

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Willian Lippert

SISTEMA DE OXIMETRIA NA CIRCULAÇÃO  
EXTRACORPÓREA

Passo Fundo

2018

Willian Lippert

# SISTEMA DE OXIMETRIA NA CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Paulo Sérgio Corrêa Molina.

Passo Fundo

2018

Willian Lippert

**Sistema de Oximetria na circulação extracorpórea**

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Paulo Sérgio Corrêa Molina.

Aprovado em \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Orientador Paulo Sérgio Corrêa Molina- UPF

---

Prof. Amauri Fagundes Balotin - UPF

---

Prof. Dr. Eduardo Appel - UPF

Este trabalho é dedicado aos meus pais, que em nenhum momento deixaram de acreditar na realização do projeto.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente ao meu orientador professor Paulo Sérgio Molina pelas instruções no desenvolvimento do projeto. Agradeço a toda a equipa da ELOMED que possibilitou o desenvolvimento do projeto dentro da empresa, e se mostrou sempre apoiadora no desenvolvimento intelectual de seus funcionários. Agradeço aos professores amigos, que o convívio foi muito agradável e gratificante. Ao pessoal do centro cirúrgico cardíaco do HSVP e em especial ao perfusionista Eclair, que idealizou todo esse projeto.

Lembrança especial aos meus colegas, que conviveram comigo nesta longa e árdua caminhada, que sofreram e riram junto comigo em todos os momentos. Agradeço também a minha namorada Manoela, que ajudou com seu apoio e auxílio em informações médicas.

“Isto é engenharia Senhor Aluno”.

Adans Marroquin

## RESUMO

A oximetria é um método não invasivo e contínuo de medir o nível de saturação arterial do oxigênio no sangue, ou seja, a porcentagem de O<sub>2</sub> no fluxo sanguíneo. O baixo nível de O<sub>2</sub> no sangue pode acarretar o mal funcionamento de células e tecidos do corpo humano. Nas cirurgias incisivas nas câmaras cardíacas se faz sempre necessário o uso da máquina de perfusão, mesmo que o coração continue em funcionamento. Esta máquina é responsável por bombear, aquecer e oxigenar o sangue de volta para o paciente.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um protótipo capaz de monitorar a saturação de oxigênio (SpO<sub>2</sub>) na circulação extracorpórea (CEC) por modo de refletância óptica. O sensor óptico utiliza dois diodos emissores de luz (LED's) com picos de emissão nas faixas do espectro vermelho e do infravermelho, e um fotodiodo. O sinal recebido pelo fotodiodo é filtrado e enviado para um microcontrolador, que faz o processamento do sinal, convertendo-o para porcentagem de O<sub>2</sub> no sangue. É feita a monitoração do sangue venoso (aquele que sai do paciente com baixo nível de O<sub>2</sub>) e do sangue arterial (aquele que sai da perfusão rico em O<sub>2</sub>), já que os baixos níveis de SpO<sub>2</sub> podem acarretar graves problemas aos pacientes. Os sensores ficam acoplados nas linhas de fluxo da máquina perfusora e os resultados são exibidos em um display no momento cirúrgico. O protótipo foi construído e testado em uma cirurgia de circulação extracorpórea no Hospital São Vicente de Paulo, obtendo dados para a validação e implementação do projeto.

Palavras-Chave: Oximetria, refletância óptica, máquina perfusora, circulação extracorpórea.

## **ABSTRACT**

Oximetry is a non-invasive, continuous method of measuring the level of arterial oxygen saturation in the blood, that is, the percentage of O<sub>2</sub> in the bloodstream. The low level of O<sub>2</sub> in the blood can cause malfunction of cells and tissues of the human body. In incisive surgery in the cardiac chambers, it is always necessary to use the infusion machine, even if the heart continues to function. This machine is responsible for pumping, heating and oxygenating the blood back to the patient.

This work presents the development of a prototype capable of monitoring the oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) in the extracorporeal circulation (ECC) by optical reflectance mode. The optical sensor uses two light emitting diodes (LED's) with emission peaks in the red and infrared spectrum bands, and one photodiode. The signal received by the photodiode is filtered and sent to a microcontroller, which processes the signal, converting it to the percentage of O<sub>2</sub> in the blood. Monitoring of venous blood (the one leaving the patient with low O<sub>2</sub> level) and arterial blood (the one leaving the O<sub>2</sub>-rich infusion) is done, since low SpO<sub>2</sub> levels can cause serious problems for patients. The sensors are coupled to the flow lines of the perfusion machine and the results are displayed in a display at the time of surgery. The prototype was constructed and tested in a cardiopulmonary bypass surgery at Hospital São Vicente de Paulo, obtaining data for the validation and implementation of the project.

Keywords: Oximetry, optical reflectance, perfusion machine, extracorporeal circulation.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Aplicação genérica de um oxímetro de pulso	17
Figura 2 – Posicionamento do sensor no dedo	18
Figura 3 – Onda eletromagnética da luz	21
Figura 4 – Reta de Calibração Beer-Lambert	25
Figura 5 – Curva de espectro de absorção ótica das hemoglobinas	26
Figura 6 – Curva de fotopletismografia	29
Figura 7 – Máquina perfusora	32
Figura 8 – LED e símbolo elétrico	33
Figura 9 – Fotodiodo e símbolo elétrico	34
Figura 10 – Curva a de um fotodiodo: Corrente Reversa x Intensidade Luminosa	34
Figura 11 – Curva de um fotodiodo: Corrente Reversa x Comprimento de Onda	35
Figura 12 – Símbolo de um AOP	36
Figura 13 – Amplificador inversor	37
Figura 14 – Amplificador não inversor	38
Figura 15 – Amplificador de transimpedância	38
Quadro 1 – Vantagens dos Filtros Ativos e Passivos	40
Quadro 2 – Desvantagens dos Filtros Ativos e Passivos	41
Figura 16 – Diagrama de blocos do projeto	45
Figura 17 – Sensor de Oximetria de pulso	46
Figura 18 – Sensor de oximetria acoplado da mangueira	47
Figura 19 – Led Driver	48
Figura 20 – Corrente do Led	49
Figura 21 – Diagrama de tempo dos LED's vermelho (RED) e infravermelho (IRED)	50
Figura 22 – Amplificador de Transimpedância OPA 2380	51
Figura 23 – Circuito recomendado para amplificação de transimpedância	52
Figura 24 – Montagem do amplificador OPA2380	53
Quadro 3 – Comparativo entre display NEXTION e TEXAS INSTRUMENTS	54
Figura 25 – Módulo BOOSTXL-K350QVG-S1 acoplado ao microcontrolador TM4C123GXL (Topo); Display NEXTION 4.3" (Baixo)	55
Figura 26 – Tela inicial display	56
Figura 27 – Tela de amostragem	56

Figura 28 – Tela de seleção	57
Figura 29 Tela de teclado	57
Figura 30 – Módulo de desenvolvimento TIVA C Series	58
Figura 31 – Regulador de tensão ajustável XL6009	59
Figura 32 – Fluxograma de firmware	60
Figura 33 – Reta de SpO2	62
Figura 34 – Protótipo final, visão interna.	64
Figura 35 – Protótipo Final (frontal)	65
Figura 36 – Protótipo Final (traseira)	66
Figura 37 – Acionamento dos Led's	67
Figura 38 – Resposta do condicionamento do sinal	68
Figura 39 – Teste realizado no HSVP	69
Figura 40 – Reta de dados coletados *	71
Figura 41 – Reta de dados coletados com as coordenadas	72

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

CEC – Circulação Extra Corpórea

SpO<sub>2</sub> – Porcentual da saturação de oxigênio

HSVP – Hospital São Vicente de Paulo

LED – Diodo Emissor de Luz

AOP – Amplificadores Operacionais

EUA – Estados Unidos da América

TIA – Amplificador de Transimpedância

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
1.1 OBJETIVO GERAL.....	14
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	14
1.3 JUSTIFICATIVA .....	14
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>16</b>
2.1 O SISTEMA DE OXIMETRIA .....	16
<b>2.1.1 Contexto Histórico.....</b>	<b>18</b>
<b>2.1.2 Sistema Circulatório e Respiratório .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1.3 Composição do Sangue e Hemoglobina.....</b>	<b>20</b>
<b>2.1.4 Absorção Espectrofotométrica .....</b>	<b>21</b>
<b>2.1.5 Lei de Beer-Lambert .....</b>	<b>22</b>
<b>2.1.6 Determinação da SpO<sub>2</sub> .....</b>	<b>25</b>
2.2 MÁQUINA DE PERFUSÃO .....	30
<b>2.2.1 História e Desenvolvimento .....</b>	<b>30</b>
<b>2.2.2 Funcionamento .....</b>	<b>31</b>
2.3 COMPONENTES E CONCEITOS TEÓRICOS DO SISTEMA DE OXIMETRIA NA CEC .....	32
<b>2.3.1 Diodo Emissor de Luz .....</b>	<b>32</b>
<b>2.3.2 Transdutor - Fotodiodo.....</b>	<b>33</b>
<b>2.3.3 Amplificadores Operacionais .....</b>	<b>35</b>
2.3.3.1 Amplificador Inversor.....	36
2.3.3.2 Amplificador não inversor.....	37
<b>2.3.4 Amplificadores de Transimpedância .....</b>	<b>38</b>
<b>2.3.5 Filtros e Ruídos .....</b>	<b>39</b>
2.3.5.1 Filtros Ativos vs. Filtros Passivos .....	40

<b>2.3.6 Conversor Analógico Digital .....</b>	<b>42</b>
<b>2.3.7 Microcontrolador.....</b>	<b>43</b>
<b>3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO.....</b>	<b>44</b>
3.1 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO.....	44
3.2 HARDWARE.....	44
<b>3.2.1 Sensor de Oximetria .....</b>	<b>46</b>
<b>3.2.2 Led Driver .....</b>	<b>47</b>
<b>3.2.3 Condicionamento do Sinal .....</b>	<b>51</b>
<b>3.2.4 Display .....</b>	<b>54</b>
<b>3.2.5 Microcontrolador.....</b>	<b>58</b>
<b>3.2.6 Sistema de Energia .....</b>	<b>59</b>
3.3 FIRMWARE.....	60
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>63</b>
4.1 PROTÓTIPO .....	63
4.2 TESTES REALIZADOS.....	69
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>73</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>74</b>
<b>APÊNDICE A – CIRCUITO FINAL .....</b>	<b>76</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A oximetria é um método não invasivo e contínuo de medir o nível de saturação arterial do oxigênio no sangue, ou seja, a porcentagem de O<sub>2</sub> no fluxo sanguíneo. A porcentagem ideal para uma pessoa saudável é de no mínimo 90% de oxigênio, sendo que níveis mais baixos podem comprometer o funcionamento de células e tecidos, por conseguinte, os órgãos. (TATIANA MONTANARI, 2013). A oximetria é a forma de medir oxigênio no sangue com o uso de pequenos dispositivos, chamados de oxímetro de pulso, que fazem essa medida colocando um sensor sobre o dedo, lobo da orelha e em pacientes neonatais pode ser acoplado no pé. A principal vantagem do uso desse dispositivo é o fato que a medição não é invasiva, pois não é necessário fazer a retirada de sangue para a análise. A oximetria além de medir a porcentagem de oxigênio pode medir outros dados vitais, como quantidade de batimentos cardíacos e frequência respiratória através do trânsito de pulso sanguíneo. O sensor colocado nas extremidades do corpo possui dois diodos emissores de luz, um vermelho e outro infravermelho, e um fotodiodo que é responsável pela percepção de luz irradiada. O dispositivo de oximetria pode estar acoplado ao sistema de um monitor multiparamétrico, que além da oximetria possui capacidade de medir a pressão arterial, eletrocardiograma entre outros parâmetros dependendo do modelo.

Toda vez que é realizada uma cirurgia incisiva no coração, ou transplante, é necessário a realização da Circulação Extra Corpórea (CEC), em que as linhas de fluxo que atuam diretamente no coração são desviadas para a máquina de perfusão. Esta bombeia, oxigena e aquece o sangue de volta para o corpo humano.

A monitorização de SpO<sub>2</sub> (porcentual da saturação de oxigênio) na CEC é algo ainda rudimentar em hospitais, pois esta medida é obtida pela análise gasométrica do sangue que passou pela máquina perfusora e leva em torno de 30 minutos para o resultado ser concluído. Os Oxímetros de Pulsos convencionais não conseguem obter a medida de SpO<sub>2</sub> no sangue quando não há o coração em funcionamento, pois a quantidade de sangue arterial muda consoante a pulsação (fotopletismografia), sendo que na CEC o fluxo é contínuo e provido pela máquina perfusora.

O equipamento comercial responsável por medir a SpO<sub>2</sub> na CEC é importado e seu custo ainda é inacessível para a maioria dos hospitais brasileiros. Então propõe-se monitorar, nas linhas de fluxo da máquina perfusora, continuamente o fluxo venoso (aquele que sai do paciente

pobre de oxigênio) e o fluxo arterial (aquele que sai da máquina perfusora rico em oxigênio), de modo que não será mais necessário ser feita a gasometria do sangue para obtenção de SpO<sub>2</sub>.

### 1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral é projetar um equipamento capaz de monitorizar continuamente, nas linhas de fluxo da máquina perfusora, a porcentagem de oxigênio presente no sangue arterial (aquele que sai da máquina perfusora rico em oxigênio) e venoso (aquele que sai do paciente pobre em oxigênio), utilizando LED's, fotodiodo e um microcontrolador que mostrará o resultado em um display.

### 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Realizar pesquisa bibliográfica sobre a medição de SpO<sub>2</sub> e sobre a máquina de perfusão;
- b) Projetar circuitos analógicos necessários para se fazer a medição de SpO<sub>2</sub>;
- c) Projetar um firmware capaz de transformar o sinal analógico em digital, fazer o processamento do sinal para a obtenção de SpO<sub>2</sub> e apresentar então em um display;
- d) Construir um protótipo que faça a medição do nível de SpO<sub>2</sub> na circulação extracorpórea, adaptando os sensores para serem colocados nas linhas de fluxo da máquina de perfusão;
- e) Realizar ensaios para calibrar o protótipo, afim de garantir segurança e exatidão.

### 1.3 JUSTIFICATIVA

O oxigênio é vital para o funcionamento de todas as células do corpo humano, e conseqüentemente, para todos os tecidos e órgãos. A anóxia aguda, ausência de oxigênio no sangue arterial, pode causar incoordenação motora e desatenção, mas quando em longa duração os sintomas consistem em fadiga, sonolência e atraso de reação. Quando a anóxia for mais grave pode afetar a função cerebral e, dentro de cinco minutos poderá causar morte cerebral. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016). Portanto, é necessário garantir, de uma forma contínua, quantidades adequadas de oxigênio, de forma a evitar a anóxia, ou seja, é

necessário impedir que a quantidade de oxigênio seja reduzida para níveis muito inferiores aos níveis fisiológicos dos tecidos.

No entanto a maioria dos hospitais brasileiros não há recurso suficiente para adquirir o equipamento capaz de monitorar os gases sanguíneos no momento cirúrgico. Então a equipe médica do HSVP (Hospital São Vicente de Paulo – Passo Fundo – RS – Brasil) requereu um possível projeto para monitorização contínua da saturação de oxigênio, já que atualmente esta medida é obtida através da gasometria do fluido durante o procedimento cirúrgico, processo este que envolve a coleta sanguínea, deslocamento para o laboratório interno e processo de análise. Para isso, um tempo aproximado de 30 minutos é despendido, causando o desconforto da equipe médica e risco de vida para o paciente.

A medição de oximetria através do sistema de circulação extracorpórea vem apresentar uma alternativa viável para o problema, apresentando dados para confrontar com as medições laboratoriais e demais parâmetros vitais monitorados no paciente.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 O SISTEMA DE OXIMETRIA

A oximetria de pulso arterial fornece dados de relevância clínica sobre a saturação de oxigênio ( $SpO_2$ ) carregado pelas hemoglobinas presentes no sangue arterial e permite analisar a amplitude e a frequência de pulso. Embora a oximetria de pulso não substitua a medição da gasometria arterial, ela constitui um instrumento efetivo para monitorar alterações sutis ou súbitas na saturação de oxigênio.

A importância da oximetria consiste em permitir a medição de  $SpO_2$  da hemoglobina arteriolar, que fornece informações acerca do sistema cardíaco, respiratório e do transporte de oxigênio no organismo. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016). Isto oferece aos médicos e demais profissionais elementos para uma avaliação mais precisa e rápida das condições físicas dos pacientes, principalmente daqueles com problemas respiratórios, cardíacos ou que estão em uma situação de tratamento intensivo.

É amplamente utilizada em setores hospitalares como emergência, centro de tratamentos intensivos por ser não-invasiva, monitorar de maneira contínua e de fácil instalação no paciente. Os valores normais da  $SpO_2$  são de 95 a 100%. Os valores inferiores a 90% indicam que os tecidos não estão recebendo oxigênio suficiente, e o paciente precisa de avaliação adicional. (JUNQUEIRA E CARNEIRO 1999).

A qualidade das medições de  $SpO_2$  depende de diversos fatores, como o posicionamento e o tamanho correto do sensor, podendo ele ser neonatal, pediátrico ou adulto. A exposição à luz ambiente também pode ser um fator determinante na qualidade da medição, visto que o sensor receptor pode captar a luz ambiente e assim amostrar um valor errôneo à realidade. Por isso a maioria dos sensores utilizam um envolto protetor, onde a luz ambiente não interferirá na medição. A figura 1 apresenta um exemplo de sensor.

