Insper

Curso Engenharia Mecatrônica

Relatório Final de Iniciação Tecnológica

Barbara Martins Damasceno

Orientador(a): Profa. Dra. Ana Carolina de Magalhães

Coorientador(a): Prof. Dr. Rickson C. Mesquita

Desenvolvimento de dispositivo para monitoramento de oxigenação sanguínea com infravermelho próximo

São Paulo

2023

Resumo

O monitoramento de oxigenação sanguínea pode ser usado como prognóstico para a SDRA, síndrome do desconforto respiratório agudo, por meio da espectroscopia por infravermelho próximo. Essa é uma técnica não invasiva que já é utilizada para outros estudos como monitoração da atividade cerebral e muscular. O objetivo desse trabalho é desenvolver um protótipo para ser utilizado em unidades de terapia intensiva. O protótipo contará com um sensor óptico e uma interface para coleta e processamento dos dados obtidos. O trabalho possui uma parte teórica sobre a interação entre luz e tecido, a espectroscopia por infravermelho próximo, a elaboração do esquema elétrico para o sensor óptico, e uma parte prática envolvendo a montagem em protoboard do sensor óptico e a programação do sensor óptico.

Palavras-chave: Espectroscopia por infravermelho próximo, Instrumentação, Oxigenação sanguínea, Engenharia biomédica

Abstract

The monitoring of blood oxygenation can be used to prognosis for ARDS, acute respiratory distress syndrome, through near-infrared spectroscopy (NIRS). It is a non-invasive technique already used for other studies such as monitoring brain and muscle activity. The objective of this work is to develop a prototype to be used in intensive care units. The prototype will have an optical sensor and an interface for collecting and processing the data. The work has a theoretical section about the interaction between light and tissue, near infrared spectroscopy (NIRS), elaboration of electrical scheme for the optical sensor, and practical part involving the assembly of the optical sensor in protoboard and programming the optical sensor.

Keywords: Near-infrared spectrocopy, instrumentation, blood oxygenation, biomedical engineering

Sumário

1. Introdução 5

1.1. Origem do trabalho 5

2. Espectroscopia por infravermelho próximo 6

2.1. Interação entre luz e o tecido biológico 6

2.2. Espectro da absorção da oxi-hemoglobina e desoxi-hemoglobina 7

2.3. Técnica em NIRS para medição da oxigenação 10

3. Construção do sensor óptico 13

3.1. Escolha dos componentes 13

3.2. Criação do esquema elétrico 15

3.3. Desenvolvimento em protoboard 21

3.4. Criação da PCB 22

3.5. Desenvolvimento do código 25

4. Resultados 26

4.1. Resultados do teste em paralelo do circuito de amplificação 26

4.2. Resultados utilizando a montagem na protoboard 28

5. Perspectivas futuras 30

6. Conclusão 31

Referências 33

Anexo A – Esquemático elétrico completo 35

1. Introdução

Em 2020, uma pandemia surgiu no mundo causada pela COVID-19, com uma de “suas principais complicações sendo a síndrome do desconforto respiratório agudo, ou SDRA, que afetou cerca de 20 a 30% dos pacientes em casos mais severos”, segundo Huang et al. (2020) e Guan et al. (2020). Além de ser uma das complicações da COVID-19, segundo Orbegozo et al. (2016), a SDRA é o diagnóstico de 25 a 30% dos pacientes internados em unidades de terapia intensiva (UTI), com alta taxa de mortalidade. A SDRA trata-se de um processo inflamatório pulmonar e pode levar a hipoxemia, uma baixa concentração de oxigênio no sangue arterial.

Pensando no prognóstico da SDRA, a espectroscopia por infravermelho próximo se apresenta viável para mensurar a oxigenação sanguínea por meio da quantificação do espalhamento da luz emitida na faixa de aproximadamente 700 e 900 nm no tecido epitelial do paciente. A proposta desse trabalho é desenvolver um sensor óptico para mensurar a oxigenação sanguínea. O dispositivo desenvolvido com o sensor óptico foca em melhorar a sua usabilidade dentro de unidades de terapia intensiva (UTI) por meio de uma interface criada por meio de indicadores luminosos do estado do sensor e de telas geradas com instruções, valores e gráfico para observar o comportamento da oxigenação sanguínea do paciente.

1.1. Origem do trabalho

Esse projeto surgiu como um aperfeiçoamento do trabalho desenvolvido pelo Giácomo Antonio Dollevedo, no Laboratório de Óptica Biomédica (IFGW – UNICAMP) durante seu trabalho de conclusão de curso. Trata-se do desenvolvimento de um protótipo para medir oxigenação sanguínea utilizando da técnica de espectroscopia por infravermelho próximo (NIRS) após o procedimento de oclusão vascular. Esse protótipo teve prova de conceito realizada e foi validado em ambiente clínico, porém sua utilização não é fácil. A partir desse ponto, surge este trabalho, aperfeiçoar a usabilidade do dispositivo para mensurar a oxigenação sanguínea, de forma que a experiência dentro da unidade de terapia intensiva (UTI) seja mais fluída. O trabalho do Giácomo foi utilizado como base, principalmente para a construção do sensor óptico, e será referenciado ao longo desse trabalho.

2. Espectroscopia por infravermelho próximo

A espectroscopia por infravermelho próximo ou NIRS, abreviação para *Near-Infrared Spectroscopy*, trata-se de uma técnica óptica baseada na interação entre tecido e luz no infravermelho próximo, com uma faixa de atuação entre 700 e 1000 nm, para obter informações dos componentes moleculares dos tecidos. Segundo Alexandre Lima e Jan Bakker, “em 1977, o americano Frans F. Jobsis mostrou a aplicação clínica da espectroscopia no IV-próximo, com a monitorização não invasiva dos parâmetros de oxigenação teciduais” (apud Jöbbis, 1977, p.1264-7), realizando uma das primeiras aplicações da espectroscopia por infravermelho próximo. Essa é a principal técnica contínua e não invasiva utilizada para o monitoramento da oxigenação sanguínea cerebral e muscular de tecidos profundos, com profundidade de cerca de 1 a 2 centímetros abaixo da pele. Suas principais aplicações medem oxigenação cerebral e oxigenação muscular. A oxigenação cerebral é usada em adultos em cirurgias como cardíaca, renal ou da artéria carótida, em anestesias para avaliação da oxigenação cerebral durante o processo e acompanhamento pós-AVC (acidente vascular cerebral). Já a oxigenação muscular é utilizada para compreender o comportamento de músculos em repouso, durante exercícios e na fase de recuperação em pacientes com doença vascular periférica e/ou doença neuromuscular (FERRARI; QUARESIMA, 2012).

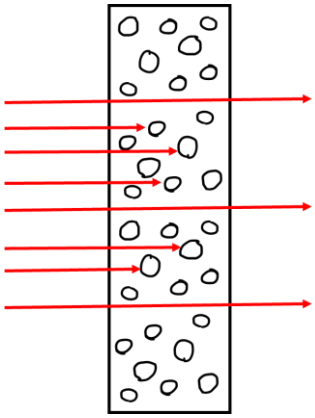
2.1. Interação entre luz e o tecido biológico

Quando a luz entra sobre um meio, dois fenômenos podem acontecer de forma predominante, eles são a absorção e o espalhamento. A predominância do fenômeno dependerá do meio, este pode ser transparente, turvo ou opaco. Quase todos os tipos de tecidos biológicos são meios turvos, e a luz no interior sofre absorção e espalhamento, consequentemente a luz é atenuada (GROSSWEINER, L., 2005, traduzido). Essa interação torna a espectroscopia por infravermelho próximo possível.

A absorção ocorre quando o fóton interage com a partícula e perde sua energia devido a absorção da energia pela partícula, uma ilustração desse fenômeno está na Figura 1. Essa perda de energia é notada por meio da atenuação da luz aplicada. A absorção é o efeito de atenuação mais conhecido na óptica tradicional (MESQUITA, R., 2011, traduzido). A atenuação por meio da absorção é quantificada através do

coeficiente de absorção, simbolizado por μ_a, sendo um parâmetro para quantificar a absorção da partícula ao longo do espectro eletromagnético.

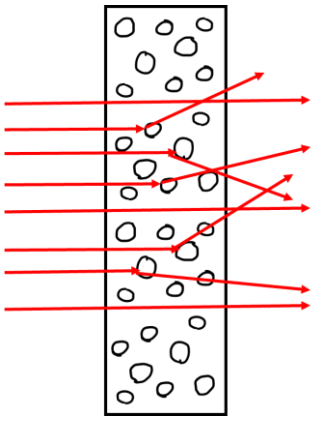
Figura 1 – Ilustração da absorção na interação entre luz e partículas



Fonte: Autoria própria

O espalhamento é o outro fenômeno que ocorre quando o fóton interage com a partícula, o fóton tem a sua trajetória alterada. Esse fenômeno está ilustrado na Figura 2. A quantidade de espalhamento esperada na interação entre a partícula e a luz é quantificado pelo coeficiente de espalhamento, simbolizado por μ_s, a letra s vem da palavra em inglês *scattering*, usada para descrever esse fenômeno.

