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda_R)_{Hb}c_{Hb}](\Delta d)}}{e^{-[\epsilon(\lambda_{IR})_{HbO_2}c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda_{IR})_{Hb}c_{Hb}](\Delta d)}} \quad (2.13)$$

Pode ser simplificado para:

$$\ln \frac{\frac{I_L}{I_H}(R)}{\frac{I_L}{I_H}(IR)} = \frac{[\epsilon(\lambda_R)_{HbO_2} c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda_R)_{Hb} c_{Hb}]}{[\epsilon(\lambda_{IR})_{HbO_2} c_{HbO_2} + \epsilon(\lambda_{IR})_{Hb} c_{Hb}]} \quad (2.14)$$

Utilizando a equação 2.8, é possível reescrever essa razão como função da saturação de oxigênio no sangue arterial:

$$R_{OS} = \frac{[\epsilon(\lambda_R)_{Hb} + S_a O_2 (\epsilon(\lambda_R)_{HbO_2} - \epsilon(\lambda_R)_{Hb})]}{[\epsilon(\lambda_{IR})_{Hb} + S_a O_2 (\epsilon(\lambda_{IR})_{HbO_2} - \epsilon(\lambda_{IR})_{Hb})]} \quad (2.15)$$

É possível reescrever a equação 2.15 de maneira que $S_a O_2$ seja uma função da razão (R_{OS}) calculada:

$$S_a O_2 = \frac{\epsilon(\lambda_R)_{Hb} - \epsilon(\lambda_{IR})_{Hb} R_{OS}}{\epsilon(\lambda_R)_{Hb} - \epsilon(\lambda_R)_{HbO_2} + [\epsilon(\lambda_{IR})_{HbO_2} - \epsilon(\lambda_{IR})_{Hb}] R_{OS}} \times 100\% \quad (2.16)$$

Sendo esse o valor teórico.

É interessante notar que a razão R_{OS} , conhecida como Ratio of Ratios, é composta por termos que são medidos pelo oxímetro de pulso:

$$R_{OS} = \frac{\ln \frac{I_L}{I_H}(R)}{\ln \frac{I_L}{I_H}(IR)} \quad (2.17)$$

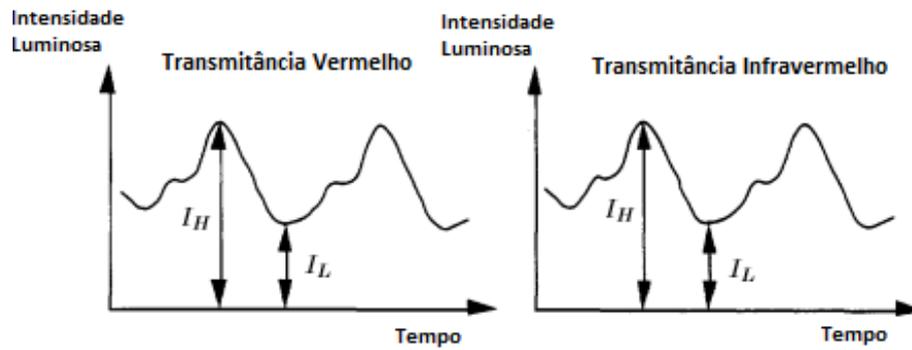


Figura 2.6 – Gráfico da transmitância convertida em voltagem, adaptado de [14], onde os valores de I_H e I_L estão representados.

Por meio dessa razão, também é possível utilizar curvas de calibração empíricas para obter o valor de $S_a O_2$, por meio da equação:

$$S_a O_2 = A - B(R_{OS}) \quad (2.18)$$

2.3 Calibração

A calibração dos oxímetros de pulso é de vital importância para seu funcionamento. Conforme visto, o cálculo da saturação de oxigênio depende de duas constantes, assim, caso seus valores não estejam ajustados, os valores medidos pelo oxímetro não terão uma boa acurácia.

Para a calibração foi utilizado o método tradicional in vivo. Esse método consiste em comparar os valores obtidos com os de um co-oxímetro auxiliar em cobaias humanas. A calibração consiste em obter medidas da saturação do oxigênio com o co-oxímetro e relacioná-las ao R_{os} obtido pelo oxímetro que está sendo calibrado. Com esses dados, é possível montar um gráfico do tipo: mostrado na figura 2.7.

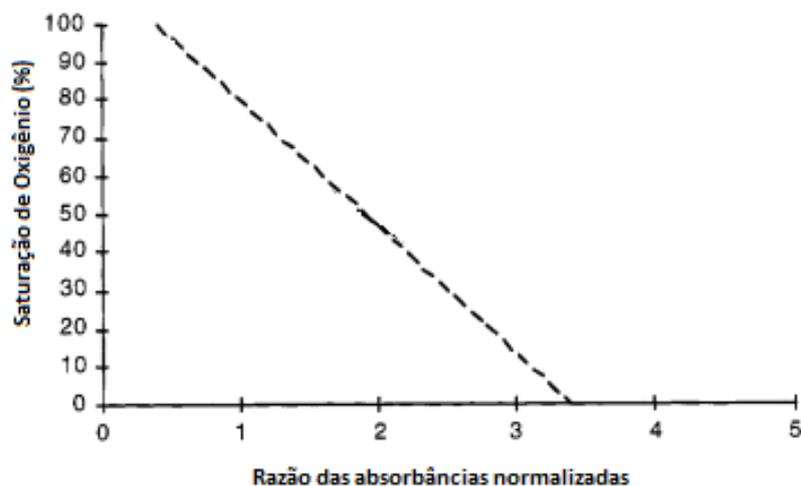


Figura 2.7 – Curva de calibração, adaptado de [14].

Uma vez determinada a curva, é possível calcular uma equação que melhor se adéque à curva obtida, obtendo, assim, os valores das constantes A e B, necessárias para o cálculo da saturação.

Esse método de calibração é relativamente simples porém, possui algumas desvantagens. A primeira desvantagem está relacionada com a faixa de medida da saturação de oxigênio que pode ser obtida. Devido à ética médica, cobaias saudáveis não podem ser submetidas a níveis de saturação inferiores à 60%. Com isso, os valores restantes devem ser calculados por extrapolação.

Outro problema relacionado a esse tipo de calibração é quanto aos LEDs utilizados. Os LEDs podem sofrer variações em sua temperatura e com isso alterar o comprimento de onda que estão emitindo. Porém, estudos mostram que essa variação chega a 5.5nm para o LED vermelho e 7.8 nm para o infravermelho, com uma mudança de temperatura de 0 °C para 50 °C como descrito por Reynolds [9].

Ainda com relação aos LEDs, uma vez o oxímetro calibrado, uma nova calibração deve ser feita

caso seja necessário trocar os LEDs.

2.4 Tipos de sondas

Existem dois tipos principais de sondas de oxímetros de pulso - as sondas reflexivas e as transmissivas. A diferença entre ambas está no posicionamento do foto receptor.

2.4.1 Transmissão

Os oxímetros de pulso que utilizam sondas de transmissão fazem uso da luz que atravessa alguma extremidade do corpo para medir a saturação de oxigênio do sangue. (Figura 2.8)

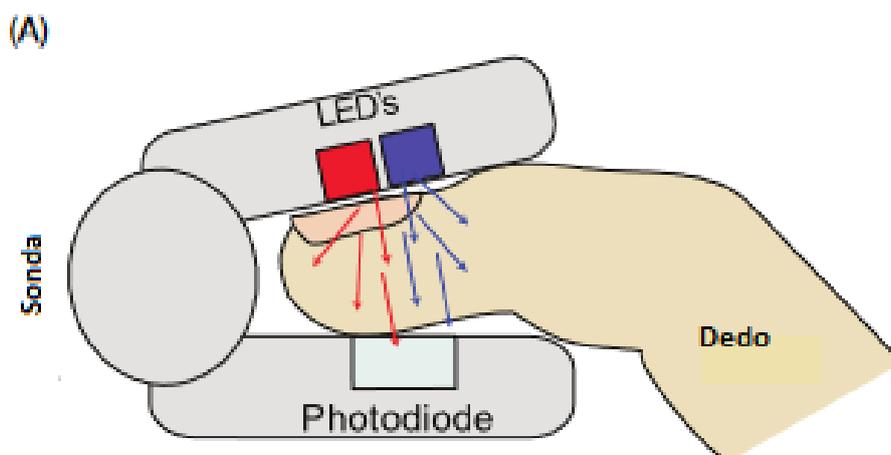


Figura 2.8 – Sonda de transmissão, adaptado de [6].

São utilizados dois LEDs na região do espectro vermelho e infravermelho. Cada LED é aceso de maneira alternada, assim, apenas uma onda atravessa o corpo e a luz transmitida é captada pelo foto receptor. Essa luz, é atenuada pelo sangue presente e varia de acordo com a pulsação. Como o coeficiente de absorção dos tipos de hemoglobina é diferente para diferentes comprimentos de onda, é possível utilizar esses valores para estimar a saturação do oxigênio.

O posicionamento do sensor deve ser o mais próximo o possível da pele, sem que exerça força sobre ela e também deve estar alinhado com os LEDs, para garantir uma maior absorção da luz por eles emitida.

2.4.2 Reflexão

Os oxímetros de pulso que utilizam sondas de reflexão são capazes de medir a quantidade de luz refletida pelo corpo e assim, realizam o cálculo da saturação de oxigênio.

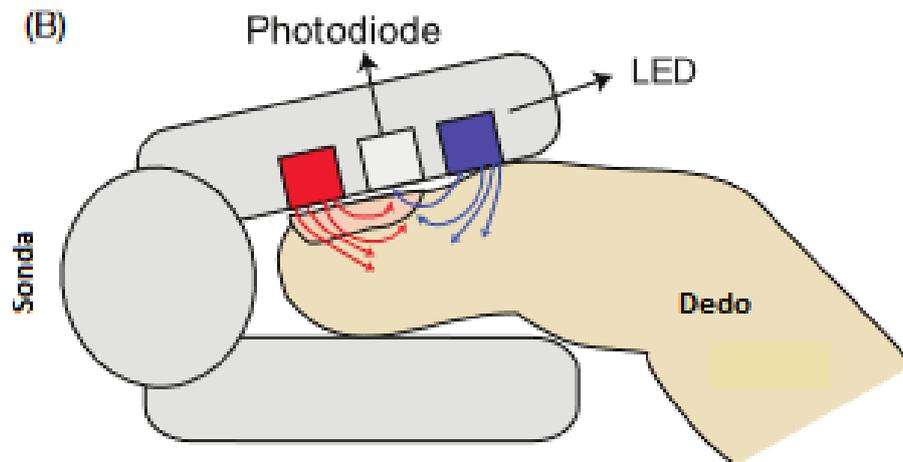


Figura 2.9 – Sonda de reflexão, adaptado de [6].

Nas sondas de reflexão (ver figura 2.9), também são utilizados dois LEDs, vermelho e infravermelho, e um foto receptor (fotodiodo). Neste tipo de sonda, os LEDs e o foto receptor são posicionados do mesmo lado da pele em que estão em contato. Como uma grande vantagem, as sondas que utilizam do princípio da reflexão poderiam ser posicionadas teoricamente em qualquer lugar do corpo [3], onde fosse possível encaixá-la. Usualmente, esse tipo de sonda é posicionado na testa ou na têmpora dos pacientes.

3 Arquitetura Proposta

3.1 Objetivos Propostos

Este trabalho, conforme mencionado na introdução, tem como objetivo o desenvolvimento de projeto de oxímetro de pulso que utilize do método da transmissão. Para isso, foi desenvolvido um circuito para a captação dos sinais vitais de um paciente que então são transmitidos para um microprocessador para que sejam utilizados para o cálculo da saturação de oxigênio e por fim, o valor obtido é mostrado em uma tela LCD.

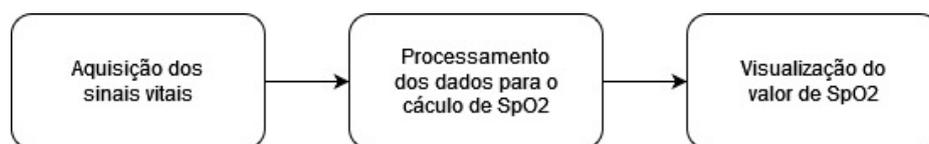


Figura 3.1 – Responsabilidades do projeto de oxímetro.

3.1.1 Aquisição dos dados

Para a aquisição dos dados, foram utilizados 2 LEDs diferentes, um vermelho (630 nm) e um infravermelho (940 nm) e o foto diodo SFH206K (leitura na faixa de 400nm - 1100nm), da marca OSRAM, como receptor, por abranger o espectro do vermelho e infravermelho, assim; o circuito para leitura dos dados é o mesmo para os 2 LEDs diferentes.

