

## RELATÓRIO FINAL

### TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO II

# **Desenvolvimento de um sistema modular de NIRS para medidas de reatividade microvascular**

## **Aluno**

Giácomo Antonio Dollevedo

RA: 173029

## **Orientador**

Prof. Dr. Rodrigo Moreira Bacurau

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Comissão de Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Engenheiro de Automação e Controle.

CAMPINAS – SP

**Novembro de 2021**

---

## Agradecimentos

Talvez uma das tarefas mais difíceis deste trabalho seja agradecer de maneira justa a todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram tanto para sua realização, quanto para minha formação (pessoal e acadêmica). Por isso, digo ser inevitável que eu não esqueça alguns nomes, o que não quer dizer que eu não tenha algo a lhes agradecer.

Primeiramente, começo agradecendo minha família por sempre ter me oferecido apoio incondicional, motivação, e condições para que a minha educação fosse a melhor possível. Meus pais, Stefano e Celi, e meu irmão, Teo, são a base de quem eu sou, e o amor e gratidão que tenho por vocês é eterno.

Agradeço aos meus amigos de infância, que hoje também os considero como família, Mereb, Rods, Henrique, Luiz e Giovanni. Ter o companheirismo de vocês é muito mais do que eu poderia sonhar. Saibam que me espelho em cada um de vocês.

Ao meu amigo Gustavo Fernandes, por todos os momentos que vivenciamos nesta faculdade. Todas as discussões, caronas, festas, corridas e risadas fizeram dos últimos 6 anos uma experiência muito mais completa e brilhante do que eu esperava.

Ao meu orientador deste projeto, Prof. Rodrigo Bacurau, por toda ajuda e ensinamentos no último ano. Seu suporte foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho, obrigado por me guiar.

A todos os colegas do LOB (Laboratório de Óptica Biomédica), Rickson, Giovanni, Giozão, Rodrigo, Andrés, Alex, Edwin, Gabriel, Nicolas e Luiz. Obrigado pelos dois anos que pude conviver e aprender muito com cada um de vocês. Agradeço especialmente ao meu primeiro orientador, Prof. Rickson, pela sua confiança e por me dar a oportunidade de fazer parte desse grupo incrível, onde este projeto se originou. Giovanni, muito obrigado por ter acreditado em mim, me apresentando o LOB. Como já lhe disse uma vez, mesmo antes de concluir o mestrado, você já era mestre. Mestre é aquele que ensina, e aprendi muito com você.

---

## **Resumo**

A espectroscopia no infravermelho próximo (*NIRS*) tem sido adotada em diversos setores, sobretudo no médico, por se tratar de uma técnica não invasiva para investigação de parâmetros fisiológicos utilizando luz. Destaca-se, portanto, sua capacidade de investigar parâmetros fisiológicos através de um método seguro, não invasivo, que impulsionou o estudo do cérebro e das atividades musculares do corpo humano. Dois grandes diferenciais desta técnica são a possibilidade de miniaturizar sua instrumentação e seu baixo custo. Mesmo com o constante avanço dessa tecnologia, vários aparelhos comerciais de *NIRS* ainda são pouco portáteis e têm custo relativamente elevado. Hoje, esta técnica se destaca por possibilitar estudos sobre a identificação de biomarcadores que ajudam a prever o desfecho clínico de pacientes com doenças respiratórias causadas pelo COVID-19, por exemplo. Este projeto propõe construir e documentar um dispositivo óptico portátil de menor custo, baseado na *NIRS* e que possibilite, de maneira prática, a identificação e estudo deste biomarcador.

**Palavras Chave:** Espectroscopia no Infravermelho Próximo, *NIRS*, Optoeletrônica, Instrumentação

---

## **Sumário**

<b>Capítulo 1</b>	<b>5</b>
1. Introdução	5
1.1 Origem do trabalho	6
<b>Capítulo 2</b>	<b>8</b>
2. A Espectroscopia no Infravermelho Próximo	8
2.1 Interações entre luz e tecido	8
2.2 Técnicas em NIRS	9
2.2.1 Método de Resolução Espacial em NIRS	11
2.3 Extração do Biomarcador	13
2.4 Considerações para instrumentação em NIRS	15
2.3.1 Fontes de Luz	15
2.3.2 Comprimentos de Onda	15
2.3.3 Detectores	16
2.3.4 Separação entre Fonte-Detector	16
<b>Capítulo 3</b>	<b>17</b>
3. Construção do Sistema Proposto	17
3.1 Objetivos	17
3.2 Desenvolvimento do protótipo	17
3.2.1 Idéia geral do sistema	17
3.2.2 Escolha dos componentes	19
3.2.4 Integração dos componentes	23
3.2.5 Resultados Preliminares	26
3.3 Conversão para o formato de PCB	33
3.3.1 Resultados Preliminares	37
3.4 Integração com o Esfigmomanômetro	41
3.4.1 Calibração do Sensor de Pressão	42
3.4.2 Operação do Esfigmomanômetro Eletrônico	48
3.5 Desenvolvimento de Software do Sistema	49
3.5.1 Software Embocado	49
3.5.2 Interface Gráfica para operação	50
<b>Capítulo 4</b>	<b>53</b>
4. Conclusões e perspectivas futuras	53
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>54</b>
<b>Anexo A - Diagrama esquemático do sensor óptico</b>	<b>57</b>
<b>Anexo B - Códigos Implementados para o sistema</b>	<b>58</b>

---

# Capítulo 1

## 1. Introdução

O estudo do corpo humano e seu funcionamento sempre foi um tópico de grande interesse para a comunidade científica; não por acaso, a Medicina é uma das ciências com registros históricos mais antigos do mundo [1]. Ser capaz de detectar alguma irregularidade em seu funcionamento, ou compreender as respostas fisiológicas a um determinado estímulo, são exemplos de desafios que estão sendo constantemente solucionados de diversas maneiras. Desse modo, estas soluções tem se tornado cada vez mais eficientes ao passo que a tecnologia evolui juntamente aos métodos utilizados para superar tais obstáculos.

Levando em consideração que este tipo de análise deve ser feita, idealmente, de maneira menos nociva possível ao ser humano, a combinação entre técnica e instrumentação é de grande importância. Por exemplo, ferramentas como ultrassom, aparelhos de raios-X, ou máquinas de ressonância magnética, têm sido muito relevantes para realização de diagnósticos de forma não invasiva. Porém, estes métodos podem se utilizar de uma aparelhagem de custo elevado ou terem seu uso restrito a ambientes controlados. Nesse contexto, técnicas que, além de dispor de poucas limitações para seu uso, também apresentem uma instrumentação a qual possa ser construída de maneira mais econômica se fazem necessárias. Com isso, a espectroscopia no infravermelho próximo (*NIRS*, do inglês, *Near Infrared Spectroscopy*) se apresenta como uma das alternativas mais viáveis atualmente.

O uso de luz no infravermelho próximo (~700-900 nm) para o estudo de tecidos biológicos de forma não invasiva tem sido explorado desde meados do século 19, quando Von Vierordt [2] notou variações no espectro luminoso que penetrava no corpo quando a circulação sanguínea era obstruída. Já em meados do século 20, Matthes e Gross demonstraram pela primeira vez que o uso de luz em dois comprimentos de onda diferentes (vermelho e infravermelho) seria capaz de determinar mudanças na oxigenação sanguínea [3]. Em seguida, Jöbsis, nos Estados Unidos, em 1977, foi o primeiro a observar mudanças na concentração de hemoglobina oxigenada e desoxigenada no cérebro humano *in vivo* fazendo uso da espectroscopia na região do infravermelho próximo [4].

---

A medida das concentrações de oxi- e desoxi-hemoglobina no sangue tem interesse biológico porque as alterações na oxigenação do sangue estão relacionadas com a atividade fisiológica dos tecidos [5]. De forma sucinta, a atividade celular de sinalização em tecidos (como o cérebro ou o músculo) demanda energia para se restabelecer. O oxigênio necessário para gerar energia para as células é trazido pela molécula de hemoglobina presente no sangue. Após o oxigênio se difundir para o tecido, a hemoglobina do sangue (na sua versão desoxigenada) retorna para o pulmão, onde o oxigênio é novamente "preso" à molécula e o ciclo recomeça. Portanto, o monitoramento das concentrações de oxi- e desoxi-hemoglobina em um determinado tecido pode ser utilizado para inferir o seu metabolismo.

O fato da *NIRS* possibilitar a investigação desses parâmetros fisiológicos através de um método contínuo e não invasivo tem impulsionado diferentes aplicações na área médica e, em especial, no estudo de biomarcadores que correlacionam alterações microvasculares com o desfecho clínico de pacientes com síndromes respiratórias [6]. Recentemente, este estudo está sendo direcionado a mesma análise com pacientes diagnosticados com síndrome respiratória aguda grave (SARS) [7], uma das principais complicações naqueles contagiados com COVID-19. Ser capaz de realizar esta análise de maneira prática e rápida, levando ao prognóstico de um paciente, auxilia as tomadas de decisões da equipe médica em relação aos tratamentos e sua eficácia, além de identificar os casos mais severos a serem tratados.

Como hoje ainda não há um sistema desenvolvido para a realização específica desta tarefa, neste projeto será desenvolvido um sistema que seja capaz de realizar as medidas necessárias para extração deste biomarcador. Além disso, espera-se que o sistema final seja de uso prático e autônomo, tornando sua aplicação trivial para qualquer operador, o que possibilita seu uso em amplos cenários.

## 1.1 Origem do trabalho

Este trabalho é um desdobramento de um projeto desenvolvido pelo próprio aluno em Iniciação Científica no ano de 2019, intitulado “Desenvolvimento de um dispositivo óptico remoto para medidas cerebrais em seres humanos”. Neste trabalho, o aluno desenvolveu um sensor óptico baseado na *NIRS*, capaz de se comunicar via WiFi. Desta forma, o trabalho se originou do interesse do aluno em continuar estudando a instrumentação para *NIRS*, junto ao interesse nas aplicações desta técnica pelo Laboratório de Óptica Biomédica (IFGW - UNICAMP), onde o primeiro trabalho foi

---

desenvolvido. Portanto, os resultados deste trabalho serão frequentemente referenciados ao longo do desenvolvimento deste relatório.

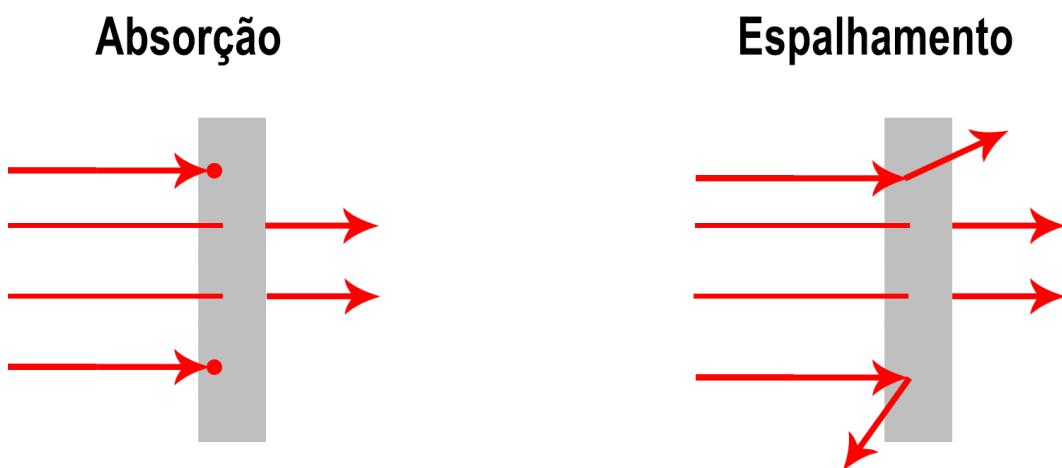
## Capítulo 2

### 2. A Espectroscopia no Infravermelho Próximo

Partindo do contexto estabelecido no capítulo anterior, este capítulo será dedicado a explicar, de maneira sucinta, a técnica de espectroscopia no infravermelho próximo. Contudo, este projeto é focado em sua aplicação e, assim, este capítulo tem como objetivo apenas tornar explícito aquilo que é relevante para o entendimento da natureza do sinal e funcionamento do sistema. Dessa forma, serão discutidas as interações entre luz e tecido presentes, em seguida como isso é utilizado no contexto de medidas de *NIRS* e, por fim, como isso implica na instrumentação deste tipo de sistema.

#### 2.1 Interações entre luz e tecido

Dada a natureza do espectro luminoso utilizado (infravermelho próximo), apenas duas interações entre a luz e o tecido biológico são relevantes neste contexto: a absorção e o espalhamento. O fenômeno de absorção se caracteriza pela atenuação na intensidade luminosa do feixe de luz emitido, sem alteração da sua direção de propagação. Já o espalhamento consiste na alteração da direção, sem atenuar o feixe. A Figura 1 ilustra estes dois fenômenos.



**Figura 1** - Representação ilustrativa dos fenômenos de absorção e espalhamento.

Estes dois fenômenos estão principalmente relacionados ao meio em que eles ocorrem, sendo afetados principalmente pelas moléculas que interagem com a luz e,

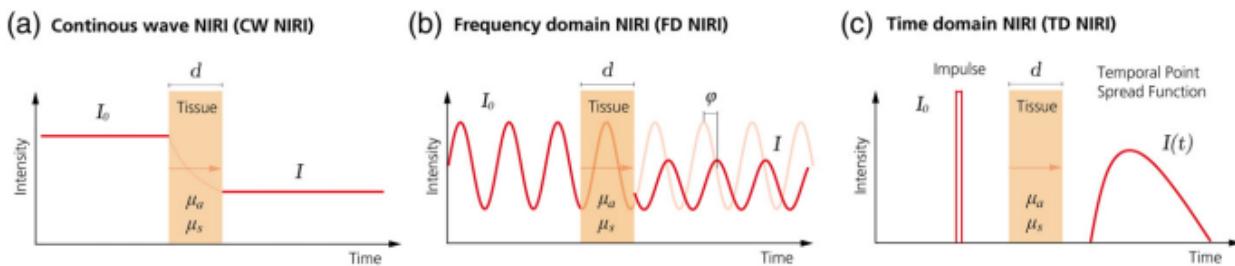
consequentemente, pelo comprimento de onda empregado. Desta forma, existem coeficientes que determinam a quantidade de eventos de absorção em função do comprimento de onda, da posição no meio (para meios não homogêneos) e do tempo. De maneira análoga, os eventos de espalhamento são descritos da mesma forma pelo coeficiente de espalhamento. Estes coeficientes são representados como “ $\mu_a$ ” e “ $\mu_s$ ”, respectivamente.

Enfim, considerando estes dois principais tipos de interação, pode-se comparar a luz que está sendo emitida para dentro do meio com aquela que será espalhada de volta para a superfície sobre um detector. Como o foco deste trabalho está na aplicação da técnica, a próxima seção descreve, de maneira resumida, como a intensidade luminosa detectada pode ser associada às informações fisiológicas, utilizando a técnica da espectroscopia no infravermelho próximo (*NIRS*).

## 2.2 Técnicas em NIRS

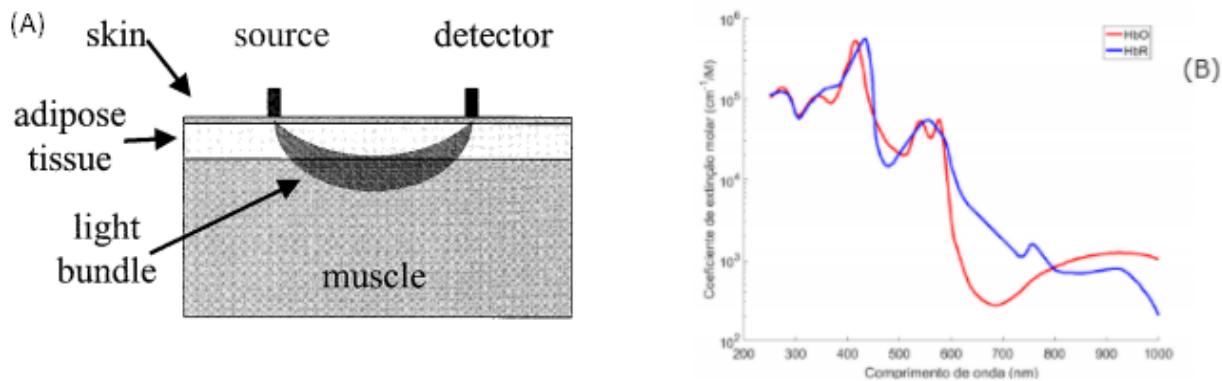
Atualmente, três métodos são empregados para realização de medidas com *NIRS*: *Frequency-Domain (FD)*, *Time-Domain (TD)* e *Continuous-Wave (CW) NIRS*. A Figura 2 ilustra os três métodos de aplicação.

Embora os dois primeiros métodos possibilitem a extração de mais informações sobre o meio medido, a técnica de *CW NIRS* é suficiente para a aplicação deste trabalho, além de permitir uma instrumentação mais simples quando comparada às outras. Portanto, as formulações apresentadas a seguir estão associadas apenas a este método específico.



**Figura 2 - Ilustração das três técnicas de *NIRS*.** (a) CW: Uma luz contínua e de intensidade constante é emitida sobre o tecido e as mudanças em sua intensidade são medidas; (b) FD: Luz com intensidade modulada em frequência é emitida e são medidas as mudanças em amplitude e fase após atravessar o tecido; (c) TD: Um pulso luminoso é emitido e o tempo de chegada dos fótons é medido. Figura retirada de [8].

Como já mencionado, a técnica de NIRS se baseia na utilização de luz na região do infravermelho próximo (entre 700 e 900 nm) e, ao ser emitida sobre um meio (tecido biológico, por exemplo), a luz interage com os constituintes do meio de forma a ser absorvida ou espalhada. No caso do tecido biológico, a luz é muito mais espalhada do que absorvida, permitindo a detecção de fôtons espalhados de volta para o plano de incidência. Como a maioria dos elementos que compõem o tecido são relativamente transparentes nesta região do espectro, a luz é capaz de atravessar as regiões de interesse, permitindo a medição conforme ilustrado na Figura 3 - A.



**Figura 3** - (A) Representação ilustrativa de uma medida de *NIRS* em região muscular (Imagen retirada de [9]). (B) Coeficiente de extinção molar para HbO e HbR em função do comprimento de onda. (Retirado do banco de dados: [omlc.org/spectra](http://omlc.org/spectra).)

Além disso, dois cromóforos (isto é, moléculas que absorvem luz em comprimentos de onda específicos) presentes no sangue - oxi-hemoglobina (HbO) e desoxi-hemoglobina (HbR) - são os maiores responsáveis pela absorção da luz neste meio. Assim, flutuações nas concentrações de HbO e HbR promovem flutuações no sinal detectado. Conhecendo o espectro de absorção desses cromóforos (Figura 3 - B), e utilizando pelo menos duas fontes de luz em comprimentos de onda diferentes, é possível separar as contribuições de HbO e HbR para a absorção da luz. Variações nas concentrações de HbO e HbR podem ser quantificadas fazendo uso da lei de Beer Lambert modificada [10]. Esta lei, em sua forma diferencial, relaciona a intensidade luminosa com a densidade óptica de um corpo:

$$\Delta DO(t, \lambda) = \ln \frac{I_{det_1}(t, \lambda)}{I_{det_2}(t, \lambda)} = L \Delta \mu_a(t, \lambda) \quad (1)$$

---


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

onde  $\Delta DO$  é a variação da densidade óptica do meio,  $I_{det}$  representa a intensidade luminosa detectada,  $L$  é o caminho médio que os fótons percorrem até o detector (que pode ser estimado através de simulações de Monte Carlo [11]) e  $\Delta\mu_a$  é uma soma ponderada da variação de concentração dos cromóforos no tecido, baseada no coeficiente de extinção molar do cromóforo em questão ( $\alpha_{HbX}$ ) e em sua variação de concentração ( $\Delta C_{HbX}$ ).