Figura 2 – Ilustração do espalhamento na interação entre luz e partículas



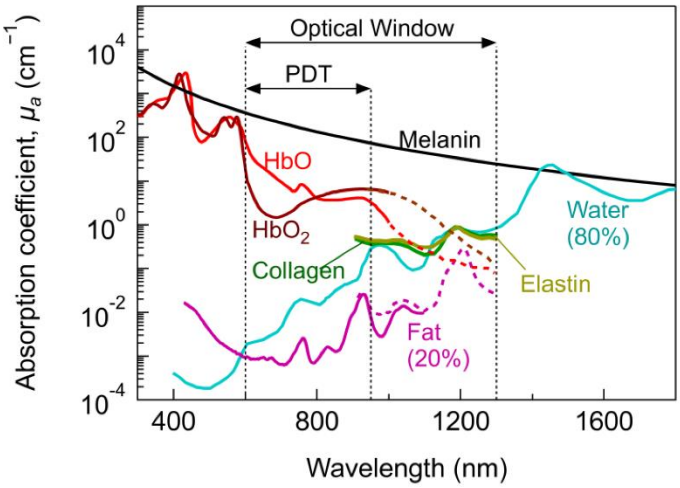
Fonte: Autoria própria

2.2. Espectro da absorção da oxi-hemoglobina e desoxi-hemoglobina

A oxi-hemoglobina (HbO) e a desoxi-hemoglobina (HbR) estão presentes no sangue, a primeira é a hemoglobina que está transportando oxigênio e a segunda não está transportando. Elas interagem com a luz, sendo parte dessa luz absorvida e a

outra espalhada, porém essa diferença do que não foi absorvido torna possível mensurar a oxigenação sanguínea. Além da HbO e a HbR, outros constituintes do tecido biológico como a água, a melanina e o colágeno, também interagem com a luz. Na interação entre luz e o componente do tecido biológico, o coeficiente de absorção de cada um desses componentes varia conforme o comprimento de onda, esse comportamento é visto na Figura 3. Para obter um resultado focado apenas na oxigenação sanguínea, busca-se o comprimento de onda em que o coeficiente de absorção de oxi-hemoglobina e da desoxi-hemoglobina sejam o mais distintos entre si.

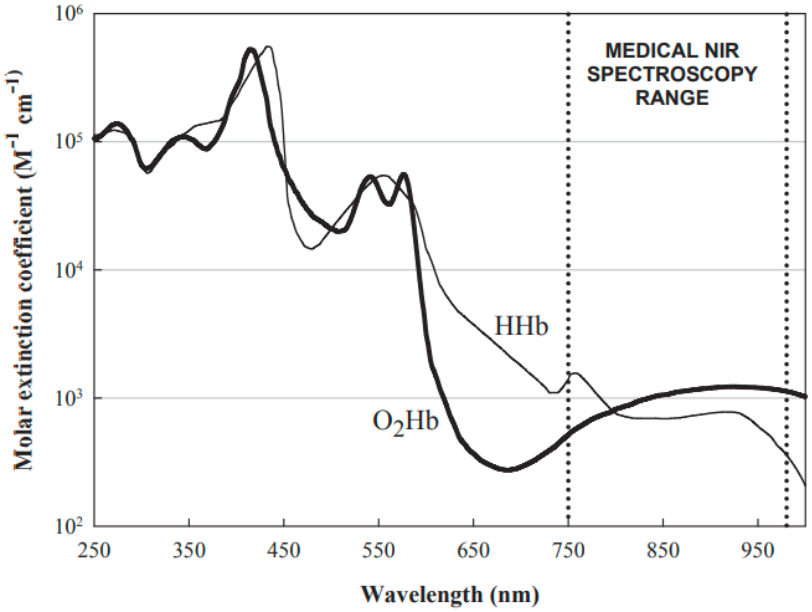
Figura 3 – Relação entre o coeficiente de absorção e o comprimento de onda na oxi-hemoglobina, desoxi-hemoglobina, água, melanina, colágeno, gordura e elastina



Fonte: Artigo ***Light Technology for Efficient and Effective Photodynamic Therapy: A Critical Review***, da revista científica Cancers

Na Figura 3, nota-se que nos comprimentos de onda entre 600 e 900 nm ocorre um distanciamento entre os coeficientes de absorção da oxi-hemoglobina e da desoxi-hemoglobina. Seus valores de coeficientes de absorção são inferiores apenas a melanina, indicando que a contribuição dos demais constituintes do tecido biológico na absorção da luz emitida será baixa. Entretanto, a principal condição para mensurar a oxigenação é a necessidade de conseguir distinguir a oxi-hemoglobina da desoxi-hemoglobina utilizando comprimentos de onda diferentes. A Figura 4 apresenta o gráfico com apenas os coeficientes de absorção delas para facilitar a visualização dessa distinção entre a oxi-hemoglobina e da desoxi-hemoglobina.

Figura 4 – Relação entre o coeficiente de absorção molar e o comprimento de onda na oxi-hemoglobina (O_2Hb) e desoxi-hemoglobina (HHb)



Fonte: **Near Infrared Brain and Muscle Oximetry: From the Discovery to Current Applications**. Journal of Near Infrared Spectroscopy

Dentro do espectro da espectroscopia por infravermelho, destacado na Figura 4 pelas linhas tracejadas verticais, no comprimento de onda próximo a 800 nm ocorre um cruzamento no coeficiente de absorção da oxi-hemoglobina e na desoxi-hemoglobina. A desoxi-hemoglobina possui um distanciamento nos valores do coeficiente de absorção da oxi-hemoglobina à esquerda do cruzamento. Dentro da faixa da espectroscopia por infravermelho próximo, o maior distanciamento ocorre no comprimento de onda de 750 nm aproximadamente. Já a oxi-hemoglobina possui um distanciamento da desoxi-hemoglobina à direita do cruzamento, principalmente quando o comprimento de onda é de 850 nm ou acima de 950 nm. Tais valores de comprimento de onda serão relevantes para a seleção dos emissores para o sensor óptico para mensurar a oxigenação sanguínea.

De acordo com Donavello (2021, p.10, apud KOCSIS e col, 2006, p.91-98) para “variações nas concentrações de HbO e HbR podem ser quantificadas fazendo uso da lei de Beer Lambert modificada. Esta lei, em sua forma diferencial, relaciona a intensidade luminosa com a densidade óptica de um corpo”. A Equação 1 apresenta a forma diferencial da lei de Beer Lambert.

$$\Delta DO(\rho,\lambda) = ln\left(\frac{Idet_{atual_{(\rho,\lambda)}}(t)}{Idet_{ref_{(\rho,\lambda)}}(t_0)}\right) = L\Delta\mu_a \quad (1)$$

A variação na densidade óptica do meio é representada por ΔDO ela é descrita em função do comprimento de onda (λ) e da distância do emissor (ρ); I_{det} é a intensidade luminosa detectada, descrita em função do instante de tempo (t); L é o caminho médio percorrido pelos fótons até o detector estimado por simulações de Monte Carlo (HIRAOKA, 1993) e $\Delta\mu_a$ é a soma ponderada da variação de concentração dos cromóforos no tecido. Para o projeto os cromóforos envolvidos são a oxi-hemoglobina e a desoxi-hemoglobina. A soma ponderada da variação de concentração depende do coeficiente de absorção molar de cada cromóforo (α_{HbO} e α_{HbR}) e da variação de concentração (ΔC_{HbO} e ΔC_{HbR}). Essa soma é apresentada nas Equações 2 e 3. A diferença entre elas é na variação do comprimento de onda, para que seja possível distinguir as variações da oxi-hemoglobina da desoxi-hemoglobina.

$$\Delta\mu_a(t,\lambda_1) = \alpha_{HbO}(\lambda_1)\Delta C_{HbO}(t) + \alpha_{HbR}(\lambda_1)\Delta C_{HbR}(t) \quad (2)$$

$$\Delta\mu_a(t,\lambda_2) = \alpha_{HbO}(\lambda_2)\Delta C_{HbO}(t) + \alpha_{HbR}(\lambda_2)\Delta C_{HbR}(t) \quad (3)$$

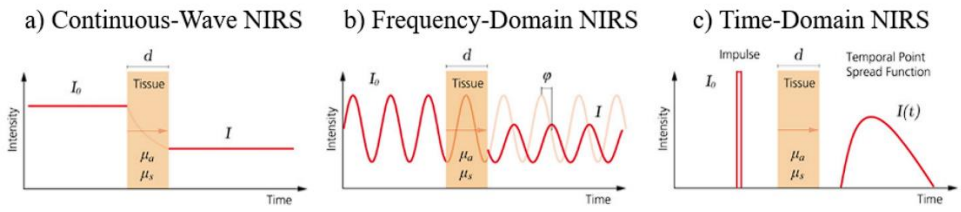
Para cada técnica usada na espectroscopia por infravermelho próximo (NIRS) é feita uma manipulação algébrica a partir das Equações 1, 2 e 3 para quantificar a oxigenação sanguínea. As técnicas utilizadas na espectroscopia por infravermelho próximo (NIRS) são descritas na seção 2.3.

2.3. Técnica em NIRS para medição da oxigenação

A medição da oxigenação sanguínea com NIRS depende da técnica que a luz será emitida e captada. Segundo Marco Ferrari e Valentina Quaresima, “os três princípios explorados para captar o sinal são espectroscopia por resolução espacial (*spatially resolved spectroscopy* ou SRS), espectroscopia por resolução no tempo (*time resolved espectroscopy* ou TRS) e espectroscopia por modulação de fase (*phase modulation spectroscopy* ou PMS)”. A SRS consiste em mensurar a intensidade da luz em detectores com diferentes distâncias, a partir de uma emissão contínua do sinal com o comprimento de onda. Dessa forma o espalhamento é mensurado através das intensidades em cada detector. A TRS utiliza um sinal em formato pulso para emitir o comprimento de onda, dessa forma além da intensidade, é possível obter o comportamento dessa intensidade no tempo, ou seja, quanto tempo

levou desde a primeira detecção do sinal até o fim da detecção desse sinal. Já a PMS é semelhante com a TRS, porém, sua emissão é um sinal oscilatório de frequência fixa e a captura desse sinal envolve obter a intensidade, no formato de amplitude e a defasagem em comparação com a frequência emitida. A Figura 5 apresenta cada uma dessas técnicas com os sinais antes e depois de interagir com o tecido, a Figura 5 (a) contém um sinal contínuo utilizado na SRS, já a Figura 5 (b) é sobre a técnica PMS e a Figura 5 (c) é sobre a TRS.

Figura 5 – Ilustração com as técnicas utilizadas no NIRS, sendo (a) um sinal contínuo utilizada na SRS, (b) no domínio na frequência utilizada na PMS, (c) no domínio do tempo a partir de um pulso usada na TRS



Fonte: Tese **Construction and validation of an optical system for brain activity measurements in natural environments**. Defendida por Giovanni Hering Scavariello.