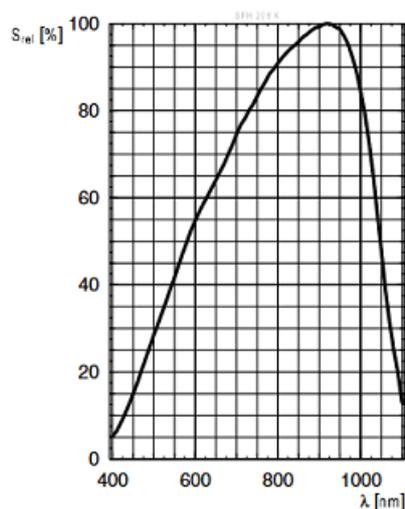


Figura 3.2 – Curva de absorção do SFH206K, retirada do datasheet.

Como o fotorreceptor vai ser utilizado para alimentar um amplificador de transimpedância, algumas características são de grande importância [14], sendo elas:

- Capacitância do foto diodo (foto receptor)

A capacitância da junção do foto diodo deve ser a menor o possível ela afeta ruídos e a largura de banda do circuito. O modelo escolhido possui capacitância de junção de 72 pF, que pode ser considerado um valor realístico.

- Área ativa

A área ativa do foto diodo deve ser a menor o possível para que haja uma maior razão sinal-ruído.

Esses fatores também foram levados em conta para a escolha do foto receptor.

Tabela 3.1 – Fotodiodo SFH206K e suas características, [10]

SFH206K	Características	
	Sensibilidade Espectral	400 - 1100 nm
	Área sensível	7.02 mm ²
	Capacitância	72 μA
	Tempo de resposta	20 ns

O circuito de aquisição foi dividido em 3 partes, sendo elas:

1. LED driver (vermelho)
2. LED driver (infravermelho)
3. Foto receptor

Os circuitos dos LEDs são independentes e, controlados pelo microcontrolador. Ambos recebem como entrada uma onda quadrada de 3.3V, de maneira alternada. Quando a onda está na sua fase ligada (3.3V) os circuitos conduzem corrente pelos LEDs, assim, alimentam os LEDs que então são acesos e a luz proveniente deles atravessa o dedo até o circuito receptor. Já quando a onda está na fase desligada(0V), os circuitos não conduzem corrente pelo LED, assim, ele não emite luz.

Com essa alternância o microcontrolador consegue diferenciar se o sinal que está chegando é proveniente do LED vermelho ou infravermelho e então consegue realizar o cálculo do SpO_2 .

3.1.2 Microprocessador

Neste trabalho, o microprocessador possui 3 funções:

- Controle dos LEDs
- Cálculo de SpO_2
- Permitir a visualização do valor de SpO_2

Para realizar o cálculo de SpO_2 são necessárias as medidas dos sinais vermelho e infravermelho e, como existe apenas um circuito de recepção do sinal, o microcontrolador deve alternar entre os LEDs para que possa realizar a medida de cada um separadamente e, por meio desses valores realizar o cálculo e a disponibilização da saturação medida.

A figura 3.3 representa um diagrama de blocos do projeto, demonstrando as diferentes interações entre as componentes do projeto e o usuário.

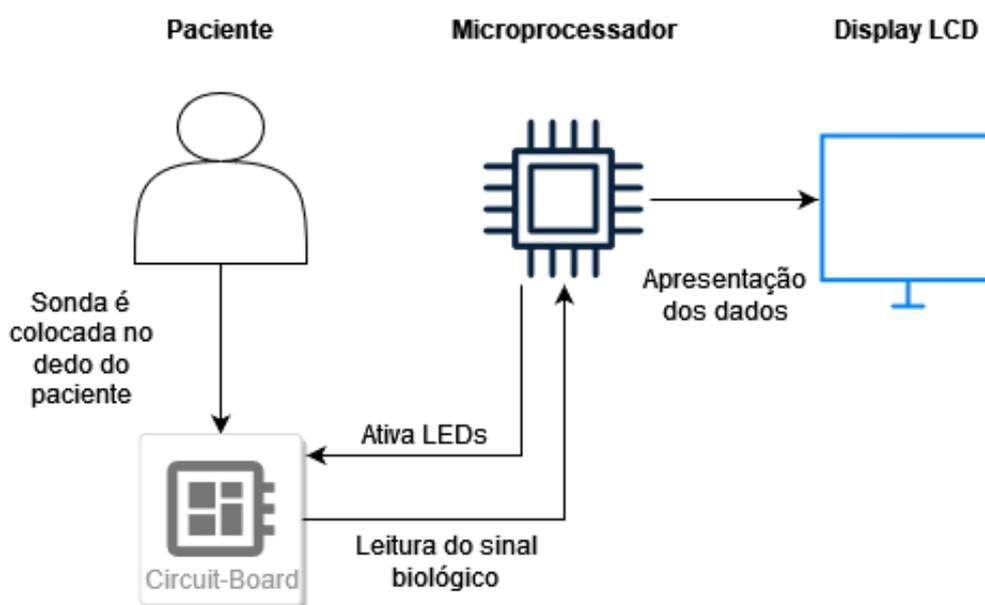


Figura 3.3 – Diagrama de blocos do Projeto.

3.2 Sonda

A sonda utilizada foi impressa utilizando uma impressora 3D.

Na parte superior estão posicionados os LEDs vermelho e infravermelho e, na parte de baixo, o foto receptor. Cada LED possui um fio que o conecta com seu respectivo circuito de alimentação, já o foto receptor, está ligado ao circuito que transmite a informação para o microcontrolador.

3.3 Circuito

O oxímetro projetado foi dividido em 3 componentes diferentes, sendo eles os de alimentação dos LEDs, o de obtenção do sinal fisiológico e o sistema microprocessado de controle e apresentação de resultados.

3.3.1 Alimentação dos LEDs

Os LEDs escolhidos no projeto são um LED vermelho (640 nm) e um infravermelho (940 nm) e, ambos são de alto brilho, para que uma quantidade maior de luz atravessasse o dedo e chegue até o foto sensor, aumentando a qualidade do sinal a ser obtido. Esses LEDs, foram escolhidos com esse comprimento de onda devido à diferentes capacidades de absorção de luz das hemoglobinas oxigenadas e desoxigenadas para esses valores.

Os LEDs são dispositivos sensíveis à corrente que os atravessa. Sua luminosidade está diretamente ligada à quantidade de corrente que o atravessa. Com isso, para manter uma leitura homogênea para diferentes usos do oxímetro, é necessário que o brilho dos LEDs seja sempre o mesmo e, para isso, a corrente que os atravessa deve ser constante. O circuito desenvolvido foi baseado em Domingues [3] e pode ser visto na figura 3.4:

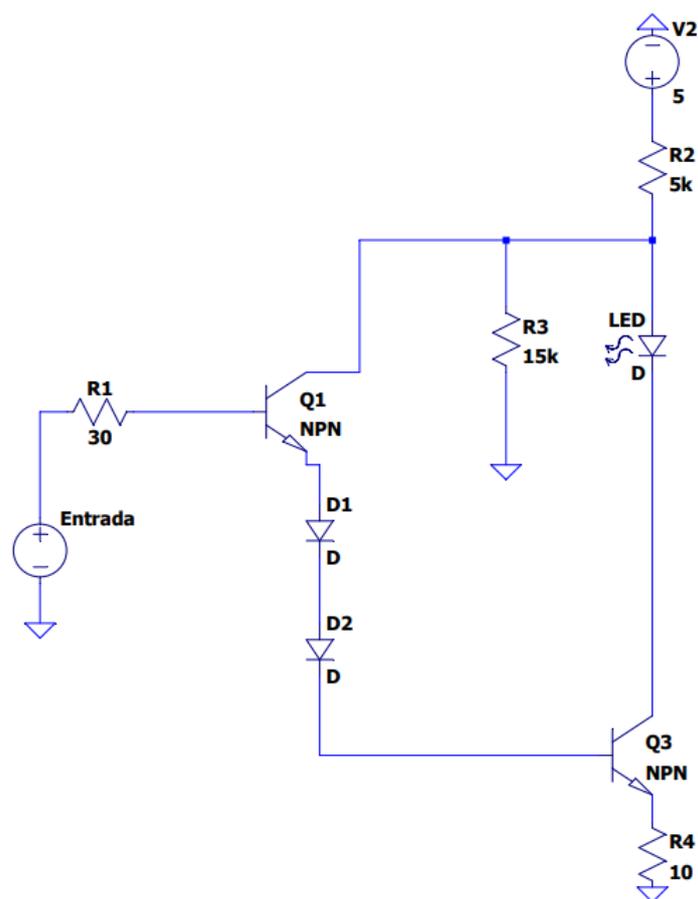


Figura 3.4 – Circuito de alimentação dos LEDs.

O circuito é composto por:

- 4 resistores (R1, R2, R3 e R4)
- 2 transistores NPN
- 2 Diodos
- 1 LED

A fonte V1 é uma onda quadrada de 3.3 V, controlada pelo microcontrolador. Já a fonte V2 é uma tensão DC de 5 V, proveniente da alimentação do circuito. Os valores de R1, R2, R3 e R4 foram escolhidos para que o valor da corrente que passa pelo LED fique próximo de 11 mA.

Como a fonte V1 é uma onda quadrática, o circuito ora vai estar alimentado com 3.3 V ora com 0 V, sendo assim, se comporta da seguinte maneira:

Com o pulso em 3.3 V, a tensão na base do transistor Q1 vai ser de 3 V e, como a tensão base emissor é de 0.8 V, tem-se que a tensão no emissor é de 2.2 V. Por último, a tensão no coletor é de 3.1 V e, assim, o transistor se encontra na região linear, conduzindo corrente. Sendo a tensão no emissor de Q1 próxima de 2.2 V, após a queda devido aos dois diodos, o valor que chega na base de Q2 é próximo de 0.9 V. A tensão no coletor é de 3.3 V e, no emissor de 0.1 V (devido ao valor da tensão entre base emissor ser próximo de 0.8 V). Dados esses valores, o transistor Q2 também se encontra na região linear e, como ele está na configuração emissor degenerado, o valor da corrente no emissor permanece constante, acarretando em uma corrente constante no coletor, devido à propriedade de $I_c = \beta \times I_b$ quando o transistor está na região linear.

Já com o pulso em 0 V, a tensão na base de Q1 é de 0 V e, devido à tensão dos diodos no emissor, a junção base-emissor está polarizada de forma reversa, com isso, não há fluxo de corrente. O transistor Q2 entretanto está na região ativa, pois a tensão no coletor é de 3.3 V, na base de 1.4 V e no emissor de 0.6 V, então, a igualdade $I_c = \beta \times I_b$ continua válida e, devido a fato de a corrente na base estar muito próxima de 0A pelo transistor Q1 estar polarizado de maneira reversa, a corrente no coletor, que passa pelo LED, vai estar muito próxima de 0A também.

Então, com o circuito de alimentação dos LEDs desenvolvido é possível alternar entre o LED estar ligado ou não e, quando estiver ligado, seu brilho vai ser constante. Essas características são de grande importância para o desenvolvimento do oxímetro de pulso, em razão da necessidade desses dispositivos de ler sinais relacionados a 2 LEDs com comprimentos de onda diferentes.

3.3.2 Fotorreceptor

O módulo fotorreceptor do oxímetro projetado possui os quatro módulos a seguir:

- Amplificador de trans impedância
- Filtro passa-baixas de 6 Hz
- Filtro rejeita-faixa de 60 Hz

- Filtro passa-altas de 0.1 Hz

Os módulos a serem apresentados a seguir utilizam amplificadores operacionais. Para este trabalho, todos os amplificadores operacionais utilizados foram o LM324N, da Texas Instruments.

3.3.2.1 Amplificador de Transimpedância

Os fotorreceptores (fotodiodos), geram uma corrente elétrica que depende da quantidade de luz que incide sobre eles. Porém, o microcontrolador que realiza os cálculos da saturação de oxigênio trabalha com a leitura da voltagem em um pino; assim, é necessário realizar a conversão da corrente gerada pelo foto receptor em uma voltagem que possa ser lida pelo microcontrolador, sendo ela na faixa de 1 V a 3.3 V.

Para isso, o foto receptor está ligado a um amplificador de transimpedância. Esse tipo de circuito é comumente utilizado para a amplificação de sinais advindos de fotodiodos. O amplificador de transimpedância desenvolvido e a representação do fotorreceptor nos circuitos simulados foram baseados no trabalho de John Caldwell[12]. A forma mais básica deste tipo de circuito pode ser vista na figura 3.5:

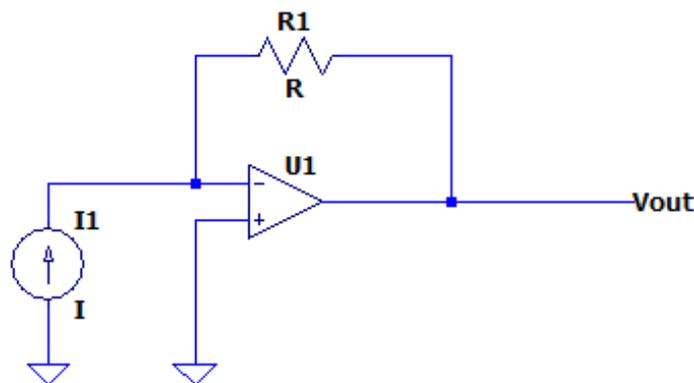


Figura 3.5 – Versão base de um Amplificador de trans impedância.

