

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA
BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

LUCAS FERNANDES ALVES DOS ANJOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO ATRAVÉS DE
TECNOLOGIAS IOT APLICADO À DISPOSITIVOS MÓVEIS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**PONTA GROSSA
2020**

LUCAS FERNANDES ALVES DOS ANJOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO ATRAVÉS DE
TECNOLOGIAS IOT APLICADO À DISPOSITIVOS MÓVEIS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado(a) como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel(a) em Engenharia Elétrica, do Departamento Acadêmico de Eletrônica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientadora: Profa. Dra. Marcella Scoczynski Ribeiro Martins
Coorientador: Prof. Dr. Sérgio Okida

**PONTA GROSSA
2020**

TERMO DE APROVAÇÃO

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO - TCC

DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO ATRAVÉS DE TECNOLOGIAS IOT APLICADO À DISPOSITIVOS MÓVEIS

Por

Lucas Fernandes Alves dos Anjos

Monografia apresentada às 10 horas 00 min. do dia 04 de dezembro de 2020 como requisito parcial, para conclusão do Curso de Engenharia Elétrica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Câmpus Ponta Grossa. O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação e conferidas, bem como achadas conforme, as alterações indicadas pela Banca Examinadora, o trabalho de conclusão de curso foi considerado APROVADO.

Banca examinadora:

Prof ^a . Cristhiane Gonçalves	Membro
Prof. Edison Luiz Salgado da Silva	Membro
Prof. Sergio Okida	Coorientador
Prof ^a . Marcella Scoczynski Ribeiro Martins	Orientador
Prof. Josmar Ivanqui	Professor responsável TCCII



Documento assinado eletronicamente por (Document electronically signed by) **MARCELLA SCOCZYNSKI RIBEIRO MARTINS, PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIOR**, em (at) 04/12/2020, às 10:47, conforme horário oficial de Brasília (according to official Brasília-Brazil time), com fundamento no (with legal based on) art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por (Document electronically signed by) **CRISTHIANE GONCALVES, PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIOR**, em (at) 04/12/2020, às 10:48, conforme horário oficial de Brasília (according to official Brasília-Brazil time), com fundamento no (with legal based on) art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por (Document electronically signed by) **SERGIO OKIDA, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO**, em (at) 04/12/2020, às 10:49, conforme horário oficial de Brasília (according to official Brasília-Brazil time), com fundamento no (with legal based on) art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por (Document electronically signed by) **EDISON LUIZ SALGADO SILVA, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO**, em (at) 04/12/2020, às 12:10, conforme horário oficial de Brasília (according to official Brasília-Brazil time), com fundamento no (with legal based on) art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por (Document electronically signed by) **JOSMAR IVANQUI, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO**, em (at) 07/12/2020, às 17:39, conforme horário oficial de Brasília (according to official Brasília-Brazil time), com fundamento no (with legal based on) art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site (The authenticity of this document can be checked on the website) https://sei.utfpr.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador (informing the verification code) 1775537 e o código CRC (and the CRC code) BB914F4F.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar aos meus pais que sempre fizeram de tudo para me ajudar em todos os momentos de minha vida e por nunca deixarem de acreditar em mim.

À minha avó Luzia que, por conta do destino, não estará presente para comemorar essa conquista comigo, mas sempre torceu por mim e me apoiou.

À minha noiva Vanessa por todo o amor e paciência comigo. Por ter me ajudado a me manter focado nos objetivos e acreditar em meu potencial.

Ao meu cachorro Bartolomeu que é um grande companheiro e trouxe muitas alegrias para minha família.

A todos os professores e servidores da UTFPR campus Ponta Grossa pelos conhecimentos transmitidos, atenção e dedicação com todos os alunos. Em especial a Profa. Dra. Marcella Scoczynski Ribeiro Martins e Prof. Dr. Sérgio Okida, pela disponibilidade, paciência e pelo carinho que colocam em seus trabalhos. E também a Profa. Dra. Cristhiane Gonçalves e ao Prof. Msc. Edison Luiz Salgado Silva pela presença e colaboração na banca avaliadora.

E a todos os meus colegas e amigos por dividirem seu tempo comigo e me animarem nos bons e maus momentos.

Toda a nossa ciência comparada com a realidade, é primitiva e infantil - e, no entanto, é a coisa mais preciosa que temos. (EINSTEIN, Albert, 1955).

RESUMO

ANJOS, Lucas Fernandes Alves dos. **Desenvolvimento de um Oxímetro através de Tecnologias IoT aplicado à Dispositivos Móveis**. 2020. 59 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2020.

A crise sanitária do corona vírus (COVID-19) expôs as limitações dos sistemas de saúde e criou um alerta para a necessidade do uso de tecnologias móveis para acompanhamento médico. Além de ser um indicador importante para diversas atividades médicas, a oximetria de pulso também é considerada essencial no acompanhamento de pacientes com COVID-19, sendo um indicador do agravamento da doença. Ainda que existam restrições é importante considerar o uso da internet das coisas (IoT) no ambiente hospitalar, uma vez que essa tecnologia vem revolucionando diversos setores da economia. Com base nesses preceitos, o presente trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de um sistema de monitoramento de oximetria de pulso e frequência cardíaca através do sensor MAX30100 e com o uso de tecnologia IoT para acompanhamento por dispositivos móveis. Através dos resultados foi possível afirmar que o projeto é capaz de enviar dados de sinais vitais para um dispositivo móvel utilizando tecnologias IoT.

Palavras-chave: COVID-19. Oximetria. IoT. Frequência Cardíaca.

ABSTRACT

ANJOS, Lucas Fernandes Alves dos. **Development of an Oximeter using IoT Technologies applied to Mobile Devices**. 2020. 59 p. Final Coursework (Bachelor's Degree in Electrical Engineering) – Federal University of Technology – Paraná. Ponta Grossa, 2020.

The health crisis caused by the corona virus (COVID-19) exposed the limitations of healthcare systems and created an alert for the need to use mobile technologies for medical monitoring. Besides being an important indicator for several medical activities, pulse oximetry is also considered essential in the monitoring of patients with COVID-19, being an indicator of the worsening of the disease. Although there are restrictions, it is important to consider the use of the Internet of Things (IoT) in the hospital environment, since this technology has revolutionized several sectors of the economy. Based on these facts the present work aims to develop a monitoring system for pulse oximetry and heart rate through the MAX30100 sensor and with the use of IoT technology for monitoring by mobile devices. Through the results of this work it was possible to state that the project is capable of sending vital sign data to a mobile device using IoT technologies.

Keywords: COVID-19. Oximetry. IoT. Heart Frequency.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Sistema de monitoramento remoto.	16
Figura 2 – Distribuição de sangue no sistema circulatório.	21
Figura 3 – Fisiologia do coração.	22
Figura 4 – Etapas da formação da hemoglobina.	24
Figura 5 – Reação química do eletrodo de Clark.	25
Figura 6 – Lei de Beer-Lambert.	26
Figura 7 – Diagrama de blocos Oxímetro.	30
Figura 8 – Coeficientes de absorção luminosa em função do comprimento de onda.	31
Figura 9 – Absorção da luz em uma extremidade do corpo humano.	31
Figura 10 – Fotopletismografia de dedo.	32
Figura 11 – Incisura dicrótica.	33
Figura 12 – Blocos básicos de construção da IoT.	35
Figura 13 – Estrutura básica para objetos inteligentes.	36
Figura 14 – Junção p-n de um fotodiodo.	38
Figura 15 – Exemplo de circuito para um fotodiodo.	39
Figura 16 – Corrente versus tensão para fotodiodos.	40
Figura 17 – Circuito amplificador de transimpedância com fotodiodo.	41
Figura 18 – Microcontrolador.	42
Figura 19 – MAX30100.	46
Figura 20 – Diagrama de Blocos MAX30100.	47
Figura 21 – Pinagem do sensor MAX30100.	47
Figura 22 – Modificação no MAX30100.	48
Figura 23 – ESP8266 NodeMCU.	49
Figura 24 – Display LED 0.96.	50
Figura 25 – Layout do projeto.	51
Figura 26 – Fluxograma do funcionamento do projeto.	51
Figura 27 – Componentes físicos montados.	53
Figura 28 – Display LED com dados.	54
Figura 29 – Layout no aplicativo Blynk em funcionamento.	54

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

ABREVIATURAS

ECG	Sinais de Eletrocardiograma
EEG	Sinais de Eletroencefalograma
PPG	Sinais de Fotopletismografia

SIGLAS

DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
DCCc	Doença Congênita Cardíaca crítica
IoT	Internet das Coisas, do inglês <i>Encapsulated PostScript</i>
RFID	Identificação por radio frequência, do inglês <i>Radio Frequency Identification</i>
NFC	Tecnologia de troca de dados por aproximação, do inglês <i>Near Field Communication</i>
IP	Endereço de Protocolo da Internet, do inglês <i>Internet Protocol</i>
RDF	Modelo padrão para a troca de dados via Web, do inglês <i>Resource Description Framework</i>
OWL	Linguagem para definir e instanciar ontologias na World Wide Web, do inglês <i>Web Ontology Language</i>
EXI	Formato XML binário para troca de dados em uma rede de computadores, do inglês <i>Efficient XML Interchange</i>
LEDs	Diodos que emitem luminosidade, do inglês <i>Light-Emitting Diode</i>
IDE	Ambiente de desenvolvimento integrado, do inglês <i>Integrated Development Environment</i>
I/O	Portas de entrada e saída de dados, do inglês <i>Input/Output</i>
MCU	Microcomputador, do inglês <i>Microcomputer Unit</i>
CPU	Unidade central de processamento, do inglês <i>Central Process Unit</i>
RAM	Memória de acesso aleatório, do inglês <i>Random Access Memory</i>
ROM	Memória somente de leitura, do inglês <i>Read Only Memory</i>
ADC	Conversor analógico digital, do inglês <i>Analog-Digital Converter</i>
DAC	Conversor digital analógico, do inglês <i>Digital-Analog Converter</i>
I2C	Barramento serial Barramento multimestre, do inglês <i>Inter Integrated Circuit</i>
CI	Circuito Integrado
SMBus	Barramento simples de dois fios de uma extremidade para fins de comunicação leve, do inglês <i>System Management Bus</i>
PMBus	Variante do SMBus para gestão de energia, do inglês <i>Power Management Bus</i>

IPMI	Interface padronizada para gerência de hardware, do inglês <i>Intelligent Platform Management Interface</i>
DDC	Um conjunto de protocolos para comunicação digital entre um monitor de computador e um adaptador gráfico, do inglês <i>Display Data Channel</i>
UART	Receptor/transmissor universal assíncrono, do inglês <i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
sps	Amostras por Segundo, do inglês <i>Samples per Second</i>
FIFO	Estrutura primeiro a entrar primeiro a sair para processamento de dados, do inglês <i>First In First Out</i>
SPI	Protocolo que permite a comunicação do microcontrolador com diversos outros componentes, do inglês <i>Serial Peripheral Interface</i>

ACRÔNIMOS

COVID-19	Novo Corona Vírus
IEEE 802.15.4	Padrão que especifica a camada física e efetua o controle de acesso para redes sem fio pessoais de baixas taxas de transmissão
Wi-Fi	Classe de dispositivo de rede local sem fio baseado no padrão IEEE 802.11

LISTA DE SÍMBOLOS

LETRAS LATINAS

S_pO_2	Saturação de oxigênio no sangue
PO_2	Pressão parcial de oxigênio no sangue
I_o	Intensidade luminosa incidente de uma determinada substância
I	Intensidade luminosa transmitida através da substância
T	Transmitância padrão de uma substância
A	Coefficiente de absorção luminosa
c	Concentração de uma substância
d	Comprimento do trajeto da luz
c_{HbO_2}	Concentração de hemoglobina oxigenada
c_{Hb}	Concentração de hemoglobina saturada
SO_2	Saturação de oxigênio funcional
A_t	Absorbância total
c_{DC}	Concentração da componente contínua
d_{DC}	Comprimento do trajeto da componente contínua
I_H	Intensidade luminosa durante a diástole
I_L	Intensidade luminosa durante a sístole
d_{min}	Comprimento do trajeto da luz durante a diástole
d_{max}	Comprimento do trajeto da luz durante a sístole
SaO_2	Saturação de oxigênio no sangue arterial
I_n	Intensidade luminosa normalizada
R	Razão de normalização
HbO_2	Oxihemoglobina
Hb	Hemoglobina
O_2	Oxigênio
I_{acv}	Intensidade luminosa alternada no espectro vermelho
I_{dcv}	Intensidade luminosa contínua no espectro vermelho
I_{aciv}	Intensidade luminosa alternada no espectro infravermelho
I_{dciv}	Intensidade luminosa contínua no espectro infravermelho
A	Constante de calibração
B	Constante de calibração
G_aA_sP	Arsenieto de Gálio Fosforeto
G_aP	Gálio Fosforeto
G_aA_s	Arsenieto de Gálio
G_aAlA_s	Arsenieto de Gálio e Alumínio

E_g	Barreira de potencial elétrico
h	Constante de Plank
v_l	Velocidade da luz
I_t	Corrente total
I_p	Corrente sobre a fonte de tensão
I_d	Corrente sobre o diodo
S	Sensibilidade ou corrente produzida por unidade de luminescência
E	Iluminância
I_s	Corrente de saturação inversa
V	Tensão
k	Constante de Boltzmann
T_{emp}	Temperatura de trabalho de um semiconductor
V_{oc}	Tensão de saída no modo de operação fotovoltaica
q	Carga
I_{sc}	Corrente de saída no modo de operação fotocondutivo
V_o	Tensão de saída
R_f	Resistor de <i>feedback</i>
C_f	Capacitor de <i>feedback</i>
f_c	frequência de comutação
C_i	Capacitância total de entrada
F_s	Frequência de amostragem pelo teorema de Nyquist
F_{max}	Maior frequência de um sinal aquisitado
Res	Resolução
V_{max}	Tensão máxima de escala
V_{min}	Tensão de fundo de escala
N	Número de bits de um conversor analógico digital

LETRAS GREGAS

$\epsilon(\lambda)$	Coeficiente de extinção de uma substância
λ	Comprimento de onda
$\epsilon_{HbO_2}(\lambda)$	Coeficiente de extinção da hemoglobina oxigenada
$\epsilon_{Hb}(\lambda)$	Coeficiente de extinção da hemoglobina saturada
$\epsilon_{DC}(\lambda)$	Coeficiente de extinção da componente contínua do sinal
Δ_d	Diferença entre o comprimento do trajeto da luz durante a sístole e diástole
$\epsilon_{Hb}(\lambda_R)$	Coeficiente de extinção da hemoglobina saturada para o espectro vermelho
$\epsilon_{HbO_2}(\lambda_R)$	Coeficiente de extinção da hemoglobina oxigenada para o espectro vermelho
$\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})$	Coeficiente de extinção da hemoglobina saturada para o espectro infravermelho
$\epsilon_{HbO_2}(\lambda_{IR})$	Coeficiente de extinção da hemoglobina oxigenada para o espectro infravermelho