Os sistemas de  $SpO_2$  utilizam as cores vermelho e infravermelho pois estas diferem no espectro de absorção luminosa na desoxihemoglobina (hemoglobina não oxigenada ou Hb) e na oxihemoglobina (hemoglobina oxigenada ou  $HbO_2$ ). (ESPECTROFOTOMETRIA, 2018)

Figura 1 - Aplicação genérica de um oxímetro de pulso



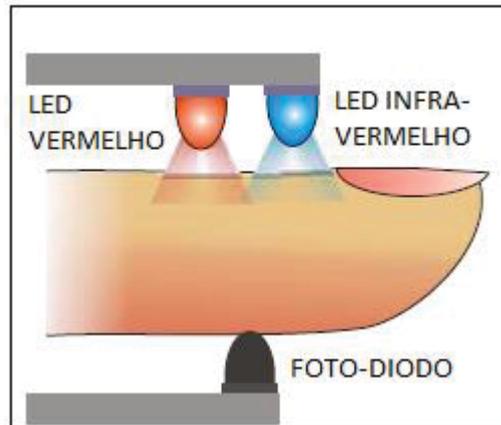
Fonte: Alfamed (2018)

A oximetria de pulso origina-se da combinação de dois processos tecnológicos. A espectrofotometria que determina a quantidade de luz transmitida através do capilar do paciente, onde a oxihemoglobina absorve maior quantidade de luz infravermelha possibilitando assim a passagem de mais luz vermelha quando comparado com a desoxihemoglobina, então a quantidade de luz absorvida pelo sangue é utilizada para calcular a saturação. O outro processo é a pletismografia que registra o volume de sangue nos capilares. (FERNANDO QUINTAS, 2015).

O sensor é colocado no dedo do paciente, onde o LED vermelho e infravermelho ficam no mesmo encapsulamento e o fotodetector (fotodiodo) está posicionado no outro lado do dedo para então assim receber o sinal dos LED's. A figura 2 ilustra o posicionamento.

Após a transmissão de luz dos LED's o fotodetector recebe os sinais vermelho e infravermelho para então ser calculado, baseado nas Leis de Beer-Lambert à  $SpO_2$ .

Figura 2 – Posicionamento do sensor no dedo.



Fonte: OXIMETRY, 2002.

### 2.1.1 Contexto Histórico

“No ano de 1935, Karl Mattes desenvolveu o primeiro dispositivo de medição de comprimento de onda para saturação de oxigênio em filtros verde e vermelho”. (OXIMETRY, 2002). Os quais foram substituídos posteriormente pela faixa de vermelho e infravermelho. Esta tecnologia foi amplamente difundida e utilizada pelos alemães na segunda guerra mundial, quando um procedimento de monitorização de oxigênio foi necessário para avaliação dos pilotos em cabines de alta pressão de altitudes elevadas.

Em 1964, Robert Shaw, cirurgião, desenvolveu o primeiro oxímetro de orelha autocalibrado que foi comercializado pela Hewlett-Packard. Mas em 1970, Takuo Aoyagi, descobriu que seria capaz de usar as mudanças pulsantes na transmissão de luz através do ouvido medindo a saturação arterial de oxigênio, onde assim desenvolveu um oxímetro de pulso solicitando uma patente japonesa (OXIMETRY, 2002).

Esta tecnologia é utilizada até hoje nos oxímetros modernos, sendo muito importante a monitorização nas salas cirúrgicas, em salas de recuperação hospitalar, emergências, em pacientes em estado de observação. Ainda existem hoje oxímetros portáteis que podem estar nas casas da população, e auxiliar em pacientes enfermos.

### 2.1.2 Sistema Circulatório e Respiratório

O sistema circulatório é o conjunto de órgãos responsáveis pela distribuição de nutrientes para as células e da coleta de excretas do corpo, que são encaminhadas para o sistema excretor. Seu principal órgão é o coração, que propulsiona o sangue para todo o corpo. É composto por quatro cavidades: dois átrios e dois ventrículos; o lado direito (um átrio e um ventrículo) possui sangue venoso, já o lado esquerdo possui sangue oxigenado ou arterial. Os compartimentos, esquerdo e direito não se comunicam, exceto em presença de patologias. (LINDA S. CONTANZO, 2014)

O sistema vascular sanguíneo transporta o sangue pelos tecidos, levando oxigênio, nutrientes, hormônios, fatores de coagulação, células de defesa e calor. Os sistemas que o constituem são: O coração, órgão que faz a propulsão do sangue; as artérias, vasos eferentes que levam o sangue do coração para os órgãos e os tecidos, conduzindo  $O_2$  e nutrientes na circulação sistêmica; as veias que são vasos aferentes que levam o sangue de volta ao coração, trazendo  $CO_2$  e dejetos dos tecidos na circulação sistêmica e sangue oxigenado na circulação pulmonar. (TATIANA MONTANARI, 2013).

O sistema respiratório permite o transporte de  $O_2$  para o sangue, afim de ser distribuídos para as células, e a retirada do  $CO_2$ . O sistema respiratório está envolvido na fala, e também no olfato que nos permite a percepção de sabores mais apurados. (TATIANA MONTANARI, 2013).

Segundo GUYTON E HALL (2011), a respiração pode ser dividida em quatro funções principais, são elas:

- 1- Ventilação pulmonar, que significa o influxo e o efluxo de ar entre a atmosfera e os alvéolos pulmonares;
- 2- Difusão de oxigênio e dióxido de carbono entre os alvéolos pulmonares;
- 3- Transporte de oxigênio e dióxido de carbono no sangue e nos líquidos corporais;
- 4- Regulação da ventilação e outros aspectos da respiração.

Sua ventilação é feita pelo processo de saída e entrada de ar nos pulmões a cada respiração, chamado de inspiração e expiração. Na inspiração ocorre a entrada de gases atmosféricos para os pulmões, gases que irão alcançar a unidade responsável pelas trocas gasosas que são os alvéolos. Os alvéolos estão intimamente em contato com vasos que passam na parede alveolar e que trazem sangue não oxigenado do coração; como os alvéolos estão

repletos de oxigênio, ocorre uma troca entre os gases contidos nos alvéolos e nos capilares (pequenos vasos), ou seja, é trocado oxigênio contido nos alvéolos, que foi inspirado da atmosfera, com o gás carbônico contido no sangue venoso capilar. (GUYTON E HALL, 2011).

### 2.1.3 Composição do Sangue e Hemoglobina

O sangue é formado por glóbulos sanguíneos e pelo plasma, parte líquida na qual os glóbulos estão suspensos. Está contido em um compartimento fechado, o aparelho circulatório, que o mantém em movimento regular e unidirecional, recebendo contrações rítmicas do coração. O volume total do fluido em pessoas saudáveis é de aproximadamente 7% do peso corporal, cerca de 5 litros em um indivíduo com 70Kg de peso. (JUNQUEIRA E CARNEIRO 1999).

O sangue é principalmente um meio de transporte. Por sua fluidez são carregados os leucócitos, células que desempenham várias funções de defesa; transporta oxigênio ( $O_2$ ) ligado à hemoglobina e eritrócitos, e gás carbônico ( $CO_2$ ), ligado a hemoglobina e a outras proteínas dos eritrócitos, ou dissolvidos no plasma. Transporta, ainda, escórias do metabolismo que são removidas do sangue pelos órgãos de excreção. (LINDA S. CONTANZO, 2014).

Os eritrócitos, ou hemácias são anucleados e contém grande quantidade de hemoglobina, uma proteína transportadora de  $O_2$  e  $CO_2$ . Essas proteínas, ao contrário dos leucócitos, não saem do sistema circulatório, permitindo-se assim serem observadas por refletância óptica

Normalmente, cerca de 97% do oxigênio transportado dos pulmões para os tecidos são transportados em combinação química com a hemoglobina nas hemácias. Os 3% restantes são transportados em estado dissolvido na água do plasma e células sanguíneas. Assim, *sob condições normais*, o oxigênio é transportado para os tecidos quase inteiramente pela hemoglobina. (GUYTON E HALL, 2011, p. 522).

Isto garante que baseado na refletância ótica da hemoglobina (oxigenada e não oxigenada) a resposta do sensor será muito precisa aos níveis de saturação real do corpo humano, não havendo outras formas principais de transporte de  $O_2$ . Na medida que o sangue deixa os pulmões e entra nas artérias sistêmicas a saturação usual de oxigênio do sangue arterial é em média 97%. Quando o sangue venoso retorna aos tecidos periféricos a saturação de hemoglobina em média é 75%. (GUYTON E HALL, 2011)

A molécula da hemoglobina (proteína conjugada com o ferro) é formada por quatro subunidades, cada um contendo um grupo heme ligado a um polipeptídeo. Devido as variações

nas cadeias polipeptídicas, distinguem-se vários tipos de hemoglobina – A1, A2 e F. A hemoglobina A1 (Hb A1) representa cerca de 97% e a hemoglobina A2 (Hb A2) cerca de 2%. A hemoglobina F está presente em cerca de 100% em fetos, e em 80% da hemoglobina dos recém-nascidos. (JUNQUEIRA E CARNEIRO, 1999)

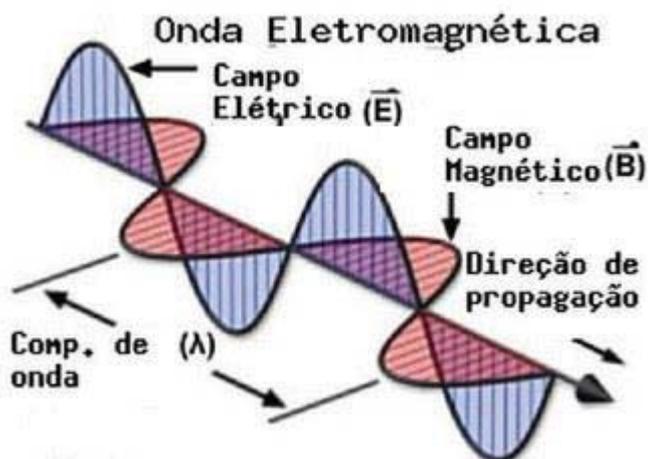
### 2.1.4 Absorção Espectrofotométrica

A fotometria é a medição de quantidades visíveis dentro do espectro. Para os olhos humanos esse intervalo é de 380 a 780 nm.

Bastões e cones são dois tipos de receptores ópticos em olhos humanos. Os bastonetes, que são mais sensíveis que os cones, são responsáveis pela visão de baixo nível de luz. No entanto as hastes não podem discriminar as cores. Os cones são responsáveis pela visão das cores, mas são menos sensíveis a luz. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016, p.124)

A espectrofotometria pode ser definida como técnica analítica que usa a luz para medir as concentrações das soluções através da interação da luz com a matéria. A luz é descrita como sendo uma radiação eletromagnética em virtude de sua natureza dualística, ou seja, tem um comportamento de campos elétricos e magnéticos oscilantes, representado na figura 3. (ESPECTROFOTOMETRIA, 2018).

Figura 3 – Onda eletromagnética da luz



Fonte – ESPECTROFOTOMETRIA (2018)

O comprimento de onda ( $\lambda$ ) é a distância, de um pico ao outro da onda.

O movimento ondulatório é caracterizado pelo comprimento de onda ( $\lambda$ ), medido em nanômetros (nm). O conteúdo energético da luz é inversamente proporcional ao comprimento da onda, portanto a luz ultravioleta de  $\lambda=380\text{nm}$  é bem mais energética que a luz vermelha de  $\lambda=700\text{nm}$ . A luz é constituída de partículas de energia chamada de fótons, e seu conteúdo está intimamente relacionado com o comprimento de onda. A absorção de luz pela matéria envolve a incorporação da energia contida no fóton à estrutura das moléculas absorventes. No momento em que uma molécula absorvente recebe a luz, passa de um estado fundamental (estado energético mais baixo) para o estado mais excitado (estado energético mais alto). A duração da excitação é breve, em torno de  $10^{-8}$  segundos, e após o momento excitado a molécula libera a energia em forma de calor. (FERNANDO QUINTAS, 2015).

Quando um feixe de luz monocromática é irradiada e atravessa uma solução com moléculas absorventes, parte da luz é absorvida pela solução e o restante é transmitido. A absorção de luz depende da concentração das moléculas absorventes e espessura do meio que deseja-se atravessar – caminho óptico. (ESPECTROFOTOMETRIA, 2018).

O conhecimento da absorção de luz pela matéria é muito utilizado para determinar a concentração de compostos presentes nas soluções. A maioria dos processos na bioquímica clínica utilizam da espectrofotometria para determinar componentes desconhecidos de uma solução que podem ser identificados por seus espectros característicos ao ultravioleta, visível ou infravermelho.

### **2.1.5 Lei de Beer-Lambert**

A Lei de Beer e a Lei de Lambert são estudos diferentes relacionados a espectrofotometria. Quando se fala no assunto, esses dois nomes são destacados por suas descobertas que regem até hoje sobre o estudo do espectro.

A Lei de Beer foi descoberta em 1852, no qual observou-se a relação existente entre a transmissão e a concentração de um meio por onde passa o feixe de luz. A lei demonstra que uma determinada solução absorve a luz proporcionalmente à concentração molecular de seu soluto. Nas palavras de Beer “*A intensidade de um feixe de luz monocromático decresce exponencialmente à medida que a concentração da substância absorvente aumenta aritmeticamente*”. Expresso pela equação 2.1: (ESPECTROFOTOMETRIA, 2018).

$$I = I_0 \cdot 10^{-Ac} \quad (2.1)$$

Em que:

I = Intensidade da luz transmitida;

$I_0$  = Intensidade da luz incidente;

A = Constante denominada coeficiente de absorção;

c = Concentração do meio absorvente.

A Lei de Lambert foi descoberta em 1870, e estabelece uma relação entre a transmissão da luz e a espessura do meio que absorve. Determina que quando um feixe de luz monocromática atravessa um meio transparente e homogêneo, cada camada deste meio absorve uma fração igual da luz, assim a fração de luz que atravessa o meio é a mesma, independentemente do fator de intensidade da luz incidente. Então foi anunciado a Lei de Lambert: "*A intensidade da luz emitida decresce exponencialmente à medida que a espessura do meio absorvente aumenta aritmeticamente*". Expresso pela equação 2.2: (ESPECTROFOTOMETRIA, 2018).

$$I = I_0 \cdot 10^{-AL} \quad (2.2)$$

Em que:

I = Intensidade da luz transmitida;

$I_0$  = Intensidade da luz incidente;

A = constante denominada *coeficiente de absorção* e que depende do meio absorvente empregado;

L=Espessura do meio absorvente.

As Leis de Beer-Lambert são o fundamento da espectrofotometria. No estudo elas são tratadas simultaneamente, processo no qual a quantidade de luz absorvida ou transmitida por uma determinada solução depende da concentração do soluto e da espessura da solução. Rearranjando a Lei de Beer-Lambert, podemos expressar a equação: (FERNANDO QUINTAS, 2015)

$$I_t = I_0 \cdot e^{-A} \quad (2.3)$$

em que A corresponde:

$$A = \varepsilon \times D \times c \quad (2.4)$$

e é calculado pelo produto da distância percorrida pelo feixe de luz (D), com o coeficiente de extinção ( $\varepsilon$ ) e com a concentração da solução (c).

Rearranjando a equação 2.3 podemos determinar o valor da Transmitância (T) de luz que passa num determinado meio com uma substância absorvente, o que resulta na equação:

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \varepsilon(\lambda) c D \quad (2.4)$$

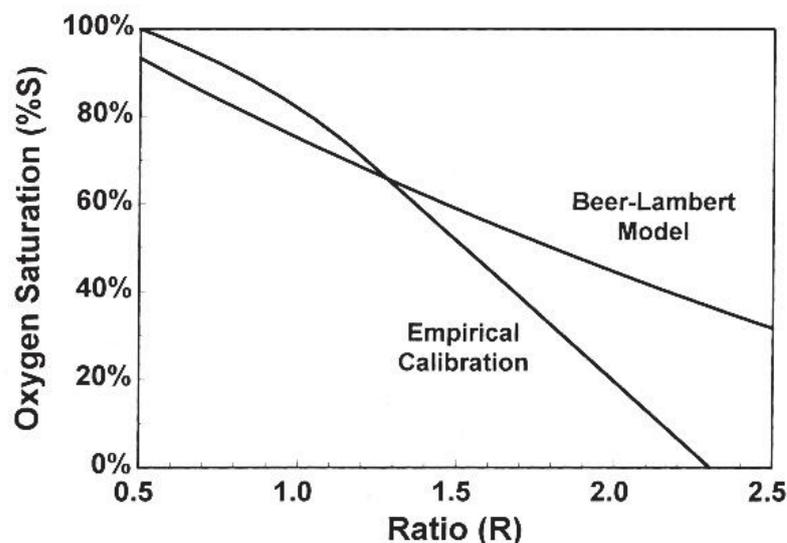
Podemos determinar, ao conjugarmos as equações 2.3 e 2.4, a absorvância medida em função do rácio logarítmico da radiação incidente e transmitida.

$$A = -\log_{10} \frac{I_t}{I_0} \quad (2.5)$$

Esta relação requer que a luz incidente seja monocromática e colimada, ou seja, que a luz não sofra efeito de dispersão. (FERNANDO QUINTAS, 2015)

A partir do modelamento matemático da Lei de Beer-Lambert, consegue-se visualizar a reta de calibração (figura 4), que se comparada com o modelamento empírico apresenta discrepâncias no resultado, principalmente em valores de saturação inferiores a 70%.

Figura 4: Reta de Calibração Beer-Lambert



Fonte: Biomedical Sensor System (2018).

Embora a Lei Beer Lambert seja útil na criação de modelos de oximetria, perde-se um fator importante: a luz se espalha à medida que ela passa pelos tecidos vivos. Por ser uma aproximação, os instrumentos baseados na lei de Beer-Lambert tendem a fornecer estimativas errôneas do valor real da saturação de oxigênio. Portanto, a maioria dos oxímetros de pulso utilizam tabelas derivadas de estudos de calibração em um grande número de voluntários saudáveis, cuja saturação de oxigênio também é medida de forma invasiva, diminuindo o erro da saturação de oxigênio real do paciente, frente a medida pelo sensor.