Com esta configuração, a voltagem de saída é dada por :

$$V_{out} = -I \times R1. \quad (3.1)$$

Um possível problema deste modelo é o efeito da capacitância do foto diodo sobre a entrada inversora do amplificador operacional. Para mitigar esse efeito, usualmente é utilizado um capacitor em paralelo com o resistor R1, conhecido como capacitor de feedback. O uso desse capacitor traz mais estabilidade para o circuito.

Outro possível problema seria o aterramento da entrada não inversora. No caso do diodo não estar gerando corrente, a saída do amplificador operacional estaria próxima de 0 V e, com o

amplificador sendo alimentado por 5 V positivos e aterrado na alimentação negativa, esta condição faria com que a saída não chegasse em 0 V, por conta da saturação do amplificador operacional devido à aproximação do valor da saída com o de uma de suas alimentações. Com o amplificador estando saturado, seu tempo de resposta pode ser prejudicado.

Para evitar essa situação, o amplificador operacional foi alimentado com ± 5 V. O circuito é mostrado na figura 3.6.

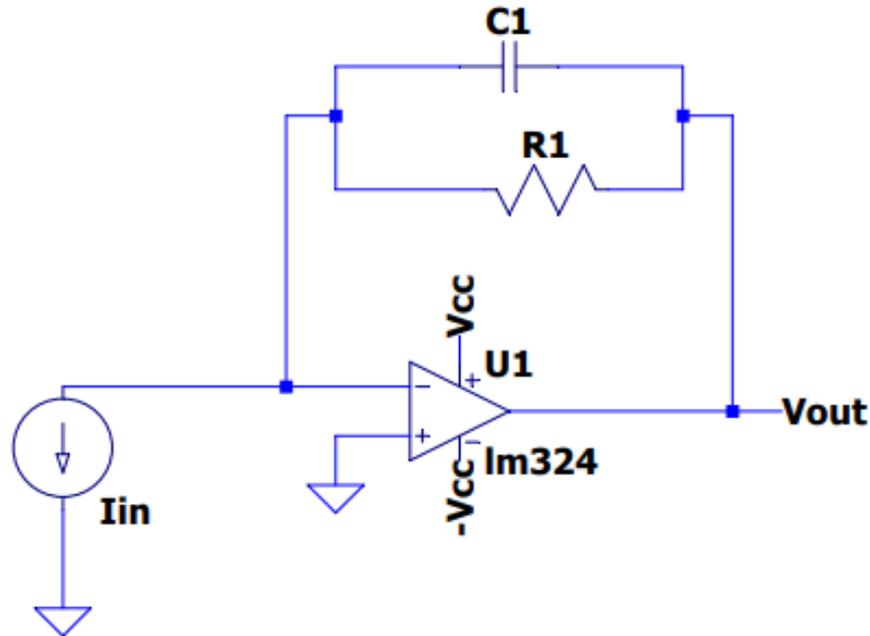


Figura 3.6 – Amplificador de trans impedância.

A saída do circuito é dada pela fórmula:

$$V_{out} = I \times R_1 \quad (3.2)$$

E os seguintes valores foram escolhidos para o circuito:

- $R_1 = 50k \Omega$
- $C_1 = 10 \text{ pF}$
- $V = 5 \text{ V}$

O valor da corrente gerado pelo fotossensor é de cerca de $11 \mu\text{A}$, o valor da saída é de cerca de 3,3 V, que está na faixa de leitura apropriada para o microcontrolador.

Para encontrar o valor do capacitor de realimentação, foi utilizada a seguinte fórmula [14]:

$$C_f = \frac{1}{4\pi R_f f_c} (1 + \sqrt{1 + 8\pi R_f C_I f_c}) \quad (3.3)$$

Onde:

- C_f é o valor do capacitor de feedback, em Farads
- R_f o valor da resistência de feedback
- C_I a capacitância total (fotodiodo + entrada do amplificador operacional)
- f_c o ganho unitário de frequência do amplificador operacional

Assim, o valor escolhido para o capacitor de feedback dado, aproximadamente, por:

$$C_f \approx 10pF \quad (3.4)$$

A largura de banda do amplificador de transimpedância pode ser calculada por:

$$BW = 1.4 \sqrt{\frac{f_c}{2\pi R_f (C_I + C_f)}} \quad (3.5)$$

$$BW = 240kHz \quad (3.6)$$

3.3.2.2 Filtros

Filtros são componentes que realizam a filtragem de sinais removendo seletivamente componentes de frequência dos mesmos. Dado um sinal, o mesmo pode sofrer interferências do meio em que está inserido, vindas, por exemplo, um telefone celular que opera em uma determinada frequência X, além de receber sinais com frequência X recebe sinais de frequência X + Y. Esses sinais, atrapalham o funcionamento do aparelho e são, portanto, indesejados. Para diminuir o efeito da frequência indesejada X + Y, podem ser utilizados filtros, fazendo com que o celular passe a captar apenas sinais próximos da frequência desejada, atenuando frequências indesejadas.

Algumas características importantes dos filtros de acordo com Razavi [8] são: o Filtro não deve afetar de forma significativa os sinais desejados e, deve prover uma resposta em frequência plana em toda a largura de banda do sinal. Também deve atenuar consideravelmente os sinais interferentes, deve possuir uma transição relativamente abrupta dos sinais desejados e indesejados. A resposta em frequência de filtros é dividida em três regiões, sendo elas, banda passante, banda de transição e banda de rejeição. Cada região possui um papel importante para o desempenho do filtro (Figura 3.7).

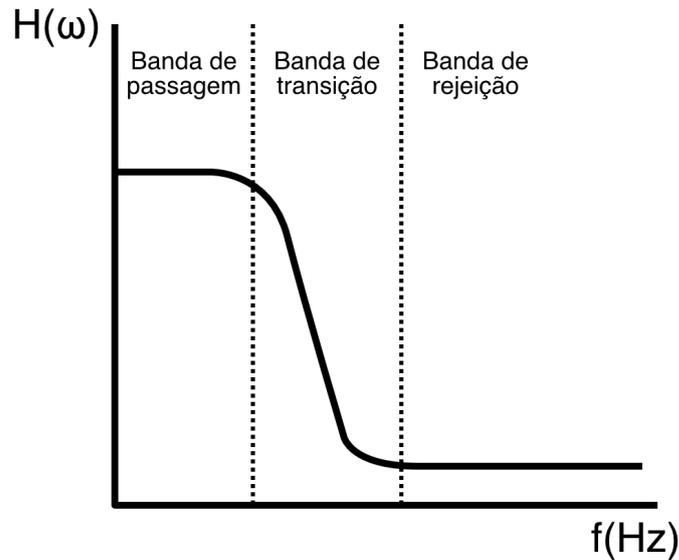


Figura 3.7 – Regiões da resposta em frequência de um sinal.

Na banda de passagem, é interessante que a resposta em frequência seja o mais plana o possível, para que o filtro não altere o sinal de forma significativa. A banda de transição é uma região em que a passagem do sinal vai decaindo, ou seja, sinais desejados e indesejados passam pelo filtro por isso, essa faixa deve ser o mais estreita o possível, para evitar que o sinal seja corrompido por uma banda indesejada. Já a região de rejeição deve possuir uma atenuação grande o suficiente para que sinais indesejados sejam suprimidos e assim, não alterem o sinal final.

Para melhorar a qualidade do sinal obtido, foram utilizados 3 filtros analógicos distintos. Os valores das frequências de corte para os filtros passa-baixas e passa-altas foram baseados em Stuban e Niwayama[11].

- Filtro passa-baixas

Para o filtro passa-baixas, foi escolhido uma configuração Sallen-key de 2ª ordem ativo (ver figura 3.8), com ganho unitário e frequência de corte próxima de 16 Hz. Para o cálculo da saída do circuito, aplica-se a lei de Kirchhoff das correntes no nó entre os resistores $R1$ e $R2$, com isso, tem-se a equação:

$$\frac{V_{in} - V_n}{R2} = \frac{V_n - V_{out}}{C2} + \frac{V_n - V_{out}}{R1} \quad (3.7)$$

Aplicando novamente a lei de Kirchhoff no nó entre $R1$ e $C1$, e, utilizando do princípio do curto-circuito virtual do amplificador operacional:

$$\frac{V_n - V_{out}}{R1} = \frac{V_{out}}{C1} \quad (3.8)$$

Combinando e rearranjando as equações 3.7 e 3.8, tem-se a função de transferência do filtro, dada por:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{C1 * C2}{R1 * R2 + C2(R1 + R2) + C1 * C2} \quad (3.9)$$

A frequência de corte do circuito pode ser calculada por:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{\sqrt{R1 * R2 * C1 * C2}} \quad (3.10)$$

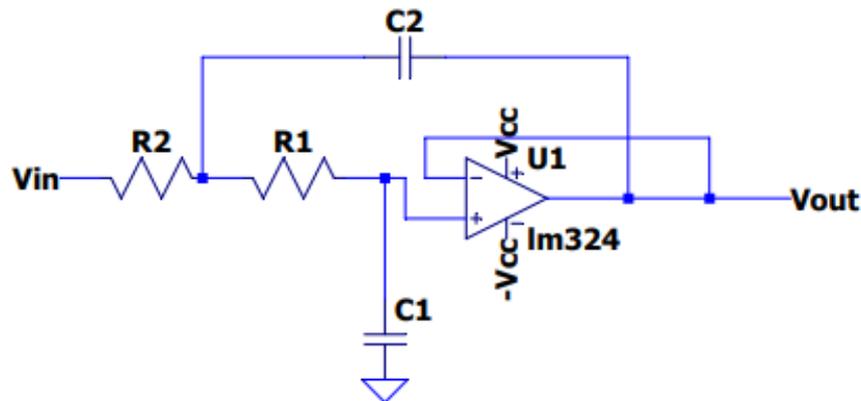


Figura 3.8 – Filtro passa-baixas.

- R1 = 10k Ω
- R2 = 10k Ω
- C1 = 1 μF
- C2 = 1 μF

- Filtro rejeita faixa 60Hz

O filtro rejeita faixas de 60 Hz contribui com a atenuação do ruído tonal de 60 Hz causado pela proximidade com a rede elétrica. Foi escolhida uma configuração em Twin-T para o filtro (ver figura 3.9); Para o cálculo da frequência de corte tem-se a seguinte fórmula:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C1C2R3(R1 + R2)}} \quad (3.11)$$

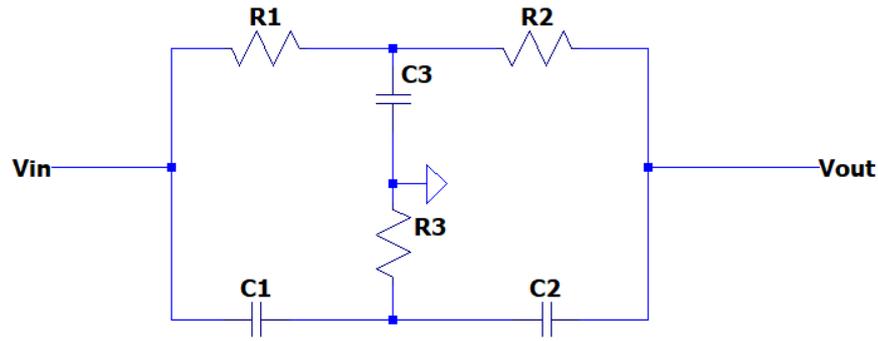


Figura 3.9 – Filtro rejeita faixa 60 Hz.

- $R1 = 27k \Omega$
- $R2 = 27k \Omega$
- $R3 = 14k \Omega$
- $C1 = 0.1 \mu F$
- $C2 = 0.1 \mu F$
- $C3 = 0.22 \mu F$

- Filtro passa-altas

Para o filtro passa-altas foi escolhida uma configuração de 1ª ordem ativa, porém, este circuito inverte o sinal de entrada, sendo necessária a adição de um circuito inversor após o filtro. O cálculo do filtro é dado pela seguinte equação:

$$\frac{V_{in}}{R1C1} = \frac{-V_{out}}{R2} \quad (3.12)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{-R2}{R1C1} \quad (3.13)$$

Assim, a frequência de corte do filtro-passa altas é dada pela equação:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C} \quad (3.14)$$

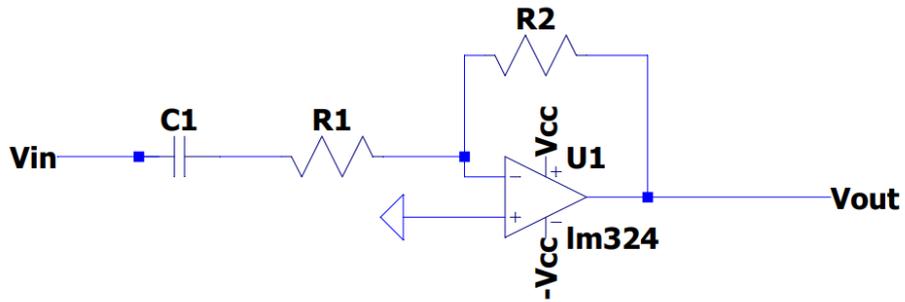


Figura 3.10 – Filtro passa-altas de 0.072 Hz.

