



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE COMUNICAÇÃO E EXPRESSÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN

JONATHAN KEN NISHIDA

**O DESIGN COMO FERRAMENTA DE DESENVOLVIMENTO NO
PROCESSO INTERATIVO PARA AFERIÇÃO E TRANSMISSÃO DE DADOS
DOS SINAIS VITAIS EM AMBIENTE HOSPITALAR**

Florianópolis-SC
2023

JONATHAN KEN NISHIDA

**O DESIGN COMO FERRAMENTA DE DESENVOLVIMENTO NO
PROCESSO INTERATIVO PARA AFERIÇÃO E TRANSMISSÃO DE DADOS
DOS SINAIS VITAIS EM AMBIENTE HOSPITALAR**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Design da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Design. Linha de Pesquisa: Mídia e Tecnologia.

Orientador: Prof. Milton Luiz H. Vieira, Dr
Coorientador: Prof. Flávio Andaló, Dr

Florianópolis-SC

2023

Nishida, Jonathan Ken
O DESIGN COMO FERRAMENTA DE DESENVOLVIMENTO NO PROCESSO INTERATIVO PARA AFERIÇÃO E TRANSMISSÃO DE DADOS DOS SINAIS VITAIS EM AMBIENTE HOSPITALAR / Jonathan Ken Nishida ; orientador, Milton Luiz Horn Vieira, coorientador, Flávio Andaló, 2023.
125 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Comunicação e Expressão, Programa de Pós-Graduação em Design, Florianópolis, 2023.

Inclui referências.

1. Design. 2. Design Tecnologia. 3. Sinais Vitais. 4. Urgência Emergência. 5. Internet das Coisas. I. Vieira, Milton Luiz Horn. II. Andaló, Flávio. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Design. IV. Título.

JONATHAN KEN NISHIDA

**O DESIGN COMO FERRAMENTA DE DESENVOLVIMENTO NO
PROCESSO INTERATIVO PARA AFERIÇÃO E TRANSMISSÃO DE DADOS
DOS SINAIS VITAIS EM AMBIENTE HOSPITALAR**

O presente trabalho em nível de Doutorado foi avaliado e aprovado, em 26 de julho de 2023, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Luiz Fernando Gonçalves de Figueiredo
Universidade Federal de Santa Catarina
Avaliador Interno

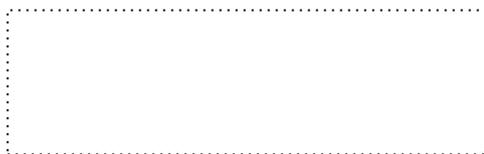
Prof. Dr. Milton José Cinelli
Universidade do Estadual de Santa Catarina
Avaliador Externo

Profa. Dra. Sayonara de Fatima Faria Barbosa
Universidade Federal de Santa Catarina
Avaliador Externo

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Doutor em Design na Linha de Pesquisa: Mídia e Tecnologia.



Coordenação do Programa de Pós-Graduação



Prof. Milton Luiz Horn Vieira, Dr.
Orientador

Florianópolis, 26 de julho de 2023

Para família

AGRADECIMENTOS

Ao Departamento de Gestão, Mídias e Tecnologia da UFSC, ao DesignLab e seus integrantes; sem sua estrutura e companheirismo, este trabalho jamais teria sido possível. Victor agradeço a ajuda na construção do dispositivo de pulseira multiparamétrica, além de ter lido e relido por diversas verses, corrigido o texto escrito.

A todos aqueles que fazem o Programa de Pós-Graduação em Design da UFSC acontecer e, naturalmente, meus profundos agradecimentos ao Prof. Dr. Milton Luiz Horn Vieira, meu orientador que vislumbrou as possibilidades deste projeto e instruiu com seus conhecimentos e experiências.

Em especial, meu muito obrigado à minha filha Akemi, Kenzo e esposa Ineida Cristina que de forma entusiasmada e paciente continua a me mostrar como enxergar o mundo.

Por fim, agradeço a Deus, que além de me prover a vida, permitiu que eu estivesse rodeado pelos colegas, amigos e familiares que tanto me ensinam e inspiram.

*A recompensa de cumprir uma
obrigação é a possibilidade de iniciar
outra. (George Sand)*

RESUMO

Os setores de urgência e emergência nos hospitais caracterizam-se pelo trabalho em um ritmo acelerado, por vezes com superlotação e sobrecarga de tarefas para os profissionais da saúde. São necessários atendimentos imediatos, para detectar e tratar sintomas que podem se agravar em pouco tempo, tais como: insuficiência respiratória, arritmia cardíaca, crises asmáticas, alterações circulatórias, febres, dentre outros. Assim, os procedimentos aferição dos sinais vitais (temperatura corporal, batimentos cardíacos, oxigenação sanguínea e pressão arterial) possuem a importância de detectar o estado clínico dos pacientes no setor de urgência e emergência, fornecendo informações necessárias aos médicos, para que estes possam determinar o tratamento a ser iniciado. A partir disso, com a incorporação de tecnologias pode-se ter um monitoramento do que ocorre no setor de urgência e emergência do hospital. Com isso, tem-se a detecção imediata de situações críticas, direcionando o paciente ao tratamento no momento exato em que há alteração significativa em seu estado de saúde. Neste contexto, o presente projeto objetiva desenvolver um processo conceitual interativo para aferição e transmissão em tempo real dos sinais vitais dos pacientes em ambientes hospitalares para controle da ordem de atendimento conforme a criticidade. Além disso, desenvolver um protótipo capaz de aferir e transmitir de forma automatizada os dados de determinados sinais vitais, tais como batimentos cardíacos, pressão arterial, temperatura corporal e oxigenação sanguínea. A metodologia utilizada é a de pesquisa aplicada, caracterizada como exploratória e qualitativa, visando gerar conhecimento para aplicações práticas. A pesquisa está dividida em quatro etapas: 1) Avaliação dos equipamentos, 2) Testes de integração entre os componentes, 3) Desenvolvimento dos protótipos de hardware e software, 4) Validação. Inicialmente, procura-se determinar as características de cada procedimento, a fim de compreender as barreiras e oportunidades encontradas para a aplicação das tecnologias. Em seguida, tem-se uma avaliação do funcionamento de diferentes sensores e como as tecnologias podem no processo interativo para a aferição de dados. Posteriormente, são realizados os testes para as soluções desenvolvidas. Como etapa final, tem-se a criação dos protótipos. Em hardware, deve ser capaz de aferir a pressão arterial, batimentos cardíacos, temperatura corporal e oxigenação sanguínea, além de transmitir estes dados em tempo real ao aplicativo. Já para o protótipo de software, tem-se o gerenciamento de todos os dados e informações coletadas de maneira automatizada. Por fim, realizou-se a validação do protótipo fazendo comparativos com equipamentos de mercado já consolidados. A partir disso, discute-se a atuação deste processo interativo em termos de agilidade aos atendimentos, redução do tempo e possibilidades de erros, identificação do estado clínico do paciente de maneira imediata e a sua contribuição para a tomada de decisões de médicos e enfermeiros. Espera-se que esta pesquisa possa contribuir ao investigar a estrutura dos setores hospitalares e as tecnologias utilizadas nos hospitais, ao analisar a viabilidade de novas tecnologias serem incorporadas e ao aperfeiçoar o processo de atendimento ao paciente, a partir da aferição e da transmissão dos dados de sinais vitais dos pacientes em tempo real de acordo com as normas.

Palavra - Chave: Design Tecnologia; Sinais Vitais; Urgência Emergência; Internet das Coisas

ABSTRACT

The urgent and emergency sectors in hospitals are characterized by working at a fast pace, sometimes with overcrowding and task overload for health professionals. Immediate care is needed to detect and treat symptoms that may worsen in a short time, such as: respiratory failure, cardiac arrhythmia, asthma attacks, circulatory disorders, fevers, among others. Thus, the procedures for measuring vital signs (body temperature, heart rate, blood oxygenation and blood pressure) are important for detecting the clinical status of patients in the urgent and emergency sector, providing necessary information to physicians, so that they can determine the treatment to be started. From this, with the incorporation of technologies, it is possible to have a monitoring of what happens in the emergency sector of the hospital. With this, there is the immediate detection of critical situations, directing the patient to treatment at the exact moment when there is a significant change in his health status. In this context, the present project aims to develop an interactive conceptual process for measuring and transmitting in real time the vital signs of patients in hospital environments to control the order of care according to the criticality. In addition, to develop a prototype capable of automatically measuring and transmitting data on certain vital signs, such as heart rate, blood pressure, body temperature and blood oxygenation. The methodology used is that of applied research, characterized as exploratory and qualitative, aiming to generate knowledge for practical applications. The research is divided into four stages: 1) Evaluation of equipment, 2) Tests of integration between components, 3) Development of hardware and software prototypes, 4) Validation. Initially, we try to determine the characteristics of each procedure, to understand the barriers and opportunities found for the application of technologies. Then, there is an evaluation of the functioning of different sensors and how the technologies can in the interactive process for the measurement of data. Subsequently, tests are carried out for the developed solutions. As a final step, there is the creation of prototypes. In hardware, it must be able to measure blood pressure, heart rate, body temperature and blood oxygenation, in addition to transmitting this data in real time to the application. As for the software prototype, there is the management of all data and information collected in an automated way. Finally, the validation of the prototype was carried out making comparisons with already consolidated market equipment. Based on this, the performance of this interactive process is discussed in terms of speed of care, reduction of time and possibility of errors, identification of the patient's clinical status immediately and its contribution to the decision-making of doctors and nurses. It is hoped that this research can contribute by investigating the structure of hospital sectors and the technologies used in hospitals, by analyzing the feasibility of new technologies being incorporated and by improving the patient care process, based on the measurement and transmission of data. of patients' vital signs in real time according to norms.

Keyword: Design Technology; Vital signs; Urgency Emergency; Internet of Things

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Os cinco fatores.....	23
Figura 2 - A atividade de projeto envolve três aspectos principais.....	24
Figura 3 - Os métodos lineares.....	24
Figura 4 - Os métodos cíclicos.....	25
Figura 5 - Método linear.....	25
Figura 6 - Síntese de vários conceitos do processo de design.....	26
Figura 7 - Modelo do processo de metodologia.....	27
Figura 8 - Fluxo setor hospitalar urgência e emergência.....	39
Figura 9 - Diferenças na absorção de luz da hemoglobina.....	42
Figura 10 - Absorção de luz através dos tecidos.....	43
Figura 11 - Disposição dos sensores método reflexivo.....	44
Figura 12 - Processo auscultatório.....	45
Figura 13 - Processo ultrassônico.....	46
Figura 14 - Processo oscilométrico.....	46
Figura 15 - Diagrama esquemático Luz incidida e transmitida.....	47
Figura 16 - Pressão Arterial de acordo com o local.....	48
Figura 17 - Pontos de análise da onda de Pulso.....	49
Figura 18 - Onda da pressão arterial.....	51
Figura 19 - Onda de pulso digital e rigidez arterial.....	52
Figura 20 - Sensor de piezo elétrico.....	57
Figura 21 - Sensor AD8232.....	58
Figura 22 - Sensor MAX30105.....	58
Figura 23 - Filtro passa baixa e passa alta.....	60
Figura 24 - Diagrama de Bode.....	62
Figura 25 - Led vermelho e infravermelho de 5mm.....	62
Figura 26 - Receptor infravermelho de 5mm.....	63
Figura 27 - Resistor eletrônico.....	63
Figura 28 - Circuito teste de emissão sem obstrução.....	64
Figura 29 - Sinal do LED infravermelho e vermelho no fotorreceptor.....	65
Figura 30 - Diagrama do sensor MAX30105.....	67
Figura 31 - Circuito de emissão sem obstrução.....	67
Figura 32 - Sensor de pressão DIP.....	69
Figura 33 - Micro compressor operando livre.....	69
Figura 34 - Micro compressor operando forçado.....	70
Figura 35 - Circuit funcional com micro compressor de ar.....	70
Figura 36 - Sinal IR AC recebido com o sensor no polegar.....	72
Figura 37 - Sinal IR AC recebido com o sensor na parte dorsal do punho.....	72
Figura 38 - Sinal IR AC recebido com o sensor no pulso.....	73
Figura 39 - Sinal verde AC recebido com o sensor no polegar.....	73
Figura 41 - Sinal verde AC recebido com o sensor na parte dorsal do punho.....	73
Figura 40 - Percentagem de sinal verde AC recebido com o sensor no pulso.....	74
Figura 42 - Sinal IR recebido pelo sensor MAX30105 (Polegar).....	74
Figura 43 - Sinal IR recebido pelo sensor MAX30105 (Pulso).....	75
Figura 44 - Sinal Verde recebido pelo sensor MAX30105 (Polegar).....	75
Figura 45 - Sinal Verde recebido pelo sensor MAX30105 (parte dorsal do punho) ...	75
Figura 46 - Sinal verde recebido pelo sensor MAX30105 (pulso).....	76
Figura 47 - Conexão entre MLX90614 com ESP32.....	77
Figura 48 - Conexão entre DS18B20 com ESP32.....	78
Figura 49 - Tempo do sensor DS18B20 atingir a temperatura do corpo humano.....	78

Figura 50 - Conexão de todos os sensores com ESP32	82
Figura 51 - Conexão incluindo a alimentação	83
Figura 52 - Outlier	90
Figura 53 - Estimativa do limite superior e inferior	91
Figura 54 - Período entre pulsos.....	92
Figura 55 - Ruído de sensor sem objeto próximo.....	93
Figura 56 - Sinal com sensor encostado na pele.....	93
Figura 57 - Sinal com sensor encostado na laranja e no pessego	94
Figura 58 - Componente (AC) retificado	95
Figura 59 - Componente (AC) invertida	99
Figura 60 - Raio de Leitura do Sensor	101
Figura 62 - Proposta de Fluxo para o setor de Urgência e emergência.....	104
Figura 63 - Componente (AC) invertida	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Variação dos batimentos cardíacos de acordo com a idade	40
Tabela 2 - Classificação da pressão arterial maior de 18 anos de idade	49
Tabela 3 - Temperatura média conforme faixa etária	52
Tabela 4 - Comparativa entre os microcontroladores	56
Tabela 5 - Resistência e capacitância para o filtro	61
Tabela 6 - Relação entre potência do LED e distância de captura da partícula.....	71
Tabela 7 - Comparativo entre os sensores testados.....	79
Tabela 8 - Comparativo técnicas de filtros digitais	88
Tabela 9 - Variações do sensor MLX90614	101

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	16
1.2	QUESTÃO DE PESQUISA	17
1.3	OBJETIVOS	17
1.3.1	Objetivo Geral.....	17
1.3.2	Objetivos Específicos	18
1.4	JUSTIFICATIVA DO TEMA	18
1.5	INEDITISMO	19
1.6	CAPÍTULOS DA PESQUISA	20
2	DESIGN E TECNOLOGIA	21
2.1	O DESIGN	21
2.2	METODOLOGIA E O PROCESSO DE DESIGN	26
2.3	PROCESSO DE KUMAR	27
2.3.1	Intenção:	28
2.3.2	Pesquisa:	28
2.3.3	Análise:	28
2.3.4	Síntese:	28
2.3.5	Concepção:	28
2.4	ERGONOMIA	29
2.5	INOVAÇÃO E TECNOLOGIA	30
2.5.1	Design como gerador de inovação.....	31
2.5.2	Tecnologia.....	32
2.5.3	Tecnologias sociais.....	34
2.5.4	Tecnologia da informação.....	35
2.5.5	Internet das Coisas para a geração de produtos inovadores.....	35
3	URGÊNCIA E EMERGÊNCIA	37
3.1	SETOR HOSPITALAR DE URGÊNCIA E EMERGÊNCIA	37
3.2	FLUXO DE ATENDIMENTO DO PACIENTE.....	37
3.3	CONTEXTUALIZAÇÃO DOS SINAIS VITAIS	39
3.4	FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	39
3.5	OXIGENAÇÃO SANGUÍNEA.....	40
3.6	PRESSÃO ARTERIAL	44
3.7	RIGIDEZ ARTERIAL	50
3.8	TEMPERATURA CORPORAL.....	52
4	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICO	54
4.1	ETAPA 1 - AVALIAÇÃO DOS COMPONENTES.....	54
4.2	ETAPA 2 – TESTES DE INTEGRAÇÃO DOS COMPONENTES	55
4.3	ETAPA 3 - DESENVOLVIMENTO DOS PROTÓTIPOS	55
4.4	ETAPA 4 - VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO	55
5	APLICAÇÃO - AVALIAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS	56
5.1	ESCOLHA DO MICROCONTROLADOR	56
5.2	COMPONENTES BATIMENTO CARDÍACO.....	57
5.2.1	Sensor de piezoelétrico.....	57
5.2.2	Sensor de AD8232.....	57
5.2.3	Sensor MAX30105	58
5.3	COMPONENTES OXIGENAÇÃO SANGUÍNEA (SPO2)	59
5.3.1	Filtro RC passa baixa e passa alta.....	59

5.3.2	Teste com LED vermelho e infravermelho com fotorreceptor IR.....	62
5.3.3	Teste com sensor MAX30105.....	66
5.4	COMPONENTES PRESSÃO ARTERIAL.....	68
5.4.1	Pressão arterial por auscultatório, ultrassônico e oscilométrico.....	68
5.4.2	Pressão arterial por Pletismografia.....	71
5.5	COMPONENTES TEMPERATURA CORPORAL.....	76
5.5.1	Sensor infravermelho.....	76
5.5.2	Sensor termistor.....	77
5.6	COMPARATIVO ENTRE OS SENSORES TESTADOS.....	79
5.7	ESCOLHA DOS COMPONENTES PARA O PROJETO.....	80
5.8	ASSOCIANDO OS COMPONENTES AO ESP32.....	81
5.8.1	MONTAGEM DO HARDWARE.....	81
5.8.1.1	Alimentação dos sensores e microcontrolador.....	82
5.8.2	DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE.....	84
5.8.2.1	Estudo sobre as bibliotecas aplicadas ao software.....	84
5.8.2.2	Aplicação das bibliotecas dos sensores.....	86
5.8.2.3	Filtros FIR (Finite Impulse Response).....	86
5.8.2.4	Filtros IIR (Infinite Impulse Response).....	87
5.8.2.5	Técnicas e métodos de filtros Digitais.....	88
5.8.2.6	Aplicando o Filtros FIR (Média Móvel).....	89
5.8.2.7	Desconsideração de outliers.....	90
5.8.2.8	Estimativa do batimento cardíaco.....	91
5.8.2.9	Identificador de presença.....	92
5.8.2.10	Razão de absorção para estimativa do SpO2.....	94
5.8.2.11	Retificação do Sinal (AC).....	95
5.8.2.12	Estimando o SpO2.....	96
5.8.2.13	Estimando Pressão Arterial.....	97
5.8.2.14	Aferindo a temperatura corporal.....	100
5.8.2.15	Disponibilização dos dados.....	102
6	DISCUSSÃO.....	103
6.1	RESULTADOS.....	103
6.2	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	104
6.3	TRABALHOS FUTUROS.....	108
6.3.1	INTERFACE QUE RECEBERÁ OS DADOS.....	108
6.3.2	DESENVOLVIMENTO DA CARENAGEM DA PULSEIRA.....	110
7	REFERÊNCIAS.....	111
8	ANEXO I – CÓDIGO IDE ARDUINO PARA O ESP32.....	118
9	ANEXO II – CÓDIGO PARA DETERMINAR CONSTANTES.....	125

1 INTRODUÇÃO

O atendimento nos setores de urgência e emergência dos hospitais tem como características o trabalho em um ritmo acelerado, por vezes com excesso de pacientes e sobrecarga de tarefas para os profissionais da saúde. Além disso, na dinâmica deste processo de atendimento, estão inseridas ações de cuidados que são dependentes do tempo e da imprevisibilidade da demanda, com exigências de pontualidade e regularidade dos procedimentos. Assim, o setor de urgência e emergência atua com carga acentuada de pressão para a realização das atividades, na busca pela concretude da alta demanda e em benefício à vida dos pacientes (DAL PAI, 2011).

De acordo com a Resolução CFM 1451/95 do Conselho Federal de Medicina, por urgência, entende-se como a “ocorrência imprevista de agravo à saúde com ou sem risco potencial de vida, cujo portador necessita de assistência médica imediata”. Já por emergência, tem-se a “constatação médica de condições de agravo à saúde que impliquem em risco iminente de vida ou sofrimento intenso, exigindo tratamento médico imediato”.

Desse modo, pode-se compreender que atividades de urgência e emergência implicam em atendimentos imediatos, pois atuam ao detectar e tratar sintomas que podem se agravar em curto espaço de tempo, tais como: insuficiência respiratória, arritmia cardíaca, crises asmáticas, alterações circulatórias, febres, dentre outros. Assim, os procedimentos de aferição dos sinais vitais (temperatura corporal, batimentos cardíacos, oxigenação sanguínea e pressão arterial) possuem a importância de detectar o estado físico dos pacientes no setor de urgência e emergência, fornecendo informações necessárias aos médicos, para que estes possam determinar o tratamento a ser iniciado (POTTER & PERRY, 2013).

A utilização de tecnologias de informação pode auxiliar na execução de processos interativos, capazes de oferecer um monitoramento das ações de um sistema e possibilitar o controle e coordenação nas atividades operacionais, propiciando uma gestão mais eficiente, a partir da indicação correta dos dados coletados (BOWERSOX E CLOSS, 2009). Portanto o monitoramento em tempo real passa a ser um caminho para que as indústrias e organizações de saúde implementem sistemas de gerenciamento e controle (ZAMBELLI, 2004).

Assim, o presente projeto objetiva desenvolver um processo automatizado para aferição e transmissão em tempo real dos sinais vitais dos pacientes em ambientes

hospitalares. A partir disso, discute-se a atuação deste processo interativo em termos de agilidade aos atendimentos, redução do tempo e possibilidades de erros, identificação do estado do paciente de maneira imediata e a sua contribuição para a tomada de decisões de médicos e enfermeiros.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A evolução da tecnologia móvel tem contribuído para o desenvolvimento de um cenário altamente conectado, explorando as características do ser humano na busca por socialização e acesso a informações, em qualquer lugar, tempo e dispositivo. Com avanço da tecnologia, grande parte das pessoas tem contato com sistemas computacionais em diferentes momentos da vida, caracterizando o contexto da ubiquidade. A plataforma mobile é ampliada para uma integração entre diferentes dispositivos e produtos, como carros, rádios e eletrônicos. É esta realidade em que variados objetos podem conectar-se sem fio à internet e entre si que configura a chamada "Internet das Coisas" - *Internet of Things* (IoT) (ATZORI, IERA & MORABITO, 2010).

Como o projeto visa desenvolver uma integração de dispositivos, em um primeiro momento realizou-se um estudo sobre o contexto da interação humano-computador, ubiquidade e aplicações tecnológicas na área da saúde. Em seguida, a análise contempla os procedimentos dos sinais vitais (batimentos cardíacos, pressão arterial, temperatura corporal e oxigenação), a fim de construir base para o desenvolvimento da estratégia de coleta e transmissão dos dados do paciente.

Ao mesmo tempo, a Interação Humano-Computador preocupa-se com as capacidades, necessidades e preferências dos usuários, e portanto, as pessoas não devem ser forçadas a mudar radicalmente sua forma de utilizar a tecnologia para se adaptarem ao sistema, pois é o sistema que deve ser projetado de forma a atender as necessidades dos usuários.

A ubiquidade representa uma expansão das redes para além dos meios digitais e dos computadores, estabelecendo uma de interações entre objetos, indivíduos, espaços físicos e virtuais (WEISER, 1991). O avanço das tecnologias tem tornado a interação entre o meio tecnológico e as pessoas algo incorporado ao ambiente. Com isso, tem-se uma criação de novos comportamentos sociais, permitindo aos usuários modos de habitar os domínios digital e físico simultaneamente, transformando a organização dos ambientes em uma crescente independência das variáveis espaciais e

temporais (PARAGUAI, 2006).

Nesse ambiente híbrido, a ideia da Internet das Coisas busca estabelecer meios de identificação para variados elementos físicos, a fim de gerar formas de comunicação entre si. Dessa forma, tem-se aplicações combinadas, em um sistema de múltiplas operações, para oferecer serviços aos usuários e realizarem comportamentos específicos. (GUO, ZHANG & LI, 2012).

Presser e Gluhak (2009) apontam tecnologias como pilares desta integração, como RFID (*Radio Frequency Identification*), NFC (*Near Field Communication*), redes wireless, bluetooth, sensores, entre outros. Assim, tem-se o amplo portfólio de dispositivos, redes e serviços de tecnologia que permeiam a ubiquidade e constroem a internet das coisas, unindo o mundo real ao digital.

Com isso, a integração de tecnologias tem um alto impacto sobre vários aspectos do cotidiano e comportamento dos usuários, encontrando utilização em áreas da indústria, educação, segurança, gestão, transporte, entre outras. Assim, este trabalho inclui a perspectiva de analisar a influência tecnológica na saúde, buscando auxiliar o setor de urgência e emergência dos hospitais, a partir de um processo automatizado para aferição e transmissão de dados dos sinais vitais dos pacientes em tempo real.

O Protocolo de Manchester faz uso de pulseiras e classifica os doentes por cores, após uma triagem baseada em sintomas, de forma a representar a gravidade do quadro e o tempo de espera para cada paciente. Sendo que o tempo pode chegar até 240 minutos, em casos não urgentes, onde o paciente ficará aguardando sem o devido acompanhamento de seus dados clínicos. Nesse contexto, o projeto prevê analisar os procedimentos de aferição dos sinais vitais, visando à definição de um quadro de referência que possa orientar o desenvolvimento de opções de tecnologias para a aferição e transmissão de dados. (FRANCISCO, G. T. M; LIMA, I. A., 2014).

1.2 QUESTÃO DE PESQUISA

Como pode-se controlar a ordem de atendimento em ambiente de urgência e emergência hospitalar de forma interativa conforme o estado clínico do paciente?

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 **Objetivo Geral**

Desenvolver um processo conceitual interativo para aferição e transmissão em tempo real dos sinais vitais dos pacientes em ambientes hospitalares para controle dinâmico na ordem de atendimento conforme a criticidade.

1.3.2 **Objetivos Específicos**

1. Estudar técnicas de aferição dos sinais vitais dos pacientes em urgência e emergências hospitalares;
2. Estabelecer um processo para a coleta e transmissão imediata dos dados de sinais vitais dos pacientes no setor de urgência e emergência;
3. Desenvolver um estudo das soluções de sensores e equipamentos de transmissão dos dados coletados para apoio à solução proposta;
4. Desenvolver um protótipo capaz de aferir e transmitir de forma automatizada os dados de determinados sinais vitais, como batimentos cardíacos, pressão arterial, temperatura corporal e oxigenação.
5. Reduzir a subjetividade na ordem de atendimento em setores de urgência e emergência hospitalar entre a triagem e a consulta, por meio do Smart Design.
6. Apresentar o processo de como a pulseira estaria integrada na urgência e emergência

1.4 JUSTIFICATIVA DO TEMA

Avaliar um produto apenas no que diz respeito ao aspecto estético do design tornou-se uma consideração insuficiente, pois o design atualmente é uma área que engloba uma transformação de elementos, como a informação, o conhecimento e os processos de concepção e comunicação. Desse modo, entende-se o design como um mediador da interação e que, impulsionado por um suporte tecnológico, pode provocar modificações significativas no modo de atuar dos métodos e processos para desenvolvimento de novos produtos/serviços.

Assim, o design vem atuando numa relação estreita entre os processos informacionais e as tecnologias digitais, gerando diferentes produtos e novas condutas de comunicação auxiliada pela participação crescente da ubiquidade, disponibilizada pelas tecnologias de comunicação sem fio como: WIFI, *Bluetooth*, NFC (*Near Field Communication*), RFID (*Radio Frequency Identification*), entre outros (GUO, ZHANG & LI, 2012; ATZORI, IERA & MORABITO, 2010; PRESSER & GLUHAK, 2009).

Além disso, a integração de diferentes sistemas embarcados pode apoiar sistemas especialistas, desenvolvidos para solucionar problemas em um campo específico de conhecimento. Neste caso, a integração de diferentes sensores e componentes para promover a captura de dados dos sinais vitais com o design oferecendo suporte a partir de uma metodologia de desenvolvimento de novos produtos.

Sob o ponto de vista social, esta pesquisa visa gerar benefícios, por meio do uso de mídias e tecnologia que podem se ampliar para outros contextos, proporcionando fatores indiretos ocasionados pela divulgação em software *Open Source*, valorizando o pensamento integrativo e colaborativo necessários para a nossa sociedade.

Na área de design, esta pesquisa justificou-se pela necessidade de aprofundamento, discussão e pesquisas sobre design, e em especial sobre a mídia visando a tecnologia para captura dos sinais vitais. Com sua característica, com foco na prática de projetos é importante ampliar o horizonte projetual para uma abordagem sistêmica do design, assim como, para os fatores que influenciam tanto a economia, como o ambiente e a sociedade buscando o bem-estar e a qualidade de vida de sua atuação.

Sob o ponto de vista pessoal, a pesquisa é uma fonte de inspiração para o pesquisador, que possui uma estreita conexão com a área da engenharia elétrica cuja oportunidade de obter e consolidar novos conhecimentos na área do design e mídias, assim como, a de metodologias para evoluir dentro das áreas abordadas nesta pesquisa.

1.5 INEDITISMO

O processo de gestão de filas em setores de urgência e emergência é regido conforme a RESOLUÇÃO CFM nº 2.077/14 que especifica o tempo de atendimento de zero a 240 minutos conforme o estado clínico do paciente. Dessa forma, após a triagem a criticidade do paciente não será alterado até o atendimento em si. Neste sentido a presente pesquisa visa estabelecer um processo interativo para monitorar o paciente que aguarda por atendimento a fim de gerenciar a fila dinamicamente conforme os sinais vitais do paciente. Assim para proteção da ideia solicitou-se um pedido de depósito de patente junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial com número de registro BR102015025828 e data de depósito 09/10/2015 intitulado PULSEIRA MULTIPARAMÉTRICA PORTÁTIL DE AFERIÇÃO DE SINAIS VITAIS. Para

tanto foi feita busca de anterioridade nas bases de Patentes INPI, Espacenet, PatentScope, PatentScope, Patent Lens e Google Patents.

1.6 CAPÍTULOS DA PESQUISA

Inicialmente será apresentada uma perspectiva geral do design, abordando métodos, processos e ferramentas, além do conceito de tecnologias que auxiliem no embasamento dos objetivos da pesquisa. Esta etapa tem o objetivo de analisar os procedimentos de aferição dos sinais vitais aplicados em urgência e emergência de hospital. A partir de uma pesquisa bibliográfica procura-se determinar as características de cada procedimento (batimento cardíaco, oxigenação, temperatura, pressão arterial e rigidez arterial), qual tecnologia utilizada, frequência e tempo de aferição, além de como é realizada a transmissão dos dados.

Como método de pesquisa este trabalho apresenta elementos exploratórios e qualitativos utilizando uma metodologia de pesquisa aplicada, que pretende analisar os fluxos dentro do setor de urgência e emergência, além dos procedimentos para aferição e transmissão de dados dos sinais vitais em tempo real. Busca-se estabelecer um processo para coleta e transmissão imediata dos dados de sinais vitais; desenvolver estudo das soluções de dispositivos eletrônicos, sensores e equipamentos de que auxiliem nos dados coletados para apoio à solução proposta.

Para tanto, foram analisados métodos extração de dados de captura de dados de temperatura corporal, oxigenação, pressão e batimento cardíaco a fim de definir os requisitos necessários para o desenvolvimento do produto. Assim, a pesquisa é dividida em 4 etapas: análise dos dados de sinais vitais, definição dos componentes, desenvolvimento do equipamento e avaliação de requisitos desempenho, autonomia e peso.

2 DESIGN E TECNOLOGIA

A fundamentação teórica desta pesquisa tem por finalidade mostrar e embasar a temática a ser estudada. Os tópicos abordados tratam sobre as temáticas gerais de design, tecnologias e inovação a fim de construir base para o desenvolvimento da estratégia de coleta e transmissão dos dados de sinais vitais. Na pesquisa, buscou-se também a inserção do design como uma ferramenta para o desenvolvimento do produto proposto. Para isto, foram introduzidos alguns conceitos de design e do processo de concepção. Como o projeto visa desenvolver uma integração de dispositivos, posteriormente realizou-se um estudo sobre o contexto da interação humano-computador, ergonomia e aplicações tecnológicas para aferição dos sinais vitais.

2.1 O DESIGN

No senso comum, o termo design frequentemente é associado ao aspecto estético de um produto, porém, o design como disciplina, tem um objetivo mais abrangente, que é promover o bem-estar na vida das pessoas (VIANNA et al., 2012). Bonsiepe (2011) defende a utilização do termo Design no sentido de um discurso projetual, estabelecendo que o termo “projeto” se refere a “dimensão antropológica da criação e formação de artefatos materiais e simbólicos”, enquanto “design” significa um “modo da atividade projetual do capitalismo tardio”.

Inicialmente, o termo design se associava às atividades de projetos, porém, com o passar do tempo, mais especificamente na década de 1990, perdeu o significado original e adquiriu outras conotações, distanciando-se da ideia de “solução inteligente de problemas”, e aproximando-se do efêmero, da moda, do obsoletismo rápido, estando mais associado a objetos caros, pouco práticos, divertidos, com formas rebuscadas e cores chamativas (BONSIEPE, 2011).

Bonsiepe (2011) também afirma que a apropriação do termo design é indébita, pois diversos profissionais praticam o design, especialmente na área de engenharias, quando, por exemplo, um engenheiro químico desenvolve um novo material plástico ou quando um bioquímico modifica a estrutura genética de um vegetal para aumentar a resistência a pragas. Assim, estes profissionais estão realizando atividades de projetos que podem ser consideradas também como design, pois estão contribuindo para promover o bem-estar das pessoas. Eles estão interferindo na vida das pessoas.

Atualmente, o termo *Design Thinking*, se refere a "uma abordagem focada no

ser humano, que vê na multidisciplinaridade, colaboração e tangibilização de pensamentos e processos, caminhos que levam a soluções inovadoras para negócios" (VIANNA et al., 2012). O diferencial, é que como o próprio nome diz, se refere à maneira como o designer pensa, um raciocínio pouco convencional, que diante de um problema, procura mapear processos na vida dos indivíduos, identificando culturas e experiências pessoais, ganhando assim uma visão mais completa para que se possa identificar as barreiras e criar alternativas para transpô-las. Para tanto, o designer utiliza o trabalho colaborativo entre equipes multidisciplinares, para que cada um dentro da sua formação possa oferecer diferentes interpretações sobre as questões, gerando soluções inovadoras.

O *Design Thinking* divide-se basicamente em três etapas: imersão, ideação (análise e síntese) e prototipação. Essas etapas não precisam seguir uma ordem linear durante um projeto. A fase de imersão tem o objetivo de aproximar a equipe do contexto do problema, podendo ser uma imersão preliminar ou em profundidade. Na fase de análise e síntese, os *insights* obtidos durante a fase de imersão são organizados de maneira a obterem-se padrões e a criar desafios que auxiliem na compreensão do problema. Na etapa de ideação, é onde acontece a geração de ideias inovadoras, incluindo a prototipação, para a criação de soluções que estejam de acordo com o contexto do projeto (VIANNA et al., 2011).

O design não é utilizado apenas para a criação de produtos, mas também, para serviços e soluções de qualquer tipo de problema. A IDEO (Empresa Internacional de Design e Consultoria em Inovação) criou um kit de ferramentas baseado no Design Centrado no Ser Humano - HCD (*Human-Centered Design*), que coloca as pessoas no centro do desenvolvimento de um projeto, tendo sido especialmente adaptada para organizações que trabalham com comunidades carentes. Esta metodologia foi aplicada, por exemplo, em diversas comunidades da África, Vietnam e Índia, com excelentes resultados, pois a solução foi gerada a partir do ponto de vista do usuário.