Assim, fazendo uso de dois comprimentos de onda diferentes ( $\lambda_1$  e  $\lambda_2$ ) é possível calcular as concentrações dos dois principais cromóforos através da resolução do sistema:

$$\Delta\mu_a(t, \lambda_1) = \alpha_{HbO}(\lambda_1) \Delta C_{HbO}(t) + \alpha_{HbR}(\lambda_1) \Delta C_{HbR}(t) \quad (3)$$

$$\Delta\mu_a(t, \lambda_2) = \alpha_{HbO}(\lambda_2) \Delta C_{HbO}(t) + \alpha_{HbR}(\lambda_2) \Delta C_{HbR}(t) \quad (4)$$

Nota-se que, desta forma, é possível apenas recuperar a informação das variações de oxi- e desoxi-hemoglobina, e não suas concentrações absolutas no meio. Neste trabalho, busca-se obter a saturação de oxigênio, que possibilitará a extração do biomarcador desejado. Assim, faz-se necessária uma abordagem diferente que permita essa estimativa através da mesma técnica, apresentado na próxima seção.

### 2.2.1 Método de Resolução Espacial em NIRS

Um dos métodos mais empregados em equipamentos comerciais de *NIRS* para aproximação da saturação de oxigênio em tecidos biológicos é conhecido como “Método de Resolução Espacial em *NIRS*” (*Spatially-Resolved NIRS*) [12, 13]. Para isso, múltiplos detectores são alinhados sobre a mesma região de interesse.

Em resumo, pode-se relacionar a variação na densidade óptica ( $\Delta OD$ ) em relação a distância fonte-detector ( $\rho$ ) do sistema com os coeficientes de absorção ( $\mu_a$ ) e espalhamento reduzido ( $\mu_s'$ ) do tecido medido. Esta relação pode ser considerada linear, e pode ser calculada a partir das medições realizadas. Para isso, os detectores devem ser posicionados próximos entre eles, porém distantes o suficiente da fonte de luz, como mostra a Figura 4 [8]. A Equação (5), a seguir, denota essa relação:

---


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

O coeficiente de espalhamento reduzido ( $\mu s'$ ) pode ser considerado constante ( $k$ ) em relação ao comprimento de onda ( $\lambda$ ) utilizado. Uma aproximação é feita considerando que o coeficiente “ $\mu s'$ ” decai com o aumento de “ $\lambda$ ”, obtendo “ $\mu s' = k(a\lambda + b)$ ”. Dessa forma, pode-se calcular o coeficiente “ $\mu a$ ” como mostra a Equação (6), a seguir:

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

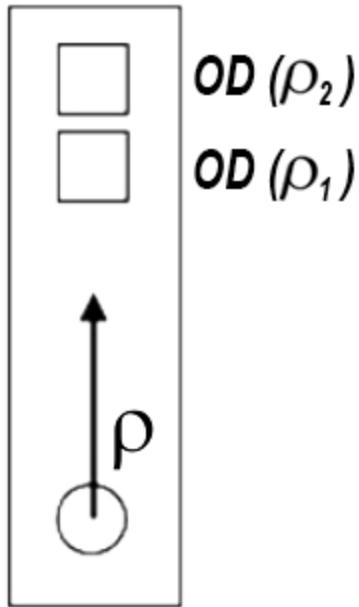
Os coeficientes “ $a$ ” e “ $b$ ”, que aproximam a dependência de “ $\mu s'$ ” com “ $\lambda$ ”, variam de acordo com a região medida e também entre pessoas. Estes coeficientes podem ser encontrados em [14]. No caso das medições que serão realizadas por este sistema, onde a região de interesse é o antebraço, os valores de “ $a$ ” e “ $b$ ” são, respectivamente:  $-9.26 \cdot 10^{-4}$  1/mm\*nm e 1.55 1/mm.

Por fim, utilizando pelo menos dois comprimentos de onda diferentes, é possível separar as contribuições dos coeficientes “ $k\mu a$ ” para HbO e HbR utilizando seus coeficientes de extinção molar ( $\varepsilon$ ), e calcular concentrações relativas como segue (7):

$$\left[ \frac{kHbO}{kHbR} \right] = [\varepsilon_{i,j}]^{-1} \cdot \left[ \frac{k\mu a(\lambda_1)}{k\mu a(\lambda_2)} \right], \text{ onde } i = \lambda_1, \lambda_2; j = HbO, HbR \quad (7)$$

Então, mesmo obtendo valores relativos de concentração de hemoglobina oxi- e desoxigenada no sangue, é possível recuperar a saturação de oxigênio (8). É evidente que o termo desconhecido “ $k$ ” se cancela na equação.

$$StO_2 = \frac{k \cdot HbO}{k \cdot HbO + k \cdot HbR} \quad (8)$$



**Figura 4** - Exemplo da distribuição fonte-detectores para o método de resolução espacial.

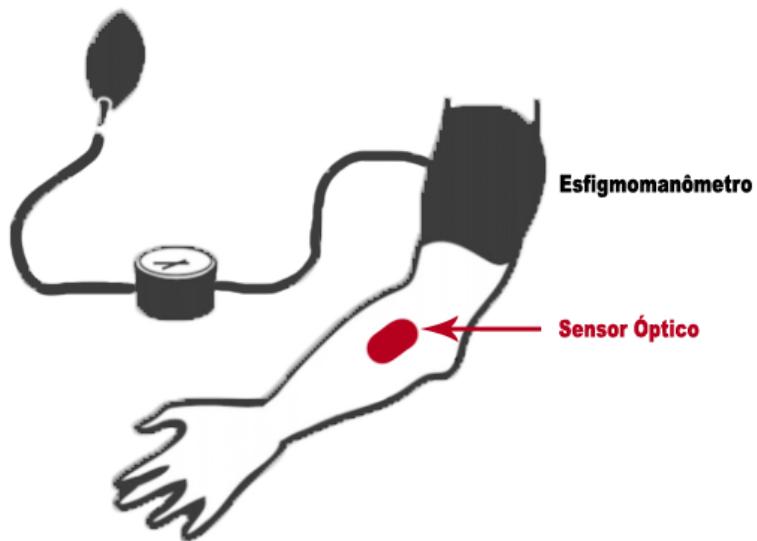
Desta forma, com a estimativa da saturação de oxigênio obtida, torna-se possível extrair o biomarcador associado a ela. A próxima seção é, então, dedicada a explicar qual é este biomarcador e como obtê-lo.

### 2.3 Extração do Biomarcador

Conforme mencionado anteriormente, o principal estudo que motiva este projeto [6] investiga a correlação entre a reatividade microvascular e o desfecho clínico de pacientes com Síndrome de Desconforto Respiratório Agudo. Para isso, utiliza-se *NIRS* para monitorar a taxa de reoxigenação muscular após um experimento de oclusão arterial nos pacientes. De maneira geral, o estudo conclui que, através da análise desta taxa de reoxigenação (biomarcador de interesse), a reatividade microvascular dos pacientes é alterada nos estágios iniciais da síndrome, sendo mais expressiva em casos mais severos da doença.

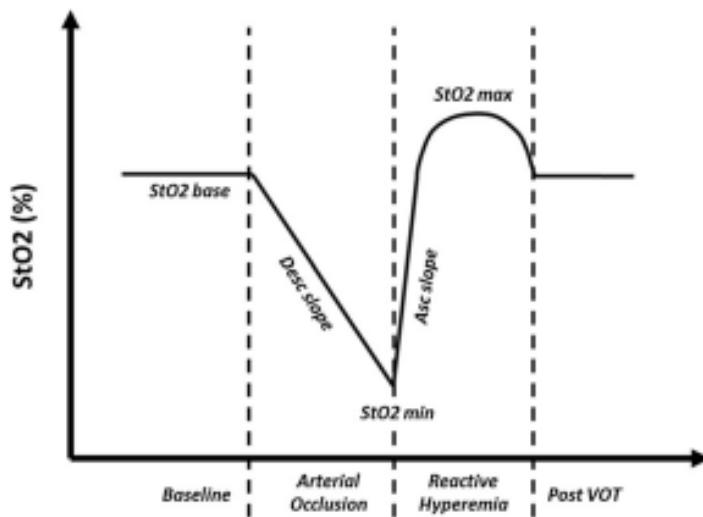
Com isso, o mesmo tipo de estudo pode ser realizado para pacientes de COVID, como proposto em [7], dado que uma de suas principais complicações é a Síndrome Respiratória Aguda Grave (SARS, do inglês, *Severe Acute Respiratory Syndrome*). Realizando o mesmo protocolo de oclusão arterial e monitorando a taxa de reoxigenação do músculo braquiorradial (antebraço), extrai-se o mesmo biomarcador. As

figuras 5 e 6 ilustram, respectivamente, o experimento de oclusão e o comportamento do nível de saturação de oxigênio durante sua execução.



**Figura 5** - Representação esquemática do experimento realizado.

Imagen adaptada de [15].



**Figura 6** - Ilustração da dinâmica da resposta da saturação de oxigênio após um experimento de oclusão. [6]

---

## **2.4 Considerações para instrumentação em NIRS**

Após o entendimento da natureza do sinal de *NIRS* e dos vínculos associados a sua aplicação denotados nas seções anteriores, algumas considerações podem ser levantadas relativas à instrumentação de sistemas que aplicam *CW NIRS*.

### **2.3.1 Fontes de Luz**

A fonte de luz ideal para medidas com *NIRS* deve ser capaz de emitir discretamente múltiplos comprimentos de onda (na região do infravermelho-próximo), de maneira estável e com a maior potência possível [16]. Também deve ser utilizado, no mínimo, dois comprimentos de onda diferentes para que seja possível diferenciar as contribuições de HbO e HbR. A estabilidade das fontes é um requisito extremamente importante, uma vez que as flutuações no sinal de *NIRS* devido a fonte não podem ser distinguidas das flutuações devido às alterações na concentração dos cromóforos.

Com isso, a literatura [16] aponta três tipos principais de fontes de luz para *NIRS*:

1. Luz Branca acoplada a filtros específicos;
2. Diodos Laser;
3. LEDs.

Dentre estas opções, os diodos Laser e LEDs são os mais empregados hoje em dia. Sistemas que utilizam luz branca filtrada eram comuns no começo da aplicação da técnica [17].

### **2.3.2 Comprimentos de Onda**

Como evidenciado pela Figura 3 - B, a escolha de um par de comprimentos de onda ideal é essencial para minimizar a interferência entre as variações de concentração de HbO e HbR. De maneira geral, o par de comprimentos de onda é escolhido levando em consideração o “ponto isosbético”, ou seja, o cruzamento do espectro de absorção para os dois cromóforos em questão. Dessa forma, com este ponto situado próximo a 805 nm (Figura 3 -B), escolhe-se um comprimento acima e um abaixo desta marca.

---

### 2.3.3 Detectores

A escolha dos detectores está majoritariamente associada aos comprimentos de onda que serão detectados. De acordo com a literatura [16], três principais tipos diferentes de detectores são empregados em sistemas de *NIRS*, sendo eles:

1. Tubos Fotomultiplicadores (*PMTs*, do inglês, *Photomultiplier Tubes*);
2. Fotodiodos de Avalanche (*APDs*, do inglês, *Avalanche Photodiodes*);
3. Fotodiodos de Silício (*SiPDs*, do inglês, *Silicon Photodiodes*).

Em resumo, os *PMTs* e *APDs* apresentam uma performance, em termos de sensibilidade e tempo de resposta, muito superiores aos *SiPDs*, porém são dispositivos mais caros e que operam em tensões mais elevadas. Além disso, os *SiPDs* requerem que um circuito de amplificação seja construído para obtenção do seu sinal.

### 2.3.4 Separação entre Fonte-Detector

Devido à natureza das interações ópticas entre a luz e o tecido, a separação entre fonte e detector é um fator importante a ser considerado na instrumentação. Isto porque a profundidade que a luz penetra no tecido é, de maneira geral, diretamente proporcional a esta separação. Portanto, a informação fisiológica carregada pelo sinal luminoso detectado depende da profundidade na qual se encontra o tecido que será estudado e, assim, da distância entre fonte e detector.

Separações muito curtas podem gerar um sinal com mais “ruído”, uma vez que as informações provenientes das camadas superficiais da pele não são interessantes nessa aplicação. Separações muito longas dificultam a obtenção do sinal, devido a quantidade de luz espalhada de volta para o detector. Para medidas do tecido muscular do antebraço distâncias acima de 20 mm são aceitáveis, já que é estimado que os tecidos superficiais contribuem com menos de 5% do sinal [18].

---

## **Capítulo 3**

### **3. Construção do Sistema Proposto**

Com o resumo da técnica que será utilizada e das implicações impostas em sua instrumentação descritos no capítulo anterior, este capítulo será dedicado a detalhar a construção do sistema proposto. Dessa forma, aqui serão apresentados os objetivos gerais do projeto de instrumentação, o desenvolvimento do sensor e da interface para sua operação, e a integração com o esfigmomanômetro eletrônico.

#### **3.1 Objetivos**

Dado todo o contexto estabelecido, propõe-se a construção de um sistema de *NIRS* para a obtenção do biomarcador relacionado às alterações microvasculares do tecido muscular, conforme mencionado anteriormente.

Com este sistema será possível avaliar o prognóstico de pacientes com uma das maiores complicações causadas pelo COVID-19, a SARS e, assim, alocar recursos de maneira otimizada de acordo com a situação dos pacientes. Espera-se que, ao final do projeto, o sistema desenvolvido seja de baixo custo, portátil, modular, com comunicação sem fio, de fácil manuseio e capaz de realizar o protocolo de oclusão arterial de maneira autônoma.

#### **3.2 Desenvolvimento do protótipo**

##### **3.2.1 Idéia geral do sistema**

Como mencionado anteriormente, a técnica de *NIRS* permite uma instrumentação relativamente simples, e o sensor foi baseado em um trabalho realizado previamente pelo autor deste trabalho.

Em resumo, para construção de um sensor para esta aplicação se empregam duas fontes de luz com espectros de emissão distintos (para possibilitar a extração da informação dos cromóforos como explicado na seção anterior) que, idealmente, são emitidas de um mesmo ponto. Para isso, LEDs capazes de emitir os dois comprimentos de onda serão utilizados. Também é necessário um detector sensível a este espectro em conjunto com um circuito que amplifique o sinal de entrada. Neste caso, como o detector será acoplado diretamente sobre a pele, um Fotodiodo de Silício que opere em baixas tensões será empregado.

Os sensores ópticos serão então utilizados para a construção de um sistema embarcado capaz de realizar o protocolo de estudo descrito em [6], que consiste na oclusão do fluxo sanguíneo do braço e, após um breve período (tipicamente, 3 min), a liberação deste fluxo. Enquanto isso, os sensores serão utilizados para medir a saturação de oxigênio no músculo do antebraço, com o intuito de medir a re-oxygenação muscular, que é diretamente proporcional à reatividade microvascular, como explicado no capítulo anterior.

O sistema embarcado desenvolvido será, em um primeiro momento, capaz de realizar as medidas levando em conta que o protocolo será realizado por um operador, de forma manual. Assim, o sistema se encarrega apenas da coleta e transmissão dos dados, para que estes sejam analisados em uma plataforma separada. O objetivo final é transformar o sistema em um dispositivo autônomo, capaz de realizar todas as operações por si só, disponibilizando ao usuário apenas as informações relevantes. Sua construção é baseada no sistema que está sendo utilizado nos estudos em [7]. A Figura 7 mostra este sistema o qual, notavelmente, requer um operador para realização das medições, principalmente pela braçadeira (esfigmomanômetro) utilizada para ocluir o fluxo sanguíneo, que não é eletrônica.

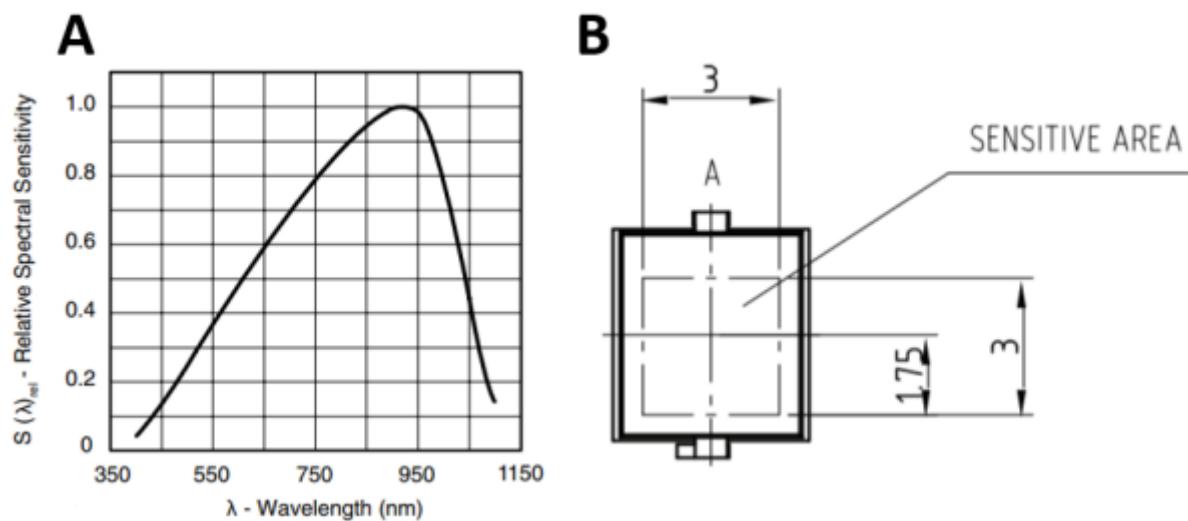


**Figura 7** - *Artinis Portamon* - Sistema sendo utilizado para coleta dos dados no projeto HemoCOVID-19. Imagens retiradas de [19] (esquerda) e [7] (direita).

### 3.2.2 Escolha dos componentes

#### Círcuito de Detecção

O sensor óptico desenvolvido se baseia em um fotodiodo (BPW-34 - *Vishay*) acoplado a um amplificador de transimpedância que utiliza o amplificador operacional CA3140 (*Renesas*). A escolha do fotodiodo BPW-34 se deu, principalmente, levando em consideração a sua disponibilidade local para compra junto a sensibilidade no espectro desejado (infravermelho-próximo). A Figura 8 mostra suas dimensões e sensibilidade.



**Figura 8** - (A) Sensibilidade em função do comprimento de onda detectado; (B) Dimensões físicas do detector.

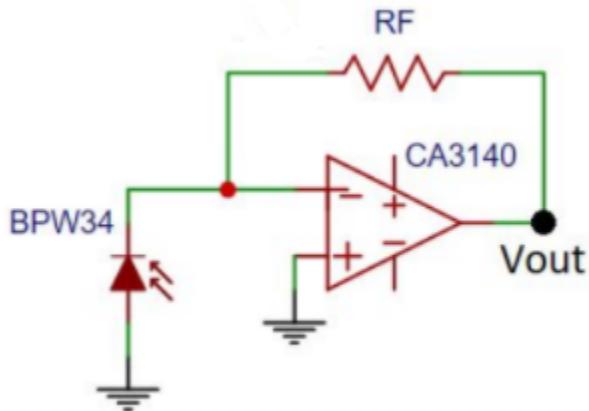
O circuito de amplificação, como descrito anteriormente, foi baseado nos resultados prévios do aluno em um projeto de Iniciação Científica, e seu esquema simplificado pode ser observado na Figura 9. Este circuito é necessário para converter e amplificar o sinal de luz detectado pelo fotodiodo, que é gerado em forma de corrente, para um sinal de tensão.

