


unesp  UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

Campus de Ilha Solteira - SP

ANA FLÁVIA MATOS COUTO

Sistema de Monitoramento de Parâmetros Fisiológicos e Ambientais Utilizando Rede *Mesh*

Ilha Solteira – SP

2021



ANA FLÁVIA MATOS COUTO

Sistema de Monitoramento de Parâmetros Fisiológicos e Ambientais Utilizando Rede *Mesh*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia do Campus de Ilha Solteira – UNESP como requisito para a obtenção do título de Mestre.

Área de conhecimento: Automação.

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

Ilha Solteira

2021



FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

C871s Couto, Ana Flávia Matos.
Sistema de monitoramento de parâmetros fisiológicos e ambientais utilizando Rede Mesh / Ana Flávia Matos Couto. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2021
71 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2021

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. Rede Mesh. 2. IoT. 3. ESP32. 4. Monitoramento. 5. Saúde. 6. Sinais biomédicos.


Raiane da Silva Santos

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Sistema de Monitoramento de Parâmetros Fisiológicos e Ambientais Utilizando Rede Mesh

AUTORA: ANA FLÁVIA MATOS COUTO

ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:

A. A. Carvalho

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES (Participação Virtual)
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP

Prof. Dr. TONY INÁCIO DA SILVA (Participação Virtual)
Área de Eletroeletrônica / Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso - IFMT

Ilha Solteira, 09 de setembro de 2021

*“Cominciate col fare ciò che è necessario,
poi ciò che è possibile. E all’improvviso
vi sorprenderete a fare l’impossibile”*

(San Francesco d’Assisi)

Dedico esse trabalho as vítimas da Covid-19,
e a todos que nesse momento de dificuldade
continuam mantendo a fé e a esperança.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ser meu conforto, por ter me mantido firme até aqui, e por nos momentos de angústia e aflição ter sido meu refúgio, minha fonte de força para superar todos os desafios ao longo desta dissertação.

Aos meus pais de sangue e de criação Marisa e Gilmar, Hélio Henrique e Ana, meus irmãos Regiane, Ana Cláudia, Bruno e Mariana, agradeço pela amizade, por não pouparem esforços para que eu chegasse até aqui, por verem potencial em mim e por compreenderem a minha ausência. Agradeço também a minha tia Marília por todo o carinho. Meus avós por nunca me deixarem esquecer o quanto sente orgulho de mim. E minha sobrinha Elis, um encanto de criança, que sinto muita falta de não está por perto acompanhando seu crescimento. E as minhas amigas Jacquelyne e Valéria, agradeço pela amizade, e mesmo com a distância a amizade permanece.

Um agradecimento especial ao meu namorado Dilson Junior, pelo seu carinho e dedicação, por ter se mantido presente nesses meses mais difíceis de “mestrado e pandemia”, pelo apoio nos momentos em que pensei em desistir. Sou grata por comemorar cada conquista minha, por ter me acolhido juntamente com sua família, para que eu não me sentisse sozinha e principalmente por ter me aproximado mais de Deus.

Agradeço imensamente meu orientador, Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela oportunidade de ser sua orientanda, pelo desafio de trabalhar com um tema totalmente novo para mim, e se tratar de algo tão relevante e por todo aprendizado adquirido. Agradeço também o Professor Dr. Marcelo Sanches, pela grande contribuição durante a construção desse trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB), agradeço por terem me recebido e acolhido, pela troca de conhecimento e lamento termos perdido a convivência diária nesse último ano de pandemia, sinto que perdi muitas experiências.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

RESUMO

A microeletrônica e as redes de sensores sem fio (RSSF) têm sido amplamente utilizadas na área médica. Pode-se citar, como exemplo, o desenvolvimento de dispositivos portáteis para o monitoramento de sinais fisiológicos como a frequência cardíaca, a temperatura corporal, a saturação arterial de oxigênio no sangue (SaO₂), a pressão arterial, entre outros. As RSSFs também podem ser aplicadas no monitoramento de parâmetros ambientais. O trabalho teve como objetivo a implementação de um dispositivo para o monitoramento sem fio de parâmetros fisiológicos e ambientais utilizando rede *mesh*, com conexão WiFi. O dispositivo portátil foi construído com três módulos de microcontroladores ESP32, um sensor de biossinais MAX30100 e um sensor barométrico BME280. Uma rede *mesh* foi implementada utilizando os três microcontroladores ESP32. O dispositivo foi utilizado para monitorar a frequência cardíaca e a saturação arterial de oxigênio no sangue (SaO₂) de um voluntário, e para monitorar parâmetros ambientais de temperatura e pressão atmosférica. Os parâmetros fisiológicos e ambientais foram também medidos com instrumentos comerciais, que foram usados como referência. As acurácias do dispositivo implementado foram as seguintes: frequência cardíaca: 96,9%; SaO₂: 98,2%; temperatura ambiente: 99,8% e pressão atmosférica: 99,9%.