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	TEMA DA PESQUISA	16
1.1.1	Delimitações do Tema	17
1.2	PROBLEMA E PREMISSAS	17
1.3	OBJETIVO	18
1.3.1	Objetivos Específicos	18
1.4	JUSTIFICATIVA	18
1.5	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	SISTEMA CIRCULATÓRIO	20
2.2	O CORAÇÃO	21
2.3	A HEMOGLOBINA	23
2.4	DETERMINAÇÃO DA OXIGENAÇÃO DO SANGUE	24
2.4.1	Absorção da luz	26
2.4.1.1	Absorbância em soluções de Hemoglobina	27
2.4.2	Pulsção do sangue	27
2.4.3	Determinação teórica da saturação de oxigênio no sangue arterial	28
2.5	OXIMETRIA DE PULSO	29
2.5.1	Saturação de oxigênio	29
2.6	FOTOPLETISMOGRAFIA	32
2.7	INTERNET DAS COISAS (IOT)	33
2.7.1	Blocos Básicos de Construção da IoT	34
2.7.2	Arquitetura básica de Dispositivos IoT	35
2.8	SENSOR DE FOTOPLETISMOGRAFIA E OXIMETRIA DE PULSO	36
2.8.1	LEDs	36
2.8.2	Fotodetectores	37
2.8.2.1	Fotodiodos	38
2.8.2.2	Amplificador	40
2.9	PLATAFORMAS DE PROTOTIPAGEM E MÓDULOS PARA PROJETOS	41
2.9.1	Microcontroladores	42
2.9.2	I2C	43
2.9.3	UART	43
2.9.4	Conversão Analógico Digital	43
2.9.4.1	Teorema de Nyquist	44
2.9.4.2	Resolução	44
3	DESENVOLVIMENTO	45
3.1	MAX30100	45
3.2	ESP8266	48
3.3	BLYNK	49
3.4	DISPLAY LED	50
3.5	PROJETO	50

3.5.1	Bibliotecas Utilizadas	51
4	RESULTADOS	53
5	CONCLUSÃO	56
	REFERÊNCIAS	57

1 INTRODUÇÃO

Herófilo (300 a.C) pode ser considerado o primeiro anatomista e clínico, sendo o precursor da doutrina do pulso e quem descreveu com precisão as pulsações e os ciclos da circulação sanguínea. Depois dele muitos cientistas se propuseram a estudar e buscar técnicas para medir os sinais vitais humanos, como Galeno (200 a.C), Galileu (1564-1643) e Floyer (1649-1734) (RAMOS; GAPIT; LICHTENSTEIN, 2007).

Foi em 1683 que Antony van Leewenhoek (1632-1732) fez registros da observação de bactérias proveniente de material extraído da boca no primeiro microscópio a ser utilizado para fins médicos. Galileu, grande pensador de seu tempo, foi o inventor do termômetro, entretanto apenas a partir do século XIX que seu uso começou a ser difundido. E em 1872 Gabriel Lippmann (1845-1921), suportado por mais de dois séculos de estudos passados sobre eletricidade humana, inventou o eletrômetro capilar, equipamento precursor do eletrocardiógrafo (RAMOS; GAPIT; LICHTENSTEIN, 2007).

Os instrumentos médicos para o acompanhamento de sinais vitais são parte fundamental do estudo e clínica médica. O desenvolvimento desses equipamentos está misturado com a história da fisiologia médica e continuam a se desenvolver em conjunto. Graças ao advento das novas tecnologias hoje podemos obter sinais do corpo humano de formas diferentes, com menor desconforto aos pacientes, despendendo menos tempo e com maior exatidão.

No contexto da aquisição de sinais cardíacos, atualmente, a oximetria tem papel fundamental nos estudos de trocas gasosas do corpo humano e vem ganhando destaque no monitoramento e detecção de pacientes que possuem doenças cardíacas. Mais especificamente falando sobre as cardiopatias congênitas, que podem ser compostas por malformação cardíaca e aspectos fisiológicos diferentes, são as principais responsáveis pela morbidade em neonatal, pelo atraso no diagnóstico e tratamento, e que poderiam ser detectadas a partir de oximetria (MEDEIROS et al., 2015).

Oxímetros de pulso são instrumentos utilizados para a determinação do nível de saturação de oxigênio (SpO_2) no sangue arterial. Esses equipamentos fazem a leitura de forma não invasiva, utilizando sensores ópticos posicionados sobre a pele

para medir a variação de sangue em uma determinada extremidade vascularizada do corpo humano.

Durante a crise pandêmica do novo Corona vírus (COVID-19) foram relatados casos de pacientes apresentando quadros de hipoxemia, quadro clínico no qual o paciente apresenta baixa concentração de oxigênio no sangue arterial, grave na ausência de dispneia, um quadro referido como “hipoxemia silenciosa”. Para ajudar no controle do risco de pacientes que estivessem em grupos de risco foi proposta a medida de, para aqueles cujo quadro não estava agravado ao ponto de serem hospitalizados, monitorar a saturação de oxigênio destes pacientes de forma que no caso de ser observado um decaimento da saturação a um nível abaixo de 90 %, seja feito o devido acompanhamento médico (LUKS; SWENSON, 2020) .

De acordo com Buekers et al. (2019) pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) podem sofrer com baixa concentração de sangue. Isso faz com que o monitoramento contínuo da saturação de oxigênio no sangue arterial seja comumente recomendado durante o período de um dia e uma ou duas noites para a avaliação da desaturação nesses períodos.

Ainda, de acordo com Ma e Huang (2013) o monitoramento da oximetria de pulso pode ajudar no reconhecimento de doença congênita cardíaca crítica (DCCc) que quando não detectada pode ser fatal.

A partir da situação problema do correto monitoramento de pacientes de diversas enfermidades e utilizando os modernos recursos tecnológicos para telemedicina disponíveis é possível fazer um monitoramento contínuo que pode ser acompanhado tanto por paciente quanto pela equipe médica de forma simples utilizando apenas o celular e aparelho de medição conectado a um dispositivo com conexão com a internet.

O conceito de telemedicina já é muito conhecido dos profissionais da área da saúde. Ele vem do uso de tecnologias de telecomunicações para a prestação de serviços ou informação médica e isso inclui desde consultas por telefone até aquisição de sinais para avaliação médica (PEREDNIA; ALLEN, 1995). Atualmente, com o avanço tecnológico de microprocessadores e sensores cada vez menores e com melhor desempenho é possível ampliar o horizonte de possibilidades e pensar na utilização desse conceito aliado à outras tecnologias, a fim de facilitar o trabalho dos profissionais, ao mesmo tempo em que agrega qualidade ao atendimento dos pacien-

tes, como com o uso de sensores conectados à internet que podem fornecer dados em tempo real à equipe médica responsável.

A IoT ou Internet das Coisas (do inglês *Internet of Things*), tecnologia que tem por objetivo conectar objetos a redes de dados, é considerada como um dos pilares da quarta revolução industrial, prometendo um monitoramento de dados e por vezes até a atuação de forma remota, reduzindo custos de operação e aumentando a eficiência nos mais variados meios: indústria, bens de consumo, saúde etc. O desenvolvimento da próxima geração de aparelhos médicos aliados com essa tecnologia irá permitir um acúmulo de dados e o uso de técnicas de análise mais aprimoradas (LOPEZ; APONTE; GARCIA, 2019).

A figura 1 ilustra um modelo de sistema de monitoramento de sinais de um oxímetro através de conexão WiFi, utilizando tecnologia IoT, que permite o acompanhamento médico dos sinais do paciente a distância. Este modelo utiliza da conexão com a internet para enviar os dados de monitoramento a um servidor que gerencia os dados e direciona-os a um celular utilizando um aplicativo com a interface necessária para o acompanhamento.

Figura 1 – Sistema de monitoramento remoto.



Fonte: Autoria Própria.

1.1 TEMA DA PESQUISA

Este trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de um sistema de monitoramento de sinais de oximetria remoto com o uso de tecnologias móveis.

1.1.1 Delimitações do Tema

Com a ampla utilização do uso de celulares no cotidiano dos ambientes de trabalho e com o aumento significativo da demanda por dispositivos capazes de auxiliar profissionais, de forma a garantir incremento na capacidade de serviço sem causar perdas em qualidade, a conexão desses dispositivos com a rede pode proporcionar aos usuários uma experiência interativa e ser capaz de aumentar a quantidade de pacientes observados sem comprometer a qualidade do atendimento. Nesse contexto IoT vem crescendo em ambientes hospitalares sempre com a finalidade de auxiliar os profissionais no desenvolvimento dos variados tipos de trabalho.

Este trabalho apresenta um sistema de monitoramento de sinais de oximetria de pulso e frequência cardíaca com sensores ópticos conectados a um microprocessador conectado à rede de dados de forma a proporcionar um monitoramento remoto através do uso de aplicativo móvel especializado para IoT.

1.2 PROBLEMA E PREMISSAS

A situação sanitária atual demonstra que o acesso aos mecanismos de saúde pode acabar sendo comprometido por eventos não previstos com antecedência, e que nesses cenários a população de menor renda tende a ficar mais exposta, principalmente por conta de fatores econômicos, e que pode levar a um colapso do sistema de saúde (PIRES; CARVALHO; XAVIER, 2020). É previsto na constituição federal brasileira, no Art. 196, que a saúde é direito de todos e dever do Estado, garantido mediante políticas sociais e econômicas que visem à redução do risco de doença e de outros agravos e ao acesso universal e igualitário às ações e serviços para sua promoção, proteção e recuperação (BRASIL, 1988).

A partir da possibilidade do desenvolvimento de dispositivos com o uso da IoT para o aprimoramento dos sistemas de saúde disponibilizados pelo Estado em prol do atendimento adequado e dentro das expectativas dos cidadãos brasileiros, é necessária a implementação de novas tecnologias visando a atualização dos instrumentos de saúde às novas tecnologias disponíveis. A possibilidade do acompanhamento médico de pacientes que podem estar em suas respectivas residências é uma inovação que permite diminuir a ocupação de leitos hospitalares, permitindo que casos mais graves

possam ser atendidos sem comprometer o acompanhamento de pacientes cujo situação não requer maiores cuidados no momento. Com o gerenciamento de dados em nuvem (do inglês *Cloud*) de dados é possível proporcionar monitoramento contínuo a toda uma equipe médica otimizando o tratamento e a troca de informações.

1.3 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de monitoramento de sinais de oximetria e frequência cardíaca utilizando conceitos de Internet das Coisas (IoT) aplicado à dispositivos móveis.

1.3.1 Objetivos Específicos

- Desenvolver um sistema de processamento de dados de oximetria;
- Desenvolver um sistema de transmissão de dados para um servidor em nuvem via conexão WiFi;
- Implementar a conexão do monitoramento em aplicativos para dispositivos móveis.

1.4 JUSTIFICATIVA

Através da crise pandêmica do corona vírus é possível avaliar a fragilidade dos sistemas de saúde da maioria dos países do mundo, que não estavam totalmente preparados para o cenário de uma crise sanitária de proporções globais. Vendo o cenário brasileiro se torna mais evidente quando se observa o número de leitos hospitalares, de 2,3 leitos a cada 1.000 habitantes, que é necessário encontrar maneiras de diminuir o contágio ao mesmo tempo em que se trabalha para suprir a demanda hospitalar (NORONHA et al., 2020).

De acordo com Dias et al. (2020) um dos sinais do agravamento de pacientes infectados com o corona vírus é a hipotensão arterial e a medida de saturação de oxigênio abaixo de 95%, e que, na maioria das vezes, a hipóxia (baixa saturação de oxigênio no sangue) é maior do que a percebida pelo paciente, tornando importante a utilização de oximetria como medida objetiva de acompanhamento. Isso mostra que,

mesmo em pacientes que não apresentam quadros clínicos graves ao ponto de necessitarem de internação, é necessário um acompanhamento constante da saturação de oxigênio.

Ainda é possível citar outras necessidades nas quais o monitoramento dos batimentos cardíacos e saturação de oxigênio servem de auxílio em análises de desempenho físico, como na ergo-espirometria, que é um procedimento para avaliar a capacidade física de um indivíduo através da análise de variáveis respiratórias e oximetria (JUNIOR et al., 2006).

Com base nos diversos cenários onde se faz necessário o uso da oximetria de pulso e a crescente demanda por tratamento que possam ser realizados à distância, tanto por questões de disseminações de doenças quanto por distancia física entre profissional da saúde e paciente, se justifica o estudo e desenvolvimento de um sistema de monitoramento remoto que utilize do acesso à internet para transmissão de dados a fim otimizar tratamentos e avaliações médicas.

1.5 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O restante deste trabalho está organizado da seguinte forma. O capítulo 2 aborda os principais conceitos utilizados para o desenvolvimento do trabalho, como questões fisiológicas do sistema cardíaco e circulatório, e questões teóricas sobre engenharia biomédica e microeletrônica. No capítulo 3 é feita a descrição dos dispositivos utilizados, suas características técnicas e como são acionados. No capítulo 4 são apresentados os resultados da implementação do projeto, bem como algumas considerações sobre o funcionamento. Por fim, o capítulo 5 contém considerações finais sobre o projeto e possíveis aprimoramentos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo aborda os principais conceitos das tecnologias utilizadas nesse trabalho. Além disso inicia citando alguns trabalhos correlatos.

O desenvolvimento de equipamentos médico hospitalares passa por um crivo analítico que avalia diversos aspectos como viabilidade financeira, regulamentações e viabilidade para produção. Por conta desses aspectos e da alta complexidade envolvida, pouco são aprovados pelo mercado (WEBSTER, 2009). Esse é um argumento que sustenta a ideia de que ao juntar tecnologias já existentes e com eficácia comprovada é um dos caminhos para um aprimoramento da usabilidade dessas tecnologias sem ter de recorrer a soluções altamente inovadoras.

