



**Universidade Federal de Campina Grande**

**Centro de Engenharia Elétrica e Informática**

Curso de Graduação em Engenharia Elétrica

MIKHAIL ANTONOVITCH ANULINO BARROS

**PROJETO DE UM OXÍMETRO DE PULSO COM  
COMUNICAÇÃO SEM FIO**

Campina Grande, Paraíba  
Novembro de 2015

MIKHAIL ANTONOVITCH ANULINO BARROS

PROJETO DE UM OXÍMETRO DE PULSO COM COMUNICAÇÃO  
SEM FIO

*Trabalho de Conclusão de Curso submetido à  
Unidade Acadêmica de Engenharia Elétrica da  
Universidade Federal de Campina Grande,  
como parte dos requisitos necessários para a  
obtenção do grau de Bacharel em Ciências no  
Domínio da Engenharia Elétrica.*

Área de Concentração: Engenharia Eletrônica

Orientador:

Professor Marcos Ricardo de Alcântara Morais, Dr. Sc.

Campina Grande, Paraíba  
Novembro de 2015

MIKHAIL ANTONOVITCH ANULINO BARROS

PROJETO DE UM OXÍMETRO DE PULSO COM COMUNICAÇÃO  
SEM FIO

*Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Unidade  
Acadêmica de Engenharia Elétrica da Universidade  
Federal de Campina Grande, como parte dos requisitos  
necessários para a obtenção do grau de Bacharel em  
Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.*

Área de Concentração: Engenharia Eletrônica

Aprovado em        /        /

**Professor Avaliador**  
Universidade Federal de Campina Grande  
Avaliador

**Professor Marcos Ricardo de Alcântara Morais, Dr. Sc.**  
Universidade Federal de Campina Grande  
Orientador, UFCG

Dedico este trabalho a meu herói: meu pai (in memoriam), e a minha rainha e tia, por todos os valores, que me foram transmitidos.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pela proteção e alicerce nos momentos de insegurança e fraqueza.

A minha tia, Albaniza Batista Barros, por sempre me incentivar e acreditar em mim e no meu potencial.

A memória do meu pai, Antonio Batista Barros, meu maior professor, aquele no qual eu sempre me espelhei e sempre irei me espelhar, por todo ensinamento que me foi transmitido, por sempre exigir o meu melhor, por me mostrar que a educação sempre foi e sempre será a maior herança deixada para um filho, por me ensinar a ter sede por conhecimento, nas diversas áreas: ‘Um sábio não é aquele que sabe muito de apenas um determinado assunto, sábio é aquele que sabe muito de várias áreas, conexas ou desconexas.’

A minha namorada, Émyle Farias, pela paciência, quando eu estava impaciente, pela motivação quando estava desmotivado, pela segurança quando estava inseguro, por todo o apoio prestado à mim durante nossa trajetória e por sempre me enxergar melhor do que eu sou.

A meu irmão, Andrei Barros, pois foi um dos grandes instigadores da minha curiosidade. Pelas perguntas que ele me fazia, na nossa infância, de coisas e fatos que eu não sabia como funcionavam ou como aconteciam. Ao procurar as respostas fui me tornando um autodidata.

A meu sobrinho, Victor Barros, por todo o apoio e horas de lazer ao longo dessa árdua caminhada.

A meu orientador, Marcos Morais, por toda a paciência e ensinamentos que me foram transmitidos ao longo deste trabalho.

A meus amigos de infância: Daniel Rogério e Galileu Borges, pelos momentos de descontração sempre que nos encontrávamos.

A meus amigos de graduação, “Os Manés”: Bianca Cartaxo, Elton Brasil, Ezequiel Batista, Mariana Ribeiro, Nelson Campos e Snadgyell Leal que me acompanharam durante o curso nas noites e mais noites de estudo, café e gargalhadas.

A meus sogros, José Pereira e Leneide Farias pelo apoio dado e por ter me dado o presente mais precioso, sua filha.

A meu amigo, Julio Cesar, por ter me cedido seu laboratório pessoal para que eu realizasse alguns testes.

A meu amigo, Ricardo Chinarro, pelas dúvidas tiradas ao longo do trabalho.

A meus amigos: Eurico Ribeiro, Jossyl Amorim, Gilka Batista, Maxciell Ricardo e Cecília Feitosa, pelas conversas e momentos juntos.

Agradeço também às pessoas que disseram que eu não conseguiria, elas foram essenciais para meu crescimento e para minha superação dia-a-dia.

Por fim agradeço a todos que de maneira direta ou indireta me influenciaram e me deram suporte durante a graduação.

“Não se mede o valor de um homem por suas roupas ou pelos bens que possui, o verdadeiro valor do homem é o seu caráter, suas ideias e a nobreza dos seus ideais”.  
(Charles Chaplin)

## RESUMO

Este trabalho apresenta a implementação de um oxímetro de pulso de baixo custo e portátil. Um oxímetro de pulso é um dispositivo não invasivo, capaz de monitorar a saturação de oxigênio do sangue. É um dispositivo largamente utilizado, porém no Brasil, este aparelho ainda é caro. Portanto, um oxímetro de baixo custo e que apresente resultados precisos, pode expandir ainda mais a sua usabilidade. Este projeto envolve o desenvolvimento de um circuito analógico de aquisição e condicionamento dos sinais de oximetria, controlado pelo microcontrolador ATmega328p, que é também responsável por enviar os sinais amostrados para um aplicativo *Android* via Bluetooth. Através do aplicativo é possível o paciente compartilhar as informações da sua saturação de oxigênio com seu médico.

**Palavras-chave:** Oxímetro de pulso, baixo custo, ATmega328p, Android, Bluetooth.



## ABSTRACT

This work presents the implementation of a pulse oximeter inexpensive and portable. A pulse oximeter is a noninvasive device that can monitor the oxygen saturation of the blood. It is a widely used device, but in Brazil, this device is still expensive. So a low-cost oximeter and that presents accurate results can further expand its usability. This design involves the development of an analog circuit for acquisition and conditioning of oximetry signals, controlled by microcontroller ATMEGA328P that is responsible for sending the sampled signals to an Android application via Bluetooth. By means of the application, it can share the information about your oxygen saturation to your doctor, for example.

**Keywords:** Oximeter, inexpensive, ATmega328p, Android, Bluetooth.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Respirações interna e externa.....	20
Figura 2: Troca de gases nos alvéolos pulmonares.....	24
Figura 3: Esquema de circulação sanguínea.....	24
Figura 4: Demonstração do complexo de hemoglobina.....	25
Figura 5: Desoxiemoglobina (esquerda) e Oxihemoglobina (direita).....	25
Figura 6: Alguns dos modelos de oxímetro utilizados atualmente.....	28
Figura 7: Disposição dos LED's e sensor na oximetria de pulso.....	29
Figura 8: Diferença da absorção da luz infravermelha e vermelha para oxiemoglobina (HbO <sub>2</sub> ) e desoxiemoglobina (Hb).....	30
Figura 9: Gráfico representativo entre o coeficiente de extinção e comprimento de onda para as hemoglobinas mais comuns.....	32
Figura 10: Funcionamento de dois tipos de sensores.....	33
Figura 11: Princípio de Beer-Lambert.....	34
Figura 12: Relação entre a saturação de oxigênio (%S) e o fator (R) para os métodos de Beer-Lambert e pelo empírico.....	38
Figura 13: Testes de artefatos em movimento.....	40
Figura 14: Diagrama de blocos do projeto.....	44
Figura 15: Intensidade relativa X Comprimento de onda LED vermelho.....	45
Figura 16: Intensidade relativa X Comprimento de onda LED infravermelho.....	45
Figura 17: Circuito do OPT101.....	46
Figura 18: Projeto da placa do OPT101.....	46
Figura 19: Suporte de dedo feito a partir de velcro.....	47
Figura 20: Circuito eletrônico do módulo de aquisição do oxímetro.....	48
Figura 21: Diagrama de blocos interno do LM324.....	48
Figura 22: Esquático do sistema de condicionamento de sinais.....	50
Figura 23: Mapeamento dos pinos do ATMEGA328p.....	52
Figura 24: IDE do Arduino.....	53
Figura 25: Módulo <i>Bluetooth</i> HC-05.....	55
Figura 26: Conexão entre o microcontrolador e o módulo <i>Bluetooth</i> .....	57
Figura 27: Arquitetura Android.....	59
Figura 28: Interface do programa <i>Android Studio</i> .....	59
Figura 29: Fluxograma simplificado da programação do microcontrolador.....	60
Figura 30: Trecho do código que evidencia a função do cálculo do SpO <sub>2</sub> .....	61
Figura 31: Ciclo de vida de uma <i>activity</i> .....	62
Figura 32: Sinal de saída do amplificador de transimpedância.....	64
Figura 33: Sinal de saída do circuito de ganho.....	65
Figura 34: Sinal do LED vermelho após filtragem digital.....	66
Figura 35: Sinal LED infravermelho após filtragem digital.....	66
Figura 36: Forma de onda esperada para um sinal de oximetria.....	67
Figura 37: Diagrama de blocos da rotina principal do aplicativo.....	68
Figura 38: Detalhe do aplicativo com o nome TCC.....	69
Figura 39: Página inicial do aplicativo.....	69
Figura 40: Exibição em tempo real do valor da oximetria.....	70

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Tempo de sobrevivência dos órgãos após a falta de oxigênio .....	17
Tabela 2: Histórico da oximetria de pulso .....	27
Tabela 3: Diferentes situações de hipoxia. ....	31
Tabela 4: Dados empíricos do fator R e da saturação de Oxigênio .....	39
Tabela 5: Principais características do Amplificador Operacional.....	48
Tabela 6: Classes de Dispositivos Bluetooth.....	55
Tabela 7: Principais características do módulo Bluetooth.....	56

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- A – ampère.
- A – Absorbância.
- AC – Corrente alternada.
- A/D – Analógico/Digital.
- API - *Application Programming Interface*.
- AVR - *Advanced RISC Virtual*.
- bits – Menor unidade da informação.
- CC – Corrente contínua.
- C<sub>0</sub> – HbO<sub>2</sub>.
- C<sub>d</sub> – Hb.
- CI – Circuito integrado.
- cm – centímetros.
- CO<sub>2</sub> – Gás Carbônico.
- COHb – Carboxiemoglobina.
- dBm – Decibel miliwatt.
- EDR – *Enhanced Data Rate*.
- EPROM - *Erasable Programmable Read-Only Memory*.
- EEPROM - *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*.
- FH-CDMA – *Frequency Hopping – Code-division Multiple Access*.
- Hb – Hemoglobinas reduzidas.
- HbO<sub>2</sub> – Oxiemoglobinas.
- HS – *High Speed*.
- Hz – Hertz.
- I – Intensidade de luz transmitida emergindo do meio.
- I<sub>0</sub> – Intensidade de luz incidente.
- I<sub>1</sub> - Intensidade de luz após atravessar a amostra.
- IDE – *Integrated Development Environment*.
- ISM – *Industrial, Scientific and Medical*.
- L – Distância percorrida pela luz no meio.
- l – Comprimento da amostra.
- LED – *Light Emitting Diode*.
- LOS – *Line of Sight*.
- MetHb – Metemoglobina.
- mmHg – milímetro de mercúrio.
- mL – mililitro
- mA – miliampère.

$\mu\text{m}$  - micrômetro.

mmol – milimol.

MHz – Mega-hertz.

nm – nanômetro.

O<sub>2</sub> – Oxigênio.

PCO<sub>2</sub> – Pressão parcial de gás carbônico.

PO<sub>2</sub> – Pressão parcial de oxigênio.

PROM - *Programmable Read-Only Memory*.

PWM – *Pulse-Width Modulation*.

R – Relação R.

RAM – *Random Access Memory*.

RISC – *Reduced Instruction Set Computer*.

S – Variável de SpO<sub>2</sub>.

Si – Valor de SpO<sub>2</sub> medido por um CO-oxímetro.

SpO<sub>2</sub> – Saturação pulsátil de oxigênio.

T – Transmitância.

V – volt.

VM – *Virtual Machine*.

W – watt.

# LISTA DE SÍMBOLOS

$\varepsilon(\lambda)$  – Coeficiente de extinção.

$\lambda$  – Comprimento de onda.

# SUMÁRIO

Sumário .....	xv
1 Introdução.....	17
1.1 Objetivos .....	18
1.2 Estrutura do Trabalho .....	18
2 Revisão Bibliográfica .....	19
2.1 Fisiologia da respiração humana.....	19
2.1.1 Respiração externa.....	19
2.1.2 Respiração interna .....	22
2.2 Transporte de gás no sangue .....	23
2.3 Breve Histórico da Oximetria .....	26
2.4 Princípios do Oxímetro .....	29
2.5 Hipoxia e Hipoxemia .....	31
2.6 CO-oxímetro .....	32
2.7 Tipos de sensores .....	33
2.8 Princípios Físicos .....	34
2.8.1 Lei de Beer-Lambert .....	34
2.8.2 Calibração do oxímetro de pulso .....	37
2.9 Limitações do método.....	40
2.9.1 Artefatos de Movimento .....	40
2.9.2 Efeito de Espalhamento da Luz .....	40
2.9.3 Comprimentos de Ondas Emitidos Pelos Led's.....	41
2.9.4 Baixa Saturação .....	42
2.9.5 Anemia .....	42
2.9.6 Interferências Ópticas .....	42
2.9.7 Corantes.....	43
2.9.8 Hipotermia .....	43
2.9.9 Esmaltes das Unhas .....	43
3 Materiais e Métodos .....	44
3.1 Materiais .....	45
3.1.1 Sensor de Dedo.....	45
3.1.2 Sistema de Condicionamento do Sinal .....	47
3.1.3 Filtro Digital .....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
3.1.4 Microcontrolador .....	51
3.2 Bluetooth.....	53
3.3 Sistema Operacional Android .....	57
3.4 Métodos .....	59
3.4.1 Programação do Microcontrolador .....	59
3.4.2 Programação Android.....	60

4	Resultados e Discussão.....	63
4.1	Condicionamento do sinal.....	63
4.2	Aplicativo <i>Android</i> .....	67
5	Conclusão .....	70
6	Referências bibliográficas .....	71
7	Anexos.....	76
7.1	Anexo A – Configurando o módulo <i>Bluetooth</i> HC-05.....	76
7.2	Anexo B - Como Ler dados da serial com o <i>Matlab</i> .....	78



# 1 INTRODUÇÃO

O oxigênio é vital para o funcionamento de cada célula do corpo humano. Na ausência deste gás por um tempo prolongado, as células morrerão (CLARK, 1999). Logo, a entrega de forma correta dele para as células é um bom indicador da saúde de um indivíduo. Para enfatizar a importância da oxigenação dos tecidos, na Tabela 1, observe o tempo que um órgão consegue manter sua função em situação de baixa oxigenação nos tecidos.

Tabela 1: Tempo de sobrevivência dos órgãos após a falta de oxigênio

<b>Órgão</b>	<b>Tempo de sobrevivência após a falta de oxigênio</b>
Córtex cerebral	Menos de 1 minuto
Coração	5 min
Fígado e Rim	10 min
Músculos Esqueléticos	2 h

Fonte: Adaptada de WEBSTER, 1997.

Existem vários métodos desenvolvidos para análise do transporte do oxigênio no sangue arterial. O método mais comum, conhecido como oximetria de pulso, estima a saturação de oxigênio,  $SpO_2$ , do plasma sanguíneo, pela relação de feixes luminosos de dois comprimentos de onda distintos, transmitidos e absorvidos em camadas compactas de tecido. Em um oxímetro básico a saturação de oxigênio é exibida em um monitor. Taxas acima de 91% são consideradas normais.

Normalmente estes aparelhos consistem em um par de pequenos diodos emissores de luz, LED's (do inglês, *light-emitting diodes*), um emitindo luz vermelha de comprimento de onda de 660nm, e o outro emitindo luz infravermelha de comprimento de 910nm e, como sensor é utilizado um fotodiodo sensível a estes comprimentos de onda. Estes elementos são arranjados de tal forma, que a luz emitida atravessa alguma parte translúcida do corpo do paciente e seja capturada pelo fotodiodo. Os sinais recebidos pelo fotodiodo advindos dos dois LED's (vermelho e infravermelho) são condicionados e analisados por microprocessadores. Estes microprocessadores realizam cálculos, para obterem a taxa de saturação e frequência cardíaca.

O sinal monitorado varia com o tempo no ritmo na frequência cardíaca, à medida que os vasos sanguíneos se expandem e contraem a cada batida do coração. Examinando a parte variante do espectro de absorção é possível ignorar outros tecidos ou esmalte de unhas e considerar apenas a absorção causada pelo sangue arterial. Por isso a detecção do pulso é essencial para a operação do oxímetro, que não funciona, se não houver batimentos.

A comercialização dos oxímetros de pulso teve início na década de 90 e rapidamente ganhou popularidade. Esta popularidade se deve ao fato de ser um método não invasivo, apresentar alta fidelidade nos seus resultados e por apresentar o resultado em tempo real. Quando foi iniciado o monitoramento da saturação de oxigênio, os métodos realizados eram invasivos. Além disso, o tempo de processamento das medidas eram longos, como se pode citar os métodos químicos, que gastavam em torno de 20 minutos para a obtenção do resultado. Portanto, não poderiam ser utilizados para monitoramento de pacientes em situações de risco, no qual a falta de oxigênio pode levar rapidamente a danos irreversíveis.

## 1.1 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo projetar e construir um sistema de captação e processamento de sinais de oximetria de pulso completo, desde a aquisição de sinais analógicos, até a comunicação com um smartphone através do protocolo *Bluetooth*.