- $R1 = 27k \Omega$
- $R2 = 27k \Omega$
- $C1 = 2.2 \mu F$

- Inversor

O circuito inversor inverte a tensão de entrada e foi utilizado para retornar o sinal a fase inicial após a passagem pelo filtro passa altas.

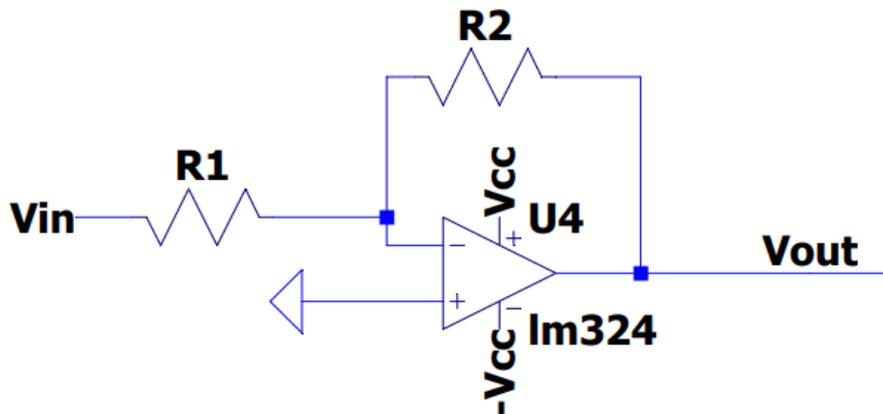


Figura 3.11 – Circuito inversor com ganho unitário.

- $R1 = 1k \Omega$
- $R2 = 1k \Omega$

3.4 Microprocessador

Uma vez obtido o sinal fisiológico, é necessário que o mesmo seja transmitido para uma unidade de processamento para que seja possível realizar o cálculo da saturação de oxigênio no sangue. Para isso, foi utilizado o microprocessador MSP430-EXP430F5529LP, da marca Texas Instruments. As

informações utilizadas do microprocessador podem ser encontradas no datasheet [2] e no guia do usuário [13].

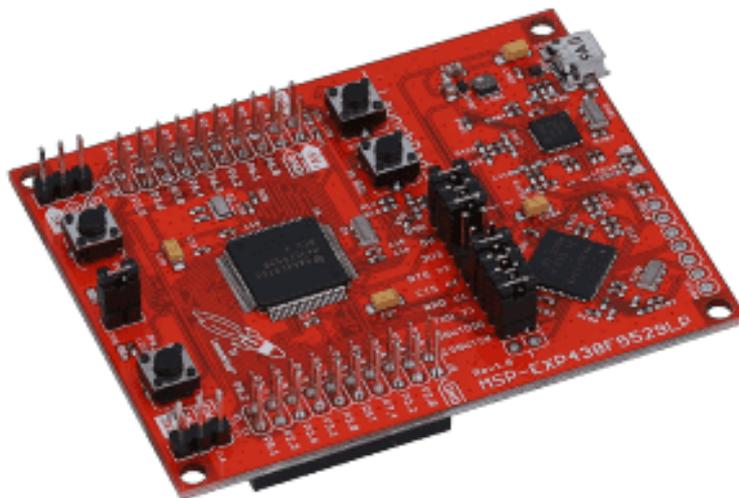


Figura 3.12 – MSP-EXP430F5529LP utilizada para o projeto.

Seguem algumas características da placa que foram utilizadas para o desenvolvimento do projeto:

- Conversor AD de 12 bits
- 4 timers de 16 bits
- Pinos para uso geral
- Alimentação de 5V

Conforme visto anteriormente, o microprocessador, neste projeto, possui 4 funções, sendo elas converter o sinal analógico para digital, realizar o cálculo da saturação de oxigênio, controlar a alternância entre os LEDs vermelho e infravermelho e, por fim, mostrar para o usuário o valor obtido do S_pO_2 .

3.4.1 Timers

Temporizadores são utilizados em sistemas computacionais para introduzir no sistema uma noção de tempo, como segundos, minutos, horas. Como o MSP430 possui timers dedicados, o processador não é responsável por realizar essa contagem do tempo, deixando isso a cargo dos temporizadores e, com isso, fica livre para realizar outras atividades ou até ficar no modo de baixo consumo enquanto aguarda uma interrupção gerada por essas contagens.

Para realizar a contagem de tempo, os temporizadores fazem uso dos clocks internos do microprocessador. Alguns dos clocks disponíveis no MSP430:

- ACLK, frequência padrão de 32768 Hz

- SMCLK, frequência padrão de 1048576 Hz

É possível realizar a configuração dessas frequências; porém, foram utilizadas as frequências padrões dos clocks. Com as configurações padrões, devido ao fato de os temporizadores serem registradores de 16 bits, o tempo máximo de contagem para os clocks apresentados são:

$$T_{ACLK} = \frac{2^{16}}{f_{ACLK}} = 2 \text{ segundos}$$

$$T_{SMCLK} = \frac{2^{16}}{f_{SMCLK}} \approx 62,5 \text{ milissegundos}$$

E os passos de contagem para cada um dos clocks é de $T_{ACLK} = \frac{1}{2^{15}} = 30,5\mu s$ e $T_{SMCLK} = \frac{1}{2^{20}} \approx 1\mu s$. Como as contagens necessárias são de 1s e $100\mu s$, é possível realiza-las com o ACLK em sua configuração padrão.

Para o cálculo do valor de contagem para que os temporizadores possam contar esses tempos, é utilizada a seguinte equação:

$$N = \frac{\text{tempo}}{\text{passo}} = f_{CLK} \times \text{tempo}(\text{segundos})$$

Assim, para uma contagem de 100 ms, o contador do temporizador deve possuir o valor $CCR0 = (32768 * 0,1) - 1 = 3275$ e para o segundo temporizador $CCR0 = (32768 * 1) - 1 = 32767$.

Das funções atribuídas ao microprocessador neste projeto, duas são dependentes do uso de temporizadores e, para realizá-las, foram utilizados 2 timers distintos, o primeiro controla a alternância dos LEDs, para que sejam obtidos os sinais pletismográficos do vermelho e infravermelho, e o segundo está relacionado com a leitura e conversão dos dados obtidos do circuito, determinando o intervalo de tempo entre a obtenção dos dados.

O primeiro timer foi configurado para alternar os LEDs a cada 1 s, já o segundo, responsável pela amostragem do conversor AD, foi configurado para $100ms$. Ambos os timers possuem interrupções relacionadas às suas contagens. Uma vez atingido o teto da contagem, ou passado o tempo configurado, é gerada uma interrupção ligada ao timer e o microprocessador deve tratá-la. A alternância dos LEDs e a leitura e conversão dos sinais fisiológicos são realizados por essas interrupções.

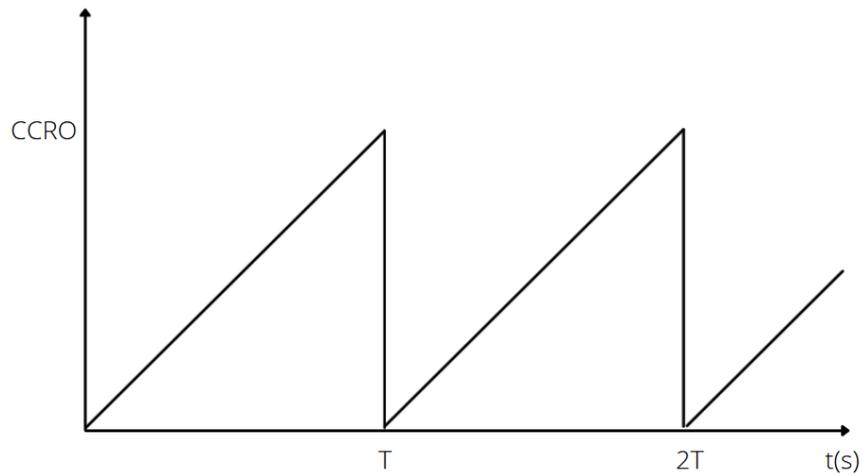


Figura 3.13 – Gráfico representando o contador do temporizador.

3.4.2 Cálculo

O cálculo da saturação de oxigênio foi feito por meio do método dos picos e vales [14], onde é utilizada a lei de Beer-Lambert para o cálculo do valor R, conhecido como Ratio of Ratios, como visto no capítulo 2. Esse valor é dado por:

$$R_{OS} = \frac{\ln \frac{I_L}{I_H}(R)}{\ln \frac{I_L}{I_H}(IR)} \quad (3.15)$$

Para obter os valores dos picos e vales das ondas de absorção do vermelho e infra vermelho, o código desenvolvido para o microprocessador armazena os dados provenientes do conversor AD em dois vetores, um para o vermelho e outro infra vermelho, e são criadas quatro variáveis que armazenam os valores de máximo e mínimo coletados, caso novos valores sejam detectados, essas variáveis são atualizadas e, com estes valores, é possível realizar o cálculo da saturação de oxigênio.

3.4.3 Visualização do S_pO_2

A fim de disponibilizar aos usuários o valor da saturação obtido, foi utilizado um display LCD 16x2. Para a comunicação entre o microprocessador e o LCD foi utilizado um módulo de interface i2c, para a diminuição de pinos necessária para o uso do display LCD, de 16 pinos para 4.

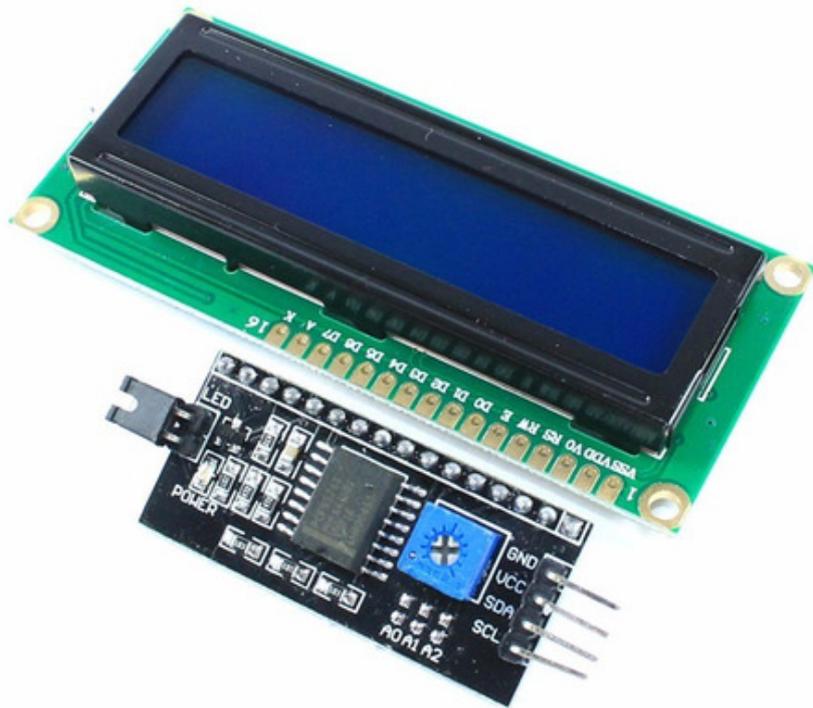


Figura 3.14 – Display LCD e módulo de comunicação i2c.

3.4.3.1 Comunicação i2c

I2c é um protocolo de comunicação síncrono que utiliza um barramento serial de 2 fios criado pela empresa Phillips. Os dois fios são chamados de SDA (Serial Data), que é responsável pela transmissão de dados, e SCL (Serial Clock), representando o clock do barramento. O protocolo possui dois tipos de dispositivos diferentes - o mestre e os escravos - e, cada um possui um endereço único. O barramento SDA é bidirecional, ou seja, todos os dispositivos podem ler e escrever nesse barramento; já o SCL, é unidirecional, de forma que os dispositivos apenas podem ler os dados.

Neste protocolo, a comunicação é controlada pelo mestre. Inicialmente, ambos os barramentos estão com o sinal em alto e, para iniciar a comunicação o mestre abaixa o valor do SDA, conhecido como sinal de start, e, escreve o endereço do dispositivo com quem quer se comunicar juntamente com a informação que define se a operação é uma leitura ou escrita. Caso esse dispositivo esteja presente na rede, responde com um ACK e então, o mestre pode enviar quantos bytes forem necessários para a comunicação e, a cada envio, espera a resposta de ACK para prosseguir. Quando o mestre desejar terminar a comunicação, é escrito um sinal de STOP no barramento SDA e a comunicação se encerra. A cada batida de clock do SCL é lido um bit, sendo a leitura iniciada pelo bit mais significativo.