### 2.1.6 Determinação da SpO<sub>2</sub>

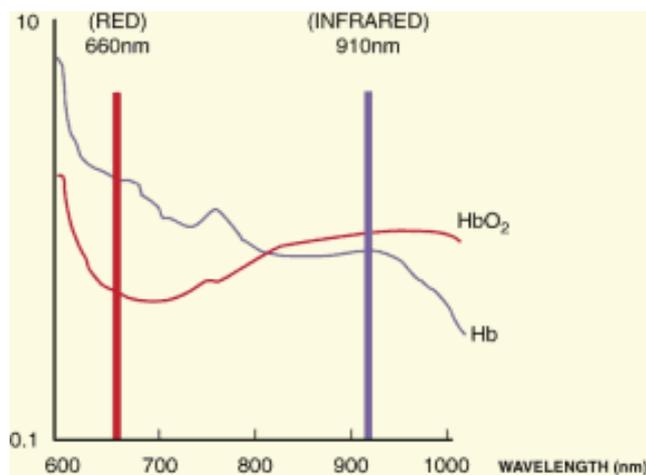
Para determinar a SpO<sub>2</sub> do sangue pelo método de espectrofotometria, utilizamos do fato que a deoxihemoglobina (hemoglobina não oxigenada ou Hb) e a oxihemoglobina (hemoglobina que contém oxigênio ou HbO<sub>2</sub>) diferem na absorção do espectro luminoso. Aplicando-se as luzes com diferentes comprimentos de onda, conseguimos a diferenciação na absorção, podendo assim ser identificado a SpO<sub>2</sub> do fluido.

Ao utilizarmos a luz emissora vermelha (600-750 nm de comprimento de onda) e infravermelho (850-1000 nm de comprimento de onda) obtemos o máximo de absorção em cada tipo de hemoglobina, limitando assim a margem de erro. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016).

Para medir o nível de saturação de oxigênio no sangue devemos medir a razão entre a quantidade de Hb e HbO<sub>2</sub>, portanto os comprimentos de onda utilizados neste tipo de sensor têm que apresentar coeficientes de absorção com maior dissemelhança.

Com base no estudo de absorção espectral da hemoglobina, o gráfico da figura 5 apresenta a melhor faixa de espectro para conseguir medir a SpO<sub>2</sub>.

Figura 5 – Curva de espectro de absorção ótica das hemoglobinas



Fonte: Adaptado de OXIMETRY (2002)

Como já visto no item 2.1.3 - Composição do Sangue e Hemoglobina, sabemos que a hemoglobina é a principal substância responsável pela absorção da luz, e que a maior parte da hemoglobina ou está oxigenada (HbO<sub>2</sub>) ou reduzida (Hb). Por isso podemos determinar a saturação funcional de O<sub>2</sub>.

Duas equações são usadas pelos fabricantes de oxímetros para calcular a saturação de oxigênio do sangue. É o método de Saturação Fracionada de Oxigênio e Saturação Funcional de Oxigênio.

O método de Saturação Fracionada é igual a razão entre a concentração de oxihemoglobina pela concentração das demais hemoglobinas presentes no sangue, indicado na equação 2.6. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016).

$$\%O_2Hb = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{HHb} + C_{O_2Hb} + C_{COHb} + C_{metHb}} \times 100\% \quad (2.6)$$

Onde:

$C_{O_2Hb}$  é a concentração de hemoglobina oxigenada no sangue arterial;

$C_{HHb}$  é a concentração de hemoglobina desoxigenada no sangue arterial;

$C_{COHb}$  é a concentração de carboxihemoglobina no sangue arterial. É um composto formado pela ligação de monóxido de carbono à hemoglobina, é estável e, portanto, não pode absorver ou transportar oxigênio;

$C_{metHb}$  é a concentração de metehemoglobina (palavra traduzida do inglês, palavra original: “methemoglobin”) no sangue arterial. Metehemoglobina é uma forma de hemoglobina ligada ao Fe 3+ (férico), que não pode transportar oxigênio.

O outro método é o de Saturação Funcional de Oxigênio e corresponde apenas as hemoglobinas funcionais para o transporte de oxigênio, oxihemoglobina e deoxihemoglobina. A saturação de oxigênio no sangue com este método está indicada na equação 2.7. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016).

$$\%S_pO_2 = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{HHb} + C_{O_2Hb}} \times 100\% \quad (2.7)$$

Ambos os métodos se apresentam válidos, pois a porcentagem de carboxihemoglobina ( $C_{COHb}$ ) e metehemoglobina ( $C_{metHb}$ ) somados em uma pessoa saudável não ultrapassam 3 %, podendo assim ser desconsiderado para o cálculo.

Para o melhor entendimento do procedimento para medir a saturação de oxigênio de uma amostra de sangue, estuda-se a emissão de luz vermelho e infravermelho no espectro de absorção de cores, figura 4, sobre a oxihemoglobina e deoxihemoglobina. A partir da Lei de Beer-Lambert podemos concluir a equação 2.8 e 2.9. A equação 2.8 leva em consideração a onda de 610nm (vermelho) e a equação 2.9 apenas considera a irradiação da onda de 910nm (infravermelho).

$$A_1 = A_{10} + A_{1d} = a_{10} C_0 + a_{1d} C_d \quad (2.8)$$

Onde:

$A_1$  é a absorção total devido ao comprimento de onda vermelho;

$A_{10}$  é a absorção da oxihemoglobina ao comprimento de onda vermelho;

$A_{1d}$  é a absorção da deoxihemoglobina ao comprimento de onda vermelho;

$a_{10}$  é o produto do comprimento do caminho óptico com a absorção de oxihemoglobina;

$a_{1d}$  é o produto do comprimento do caminho óptico com a absorção de deoxihemoglobina;

$C_0$  é a concentração de oxihemoglobina no sangue;

$C_d$  é a concentração de deoxihemoglobina no sangue

Para o comprimento de onda infravermelho tem-se a equação 2.9.

$$A_2 = A_{20} + A_{2d} = a_{20} C_0 + a_{2d} C_d \quad (2.9)$$

Onde:

$A_2$  é a absorção total devido ao comprimento de onda infravermelho;

$A_{20}$  é a absorção da oxihemoglobina ao comprimento de onda infravermelho;

$A_{2d}$  é a absorção da deoxihemoglobina ao comprimento de onda infravermelho;

$a_{20}$  é o produto do comprimento do caminho óptico com a absorção de oxihemoglobina;

$a_{2d}$  é o produto do comprimento do caminho óptico com a absorção de deoxihemoglobina;

$C_0$  é a concentração de oxihemoglobina no sangue;

$C_d$  é a concentração de deoxihemoglobina no sangue.

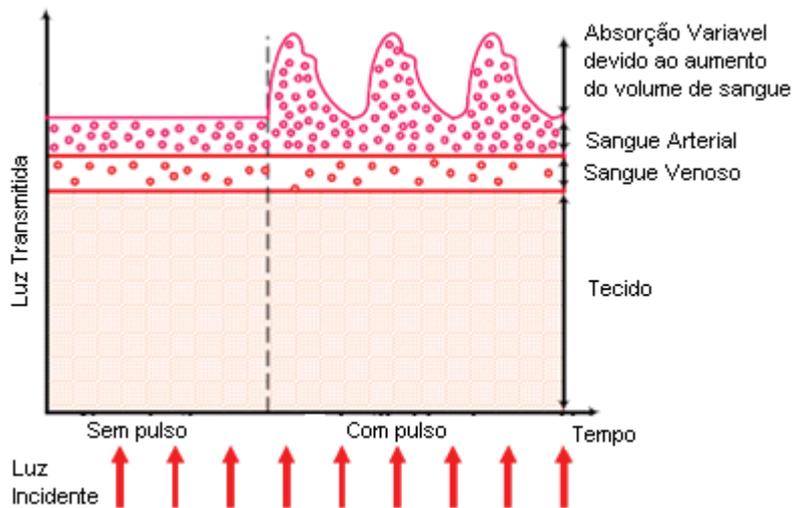
Pode-se resolver as equações 2.8 e 2.9 em função de  $C_0$  e  $C_d$  podemos substituir as equações 2.8 e 2.9 na equação de Saturação Funcional de Oxigênio (2.7), assim temos a equação 2.10: (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016).

$$\%S_p O_2 = \frac{C_0}{C_0 + C_d} \times 100\% \quad (2.10)$$

Em um oxímetro de pulso não se pode considerar que  $a20$  e  $a2d$  (comprimento do caminho óptico vezes a absorção) são constantes. Os feixes de luz viajam através do tecido são absorvidos não apenas pela hemoglobina, mas também por outros tecidos, como pele, músculo, unha. Contudo, o diâmetro dos capilares não se mantém constante, pois estão pulsando de acordo com a pressão arterial, fenômeno chamado de fotopletismografia. Portanto a  $SpO_2$  em oxímetros de pulso não pode ser calculada analiticamente. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016).

Os ossos, a pele e os tecidos são os principais responsáveis pela absorção contínua da luz – componente contínua (CC) representado na figura 6 na divisão “Sem Pulso”. A variação do sinal óptico (componente alternada (AC)) recebido pelo sensor é, essencialmente, consequência da variação do caminho óptico devido às alterações do fluxo sanguíneo. (RUI M. MARTINS, 2010).

Figura 6: Curva de fotopletismografia



Fonte: HENRIQUE THIESEN

A maior parte dos fabricantes obtém os valores de  $SpO_2$  através da divisão das intensidades ópticas do vermelho ( $I_{rd}$ ) e infravermelho ( $I_{ir}$ ) medidos pelo fotodiodo, demonstrado na equação 2.11.

$$SpO_2 = \frac{I_{rd}}{I_{ir}} \quad (2.11)$$

## 2.2 MÁQUINA DE PERFUSÃO

A máquina de perfusão, também chamado de máquina coração-pulmão é utilizada em intervenções cirúrgicas onde é necessário “desativar” o coração para realizar procedimentos cirúrgicos cardíacos. Baseia-se em uma bomba mecânica que substituiu o bombeamento do sangue e um aparelho que realiza trocas gasosas, chamado de “blender”, que deixa o sangue oxigenado para voltar ao paciente.

### 2.2.1 História e Desenvolvimento

Perfusão vem do termo em latim *perfusionem*, que significa passagem de fluido através de um órgão, e CEC é o processo de retirada e devolução do sangue ao paciente através de um tubo ou órgão artificial, conhecido popularmente por perfusão. No que se diz respeito a sua evolução habitualmente é confundido com a evolução cirúrgica cardíaca, pois na medida que a medicina avançava com novas técnicas a tecnologia à acompanhava.

Segundo Gabriela Bragança, et al. (2013), em abril de 1951 foi relatado a primeira utilização de uma máquina capaz de bombear o coração, mas o paciente faleceu logo após o procedimento. Então em 1953, no Hospital General de Massachussetts, o Dr Jonh Gibbon e sua esposa Mary Gibbon ficaram mundialmente conhecidos por serem os primeiros a realizarem uma cirurgia cardíaca com sucesso utilizando uma máquina de perfusão extracorpórea. O Dr já estudava métodos de CEC desde 1937 e, após o sucesso em 1953 em uma paciente de 18 anos, o casal Gibbon teve cinco fracassos em tentativas cirúrgicas, os fazendo abandonar da profissão.

No Brasil a máquina de perfusão começou a ser desenvolvida através de Hugo Felipozzi, que após um estágio em Chicago, nos EUA, trouxe sua experiência profissional para iniciar assim a construção da primeira máquina brasileira de circulação extracorpórea, já que importar tal equipamento estava fora da realidade do país nas décadas de 40 e 50. Em 1957, no Rio de Janeiro, foi iniciada por Earl Kay e Cid Moreira a técnica de utilização da máquina de perfusão e a partir deste marco começou, com muito esforço de toda a equipe envolvida, a ser difundida no Brasil a máquina de perfusão extracorpórea. (GABRIELA BRAGANÇA, et. al., 2013).

O advento da circulação extracorpórea tornou possível o grande avanço atual da cirurgia cardíaca e dos vasos da base. Ao substituir temporariamente as funções de propulsão e hematose sanguínea, ela permitiu que as paredes cardíacas fossem abertas, dando condições de acesso às estruturas intracavitárias do coração. As cardiopatias

congênitas e as lesões valvares puderam então ser corrigidas sob visão direta. (LEMOS E TAKEDA, 1980, p. 81)

### 2.2.2 Funcionamento

Durante a CEC o sangue venoso é drenado para um reservatório e bombeado através de um oxigenador. O sangue oxigenado retorna para o paciente por um tubo conectado à circulação arterial. O sangue retirado do paciente é drenado por bombas auxiliares, filtrado e devolvido para o reservatório e circulação ao paciente. Este reservatório é onde fica o fluido que estaria dentro do coração e varia de 500ml até 1000ml em pacientes adultos.

Para possibilitar que as cirurgias cardíacas intracavitárias sejam feitas, o circuito da CEC é instalado de tal modo a drenar completamente o sangue venoso, oxigena-lo e reinfundi-lo no sistema arterial do paciente. A drenagem do sangue venoso é obtida através de duas cânulas introduzidas na luz das veias cavas. Tubos ou mangueiras de polietileno ligados às cânulas levam o sangue até o oxigenador. O sangue arterializado, isto é, oxigenado, e aquecido é aspirado e infundido no sistema arterial do paciente, pela bomba arterial. Nestas condições o coração recebe o sangue das veias cavas e o pulmão deixa de receber sangue através da artéria pulmonar. Assim, a ventilação pulmonar, agora desnecessária, é interrompida, estando toda hematose sanguínea a cargo do oxigenador. (LEMOS E TAKEDA, 1980).

Atualmente na máquina de perfusão pode haver algumas variações de modelo para modelo, mas sua parte essencial não se altera. Possui quatro bombas de roletes, uma principal e três para aspiração, um oxigenador que pode variar de tamanho/tipo conforme o paciente (neonatal, pediátrico e adulto) e um trocador de calor. Segue imagem da máquina típica de perfusão atualmente utilizada.

Figura 7 – Máquina perfusora



Fonte: NIPROBRASIL.

## 2.3 COMPONENTES E CONCEITOS TEÓRICOS DO SISTEMA DE OXIMETRIA NA CEC

Para desenvolver um sistema capaz de monitorar a  $SpO_2$  do sangue nas linhas de fluxo da máquina de perfusão, devemos estudar tópicos que envolvem o projeto, como sensor, circuitos de amplificação e filtragem, conversão A/D e processamento do sinal para então poder amostrar em um display a  $SpO_2$  atual do sangue.

### 2.3.1 Diodo Emissor de Luz

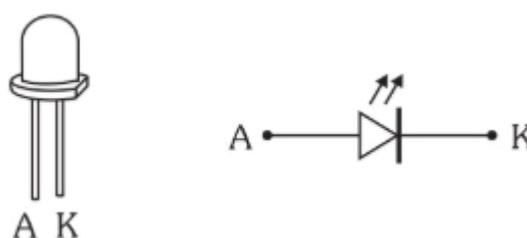
O diodo emissor de luz (LED) pode ser caracterizado por ser um dispositivo opto eletrônico, onde a tecnologia combina ótica com eletrônica, assim como o fotodiodo, acopladores óticos e diodos laser. Os LED's substituem as lâmpadas incandescentes em várias

aplicações, por possuírem uma baixa tensão de funcionamento, longa duração e com bom funcionamento em circuitos de chaveamento.

O LED utiliza elementos como o Gálio, Arsênio e Fósforo e com isso pode-se manipular a cor irradiada. As cores mais comuns são vermelho, verde, amarelo, azul, laranja ou infravermelho (luz invisível aos olhos humanos pois tem frequência maior ou comprimento de onda menor que a faixa de luz visível). (DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012).

A figura 8 apresenta a forma genérica de um LED e seu símbolo elétrico, respectivamente.

Figura 8: LED e símbolo elétrico.



Fonte: DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012

A intensidade da luz depende da corrente que está aplicada ao LED. Para uma aplicação estável, recomenda-se que a tensão aplicada esteja dentro das características do componente utilizado e que o mesmo seja alimentado com uma fonte de corrente. Assim o brilho será constante pois a corrente será constante. (MALVINO E BATES, 2016).

### 2.3.2 Transdutor - Fotodiodo

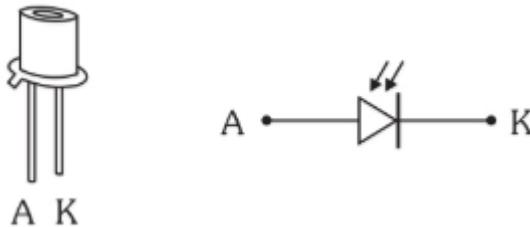
A maior parte das grandezas observadas no mundo real que se pretende medir são analógicas. Para que seja possível um sistema eletrônico processar este tipo de eventos é necessário que um sensor converta o sinal de entrada para uma grandeza digital.

Os sensores podem variar com o tipo de grandeza que se deseja medir, podendo ser de temperatura, velocidade, entre outros. Com o rápido avanço dos sistemas de instrumentação ótica os transdutores ópticos (fotodetectores) vêm passando por um rápido desenvolvimento, sendo então aplicados então na instrumentação biomédica e usados para medir energia, fluxo, intensidade de uma radiação eletromagnética. A radiometria é a medida de energia associada à energia radiante, enquanto que a fotometria é a grandeza associada a quantidade de luz. (BIOMEDICAL DEVICE TECHNOLOGY, 2016)

No fotodiodo, o sinal elétrico obtido é proporcional à razão eletromagnética, ou seja, a intensidade luminosa é convertida em um sinal de corrente ou tensão. (DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012).

No fotodiodo existe uma janela sobre a junção PN que permite a entrada de luz. Essa luz produz elétrons livres e lacunas, aumentando assim a corrente reversa. A figura 9 apresenta um fotodiodo e seu símbolo elétrico.

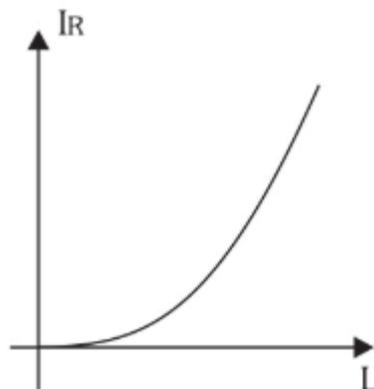
Figura 9: Fotodiodo e símbolo elétrico:



Fonte: DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012.