Nele, a saída de interesse (V<sub>out</sub>) é dada por:

$$V_{out} = I * RF \quad (9)$$

em que “V<sub>out</sub>” é a tensão entre a saída do amplificador operacional e a referência zero (terra) do circuito; “RF” é a “resistência de feedback”, colocada entre a saída do amplificador e sua entrada inversora; “I” é a corrente que passa através da resistência

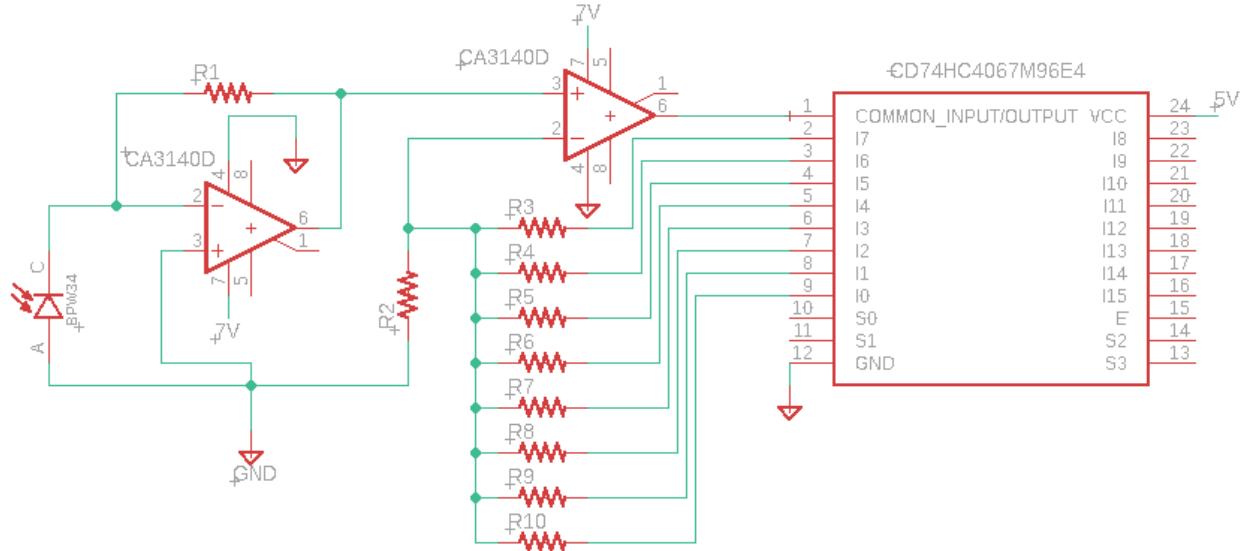
“RF” e pelo fotodiodo. Fica evidente que o ganho é diretamente proporcional à resistência de feedback.



**Figura 9** - Amplificador de transimpedância simplificado.

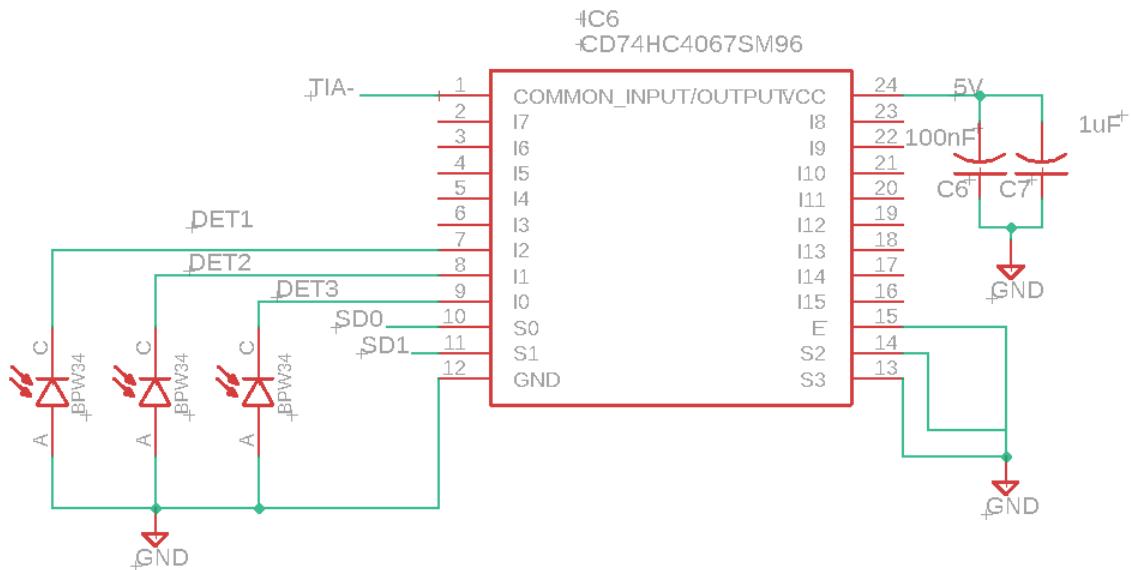
Um parâmetro importante para este circuito é o *Gain Bandwidth Product (GBW)*, que no amplificador operacional utilizado é de 4.5 MHz. Como a corrente de saída do fotodiodo utilizado é na ordem de  $10^{-6}$  A, faz-se necessário um ganho na ordem de  $10^6$  para se obter um sinal na ordem de 1 V. Por sua vez, a frequência de operação desejada é na ordem de 10 Hz. Assim, a maior amplificação para que o circuito opere dentro da especificação de *GBW* deve ser na ordem de  $10^5$ , o que exige alterações no circuito.

Sendo assim, a amplificação do sinal foi dividida em duas etapas, uma que converte o sinal de corrente para tensão (transimpedância), com ganho fixo, seguida de um amplificador não-inversor, com ganhos variáveis, multiplexados através do multiplexador AD CD74HC4067 (*Texas Instruments*), como mostra a Figura 10. Desse modo, os dois estágios são capazes de operar dentro da especificação do componente.



**Figura 10** - Amplificador de transimpedância após alterações, com dois estágios de ganho. Estão omitidas as conexões de controle para facilitar a visualização.

O mesmo tipo de multiplexador (CD74HC4067) também foi utilizado para seleção de múltiplos detectores (3 detectores) na entrada do primeiro estágio de amplificação. Isto faz com que o mesmo circuito seja capaz de operar diferentes canais de detecção. Esta modificação foi importante para possibilitar o cálculo da saturação de oxigênio no tecido, descrito na seção 2.2.1 deste relatório. A Figura 11 representa esta alteração.



**Figura 11** - Multiplexador para troca entre detectores.

---

Desta forma, o ganho final “A” do circuito é descrito como a associação dos ganhos dos dois estágios de amplificação, sendo equacionado da seguinte forma:

$$A = R1 * \left(1 + \frac{Rn}{R2}\right) \quad (10)$$

Na equação 10, “Rn” é uma das resistências entre “R3” e “R10”, denotadas na Figura 10, que dependerá da seleção sobre as entradas do multiplexador.

### Aquisição do Sinal

Para a aquisição do sinal foi empregado um conversor analógico-digital (ADC) externo ao do microcontrolador. Dessa forma, garante-se uma maior qualidade na digitalização do sinal.

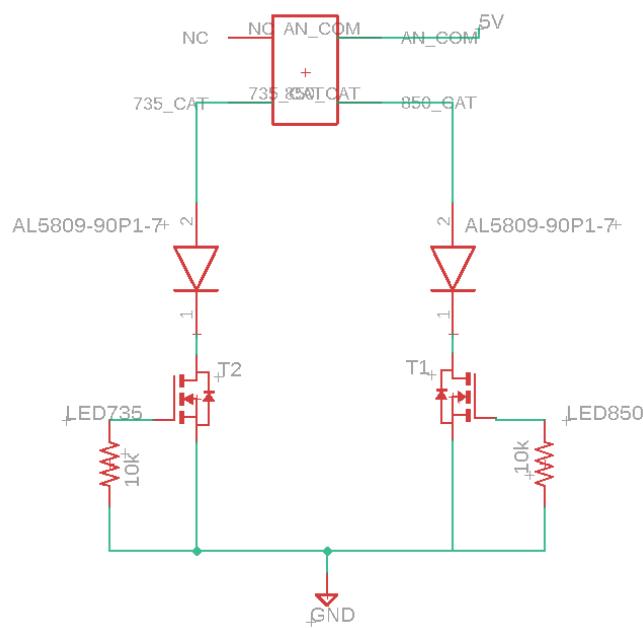
Assim, a saída do amplificador operacional (segundo estágio de amplificação) foi ligada a um conversor analógico-digital externo de 16 bits (ADS1115 - *Texas Instruments*). Este foi, então, conectado ao microcontrolador (*ESP-32*) pela linha de I2C, através de um conversor de nível lógico. Este conversor se faz necessário porque a tensão mínima para operação correta do I2C, de acordo com seu *datasheet*, é de 3.5 V (quando alimentado com 5 V), enquanto o *ESP-32* é capaz de fornecer no máximo 3.3 V. A escolha deste microcontrolador é detalhada ao final desta seção.

### Círcuito de Emissão

Para aplicação da técnica de medição de *NIRS* é necessário, pelo menos, a informação de dois comprimentos de onda diferentes. Sendo assim, um LED capaz de emitir os dois comprimentos de onda desejados (735 e 850 nm) está sendo utilizado como fonte de luz para o sistema (SMT735D/850D - *Marubeni*).

Este LED está sendo regulado por um circuito integrado regulador de corrente (AL5809 - *Diodes Incorporated*). A regulação é importante para garantir que as oscilações no sinal detectado não sejam provenientes de oscilações na emissão do LED, conforme descrito na seção 2.3.1. Para o sistema, foi escolhido um regulador de 90 mA. Este valor de corrente foi obtido experimentalmente considerando que, idealmente, a maior potência deve ser empregada, de forma a não causar desconforto quando em contato com a pele.

Como a corrente necessária para alimentar os LEDs é muito alta em relação à corrente que o microcontrolador (ESP-32) é capaz de fornecer, sua alimentação foi isolada do microcontrolador. Assim, o ESP-32 é responsável apenas pela ativação dos LEDs através do chaveamento de um MOSFET, operando sem consumo significativo de corrente pelo GPIO. A Figura 12 representa este circuito. Nota-se que foram empregados dois reguladores de corrente e dois MOSFETs separadamente, devido a necessidade de multiplexar entre dois comprimentos de onda diferentes.

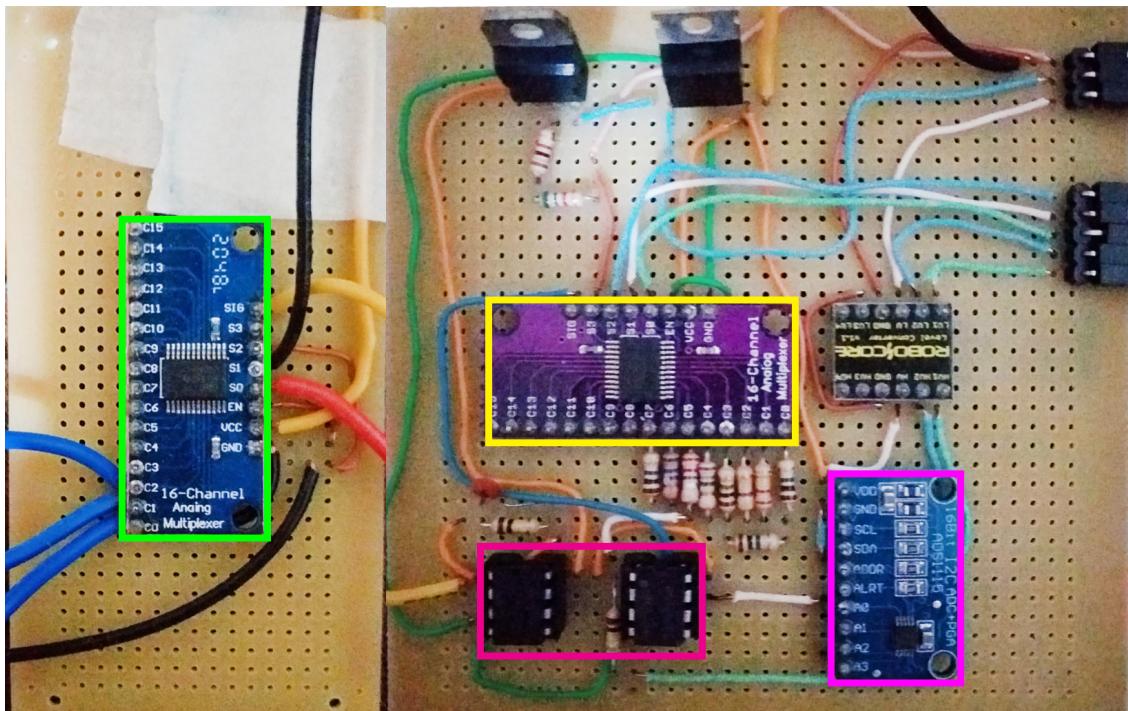


**Figura 12** - Circuito para multiplexação do LED.

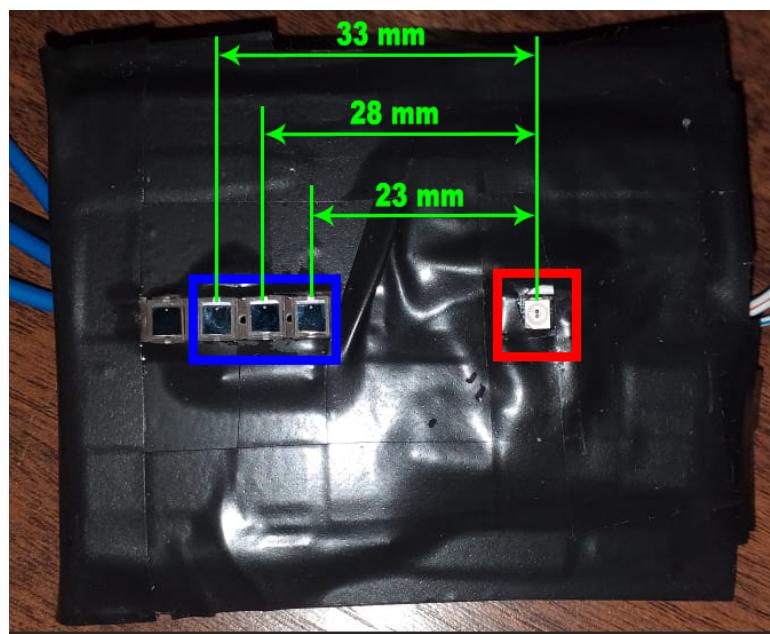
### 3.2.4 Integração dos componentes

Para o desenvolvimento do protótipo, todos os componentes foram integrados sobre uma placa ilha. Assim, eles foram empregados em formatos que facilitam sua soldagem (*through-hole* / módulos para prototipagem rápida). O *hardware* é mostrado na Figura 13, com destaque para os principais componentes.

A Figura 14 mostra a disposição dos detectores e LEDs em um suporte plástico. Nela estão denotadas as distâncias entre fonte e detectores utilizadas no sistema.

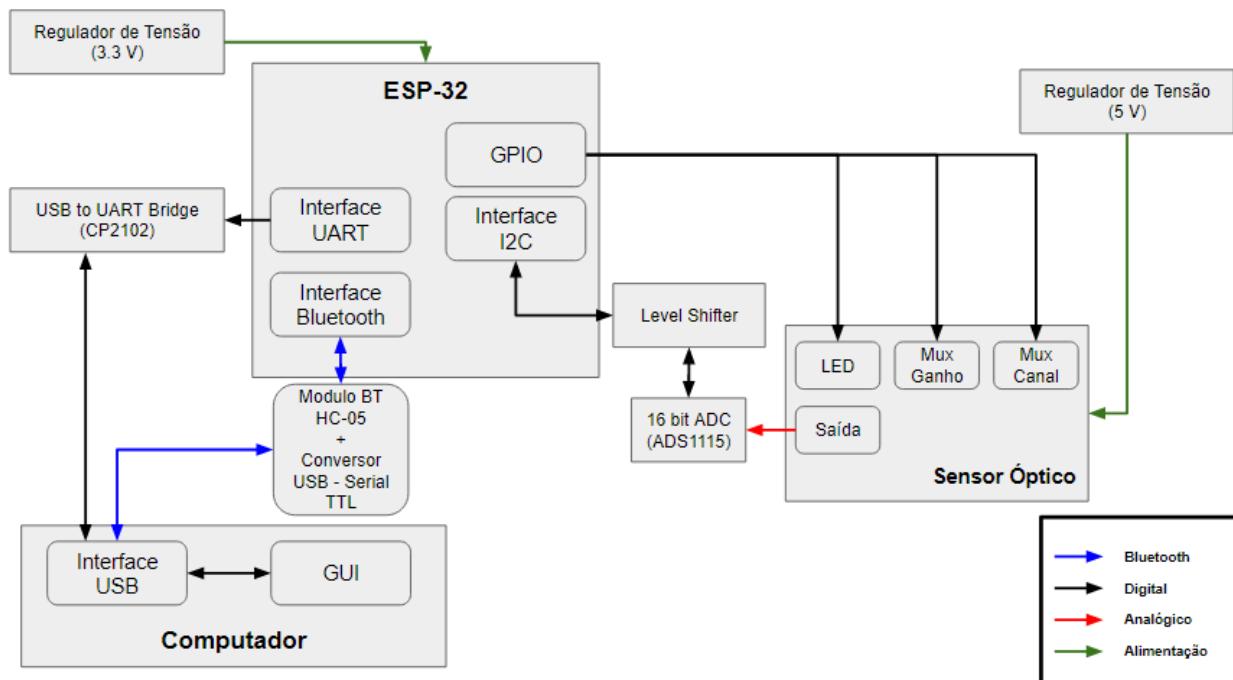


**Figura 13** - Arranjo dos componentes no protótipo de bancada. Destaque para os principais componentes: Multiplexador Detectores (verde); Multiplexador Ganhos (amarelo); Conversor AD (rosa); Amplificadores Operacionais (magenta).

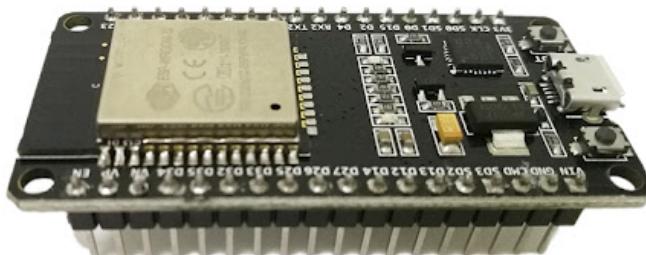


**Figura 14** - Suporte com detectores (azul) e fonte de luz (vermelho). Distâncias entre fonte e detectores em verde. Nota-se que o quarto detector, apesar de presente na montagem, está desconectado.

Por fim, como forma de sumarizar as conexões entre os diferentes componentes, a Figura 15 contém o diagrama de blocos de *hardware* do sistema projetado. Nele também fica evidente a escolha do microcontrolador que será empregado no projeto: o ESP-32 (Figura 16). Esta escolha se deve a disponibilidade inerente ao microcontrolador de antena Bluetooth, o que facilita implementações de comunicação sem fio do projeto, e também pelo fato do aluno já ter conhecimento prévio da plataforma de desenvolvimento.