Entre essas técnicas, nesse trabalho será usada a espectroscopia por resolução espacial (SRS), devido a facilidade em comparação com as outras técnicas. A espectroscopia por resolução espacial é o método utilizado para quantificar a saturação de oxigênio, dessa forma é possível mensurar a oxigenação sanguínea. A saturação é calculada a partir de uma sequência de manipulações algébricas a partir da Equação 1. Vale destacar que a Equação 1 para o dispositivo desenvolvido para o projeto deverá ser feita com os comprimentos de onda de 750 nm e 850 nm, e a densidade será calculada para cada um dos receptores, totalizando três distâncias (ρ), gerando uma matriz, apresentada na estrutura da Equação 4.

$$\Delta DO(\rho,\lambda) = \begin{bmatrix} \Delta DO(\rho_1,\lambda_1) & \Delta DO(\rho_2,\lambda_1) & \Delta DO(\rho_3,\lambda_1) \\ \Delta DO(\rho_1,\lambda_2) & \Delta DO(\rho_2,\lambda_2) & \Delta DO(\rho_3,\lambda_2) \end{bmatrix} \quad (4)$$

Os valores obtidos para a densidade óptica são utilizados para calcular a derivada da densidade óptica em relação a distância dos receptores. Essa derivada pode ser relacionada com os coeficientes de absorção (μa) e de espalhamento

reduzido (μs') do tecido medido, conforme apresentado na Equação 5, e essa relação pode ser considerada linear (DOLLEVEDO, 2021).

$$\frac{\delta DO}{\delta \rho} = \frac{1}{\ln(10)} \cdot \left(\sqrt{3\mu a \cdot \mu s'} + \frac{2}{\rho}\right) \quad (5)$$

Outra simplificação é feita com o coeficiente de espalhamento reduzido (μs') pode ser considerado constante (k) em relação com comprimento de onda (λ) utilizado. Considerando que o coeficiente de espalhamento decai com o aumento do comprimento de onda, uma aproximação pode ser feita, dessa forma obtém-se $\mu s' = k(a \cdot \lambda + b)$. Sendo os coeficientes "a" e "b" valores que variam de acordo com a região medida e entre pessoas, mas são esses os coeficientes por aproximar a dependência do coeficiente de espalhamento reduzido (μs') e do comprimento de onda (λ). Para o projeto, a região de interesse é o antebraço, e os valores de "a" e "b" são respectivamente $-9{,}26 \cdot 10^{-4}$ mm^{-1}*nm^{-1}e $1{,}55$ mm^{-1}(DOLLEVEDO, 2021). Com essa aproximação e fazendo manipulação algébrica, é possível calcular o coeficiente de absorção (μa), como mostrado na Equação 6

$$k \cdot \mu a(\lambda) = \frac{1}{3(a \cdot \lambda + b)} \cdot \left(\ln(10) \cdot \frac{\delta DO}{\delta \rho} + \frac{2}{\rho}\right)^2 \quad (6)$$

Outra forma de calcular o valor de "kμa", utilizando pelo menos dois comprimentos de onda, é através da multiplicação entre o coeficiente de extinção molar (ε) e a concentração relativa da desoxi-hemoglobina (kC_{HbR}) e da oxi-hemoglobina (kC_{HbO}). O coeficiente de extinção molar é um valor tabulado e foi retirado da compilação de Scott Prahl (1998), os valores usados para o projeto são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Coeficientes de extinção molar utilizados

λ	HbO2	HbR
750 nm	518	1405,24
850 nm	1058	691,32

Fonte: Autoria própria

Com os valores de "kμa" e os coeficientes de extinção molar é possível calcular as concentrações relativas utilizando a Equação 7.

$$\begin{bmatrix} kC_{HbO} \\ kC_{HbX} \end{bmatrix} = [\varepsilon_{i,j}]^{-1} \cdot \begin{bmatrix} k\mu a(\lambda_1) \\ k\mu a(\lambda_2) \end{bmatrix}, \text{ onde } i = \lambda_1 \; e \; \lambda_2; \; j = HbO, HbR \qquad (7)$$

As concentrações relativas são utilizadas para calcular a saturação de oxigênio, conforme mostrado na Equação 8.

$$StO_2 = \frac{kC_{HbO}}{kC_{HbO} + kC_{HbR}} \qquad (8)$$

Como k é uma constante, evidencia-se ela na fórmula, restando apenas as concentrações da desoxi-hemoglobina e da oxi-hemoglobina. Essa manipulação resulta na Equação 9.

$$StO_2 = \frac{C_{HbO}}{C_{HbO} + C_{HbR}} \qquad (9)$$

Na Equação 9, StO_2 é a saturação de oxigênio, CHbO é a concentração de oxi-hemoglobina e CHbR é a concentração da desoxi-hemoglobina. Assim, é possível estimar qual é a saturação de oxigênio e os valores das concentrações.

3. Construção do sensor óptico

Compreender os fenômenos envolvidos e os métodos utilizados na espectroscopia por infravermelho próximo é essencial para a construção do sistema para mensurar a oxigenação sanguínea, impactando desde a escolha de componentes, desenvolvimento do circuito eletrônico até o seu uso. Nesse capítulo, o objetivo é descrever o desenvolvimento do sensor óptico para obter a oxigenação sanguínea.

3.1. Escolha dos componentes

A base para o sensor óptico é composta por uma fonte de luz, o detector e um controle desses sinais. A fonte trata-se de um emissor de luz, no comprimento de onda adequado. No caso da oxigenação sanguínea, a luz deve interagir com a desoxi-hemoglobina e a oxi-hemoglobina, em comprimento de ondas diferentes para distingui-las, de forma que após a interação, parte da luz emitida seja absorvida por elas e o que sobra dessa interação seja capturado pelos receptores. A intensidade do que foi espalhado será captado e usado para quantificar a oxigenação sanguínea. Na seção 2.2, foi apresentado que essas características são atendidas quando o comprimento de onda é mais próximo de 750 nm para a desoxi-hemoglobina e na faixa entre 850 nm e após 950 nm para a oxi-hemoglobina. Tais comprimentos de

ondas são emitidos tipicamente de três formas, por meio de lasers, luz branca acoplada a filtros específicos e LEDs. A Tabela 2 apresenta a matriz com as características de cada uma dessas opções.

Tabela 2 – Matriz de comparação entre os emissores

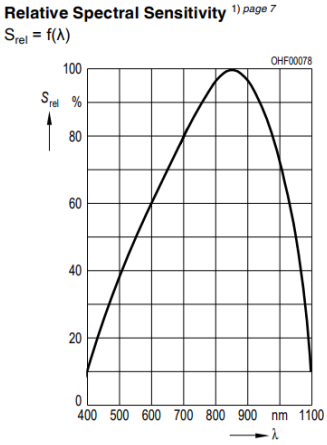
Característica	Luz branca	Laser	LED
Emite mais de um comprimento de onda?	Sim	Não	Sim
Necessidade de outro componente para atingir o comprimento de onda desejado?	Sim, uso de filtros	Não	Não
Escala de tamanho do emissor	cm	Entre mm e cm	mm
Custo	++	+++	+
Potência	Baixa (< 5mW)	Baixa a alta (<1 a >500 mW)	Baixa a média (<1 a 30 mW)

Fonte: Autoria própria

Para o projeto, o emissor escolhido foi o LED, pois seu custo e tamanho são inferiores em comparação com as outras opções, além de existir opções que emitem dois comprimentos de onda diferentes no mesmo componente. O modelo utilizado no projeto é o LED L750/850-04A produzido pela Marubeni, ele emite luz nos comprimentos de onda de 750 nm e 850 nm, sendo possível selecionar a luz no comprimento de onda a partir do acionamento do catodo. Um outro motivo para a escolha desse modelo em específico de LED foi devido à disponibilidade, já que a compra desse componente foi feita anteriormente pelo Laboratório de Óptica Biomédica do Instituto de Física "Gleb Wataghin" (IFGW) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Com o emissor escolhido, a próxima etapa foi escolher o receptor. A escolha levou em consideração o custo, disponibilidade no mercado nacional e o espectro dos comprimentos de onda possíveis de detectar. O escolhido foi o fotodiodo BPW-34, fabricado pela OSRAM. Sua sensibilidade é próxima a 1 no comprimento de 850 nm e de 0.85 em 750 nm, a curva completa de sensibilidade está na Figura 6.

Figura 6 – Sensibilidade do receptor BPW-34 de acordo com o comprimento de onda



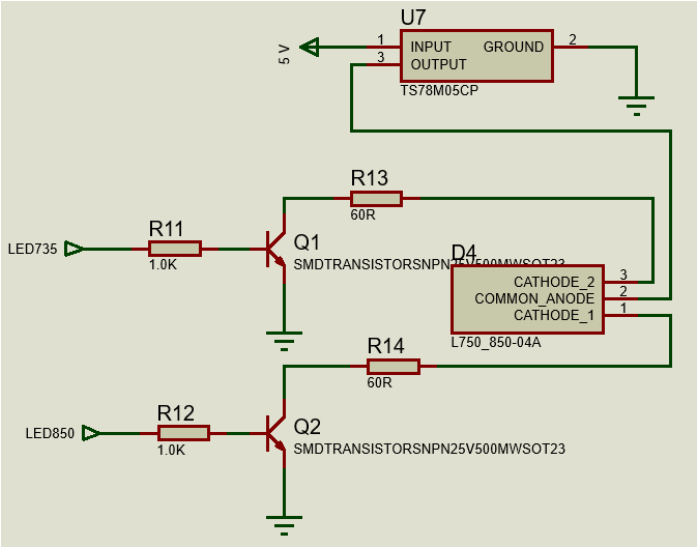
Fonte: Datasheet disponível pela OSRAM do BPW-34

Por fim, o controle desses sinais será feito através de um microcontrolador. Ele será responsável por enviar um sinal contínuo ao emissor, receber os sinais do receptor e enviá-los para um processamento, já que o intuito é conseguir monitorar a oxigenação sanguínea. Entre os tipos disponíveis no mercado, o microcontrolador ESP-32 foi escolhido pois possui Bluetooth e Wi-Fi integrados a placa, essa característica será essencial para tornar a usabilidade do sensor possível, já que será o método usado para obter gráficos da oxigenação sanguínea.