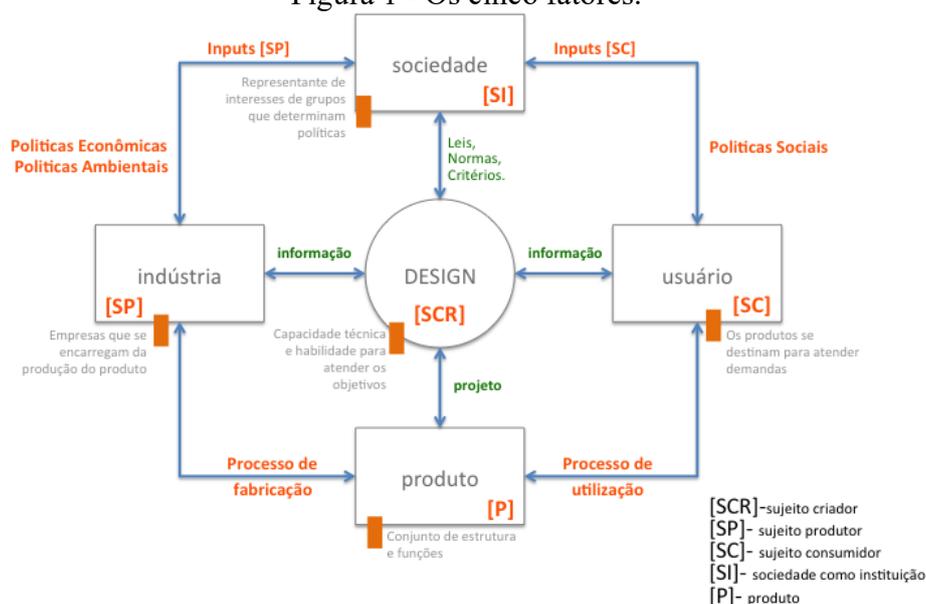
Desse modo, o design visto como um processo para solucionar problemas de modo inovador voltado para o bem-estar do ser humano pode ser aplicado em qualquer área de conhecimento. Um dos pontos-chave do "*design thinking*" é não ficar apenas na mentalidade dos *stakeholders*, que decidem a partir do que eles acreditam que seja necessário, e criam uma gama de produtos e serviços, cabendo ao usuário adequar-se as alterações implementadas. Para ser eficiente, o processo de criação deve envolver aqueles que realmente irão utilizar o serviço ou produto. Nesta ótica, o usuário deve ser

envolvido em três pontos do processo: i) na fase de imersão, quando está sendo feita a pesquisa inicial; ii) na fase de prototipagem, antes da implementação e iii) imediatamente após a implementação, para ter certeza de que o problema foi realmente resolvido.

O design pode ser caracterizado como um campo necessariamente híbrido que atua na conexão entre o corpo e a informação, entre artefato, usuário e sistema, tendo como natureza a atividade de projeto capaz de viabilizar soluções sistêmicas e criativas para os desafios que são propostos. E, tem como objetivo principal, garantir que uma oferta seja percebida pelas pessoas como algo de alto valor para suas vidas. Mas, para garantir isso, o design, necessita cuidar da maneira como as coisas são concebidas, seu propósito e como funcionam.

Tendo em vista que o design é uma atividade criativa, cujo propósito é estabelecer um conjunto multifacetado de qualidades nos objetos, processos, serviços e sistemas na totalidade do seu ciclo de vida, ele é considerado o fator central da inovação e da humanização das tecnologias e um fator crucial do intercâmbio econômico e cultural ICSID (Centro Internacional para Arbitragem de Disputas sobre Investimentos). A Figura 1 complementa essas ideias, por meio da metodologia de desenvolvimento de projeto de Gustavo Amarante Bomfim, em que o autor faz uma relação entre os cinco fatores, o design como fator central e a sociedade, indústria, usuário e produto como fatores intermediários que se relacionam (BOMFIM, 1995).

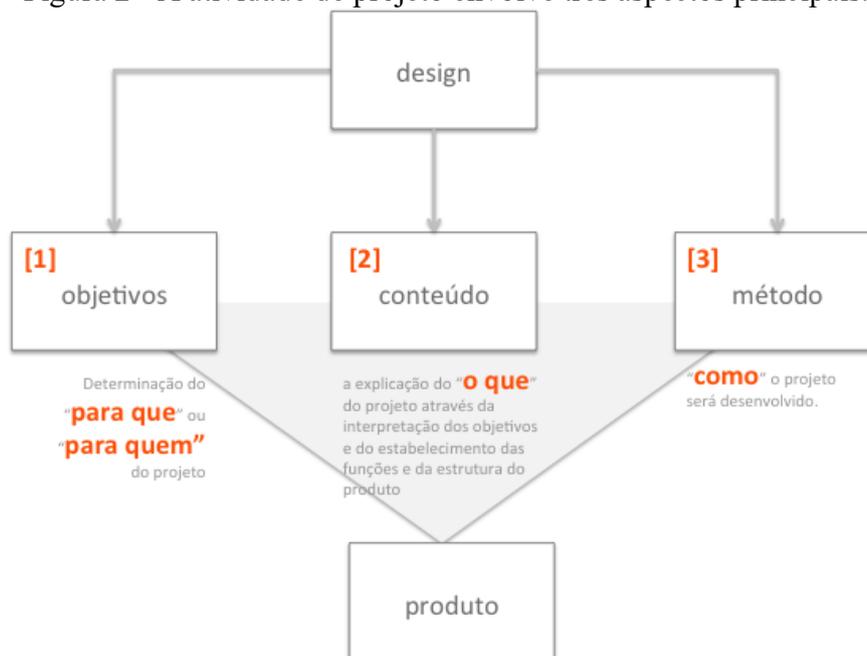
Figura 1 - Os cinco fatores.



Fonte: Método adaptado de Bomfim (1995)

De acordo com Bomfim (1995), a atividade de projeto envolve três aspectos principais: os **objetivos**, que vão determinar "para que" ou "para quem" é o projeto; o **conteúdo**, que apresenta a explicação do "o que" é o projeto, por meio da interpretação dos objetivos, do estabelecimento das funções e da estrutura do produto; e o **método**, que mostra "como" o projeto foi desenvolvido. A Figura 2 apresenta essas informações.

Figura 2 - A atividade de projeto envolve três aspectos principais.



Fonte: Método adaptado de Bomfim (1995)

Os métodos lineares são compostos por uma sequência de ações ou etapas em que o *input* de uma delas depende do *output* da etapa anterior, embora sejam independentes. O processo de realimentação (*feedback*), quando necessário, deve ocorrer no interior de cada etapa, isoladamente, conforme mostra a Figura 3.

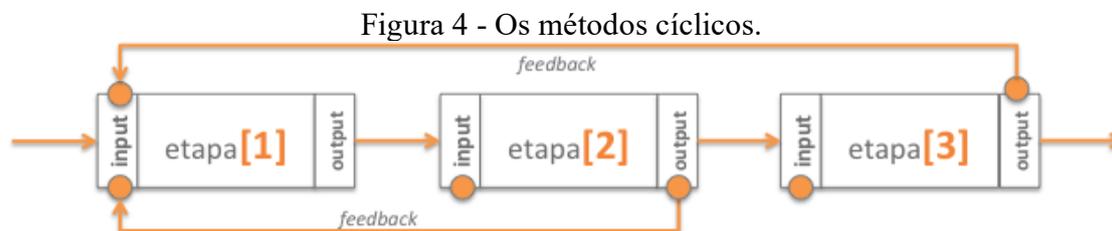
Figura 3 - Os métodos lineares.



Fonte: Método adaptado de Bomfim (1995)

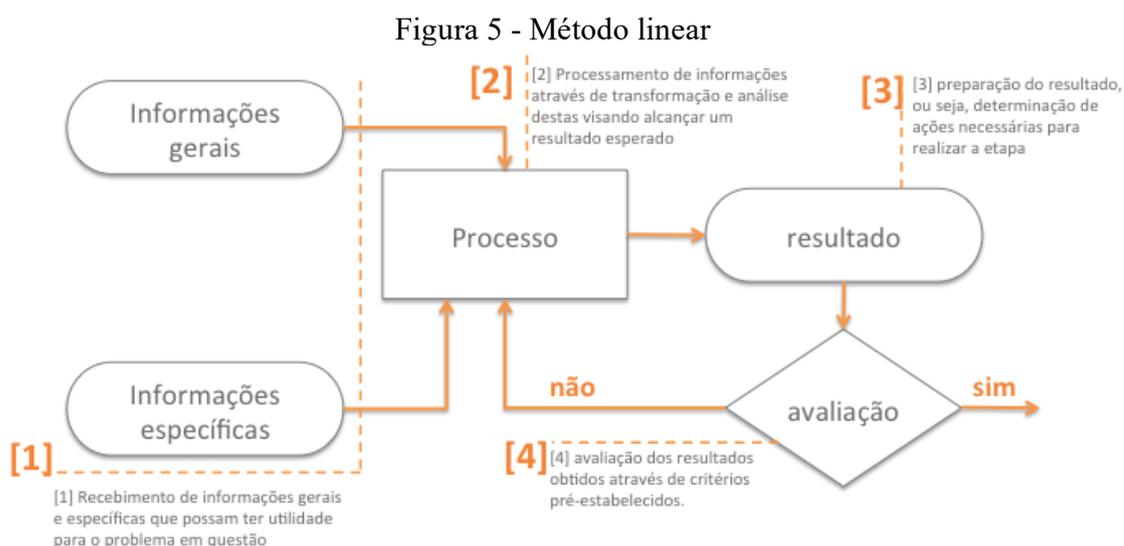
O método cíclico tem a característica principal e a possibilidade de retorno entre as etapas, quando o resultado da avaliação é negativo e se percebe a necessidade de

retroceder a uma das etapas anteriores. O retorno, contudo, não é pré-determinado nem obrigatório. As etapas, como no método linear, são independentes, embora o output de uma continue sendo o input da posterior. A Figura 4 apresenta um exemplo.



Fonte: Método adaptado de Bomfim (1995)

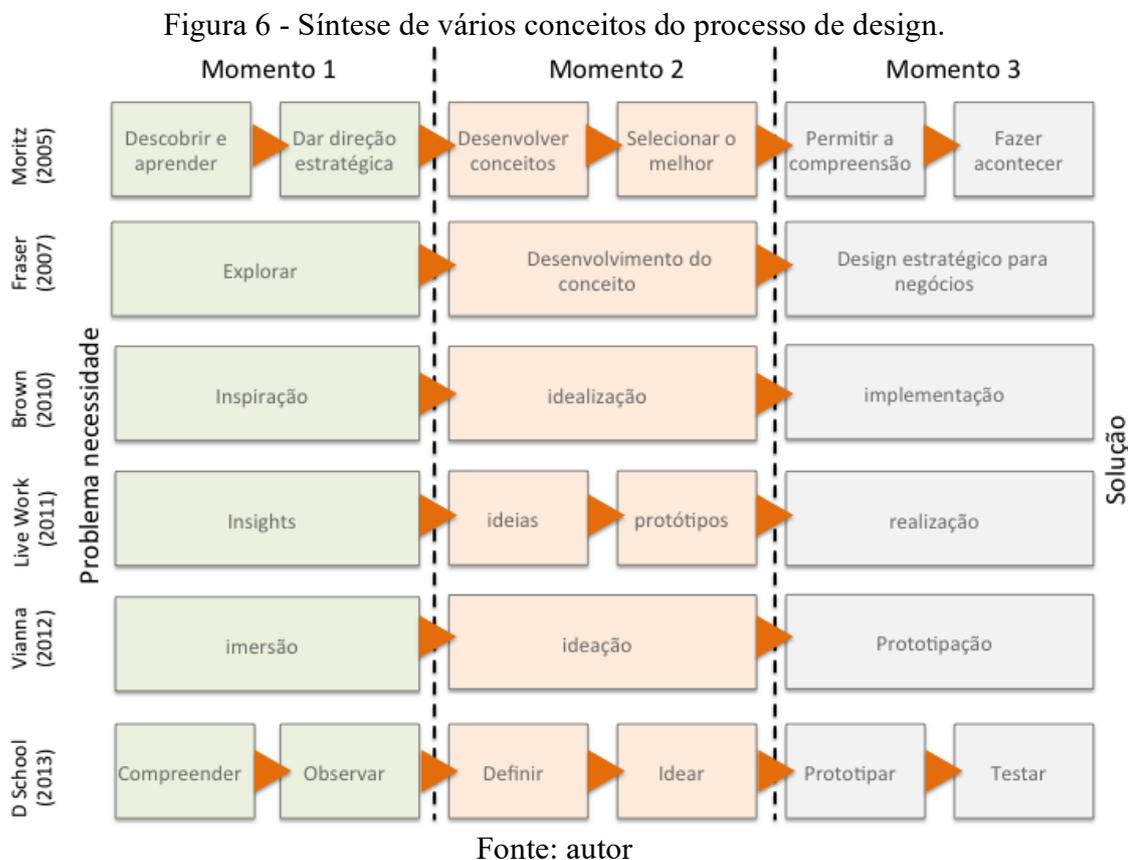
Um exemplo de método linear é a proposta apresentada por Asimow (1968), em que cada uma das etapas, pode ser compreendida em função de quatro atividades. Primeiramente, são verificadas as informações gerais e específicas do projeto, passando a ser útil para o problema em questão. Em seguida, ocorre o processamento de informações por meio de transformação e análise destas, visando alcançar um resultado esperado. Em terceiro, a preparação do resultado, ou seja, a determinação de ações necessárias para realizar a etapa. Por fim, a avaliação dos resultados obtidos a partir de critérios pré-estabelecidos. A Figura 5 apresenta o processo.



Fonte: Método adaptado de Asimow (1968).

A metodologia de projeto enfatiza várias etapas, conforme parte da identificação de um problema, e, após vários tipos de análise, é que se define o problema

e se realiza o anteprojeto, geração de alternativas e chegando ao produto. A Figura 6 apresenta uma síntese de vários conceitos do processo de design.



2.2 METODOLOGIA E O PROCESSO DE DESIGN

Neste trabalho, foram utilizados diversos métodos e instrumentos para a elaboração do projeto, auxiliando na interpretação de textos pesquisados, na análise de temas relacionados por meio de pesquisa quantitativa e qualitativa, na síntese de informações e dados e na formatação dos textos, segundo a norma da ABNT. Além do uso dos métodos relacionados à metodologia científica, este trabalho também irá utilizar um modelo de processo de produto.

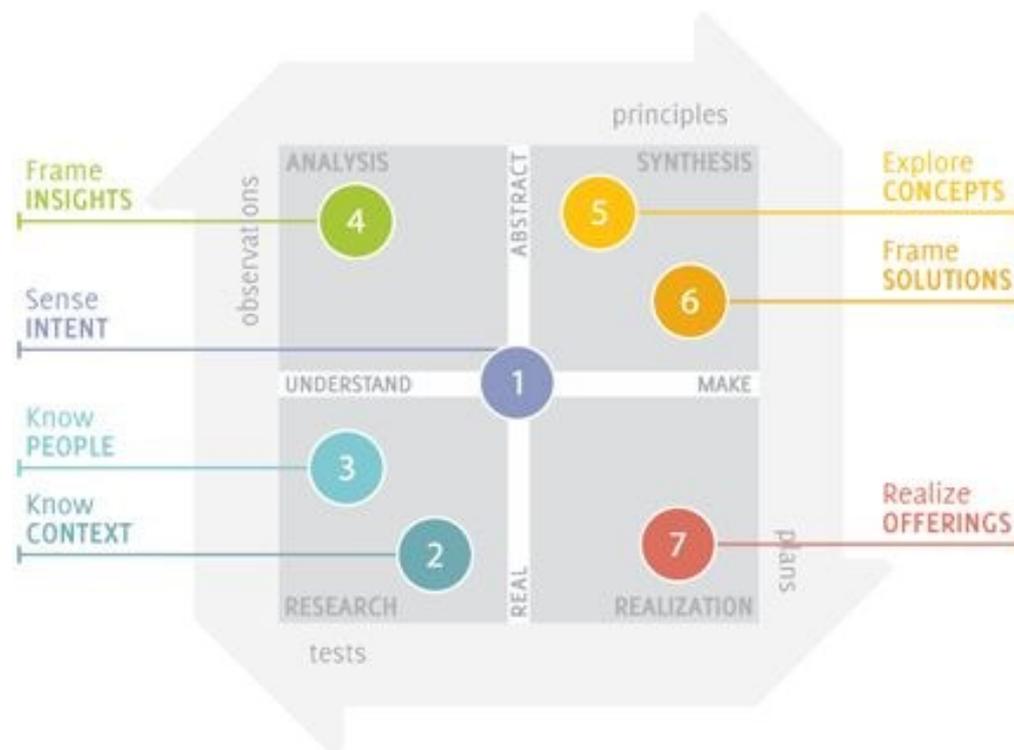
Para compreender a importância de um modelo projetual no processo de desenvolvimento de produtos ou qualquer outro material tratado pelo design, é preciso primeiro avaliar a definição deste termo. Para Bomfim (1995), metodologia é “a ciência que se ocupa do estudo de métodos, técnicas ou ferramentas e de suas aplicações na definição, organização e solução de problemas teóricos e práticos”, e continua sobre metodologia de design: “a disciplina que se ocupa da aplicação de métodos a problemas específicos e concretos” (BOMFIM, 1995).

Segundo Pazmino (2015), método de design é o conjunto de procedimentos que visam atingir um objetivo de projeto, já o modelo de processo de projeto é o esquema das sequências das operações ou encadeamento de fases e etapas de um projeto. Portanto, o modelo de processo visa nortear o projetista, com uma série de etapas pré-definidas e guias de auxílio ao desenvolvimento, com objetivo de maximizar os resultados e diminuir as chances de falhas e interferências no processo.

2.3 PROCESSO DE KUMAR

No presente projeto de pesquisa, foi aplicado o processo de Kumar (2013), que é um modelo para o processo de inovação no design, em que 101 ferramentas e técnicas podem ser aplicadas. Trata-se de um modelo cíclico, prescritivo e descritivo, dividido em cinco fases: Intenção (*Sense Intent*), Pesquisa (*Research*), Análise (*Analysis*), Síntese (*Synthesis*) e Concepção (*Realization*). A Figura 7 mostra o esquema do processo de Kumar.

Figura 7 - Modelo do processo de metodologia



Fonte: Kumar (2013)

A seguir, a descrição das fases do modelo adotado no projeto de pesquisa.

2.3.1 **Intenção:**

No início do processo, deve-se descobrir por onde começar e considerar as mudanças no mundo. Deve-se olhar para todas as mudanças que acontecem no mundo dos negócios, tecnologia, sociedade, cultura, ambiente, etc. Reunir os últimos acontecimentos, os desenvolvimentos de ponta e últimas notícias.

2.3.2 **Pesquisa:**

Esta é a fase de conhecer o que existe de produtos, serviços, experiências ou marcas que possam existir no mesmo mercado ou podem contribuir de alguma forma para enriquecer a pesquisa e o contexto. Estudar as empresas concorrentes e como elas se comportam e quais são suas estratégias. Ainda, é o momento de afirmar a centralidade dos usuários no processo de design e seguir a linha de projeto centrado no usuário.

2.3.3 **Análise:**

Com auxílio de métodos e ferramentas, a formação de ideias começa a acontecer, organizando as pesquisas em um conjunto de ideias-chave, transformando-as em *insights*. Pontos fortes e fracos de cada conceito precisam ser analisados por meio de ferramentas apropriadas

2.3.4 **Síntese:**

A avaliação cuidadosa é fundamental para descobrir quais conceitos são promissores para estabelecer um desenvolvimento. Esta fase avalia os conceitos analisados previamente e busca estabelecer requisitos de projeto concisos para a inovação.

2.3.5 **Concepção:**

Por meio de um processo iterativo, é a fase de testar, modificar e aperfeiçoar a solução. A intenção nesta etapa envolve a construção de protótipos para entender como as soluções de design podem funcionar e testar para ver as experiências dos usuários. Como qualquer modelo de processo, ele serve como suporte e guia e nunca deve ser visto como um processo que engesse o desenvolvimento. Neste projeto, foram aplicados diversos métodos de projeto que poderão ser adaptados ao modelo de Kumar (2013). Como a aplicação prática trata-se de um dispositivo que se adapta ao corpo humano. A seguir discute-se a ergonomia e suas definições como conceito de design

para melhoria da qualidade de vida, por meio da adaptação da tecnologia ao usuário.

2.4 ERGONOMIA

Os princípios da ergonomia aplicados efetivamente no contexto do usuário podem proporcionar aos seus colaboradores uma melhor qualidade de vida se seu vestuário é projetado de maneira que as atividades desenvolvidas por eles não prejudiquem a sua saúde e o seu bem-estar. Ressaltando, que o desempenho do colaborador poderá ser melhorado e suas potencialidades ampliadas.

Segundo a ABERGO (2009) (Associação Brasileira de Ergonomia), o conceito oficial de ergonomia adotado pela Associação Internacional de ergonomia (IEA), desde o ano 2000, estabelecendo-a como disciplina científica e mostrando a sua aplicação como profissão em que demonstra a sua contribuição em várias áreas. A ergonomia (ou fatores humanos) é uma disciplina científica, relacionada ao entendimento das interações entre os seres humanos e outros elementos ou sistemas, e a aplicação de teorias, princípios, dados e métodos a projetos a fim de otimizar o bem-estar humano e o desempenho global do sistema (ABERGO, 2009).

Assim, a ergonomia contribui para o planejamento, o projeto e a avaliação de tarefas, postos de trabalhos, produtos, ambientes e sistemas de modo a torná-los compatíveis com as necessidades, habilidades e limitações das pessoas (ABERGO, 2009).

Iida (2005), define ergonomia como a ciência que estuda a adaptação do trabalho ao ser humano, sendo que o significado de trabalho envolve o estudo da relação entre o homem e fatores como, os equipamentos, o ambiente de trabalho, as máquinas, as instalações e as atividades desenvolvidas.

O domínio especialista da ergonomia é bem abrangente, pois “trata-se de uma disciplina orientada para uma abordagem sistêmica de todos os aspectos da atividade humana” (ABERGO,2009). Diante da abrangência dessa dimensão verifica-se a necessidade de uma abordagem holística de toda área de ação da disciplina e relação aos aspectos físicos, cognitivos, sociais, organizacionais, ambientais, etc. (ABERGO,2009).

Segundo a ABERGO, 2009 em âmbito mais geral podem ser divididos em três áreas: física, cognitiva e organizacional.

Sendo que a ergonomia física atende à atividade física que está relacionada com as características da anatomia humana, antropométrica, fisiologia e biomecânica. Inclui

o estudo da postura do trabalho, manuseio de materiais, movimentos repetitivos, distúrbios músculos-esqueléticos relacionados ao trabalho, projeto de posto de trabalho, segurança e saúde (ABERGO,2009).

2.5 INOVAÇÃO E TECNOLOGIA

Segundo Lemos (1999), a inovação pode ser classificada como radical e incremental conforme sua impressão na sociedade e economia. A inovação radical é definida por um conhecimento técnico-científico totalmente novo, alterando radicalmente práticas sociais e econômicas.

A inovação radical contribui desta forma para o desenvolvimento de novos produtos, formas de organização da produção, podendo significar a quebra do padrão tecnológico anterior. Por outro lado, a inovação incremental é aquela que aperfeiçoa os produtos, processos e organização da produção sem modificar a estrutura já existente. As inovações incrementais podem auxiliar na redução de custos, incremento da produtividade, otimização da produção e no aumento da qualidade.

A inovação tem sido prerrogativa, como solução para as novas demandas em um ambiente que se transforma de maneira cada vez mais veloz neste início de século XXI. Michael Schrage (2016), palestrante no 3º Congresso Internacional de Inovação em Porto Alegre, explicou que a base da inovação está na adesão dos usuários ao que lhes é proposto, se houver um aceite então se tem uma inovação. Essa mesma questão também é expressa por Charles Bezerra (2011) “a lógica é bastante simples. Para sobreviver é preciso se diferenciar; se a diferenciação tiver sucesso, ela trará atenção; se a atenção tiver sucesso, trará aceitação. E, se houver aceitação, haverá futuro. Assim somos quase condenados a nos diferenciar” (BEZERRA, 2011).

No referido momento era almejado pelo Design, que por meio das possibilidades oriundas da produção massificada, se poderia atingir um mundo cada vez mais científico. Como afirmou Norman Potter: “A responsabilidade do designer é na verdade o lugar do valor em um mundo de fatos” (POTTER, 1999).

Todas as mudanças de origem humana que o mundo testemunha são um resultado da tendência deste pela procura de algo novo e diferente. O desejo de tentar algo novo é uma característica proeminentemente humana. Não existe um limite a novas ideias, mas quando estas ideias produzem valor, tornam-se inovação. E, as grandes ideias não têm qualquer valor se não forem implementadas (INNOSKILLS, 2008:01).

Como objeto de inovação, o Manual de Oslo, concentra-se em quatro tipos de inovação: inovação de produto, inovação do processo, inovação de marketing e inovação organizacional. Estas são as classificações mais estudadas e aplicadas no âmbito organizacional.

Segundo, Tushman e Nadler, (1997), inovação de produto pode ser vista como uma forma de competir em ambientes altamente dinâmicos e com ininterruptas mudanças tecnológicas para que as empresas adotem a inovação como modo de vida corporativo, capaz de criar novos produtos, serviços e processos.

De acordo com o Innoskills (2008), inovação de processo consiste na implementação de um método de produção ou distribuição novo ou significativamente melhorado. Isto inclui mudanças significativas nas técnicas, tecnologia, produto e/ou software.

2.5.1 **Design como gerador de inovação**

O Design constitui uma das ferramentas mais poderosas para a geração de benefício para a indústria, tendo assim papel fundamental na inovação como forma de desenvolvimento de novas soluções e diferencial competitivo para as empresas. Mas, como sentenciou Gui Bonsiepe (2011) “Design não é valor agregado, Design é Valor!”. Tim Brown (2009) chamou de abordagem poderosa, eficiente e amplamente acessível para inovação o que o Design possibilita dentro das organizações das empresas, mas como ele mesmo complementa essa cultura deve ser integrada a todos os aspectos empresariais e sociais.

Em Design, a projeção é parte do sistema central de trabalho em um movimento contínuo de antecipação. Não é por menos que a profissão tem uma de suas raízes o pensamento sistêmico, como forma de entender esse ato de projetar os sistemas. Esse olhar contínuo e sistemático para o futuro é uma das poderosas armas que o pensamento projetual sustenta, muito além da simples solução de problemas situacionais. Atualmente as empresas englobam esse processo projetual contínuo como forma de se beneficiarem e finalmente de sobreviverem ao mercado competitivo.

Criar inovação pela gestão de design foge do foco somente de produto. Sua abordagem deve ser maximizada, extrapolando na organização o nível operacional chegando até o estratégico. Segundo Roda e Krucken (2004), considerando a gestão do design nos seus três níveis organizacionais (estratégico, tático e operacional), advertem que as consequências de sua utilização terão impacto, tanto internamente na

organização - nas atividades de planejamento, organização, produção - como na sua relação com o meio – nas interfaces com a sociedade, com os clientes, no posicionamento no mercado, dentre outros.

A inovação de processo em organizações possui um viés estreito com a inovação tecnológica. A tecnologia, aplicada em diferentes contextos, atua como elemento capaz de proporcionar a realização destes processos inovadores (INNOSKILLS, 2008)

2.5.2 Tecnologia

A palavra tecnologia mostra-se polissêmica e permeia diferentes áreas do conhecimento, sendo muitas vezes interpretada ou empregada de maneira particular.

Para Vassão (2010, p. 85), a tecnologia é o “conhecimento técnico produtivo consequente para o cotidiano e a organização da produção de bens de uso ordinário”. Pois, “a tecnologia abrange um conjunto organizado e sistematizado de diferentes conhecimentos, científicos, empíricos e intuitivos. Sendo assim, possibilita a reconstrução constante do espaço das relações humanas” (VERASZTO et al., 2008, p. 79). Contudo, isto indica a amplitude do conceito de tecnologia e, assim, contrariam parcialmente o senso comum que, atualmente, costuma restringi-lo ao conjunto de artefatos tecnológico-digitais. A tecnologia é comumente relacionada à inovação, porque é responsável pela expressão física ou material de grande parte das ideias inovadoras produzidas no âmbito científico. Entretanto, o campo tecnológico está sendo desenvolvido há muito tempo e abriga em sua história todos os artefatos, tais como instrumentos físicos ou esquemas mentais, que são aplicados na solução dos problemas humanos, sejam esses individuais, sociais, organizacionais e ambientais.

No campo de Filosofia do Conhecimento, são considerados os estudos e a conceituação de Bunge (1997) sobre tecnologia, como foram recuperados e explicados por Cupani (2004). Primeiramente, destaca-se a diferenciação entre os conceitos de técnica e tecnologia, considerando-se que: (1) a técnica diz respeito ao controle ou transformação da natureza pelo homem, utilizando-se conhecimentos pré-científicos e, por sua vez, (2) a tecnologia consiste na aplicação sistemática da ciência no desenvolvimento e na utilização das técnicas, que são, portanto, apoiados em dados, leis e teorias científicas. A aplicação da ciência na técnica pode ser opcional e ocorrer de maneira assistemática. Mas, na tecnologia, a aplicação científica é necessária, devendo ser planejada e sistemática.

A técnica e a tecnologia, entretanto, são desenvolvidas ou aplicadas em função de um plano ou de um objetivo, implicando em valores éticos determinados por sua finalidade. A técnica e a tecnologia são finalistas, porque seus esforços devem ser destinados ao útil, servindo para atingir alguma finalidade. Para tanto, requerem processos sistematicamente planejados e regrados para que os procedimentos sejam organizados na busca por eficiência. O caráter sistemático e regrado garante que os processos bem sucedidos possam ser repetidos.

Confirmando o endosso ao conceito de Bunge (1997), que distingue a tecnologia da técnica com o uso sistemático da ciência no processo tecnológico, considera-se também pertinente o pensamento de Silva (2003, p. 53), que aborda a tecnologia de acordo com sua finalidade, caracterizando-a como “um sistema através do qual a sociedade satisfaz as necessidades e desejos de seus membros. Esse sistema contém equipamentos, programas, pessoas, processos, organização, e finalidade de propósito”.

Esses conceitos são também assinalados por outros autores, considerando-se que a macrotecnologia “envolve o contexto da formulação e gestão do conhecimento das tecnologias” e a microtecnologia está “relacionada à operacionalização desse conhecimento em produtos e processos como resultado final para o Mercado” (SILVA, SILVA E MANFRINATTO, 2005, p. 199).

Cupani (2004) faz uma distinção entre técnica e tecnologia, afirmando que a primeira diz respeito ao controle ou transformação da natureza pelo homem utilizando-se de conhecimentos pré-científicos, ou seja, qualquer conhecimento adquirido; já a segunda, tecnologia, consiste na técnica de base científica (dados, leis, teorias). Ambas, no entanto pressupõe uma planificação, um objetivo e implicam em valores (seu objeto deve ser útil ou adequado a alguma coisa) e regras (o objeto deve ser eficiente). Pode-se dizer com isso, que a técnica procura atingir uma finalidade de maneira informal, ao contrário da tecnologia que o faz de maneira formal. O autor conclui que tecnologia pode, então, ser definida como

O campo de conhecimento relativo ao desenho (projeto) de artefatos e à planificação da sua realização, operação, ajuste, manutenção e monitoramento à luz do conhecimento científico. Ou, resumidamente: o estudo científico do artificial (BUNGE, 1985 apud CUPANI, 2004, p. 496).

Por desenvolver estudos e atividades direcionados à atuação prática, Design é por excelência um campo tecnológico. Pois, as funções de Design são baseadas na

aplicação dos conhecimentos científicos na projeção de informações, configuradas como produtos ou sistemas direcionados para a solução de problemas previamente identificados e estudados.

Este projeto, entretanto, abordará mais especificamente os sistemas especialistas e sistemas embarcados, que trata da contextualização e da integração dos estudos e das atividades de Design em seu meio social de atuação aplicada principalmente no contexto para captura dos sinais vitais. Portanto, a tecnologia e mídias são parte integrante da área de Design que desenvolve as prospecções e os relacionamentos, orientando e justificando as atividades de projeção de produtos e sistemas.

O propósito mais específico que motivou o desenvolvimento deste projeto é a relação entre tecnologia e o design, considerando essa última como uma parte da área da ciência sociais aplicada que apresenta características próprias e, portanto, diferenciadas com relação ao conjunto.

2.5.3 **Tecnologias sociais**

De acordo com RTS (2013), Tecnologia Social (TS) “compreende produtos, técnicas ou metodologias, reaplicáveis, desenvolvidas na interação com a comunidade e que devem representar efetivas soluções de transformação social”. Porém, para Bonilha e Sachuk (2011), tecnologia social é um instrumento solucionador da realidade das pessoas. As autoras afirmam que a TS “possibilita que indivíduos excluídos sejam ressocializados e formem (construam e constituam) ou transformem a sua própria identidade por meio da apropriação dessa tecnologia que engloba o conhecimento técnico-científico e os benefícios gerados pela Ciência, Tecnologia e Inovação (CT&I)” (BONILHA E SACHUK, 2011, p. 413). Elas acreditam que “o homem, por meio da incorporação da tecnologia social e da execução dessa atividade, irá transformar a si mesmo e a realidade que o circunda simultaneamente, o que provocará modificações em sua identidade” (BONILHA E SACHUK, 2011, p. 415).

A RTS (2011) entende que a Tecnologia Social promove a mudança sustentável já que produz uma “solução gerada a partir da aliança entre o saber local e o científico, por isso é reconhecida e apropriada pelas comunidades. É, portanto, uma solução endógena, um dos elementos fundamentais de qualquer processo de desenvolvimento local” (RTS, 2011, p. 6).

Como o objetivo da pesquisa é proporcionar o desenvolvimento de sistema para captura dos sinais vitais de baixo custo, evidencia-se a possibilidade do uso em maior escala da tecnologia, proporcionando dados de sinais vitais para gerar novos estudos a fim de refinar os valores padrões ou diagnosticar antecipadamente problemas de saúde por meio de *machine learning*.

2.5.4 **Tecnologia da informação**

O uso da tecnologia da informação como um exemplo a estratégia de gestão que é considerado uma grande vantagem competitiva, um elemento fundamental de transformação da aprendizagem, um ótimo instrumento para gestão de informações para a sustentabilidade e também auxiliar no processo de produção e operação.

Os processos de inclusão digital, informacional e social funcionam de forma integrada e são facilitadores no desenvolvimento e promoção da educação. Sendo que a aplicação desses, quando efetiva, tende a uma sequência lógica (DUDZIAK, 2003).

2.5.5 **Internet das Coisas para a geração de produtos inovadores**

A popularização e a disseminação das tecnologias móveis têm proporcionado às pessoas um aumento do acesso a informações e realização de tarefas possibilitando o contato, em diferentes momentos, com sistemas computacionais. Definindo o contexto da ubiquidade, onde ocorre a integração entre diversos dispositivos estabelecendo-se uma rede de conectividade sem fio entre si e com a internet, caracterizando a Internet das Coisas (*Internet of Things* - IoT) (ATZORI, IERA; MORABITO, 2010; PRESSER; GLUHAK, 2009).

Segundo Paraguai (2006), essa interação tecnológica permite aos usuários desfrutar de domínios físicos e virtuais simultaneamente, gerando novos comportamentos sociais e proporcionando independência temporal e espacial as organizações dos ambientes.

O ambiente de Internet das Coisas pode oferecer aplicações combinadas e serviços aos usuários para que possam realizar atividades específicas, por meio de um ambiente onde vários elementos físicos se comunicam entre si (GUO, ZHANG & LI, 2012).

Schwartz (2016) demonstra um dispositivo eletrônico, chamado ESP8266, desenvolvido no final de 2015 para proporcionar o acesso a elementos físicos à internet, por meio de uma conexão Wi-Fi. O dispositivo pode se comunicar com elementos

eletrônicos e conectá-los à rede, mesmo que não tenham sido desenvolvidos para esta finalidade.