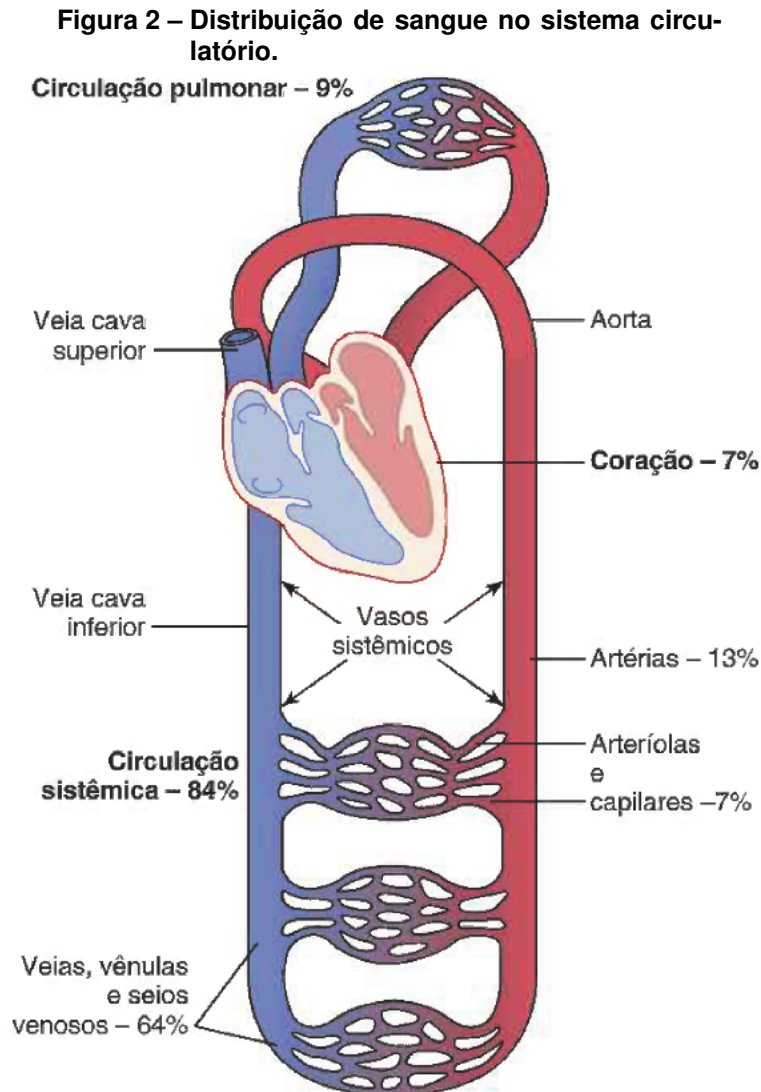
Existem, atualmente, muitos estudos envolvendo o uso de novas técnicas de aquisição, tratamento e transmissão de dados com o monitoramento de sinais vitais. Um estudo feito por Claro (2011) faz um revisão da literatura disponível para o uso de tecnologias sem fio para atendimento remoto de pacientes. O trabalho desenvolvido por Mondo (2018) propõe o desenvolvimento de um sistema de monitoramento cardíaco baseado em tecnologias *Bluetooth* (transmissão sem fio). E também Silva (2016) que propõe o desenvolvimento de um fonocardiógrafo com tecnologia móvel.

2.1 SISTEMA CIRCULATÓRIO

A principal função do sistema circulatório é suprir a necessidades dos tecidos corporais. Seu funcionamento tem por objetivo transportar nutrientes, eliminar metabólicos, levar hormônios de uma parte para outra e outras funções com objetivo de manter o organismo saudável e garantir a sobrevivência de tecidos e células (HALL; GUYTON, 2011).

O coração e os vasos sanguíneos são controlados de forma a produzir o débito cardíaco e a pressão arterial necessária para que o fluxo sanguíneo seja o suficiente para atender as necessidades do organismo. A circulação pode ser dividida entre circulação sistêmica e pulmonar, onde a circulação sistêmica promove irrigação sanguínea aos tecidos corporais e órgãos e a circulação pulmonar para os pulmões. Cerca de 84 por cento do volume de sangue corporal estão na circulação sistêmica, e

cerca de 16 por cento na circulação pulmonar e coração (HALL; GUYTON, 2011). O volume de sangue nas diferentes partes do corpo é representado na figura 2.



Fonte: (HALL; GUYTON, 2011).

A circulação pulmonar tem a função de promover a difusão do oxigênio, presente nos alvéolos pulmonares, para o sangue pulmonar e, em sentido oposto, a difusão de dióxido de carbono para fora do sangue. Este processo ocorre devido a capacidade da hemoglobina em se combinar com o oxigênio dos pulmões, e posteriormente liberar este oxigênio nos capilares teciduais periféricos (HALL; GUYTON, 2011).

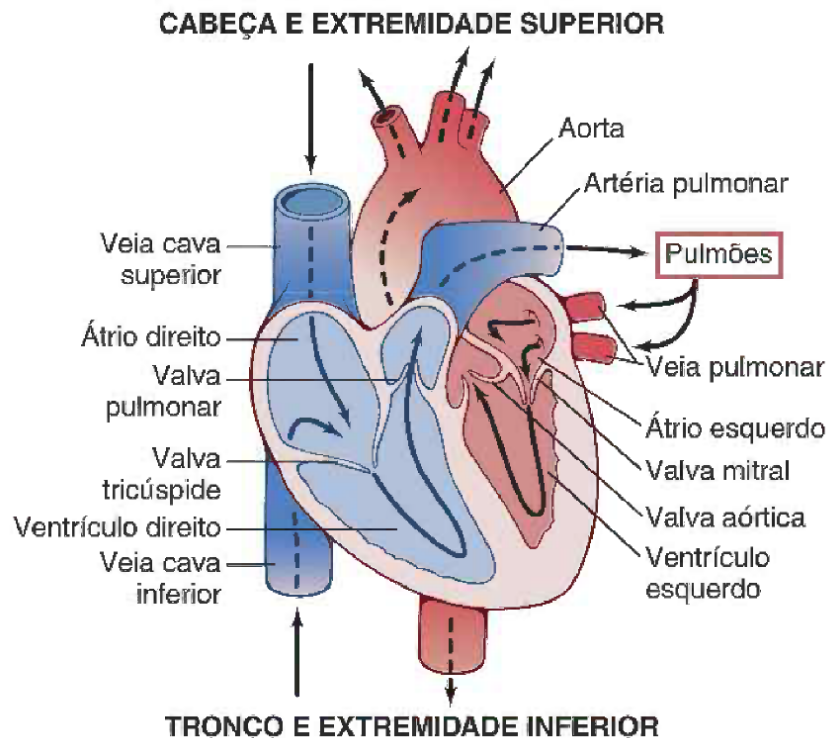
2.2 O CORAÇÃO

O coração pode ser entendido como um conjunto de duas bombas distintas: o coração direito, responsável por bombear sangue para os pulmões, e o coração

esquerdo, que bombeia sangue para os órgãos periféricos. Cada uma dessas bombas é composta por duas câmaras que trabalham em conjunto, átrio e ventrículo. Os átrios são fracas bombas de escova para dentro dos ventrículos. É nos ventrículos que está a força para bombear sangue para a circulação pulmonar, pelo ventrículo direito, e circulação periférica, pelo ventrículo esquerdo. Para manter a sucessão contínua do coração, o ritmo cardíaco, existem mecanismo que transmitem potenciais de ação pelo músculo cardíaco, causando os batimentos rítmicos do coração (HALL; GUYTON, 2011).

O coração é composto por três tipos principais de músculos: músculo atrial, músculo ventricular e as fibras especializadas excitatórias e condutoras. Os músculos atrial e ventricular são responsáveis pela contração de cada respectiva bomba. Já as fibras excitatórias e de condução possuem descarga rítmica automática na forma de potencial de ação, sendo esse o sistema excitatório que controla os batimentos cardíacos (HALL; GUYTON, 2011). A figura 3 ilustra a estrutura do coração e o fluxo do sangue pelas câmaras.

Figura 3 – Fisiologia do coração.



Fonte: (HALL; GUYTON, 2011).

O ciclo cardíaco tem tempo médio em torno de 0,8 segundos, dos quais 0,3 segundos são no período chamada de sístole e os outros 0,5 a diástole. De modo geral

é possível dividir esses períodos em sub-períodos, conforme explica Hall e Guyton (2011).

A diástole pode ser entendida como o enchimento dos ventrículos e se divide em 3 etapas:

- Enchimento ventricular rápido: momento em que o sangue acumulado nos átrios durante a sístole é pressionado para dentro dos ventrículos;
- Enchimento ventricular lento: nesse momento uma pequena quantidade de sangue em condições normais flui para dentro dos ventrículos;
- Sístole Atrial: Os átrios se contraem dando um impulso extra para terminar de encher os ventrículos, durante essa etapa é feito 20 por cento do enchimento ventricular total.

Já a sístole, que pode ser entendida como a ejeção de sangue para o corpo, é dividida em 4 etapas:

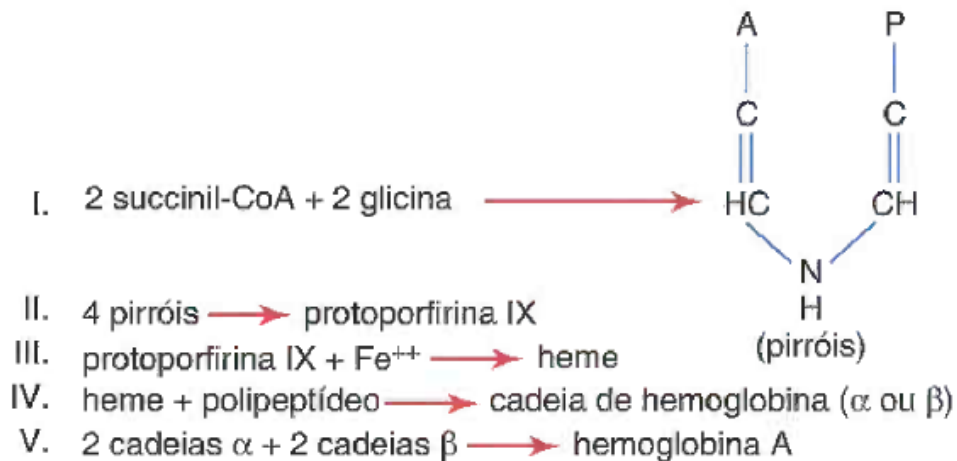
- Contração Isovolumétrica: é o início da contração ventricular, porém nesse momento a pressão interna dos ventrículos ainda é insuficiente para empurrar e abrir as valvas. Esse é um período no qual mesmo com contração não existe esvaziamento dos ventrículos;
- Ejeção rápida: momento em que a pressão ventricular supera as pressões arterial e aorta e pulmonar, esvaziando cerca de 70 por cento do sangue nos ventrículos;
- Ejeção lenta: quando os 30 por cento restantes são esvaziados;
- Relaxamento Isovolumétrico: momento com duração entre 0,3 e 0,6 segundos no qual a pressão arterial, aorta e pulmonar fecham as valvas semilunares e o músculo ventricular relaxa.

2.3 A HEMOGLOBINA

A hemoglobina é uma proteína oligomérica que integra parte das hemácias e tem por característica principal o transporte do oxigênio. A formação química da hemoglobina se dá em quatro etapas. Na primeira com a ligação entre a succinil-coA

com a glicina formando o pirrol. Quatro moléculas de pirrol se combinam para a formar a protoporfirina IX que, por sua vez, se combina com o ferro para formar a molécula heme. Então, cada molécula heme se combina com a cadeia polipeptídica globina, formando a subunidade da hemoglobina referida como cadeia de hemoglobina (HALL; GUYTON, 2011). A figura 4 mostra as etapas desse processo.

Figura 4 – Etapas da formação da hemoglobina.



Fonte: (HALL; GUYTON, 2011).

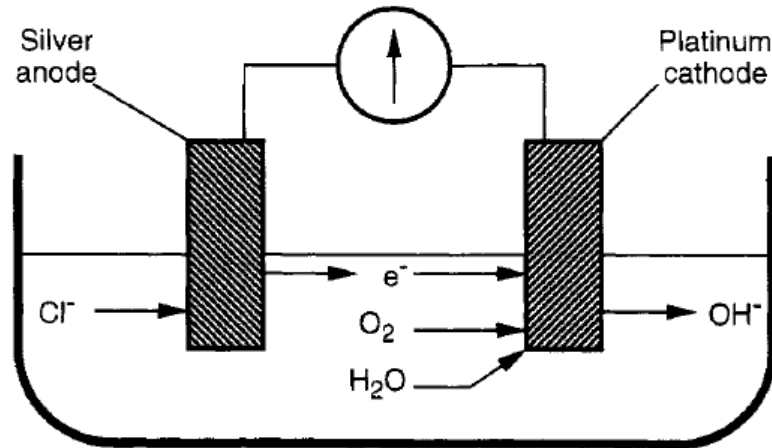
Existem algumas variações de hemoglobina que dependem da forma como são compostas. Dentre os diferentes tipos de cadeias estão as cadeias alfa, beta, gama e delta. E a forma mais comum de hemoglobina no corpo humano adulto é a hemoglobina A, formada por duas cadeias alfa e duas cadeias beta. A combinação da hemoglobina com o oxigênio é frouxa e reversível, possibilitando assim o transporte para os tecidos internos por conta de a pressão gasosa do oxigênio ser menor do que nos pulmões. A combinação da hemoglobina com oxigênio gera a oxihemoglobina, e quando não está associada ao oxigênio, a desoxihemoglobina (HALL; GUYTON, 2011).

2.4 DETERMINAÇÃO DA OXIGENAÇÃO DO SANGUE

Existem diversas formas para se fazer a medição da saturação da oxihemoglobina no sangue, podem ser por métodos químicos ou ópticos, invasivos ou não invasivos. Sobre os métodos químicos, a medição pode ser feita através do uso de amostras de sangue com reagentes que removem o oxigênio do sangue pelo método de Van Slyke. Também existe o método do eletrodo de Clark, que usa o princípio da

oxirredução para medir a pressão parcial de oxigênio (PO_2), dissolvendo o oxigênio em uma solução aquosa e expondo a uma tensão de polarização 0,7 V (WEBSTER, 1997). Conforme ilustra a figura 5.

Figura 5 – Reação química do eletrodo de Clark.



Fonte: (WEBSTER, 1997).

Entre os métodos ópticos tem destaque a espectrofotometria que é a base de todos os oxímetros. A ideia por trás desse método vem de um experimento em vidro onde é utilizado um fotodetector para converter a intensidade luminosa incidente de uma determinada substância (I_o) e a intensidade luminosa transmitida através da substância (I) em corrente elétrica. Assim é possível determinar a transmitância (T) padrão da substância conforme a equação 1 (WEBSTER, 1997):

$$T = \frac{I}{I_o} \quad (1)$$

A partir da transmitância é possível determinar o coeficiente de absorção (A). Conforme a equação 2.

$$A = 2 - \log(T) \quad (2)$$

Com o coeficiente de absorção definido é possível determinar a quantidade dessa substância dentro de uma solução através da lei de Beer, que é definida pela equação 3 (WEBSTER, 1997):

$$A = \epsilon(\lambda)c_s d \quad (3)$$

Onde $\epsilon(\lambda)$ é o coeficiente de extinção da substância dado um comprimento de onda λ , d é o comprimento do trajeto da luz e c_s a concentração da substância.

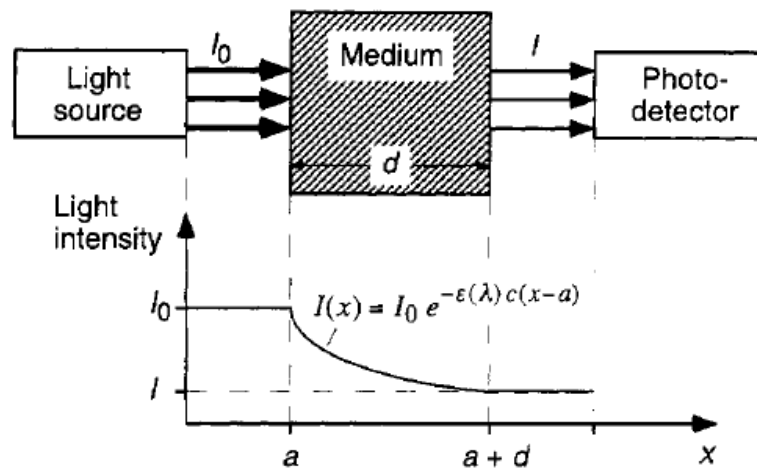
2.4.1 Absorção da luz

A lei de Beer-Lambert descreve a atenuação da luz que atravessa uma substância uniforme é descrita pela equação 4.