Desta forma quanto maior for incidência de luz, maior será a corrente no fotodiodo polarizado reversamente, como mostra a figura 10, da curva característica de Corrente Reversa ( $I_R$ ) x Intensidade Luminosa ( $L$ ):

Figura 10: Curva de um fotodiodo: Corrente Reversa x Intensidade Luminosa

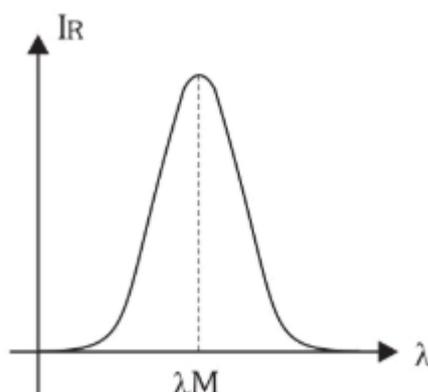


Fonte: DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012.

“Quando o fotodiodo está trabalhando na região linear de sua curva característica, a corrente reversa tem a mesma forma de onda da amplitude da intensidade luminosa incidente”. (DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012, p. 101).

Outra característica importante dos fotodiodos é a curva de resposta de Corrente Reversa (IR) x Comprimento de Onda ( $\lambda$ ) da luz incidente, indicado na figura 11.

Figura 11: Curva de um fotodiodo: Corrente Reversa x Comprimento de Onda



Fonte: DISPOSITIVOS SEMICONDUTORES, 2012.

Para uma intensidade luminosa constante, a corrente reversa chega ao pico em um comprimento de onda específico. Quando o comprimento de onda irradiado estiver entre a faixa mínima e máxima de comprimento de onda de operação, o fotodiodo apresentará melhor resposta ao sinal. (BERTOLI, 2000).

### 2.3.3 Amplificadores Operacionais

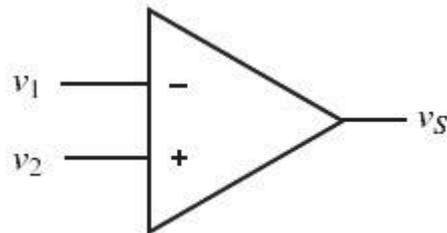
Os amplificadores operacionais (AOP) foram desenvolvidos na década de 40, e eram constituídos por válvulas. Em 1965 foi criado pela Fairchild (EUA)  $\mu$ A709 com tecnologia de fabricação denominada bipolar, pois utilizava internamente dois transistores bipolares, e posteriormente foi desenvolvido o conhecido  $\mu$ A741 que é utilizado até os dias atuais. Atualmente o AOP é utilizado para várias outras aplicações pela sua capacidade de realizar “operações” com as tensões elétricas. Está presente em sistemas de controle industrial, na instrumentação nuclear, na instrumentação biomédica, nos equipamentos de telecomunicação e áudio, em sistemas de aquisição de dados, etc. (AMPLIFICADORES OPERACIONAIS E FILTROS ATIVOS, 2015).

“O AOP é um amplificador CC multiestágio com entrada diferencial cujas características se aproximam das de um amplificador ideal”. (AMPLIFICADORES OPERACIONAIS E FILTROS ATIVOS, 2015). Um amplificador ideal apresenta resistência de entrada infinita,

resistência de saída nula, ganho de tensão infinito, resposta de frequência infinita e insensibilidade a temperatura.

Na figura 12 apresenta-se a simbologia de um AOP.

Figura 12: Símbolo do AOP.



Fonte: DUARTE, 2017.

Onde:

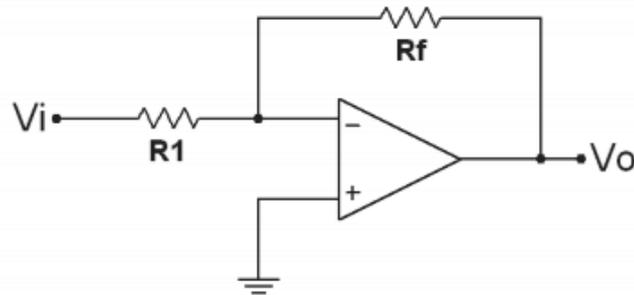
- $V_1$  é a entrada inversora;
- $V_2$  é a entrada não inversora;
- $V_s$  é a saída.

O AOP pode ser utilizado para diversas aplicações, para cada necessidade de uso deve-se aplicar o circuito que melhor corresponde as características necessárias de projeto. Para isso apresenta-se algumas aplicações mais importantes dos AOP.

### 2.3.3.1 Amplificador Inversor

O amplificador de ganho constante mais utilizado é o amplificador inversor (figura 13). A saída é obtida pela multiplicação da tensão de entrada  $V_i$  por um ganho constante, fixado pelos resistores  $R_f$  e  $R_1$ . A saída é invertida em relação a entrada, fato que denomina o amplificador inversor. (WENDLING, 2010)

Figura13: Amplificador inversor.



Fonte: WENDLING, 2010.

O seu ganho pode ser definido pela equação 2.12:

$$V_0 = - \frac{R_f}{R_1} x V_i \quad (2.12)$$

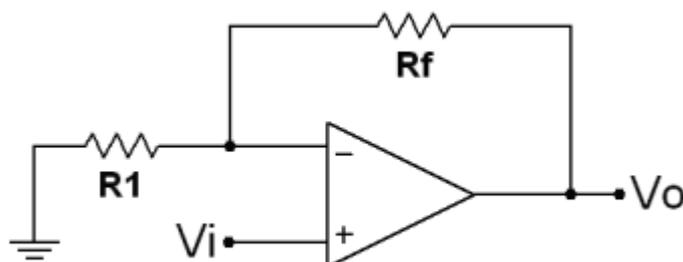
Onde:

- $V_i$  é a tensão de entrada;
- $V_0$  é a tensão de saída;
- $R_f$  é o resistor de realimentação;
- $R_1$  é o resistor de entrada.

### 2.3.3.2 Amplificador não inversor

Na configuração de amplificador não inversor (figura 14), a fase do sinal de saída é igual ao sinal de entrada. O seu ganho pode ser determinado pela resistência de realimentação sobre a resistência de entrada mais um, como segue equação 2.13.

Figura 14: Amplificador não inversor



Fonte: WENDLING, 2010.

A equação do ganho pode ser definida pela equação 13:

$$V_0 = \left(1 + \frac{R_f}{R_1}\right) \times V_1 \quad (2.13)$$

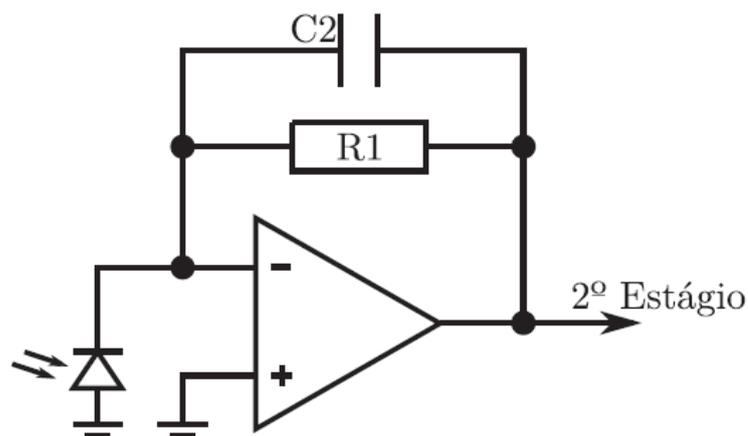
Onde as variáveis já foram definidas na equação 2.12.

### 2.3.4 Amplificadores de Transimpedância

A corrente gerada através dos fotodiodos deve ser lida pelos amplificadores de transimpedância (Transimpedance Amplifier - TIA), também podem ser chamados de pré-amplificadores. São circuitos que transformam a foto corrente dos sensores em tensões constantes, funcionando linearmente com os sensores fotocondutivos. (FERNANDO QUINTAS, 2015). Figura 15 apresenta o circuito característico de um amplificador de transimpedância.

Onde o capacitor C2 tem a função de limitar a banda de frequência do amplificador operacional, funcionando com um filtro passa-baixa com frequência de corte na ordem de dezenas de kHz. (SANTINI, 2010).

Figura 15: Amplificador de Transimpedância.



Fonte: SANTINI, 2010.

O termo transimpedância refere-se à transferência de impedância, indicando que a tensão e a corrente que definem a impedância são medidos em portas distintas. Assim podemos equacionar transimpedância sendo como: (PONCHET, 2016).

$$Z_t = \frac{V_{out}}{I_{in}} \quad (2.14)$$

Onde:

$Z_t$  define-se o ganho de transimpedância;

$V_{out}$  é a variação de tensão de saída;

$I_{in}$  é a variação de corrente da entrada.

A transimpedância deve ser maximizada, tendo em vista que a corrente gerada pelo fotodiodo tem amplitude muito pequena, na ordem de  $\mu\text{A}$ . Quando se aplica um alto ganho de transimpedância ajuda a relaxar as especificações de ruído e ganho dos estágios seguintes.

Existem atualmente diversas configurações para os TIA. Para a aplicação com fotodiodo recomenda-se a utilização de amplificadores de transimpedância com *feedback* ou malha fechada. Assumindo que este tipo de configuração seja ideal e seu ganho seja muito elevado independentemente da frequência, podemos rearranjar a equação 2.14 para a equação 2.15: (FERNANDO A. QUINTAS, 2015)

$$I_{in} = \frac{V_{out}}{R_1} \quad (2.15)$$

Onde  $R_1$  é a impedância de *feedback*.

A resposta do sinal de saída pode ser expressa pela equação 2.16:

$$V_{out} = I_{in} \times R_1 \quad (2.16)$$

### 2.3.5 Filtros e Ruídos

Em eletrônica é comum o aparecimento de sinais aleatórios e indesejados. Esses sinais têm causas diversas e são denominados ruídos, que podem ser intrínsecos ou causados por interferências externas ao circuito. Para o caso de sinais com valores de potência muito baixos, é essencial reduzir as fontes de ruídos indesejados, para que não se obtenha sinais com magnitudes inferiores ou iguais aos ruídos.

Devido à natureza aleatória do ruído, não é possível saber de forma determinística os valores de amplitude ou frequência que os mesmos irão assumir. Estes sinais indesejados e é vital a aplicação de filtros, para que atenuem sobre eles.

Por definição; “Um filtro elétrico é um quadripolo capaz de atenuar determinadas frequências do espectro do sinal de entrada e permitir a passagem dos demais”. (ANTONIO PERTENCE JÚNIOR, p 142. 2015). Espectro de um sinal é a sua decomposição em uma escala de amplitude x frequência. Isso pode ser feito através das séries de Fourier ou utilizando um analisador de espectro.

### 2.3.5.1 Filtros Ativos vs. Filtros Passivos

Os filtros podem ser subdivididos de diversas formas. O comparativo que segue aponta as melhores características de filtros ativos e passivos, mostrando suas vantagens e desvantagens.

Os filtros ativos são projetados com elementos ativos, principalmente amplificadores operacionais. Já os filtros passivos são desenhados com elementos passivos como resistências ou condensadores. O quadro 1 e 2 apresenta as vantagens e desvantagens dos filtros ativos e passivos, respectivamente.

Quadro 1: Vantagens dos Filtros Ativos e Passivos.

<b>Filtros Ativos</b>	<b>Filtros Passivos</b>
Fáceis de Projetar, com ganhos e frequências programáveis	Bastante confiável
Tamanho reduzido	Não tem limitação em termos de largura de banda
Não utilizam indutores	Suportam elevadas correntes e tensões
Baixo custo	Não necessitam de alimentação

Fonte: FERNANDO QUINTAS, 2015.

Quadro 2: Desvantagens dos Filtros Ativos e Passivos.

<b>Filtros Ativos</b>	<b>Filtros Passivos</b>
Necessidade de alimentação	Não produzem ganho
Requer elevado número de componentes	Perda de sinal em alguns casos
Não trabalham em alta potência	Elevado custo

Fonte: FERNANDO QUINTAS, 2015.

Apesar das desvantagens, os filtros ativos têm se tornado cada vez mais úteis no campo da eletrônica em geral. Dentro da área da instrumentação é importante ressaltar a eletromedicina ou bioeletrônica, na qual os equipamentos utilizados fazem grande uso de filtros ativos, principalmente quando esses equipamentos devem operar em baixas frequências. (ANTONIO PERTENCE JÚNIOR, 2015).

Entretanto, os filtros passivos ainda possuem espaço no mercado, e ressaltam-se algumas características importantes para a classe de filtros passivos, os quatro principais tipos:

- Filtro Passa-Baixas (PB): Só permite a passagem de frequências abaixo de uma frequência determinada  $f_c$  (frequência de corte). As frequências superiores são atenuadas;
- Filtro Passa-Altas (PA): Só permite a passagem de frequências acima de uma frequência determinada  $f_c$  (frequência de corte). As frequências inferiores são atenuadas;
- Filtro Passa-Faixa (PF): Só permite a passagem das frequências situadas na faixa delimitada por uma frequência de corte inferior ( $f_{c1}$ ) e outra superior ( $f_{c2}$ ). As frequências situadas fora dessa faixa determinada são atenuadas;
- Filtro Rejeita-Faixa (RF): Só permite a passagem das frequências situadas abaixo de uma frequência de corte inferior ( $f_{c1}$ ) ou acima de uma frequência de corte superior ( $f_{c2}$ ). A faixa de frequências delimitada por  $f_{c1}$  e  $f_{c2}$  é atenuada.

Os filtros ativos utilizam os amplificadores operacionais como elemento ativo. A alta resistência de entrada e a baixa resistência de saída dos AOPs permitem a implementação de filtros ativos de alta qualidade. (ANTONIO PERTENCE JÚNIOR, 2015).

### 2.3.6 Conversor Analógico Digital

Fisicamente, na natureza, as grandezas se modificam de forma analógica, contínua, pois a cada valor de tempo infinitesimal seu valor pode mudar. Para se trabalhar com esses dados é necessário muitas vezes convertê-lo para um sinal que possa ser manipulado por um sistema digital. Para isso aplica-se um conversor A/D (analógico – digital). (BENEDITO, 2018).

O conversor A/D tem como objetivo quantizar uma grandeza física analógica para uma informação digital, mas traduzir plenamente um sinal analógico em uma informação digital seria impraticável, já que seriam necessários infinitos bits para fazê-lo. Então se faz uma codificação binária de níveis discretos de tensão com a resolução que atenda às necessidades da aplicação. (ELETRÔNICA DIGITAL, 2014).

Para quantizar uma saída digital, existem algumas características e definições importantes aos conversores A/D. (ELETRÔNICA DIGITAL, 2014).

- Faixa Dinâmica: é a variação de valores de amplitude do sinal analógico.
- Resolução: é o menor valor de tensão que pode ser convertido, ou seja, o range mínimo de cada leitura do sinal, que pode ser descrito na equação 2.17.

$$R = \frac{V_{REF}}{2^N} \quad (2.17)$$

Onde:

R é a resolução do conversor;

$V_{REF}$  é a tensão de referência;

N é o número de bits do conversor;

- Tempo de conversão ou tempo de acomodação: é o tempo necessário para converter o sinal amostrado, a partir do momento em que o sinal de entrada é aplicado e é iniciado o processo de conversão.

O papel dos conversores A/D é fornecer um meio de aproximar a percepção digital da realidade analógica, convertendo um sinal analógico através de ferramentas matemáticas e eletrônicas que traduzem a variação de um parâmetro em função do tempo.

### 2.3.7 Microcontrolador

O microcontrolador é um CI (circuito integrado) capaz de efetuar processos lógicos com rapidez e precisão. É muito utilizado, tanto na indústria (circuitos para automação e gerenciamento) quanto em residências (portões eletrônicos, alarmes, impressoras, geladeiras automatizadas). A grande vantagem desse CI é sua possibilidade de programação, adaptável para a finalidade desejada. (MICROCONTROLADOR, 2004).

É possível definir o microcontrolador como sendo um pequeno componente eletrônico, que possui uma “inteligência” que pode ser programável. (SOUZA, 2000). Muito utilizado no controle de processos lógicos, pode-se controlar periféricos em muitas áreas de atuação, como: sensores (temperatura, pressão, umidade), relês, resistências, display, diodo emissores de luz (LED's), entre outros.

Diferente do microprocessador, o microcontrolador possui várias características extras na sua estrutura, como: capacidade de memória interna, componentes para receber e enviar dados, conversor A/D. Com essa capacidade, torna-se possível a utilização para vários projetos, onde pode ser feita a análise do sinal, processamento do mesmo, interface com o usuário (por meio de um display como periférico), e também o controle de determinados componentes no circuito.

### 3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

O desenvolvimento de um sistema de oximetria na circulação extracorpórea tem como embasamento a necessidade deste parâmetro no momento cirúrgico, para que o processo de medição seja ágil e preciso, dentro dos padrões éticos da medicina. Este capítulo apresenta as especificações técnicas do projeto, diagrama de blocos, fluxograma e todo o desenvolvimento e construção do protótipo.