3.2. Criação do esquema elétrico

O esquemático elétrico do sensor óptico é composto por um circuito de emissão dos comprimentos de onda de 750 e 850 nm e um circuito para recepção do sinal desses comprimentos de onda. O circuito de emissão possui o LED L750/850-4A, escolhido pelos critérios apresentados na seção 3.1, como requisito para um melhor desempenho quando a corrente é de 50 mA. Para que o valor da corrente não sofra oscilações devido a falhas do fornecimento de energia pelo ESP-32, será usado um regulador de tensão do modelo 78M05. Segundo Dollevedo (2021, p. 22), “a regulação é importante para garantir que as oscilações no sinal detectado não sejam provenientes de oscilações na emissão do LED”. O esquemático do circuito de emissão da luz está na Figura 7. Porém, o esquemático do circuito completo está no Anexo A, no final do relatório.

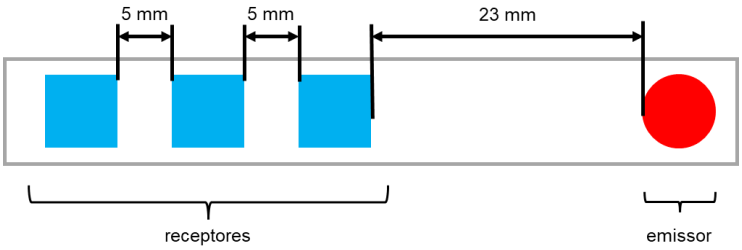
Figura 7 – Circuito de acionamento do LED



Fonte: Autoria própria

Para o circuito de recepção, utilizou-se três receptores para a aplicação da técnica de espectroscopia espacial, apresentada na seção 2.3. Eles estão espaçados a uma distância de 5 mm entre eles e a uma distância de 23 mm entre o receptor mais próximo ao LED emissor, os valores de distância são iguais às distâncias utilizadas no sensor óptico do Dollevedo (2021). A Figura 8 possui uma representação das distâncias utilizadas. Esses valores foram escolhidos por Dollevedo (2021), baseadas no estudo de Bhambhani (2004) que concluiu que distâncias acima de 20 mm são aceitáveis para realizar medidas do tecido muscular do antebraço, estima-se que os tecidos superficiais que compõem a pele contribuem aproximadamente em 5% do sinal.

Figura 8 – Ilustração com as distâncias entre receptores e emissor

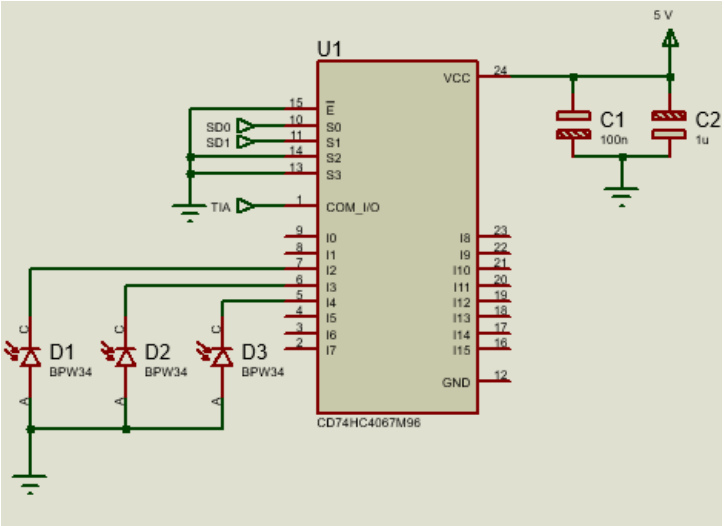


Fonte: Autoria própria

Além dos receptores são necessários outros componentes para o microcontrolador ESP-32 capturar o sinal. Até essa captura ocorrem quatro etapas

intermediárias, estudada e implementada por Dollevedo (2021) em seu projeto e replicadas para o sensor óptico desse trabalho. A primeira é o uso de um multiplexador, modelo CD74HC4067, para distinguir o sinal de cada receptor. O esquemático da primeira etapa pode ser visto na Figura 9.

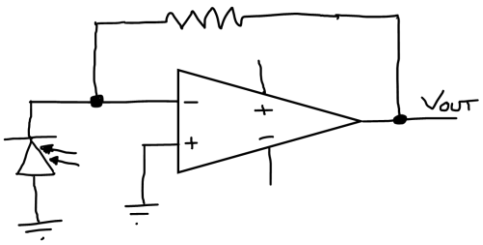
Figura 9 – Esquema elétrico dos receptores e o multiplexador



Fonte: Autoria própria

A segunda etapa, trata-se da primeira amplificação do circuito, ela ocorre para converter o sinal de corrente gerado pelo receptor para um sinal de tensão, dessa forma, será possível prosseguir para as demais etapas. O circuito de amplificação dessa etapa de forma simplificado está presente na Figura 10.

Figura 10 – Esquema elétrico de um circuito de amplificação simplificado



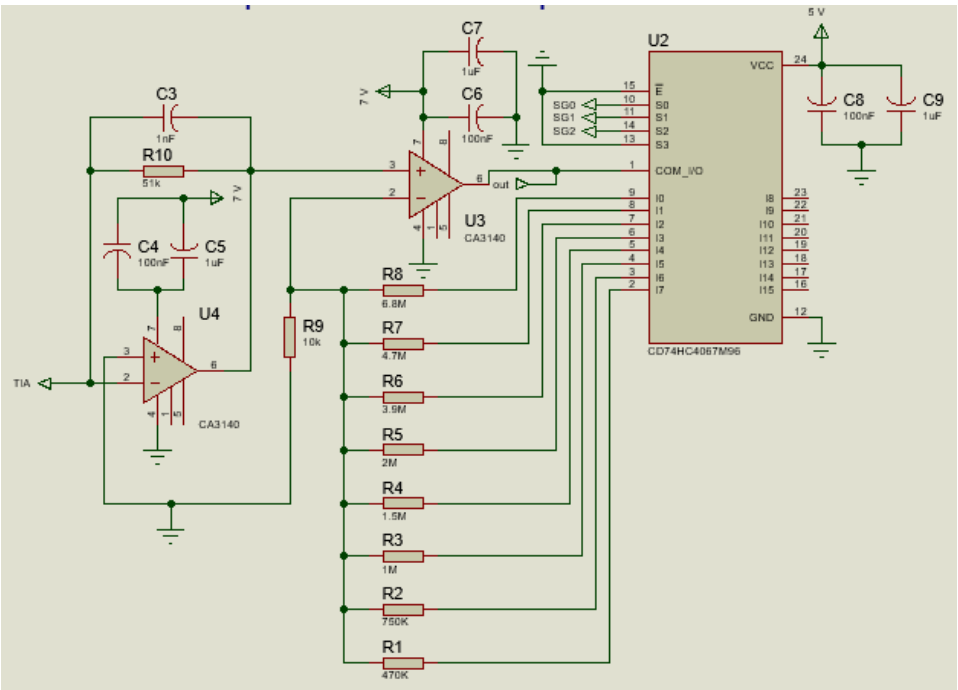
Fonte: Autoria própria

A conversão entre os sinais no circuito de amplificação apresentado na Figura 10 é descrita pela Equação 5. Sendo “V_{out}” a tensão na saída desse amplificador, “I”, a corrente que passa pelo resistor, “R_f”, a resistência de feedback colocada entre a entrada inversora e sua saída. O ganho de amplificação acontece de forma proporcional desse resistor.

$$V_{out} = I \cdot R_f \tag{5}$$

A terceira etapa também é uma etapa de amplificação, essa etapa ocorre novamente pois, segundo Dollevedo (2021), “a corrente de saída do fotodiodo utilizado é na ordem de 10^{-6} A, faz-se necessário um ganho na ordem de 10^{6} para se obter um sinal na ordem de 1 V. Por sua vez, a frequência de operação desejada é na ordem de 10 Hz”. Porém, o amplificador operacional utilizado, modelo CA3140 da Renesas, apresenta o Gain Bandwidth Product (GBW) de 4.5 MHz. O GBW é um parâmetro determinado quando acontece a queda no valor de ganho para o valor unitário quando o amplificador está operando na frequência do GBW (BRAGA, 2013). Para o circuito do sensor óptico funcionar na faixa do GBW, a maior amplificação deve ser na ordem de 10^{5}, valor inferior ao que é necessário para amplificar a corrente no fotodiodo para um sinal de 1 V, por isso, surgiu a necessidade de fazer duas etapas de amplificação. A terceira etapa é composta por um amplificador operacional e o multiplexador CD74HC4067. O amplificador está configurado como não inversor e possui ganhos variáveis que são multiplexados. O esquema elétrico da segunda e terceira etapa está na Figura 11.

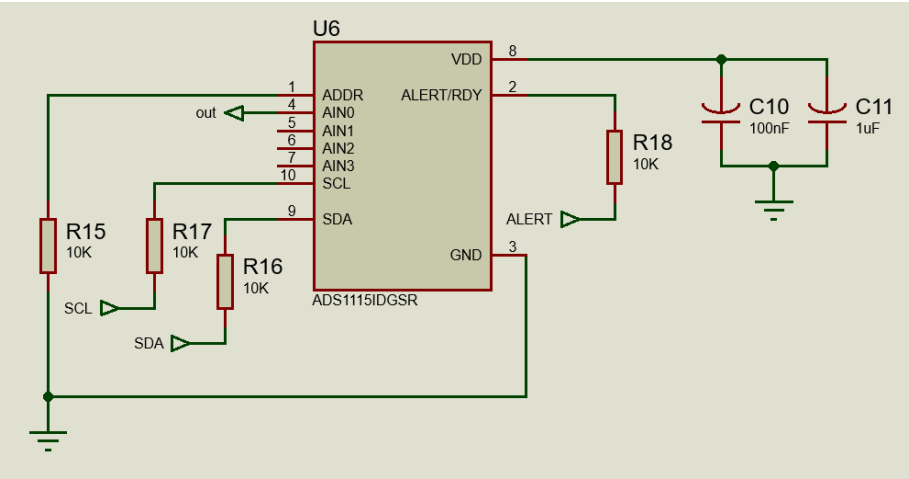
Figura 11 – Esquema elétrica do circuito de amplificação



Fonte: Autoria própria

Por fim, a quarta etapa envolve um conversor A/D, transformando o sinal analógico gerado na saída do amplificador operacional da etapa três em um sinal digital. Dessa forma, o ESP-32 é capaz de obter os valores gerados pelos receptores. A Figura 12 apresenta o esquema elétrico relacionado a quarta etapa do circuito de recepção do sinal.