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda)c_s d} \quad (4)$$

Onde I é a intensidade luminosa emergente, que é função da espessura da substância d , I_0 é a intensidade de luz incidente e $\epsilon(\lambda)$ o coeficiente de absorção. Sendo assim possível determinar o decaimento exponencial de luz transmitida em uma determinada substância homogênea (WEBSTER, 1997). A figura 6 ilustra o fenômeno.

Figura 6 – Lei de Beer-Lambert.



Fonte: (WEBSTER, 1997).

Nesse caso podemos estimar a transmitância (T) e o coeficiente de absorção conforme as equações 5 e 6:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\epsilon(\lambda)cd} \quad (5)$$

$$A = -\ln(T) = -\epsilon(\lambda)cd \quad (6)$$

2.4.1.1 Absorbância em soluções de Hemoglobina

Os diferentes tipos de hemoglobina absorvem praticamente toda a luz no sangue arterial e venoso, sendo a hemoglobina oxigenada (HbO_2) e saturada (Hb) a maior parte. A partir das concentrações de hemoglobina oxigenada (c_{HbO_2}) e saturada (c_{Hb}), definidas pelas equações 7 e 8 como função da saturação de oxigênio funcional (SO_2), podemos definir a absorbância total (A_t) pela equação 9 (WEBSTER, 1997).

$$c_{HbO_2} = SO_2(c_{HbO_2} + c_{Hb}) \quad (7)$$

$$c_{Hb} = (1 - SO_2)(c_{HbO_2} + c_{Hb}) \quad (8)$$

$$A_t = [\epsilon_{HbO_2}(\lambda) + \epsilon_{Hb}(\lambda)(1 - SO_2)](c_{HbO_2} + c_{Hb})d \quad (9)$$

Onde $\epsilon_{HbO_2}(\lambda)$ e $\epsilon_{Hb}(\lambda)$ são os coeficientes de extinção para hemoglobina oxigenada e saturada, respectivamente.

2.4.2 Pulsação do sangue

Através da pulsação arterial é possível obter a quantidade de luz absorvida ou transmitida. Por conta de as artérias possuírem maior quantidade de sangue durante a sistole o diâmetro da artéria aumenta nesse período. Como é possível observar através das equações o aumento do comprimento d leva a um aumento na absorbância, que permite diferir a absorbância entre sangue venoso e arterial. Com base nesse conceito é possível definir a intensidade de luz passando pelo tecido durante a diástole (I_H) com os valores para a componente contínua do coeficiente de extinção ($\epsilon_{DC}(\lambda)$), comprimento a ser percorrido (d_{DC}) e concentração de substância (c_{DC}) conforme ilustra a equação 10 (WEBSTER, 1997).

$$I_H = I_o e^{-\epsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda) + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}]d_{min}} \quad (10)$$

Onde a comprimento mínimo (d_{min}) se aplica pelo menor comprimento da diástole. Para a sistole pode ser feita a mesma expressão utilizando o valor máximo

de comprimento (d_{max}). Conforme equação 11.

$$I_L = I_o e^{-\epsilon_{DC}(\lambda)c_{DC}d_{DC}} e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)+\epsilon_{Hbo_2}(\lambda)c_{Hbo_2}]d_{max}} \quad (11)$$

Por fim a intensidade luminosa total (I) pode ser definida pela equação 12.

$$I = I_H e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)+\epsilon_{Hbo_2}(\lambda)c_{Hbo_2}]\Delta_d} \quad (12)$$

Onde Δ_d é a diferença entre o comprimento máximo e mínimo.

2.4.3 Determinação teórica da saturação de oxigênio no sangue arterial

A oximetria de pulso (SpO_2) é uma estimativa da saturação de oxigênio no sangue arterial (SaO_2). Entretanto o sangue humano possui mais tipos de hemoglobina e com o uso de dois comprimentos de onda de luz não é possível determinar a concentração com a influência de todos os tipos de hemoglobina. Entretanto, devido as concentrações de hemoglobina oxigenada e saturada serem majoritárias no sangue, esse erro é mínimo (WEBSTER, 1997).

Através da lei de Beer é possível derivar a saturação de oxigênio no sangue arterial como função da razão de absorbância em dois comprimentos de onda. A Intensidade luminosa normalizada (I_n) é obtida através da divisão da intensidade luminosa total (I) por sua componente de maior concentração (I_H), conforme equação 13 (WEBSTER, 1997).

$$I_n = \frac{I}{I_H} = e^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)+\epsilon_{Hbo_2}(\lambda)c_{Hbo_2}]\Delta_d} \quad (13)$$

E também podemos definir a razão de normalização (R) pela equação 14.

$$R = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) + [\epsilon_{Hbo_2}(\lambda_R) - \epsilon_{Hb}(\lambda_R)]SaO_2}{\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR}) + [\epsilon_{Hbo_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]SaO_2} \quad (14)$$

Por fim, a equação 15 a Saturação de oxigênio na hemoglobina teórica:

$$SaO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - [\epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})R]}{\epsilon_{Hb}(\lambda_R) - [\epsilon_{Hbo_2}(\lambda_R) + [\epsilon_{Hbo_2}(\lambda_{IR}) - \epsilon_{Hb}(\lambda_{IR})]R]} 100\% \quad (15)$$

2.5 OXIMETRIA DE PULSO

De acordo com o Calil CALIL et al. (2002), os oxímetros de pulso são utilizados para determinação do nível de saturação de oxigênio (SpO_2) no sangue de forma não invasiva. Esse instrumento se utiliza de sensores ópticos posicionados sob a pele dos pacientes de forma a emitir e receber dois comprimentos de onda distintos, espectro vermelho e infravermelho.

As moléculas de hemoglobina (Hb) presentes nas hemácias do sangue são responsáveis pelo transporte de 97 % do oxigênio (O_2), enquanto os outros 3 por cento são transportados dissolvidos no plasma. A combinação da hemoglobina com oxigênio é chamada de oxihemoglobina ou hemoglobina oxigenada (HbO_2). Nesse contexto a saturação de oxigênio corresponde ao percentual de moléculas de oxihemoglobina em relação a quantidade total de hemoglobina (CALIL et al., 2002). A equação 16 descreve o cálculo a ser realizado:

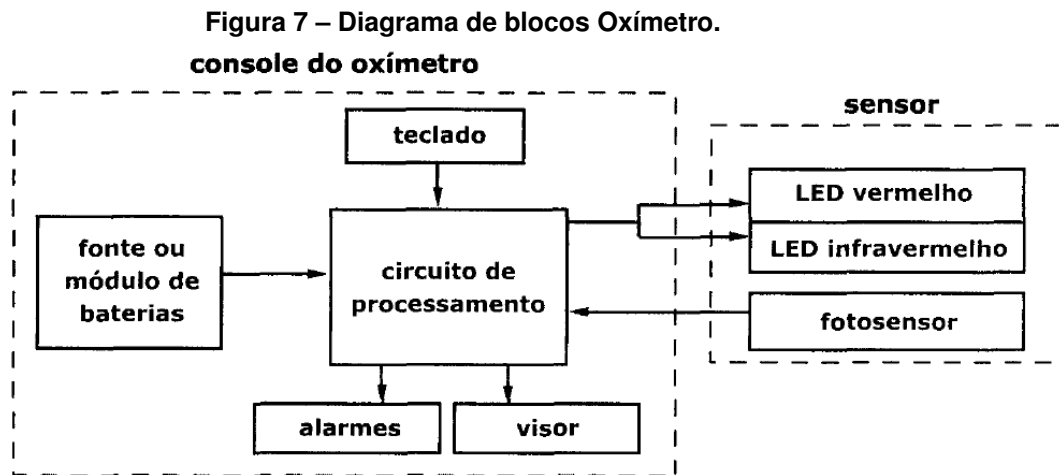
$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} 100\% \quad (16)$$

A maioria dos equipamentos consiste em uma unidade de processamento de dados com visor para informação dos valores referentes ao sinal e sensor para coleta do sinal. Existem variações como consoles de mesa ou portáteis e ainda módulos para monitoramento anestésico ou fisiológico. Outra característica comum nos oxímetros é a indicação da frequência cardíaca, que também pode ser obtida a partir da identificação dos períodos do sinal pletismográfico (CALIL et al., 2002). A figura 7 representa o diagrama de blocos de um oxímetro de pulso genérico.

2.5.1 Saturação de oxigênio

A espectrofotometria sanguínea é o princípio pelo qual é feita a aquisição do sinal de oximetria de pulso. Esse método consiste na medição da quantidade de luz transmitida ou refletida através das veias capilares do paciente.

Por conta dos diferentes níveis de oxigenação, o sangue rico em oxihemoglobina apresenta coloração vermelha e brilhante, enquanto o sangue com baixo nível de oxigênio, desoxihemoglobina, apresenta coloração azulada. Uma análise realizada por Horecker em 1943 observou que a oxihemoglobina apresenta menor transmissão



Fonte: (CALIL et al., 2002).

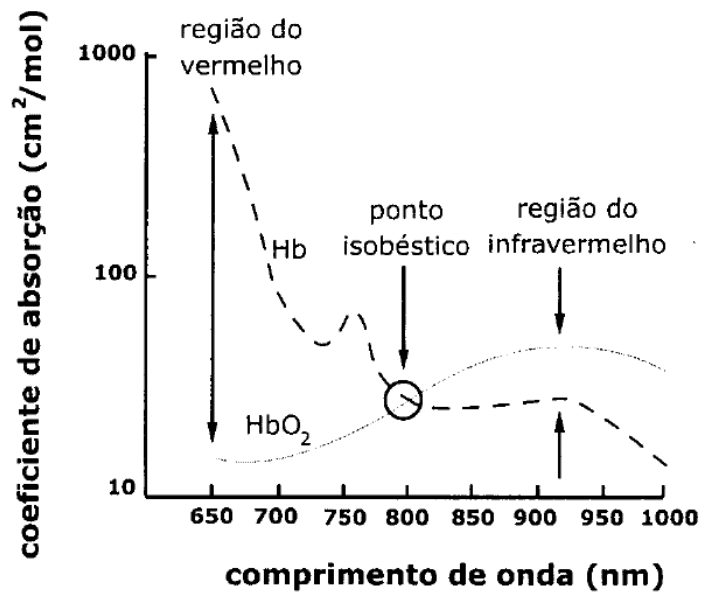
de luz na faixa do espectro de comprimento de onda de 660 nm quando em comparação com a desoxihemoglobina. Porém existem regiões denominadas como pontos isobélicos onde o coeficiente de absorção para a oxihemoglobina é o mesmo da hemoglobina. Um desses pontos é o espectro de comprimento de onda de 805 nm, que está localizado na região do infravermelho (CALIL et al., 2002).

Sendo assim, oxímetros de pulso normalmente operam com dois LEDs, um no comprimento de vermelho (660 nm) e outro no infravermelho (930 nm). Apesar de o comprimento de onda do infravermelho não coincidir exatamente com o ponto isobélico, a diferença não é menor do que para o espectro vermelho, conforme ilustra a figura 8.

A medida que os feixes luminosos são emitidos contra a pele, sendo absorvidos de forma diferenciada pelo sangue, a oxihemoglobina reflete a luz vermelha enquanto a hemoglobina absorve a luz vermelha. O feixe infravermelho acaba sendo absorvido na mesma medida tanto pela oxihemoglobina quanto pela hemoglobina. A razão entre as quantidades luminosas captadas pelos fotosensores é utilizada para determinar o nível de saturação do oxigênio (CALIL et al., 2002).

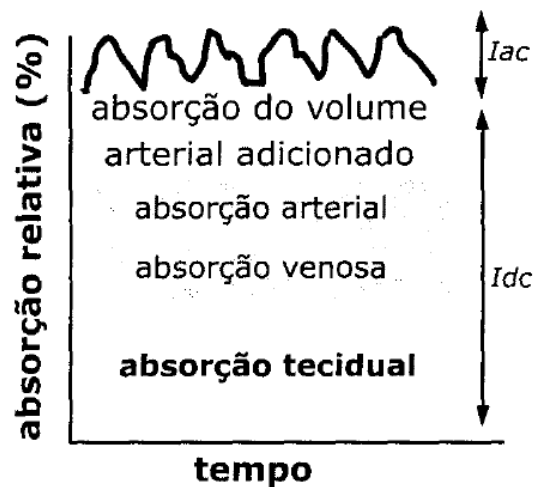
É importante considerar que o caminho percorrido pela luz ao longo dos tecidos compreende regiões capilarizadas com sangue arterial, sangue venoso e regiões teciduais sem movimentação pulsátil. Isso faz com que a absorção dependa da quantidade de tecidos e volume sanguíneo decorrente da razão entre sangue venoso e arterial, com isso o sinal resultante da absorção será composto por um componente contínua e outra alternada. A figura 9 representa esse fenômeno.

Figura 8 – Coeficientes de absorção luminosa em função do comprimento de onda.



Fonte: (CALIL et al., 2002).

Figura 9 – Absorção da luz em uma extremidade do corpo humano.



Fonte: (CALIL et al., 2002).

Com a incidência de dois espectros de luz e levando em consideração as características de absorção diferentes da oxihemoglobina e hemoglobina é possível determinar a SpO_2 de forma contínua através da equação 17.

$$SpO_2 = A + B \frac{\log\left(\frac{I_{acv}}{I_{dcv}}\right)}{\log\left(\frac{I_{aciv}}{I_{dciv}}\right)} \quad (17)$$

Onde:

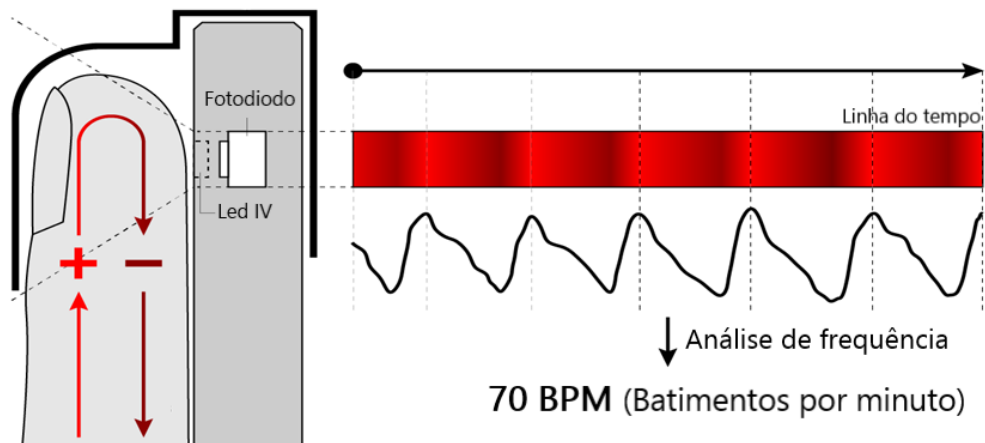
- I_{acv} é a intensidade luminosa alternada no espectro vermelho;

- I_{dcv} é a intensidade luminosa contínua no espectro vermelho;
- I_{aciv} é a intensidade luminosa alternada no espectro infravermelho;
- I_{dciv} é a intensidade luminosa contínua no espectro infravermelho;
- A e B são constantes de calibração.