**Figura 15** - Diagrama de blocos de *hardware* para o protótipo desenvolvido.



**Figura 16** - Kit de desenvolvimento do microcontrolador ESP-32, utilizado durante a prototipagem deste projeto.

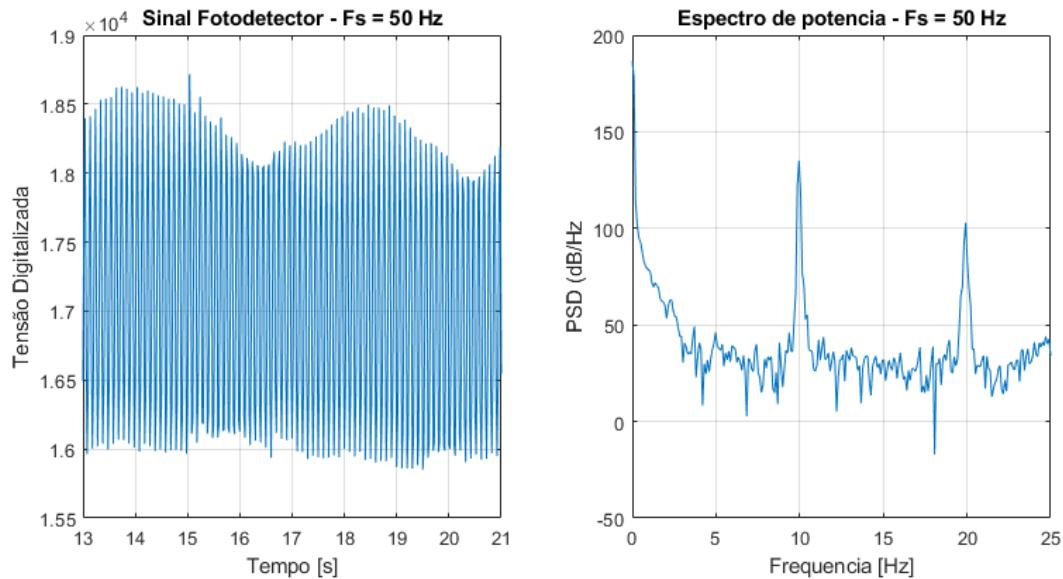
### 3.2.5 Resultados Preliminares

#### Avaliação do Sinal

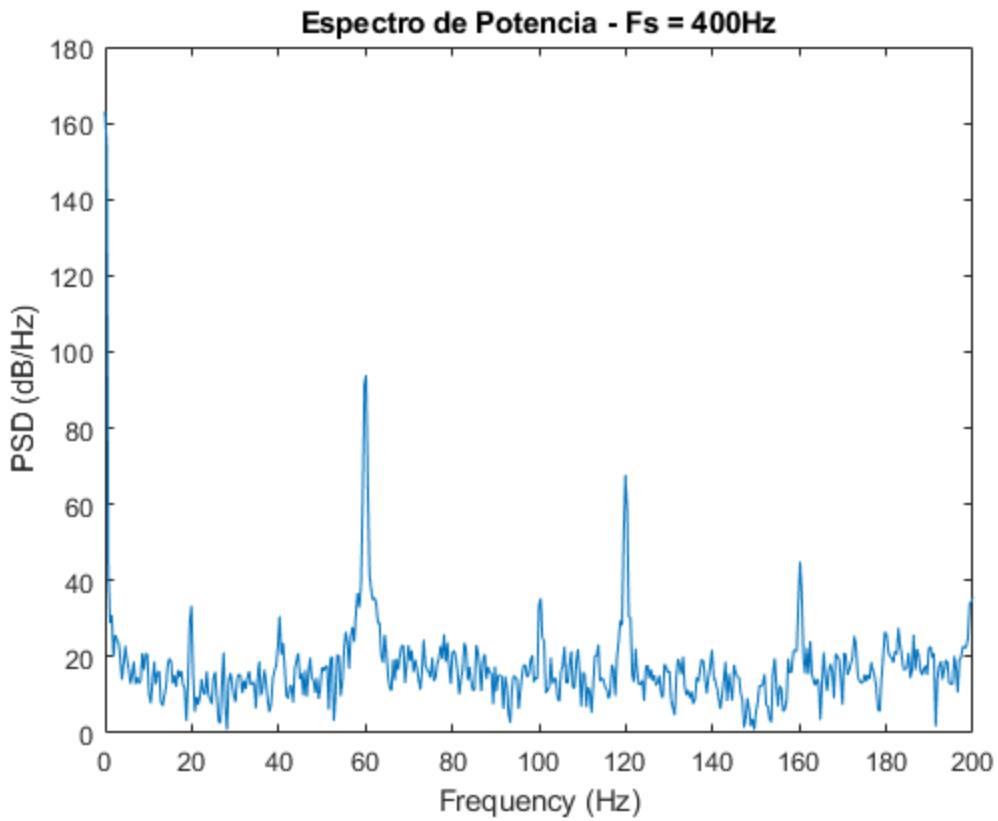
Para determinar a faixa de ganhos necessária para operação do sistema, foi fixado um fotodetector e o LED sobre o músculo do antebraço para realização de medições, em uma distância entre fonte-detector de 30 mm. O sinal foi monitorado em busca da presença da frequência do batimento cardíaco, um marcador fisiológico comum em sinais de *NIRS*. O ganho foi ajustado para que este sinal se encontrasse, aproximadamente, na metade da escala de medição.

Durante este processo, notou-se a presença de uma frequência de oscilação presente no sinal muito maior do que a esperada (Figura 17). Esta figura mostra um sinal coletado a 50 Hz, na qual é possível observar que esta frequência indesejada (10 Hz) domina o sinal. Assim, suspeitou-se que esta frequência seria devida a um *aliasing* da frequência da rede elétrica (60 Hz), que estaria sendo acoplada ao sinal.

A fim de buscar a natureza desta oscilação, aumentou-se a frequência de aquisição do sistema para 400 Hz. As coletas foram realizadas coletando apenas ruído, e o espectro de potência foi analisado (Figura 18). Com isso, foi deduzido que a frequência em questão se trata das oscilações da rede elétrica (60 Hz) que estão sendo acopladas ao sistema e amplificadas.



**Figura 17** - Frequência indesejada sobre o sinal - coleta realizada a 50 Hz. Nota-se uma frequência em 10 Hz, resultante de um *alias* de 60 Hz.

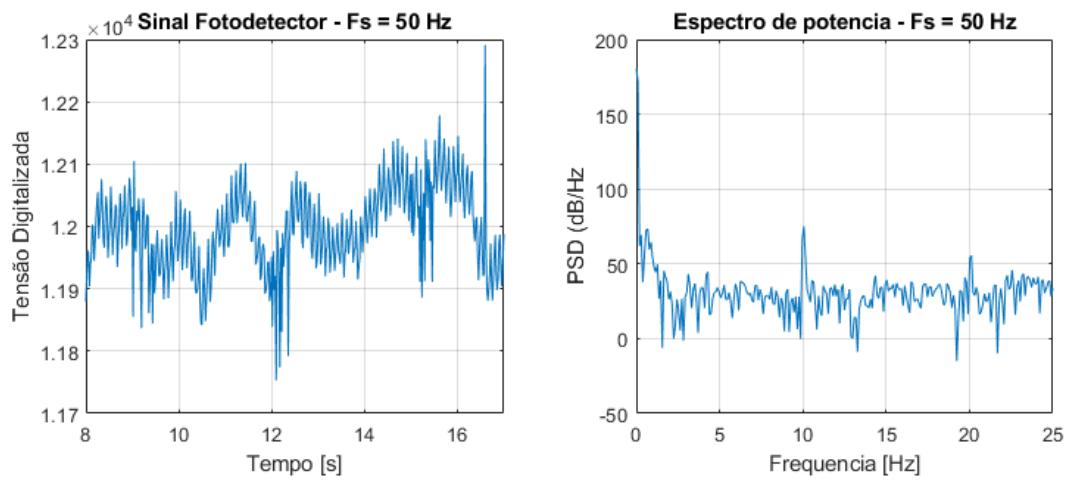


**Figura 18** - Espectro de potência para o ruído - coleta realizada a 400 Hz.

A fim de determinar se esta frequência estava realmente sendo acoplada ao sistema, e que não se trata de algo intrínseco dele, toda a eletrônica foi isolada dentro de uma caixa metálica. Esta caixa metálica foi, então, conectada ao terra do sistema. Dessa forma, a referência do sistema oscilaria junto as frequências acopladas, mitigando seus os efeitos sobre o sinal. Os resultados do mesmo tipo de coleta realizado anteriormente pode ser observado na Figura 19.

É notável que houve uma grande redução na amplitude da oscilação indesejada. Isto indica que, quando o sistema for reduzido ao formato de *PCB* (Placa de Circuito Impresso), onde não haverá a necessidade de fios para transmissão do sinal analógico, a influência deste tipo de ruído não deve ser considerável.

Além disso, ainda há a possibilidade de filtrar digitalmente o sinal adquirido, sem perda de informação. Isto pode ser observado nos resultados incluídos na próxima sub-seção (Experimento de Oclusão Arterial - Protótipo) deste relatório. Ainda assim, caso fosse necessário minimizar ainda mais a influência do sinal da rede, seria preciso modificar o circuito de aquisição, tornando-o diferencial, o que exigiria a troca de todos os amplificadores operacionais, alterações no projeto do circuito e uso de tensões de alimentação diferencial.



**Figura 19** - Resultado do experimento após isolamento do sistema. Coleta realizada a 50 Hz.

---

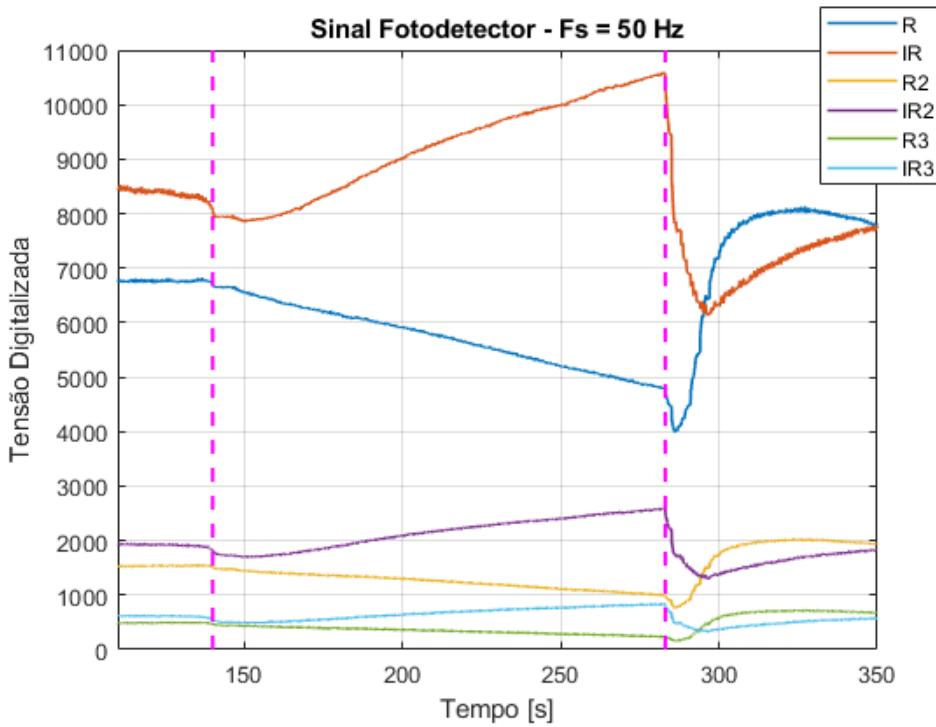
## **Experimento de Oclusão Arterial - Protótipo**

Como forma de testar o sistema prototipado, o mesmo protocolo realizado no estudo citado como motivação para este trabalho [6] foi realizado, e os resultados foram comparados com aqueles presentes na literatura. Para isso, o suporte contendo os detectores (Figura 14) foi fixado ao antebraço de um voluntário, e um esfigmomanômetro foi utilizado para realizar a oclusão do fluxo sanguíneo.

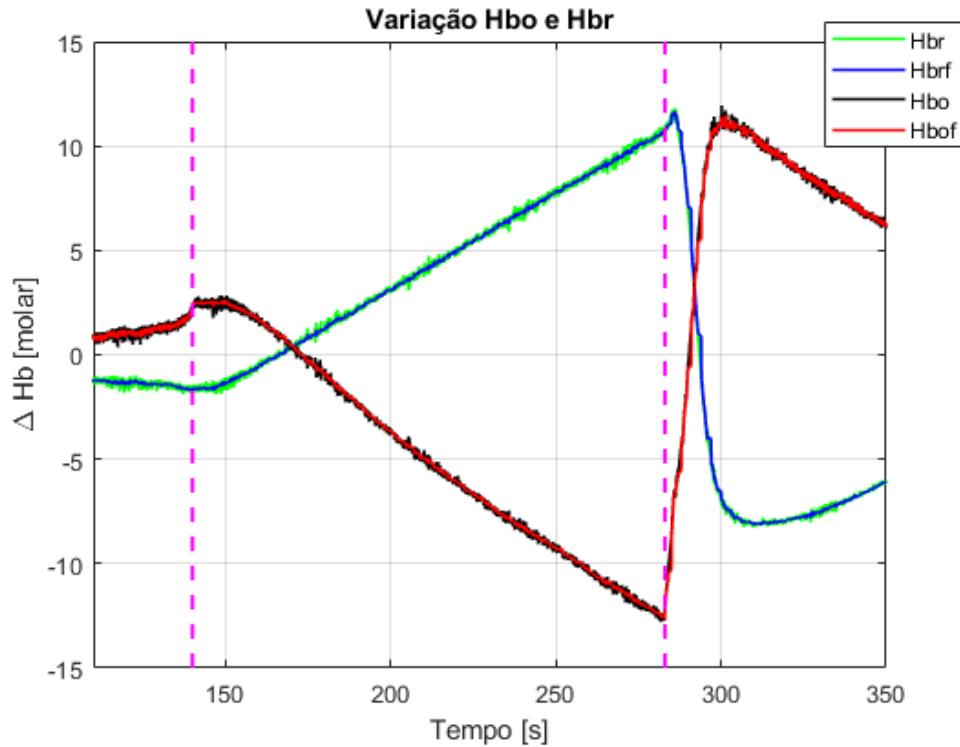
Primeiramente, foi monitorada a resposta em variação de hemoglobinas oxi- e desoxigenadas durante a oclusão. Para isso, o arranjo mostrado pela Figura 5 foi montado, e o sistema ligado. Aguardou-se a estabilização do sinal e, em seguida, o esfigmomanômetro foi rapidamente inflado para uma pressão aproximadamente 50 mmHg maior do que a sistólica do voluntário, garantindo a oclusão arterial. Após 2 minutos de oclusão, o aparelho foi desinflado e aguardou-se, novamente, a estabilização do sinal.

A Figura 20 mostra o sinal luminoso, após filtro, adquirido durante um dos experimentos, para as três distâncias entre fonte-detector, e para cada comprimento de onda utilizado, 735 nm (R) e 850 nm (IR). Por sua vez, na Figura 21 está o resultado observado quando o sinal é convertido em variações de HbO e HbR. O resultado apresentado para variações de hemoglobina contém as informações do sinal sem filtro e com filtro, sobrepostos. Isto mostra que não há perda de informação ao filtrar o sinal. As barras verticais (em rosa) presentes nas figuras marcam o início e o fim da oclusão.

O filtro utilizado é digital, *Butterworth*, de terceira ordem e frequência de corte em 5 Hz. Toda a análise de dados foi realizada através do software *Matlab*.

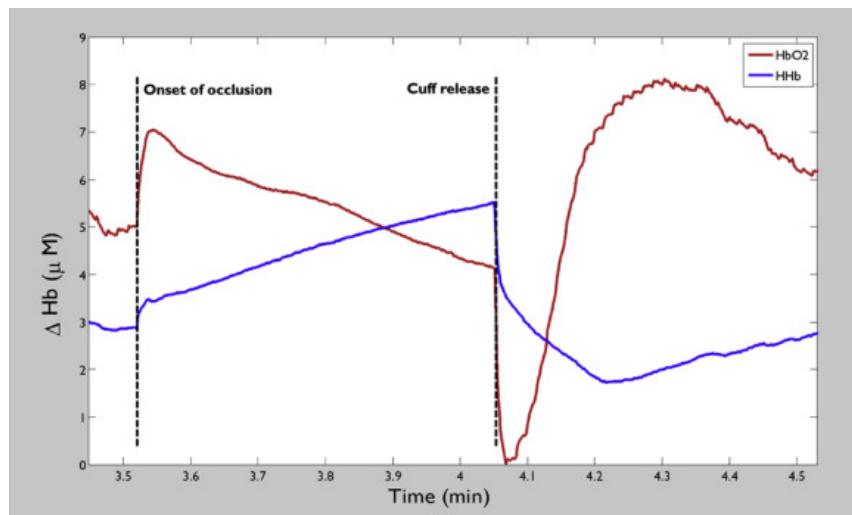


**Figura 20** - Sinal de luz detectado digitalizado para os três detectores, após filtro.



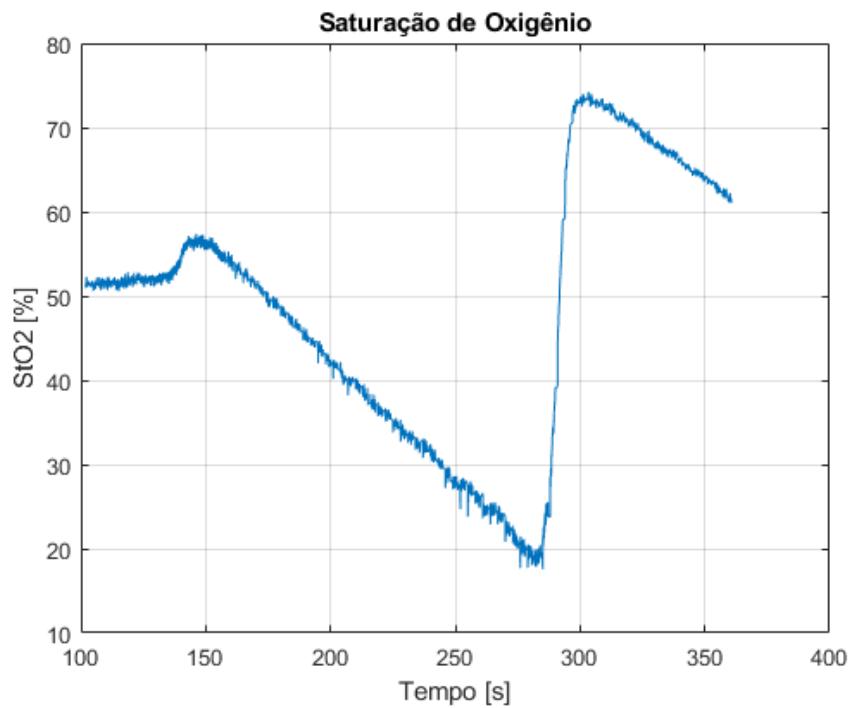
**Figura 21** - Variações de HbO (azul) e HbR (vermelho) na região monitorada (à direita).