## 1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho foi dividido em cinco capítulos. O primeiro contém uma breve introdução. No segundo encontra-se o embasamento teórico do projeto. No terceiro é apresentado o material escolhido e os métodos utilizados. O quarto apresenta resultados e discussões. Por fim, no quinto capítulo, é apresentada a conclusão referente ao trabalho e as possíveis melhorias que podem ser implementadas.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta seção é apresentada a fundamentação teórica, onde é mostrado todo embasamento teórico necessário para realização deste projeto.

### 2.1 FISIOLOGIA DA RESPIRAÇÃO HUMANA

A principal função do sistema respiratório é suprir o corpo com oxigênio e eliminar dióxido de carbono. Para realizar esta função, são necessários pelo menos quatro processos, que no coletivo são conhecidos como respiração (MARIEB e HOEHN, 2008).

- i. Ventilação Pulmonar: movimento do ar entrando e saindo dos pulmões para que os gases sejam renovados continuamente.
- ii. Respiração externa: movimento do oxigênio vindo dos pulmões para o sangue e do dióxido de carbono do sangue para os pulmões.
- iii. Transporte dos gases respiratórios: transporte do oxigênio dos pulmões para os tecidos celulares do corpo, e do dióxido de carbono dos tecidos celulares para os pulmões. Este transporte é complementado pelo sistema cardiovascular usando o sangue para este transporte gasoso.
- iv. Respiração interna: movimento do oxigênio do sangue para as células dos tecidos e do dióxido de carbono vindo das células dos tecidos para o sangue.

O sistema respiratório só possui inteira responsabilidade sobre os dois primeiros processos, ventilação pulmonar e respiração externa.

#### 2.1.1 RESPIRAÇÃO EXTERNA

No ato da respiração externa existem três fatores que são necessários para que haja a troca de oxigênio e do dióxido de carbono através da membrana respiratória (MARIEB e HOEHN, 2008). Estes fatores são descritos a seguir.

- Gradiente de pressão parcial e solubilidade gasosa. Os gradientes das pressões parciais do oxigênio e do dióxido de carbono forçam a difusão destes gases através da membrana respiratória devido à pressão do gás

oxigênio ( $PO_2$ ) do sangue desoxigenado na artéria pulmonar ser de somente 40mmHg contra uma pressão de 104mmHg nos alvéolos (MARIEB e HOEHN, 2008). Como resultado o oxigênio é difundido rapidamente dos alvéolos para os capilares sanguíneos pulmonares, como ilustrado na Figura 1.

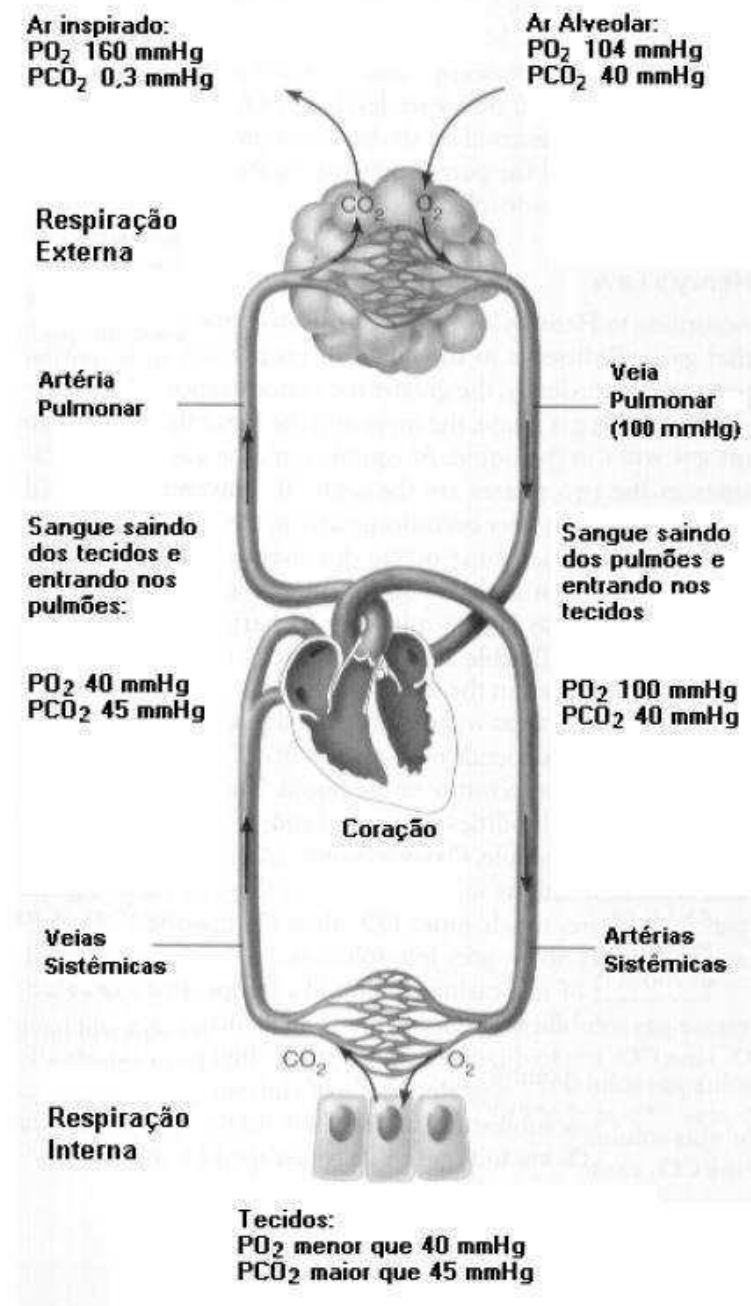


Figura 1: Respirações interna e externa.

Fonte: (MARIEB e HOEHN, 2008)

A  $PO_2$  dos dois lados da membrana é de 104mmHg em aproximadamente 0,25segundos. Então a concentração e também a pressão parcial de oxigênio nos alvéolos são controlados pela taxa de absorção de oxigênio pelo sangue, e pela taxa de renovação de gases nos pulmões pelo processo ventilatório (GUYTON e HALL, 2006).

O dióxido de carbono é continuamente produzido pelo organismo e então transportado pelo sangue para os alvéolos, que removem tal gás através da ventilação (GUYTON e HALL, 2006). O dióxido de carbono difunde ao longo da direção oposta em um gradiente de pressão menor, comparado ao do oxigênio ( $PCO_2$  de 45mmHG para os capilares pulmonares e  $PCO_2$  de 40mmHg para o ar alveolar) até atingir o equilíbrio em 40mmHg. Dessa forma o dióxido de carbono é expelido gradativamente nos alvéolos durante a expiração (MARIEB e HOEHN, 2008).

- Acoplamento Ventilação-Perfusão. Para que a troca gasosa seja eficiente, deve haver um acoplamento entre a quantidade de gás chegando ao alvéolo, também chamada de ventilação, e o fluxo sanguíneo nos capilares pulmonares, conhecido como perfusão (MARIEB e HOEHN, 2008). Nos alvéolos em que a ventilação é inadequada, a  $PO_2$  é baixa. Devido a isso, as arteríolas terminais se comprimem, e o sangue é redirecionado para áreas respiratórias onde a  $PO_2$  é maior e a oxigenação mais eficiente. Por outro lado, nos alvéolos onde a ventilação é máxima, as arteríolas pulmonares sofrem dilatação, aumentando assim o fluxo sanguíneo para dentro das capilaridades associadas.

Enquanto mudanças na  $PO_2$  alveolar afetam os diâmetros das arteríolas pulmonares, mudanças na  $PCO_2$  causam mudanças no diâmetro dos bronquíolos. Estes servem de áreas, onde os níveis de  $CO_2$  alveolar são altos, dilatando-se, permitindo assim uma eliminação mais rápida do  $CO_2$  (MARIEB e HOEHN, 2008).

Portanto, há um sincronismo entre ventilação alveolar e perfusão pulmonar. Baixa ventilação alveolar tem como resultado uma baixa quantidade de oxigênio e altos níveis de dióxido de carbono no alvéolo. Como consequência, as arteríolas se comprimem e as vias aéreas se dilatam.

- Área da membrana respiratória. A espessura da membrana em pulmões saudáveis varia de 0,5 a  $1\mu m$  (MARIEB e HOEHN, 2008). A taxa de difusão através da membrana é inversamente proporcional à sua espessura,

por isso qualquer fator que aumente a sua espessura normal, em mais de duas a três vezes, pode interferir significativamente na troca respiratória. Se considerarmos esta área, somando-se as áreas de cada saco alveolar, pode-se chegar a um total de aproximadamente  $70\text{m}^2$  para os pulmões de um adulto do sexo masculino, e também que a quantidade total de sangue, que passa nas capilaridades dos pulmões varia de 60 a 140 mL. Vê-se que devido à grande área de difusão relacionada à pequena quantidade de sangue que passa, torna possível a troca rápida de gases entre o sangue e os alvéolos (GUYTON e HALL, 2006).

### 2.1.2 RESPIRAÇÃO INTERNA

A troca gasosa nos tecidos do corpo faz com que as pressões parciais e os gradientes de difusão sejam invertidos da situação descrita na respiração externa. Entretanto, os fatores que promovem as trocas gasosas entre os capilares sistêmicos e as células dos demais tecidos são essencialmente idênticos aos que atuam nos pulmões (MARIEB e HOEHN, 2008). Essas células continuamente usam oxigênio em suas atividades de metabolismo, produzindo dióxido de carbono. A  $\text{PO}_2$  nos tecidos sempre mais baixa comparada ao sangue arterial sistêmico (40 mmHg contra 100 mmHg) gera essa diferença de pressão, fazendo com que o oxigênio difunda-se rapidamente do sangue capilar para os tecidos, através do líquido intersticial, que envolve as células teciduais, até atingir o equilíbrio entre as pressões (GUYTON e HALL, 2006). Ao mesmo tempo, o dióxido de carbono move-se ao longo do seu gradiente para o sangue na direção exatamente oposta ao oxigênio, porém com diferenças de pressão bem inferiores às do gradiente para o oxigênio ( $\text{PCO}_2$  de 40 mmHg do sangue arterial e  $\text{PCO}_2$  de 45 mmHg dos tecidos).

Essa diferença de gradientes, necessários para a mobilidade, deve-se à grande diferença entre as solubilidades no sangue do dióxido de carbono ( $0,57 \text{ mL} \cdot \text{dL}_{\text{sangue}}^{-1}$  a uma pressão de 760mmHg e temperatura de  $37^\circ\text{C}$ ) e a do oxigênio ( $0,024 \text{ mL} \cdot \text{dL}_{\text{sangue}}^{-1}$  a uma pressão de 760mmHg e temperatura de  $37^\circ\text{C}$ ) ser mais de aproximadamente vinte vezes entre estes compostos (GUYTON e HALL, 2006). Como resultado, o sangue venoso deixa as capilaridades do tecido retornando ao coração com uma  $\text{PO}_2$  de 40mmHg e uma  $\text{PCO}_2$  de 45mmHg (MARIEB e HOEHN, 2008).

## 2.2 TRANSPORTE DE GÁS NO SANGUE

As células necessitam de oxigênio para que haja a respiração aeróbica. Sendo esse um dos métodos de obtenção de energia celular. A energia advinda da respiração é utilizada, para sintetizar o trifosfato de adenosina (ATP) que será armazenado. A energia armazenada no ATP pode ser usada para gerir processos que requerem energia, incluindo biossíntese, locomoção, ou transporte de moléculas através das membranas das células.

O oxigênio é de fundamental importância para cada célula do corpo. A baixa oxigenação por um longo período de tempo pode acarretar na morte celular. Portanto, a oxigenação das células é um fator preponderante para a avaliação da saúde de um paciente.

É sabido que o transporte de oxigênio, para as células é feito através do sistema respiratório, como também do sistema circulatório. Nos pulmões ocorre a troca de gases. O oxigênio é transferido para o sangue, enquanto que o dióxido de carbono, bioproduto da respiração celular, irradia-se pelos pulmões. O sangue rico em oxigênio circula através do corpo até encontrar as regiões pobres deste gás. Neste momento ocorre a troca de gases, o oxigênio é difundido nas células e o dióxido de carbono é transferido para o sangue, retornando posteriormente para os pulmões onde o ciclo se reinicia.

Como dito anteriormente, as trocas de gases ocorrem através do processo da difusão. Difusão é o movimento aleatório de partículas de uma área de alta pressão para uma região de baixa pressão. Esta troca de gases que ocorre no sangue, acontece nos alvéolos pulmonares.

Nos alvéolos o ar possui uma alta concentração de oxigênio e uma baixa concentração de dióxido de carbono. O caminho do dióxido de carbono será em direção aos alvéolos e o caminho do oxigênio é em direção ao sangue. Neste processo o sangue é enriquecido com oxigênio, sendo nesta configuração conhecido como sangue arterial. Após sair dos pulmões, o sangue rico em oxigênio é levado para o coração através das veias pulmonares. Em seguida, é transportado pela artéria aorta para todo o corpo humano, ofertando oxigênio aos tecidos, para que a respiração celular seja possível. Na Figura 2 podemos observar a troca de gases nos alvéolos pulmonares e, na Figura 3 temos um esquema simplificado da circulação sanguínea.

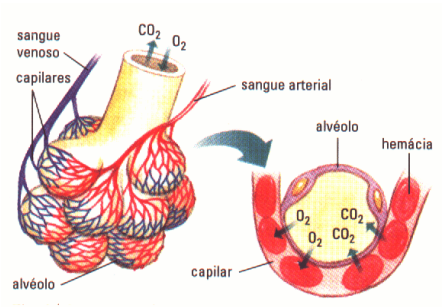


Figura 2: Troca de gases nos alvéolos pulmonares.

Fonte: Sistema respiratorio, 2015.

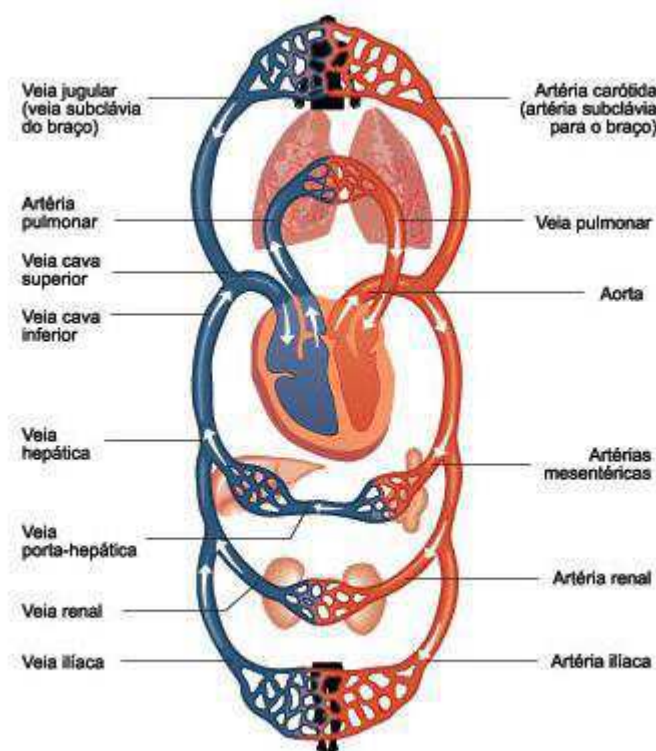


Figura 3: Esquema de circulação sanguínea.

Fonte: Infopédia, Aorta, 2015.

Neste processo de transporte de gases pelo sangue ocorre um problema: os gases não são solúveis no sangue, que é constituído na sua maioria por água. Para que haja um transporte efetivo destes gases é necessário um método complementar de transporte. Neste contexto, a hemoglobina composta fornece um mecanismo, permitindo que o oxigênio seja transportado através do sangue. A hemoglobina é a grande responsável pelo transporte de oxigênio pelo corpo.



A pigmentação avermelhada do sangue é resultante da hemoglobina. Esta substância é composta por unidades heme, que são moléculas contendo ferro, e unidades globina, cadeias polipeptídicas. A molécula de hemoglobina possui quatro unidades hemes e quatro unidades globina. Cada unidade desta, pode carregar uma molécula de oxigênio. Portanto, a hemoglobina pode carregar até quatro moléculas de oxigênio. Na Figura 4 podemos observar a demonstração de um complexo de hemoglobina.

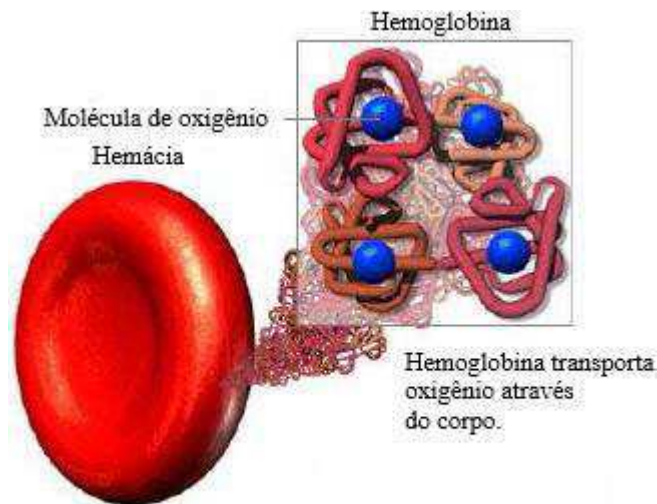


Figura 4: Demonstração do complexo de hemoglobina. (DOMINGUES, 2009).

O pigmento respiratório, hemoglobina, muda de cor quando oxigenada. Quando oxigenada sua cor é vermelho brilhante, e quando desoxigenada, molécula sem oxigênio, sua cor é azul escuro, como é ilustrado na Figura 5.