Segundo Presser & Gluhak (2009), a integração de tecnologias tem um grande impacto sobre diversos aspectos da rotina e atuação dos usuários, atuando em áreas como: gestão, educação, indústria, transporte, segurança, entre outras. Isso é permitido devido a ampla gama de tecnologias que promovem a Ubiquidade e proporcionam a Internet das Coisas, como: redes wireless, NFC (Near Field Communication), RFID (Radio Frequency Identification), bluetooth, sensores, etc.

Assim, este trabalho inclui a perspectiva de analisar a influência tecnológica, buscando integrar o uso de sensores, componentes e softwares para a captura de dados dos sinais vitais de pacientes e transmissão em tempo real.

3 URGÊNCIA E EMERGÊNCIA

3.1 SETOR HOSPITALAR DE URGÊNCIA E EMERGÊNCIA

No Brasil, a Portaria MS/SAS nº 312, de 2 de maio de 2002, elaborada com vistas a permitir que o censo gerasse informações de abrangência nacional, estabeleceu padronização de nomenclatura para os hospitais integrantes do SUS. A nomenclatura define leitos de retaguarda como aqueles de internação dedicados a atenção de pacientes agudos ou agonizados internados pelo Serviço Hospitalar de Urgência e Emergência.

Conforme a Resolução CFM nº 2.077/14, entende-se por Serviços Hospitalares de Urgência e Emergência os denominados prontos-socorros hospitalares, emergências hospitalares, pronto-atendimentos hospitalares, emergências de especialidades ou quaisquer outras denominações, excetuando-se os Serviços de Atenção às Urgências não Hospitalares, como as UPAs e congêneres.

A variação do atendimento nos setores de urgência e emergência dependerá do número de pacientes. Tendo como padrão excesso de pacientes, fazendo com que a característica no setor de trabalho seja um ritmo acelerado e sobrecarga de tarefas para os profissionais da saúde. Além disso, na dinâmica deste processo de atendimento, estão inseridas ações de cuidados que são dependentes do tempo e da imprevisibilidade da demanda, com exigências de pontualidade e regularidade dos procedimentos. Assim, o setor de urgência e emergência atua com carga acentuada de pressão para a realização das atividades, na busca pela concretude da alta demanda e em benefício à vida dos pacientes (DAL PAI, 2011).

3.2 FLUXO DE ATENDIMENTO DO PACIENTE

O setor de urgência e emergência dos hospitais está sempre evoluindo e alterando seus procedimentos para contemplar um melhor atendimento aos pacientes em todo o mundo. Em 1997, na cidade de Manchester, foi desenvolvido uma metodologia de classificação de risco onde determina o tempo máximo de espera até o atendimento, o tempo varia de acordo com o estado clínico e risco de vida em uma escala de zero a 240 minutos. Entre os objetivos da classificação de risco, estão: identificar a demanda, organização do fluxo dos pacientes, reduzir tempo de espera para atendimento diminuindo agravos à saúde e grau de sofrimento.

No Brasil o Ministério da Saúde lançou, em 2004, a cartilha da Política Nacional de Humanização-PNH na qual pontua a utilização de classificação de risco, que antes

eram apenas por ordem de chegada (CHAVES DE SOUZA; DUARTE TOLEDO; FERREIRA RIBEIRO TADEU; COUTO MACHADO CHIANCA, 2011).

Em julho de 2014 o Conselho Federal de Medicina normatizou o fluxo no setor de urgência e emergência, público e privado, na resolução CFM nº 2.077 de 2014. A resolução prevê, além da classificação de risco, o fluxo da entrada à saída do paciente no hospital.

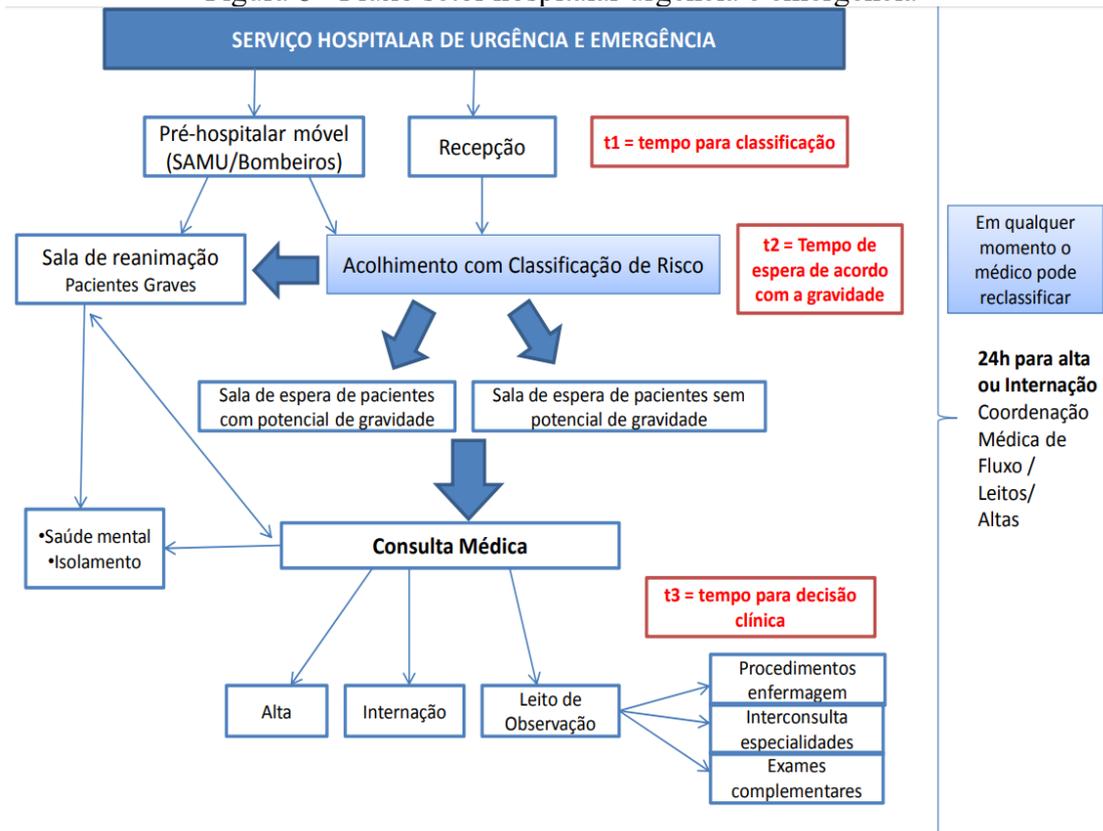
O acesso dos pacientes ao setor de urgência e emergência hospitalar, conforme figura 8, acontece de duas maneiras, por demanda espontânea (Recepção) ou por meio de Serviços Pré-Hospitalares Móveis de Urgência Emergência (SAMU, Corpo de Bombeiros e pré-hospitalar móvel privado).

Os pacientes que chegam por meio do “Pré-hospitalar móvel (SAMU/Bombeiros), podem ser pré-classificados e poderão ter acesso direto à sala de reanimação de pacientes graves. Os demais pacientes deverão passar pelo processo de Acolhimento com Classificação de Risco.

Após a Classificação de Risco, os pacientes poderão seguir três fluxos conforme condição graves (Sala de Reanimação), potencial de gravidade (Sala de espera de paciente com potencial de gravidade) e sem potencial de gravidade (Sala de espera de paciente sem potencial de gravidade).

Para os pacientes que vão para a “Sala de espera” o tempo até a consulta médica é indeterminado, dependerá do número de pacientes que chegaram com alto grau de gravidade e de pacientes na frente com o mesmo grau na escala de classificação de Risco. O protocolo não limita um tempo máximo para espera do paciente, mas determina que um paciente não pode ficar mais de 4 horas na área de reanimação e não pode ultrapassar 24 horas na área de observação de pacientes com e sem potencial de gravidade.

Figura 8 - Fluxo setor hospitalar urgência e emergência



Fonte: RESOLUÇÃO CFM nº 2.077/14

3.3 CONTEXTUALIZAÇÃO DOS SINAIS VITAIS

As medidas de pressão arterial, temperatura, batimentos cardíacos e saturação de oxigênio devido à sua importância, são referidas como sinais vitais e são as mais frequentes obtidas pelos profissionais de saúde. Como indicadores do estado de saúde, essas medidas indicam a eficiência das funções circulatórias, respiratórias, neural e endócrina do corpo (POTTER & PERRY, 2013).

3.4 FREQUÊNCIA CARDÍACA

A frequência cardíaca é considerada normal entre 60 e 110 batimentos por minuto para um adulto num estado de repouso, podendo variar conforme a faixa etária, conforme pode-se observar na tabela 1.

Tabela 1 - Variação dos batimentos cardíacos de acordo com a idade

Idade	Variação dos batimentos cardíacos (por minuto)
Recém nascido	120-160
1-12 meses	80-140
1-2 anos	80-130
3-6 anos	75-120
7-12 anos	75-110
Adolescente	60-110
Adulto	60-110

Fonte: Timby (2002).

A aferição em tempo real da frequência cardíaca é importante, pois o tratamento deve ser imediato em caso de parada cardíaca devido a fibrilação ventricular, por exemplo. A primeira fase chamada de fase elétrica dura aproximadamente 5 minutos após a parada cardíaca. O tratamento mais importante nessa fase é a desfibrilação imediata com o uso do DEA (Desfibrilador Automático Externo) (AEHLERT, 2007). Outro problema comum é a taquicardia onde a frequência cardíaca extrapola para cima a quantidade de batimentos por minuto permitido.

A frequência cardíaca pode ser aferida em qualquer lugar do corpo onde possa ser detectada a pulsação arterial. O processo mais popular para aferir a frequência cardíaca é colocando os dedos indicador e médio sobre a lateral do pescoço ou no punho entre a artéria e o tendão contando quantos pulsos ocorrem durante 60 segundo.

3.5 OXIGENAÇÃO SANGUÍNEA

A aferição da oxigenação sanguínea também chamada de SpO₂ (Saturação de oxigênio da hemoglobina do sangue arterial) é obtida por meio do equipamento chamado oxímetro de pulso (MARINO, 2015). São equipamentos utilizados para o monitoramento contínuo e instantâneo dos níveis de oxigenação do sangue, detectando eventuais reduções destes valores, antes que possa haver algum dano ao paciente ou a

observação de alguma manifestação física, como cianose, taquicardia ou bradicardia, convulsões ou desmaio (ANVISA, 2006).

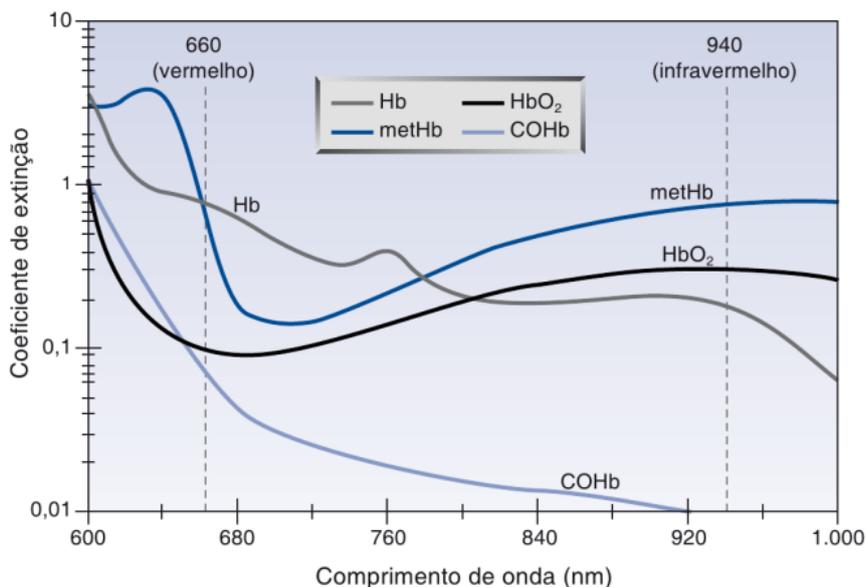
A pletismografia é uma técnica não invasiva utilizada para medir a saturação de oxigênio no sangue e outras variáveis relacionadas ao fluxo sanguíneo. É frequentemente utilizada na monitorização de pacientes em ambientes hospitalares, clínicas e em casa, por meio de dispositivos portáteis. Segundo Lee, WW; et al. 2000 a precisão da oximetria de pulso em pacientes que apresentaram baixos níveis de saturação de oxigênio e concluiu que a precisão das leituras pode ser influenciada por fatores como mãos frias, esmaltes, unhas artificiais, além de outras condições que afetam a circulação sanguínea e a oxigenação do sangue. O estudo também destacou a importância de considerar a condição do paciente e a adequação do sensor para obter leituras precisas da pletismografia. Além disso, um sensor folgado ou muito apertado pode afetar a precisão das leituras, assim como a condição do paciente, como tremores, convulsões ou hiperventilação.

A pletismografia é uma ferramenta valiosa para a monitorização de pacientes, especialmente aqueles com doenças pulmonares, doenças cardíacas, diabetes, obesidade e outras condições que afetam a circulação sanguínea e a oxigenação do sangue. Com a interpretação adequada dos valores de saturação de oxigênio e outras variáveis relacionadas, a pletismografia pode ajudar a identificar condições de risco à saúde do paciente e orientar o tratamento adequado.

O funcionamento do oxímetro corre por meio da absorção da luz pela hemoglobina. Ao participar de uma reação química, a hemoglobina altera sua configuração estrutural e, por consequência, o padrão de absorção de luz.

A hemoglobina pode apresentar quatro formas diferentes: hemoglobina desoxigenada (Hb), car-boxiemoglobina (COHb), metemoglobina (metHb) e hemoglobina oxigenada (HbO₂). Utiliza-se para a aferição do SpO₂ o Hb e HbO₂. O valor é obtido através de duas ondas eletromagnéticas (luz) com comprimentos de onda diferentes, 660 nm (vermelho) e 940 nm (infravermelho). Como apresentado na Figura 9, a absorção da luz é diferente entre os dois comprimentos de onda (vermelho e infravermelho) nas estruturas da hemoglobina (Hb e HbO₂). Assim, pode-se detectar a partir das intensidades de luz recebidas a quantidade de hemoglobina oxigenada e desoxigenada (MARINO, 2015).

Figura 9 - Diferenças na absorção de luz da hemoglobina



Fonte: Marino (2015)

O princípio da oximetria de pulso é o da análise espectral: a detecção e quantificação de componentes em solução por suas características únicas de absorção de luz. O princípio central da análise espectral é a lei de Beer-Lambert, que afirma que a concentração de uma substância absorvente em solução pode ser determinada a partir da intensidade da luz transmitida por meio das equações, dadas por:

$$A = \alpha lc \qquad \frac{I_1}{I_0} = 10^{-\alpha lc}$$

$$A = \log \frac{I_1}{I_0} \qquad \alpha = \frac{4\pi k}{\lambda}$$

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} * 100 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} * 100$$

Onde:

A é a absorvância (capacidade intrínseca dos materiais em absorver radiações em frequência específica);

I_0 é a intensidade da luz incidente;

I_1 é a intensidade da luz uma vez tendo atravessado o meio;

l é a distância que a luz atravessa pelo corpo;

c é a concentração de substância absorvente no meio;

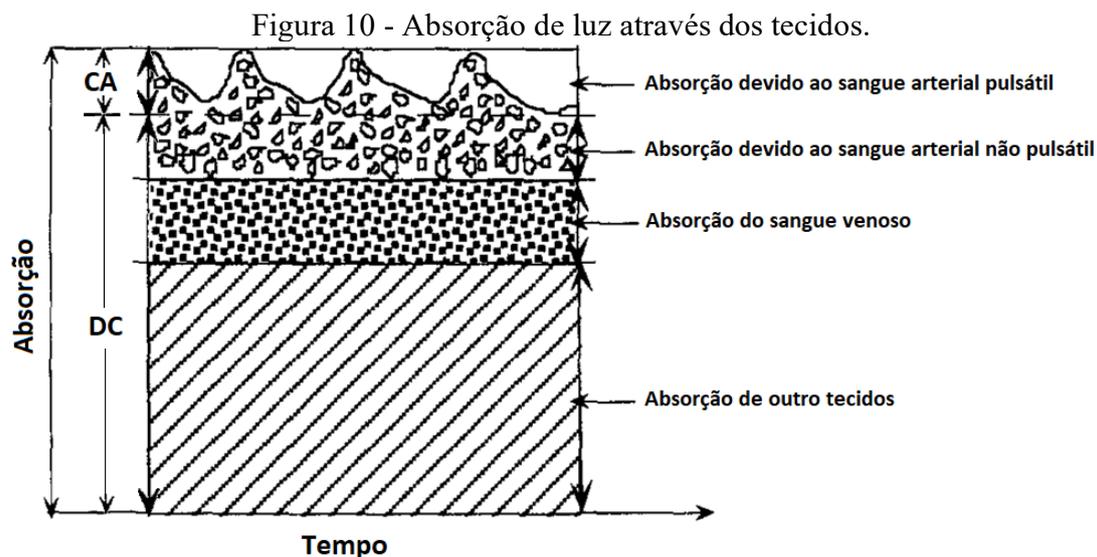
α é a absorvidade molar da substância (capacidade que um mol de substância em atenuar luz incidente em um dado comprimento de onda);

λ é o comprimento de onda do feixe de luz;

k é o coeficiente de extinção.

Como o feixe de luz incidente é constante nos comprimentos de onda vermelho e infravermelho, pode-se aferir a oxigenação sanguínea a partir das variações das intensidades dos feixes de luz que atravessam o corpo.

No entanto, para funcionar adequadamente, o sistema deve ser capaz de isolar a absorbância dos componentes do sangue arterial, do sangue venoso, do tecido conjuntivo e de outros absorvedores conforme a figura 10

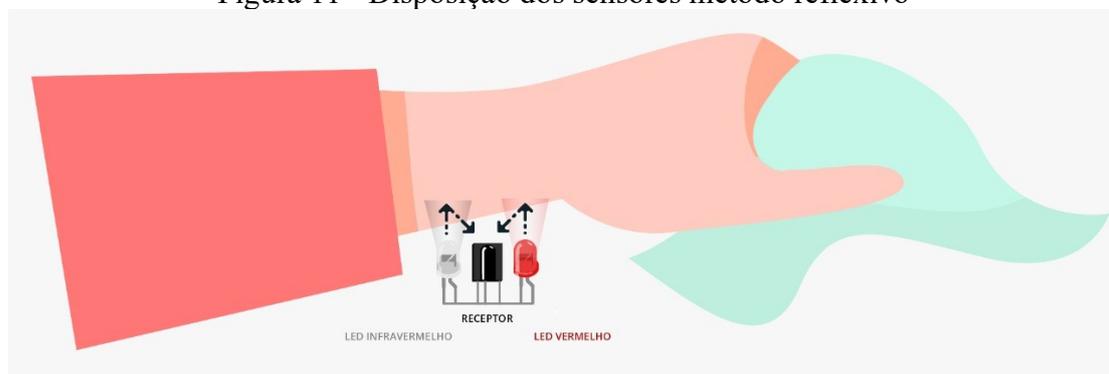


Fonte: OHOMEDA (1986)

Medindo-se a luz recebida várias centenas de vezes por segundo, o oxímetro de pulso é capaz de distinguir o componente pulsátil variável do sangue arterial (que pode ser referido como o sinal da corrente alternada, ou CA) do componente estático inalterável do sinal (isto é, o sinal de corrente contínua, ou DC) composto de tecido, sangue venoso e sangue arterial não pulsátil. O componente pulsátil, compreendendo geralmente 1% a 5% do sinal total (KIDD, 1989), pode-se então isolar e cancelar os componentes estáticos. Dividir o nível de CA pelo nível DC em cada comprimento de onda também compensa as mudanças na intensidade da luz incidente, removendo outra variável complicadora da equação. A realização desta operação em cada comprimento

de onda permite isolar a absorbância relativa da Hb reduzida e oxigenada. A relação entre o sinal vermelho (CA 660nm / DC 660nm) e o sinal infravermelho (AC 940nm / DC 940nm) são absorvidos em uma proporção similar de Hb e HbO₂, que pode então ser convertida em saturação de oxigênio presente do fluxo arterial sanguíneo. Existem dois métodos de disposição dos sensores o reflexivo e o transmissivo. No método reflexivo os leds transmitem a luz que é recebida no fotodetector ao lado dos leds, conforme a figura 11. Já no método transmissivo os leds e o fotodetector ficam em lados opostos, assim a luz atravessa membro até chegar no fotodetector.

Figura 11 - Disposição dos sensores método reflexivo



Fonte: autor

De acordo com Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2016) os valores referências comuns de SpO₂ são:

Normal: 95% a 100%

Leve hipoxemia: 91% a 94%

Hipoxemia moderada: 86% a 90%

Hipoxemia grave: abaixo de 85%

No entanto, é importante notar que os valores normais de SpO₂ podem variar dependendo de fatores como a idade da pessoa, sua condição de saúde e se eles estão em repouso ou em atividade. Além disso, a oximetria de pulso, que é a forma mais comum de medir a SpO₂, pode ter limitações em algumas situações, como em casos de anemia, hipotensão ou doença pulmonar avançada.

3.6 PRESSÃO ARTERIAL

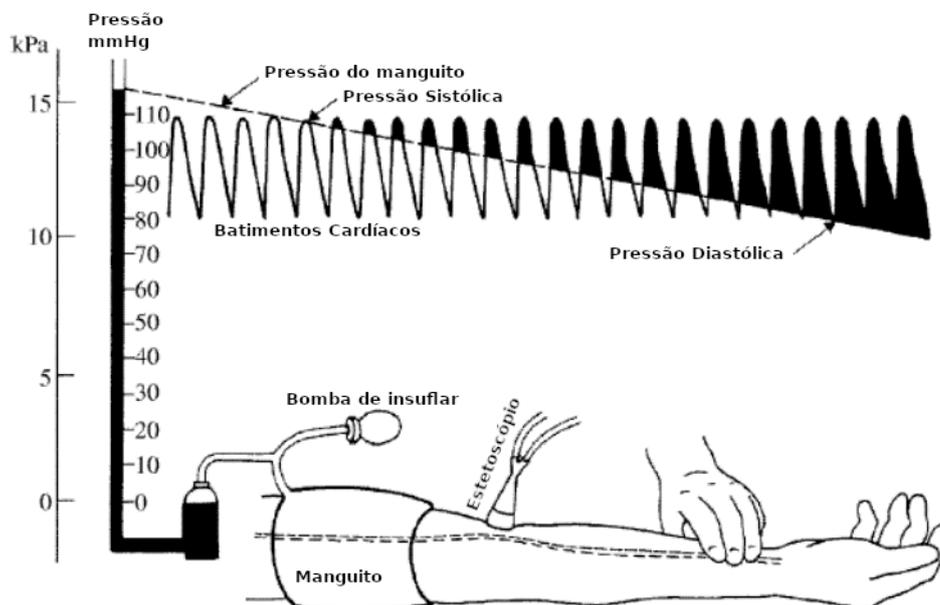
A pressão arterial é a força que o fluxo sanguíneo exerce nas paredes das artérias em dois momentos distintos. O primeiro momento é a medida quando o coração está contraído, obtém se aqui a pressão máxima designada sistólica. Já o segundo momento

é quando o coração está relaxado, tem se aferição da pressão mínima, chamada diastólica.

A Hipertensão e a Hipotensão, pressão alta e baixa respectivamente, são os principais desvios da pressão arterial. Entre as consequências da hipertensão inclui se o AVC e o ataque cardíaco. A hipotensão pode ser causada por significativa perda sanguínea ou desidratação. O valor médio normal da pressão arterial para uma pessoa em repouso é de 140 por 70mmhg (VAUGHANS, 2012).

Há quatro formas de se aferir pressão arterial indiretamente que são os processos auscultatório, método ultrassônico, método oscilométrico e por análise da onda de pulso. Os três primeiros processos seguem os seguintes passos: primeiro é feito a inflagem do manguito no braço até a parada do fluxo sanguíneo e depois ao mesmo tempo em que diminui a pressão do manguito visualizando-se a pressão com esfigmomanômetro e cada método verifica da sua forma o momento da pressão sistólica e diastólica. No processo auscultatório ouve-se no estetoscópio o som do Korotkoff (pressão sistólica) e do período de silêncio pressão (pressão diastólica) conforme a figura 12.

Figura 12 - Processo auscultatório

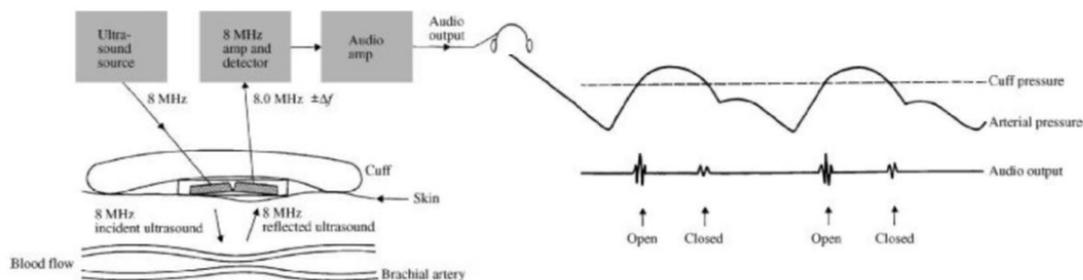


Fonte: Webster (1998)

No processo ultrassônico proposto por Stegall, Kardon, e Kemmerer (1968) ouve-se o som do Korotkoff por meio de dois cristais piezoelétricos (um transmissor e um receptor do sinal refletido) e com o auxílio da braçadeira, detecta-se os movimentos

das paredes dos vasos sanguíneo conforme a figura 13 (STEGALL, KARDON E KEMMERER, 1968; COBBOLD, 1974; WEBSTER, 1998).

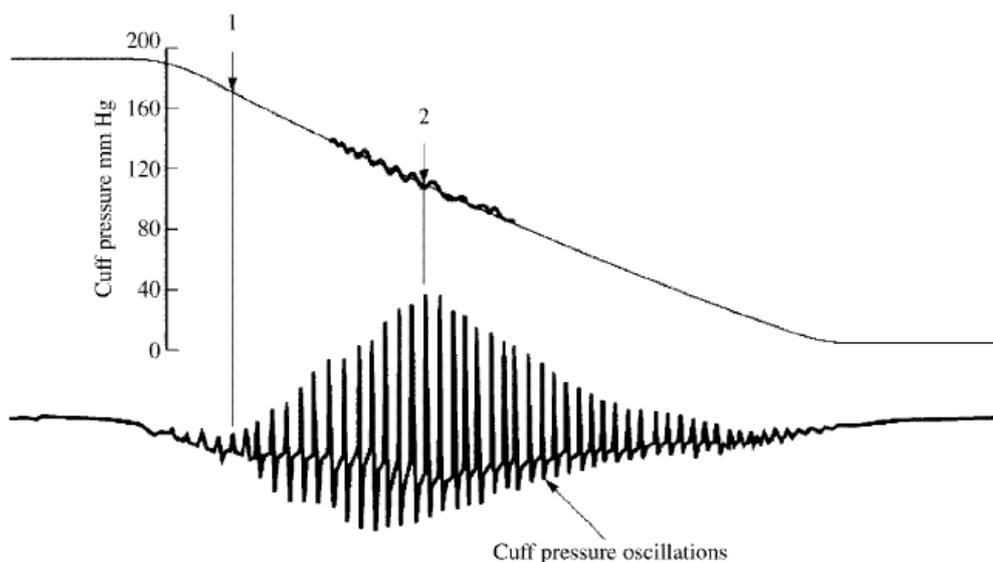
Figura 13 - Processo ultrassônico



Fonte: Cobbold (1974)

O processo oscilométrico mede a amplitude de oscilação que aparece no sinal de pressão da braçadeira que é criado pela expansão da parede cada vez que o sangue é forçado pela artéria conforme a figura 14. O método não afere diretamente a pressão diastólica, apenas a pressão média diastólica; no entanto, possui um algoritmo capaz de calcular, a partir da pressão sistólica, a pressão do paciente.

Figura 14 - Processo oscilométrico



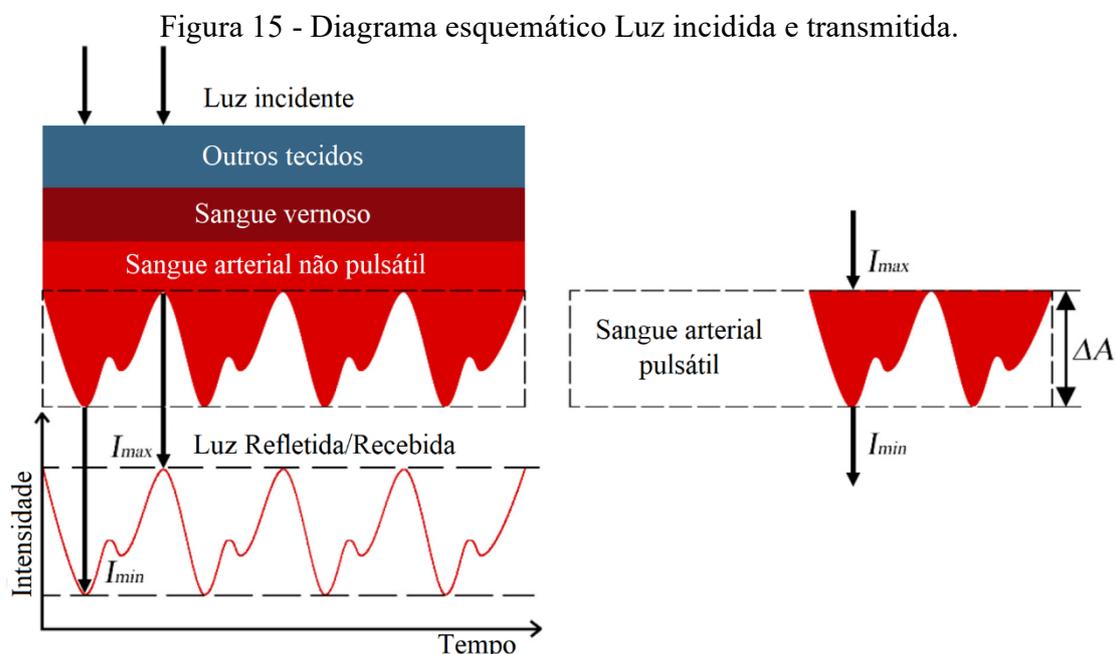
Fonte: Webster (1998)

A pressão arterial pode ser avaliada de forma não invasiva utilizando os princípios da fotopletismografia (PPG), por meio da análise da onda de pulso. O

processo de PPG ocorre de forma semelhante ao da oxigenação sanguínea, os dois necessitam de emissor energia eletromagnética e um receptor que transformará a onda eletromagnética em tensão elétrica.

No processo de obtenção do SpO₂ utiliza-se dois comprimentos de onda (vermelho e infravermelho), já para análise da onda de pulso basta um emissor. Outra diferença é para análise da onda de pulso necessita-se apenas do componente pulsátil do sangue arterial e na oxigenação somente os componentes estáticos.

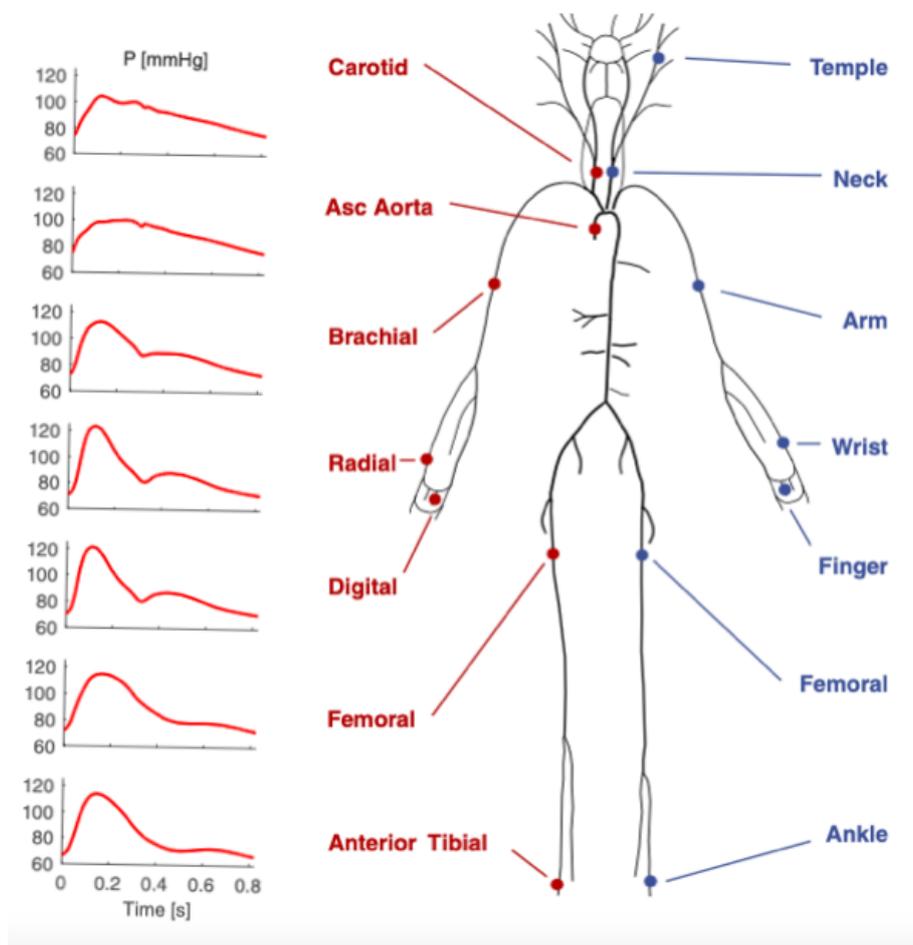
Após a separação do componente DC e do componente pulsátil da onda eletromagnética recebida no fotorreceptor a mesma precisa passar por um processo de inversão para então se tornar o reflexo da onda de pulso, conforme ilustrado na figura 15.



Fonte: Wang at all (2018)

Devido à diferença de calibre e propriedades elásticas das artérias, tem-se diferentes padrões de onda de pulso conforme a região do corpo aferida. Pois, quanto maior o diâmetro da artéria, maior sua propriedade elástica e quanto mais na periferia do corpo, mais finas e rígidas gerando maior resistência vascular. Assim, quanto mais longe do coração, maior a pressão arterial sistólica e menor a pressão arterial diastólica. Apesar dessas diferenças, a pressão arterial média praticamente não é alterada conforme a imagem 16.

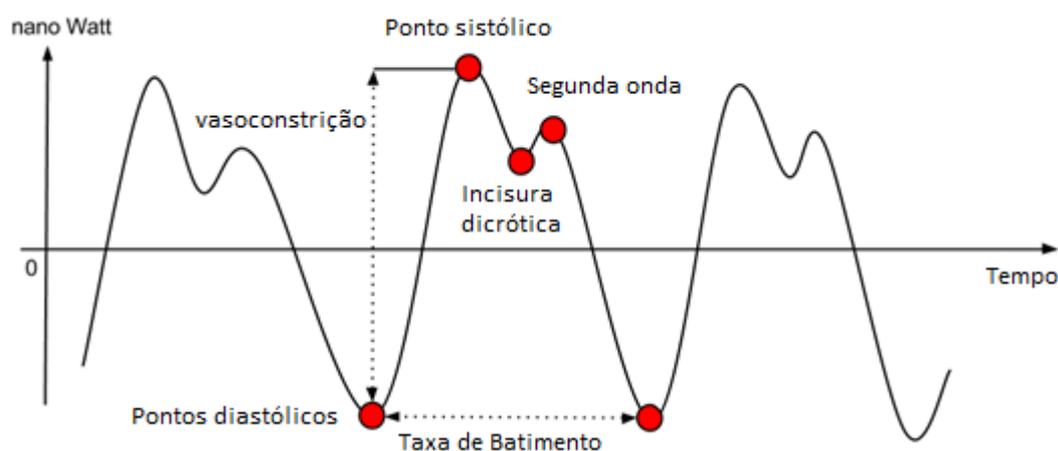
Figura 16 - Pressão Arterial de acordo com o local



Fonte: Charlton et al., 2019.