#### 3.1 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO

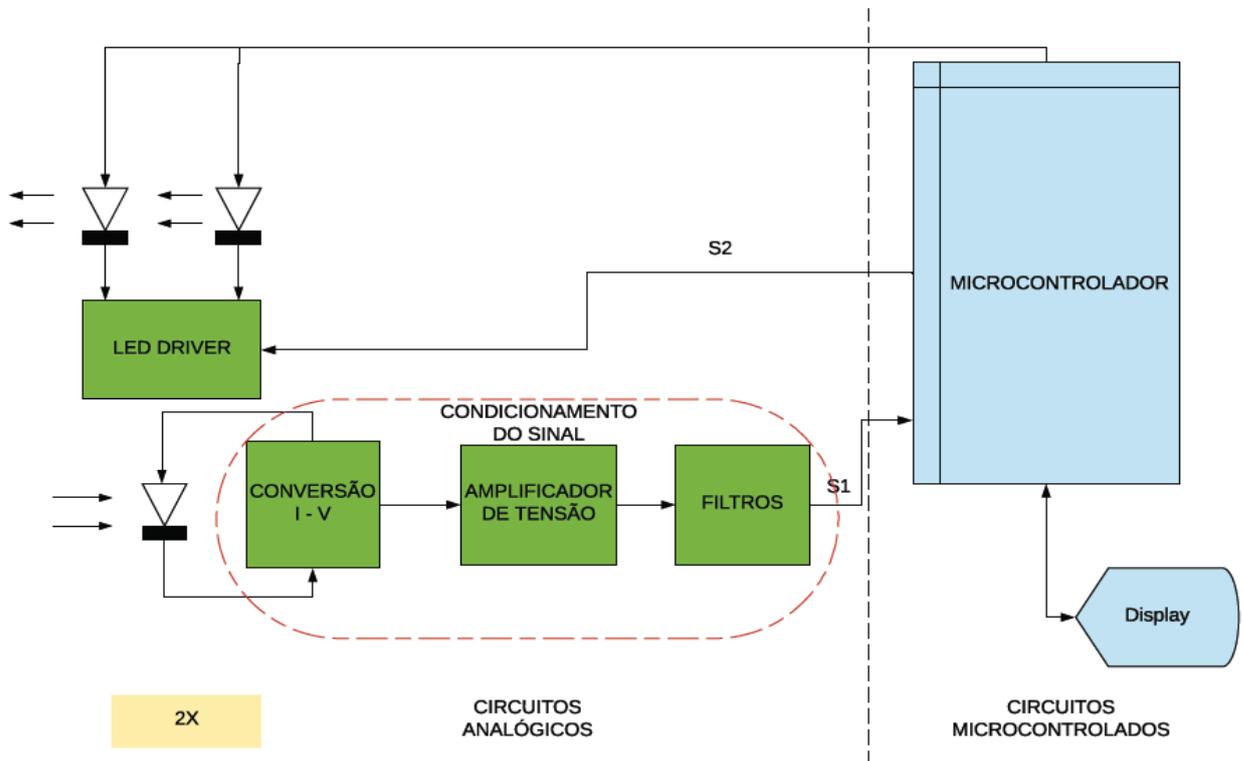
O dispositivo é colocado na máquina de perfusão, em local de fácil acesso e visível para a equipe médica. Os sensores são instalados em qualquer ponto da mangueira sem alteração da veracidade dos dados observados. Após instalado na haste da máquina de perfusão e colocado os sensores nas linhas de fluxo sanguíneo o equipamento já começa a realizar medições instantâneas, mas ainda não apresenta o valor de  $SpO_2$  na tela. Este valor passa a ser disponibilizado a partir da primeira gasometria realizada, em que o operador da máquina de perfusão lança os valores de  $SpO_2$  obtidos na análise para o dispositivo de medição, o mesmo realiza cálculos matemáticos para o levantamento da reta de oxigenação, teoria de Beer-Lambert (2.1.5 Lei de Beer-Lambert, figura 4), para então apresentar no display o valor instantâneo de oxigênio presente no sangue.

Quando ligado, todas as ações são realizadas com comando de toque na tela, tendo um menu de ações que o usuário pode realizar, incluindo a interface para o mesmo enviar os dados da saturação de  $SpO_2$  obtidas através da gasometria.

#### 3.2 HARDWARE

A realização deste projeto visa adaptar os sensores utilizados na oximetria de pulso, com projeto de amplificadores e filtros para a medição, desenvolvimento do firmware capaz de realizar o processamento do sinal obtido e apresentar no display. Segue na figura 16 o diagrama de blocos do projeto.

Figura 16: Diagrama de blocos do projeto.



Fonte: O autor (2018).

O sistema é projetado com os “Circuitos Analógicos” da figura 18 duplicados, isso porque esta parte está presente na medição do sangue venoso e do sangue arterial, havendo assim a necessidade de dois sensores. Os sinais depois de convertidos, filtrados e amplificados vão para o microcontrolador.

O microcontrolador é responsável pelo tempo de chaveamento dos LED’s (S2), determinando a frequência que os LED’s vermelho e infravermelho ficarão ligados, visto que eles funcionam alternadamente. Após cada diodo emissor de luz irradiar, o fotodiodo faz a percepção luminosa, gerando uma foto-corrente. Para ser possível fazer a leitura do sinal, é necessário convertê-lo para tensão (bloco “CONVERSÃO I-V). Quando feita a conversão, o sinal é amplificado e depois filtrado para operar na faixa desejada, sendo enviado então para o microcontrolador. Uma vez que o sinal está no microcontrolador é feita a conversão analógico – digital e o processamento matemático para transformar o dado digital em porcentagem de oxigênio no sangue. O valor obtido de  $SpO_2$  é apresentado no display.

### 3.2.1 Sensor de Oximetria

O sensor de oximetria irradia luz na cor vermelha e infravermelha, para ser possível a obtenção de SpO<sub>2</sub> a partir do espectro de absorção da hemoglobina. Possuir em sua estrutura:

- LED vermelho e infravermelho para obtenção de SpO<sub>2</sub>;
- Fotodiodo que opera dentro da faixa de operação dos LED's emissores;
- Cabo de um metro de comprimento (no mínimo) para ser ligado a máquina de perfusão;
- Conector global de fácil engate.

Para tal aplicação, foi escolhido um sensor usado normalmente na oximetria de pulso (figura 17), visto que ele possui as características necessárias do projeto e é de fácil manuseio para fazer a adaptação na colocação, do dedo para mangueira. Este sensor é do modelo BIOOX.MI.AC3 – NELLCOR\_COMPÁTIVEL.

Figura 17: Sensor de oximetria de pulso



Fonte: O autor (2018).

O sensor adaptado para a colocação nas mangueiras foi projetado com velcro ao seu redor, possibilitando o fácil ajuste durante o procedimento. Segue na figura 18 o sensor já acoplado na mangueira e esperando o início do procedimento.

Figura 18: Sensor de oximetria acoplado da mangueira



Fonte: O autor (2018)

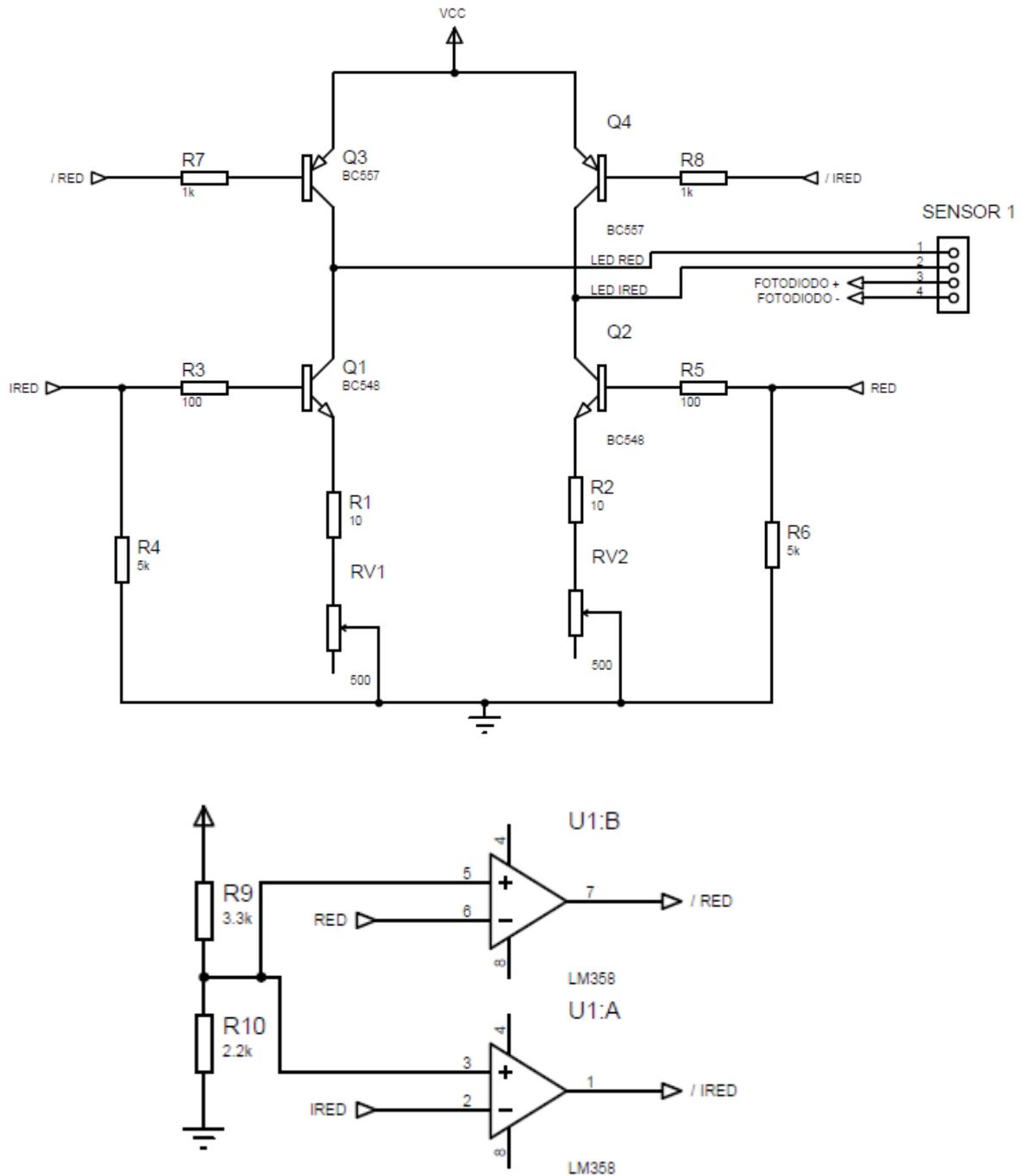
Os LED's funcionam em uma faixa de operação em torno de 3.5 Volts e possuem grande capacidade de chaveamento em sua vida útil. (NELLCOR, 1999). Após a emissão dos LED's, o fotodiodo recebe a luz e envia o sinal para os circuitos analógicos, que fazem a conversão, amplificação e filtragem.

### 3.2.2 Led Driver

O circuito Led Driver (figura 19) é responsável pelo acionamento dos LED's, controlado pelo microcontrolador. Foi projetado um sistema onde fosse possível acionar alternadamente os LED's com controle analógico de potência.

O acionamento dos transistores funciona em par, como segue na figura 19.

Figura 19: Led Driver



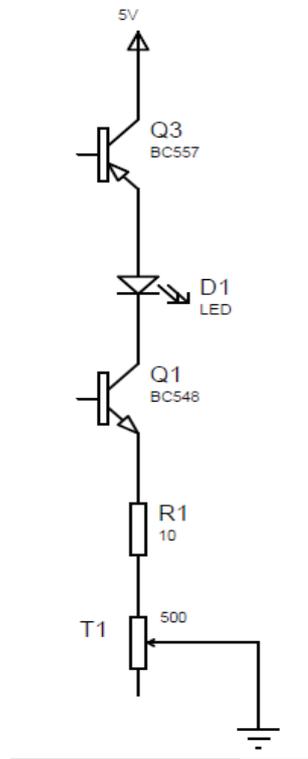
Fonte: O autor (2018).

Os transistores Q1, Q2, Q3 e Q4 funcionam como chave. Q1 e Q4 são acionados simultaneamente para ligar o LED infra-vermelho (IRED), e Q2 e Q3 para ligar o LED vermelho (RED). Os transistores Q3 e Q4 (NPN) são acionados com o sinal barrado que vem do microcontrolador. Para isto foi utilizado um comparador de tensão, em que os sinais de nível lógico alto (RED e IRED) entram na entrada inversora do amplificador operacional (LM358),

são comparados pelo diferencial feito entre os resistores R9 e R10. Se o sinal de entrada for maior que a tensão de referência (tensão sobre R10), a saída é 0V, caso contrário a saída assume o 5V. Então para obter / RED e / IRED o microcontrolador envia sinais superiores a 2V, fazendo assim o disparo dos transistores Q3 e Q4.

O controle de corrente é dado pelos Trimpot's RV1 e RV2, projetados no valor de 500  $\Omega$  para fazer o ajuste de corrente para os Led's, dado que a capacidade média para o Led é de 30 mA, aceitando picos de até 150mA. (CROMAX ELETRÔNICA, 2018). O circuito para o projeto da corrente do LED está apresentado na figura 220.

Figura 20: Correte do LED



Fonte: O autor (2018).

Considerando a tensão coletor-emissor dos transistores nula, e a queda de tensão sobre o LED de 2V, pode-se determinar a corrente de operação dos LED's a partir da equação 3.1:

$$5V - 2V - VRE = 0 \quad (3.1)$$

Em que VRE é a tensão sobre os R1 e o T1, dado isso podemos admitir:

$$5V - 2V - ((R1 + T1) * Ic) = 0 \quad (3.2)$$

E para possíveis valores que T1 pode assumir, a resistência resultante é expressa pelas equações (3.3, 3.4, 3.5);

$$R1 + T1 = 10 + 500 = 510 \Omega \quad (3.3)$$

$$R1 + T1 = 10 + 90 = 100 \Omega \quad (3.4)$$

$$R1 + T1 = 10 + 10 = 20 \Omega \quad (3.5)$$

Então a corrente de coletor ( $I_c$ ), que controla o brilho do LED é determinada pelas equações (3.6, 3.7, 3.8), a partir da equação 3.2;

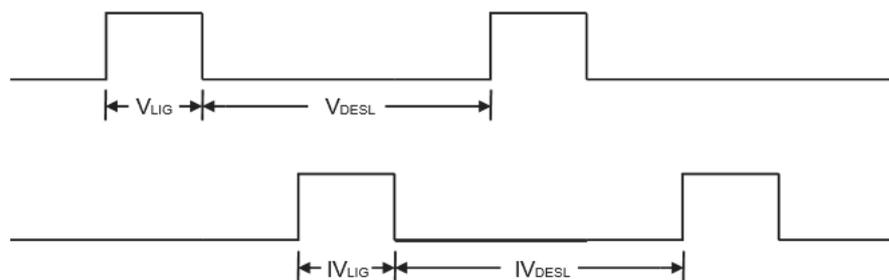
$$Ic = \frac{3V}{510} = 5.88mA \quad (3.6)$$

$$Ic = \frac{3V}{100} = 30mA \quad (3.7)$$

$$Ic = \frac{3V}{20} = 150mA \quad (3.8)$$

Como os Led's são ligados intermitentemente entre eles, a sequência de acionamento pode ser observada pela figura 21.

Figura 241 Diagrama de tempo dos LED's vermelho (RED) e infravermelho (IRED)



Fonte: O autor (2018).

Onde:

$$V_{LIG} = IV_{LIG} = 280\text{ms};$$

$$V_{DESL} = IV_{DESL} = 190\text{ms}.$$

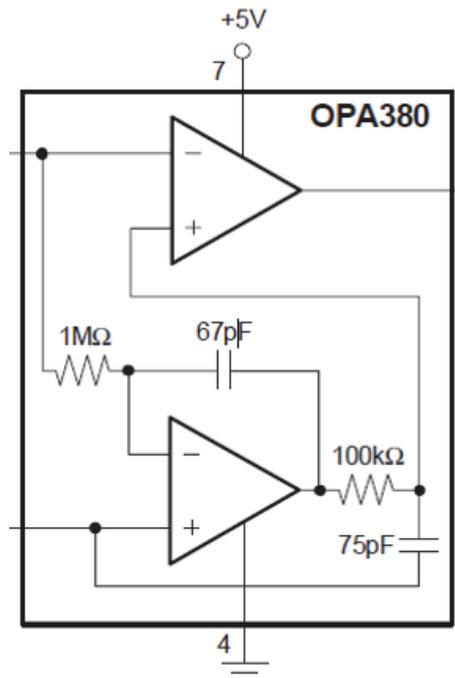
$$\text{Freq} = 1.06 \text{ Hz}$$

### 3.2.3 Condicionamento do Sinal

Após o sinal de corrente ser gerado pelo fotodiodo é necessário condiciona-lo para enviar ao microcontrolador, para isto é necessário o amplificador de transimpedância (conversor I-V), amplificador de tensão e filtro.

Para o estágio de conversão I-V e para a amplificação do sinal foi utilizado O CI OPA 2380, da *Texas Instruments*. O OPA 2380 (figura 22) é da família de amplificadores de transimpedância com alta velocidade de operação, especialmente fabricado para trabalhar com fotodiodos aplicados em sistemas de oximetria. O amplificador tem excelente precisão em uma longa faixa de temperatura, ideal para compartimentos fechados e sem ventilação, não alterando o ganho de faixa e garantindo bons resultados. Em atividades de repetitividade o amplificador apresentou uma resolução de  $1\mu\text{V}$ . (TEXAS INSTRUMENTS, 2018).

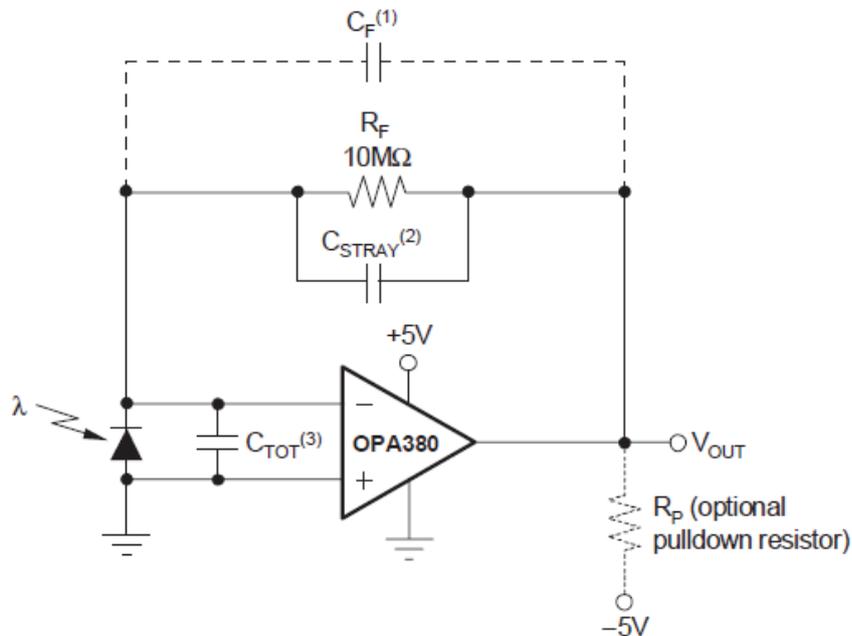
Figura 22: Amplificador de transimpedância OPA 2380.