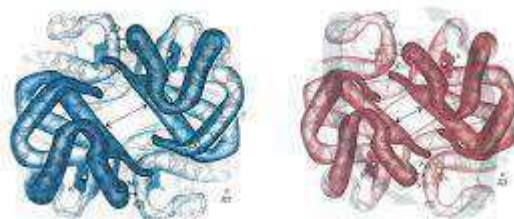


Figura 5: Desoxi-hemoglobina (esquerda) e Oxi-hemoglobina (direita).

Fonte: Computação inteligente no estudo de variantes de hemoglobina, 2010.

Devido a estas mudanças de coloração é possível a utilização de aplicações de oximetria.

## 2.3 BREVE HISTÓRICO DA OXIMETRIA

A relação entre a absorção de luz e a quantidade de luz adsorvida foi descrita pela primeira vez por Johann Heinrich Lambert (1728-1777) em Augsburg, na Alemanha, e publicado por ele em 1760. As ideias de Lambert foram, em seguida estudadas por August Beer (1853-1932) que publicou suas descobertas como a lei de Beer-Lambert em 1851 (MOYLE, 1994).

O precursor da oximetria de pulso foi Hewlett-Packard com o oxímetro de orelha. Este oxímetro usava oito diferentes comprimentos de onda advindas de uma fonte incandescente, transmitidos ao pavilhão auricular por uma guia de luz feita de fibra ótica (MOYLE, 1994).

O dispositivo possuía uma dimensão relativamente grande. Era pesado e precisava de calibração frequente (MOYLE, 1994).

O protótipo do primeiro oxímetro de pulso, modelado como os que são utilizados atualmente, fez uso de uma lâmpada incandescente de halogênio como fonte de luz. Esta luz foi passada para uma sonda, na ponta do dedo através de um feixe de fibras de vidro. A luz era devolvida ao aparelho por um outro pacote de fibras. No aparelho, a luz que voltou era dividida em dois caminhos: um para passar através de um filtro de interferência de banda estreita centrada a 650nm e o outro através de um filtro centrado em 805nm. Esta luz com os comprimentos de onda selecionados por cada filtro era detectada por sensores semicondutores, e a saturação de oxigênio foi então calculada por computação analógica. Este método possuía várias limitações: sonda muito pesada, cabo de fibra de vidro pesado, comprimentos de ondas indesejados passavam através do dedo, o que podia causar queimaduras, componentes eletrônicos analógicos eram propensos a erros de cálculos.

A Tabela 2 traz um breve histórico da oximetria.

Tabela 2: Histórico da oximetria de pulso

<b>Data</b>	<b>Acontecimento</b>
1851	Lei de Beer-Lambert.
1864	Georg Gabriel Stokes descobre um pigmento que faz o sangue ser vermelho.  Felix Hoppe-Seyler purifica o pigmento e o chama de hemoglobina.
1876	Karl von Vierordt estuda o espectro de reflexão da hemoglobina.
1887-1890	Carl Gustav Hüfner estuda espectro de absorção.
1919	Krough e Leicht utilizam de métodos de espectroscopia para medir a saturação de oxigênio do sangue em peixes.
1934	Kurt Kramer faz medições precisas da saturação de oxigênio do sangue que flui através de cuvetes.
1935	David Drabkin e James Harold Austin medem o espectro de sangue não hemolisado.
1939-1945	Segunda Guerra Mundial: grande interesse militar na oximetria de pilotos em altitude elevada.
1940	JR Squires passa luz vermelha e infravermelha através do dedo para a monitorização contínua da oxigenação; isso requer compressão dos tecidos para criar um campo sem sangue para calibração
1960	Desenvolvimento do primeiro banco "CO-oxímetro" capaz de distinguir entre a hemoglobina, carboxihemoglobina e methaemoglobina.
1964	Robert Shaw desenvolve o oxímetro de orelha.
1970	Hewlett-Packard coloca no mercado o oxímetro de orelha com oito tipos de comprimento de onda.
1974	Aoyagi desenvolve o protótipo do oxímetro de pulso usando uma fonte incandescente , filtros e eletrônica analógica.
1975	Primeiro oxímetro de pulso comercialmente disponível.

Fonte: (WEBSTER, 1997), adaptada pelo autor.

Com o avanço da tecnologia foi possível construir oxímetros cada vez menores, mais precisos e mais baratos. Na figura abaixo podemos verificar os principais modelos de oxímetros utilizados atualmente.



Figura 6: Alguns dos modelos de oxímetro utilizados atualmente.

Fonte: Google Imagens.

## 2.4 PRINCÍPIOS DO OXÍMETRO

Um oxímetro de pulso geralmente funciona com dois LED's e um fotodiodo ou fototransistor. Os LED's utilizados são vermelho e infravermelho, que emitem dois comprimentos de onda diferentes, 660nm e 940nm, respectivamente, através do tecido epitelial do paciente (dedo, lobo da orelha). Em seguida este sinal é captado pelo fotodiodo, Figura 7. Após ser captado pelo fotodiodo o sinal é passado para uma central de processamento, que mede a intensidade de luz, que foi absorvida ou refletida na região em análise. O equipamento funciona basicamente como segue:

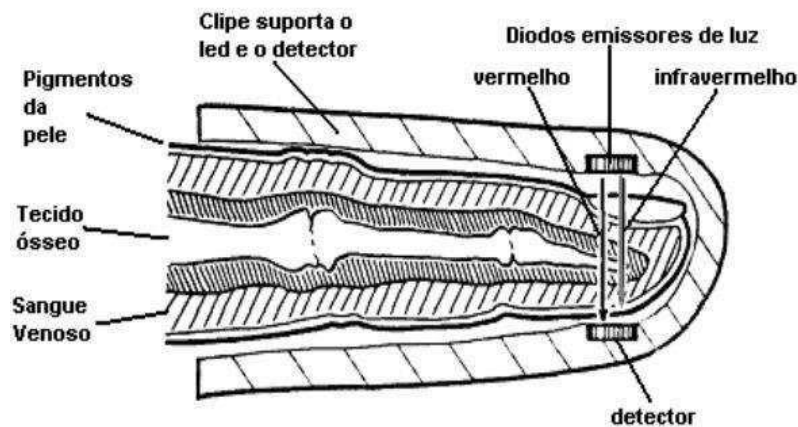


Figura 7: Disposição dos LED's e sensor na oximetria de pulso

Fonte: (HP, 1987).

- Como já foi dito na seção 2.1, a hemoglobina possui duas colorações diferentes. Devido a isto a absorção de luz por uma hemoglobina oxigenada e uma desoxigenada para dois comprimentos de onda distintos é diferente. O conjunto dos coeficientes de absorção associados, para a absorção de luz por estes comprimentos de onda é linearmente independente, mas não tão grande, o que faz com que o sangue pareça opaco. Este modelo assume, que só existe hemoglobina oxigenada e desoxigenada no sangue.
- A pulsação do sangue arterial resulta em uma forma de onda no sinal transmitido, que permite identificar os efeitos de absorção do sangue arterial diante dos efeitos não pulsantes do sangue venoso e também dos tecidos do corpo. Quando utilizamos um quociente dos dois efeitos em diferentes comprimentos de onda, é possível obter uma medida, que não requer nenhuma calibração absoluta em relação a absorção geral dos

tecidos. Esta é uma vantagem de oxímetros de pulso em relação aos demais tipos de oxímetros.

- Com a luz adequada dispersa no sangue e tecidos é possível iluminar o sangue arterial suficientemente, fazendo assim que a detecção do sinal pulsante seja confiável. É desta propriedade, que faz com que seja possível a extração de características utilizadas no monitoramento e verificação de uma oxigenação adequada.

Na Figura 8 podemos observar a diferença da absorção da luz vermelha e infravermelha para hemoglobina oxigenada e para hemoglobina desoxigenada.

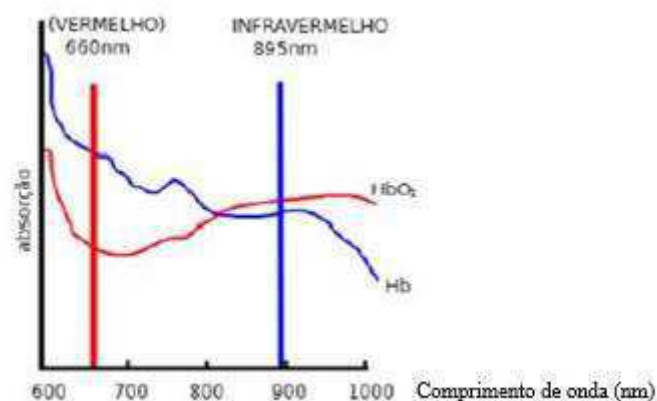


Figura 8: Diferença da absorção da luz infravermelha e vermelha para oxiemoglobina (HbO<sub>2</sub>) e desoxiemoglobina (Hb)

Fonte: (ANDRADE, 2009).

## 2.5 HIPOXIA E HIPOXEMIA

O termo hipoxia refere-se a uma taxa menor do que o normal de oxigenação dos tecidos. Já o termo hipoxemia refere-se a uma taxa menor do que o normal de oxigenação do sangue. Esses dois termos são conceitos ligeiramente diferentes. Hipoxia refere-se a uma condição criticamente perigosa onde a função desempenhada pelas células de um determinado tecido está sob sério risco (WEBSTER, 1997).

A Tabela 3 ilustra diferentes categorias de situação de hipoxia e suas causas.

Tabela 3:Diferentes situações de hipoxia.

<b>Tipos de Hipoxia</b>	<b>Descrição</b>
Hipoxia Hipóxica	O sangue arterial possui uma oxigenação escassa, que pode ser causada por problemas respiratórios, por baixo fluxo de oxigênio nos alvéolos ou pela perda da fosforilação oxidativa e da produção de ATP pelas mitocôndrias.
Hipoxia Anêmica	O sangue não consegue transportar uma quantidade adequada de oxigênio devido a anormalidades na hemoglobina.
Hipoxia Circulatória	O coração não consegue drenar muito oxigênio para o corpo devido a uma baixa potência cardíaca ou uma perfusão inadequada de sangue nos tecidos.
Hipoxia Histotóxica	Mesmo recebendo fontes de oxigênio, o tecido é incapaz de usá-las.

Fonte: Adaptada de (WEBSTER, 1997).

## 2.6 CO-OXÍMETRO

CO-oxímetros são espectrofotômetros especificamente projetados para analisar concentrações de diferentes tipos de hemoglobinas, incluindo ainda a hemoglobina reduzida, a oxiemoglobina, a carboxiemoglobina e a metaemoglobina (FARMER, 1997). Essas hemoglobinas possuem coeficientes de extinção diferentes, como mostrado na Figura 9.

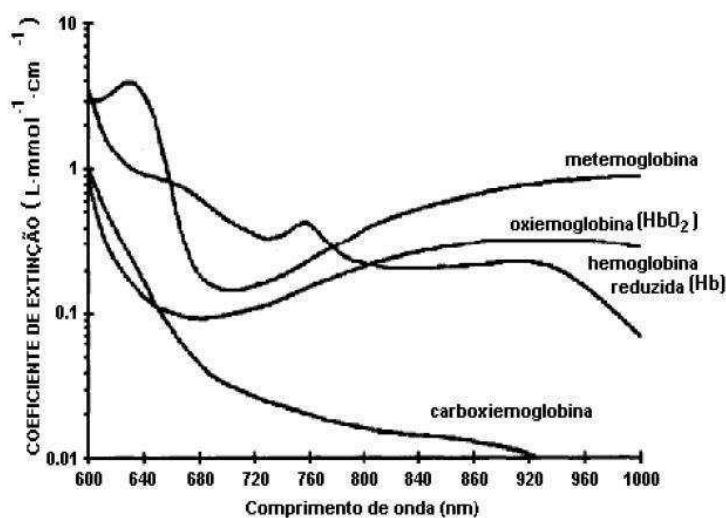


Figura 9: Gráfico representativo entre o coeficiente de extinção e comprimento de onda para as hemoglobinas mais comuns.

Fonte: (RUSH, SANKAR E SCHARF, 1996).

Usando pelo menos quatro feixes de comprimentos de onda diferentes, a quantidade de cada tipo de hemoglobina pode ser determinada de uma amostra sanguínea através da absorção/transmissão destes feixes. Modelos atuais medem a absorbância/transmitância luminosa em até 128 comprimentos de onda, aumentando a exatidão dos aparelhos, minimizando a interferência de outras substâncias permitindo assim a detecção de um maior número de substâncias diferentes (NASCIMENTO, 2008).

CO-oxímetros utilizam amostras de sangue hemolisadas, células com a membrana celular removida, reduzindo o efeito de espalhamento da luz, que diminui por consequência a exatidão da medição (FARMER, 1997).



## 2.7 TIPOS DE SENSORES

Há basicamente dois tipos de sensores para oxímetros de pulso: reflexão e transmissão.

O oxímetro de transmissão utiliza a luz transmitida através dos tecidos para determinar a taxa de sangue oxigenado, para o sangue não oxigenado. Neste caso, o fotodetector e o emissor ficam em lados opostos em relação ao objeto, que está sendo medido. Já o oxímetro de reflexão possui emissor e detector situados no mesmo lado do objeto e se utiliza a reflexão da luz emitida, para se estimar a taxa de sangue oxigenado para o sangue não oxigenado. A Figura 10 ilustra os dois tipos de sensores. (LIMA, 2009).

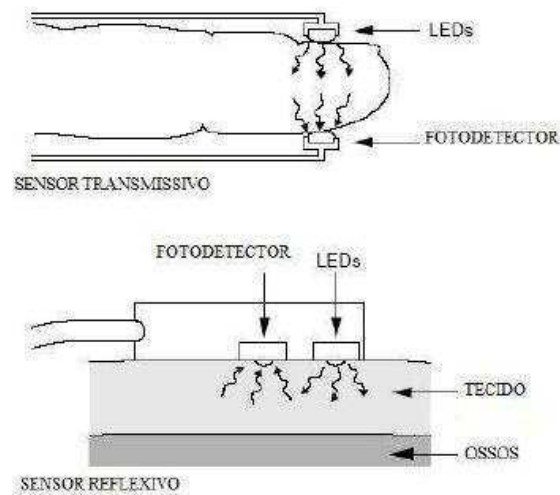


Figura 10: Funcionamento de dois tipos de sensores

Fonte: (ELSHARYDAH, 2006).

## 2.8 PRINCÍPIOS FÍSICOS

### 2.8.1 LEI DE BEER-LAMBERT

O princípio de Beer-Lambert, apresentado na Figura 11, é uma equação matemática empírica, que relaciona as variáveis envolvidas no processo de transmissão de luz por uma substância genérica. A lei estabelece que a intensidade da luz, que atravessa um meio diminui exponencialmente com a distância de acordo com a equação (1):

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cL} \quad (1)$$

Onde:

$I_0$  = Intensidade da luz incidente, em  $\text{W/m}^2$ ;

$I$  = Intensidade da luz transmitida emergindo do meio em  $\text{W/m}^2$ ;

$L$  = Distância percorrida pela luz no meio, também chamado de caminho óptico em cm;

$c$  = Concentração da substância no meio, em  $\text{mmol.l}^{-1}$ .

$\varepsilon(\lambda)$  = Coeficiente de extinção ou ainda chamado de densidade óptica da substância em determinado comprimento de onda  $\lambda$ , expresso em  $\text{l.mmol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ .

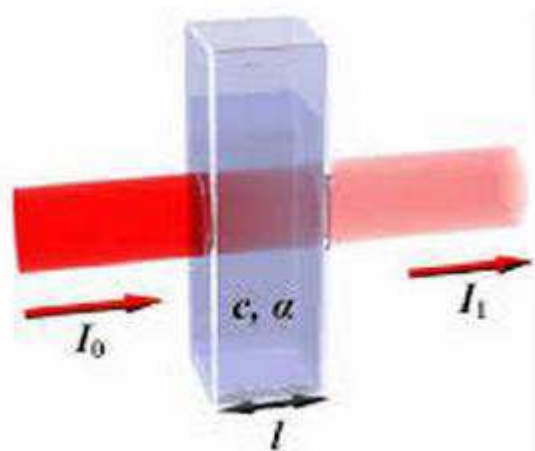


Figura 11: Princípio de Beer-Lambert.

Fonte: (KUSHIMA, 2014).

As medidas experimentais geralmente são realizadas em termos da Transmitância (T), que é dada por:

$$T = \frac{I_1}{I_0} \quad (2)$$

Onde  $I_1$  é a intensidade de luz após ela passar através da amostra e  $I_0$  é a intensidade de luz inicial.

A relação entre a Absorbância (A) e Transmitância é dada por:

$$A = -\log(T) = -\log\left(\frac{I_1}{I_0}\right) \quad (3)$$

A Lei de Beer-Lambert é uma relação linear entre absorbância e concentração de uma onda eletromagnética absorvida. Esta Lei é escrita como:

$$A = \epsilon lc \quad (4)$$

Onde A é a medida da absorbância,  $\epsilon$  é a absorbitividade molar expressa em  $\text{Lmol}^{-1}\text{cm}^{-1}$  (litros por mol centímetro), l é o comprimento do caminho da amostra e c é a concentração do elemento que absorve.

Quando há diferentes tipos de substâncias com a capacidade de absorver luz, a absorbância total pode ser expressa:

$$A = \epsilon_1 l c_1 + \epsilon_2 l c_2 + \dots + \epsilon_n l c_n \quad (5)$$

Os subíndices indicam a substância.