O sinal PPG da onda de pulso é caracterizado por dois pontos principais, a sístole e diástole. A Figura 17 ilustra uma onda de pulso típica em que o ponto diastólico marca o ponto mais baixo da diástole onde a pressão exercida pelo fluxo sanguíneo é mínima e o início da sístole onde o coração começa a bombear sangue para os pulmões e a pressão arterial atinge um valor máximo no ponto sistólico. O período do ponto sistólico ao próximo ponto diastólico é conhecido como o período de diástole, em que acontece o relaxamento do coração. Durante da diástole também ocorre a incisura dicrótica e ponto da segunda onda ou onda dicrótica indicando o final da ejeção ventricular esquerda. (Nath et al., 2018).

Figura 17 - Pontos de análise da onda de Pulso



Fonte: Nath et al., 2018.

- Pontos diastólicos: os mínimos locais do PPG são usados para calcular o IBI (Blood Volume Pulse).
- Pontos sistólicos: os máximos locais do PPG podem ser usados em conjunto com o ponto Diastólico para estimar a vasoconstrição do sujeito.
- Entalhe dicrótico sob algumas condições (ie estática do sujeito) observa-se a presença deste ponto que pode ser usado para estudar diferentes tipos de doenças cardíacas.
- Efeito onda dicrótica de entalhe dicrótico.

Segundo o Arquivos Brasileiros de Cardiologia de 2010 a classificação dos limites padrões de pressão arterial considerados normais são arbitrários e os valores para pacientes maiores de 18 anos estão apresentados na tabela 2. Deve-se levar em consideração que quando as pressões sistólica e diastólica situam-se em categorias diferentes, a maior deve ser utilizada para classificação da pressão arterial.

Tabela 2 - Classificação da pressão arterial maior de 18 anos de idade

Classificação	Pressão sistólica (mmHg)	Pressão diastólica (mmHg)
Ótima	< 120	< 80
Normal	< 130	< 85
Limítrofe*	130–139	85–89
Hipertensão estágio 1	140–159	90–99

Hipertensão estágio 2	160–179	100–109
Hipertensão estágio 3	≥ 180	≥ 110
Hipertensão sistólica isolada	≥ 140	< 90

Além dos processos indiretos existem métodos diretos para se aferir pressão arterial, onde a aferição é obtida por meio transdutores num processo de introdução de agulha ou cateter em artérias periféricas (COBBOLD, 1974; WEBSTER, 1998). Não foram abordados neste trabalho métodos diretos para aferição arterial.

3.7 RIGIDEZ ARTERIAL

Historicamente, as artérias eram consideradas condutoras passivas de sangue, hoje, elas são vistas como participantes ativas na função cardiovascular, incluindo anormalidades na pressão arterial. O enrijecimento de grandes artérias pode ser tanto uma causa como uma consequência da hipertensão. Existem vários estudos, que confirmam a uma relação entre rigidez arterial e pressão arterial. A rigidez arterial aumenta transitoriamente à medida que a pressão arterial aumenta (ARNETT, 2001).

As artérias amortecem a pulsação cardíaca, convertendo o fluxo sanguíneo intermitente em fluxo constante. Durante a sístole a aorta se expande para acomodar o fluxo (volume sistólico) e comprime durante a diástole para promover fluxo para frente. Como a aorta tem uma capacidade limitada, a pressão aumenta durante a sístole (pressão arterial sistólica) e é parcialmente mantida durante a diástole (pressão arterial diastólica) pelo movimento das paredes arteriais expandidas. Quando a rigidez arterial aumenta, a função de amortecimento é prejudicada, levando a uma maior pressão arterial diastólica e menor pressão sistólica. A rigidez arterial é determinada por componentes estruturais e funcionais relacionado a propriedade elástica intrínseca da artéria. As propriedades elásticas são as qualidades que permitem que a artéria se estique e retenha sua capacidade de retornar à sua forma original quando a pressão é removida (MCVEIGH, PLUMB e HUGHES, 2004).

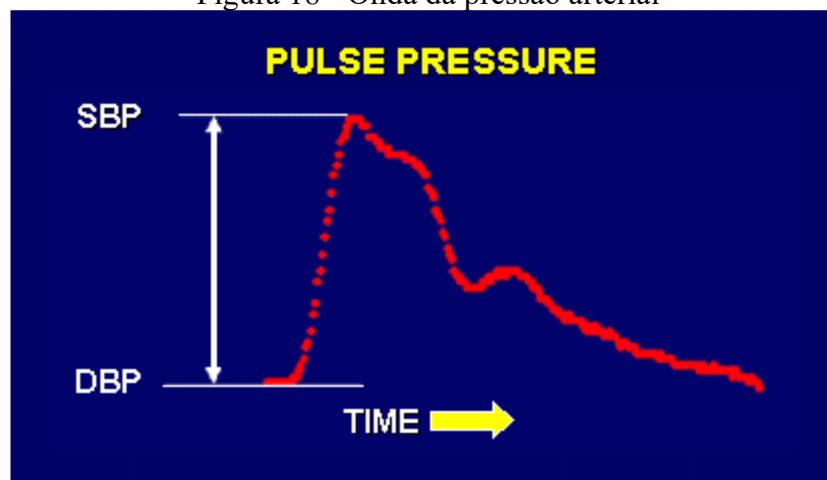
Portanto quando se diminui a elasticidade das artérias, aumenta-se a rigidez arterial e conseqüentemente a pressão arterial. Desse modo a análise da rigidez arterial possui função similar à da pressão arterial permitindo-se considerar ambas como um sinal vital.

A forma mais comum de aferir a rigidez arterial é por meio do VOP (velocidade de onda de pulso), ou seja, medir a velocidade de propagação do sangue nas artérias, por meio da coletando da onda de pulso entre dois pontos com distâncias entre eles conhecidas.

Existe a possibilidade de fazer inferência da rigidez arterial por meio da pressão arterial e vice versa. A relação entre VOP (velocidade de onda de pulso) e pressão arterial foi constada por Gueddes et al. em 1981, por meio da variação da pressão arterial provocada em 10 cães anestesiados, injetando adrenalina para elevar a pressão e reduzindo a pressão arterial com estimulação vagal.

Outra forma de medir a rigidez arterial é feita pela análise da onda de pulso ou diferença entre a pressão arterial sistólica e diastólica. A pressão do pulso reflete o componente pulsátil da pressão arterial. Ela reflete dois componentes principais: a interação da ejeção ventricular com as propriedades viscoelásticas das grandes artérias e a amplitude e duração da reflexão da onda de pulso de pressão das artérias menores conforme a figura 18.

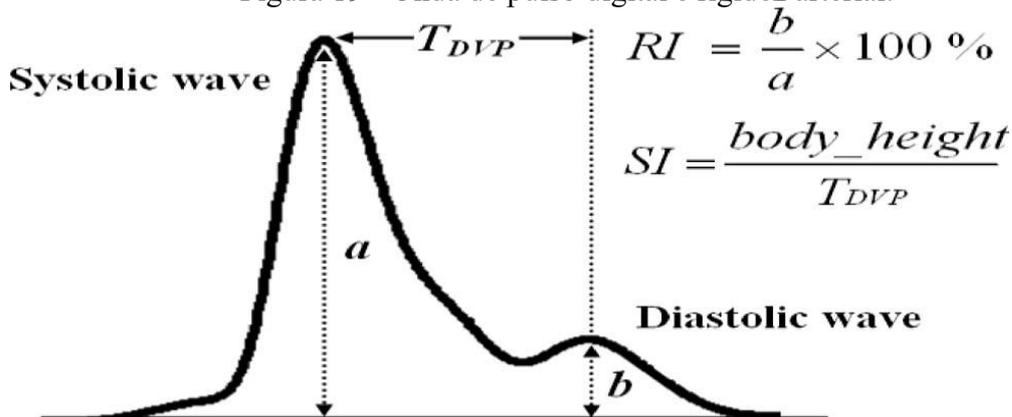
Figura 18 - Onda da pressão arterial



Fonte: Arnett (2001)

Segundo WU, Hsien-Tsaiv 2011 e Gunarathne, A; et al. 2009 o índice de rigidez arterial pode ser calculado a partir de: rigidez arterial (SI) = altura / atraso de tempo entre os picos sistólico e diastólico (TDVP). O índice de reflexão (RI) é a porcentagem da onda de pulso sistólica refletida em cada ciclo cardíaco conforme demonstrado na figura 19.

Figura 19 - Onda de pulso digital e rigidez arterial.



Fonte: WU, Hsien-Tsaiv 2011

3.8 TEMPERATURA CORPORAL

Apesar do corpo humano se adaptar em ambientes com grandes oscilações de temperatura não suporta grandes variações em sua temperatura interna. O corpo humano tolera melhor a baixa temperatura corporal (hipotermia) do que a alta (hipertermia). Considera-se hipotermia quando a temperatura corporal chega próximo 20°C podendo ocorrer uma parada cardiorrespiratória. Já hipertermia com 5°C acima da temperatura considerada normal, ou seja, 42°C onde inicia-se o processo de desnaturação de enzimas e ou proteína (RUSSOMANO, 2012). Além disso pode-se notar padrões diferentes de temperatura corporal conforme a idade e local de aferição, conforme a tabela 3.

Tabela 3 - Temperatura média conforme faixa etária

Idade	Temperatura em (°C)
Recém nascido	36.8 (axilar)
1-3 anos	37.7 (retal)
6-8 anos	37 (oral)
10 anos	37 (oral)
Adolescente	37 (oral)
Adultos	37 (oral)

>70 anos	36 (oral)
----------	-----------

Fonte: Taylor et al., 2014

O termômetro digital com termistor funciona medindo a resistência elétrica desse componente eletrônico, o qual varia de acordo com a temperatura. Para aferir a temperatura corporal, o termistor deve estar em contato direto com a pele. Destaca-se que a resistência elétrica do termistor aumenta conforme a temperatura se eleva. A resistência elétrica do termistor é então convertida em uma leitura de temperatura, utilizando uma curva de calibração específica para o modelo do termistor, e o valor resultante é exibido no mostrador digital. Ressalta-se que a precisão do termômetro depende tanto da qualidade dos componentes utilizados quanto da calibração adequada. Assim, a temperatura pode ser medida por meio de um circuito resistivo e, posteriormente, exibida em um display digital.

Outro método que por sua vez não necessita de contato físico é a termometria por infravermelho para aferir a temperatura corporal. Este método estimando a temperatura utiliza utilizando radiômetros que medem a energia na faixa do infravermelho (CAMPBELL e NORMAN, 1998).

4 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICO

O ato de pesquisar é algo que se faz todos os dias, afirma Booth, Colomb & Willians (2005). O autor define que “pesquisar é simplesmente reunir informações necessárias para encontrar sua resposta para um pergunta e assim chegar à solução de um problema” (BOOTH, COLOMB & WILLIANS, 2005:7), para ele esta afirmação atende tanto para definir uma pesquisa da experiência cotidiana dos usuários quanto para a pesquisa acadêmica, a diferença é que a pesquisa em geral é feita para o próprio uso do pesquisador, enquanto que na pesquisa acadêmica é necessário haver a divulgação e confiabilidade em relação aos resultados obtidos. Este é um dos motivos da necessidade de uma boa condução da pesquisa e da formatação de um relatório preciso.

Para isto, as perguntas de pesquisa e problemática devem estar bem formatadas. Nesta etapa aborda-se sobre os procedimentos metodológicos que irão servir de ferramenta para coleta de dados e procedimentos para chegar ao resultado da pesquisa.

Esta pesquisa caracteriza-se como exploratória e qualitativa. Em relação a caracterização da pesquisa, de acordo com Gil (2008), o presente trabalho utiliza uma metodologia de pesquisa aplicada, pois busca gerar conhecimento para aplicações práticas de soluções a problemas específicos; qualitativa, pois visa qualificar os dados coletados e exploratória, pois tem como finalidade desenvolver, esclarecer e modificar conceitos e ideias.

Este projeto objetiva desenvolver um sistema conceitual interativo para aferição e transmissão em tempo real dos sinais vitais dos pacientes em ambientes hospitalares para controle dinâmico da ordem de atendimento conforme o estado clínico do paciente, a fim de compreender as barreiras e oportunidades encontradas para a aplicação das tecnologias. O desenvolvimento do projeto é detalhado conforme modelo do processo de metodologia proposto por Kumar (2013) apresentado anteriormente, no item 2.2 Metodologia e o Processo de Design, que são as etapas a seguir.

4.1 ETAPA 1 - AVALIAÇÃO DOS COMPONENTES

Após estudo das etapas anteriores, com a respectiva análise, será realizada avaliação de diferentes componentes eletrônicos, verificando o consumo energético, velocidade, peso como as tecnologias podem atuar em conjunto para a aferição de dados como, pressão arterial, batimentos, temperatura e oxigenação sanguínea. Além disso, a

definição das tecnologias está condicionada à possibilidade de transmissão dos dados de forma imediata. Assim, a etapa consiste na elaboração de estratégia de coleta dos dados, com a seleção de equipamentos que melhor se adequam a cada momento e procedimentos a serem adotados.

4.2 ETAPA 2 – TESTES DE INTEGRAÇÃO DOS COMPONENTES

Definidos os componentes a serem utilizados, serão feitos testes com os componentes trabalhando em conjunto para verificar seu comportamento, procura-se realizar testes para verificar possíveis incompatibilidades entre sensores, interferências, dificuldades para a instalação e usabilidade dos equipamentos, detectando falhas de adequação, ou problemas eventuais para a coleta dos dados. Da mesma forma, pode-se observar também o desempenho correto e preciso das alternativas escolhidas para o processo. Assim, pode-se ter um sistema otimizado, ajustando cada etapa ao tipo ideal de equipamento e procedimento, determinando as variáveis e benefícios para o processo.

4.3 ETAPA 3 - DESENVOLVIMENTO DOS PROTÓTIPOS

Esta etapa prevê, após a otimização do processo, o desenvolvimento de protótipo do equipamento para a coleta de dados dos sinais vitais com o software para o gerenciamento dos dados brutos coletados. Espera-se que o protótipo desenvolvido seja capaz de aferir a pressão arterial, batimentos, temperatura e oxigenação sanguínea do paciente, além de transmitir estes dados em tempo real para uma interface ou servidor.

4.4 ETAPA 4 - VALIDAÇÃO DO PROTÓTIPO

Nesta etapa, será realizado um comparativo entre os dados obtidos por equipamentos comerciais e homologados, e os dados aferidos por meio de um protótipo desenvolvido com objetivo avaliar o desempenho e a precisão dos dados aferidos. Além de confirmar a funcionalidade adequada do protótipo. Destaca-se que os dados fisiológicos foram obtidos do próprio pesquisador.

5 APLICAÇÃO - AVALIAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

Nesta etapa foram executados testes com os sensores para gerar dados de pressão arterial, batimentos, temperatura e respiração de um paciente. Foi desenvolvido a eletrônica para aplicação das técnicas descritas no item 3.3.

5.1 Escolha do Microcontrolador

Primeiramente definiu-se o microcontrolador utilizado responsável por coletar, processar e transmitir os dados coletados pelos sensores que foram testados. Os itens a serem avaliados são: consumo, peso, velocidade de processamento, quantidade de GPIO (*General Purpose Input/Output*) e a necessidade de dispositivo externo para transmissão dos dados sem fio. Assim foi gerado a Tabela 4 para comparar os seguintes microcontroladores: Arduino, ESP8266 e ESP32.

Tabela 4 - Comparativa entre os microcontroladores

	Arduino Uno	ESP8266	ESP32
Corrente	70-80mW	170-240 mW	200-300 mW
Nº Núcleo	1	1	2
Arquitetura	8 bits	32 bits	32 bits
Clock	16 Mhz	80 - 160 Mhz	160 - 240 Mhz
Wifi	Não	Sim	Sim
Bloetooth	Não	Não	Sim
RAM	2 Kb	160 Kb	520 Kb
FLASH	32 Kb	16 Mb	16 Mb
GPIO	12	11	22
DAC	0	0	2
ADC	6	1	18
Peso	25g	5g	5g

Fonte: autor

Referente a corrente de consumo um dos únicos pontos em que a linha Arduino é melhor que as demais. No entanto pelo fato de não haver wifi a linha Arduino foi eliminada pois é essencial uma interface de comunicação sem fio para funcionamento da pulseira.

Comparando o ESP8266 e o ESP32 o primeiro ganha no quesito menor consumo de energia, no entanto perde em número de núcleos, DAC (Conversor Digital/Analógico), ADC (Conversor Analógico/Digital), Clock de processamento e memória RAM. Além disso os 2 núcleos de processamento do ESP32 permitem a

execução de duas funções simultaneamente, enquanto o ESP8266 executa as tarefas linha a linha. Outro ponto relevante para a aplicação do produto, referente a usabilidade, é que os dois tem praticamente o mesmo peso aproximadamente 5 gramas. Assim, foi considerado que os dois dispositivos atenderam às expectativas para teste dos componentes.

5.2 Componentes Batimento cardíaco

Conforme apresentado no item 3.3-a a frequência cardíaca pode ser aferida em qualquer parte do corpo, no entanto é necessário um sensor sensível que possa converter o batimento cardíaco em sinal elétrico para que possa ser processado pelo microcontrolador. Foram testados três sensores o de piezo elétrico, o AD8232 e o MAX30105.

5.2.1 Sensor de piezoelétrico

O Sensor de piezoelétrico, apresentado na figura 20, mede a vibração causada pelos batimentos cardíacos, ele gera uma carga elétrica quando submetido a uma pressão mecânica. Seu custo varia entre R\$0,90 a R\$3,00. Ele requer uma fonte de alimentação de 3,3V ou 5V e tem um consumo de energia abaixo de 1mA. O tempo de amostragem ficará definida pela frequência de coleta do microcontrolador. No entanto, a precisão e a qualidade dos dados foram limitadas pois ficou com muito ruído e qualquer batida em outras partes do corpo mesmo distante do sensor, interferem na aferição.

Figura 20 - Sensor de piezo elétrico



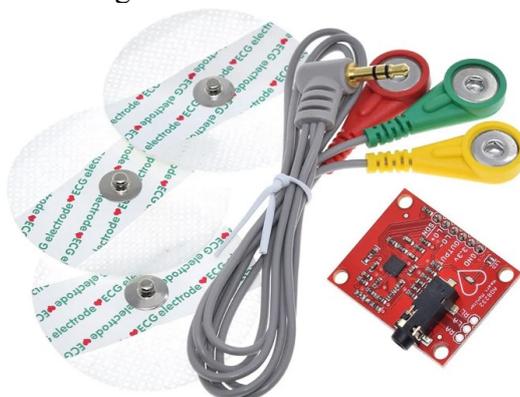
Fonte: autor

5.2.2 Sensor de AD8232

O Sensor de ECG AD8232, apresentado na figura 21, mede a atividade elétrica do coração e é capaz de fornecer informações detalhadas sobre o ritmo cardíaco. Ele requer uma fonte de alimentação de 3,3V ou 5V e tem um consumo de energia típico de 1,5mA a 3,5mA. O tempo de amostragem é configurável chegando no máximo a

8kHz. O valor comercial do sensor de piezo elétrico está em média R\$70,00. Com relação a usabilidade os eletrodos devem ser colocados obrigatoriamente no peito do paciente.

Figura 21 - Sensor AD8232



Fonte: autor

5.2.3 Sensor MAX30105

O sensor óptico MAX30105, apresentado na figura 22, possui luzes infravermelha, vermelha e verde para medir a absorção dessas luzes após serem refletidas em qualquer artéria. Com este método ele capaz de aferir a frequência cardíaca, além de fornecer informações sobre a saturação de oxigênio no sangue. O sensor requer uma fonte de alimentação de 3,3V ou 5V e tem um consumo de energia típico de 5mA a 20mA. O tempo de amostragem pode ser configurado para variar de 50 a 1.600 amostras por segundo. O sensor MAX30105 custa em média R\$140,00.

Figura 22 - Sensor MAX30105



Fonte: autor

Comparando os três sensores, verifica-se que o sensor MAX30105 tem um consumo de energia mais elevado do que os outros dois sensores, mas é capaz de fornecer informações sobre a saturação de oxigênio no sangue, que também precisarão ser coletados, além da frequência cardíaca. O sensor AD8232 é capaz de fornecer informações mais detalhadas sobre o ritmo cardíaco e seu consumo é de 2,9 a 7,2mA ligeiramente mais baixo do que o sensor MAX30105. O sensor de piezoelétrico tem o consumo de 1mA de energia e é a opção mais simples e econômica, mas pode ter limitações na precisão e qualidade dos dados.

Em relação ao tempo de amostragem, o sensor AD8232 tem a capacidade de amostragem mais rápida, com uma taxa de amostragem configurável de até 8kHz. O tempo de amostragem do sensor MAX30105 varia de 50 a 1.600 amostras por segundo, dependendo da configuração. O tempo de amostragem para o sensor de piezoelétrico ficará definida pela frequência de coleta do microcontrolador.

Em relação ao peso, o sensor MAX30105 tem um tamanho pequeno e é leve, com peso típico de 1,6g. O sensor AD8232 é um pouco mais pesado, com peso típico de 5,5g. O sensor de piezoelétrico é ainda mais leve, com peso típico de cerca de 0,5g.

Por fim, cada sensor tem suas próprias vantagens e desvantagens em relação ao consumo de energia, velocidade de amostragem e peso. A escolha do sensor para a proposta de tese foi a MAX30105 levando em consideração os demais sinais vitais que devem ser coletados.

5.3 Componentes Oxigenação sanguínea (spo2)

Para coletar os dados de Hb e HbO₂ e determinar o índice de oxigenação sanguínea foram necessários dois comprimentos de ondas (vermelho e infravermelho).

Como o receptor é comum aos dois emissores necessita-se separar os dois comprimentos de onda.

5.3.1 Filtro RC passa baixa e passa alta

Antes de aplicar a lei de Beer-Lambert e determinar o valor da oxigenação sanguínea foi calculado dois filtros eletrônicos passa baixa e um passa alta a fim de separar os comprimentos de onda de 940nm (infravermelha) e 660nm (vermelha).

A relação entre comprimento de onda e frequência é dada por:

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

Onde:

λ = comprimento de onda

c = velocidade de propagação da onda

f = frequência

Considerando-se a velocidade da onda eletromagnética a velocidade da luz no valor de 299.792,458 km/s

Aplicando a fórmula do comprimento de onda obteve-se os seguintes valores de frequência:

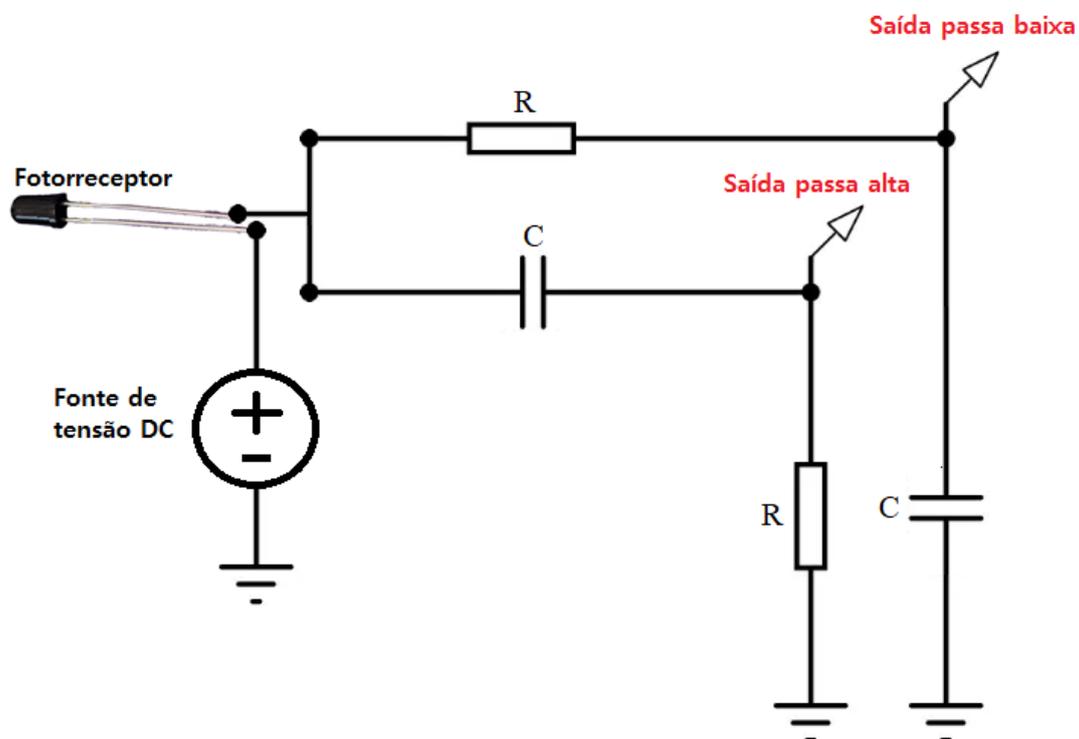
Luz infravermelha $3,19 \times 10^{14}$ Hz

Luz vermelha $4,55 \times 10^{14}$ Hz

Assim definiu-se a frequência de corte como a média entre as frequências vermelha e infravermelha resultando em $3,87 \times 10^{14}$ Hz.

Aplicando-se um filtro de primeira ordem conforme o circuito da figura 23:

Figura 23 - Filtro passa baixa e passa alta



Fonte: autor

O fotorreceptor irá gerar uma tensão alternada que alimentará as duas malhas (passa baixa e passa alta) com a mesma corrente e tensão, tendo em vista que o valor de reatância é o mesmo. Assim foram feitas duas análises de malha para estipular o valor do ganho da malha passa-baixa (infravermelho) e passa-alta (vermelho) resultando nas seguintes equações:

$$|H_{(wvermelho)}| = \frac{R}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2}} \quad |H_{(winfravermelho)}| = \frac{\frac{1}{\omega C}}{\sqrt{\left(\frac{1}{\omega C}\right)^2 + R^2}}$$

Definindo-se os valores de Resistência e Capacitor para aplicação dos ganhos e montagem do diagrama de Bode seguindo o Teorema da Máxima Transferência de Potência aonde o valor da carga é igual ao valor da fonte externa. Neste caso o valor da resistência deve ser igual ao valor da reatância do capacitor então:

$$R = xC = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c}$$

$$\text{Assim pode-se dizer que } R \cdot C = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c}$$

Onde:

R = Resistência;

xC = Reatância;

fc = frequência de corte.

Aplicando-se a equação acima pode-se estipular diversos valores para R e C para a mesma frequência de corte conforme a tabela 5:

Tabela 5 - Resistência e capacitância para o filtro

Resistência	Capacitância
10	4,11416E-17
50	8,22831E-18
100	4,11416E-18
150	2,74277E-18
1K	4,11416E-19
10K	4,11416E-20

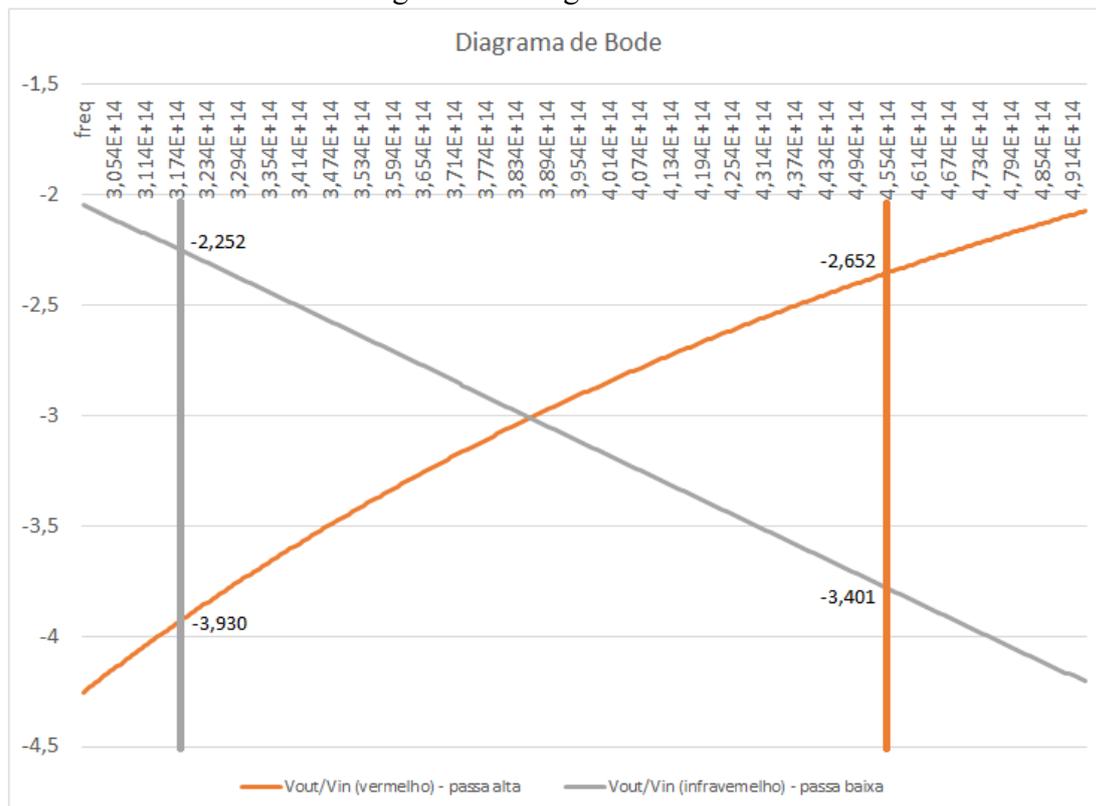
Fonte: autor

Neste momento percebe-se a inviabilidade de utilização de filtro em qualquer ordem para a frequência de corte estipulada devido à inexistência de capacitores comerciais com valores tão baixos. Os menores capacitores estão na ordem de pico

Faraday, ou seja, 10^{-12} e o maior valor de capacitor possível conforme a tabela 5 está na ordem de 10^{-17} .

No entanto, se algum dia existir capacitores pequenos o suficiente viabilizaria a aplicação do filtro teórico conforme o diagrama de Bode da figura 24.

Figura 24 - Diagrama de Bode



Fonte: autor

5.3.2 Teste com LED vermelho e infravermelho com fotorreceptor IR

Neste tópico foram testados os seguintes componentes conforme visto no item 3.3:

- LED vermelho e infravermelho – Responsável por emitir um sinal de luz nos comprimentos de onda de 660nm e 940nm respectivamente, conforme ilustrado na figura 25

Figura 25 - Led vermelho e infravermelho de 5mm



Fonte: autor

- b) Receptor fotovoltaico IR – Responsável por captar a luz do LED refletido ou refratado da artéria e converter em tensão elétrica, conforme ilustrado na figura 26.

Figura 26 - Receptor infravermelho de 5mm



Fonte: autor

- c) Resistor – Responsável por limitar a corrente que alimentará o LED, conforme ilustrado na figura 27.

Figura 27 - Resistor eletrônico



Fonte: autor

Considerando que os LED (vermelho e infravermelho) foram alimentados pelo ESP32 ou ESP8266 que possui uma saída de 3,3volts, os LED utilizados operam com corrente entre 10mA a 20mA com que a queda de tensão do LED vermelho de 2 volts e no LED infravermelho 1.3V. Utilizando-se um valor de resistência conforme aplicação da lei de Ohm no qual a fórmula é $R = \frac{V}{I}$ aonde:

R = Resistencia em ohms

V = Tensão em volts

I = Corrente em amperes

LED Vermelho:

$$R = \frac{3,3 - 2}{20 \times 10^{-3}} \rightarrow R \geq 65\Omega$$

$$R = \frac{3,3 - 2}{10 \times 10^{-3}} \rightarrow R \leq 130\Omega$$

LED infravermelho:

$$R = \frac{3,3 - 1,4}{20 \times 10^{-3}} \rightarrow R \geq 95 \Omega$$

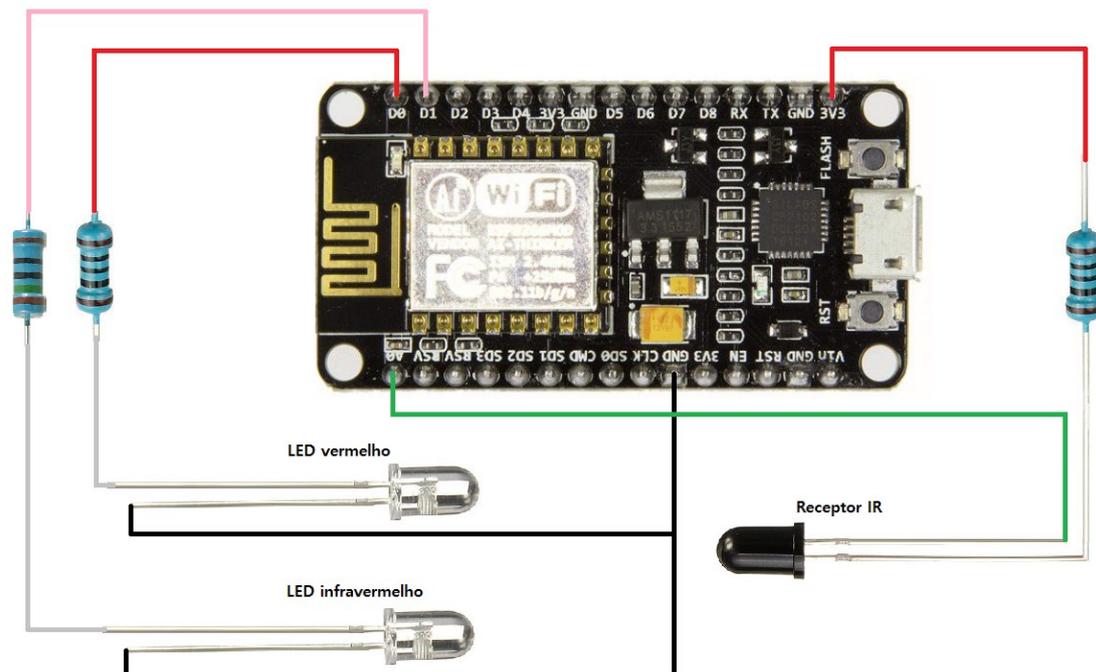
$$R = \frac{3,3 - 1,4}{10 \times 10^{-3}} \rightarrow R \leq 190 \Omega$$

Logo o resistor comercial utilizado foi de 100Ω para o LED vermelho e outro de 150Ω para o LED infravermelho.

Teste de emissão dos LEDs e recepção do fotorreceptor:

Colocando-se o LED vermelho e infravermelho um de cada vez em frente ao receptor sem obstrução alguma do sinal para verificar a tensão gerado nos dois casos, conforme a figura 28.