Palavras-chave: rede *mesh*; IoT; ESP32; monitoramento; saúde; sinais biomédicos; fatores ambientes.

ABSTRACT

The microelectronics and wireless sensor networks (WSN) have been widely used in the medical field. One can mention, as an example, the development of portable devices for monitoring physiological signals such as heart rate, body temperature, arterial blood oxygen saturation (SaO₂), blood pressure, among others. WSNs can also be applied to monitoring environmental parameters, which are also related to health. The work aimed the implementation of a device for wireless monitoring of physiological and environmental parameters using a mesh network, with WiFi connection. The portable device was built with three ESP32 microcontroller modules, a MAX30100 biosignal sensor and a BME280 barometric sensor. A mesh network was implemented using the three ESP32 microcontrollers. The device was used to monitor the heart rate and arterial blood oxygen saturation (SaO₂) of a volunteer, and to monitor environmental parameters of temperature and atmospheric pressure. Physiological and environmental parameters were also measured with commercial instruments, which were used as a reference. The accuracies of the implemented device were as follows: heart rate: 96.9%; SaO₂: 98.2%; room temperature: 99.8% and atmospheric pressure: 99.9%.

Keywords: mesh network; IoT; ESP32; monitoring; health; biomedical signs; climatic factors.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Relação estresse térmico e mortalidade.....	26
Tabela 2: Comparativo entre os microcontroladores ESP32, ESP8266 e Arduino Uno.	45
Tabela 3: Medidas de Frequência Cardíaca e Oximetria (SpO2) obtidas com o instrumento ANU OX-06 e com sensor BME280.....	59
Tabela 4: Medidas de temperatura ambiente e pressão atmosférica obtidas com os instrumentos CAMPBELL, modelo CS215-L14, VAISALA, modelo CS109 e com o nosso dispositivo, utilizando o sensor BME280.....	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Estrutura do coração e fluxo sanguíneo.....	19
Figura 2: Variação na atenuação da luz por tecido.....	21
Figura 3: Fotopletismografia transmissiva (a) e reflexiva (b).....	22
Figura 4: Rede de Sensores Sem Fio.....	28
Figura 5: Arquitetura <i>Mesh</i> - Infrastructure/backbone.....	30
Figura 6: Arquitetura <i>Mesh</i> - cliente.....	31
Figura 7: Arquitetura <i>Mesh</i> - Híbrida.....	31
Figura 8: Arquitetura tradicional de rede <i>WiFi</i>	32
Figura 9: Arquitetura de rede ESP-WIFI-MESH.....	33
Figura 10: Topologia de árvore ESP-WIFI-MESH.....	34
Figura 11: Tipos de nó ESP-WIFI-MESH.....	35
Figura 12: Comunicação Serial Síncrona e Assíncrona.....	37
Figura 13: Comunicação Serial Síncrona e Assíncrona.....	37
Figura 14: Descrição das GPIOs do ESP32.....	38
Figura 15: Sensor MAX30100.....	39
Figura 16: Sensor BME280.....	40
Figura 17: Credenciais da rede <i>Mesh</i>	47
Figura 18: Teste Inicial da rede <i>Mesh</i>	48
Figura 19: Credenciais da rede <i>Mesh</i>	49
Figura 20: Agendador de tarefas da rede.....	50
Figura 21: Comando TaskSendMessage.....	50
Figura 22: Envio de dados.....	50
Figura 23: Retorno de ID e mensagem.....	51
Figura 24: Conexão de novos nós.....	51
Figura 25: Reconexão de nós.....	51
Figura 26: Sincronismo da rede.....	52
Figura 27: Função de inicialização da rede.....	52
Figura 28: Função laço de repetição da rede.....	53
Figura 29: Esquemático de ligação do sensor MAX30100.....	54
Figura 30: Esquemático de ligação do sensor BME280.....	54
Figura 31: Módulo de FC e SpO ² implementado.....	55