Uma luz de dois comprimentos de onda diferentes,  $\lambda_1$  e  $\lambda_2$ , atravessa o corpo vascular e é detectada na outra face. Cada comprimento de onda possuirá uma absorbitividade ( $\epsilon$ ) diferente para a hemoglobina oxigenada e desoxigenada. A absorbância total para os dois comprimentos de onda pode ser descrita:

$$A_t(\lambda_1) = \epsilon_{0\lambda_1} C_0 l_0 + \epsilon_{d\lambda_1} C_d l_d + \epsilon_{x\lambda_1} C_x l_x \quad (6)$$

$$A_t(\lambda_2) = \epsilon_{0\lambda_2} C_0 l_0 + \epsilon_{d\lambda_2} C_d l_d + \epsilon_{x\lambda_2} C_x l_x \quad (7)$$

Onde  $A_t(\lambda_1)$  é a absorbância referente ao comprimento de onda  $\lambda_1$ ,  $\epsilon_{0\lambda_1}$  é a absorbitividade da hemoglobina oxigenada relativa ao comprimento de onda  $\lambda_1$ ,  $C_0$  é a concentração da hemoglobina oxigenada,  $C_d$ , é a concentração da hemoglobina desoxigenada,  $\epsilon_{x\lambda_1}$  é a absorbitividade das substâncias constantes no tempo (ossos, unha, tecido, etc.) referente ao comprimento de onda  $\lambda_1$  e  $C_x$  é a concentração das substâncias constantes no tempo. A análise para equação (7) é análoga.

O volume do sangue varia durante a sístole e a diástole, portanto possui uma derivada diferente de zero para os componentes, que dependem da hemoglobina

oxigenada ( $C_0$ ) e desoxigenada ( $C_d$ ), e igual a zero para às que dependem da concentração das substâncias constantes ( $C_x$ ).

$$\frac{d(\varepsilon_x C_x l_x)}{dt} = 0 \text{ e } \frac{d(\varepsilon_d C_d l_d)}{dt} \neq 0 \quad (8)$$

Supondo que o sangue não “modifica o comprimento da amostra”, logo,  $dl_0/dt$  e  $dl_d/dt$  são iguais. Então, a relação  $R$ , nas duas derivadas da absorbância permanece constante:

$$R = \frac{\frac{dA_t(\lambda_1)}{dt}}{\frac{dA_t(\lambda_2)}{dt}} = \frac{\varepsilon_{0\lambda_1} C_0 \frac{dl_0}{dt} + \varepsilon_{d\lambda_1} C_d \frac{dl_0}{dt}}{\varepsilon_{0\lambda_2} C_0 \frac{dl_0}{dt} + \varepsilon_{d\lambda_2} C_d \frac{dl_0}{dt}} \quad (9)$$

$$R = \frac{\varepsilon_{0\lambda_1} C_0 + \varepsilon_{d\lambda_1} C_d}{\varepsilon_{0\lambda_2} C_0 + \varepsilon_{d\lambda_2} C_d} \quad (10)$$

Sabe-se que a equação, que relaciona a razão entre a concentração de hemoglobina oxigenada ( $HbO_2$ ) e hemoglobina total presente no sangue é:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} \quad (11)$$

Se recalcularmos a equação (11), levando em consideração que  $C_0 = (HbO_2)$  e  $C_d = (Hb)$  (Baura, 2002):

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{d\lambda_1} - \varepsilon_{d\lambda_2} R}{(\varepsilon_{d\lambda_1} - \varepsilon_{0\lambda_1}) - (\varepsilon_{d\lambda_2} - \varepsilon_{0\lambda_2}) R} \quad (12)$$

Os coeficientes para hemoglobina oxigenada são:

$$\varepsilon_{0\lambda_1} = 3226,56 \text{ (l. mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}\text{)}$$

$$\varepsilon_{0\lambda_2} = 602,24 \text{ (l. mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}\text{)}$$

E para hemoglobina desoxigenada:

$$\varepsilon_{d\lambda_1} = 319,6 \text{ (l. mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}\text{)}$$

$$\varepsilon_{d\lambda_2} = 1204 \text{ (l. mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}\text{)}$$

Como o oxímetro de pulso utiliza somente a parte do sinal diretamente relacionada ao fluxo sanguíneo, para o cálculo da saturação de oxigênio, ou seja, um sinal pulsante, que varia no tempo de forma síncrona com as batidas do coração, é superposto a um nível de corrente contínua. Assumindo-se que a variação da atenuação da luz é causada somente pelo fluxo sanguíneo arterial, pode-se determinar a taxa de saturação de oxigênio do sangue subtraindo a componente contínua da atenuação total, deixando apenas a

componente pulsante (sincronizada com os batimentos cardíacos) (SANTOS e SANTOS, 2009).

Portanto  $SpO_2$  é calculado estimando-se  $R$  a partir da intensidade luminosa detectada em cada fotodiodo.

$$R = \frac{\log_{10} \left( \left( \frac{i_{ac}}{i_{ac} + i_{cc}} \lambda_1 \right) \right)}{\log_{10} \left( \left( \frac{i_{ac}}{i_{ac} + i_{cc}} \lambda_2 \right) \right)} \quad (13)$$

A componente AC tem amplitude muito menor que a componente CC, então reescrevemos a equação (13) da seguinte forma:

$$R = \frac{\log_{10} \left( \left( \frac{i_{ac}}{i_{cc}} \lambda_1 \right) \right)}{\log_{10} \left( \left( \frac{i_{ac}}{i_{cc}} \lambda_2 \right) \right)} \quad (14)$$

As componentes CC variam na mesma proporção para diferentes características do corpo vascular, logo a relação entre elas é constante, então:

$$R = \frac{\log_{10}(i_{ac}\lambda_1)}{\log_{10}(i_{ac}\lambda_2)} \cdot C \quad (15)$$

Então a oxigenação do sangue pode ser obtida facilmente encontrando a relação entre as componentes AC da corrente induzida no fotodiodo.

## 2.8.2 CALIBRAÇÃO DO OXÍMETRO DE PULSO

Os primeiros oxímetros foram fabricados no início da década de 1980 e baseavam-se na teoria de Beer-Lambert, mas a utilização desta Lei é um excesso de simplificação, pois essa teoria não leva em conta o espalhamento múltiplo da luz pelo sangue vermelho. (TOWNSEND, 2001).

Os oxímetros que tomam como base a Lei de Beer-Lambert tendem a um erro. O erro é mais evidente para valores de saturação de oxigênio inferior a 85%. Atualmente os aparelhos são fabricados com base em dados empíricos, ou seja, é utilizado um banco de dados determinado por estudos sobre voluntários saudáveis cuja medição da saturação de oxigênio é realizada de forma invasiva. A Figura 12 ilustra a relação entre o fator  $R$  e a saturação de oxigênio do paciente, determinada pelo método empírico e pela Lei de Beer-Lambert.

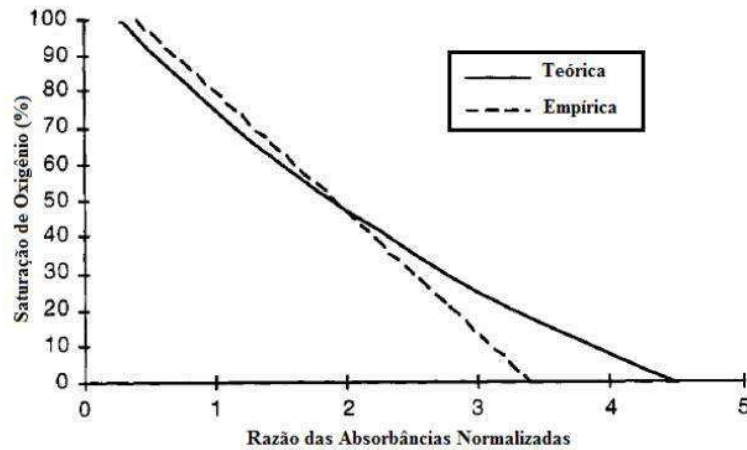


Figura 12: Relação entre a saturação de oxigênio (%S) e o fator (R) para os métodos de Beer-Lambert e pelo empírico.

Fonte: (WEBSTER, 1997).

Outra forma de calibrar os oxímetros é a utilização de um instrumento chamado CO-oxímetro. A utilização desse instrumento tornou-se um padrão para os oxímetros de pulso devido a sua exatidão (FARMER, 1997).

No presente trabalho foi utilizado o método empírico. Neste método o fator R é determinado pela equação (15), e a porcentagem da saturação de oxigênio é determinada pela equação (16):

$$S = a - bR \quad (16)$$

Onde, a e b são coeficientes determinados na calibração do oxímetro, S é a variável de SpO<sub>2</sub> e R é o fator determinado pela equação (15).

Os coeficientes de a e b da equação (16) são determinados pelo método de mínimos quadrados:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n S_i \sum_{i=1}^n R_i^2 - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n R_i S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \quad (17)$$

$$b = \frac{n \sum_{i=1}^n R_i S_i - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \quad (18)$$

Onde  $S_i$  é o valor de SpO<sub>2</sub> medido por um CO-oxímetro ou por calibração;  $R_i$  é o valor de R que corresponde para  $S_i$  e n é o número de amostras.

Como o método adotado neste projeto foi o método empírico, os dados de  $S_i$  e  $R_i$ , foram extraídos do gráfico da Figura 12 e registrados na

Tabela 4:

Tabela 4: Dados empíricos do fator R e da saturação de Oxigênio.

Amostras (n)	Fator ( $R_i$ )	SpO <sub>2</sub> (S <sub>i</sub> )
1	0,5	100
2	0,75	92
3	1,00	80
4	1,25	72
5	1,50	62
6	1,75	45
7	2,00	25
8	2,25	9
9	2,30	0

Fonte: (SERGIOLI, 2011), adaptada pelo autor.

Substituindo os dados da Tabela 3 nas equações (17) e (18), obteve-se os dados dos coeficientes a e b. Portanto a equação que representa a curva empírica é:

$$\text{SpO}_2 = 135 - 55R \quad (19)$$

## 2.9 LIMITAÇÕES DO MÉTODO

### 2.9.1 ARTEFATOS DE MOVIMENTO

Os artefatos de movimento são um grande problema devido aos movimentos musculares do paciente próximos ao sensor de oximetria incidindo pulsos espúrios, provocando resultados errados, quando estes pulsos também são processados. (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). É um problema em pacientes adultos e infantis, que são muito ativos. Tremores e leves contrações dos dedos podem tornar o sinal errôneo.

A Figura 13 ilustra diversos testes de movimento do dedo, com os quais se pode aplicar uma interferência na medição. Estes artefatos podem ser expressos, como uma combinação de movimentos complexos e imprevisíveis, sendo a forma das componentes destes movimentos, também dependente do tipo de sensor utilizado e do local de fixação do sensor (HAYES e SMITH, 2001). O teste 1 ilustra a interferência pela pressão do dedo ao sensor, o teste 2 pela flexão do dedo, o 3 por movimentos ondulatórios da mão e o 4 pela combinação dos testes 1, 2 e 3.

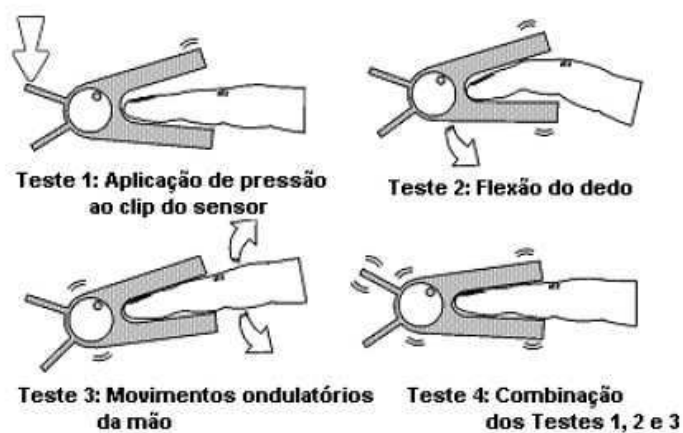


Figura 13: Testes de artefatos em movimento.  
Fonte: (HAYES e SIMTH, 2001).

### 2.9.2 EFEITO DE ESPALHAMENTO DA LUZ

Nem todo o feixe de luz incidente é absorvido ou transmitido. Uma parte desta luz também é refletida e espalhada dentro do paciente. Essa luz espalhada é novamente absorvida, transmitida e espalhada, enquanto estiver dentro do paciente. Desse modo, há



um aumento de absorção da luz, que não é considerado no modelo teórico. O aumento da absorção não é somente relacionado a esse espalhamento e ao aumento do diâmetro da artéria durante a diástole. A mudança no eixo das células vermelhas do sangue altera a absorção da luz. As células vermelhas possuem um formato bicôncavo, cujo maior eixo é alinhado ao fluxo sanguíneo durante a diástole e o menor eixo, na sístole. Assim na diástole, a luz possui maior caminho a ser percorrido, aumentando, conseqüentemente, sua absorção pelo sangue. Este posicionamento variável do eixo destas células também modifica a quantidade de luz refletida. Como resultado desta propriedade a absorção e a reflexão da luz causada pelo sangue depende do ciclo cardíaco e da velocidade do fluxo sanguíneo. (MOYLE, 1994).

A intensidade da luz espalhada depende de alguns fatores como a concentração de células vermelhas no sangue, o tamanho, o formato, a orientação, o índice de refração, a espessura dos tecidos (FINE e WEINREB, 1995). Tais fontes, além da distância dos LED's e o fotodiodo variam de paciente para paciente, dificultando a obtenção de uma modelagem para estas diversas circunstâncias. Existem alguns modelos da absorção da luz, incluindo espalhamento, os quais são baseados em teoremas estatísticos e quânticos, os que os torna mais complexos e assim inviáveis na prática.

Steinke e Shepherd demonstram que o espalhamento dos feixes luminosos depende do comprimento de onda da luz e da taxa de saturação. A relação entre o espalhamento de luz e a taxa de saturação é linear, e pode ser vista não somente como uma fonte de erro, pois o espalhamento aumenta a taxa de absorção dessa luz, ou seja, aumenta-se a sensibilidade da medição (STEINKE e SHEPHERD, 1986).

### 2.9.3 COMPRIMENTOS DE ONDAS EMITIDOS PELOS LED'S

Os comprimentos de onda escolhidos são tais que suas absorções pela pele, tecidos e a água sejam inferiores em relação a outros comprimentos de onda, de modo que haja uma diferença significativa entre as constantes de absorção da hemoglobina reduzida e da oxiemoglobina (WEBSTER, 1997). Sabe-se, que os LED's não emitem em somente um comprimento de onda, isto é, os LED's emitem uma faixa de comprimentos de ondas em torno daquele que foi escolhido inicialmente. Dessa forma, mesmo que se escolha um LED com uma faixa estreita de comprimentos de onda em torno do desejado, a medição de oximetria possui erro devido a esta característica.

#### 2.9.4 BAIXA SATURAÇÃO

O oxímetro de pulso tem potencial para erros a baixas saturações (saturações menores que 80%), principalmente porque de forma ética, os fabricantes não introduzem voluntários a níveis de hipóxia severos a fim de calibração do equipamento (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Este erro também pode ser explicado por uma redução na relação sinal-ruído na oximetria. Com a diminuição da saturação, uma menor quantidade de luz vermelha passa pelos tecidos devido a uma alta absorção do feixe de hemoglobina reduzida, então o sinal pulsante adquirido torna-se fraco.

#### 2.9.5 ANEMIA

Um paciente com anemia possui baixa quantidade de células vermelhas, o que diminui, conseqüentemente, a quantidade de hemoglobina no sangue. Um paciente anêmico pode não possuir hemoglobinas funcionais suficientes em seu sangue para oxigenar os tecidos. A pequena quantidade de hemoglobinas funcionais pode estar completamente saturada, o que indica que o paciente possui uma taxa normal de SpO<sub>2</sub>, mas, na realidade, não possui oxigenação suficiente em seus tecidos (WEBSTER, 1997).

#### 2.9.6 INTERFERÊNCIAS ÓPTICAS

Fontes luminosas externas extremamente brilhantes tais como, lâmpadas cirúrgicas, lâmpadas fluorescentes, lâmpadas infravermelhas para aquecimento e a luz do sol direta, podem afetar a medição dos oxímetros de pulso (TUNGJITKUSOLMUN, 1997). Esta interferência pode ocorrer quando fontes luminosas externas chegam até o fotodetector sem passar pelo meio, dedo do paciente, que contém as artérias sob medição. Para que seja evitado esse tipo de erro, o oxímetro tem que ser bastante eficiente, a fim de rejeitar os sinais provenientes dessas outras fontes.

Um outro tipo de interferência óptica pode ocorrer, quando parte da luz proveniente dos LED's chega até o fotodetector sem passar pelo meio contendo as artérias, ocorrendo assim um desvio luminoso, resultando em medições erradas ou instáveis.

### 2.9.7 CORANTES

Em alguns procedimentos cirúrgicos, especialmente em cardiologia e urologia, são injetados corantes no sangue do paciente, com a finalidade de se mapear o fluxo sanguíneo. Estes corantes interferem na transmissão da luz que atravessa o sangue, provocando leitura incorreta da oximetria.

### 2.9.8 HIPOTERMIA

Em casos de hipotermia, o corpo reduz a perda de calor pela pele, diminuindo a circulação periférica, o que afeta significativamente a medição da oxigenação periférica. Também, devido ao frio, o paciente pode apresentar tremores que atrapalham a aquisição de dados pelo sensor (WEBSTER, 1997).

### 2.9.9 ESMALTES DAS UNHAS

A coloração dos esmaltes utilizados nas unhas pode interferir significativamente na análise da oximetria, pois pode absorver ou refletir a luz emitida pelos LED's.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será apresentado todo o desenvolvimento do projeto. Na Figura 14 é apresentado um esquema geral, através de diagramas de blocos.