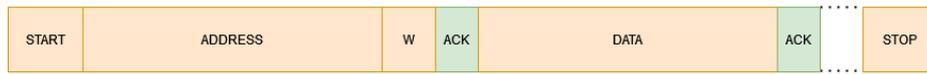


Figura 3.15 – Exemplo de fluxo de escrita no protocolo i2c (mestre em laranja e escravo em verde).

Quando o mestre envia um sinal de leitura, o dispositivo ao qual ele pede os dados responde com um ACK e logo em seguida envia os dados e agora, é o mestre quem responde com um ACK, para que o escravo continue enviando dados ou um NACK, para que o escravo pare de escrever no barramento e o mestre possa escrever o comando do STOP.

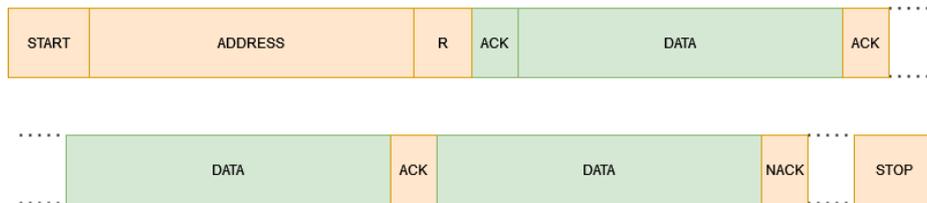


Figura 3.16 – Exemplo de fluxo de leitura no protocolo i2c (mestre em laranja e escravo em verde).

Assim, utilizando a comunicação i2c com o display LCD, é possível visualizar o valor da saturação de oxigênio calculada pelo microprocessador.

4 Resultados

4.1 Montagem do circuito

O circuito projetado do oxímetro de pulso foi montado para poder ser testado e validado, porém, não foi possível realizar os testes do projeto e, com isso, foram feitas diversas simulações para verificar a confiabilidade do projeto proposto. Seguem imagens do projeto montado:

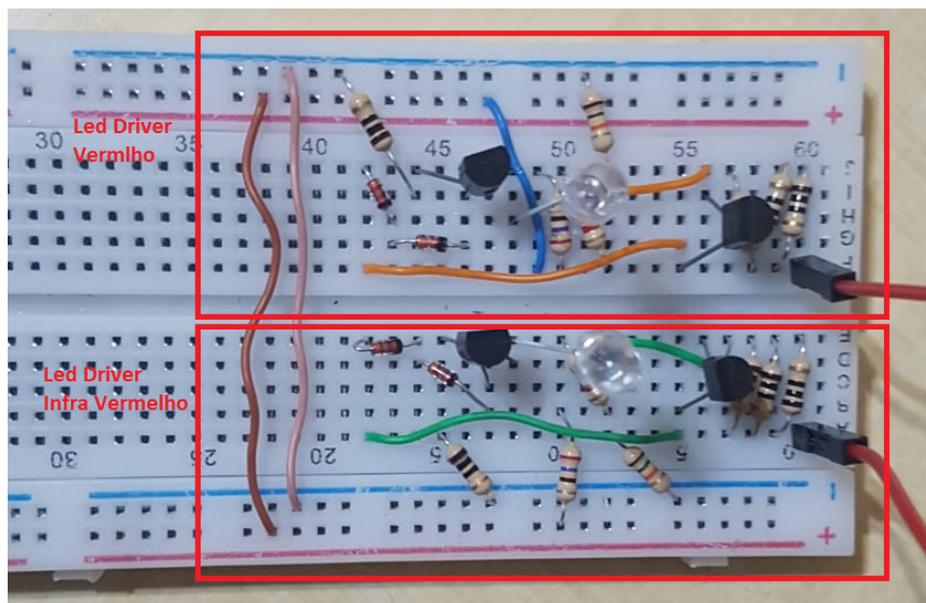


Figura 4.1 – Circuito alimentador dos LEDs.

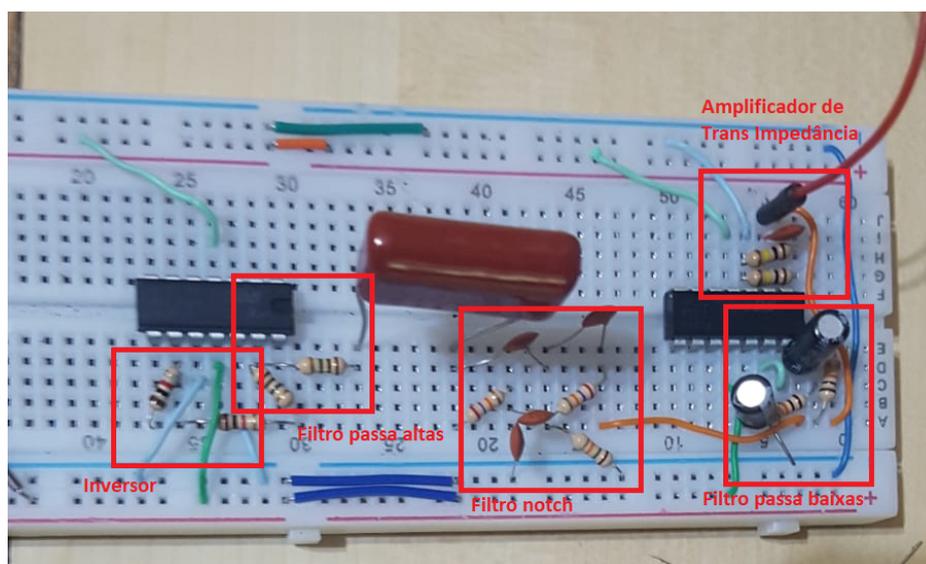


Figura 4.2 – Circuito foto receptor.

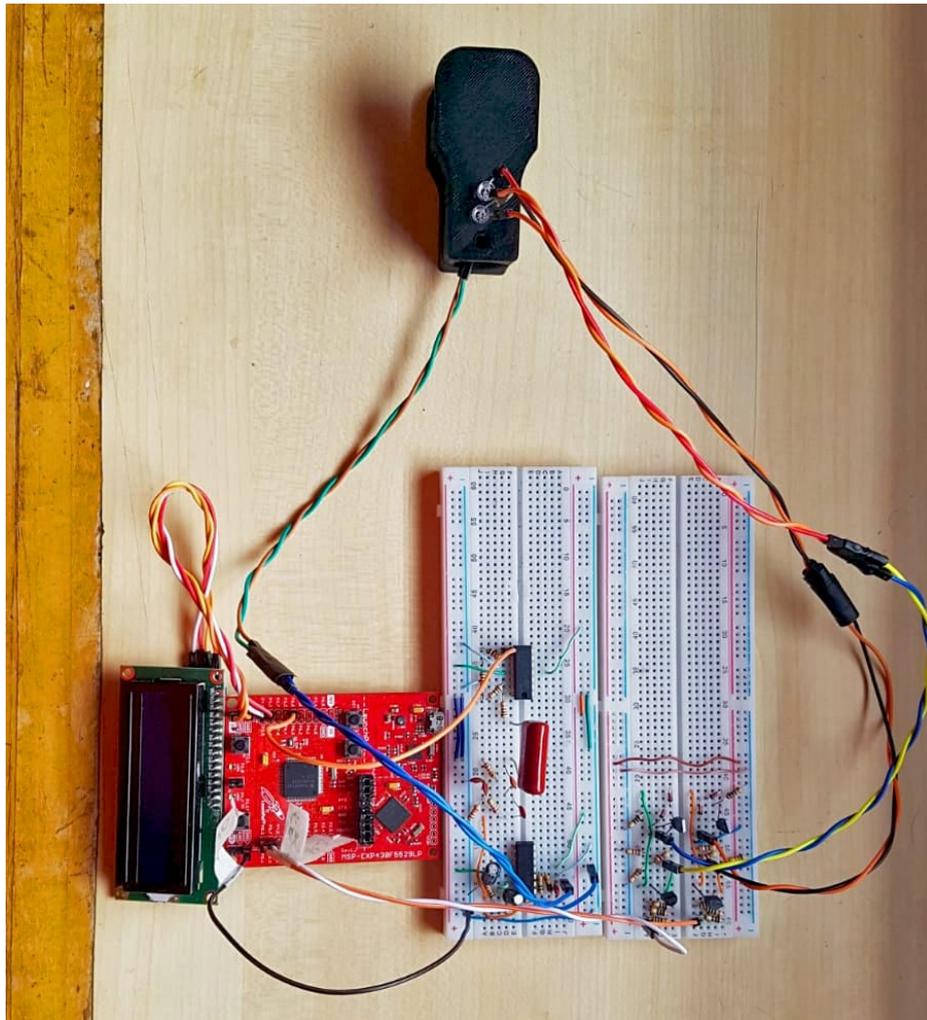


Figura 4.3 – Oxímetro de pulso completo, incluindo o circuito de controle.

4.2 Simulador

Para a validação do projeto, o circuito projetado foi simulado por meio do aplicativo LTSpice.

Simulação de circuitos é uma técnica para a checagem e verificação do design de circuitos e sistemas elétricos e eletrônicos antes de sua produção, teste, e, em muitos casos, uso comercial, [7]. Os simuladores de circuito, diferente dos simuladores que atuam em níveis mais altos de abstração, utilizam de uma descrição detalhada do circuito e conseguem realizar uma simulação relativamente precisa. Essas simulações usualmente trabalham com modelos físicos dos elementos do circuito e, para chegar aos resultados, resolvem equações algébricas e diferenciais relacionadas a estes elementos.

Os simuladores reproduzem o comportamento dos circuitos por meio de um conjunto de equações que é formulado pelas equações relacionadas aos elementos do circuito, combinadas com a Lei de Kirchoff para as correntes e a Lei de Kirchoff das tensões.

Estes simuladores possibilitam realizar diferentes tipos de análises. Para este projeto, foram utilizadas três análises distintas, a análise DC, a transiente e a AC.

No período da Pandemia de Covid-19, onde houve dificuldade de acesso a muitos laboratórios de ensino e pesquisa, simuladores foram fundamentais para permitir a continuação do aprendizado dos estudantes.

4.2.1 Análise DC

São análises que determinam o ponto de operação DC do circuito, com indutores transformados em curto-circuito e capacitores em circuito aberto.

Foi utilizada para verificar a resposta do amplificador de trans impedância para diferentes valores de corrente.

4.2.2 Análise Transiente

Computa valores de voltagem e corrente como funções de tempo, em um intervalo de tempo específico definido pelo usuário.

Essas análises foram utilizadas para verificar o comportamento do circuito, incluindo suas resposta para diferentes valores de frequência e intensidade dos sinais de entrada.

4.2.3 Análise AC

Verifica a resposta do circuito em função da frequência. As análises dessa modalidade foram utilizadas para obter os diagramas de bode dos diferentes filtros e do circuito completo.

Por meio dessa simulação, é possível validar o comportamento esperado do circuito e, ao ser desenvolvido o protótipo do circuito, proporcionar uma comparação para que já seja conhecido qual deveria ser o resultado de seu uso, possibilitando inclusive comparar individualmente o resultado dos diferentes componentes do circuito. (Filtro passa baixas, passa altas, amplificador de trans impedância, alimentação dos LEDs).

4.3 Circuito

4.3.1 Alimentação do LEDs

Para analisar o comportamento do circuito de alimentação dos LEDs foi utilizada uma análise transiente e a resposta obtida foi a seguinte:

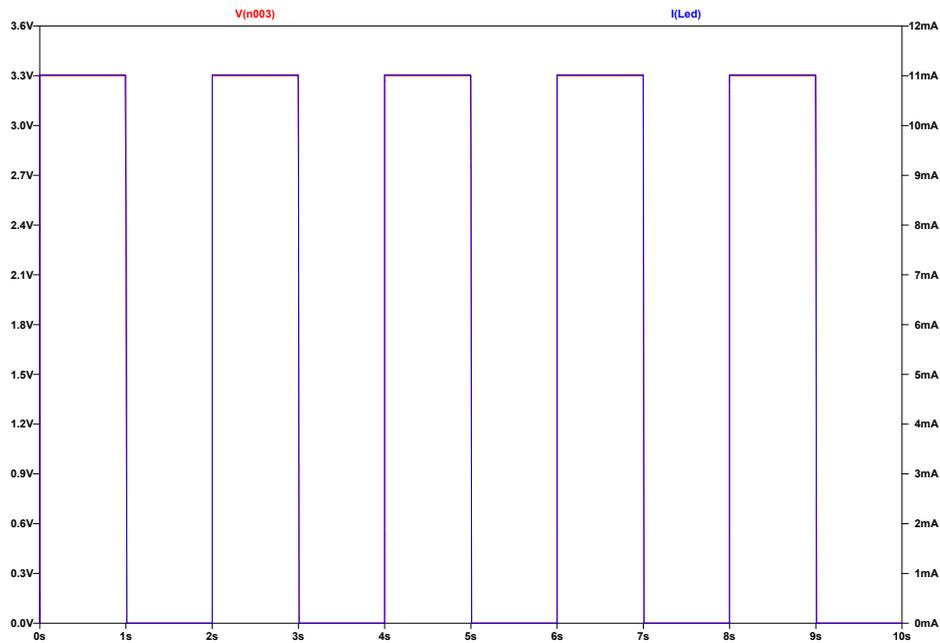


Figura 4.4 – Análise da corrente que passa pelo LED.