Figura 28 - Circuito teste de emissão sem obstrução

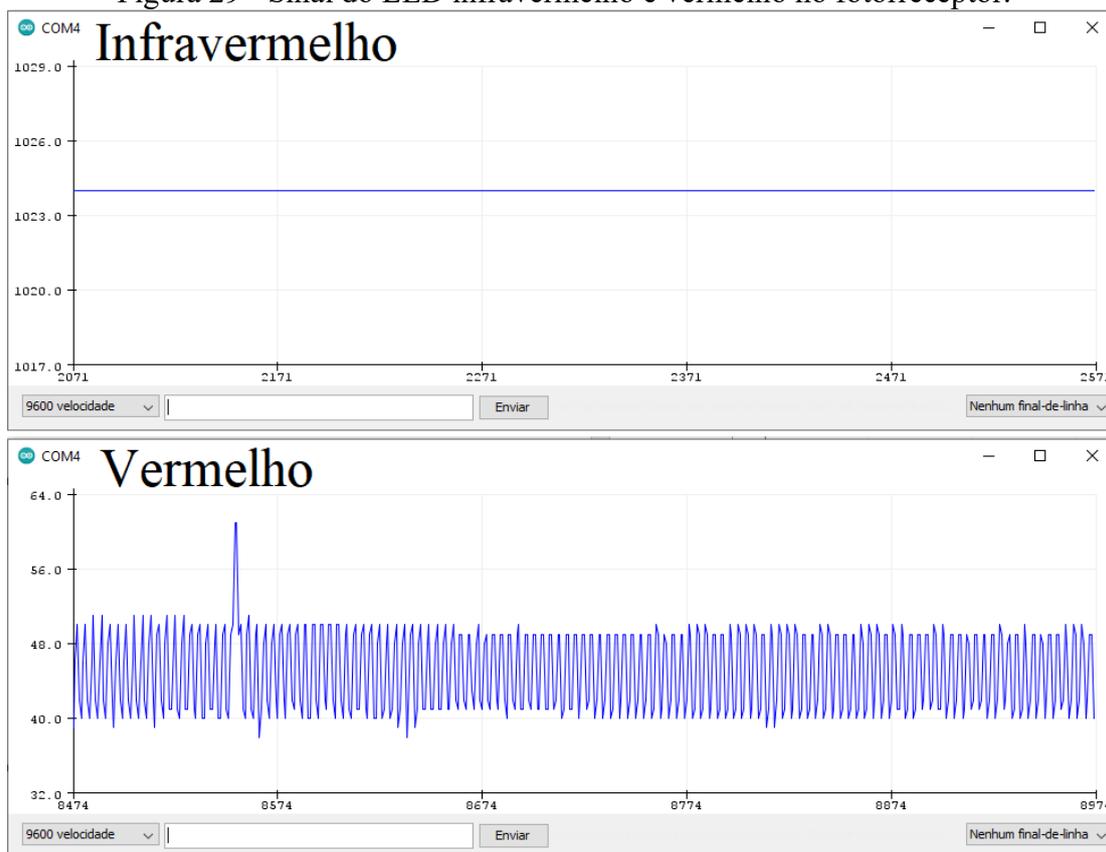


Fonte: autor

No esp8266 a entrada analógica A0 recebe valores de tensão entre 0 a 3,3 volts e são representados por um número de 10bits, ou seja, varia de 0 a 1023.

Ao colocar o emissor IR de frente para o Receptor IR percebe-se, conforme a figura 29, que o valor foi de 1023, isso significa que a tensão nos terminais do receptor foi de 3,3 volts ou mais. Já o sinal emitido pelo emissor de luz vermelha o sinal recebido no receptor IR foi de 0,16 volts.

Figura 29 - Sinal do LED infravermelho e vermelho no fotorreceptor.



Fonte: autor

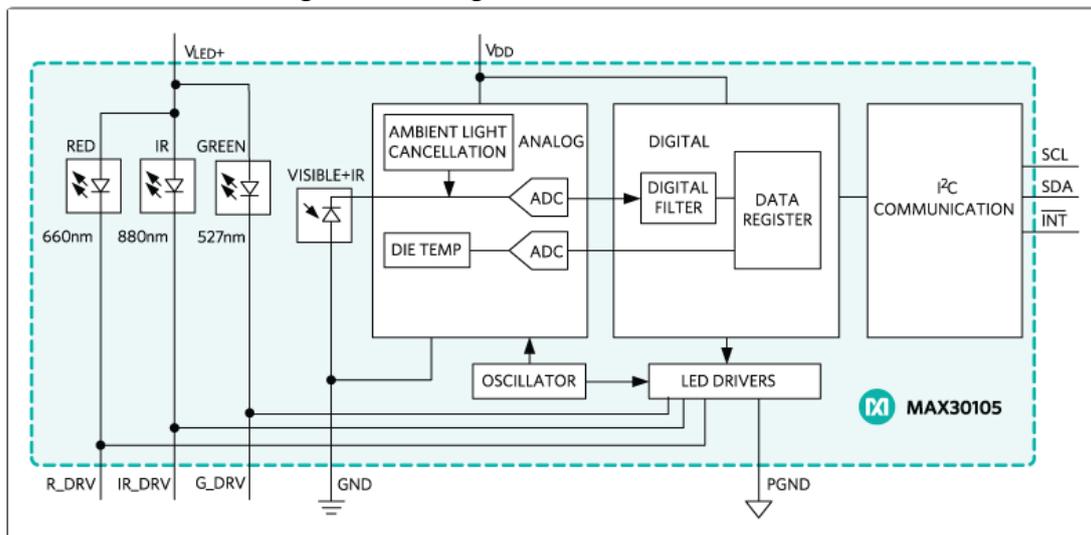
Tendo em vista que o fotorreceptor infravermelho não recebeu praticamente nada do sinal com comprimento de onda vermelho, foi inviabilizado o seu uso para aplicação na aferição da oximetria (SpO₂). No entanto, se for desenvolvido um fotorreceptor que filtrasse apenas a luz vermelha, assim como existe o da infravermelha, poderia ser coloca um sensor para cada emissor.

5.3.3 Teste com sensor MAX30105

O MAX30105 é um sensor para detecção de partícula desenvolvido para ser utilizado como sensor de fumaça, mas devido suas características pode ser empregado em diversas funções como obtenção da oxigenação sanguínea. O sensor vem equipado com os seguintes dispositivos, conforme a figura 30:

- LEDs vermelho, infravermelho e verde responsáveis por gerar e emitir ondas eletromagnéticas;
- Drivers de LED infravermelho, vermelho e verde responsável por limitar a corrente nos LEDs evitando que eles queimem;
- Fotorreceptor de luz visível e infravermelha responsável por transformar o sinal eletromagnético infravermelho, vermelho e verde em sinal tensão elétrica;
- Sensor de temperatura ambiente com resolução de 0,0625 ° C responsável por calibrar a temperatura do subsistema de detecção de partículas;
- Subsistema de cancelamento de luz ambiente responsável por eliminar ruídos do ambiente;
- Conversor analógico digital sigma-delta por sobre amostragem e tempo contínuo com resolução de 18 bits e taxa de amostragem de 10,24 MHz. A taxa de dados de saída pode ser programada de 50sps (amostras por segundo) a 3200sps.
- Filtro de tempo discreto proprietário responsável por separar os sinais dos leds infravermelho, vermelho e verde no fotorreceptor. A largura de pulso do LED pode ser programada de 69 µs a 411 µs para permitir que o algoritmo otimize a precisão do sensor de partículas e o consumo de energia com base nos casos de uso;
- Registrador FIFO (*First In, First Out*) responsável por armazenar os dados coletados e ordenar seu envio para o microcontrolador ou processador;
- Interface de comunicação com protocolo I²C responsável por enviar os dados coletados para um microcontrolador ou processador;

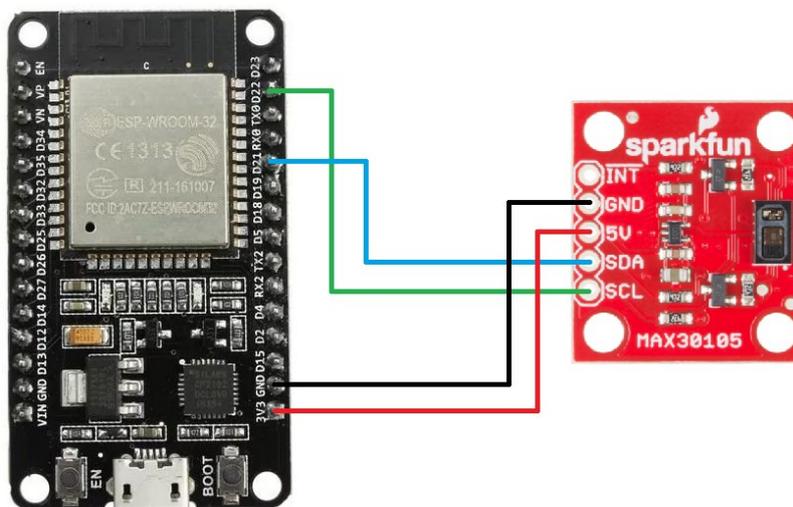
Figura 30 - Diagrama do sensor MAX30105



Fonte: Maxim Integrated Products (2016).

O dispositivo MAX30105 foi ligado ao microcontrolador ESP32 utilizando um cabo USB para alimentar o microcontrolador e estabelecer comunicação para transferência dos dados. Apesar do sensor MAX30105 ser normalmente alimentado com uma tensão de 5V ele aceita a tensão de 3,3V que o microcontrolador ESP32 oferece. O circuito foi montado conforme o diagrama da figura 31.

Figura 31 - Circuito de emissão sem obstrução



Fonte: autor

A biblioteca disponibilizada pelo fabricante do dispositivo MAX30105, disponível em <https://learn.sparkfun.com/tutorials/max30105-particle-and-pulse-ox-sensor-hookup-guide/all>, prevê customizações como: Alteração da potência dos leds, quais led's foram utilizados, a taxa de amostragem entre eles, a largura do pulso, o intervalo entre as amostras do conversor analógico digital, etc. O dispositivo é capaz de detectar partículas por meio da reflexão dos comprimentos de onda vermelho, infravermelho e verde a uma distância que varia de 0 a 45,72 cm.

Analisando os dados recebidos foi possível verificar a velocidade de recepção dos sinais recebidos pelo microcontrolado do sensor MAX30105, onde a taxa de amostragem na porta serial ficou em 20ms, ou seja, 50 amostras por segundo.

A partir da biblioteca disponibilizada pelo fabricante o valor de SPO_2 pode ser extraído facilmente. Testando o sensor em diferentes locais do corpo pode-se verificar que no dedo indicador o nível de sinal de referência recebido AC ficou entre os valores de 119.300 (cento e dezenove mil e trezentos) a 117.900 (cento e dezessete mil e novecentos). Isso significa que 1,17% do sinal é AC e os 98,83% é DC.

Além disso, pode-se verificar no sinal infravermelho recebido que 99,09% de sinal é componente DC e 0,91% de AC, conforme a imagem 24. Assim, caso não seja considerada a parte AC (pulsátil) do sinal recebido para cálculo do SPO_2 , tem-se no máximo 0,91% de erro.

Outro ponto a se considerar é que a parte AC utilizada para cálculo da pressão arterial na próxima sessão.

Por fim, foi mensurado o consumo de energia com um multímetro em serie com a fonte de alimentação. A corrente gerada foi de 50 miliamperes com a tensão de alimentação 5 volts, logo, o circuito ESP32 em conjunto com o MAX30105 consome uma potência total de 250 mW.

5.4 Componentes Pressão arterial

5.4.1 Pressão arterial por auscultatório, ultrassônico e oscilométrico

Conforme visto no item 3.3 a forma mais comum de se aferir a pressão arterial são os processos auscultatório, ultrassônico e oscilométrico. Nos três casos é necessário um manguito que fará pressão no braço ou punho até que o batimento cardíaco não seja mais percebido. Assim, foram necessários os seguintes componentes:

a) Sensor de pressão ar, conforme Figura 32, com faixa de medição entre 0 à 40kPa, trabalha com uma tensão de 5Volts, responsável por identificar a pressão atual do manguito no momento do Korotkoff (pressão sistólica) e do período de silêncio pressão (pressão diastólica). Utiliza a tecnologia MEMS (*Micro-Electro-Mechanical Systems*) de miniaturização de componentes em um encapsulamento DIP (*dual in-line package*).

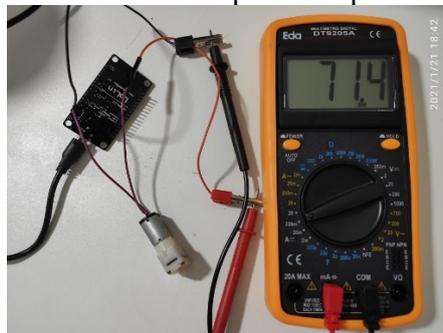
Figura 32 - Sensor de pressão DIP



Fonte: autor

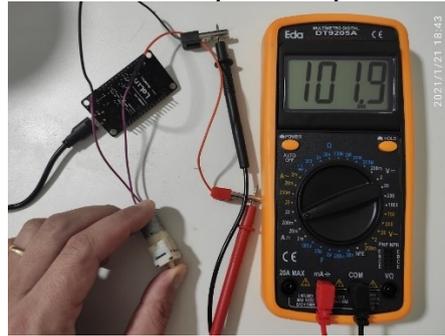
b) O Mini compressor responsável por inflar o manguito alimentado com uma tensão de 3,3 Volts consumindo uma corrente de 0,7 ampère quando operando livre, conforme as figuras 33, e 1 ampère, conforme a imagem 34, quando operando forçado (manguito inflado) correspondendo a uma potência de consumo de 2,3 a 3,3 watts. Isso significa que o micro compressor consome 1000 mA/h. Levando em consideração que o manguito demora em média 30 segundos para ser inflado e que nossa bateria fosse de 1000mA/h seria possível fazer em média 120 aferições de pressão arterial.

Figura 33 - Micro compressor operando livre



Fonte: autor

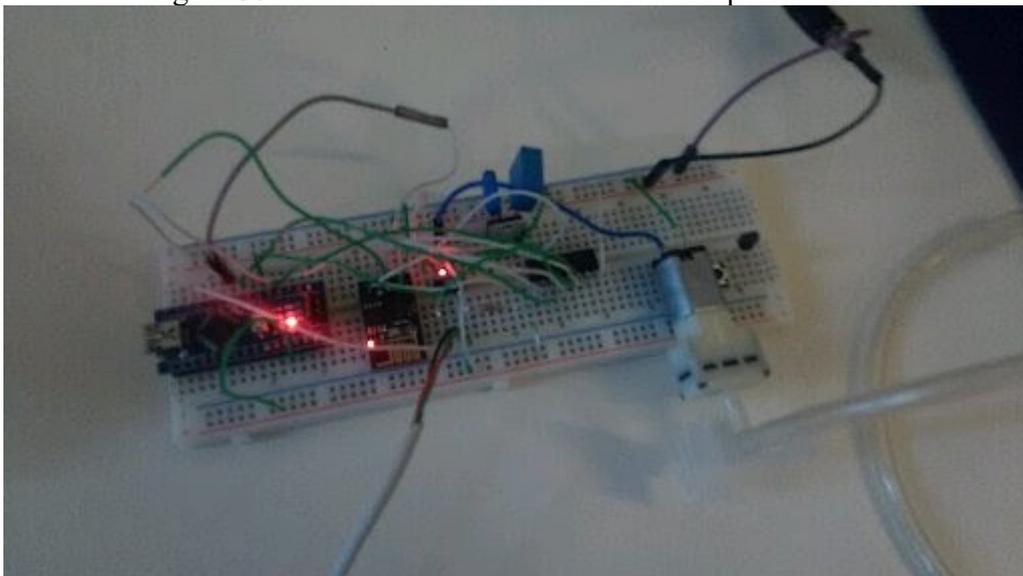
Figura 34 - Micro compressor operando forçado



Fonte: autor

Além dos componentes acima citados foram utilizados um microcontrolador ESP8266, regulador de tensão, pois a tensão do microcontrolado é diferente dos demais dispositivos, bem como o detector de pulso. O circuito funcional capaz de inflar o manguito e aferir a pressão por meio do sensor de pressão está apresentado na figura 35.

Figura 35 - Circuit funcional com micro compressor de ar



Fonte: autor

Devido ao alto consumo energético do mini compressor, o tempo de aferição ter uma cadência mínima de 30 segundos, o desconforto do manguito pressionando o antebraço do usuário e a quantidade de componentes. Descartando-se essa forma de aferir a pressão arterial durante o período de espera do paciente por atendimento no setor de urgência e emergência.

5.4.2 Pressão arterial por Pletismografia

Esse método consiste na análise de onda de pulso, conforme visto no item 3,3 onde os componentes são idênticos aos utilizados na captura da oxigenação sanguínea. A diferença é que na oxigenação sanguínea utiliza-se as partes DC e AC. Já a pressão arterial utiliza-se a parte AC ou pulsátil do sinal recebido.

Assim, os testes com o sensor MAX30105 para melhorar a clareza do sinal pulsátil recebido. Conforme a biblioteca disponibilizada para customizar o uso do dispositivo, variando-se a emissividade do led para que possa controlar a distância de captura da partícula a ser analisada. O manual da biblioteca informa que é possível detectar partículas até 18 polegadas (45,72 cm) de distância do sensor com a potência máxima do led. A corrente máxima do led é 50mA representada no código pelo número de referência 0xFF, já a corrente de 0mA é representada pelo número 0x00 no código. Com base nesses dados foi montado a tabela 6 para testar a captura da parte AC do sinal recebido.

Tabela 6 - Relação entre potência do LED e distância de captura da partícula.

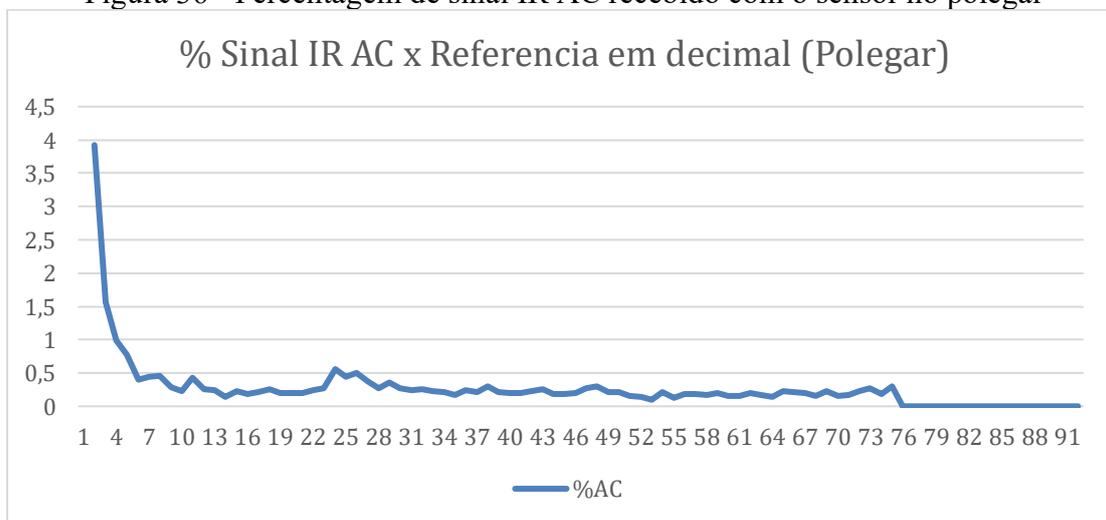
Corrente em (mA)	Distância em (cm)	Referência do sinal em	
		hexadecimal	Decimal
0,5	0,4572	0x3	3
1	0,9144	0x5	5
2	1,8288	0xA	10
3	2,7432	0xF	15
4	3,6576	0x14	20
5	4,572	0x1A	26
10	9,144	0x33	51
15	13,716	0x4D	77
20	18,288	0x66	102
25	22,86	0x80	128
30	27,432	0x99	153
35	32,004	0xB3	179
40	36,576	0xCC	204
45	41,148	0xE6	230
50	45,72	0xFF	255

Fonte: autor

Verificando a quantidade de sinal AC (variável) recebido conforme a potência do sinal emitido pelos LEDs infravermelho e verde. Os testes foram feitos no polegar, no punho

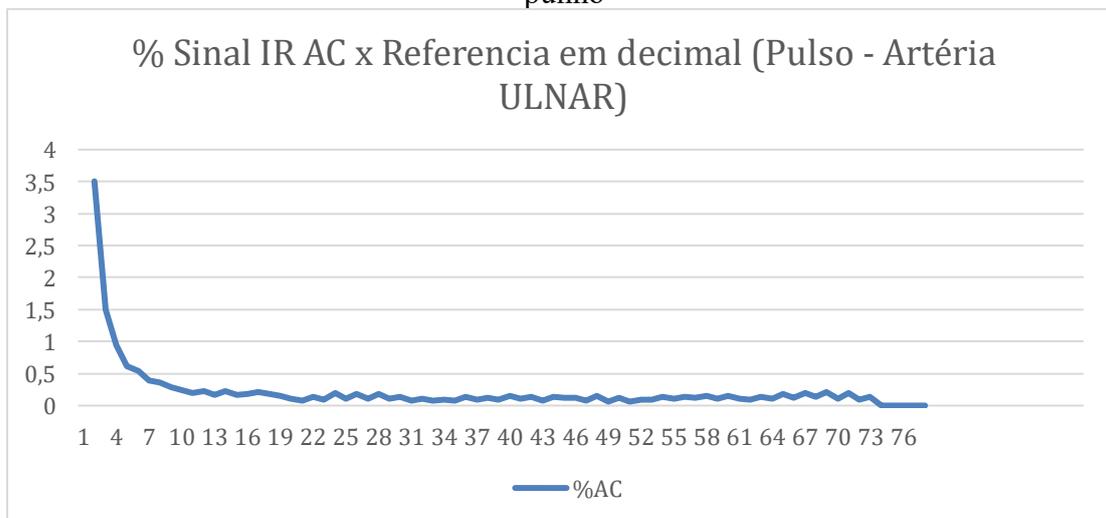
sobre a artéria radial (abaixo da base do dedo polegar) e na artéria ulnar localizada na parte superior do punho. Com o sinal infravermelho a partir do valor de referência número 75 (decimal) ou 4B (hexadecimal) a componente AC não é mais detectada, conforme as figuras 36, 37 e 38. Já com o sinal verde detecta-se o componente AC até mesmo com a máxima potência do LED ou valor de referência 0xFF (hexadecimal), conforme as figuras 39, 40 e 41. Quando a potência do LED fica abaixo da correte de referência 1 há uma porcentagem alta de sinal AC, isto ocorre, pois, a quantidade DC é praticamente zero de sinal DC. Assim este valor foi considerado apenas um ruído.

Figura 36 - Percentagem de sinal IR AC recebido com o sensor no polegar



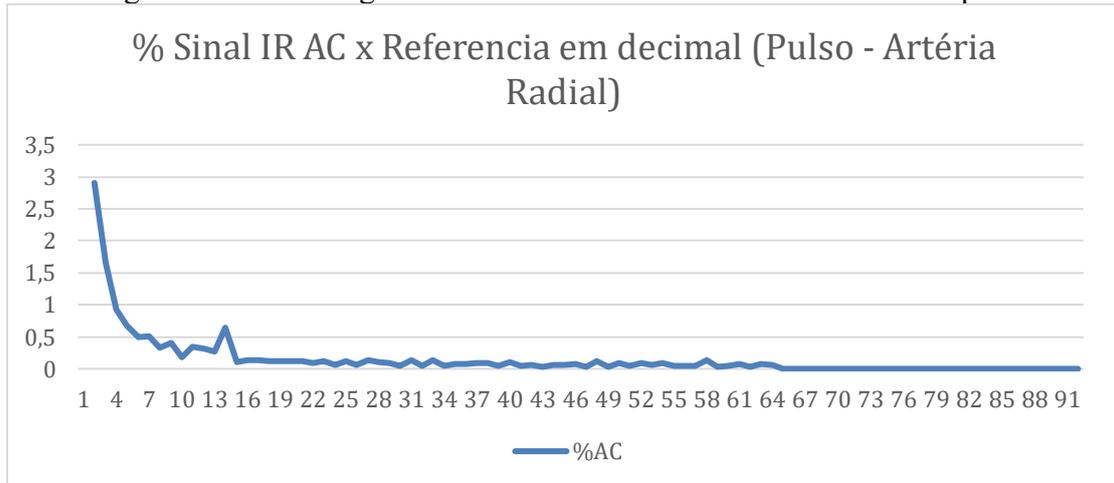
Fonte: autor

Figura 37 - Percentagem de sinal IR AC recebido com o sensor na parte dorsal do punho



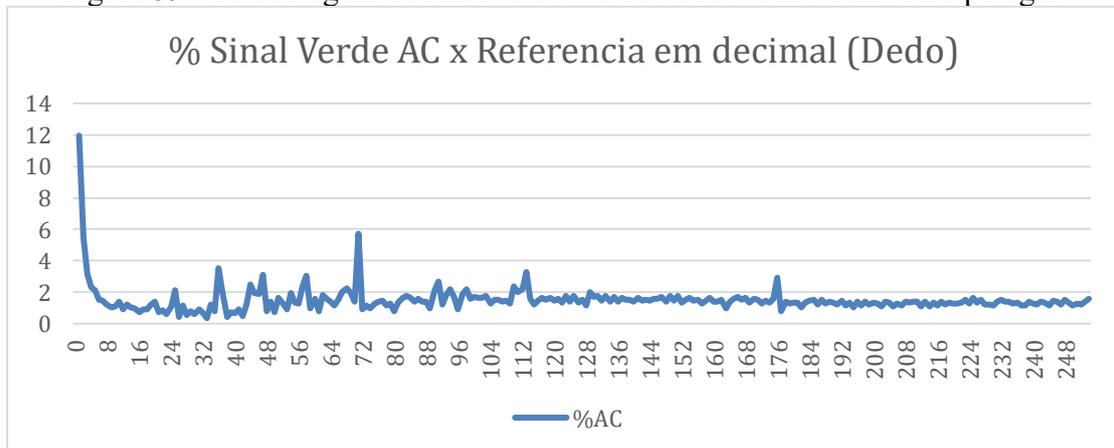
Fonte: autor

Figura 38 - Percentagem de sinal IR AC recebido com o sensor no pulso



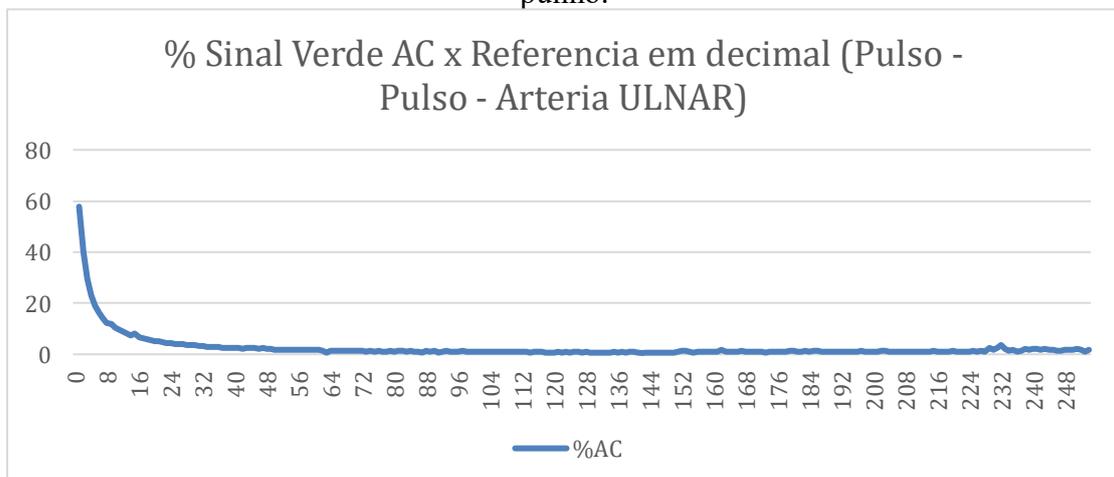
Fonte: autor

Figura 39 - Percentagem de sinal verde AC recebido com o sensor no polegar.



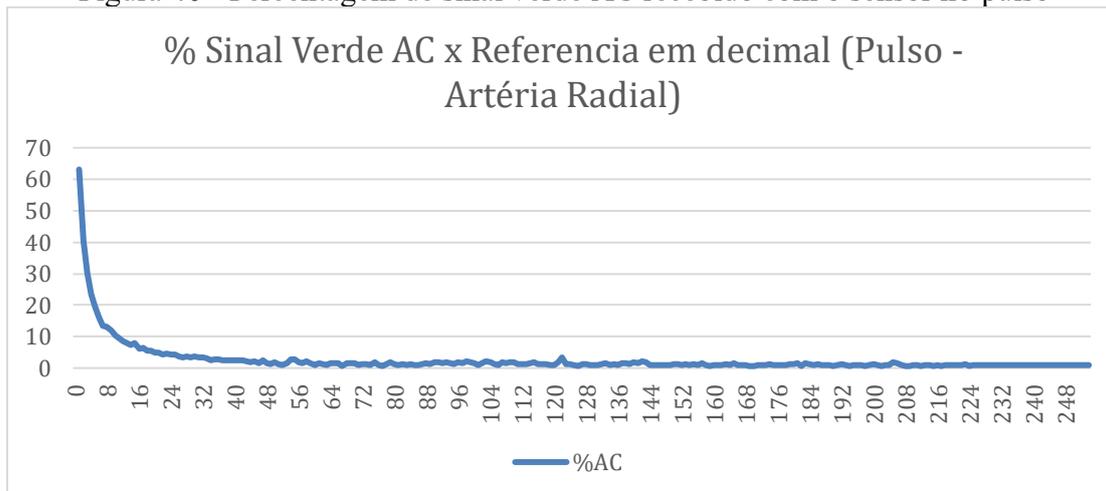
Fonte: autor

Figura 41 - Percentagem de sinal verde AC recebido com o sensor na parte dorsal do punho.



Fonte: autor

Figura 40 - Percentagem de sinal verde AC recebido com o sensor no pulso

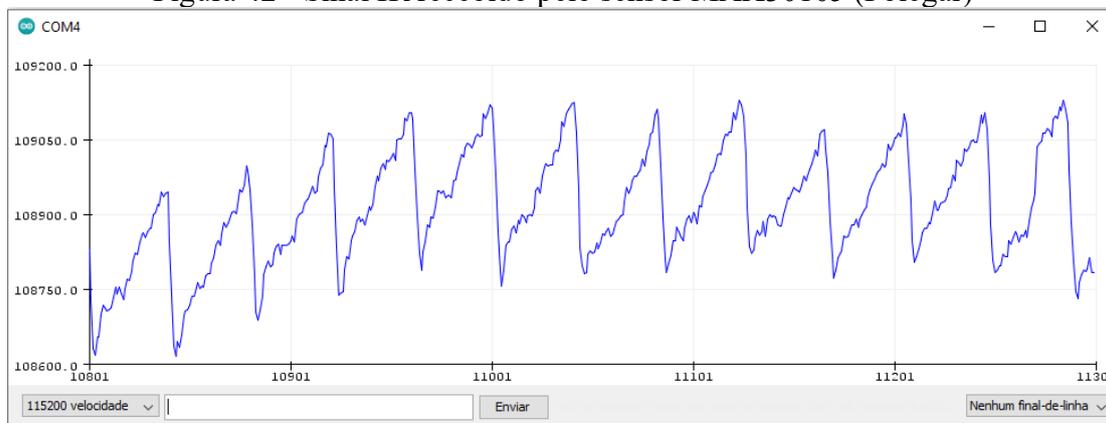


Fonte: autor

Identificar-se a onda de pulso com o sinal infravermelho ou verde nos três pontos predefinidos: Polegar, sobre artéria radial na parte inferior do punho e sobre artéria ulnar na parte superior do punho. Nos três pontos pode-se observar que qualquer movimentação do sensor em relação ao ponto observado ocorre um deslocamento da componente DC, necessitando de uma nova calibragem via software conforme figuras 42 a 46. Além disso, encontrou-se uma facilidade maior em identificar a componente AC no polegar, considerando que ele é menor em relação ao punho. No punho, deve-se colocar o sensor exatamente sobre as artérias ulnar ou radial, caso contrário a componente AC gerada não representara a onda de pulso.

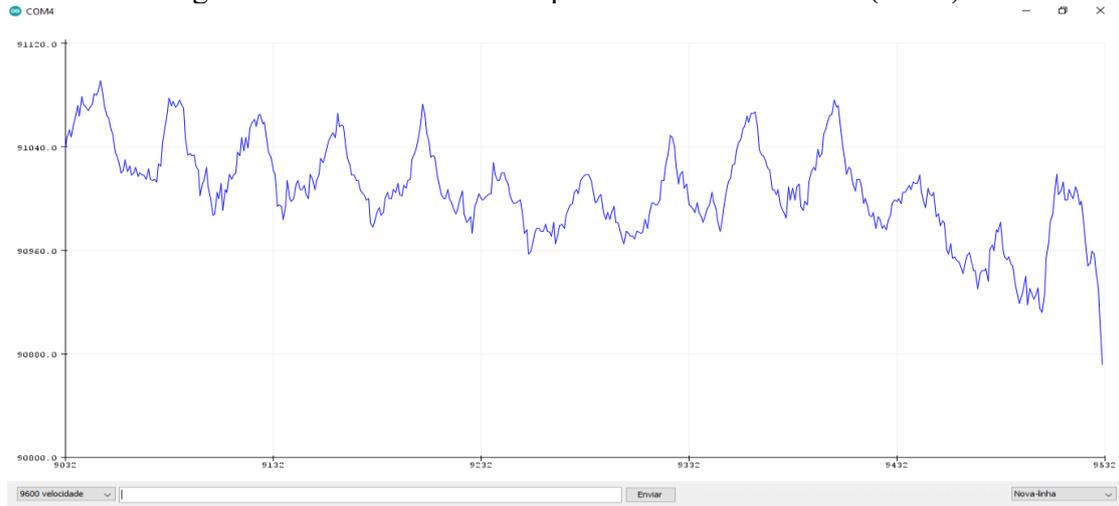
A qualidade do sinal está ligada a pressão exercida do sensor sobre a pele. Foi observado que uma boa condição é encostar o sensor sem pressioná-lo.