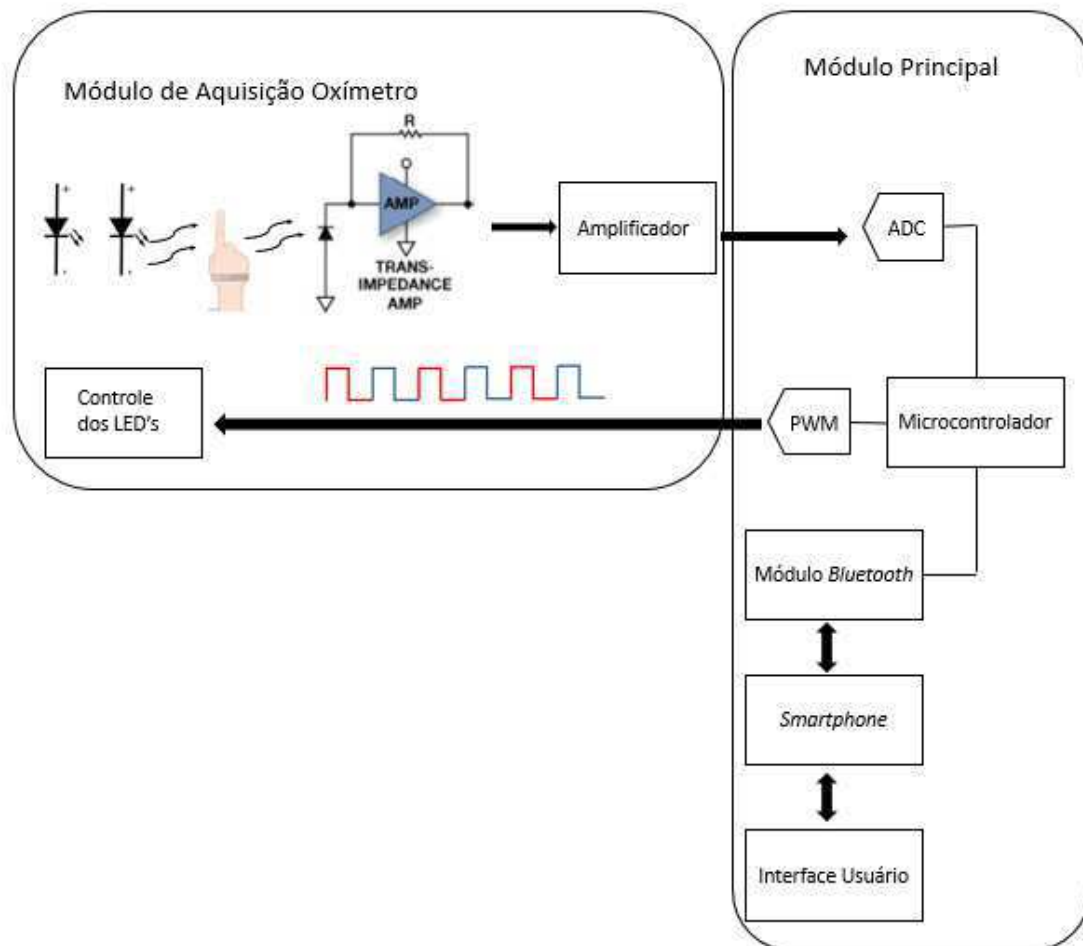


Figura 14: Diagrama de blocos do projeto.

### 3.1 MATERIAIS

#### 3.1.1 SENSOR DE DEDO

Neste projeto não se utilizou um sensor de dedo comercial. Optou-se pela fabricação do próprio sensor. O sensor de oximetria utilizado é composto por dois LED's um vermelho (660nm) e o outro, infravermelho (940nm). Nas Figuras 15 e 16 podemos observar as curvas de intensidade relativa X comprimento de onda, para o LED vermelho e infravermelho, respectivamente. Para captar o melhor sinal de oximetria foi necessário a calibração dos LED's, para que eles possuísem a potência correta, evitando assim, a saturação do sensor ou a baixa captação do sinal. Após testes empíricos e leitura do *Datasheet*, foram encontrados os resistores ideais para cada diodo emissor de luz. Para o vermelho utilizou-se um resistor de  $100\Omega$  e para o infravermelho foi utilizado um resistor de  $150\Omega$ .

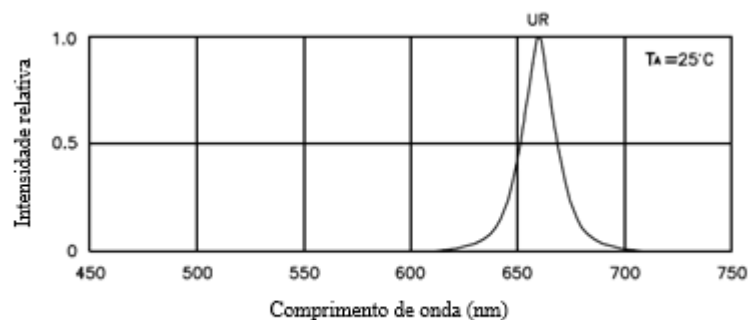


Figura 15: Intensidade relativa X Comprimento de onda (nm) LED vermelho. Fonte: (Kingbright Electronic CO.).

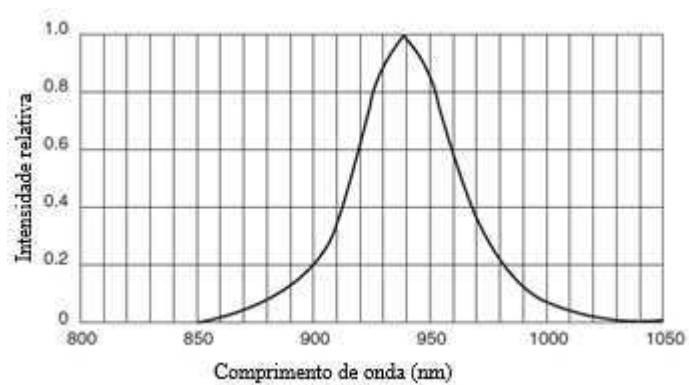


Figura 16: Intensidade relativa X Comprimento de onda (nm) LED infravermelho. Fonte: (Fairchild Semiconductor).

O outro componente utilizado no sensor de oximetria foi o CI OPT101 da *Texas Instruments*, como ilustrado na Figura 17. Este CI inclui um fotodiodo e um amplificador de transimpedância.

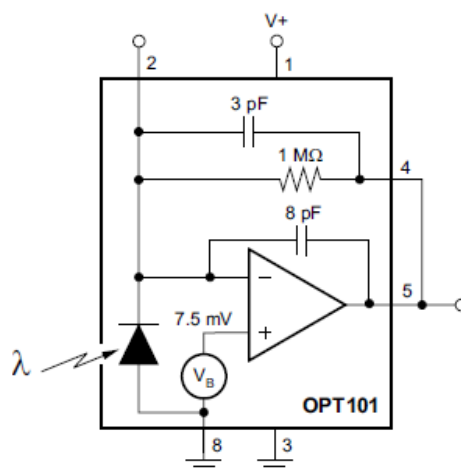


Figura 17: Circuito do OPT101. Fonte: (Texas Instruments).

Na Figura 18, podemos observar o projeto da placa do OPT101.

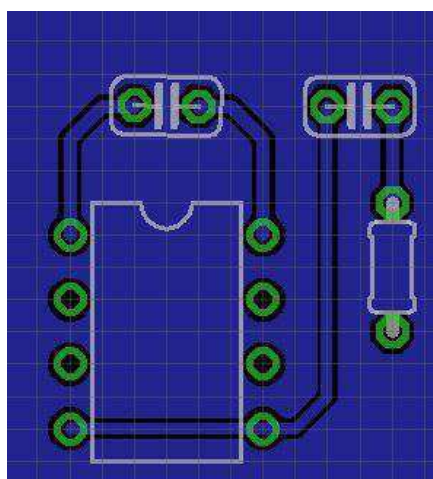


Figura 18: Projeto da placa do OPT101.

O suporte para dedo foi construído com velcro, o que permite o seu ajuste para diferentes espessuras de dedo. Na Figura 19 observa-se o sensor de dedo construído.



Figura 19: Suporte de dedo feito a partir de velcro.

### **Amplificador de Transimpedância**

Sabemos que o sinal proveniente da saída de um fotodiodo é uma corrente proporcional à luz que incide sobre ele. Assim temos, que transformar essa corrente em tensão. Para este propósito é utilizado um amplificador de transimpedância. Neste projeto, como dito anteriormente, ele está integrado no mesmo CI do fotodiodo e seu circuito pode ser visualizado na Figura 17.

#### **3.1.2 SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DO SINAL**

O sistema de condicionamento do sinal é composto por um circuito de pré-amplificação (amplificador de transimpedância), filtros e amplificadores, conforme ilustrado na Figura 20.

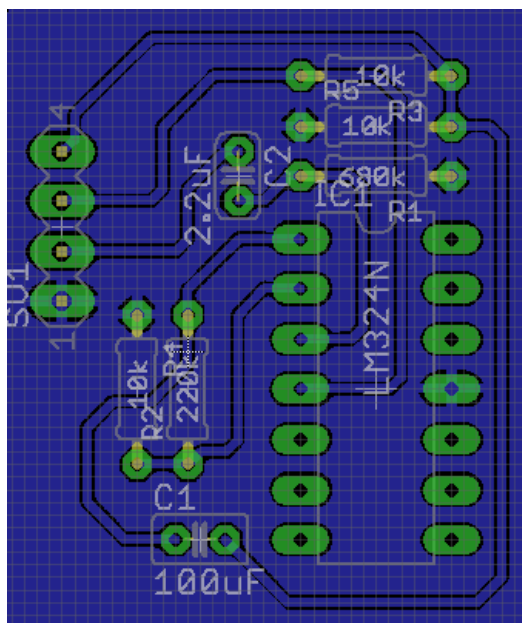


Figura 20: Circuito eletrônico do módulo de aquisição do oxímetro.

O amplificador operacional utilizado nesse módulo foi o LM324, fabricado pela Farchild Semiconductor. Na Figura 21 pode-se observar o diagrama de blocos interno do LM324.

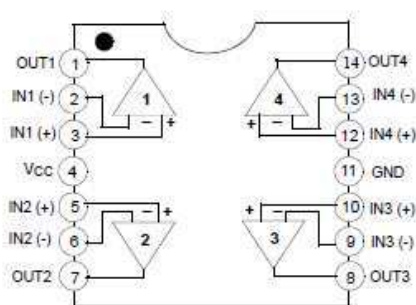


Figura 21: Diagrama de blocos interno do LM324. Fonte: (Texas Instruments).

Na Tabela 5 são evidenciadas as principais características do Amplificador Operacional LM324.

Tabela 5: Principais características do Amplificador Operacional

<b>Corrente de saída</b>	13mA
<b>Tensão de alimentação</b>	±16V à +32V
<b>Tensão de offset</b>	1,5mV

Fonte: Farchild *Semiconductor*. (Modificado)



A frequência cardíaca de um adulto está em condições normais entre 60 a 100 BPM (PORTO, 2014). Se considerarmos um indivíduo, que possui no máximo uma frequência cardíaca de 100 BPM, que corresponde a um sinal de oximetria de 1,67Hz, a maior parte do espectro deste sinal está contido em até 5Hz. Isto se deve ao fato de que, em um sinal de oximetria, 90% a 95% do seu espectro de potência estão concentrados a partir da frequência cardíaca do indivíduo em até três vezes esta frequência (HAYES, 2001).

O primeiro estágio é composto por um filtro passa alta passivo.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (20)$$

Onde:  $R = 680k\Omega$

$$C = 2,2\mu F$$

$$\text{Então, } F_c = 0,11Hz$$

Selecionou-se essa frequência de corte, para que fosse eliminada a componente contínua do sinal (componente DC) de saída do amplificador de transimpedância.

O segundo estágio é composto por um circuito de amplificação, determinado pela equação (21).

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (21)$$

Onde:  $R_1 = 10k\Omega$

$$R_2 = 220k\Omega$$

Como o nível DC foi removido pelo filtro passa alta, o sinal possuía alguns valores negativos de tensão, o que tornava impossível a conversão deste pelo conversor A/D, do ATMEGA. Desse modo, foi necessária a introdução de uma tensão de *offset* no sinal, de modo que este estivesse contido na faixa de conversão do A/D, que é de 0 à 5V. Para tanto utilizou-se o terceiro estágio do circuito da Figura 22, que é um divisor de tensão resistivo com desacoplamento feito pelo capacitor eletrolítico. Este circuito se comportou como filtro passa alta, cuja frequência de corte é 0.012Hz, porém sua principal função é

inserir um *offset* de 2,5V no sinal, visto que este é o valor central da faixa de conversão do A/D.

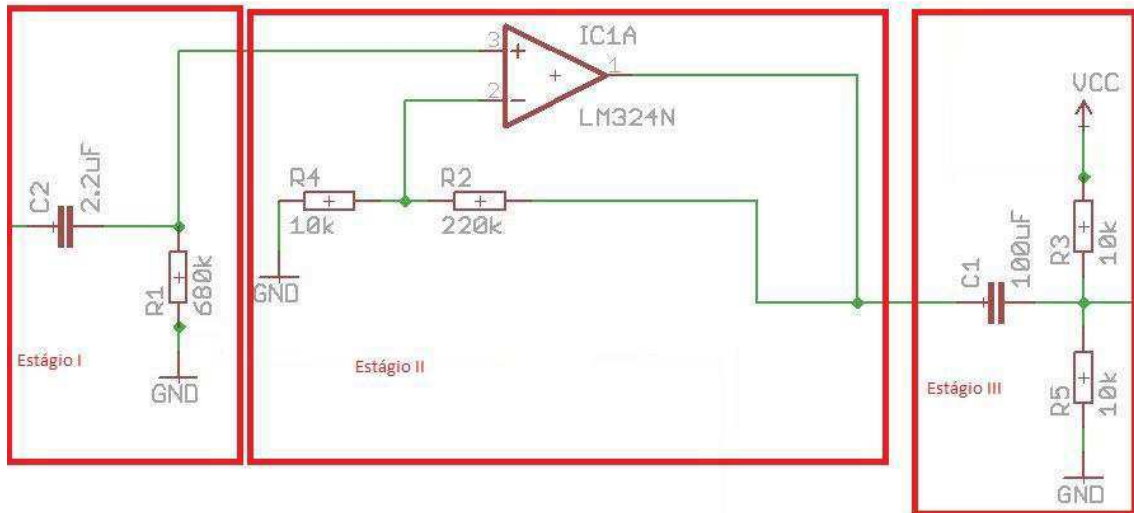


Figura 22: Esquemático do sistema de condicionamento de sinais.

Após o sinal passar pelo circuito analógico, percebeu-se que haviam frequências indesejáveis no sinal. As frequências encontradas eram em torno de 60Hz, principalmente, causada pela irradiação da rede elétrica.

Para que esse ruído fosse eliminado, foi implementado via *software* um filtro de média móvel, onde a amostra enviada é composta de uma média aritmética simples entre vários pontos.

Este filtro é do tipo *notch*, isto é, elimina totalmente uma certa frequência e seus múltiplos inteiros.

A primeira frequência de corte do filtro pode ser calculada pela equação 23, onde  $f_c$  é a menor frequência de corte,  $f_a$  é a frequência de amostragem e  $L$  é o número de pontos da janela do filtro.

$$f_c = \frac{f_a}{L} \quad (23)$$

Para este projeto foi utilizada uma janela de 100 pontos, assim:

$$f_c = \frac{f_a}{L} = \frac{500}{100} = 5Hz \quad (24)$$

Podemos observar que o filtro não interfere nas frequências dos sinais que estão sendo analisados, que se estendem de 1 a 5Hz.

### 3.1.3 MICROCONTROLADOR

O AVR é um microcontrolador RISC de chip único com uma arquitetura Harvard modificada de 8-bit, desenvolvido pela Atmel em 1996. Foi um dos primeiros da família de microcontroladores a utilizar uma memória *flash* com o intuito de armazenar a programação, diferentemente de seus concorrentes da época, que utilizavam memórias do tipo PROM, EPROM ou EEPROM.

A Figura 23 ilustra o mapeamento dos pinos do microcontrolador utilizado neste projeto, o ATMEGA328p.

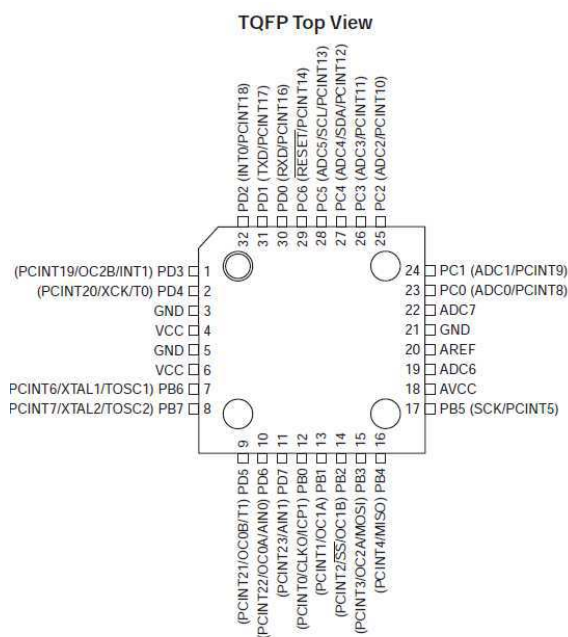


Figura 23: Mapeamento dos pinos do ATMEGA328p. Fonte: (Atmel Corporation)

## Arquitetura

*Flash*, EEPROM e SRAM são todos integrados em um único chip, fora o necessário pelas memórias externas nas maiores aplicações. Algumas aplicações têm a opção de inserir um barramento paralelo externo, para permitir memória para dados

adicionais, código ou para mapeamento de dispositivos. Todos possuem interface serial, que podem ser usadas para conectar EEPROMs seriais ou chips *flash*.