É possível verificar que a corrente e a tensão de entrada estão sobrepostas. Assim, quando a fonte de entrada está com seu valor em alto (3.3 V) a corrente que passa pelo LED é de 11 mA e quando a fonte está em 0 V, a corrente é de 0 A. Esse comportamento está de acordo com o que o circuito foi projetado para fazer, permitindo a alternância entre os LEDs pelo microcontrolador e garantindo que, quando a fonte de um LED estiver desligada, ele não emite luz e, apenas o LED desejado vai estar ativo, proporcionando a medição correta, sem que um LED influencie na medida do outro.

4.3.2 Amplificador de Transimpedância

Para o amplificador de Transimpedância, é importante verificar a voltagem de saída conforme a quantidade de corrente que entra no circuito. A corrente que entra no circuito provém do fotorreceptor e, conforme o datasheet, pode chegar até cerca de $80\mu A$. Com o intuito de verificar esse comportamento, foi feita uma análise DC, verificando a tensão de saída com relação à corrente de entrada, vista na figura 4.5:

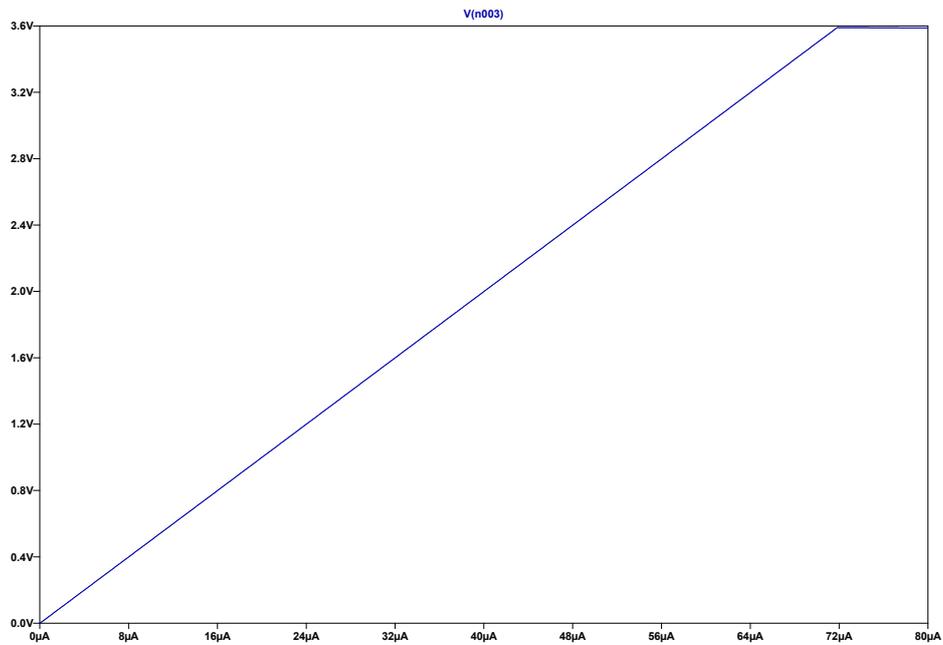


Figura 4.5 – Ganho do amplificador de transimpedância.

Conforme esperado, a tensão de saída do amplificador é diretamente proporcional ao aumento da corrente de entrada e, na faixa de operação do fotorreceptor essa saída está próxima de 3.5 V, estando dentro da faixa de operação do microprocessador para a recepção dos dados.

Outro fator importante é a resposta em frequência desse componente e, o diagrama de bode dele esta ilustrado na figura 4.6:

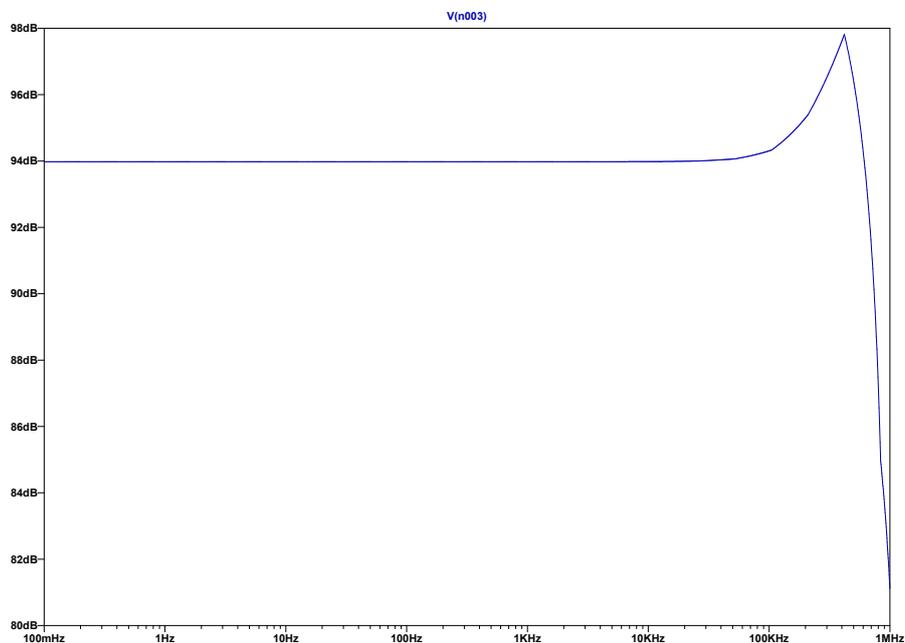


Figura 4.6 – Diagrama de bode do amplificador de transimpedância.

Na faixa 0 - 5 Hz, onde estão os valores médios de batimentos cardíacos, o amplificador de trans impedância possui o ganho constante.

4.3.3 Filtros

Com o intuito de analisar o desempenho dos filtros projetados, foram gerados os diagramas de bode para cada um, sendo eles:

4.3.3.1 Passa-baixas - 15 Hz

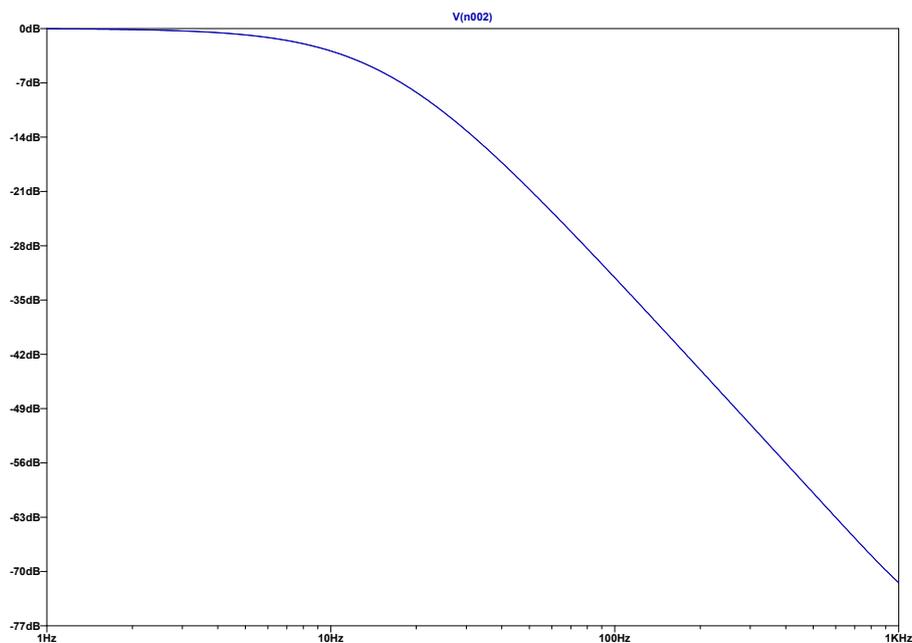


Figura 4.7 – Diagrama de bode do filtro passa baixas.

A frequência de 11 Hz possui um ganho de -3 dB, sendo essa a frequência de corte do filtro, devido à atenuação do sinal de saída para cerca de 70 % do sinal de entrada.

4.3.3.2 Passa-altas - 0.072 Hz

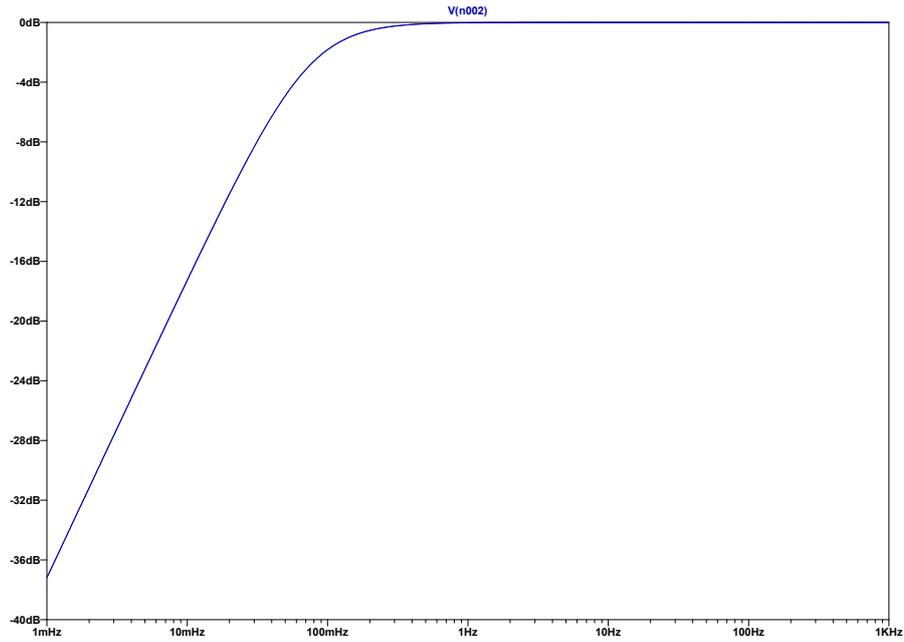


Figura 4.8 – Diagrama de bode do filtro passa altas.

A frequência de corte de acordo com a simulação é de 0.072 Hz.

4.3.3.3 Filtro "notch"(rejeita faixa) - 60 Hz

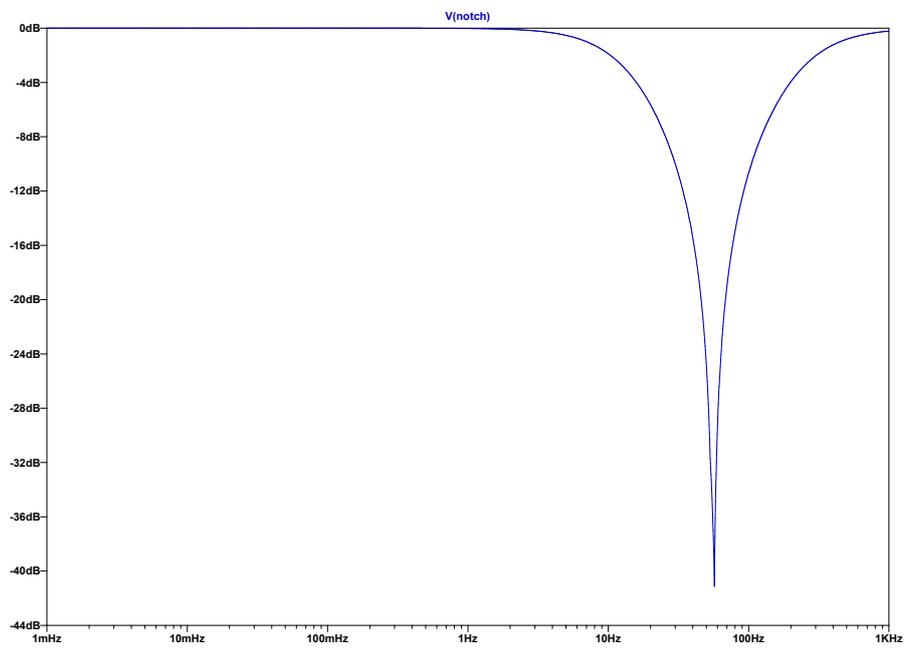


Figura 4.9 – Diagrama de bode do filtro Notch.

A frequência de 60 Hz possui um ganho de -29 dB, o que corresponde a uma atenuação para cerca de 0.035 % do valor da entrada.

4.3.3.4 Circuito completo

Os filtros projetados devem melhorar a qualidade do sinal de oximetria obtido e, como este sinal depende da pulsação arterial, está diretamente relacionado com os batimentos cardíacos. O estudo feito por Anthony D Jose e D Collison [5] mostra que, para indivíduos entre 18-60 anos, os batimentos variaram de 69 - 128 bpm (batimentos por minuto), o que corresponde a uma faixa de 1.15 - 2.13 Hz. Assim sendo, esta é a faixa em que o sinal de entrada não deve ser atenuado.