Figura 42 - Sinal IR recebido pelo sensor MAX30105 (Polegar)



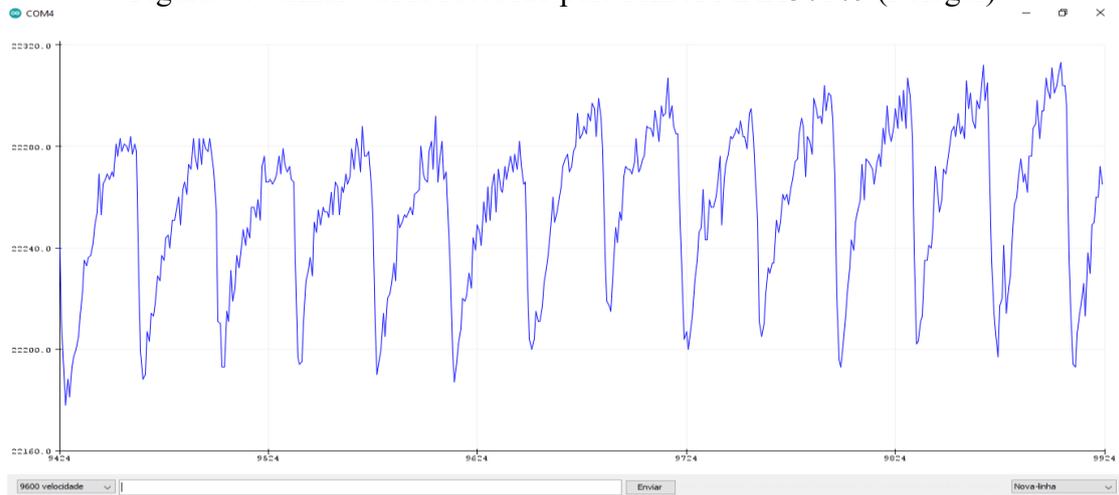
Fonte: autor

Figura 43 - Sinal IR recebido pelo sensor MAX30105 (Pulso)



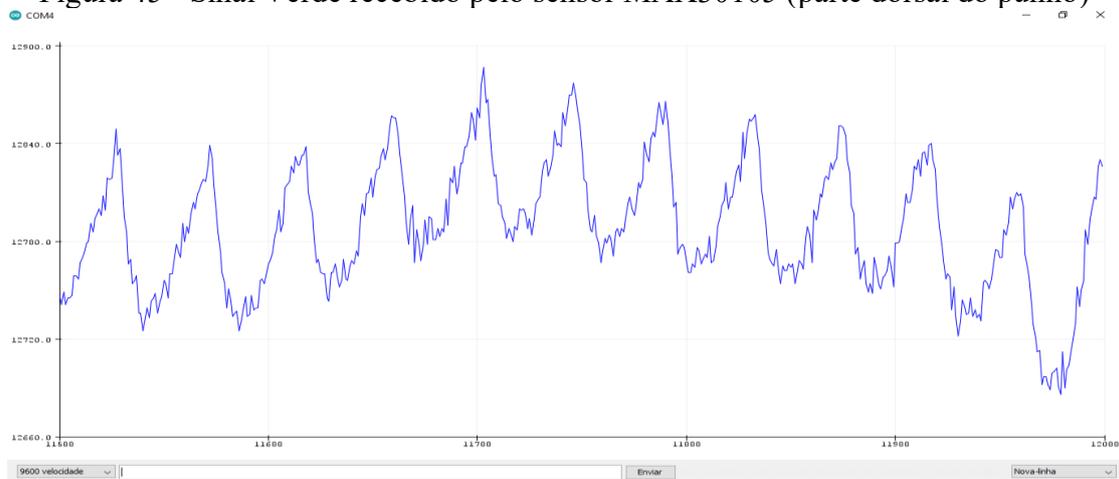
Fonte: autor

Figura 44 - Sinal Verde recebido pelo sensor MAX30105 (Polegar)



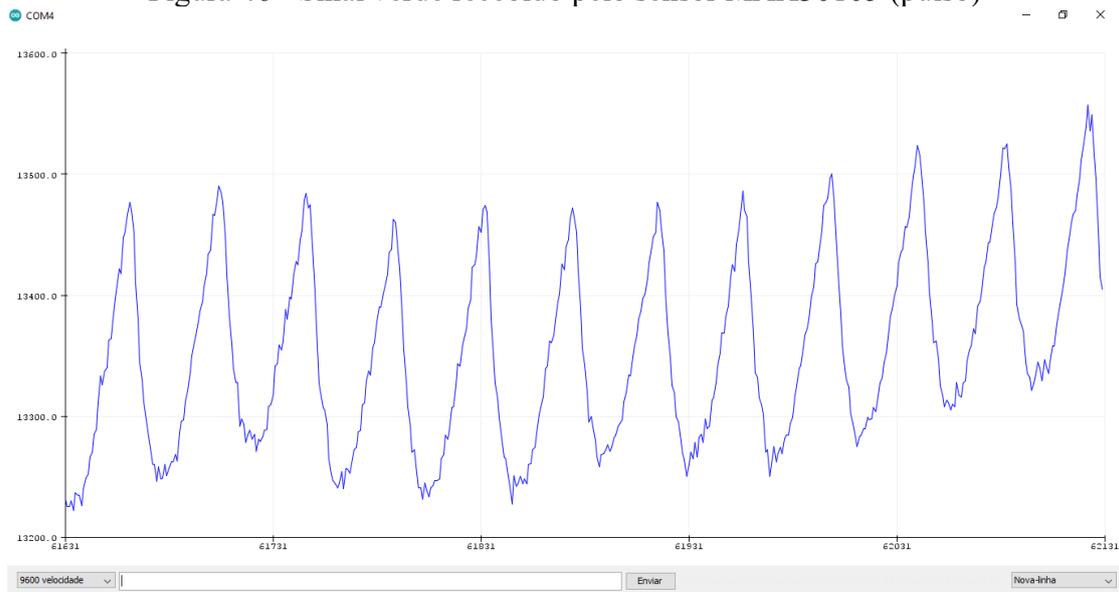
Fonte: autor

Figura 45 - Sinal Verde recebido pelo sensor MAX30105 (parte dorsal do punho)



Fonte: autor

Figura 46 - Sinal verde recebido pelo sensor MAX30105 (pulso)



Fonte: autor

Conforme visto no item 3.3 C), identifica-se o componente pulsátil no sinal AC recebido, que é o reflexo da onda de pulso, conforme visto nas figuras 42 a 46. Assim após a remoção total da componente DC será necessário inverter o sinal para obter a onda de pulso e possibilitar a inferência da pressão arterial.

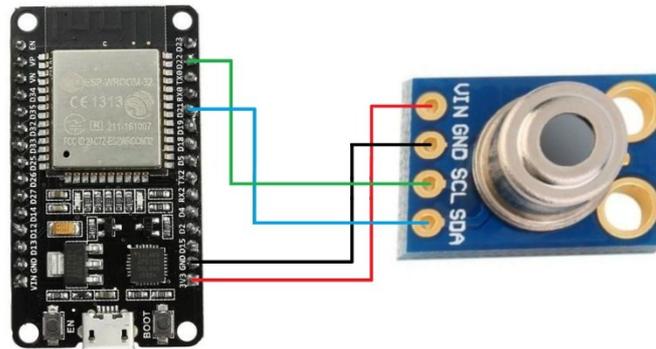
5.5 Componentes TEMPERATURA CORPORAL

Conforme visto no item 3.1 e), foram testados dois tipos de componentes o sensor IR (infravermelho) e o termistor.

5.5.1 Sensor infravermelho

O sensor IR que explorado foi o MLX90614 desenvolvido para medir a intensidade da luz infravermelha refletida em objetos remotos para aferir a temperatura sem ter que tocá-los fisicamente, apontando o sensor para o que você deseja aferir. Ele detecta temperaturas entre -40 a 125°C com incerteza de $0,5^{\circ}\text{C}$ e seu campo de atuação é de 90 graus, ou seja, perpendicular a pele. Assim quando se coloca o sensor próximo a pele evita-se interferência externa. O MLX90614 foi testado em conjunto com o microcontrolador ESP32 conforme o circuito da figura 47:

Figura 47 - Conexão entre MLX90614 com ESP32



Fonte: autor

O código utilizado para os testes tem como base a biblioteca `Adafruit_MLX90614.h`, disponível pelo fabricante do MLX90614 no link <https://github.com/adafruit/Adafruit-MLX90614-Library>, para ler a temperatura do objeto em graus Celsius a cada segundo e enviar os dados via porta serial. O tempo de leitura do sensor para captura da temperatura varia de 5 a 10ms utilizando a comunicação serial I2C. Assim, a cadência de um segundo entre as leituras é calibrada via software.

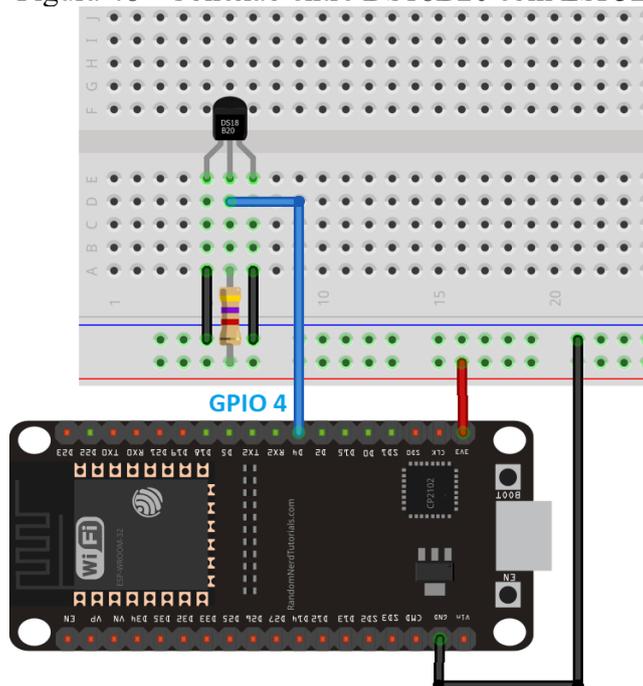
5.5.2 Sensor termistor

É alimentado por uma fonte de 3 a 5,5V e possui baixo consumo de energia. A leitura da temperatura pode ser realizada em cerca de 750ms para a resolução máxima de 12 bits.

O sensor do tipo termistor que explorado foi o DS18B20, desenvolvido pela Dallas Semiconductor, detecta leitura de temperaturas entre -55C a +125C com precisão de 0,5C. A alimentação de entrada pode variar entre 3,0Volts a 5,5Volts, como optou-se por utilizar o ESP32, então a tensão de alimentação foi de 3,3Volts para alimentá-lo.

O sensor utiliza o protocolo 1-Wire para comunicação com o microcontrolador ESP32. O DS18B20 possui uma resolução programável de 9 a 12 bits e tem uma memória interna para armazenar informações de configuração, como a resolução selecionada. Para testar o código realizou-se a instalação da biblioteca “onewireHub” e “DallasTemperature” na ide o Arduino disponível no link: <https://randomnerdtutorials.com/esp32-ds18b20-temperature-arduino-ide/>. A figura 48 mostra o circuito montado para os testes com o termistor.

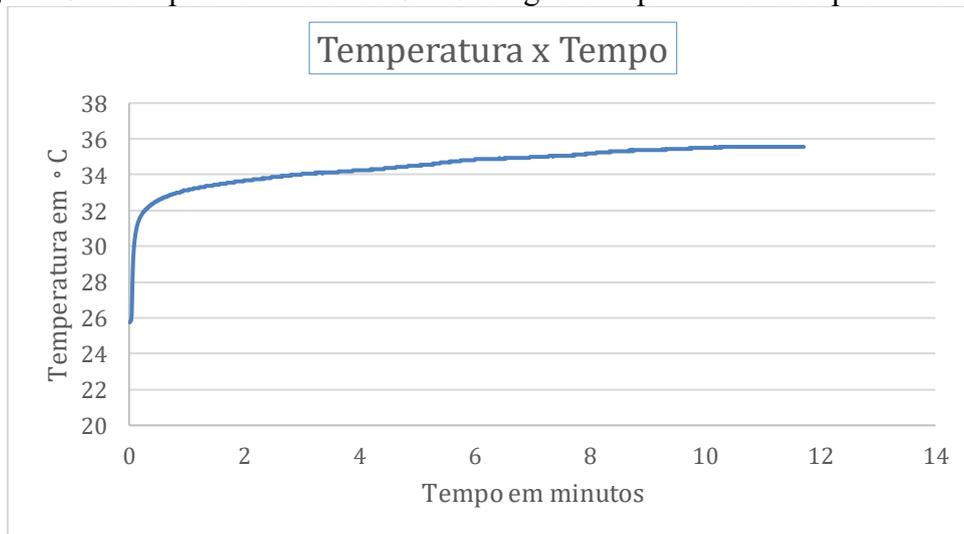
Figura 48 - Conexão entre DS18B20 com ESP32



Fonte: autor

No dia da realização do experimento com o sensor DS18B20 a temperatura ambiente estava em aproximadamente 26 graus celsius, a temperatura corporal no punho estava em 35,8 graus celsius e o tempo gasto para o sensor elevar a temperatura ambiente até a temperatura corporal foi de 11 minutos e 42 segundos, conforme a figura 49.

Figura 49 - Tempo do sensor DS18B20 atingir a temperatura do corpo humano



Fonte: autor

O sensor IR (MLX90614) mede a temperatura sem contato físico com o objeto ou superfície, detectando a emissão de radiação infravermelha emitida pelo objeto ou superfície. Por outro lado, o termistor (DS18B20) é um tipo de sensor de temperatura que mede a resistência elétrica de um material condutor, que varia com a temperatura.

Enquanto o sensor IR é mais adequado para medição de temperatura sem contato físico, o termistor é mais adequado para medição de temperatura em contato com o objeto ou superfície. Além disso, o sensor IR pode ser mais sensível a interferências externas, como a presença de objetos entre o sensor e a superfície a ser medida, enquanto o termistor pode ser mais sensível a variações na resistência elétrica do circuito devido a variações na alimentação elétrica.

Os dois sensores atendem as necessidades do projeto, o consumo de ambos é 1,5mA o que corresponde a 4,95W, no entanto o tempo gasto para aferir a variação de temperatura além da necessidade de uma resistência 4,7k Ohm para o funcionamento do sensor DS18B20 fez com que o escolhido fosse o MLX90614A.

5.6 Comparativo entre os sensores testados

Comparou-se os sensores testados, destacando suas principais características, como função, precisão, consumo de energia, velocidade de leitura, peso e custo. Assim, para melhor visualização e destacar essas diferenças foi criada a tabela 7 para exibição dos parâmetros de avaliação para escolha dos sensores e microcontrolador.

Tabela 7 - Comparativo entre os sensores testados

Sensor	Função	Precisão	Consumo (mW)	Velocidade de leitura	Peso (g)	Custo 2021 (R\$)	Custo 2023 (R\$)
MLX90614	Temperatura	$\pm 0,5^{\circ}\text{C}$	1,5 a 7,5	5 a 10 ms (I2C)	2,2	45,00	90,00
DS18B20	Temperatura	$\pm 0,5^{\circ}\text{C}$	1,5 a 3,5	750 ms (12 bits, 1 Wire)	1	7,00	16,00
Sensor Piezo 20mm	Batimento	N/A	0,02 a 0,5	Analógico	0,7	3,00	1,90
AD8232	Batimento	N/A	9,6 a 24	Analógico	2,2	25,00	59,00
Fotorreceptor 2 transmissor	Oxigenação Batimento	N/A	84	Analógico	3	5,00	8,00
MAX30105	Batimento Oxigenação Pressão	$\pm 0,5$ bpm	8,5 a 255	100 ms (I2C)	1,6	40,00	135,00

Arduino Uno		N/A	360 a 450	Não aplicável	25	45,00	62,00
ESP32		N/A	80 a 240	Não aplicável	7,6	35,00	42,00
ESP8266		N/A	70 a 140	Não aplicável	6,4	20,00	32,00

Fonte: autor

5.7 Escolha dos componentes para o projeto

Considerando as necessidades específicas do projeto para realizar a seleção dos componentes, bem como analisar suas características, como precisão, consumo de energia, velocidade de leitura, peso e custo.

Assim, os componentes escolhidos foram: ESP32, MLX90614 e MAX30105.

O ESP32 foi escolhido por ser um microcontrolador com baixo consumo de energia, capacidade de processamento superior aos demais, disponibilidade de múltiplas conexões e suporte para Wi-Fi e Bluetooth integrados. Além disso, seu custo de R\$ 42,00 em 2023 é acessível quando comparado aos demais microcontroladores.

O sensor de temperatura MLX90614 foi escolhido por sua precisão de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$, baixo consumo de energia (1,5 a 7,5 mW), não precisa estar em contato com o paciente e principalmente pela velocidade de leitura (5 a 10 ms). Essas características o tornam uma opção confiável e eficiente para o projeto.

O sensor MAX30105 foi selecionado devido à sua multifuncionalidade no projeto capaz de medir batimentos cardíacos, oxigenação e pressão arterial com precisão de $\pm 0,5$ bpm

5.8 Associando os componentes ao ESP32.

Com os componentes testados separadamente observou-se que suas características técnicas e funcionais suprem as necessidades específicas do projeto. No entanto, realizar testes simultaneamente no mesmo circuito é crucial para garantir o bom funcionamento do projeto, possibilitando identificar possíveis problemas e otimizar o desempenho do sistema como um todo.

Verificar se todos os componentes são compatíveis entre si e se funcionam corretamente quando conectados ao microcontrolador ESP32. A compatibilidade pode envolver tensão de alimentação, protocolos de comunicação e pinagem.

Identificar possíveis interferências eletromagnéticas ou ópticas entre os componentes, que possam afetar o desempenho e gerar erros das medições. Testar todos os componentes juntos permite encontrar soluções para minimizar ou eliminar interferências.

Avaliar o desempenho geral do sistema, incluindo tempo de resposta, precisão e confiabilidade das medições. Testar os componentes em conjunto fornece uma visão mais realista de como o projeto final funcionará em condições reais.

Com todos os componentes conectados, é possível monitorar o consumo de energia, uso de memória e capacidade de processamento do microcontrolador ESP32. Isso permite otimizar o projeto e tomar decisões sobre possíveis melhorias ou ajustes necessários.

Além disso, testar todos os componentes juntos facilita a identificação de possíveis problemas de hardware ou software. Quando um problema é detectado, é possível realizar ajustes no projeto ou no código para solucioná-lo antes da implementação final. Ao conectar todos os componentes ao microcontrolador ESP32, será possível desenvolver e testar o código responsável pela integração de todos os sensores e pela interpretação dos dados coletados. Isso garante que o software funcionará corretamente com os componentes selecionados.

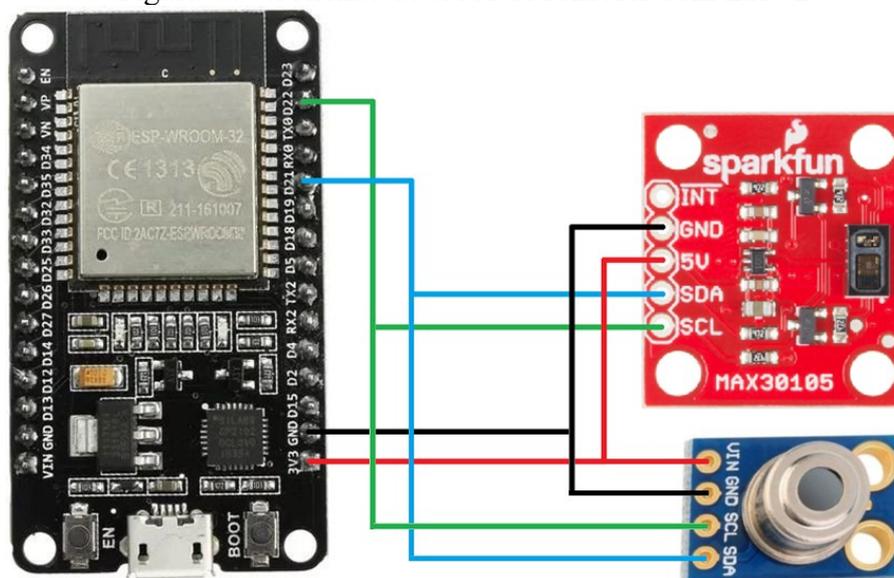
5.8.1 Montagem do hardware

Considerando que os sensores selecionados, MLX90614 e MAX30105, utilizam a comunicação tipo I2C, protocolo de comunicação que permite a conexão de diversos dispositivos ao mesmo tempo utilizando dois fios: SDA (dados) e SCL (clock).

Utiliza-se as portas GPIO 21 (SDA) e 22 (SCL) do ESP32, pois são os pinos padrão para a comunicação I2C no ESP32. A escolha desses pinos facilita a

programação do ESP32 e garante a compatibilidade com bibliotecas de exemplos disponibilizadas pelos fabricantes dos sensores. Assim, a conexão dos sensores MLX90614 e MAX30105 com o ESP32 ficará conforme a figura 50.

Figura 50 - Conexão de todos os sensores com ESP32



Fonte: autor

Os sensores MLX90614 e MAX30105 conectaram a alimentação de energia ao pino 3V3, GND ao pino GND, SDA ao pino SDA (GPIO 21 no ESP32) e SCL ao pino SCL (GPIO 22 no ESP32).

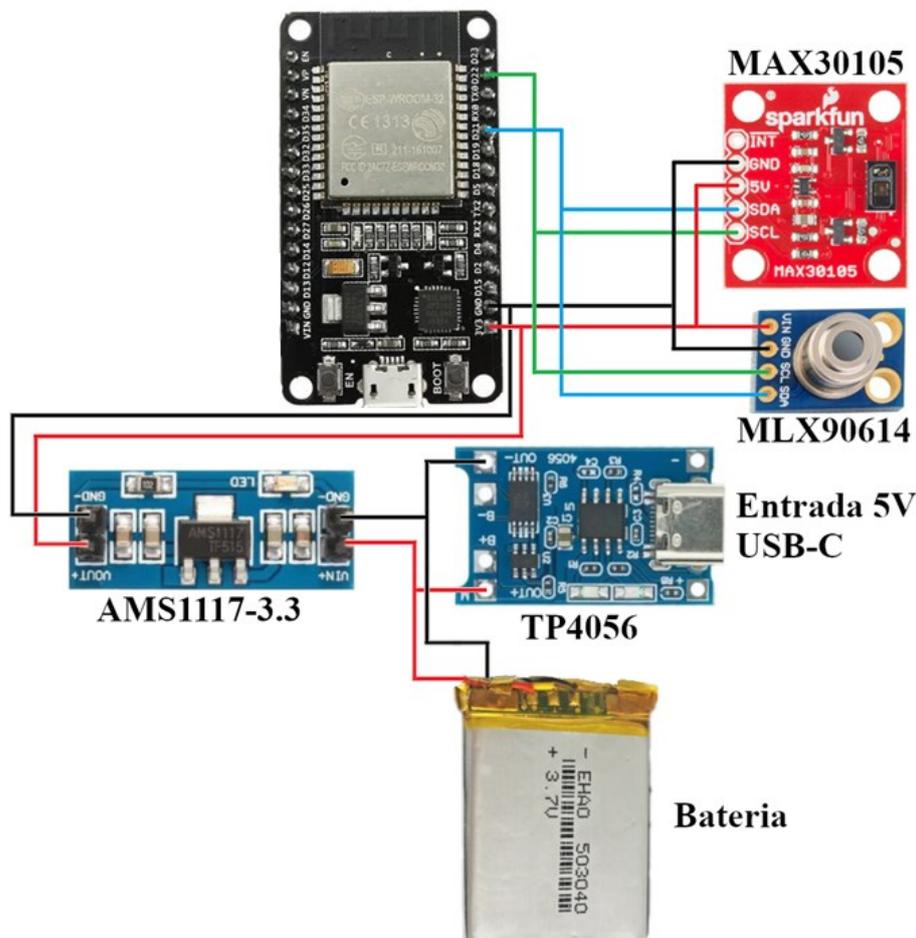
5.8.1.1 Alimentação dos sensores e microcontrolador

A bateria de 3,7V foi escolhida para alimentar o microcontrolador, o MLX90614 e o MAX30105, pois, entre as opções comerciais, era a que mais se aproximava da tensão de operação dos componentes. O microcontrolador e o sensor MLX90614 operam a uma tensão de 3,3 V, enquanto o sensor MAX30105 funciona em uma faixa de tensão entre 1,8 V e 3,3 V.

Embora a tensão da bateria seja de 3,7 V, maior que a tensão de operação dos componentes (3,3 V), foi decidido utilizar um regulador de tensão para converter a tensão da bateria de 3,7 V para 3,3 V, garantindo a segurança dos componentes. O regulador de tensão escolhido foi o MCP1703T-3302E/CB.

Além disso, para carregar a bateria de forma eficiente e segura, foi utilizado um módulo carregador de bateria TP4056. Esse módulo foi conectado à bateria e a uma fonte de energia externa, como um carregador USB C conforme a figura 51.

Figura 51 - Conexão incluindo a alimentação



Fonte: autor

Por fim, a alimentação dos componentes ficou conectados da seguinte forma:

1. O terminal positivo (+) da bateria foi conectado ao pino "Vin" do regulador AMS1117-3.3 para que possa alimentar os sensores e o ESP32. Este terminal também foi conectado a saída do carregador de bateria.
2. O terminal negativo (-) da bateria foi conectado ao pino "GND" do regulador e carregador.
3. Em seguida, as saídas o regulador de tensão, pino "Vout" e GND, foram conectados aos pinos 3.3V e GND do ESP8266;
4. Os sensores MLX90614 e MAX30105 foram conectados ao ESP32:

5. Os pinos "VCC" do MLX90614 e do MAX30105 foram conectados ao pino "Vout" do regulador de tensão (que fornecia 3,3 V).
6. Os pinos "GND" do MLX90614 e do MAX30105 foram conectados ao pino "GND" do regulador de tensão.
7. Os pinos de comunicação (SDA e SCL) dos sensores foram conectados aos pinos 22 e 21 respectivamente no ESP32.

Com o hardware integrando todos os dispositivos selecionados inicia-se o desenvolvimento do software para testar o funcionamento do conjunto.

5.8.2 Desenvolvimento do Software

Após a finalização da montagem do hardware será feito um estudo sobre como escrever o código utilizando a IDE (ambiente de desenvolvimento integrado) do Arduino e definição das funcionalidades das bibliotecas disponibilizadas pelos fabricantes dos sensores MLX90614 e MAX30105.

5.8.2.1 Estudo sobre as bibliotecas aplicadas ao software

A estrutura de código da IDE do Arduino utiliza as funções `setup()` e `loop()` para fornecer uma estrutura básica para a programação de microcontroladores como o ESP32. Essas funções são uma convenção adotada para facilitar o processo de desenvolvimento e padronizar a maneira como os programas são escritos para essa plataforma de desenvolvimento.

A função `setup()` é executada uma vez no início do programa e foi utilizada para inserir os parâmetros de funcionamento dos sensores e inicializar variáveis, pinos de entrada/saída, bibliotecas e outras configurações necessárias.

Após a função `setup()` foi inserida a função `loop()` que é executada repetidamente permitindo que o programa reaja a eventos e execute ações de maneira contínua enquanto o ESP32 estiver energizado. Na função `loop()` será inserido a coleta dos dados brutos dos sensores, processamento dos sinais e disponibilização dos dados processados.

As bibliotecas de ambos os sensores contêm parâmetros que podem ser ajustados para operar com melhor desempenho na aplicação da coleta dos sinais vitais. Os parâmetros são alterados na função `setup()` embora seja possível usar as bibliotecas sem modificar os parâmetros, isso pode não resultar no desempenho ideal. A seguir,

serão apresentados os parâmetros de configuração que devem ser programados por meio do ESP32.

5.8.3.1 Parâmetros de configuração do sensor MAX30105.

- a) O Sensor possui três modos de operação. O primeiro modo opera somente com a luz Infravermelha, o segundo modo operando com a luz infravermelha e a vermelha ou a terceira opção operando com a luz infravermelha, vermelha e verde.
- b) Corrente de operação dos LEDs entre 0 e 50mA permitindo aumentar e diminuindo a intensidade. Assim, quanto maior a intensidade da luz do led, maior o sinal refletido recebido.
- c) Resolução do conversor analógico-digital (ADC) pode ser configurada entre 9 e 18 bits. Resoluções mais altas fornecem uma maior precisão nas medições, mas aumentam o tempo de conversão e o consumo de energia. A resolução deve ser testada em conjunto com a corrente do LED, se colocarmos a potência máxima 50mA e a resolução mínima 9bits faltará escala para representar a amplitude do sinal recebido.
- d) Taxa de amostragem do sensor entre 50 e 3200 amostras por segundo.
- e) Média de amostras de 1 a 32. Esses valores correspondem ao número de amostras consecutivas que serão efetuados a média para consolidar um único valor. Isso ajuda a reduzir o ruído nas leituras e a suavizar os dados antes de serem processados. Ex: se a taxa de amostragem for 50 e a média de amostras for 2 haverá uma taxa de amostragem final de 25.
- f) Tempo em que cada led permanecesse ligado com valores de 69, 118, 215 ou 411 microssegundos. Este parâmetro deve ter coerência de acordo com a taxa de amostragem e o modo de operação. Ex: Utilizando-se uma taxa de amostragem de 3200Hz, isso significa que a cada 312,5us inicia uma nova leitura do led, então o tempo não poderá ser de 411us.
- g) Modo de leitura FIFO: A biblioteca permite configurar e ler os dados do buffer FIFO (First In, First Out) do sensor. Isso permite armazenar e processar várias amostras de dados antes de serem lidas pelo microcontrolador. Isso evita que dados sejam perdidos enquanto o microcontrolador executa outras funções.

Com base nos parâmetros apresentados definiu-se os valores de inicialização para teste de integração dos sensores. O parâmetro “a” será operado em modo 2 operando com a emissão e recepção das luzes infravermelha e vermelha.

Considerando-se a maior frequência cardíaca capturada de 250bpm, ou seja, 4,167Hz. Assim, segundo o teorema de Nyquist a taxa de amostragem mínima deve ser maior que 8,334Hz. Logo, o parâmetro “d” será definido com 100Hz e o parâmetro “e” em 4 fazendo com que a taxa de amostragem coletada no FIFO será de 25Hz.

Ponderando que quanto maior o tempo para coletar o sinal do LED mais preciso será o sinal coletado, neste sentido o parâmetro “f” deve ficar o máximo de tempo ligado sem sobreposição. Considerando o parâmetro “d” com uma frequência de 100Hz (0,01s) e um tempo necessário para dois LED conforme o parâmetro “a”, seria possível colocar o parâmetro “f” em 5000us no entanto a maior opção é 411us.

5.8.3.2 Parâmetros de configuração do sensor MLX90614.

- a) Emissividade variando entre 0 e 1 sendo zero para um emissor perfeitamente refletivo (sem emissão de radiação) e 1 para um corpo negro ideal, que emite a quantidade máxima de radiação possível para uma dada temperatura. Este parâmetro é armazenado diretamente no sensor para obter medições mais precisas de temperatura. A emissividade da pele humana é uniforme independentemente da cor e é dominada principalmente pela água presente na camada superior da pele num valor de 0,97 (FLIR,2017).

5.8.2.2 Aplicação das bibliotecas dos sensores

Com o reconhecimento e a definição dos parâmetros existentes nos sensores inicia-se o desenvolvimento do software para coleta dos sinais vitais. Considerando que para o batimento cardíaco e pressão arterial necessita da componente pulsátil do sinal ou (AC), já para a oxigenação sanguínea além da componente (AC) será necessário a componente fixa ou (DC) do sinal infravermelho e vermelho. Assim, o primeiro passo será um código para separar essas componentes de sinais (AC) e (DC) para tanto serão utilizados nos testes filtros digitais dos tipos FIR (Finite Impulse Response) e IIR (Infinite Impulse Response). Serão destacadas as principais características para entendimento e aplicação dos filtros:

5.8.2.3 Filtros FIR (Finite Impulse Response)

- a) Resposta ao impulso: Finita, se estabiliza após um número finito de amostras. Os coeficientes do filtro são baseados apenas nas entradas atuais e passadas.
- b) Estabilidade: Sempre estáveis, independentemente dos coeficientes usados.
- c) Resposta de fase: Podem ter resposta de fase linear, evitando distorções de fase no sinal processado.
- d) Eficiência computacional: Geralmente exigem mais cálculos para obter a mesma atenuação e seletividade de frequência em comparação aos filtros IIR.
- e) Projeto e implementação: Mais simples e direto, com várias técnicas disponíveis, como janela, amostragem em frequência e algoritmos de otimização.
- f) Ordem do filtro: Geralmente requerem uma ordem mais alta para atingir a mesma atenuação e seletividade de frequência em comparação aos filtros IIR.

5.8.2.4 Filtros IIR (Infinite Impulse Response)

- a) Resposta ao impulso: Infinita, pode continuar indefinidamente. Os coeficientes do filtro são baseados nas entradas atuais e passadas, bem como nas saídas passadas.
- b) Estabilidade: Podem ser instáveis, dependendo dos coeficientes usados. A estabilidade deve ser verificada ao projetar um filtro IIR.
- c) Resposta de fase: Geralmente têm resposta de fase não linear, podendo levar a distorções de fase no sinal processado.
- d) Eficiência computacional: Mais eficientes computacionalmente em comparação aos filtros FIR para obter a mesma atenuação e seletividade de frequência, devido à sua menor ordem.
- e) Projeto e implementação: Mais complexo, envolvendo a transformação de um filtro analógico em um filtro digital e garantindo a estabilidade do filtro. Algumas técnicas comuns incluem Butterworth, Chebyshev e elíptico.
- f) Ordem do filtro: Podem alcançar a mesma atenuação e seletividade de frequência com uma ordem menor em comparação aos filtros FIR.

Comparando os tipos de filtros em relação ao sinal de entrada do sinal IR e Vermelho recebido pelo sensor MAX30105 escolheu-se o filtro tipo FIR em função da estabilidade que possui vantagem com relação ao IIR. Quando o sensor MAX30105 se movimenta em relação a pele do paciente o sinal DC se desloca e considerando que mais de 97% do sinal é DC necessita-se aguardar a estabilização para encontrar o sinal AC novamente. Por este motivo o primeiro filtro a se aplicar será do tipo FIR.

5.8.2.5 Técnicas e métodos de filtros Digitais

Além da separação entre tipo IIR e FIR existem diferentes técnicas a se aplicar para os dois tipos de filtro, para demonstrá-las e justificar o uso na aplicação de separação de das correntes AC e DC do sinal, montou-se a tabela 8.

Tabela 8 - Comparativo técnicas de filtros digitais

Filtro / Método	Tipo	Variáveis	Características	Tempo de resposta
Média Móvel	FIR	Comprimento da janela (N)	Fácil implementação, resposta de fase linear, atenuação uniforme na banda de passagem	Estável, bom desempenho para redução de ruído de alta frequência, mas não muito seletivo
FIR (Windowed-Sinc)	FIR	Coefficientes ($h[n]$), ordem do filtro, função de janela (Retangular, Hamming, Blackman, Hann, etc.)	Resposta de fase linear, coeficientes simétricos ou assimétricos, função de janela afeta a resposta em frequência	Estável, boa filtragem de frequências, mas pode exigir maior ordem e maior quantidade de cálculos
Parks-McClellan	FIR	Ordem do filtro, largura de banda, largura de transição, função de janela (opcional)	Resposta de fase linear, otimiza os coeficientes do filtro para atingir a resposta em frequência desejada	Estável, boa filtragem de frequências, pode exigir mais recursos computacionais
IIR de primeira ordem	IIR	Coefficientes do filtro (a e b)	Implementação eficiente, menor ordem do filtro em comparação aos filtros FIR	Potencialmente instável, bom desempenho na filtragem de frequências

EMA	IIR	Fator de ponderação (alfa)	Implementação eficiente, resposta ponderada baseada no histórico de amostras	Estável, bom desempenho na redução de ruído, mais sensível a variações recentes
Chebyshev	IIR	Ordem do filtro, largura de banda, nível máximo de ondulação na banda de passagem	Maior taxa de atenuação fora da banda de passagem, ondulação na banda de passagem	Potencialmente instável, resposta de fase não linear, bom desempenho na filtragem de frequências
Butterworth	IIR	Ordem do filtro, largura de banda	Resposta de amplitude plana na banda de passagem, taxa de atenuação mais lenta fora da banda de passagem	Potencialmente instável, resposta de fase não linear, bom desempenho na filtragem de frequências

Fonte:autor

Utilizou-se o filtro média móvel tipo FIR pela facilidade de implementação, ele possui uma única variável “N” que indica o número de amostras passadas que serão considerados para se obter o valor médio do sinal.

5.8.2.6 Aplicando o Filtros FIR (Média Móvel)

O tamanho da variável “N” aplicado será equivalente a um pulso cardíaco humano, considerando o menor batimento como 20bpm que possui um período de onda de 3 segundos por pulso e aplicado a uma taxa de amostragem de 25Hz. Então, definiu-se que o valor de “N” será 75.

No entanto este filtro é passa-baixa por natureza, o que significa que ele será eficaz na remoção de componentes de alta frequência (AC), ele preserva apenas a componentes de baixa frequência (DC) de um sinal. Por fim, para ficar somente com o componente (AC) subtraiu-se o valor do sinal pelo resultado do filtro de média móvel, ou seja, sinal de entrada subtraído da componente (DC) será apenas o componente (AC).