### **Memória (*Flash*)**

As instruções de programas são armazenadas em memórias *flash* não voláteis. Apesar de serem de 8 bits, cada instrução consiste em palavras de 16 bits. Além disso, não há suporte de utilizar os códigos de programas externamente, todas as instruções devem residir no núcleo do dispositivo. O tamanho da memória do programa é normalmente indicado no nome do próprio dispositivo. Por exemplo, a linha ATmega64x tem 64 Kbytes de *flash*, assim como a ATmega32x tem apenas 32 Kbytes.

### **Registradores**

Os AVR's têm 32 registradores de byte único e são classificados como dispositivos de 8-bits RISC.

Em algumas variantes, os registradores em funcionamento são mapeados nos primeiros 32 endereços de memória (000016-001F16) seguidos por 64 registradores de E/S (002016-005F16). Atualmente, a SRAM inicia depois destas seções de registradores. O espaço registrador de E/S pode ser ampliado em alguns dispositivos extensivos, no caso dos registradores de memória mapeada em E/S, uma parte do espaço de endereçamento SRAM será ocupado.

Ainda que haja separados esquemas e códigos otimizados para o arquivo registrador e para os acessos de E/S, tudo poderá continuar endereçado e manipulado como se estivesse na SRAM. Com exceção do XMEGA.

Como na geração anterior, as instruções rápidas para manipular E/S apenas podem acessar as primeiras 64 posições dos registradores de E/S (sendo que as primeiras 32 posições são para instruções *bitwise*).

### **Ambiente de programação**

O ambiente de programação escolhido foi a IDE do Arduino (*Integrated Developmnet Evironment*, que significa Ambiente Integrado de Desenvolvimento). A Figura 24 ilustra a IDE utilizada.

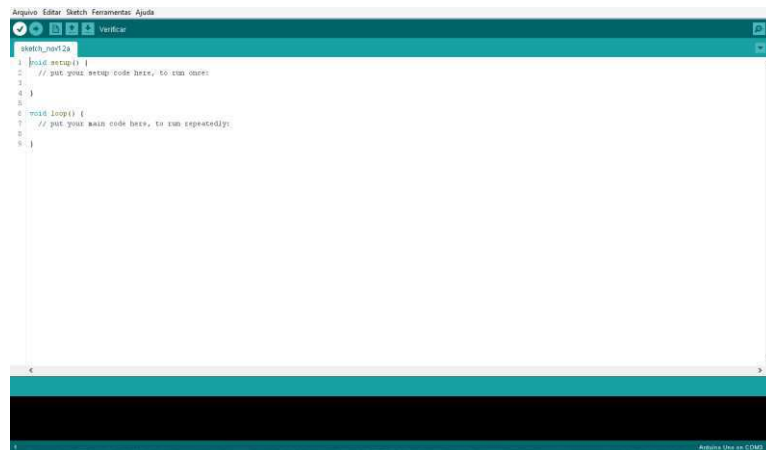


Figura 24: IDE do Arduino.

## 3.2 BLUETOOTH

A tecnologia sem fios *Bluetooth* é um sistema de comunicação de curta distância (até 100m) pensado para substituir os cabos, que ligam os diversos dispositivos fixos e móveis. As principais características da tecnologia *Bluetooth* são robustez, baixo consumo de energia, baixo custo para o utilizador final, permite a comunicação *full-duplex* entre dispositivos, ou seja, comunicação bi-direcional e simultânea. Esta tecnologia tem a vantagem de não requerer uma linha de vista (LOS – *Line of Sight*) entre os dispositivos, o que não acontecia com o IrDA tecnologia de comunicação por raios infravermelhos mais usada antes do aparecimento do Bluetooth (IrDA, 1995).

A versão 1.1 desta tecnologia serviu de base para o padrão 802.15.1, devido ao seu grande sucesso. Em 2004 foi criada a versão 2.0, com a introdução de um mecanismo de melhoramento de débito, o EDR (*Enhanced Data Rate*). Em 2009 surgiu a versão 3.0 com um mecanismo HS (*High Speed*), que alegava taxas de transmissão de 24Mbit/s, e mais recentemente a versão 4.0.

O *Bluetooth* é um padrão criado para comunicações sem fio de baixo consumo de energia, que permite a transmissão de dados entre dispositivos compatíveis com a tecnologia. O padrão Bluetooth utiliza a faixa ISM (*Industrial, Scientific and Medical*), que é de frequência globalmente livre e segura.

Dentro da faixa de frequência ISM, o *Bluetooth* utiliza a banda de 2,4GHz a 2,5GHz, com frequência central em 2,45GHz. Por ISM se tratar de uma faixa de

frequência aberta é importante garantir, que a comunicação Bluetooth não gere e não sofra interferências. Por esse motivo a modulação escolhida foi a FH-CDMA (*Frequency Hopping – Code-Division Multiple Access*). Dessa forma o *Bluetooth* subdivide a banda em vários canais com largura muito pequena e os dispositivos trocam de canal várias vezes em um pequeno intervalo de tempo, conhecido como *Frequency Hopping*. Assim, como a largura de cada canal é muito pequena, a chance de ocorrer interferência é reduzida.

Como o *Bluetooth* atende a diversos tipos de aplicação foram estabelecidas três classes, que se diferenciam pela potência máxima de transmissão, tendo como consequência diferentes alcances como pode ser visto na Tabela 6.

Tabela 6 – Classes de dispositivos *Bluetooth*.

<b>Classe</b>	<b>Potência Máxima Permitida</b>	<b>Alcance (Aproximadamente)</b>
Classe 1	100 mW (20 dBm)	Até 100m
Classe 2	2.5mW (4 dBm)	Até 10m
Classe 3	1mW (0 dBm)	~1m

Fonte: Tecnologia *Bluetooth*. Adaptado.

Como nas várias classes, o que muda é apenas a potência de transmissão, os dispositivos de classes diferentes podem se comunicar sem problemas. A velocidade de transmissão varia de acordo com a versão.

No momento em que dispositivo *Bluetooth* conecta-se com outro, cria-se uma rede denominada piconet. Nesta rede o dispositivo que iniciou a comunicação é responsável por regular a transmissão e o sincronismo entre os dispositivos. Por esse motivo, ele é intitulado *master*, enquanto o outro é denominado *slave*. Cada piconet é capaz de suportar até 8 dispositivos, sendo 1 *master* e 7 *slaves*. A tecnologia também permite a sobreposição de duas ou mais piconets, desde que não ocorra a superposição de dispositivos *masters*.

Para este projeto foi escolhido o módulo *Bluetooth* HC-05, como ilustrado na Figura 25. Este módulo tem a função de transmitir os dados amostrados pelo microcontrolador. Na Tabela 7 podemos observar as principais características deste módulo.

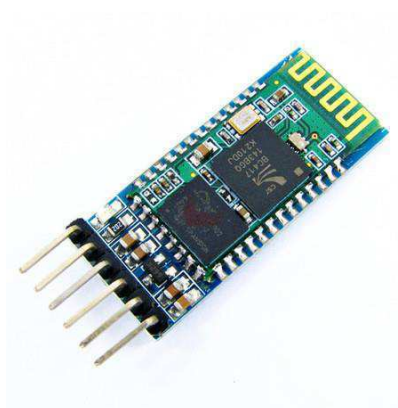


Figura 25: Módulo *Bluetooth* HC-05.

Tabela 7 – Principais características do módulo Bluetooth

Chipset	HC-05 (versão com 6 pinos)
Versão do Protocolo Bluetooth	2.0 + EDR
Frequência	2.4GHz
Velocidade máxima de transferência	2.1Mps
Modo de operação	Master ou Slave
Profile Bluetooth	Porta Serial
Alimentação	+3.3V DC 50mA
Temperatura	-20°C ~ + 75°C
Tamanho	26.9mm x 13mm x 2.2mm

Fonte: Arduino e módulo *Bluetooth*. Adaptado.

Foi necessário entrar no modo de comandos AT do módulo para fazer algumas alterações, tais como, taxa de transmissão, que foi alterada para 1152.200BPS (Bits Por Segundo). Essa taxa de transmissão foi escolhida para que fosse possível a realização de amostragens dos dados pelo microcontrolador, sem que houvesse erros ou impossibilidade de transmissão de dados e nome do dispositivo. No **Anexo A – Configurando o módulo *Bluetooth* HC-05** encontra-se uma lista de comandos e um código exemplo para a configuração do módulo.

O HC-05 foi ligado ao microcontrolador ATmega328p, seguindo rigorosamente o esquema apresentado na Figura 26. Os pinos Tx e Rx do HC-05 foram ligados aos pinos 31 e 30 do microcontrolador, respectivamente.

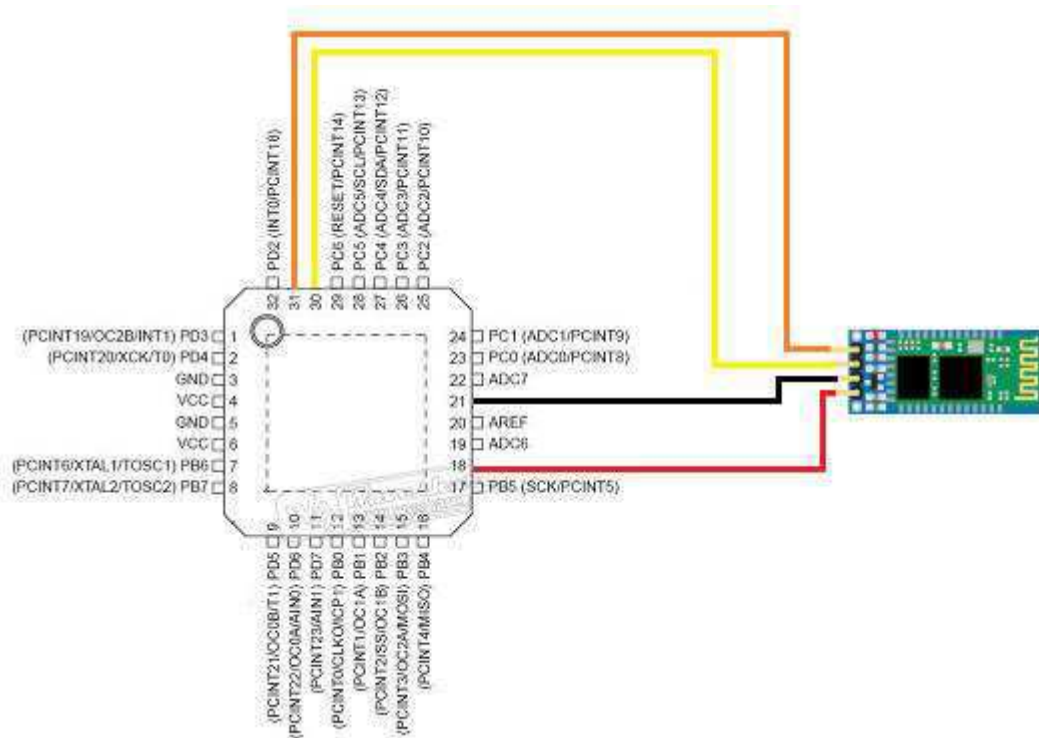


Figura 26: Conexão entre o microcontrolador e o módulo *Bluetooth*.



### 3.3 SISTEMA OPERACIONAL ANDROID

O *Android* é um sistema operacional móvel baseado em Linux e desenvolvido pela Google. Desde seu aparecimento, em 2005, o *Android* tem captado o interesse de diversas companhias, desenvolvedores e dos utilizadores em geral (Google *Android*, 2015). Esta plataforma de *software* tem sido constantemente melhorada, quer em termos de novas características, quer em *hardware* suportado. O *Android* tem a vantagem de ser uma comunidade *open-source* e de estar disponível para um largo espectro de dispositivos.

A sua arquitetura consiste em 5 camadas: *Applications*, *Application Framework*, *Libraries*, *Android Runtime* e *Linux Kernel* como ilustrado na Figura 27. A camada de aplicações situa-se no topo e oferece um conjunto de aplicações, visíveis ao utilizador, que fazem parte do conjunto essencial de qualquer sistema operacional móvel, como mensagem de texto e multimídia (SMS/MMS), relógio, calculadora, correio eletrónico, entre outros.

A camada logo abaixo, *Application Framework*, fornece API's necessárias, para serem usadas pelas aplicações da camada anteriormente descrita. Abaixo desta camada existe outra camada, *Libraries* que fornece as bibliotecas essenciais de suporte, para as aplicações, como as de C/C++, multimídia, base de dados e desempenho gráfico. Por sua vez, esta camada engloba uma outra, *Android Runtime* que fornece a sua própria máquina virtual (VM – *Virtual Machine*), denominada Dalvik, cuja pilha é baseada na Java VM, além de fornecer de igual modo, outras bibliotecas de suporte às aplicações (*Core Libraries*).

Por fim, a camada mais inferior diz respeito ao *Linux Kernel*, que contém os controladores de Wi-Fi, Bluetooth, teclado, áudio, memória, câmara, entre outros (Google *Android*, 2015).

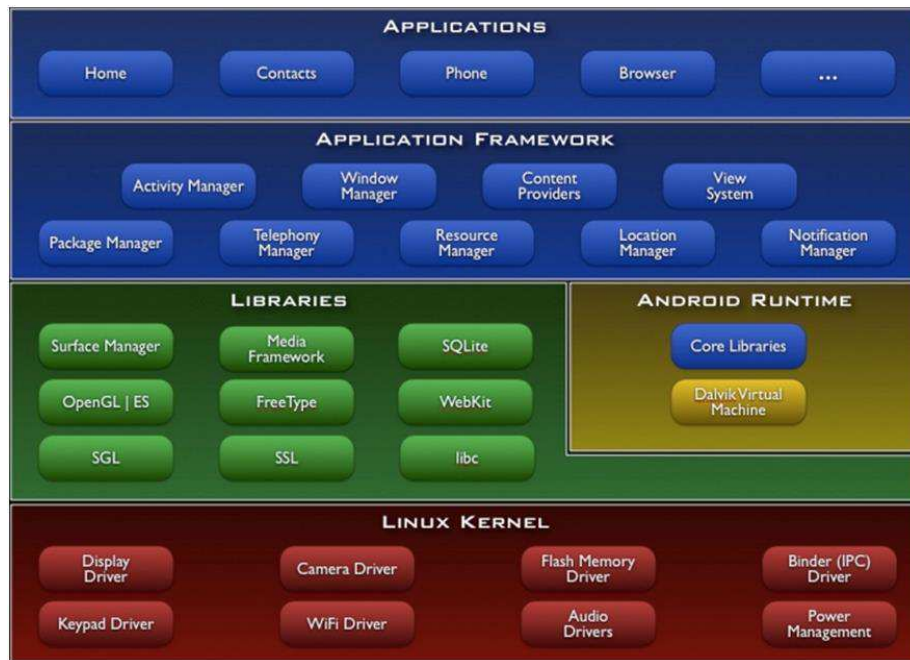


Figura 27: Arquitetura *Android*. Fonte: (<http://www.ijirst.org/articles/IJIRSTV11I6105.pdf>)

O aplicativo desenvolvido denominado de *Pulse Oximeter* objetiva exibir o resultado da oximetria. O aplicativo é executado no *smartphone*, que assume o papel de estação central, servindo de interface com o utilizador e recebendo, periodicamente, a informação processada pelo microcontrolador.

O código para o aplicativo foi desenvolvido no *Android Studio*. Na Figura 28 podemos observar a interface do programa.

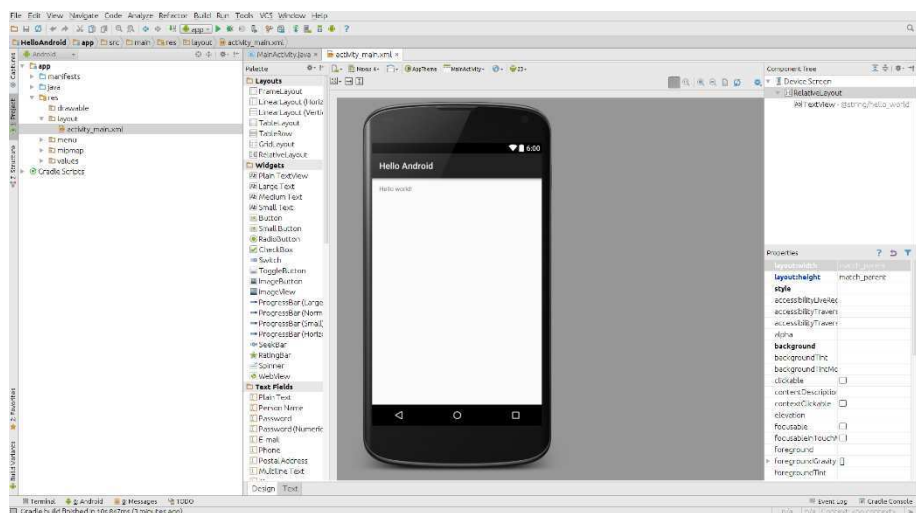


Figura 28: Interface do programa *Android Studio*.

## 3.4 MÉTODOS

### 3.4.1 PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR

A programação do microcontrolador foi feita utilizando a IDE do Arduino, que pode ser baixada diretamente do *site*, como dito anteriormente.

Na Figura 29 podemos observar a Máquina de Estados simplificada da programação do microcontrolador.