A dinâmica evidenciada neste resultado é esperada, uma vez que a oclusão do fluxo sanguíneo arterial torna constante o volume de sangue na região medida. Com isso, o oxigênio continua sendo consumido, porém não há chegada de sangue arterial novo, denotado pela variação negativa de HbO<sub>2</sub>. Ao mesmo tempo, não há saída de sangue venoso, portanto a concentração de hemoglobina desoxigenada aumenta localmente, denotada pela variação positiva de HbR. Este mesmo resultado pode ser observado em experimentos similares, como mostra a Figura 22.

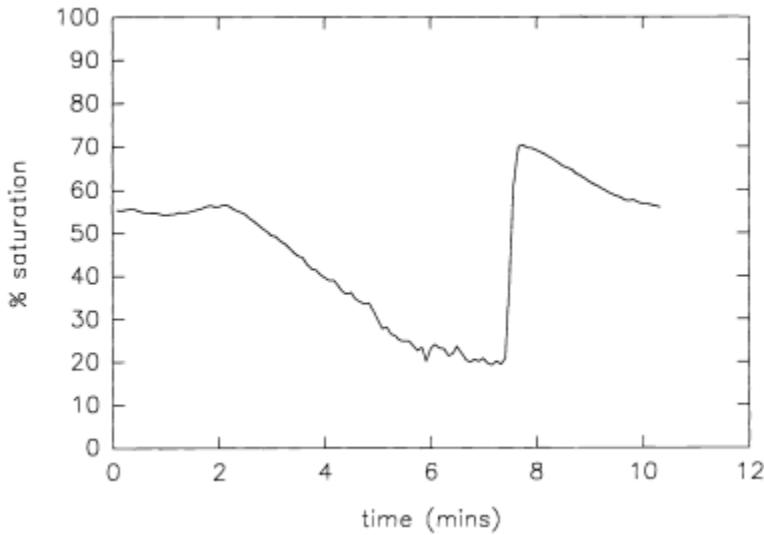


**Figura 22** - Resultado de variação de hemoglobina em um experimento de oclusão sobre tecido muscular com um sistema comercial de NIRS [20].

Com isso, o mesmo sinal luminoso recuperado foi utilizado para calcular a saturação de oxigênio, através do método de resolução espacial descrito anteriormente (Seção 2.2.1). O resultado obtido após esta conversão pode ser observado na Figura 23. Este tipo de resultado também pode ser comparado àqueles presentes na literatura, como mostra a Figura 24.



**Figura 23** - Saturação de oxigênio calculada com o sinal recuperado pelo protótipo do sistema proposto.



**Figura 24** - Resultado de saturação de oxigênio em um experimento de oclusão em região do músculo do antebraço [14].

---

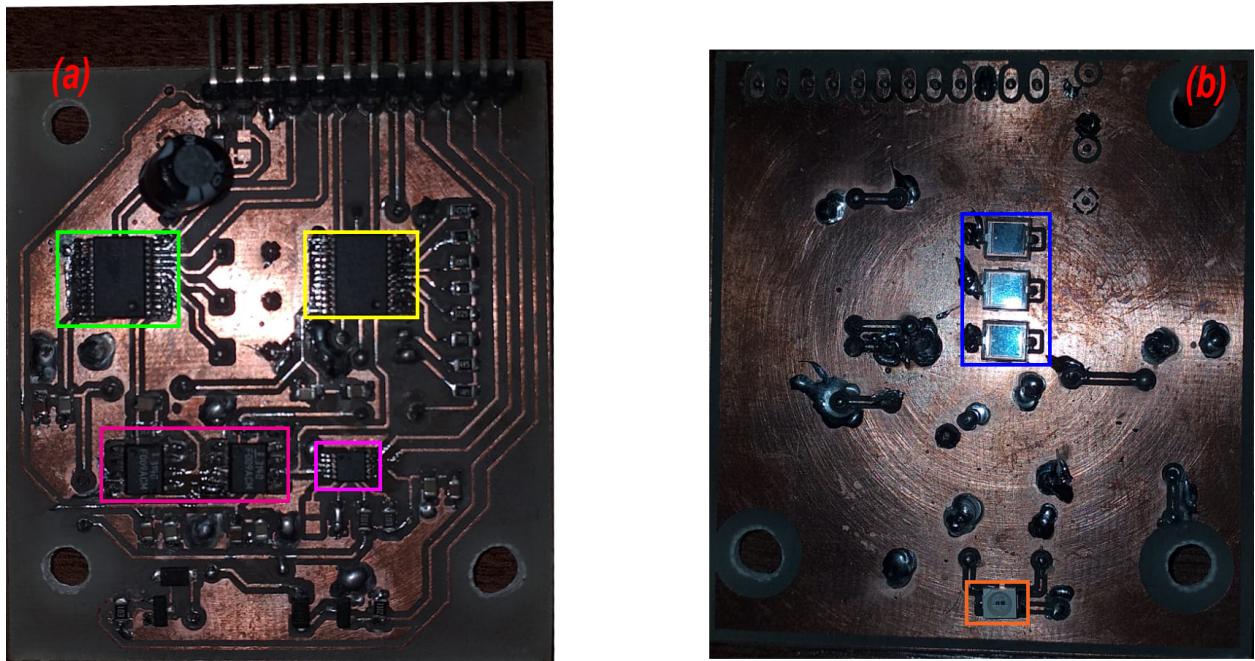
Nota-se que o sinal de saturação recuperado (Figura 23), apesar de apresentar a dinâmica esperada com o experimento de oclusão, não estabiliza sobre uma segunda base conforme o esperado.

### 3.3 Conversão para o formato de PCB

Para mitigar os problemas descritos na seção anterior, e transformar o sensor em um módulo de fácil operação, uma PCB foi projetada no software *Autodesk Eagle*. Para isso, empregou-se componentes, em sua maioria, em formato *SMD* (*Surface-Mount Device*) em uma placa com duas camadas. A disposição dos componentes na placa foi feita de forma a resultar em um *design* compacto e minimizar o comprimento da linha de transmissão do sinal analógico do fotodiodo, com o objetivo de minimizar acoplamentos indutivos e capacitivos.

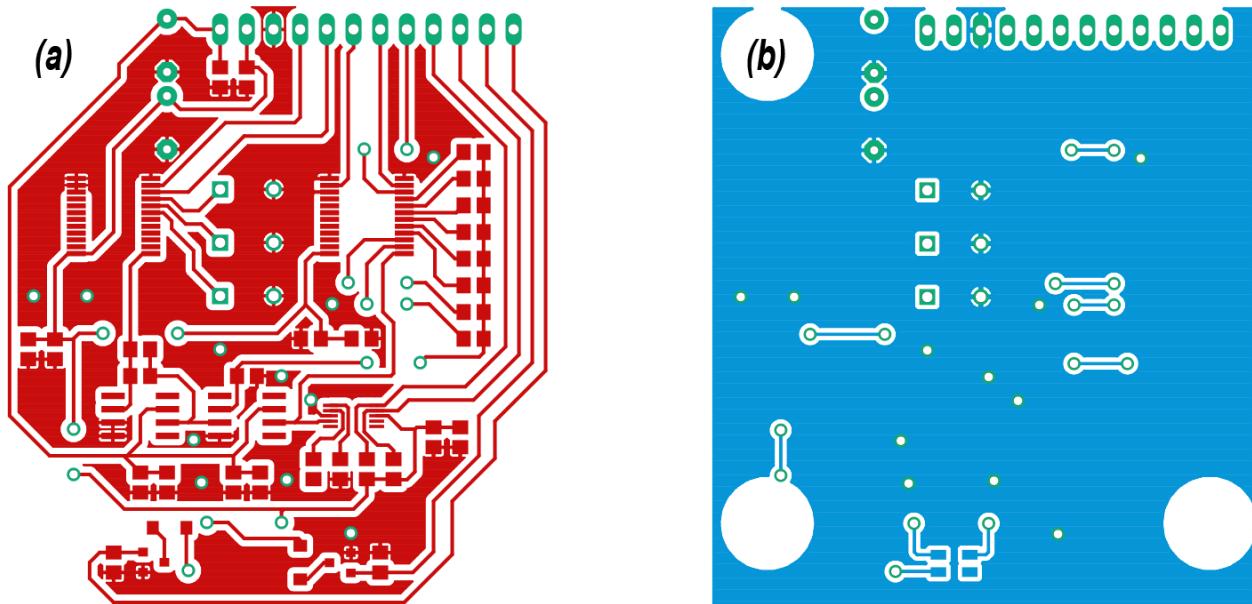
O único vínculo rígido do *design* é a distância entre a fonte de luz (LED) e os detectores. Isto se deve a maneira com que a técnica de resolução espacial de *NIRS* é utilizada para retornar o valor de saturação de oxigênio do tecido medido, na qual as distâncias entre fonte e detectores devem ser conhecidas e mantidas fixas. Assim, o *design* em PCB também favorece a aplicação do sensor.

As figuras 25 (a) e 2 (b) mostram, em detalhe, o resultado final da fabricação da primeira *PCB*. Nela também estão destacados os principais componentes do circuito, conforme a legenda. O esquema de ligações deste projeto está disponível ao final deste documento, no Anexo A.



**Figura 25** - Vista da frente da PCB manufaturada (a). Vista de trás da PCB manufaturada (b). Destaque para os principais componentes: Multiplexador Detectores (verde); Multiplexador Ganhos (amarelo); Conversor AD (rosa); Amplificadores Operacionais (magenta); Fotodiodos (azul); LED (laranja).

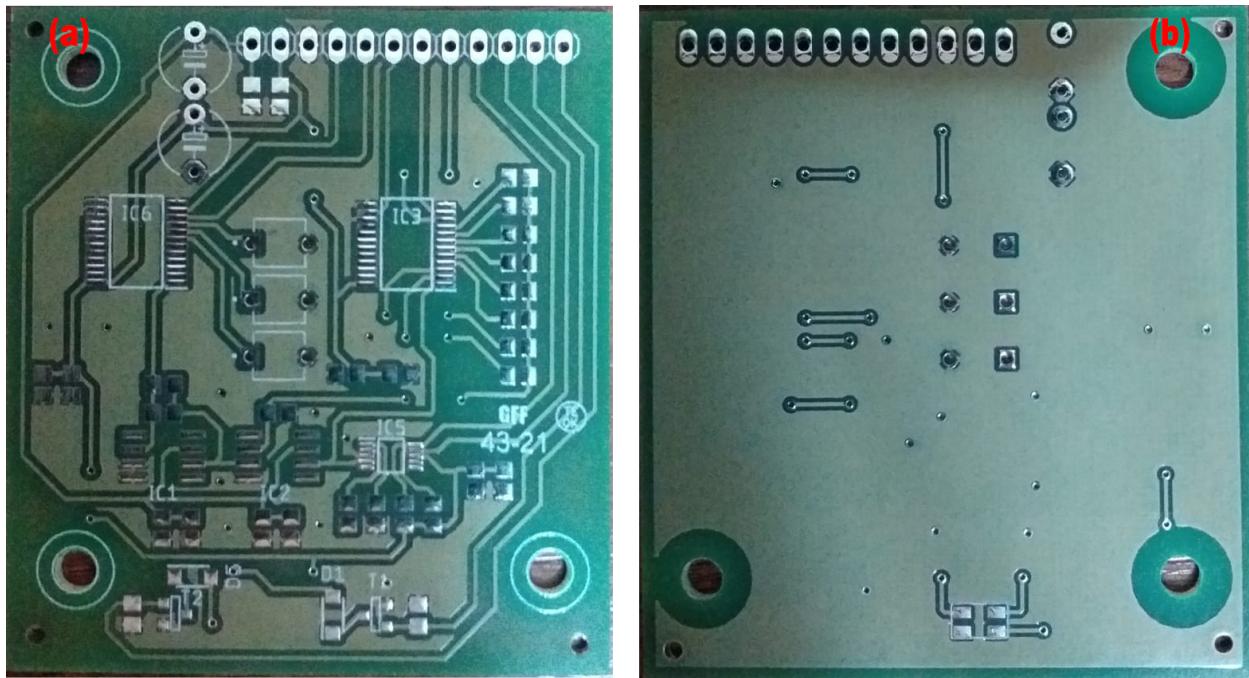
Alguns cuidados são necessários para garantir o bom funcionamento e a integridade do sinal em circuitos de instrumentação de precisão [21]. Para isso, algumas regras gerais de projeto foram seguidas na construção do *layout* desta *PCB*: a utilização de trilhas curtas e com curvas suaves, o uso de capacitores de desacoplamento em todos os circuitos integrados (CI), a utilização de planos de terra mais contínuos possíveis, e o distanciamento entre linhas de comunicação e sinais analógicos. As figuras 26 (a) e 3 (b) apresentam as camadas projetadas.



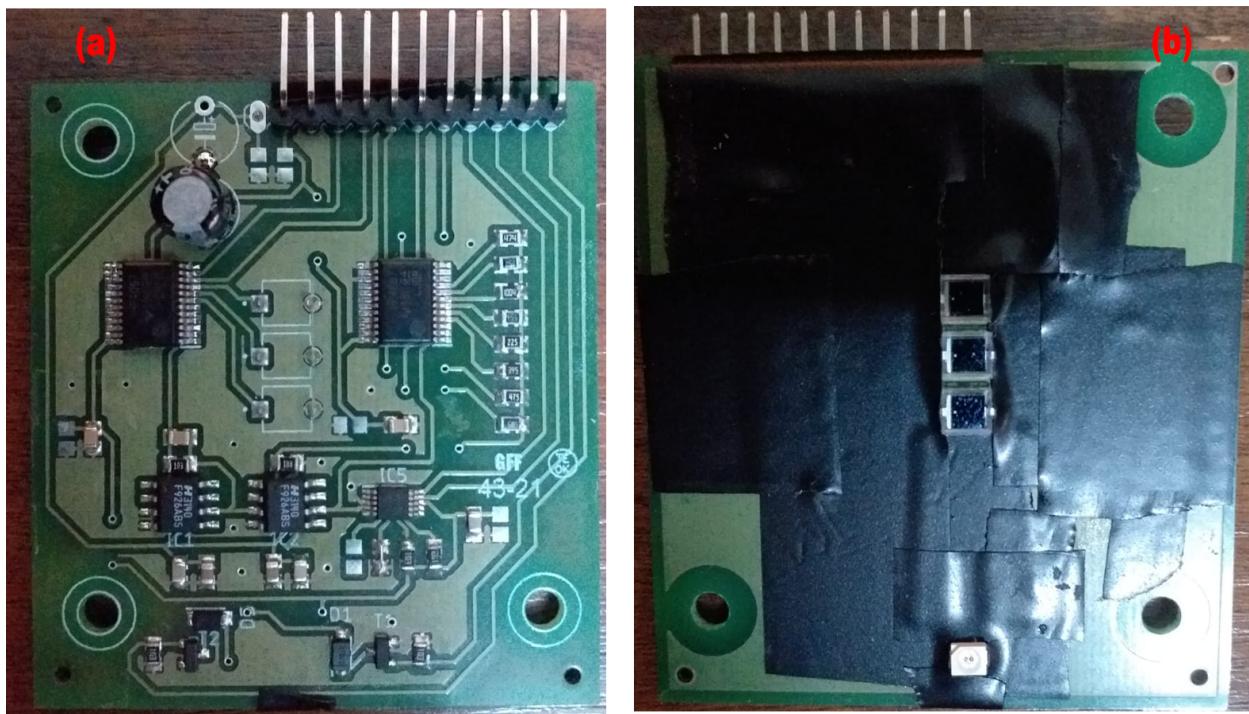
**Figura 26** - Camada superior da PCB (A). Camada inferior da PCB (B).

Os primeiros testes com as PCBs representadas na Figura 25 não demonstraram o desempenho esperado. O sinal recuperado era, muitas vezes, mais baixo que o esperado, fazendo com que apenas um dos canais apresentasse informação fisiológica. Como para que seja possível retornar a saturação de oxigênio é necessário que pelo menos dois canais respondam corretamente, esta primeira versão da PCB não pôde ser utilizada para seguir o projeto.

O problema identificado no *design* foi a menor distância entre fonte e detectores, a qual era ligeiramente superior (25 mm) à do protótipo de bancada (23 mm). Este erro foi corrigido e uma nova PCB foi fabricada. As figuras 27 e 28 apresentam esta nova PCB, desmontada e montada, respectivamente. As distâncias entre fonte e detector, neste modelo, são equivalentes às do protótipo apresentados na Figura 14.



**Figura 27** - (a) Vista de frente da nova PCB; (b) Vista de trás da nova PCB.



**Figura 28** - (a) Vista de frente da nova PCB montada; (b) Vista de trás da nova PCB montada.

---

A nova PCB foi produzida através de um processo industrial, diferente da versão anterior. Também é válido ressaltar que apenas a placa foi produzida industrialmente, e não montada, assim, os componentes foram soldados manualmente.

Este fato é importante porque alguns cuidados específicos devem ser tomados em relação a limpeza da placa após o processo de soldagem. Como se trata de um projeto de instrumentação de precisão, na qual foram empregados resistores com resistência elevada (ordem de  $10^6$  ohm) devido ao ganho de sinal necessário, impurezas presentes sobre a placa podem interferir no circuito eletrônico.

Um dos principais problemas que afetou o *design* foi a resistência do fluxo de solda utilizado durante a soldagem. Por essa resistência ser relativamente baixa quando comparada aos resistores de ganho, os restos de fluxo sobre a placa interferiram no seu desempenho. Felizmente, este tipo de problema pode ser resolvido com uma boa limpeza utilizando álcool isopropílico e escova.

Esta foi a principal dificuldade encontrada pelo aluno em relação a esta etapa do projeto. Isto porque as instabilidades na operação do sistema causadas por este problema impediram testes com coleta de dados do sensor. Além disso, sua natureza era desconhecida, demandando bastante tempo para encontrá-lo.

### **3.3.1 Resultados Preliminares**

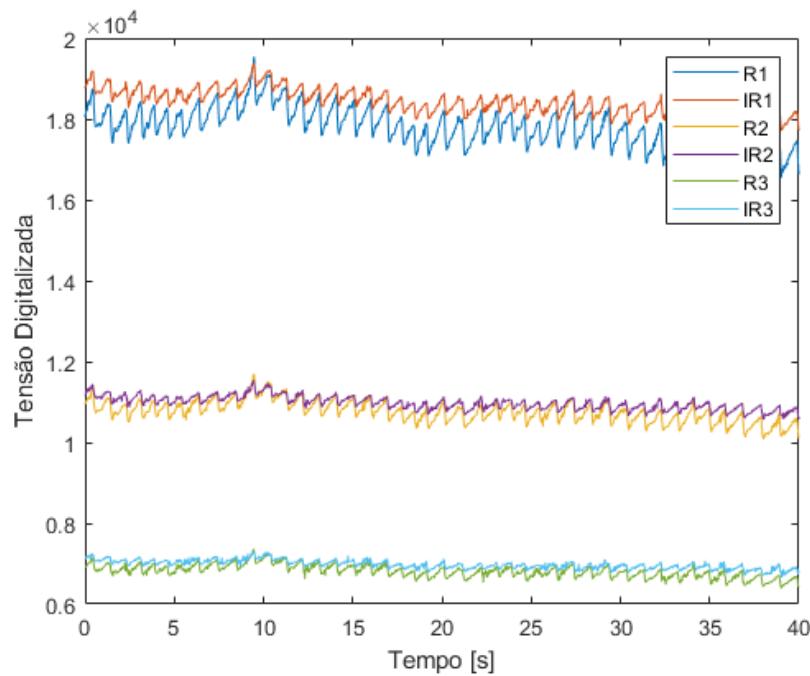
#### **Avaliação do Sinal**

Como forma de avaliação rápida do sinal, foi realizada uma medição transmissiva sobre o dedo. Apesar deste tipo de medida não ser o foco do projeto, ela pode ser utilizada para avaliar a qualidade do sinal. Isto porque pode-se avaliar a presença de sinal fisiológico, bem como a presença de frequências não desejáveis no sinal, como o sinal de 60 Hz da rede elétrica bastante presente, discutido na Seção 3.2.5.