2.6 FOTOPLETISMOGRAFIA

A frequência cardíaca pode ser estimada através da medição da variação do fluxo sanguíneo utilizando métodos ópticos. Esse processo utiliza sensores que medem a quantidade de luz infravermelha absorvida ou refletida pelo sangue, o sinal resultante tem um padrão cíclico pois variação do volume de sangue decorre do ciclo cardíaco. Contudo, para que se tenha uma aquisição consistente a área de aplicação precisa ter uma elevada perfusão em conjunto com poucas camadas de tecido envolvente, como dedos e lóbulo da orelha. A figura 10 representa o sinal de fotopleletismografia em uma aquisição feita na ponta do dedo.

Figura 10 – Fotopleletismografia de dedo.



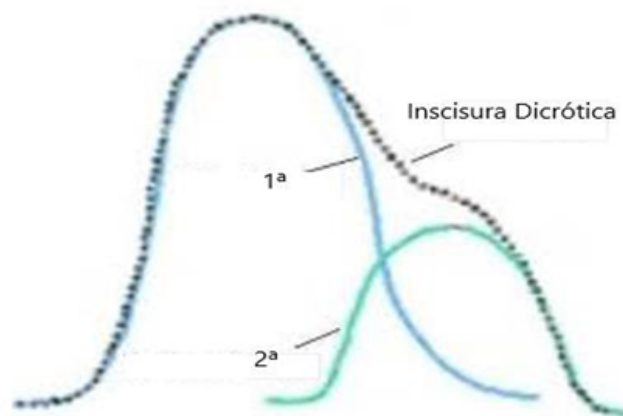
Fonte: Modificado de www.archdaily.com.br.

Para que o sinal de fotopleletismografia seja interpretado corretamente por microcomputadores ou pelos profissionais da saúde é necessário que seja feita uma filtragem do sinal, uma vez que o circuito de aquisição de sinal pode sofrer interferência em outras frequências que levam a distorção do sinal. Alguns dos efeitos que acabam por causar interferência no sinal são (ELGENDI, 2012):

- Interferência pela rede elétrica: normalmente entre 50 e 60 Hz é causada por conta do uso de equipamentos que consomem energia de forma alternada da rede elétrica;
- Interferência motora: causado pelo movimento dos sensores enquanto esta sendo feita a aquisição do sinal. É muito comum na fotopletismografia de dedo e pulso, principalmente quando acompanhada de atividades físicas. Tem baixa frequência, causando tendências no sinal.

Existem várias técnicas para a determinação do ritmo cardíaco a partir do sinal de fotopletismografia, uma das mais utilizadas é a localização dos picos do sinal e medição do intervalo de tempo entre ciclos. Por conta das características do sinal é necessário, também, considerar a incisura dicrótica, um abaulamento no sinal causada pelo fim da sistole e início da diástole. Essa incisura pode levar a um erro medição se for considerado como um pico a mais. A Figura 11 mostra o padrão do sinal marcando a incisura dicrótica.

Figura 11 – Incisura dicrótica.



Fonte: Autoria própria.

2.7 INTERNET DAS COISAS (IOT)

Segundo Santos et al. (2016) a IoT emergiu dos avanços nas mais diversas áreas da eletrônica como sistemas embarcados, microeletrônica e instrumentação. E tem como objetivo ser uma extensão da Internet atual, fazendo com que objetos diversos do dia-a-dia sejam conectados a rede mundial de computadores com o objetivo

de viabilizar tanto o controle remoto quanto permitir que dados desses dispositivos possam ser visualizados a distância.

Com a conexão de diversos dispositivos a Internet, transmitindo e recebendo informações que podem ser analisadas e até mesmo arquivadas, surgem novas possibilidades. A comunicação a distância entre usuários de produtos, monitoramento remoto de pacientes ou sensoriamento de processos fabris tendo dados analisados e monitorados em tempo real (SANTOS et al., 2016).

É claro que existem limitações de processamento, memória, conectividade e energia. Os novos desafios surgem no processo de criação de novas IoT para prover dados que serão objeto de estudo para futuras aplicações e para a adaptação de protocolos de rede (SANTOS et al., 2016) a tendência é de que a IoT seja capaz de suprir as expectativas dos usuários.

2.7.1 Blocos Básicos de Construção da IoT

Ainda conforme Santos et al. (2016), como se trata de um conjunto de tecnologias diversas, a IoT pode ser definida por blocos básicos de construção conforme ilustra a figura 12, os blocos são:

- Identificação: tem objetivo identificar os objetos e conectá-los a Internet. Podem ser utilizadas tecnologias como RFID, NFC e endereçamento de IP.
- Sensores ou Atuadores: parte responsável por coletar dados dos objetos que devem ser encaminhados para plataformas de controle ou armazenados em centros de armazenagem como *cloud* e data warehouse. Os Atuadores fazem o caminho inverso, a partir de comandos vindos de plataformas de controle atuam sobre os objetos.
- Comunicação: Diz respeito ao tipo de conexão entre os objetos e a Internet. Tecnologias como WiFi, Bluetooth, IEEE 802.15.4 e RFID são algumas das opções.
- Computação: unidade de processamento de dados como microcontroladores responsável pela execução dos algoritmos.
- Serviços: parte referente ao tipo de coleta, processamento e atuação que a IoT esta inserida. Dentre os tipos temos:

Serviços de Identificação: responsável por mapear entidades físicas ou virtuais, como a temperatura de um determinado processo.

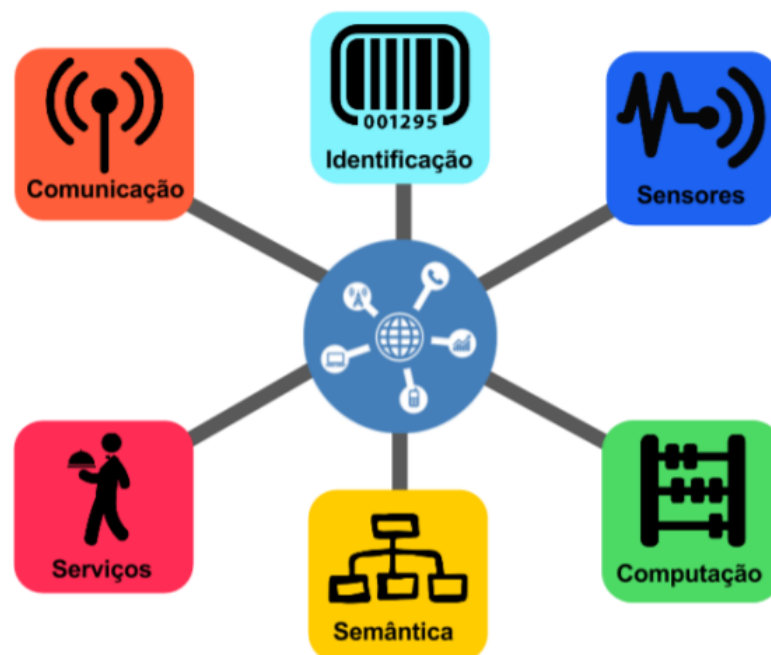
Serviços de Agregação de Dados: que coletam e processam dados obtidos de objetos inteligentes.

Serviços de Colaboração e Inteligência: atuam sobre serviços de agregação de dados para tomar decisões baseadas em configurações preestabelecidas.

Serviços de Ubiquidade: visam prover serviços de colaboração e inteligência a qualquer momento.

- Semântica: trata do uso eficiente dos recursos da IoT a partir dos dados existentes. Podem ser utilizadas técnicas como *Resource Description Framework* (RDF), *Web Ontology Language* (OWL) e *Efficient XML Interchange* (EXI).

Figura 12 – Blocos básicos de construção da IoT.

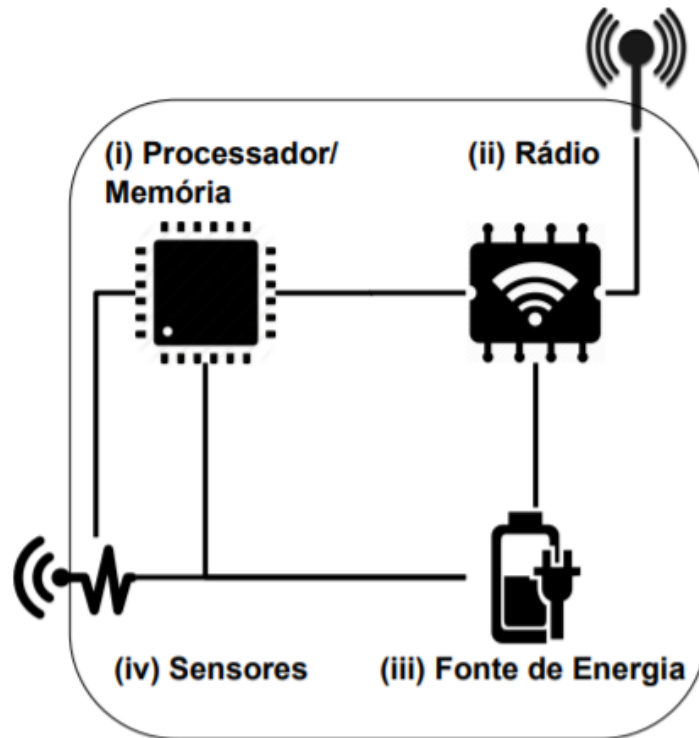


Fonte: (SANTOS et al., 2016).

2.7.2 Arquitetura básica de Dispositivos IoT

Objetos inteligentes são compostos por uma estrutura básica composta por quatro unidades: processador de dados e memória, unidade de comunicação, fonte de energia e sensores ou atuadores. A figura 13 representa uma estrutura básica.

Figura 13 – Estrutura básica para objetos inteligentes.



Fonte: (SANTOS et al., 2016).

2.8 SENSOR DE FOTOPLETISMOGRAFIA E OXIMETRIA DE PULSO

2.8.1 LEDs

Diodos que emitem luminosidade (LEDs) são utilizados em sensores de oxímetros pelo fato de serem leves, consumirem baixa potência e, principalmente, por sua capacidade de emitir luz em baixa largura de banda, o que permite a emissão de espectros de luz vermelha e infravermelha. Pode-se, também, considerar que o fato de LEDs serem apropriados para oximetria de pulso é uma combinação de ciência e sorte, uma vez que são capazes de emitir luminosidade em espectros que vão desde o azul até o infravermelho, o que contempla os comprimentos de onda do vermelho (660 nm) e infravermelho (940 nm) utilizados para medir a saturação de oxigênio (WEBSTER, 1997).

Um LED é um semicondutor que produz luz por meio da eletroluminescência, um fenômeno óptico e elétrico no qual um material emite luz por conta de uma corrente elétrica que o atravessa. Esses dispositivos se destacam de seus concorrentes pelo

fato de emitirem grandes quantidade de luz com um baixo consumo e alta eficiência.

A maioria dos LEDs são construídos a partir de materiais como arsenieto de gálio fosforeto (G_aA_sP), gálio fosforeto (G_aP) e arsenieto de gálio (G_aA_s). Os LEDs de G_aA_sP e G_aP emitem luz no espectro visível, de 380 a 780 nm. Já os de G_aA_s no espectro infravermelho. Outro material comum na construção de LED que emitem luz tanto no espectro visível quanto no infravermelho é o arsenieto de gálio e alumínio (G_aAlA_s) (WEBSTER, 1997).

Quando um elétron ganha energia suficiente para romper a barreira de potencial, ele entra na banda de condução, e quando o elétron retorna para camada de valência de menor energia libera essa energia na forma de fótons de luz. Através da equação 18 é possível determinar o comprimento de onda de um LED (WEBSTER, 1997).

$$\lambda = \frac{hv_l}{Eg} \quad (18)$$

Onde Eg é a barreira de potencial, em Volts, h é a constante de Plank ($6,626 \times 10^{-34} Js$), v_l é a velocidade da luz ($3,00 \times 10^8 m/s$) e λ é o comprimento de onda do fóton.

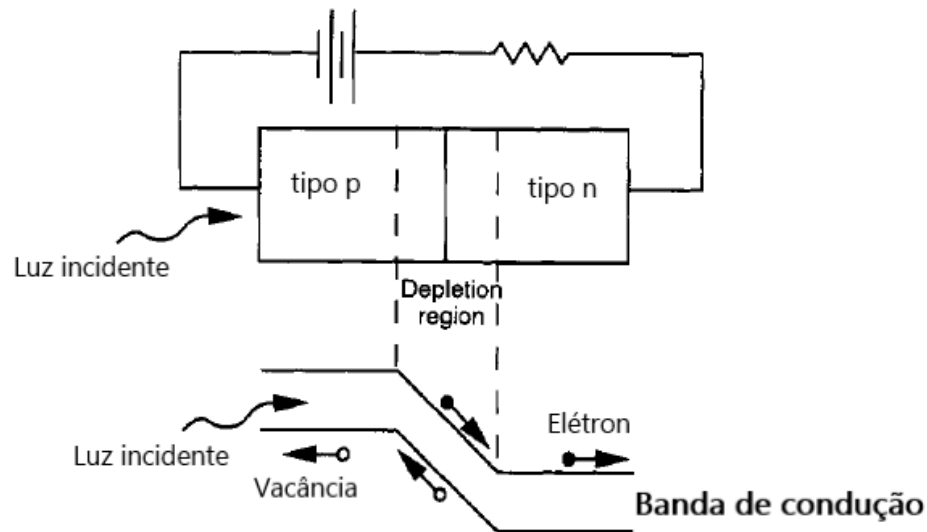
2.8.2 Fotodetectores

Existem diversos dispositivos que podem ser utilizados com o objetivo de medir a intensidade luminosa de uma fonte. Podem ser fotocélulas, fotodiodos, foto transistores e circuitos integrados de sensores. Porém, no momento da escolha do fotodetector existem parâmetros que devem ser levados em consideração como a resposta a diferentes tipos de comprimento de onda e a linearidade do sinal de saída do fotodetector. Outro fator importante é a sensibilidade em registrar as variações de luminosidade. E o custo, uma vez que existem diversas opções de comerciais de fotodetectores. Normalmente são utilizados fotodiodos, uma vez que estes dispositivos apresentam baixo custo aliado ao cumprimento dos demais requisitos de projeto (WEBSTER, 1997).

2.8.2.1 Fotodiodos

Um fotodiodo é um dispositivo semiconductor que produz uma corrente ou tensão proporcional a intensidade luminosa que recebe. A estrutura de um fotodiodo é baseada em uma junção p-n, onde um material semiconductor de tipo p é ligado a outro semiconductor de tipo n e quando um fóton é absorvido por um dos lados é criado uma vacância, ou ausência de elétron, na microestrutura do material. Essa vacância é atraída até a região de contato dos materiais de forma que haverá uma troca de posição com o outro lado, vacância por elétron. O resultado contínuo desse processo é uma corrente elétrica. A figura 14 representa essa interação.