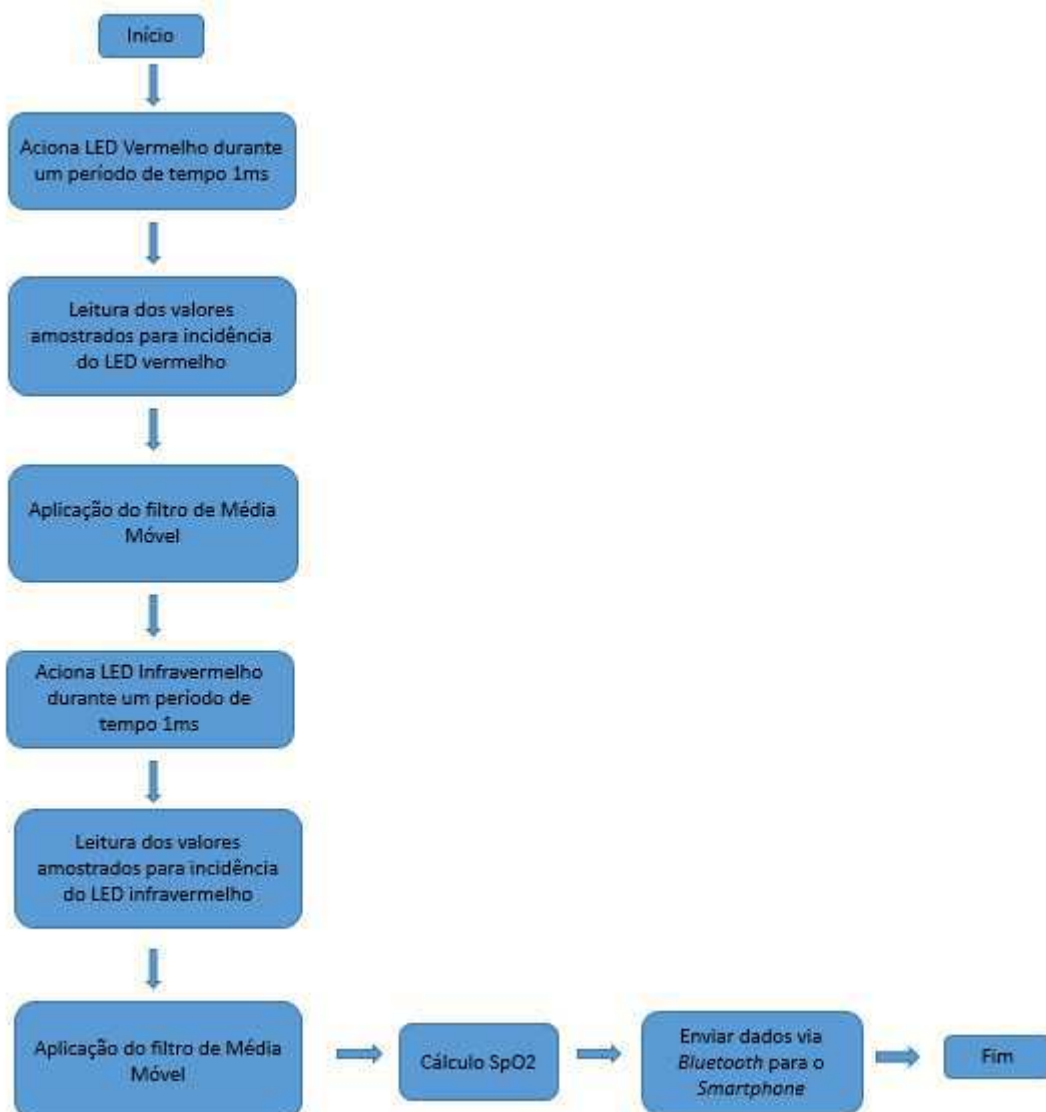


Figura 29: Fluxograma simplificado da programação do microcontrolador.

O processo é iniciado acionando o LED vermelho por 1ms e simultaneamente é realizada a leitura e então as amostras são recebidas pelo conversor A/D em seguida,

passam por um filtro digital, logo após o LED vermelho é apagado e acende-se o LED infravermelho por 1ms e enquanto aceso é realizada a leitura, as amostras são enviadas para o conversor A/D e também passam por um filtro digital. Após filtragem dos sinais, vermelho e infravermelho, seus valores são armazenados em uma variável e em seguida é realizado o cálculo do SpO<sub>2</sub>, e então o resultado deste cálculo é enviado via *Bluetooth* para o smartphone, na Figura 30, podemos verificar o trecho do código que realiza o cálculo.

```

158 void calculo_SpO2()
159 {
160
161     R = log10(filtradoV)/log10(filtradoIV);
162
163     R = fabs(R);
164     SpO2 = 135-55*R;
165
166
167
168     Serial.println(SpO2);
169
170 }
```

Figura 30: Trecho do código que evidencia a função do cálculo do SpO<sub>2</sub>.

### 3.4.2 PROGRAMAÇÃO ANDROID

Neste tópico serão abordados tópicos necessários para a compreensão e programação em android (baseado em java). O autor tomou a liberdade de não fazer uma revisão de programação orientada a objetos, pois estes tópicos serão considerados compreendidos pelo leitor.

É necessário saber a definição do que é uma *activity* e o que é uma *thread*.

*Activity*: Uma *activity* é um componente da aplicação que fornece uma tela na qual o usuário pode interagir com o intuito de executar uma ação, como por exemplo fazer uma ligação, tirar uma foto ou enviar um e-mail. Cada *activity* possui seu próprio *design* sendo que dentro de um aplicativo é comum haver várias *activities* que são ou não ligadas entre si. A *activity* principal é chamada de *main activity* e deve cumprir alguns requisitos especiais como por exemplo: ela nunca pode ser bloqueada durante sua execução por mais de 5 segundos senão acontecerá um erro no programa e o aplicativo será fechado. Na Figura 31 é exemplificado o ciclo de vida de uma *activity* (Activity, 2015).

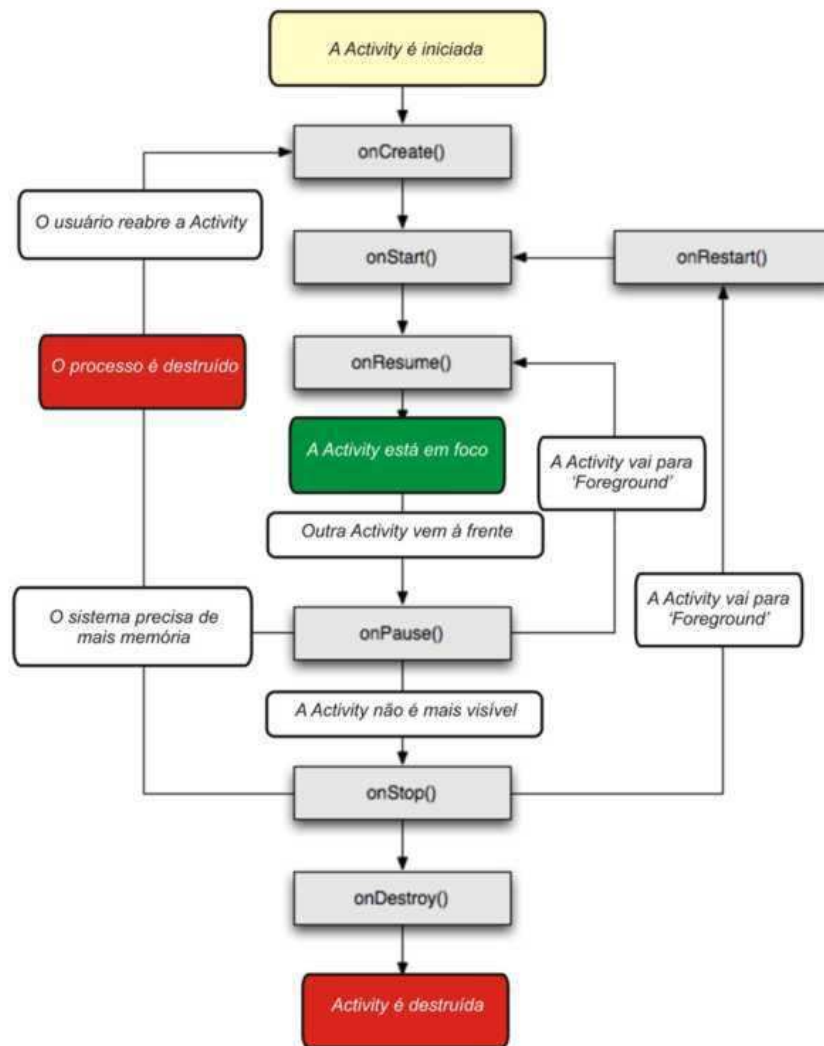


Figura 31: Ciclo de vida de uma *activity*.

Fonte: (<http://www.felipesilveira.com.br/2010/05/activity-o-que-e-isso/>)

*Thread*: pode ser definida por uma unidade de processamento que pode ser executada concomitantemente com outros processamentos. Toda aplicação possui pelo menos uma *thread* que será executada no início da aplicação. As threads são importantes pois permitem que vários processos sejam executados ao mesmo tempo liberando o sistema para a execução de outras atividades (*Threads and Process*, 2015).

No caso da aplicação deste trabalho, é fundamental a utilização de uma *thread* para o uso do *Bluetooth* pois este serviço requer uma chamada de bloqueio de serviço, sendo assim a *thread* que vai tratar da conexão *Bluetooth* ficará em modo de escuta e portanto bloqueada até que uma conexão seja estabelecida, desta forma bloqueia-se uma

*thread* mas o aplicativo continua rodando e o usuário nem percebe o que se passa pois a *main thread* estará sempre liberada para o uso.

Para este projeto foi utilizada a biblioteca, *Android-BluetoothSPPLibrary* responsável pela comunicação *Bluetooth*.

### ***Android-BluetoothSPPLibrary***

Esta biblioteca inclui todos os métodos importantes para comunicação *Bluetooth* no perfil SPP.

Principais características:

- Muito fácil de usar;
- Auto adiciona LF (0x0A) e CR (0x0D) quando envia dados ao dispositivo de conexão;
- Não é necessário criar layout para lista de dispositivos *Bluetooth* para selecionar a conexão com o dispositivo. Pode-se usar o layout embutido nessa biblioteca e o usuário pode personalizar o layout, se você quiser;
- Suporta auto conexão;

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos durante a realização do projeto, no que diz respeito ao circuito analógico, ao processamento digital do sinal e o aplicativo desenvolvido.

### 4.1 CONDICIONAMENTO DO SINAL

O primeiro estágio do circuito analógico é o amplificador de transimpedância, que tem a função de transformar a corrente do fotodiodo, que é proporcional a luz absorvida por este, em uma tensão. Na Figura 32 podemos observar que o sinal tem uma amplitude baixa e possui muito ruído.

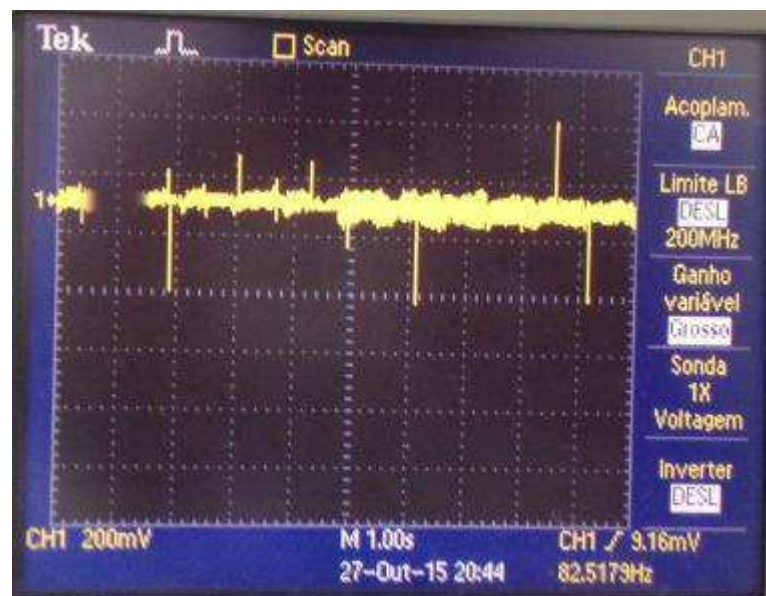


Figura 32: Sinal de saída do amplificador de transimpedância.

O segundo estágio do circuito analógico é um filtro passa alta passivo que tem a função apenas de retirar o nível DC do sinal.

Com a eliminação do nível DC no estágio anterior, pôde-se realizar a amplificação do sinal para que fosse obtidos dados mais confiáveis durante a conversão analógica-

digital. Esta amplificação pode ser visualizada na Figura 33. Após este estágio o sinal ainda possui muito ruído, mas é possível notar a sua amplificação.

O último estágio analógico foi a implementação de um ajuste de *offset*. Este ajuste se fez necessário, devido à presença de valores negativos de tensão após o estágio de amplificação.

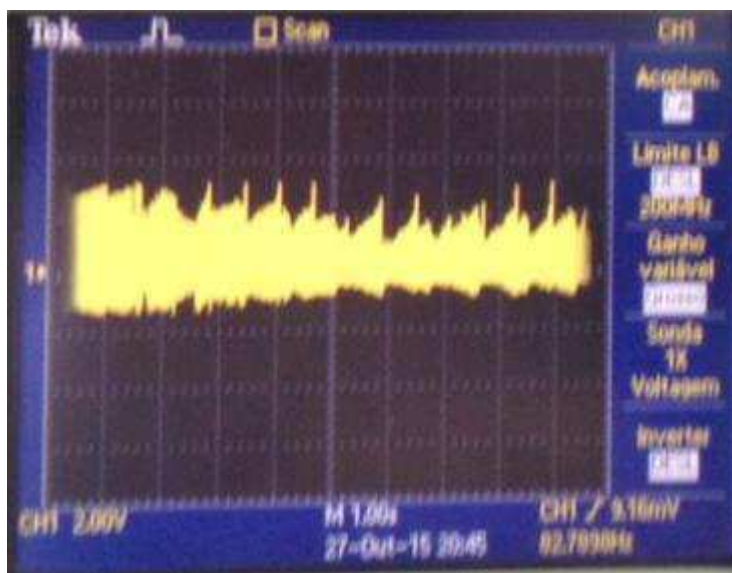


Figura 33: Sinal de saída do circuito de ganho.

Após as etapas de condicionamento analógicas, foi implementado um filtro de média móvel, com intuito de retirar o ruído do sinal. Após a sua implementação foram gerados dois gráficos no *Matlab*, que podem ser observados nas Figuras 34 e 35. Para que houvesse a comunicação entre o microcontrolador e o *Matlab* foi necessário a implementação de um script que faz a comunicação entre eles, este script é apresentado no **Anexo B – Como Ler dados da serial com *Matlab***.



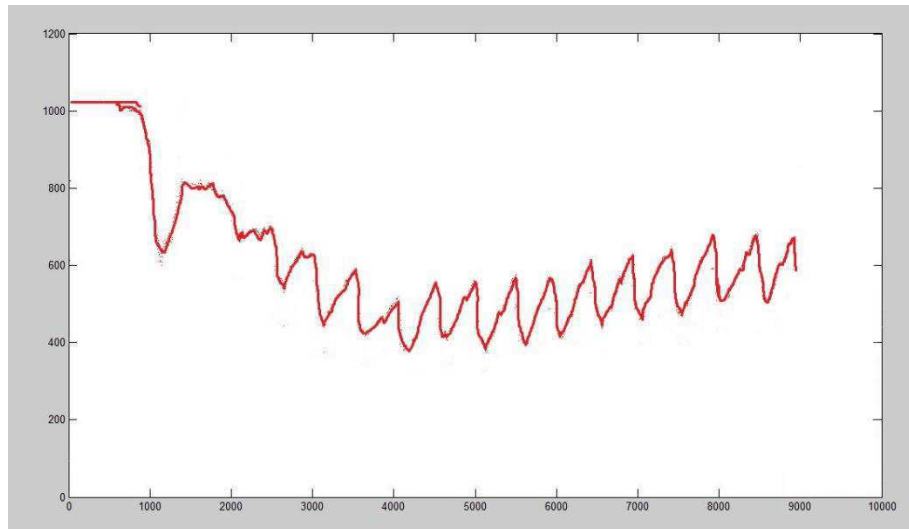


Figura 34: Sinal do LED vermelho após filtragem digital.

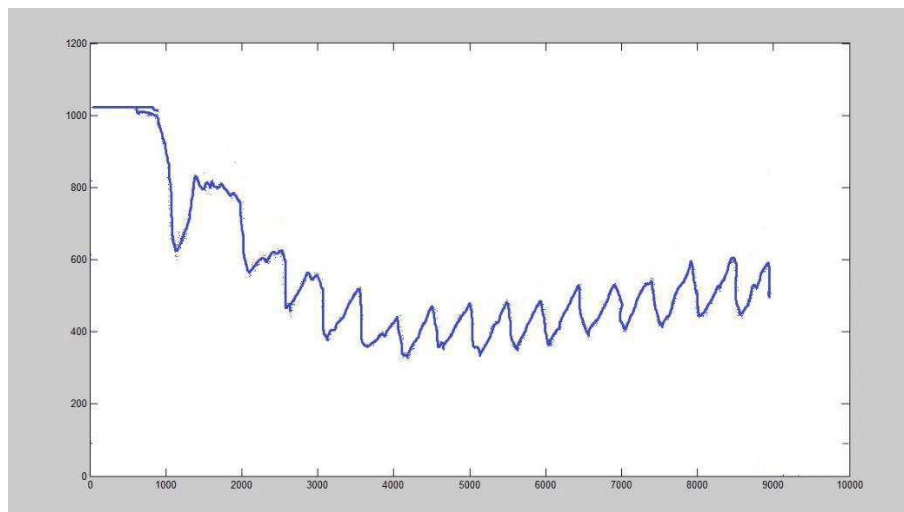


Figura 35: Sinal do LED infravermelho após filtragem digital.