Analisando individualmente a resposta em frequência dos filtros, é possível notar que os resultados da simulação atendem aos requisitos do projeto e, o diagrama de bode do circuito completo é apresentado na figura 4.10:

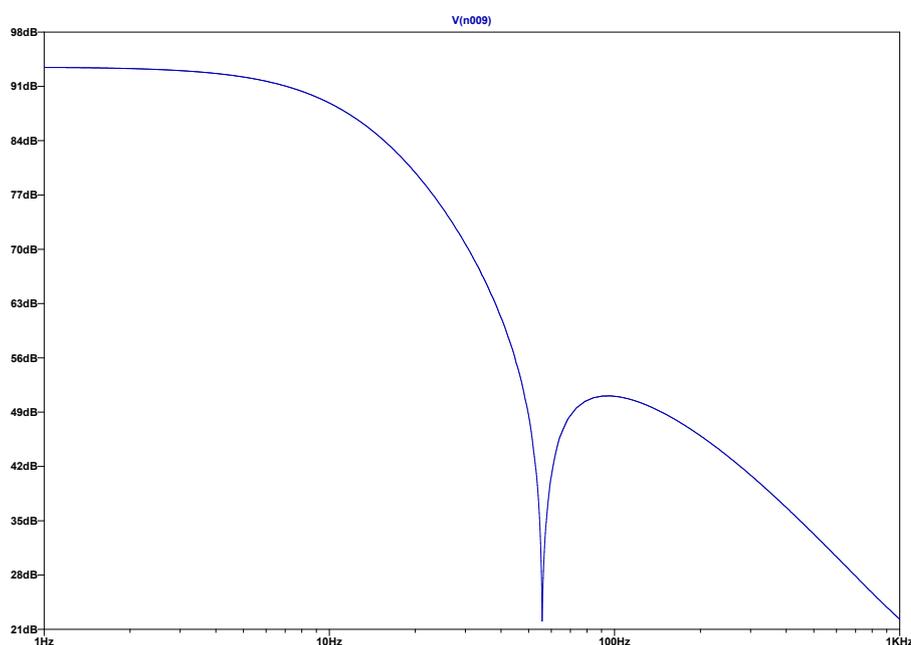


Figura 4.10 – Diagrama de bode do circuito completo.

A frequência de corte do circuito ficou em 9 Hz.

4.3.4 Análise Transiente

O comportamento do circuito ao longo do tempo foi feito por meio de uma análise transiente. Foram feitas três simulações distintas com ondas senoidais de $70\mu A$ de amplitude variando a frequência para cada uma. Foram utilizadas as frequências descritas a seguir:

4.3.4.1 2 Hz

A frequência de 2 Hz foi utilizada para ser um valor próximo dos que serão medidos após a implementação, sendo uma faixa próxima dos batimentos cardíacos médios. O resultado está

apresentado na figura 4.11:

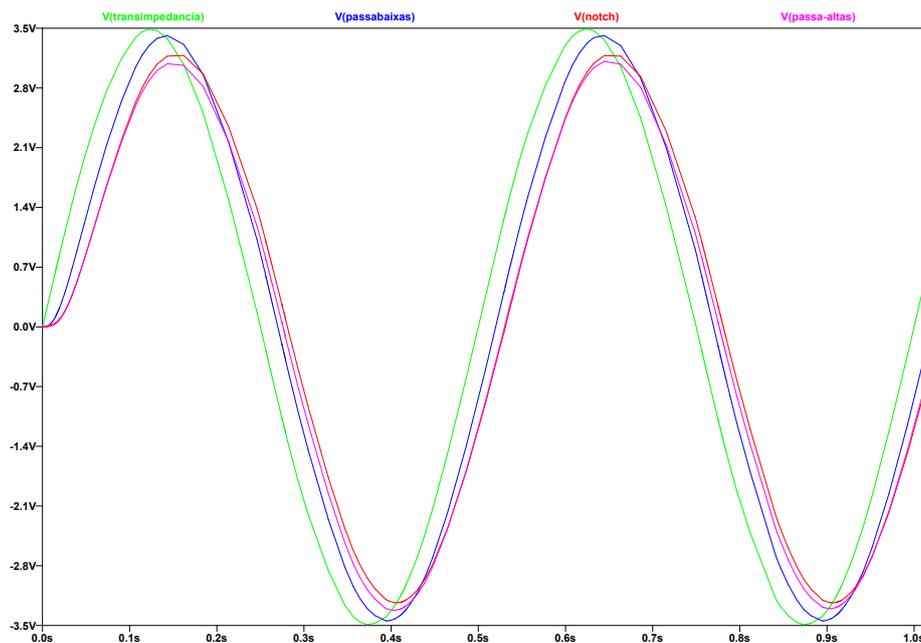


Figura 4.11 – Saída do circuito para uma onda senoidal de 2 Hz.

É possível observar a onda de entrada gerada após a passagem pelo amplificador de trans impedância em verde. Após passar pelos filtros, é possível notar uma pequena queda no ganho, porém, os valores de saída ainda estão na faixa de leitura e sofreram uma atenuação de cerca de 15% após passar por todos os filtros, sendo esse um valor aceitável.

Em azul a saída do filtro passa baixas, em vermelho o filtro notch e em rosa o filtro passa altas.

4.3.4.2 60 Hz

A frequência de 60 Hz foi escolhida para ser analisado o comportamento com relação ao ruído gerado pela rede elétrica (60 Hz) que pode influenciar na medida da saturação de oxigênio. A saída da onda senoidal de entrada com a frequência de 60 Hz é mostrada na figura 4.12:

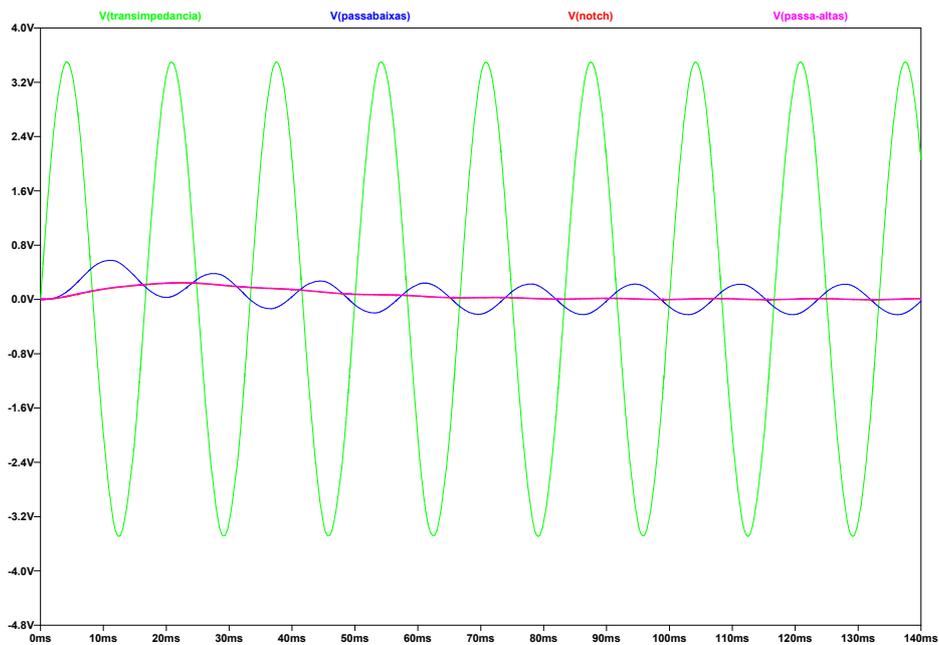


Figura 4.12 – Saída do circuito para uma onda senoidal de 60 Hz.

Os sinais após a passagem pelo filtro notch (ondas rosa e vermelho) estão muito próximos de 0, o que demonstra que os filtros projetados estão adequados para a atenuação desse tipo de ruído.

4.3.4.3 100 Hz

A frequência de 100 Hz foi escolhida por ser um valor significativamente mais alto que a região desejada, sendo utilizado para validar a atenuação de sinais de alta frequência que possam vir a causar ruídos. Os resultados para essa medição podem ser vistos na figura 4.13:

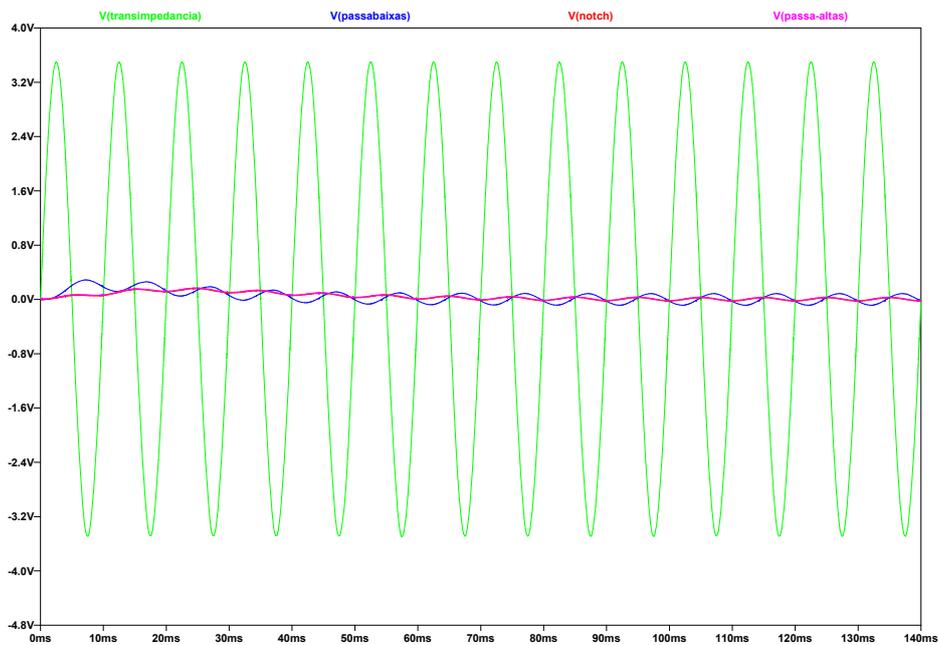


Figura 4.13 – Saída do circuito para uma onda senoidal de 100 Hz.

4.3.4.4 Circuito completo

A fim de validar a funcionalidade dos filtros, o circuito também foi testado com um sinal formado por uma onda senoidal de 100 Hz somada a uma de 2 Hz (figura 4.14) e outro sinal senoidal de 60 Hz + 2 Hz (figura 4.15), para verificar a qualidade do sinal de saída, em vista da presença da onda de 2 Hz, que não deve ser filtrada.

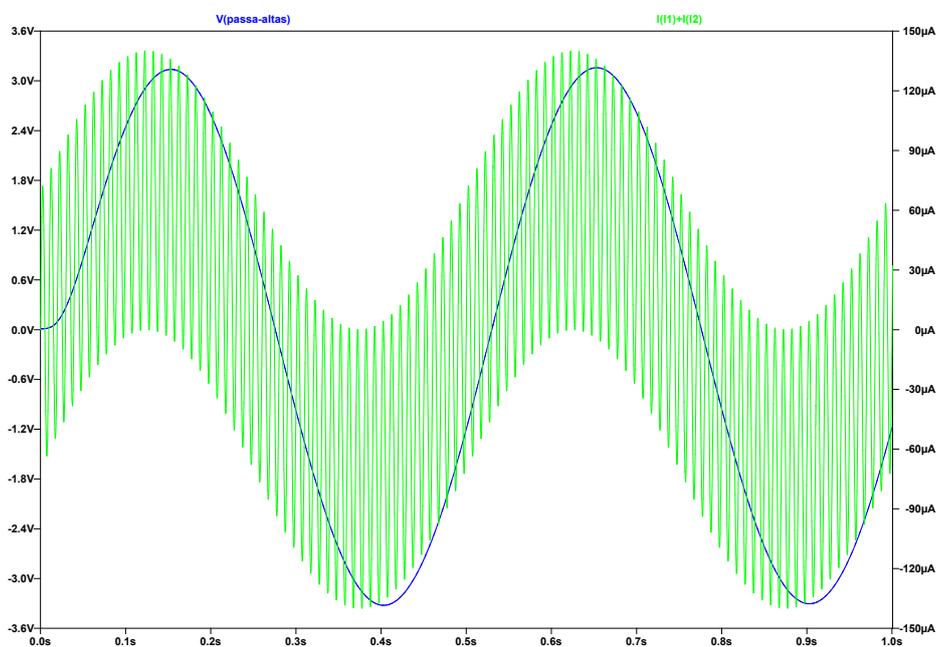


Figura 4.14 – Saída do circuito para uma onda senoidal de 100 Hz somada a outra de 2 Hz.