Figura 32: Oxímetro comercial modelo OX-06.....	56
Figura 33: Resposta do Sensor de frequência cardíaca e SpO2.....	58
Figura 34: Leituras de FC e SpO2 realizadas com um oxímetro comercial.....	58
Figura 35: Resposta das variáveis temperatura e pressão.....	61
Figura 36: Resposta para os nós sensores em ambientes diferentes.....	64

LISTA DE SIGLAS

AC	<i>Alternating Current</i>
AD	Átrio Direito
AE	Átrio Esquerdo
AP	<i>Access Point</i>
BPM	Batimentos Por Minuto
BSN	<i>Body Sensor Network</i>
CL	<i>Cross-Layer</i>
DC	<i>Direct Current</i>
FC	Frequência Cardíaca
GUI	<i>Graphical User Interface</i>
HL7	<i>Health Level 7</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
I²C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IoT	<i>Internet of Things</i>
JSON	<i>JavaScript Object Notation</i>
LED	<i>Light Emitter Diode</i>
LPMA	<i>Link Prediction Multipath Routing Algorithm</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
PD	<i>Photodetector</i>
PPG	<i>Photoplethysmography</i>
PS	<i>Personal Server</i>
QoS	<i>Quality of Service</i>
RSCH	Redes de Sensores para Corpo Humano
RSSF	Redes de Sensores Sem Fio
SCL	<i>Serial Clock</i>
SDA	Serial Data
SpO₂	porcentagem de saturação de oxigênio
sps	<i>samples per second</i>
SO₂	Saturação de Oxigênio
TCP	Transmission Control Protocol
VD	Ventrículo Direito

VE Ventrículo Esquedo
WBAN *Wireless Body Sensor Network*
WiFi *Wireless Fidelity*
WLAN *Wireless Local-Area Network*
WMNs *Wireless Mesh Networks*
WSN *Wireless Sensor Networks*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Contextualização	15
1.2	Objetivos	16
1.3	Organização da Dissertação	17
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	18
2.1	Sistema Cardiovascular	18
2.1.1	<i>Fisiologia do Coração</i>	18
2.1.2	<i>Ciclo Cardíaco</i>	19
2.1.3	<i>Princípio da fotopletismografia</i>	20
2.1.4	<i>Lei de Beer-Lambert</i>	23
2.1.5	<i>Cálculo Frequência Cardíaca</i>	24
2.1.6	<i>Cálculo Oxigenação Sanguínea</i>	25
2.2	Variações Ambientais e Comportamento Fisiológico	25
2.3	Redes De Sensores Sem Fio	26
2.4	Rede <i>Mesh</i>	29
2.4.1	<i>Arquitetura da Rede Mesh</i>	30
2.5	ESP-WiFi-Mesh	32
2.5.1	<i>Hierarquia dos nós</i>	34
2.6	Comunicação Serial	36
2.7	Ambiente de Desenvolvimento Integrado	37
2.8	Dispositivo ESP32	38
2.9	Sensor MAX30100	39
2.10	Sensor BME280	39
2.11	Ambiente de Desenvolvimento - Arduino IDE	40

3	REVISÃO DA LITERATURA	41
3.1	Estado da Arte	41
4	MATERIAIS E METÓDOS	45
4.1	Microcontrolador ESP32	45
4.1.1	<i>Módulo de Monitoramento Biomédico</i>	46
4.1.2	<i>Módulo de Monitoramento Ambiental</i>	46
4.2	Biblioteca <i>painlessMesh</i>	46
4.2.1	<i>Credenciais da rede Mesh</i>	49
4.2.2	<i>PainlessMesh e Scheduler</i>	49
4.2.3	<i>TaskSendMessage</i>	50
4.2.4	<i>Função sendMessage</i>	50
4.2.5	<i>Funções de retorno de chamada da rede</i>	51
4.2.6	<i>Função de inicialização da rede</i>	52
4.2.7	<i>Função laço de repetição da rede</i>	52
4.3	Implementação dos Nós	53
4.4	Medições e Testes com o Dispositivo	57
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
5.1	Resposta do Dispositivo LIEB com o Sensor MAX30100	58
5.2	Resposta do Dispositivo LIEB com o Sensor BME280	61
5.3	Resultados do Funcionamento da Rede <i>Mesh</i>	64
6	CONCLUSÃO	65
6.1	Perspectivas para Trabalhos Futuros	65
	REFERÊNCIAS	66

1 INTRODUÇÃO

Nesse capítulo serão abordados assuntos relacionados ao desenvolvimento dessa dissertação, como a contextualização, introduzindo conceitos, apresentando os objetivos, justificativas e organização do trabalho.