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS (2018).

Para a configuração de amplificador de transimpedância, o fabricante recomenda o circuito da figura 23:

Figura 23: Circuito recomendado para amplificação de transimpedância.



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2018.

Onde:

$R_f$  = resistor para ajuste do ganho de banda;

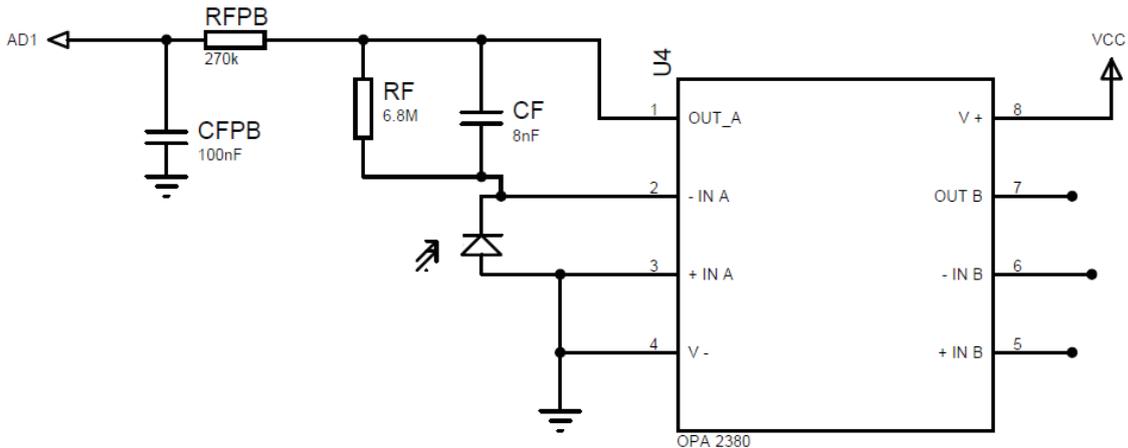
$C_f$  = é opcional, previne picos de tensão sobre o ganho;

$C_{stray}$  = é a capacitância parasita de  $R_f$ , normalmente atribui-se valores em 0.2pF;

$C_{tot}$  = é a capacitância parasita do fotodiodo mais capacitância das entradas diferenciais do amplificador, (3pF + 1.1pF para o OPA2380);

A partir do circuito recomendado pelo fabricante, foram realizados testes e chegou-se à configuração de montagem da Figura 24, onde  $R_f$  foi ajustado empiricamente, conforme a sensibilidade do sensor utilizado.

Figura 24: Montagem do amplificador OPA2380



Fonte: O autor (2018)

Com a implementação do circuito, apareceram ruídos na ordem de 60Hz, e decidiu-se aplicar filtro passa-baixa para atenuar ruídos superiores a 6Hz. Segue equação de modelamento assumindo  $F_c$  como frequência de corte.

$$6\text{Hz} = \frac{1}{2 * \pi * 6,8\text{M} * C_f} \Rightarrow C_f = 4\text{nF} \quad (3.9)$$

Foi aplicado então o capacitor de 4nF.

Seguindo a mesma lógica de raciocínio, tornou-se necessário aplicar um filtro passa-baixa na saída do amplificador, para atenuar sinais superiores a 6Hz. Para tal foram projetados os componentes RFPB e CFPB (figura 24). Segue equação do modelamento do filtro:

$$6\text{Hz} = \frac{1}{2 * \pi * 270\text{K} * C_{fpb}} \Rightarrow C_{fpb} = 98\text{nF} \quad (3.10)$$

Por proximidade, e disponibilidade no estoque, foi aplicado um capacitor de 100nF.

Para a aplicação torna-se fundamental frisar que o condicionamento do sinal terá uma resposta mais precisa se impusermos como condição de projeto a seguinte relação: (AMPLIFICADORES OPERACIONAIS E FILTROS ATIVOS (2018)).

$$10 * (R * C) \leq T \quad (3.11)$$

Onde T é o período de amostragem do sinal.

Assumindo isso, temos a aplicação da equação (3.13):

$$10 * ((Rf * Cf) + (RFPB * CFPB)) \leq T \quad (3.13)$$

$$10 * ((6.8M * 6n) + (270K * 100n)) \leq T \quad (3.14)$$

$$678m \leq T \quad (3.16)$$

Então, respeitando as recomendações de projeto, aplicou-se um período de 940ms, com frequência de 1.06Hz para o acionamento do diodo emissor de luz.

### 3.2.4 Display

A HMI (interface humano máquina) é feita a partir de um display touch microntrolado de 4,3” da fabricante NEXTION. Com memória interna e processador próprio, o display NEXTION tem uma tecnologia mais atual e avançada frente ao modelo *BOOSTXL-K350QVG-SI*, produzido pela *Texas Instruments*. Tem software de desenho próprio, Nextion Editor, onde o projetista pode desenhar várias telas, menus, carregar imagens, gráficos sem utilizar a memória do microntolador principal, em que todas as rotinas estão sendo processadas. A comunicação microntrolador – display é feita por UART, com pinos RX TX, de envio e recebimentos de dados. O quadro a seguir apresenta características que levaram a escolha do display NEXTION em comparação com o modelo da Texas Instruments, e na figura 25 os respectivos modelos.

Quadro 3: Comparativo entre display NEXTION e TEXAS INSTRUMENTS

<b>Características</b>	<b>DISPLAY NEXTION</b>	<b>DISPLAY TEXAS</b>
<b>Tamanho</b>	4.3 polegadas	3 polegadas
<b>Resolução</b>	480 x 272 <i>pixels</i>	320 x 240 <i>pixels</i>
<b>Flash</b>	16 MB	-
<b>RAM</b>	3584 Byte	-
<b>Comunicação</b>	UART	SPI
<b>Preço</b>	R\$ 250	R\$ 80

Fonte: O autor, 2018.

Figura 25: Módulo *BOOSTXL-K350QVG-S1* acoplado ao microcontrolador *TM4C123GXL* (Topo); Display NEXTION 4.3" (Baixo);



Fonte: O autor (2018)

Com tais vantagens, mesmo tendo um preço mais alto, optou-se pela utilização do display NEXTION, que permite mais liberdade no projeto e uma experiência mais agradável para o usuário.

Com o recurso de fácil criação de telas, foi possível bom desenvolvimento da interface máquina-humano. Quando o sistema inicia, o usuário se depara com uma tela inicial de procedimento. (Figura 26).

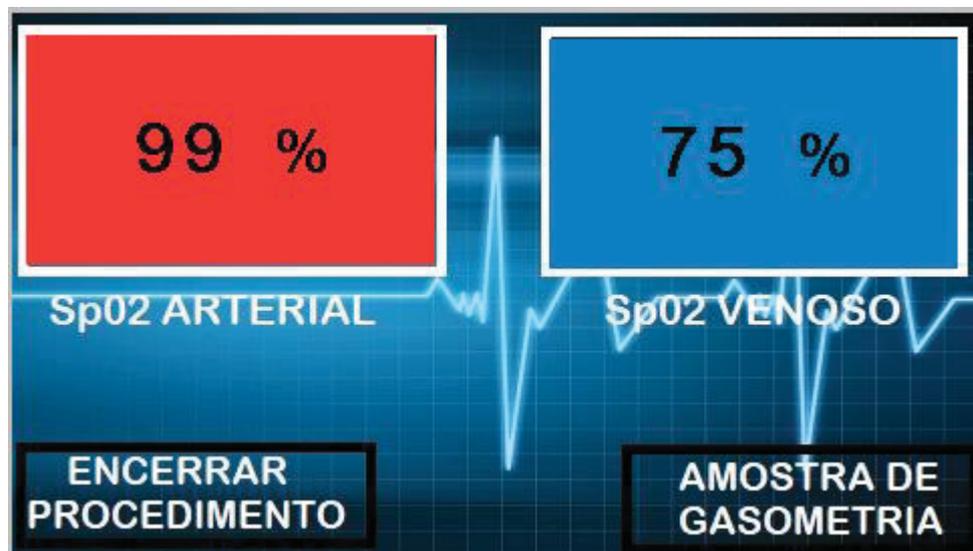
Figura 26: Tela inicial display



Fonte: O autor (2018)

Ao clicar “Iniciar Procedimento” o sistema passa a exibir a tela de amostragem, onde os valores de SpO<sub>2</sub> passam a ser observados. Figura 27.

Figura 27: Tela de amostragem

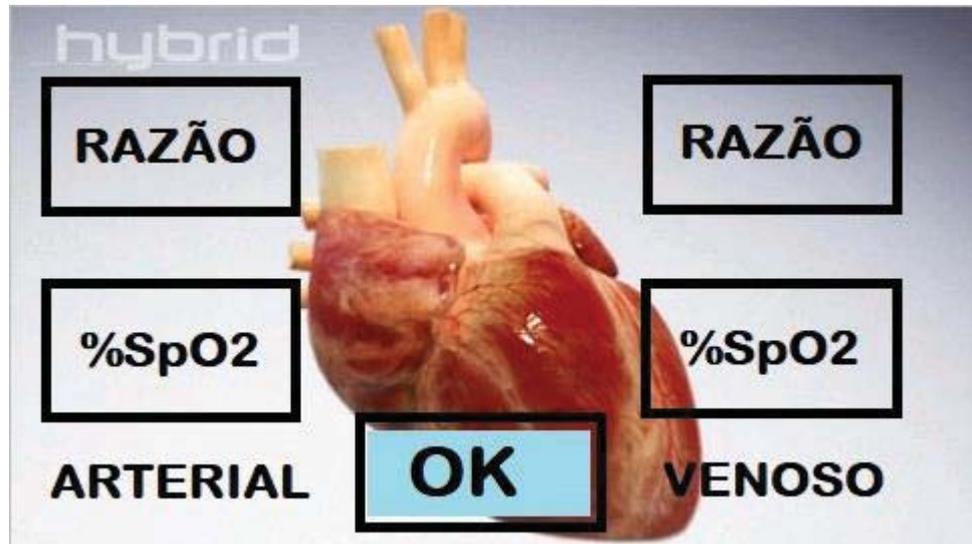


Fonte: O autor (2018)

É esta tela que o usuário mantém foco por um maior período, pois aqui é exibido os valores de oximetria arterial e venosa. Neste segmento ele adiciona os valores de SpO<sub>2</sub> obtidos na gasometria, clicando em “Amostra de Gasometria” passando então para outra tela (figura 28) onde será dada opção de selecionar quais dados serão adicionados e depois digita-los. Também na tela de amostragem que se encerra o procedimento, “Encerrar Procedimento”, onde

todos os valores armazenados até então da cirurgia se apagam, e um novo procedimento pode ser iniciado.

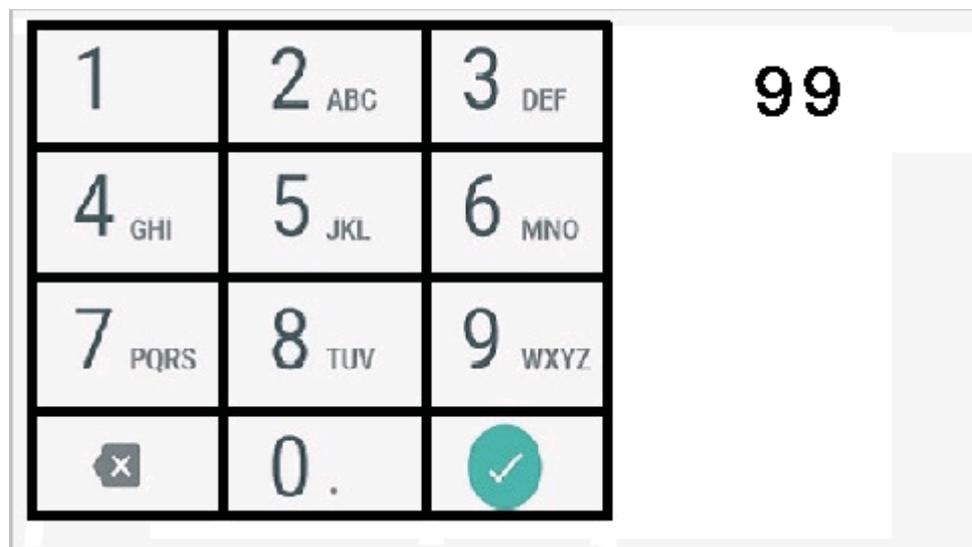
Figura 28: Tela de seleção



Fonte: O autor (2018)

Ao clicar “Amostra de Gasometria” esta tela é iniciada, com opções para o usuário adicionar os valores de SpO<sub>2</sub> arterial e venoso, enviando os dados então para o microcontrolador realizar os devidos cálculos. Ao clicar nas opções “%SpO<sub>2</sub>” o programa direciona para a tela de teclado, que está apresentado na figura 29:

Figura 29: Tela de teclado



Fonte: O autor (2018)

O usuário então digita o valor de SpO<sub>2</sub> referente da medição gasométrica e clica ícone verde, enviando o valor e automaticamente trocando de tela, indo para a anterior (Tela de Seleção). Após ter feito esse processo, o usuário clica em “OK” e a tela se manterá na “Tela de Amostragem” até que o procedimento se encerre.

### 3.2.5 Microcontrolador

O microcontrolador, responsável pela conversão A/D, processamento do sinal, armazenamento de dados e pelo controle da interface com o usuário, precisa possuir no mínimo os seguintes requisitos.

- 2 Entradas de conversores A/D com precisão de no mínimo 8 bits, para os sinais dos dois fotodiodos;
- Temporizador de 8 bits ou mais, para temporização dos eventos e chaveamento dos LED's.

Para este projeto foi escolhido o módulo EK-TM4C123GXL (figura 30), estudado na grade curricular do curso. Esta placa de desenvolvimento é projetada pela *Texas Instruments*, baseado na arquitetura *ARM Cortex M4F*. Possui capacidade de *clock* de até 80 MHz, duas entradas de conversores A/D com resolução de 12 bits, temporizadores de até 64 bits, 2KB de memória EEPROM, 256 KB de memória flash. Possui tensão de trabalho de 3,3 Volts, com regulador interno com entrada de 5 Volts. (TEXAS INSTRUMENTS, 2018).

Figura 30: Módulo de desenvolvimento *Tiva C Series*



### 3.2.6 Sistema de Energia

O protótipo tem em seu encapsulamento uma bateria de 12V/1.3Ah, que é responsável por suprir energia para todos os componentes do projeto. Pode ser carregada por uma fonte chaveada de 12V/2A, encontrado em lojas de eletrônica.

Possui para o controle preciso de tensão um módulo regulador de tensão ajustável XL6009 (figura 31), que é um produto desenvolvido para aplicação em projetos eletrônicos onde são necessárias diferentes tensões e correntes para acionamento de componentes eletrônicos. O módulo regulador de tensão trabalha com tensões de entrada de 2V a 24V, oferecendo em suas saídas tensões de 3,5 a 32V que podem ser ajustadas conforme a necessidade, por meio de um trimpot. O Módulo Regulador de Tensão XL6009 é ideal para alimentação de motores, relés, displays, microcontroladores ou outros circuitos elétricos que operem dentro das faixas de tensões e correntes especificadas.

Figura 31: Regulador de tensão ajustável XL6009



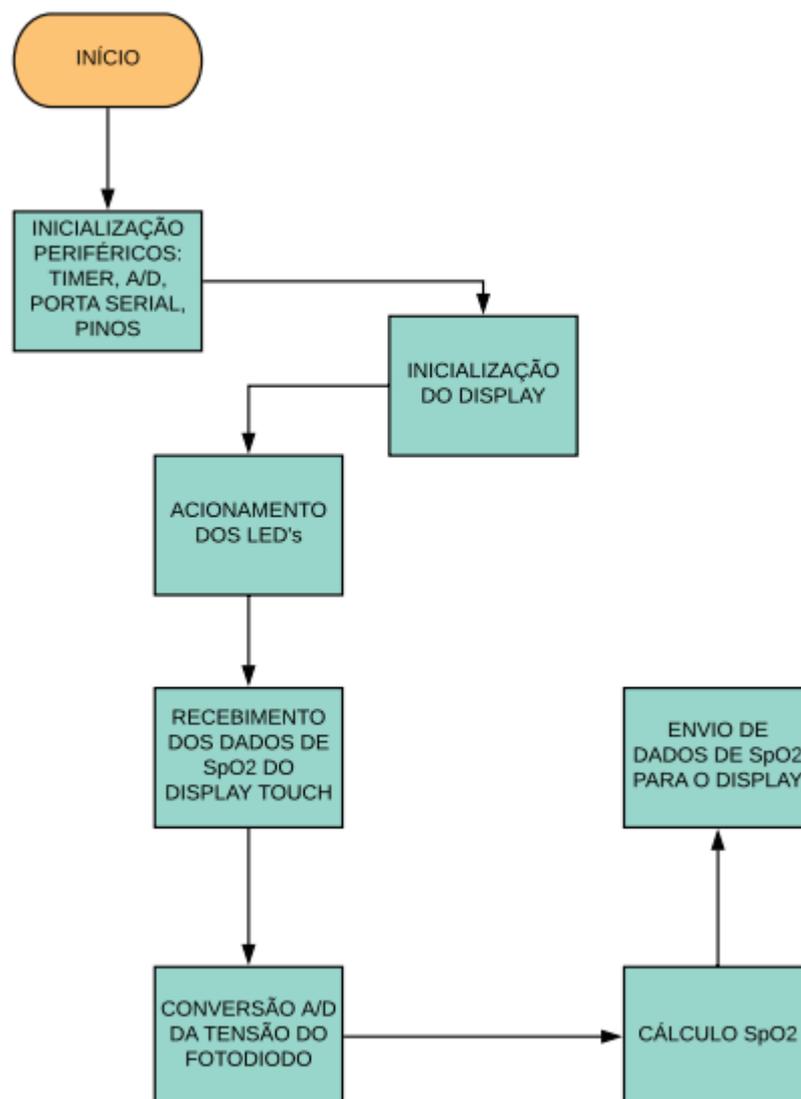
Fonte: USINA INFO (2018)

### 3.3 FIRMWARE

O firmware é carregado no microcontrolador EK-TM4C123GXL, responsável pelo tempo de acionamento dos LED's, conversão A/D, interface com o display e, por fim, o cálculo de oximetria.