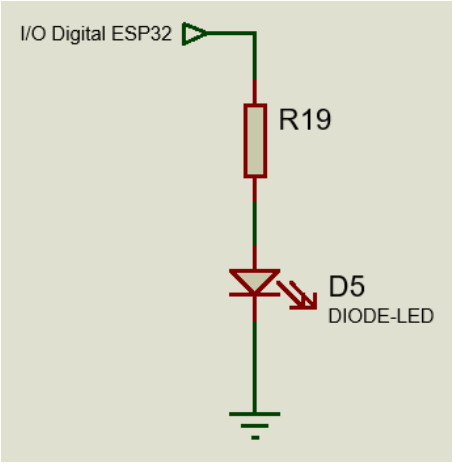
Figura 12 – Esquema elétrico do conversor A/D do circuito dos receptores



Fonte: Autoria própria

Além do circuito do circuito envolvendo a emissão e transmissão da luz nos comprimentos de onda de 750 nm e 850 nm para medir a oxigenação sanguínea, serão utilizados LEDs coloridos que emitem no espectro visível. O intuito desses LEDs coloridos é criar indicadores luminosos para apresentar o estado do sensor óptico para melhorar a experiência com o usuário. Três indicadores foram projetados, o primeiro indicará que ele está ligado através de uma luz continua, o segundo será uma luz pulsante para mostrar que ele está fazendo a leitura e o terceiro será uma luz contínua para indicar que aconteceu algum erro. O circuito para cada um deles é equivalente ao esquemático apresentado na Figura 13 replicado três vezes.

Figura 13 – Esquemático elétrico para um indicador luminoso

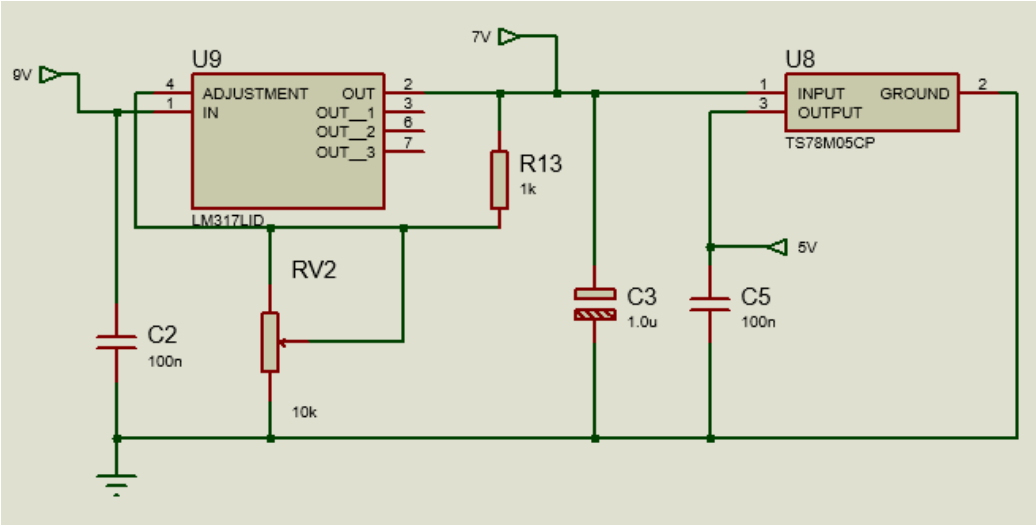


Fonte: Autoria própria

Além dos indicativos luminosos, foi adicionado um display LCD ao circuito. O papel desse display é comunicar com o usuário mostrando status como se o dispositivo está na etapa de calibração, se calibrou, e mostrar qual o valor da saturação a cada finalização do cálculo. O display LCD utilizado é um 16x2 (16 colunas, 2 linhas) com um módulo para comunicação I2C. Essa comunicação é a mesma usada no conversor A/D, e cada um possui um endereço diferente. Dessa forma é possível distinguir de qual é o componente a informação foi recebida ou enviada.

Por fim, foi desenhado o circuito elétrico responsável pela alimentação do dispositivo. A ideia era dimensionar um circuito que tivesse como fonte de energia uma bateria de 9V para facilitar a manutenção do dispositivo. Para isso, foi elaborado um circuito em cascata com quedas de tensão para 7V e para 5V. Com esses dois valores de tensão, seria possível alimentar todos os componentes descritos ao longo da seção. Foram utilizados reguladores de tensão para provocar a queda. Para a queda de 9V para 7V foi utilizado o regulador ajustável de modelo LM317, já para a queda de 7V para 5V foi usado o regulador de tensão L78M05. O esquemático elétrico da alimentação do dispositivo é apresentado na Figura 14.

Figura 14 – Esquemático elétrico da alimentação do dispositivo

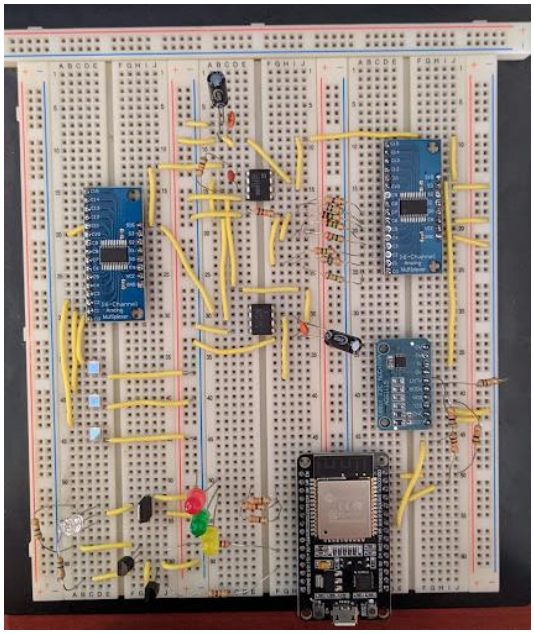


Fonte: Autoria própria

3.3. Desenvolvimento em protoboard

Com o esquemático elétrico criado, o circuito foi replicado em protoboard para prototipação do sensor óptico. Dessa forma será possível testar o funcionamento do circuito, ou seja, se as conexões elétricas estão corretas, se não há componentes com defeito, além de facilitar no processo de implementação do código. Uma foto da montagem na protoboard é vista na Figura 15.

Figura 15 – Foto da montagem em protoboard



Fonte: Autoria própria

A montagem em protoboard é uma etapa usada para compreender o circuito. Durante o projeto os pontos usados para compreensão foram: quantificar qual a amplitude do sinal captado pelo receptor até o envio para o ESP-32 através do conversor A/D; compreender como o circuito de amplificação funciona e até que valores de amplitude na sua entrada ele é capaz de operar; entender o funcionamento do multiplexador, por exemplo como é a troca para realizar a leitura de cada uma das entradas; testar as rotinas de programação. Esse momento de prototipação para compreensão foi a etapa que demandou mais tempo durante o projeto de pesquisa. O entendimento do circuito de amplificação foi o que levou mais tempo, as descobertas são apresentadas na seção 4.1.1.

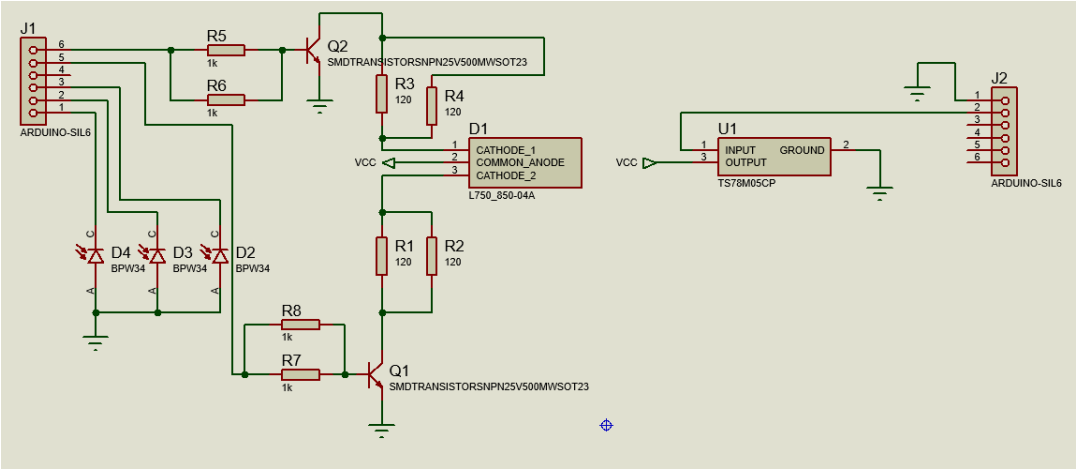
3.4. Criação da PCB

Como a protoboard é um instrumento para testes de circuitos elétricos e não possui uma forma compacta, a solução para uma versão definitiva e compacta é criar uma PCB (*printed circuit board*, ou placa de circuito impresso). Outra vantagem da PCB, relatada pelo Giácomo (2021), é a redução de ruídos causados pela quantidade de fios usados na protoboard para efetuar as conexões.

Para a confecção da PCB, surgiu a ideia de fazer duas placas de circuito sobrepostas. Sendo que a primeira placa corresponde ao circuito de acionamento do emissor e os receptores; já a segunda placa contém os demais circuitos, ou seja, os multiplexadores, o circuito de amplificação, o conversor A/D, o LCD, e a alimentação. A ideia de sobrepor as peças surgiu como forma de deixar compacta a área do sensor que necessita de contato com a pele, mesmo que outros componentes necessitassem de mais área. Essa é a situação dos módulos utilizados no circuito, como por exemplo, os multiplexadores e o conversor A/D. O desenvolvimento do layout das placas foi realizado no software Proteus, construindo o esquemático equivalente e adaptado para as conexões, e o desenho das trilhas e ilhas foi pensado para uma placa de face única devido a limitação das máquinas para produção da placa.