1.1 Contextualização

Tem havido uma grande preocupação com a saúde e a qualidade de vida dos indivíduos. Detectar doenças em seus estágios iniciais contribui para aumentar as possibilidades de sucesso do tratamento do paciente.

A evolução da tecnologia tem auxiliado nesse aspecto, em relação ao monitoramento da saúde, detecção de doenças e no controle de ambientes, uma vez que tornou-se possível através do estudo e aplicação do uso de sensores, monitorar fatores ambientais como temperatura, umidade, pressão atmosférica, ruído, luminosidade, qualidade e velocidade do ar, radiação, entre outros (PANDOLFI, 2019) fatores que, como afirmam alguns estudiosos, possuem influência direta sobre a saúde humana (PITTON; DOMINGOS, 2004; KESTENS *et. al.*, 2016).

Diversos trabalhos científicos relacionam fatores climáticos a problemas de saúde. Valores de temperatura e umidade fora dos limites adequados para o corpo humano ou variações abruptas das mesmas podem induzir a manifestação de sintomas como dores de cabeça, arritmias cardíacas, inchaço dos membros inferiores, piora de problemas respiratórios, irritações nos olhos, entre outros (ALMEIDA FILHO; OLIVEIRA; COSTA, 2018). A exposição a temperaturas extremas é de grande risco, pois provoca pressão nos sistemas cardiovascular, respiratório e cerebrovascular. Devido a fatores como pressão arterial, viscosidade do sangue e a frequência cardíaca que se alteram com a variação de temperatura (KEATINGE *et al.*, 1984).

Alguns estudos investigam os efeitos na saúde de indivíduos que são expostos a variações de temperatura no ambiente de trabalho, como exemplo a exposição ao frio em câmaras frigoríficas como em Takeda, Moro e Guths (2019), ou na exposição a calor elevado na indústria cerâmica como em Rodrigues (2015).

Os sensores possibilitam também monitorar sinais vitais, como pressão arterial, frequência cardíaca, temperatura corporal, oxigenação sanguínea, respiração, entre

outros biossinais, que são esses, indicadores do estado de saúde dos indivíduos (MURTA *et al*, 2009). Segundo dados divulgados pela Organização Mundial da Saúde (OMS), a doença cardíaca é a principal causa de morte em todo o mundo, representando 16% das causas totais. O número de mortes por doenças cardíacas aumentou de 2 milhões no ano 2000 para quase 9 milhões por ano em 2019 (NAÇÕES UNIDAS BRASIL, 2020). Assim percebe-se a importância do monitoramento de biossinais para o acompanhamento de determinadas doenças como é o caso de doenças cardíacas.

Nesse contexto a aplicação de Internet das Coisas (no inglês, *Internet of Things* - IoT) tem auxiliado no quesito de monitoramento desses biossinais, através de avanços nas áreas como da microeletrônica, comunicação, sensores e de sistemas embarcados. A IoT vem recebendo bastante atenção no meio acadêmico e industrial, devido a capacidade de desenvolver uma Rede de Sensores Sem Fio (RSSF) (no inglês *Wireless Sensor Networks* - WSN), que mensure, controle e armazene dados com potencial de uso nas mais diversas áreas de aplicações, como na saúde, cidades inteligentes, casas inteligentes, etc. (SANTOS, 2016).

As tecnologias de RSSF podem ser empregadas em controle de ambientes e em sistemas de monitoramento da saúde, tornando-a aliada principalmente no momento que o mundo vem enfrentando, com relação a covid-19, podendo conter em certos casos o risco de contaminação ao evitar idas desnecessárias aos hospitais, reservando-as a casos de extrema necessidade.

Assim sendo, neste trabalho propõe-se implementar um sistema de monitoramento com sensores sem fio, e utilizando rede *mesh*, com o objetivo de efetuar o monitoramento de biossinais como a frequência cardíaca e o nível de oxigenação sanguínea, e de grandezas ambientais como a temperatura e a pressão atmosférica.

1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho foi implementar um sistema com sensores sem fio visando efetuar o monitoramento da frequência cardíaca, do nível de oxigenação sanguínea, da temperatura ambiente e da pressão atmosférica.