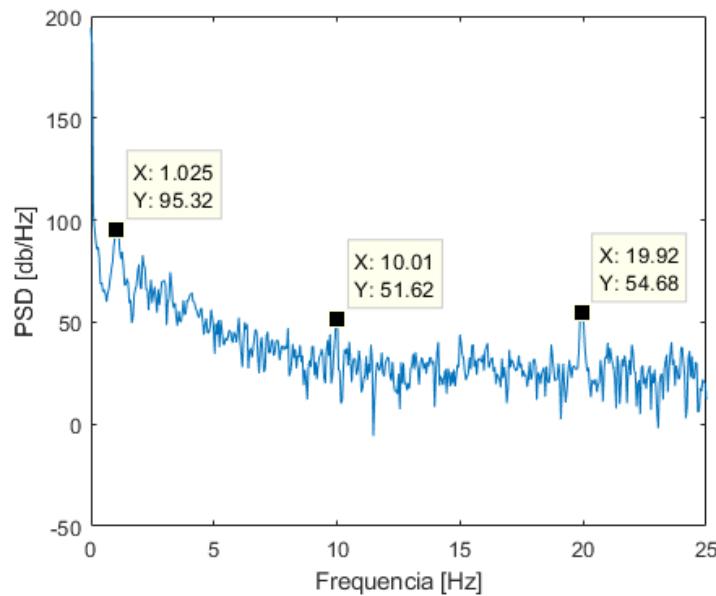
As figuras 29 e 30 apresentam, respectivamente, o sinal coletado neste experimento, sem nenhum pós-processamento, e o espectro de potência do mesmo. É possível perceber, visualmente, a presença da frequência cardíaca em cada um dos canais do sensor. Também é notável que o sinal é mais baixo conforme a distância entre a fonte e os canais aumenta ( $d_{canal\ 1} < d_{canal\ 2} < d_{canal\ 3}$ ), como esperado .

Outro fator importante é a redução do ruído acoplado externamente, que é nítido quando o espectro de potência da Figura 30 é comparado ao da Figura 19. Isto se deve,

principalmente, à conversão do protótipo de bancada para o formato de PCB e as técnicas empregadas para a elaboração do *design*, discutidas ao início da Seção 3.3.



**Figura 29** - Tensão digitalizada do sinal luminoso para os 3 canais. Medida para Avaliação do sinal, coletada a 50 Hz.



**Figura 30** - Espectro de potência para a medida de avaliação do sinal, coletada a 50 Hz.

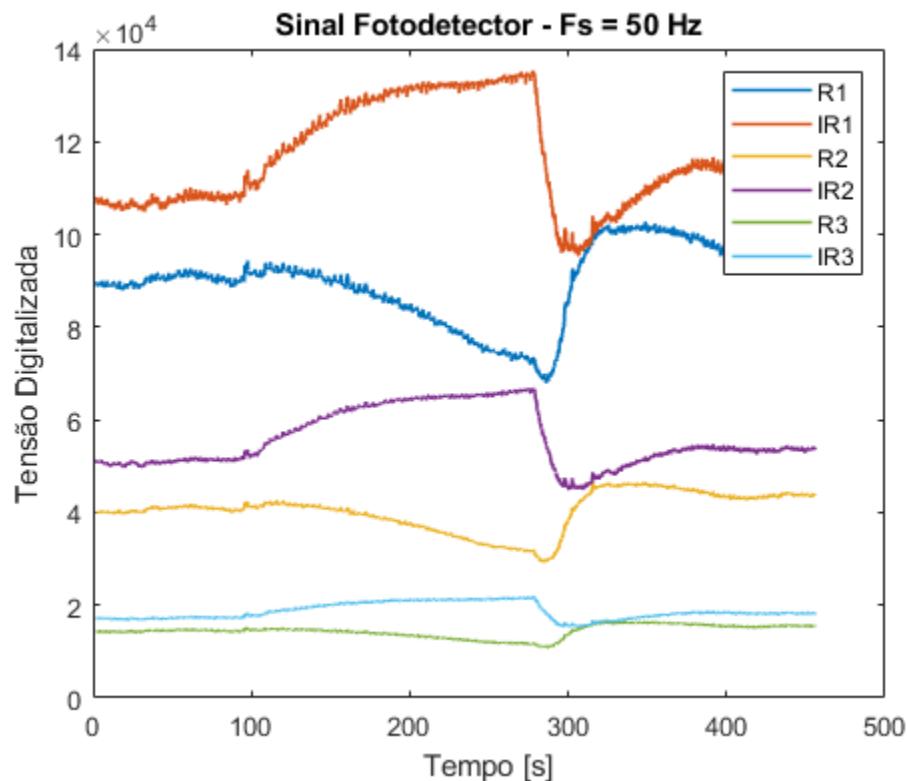
Destaque para a frequência cardíaca (1.025 Hz) e para as frequências acopladas externamente.

---

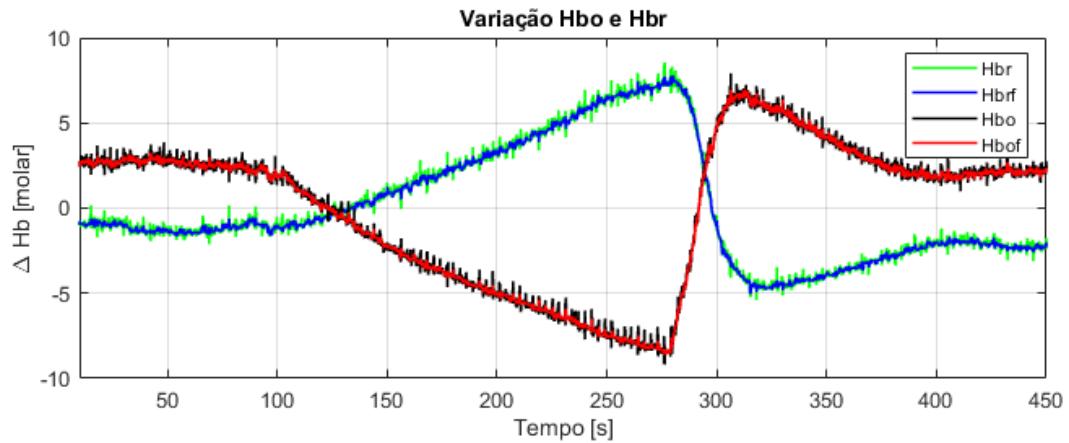
## Experimento de Oclusão Arterial

Da mesma forma como descrito na Seção 3.2.5, foi realizado o experimento de oclusão arterial com o objetivo de reproduzir os resultados observados. Assim, os mesmos tipos de resultados foram obtidos e podem ser comparados com a versão anterior. As figuras 31, 32 e 33.

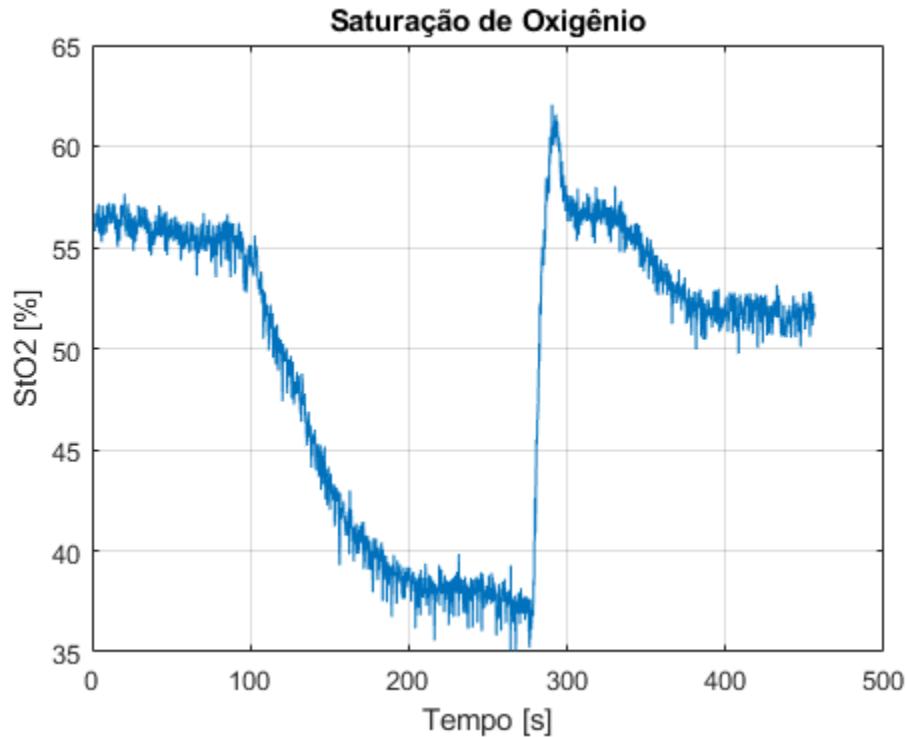
De imediato, é evidente que a dinâmica da resposta é a esperada, se comparada às respostas discutidas na seção anterior. Também é importante notar que a medida de saturação obtida, apresentada na Figura 33, tem sua dinâmica mais condizente com a esperada. Isto porque, enquanto ainda está ocorrendo a oclusão arterial, a saturação tende a estabilizar em um valor inferior, diferente dos resultados obtidos anteriormente.



**Figura 31** - Sinal de luz detectado digitalizado para os três detectores durante o experimento.



**Figura 32** - Variações de HbO (azul) e HbR (vermelho) durante o experimento.



**Figura 33** - Saturação de oxigênio calculada com o sinal recuperado pelo protótipo do sistema em formato de PCB.

Os valores obtidos de saturação basal ( $\sim 55.5\%$ ) e de estabilização durante a oclusão ( $\sim 38\%$ ) podem ser comparados com aqueles obtidos em estudos que realizam o mesmo tipo de experimento [22]. Estes valores se encontram abaixo da média de acordo com o estudo, porém, dentro do intervalo de confiança.

Este mesmo estudo também compara diferentes sistemas de *NIRS* que realizam esta medida e conclui que, apesar de apresentarem uma diferença significativa entre os valores basais, as taxas de desoxigenação e reoxigenação são consistentes. Isto indica que, mesmo com valores abaixo da média, ainda há a possibilidade de extrair o biomarcador com exatidão. A Tabela 1 resume os resultados deste estudo para comparação entre sistemas.

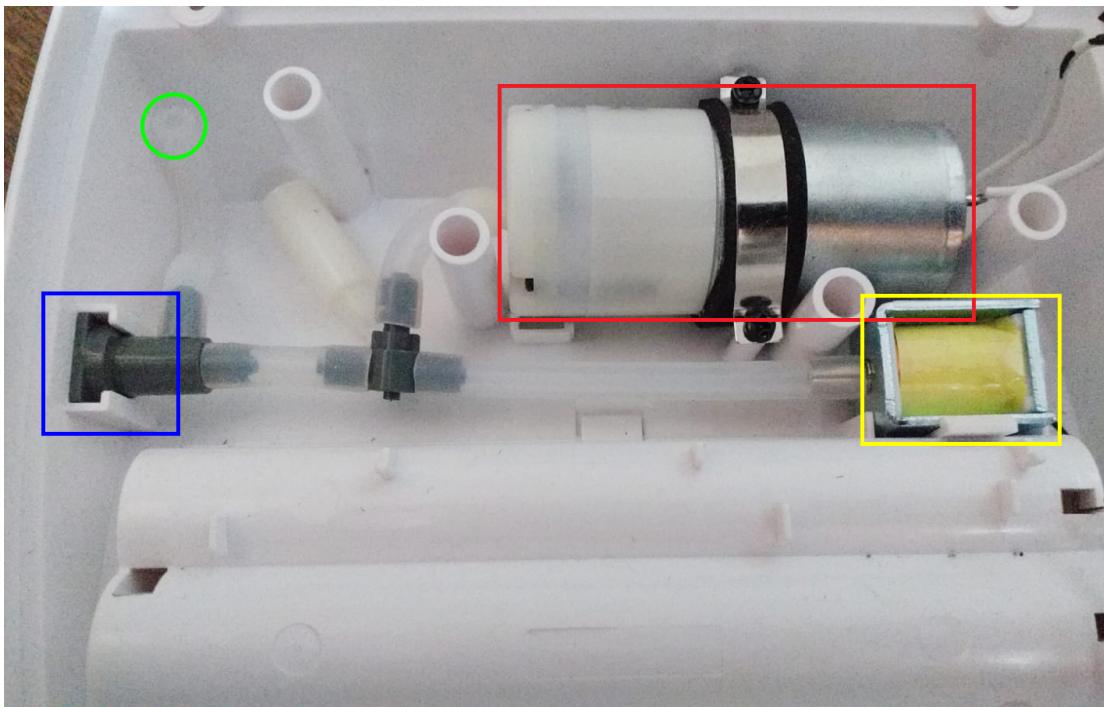
	<b>Sistema 1</b>	<b>Sistema 2</b>	<b>Sistema 3</b>	<b>Sistema Projetado*</b>
<b>StO<sub>2</sub> Basal [%]</b>	62.3±5.8	63.2±5.8	79.7±6.4	55.5
<b>StO<sub>2</sub> Min. [%]</b>	37.6±10.6	40.9±9.2	47.6±8.9	38
<b>Reoxigenação nos primeiros 10s após deflação [%/s]</b>	2.59±1.04	2.38±0.81	2.86±0.76	2.44

**Tabela 1** - Comparação entre performance de três diferentes sistemas comerciais de *NIRS*. Retirado de [22].

### 3.4 Integração com o Esfigmomanômetro

Um dos objetivos deste projeto contempla a integração do sensor com um esfigmomanômetro eletrônico. Dessa forma, o experimento de oclusão arterial previsto como parte do protocolo para extração do biomarcador de interesse pode ser realizado de forma automática, não sendo necessário um operador. Para isso, buscou-se entender o funcionamento de um aparelho de pressão eletrônico comercial, o qual será utilizado como base para este desenvolvimento.

Os principais componentes do aparelho (Caretech KD-558) se encontram em destaque na Figura 34. Nota-se que o sensor de pressão não está acoplado ao sistema (destaque em verde). Isto porque a placa de controle deste aparelho foi removida, uma vez que ela dificultaria a adaptação do aparelho ao sistema. Assim, será utilizado um novo sensor de pressão, e os passos para sua integração são descritos a seguir.

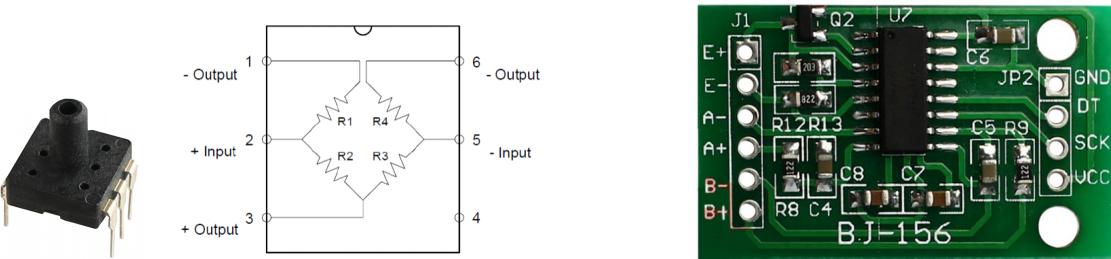


**Figura 34** - Principais componentes de um esfigmomanômetro eletrônico. Motor/Bomba (Vermelho); Válvula Solenóide (Amarelo); Mangueira para aferição de pressão (Verde); Saída para braçadeira (Azul).

### 3.4.1 Calibração do Sensor de Pressão

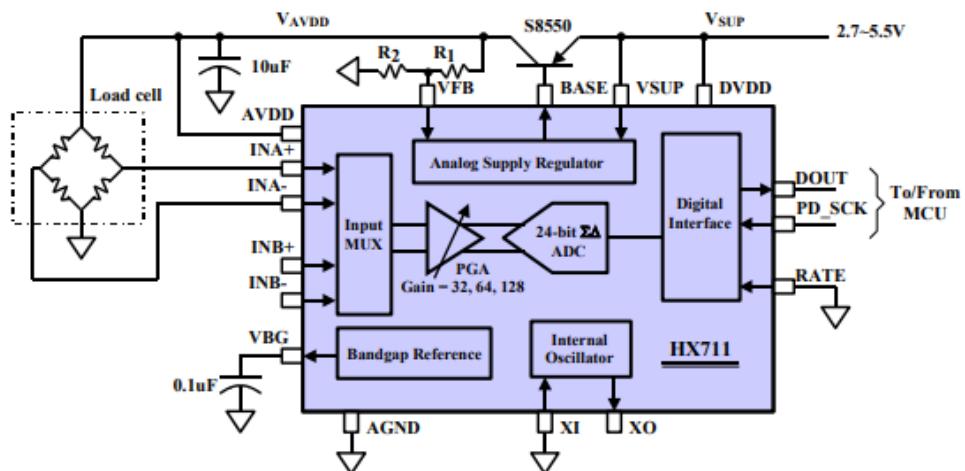
Como descrito anteriormente, é necessário a integração de um novo sensor de pressão ao sistema. Para isso, foi escolhido o sensor PSG010R (Figura 35), capaz de realizar leituras até 40 kPa (300 mmHg), que é a pressão típica de leitura no manômetro analógico dos aparelhos de pressão. Seu funcionamento é baseado em uma ponte de wheatstone, produzindo uma tensão na escala de mV conforme uma diferença de pressão é aplicada sobre sua estrutura.

Assim, também é necessário um amplificador e um conversor analógico-digital que possibilitem a leitura do sinal do sensor de pressão. Convenientemente, soluções já desenvolvidas para este tipo de conversão de sinal podem ser encontradas e, neste projeto, escolheu-se o conversor amplificador HX711 (Figura 36). Este conversor possui um ADC de 24 bits e é capaz de operar em até 80 Hz, sendo adequado para esta aplicação. Por fim, o esquema de ligação entre estes dois componentes é exibido na Figura 10.



**Figura 35** - Sensor de Pressão PSG010R.

**Figura 36** - Conversor Amplificador HX711.



**Figura 37** - Esquema de ligação entre sensor de pressão e conversor amplificador.

O primeiro passo para a integração destes componentes com o esfigmomanômetro foi o de calibração do sensor. Este passo é de suma importância para garantir que a medida de pressão que está sendo feita é, de fato, correta, uma vez que o controle de pressão será realizado autonomamente e baseado nesta medida. Desse modo, para calibrar o sensor um manômetro de coluna em “U” foi montado.

O manômetro utilizado está representado na Figura 38. Utilizando uma junção “T”, conectou-se ao manômetro uma seringa, a qual foi utilizada como entrada de pressão. Na mesma junção o sensor de pressão PSG010R foi conectado, sua saída foi conectada ao conversor HX711 (como mostra a Figura 37) e, por sua vez, a saída do conversor foi conectada ao microcontrolador (ESP-32). A última conexão do “T” foi feita com o tubo, o qual foi preenchido com um fluido de densidade conhecida (água). A outra ponta do tubo permanece aberta e, portanto, em pressão atmosférica.