A placa envolvendo o circuito de emissão, contendo o LED e seu acionamento, e os receptores; teve seu esquemático elétrico criado replicando as conexões entre os componentes apresentados na Figura 7 e novos pontos foram criados pensando na ligação com a segunda placa, para isso foram utilizadas barras de pinos. A imagem do esquemático está na Figura 16.

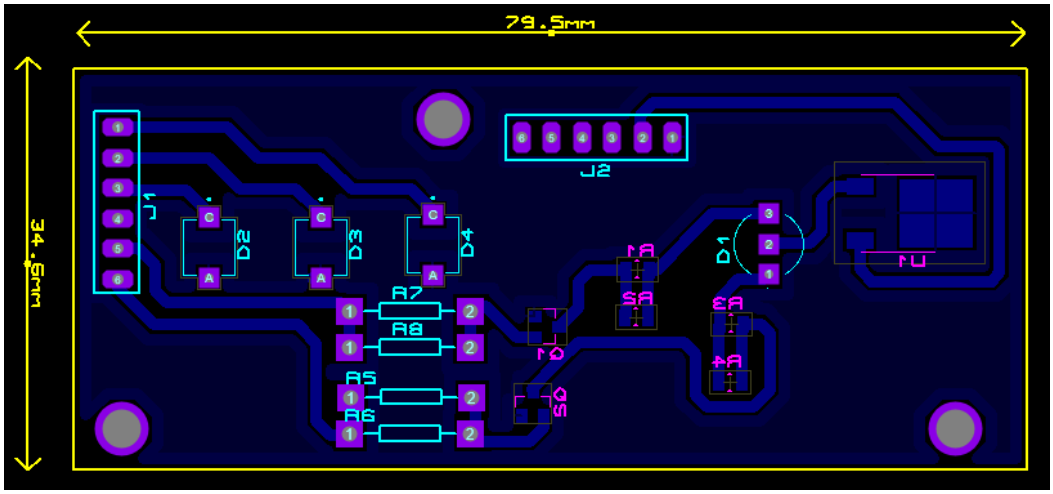
Figura 16 – Esquemático elétrico da placa com o circuito de emissão e os receptores



Fonte: Autoria própria

Com o esquemático da Figura 16, foi criado o layout da PCB no software Proteus. A Figura 17 apresenta o layout final da placa contendo o circuito de emissão, ou seja, o LED e o seu acionamento, e os receptores.

Figura 17 – Layout da PCB do circuito de emissão e os repcetores



Fonte: Autoria própria

Com o layout criado, foi realizada a confecção do desenho na placa de fibra de vidro acobreado com o auxílio de uma máquina fresadora. Para a máquina interpretar o desenho do layout, há uma conversão do nome do arquivo Gerber. Depois do processo de fresa das placas, é realizado o processo de solda. A Figura 18 apresenta o resultado da placa após a solda dos componentes.

Figura 18 – Placa de circuito do circuito de emissão e receptores

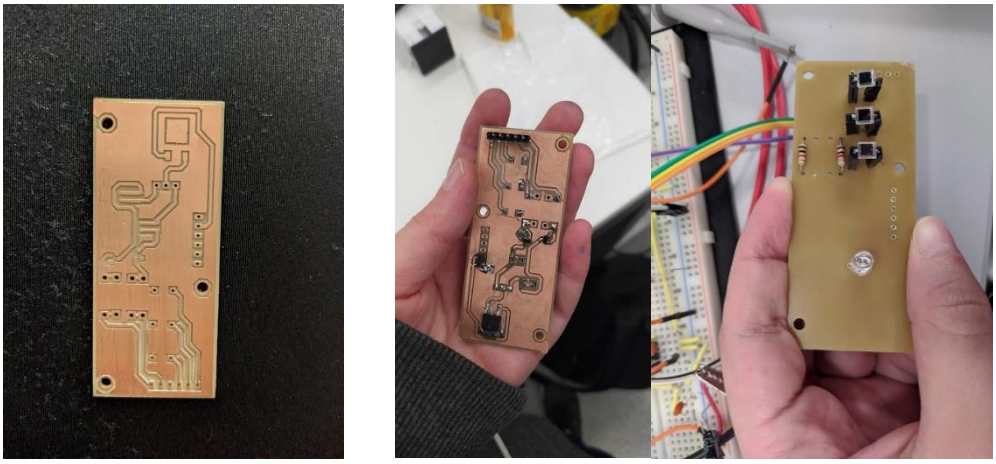
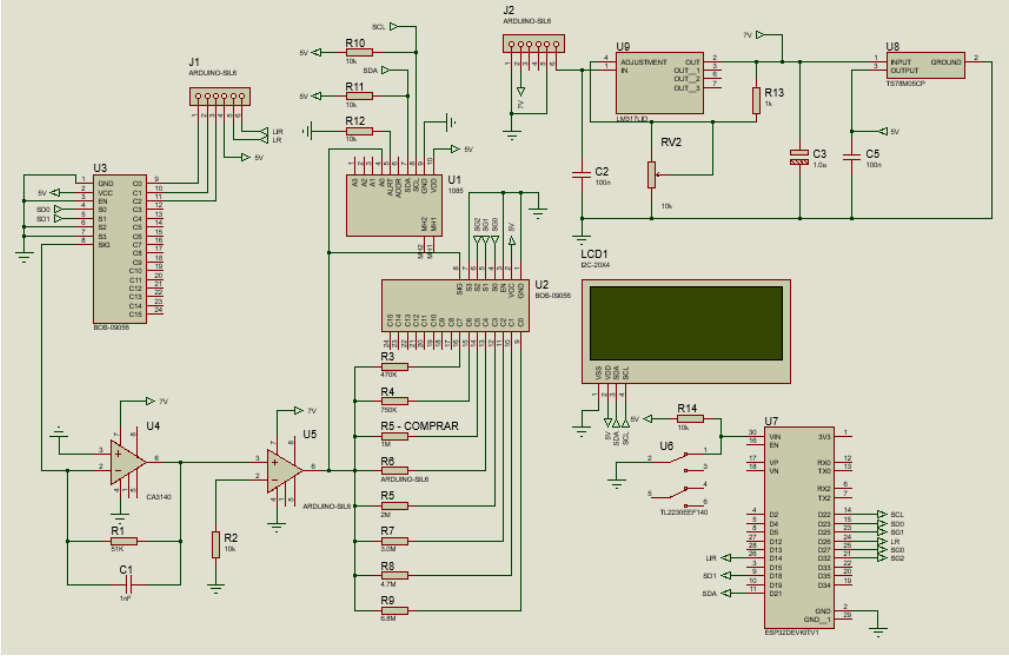


Figura a esquerda: Fotografia após a fresagem do layout. Figuras a direita: Fotografia da placa após a solda dos componentes

Nota-se que foi feito um suporte para os receptores. Ele foi adicionado para nivelar os receptores e o LED, pois os componentes possuem alturas diferentes. A ideia para o sensor óptico, é que eles estejam em contato com a pele para captar a interação com a oxi-hemoglobina e a desoxi-hemoglobina.

A segunda placa teve seu esquemático criado contendo os demais componentes do circuito e para ter as conexões necessárias com a placa da Figura 18. Além disso, a alimentação do circuito foi adicionada nesse esquemático. A ideia é alimentar o dispositivo com uma bateria de 9 V, mas com a redução para 7 V e 5 V para alimentar corretamente os componentes do dispositivo. O esquemático criado para a PCB é apresentado na Figura 19.

Figura 19 – Esquemático do circuito contendo os demais componentes e alimentação do dispositivo



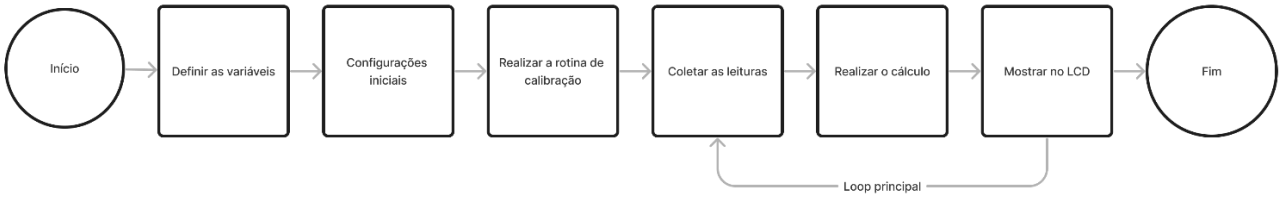
Fonte: Autoria própria

Durante o projeto, não foi possível desenhar o layout nem fabricar a PCB para a segunda placa devido a entraves encontrados durante o teste na montagem na protoboard e compreensão do circuito.

3.5. Desenvolvimento do código

Com o circuito construído, sendo a parte de hardware do dispositivo, é necessário implementar o software para o funcionamento do dispositivo. Como mencionado na seção 3.1, o microcontrolador utilizado é o ESP-32, ele que receberá o código e fará o processamento, dessa forma a parte de software estará integrada ao hardware. O código foi desenvolvido utilizando o Arduino IDE, esse mesmo programa foi usado para compilar e descarregar o código no ESP-32. O código do dispositivo possui as rotinas na sequência apresentada na Figura 20.

Figura 20 – Fluxo principal



Fonte: Autoria própria

Vale destacar que a sequência da Figura 20 é uma representação simplificada do código, e ela segue essa sequência a cada vez que o ESP-32 é reiniciada ou recebe um novo descarregamento do compilador. Cada uma das etapas envolveu um processo de desenvolvimento, teste e validação, e após esse processo a etapa era adicionada ao código com as outras rotinas existentes.