1.3 Organização da Dissertação

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO - Neste capítulo foram apresentadas as motivações que levaram à escolha do tema e o objetivo do trabalho;

CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS - É apresentado um embasamento teórico com conceitos e definições importantes para esse trabalho. O objetivo desse capítulo é dar suporte ao leitor em relação ao estado atual da arte e a complexidade do tema tratado nesta dissertação;

CAPÍTULO 3: REVISÃO DE LITERATURA - Neste capítulo são apresentados estudos já realizados na área que abordam o monitoramento de sinais fisiológicos através de rede de sensores sem fio;

CAPÍTULO 4: MATERIAIS E MÉTODOS - Descreve-se a metodologia e os materiais utilizados neste trabalho;

CAPÍTULO 5: RESULTADOS E DISCUSSÃO - São apresentados os resultados das medições efetuadas com o dispositivo e se faz a discussão das medidas;

CAPÍTULO 5: CONCLUSÃO - São apresentadas as principais conclusões do trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo serão abordados conceitos importantes para o entendimento deste trabalho.

2.1 Sistema Cardiovascular

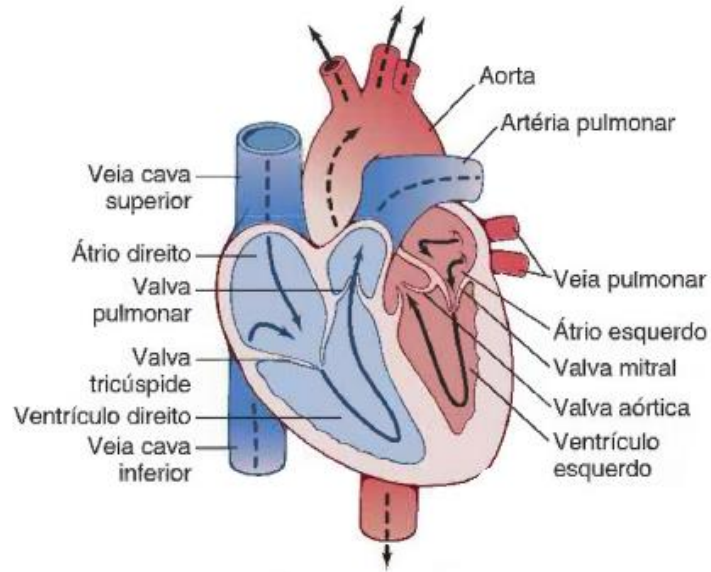
O sistema cardiovascular é formado por vasos sanguíneos, artérias, capilares, veias e coração. É responsável pela circulação do sangue, que transporta oxigênio (O_2) e nutrientes para todo o corpo, e remove gás carbônico (CO_2) (SILVA, 2004; SILVA; BENETTI; FRANÇA, 2019).

2.1.1 Fisiologia do Coração

Localizado a esquerda no mediastino médio na cavidade torácica, o coração é o órgão responsável por bombear o sangue para o corpo. É dividido em quatro cavidades, os átrios e os ventrículos, como mostrado na Figura 1. Os átrios recebem o sangue que flui das veias (GUYTON; HALL, 2011). O lado direito do coração formado pelo Átrio Direito (AD) e Ventrículo Direito (VD) bombeiam sangue para os pulmões e o lado esquerdo composto pelo Átrio Esquerdo (AE) e Ventrículo Esquerdo (VE) bombeia sangue para o restante do corpo (GUYTON, 1988).

Os átrios fazem o papel de reservatórios de sangue venoso, possuindo leve ação de bombeamento para o ventrículo. Os ventrículos são câmaras de impulso de sangue à circulação pulmonar do VD e sistêmica de VE (NETO, 2004).

Figura 1: Estrutura do coração e fluxo sanguíneo



Fonte: Adaptado de (GUYTON; HALL, 2011).

2.1.2 Ciclo Cardíaco

O ciclo cardíaco corresponde ao período do início de um batimento cardíaco até o próximo batimento, o período em que está descontraído é chamado diástole, em que o coração se enche de sangue, seguido pelo período de contração, conhecido como sístole (GUYTON; HALL, 2011).

Sendo assim o ciclo cardíaco é a variação sanguínea ou pulsação, também denominado Frequência Cardíaca (FC), pode ser observada e mensurada em batimentos por minuto (bpm). Para uma frequência cardíaca de 72 bpm, a duração do ciclo cardíaco é de $1/72$ bpm aproximadamente 0,0139 minuto por batimento. (GUYTON; HALL, 2011; AMABIS; MARTHO, 2006).