Figura 14 – Junção p-n de um fotodiodo.



Fonte: (WEBSTER, 1997).

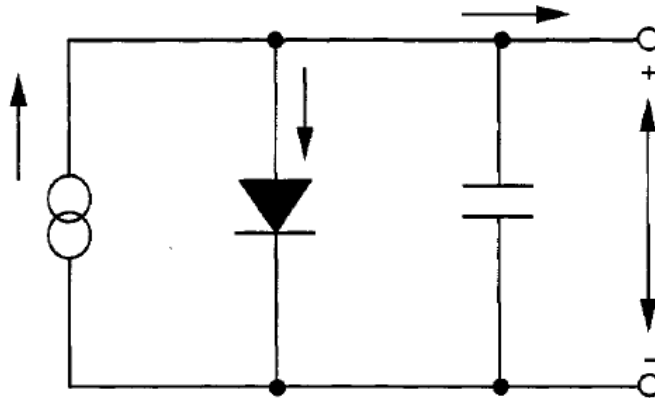
A figura 15 um modelo simples de fotodiodo. Para esse circuito a corrente total (I_t) é expressa pela equação 19.

$$I_t = I_p - I_d \quad (19)$$

Onde I_p é a corrente sobre da fonte de tensão, expressada pela equação 20, e I_d é a corrente sobre o diodo, expressa pela equação 21.

$$I_p = SE \quad (20)$$

Figura 15 – Exemplo de circuito para um fotodiodo.



Fonte: Modificado de (WEBSTER, 1997).

$$I_d = I_s * [e^{\left(\frac{qV}{kT_{emp}}\right)} - 1] \quad (21)$$

Onde S é a sensibilidade ou a corrente produzida por unidade de luminescência, E é a iluminância, I_s é a corrente de saturação inversa, V é a tensão aplicada ao diodo, k é a constante de Boltzmann e T_{emp} a temperatura de trabalho do semicondutor.

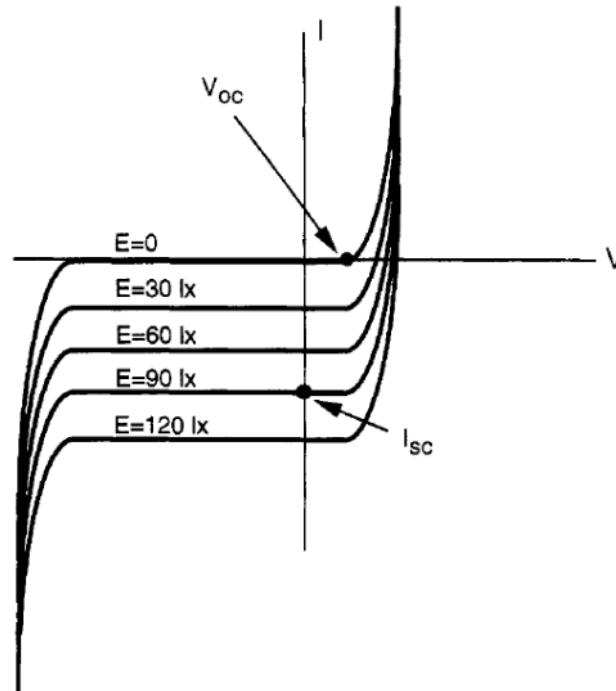
O fotodiodo pode operar de duas formas: no modo de operação fotovoltaica, através da indução de tensão por um fotodiodo de circuito aberto, ou no modo de operação fotocondutivo, através de corrente induzida em um fotodiodo em curto-circuito ou com tensão constante e corrente variando conforme luminosidade. A equação 22 apresenta a tensão de saída no modo de operação fotovoltaica e a equação 23 a corrente de saída no modo de operação fotocondutivo.

$$V_{oc} = \left(\frac{kT_{emp}}{q}\right) \ln\left(\frac{I_p}{I_d} + 1\right) \quad (22)$$

$$I_{sc} = SE \quad (23)$$

A figura 16 apresenta a relação corrente tensão para os diferentes níveis de luminosidade nos fotodiodos.

Figura 16 – Corrente versus tensão para fotodiodos.



Fonte: (WEBSTER, 1997).

2.8.2.2 Amplificador

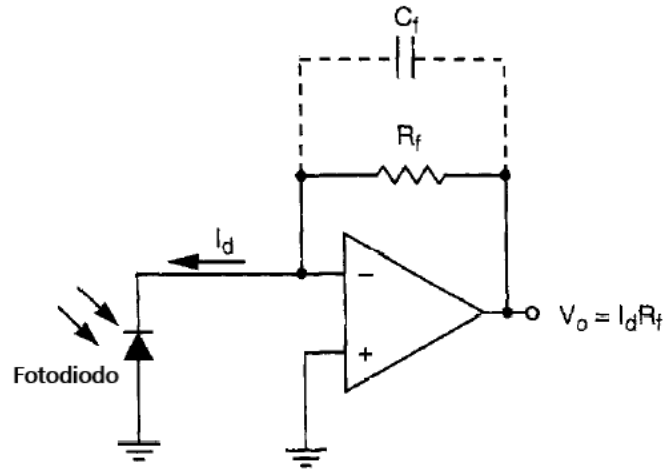
Como fotodiodos geram corrente de saída para variação de luminosidade é necessário que o sinal de variação de corrente seja transformado de forma a apresentar essa variação em termos de diferença de potencial para seja processado pelo microcontrolador. Amplificadores de trans-impedância, ou amplificadores corrente-tensão, podem ser utilizados para fazer a conversão. A figura 17 apresenta o circuito para um amplificador de trans-impedância conectado a um fotodiodo.

Nessa configuração, por causa do aterramento virtual, o amplificador mantém a corrente zerada no fotodiodo. A corrente que flui através do resistor de *feedback* cria a tensão na saída do amplificador, que é representada pela equação 24.

$$V_o = \frac{I_d}{R_f} \quad (24)$$

O capacitor de *feedback* minimiza o ganho de pico e aumenta a estabilidade. A equação 25 determina, de forma generalista, o cálculo a ser feito para determinar a

Figura 17 – Circuito amplificador de transimpedância com fotodiodo.



Fonte: Modificado de (WEBSTER, 1997).

capacitância em fotodiodos pequenos.

$$C_f = \left(\frac{1}{4 \cdot \pi \cdot R_f \cdot f_c} \right) (1 + \sqrt{1 + 8 \cdot \pi \cdot R_f \cdot C_i \cdot f_c}) \quad (25)$$

Onde f_c é a frequência de ganho do amplificador e C_i é a capacitância total de entrada, a soma da capacitância de junção do fotodiodo e de entrada do amplificador.

2.9 PLATAFORMAS DE PROTOTIPAGEM E MÓDULOS PARA PROJETOS

Atualmente a variedade de plataformas de prototipagem e módulos para projetos é imensa. Com o avanço da microeletrônica e o aumento das possibilidades de projetos embarcados é possível encontrar plataformas específicas para diversos tipos de uso, desde pequenos projetos que não demandam poder de processamento e apenas uma antena para conexão com a internet até projetos que requeiram grandes capacidade de processamento, conexão de diversos sensores, memórias expansíveis para coleta de dados e conexão sem fio com outros dispositivos.

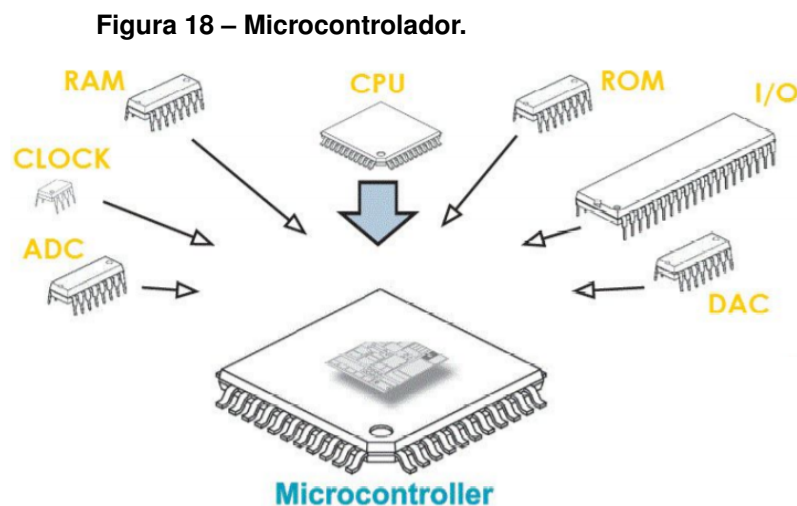
Entre as plataformas mais conhecidas está a plataforma *open-source* (código aberto) Arduino. O Arduino possui, além de um módulo de projetos com diversas funcionalidades embarcadas, uma interface própria para a programação via software (IDE). Esse recurso otimiza o processo de implementação de projetos ao nível em que pessoas sem conhecimentos aprimorados em eletrônica possam realizar projetos apenas conectando o módulo ao seu computador. Através da IDE é possível escrever códigos

de programação em uma linguagem de baixa complexidade e com diversas bibliotecas específicas a disposição.

Os módulos para projeto têm como estrutura básica um microcontrolador conectado em um circuito com portas de entrada e saída de dados (I/O, do inglês *input/output*) e outros dispositivos diversos que podem compor o circuito do módulo, mas também podem ser conectados através das portas I/O.

2.9.1 Microcontroladores

Um microcontrolador pode ser definido como um computador em um único chip, microcomputador (MCU, do inglês *Microcomputer Unit*). No mesmo chip estão integrados uma CPU (do inglês *Central Process Unit*), memórias de programa, memórias de dados, circuitos de clock, periféricos, interfaces de comunicação serial, portas digitais e analógicas e uma gama de outros dispositivos que podem ou não fazer parte. No geral possuem padrão de alimentação de 5,0V ou 3,3V. A figura 18 representa o microcontrolador.



Fonte: Modificado de (OLIVEIRA; SHIN-TING, 2019).

Um microcontrolador possui uma organização básica de seus componentes de forma a proporcionar todas as funcionalidades. Módulos básicos como CPU, memórias, barramentos e portas de entrada e saída de dados compõem a estrutura básica dos MCU, porém existem diversos outros dispositivos embarcados como conversores analógico-digital (ADC), circuitos de interface para comunicação que devem compor de forma organizada a estrutura do microcontrolador. Dentre esses dispositi-

vos, a comunicação serial é utilizada para fazer a comunicação do microcontrolador com outros dispositivos (OLIVEIRA; SHIN-TING, 2019).

2.9.2 I2C

O padrão mundial I2C (do inglês *Inter Integrated Circuit*) está implementado atualmente em mais de 1000 diferentes CIs e já inspirou várias arquiteturas como *System Management Bus* (SMBus), *Power Management Bus* (PMBus) *Intelligent Platform Management Interface* (IPMI), *Display Data Channel* (DDC) e outros. O barramento I2C tem duas linhas bidirecionais de coletor aberto, sendo uma linha de dados e outra para o clock. A utilização do barramento I2C se torna muito atraente para projetista por facilitar e simplificar o trabalho pois, por já ser integrado ao chip, não precisa ser feita a interface de comunicação. E também pelo fato de seu protocolo integrado de endereçamento permitir a configuração por software (OLIVEIRA; SHIN-TING, 2019).

2.9.3 UART

O circuito UART (do inglês *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) transforma dados em paralelo em dados seriais e o contrário também, fazendo com que dados possam ser transmitidos em uma linha única de transmissão. A comunicação entre o microprocessador e o UART é feita através de registradores que podem ser acessados de forma a monitorar ou modificar o estado do UART. O circuito tem por objetivo realizar toda a comunicação serial, incluindo a temporização e verificação de paridades (OLIVEIRA; SHIN-TING, 2019).

2.9.4 Conversão Analógico Digital

Os sinais de interesse médico são como eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG), fotopletismografia (PPG) e outros são sinais analógicos. Estes sinais devem ser convertidos em sinais digitais através de um conversor ADC para que possam ser processados pela etapa de manipulação de dados no microcontrolador.

De forma geral, o conversor ADC tem por objetivo transformar sinais que estão na forma de variação de tensão ou corrente e, através de amostragens desse sinal, gerar valor que podem ser compreendidos de forma discreta em conjunto de bits 0 e

1 (HAYKIN; MOHER, 2011).

Além da etapa de amostragem na qual são retiradas amostras do sinal a cada período de tempo padronizado, que também pode ser expressado como a frequência de amostras, o sinal precisa ser tratado de forma a eliminar possíveis tendências e distorções causadas por elementos externos ao sinal que se deseja amostrar. Este processo de tratamento pode e é normalmente feito com filtros digitais e analógicos, bem como com amplificadores (HAYKIN; MOHER, 2011).

O sinal amostrado tem valor igual ao valor médio do sinal durante o período de amostra, como ilustra a imagem.

2.9.4.1 Teorema de Nyquist

É necessário também que o sinal seja amostrado de forma a evitar o efeito aliasing, que é caracterizada pela sobreposição de espectros de amostras pelo intervalo insuficiente ou baixa frequência de amostragem. Para evitar esse fenômeno é necessário que a taxa de amostragem (F_s) seja no mínimo igual o dobro da frequência máxima (F_{max}) do sinal a ser amostrado (HAYKIN; MOHER, 2011). A equação 26 representa o teorema de amostragem demonstrado de Nyquist

$$F_s \geq 2F_{max} \quad (26)$$

2.9.4.2 Resolução

É importante também o correto ajuste da resolução da conversão. A resolução trata-se da razão entre diferença entre a tensão de pico (V_{max}) com a tensão de fundo de escala (V_{min}) e o número de bits disponíveis para representação discreta binária (HAYKIN; MOHER, 2011). A equação 27 representa a resolução.

$$Res = \frac{V_{max} - V_{min}}{2^N - 1} \quad (27)$$

Onde Res é a resolução a ser utilizada no ADC e N é o número de bits disponíveis.

3 DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo serão descritos os procedimentos realizados para o desenvolvimento deste trabalho. O sistema proposto tem por objetivo captar os sinais de oximetria de pulso e fotopleletismografia, processá-los para obter os valores de saturação de oxigênio (SpO_2) e frequência cardíaca e apresentar esses dados em um visor LED ao mesmo tempo em que são exibidos em aplicativo para dispositivos móveis.

Para tanto foi definido que o uso de um módulo de projeto capaz de se conectar à Internet e interpretar os dados fornecidos por um sistema de aquisição de sinais seria necessário para o desenvolvimento do sistema. Nesse contexto, o módulo WiFi ESP8266 NodeMCU, que faz a combinação do MCU ESP8266EX, desenvolvido pela empresa Espressif, com uma interface USB-serial e um regulador de tensão 3,3V.

No caso do circuito de aquisição de sinal com sensores foi optado pelo uso do módulo MAX30100, composto por um sensor de batimentos cardíacos e oxímetro em conjunto com circuitos de tratamento de sinal, conversores e registradores que fornecem dados de oximetria e batimentos cardíacos.