**Figura 38** - Manômetro em “U” projetado. Da esquerda para direita: junção “T”; sensor de pressão e conversor amplificador; microcontrolador; seringa. manômetro ao fundo.

Com isso, uma série de 14 medidas foi realizada com o manômetro, anotando os valores de diferença na coluna de água, bem como as leituras do sensor de pressão. A pressão real foi estimada através da aplicação da equação de Bernoulli, calculando-se a diferença de pressão ( $\Delta P$ ) baseada na alteração da coluna de água como mostra a Equação 11:

$$\Delta P = (\rho_2 - \rho_1)g\delta \quad (11),$$

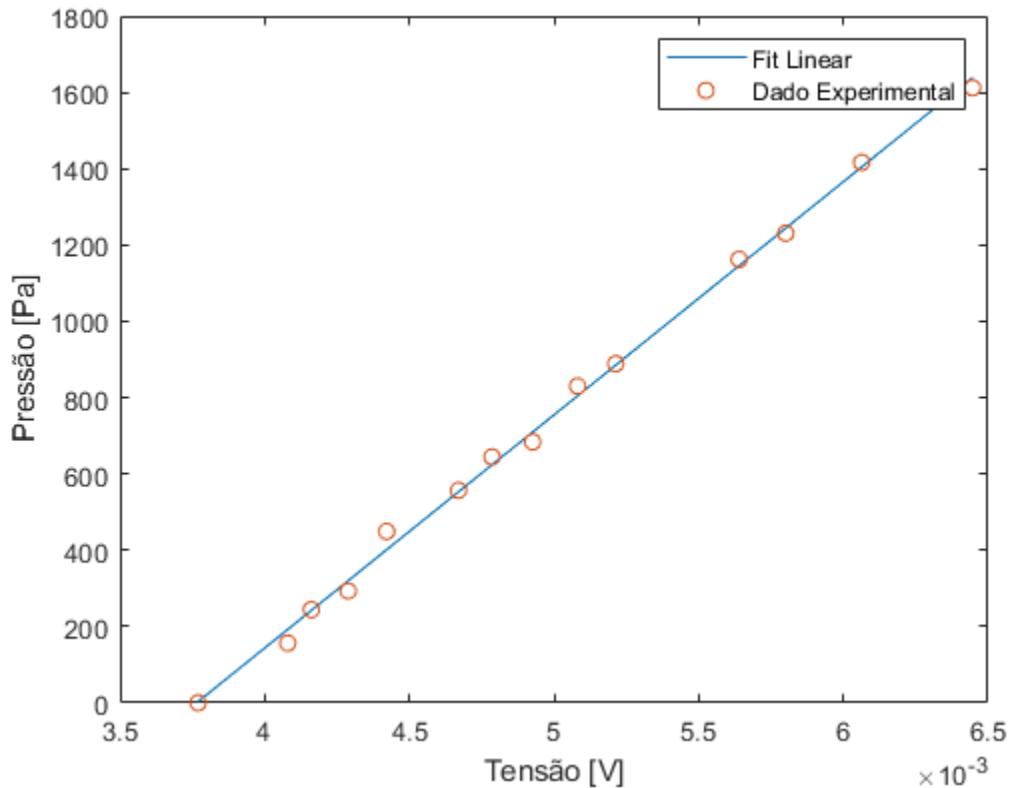
na qual, “ $\rho_2$ ” e “ $\rho_1$ ” são as densidades dos dois fluidos no manômetro - neste caso, água ( $997 \text{ kg/m}^3$ ) e ar ( $1.225 \text{ kg/m}^3$ ), respectivamente -, “g” é a gravidade ( $9.81 \text{ m/s}^2$ ) e “ $\delta$ ” é a diferença medida entre as colunas de fluido.

Conhecendo, então, a tensão aplicada sobre a ponte (sensor de pressão) e sabendo, através de seu *datasheet*, que o conversor amplificador aplica um ganho de  $64x$  sobre a tensão medida, esta pode ser calculada como mostra a Equação 12:

$$V = V_p \frac{X}{64*(2^{24}-1)} \quad (12),$$

na qual, “ $V_p$ ” é a tensão sobre a ponte, “X” é a leitura do conversor AD, “64” é o fator de ganho e “ $2^{24}$ ” é a resolução do ADC.

Os resultados destas medições podem ser observados na Figura 39. Esta figura contempla também o resultado de uma regressão linear feita sobre os dados utilizando o software *Matlab*.



**Figura 39** - Resultados das medições para calibração.

Em seguida, foi realizada uma análise da resposta teórica esperada, de acordo com o *datasheet* do sensor, a fim de comparar com o resultado experimental e, assim, compensar qualquer variação com a calibração do sensor.

Utilizando as informações disponíveis, estimou-se uma curva de resposta teórica baseada na sensibilidade ( $S$ ) do sensor:

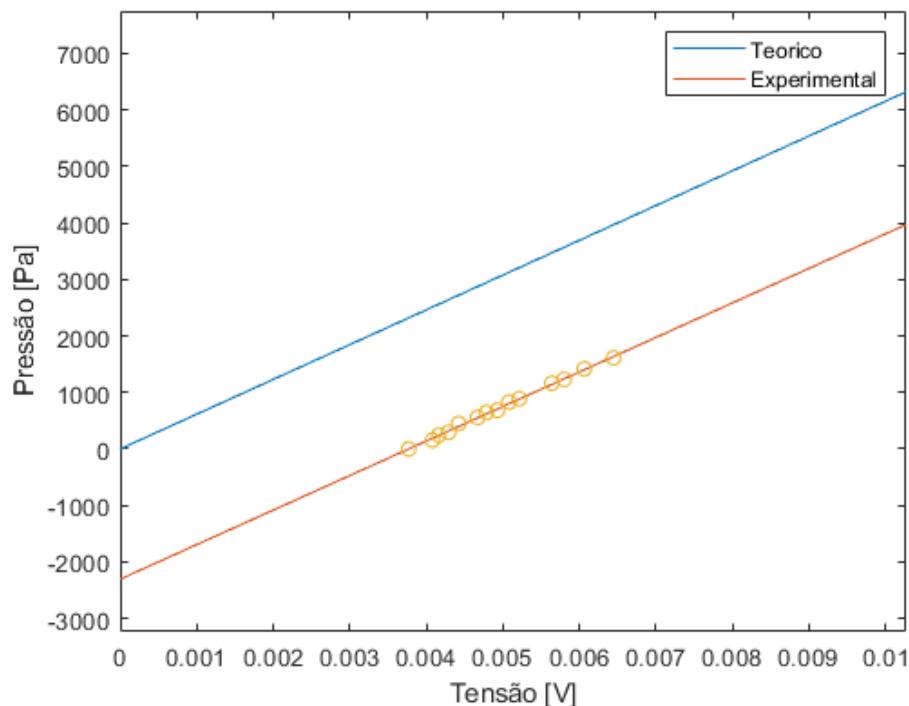
$$S = \frac{65}{1000} * \frac{1000}{40} = 1.6250 \text{ } \mu\text{V}/\text{kPa}. \quad (13)$$

Então, estimando a pressão ( $P_E$ ):

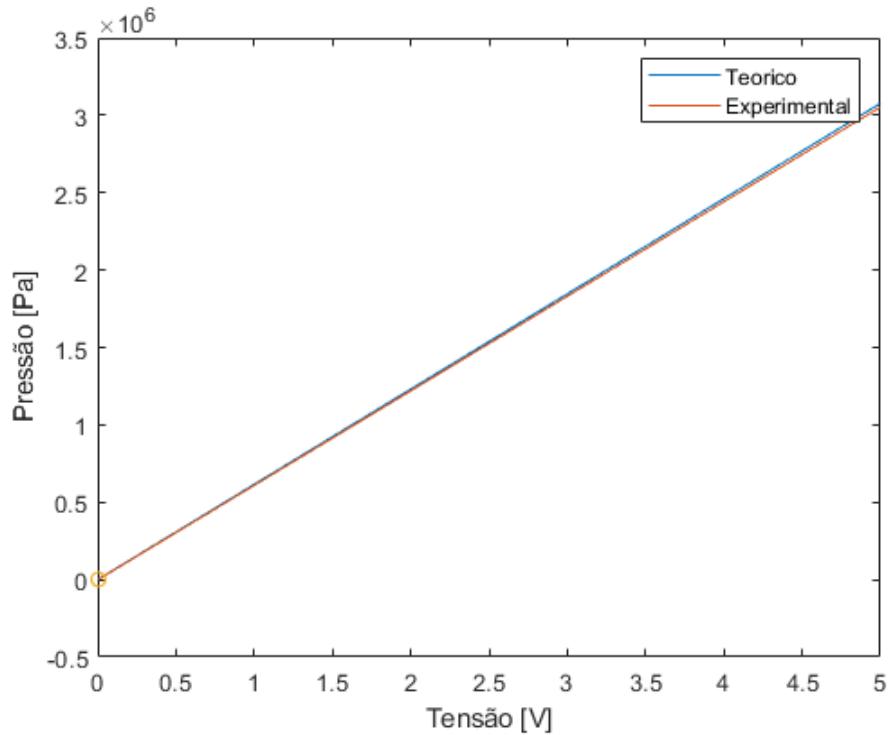
$$P_E = \frac{V}{S} + \frac{b}{S} \quad (14),$$

onde “V” é um valor de tensão entre 0 e 5 V (máxima tensão sobre o sensor), “S” é a sensibilidade calculada acima e “b” é a tensão de offset. Neste caso, “b” foi adotado como o coeficiente linear da regressão realizada anteriormente.

Assim, pode-se comparar os resultados teórico e experimental obtidos com este experimento de calibração. Nas figuras 40 e 41 são ilustrados estes resultados.



**Figura 40** - Comparação entre resultado teórico e experimental. Foco nos pontos coletados experimentalmente.



**Figura 41** - Comparação entre resultado teórico e experimental. Escala completa do sinal.

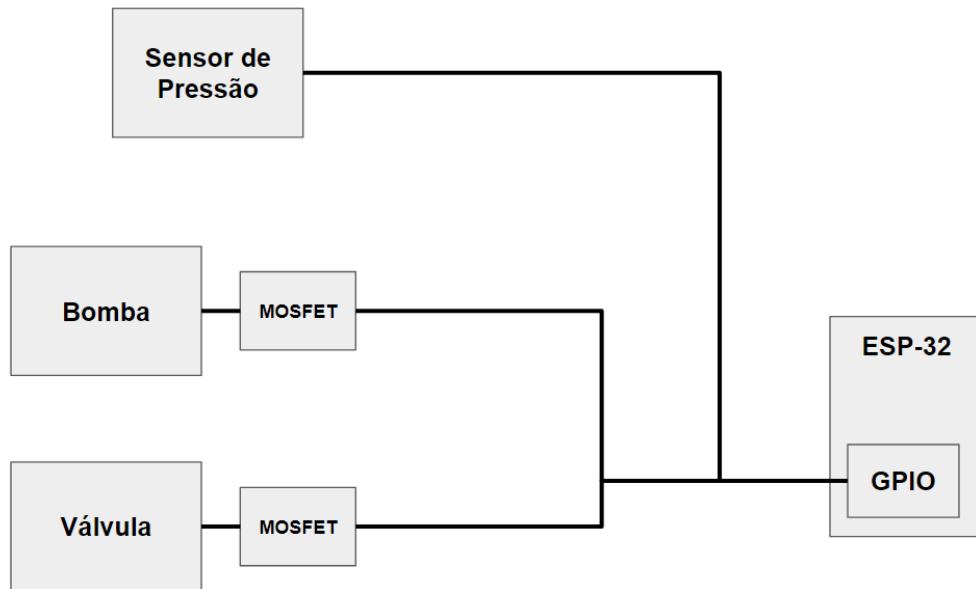
Fica evidente que, mesmo que a pressão fosse aproximada pela resposta teórica do sensor, o resultado ainda seria aceitável. Mesmo assim, as medidas do sensor, após calibradas, são calculadas a partir da seguinte equação:

$$P = \frac{1}{S_R} * \left( \frac{(V*X)}{64*2^{24}} + b \right) \quad (15),$$

onde, “ $P$ ” é a pressão calculada (em Pa), “ $S_R$ ” é o fator de sensibilidade (obtido como o coeficiente angular da regressão linear), “ $V$ ” é a tensão sobre a ponte, “ $X$ ” é a leitura do conversor AD e “ $b$ ” o coeficiente linear da regressão.

### 3.4.2 Operação do Esfigmomanômetro Eletrônico

Para operação do esfigmomanômetro, um circuito para controle do acionamento do motor/bomba e da válvula solenóide através do microcontrolador foi esquematizado, conforme mostra a Figura 42. Ambos serão controlados através do acionamento de MOSFETs, isolando a corrente excessiva do microcontrolador, como no caso dos LEDs empregados no sensor óptico.



**Figura 42** - Diagrama de blocos para acionamento do esfigmomanômetro.

Para acionamento remoto, dando início ao experimento de oclusão, um comando será enviado pelo usuário através da interface gráfica de operação. Com isso, o esfigmomanômetro será inflado até atingir uma pressão de 180 mmHg, sempre monitorada através do sensor. A válvula para liberação da pressão será acionada automaticamente após 3 minutos de oclusão. Nota-se que este é o mesmo protocolo descrito anteriormente, de acordo com os estudos de referência [6].

Apesar de não ter sido completamente integrado ao sistema, todas as principais funcionalidades foram testadas em separado. Sendo elas:

1. A operação de inflar e desinflar a braçadeira através da atuação do microcontrolador;
2. O envio do comando pela interface e atuação do microcontrolador em resposta;

---

## 3.5 Desenvolvimento de Software do Sistema

Dado o desenvolvimento de *hardware* e os resultados obtidos após a construção do sensor, esta seção será dedicada a descrever o funcionamento em *software* do sistema. Assim, ela se subdivide em duas principais partes do desenvolvimento: o *software* embarcado e a interface gráfica para operação.

### 3.5.1 Software Embarcado

Para o controle e comunicação do dispositivo, foi desenvolvido um código em linguagem baseada em C para o microcontrolador *ESP-32*, através da *Arduino IDE*. O código desenvolvido é responsável por controlar a emissão dos LEDs, controlar as diferentes amplificações do circuito de detecção, gerenciar a coleta e o envio dos dados via *Bluetooth*.

A rotina implementada no microcontrolador é resumida nos seguintes processos:

#### SETUP

- Inicializa e se conecta ao receptor *Bluetooth* no computador;
- Inicializa os GPIOs de multiplexação e de comunicação I2C;
- Aguarda o envio de um sinal via *Bluetooth* para operação do sistema;
- Inicializa o *timer* que controla as interrupções do sistema;
- Faz a calibração dos ganhos para os três detectores;
- Envia as informações de calibração de ganhos para a interface.

#### LOOP

- Coleta os dados do *ADC* via I2C, multiplexando os LEDs e ganhos quando necessário;
- Junta em pacotes de N dados;
- Checa por comandos enviados pela interface;
- Atua de acordo com o comando;
- Envia os pacotes prontos por *Bluetooth* para o computador.

Destaca-se aqui a multiplexação das fontes e detectores para a aquisição do sinal de *NIRS*. A multiplexação garante que cada ponto coletado é de um determinado detector e de um determinado comprimento de onda. Dessa forma, cada uma das

---

multiplexações divide a resolução temporal do sistema pela metade. Como o sistema foi projetado para realizar a aquisição do sinal numa frequência de 50 Hz, as interrupções geradas para as multiplexações ocorrem numa frequência de 300 Hz.

Outro fator relevante é o envio da informação de calibração de ganhos do sensor. Isto é importante porque, para ser possível calcular corretamente a saturação de oxigênio após a coleta dos dados, o sinal luminoso digitalizado deve ser normalizado para uma base ganho comum a todos os canais.

Todos os códigos criados pelo aluno se encontram disponíveis no repositório do GitHub associado a este projeto, e também em anexo ao final deste relatório.

### 3.5.2 Interface Gráfica para operação

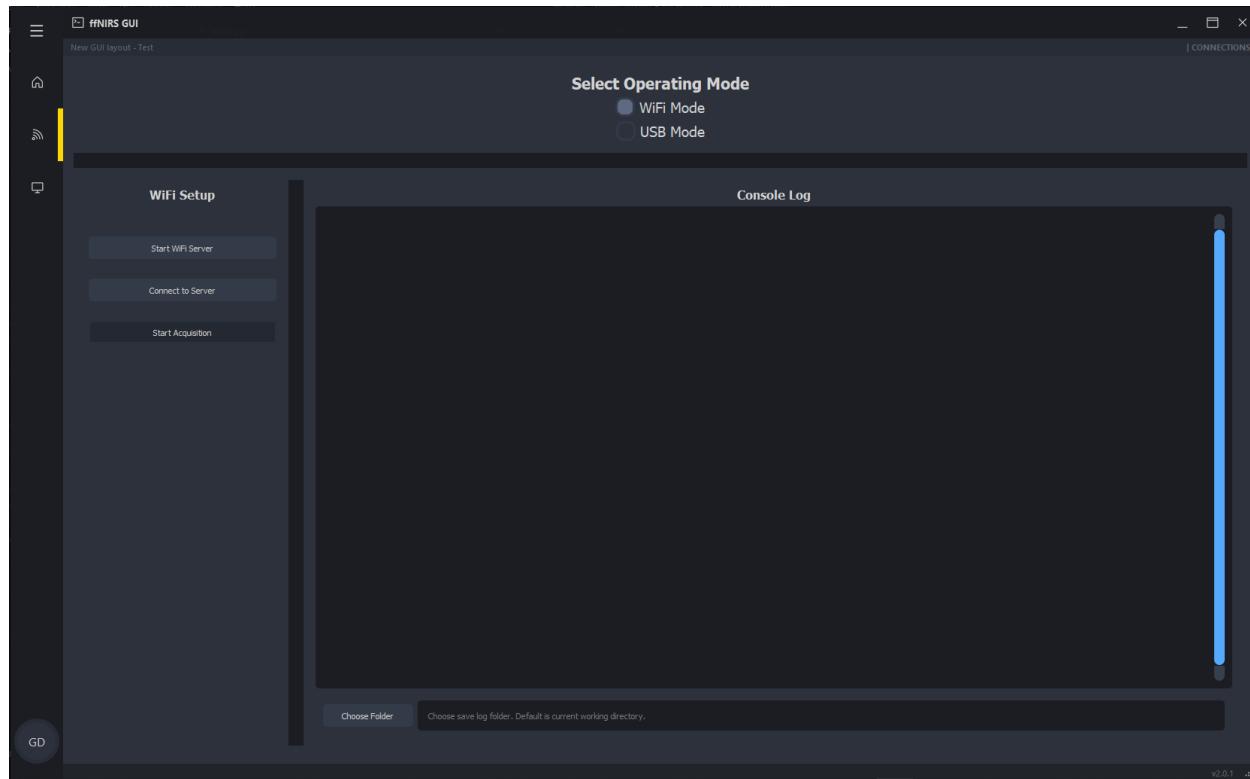
Como forma de interação do usuário com o sistema, garantindo controle sobre algumas funções e visualização em tempo real dos dados, uma interface gráfica foi desenvolvida utilizando a linguagem *Python* (**Figura 43, 44 e 45**). Esta interface também foi baseada em uma já desenvolvida previamente no projeto de Iniciação Científica pelo aluno, porém, seu design foi alterado junto a algumas de suas funcionalidades.

A interface possui três principais áreas que são responsáveis por: conexão com o sistema, visualização dos dados, e controle do sistema.