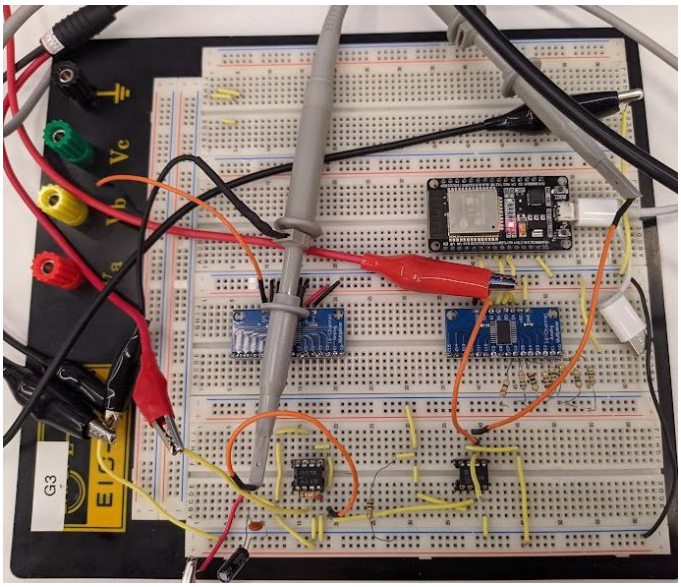
4. Resultados

Essa seção apresentará os resultados obtidos ao longo do projeto associados a mensuração da oxigenação sanguínea. Os resultados focam em apresentar as curvas obtidas das concentrações relativas da desoxi-hemoglobina e da oxi-hemoglobinas; do valor da saturação de oxigênio a partir dos dados gerados pelo dispositivo.

4.1. Resultados do teste em paralelo do circuito de amplificação

Para entender o circuito de amplificação realizou-se um teste em paralelo utilizando um gerador de sinais. O principal objetivo dessa montagem em paralela era compreender pontos como: qual é a amplitude do sinal de tensão que o primeiro amplificador operacional suporta antes de saturar; e como funciona a amplificação no segundo amplificador conforme a mudança no resistor ativo no segundo multiplexador. A montagem em protoboard para teste do circuito de amplificação é apresentada na Figura 21.

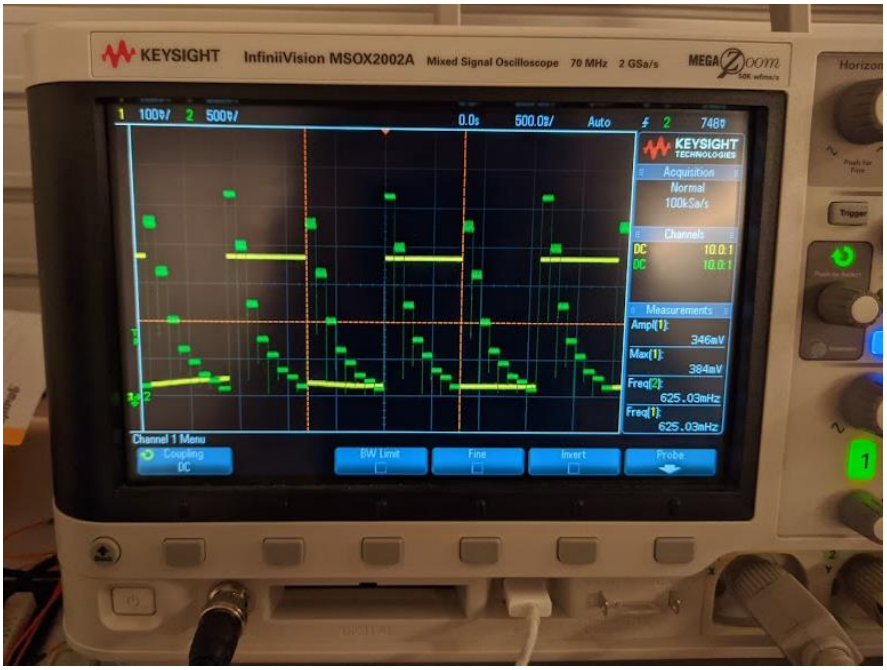
Figura 21 – Protoboard com a montagem do circuito de amplificação e multiplexador com ganhos



Fonte: Autoria própria

O sinal do gerador de sinais aplicado durante o teste tinha uma amplitude de 20 mV e uma frequência de 10 Hz. A primeira descoberta foi que na entrada do primeiro amplificador, ele satura quando a amplitude é superior a 20 mV. Já a segunda descoberta é em relação ao segundo amplificador operacional e sua relação com os resistores do segundo multiplexador. Para essa etapa, enquanto o sinal do gerador estava em nível alto, o resistor ativo no multiplexador era alternado até passar pelas oito opções e consequentemente isso alterava o ganho. O comportamento predominante nessa etapa é que não houve saturação do sinal, mesmo no maior ganho, ou seja, quando o resistor de maior valor estava ativo. A Figura 22 é uma fotografia da tela do osciloscópio na análise dos sinais, sendo em amarelo, o sinal da saída do primeiro amplificador, e em verde, o sinal da saída do segundo amplificador.

Figura 22 – Tela do osciloscópio no teste do circuito de amplificação



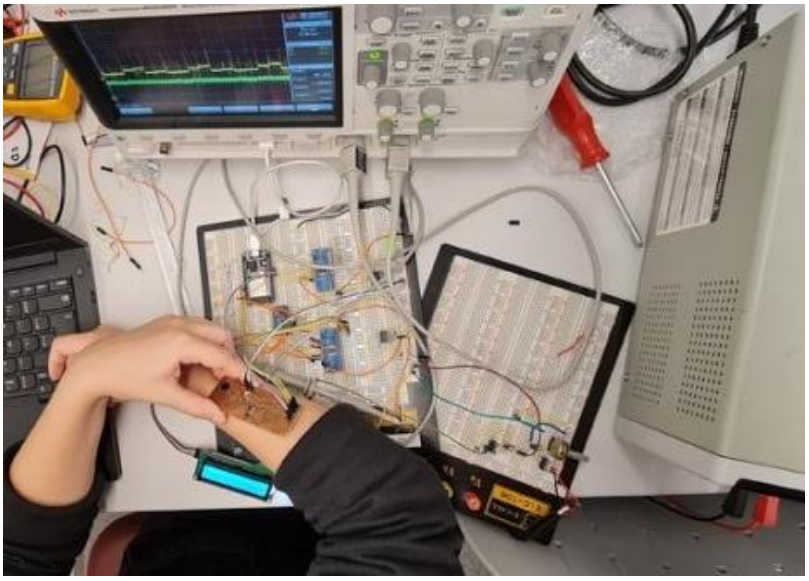
Fonte: Autoria própria

Outra descoberta que ocorreu durante os testes foi sobre a sensibilidade do circuito. Como o circuito estava montado em protoboard, ele ficou muito sensível a maus contatos, houve momentos que o segundo amplificador não funcionava pois o primeiro estava mal encaixado, mas visualmente isso não era perceptível.

4.2. Resultados utilizando a montagem na protoboard

Com a montagem na protoboard e desenvolvimento do código para realizar o fluxo de rotina apresentado na Figura 20, foi realizado o teste utilizando a placa de circuito com o circuito de emissão e os receptores integrada com os demais circuitos na protoboard. A Figura 23 apresenta uma fotografia do aparato no momento do teste.

Figura 23 – Fotografia do aparato no momento do teste utilizando a montagem na protoboard



Fonte: Autoria própria

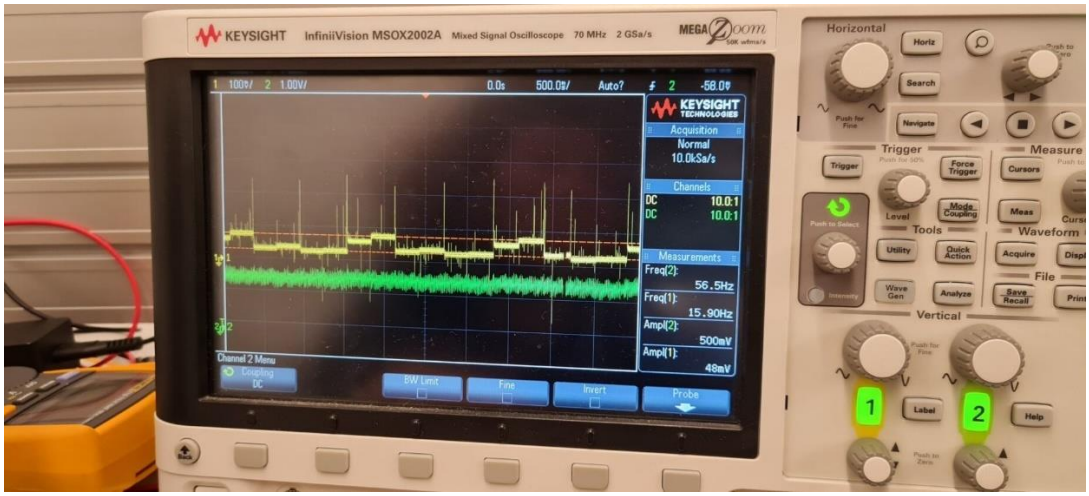
Durante o teste, o objetivo era verificar se o dispositivo estava captando as interações da desoxi-hemoglobina e da oxi-hemoglobina numa situação normal. Ou seja, a saturação de oxigênio do paciente está sendo monitorada de forma contínua, sem o procedimento da oclusão arterial que forçaria a queda na oxi-hemoglobina, e por consequência, altera-se o valor na saturação de oxigênio. O valor esperado nessa situação é uma saturação entre 60% e 70%, pois trata-se de uma saturação de oxigênio tecidual.

Porém, notou-se problemas no funcionamento do circuito de amplificação. Com o auxílio de um osciloscópio, foi possível acompanhar o sinal durante o circuito e verificar o seu comportamento. O primeiro sinal avaliado foi o sinal da entrada do primeiro amplificador, ou seja, o sinal de cada receptor óptico transmitido pelo multiplexador na ordem programada (do mais próximo ao emissor ao mais longe). O resultado visto no osciloscópio é visto no sinal amarelo da Figura 24. Nota-se que esse sinal decai conforme a distância do receptor muda e existe uma leve variação do sinal em cada comprimento de onda para o mesmo receptor. Dessa forma comprova-se que o espalhamento é captado tanto na alteração do comprimento de onda como na mudança do receptor que envia o sinal. Mas, ao mesmo tempo, é possível verificar diversos picos, indicando a presença de ruídos no sinal. A hipótese para o surgimento desses ruídos é o uso de cabos e o uso da protoboard na transmissão dos sinais. Tais componentes podem estar recebendo ruídos internos do

ambiente e gerando outros ruídos. A geração de ruídos pelos cabos pode ser associada ao seu comportamento como antenas no circuito.