Por último, para fazer a interface com dispositivos móveis foi optado pelo uso da plataforma de desenvolvimento IoT Blynk, que permite a construção de sistemas de IoT com as mais variadas finalidades.

3.1 MAX30100

O módulo MAX30100 foi escolhido como o sensor para o projeto. O MAX30100 faz uso de dois LEDs, um fotodetector, um otimizador ótico e um circuito analógico de baixo ruído para processar o sinal de fotopleletismografia a fim de obter os sinais de oximetria de pulso e ritmo cardíaco. Este dispositivo possui uma operação de baixíssima potência e um subsistema de medição de saturação de oxigênio (SpO_2) composto por um sistema de cancelamento de luz ambiente seguido por um conversor analógico digital de 16 bits cujo a taxa de amostragem pode ser ajustada entre 50 e 1000 amostras por segundo (sps, do inglês *Samples per Second*). Ainda conta com um filtro *Notch* para anular frequência de 50 a 60 Hz. A figura 19 apresenta o módulo.

O sensor do MAX30100 utiliza dois LEDs, um com comprimento de onda de

Figura 19 – MAX30100.



Fonte: Autoria Própria.

660 nm (espectro vermelho) e outro com 880 nm (infravermelho), aliados a um sensor óptico que converte os sinais analógicos com um conversor ADC sigma delta de 16 bits. A estrutura de saída de dados digital 16 bits com estrutura FIFO (do inglês *First In First Out*) para garantir a comunicação com microprocessadores e microcontroladores de forma dividida, onde a leitura dos dados não é feita de forma contínua pelo outro dispositivo.

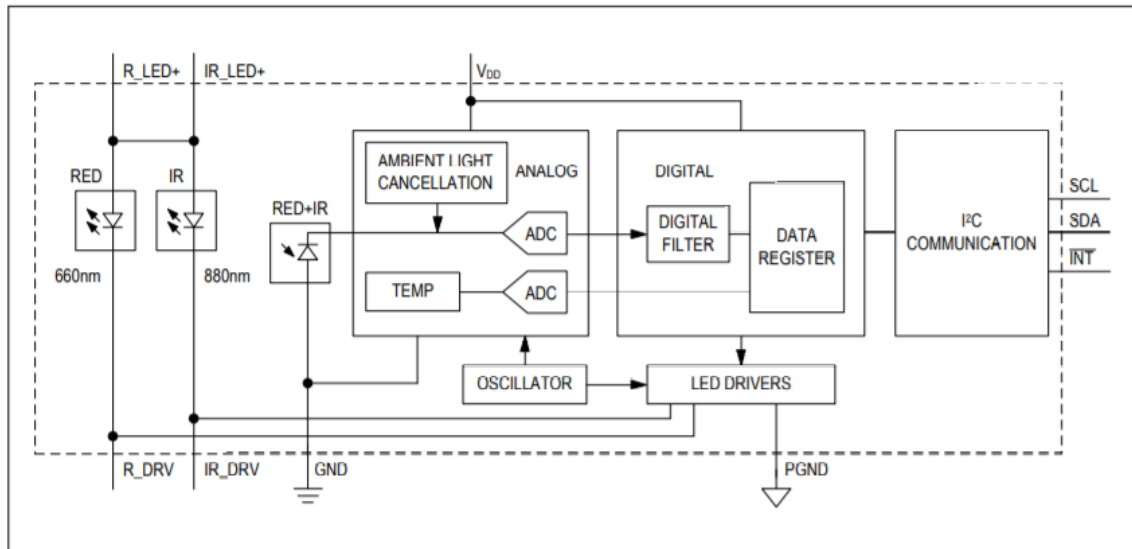
Os LEDs possuem um ciclo de trabalho de baixo consumo, sendo assim variações na corrente podem levar a formação de *ripples* (ondulações) no sinal dos LEDs. Para evitar que ocorra esse erro é necessário verificar se a fonte de alimentação possui impedância inferior a $1k\Omega$ e que tenha no mínimo $0,1\mu F$ de capacitância de desvio para um aterramento de baixa indutância.

Além desses aspectos, o MAX30100 possui um sensor de temperatura interno com objetivo de calibrar o sistema de oximetria uma vez que pode haver variações decorrentes da temperatura de trabalho e ambiente. A figura 20 apresenta um diagrama de blocos do sistema.

A figura 21 mostra a pinagem do MAX 30100, que é composta por 14 pinos, tendo apenas 10 portas uteis e os demais utilizados apenas para fixação na placa. Das 10 portas temos duas para comunicação I2C, sendo uma bidirecional e outra para entrada de clock, duas para controle dos drivers dos LEDs, uma para entrada de energia para drivers, duas para os LEDs, uma para os sistemas e uma para o aterramento. A figura 21 apresenta a pinagem do sensor.

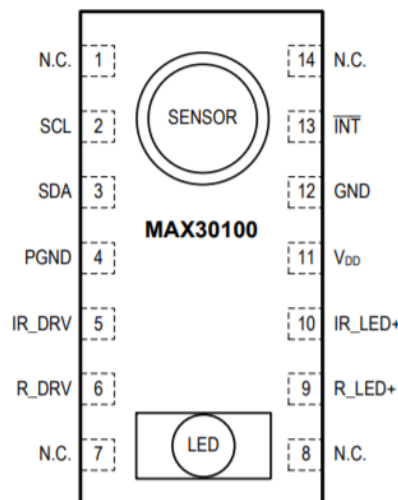
Outra vantagem do MAX30100 é o fato de possuir biblioteca de programa-

Figura 20 – Diagrama de Blocos MAX30100.



Fonte: MAX30100 Datasheet.

Figura 21 – Pinagem do sensor MAX30100.



Fonte: MAX30100 Datasheet.

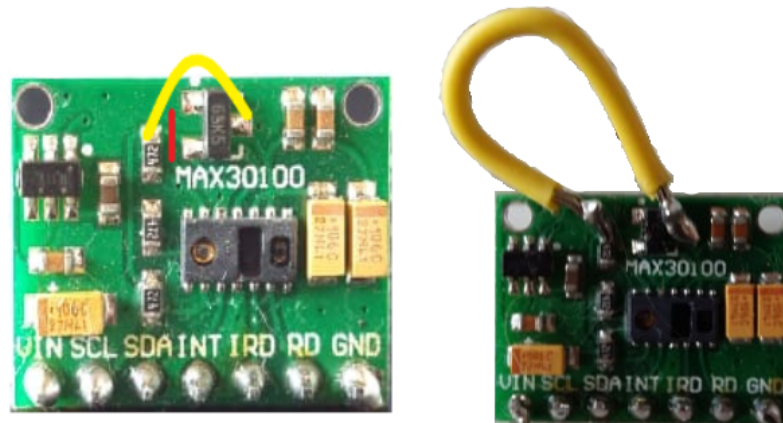
ção em linguagem Arduino própria, o que facilita muito a manipulação dos dados em conjunto com os demais dispositivos do projeto. É possível fazer o download da biblioteca através do GitHub ou pela própria IDE Arduino. A biblioteca pode ser incluída no código do projeto através do comando `#include "MAX30100_PulseOximeter.h"`.

Para o módulo MAX30100 utilizado no projeto foi verificado que, por conta de um resistor de 4.7 k Ω conectado as portas lógicas de clock e dados, a amplitude do nível lógico do CI fica em 1.8V. Comparando o com nível lógico de 3.3 V do módulos ESP8266 pode-se concluir que haverá problemas de comunicação.

Para contornar o problema foi optado por fazer uma modificação no circuito do

MAX30100 a fim de aumentar a tensão do nível lógico. Para isso foi feito um corte na trilha que conecta o resistor ao transistor MOSFET e passar conectar um fio entre a saída do resistor e a saída do transistor. A figura 22 mostra o procedimento realizado, o risco vermelho é onde foi necessário fazer o corte e a linha amarela a representação do fio condutor, a esquerda o circuito com a modificação pronta.

Figura 22 – Modificação no MAX30100.



Fonte: Autoria própria.

3.2 ESP8266

Para o desenvolvimento do projeto foi escolhida a placa de desenvolvimento NodeMCU ESP8266 que entrega uma solução WiFi SoC altamente integrativo aliado ao seu design compacto aos usuários, permitindo que o mesmo seja aplicado em diversos projetos de IoT. Conta com o chip ESP8266EX e o microprocessador Tensilica Xtensa 32-bit LX106 RISC, que tem suporte para operação de sistema em tempo real e opera com clock ajustável de 80 MHz a 160 MHz. Tem 128 KB de memória RAM e memória de armazenamento de 4 MB para dados e programas. Pode ser carregado externamente através de pinagem ou de sua porta micro USB. Suporta as tecnologias de comunicação UART, SPI e I2C .

A placa tem tensão de operação de 3,3 V e aceita tensões de entrada na faixa de 7 a 12 V. Possui 16 pinos digital I/O e um pino de entrada analógico (ADC). Possui cristal de oscilação interno e externo, sendo a frequência na faixa de 24 a 52 MHz. O sistema WiFi é implementado utilizando as tecnologias TCP/IP e full 802.11 b/g/n WLAN MAC protocol. Além disso o WiFi Radio e Banda de base suportam até 20,5

dBm de potência de transmissão, até 72,2 Mbps de velocidade de dados, 802.11 n MCS0-7 com largura de banda de 20 MHz e potência de transmissão ajustável.

Permite a programação através do IDE Arduino, uma plataforma de código aberto e com suporte e apoio do portal online de programação GitHub, onde os programas são escritos através de editor de texto e depois compilados para a aplicação. Os programas escritos são salvos com a extensão “.ino” .A IDE Arduino ainda permite acesso a diversas bibliotecas, que aumentam a funcionalidade dos programas, podendo ser acessadas dentro do próprio aplicativo e ainda a criação de bibliotecas próprias. A figura 23 mostra o módulo ESP8266 NodeMCU.

Figura 23 – ESP8266 NodeMCU.



Fonte: Autoria própria.

O ESP8266 possui biblioteca própria na linguagem Arduino. Através do comando `#include <ESP8266WiFi.h>` é possível utilizar comandos especiais para o módulo que facilitam a programação e comunicação com outros dispositivos inclusive conexão com a internet.

3.3 BLYNK

A plataforma de desenvolvimento IoT Blynk tem por objetivo facilitar o desenvolvimento de aplicações remotas através do uso de seus recursos. Os três principais componentes da plataforma são o aplicativo Blynk para criação de interfaces, O servidor em nuvem Blynk para comunicação entre dispositivos e as bibliotecas disponíveis para comunicação com diversos tipos de módulos de projeto como Arduino, ESP8266, Raspberry Pi. Ainda é possível rodar os programas a partir de um servidor local privado.

A plataforma permite comunicação em com diversos tipos de tecnologia de comunicação com e sem fio como WiFi, Bluetooth, Ethernet, GSM e USB serial. O sistema funciona com portas virtuais que podem ser utilizadas para transmissão de dados entre aplicativo e as portas de dados dos dispositivos, também podem ser utilizadas para atuar sobre os dispositivos. A comunicação se dá através da autenticação de um token fornecido pelo aplicativo e que deve ser inserido na programação do módulo para projetos, esse processo garante segurança na transmissão de dados.

Através do aplicativo é possível selecionar o tipo de mecanismo pelo que se deseja avaliar os dados recebidos dos dispositivos, como gráficos e contadores, definindo limites superior e inferior para os valores mostrados. Também é possível inserir botões, potenciômetros e joysticks para manipulação de variáveis dos dispositivos.

3.4 DISPLAY LED

Para a apresentação dos dados, além do uso da interface do aplicativo Blynk, foi utilizado um display de LED de 0.96 polegadas. A comunicação de dados com o display é feita por I2C, possui tensão de operação entre 2.2V e 5.5V utilizando um controlador SSD1306. A figura 24 mostra o visor.

Figura 24 – Display LED 0.96.



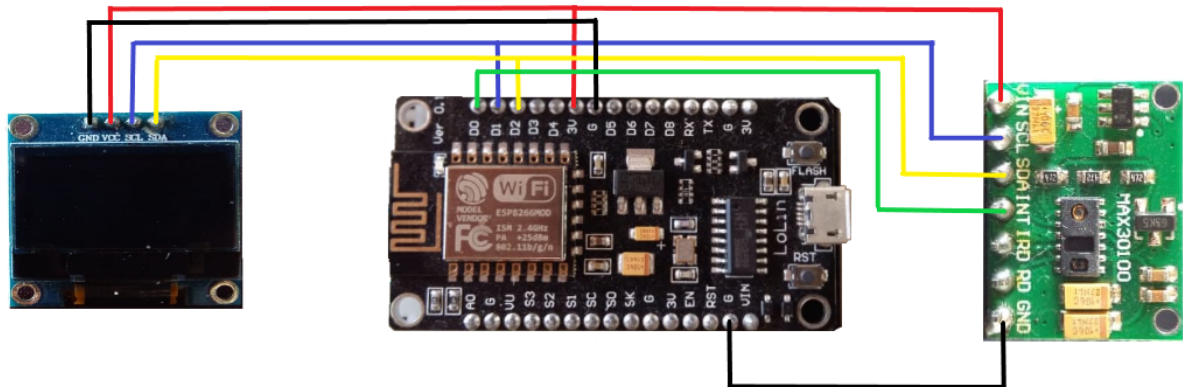
Fonte: Autoria própria.

3.5 PROJETO

A montagem do projeto foi realizada em uma placa de prototipagem Hikari HK-P200 com as ligações sendo feitas com o uso de fios próprios para prototipagem.

O layout das ligações entre os dispositivos é apresentado pela figura 25.

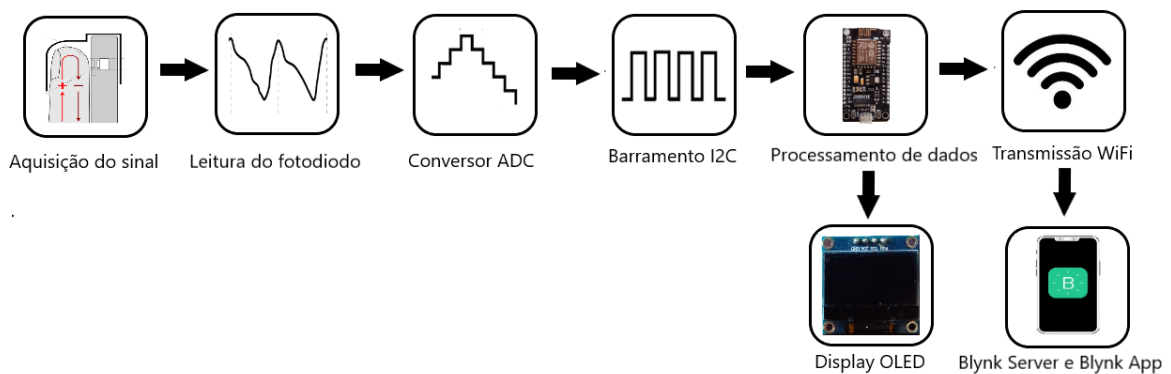
Figura 25 – Layout do projeto.



Fonte: Autoria própria.