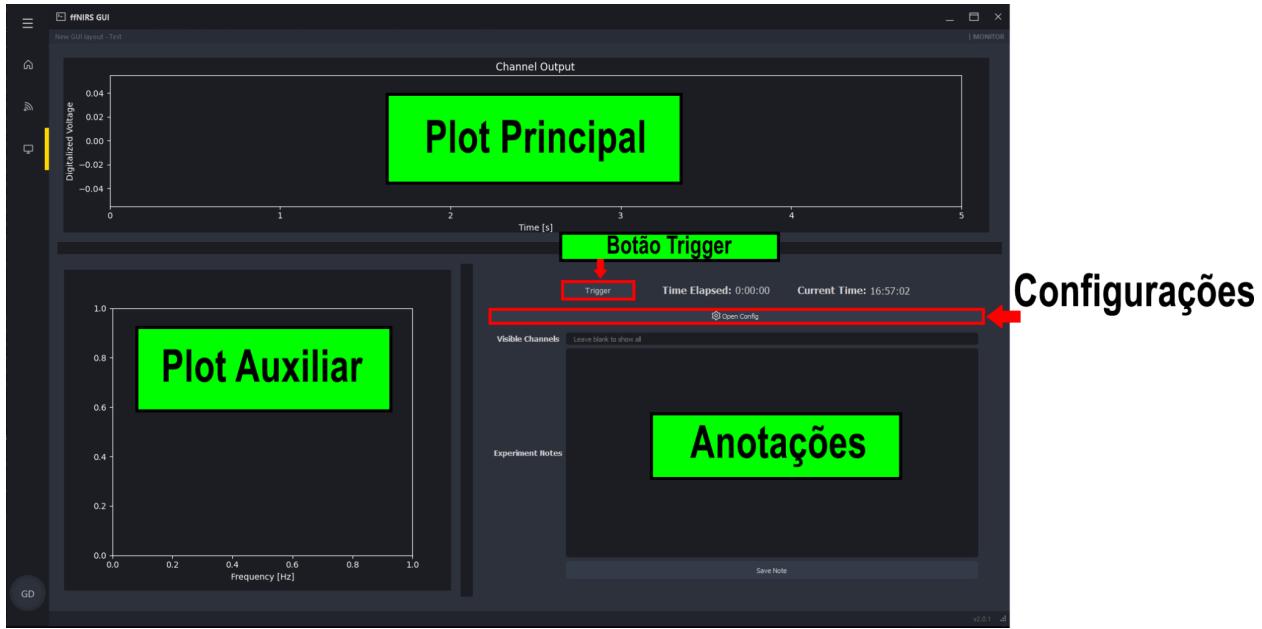
As funcionalidades contempladas por ela são:

- **Plots em tempo real:** o usuário pode selecionar quais canais ficarão visíveis para monitoramento, podendo selecionar múltiplos canais ao mesmo tempo; Existe uma área de plot auxiliar, comumente utilizada em sistemas de *NIRS* para monitorar as frequências dos sinais através de um espectro de potência, que não implementada;
- **Controle de ganho:** o usuário pode ajustar um ganho virtual sobre o sinal, de forma a auxiliar a visualização. O controle de ganho do sistema, apesar de implementado na interface, ainda não foi integrado ao sistema embarcado.
- **Conexão com o sistema:** o usuário pode realizar a conexão do sistema com a interface via *Bluetooth*;

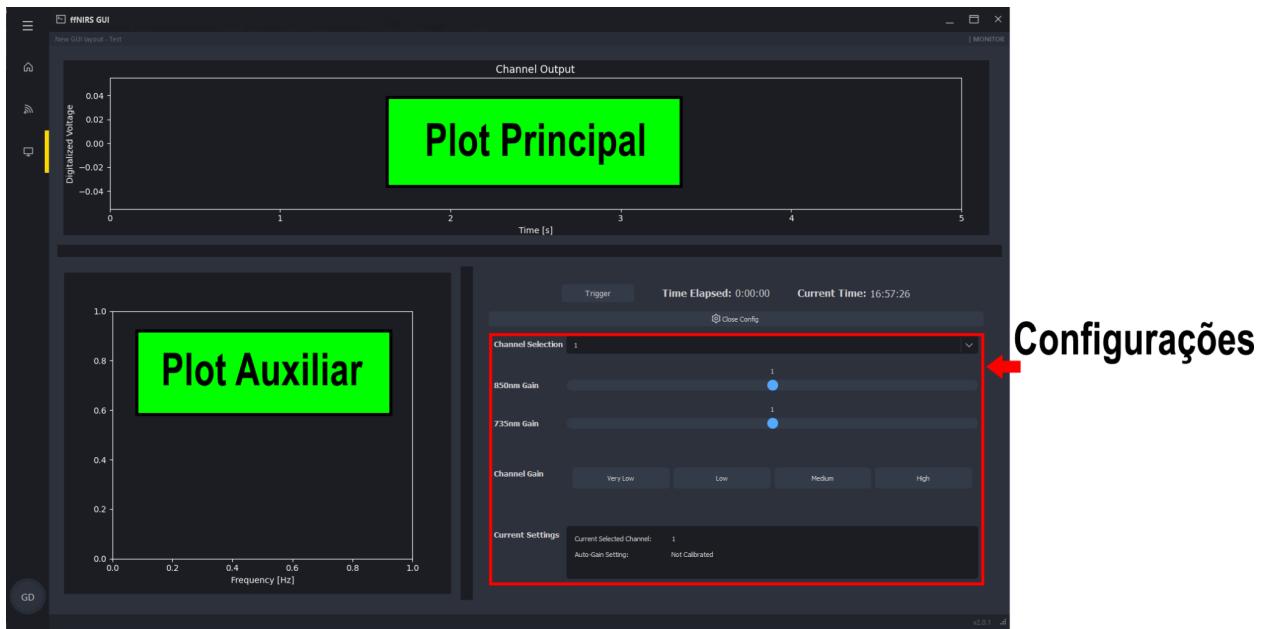
- **Área de anotações:** o usuário pode fazer anotações sobre o experimento e salvá-las junto aos dados coletados;
- **Botão trigger de eventos:** o usuário pode apertar um botão para marcar eventos, salvando a marcação em um arquivo separado;
- **Salvamento automático dos dados:** os dados coletados pela interface são salvos em formato “.csv” enquanto a coleta é realizada. Ao fechar a interface, ocorre um salvamento automático em formato “.nirs”, comumente utilizado para análises em dados de *NIRS*;
- **Timer do experimento:** a interface disponibiliza um timer para o usuário monitorar o tempo percorrido desde o início da coleta de dados.



**Figura 43** - Interface gráfica desenvolvida - painel de conexão com o sistema.



**Figura 44** - Interface gráfica desenvolvida - painel principal destacando as principais áreas.



**Figura 45** - Interface gráfica desenvolvida - painel principal após o botão de configurações ser pressionado.

---

## Capítulo 4

### 4. Conclusões e perspectivas futuras

Neste trabalho, foi apresentada a construção de um sistema de *NIRS* voltado a realização de medidas de saturação de oxigênio sobre o protocolo de oclusão arterial. Além disso, apresentou-se considerações gerais para a instrumentação desta técnica. Por fim, também foi desenvolvida uma interface gráfica para operação do usuário com o sistema.

Em suma, o sensor construído foi capaz de realizar a medida esperada, tornando possível o cálculo da saturação de oxigênio do músculo braquiorradial. As técnicas aplicadas para construção do *design* permitiram uma boa qualidade de sinal, mitigando os efeitos de ruídos externos ao sistema. Com isso, o sensor também foi reduzido a uma PCB de forma a ser portátil e, conforme parte do objetivo inicial, modular. Isto porque as medidas de saturação de oxigênio podem ser realizadas fora do contexto deste projeto, empregando este mesmo sensor.

Os resultados obtidos experimentalmente com este sensor se mostram promissores em relação à extração do biomarcador, que é fundamentalmente o objetivo do projeto. Este biomarcador está relacionado à dinâmica de reoxigenação medida, a qual se apresentou consistente quando comparada aos resultados da literatura. Mesmo assim, o sistema ainda requer validação, replicando os experimentos em conjunto com um sistema comercial, verificando os resultados.

Por fim, foi dado início a integração de um esfigmomanômetro eletrônico para que o protocolo de medida seja realizado automaticamente. Apesar de não ter sido completamente integrado ao sistema, o estado atual desta etapa mostra que é possível e a automatização do sistema está próxima de ser concluída.

De forma geral, este projeto, apesar de ainda não ter concluído todos os objetivos propostos, contribui para fundamentar uma base para construção de outros sistemas de *NIRS* similares. Como perspectivas futuras, espera-se concluir a validação e a automatização do processo para extração do biomarcador desejado.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Biggs, R.D. (2005). "Medicine, Surgery, and Public Health in Ancient Mesopotamia." URL:<https://www.semanticscholar.org/paper/Medicine-%2C-Surgery-%2C-and-Public-Health-in-Ancient-Biggs/1f9a8c7696aead9ef4b5d273b2f5dc7bac83ecf7>
- [2] Vierordt K. (1876) "Die quantitative Spektralanalyse in ihrer Anwendung auf Physiologie", Physik, Chemie und Technologie. H Lauppsche Buchhandlung, Tübingen
- [3] Matthes, K., Gross, F. Archiv f. experiment. Pathol. u. Pharmacol (1938) 191: 369.  
DOI: <https://doi.org/10.1007/BF01998836>
- [4] Jöbsis, FF. (1977). "Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters".  
DOI: [10.1126/science.929199](https://doi.org/10.1126/science.929199)
- [5] Roy, C. S., Sherrington C. S. (1890). "On the Regulation of the Blood-supply of the Brain." Em: The Journal of physiology, vol. 11, pp. 85–158.17.  
DOI: [10.1113/jphysiol.1890.sp000321](https://doi.org/10.1113/jphysiol.1890.sp000321)
- [6] Diego, O. C., Lokmane R., et al. (2016). "Microvascular reactivity is altered early in patients with acute respiratory distress syndrome." Em: Respiratory Research, vol. 17, Article number: 59.  
DOI [10.1186/s12931-016-0375-y](https://doi.org/10.1186/s12931-016-0375-y)
- [7] HemoCOVID-19 Consortium (2020). "HEMOCOVID-19 Project". Página inicial, 2020. Disponível em: <http://hemocovid19-project.org/>. Acesso em: Abril, 2021
- [8] Felix S., et al. (2014). "A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology". Em: NeuroImage, vol. 85, part 1, pp 6-27.  
DOI: [doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.05.004)
- [9] Ursula W., et al. (2003). "Localized Irregularities in Hemoglobin Flow and Oxygenation in Calf Muscle in Patients with Peripheral Vascular Disease Detected with Near-Infrared Spectrophotometry". Em: Journal of Vascular Surgery, vol. 37, no. 5, pp. 1017–26.  
DOI: [10.1067/mva.2003.214](https://doi.org/10.1067/mva.2003.214)
- [10] Kocsis L., Herman P., Eke A. (2006). "The modified Beer-Lambert law revisited" Em: Physics in Medicine and Biology, vol. 51, pp. 91-98  
DOI: [doi.org/10.1088/0031-9155/51/5/n02](https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/5/n02)

---

[11] Hiraoka M., et al. (1993). "A Monte Carlo investigation of optical pathlength in inhomogeneous tissue and its application to near-infrared spectroscopy". Em: Physics in Medicine and Biology, vol. 38, no. 12, pp. 1859–1876.

DOI: [doi.org/10.1088/0031-9155/38/12/011](https://doi.org/10.1088/0031-9155/38/12/011)

[12] Susumu S., Sumio T., Takeo O., Yukio K. (1999). "A Tissue Oxygenation Monitor using NIR Spatially Resolved Spectroscopy". Em: SPIE Proceedings vol. 3597, Optical Tomography and Spectroscopy of Tissue III.

DOI: [doi.org/10.1117/12.356862](https://doi.org/10.1117/12.356862)

[13] Felix S., Andreas J. M., Martin W. (2014). "Measuring tissue hemodynamics and oxygenation by continuous-wave functional near-infrared spectroscopy - how robust are the different calculation methods against movement artifacts?". Em: Physiological measurement vol. 35,4.

DOI: [10.1088/0967-3334/35/4/717](https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/4/717)

[14] Steven J. M., et al. (1995). "Absolute quantification methods in tissue near infrared spectroscopy". Em: SPIE Proceedings vol. 2389, , Optical Tomography, Photon Migration, and Spectroscopy of Tissue and Model Media: Theory, Human Studies, and Instrumentation.

DOI: [doi.org/10.1117/12.209997](https://doi.org/10.1117/12.209997)

[15] Stephen K., et al. (2019). "Continuous monitoring of interstitial tissue oxygen using subcutaneous oxygen microsensors: In vivo characterization in healthy volunteers". Em: Microvascular Research, vol 124, pp 6-18.

DOI: [doi.org/10.1016/j.mvr.2019.02.002](https://doi.org/10.1016/j.mvr.2019.02.002)

[16] Gary Strangman, David A Boas, and Jeffrey P Sutton. "Non-invasive neuroimaging using near-infrared light." Em: Biological psychiatry 52.7 (Oct. 2002), pp. 679–93.

DOI: [10.1016/s0006-3223\(02\)01550-0](https://doi.org/10.1016/s0006-3223(02)01550-0)

[17] Jobsis, F. (1977). "Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters." Em: Science, 198(4323), pp. 1264–1267.

DOI: [10.1126/science.929199](https://doi.org/10.1126/science.929199)

[18] Bhambhani, Y. N. (2004). "Muscle Oxygenation Trends During Dynamic Exercise Measured by Near Infrared Spectroscopy." Em: Canadian Journal of Applied Physiology, 29(4), pp. 504–523.

DOI: [10.1139/h04-033](https://doi.org/10.1139/h04-033)

---

[19] Artinirs Medical Systems (2021). “Artinirs PortaMon”. Disponível em: <https://www.artinis.com/portamon>. Acesso em: Abril, 2021

[20] Siana J., et al. (2016). “Recent developments in near-infrared spectroscopy (NIRS) for the assessment of local skeletal muscle microvascular function and capacity to utilise oxygen”. Em: Artery Research, vol. 16:C, pp 25–33.

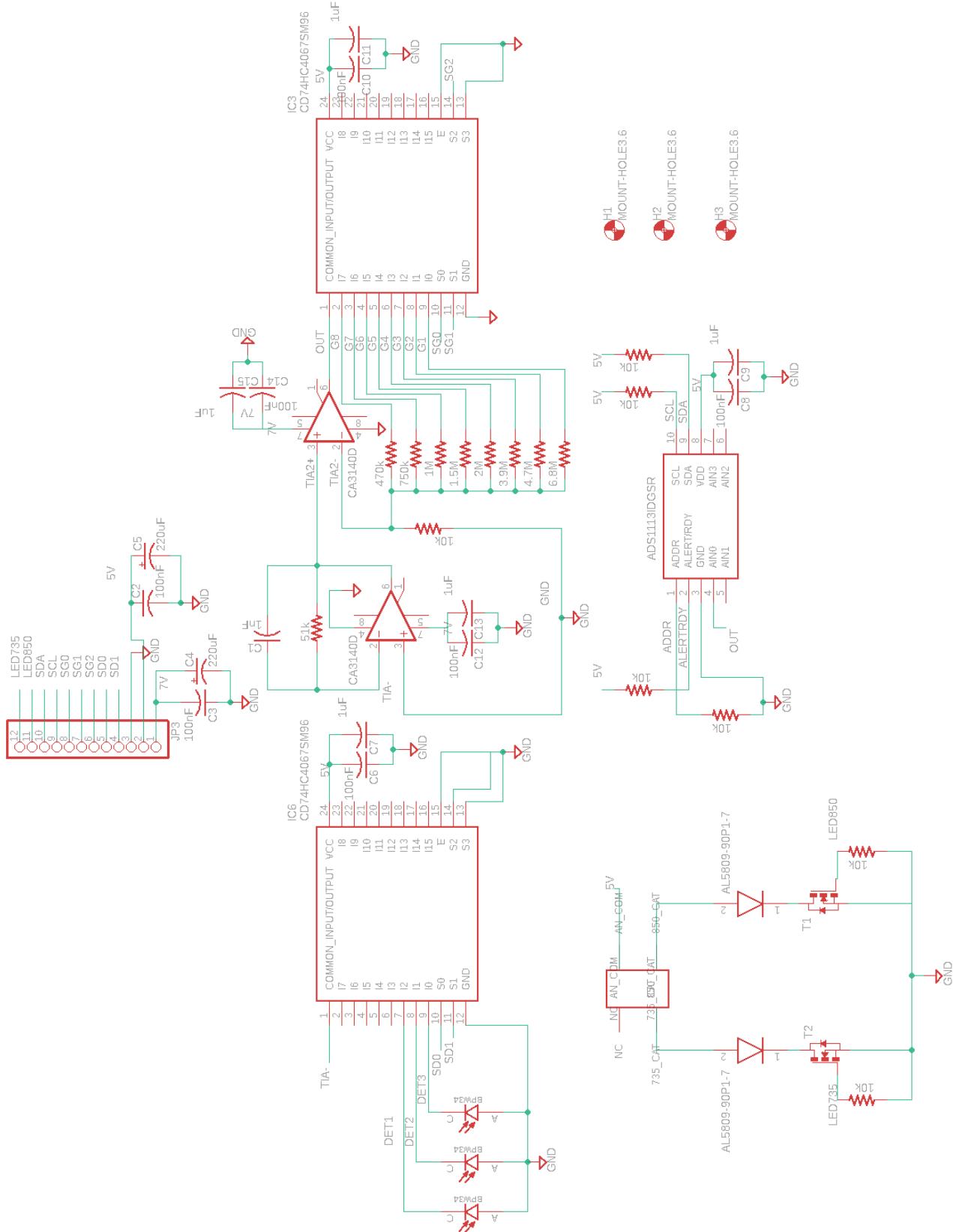
DOI: [doi.org/10.1016/j.artres.2016.09.001](https://doi.org/10.1016/j.artres.2016.09.001)

[21] Bacurau, R. M. (2017), “Projeto e implementação de um sistema eletrônico para giroscópios interferométricos a fibra óptica de malha fechada”, pp. 86-92, Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Campinas, SP

[22] Chung. J., et. al. “Evaluation of Different Near-Infrared Spectroscopy Devices for Assessing Tissue Oxygenation with a Vascular Occlusion Test in Healthy Volunteers.” Em: Journal of Vascular Research, vol. 57, pp. 341-347

DOI: [10.1159/000510072](https://doi.org/10.1159/000510072)

## Anexo A - Diagrama esquemático do sensor óptico



---

## Anexo B - Códigos Implementados para o sistema

Neste anexo se encontram apenas os códigos desenvolvidos para o sistema embarcado que foram feitos pelo aluno. As próximas páginas contém, nesta ordem, os seguintes códigos:

- **Main** → Código principal que contém as rotinas do microcontrolador;
- **SRSensor** → Código que integra a maior parte das funcionalidades do sensor;
- **SRBluetooth** → Código que implementa a lógica de comunicação bluetooth;
- **SRNIRSLED** → Código que implementa a multiplexação dos LEDs do sensor;
- **MuxCD74HC** → Código base para controle do multiplexador CD74HC4067;
- **SRTimer** → Código que controla o timer de interrupções do microcontrolador;
- **SRPressure** → Código que implementa o controle do esfigmomanômetro eletrônico (ainda não terminado).

Tudo pode ser encontrado, também, no repositório online dedicado a este projeto, disponível em: <https://github.com/GiacomoAD/SR-NIRS>