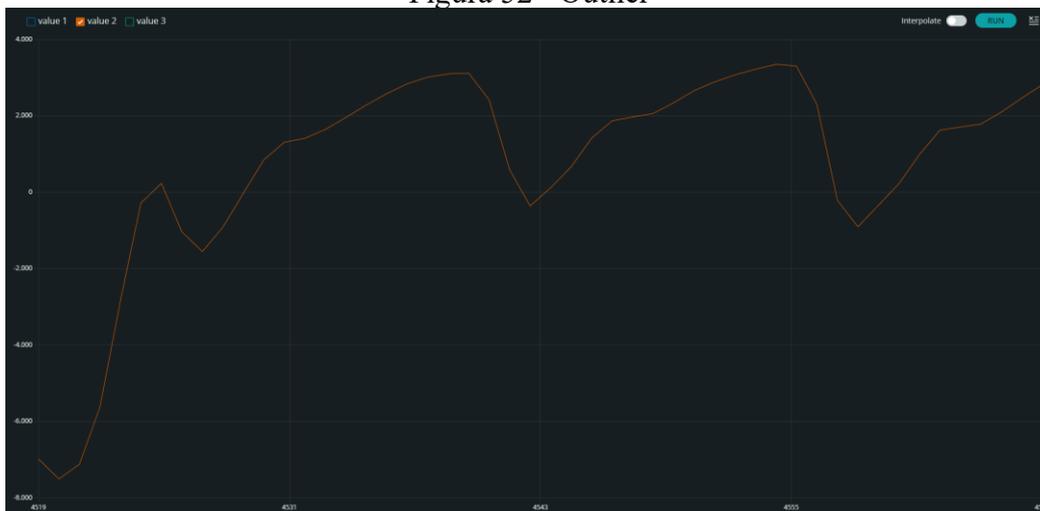
Após o filtro ser aplicado pode-se observar que a cada 3 segundos a variável (AC) tem seu valor médio em zero possibilitando a coleta da onda de pulso. Assim, caso a variação da componente DC ocorra no início do pulso, pode-se levar até pouco menos de 6 segundos para a estabilização do sinal.

5.8.2.7 Desconsideração de outliers

O outlier é um valor que é significativamente diferente dos outros pontos de dados em um conjunto de dados. Assim, quando ocorre um deslocamento da componente (DC) do sinal causa por movimentação, ou alteração da pressão de contato do sensor na pele, aparecerá uma série de outliers na componente (AC). Outliers podem ser causados por erros de medição, variações naturais ou outras peculiaridades nos dados.

Os valores de outliers podem distorcer significativamente os resultados dos sinais vitais e levar a conclusões imprecisas ou enganosas. Por isso, foi crucial identificar e desconsiderar esses outliers antes de aplicar aplicá-los as demais funções. Conforme visto na figura 52 onde existe um outlier no início do gráfico em um intervalo de pulso.

Figura 52 - Outlier



Fonte: autor

Para identificação dos outliers utiliza-se o método do intervalo interquartil (IQR). Esta é uma técnica estatística usada para identificar outliers em um conjunto de dados. O IQR é a diferença entre o primeiro quartil (Q1, que corresponde a 25 por cento do conjunto de dados) e o terceiro quartil (Q3, que corresponde a 75 por cento do conjunto de dados). O IQR é uma medida de dispersão que indica a faixa na qual a metade central dos dados serão aceitos. Assim, se o valor estiver disperso em 25% para cima ou para baixo do sinal (AC) serão considerados outliers.

Utilizando a mesma lógica do valor “N” para o filtro FIR definiu-se uma variável com tamanho 75 para armazenar os dados da componente (AC). Em seguida ordenou-se esta variável para identificar Q1 e Q3.

Para saber qual a posição do quartil (Q1) que é o valor do limite inferior dos 25% dividiu-se o tamanho da variável por quatro. Assim a posição da variável que armazena o valor de Q1 será 18,75 como o valor deve ser inteiro o valor será 19,00.

Em seguida coleta-se o dado do terceiro quartil (Q3) que representará o valor do limite superior a 25 por cento dos dados. Ele estará na posição correspondente ao tamanho da variável subtraído do índice (Q1). Assim o valor do índice (Q3) será 75 subtraído de 19 que é igual a 56.

Por fim, calcula-se o intervalo interquartil (IQR) subtraindo o valor de Q3 por Q1 e determinando-se os limites inferior e superior para identificar outliers. Estes limites formam definidos de forma empírica analisando o comportamento de Q1, Q3, IQR e o sinal (AC) conforme a figura 53, onde a linha verde é Q1, a linha azul é Q3, a linha amarela é IQR e a linha alaranjada o componente (AC) do sinal.

Figura 53 - Estimativa do limite superior e inferior.



Fonte: autor

Assim determinou-se os limites inferior sendo $(Q1 - 1 * IQR)$ e o limite superior sendo $(Q3 + 1 * IQR)$. Então, caso o limite inferior seja menor que a componente (AC) ou o limite superior seja maior que a componente (AC) será desconsiderado por se tratar de um outlier.

5.8.2.8 Estimativa do batimento cardíaco.

Agora que se obteve apenas a componente pulsátil e sem outliers. Será efetuado a estimativa do batimento cardíaco por meio do intervalo da onda de pulso.

Para isso atribuiu-se a uma variável o tempo corrente toda vez que a componente (AC) passar de um número positivo para outro negativo. Assim o tempo correte atual subtraído do tempo corrente anterior será o tempo de cada pulso em milissegundos, conforme visto na figura 54. Então para estimar o tempo em batimentos por minuto multiplica-se o valor por mil para passar de milissegundos para segundos, depois multiplicar por 60 para passar de segundos para minutos e por fim dividir pelo tempo encontrado entre um pulso e outro. Assim obtém-se o valor estimado de batimentos por minuto.

Figura 54 - Período entre pulsos.



Fonte: autor

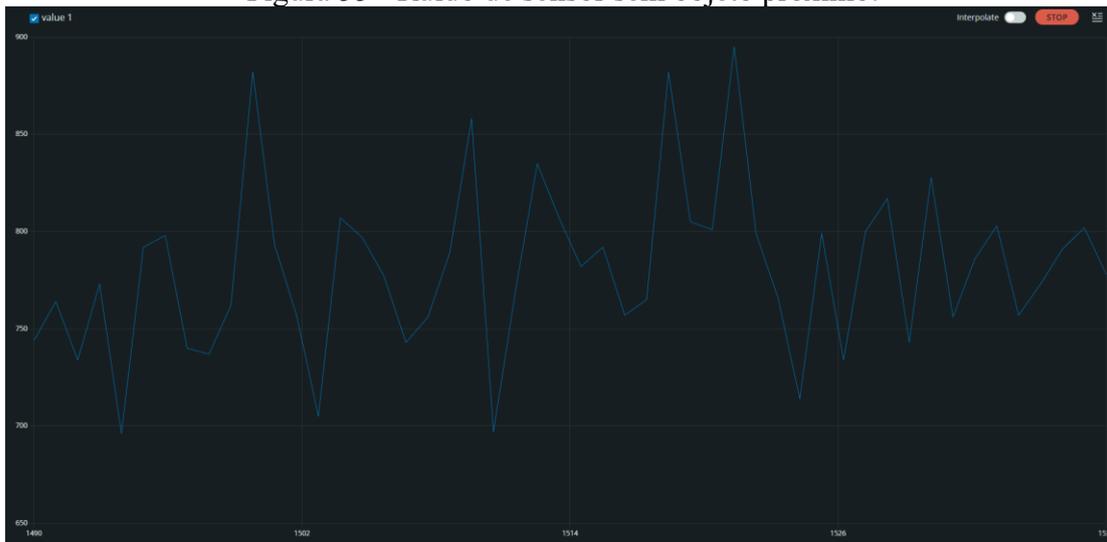
$$Valor(bpm) = \frac{1000 * 60}{T}$$

Como tentativa sem sucesso tentou-se detectar o período entre os batimentos por meio dos picos e vales do sinal. No entanto, encontrou-se dificuldade em distinguir picos e vales quando existem mais de um valor próximo ao pico ou vale do sinal. Por isso decidiu-se calcular o período pelo T toda vez que o sinal passa de um número positivo para outro negativo.

5.8.2.9 Identificador de presença

Durante a coleta do batimento cardíaco sentiu-se a falta de um parâmetro que detecte a presença de algo próximo ao sensor. Isto porque, quando o sensor está sem nada próximo, ele gera um ruído captando possíveis sinais de Infravermelho no ambiente, conforme a figura 55 .

Figura 55 - Ruído de sensor sem objeto próximo.



Fonte: autor

De acordo com a figura 55 o ruído fica entre 900 e 700. No entanto, após a passagem deste ruído pelo filtro tipo FIR ele poderá ser confundido com a onda de pulso.

Para minimizar este efeito, somente serão considerados sinais de infravermelho acima de 200.000 (duzentos mil) que está próximo ao mínimo do valor recebido quando o sensor está em contato com a pele, conforme a figura 56.

Observa-se que o valor de referência recebido é relativamente baixo na figura 55 quando não existe objetos próximos ao sensor quando comparado com o sinal da figura 56 onde o sensor está em contato com o polegar. Isso ocorre pois quando não há objetos próximos ao sensor, praticamente nada do sinal é refletido para o receptor localizado próximo ao LED emissor.

Figura 56 - Sinal com sensor encostado na pele.



Fonte: autor

Por fim, colocou-se uma laranja e um pêssego em contato com sensor e obteve-se um valor fixo de 262.143 conforme a figura 57. Não se confundindo com a onda de pulso. O valor de referência da figura 57 significa que o sinal recebido pelo receptor é maior que o limite estabelecido pelo conversor AD do sensor MAX30105 conforme visto no item 5.8.2.1 de 18 bits ou 2^{18} .

Figura 57 - Sinal com sensor encostado na laranja e no pêssego



Fonte: autor

Após acceirar apenas valores acima de 200.000 (duzentos mil) que é o menor sinal de referência infravermelho recebido quando o sensor está em contato com a pele, inicia-se o desenvolvimento do próximo sinal vital o SpO2.

5.8.2.10 Razão de absorção para estimativa do SpO2

A medição de SpO2 (saturação periférica de oxigênio) é baseada no princípio da oximetria de pulso, conforme visto no item 3.4, que utiliza luz vermelha e infravermelha (IR) para determinar a quantidade de oxigênio presente no sangue.

Inicialmente para calcular o SpO2 necessita-se encontrar a razão de absorção (R). A razão de absorção (R) é o valor do componente AC do sinal de luz vermelha dividido pelo componente DC do sinal de luz vermelha, dividido pelo valor do componente AC do sinal de luz infravermelha dividido pelo componente DC do sinal de luz infravermelha.

$$R = \left(\frac{AC_{\text{vermelho}} / DC_{\text{vermelho}}}{AC_{\text{infravermelho}} / DC_{\text{infravermelho}}} \right)$$

Após analisar o resultado da razão de absorção (R) foi observado um imprevisto na componente (AC). A componente (AC) correspondente às variações relativas à pulsão sanguínea e deve ser positiva, pois reflete a alteração na quantidade de luz absorvida devido à mudança no volume sanguíneo com cada batida do coração. Para resolver este problema antes de aplicar a razão de absorção será necessário retificar o sinal (AC).

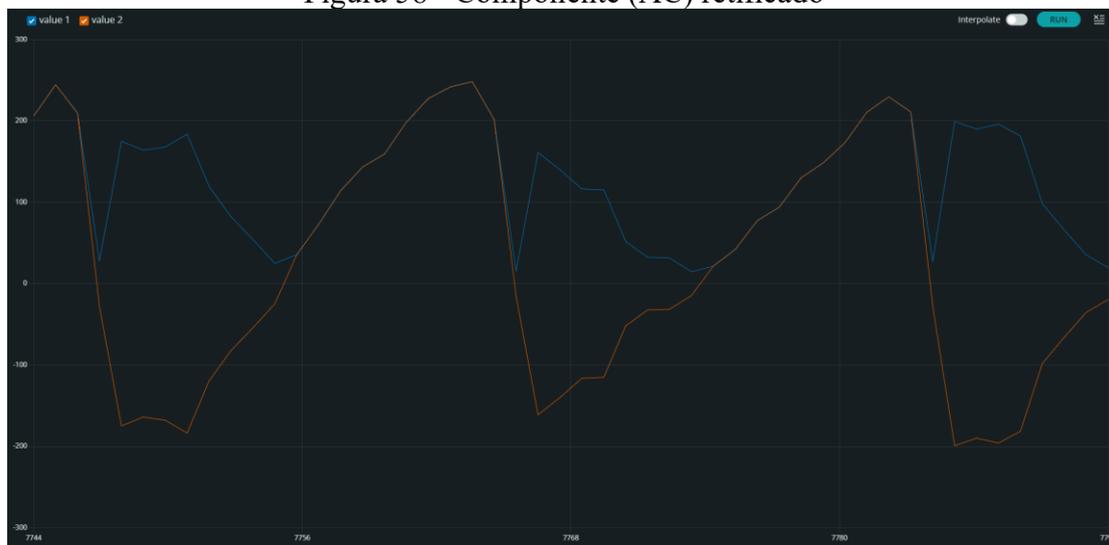
5.8.2.11 Retificação do Sinal (AC)

A retificação é o processo de conversão de um sinal alternado (AC), que varia acima e abaixo de zero, em um sinal (DC), que varia apenas acima ou apenas abaixo de zero. Existem duas formas de retificação de sinal, a retificação de meia onda e retificação de onda completa.

Na retificação de meia onda, todas as partes negativas do sinal são simplesmente definidas como zero, o que significa que todas as informações nessas partes do sinal são perdidas introduzindo erro no cálculo no cálculo da razão de absorção.

Por outro lado, a retificação de onda completa converte as partes negativas do sinal em seu valor absoluto, conforme ilustrado na figura 58, preservando a informação nessas partes do sinal. Levando a uma estimativa mais precisa da razão de absorção. Por este motivo, será aplicado a retificação de onda completa.

Figura 58 - Componente (AC) retificado



Fonte: autor

Na figura 58, o sinal alaranjado é o sinal (AC) puro e o azul é a parte retificada com onda completa.

Mesmo após a retificação da componente (AC) a razão de absorção continua instável isso porque as componentes chegam próximo de zero. Assim calcula-se a média entre um intervalo de amostra. Para o tamanho da amostra utiliza-se a mesma lógica para o cálculo de “N” no item 5.8.1.8 Aplicando o Filtros FIR (Média Móvel). Assim, conseguimos o valor médio da magnitude do sinal (AC) obtendo um valor de razão absorção com valores regulares.

5.8.2.12 Estimando o SpO2

A equação para obter a relação entre o a razão de absorção (R) e a saturação de oxigênio (SpO2) são determinadas de forma empírica e experimental. Uma forma simplificada para obter a leitura de (SpO2) é calibrar o sensor a partir da equação linear $SpO2 = A - B * R$, onde “A” representa o valor estimado de SpO2 quando R é zero e “B” representa a mudança na SpO2 por unidade de mudança em R.

No entanto, uma relação mais exata entre (R) e (SpO2) pode ser expressa com uma curva de calibração não-linear, que é determinada experimentalmente. Os oxímetros de pulso comerciais utilizam uma curva não linear de calibração para converter a razão de absorção em uma leitura de SpO2. A forma exata desta curva pode variar dependendo do dispositivo e das condições de medição, e é geralmente mantida em segredo pelos fabricantes.

Inspecionado o algoritmo disponibilizado pelo fabricante foi possível deduzir a fórmula utilizada pelo fabricante do MAX30105 com a seguinte equação não linear $SpO2 = -45.06R^2 + 30.354R + 94.845$. Essa equação seria uma aproximação baseada em dados experimentais e teóricos e relaciona a razão R com o valor de SpO2 fornecendo uma estimativa do nível de saturação de oxigênio no sangue.

Por meio de cálculo numérico encontrou-se para um valor de (R) igual a 0.1405179 uma oxigenação de 100% e para um valor de (R) igual a zero uma oxigenação de 94,845%, já para uma oxigenação menor que 94,944% (R) teria que ser um número negativo. Assim, utiliza-se a equação linear de SpO2 para calibrar o sensor.

Outro ponto observado foi que a pressão do sensor na pele interfere na relação de proporção de luz vermelha e infravermelha recebida no sensor, quando aplicado uma pressão grande do sensor contra a pele o nível de sinal infravermelho é maior e quando somente encosta-se o sensor na pele o nível de sinal vermelho fica maior em relação ao sinal de luz infravermelha. A justificativa para isto é que a luz vermelha (cerca de 660 nm) é absorvida mais pelo sangue oxigenado (O2Hb) e menos pelo sangue

desoxigenado (HHb). Em contraste, a luz infravermelha (cerca de 940 nm) é absorvida de forma estável por (O₂Hb) e (HHb). Além disso, a luz vermelha é mais absorvida pela pele, tecidos e ossos. Assim, quando o sensor está pressionado com força contra a pele, ele comprime os vasos sanguíneos e reduz o fluxo de sangue e ao mesmo tempo proporciona que haja mais luz, tanto vermelha quanto infravermelha, passe pelo tecido. Por fim, quando há uma maior absorção de luz vermelha pela pele e tecidos isso faz com que o sinal vermelho seja menor e o infravermelho maior, mesmo com a interrupção do fluxo sanguíneo.

Devido a variação dos níveis (DC) conforme a pressão aplicada entre a pele e o sensor foi necessário o desenvolvimento de um aparato a fim de controlar a pressão exercida do sensor sobre a superfície da pele. A pressão do sensor na pele deve ser tal que equalize os sinais (DC) recebidos nos comprimentos de onda vermelho e infravermelho. Para informar ao usuário colocou-se um LED informando que os níveis (DC) estão equalizados.

Com o sensor estável foi possível calibrar o sensor comparando os valores com um equipamento de oximetria comercial. O equipamento utilizado foi um oxímetro de dedo modelo: MD300C1 da Dellamed.

O método utilizado para encontrar a equação linear foi a regressão linear simples onde há apenas uma variável independente. O objetivo é encontrar uma linha reta que melhor se ajuste aos dados. A equação dessa linha é dada por:

$SpO_2 = A + B * R$ onde: SpO_2 é a variável dependente, R é a variável independente, B é a inclinação da linha que representa o efeito que R tem sobre SpO_2 . A é o intercepto no eixo SpO_2 , que representa o valor de SpO_2 quando R é 0. Assim, com auxílio do Excel a equação linear aproximada encontrada para calibrar o sensor utilizando a razão absorção (R) estável foi $SpO_2 = 109 - 25R$.

5.8.2.13 Estimando Pressão Arterial.

A pressão arterial será estimada utilizando um método semelhante para encontrar o SpO_2 a diferença é que temos mais variáveis independentes. A regressão linear múltipla é uma extensão da regressão linear simples onde existem diversas variáveis independentes. A equação é dada por $y = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_n * x_n$ onde b_0, b_1, \dots, b_n são os coeficientes que se necessita estimar, e x_1, x_2, \dots, x_n são as variáveis independentes.

As variáveis independentes serão todas as variáveis que se obtêm por meio da onda de pulso que fazem relação com a pressão arterial, considerando que componente (AC) é o reflexo da onda de pulso. A seguir serão apresentadas as variáveis:

Amplitude Sistólica (AS): Altura do pico da onda de pulso, que ocorre durante a fase sistólica do ciclo cardíaco. A amplitude sistólica pode ser influenciada pela pressão arterial, bem como por outros fatores como a elasticidade dos vasos sanguíneos.

Amplitude Dicrota (AD) (ou Diastólica): Altura do segundo pico na onda de pulso, que ocorre durante a fase diastólica do ciclo cardíaco.

Tempo de Subida (TS): Tempo que leva para a onda de pulso ir do início ao pico sistólico. O tempo de subida pode ser influenciado pela velocidade do fluxo sanguíneo.

Tempo de Descida (TD): Tempo que leva para a onda de pulso ir do pico sistólico de volta ao início da próxima onda de pulso.

A partir das variáveis independentes monta-se as equações da pressão arterial sistólica (PAS) e pressão arterial diastólica (PAD):

$$PAS = a1 + b1 * AS + c1 * TS$$

$$PAD = a2 + b2 * AD + c2 * TD$$

Os coeficientes b_1 , b_2 , c_1 e c_2 representam a quantidade que a PAS ou PAD mudará para cada unidade de mudança na variável correspondente, assumindo que todas as outras variáveis permaneçam constantes. O valor de 'a1' e 'a2' são os valores da PAS ou PAD quando todas as variáveis independentes são zero.

Conforme visto no item 3.6, a componente (AC) é o inverso da onda de pulso. Assim como primeiro passo para obter a onda de pulso inverte-se o sinal (AC), conforme apresentado na figura 59 onde AS e TS são as variáveis da equação de PAS e AD e TD são as variáveis para equação de PAD.

Figura 59 - Componente (AC) invertida



Fonte: autor

Outro ponto observado é que para obter a forma onda de pulso incluindo a componente (AD) necessita-se de uma pressão ideal entre o sensor MAX30105 e a pele. A pressão que identificada empiricamente foi quando o valor da componente DC do sinal vermelho fica a aproximadamente 9000 acima do valor da componente DC do sinal infravermelho, essa diferença de valor é admissível e corresponde a amplitude do sinal recebido pelos LED's. Assim, pode-se coletar os valores das variáveis (AS, TS, AD e TD) e comparando com as aferições de pressão arterial de um esfigmomanômetro para determinar os valores dos coeficientes aplicados ao método de regressão linear para ajustar a equação aos dados.

Para coleta das variáveis sistólicas, AS e TS, utilizou-se uma análise de vales e picos da onda de pulso, já para as variáveis diastólicas foi identificado a incisura dicroica por meio da inclinação da onda de pulso, assim quando a inclinação da onda de pulso for menor que 10% considerando-se o ponto dicroico a fim de mensurar AD e TD.

Considerando que o número de amostras é muito grande para fazer análise manual da regressão linear múltipla. Utilizou-se a ferramenta estatística *scikit-learn*,

que é uma biblioteca desenvolvida em Python, encontra-se no anexo II, para determinar os coeficientes a_1 , a_2 , b_1 , b_2 , c_1 e c_2 das seguintes equações:

$$PAS = a_1 + b_1 * AS + b_2 * TS$$

$$PAD = a_2 + b_1 * AD + b_2 * TD$$

Após aplicar a regressão linear múltipla foram encontrados os seguintes coeficientes para inferir a pressão conforme a onda de pulso.

$a_1 = 4.138$, $b_1 = 0.03895$, $c_1 = 0.0031$, $a_2 = 0.0445$, $b_2 = 0.0457$ e $c_2 = 1.779$.

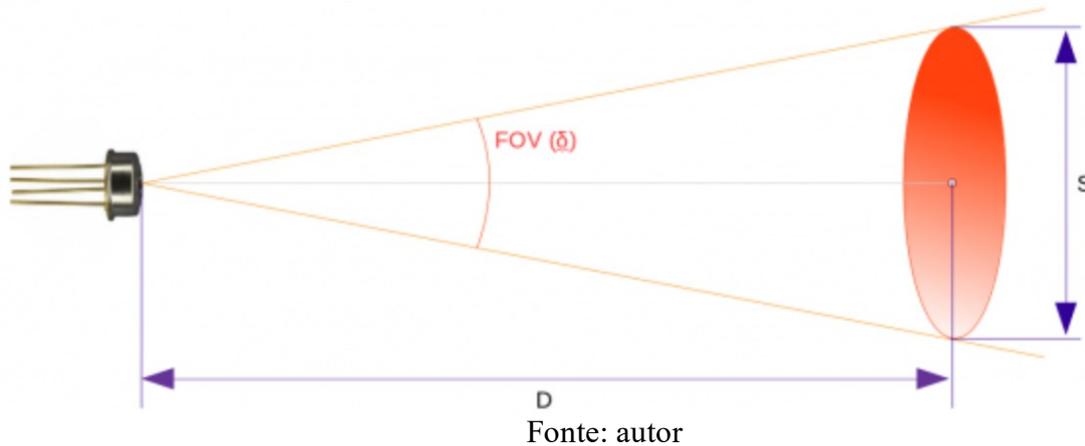
Assim, completando a etapa de coleta utilizando o sensor MAX30105.

5.8.2.14 Aferindo a temperatura corporal

A aferição da temperatura corporal será executada por meio do sensor MLX90614 e como primeira etapa foi adicionado a biblioteca `Adafruit_MLX90614.h` e em seguida iniciado o sensor dentro da função `setup()` fixando o parâmetro de emissividade no valor de 0,97. Além disso como a comunicação dos dois sensores MAX30105 e MLX90614 é I2C colocou-se o sensor de temperatura em outras portas distintas do padrão para o microcontrolador ESP32, a fim de minimizar a possibilidade de atraso para o sensor MAX30105. Assim, ao invés conectar os pinos de comunicação (SDA e SCL) do sensor MLX90614 aos pinos 22 e 21 do ESP32, eles serão conectados nos pinos 19 e 23 do ESP32.

Para utilizar a comunicação I2C em portas distintas do ESP32 necessitou-se aplicar a classe `TwoWire` da biblioteca `wire.h` que já estava sendo utilizada pelo sensor MAX30105. Em seguida, iniciou-se o dispositivo na função `setup()` e simplesmente solicita-se a leitura da temperatura para o sensor por meio da seguinte chamada de função `readObjectTempC()` essa por sua vez retorna o valor da temperatura na unidade graus celsius. Observa-se que a distância influencia na no valor da temperatura, isso ocorre pois o sensor escolhido possui um campo de visão (FOV - Field of View) de 80 graus. O raio de visão do sensor é dado por, $S = \tan(\delta) * D$, conforme mostrado na figura 60, onde D é a distância entre a pele e o sensor, S é o raio de visão do sensor e δ é o ângulo FOV que no caso do sensor MLX90614 é 80° .

Figura 60 - Raio de Leitura do Sensor



Então se colocarmos uma distância entre o sensor e a pele de 1 centímetro o raio de abertura será de aproximadamente 5,67 centímetros. Já para a metade da distância, 0,5 cm, o raio será 2,83 cm. Assim, para que seja feita apenas da pele é necessário aproximar o sensor o próximo da pele sem encostá-lo.

Observou-se que o sensor MLX90614 incorpora um filtro combinado do tipo IIR e FIR para reduzir ruídos, o que suaviza as transições de temperatura e evita alterações abruptas. Portanto, quando o sensor é submetido a uma temperatura diferente da temperatura corporal a um ajuste de temperatura gradual até a estabilização. Este efeito é semelhante ao observado com sensores do tipo termistor. A forma de mitigar este atraso é escolhendo um sensor com menor tempo de estabilidade para a filtragem, conforme a tabela 9.

Tabela 9 - Variações do sensor MLX90614

Dispositivo	Tempo de estabilidade por segundo
MLX90614AAA, BAA, DAA	0,10
MLX90614ABA, BBA	0,14
MLX90614ACC, BCC, DCC	0,14
MLX90614ACF, BCF	1,33
MLX90614DCH, DCI, BCH, BCI	0,65
MLX90614ACK, BCK	3,23

Fonte: MLX90614, Melexis, 2019

Tive-se dificuldade em comprar o dispositivo correto pois os revendedores não informam e geralmente desconhecem as variações de versão do sensor. Assim, ele é vendido apenas como MLX90614.

5.8.2.15 **Disponibilização dos dados**

Até o momento imprimia-se os valores dos resultados dos sensores na porta serial do ESP32, no entanto, a ideia é que seja uma pulseira sem fio. Assim, foi configurado um servidor web no próprio ESP32 para receber os dados dos sensores. Para criar o servidor web dentro do ESP32 utilizou-se da biblioteca *ESPAsyncWebServer.h* ela necessita que seja identificado a porta do servidor web, além de fornecer login e senha para que o ESP32 se conecte a rede wifi. Como não se tem conhecimento de qual endereço IP o microcontrolador receberá utilizou-se a biblioteca *ESPmDNS.h* para permitir acesso por meio de um nome fixo ao invés do número IP dinâmico. Assim, este servidor web permitiu o processamento e a disponibilidade dos dados diretamente no microcontrolador ESP32, sem a necessidade de um servidor externo. O código final foi disponibilizado no Anexo II deste documento para consulta e replicação.

6 DISCUSSÃO

Este capítulo discute as descobertas obtidas no estudo, conforme apresentado no Capítulo 5. As implicações dos resultados, as limitações do estudo e as recomendações para pesquisas futuras também serão discutidas.

6.1 Resultados

Na etapa final deste trabalho, discute-se a alteração no fluxo operacional do setor de urgência e emergência hospitalar, integrando a utilização da pulseira multiparamétrica.

Os pacientes chegam ao setor de urgência e emergência de um hospital por duas vias principais: por demanda espontânea (via recepção) ou por meio de serviços pré-hospitalares móveis de urgência e emergência (como SAMU, Corpo de Bombeiros ou serviços móveis privados).

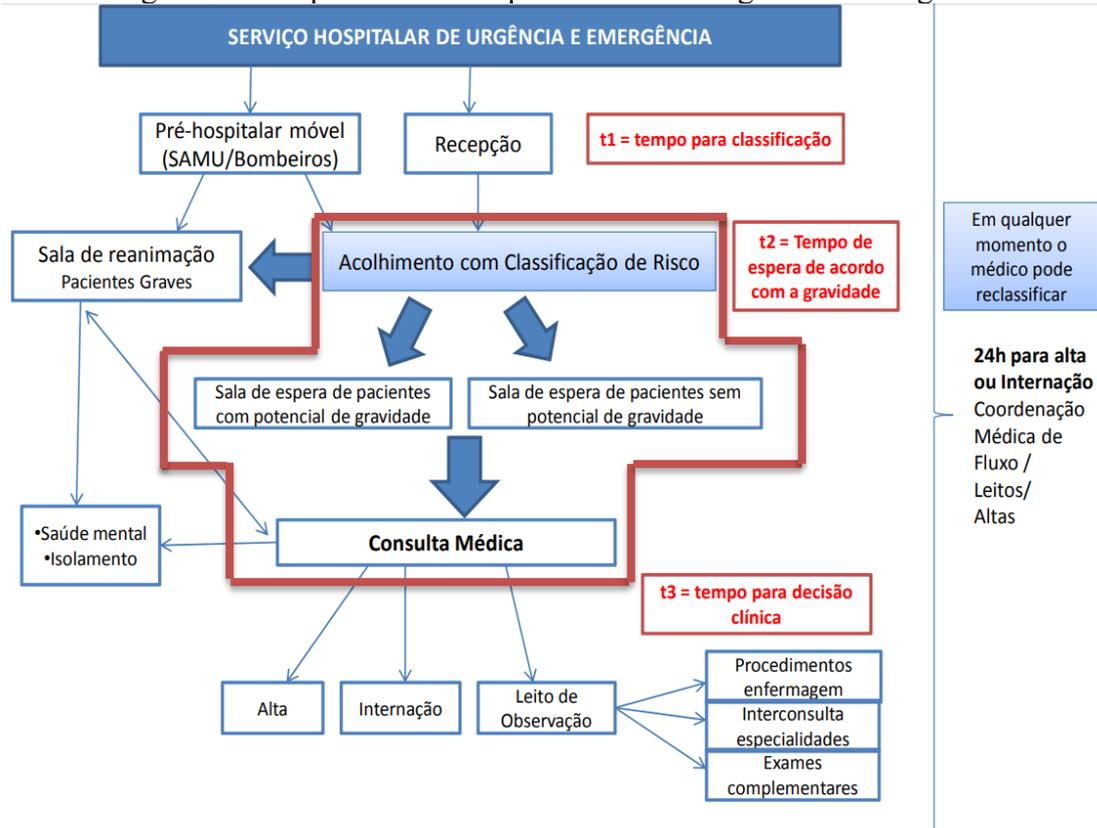
Pacientes trazidos por serviços de urgência móveis como SAMU ou Bombeiros podem ser pré-classificados e encaminhados diretamente para a sala de reanimação, caso apresentem condições graves. Por outro lado, todos os outros pacientes passarão pelo processo de acolhimento com classificação de risco, que pode resultar em três possíveis fluxos:

- 1) Condições graves (direcionados para a sala de reanimação);
- 2) Potenciais de gravidade (encaminhados para a sala de espera de pacientes com potencial de gravidade);
- 3) Sem potencial de gravidade (dirigidos para a sala de espera de pacientes sem potencial de gravidade).

Os pacientes que não são classificados imediatamente como portadores de condições graves receberão a pulseira multiparamétrica, e continuarão utilizando a pulseira até a realização da consulta médica. O fluxo está ilustrado na Figura 62, onde as etapas de uso da pulseira são contornadas em vermelho.

A pulseira multiparamétrica possui o potencial de influenciar a ordem da fila de espera, caso o estado clínico do paciente exceda limites predeterminados para os sinais vitais. Isso se torna relevante, dado que o protocolo atual não estipula um tempo máximo para a espera do paciente. A incorporação dessa tecnologia poderia, portanto, contribuir para uma avaliação contínua e mais precisa do estado do paciente durante o período de espera.

Figura 62 - Proposta de Fluxo para o setor de Urgência e emergência



Fonte: RESOLUÇÃO CFM nº 2.077/14

No entanto, é fundamental considerar que existem situações contraindicadas para o uso da pulseira multiparamétrica, especialmente em casos de pacientes com movimentos involuntários como tremores ou espasmos, que podem interferir significativamente na leitura desses dispositivos. A presença de movimentos excessivos pode causar uma variação indesejada no sinal DC, o que, por sua vez, resulta em instabilidade no sinal AC, gerando dados imprecisos.

6.2 Considerações finais

Os resultados deste estudo demonstraram que a temperatura corporal pode ser coletada de forma direta a partir de sensores comerciais. A técnica de coleta de temperatura corporal escolhida foi o sensor de infravermelho (MLX90614) devido sua velocidade de aferição, no entanto deve ser observado o modelo do dispositivo para que a velocidade de estabilização seja a mais breve possível conforme a configuração dos filtros internos do sensor. Assim, se o critério for somente desempenho o sensor tipo termistor poderá ser escolhido dependendo do modelo de sensor infravermelho.

O batimento cardíaco é outro sinal vital que pode ser aferido diretamente por um sensor de piezo elétrico. No entanto, como existe a necessidade de se obter a componente AC para determinar a oxigenação sanguínea e a onda de pulso para calcular a pressão arterial. Optou-se por inferir o batimento cardíaco a partir dos sinais já disponíveis.

A aferição da oxigenação sanguínea implica na separação dos sinais recebidos das luzes vermelha e infravermelha. Como estratégia inicial, tentou-se utilizar um filtro eletrônico para distinguir estas componentes. Esta abordagem, infelizmente, mostrou-se inviável, já que não há disponibilidade comercial de capacitores com os valores na ordem de 10^{-17} , conforme descrito na tabela 5. Os menores capacitores encontrados comercialmente estão na ordem de pico Faraday (10^{-12}) tornando esta estratégia inicial inaplicável.

O segundo método foi a separação das componentes de sinal vermelho e infravermelho por meio do tempo, esse método é conhecido como multiplexação temporal. Ele consiste em emitir e detectar os sinais de luz vermelha e infravermelha em momentos distintos. Este método mostrou-se muito eficiente na separação dos sinais de luz vermelha e infravermelha.

Adotou-se um segundo método para distinguir as componentes dos sinais de luz vermelha e infravermelha, baseado na multiplexação temporal e utilizando o sensor MAX30105. Essa técnica envolve a emissão e detecção desses sinais em intervalos de tempo distintos. Este procedimento revelou-se eficaz na separação dos sinais de luz vermelha e infravermelha.

Embora concluída a etapa de separação dos sinais de luz vermelha e infravermelha, ela por si só não é suficiente para calcular a oxigenação. Além disso foi necessário separar as componentes de AC e DC desses dois sinais. Para realizar essa tarefa, empregou-se um filtro digital do tipo FIR. A escolha por este tipo de filtro deveu-se ao fato de que a variação da componente DC é muito maior que a da componente AC, e um filtro do tipo IIR levaria mais tempo para estabilizar o sinal pois ele considera os valores de saída para suavizar o sinal e por consequência o tempo para maior para estabilizar os sinais AC e DC, tornando-se assim ineficaz.

Ainda que a separação dos sinais de luz vermelha e infravermelha tenha sido concluída, essa etapa, isoladamente, não possibilita o cálculo da oxigenação. Foi imprescindível proceder com a separação das componentes AC e DC desses dois sinais. Para atingir esse objetivo, adotou-se um filtro digital de tipo FIR. A preferência por

esse tipo de filtro decorre do fato de a variação da componente DC ser substancialmente maior que a da componente AC. Um filtro de tipo IIR utiliza uma combinação de valores de entrada e saída anteriores para calcular sua saída e suavizar o sinal levando um tempo maior para estabilizar as componentes AC e DC, tornando-se assim ineficiente para essa aplicação.