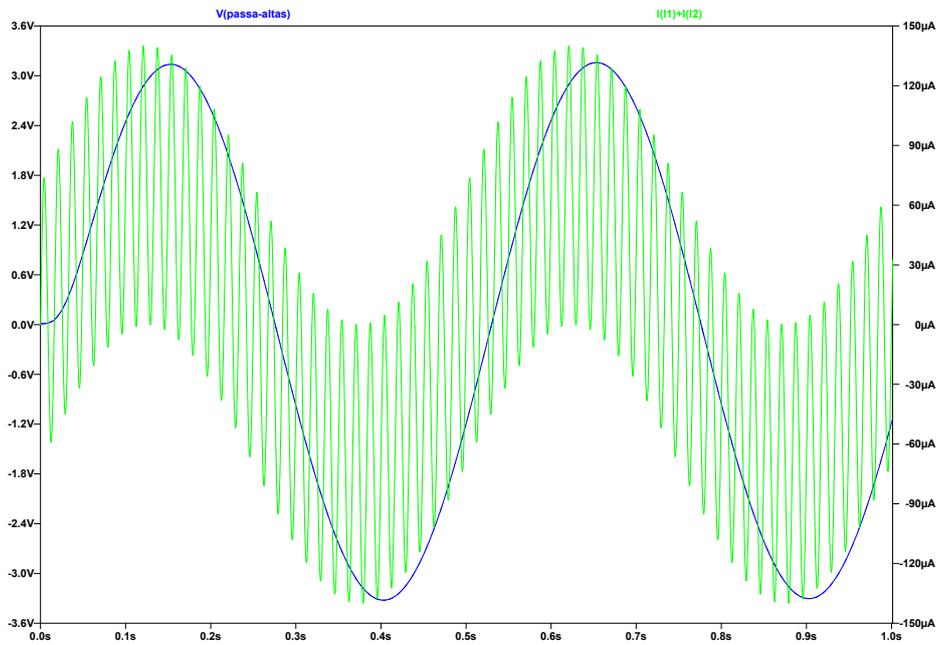


Figura 4.15 – Saída do circuito para uma onda senoidal de 60 Hz somada a outra de 2 Hz.

É possível observar que a amplitude do sinal de entrada chega a $140\mu A$ nos dois casos; contudo, a saída contínua próxima de 3 V, como a saída dada pela entrada da onda de 2 Hz como visto na figura 4.11.

Após a passagem pelos filtros, é possível observar uma grande atenuação do sinal de entrada referente as ondas de 100 Hz e 60 Hz, validando o projeto dos filtros para ruídos provenientes de altas frequências.

4.4 Microcontrolador

O código desenvolvido para o microcontrolador possui o fluxograma mostrado na figura 4.16.

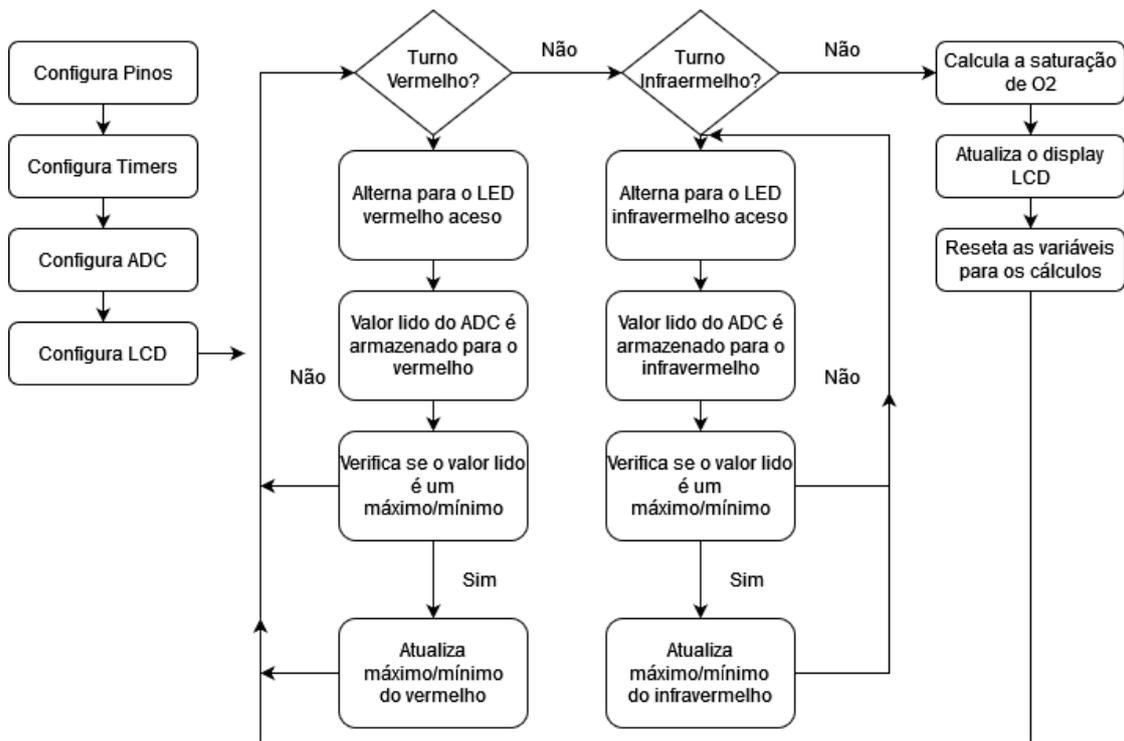


Figura 4.16 – Fluxograma do código desenvolvido para o MSP430.

A troca dos ciclos entre o vermelho e infravermelho ocorre a cada 1 segundo, já a leitura do conversor AD está configurada para 10 milissegundos. Após a leitura do canal infravermelho, o microprocessador já dispõe dos valores máximos e mínimos dos canais vermelho e infravermelho, com isso, calcula a saturação de oxigênio e atualiza o valor no display LCD. Uma imagem do display é ilustrada na figura 4.17:

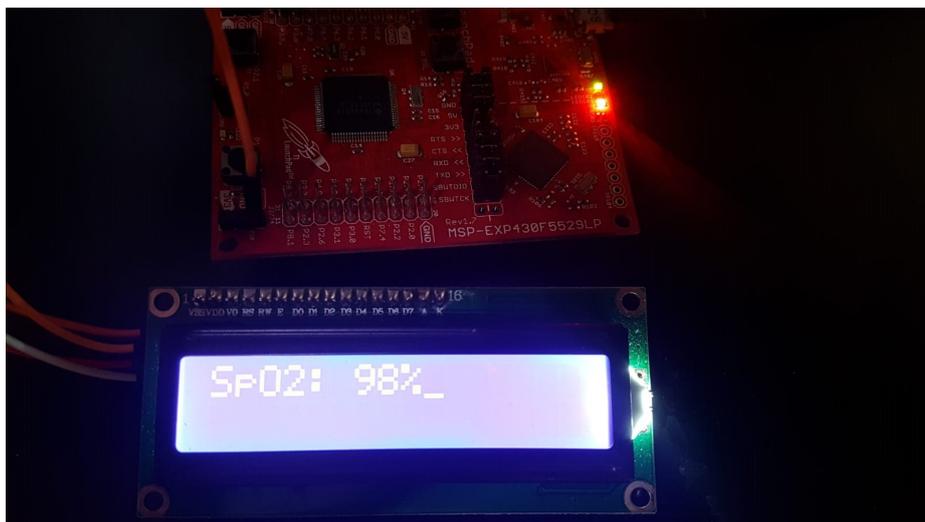


Figura 4.17 – Display LCD mostrando valor da saturação de Oxigênio.

5 Conclusões e Trabalhos Futuros.

5.1 Conclusões

O trabalho proposto deveria propor uma alternativa de oxímetro de pulso que fosse capaz de realizar a medição da saturação de oxigênio. Para isso, foi elaborado um circuito elétrico capaz de captar uma incidência luminosa e convertê-la em uma voltagem. Esse circuito foi submetido a diversas análises e simulações para a validação de seu comportamento e após verificar os resultados obtidos, consolidou-se a validade teórica do circuito proposto. Também foi desenvolvido um controlador capaz de amostrar sinais analógicos, por meio de um conversor AD, alternar o fornecimento de tensão nos pinos, utilizado para alimentar os LEDs, calcular a taxa de saturação de oxigênio por meio das rotinas implementadas e mostrar o valor de saturação de oxigênio em um display LCD.

O circuito projetado é composto por um amplificador de transimpedância, responsável por converter a corrente elétrica gerada pelo foto receptor em uma voltagem para que esses dados possam ser lidos pelo microcontrolador. Esse sinal é então submetido a três filtros distintos, sendo eles um passa altas, um passa baixas e um rejeita faixa, responsáveis por melhorar a qualidade do sinal.

Por meio das simulações realizadas utilizando o LTSpice, foi possível constatar a viabilidade teórica do circuito. Tanto os filtros quanto o amplificador de transimpedância apresentaram respostas satisfatórias para os valores calculados.

É importante notar que foi avaliada a resposta do amplificador para diferentes valores de corrente, fato importante pois, a luz que chega até o foto receptor varia, por consequência, a corrente gerada por ele também. E os filtros foram avaliados verificando a saída do circuito para diferentes sinais de entrada, mantendo sempre a mesma amplitude e variando a frequência de uma onda senoidal, com as frequências usadas de 2, 60 e 100 Hz.

Já para o microprocessador, os códigos referentes aos temporizadores foram testados utilizando o LED embutido do microprocessador, alternando entre aceso e apagado, assim as interrupções e configurações dos temporizadores foram validadas. Também foi possível testar o display LCD e o resultado obtido pode ser visto na figura 4.17.

O fluxograma desenvolvido para o código do controlador, figura 4.16, ilustra a rotina de cálculo da saturação de oxigênio e demonstra a capacidade desse controlador de realizar os cálculos necessários levando em conta o uso de temporizadores, amostragem com o uso do conversor AD, rotinas de interrupção e comunicação com o display LCD.

5.2 Trabalhos Futuros

Para os trabalhos futuros, o circuito proposto deve ser montado e testado em laboratório, a fim de validar seu funcionamento. Ainda a respeito do circuito, como uma melhoria seria adicionar um módulo de controle para a luminosidade dos LEDs, adicionando ou diminuindo o ganho dos mesmos, a fim de proporcionar uma leitura mais acurada independente do meio onde o aparelho for utilizado.

A respeito do microprocessador, uma vez que o circuito funcione, deve ser validada a funcionalidade do conversor AD. Uma vez feito isso, o oxímetro deve ser calibrado para encontrar os valores de A e B necessários para o cálculo da saturação de oxigênio através do ratio of ratios. Uma possível melhoria para o código já desenvolvido seria pausar os temporizadores de leitura do conversor AD no momento do cálculo da saturação, a fim de evitar que sejam feitas novas leituras antes do fim do cálculo.

Bibliografia

- [1] STEVEN J Barker e Kevin K Tremper. “Pulse oximetry: applications and limitations.” Em: *International anesthesiology clinics* 25.3 (1987), pp. 155–175.
- [2] *Datasheet*. MSP430F552x, MSP430F551x Mixed-Signal Microcontrollers. Revised September 2020. Texas Instruments. Mar. de 2009.
- [3] Ana Rita Carvalho Domingues. “Development of a stand-alone pulse oximeter”. Tese de dout. 2009.
- [4] Elaine Aparecida Felix Fortis e Fernando Squeff Nora. “Hipoxemia e Hipóxia Per-Operatória: Conceito, Diagnóstico, Mecanismos, Causas e Fluxograma de Atendimento”. Em: *Brazilian Journal of Anesthesiology* 50.4 (2020), pp. 317–329.
- [5] Anthony D Jose e D Collison. “The normal range and determinants of the intrinsic heart rate in man”. Em: *Cardiovascular research* 4.2 (1970), pp. 160–167.
- [6] Panayiotis Kyriacou, Karthik Budidha e Tomas Y Abay. “Optical techniques for blood and tissue oxygenation”. Em: *Encyclopedia of Biomedical Engineering* 3 (2019), pp. 461–472.
- [7] Farid N Najm. *Circuit simulation*. John Wiley & Sons, 2010.
- [8] Behzad Razavi e Razavi Behzad. *RF microelectronics*. Vol. 2. Prentice hall New York, 2012.
- [9] KJ Reynolds et al. “Temperature dependence of LED and its theoretical effect on pulse oximetry”. Em: *British journal of anaesthesia* 67.5 (1991), pp. 638–643.
- [10] *Silicon PIN Photodiode*. SFH 206 K. Version 1.4. OSRAM Opto Semiconductors. Jan. de 2020.
- [11] Norbert Stuban e Masatsugu Niwayama. “Optimal filter bandwidth for pulse oximetry”. Em: *Review of scientific instruments* 83.10 (2012), p. 104708.
- [12] *TI Designs – Precision: Verified Design*. 1 MHz, Single-Supply, Photodiode Amplifier Reference Design. John Caldwell. Texas Instruments. Nov. de 2014.
- [13] *User’s guide*. MSP430F5529 LaunchPad Development Kit(MSP--EXP430F5529LP). Revised April 2017. Texas Instruments. Set. de 2013.
- [14] John G Webster. *Design of pulse oximeters*. CRC Press, 1997.
- [15] John B West. *Fisiologia respiratória-: Princípios básicos*. Artmed Editora, 2013.
- [16] WG Zijlstra, A Buursma e WP Meeuwssen-Van der Roest. “Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin, de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin”. Em: *Clinical chemistry* 37.9 (1991), pp. 1633–1638.