A fonte de tensão foi feita através da porta micro USB e a implementação da programação de comando do projeto foi feita através da IDE Arduino versão 1.8.13. Para a comunicação entre os dispositivos e a plataforma Blynk foram utilizadas as portas virtuais V7 e V8 do aplicativo. A figura 26 apresenta um fluxograma com o funcionamento do dispositivo projetado.

Figura 26 – Fluxograma do funcionamento do projeto.



Fonte: Autoria própria.

3.5.1 Bibliotecas Utilizadas

Para a implementação do código de comando do projeto foram adicionadas bibliotecas específicas para estabelecer a comunicação entre os dispositivos. As bibliotecas utilizadas foram:

- *Wire.h*: utilizada para estabelecer a comunicação I2C entre dispositivos;
- *MAX30100PulseOximeter.h*: utilizada para fazer a interface do CI MAX30100, permite fazer alterações nos parâmetros do sensor e obter dados de saturação de oxigênio e frequência cardíaca;
- *ESP8266WiFi.h*: para fazer a conexão do ESP8266 com a internet;
- *Adafruit_GFX.h*: biblioteca gráfica para comunicação displays;
- *OakOLED.h*: driver para o controlador SSD1306 do display LED;
- *Blynk.h*: para comunicação com a nuvem Blynk e outras funcionalidades da plataforma.
- *BlynkSimpleEsp8266.h*: driver Blynk para comunicação específica com ESP8266.

Após a declaração das bibliotecas foram inseridos os dados referentes a rede WiFi local, token de autenticação do aplicativo Blynk e definido o período atualização de dados em 1 atualização por segundo. Também foi definido o mapa de bits do display LED.

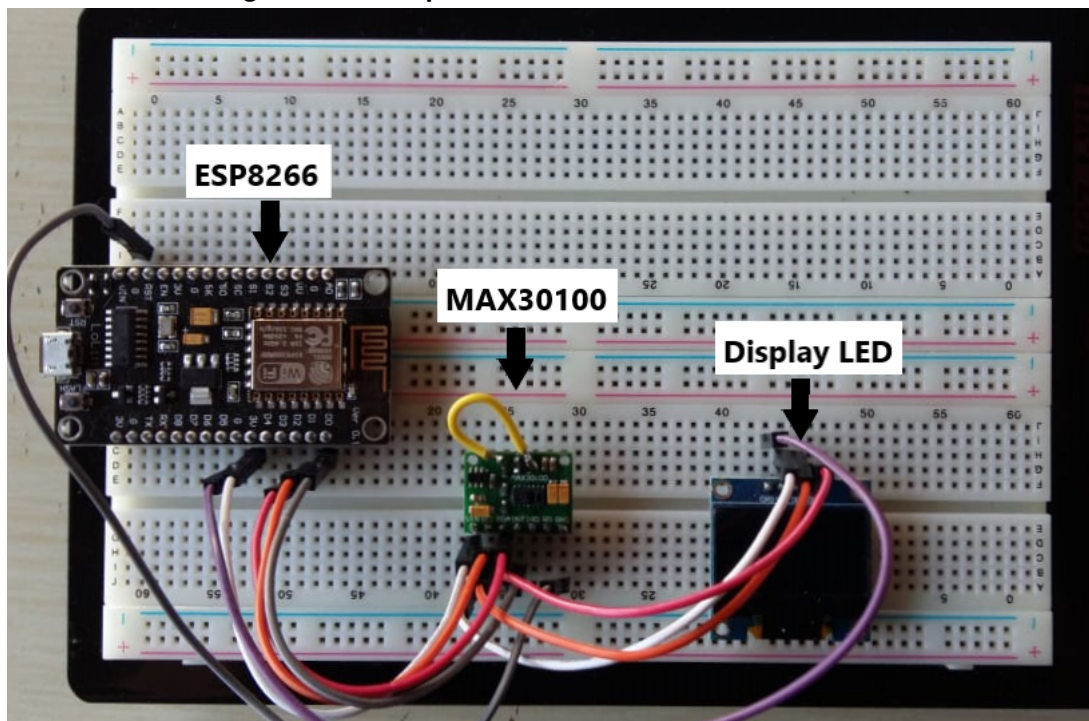
A corrente dos LEDs do sensor foi definida em 50 mA e o período de amostragem ficou em 1000 amostras por segundo, que é a configuração recomendada pelo fabricante. Também foi criado um sistema de verificação de iniciação do sensor que, ao detectar a ausência de sinal proveniente do sensor, informa a falha de comunicação.

A partir da detecção de sinal proveniente do sensor o programa entra em um ciclo de atualização dos dados imprimindo os valores de saturação e oxigênio e frequência cardíaca no display e enviando os dados para a plataforma Blynk.

4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos dos experimentos realizados. A partir da definição de todos os dispositivos com as características de projeto necessárias para o projeto, da definição da linguagem de programação e das bibliotecas utilizadas e dos softwares utilizados foi realizada a montagem dos componentes e estabelecida a conexão entre os dispositivos. A figura 27 apresenta os dispositivos físicos montados na *protoboard*.

Figura 27 – Componentes físicos montados.



Fonte: Autoria própria.

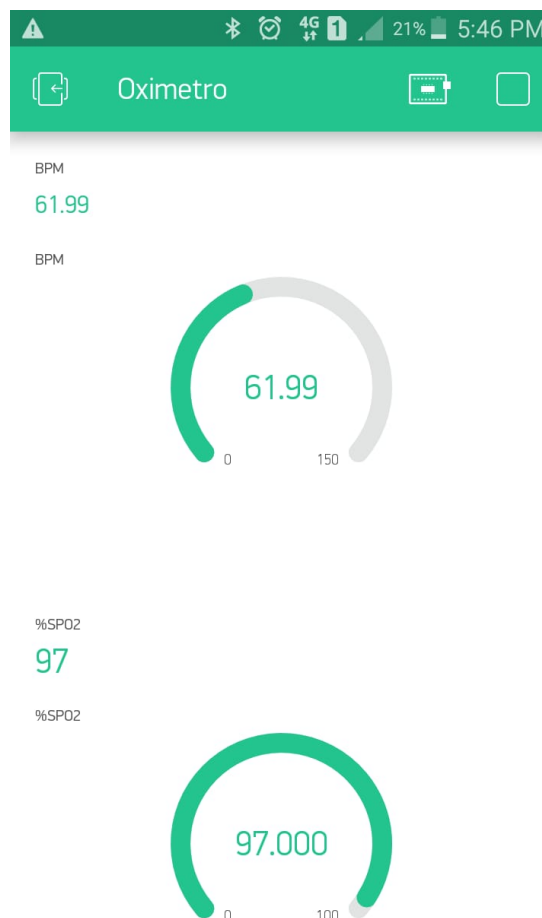
É importante destacar que, devido a atual situação sanitária e pelo fato de o projeto não ter passado por análise do Comitê de Ética e Pesquisa da UTFPR os sinais utilizados no desenvolvimento do projeto são da orientadora do projeto. O que está de acordo com as normas para desenvolvimento de projeto com sinais vitais humanos.

Após a montagem dos componentes foi realizada uma verificação da aquisição do sinal da professora orientadora através do display LED, conforme ilustra a figura 28, e em seguida foi implementado o layout do projeto no aplicativo Blynk, selecionando as portas virtuais e exibidores de dados com marcação de tipo ponteiro de dados e com valores simples.

Figura 28 – Display LED com dados.

Fonte: Autoria própria.

Para finalizar o projeto foi necessário fazer a conexão dos dispositivos com a rede WiFi local para que os dados pudessem ser transmitidos para a nuvem de dados Blynk e retransmitidos para o aparelho celular. A figura 29 mostra o layout do aplicativo com os dados referentes ao sinal da orientadora do projeto.

Figura 29 – Layout no aplicativo Blynk em funcionamento.

Fonte: Autoria própria.

Com a implementação do projeto foram realizados alguns testes para saber a eficácia na transmissão dos sinais e possíveis erros de medição. Com relação à conectividade com o servidor e atualização de dados no aplicativo Blynk, notou-se um desempenho dentro das expectativas, com o atraso mínimo inferior a 1 segundo na atualização decorrente da transmissão por nuvem. A conexão com o servidor se mostrou robusta, no qual durante um período de 3 horas de monitoramento contínuo se manteve transmitindo o sinal para o celular normalmente.

Já com relação à parte física do projeto notou-se que a partir do momento em que a leitura do sinal começa a ser feita pelos sensores o sistema de determinação dos valores de frequência cardíaca passa um tempo de aproximadamente 15 segundos informando valores com erros de medição. Esse problema de aquisição inicial é decorrente da inicialização do sistema de determinação que, nesse período inicial, trabalha com registradores zerados e sem histórico de dados, uma vez que o processo de determinação de frequência cardíaca se dá pela comparação de sinais no tempo (número de ciclos cardíacos por minutos).

5 CONCLUSÃO

Este trabalho teve por objetivo o desenvolvimento de um sistema de monitoramento de sinais de oximetria e frequência cardíaca utilizando conceitos de Internet das Coisas (IoT) aplicado à dispositivos móveis. Para tanto foi realizado o desenvolvimento do sistema de processamento de dados de oximetria oriundos do sensor MAX30100, o desenvolvimento do sistema de transmissão de dados usando o servidor em nuvem Blynk e, por fim, feita toda a implementação desse sistema através do aplicativo para celular Blynk, pelo qual é possível haver a comunicação a distância entre os dados de oximetria do sistema e o aparelho móvel conectado a Internet. Ainda foram realizados alguns testes a fim de verificar o tempo de resposta do aparelho e também a estabilidade da conexão com o servidor.

Através dos resultados obtidos é possível afirmar que o projeto desenvolvido atendeu aos objetivos impostos, sendo capaz de enviar dados de sinais vitais para outro dispositivo móvel utilizando tecnologias IoT.

Dessa maneira, o projeto atendeu aos requisitos iniciais, apresentando bom prognóstico para aprimoramentos futuros, possibilitando a expansão para aquisição de mais sinais vitais utilizando outros sensores em conjunto.

Para aplicações futuras seria interessante a aquisição de dados em diferentes pessoas com quadros clínicos distintos e a validação do procedimento pelo Comitê de Ética. Além disso poderia ser proposto o desenvolvimento de uma ou mais bases para aquisição do sinal proveniente de outras parte do corpo humano, como lóbulo da orelha e pulso das mãos.

REFERÊNCIAS

BRASIL, Senado Federal do. Constituição da república federativa do brasil. **Brasília: Senado Federal, Centro Gráfico**, 1988. Citado na página 17.

BUEKERS, Joren et al. Wearable finger pulse oximetry for continuous oxygen saturation measurements during daily home routines of patients with chronic obstructive pulmonary disease (copd) over one week: observational study. **JMIR mHealth and uHealth**, JMIR Publications Inc., Toronto, Canada, v. 7, n. 6, p. e12866, 2019. Citado na página 15.

CALIL, Saide Jorge et al. Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção. **Ministério da Saúde. Brasília**, p. 9, 2002. Citado 3 vezes nas páginas 29, 30 e 31.

CLARO, André Luis Saganski Costa. Tecnologias sem fio para monitoramento remoto de pacientes. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2011. Citado na página 20.

DIAS, VMCH et al. Orientações sobre diagnóstico, tratamento e isolamento de pacientes com covid-19. **JOURNAL Infection Control**, v. 9, n. 2, p. 56–75, 2020. Citado na página 18.

ELGENDI, Mohamed. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. **Current cardiology reviews**, Bentham science PUBLISHERs, v. 8, n. 1, p. 14–25, 2012. Citado na página 32.

HALL, John Edward; GUYTON, Arthur C. Tratado de fisiología médica. In: **Tratado de fisiologia médica**. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1151–1151. Citado 5 vezes nas páginas 20, 21, 22, 23 e 24.

HAYKIN, Simon; MOHER, Michael. **Sistemas de Comunicação-5**. [S.l.]: Bookman Editora, 2011. Citado na página 44.

JUNIOR, Ernesto Cesar Pinto Leal et al. Estudo comparativo do consumo de oxigênio e limiar anaeróbio em um teste de esforço progressivo entre atletas profissionais de

futebol e futsal. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, SciELO Brasil, v. 12, n. 6, p. 323–326, 2006. Citado na página 19.

LOPEZ, Leonardo Juan Ramirez; APONTE, Gabriel Puerta; GARCIA, Arturo Rodriguez. Internet of things applied in healthcare based on open hardware with low-energy consumption. **Healthcare Informatics Research**, v. 25, n. 3, p. 230–235, 2019. Citado na página 16.

LUKS, Andrew M; SWENSON, Erik R. Pulse oximetry for monitoring patients with covid-19 at home: Potential pitfalls and practical guidance. **Annals of the American Thoracic Society**, n. ja, 2020. Citado na página 15.

MA, XJ; HUANG, GY. Neonatal pulse oximetry screening improves detecting of critical congenital heart disease. **Chinese Medical JOURNAL**, v. 126, n. 14, p. 2736–2740, 2013. Citado na página 15.

MEDEIROS, Ana Lúcia et al. Oximetria de pulso em triagem de cardiopatias congênitas: conhecimento e atuação do enfermeiro. **Cogitare Enfermagem**, v. 20, n. 3, 2015. Citado na página 14.

MONDO, Carlos Wylliam. **Desenvolvimento de um sistema de monitoramento cardíaco**. 2018. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2018. Citado na página 20.

NORONHA, Kenya Valeria Micaela de Souza et al. Pandemia por covid-19 no brasil: análise da demanda e da oferta de leitos hospitalares e equipamentos de ventilação assistida segundo diferentes cenários. **Cadernos de Saúde Pública**, SciELO Public Health, v. 36, p. e00115320, 2020. Citado na página 18.

OLIVEIRA, José Raimundo de; SHIN-TING, Wu. Tópico 10. 2019. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 43.

PEREDNIA, Douglas A; ALLEN, Ace. Telemedicine technology and clinical applications. **Jama**, American Medical Association, v. 273, n. 6, p. 483–488, 1995. Citado na página 15.

PIRES, Luiza Nassif; CARVALHO, Laura; XAVIER, Laura de Lima. Covid-19 e desigualdade: a distribuição dos fatores de risco no Brasil. **Experiment Findings**, 2020. Citado na página 17.

RAMOS, Moara; GAPIT, Vânia Löschl; LICHTENSTEIN, Arnaldo. A instrumentalização do clínico. **Revista de Medicina**, v. 86, n. 1, p. 52–60, 2007. Citado na página 14.

SANTOS, Bruno P et al. Internet das coisas: da teoria à prática. **Minicursos SBRC-Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores e Sistemas Distribuídos**, v. 31, 2016. Citado 4 vezes nas páginas 33, 34, 35 e 36.

SILVA, Gisllaine Celina da. **Fonocardiógrafo com tecnologia móvel**. 2016. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2016. Citado na página 20.

WEBSTER, John G. **Design of pulse oximeters**. [S.l.]: CRC Press, 1997. Citado 10 vezes nas páginas 25, 26, 27, 28, 36, 37, 38, 39, 40 e 41.

_____. **Medical instrumentation: application and design**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009. Citado na página 20.