Salientar-se que, apesar de ser incorporado em uma pulseira, o sensor MAX30105 deve ser devidamente fixado no dedo do usuário para um funcionamento eficaz. A localização no dedo é crucial devido à complexidade em detectar a onda de pulso através das artérias ulnar ou radial localizadas no punho. Esta dificuldade surge porque o punho possui uma densidade maior de tecidos diversos e ossos, quando comparado ao dedo, o que pode interferir na precisão da leitura do sensor. Portanto, para uma mensuração precisa da oxigenação sanguínea e da pressão arterial, é recomendado que o sensor esteja fixado de forma segura no dedo.

Com os componentes AC e DC dos sinais vermelho e infravermelho separados foi possível calcular o índice da razão de absorção e aplicar a um método de regressão linear para encontrarmos a equação que determinará a oxigenação sanguínea dada por $SpO_2 = 109 - 25R$. Os valores de oxigenação obtidos estão em concordância notável com aqueles provenientes de oxímetros comerciais.

A componente de corrente alternada (AC) do sinal infravermelho, após ser devidamente isolada e livre de qualquer ruído, torna-se o reflexo da onda de pulso. Para transformar na própria onda de pulso deve-se inverter essa onda, aplicando-se uma operação simples, multiplicando os dados de entrada por -1. Após isso é feito a separação dos parâmetros da amplitude e tempo para pressão sistólica e diastólica a fim de compor uma equação de regressão linear para as ondas sistólica e diastólica, realizando uma comparação dessas equações com dados reais, recorrendo ao código fornecido no Anexo II. Esse código desempenhou um papel fundamental na determinação das constantes específicas que são integradas na equação de regressão linear múltipla. Assim, este trabalho apresenta uma equação para extrair da onda de pulso os valores de pressão sistólica e diastólica.

Por fim, este estudo oferece contribuições significativas ao apresentar equações para determinar a oxigenação sanguínea, usando os sinais de luz vermelha e infravermelha, bem como para a avaliação da pressão arterial sistólica e diastólica com base na análise da onda de pulso. Essas inovações representam um avanço importante no campo e têm potencial para melhorar a precisão e a acessibilidade dos métodos de

medição dos sinais vitais. Ressalta-se que tais equações frequentemente são de propriedade exclusiva de fabricantes de equipamentos médicos e, como tal, não são comumente disponibilizadas ao público. Portanto, o desenvolvimento dessas equações em nossa pesquisa representa um significativo avanço científico e técnico na área.

6.3 Trabalhos futuros

Sugestões para pesquisas futuras para que viabilize a implementação da coleta de dados de sinais vitais em setores de urgência e emergência hospitalares.

6.3.1 Interface que Receberá os Dados

A proposta de interface que receberá os dados do monitoramento em tempo real dos pacientes do protótipo funcional no setor de urgência e emergência, deverá levar em consideração os requisitos e objetivos do sistema.

Ela deverá ser dividida em seções que apresentem os dados de forma clara e organizada, permitindo que a equipe clínica possa visualizar informações importantes de forma rápida e eficiente. Por exemplo, uma seção poderia mostrar o número de pacientes na unidade, enquanto outra seção poderia exibir os sinais vitais com maior alteração no quadro, auxiliando na detecção de estados clínicos críticos, conforme a figura 61.

Prevendo que todos os pacientes utilizem a pulseira multiparamétrica a interface poderá apresentar de forma visual o fluxo de atendimentos ao longo do dia, permitindo que a equipe clínica identifique os períodos com maior fluxo de pacientes e possa se planejar melhor para atender a demanda. Outra funcionalidade seria um sistema de alerta que detecte imediatamente casos de estado clínico crítico e notifique a equipe clínica para que possa agir rapidamente.

Por fim, a interface deve ser desenvolvida de forma a otimizar o tempo dos funcionários, tornando o atendimento mais eficiente e permitindo que a equipe clínica tome decisões mais informadas e rápidas, proporcionando maior segurança para os pacientes e um atendimento de maior qualidade.

Assim a interface do software de Monitoramento em tempo real dos pacientes no setor de urgência e emergência deve apresentar um design intuitivo e fácil de usar para permitir que o corpo clínico interaja facilmente com os dados em tempo real. Os principais recursos que devem ser incluídos são:

1. Detecção imediata de estado clínico crítico: O software deve ser capaz de detectar imediatamente o estado clínico crítico de um paciente com base em seus sinais vitais, conforme a figura 63, e alertar a equipe clínica para que possam tomar medidas imediatas

2. Auxílio na tomada de decisões da equipe clínica: O software deve fornecer informações precisas e atualizadas sobre o estado clínico dos pacientes para ajudar a equipe clínica a tomar decisões rápidas e informadas.
3. Estabelecimento de priorização para atendimento de pacientes: O software deve ser capaz de classificar automaticamente os pacientes com base em sua gravidade e prioridade de atendimento, garantindo que aqueles com maior risco recebam atenção imediata.
4. Sistema de visualização online: O software deve permitir que a equipe clínica visualize os dados em tempo real a partir de qualquer dispositivo conectado à internet.
5. Tempo médio de espera de atendimento: O software deve fornecer informações sobre o tempo médio de espera de atendimento para que a equipe clínica possa gerenciar a fila de pacientes de maneira eficiente.
6. Tempo médio de atendimento: O software deve fornecer informações sobre o tempo médio de atendimento para ajudar a equipe clínica a identificar áreas onde melhorias podem ser feitas.
7. Tempo médio de permanência na unidade: O software deve fornecer informações sobre o tempo médio de permanência na unidade para ajudar a equipe clínica a gerenciar a capacidade do hospital e planejar o tratamento de pacientes com maior precisão.
8. Quantidade de pacientes diários: O software deve fornecer informações sobre a quantidade de pacientes que foram atendidos em um determinado período.
9. Quantidade de intervenções emergenciais: O software deve fornecer informações sobre a quantidade de intervenções emergenciais realizadas pela equipe clínica.
10. Sinal vital com maior alteração no quadro: O software deve ser capaz de identificar o sinal vital com a maior alteração no quadro do paciente e alertar a equipe clínica para que possam tomar medidas imediatas.
11. Períodos com maior fluxo de atendimentos: O software deve fornecer informações sobre os períodos do dia em que há maior fluxo de pacientes, para que a equipe clínica possa gerenciar a capacidade do hospital e planejar o tratamento de pacientes com maior precisão.

12. Sistema online para gerenciamento de dados: O software deve ser capaz de gerenciar os dados dos pacientes de forma segura e confiável em um sistema online.
13. Acompanhamento em tempo real do fluxo de atendimentos da unidade de saúde: O software deve fornecer informações em tempo real sobre o fluxo de atendimentos da unidade de saúde para que a equipe clínica possa gerenciar a capacidade do hospital e planejar o tratamento de pacientes com maior precisão.
14. Histórico de dados clínicos dos pacientes: O software deve ser capaz de armazenar os dados clínicos dos pacientes de forma segura e confiável.

Figura 63 - Componente (AC) invertida



Fonte: autor

6.3.2 Desenvolvimento da carenagem da pulseira.

Considerando que pressão exercida entre o sensor MAX30105 e a pele é essencial para captura correta da onda de pulso bem como as componentes AC e DC dos sinais vermelho e infravermelho para inferir a oxigenação sanguínea, onde o movimento e a variação da pressão exercida do sensor sobre a pele interferem a incidência do sinal recebido. A carenagem se torna imprescindível para minimizar os efeitos de variação da componente DC e garantir uma pressão estável para captura da onda de pulso.

7 REFERÊNCIAS

- ABERGO (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ERGONOMIA). **O que é Ergonomia**. Acessado em 04 de out de 2009. Disponível em <http://www.abergo.org.br/>
- AEHLERT, B. **ACLS: Avance cardiac life support: emergências em cardiologia**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007
- ANVISA. **Manual de operação oxímetro de pulso oxifast**. Takaoka, 2006.
- ARNETT, Donna K.; **Arterial Stiffness and Hypertension**. In 2nd Virtual Congress of Cardiology, Gador, 2001.
- ARQUIVOS BRASILEIROS DE CARDIOLOGIA. **VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão**. Sociedade Brasileira de Cardiologia – SBC, Volume: 95, Número: 1 Suplemento 1, 2010.
- ASIMOW, Morris. Introdução ao projeto: **Fundamentos do projeto de engenharia**. São Paulo: Editora Mestre Jou, 1968.
- ATZORI, L.; IERA, A.; MORABITO, G. **The Internet of Things: A survey**. Computer Networks v.54. pp. 2787–2805. 2010.
- BEZERRA, C. **A máquina da inovação: mentes e organizações na luta por diferenciação**. Porto Alegre: Bookman, 2011.
- BOMFIM, G. A. **Metodologia para desenvolvimento de projeto**. João Pessoa: Universitária/UFPB, 1995.
- BONILHA, Maíra Coelho; SACHUK, Maria Iolanda. **Identidade e tecnologia social: um estudo junto às artesãs da Vila Rural Esperança**. Cad. EBAPE.BR [online]. 2011, vol.9, n.2, pp. 412-437. ISSN 1679-3951.
- BONSIEPE, Gui. **Design, Cultura e Sociedade**. São Paulo: Editora Blucher, 2011.
- BOOTH, Wayne C.; COLOMB, Gregory G.; WILLIAMS, M. Joseph. **A arte da pesquisa**. 2.ed. São Paulo: Martins Fontes, 2005.
- BOWERSOX, D. J.; CLOSS, D. J. **Logística empresarial: o processo de integração da cadeia de suprimentos**. São Paulo: Atlas, 2009;

BROWN, Tim. **Change by Design: How Design thinking Transforms Organizations and Inspires Innovation**. New York: Harper Business, 2009.

BUNGE. **Racionalidad y realismo**. Madrid: Alianza, 1985.

BUNGE, Mario. **Ciencia, Técnica y Desarrollo**. Buenos Aires: Editorial Sudamericana, 1997. ISBN 9789500712408

CAMPBELL, G.S.; NORMAN, J.M. **Introduction to environmental biophysics**. New York: Springer, 1998. 286p.

CLARA, Fernando; BLANCO, Gustavo; CASARINI, Alfredo; CORRAL, Pablo; MESCHINO, Gustavo; SCANDURRA, Adriana. **Estimación de la velocidad de propagación aórtica basada en el análisis de la onda de pulso radial / Velocity estimation of aortic propagation based on radial pulse wave analysis**. Medicina (B.Aires) ; 71(3): 231-237, jun. 2011. ilus, graf, tab.

CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA. **Resolução CFM nº 1451/95**. Disponível em: http://www.portalmedico.org.br/resolucoes/CFM/1995/1451_1995.htm. Acesso: 1 Jun. 2015.

CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA. **Resolução CFM nº 2.077/14**. Disponível em: <https://portal.cfm.org.br/images/PDF/resolucao2077.pdf>. Acesso: 15 Jan. 2020.

CHARLTON, PH; MARISCAL, Harana J; VENNIN, S; Li, Y; CHOWIENCZYK, P; ALASTRUEY J. **Modeling arterial pulse waves in healthy aging: a database for in silico evaluation of hemodynamics and pulse wave indexes**. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2019 Nov 1;317(5):H1062-H1085. doi: 10.1152/ajpheart.00218.2019. Epub 2019 Aug 23. PMID: 31442381; PMCID: PMC6879924.

Cobbold, R. S. C. **Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Application**. KriegerPubCo, Jan, 1974.

CUPANI, Alberto. **A tecnologia como problema filosófico: três enfoques**. Scientiæ Studia, São Paulo, v. 02, n. 04, p.493-518, 2004.

DAL PAI, D. **Violência no trabalho em pronto socorro: Implicações para a saúde mental dos trabalhadores**. Porto Alegre, 2011. Tese (Doutorado em Enfermagem) – Escola de Enfermagem da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

DUDZIAK, Elizabeth A. **Information literacy: princípio, filosofia e prática**. Ciência da Informação, v. 32, n. 1, p. 23-35, jan./abril 2003.

FLIR Systems, Inc. **Manual do utilizador Série FLIR Cx**, abril 2017. Disponível em: <<https://ecatalogo.fg.com.br/content/arquivos/arquivos/p1br2fikih154sv2m1m9gji8nj uh.pdf>> Acesso em 04 out 2022.

FRANCISCO, G. T. M.; LIMA, I. A. **Protocolo de Manchester: mais do que um Sistema de Classificação de Risco**. Florianópolis, 2014. Disponível em: <<http://docplayer.com.br/9445829-Protocolo-de-manchester-mais-do-que-um-sistema-de-classificacao-de-risco.html>>. Acesso em 23 jun 2022

GEDDES, L. A.; Voelz, M. H.; Babbs, C. F.; Bourland, J.D.; Tacker, W. A. **Pulse transit time as an indicator of arterial blood pressure**. 1981, Psychophysiology, P. 71-74, Disponível em: < <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1981.tb01545.x>>

GIL, A. C. **Métodos e Técnicas de Pesquisa Social**. 6.ed. São Paulo: Atlas, 2008.

GUNARATHNE, A.; PATEL, J. V.; KAUSAR, S.; GAMMON, B.; HUGHES, E. A.; LIP, G.Y. **Glycemic status underlies increased arterial stiffness and impaired endothelial function in migrant South Asian stroke survivors compared to European Caucasians: pathophysiological insights from the West Birmingham Stroke Project**. Stroke, 2009, Vol. 40, Disponível em: < <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.109.548388>>.

GUO, Z.; ZHANG, Z.; LI, W. **Establishment of Intelligent Identification Management Platform in Railway Logistics System by Means of the Internet of Things**. Procedia Engineering vol. 29, 2012. p. 726-730.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 13ª edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2016.

IIDA, Itiro. **Ergonomia: projeto e produção**. São Paulo: Edgard Blücher, 2005.

INNOSKILLS. **Supporting Innovation in SME**. 2008. Acesso: 05 agosto de 2013. Disponível em: <<http://www.innosupport.net/index.php?id=6047&L=9>>

Kidd JF, Vickers MD: **Pulse oximeters: essential monitors with limitations.** Br J Anaesth 1989;62: p. 355-357

KUMAR, Vijay. **101 Design Methods: A structured approach for driving innovation in your organization.** Hoboken, N.J: John Wiley & Sons, 2013.

LEMOS, Cristina. **Inovação na era do conhecimento.** In: LASTRES, Helena M. M.; ALBAGLI, Sarita (Org.). Informação e globalização na era do conhecimento. Rio de Janeiro: Campus, 1999.

MARINO, Paul L.; **Compêndio de UTI.** 4.ed, Artmed, 2015.

MAXIM INTEGRATED. **High-Sensitivity Optical Sensor for Smoke Detection Applications.** Maxim Integrated Products, 2016.

MCVEIGH, G. E.; PLUMB, R; HUGHES, S. **Vascular abnormalities in hypertension: cause, effect, or therapeutic target?.** Curr Hypertens Rep. 2004 Jun;6(3):171-6

MELEXIS. **MLX90614 family,** 2019. Disponível em: <https://media.melexis.com/-/media/files/documents/datasheets/mlx90614-datasheet-melexis.pdf>

MILLASSEAU, S., C.; KELLY, R., P.; RITTER, J.,M. and CHWIENCZYK, P., J. **Determination of Age-related Increases in Large Artery Stiffness by Digital Pulse Contour Analysis.** Clinical Science,103:371-377,2002.

MILLASSEAU, S., C.; PATEL, S., J.; REDWOOD, S., R.; RITTER, J., M.;

CHOWIENCZYK, P., J. **Pressure Wave Reflection Assessed From the Peripheral Pulse.** Hypertension,41:1016-1020,2003.

Nath, R. K.; Thapliyal, H.; Caban-Holt, A. **Towards Photoplethysmogram based Non-Invasive.** In 2018 IEEE International Symposium on Smart Electronic Systems (iSES) (Formerly iNiS), Hyderabad, India, 2018 pp. 37-39. doi: 10.1109/iSES.2018.00018

Nora, F. S.; Grobocopatel, D. **Métodos de Aferição da Pressão Arterial Média.** Revista Brasileira de Anestesiologia, 1996, Vol. 46, pp. 295 – 301.

OHOMEDA. **Pulse Oximeter Model 3700 Service Manual**, 1986, p. 22.

ORGANIZAÇÃO PARA A COOPERAÇÃO E DESENVOLVIMENTO ECONÔMICO (OCDE). **Manual de Oslo**: Proposta de Diretrizes para Coleta e Interpretação de Dados sobre Inovação Tecnológica, Finep, 2004.

PARAGUAI, L. **Pervasive computing, sistemas híbridos interativos**. In: X Sigradi–Arte y Cultura Digital, Seminário Iberoamericano de Gráfica Digital. Chile: Santiago do Chile, 2006.

PAZMINO, Ana Veronica. **Como se cria: 40 métodos para o design de produtos**. São Paulo: Ed. Blucher, 2015

POTTER, P. A; PERRY, A. G. **Fundamentos de Enfermagem**. 8. ed. Rio de Janeiro: Editora Mosby, 2013.

POTTER, N. **Qué es un diseñador: objetos, lugares, mensajes**. Buenos Aires: Paidós, 1999.

PRESSER, M.; GLUHAK, A. **The Internet of Things: Connecting the Real World with the Digital World**. In: EURESCOM mess@ge. The Magazine for Telecom Insiders, vol. 2, 2009.

RODA, Rui; KRUCKEN, Lia. **Gestão do design aplicada ao modelo atual das organizações: Agregando valor a serviços**. 2004. Acesso em: 15 de setembro de 2016. Disponível em: <http://dici.ibict.br/archive/00000959/01/p&d2004_Roda_Krucken.pdf>

RTS, SECRETARIA EXECUTIVA DA REDE DE TECNOLOGIA SOCIAL (Brasil). **Relatório de 6 anos da RTS**: Abril de 2005 a Maio de 2011. Brasília: Rts, 2011. 97 p. Acesso em: 06 nov. 2016. Disponível em: <<http://www.rts.org.br/bibliotecarts/publicacoes/relatorio-de-6-anos-da-rts>>.

RUSSOMANO, Thais. **Fisiologia aeroespacial : conhecimentos essenciais para voar com segurança**, EDIPUCRS, 2012;

SCHWARTZ, M. **Internet of Things with ESP8266**. Packt Publishing, Reino Unido, 2017.

SILVA, José Carlos Teixeira Da. **Tecnologia: novas abordagens, conceitos, dimensões e gestão**. Prod. vol.13 no.1 São Paulo, 2003. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.1590/S0103-65132003000100005>>

SILVA, José Carlos Teixeira Da; SILVA, Marcos Schaaf Teixeira Da; MANFRINATO, Jair Wagner De Souza. **Correlação entre gestão da tecnologia e gestão ambiental nas empresas**. Revista Produção, São Paulo, v. 15, n. 02, p.193-220, maio 2005. Trimestral.

STEGALL, H. F., KARDON, M. B., e KEMMERER, W. T. **Indirect measurment of arterial blood pressure by Doppler ultrasonic sphygmomanometry**. J Appl Physiol, 25(6):793_798, 1968.

TAYLOR, C.; LILLIS, C.; LEMONE, P.; LYNN, P. **Fundamentos de Enfermagem. A Arte e a Ciência do Cuidado de Enfermagem**. 7ª Edição. Artmed. 2014.

TIMBY, B. K. **Conceitos e habilidades fundamentais no atendimento de enfermagem**. 6ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

TUSHMAM Michael; NADLER, David. **Organizando-se para a inovação In: STARKEY, Ken. Como as organizações aprendem: relatos do sucesso das grandes empresas**. São Paulo: Futura, 1997.

SCHRAGE, Michel. **The Innovator's Hypothesis: How Cheap Experiments Are Worth More Than Good Ideas**. Cambridge: Mit Press, 2014.

VASSÃO, Caio Adorno. **Metadesign: Ferramentas, estratégias e ética para a complexidade**. São Paulo: Blucher, 2010. 129 p.

VAUGHANS, B. W. **Fundamentos de Enfermagem Desmistificados: Um Guia de Aprendizado**; Editora: McGraw-Hill, 2012.

VERASZTO, Estéfano Vizconde et al. **Tecnologia: Buscando uma definição para o conceito**. Prisma.com, Porto, n. 07, p.60-85, 2008. Acesso em: 15 jun. 2016. Disponível em: <<http://revistas.ua.pt/index.php/prismacom/article/viewFile/681/pdf>>.

VIANNA, M. et al. **Design thinking: inovação em negócios**. Rio de Janeiro: MJV, 2012.

Wang, Yuyu; li, Gan; Wang, Huiquan; Zhou, Mei; Lin, Ling, **Dynamic Spectrumfor noninvasive blood component analysis and its advances**. Applied Spectroscopy Reviews, (2018). Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/05704928.2018.1509344>>.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation**. JohnWileySons, Inc, 3edição, 1998.

WEISER, M. **The Computer for the Twenty-First Century**. In: Scientific American, September 1991.

WU, Hsien-Tsai et al., **Arterial Stiffness Using Radial Arterial Waveforms Measured at the Wrist as an Indicator of Diabetic Control in the Elderly**. in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 2, pp. 243-252, Feb. 2011, doi: 10.1109/TBME.2010.2084087.

Lee, WW; Mayberry, K; Crapo, R; Jensen, RL. **The accuracy of pulse oximetry in the emergency department**. Am J Emerg Med. 2000 Jul;18(4):427-31. Disponível em: doi: 10.1053/ajem.2000.7330. PMID: 10919532.

ZAMBELLI, M. T. **Rastreabilidade: Sinônimo de Eficiência e Segurança**. Hospitalar, 2004.

8 ANEXO I – CÓDIGO IDE ARDUINO PARA O ESP32

```

//inclusão de bibliotecas
#include <Wire.h> //responsável pela comunicação I2C
#include <MAX30105.h> //manipulação do sensor MAX30105
#include <Adafruit_MLX90614.h> //manipulação do sensor MLX90614
#include <ESPAsyncWebServer.h> //servidor web
#include <ESPmDNS.h> //permite acessar a web por meio de um nome no caso
vitalsigns.local

//declaração das portas para comunicação I2C
byte SDA_PIN1 = 21; // pino SDA do ESP32 para o MAX30105
byte SCL_PIN1 = 22; // pino SCL do ESP32 para o MAX30105
byte SDA_PIN2 = 23; // pino SDA do ESP32 para o MLX90614
byte SCL_PIN2 = 19; // pino SCL do ESP32 para o MLX90614

//emissividade do sensor de temperatura
double new_emissivity = 0.98;

// Configurações do Wi-Fi
const char *ssid = "noem do seu wifi";
const char *password = "senha do seu wifi";

//porta do servidor wifi
AsyncWebServer server(80);

Adafruit_MLX90614 mlx; // criação do objeto mlx
MAX30105 particleSensor; //criação do objeto particleSensor

//variáveis utilizadas para calcular a taxa de amostragem
long startTime;
long samplesTaken = 0;

const int N = 75; //o tamanho da janela será equivalente a um pulso, considerando o
menor batiente como 20bpm ou 3 segundos por pulso como maior pulso a uma taxa
de amostragem de 25Hz. Então 25 x 3 = 75
float janelaIR[N]; //armazena valores para o sinal IR
float janelaRed[N]; //armazena valores para o sinal vermelho

//IRAC são variáveis para verificar outliers
float sortIRAC[N];
float iqrIRAC[N]; //valor de IR AC utilizado para verificar outliers
unsigned long TimeIRAC[N];

float pulse_wave[N]; //iqrIRAC invertida
float absorptionRatio[N]; //calcula razão de absorção
float RACRed[N];
float RACIR[N];

//valores de amostras correntes

```

```

float irvalue;
float redvalue;

//media com tamanho da janela
float DCmedIR;//valor médio da componente DC do sinal IR
float DCmedRed;//valor médio da componente DC do sinal vermelho
float Rratio;//valor da Razão de absorção
float ACmedIR;//valor médio da componente AC do sinal IR
float ACmedRed;//valor médio da componente AC do sinal vermelho

float bps=0;//variável para armazenar o comprimento de onda em milissegundos.
float spo2=0;//armazena o spo2 calculado
float as;//amplitude sistólica
float ad;//amplitude diastólica
unsigned long ts;//tempo sistólico
unsigned long td;//tempo diastólico
double temp;//armazena temperatura aferida

//função que remove outliers, aplica o filtro Fir, identifica se a pressão entre a pele e o
sensor MAX30105 está ok, comprimento da onda de pulso, ac, ad, ts, td, Rratio além
de informar se valor é válido ou não.
bool movingAverageFilter(float *irvalue, float *redvalue) {
    if(*irvalue>200000){ //verifica se o sensor está em contato com a pele

        static int index = 0;
        static float sumIR = 0;
        static float sumRed = 0;
        static float sumR = 0;
        static float sumRACRed = 0;
        static float sumRACIR = 0;
        static unsigned long lasttime = millis();
        unsigned long current_time = millis();

        sumIR -= janelaIR[index]; // remove o valor mais antigo da soma total de valores de
Infrared (IR) armazenados na janela de filtro.
        janelaIR[index] = *irvalue; //atribui a janelaIR o novo valor para o ultimo index
        sumIR += *irvalue; //soma o novo valor se integrar a nova média

        sumRed -= janelaRed[index];
        janelaRed[index] = *redvalue;
        sumRed += *redvalue;

        DCmedIR = sumIR / N;
        DCmedRed = sumRed / N;
        ACmedIR = *irvalue - DCmedIR; //calcula a media do sinal AC
        ACmedRed = *redvalue - DCmedRed; //calcula a media do sinal AC

        //verifica se está calibrado para ligar o led (colocar resistor entre 220Ω a 1kΩ)

```

```

if (DCmedRed>DCmedIR-8000 && DCmedRed<DCmedIR-1000){
    digitalWrite(13, HIGH);
}else{
    digitalWrite(13, LOW);
}

//colocando os valore de AC em buffer para calcular a média absoluta
sumRACRed -= RACRed[index];
RACRed[index] = abs(ACmedRed);
sumRACRed += abs(ACmedRed);

sumRACIR -= RACIR[index];
RACIR[index] = abs(ACmedIR);
sumRACIR += abs(ACmedIR);

sumR -= absorptionRatio[index]; // remove o valor mais antigo da soma total de
valores
absorptionRatio[index] = ((sumRACRed/N)/DCmedRed) /
((sumRACIR/N)/DCmedIR); //calcula razão de absorção e atribui o valor mais atual
sumR += absorptionRatio[index];
Rratio = sumR / N; //calcula a média do valor dos últimos 75 valores de razao de
absorcao

iqrIRAC[index] = ACmedIR; // gera o array iqrIRAC
TimeIRAC[index] = current_time; //tempo do array ACmedIR
pulse_wave[index] = ACmedIR*-1; //onda de pulso

memcpy(sortIRAC, iqrIRAC, sizeof(iqrIRAC)); // Copiar o array original para o
array ordenado. necessário incluir a biblioteca #include <cstring>

std::sort(sortIRAC, sortIRAC + N); // Ordenar o array copiado. necessário incluir
biblioteca #include <algorithm>

float Q1 = sortIRAC[(N+2)/4]; //Q1 atribui valor do primeiro quartil
float Q3 = sortIRAC[((N*3 + 2) / 4)]; //Q3 atribui valor do terdceiro quartil

float IQR = Q3 - Q1; // Calcular o IQR

//detecta o periodo entre pulsos
if (iqrIRAC[(index - 1 + N) % N] > 0 && iqrIRAC[index] <= 0) { //index - 1 + N)
% N faz com que seja buscado o último index. se index for 0 ele buscará o 74
    if((current_time-lasttime)<1500 && (current_time-lasttime)>240){ //este intervalo
corresponde a valores entre 40 e 250 bpm
        bps=current_time-lasttime; //calculo de batimento por segundo
    }
}

```

```

    }else{
        lasttime=current_time;
        index = (index + 1) % N; //incrementa o index até o limite de N. quando chega a
N ele reinicia no 0
        return false; //retorna falso para desconsiderar o valor
    }
    lasttime=current_time;
}

//detecta pad e pass

static float vale;
static float dicrota;
static unsigned long start_wave; //inicio da onda
static unsigned long dicrota_time; //inicio da onda

if (pulse_wave[(index - 2 + N) % N] >= pulse_wave[(index - 1 + N) % N] &&
pulse_wave[(index - 1 + N) % N] <= pulse_wave[index]) { //identifica se é o vale da
onda

    vale = pulse_wave[(index - 1 + N) % N]; //valor do vale
    start_wave=TimeIRAC[(index - 1 + N) % N]; //inicio da proxima onda de pulso

    ad=dicrota-vale; //amplitude diastolica = amplitude dicrota - amplitude do vale da
onda de pulso
    td=start_wave-dicrota_time; //tempo da onda diastolica = final da onda - o tempo
que aconteceu a incisura dicrota
}

if( pulse_wave[index] / pulse_wave[(index - 1 + N) % N]<1 && pulse_wave[index]
/ pulse_wave[(index - 1 + N) % N] > 0,85){ //identifica segunda onda ou onda dicrota
    dicrota_time=TimeIRAC[(index - 1 + N) % N];
    dicrota = pulse_wave[(index - 1 + N) % N]; //valor do vale
}

if (pulse_wave[(index - 2 + N) % N] <= pulse_wave[(index - 1 + N) % N] &&
pulse_wave[(index - 1 + N) % N] >= pulse_wave[index]) { //identifica se é o pico da
onda
    as = pulse_wave[(index - 1 + N) % N] - vale; //amplitude sistólica = valor do pico -
vale
    ts = TimeIRAC[(index - 1 + N) % N] - start_wave; //ts = tempo do pico - incio da
onda
}

// Calcular os limites inferior e superior
float lowerBound = Q1 - 1 * IQR;
float upperBound = Q3 + 1 * IQR;

```

```

if (iqrIRAC[index] < lowerBound || iqrIRAC[index] > upperBound) {
  index = (index + 1) % N; //incrementa o index até o limite de N. quando chega a N
ele reinicia no 0
  return false; //retorna falso para desconsiderar o valor
} else {
  index = (index + 1) % N; //incrementa o index até o limite de N. quando chega a N
ele reinicia no 0
  return true; //retorna true para utilizar o valor
}

}else {digitalWrite(13, LOW);} //fim do if detecta pele

temp=mlx.readObjectTempC(); //aferrir a temperatura dentro da função faz com que
lea seja coletada a uma frequencia de 25hz, minimizando o efeito do filtro do sensor

} //fim da função

//instâncias do TwoWire
TwoWire I2Cone = TwoWire(0); // Instância I2C 1
TwoWire I2Ctwo = TwoWire(1); // Instância I2C 2

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Serial.println("Initializing...");

  // Inicializa as portas I2C
  I2Cone.begin(SDA_PIN1, SCL_PIN1, 100000); // Defina a frequência desejada, por
exemplo, 100kHz
  I2Ctwo.begin(SDA_PIN2, SCL_PIN2, 100000);

  // Inicia o sensor MAX30105
  if (!particleSensor.begin(I2Cone, I2C_SPEED_FAST)) {
    Serial.println("MAX30105 not found. Please check wiring/power.");
    while (1);
  }

  // Inicia o sensor MLX90614
  if (!mlx.begin(MLX90614_I2CADDR, &I2Ctwo)) {
    Serial.println("Error connecting to MLX sensor. Check wiring.");
    while (1);
  }

  //altera a emissividade do sensor para 0.98
  mlx.writeEmissivity(new_emissivity);

  // Configura o pino 13 como saída para informar se a pressao entre o sensor e a pele
está boa

```

```

pinMode(13, OUTPUT);

//Setup to sense up to 18 inches, max LED brightness
byte ledBrightness = 60; //Options: 0=Off to 255=50mA Define a intensidade dos
LEDs. assim utilizaremos uma potencia de aproximadamente 5mA
byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32 Define o número de amostras
que serão usadas para calcular a média.
byte ledMode = 2; //Options: 1 = Somente vermelho, 2 = Vermelho +
Infravermelho, 3 = Vermelho + Infravermelho + Verde.
int sampleRate = 100; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200
frequência com que o sensor coleta dados das leituras de luz refletida pelos LEDs.
int tled = 5000; //Options: 69, 118, 215, 411 tempo que o LED permanece ligado em
us
int adcRange = 4096; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384 Define a quantidade de
nívis do sinal digital.
particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate, tled,
adcRange); //Configure sensor with these settings
//particleSensor.enableFIFORollover(); //Quando o buffer FIFO fica cheio, as novas
amostras substituirão as amostras mais antigas. não precisando do interrupt
particleSensor.enableAFULL(); //Enable the almost full interrupt (default is 32
samples)
particleSensor.setFIFOAlmostFull(5); //O valor passado como argumento deve ser
um número entre 0 e 32, ele é o número de slots vazios até buffer ser considerado
cheio.
//particleSensor.enableDIETEMPRDY(); //Enable the temp ready interrupt. This is
required.

// Conecta-se ao Wi-Fi
WiFi.begin(ssid, password);
while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
  delay(1000);
  Serial.println("Connecting to WiFi...");
}
Serial.println("Connected to WiFi");
Serial.print("IP Address: ");
Serial.println(WiFi.localIP().toString());

// Configurar o nome de host e o mDNS
if (!MDNS.begin("vitalsigns")) { //para acessar basta colocar em qualquer browser da
mesma rede local.vitalsigns
  Serial.println("Falha ao configurar o mDNS");
} else {
  Serial.println("mDNS configurado com sucesso");
}

// Configura a rota do servidor web para retornar as leituras dos sensores
server.on("/", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request) {
  String readings = getReadings();
  request->send(200, "text/plain", readings);
});
server.begin();

```

```

startTime = millis();

} //fim do setup

// Retorna as leituras dos sensores como uma string
String getReadings() { //estes dados serão encaminhados para o webservice quando
houver requisição
// Monta a string com as leituras dos sensores
String result = "Temperature: " + String(temp) + " °C\n";
result += "BPM: " + String(60000/bps) + "\n";
result += "SpO2: " + String(109-25*Rratio) + "%\n";
result += "Estimated Systolic Pressure: " + String(4.138 + 0.03895*as + 0.0031*ts)
+ " mmHg\n";
result += "Estimated Diastolic Pressure: " + String(0.0445 + 0.0457*ad+ 1.779*td)
+ " mmHg\n";

return result;
}

void loop()
{
particleSensor.check(); //Check the sensor, read up to 3 samples

while (particleSensor.available()) //do we have new data?
{
samplesTaken++;

irvalue = particleSensor.getFIFOIR();
redvalue = particleSensor.getFIFORed();

if (!movingAverageFilter(&irvalue,&redvalue)){
//informar ao servidor que o dado é incoerente

}
particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move to next
sample
}
}
}

```

9 ANEXO II – CÓDIGO PARA DETERMINAR CONSTANTES

Código em python utilizado para definir constantes de equação linear múltipla para aferir a pressão arterial sistólica e diastólica.

```
import numpy as np

# Insira os dados considerando que todos os arrays devem ter o mesmo tamanho
AS = np.array([2149.39, ...]) # Inserir dados da amplitude sistólica
TS = np.array([240, ...]) # Inserir dados do tempo sistólico
AD = np.array([186.77, ...]) # Inserir dados da amplitude diastólica
TD = np.array([40,...]) # Inserir dados do tempo diastólico

PAS = np.array([115,...]) # Inserir dados do esfigmomanômetro
PAD = np.array([83,...]) # Inserir dados do esfigmomanômetro

# Organize seus dados em matrizes
X_PAS = np.column_stack((np.ones(AS.shape[0]), AS, TS)) # incluímos o termo
constante para o offset
X_PAD = np.column_stack((np.ones(AD.shape[0]), AD, TD)) # incluímos o termo
constante para o offset

# Calcule a regressão linear
a1, b1, c1 = np.linalg.lstsq(X_PAS, PAS, rcond=None)[0]
a2, b2, c2 = np.linalg.lstsq(X_PAD, PAD, rcond=None)[0]

print(f'a1 = {a1}, b1 = {b1}, c1 = {c1}') #imprime os valores de a1 , b1 e c1
print(f'a2 = {a2}, b2 = {b2}, c2 = {c2}') #imprime os valores de a2 , b2 e c2
```