A figura 32 a seguir mostra o fluxograma das principais ações do firmware que é gravado no microcontrolador.

Figura 32: Fluxograma do firmware.



Fonte: O autor (2018).

O programa inicia com a ativação de periféricos, timer, portas da conversão A/D e em seguida faz a inicialização do display NEXTION. Quando o display está pronto para uso (alguns milissegundos após ligar), o sistema está totalmente pronto para uso, aguardando a instrução do usuário, que adiciona os dados de oxigenação realizados na gasometria laboratorial. A partir do momento em que é lançado os valores, o programa realiza os cálculos para obter a SpO<sub>2</sub>, e envia os dados para ser mostrado no display.

- Acionamento das saídas para LED's

Os dois acionamentos das I/O (entrada/saída dos pinos) são realizados com um período de 940ms, frequência igual a 1,046Hz, conforme item 3.2.2 - Led Driver. Este tempo foi selecionado obedecendo o cálculo de projeto explicado no item 3.2.3 - Condicionamento de sinal.

- Conversor Digital Analógico

O conversor analógico-digital de 12 bits tem resolução de 0.81mV (3.3V/4096), o que garante boa precisão para a faixa observada. Para os canais de conversão foi utilizado duas entradas, AD0 e AD1, sendo totalmente independente entre si, assim como o sinal a ser observado. A conversão se inicia 180ms após o LED ligar, dando tempo necessário para a estabilização do sinal, e assim, garantindo que o fotodiodo alcançou a percepção máxima no instante da medida. A conversão se desliga no mesmo momento que o LED. Foi utilizado o sequenciador SS3, que utiliza de 8 amostras para a conversão, realizando, posteriormente, a média da amostragem. O fato de o conversor retirar 8 amostras para conversão garante maior estabilidade do sinal lido.

- Cálculo da SpO<sub>2</sub>

Após os sinais das emissões dos LED's serem convertidos, o sinal de cada sensor é tratado de maneira independente. A partir do item 2.1.6 - Determinação da SpO<sub>2</sub>, utiliza-se o método de Saturação Funcional para a determinação do valor de oximetria, em que se admite que o valor de saturação pode ser encontrado pela divisão entre a corrente provinda da luz vermelha, sobre a luz infravermelha (Equação 2.11).

Então, uma média de 10 amostras de SpO<sub>2</sub> é feita e enviado o valor para o cálculo. Se baseando na Lei de Beer-Lambert (2.1.5 Lei de Beer-Lambert), que garante que a curva de oximetria pode ser baseada em uma reta, principalmente para valores superiores de 70% de oxigenação, o valor de oximetria é calculado a partir da reta gerada.

O usuário digita os valores de oximetria venosa e arterial do teste gasométrico, fazendo estes dois os pontos do eixo X do plano, os pontos do eixo Y são determinados pela conversão digital, que atualiza momentaneamente. Pelo método de interpolação, o valor de SpO<sub>2</sub> flutua sobre a reta. A equação utilizada é representada a seguir (Equação 3.17)

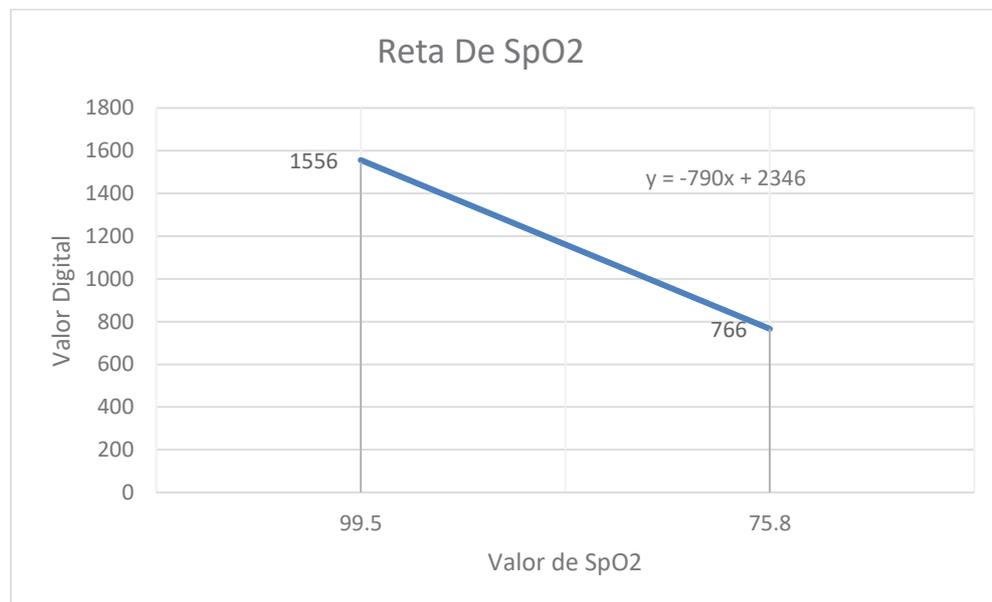
$$SpO_2 = \frac{\text{mediarazao} * (SpO_{2art} - SpO_{2ven}) + (\text{razao}_{art} * SpO_{2ven}) - (\text{razao}_{ven} * SpO_{2art})}{(\text{razao}_{art} - \text{razao}_{ven})} \quad (3.17)$$

Onde:

mediarazao é o valor atual da medida, que multiplica pelos parâmetros da reta;  
 SpO<sub>2</sub> art é o valor de oximetria arterial da gasometria, que o usuário adicionará;  
 SpO<sub>2</sub> ven é o valor de oximetria venoso da gasometria, que o usuário adicionará;  
 razao art e razao ven são os valores digitais que são salvos automaticamente quando adicionado os valores de SpO<sub>2</sub> da gasometria.

Segue figura 33 da ilustração da reta de SpO<sub>2</sub>, a partir da equação levantada.

Figura 33: Reta de SpO<sub>2</sub>



Fonte: O autor, 2018.

Após o resultado do cálculo estar concluído, o valor é enviado para o display via UART1, pelos pinos RX-TX (*receiver* e *transmitter*), onde a visualização é realizada na tela de amostragem (3.2.5 – Display).

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Com um bom levantamento teórico na revisão bibliográfica se iniciou o trabalho de desenvolvimento com todas as etapas já traçadas. No primeiro momento foi realizado o circuito do Led Driver, para ser possível acionar os LED do sensor e então visualizar a resposta do fotodiodo para as incitações.

### 4.1 PROTÓTIPO

Após o funcionamento do circuito, foi desenvolvido a placa de circuito impresso (PCI). Utilizando o software Protheus, foi feito o desenho completo do circuito elétrico do projeto e depois foi desenvolvida a placa de circuito impresso, em que foi necessário o desing com trilhas dupla face. A figura 34 mostra a visão interna do protótipo com a PCI acoplada, display e demais componentes do projeto. A figura 35 apresenta o protótipo final, e a figura 36 a visão traseira do mesmo. O desenho completo do circuito se encontra em ANEXO A.

Figura 34: Protótipo final montado (visão interna)



Fonte: O autor (2018).

Figura 35: Protótipo Final (frontal).



Fonte: O autor (2018).

Figura 36: Protótipo Final (traseira).



Fonte: O autor (2018).

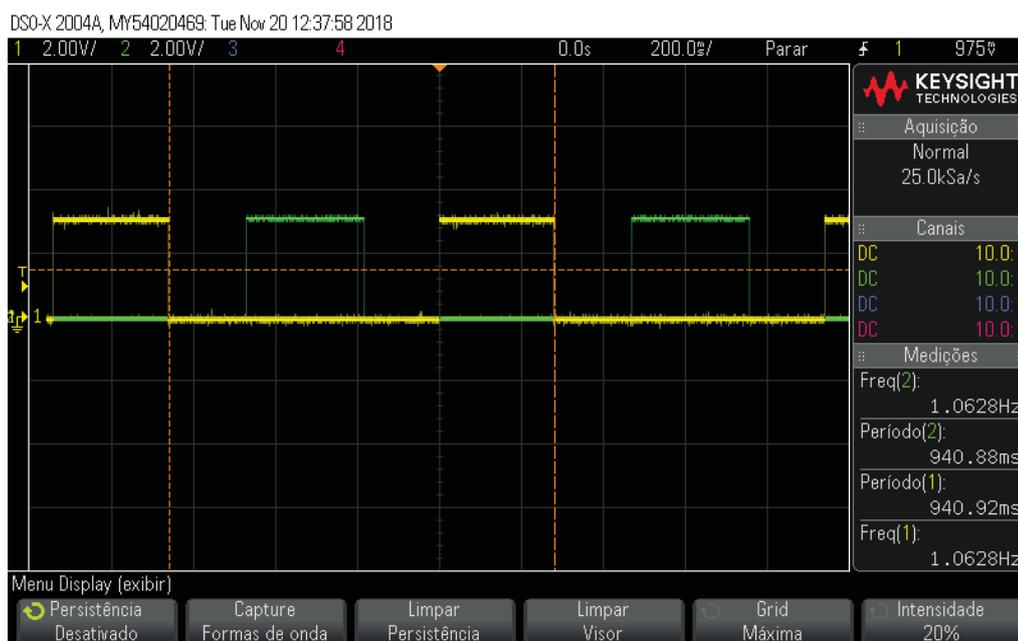
- Acionamento das I/O – Led Driver:

Programado no ARM o acionamento das saídas para os LED's, foi projetado o circuito para o acionamento do sinal. No primeiro momento não foi implementado um circuito regulador de potência, e sim com uma corrente constante. O resultado não foi positivo, visto que não ficou na faixa ideal para a percepção do fotodiodo e ainda impossibilitava o ajuste da corrente sobre o LED.

Após realizado a mudança de projeto, com ajuste por meio de Trimpot's, foi possível ajustar a intensidade do brilho na faixa desejada, regularizando a ação do amplificador e obtendo uma resposta do circuito que possibilitou a medição do SpO<sub>2</sub>.

A figura 37 apresenta as duas saídas do microcontrolador, que vão para o Led Driver.

Figura 37: Acionamento dos LED's (osciloscópio)



Fonte: O autor (2018).

- Condicionamento do Sinal:

Após verificado a resposta do fotodiodo, foi projetado o amplificador de transimpedância, com o componente OPA2380. A valor de ganho foi projetado empiricamente, e relatado nos cálculos do item 3.1.3 Condicionamento do sinal.

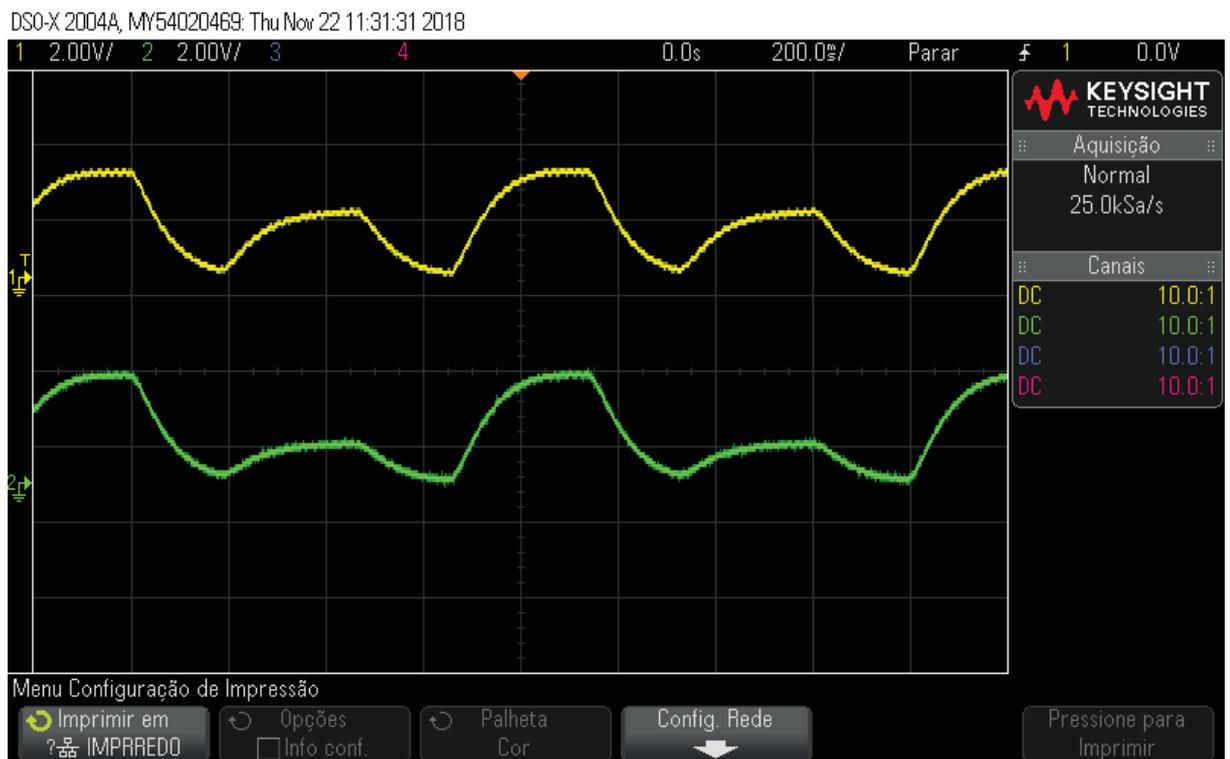
Com a colocação dos sensores, o circuito apresentou na saída um ruído de 60Hz, que foi atenuado com a implementação do filtro passa baixa para atenuar frequências superiores a 6Hz.

A figura 38 apresenta duas curvas, a do topo mostra a resposta do condicionamento do sinal que foi gerado pelo fotodiodo, referente ao circuito sanguíneo arterial. E a curva de baixo mostra a resposta do condicionamento referente ao circuito venoso.

Cada curva é formada por dois picos de amplitudes diferentes provenientes do acionamento alternado dos LED's vermelho e infravermelho, amplitude mais alta e a baixa (respectivamente). A leitura do A/D é realizada em cada máximo de amplitude de cada curva, quando a tensão já está estabilizada.

O tempo de estabilização é devido as constantes de tempo RC calculados na equação 3.16 do item 3.2.3 Condicionamento do Sinal.

Figura 38: Resposta do condicionamento do sinal



Fonte: O autor (2018).

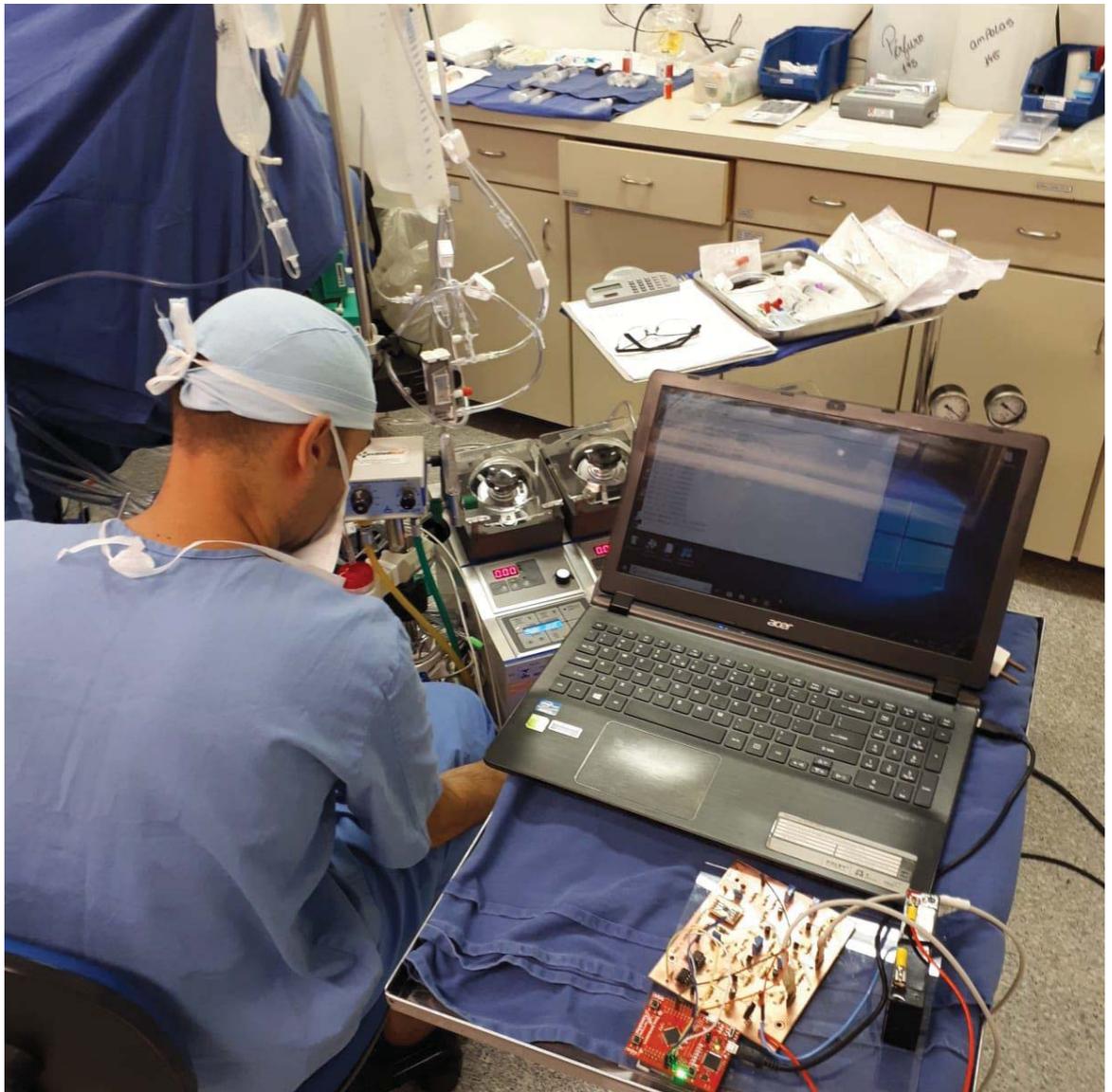
Percebe-se que o circuito tem um tempo de acomodação de sinal, tempo esse que foi considerado para a realização da conversão A/D, aguardando 185ms após o LED ter ligado para iniciar a conversão.