A partir das imagens podemos observar que o filtro de média móvel está funcionando bem e conseguiu retirar todo o ruído indesejado do sinal de oximetria, além disso, se observarmos as curvas após a filtragem e compará-las com as curvas esperadas para um sinal de oximetria, Figura 36, podemos perceber que elas são semelhantes.

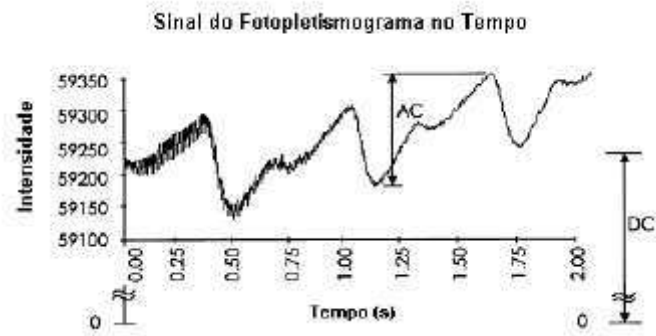


Figura 36: Forma de onda esperada para um sinal de oximetria.

Fonte: (RUSH e SANKAR, 1999)

## 4.2 APLICATIVO *ANDROID*

Como mencionado anteriormente neste texto, o aplicativo foi baseado na biblioteca *Android-BluetoothSPPLibrary*. Na Figura 37 é exibido o diagrama de blocos da rotina principal do aplicativo.



Figura 37: Diagrama de blocos da rotina principal do aplicativo.

Na Figura 38 é apresentado o aplicativo em funcionamento.

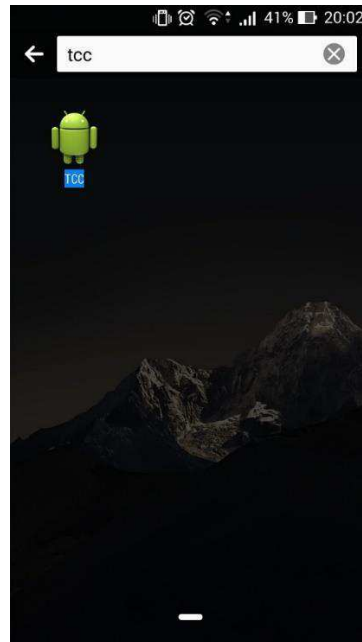


Figura 38: Detalhe do aplicativo com o nome TCC.

Quando o aplicativo é aberto, é mostrada a página inicial dele, que contém apenas o botão *connect* Figura 39, esse botão serve para conectar o aparelho celular com um dispositivo *Bluetooth*.

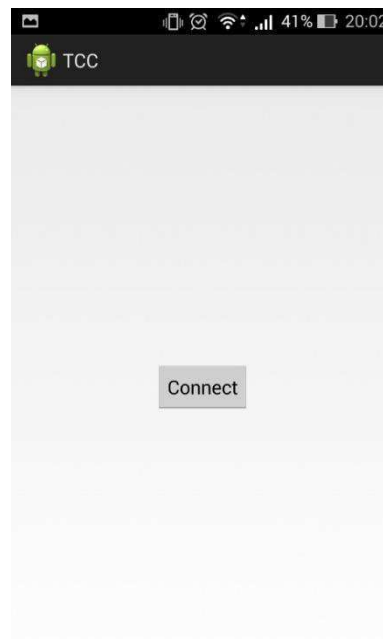


Figura39: Página inicial do aplicativo

Quando o celular é pareado com o módulo *Bluetooth, Pulse Oximeter*, é exibido em tempo real a saturação de oxigênio do usuário, Figura 40.



Figura 40: Exibição em tempo real do valor da oximetria.

## 5 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento e a implementação de um monitor de oxigenação de sangue, popularmente conhecido como oxímetro de pulso. Este dispositivo tem se tornado cada vez mais importante na medicina, pois possibilita um rápido e eficiente diagnóstico.

O objetivo do trabalho foi dar comodidade ao usuário de iniciar a medição de oximetria e visualizar seu resultado através de um *Gadget Android*, podendo assim compartilhar os resultados com seu médico, evitando a necessidade do usuário se deslocar a uma unidade de saúde para ser diagnosticado.

Houveram alguns fatores que dificultaram a elaboração deste trabalho, um deles foi o caráter interdisciplinar, exigindo pesquisas na área de eletrônica analógica, eletrônica digital, programação em *Android* e medicina. Outro fator preponderante foi a dificuldade de encontrar os componentes, fazendo assim, com que o presente trabalho se tornasse oneroso (devido aos fretes) e levasse mais tempo que o esperado.

O modelo desenvolvido se mostrou eficiente na filtragem do sinal (eliminação de nível DC, ruídos de alta frequência e ruídos provenientes da rede elétrica) bem como no cálculo da oxigenação, onde os valores obtidos ficaram em torno de 93% e 98% indicando assim, uma taxa de saturação dentro da normalidade.

Como melhoria do projeto pode-se citar um circuito para monitoramento da bateria, pois quando a bateria está perto de descarregar pode interferir no resultado coletado; a modificação do microcontrolador ATMEGA por um microcontrolador da família ARM que permite um maior e mais rápido processamento computacional, a mudança do módulo *Bluetooth* por uma versão mais nova, que ofereça menos consumo de energia; a construção de uma *probe* em uma impressora 3D a fim de diminuir o erro de medições devido a artefatos em movimento; plotar os gráficos da oximetria no aplicativo *Android* de modo que o usuário possa visualizar a forma de onda do seu sinal de oximetria.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

*Activity*. Disponível em: <<http://www.felipesilveira.com.br/2010/05/activiy-o-que-e-isso/>>. Acesso em: 15 de outubro de 2015.

ANDRADE, L. A. K., Sistema de Medição para Oximetria de Pulso. Curitiba, 2009.

Android *by* Google (2015). Disponível em: <<http://www.android.com>>. Acesso em 19 de outubro de 2015.

Arduino e módulo *Bluetooth*. Disponível em: <<https://ferpinheiro.wordpress.com/2014/10/31/arduino-e-modulo-bluetooth-hc-05/>>. Acesso em: 1 de setembro de 2015.

Arquitetura *Android*. Disponível em: <<http://www.ijirst.org/articles/IJIRSTV1I6105.pdf>>. Acesso em: 14 de outubro de 2015.

Atmel *Coporation*, *Datasheet* do microcontrolador. Disponível em: <<http://www.atmel.com/images/8161s.pdf>>. Acesso em: 08 de janeiro de 2015.

BOMFIM, M. C. Notas de aula: CAP. 5: FILTROS ATIVOS. Disponível em: <<http://www.eletrica.ufpr.br/marlio/te054/capitulo5.pdf>>. Acesso 01 de setembro de 2015.

CLARK, Susanne A. *Normal Oxygen Transport*. In: *Design of Pulse Oximeters*. Ed.: John G Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 1-12, 1999.

Computação Inteligente no Estudo de Variantes de Hemoglobina. Autores: SOUSA, T. H. S., DELBEM, A. C. B., POLICASTRO, A. C., GARRAT, R. C. A apresentação foi feita a Universidade de São Paulo. Disponível em: <<http://slideplayer.com.br/slide/388482/>>. Acesso 01 de setembro de 2015.

HP. *Pulse Oximetry – A Primer*. In: **Application Note**. Autor: Thomas J. Hayes. A apresentação foi feita a Tennessee *Hospital Association*, Nashville, 12 novembro. 1987.

DOMINGUES, A. R. C. *Development of a Stand-Alone Pulse Oximeter*. Coimbra, Setembro de 2009.

ELSHARYDAH, A.; CORK, R. C. *Blood Gas Measurements, Oximetry*. In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Vol. 1. John Wiley & Sons Inc. 2006. P. 269-476.

Fairchild Semiconductor. *Plastic Infrared Light Emitting Diode*. Disponível em: <<https://www.fairchildsemi.com/datasheets/QE/QEC112.pdf>>. Acesso em: 23 de setembro de 2015.

FARMER, James. *Blood Oxygen Measurement*. In: *Design of Pulse Oximeters*. Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 21-39, 1997.

FINE, I.; WEINREB, A., *Multiple scattering effect in transmission pulse oximetry*. 1995.

Google Android: Na *Emerging Innovative Software Platform For Mobile Devices*. Disponível em: < <http://www.ijirst.org/articles/IJIRSTV11I6105.pdf>>. Acesso em 19 de outubro de 2015.

GUYTON, Arthur, C.; HALL, John E., *Tratado de Fisiologia Médica*. 11. Ed. Tradução: Alcides Marinho Jr. et al., Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HAYES, M. J; SMITH, P. R., *A new Method For Pulse Oximetry Processing Inherent Insensitivity Artifact*. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 4, p.452-461, 2001.

HP. *Pulse Oximetry – A Primer*. In: **Application Note**. Autor: Thomas J. Hayes. A apresentação foi feita a Tennessee *Hospital Association*, Nashville, 12 novembro. 1987.



IrDA. (2011). *Infrared Data Association*. Disponível em: < <http://irdajp.info/>>. Acesso em: 19 de outubro de 2015.

Infopédia. Aorta. Disponível em: <[http://www.infopedia.pt/\\$aorta?uri=portugues-italiano/abdominal](http://www.infopedia.pt/$aorta?uri=portugues-italiano/abdominal)>. Acesso: 01 de setembro de 2015.

Kingbright *Electronics. Solid State Lamp. Super Bright Red*. Disponível em: < <http://www.farnell.com/datasheets/30119.pdf>>. Acesso em: 23 de setembro de 2015.

KUSHIMA, M. A. Oxímetro de pulso para medição da oxigenação periférica e pulsação cardíaca com interface via *web*. São Carlos 2014.

LIMA, D. W. C., Oxímetro de Pulso com Transmissão de Sinal Sem Fios. Porto Alegre, 2009.

MARIEB, E. N.; HOEHN, K., *Human Anatomy & Physiology. Eight ed.*, San Francisco: Benjamin Cummings, ISBN: 987-0-8053-956-3, 2008.

Módulo *Bluetooth*. Disponível em: <<http://www.filipeflop.com/pd-b4742-modulo-bluetooth-rs232-hc-05.html>>. Aceso em 19 de outubro de 2015.

MOYLE, J. T. B., *Pulse Oximetry*. London: BMJ, 1994.

NASCIMENTO, Tatiana S. et al. Metemoglobinemia: do diagnóstico ao tratamento. In: Revista Brasileira de Anestesiologia. ISSN 0034-7094. V. 58, n. 6, Campinas. Nov/Dec. 2008.

PORTO, C. C., *Semiologia Médica*. 7. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014. 1413p.

Principais características do módulo *Bluetooth*. Disponível em:  
<<https://ferpinheiro.wordpress.com/2014/10/31/arduino-e-modulo-bluetooth-hc-05/>>.

Acesso em: 10 de setembro de 2015.

RUSH, T. L., SANKAR, R., SCHARF, J. E., *Signal Processing Methods for Pulse Oximetry*. In: **Comput. Biol. MED.**, v.26, no. 2, p.176-198,1996.

SANTINI, T. R. S., Projeto de um Oxímetro de pulso com comunicação USB. São Carlos, 2010.

SANTOS, E. N.; SANTOS, G. J. Oxímetro de Pulso. 2009.

SERIGIOLI, N. Monitoramento de Sinais Biomédicos Baseado Em Computação Móvel. Santo André, 2011.

Sistema Respiratório. Disponível em:  
<<http://livespac.blogspot.com.br/2013/05/sistema-respiratorio.html>>. Acesso: 1 de setembro de 2015.

STEINKE, J. M.; SHEPHERD, A. P., Role of light scattering in whole blood oximetry, 1986.

Tecnologia *Bluetooth*. Disponível em:  
<[http://www.gta.ufrj.br/grad/10\\_1/bluetooth/tecnologia.html](http://www.gta.ufrj.br/grad/10_1/bluetooth/tecnologia.html)>. Acesso em: 1 de setembro de 2015

Texas Instruments. OPA211 Datasheet. Disponível em:  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa211.pdf>>. Acesso em: 18 de setembro de 2015.

Texas Instruments. OPT101 Datasheet. Disponível em:  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opt101.pdf>>. Acesso em: 4 de março de 2015.

*Threads and Process*: Disponível em: <<http://developer.android.com/intl/pt-br/guide/components/processes-and-threads.html#Threads>>. Acesso em: 18 de outubro de 2015.

TOWNSEND, N., Lecture 6 – Pulse Oximetry. C3B Medical Electronics. 2001. Disponível em: <[http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med\\_elec/lecture6.pdf](http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/lecture6.pdf)>. Acesso em: 10 de março de 2015.

TUNGJITKUSOLMUN, Supan. Accuracy and Errors. In: Design of Pulse Oximeters. Ed.: John G. Webster, Madison: J W Arrowsmith, p. 176-198, 1997.

WEBSTER, J. G., Design of Pulse Oximeters. Wisconsin-Madison, 1997.

## 7 ANEXOS

### 7.1 ANEXO A – CONFIGURANDO O MÓDULO *BLUETOOTH* HC-05

**Modify The HC-05 Bluetooth Module Defaults Using AT Comands by techbitar**<<http://www.instructables.com/id/Modify-The-HC-05-Bluetooth-Module-Defaults-Using-A/?ALLSTEPS>>

This Arduino program (HC\_05.ino) does two things. It takes the AT commands you enter from the Arduino IDE Serial Monitor and sends those commands to the HC-05. The program then reads the output of the HC-05 and displays it on the Arduino IDE Serial Monitor. You can also use a terminal emulator such as Tera Term instead of the Arduino Serial Monitor.

The Arduino communicates with the HC-05 using the SoftwareSerial ports while the Arduino communicates with the user via the Serial Monitor.

/\*

AUTHOR: Hazim Bitar (techbitar)

DATE: Aug 29, 2013

LICENSE: Public domain (use at your own risk)

CONTACT: techbitar at gmail dot com (techbitar.com)

\*/

#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial BTSerial(10, 11); // RX | TX

```

void setup()
{
  pinMode(9, OUTPUT); // this pin will pull the HC-05 pin 34 (key pin) HIGH to
switch module to AT mode
  digitalWrite(9, HIGH);
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Enter AT commands:");
  BTSerial.begin(38400); // HC-05 default speed in AT command mode
}

void loop()
{

  // Keep reading from HC-05 and send to Arduino Serial Monitor
  if (BTSerial.available())
    Serial.write(BTSerial.read());

  // Keep reading from Arduino Serial Monitor and send to HC-05
  if (Serial.available())
    BTSerial.write(Serial.read());
}

```

You can send AT Commands to the HC-05 from the Arduino IDE Serial Monitor while the Arduino is running the attached Arduino program.

I have listed a few popular AT commands that will change the HC-05 device name, pass code, and speed. You will find a full set of AT commands from the attached HC-05 reference PDF file.

(remove double quotes from AT command)

- To return HC-05 to mfg. default settings: "AT+ORGL"
- To get version of your HC-05 enter: "AT+VERSION?"
- To change device name from the default HC-05 to let's say MYBLUE enter: "AT+NAME=MYBLUE"
- To change default security code from 1234 to 2987 enter: "AT+PSWD=2987"
- To change HC-05 baud rate from default 9600 to 115200, 1 stop bit, 0 parity enter: "AT+UART=115200,1,0"

## 7.2 ANEXO B - COMO LER DADOS DA SERIAL COM O *MATLAB*

**Tutorial – Plotting the Serial Port Data with Matlab** <  
<http://mycola.info/2011/04/02/plotting-the-serial-port-data-with-matlab/>>

delete (instrfindall); %limpa todos os instrumentos abertos anteriormente pela  
 serial

```
clear all;
```

```
close all;
```

```
clc;
```

```
s = serial('COM3'); %define que porta serial está sendo utilizada
```

```
set(s, 'InputBufferSize', 2048); %número de bits no buffer
```

```
set(s, 'FlowControl', 'hardware');
```

```
set(s, 'BaudRate', 115200);
```

```
set(s, 'Parity', 'none');
```

```
set(s, 'DataBits', 8);
```

```
set(s, 'StopBit', 1);
```

```
set(s, 'Timeout',1);
```

```
%clc;
```

```
disp(get(s,'Name'));
```

```
prop(1)=(get(s,'BaudRate'));
```

```
prop(2)=(get(s,'DataBits'));
```

```
prop(3)=(get(s, 'StopBit'));
```

```
prop(4)=(get(s, 'InputBufferSize'));
```

```
disp(['Port Setup Done!!',num2str(prop)]);
```

```
fopen(s); %abre a porta serial
```

```
t=1;
```

```
count = 0;
```

```
vermelho = 0;
```

```
infravermelho = 0;
disp('Running');
x=0;

%Quantidade de amostras que serão recebidas
while(t <= 10000)

    a = fgetl(s);

    fprintf('%s',a,'-');

    x(t) = t*1;
    y(t) = str2double(a);
    t = t + 1;
    a = 0;

end

% Configura como o arquivo vai ser salvo
time = clock;
adress = 'C:\Users\Mikhail Barros\Documents\MATLAB';
dia = num2str(time(3));
mes = num2str(time(2));
ano = num2str(time(1));
horas = num2str(time(4));
minutos = num2str(time(5));
nome_do_arquivo = strcat(adress, dia, '-', mes, '-', ano, '-', horas, '-', minutos, '-',
'.txt.');
```

```
id_do_arquivo = fopen (nome_do_arquivo, 'wt');
t = 1;

while (t <= 10000)
```

```
fprintf(id_do_arquivo, '\t%5.2f\t%6.2f\n',x(t),y(t), '-');  
t = t + 1;  
end  
  
fclose(id_do_arquivo);  
  
fclose(s);  
  
plot(x,y,'r:');  
title('LED vermelho');  
  
fclose(s); %fecha a porta serial
```