O sinal em verde na Figura 24 trata-se do sinal na saída do segundo amplificador. Esse é o mesmo sinal que é enviado para o ESP-32 após passar pelo conversor A/D. Assim como no sinal da entrada do primeiro amplificador, nota-se que os ruídos foram propagados e amplificados pelo circuito. Outro aspecto é que o sinal parece estar constante mesmo na troca do receptor analisado. Esse comportamento indica que há um problema entre os estágios de amplificação. A causa exata não foi descoberta, mas as hipóteses levantadas estão associadas ao impacto do ruído na amplificação e a problemas na transmissão entre os dois amplificadores, seja por conta da conexão física (mau contato) ou por problema nos componentes.

Figura 24 – Fotografia do osciloscópio durante a análise dos sinais da entrada e da saída do circuito de amplificação na montagem do circuito em protoboard



Fonte: Autoria própria

Devido a esses problemas envolvendo ruído e nos estágios de amplificação apresentados no teste do circuito de amplificação, não foi possível prosseguir para o teste de monitoramento dos valores da concentração relativa de desoxi-hemoglobina e oxi-hemoglobina, nem de saturação de oxigênio tanto em situação normal quanto durante o procedimento de oclusão arterial. Esses problemas precisam ser resolvidos antes de dar continuidade no projeto.

5. Perspectivas futuras

A elaboração do dispositivo para mensurar oxigenação sanguínea teve seu desenvolvimento pausado devido a problemas encontrados durante os testes do circuito eletrônico em protoboard. Esses problemas são associados a quantidade de ruído na transmissão do sinal dos receptores e a falha no circuito de amplificação entre os amplificadores. A resolução desses problemas é a primeira perspectiva futura para dar continuidade no desenvolvimento. Algumas sugestões para a resolução desses problemas é desenvolver uma PCB para o circuito de amplificação para reduzir a quantidade de cabos; e adicionar uma gaiola de Faraday utilizando uma chapa de metal dobrada de forma que o circuito de amplificação fique coberto e dessa forma seja feito um isolamento do campo elétrico externo.

O dispositivo tem potencial de ser aprimorado em diversos aspectos como na realização do teste com o procedimento de oclusão; criação da PCB com os demais circuitos, além do circuito de emissão e dos receptores; aprimoramento no envio e tratamento dos dados coletados e calculados; integração do dispositivo com a Raspberry Pi; criação de uma interface interativa para receber e visualizar os dados; desenvolvimento de um recipiente para armazenar o circuito elétrico e ter espaço para facilitar o acoplamento no antebraço do paciente.

6. Conclusão

O trabalho surgiu com a proposta de elaborar um dispositivo capaz de mensurar a oxigenação sanguínea em UTIs utilizando a espectroscopia por infravermelho próximo como técnica para coletar e calcular a saturação de oxigênio. A elaboração de um dispositivo não foi alcançada por completo, pois problemas foram encontrados durante a montagem do circuito eletrônico elaborado que implicaram no progresso dos testes para verificar o comportamento da desoxi-hemoglobina, oxi-hemoglobina e da saturação de oxigênio.

Além dos problemas encontrados na montagem, ocorreram outras dificuldades ao longo do projeto. O recebimento de componentes foi afetado devido a situação do mercado para importação. A pandemia deixou impactos no processo de importação e exportação, e como para o projeto a quantidade de componentes era pequena em comparação a demanda acumulada do mercado, o pedido iria demorar para chegar. Tendo conhecimento dessa situação, mudanças no esquemático eletrônico foram feitas para que componentes do mercado nacional pudessem ser usados em quase

todos os componentes necessários. Mesmo assim, outros componentes tiveram que ser importados, como foi o caso dos LEDs. Outra dificuldade foi na compreensão do circuito de amplificação, desde seu funcionamento até seus parâmetros para operar normalmente para o dispositivo, pois trata-se de um sinal baixo e sensível ao meio. Essas foram as duas principais dificuldades que comprometeram o desenvolvimento do sistema.

Referências

ALGORRI, J. F. et al. **Light Technology for Efficient and Effective Photodynamic Therapy: A Critical Review**. Cancers, v. 13, n. 14, p. 3484, 1 jan. 2021.

BHAMBHANI, Y. N. **Muscle Oxygenation Trends During Dynamic Exercise Measured by Near Infrared Spectroscopy**. Canadian Journal of Applied Physiology, v. 29, n. 4, p. 504–523, 1 ago. 2004.

BRAGA C., Newton. **Amplificadores Operacionais (Novos e Velhos Conceitos) (ART1075).** Instituto Newton C. Braga. 13 nov. 2013. Disponível em: https://www.newtoncbraga.com.br/index.php/eletronica/52-artigos-diversos/8097-amplificadores-operacionais-novos-e-velhos-conceitos-art1075. Acesso em 12 jan. 2023.

DOLLEVEDO, Giácomo A. **Desenvolvimento de um sistema modular de NIRS para medidas de reatividade microvascular**. Trabalho de Conclusão de Curso (título de Engenheiro de Automação e Controle) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas. Campinas, p. 58. 2021.

FERRARI, M.; QUARESIMA, V. **Near Infrared Brain and Muscle Oximetry: From the Discovery to Current Applications**. Journal of Near Infrared Spectroscopy, v. 20, n. 1, p. 1–14, jan. 2012.

GROSSWEINER, L. **The Science of Phototherapy: An Introduction**. Netherlands: Springer Dordrecht, 2005. 374 p.

GUAN, W. et al. **Clinical Characteristics of Coronavirus Disease 2019 in China**. New England Journal of Medicine, v. 382, n. 18, 28 fev. 2020.

HIRAOKA, M. et al**. A Monte Carlo investigation of optical pathlength in inhomogeneous tissue and its application to near-infrared spectroscopy**. Physics in Medicine and Biology, v. 38, n. 12, p. 1859–1876, 1 dez. 1993.

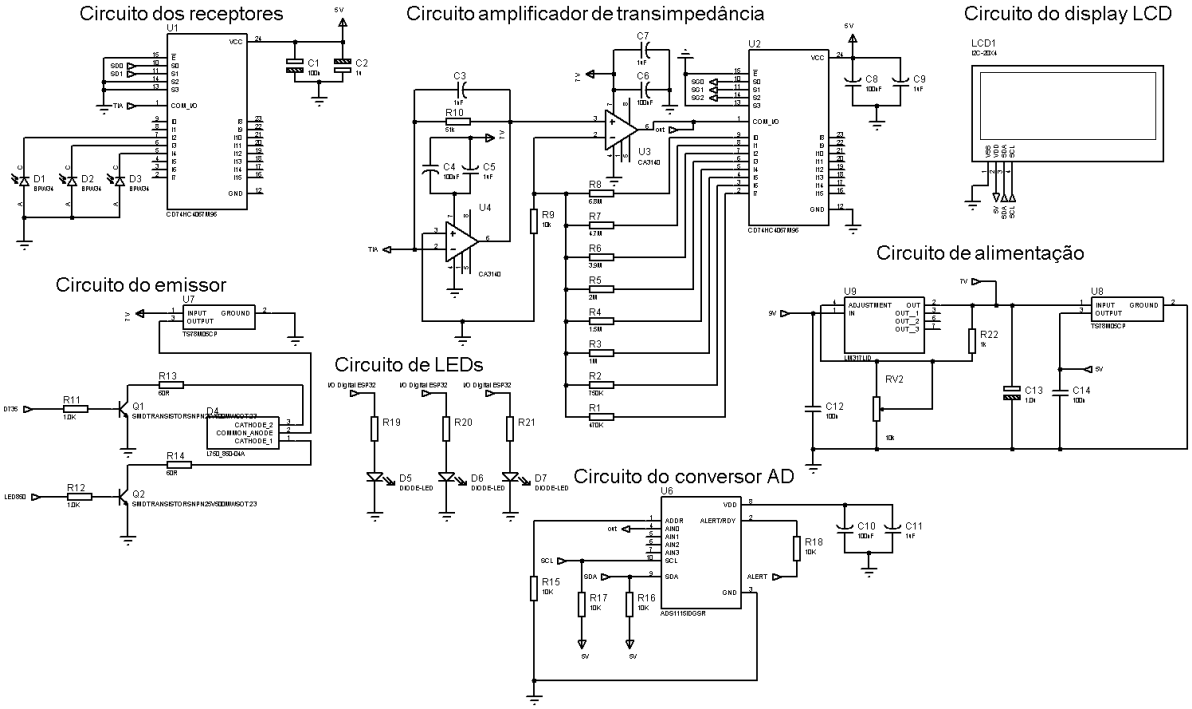
HUANG, C. et al. **Clinical features of patients infected with 2019 novel coronavirus in Wuhan, China**. The Lancet, v. 395, n. 10223, p. 497–506, 24 jan. 2020.

LIMA, A.; BAKKER, J. **Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual**. Revista Brasileira de Terapia Intensiva, v. 23, n. 3, p. 341–351, set. 2011.

MESQUITA, R.C. e YODH, A.G., **Diffuse optics: Fundamentals and tissue applications**. In: Proceedings of the International School of Physics “Enrico Fermi” Course CLXXIII “Nano Optics and Atomics: Transport of Light and Matter Waves,” Kaiser, R., Weirsma, D.S., and Fallini, L., eds., IOS Press: Amsterdam. pp. 51-74 (2011).

ORBEGOZO CORTÉS, D. et al. **Microvascular reactivity is altered early in patients with acute respiratory distress syndrome**. Respiratory Research, v. 17, n. 1, 17 maio 2016.

SCAVARIELLO, G. H. **Construction and validation of an optical system for brain activity measurements in natural environments**. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física “Gleb Wataghin”, Universidade Estadual de Campinas, p. 138. 2021.

Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water. Disponível em: <https://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>.

Anexo A – Esquemático elétrico completo