## 4.2 TESTES REALIZADOS

Após a certificação de que os circuitos já montados estavam em funcionamento, foi levado o protótipo para a sala cirúrgica, onde é o único lugar que se tem a possibilidade de implementar o projeto na prática, visto que não temos nenhum laboratório disponível com sangue circulante extracorpóreo.

Foi necessário a utilização do notebook para a interface, já que o display ainda não tinha sido implementado no protótipo. A figura 39 apresenta o teste realizado.

Figura 39: Teste realizado no HSVP



Fonte: O autor (2018).

Para encontrar a intensidade ideal do brilho dos LED's para a percepção do fotodiodo foram necessários vários levantamentos de dados em procedimentos cirúrgicos, pois além da dificuldade de implementação desse circuito eletrônico, existe a escassez de amostra para levantamento de dados. Em uma cirurgia extensa de 6 horas, são realizadas apenas 3 amostras de gasometria (valores médios) em que o percentual de variação entre os valores de oximetria não ultrapassam 10%, tornando muito difícil a confirmação e validação dos resultados.

Conforme o projeto foi evoluindo, e alguns parâmetros confirmados, foi possível evoluir nos testes em cirurgia. O valor de amplificação do Led Driver foi acertado na faixa de percepção correta do fotodiodo, e começou então, o levantamento de dados para o cálculo de SpO<sub>2</sub>.

Por fim garante-se, que em um ambiente menos hostil para testes teria sido melhorado a faixa de erro, já que na sala cirúrgica não há momento para testes de confirmação, e muito menos liberdade para a implementação de vários materiais, como por exemplo o osciloscópio.

- Cálculo de SpO<sub>2</sub>

A grande dificuldade de implementação do cálculo não estava nele propriamente dito, e sim na sua validação. Em oxímetros de pulso por exemplo, existe dispositivos analisadores que imitam o sinal humano, irradiando sinais na faixa correta, simulando o comportamento ideal. Para o presente projeto, não há invento que simule a oximetria do sangue em mangueiras extracorpóreas, o que possibilita apenas aguardar o resultado das gasometrias. O processo laboratorial de gasometria é muito preciso, porém é lento e em poucas quantidades (em média 2 por cirurgia), o que para a validação do experimento não se torna ideal.

Outro fator determinante é a homogeneidade de dados observados. Um paciente que está em procedimento cirúrgico não possui grande variação de oximetria se tudo está ocorrendo como planejado, pois o propósito dos medicamentos ministrados nele é que seus sinais se estabilizem. Em somatória, a máquina de CEC também não tem seus valores alterados, se está em perfeito funcionamento mantém a oximetria em valores de 99% de SpO<sub>2</sub>.

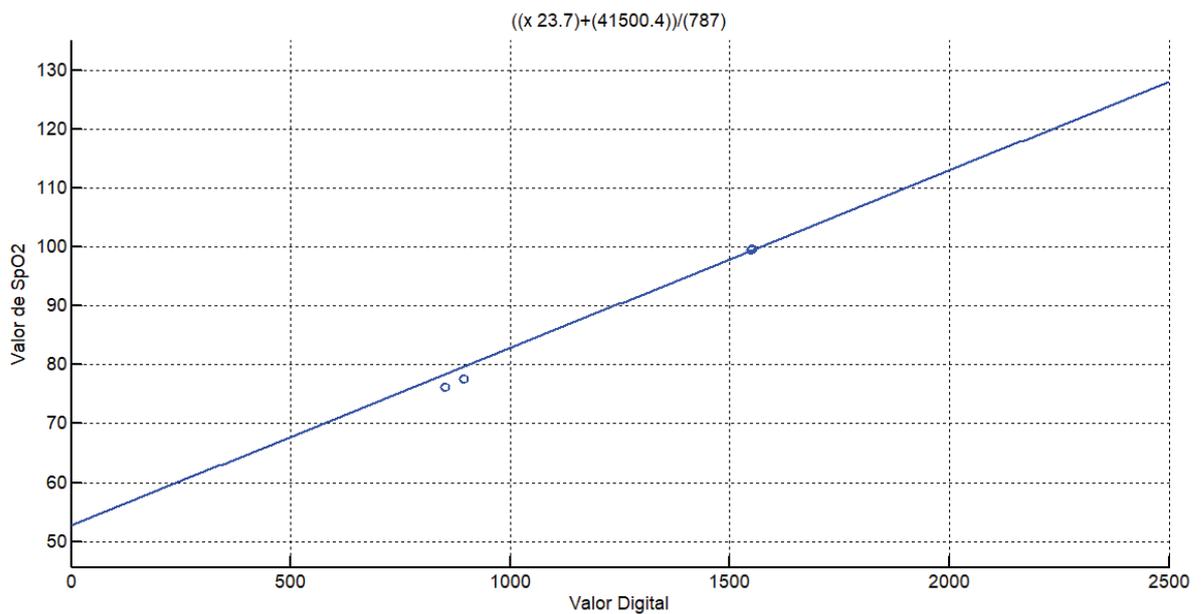
Para encontrar o valor de SpO<sub>2</sub> foi projetado um sistema de interpolação de dados, no qual são coletados dados no momento da retirada da amostra sanguínea, que é destinada à gasometria. O perfusionista, no momento da retirada no sangue, salva os valores digitais que estão sendo lido pelo microcontrolador, via interface display touch. Quando os valores de SpO<sub>2</sub> retornam da gasometria (valor de oximetria arterial e venoso), ele os adiciona no sistema, ação similar à de salvar os dados digitais, mas desta vez ele os escreve no display.

No momento em que o perfusionista lança os dados de SpO<sub>2</sub>, o firmware usa os pontos lançados para desenvolver a reta de oximetria do sangue, com os dados de conversão digital e de oximetria real.

Com a oximetria venosa mais baixa, em torno de 75%, e a arterial, em sua normalidade 99%, é possível levantar uma curva com pontos considerados distantes para uma reta de oximetria, visto que as mudanças geralmente não são bruscas, não havendo dispersão dos valores lidos.

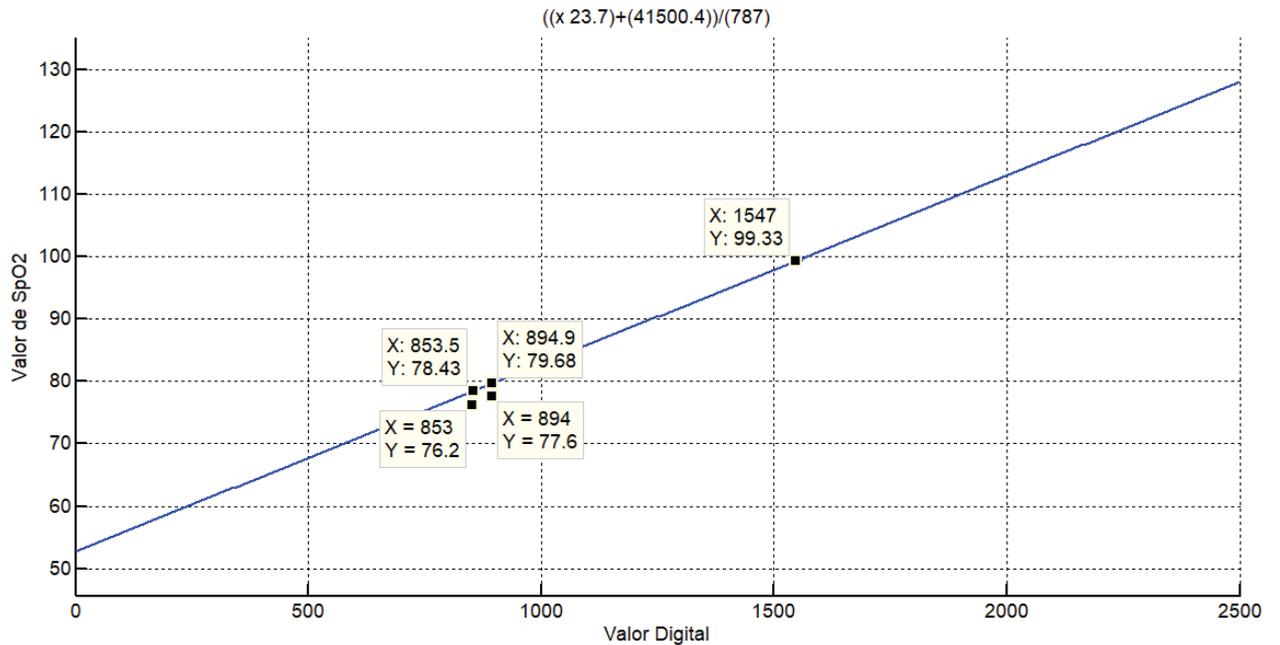
A figura 40 apresenta a reta formada a partir dos dados de gasometria e valor digital, que pelo método de interpolação de dados calcula o valor atual de oximetria do sangue circulante.

Figura 40: Reta de dados coletados



Fonte: O autor (2018).

Figura 41: Reta de dados coletados com as coordenadas



Fonte: O autor (2018).

Conforme visualizado na figura G, os valores de oximetria não apresentaram erro, pois se mantiveram dentro da reta levantada. Já os valores de oximetria venosa apresentaram erro em relação ao valor gasométrico, as equações abaixo são realizadas para medir o erro relativo encontrado no levantamento.

$$Erro_{rel} = \frac{78.43 - 76.2}{76.2} \times 100\% = 2.92\% \quad (4.1)$$

$$Erro_{rel} = \frac{79.68 - 77.6}{77.6} \times 100\% = 2.68\% \quad (4.2)$$

As equações 4.1 e 4.2 indicam o erro relativo das amostras venosas, o erro das amostras arteriais não foram levantadas, pois nos testes realizados os valores mantiveram 100% de acurácia.

## 5 CONCLUSÃO

A referência bibliográfica foi muito importante para o desenvolvimento do protótipo, já que todos os itens nela estudados tiveram aplicação no desenvolvimento prático, facilitando no momento da implementação do projeto.

Levando em consideração os objetivos propostos para o projeto, pode-se concluir que eles foram alcançados. Os dados observados são coerentes com a linha de raciocínio tomada na referenciação bibliográfica, os sensores e os circuitos empregados tiveram resultados que atendem a necessidade de monitoração de dados na cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea.

A utilização do display NEXTION possibilitou novas perspectivas de ideias, pois com o outro modelo da TEXAS o projeto estaria limitado a ter menos recursos, tanto gráficos como de software. A interface usuário-máquina se tornou muito mais agradável para os usuários.

Embora a escassez de dados tenha influenciado no resultado final do protótipo, foi validado o estudo acerca do assunto, garantindo que o método de refletância óptica pode ser usado para a percepção de oximetria em ambientes diferentes das extremidades do corpo humano (dedos, orelhas).

Todos os testes realizados ocorreram em procedimentos cirúrgicos de sucesso, não havendo nenhum óbito durante a realização dos testes. Vale lembrar que o protótipo corrobora com mais um parâmetro contra falhas, tanto de equipamentos como humanas, monitorando o funcionamento da máquina de CEC e o comportamento humano.

Para melhorar o protótipo, em projetos futuros, fica a ideia de implementar um laboratório para testes, pois não podemos esquecer que todos os testes do projeto foram realizados em uma cirurgia cardíaca, a qual o paciente está completamente exposto e correndo risco de vida, impedindo maior liberdade para a realização de testes. Outra observação é a incorporação de um ganho ajustável com realimentação do sinal lido do fotodiodo, o que talvez melhoraria a resposta final do resultado.

## REFERÊNCIAS

- ALFAMED. **Oxímetro de pulso.** Disponível em: [http://www.alfamed.com/sense10\\_oximetro\\_de\\_pulso.html](http://www.alfamed.com/sense10_oximetro_de_pulso.html) Acesso em 08 abril 2018.
- ASSIS. Pietro Diovane Keoma Bergamaschi. **Microcontrolador.** Dissertação (Graduação). Faculdade de Ciência da Computação e Comunicação Social. Universidade Presidente Antônio Carlos. UNIPAC. 2010.
- BENEDITO. Luis Felipe et. Al. **Trabalho de Sistemas Digitais: Conversor AD Rampa Dupla.** Dissertação (Graduação) – Engenharia da Computação. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Paraná.
- BENFATO, Mara Silveira. **Espectrofotometria.** Disponível em: [http://www.ufrgs.br/leo/site\\_espec/bibliografia.html](http://www.ufrgs.br/leo/site_espec/bibliografia.html) Acesso em 08 abril 2018.
- BERTOLI, Roberto Angelo. **Eletrônica.** Ed. 1. São Paulo. Unicamp. 2000.
- BRAGANÇA, Gabriela Amarante, et. Al. **História e Desenvolvimento da Circulação Extracorpórea na Cirurgia Cardíaca.** Dissertação (Graduação – Curso de Biomedicina) – Complexo Educacional Faculdades Metropolitanas Unidas.
- CHAN, Anthony. **Biomedical device technology: principles and design.** 2nd ed. Springfield: Charles C. Thomas, 2016. x, 474 p. ISBN 9780398090845.
- COSTANZO, Linda S. **Fisiologia.** 5. Ed. Virgina. EUA. Saunders Elsevier. 2014
- DUARTE, Marcelo de Almeida. **Eletrônica analógica básica.** Rio de Janeiro LTC 2017 1 recurso online ISBN 9788521633679.
- GUTYON E HALL, Arthur C. e Jonh E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 12. Ed. Mississippi. EUA. Saunders Elsevier, 2011.
- JUNQUEIRA E CARNEIRO, L.C e José. **Histologia Básica** Texto e Atlas. 12. Ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2013.
- LE MOS E TAKEDA, Pedro Carlos e Roberto. **Técnica Cirúrgica: Bases Anatômicas, Fisiopatológicas e Técnicas da Cirurgia.** Ed. 2. São Paulo. Livraria Atheneu. Brasil. 1980.
- MALVINO E BATES, Albert e David. **Eletrônica,** v.2. 8. Porto Alegre AMGH 2016 1 recurso online ISBN 9788580555936.
- MARQUES, Ângelo Eduardo Battistini. **Dispositivos Semicondutores: diodos e transistores.** 13. São Paulo Erica 2012 1 recurso online ISBN 9788536518374.

MARTINS, Rui Miguel Silva Martins. **Desenvolvimento de um Sensor de Fotopletismografia para Monitorização Cardíaca para aplicação no Pulso.** Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra. Portugal. 2010.

NIPROBRASIL. **Máquina de Perfusão.** Disponível em: [http://www.niprobrasil.com.br/cardio\\_em1.php](http://www.niprobrasil.com.br/cardio_em1.php) Acesso em 08 abril 2018.

PERTECE JÚNIOR, Antonio. **Amplificadores operacionais e filtros ativos.** 8. Porto Alegre Bookman 2015 1 recurso online (Tekne). ISBN 9788582602751.

PONCHET, André da Fontoura. **Projeto de Amplificadores de Transimpedância de Baixo Ruído para Redes Ópticas de Longa Distância.** Dissertação (Graduação). Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. Universidade Estadual de Campina. São Paulo. 2016.

QUINTAS, Fernando André Peixoto Botelho. **Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso com Comunicação Bluetooth.** Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra. Portugal. 2015.

SANTINI, Tales Roberto de Souza. **Projeto de um Oxímetro de Pulso com comunicação USB.** Dissertação (Graduação – Departamento de Engenharia Elétrica). Universidade de São Paulo. Escola de Engenharia de São Carlos. São Paulo. 2010.

SANTOS, Luiz Ricardo. **Espectrofotometria.** Disponível em: <https://www.infoescola.com/quimica/espectrofotometria/> Acesso em 21 abril 2018.

SOUZA, D.J. **Desbravando o PIC:** Baseado no microcontrolador PIC 16F84. 5. ed. São Paulo: Érica, 2000.

STEVEN BARKER, M.D.. **Oximetry: Principles of Pulse Oximetry Technology.** Disponível em: <http://www.oximetry.org/pulseox/history.htm> Acesso em 08 abril 2018.

SZAJNBERG, Mordka. **Eletrônica digital:** teoria, componentes e aplicações. Rio de Janeiro LTC 2014 1 recurso online ISBN 978-85-216-2707-4

TATIANA, Montanari. **Histologia** Texto, atlas e roteiro de aulas práticas. 3. Ed. Porto Alegre, 2016.

TEXAS INSTRUMENTS. **Arm Cortex.** Disponível em: <http://www.ti.com/tool/ek-tm4c123gxl?keyMatch=EK-TM4C123GXL&tisearch=Search-EN> Acesso em 15 maio 2018.

THIESEN, Henrique José. **Módulo de Oximetria par uso em Monitor Multiparamétrico.** Dissertação (Graduação) – Faculdade de Engenharia Elétrica da PUC-RS. Porto Alegre. 2010.

WENDLING, Marcelo. **Amplificadores Operacionais.** São Paulo. Unesp. 2012.

## APÊNDICE A – CIRCUITO FINAL