De acordo com a literatura a FC de um indivíduo em estado normal pode ser definida por meio de métodos matemáticos. A fórmula de Karvonen, equação

matemática que determina a frequência cardíaca é apresentada a seguir em (1) e (2) (SOMANATHAN; KHALIL, 2010).

$$\text{HRmax (masculino)} = 220 - \text{Idade} \quad (1)$$

$$\text{HRmax (feminino)} = 226 - \text{Idade} \quad (2)$$

É possível fazer a leitura da frequência cardíaca de diferentes formas, uma delas é através do fluxo sanguíneo, que pode ser determinada facilmente usando um monitor de frequência de pulsação (CHOI; ZHANG; KO, 2013).

Alguns sensores de aferição de frequência cardíaca se baseiam na fotopletismografia (no inglês *Photoplethysmography* - PPG). O princípio de funcionamento desse tipo de dispositivo é a detecção óptica da variação do fluxo sanguíneo na base microvascular do tecido, através da óptica. O sensor compreende em uma fonte de luz e um detector, com Diodos Emissores de Luz (no inglês *Light Emitting Diode* - LEDs), vermelho e infravermelho (IR) usualmente utilizados como fonte de luz, que monitoram mudanças na intensidade da luz por meio de reflexão ou transmissão através do tecido. Alterações na intensidade da luz estão associadas a pequenas variações na perfusão sanguínea do tecido e fornecem informações sobre o sistema cardiovascular, em particular, a pulsação (TAMURA *et al.*, 2014; GOLDBERG, 2008; LEAL, 2019).

2.1.3 Princípio da fotopletismografia

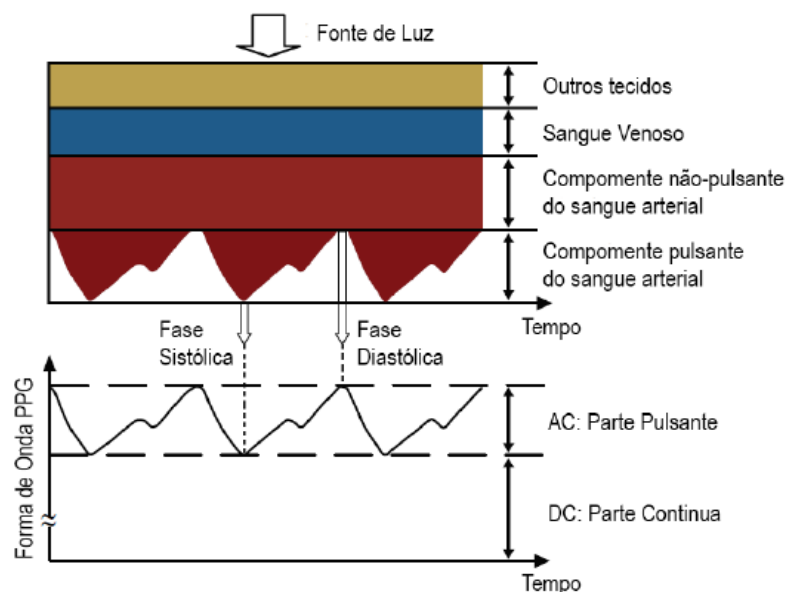
A fotopletismografia é uma técnica não-invasiva que realiza a detecção óptica das alterações do volume e do fluxo sanguíneo no leito microvascular do tecido (TAMURA *et al.*, 2014). A concepção moderna de fotopletismografia iniciou-se no começo da década de 80 com Yoshiya, Shimada e Tanaka (1980), o princípio é medir a frequência cardíaca e a saturação de oxigênio do sangue arterial, através da análise

da mudança na densidade óptica da luz transmitida pela extremidade do dedo, ou seja, mudança da intensidade da luz (YOSHIYA; SHIMADA; TANAKA, 1980; TAMURA *et al.*, 2014).

A onda fotopleletismográfica demonstra as mudanças na atenuação sofrida pela energia luminosa, no momento em que é transmitida ou refletida nos tecidos e corrente sanguíneos (MOYLE, 2002). A forma de onda fotopleletismográfica é apresentada na Figura 2, possui componentes de corrente contínua (do inglês *Direct Current* - DC) e corrente alternada (no inglês *Alternating Current* - AC) (TAMURA *et al.*, 2014).

A componente DC da onda PPG representa o sinal óptico transmitido ou refletido, esse sinal depende da estrutura do tecido e do volume de sangue arterial e venoso. A componente DC se altera de acordo com a respiração e a componente AC se modifica com alteração de volume sanguíneo que ocorrem durante o período sistólico e diastólico do ciclo cardíaco. A frequência fundamental da componente AC resulta da frequência cardíaca e é sobreposta a componente DC (TAMURA *et al.*, 2014).

Figura 2: Variação na atenuação da luz por tecido.

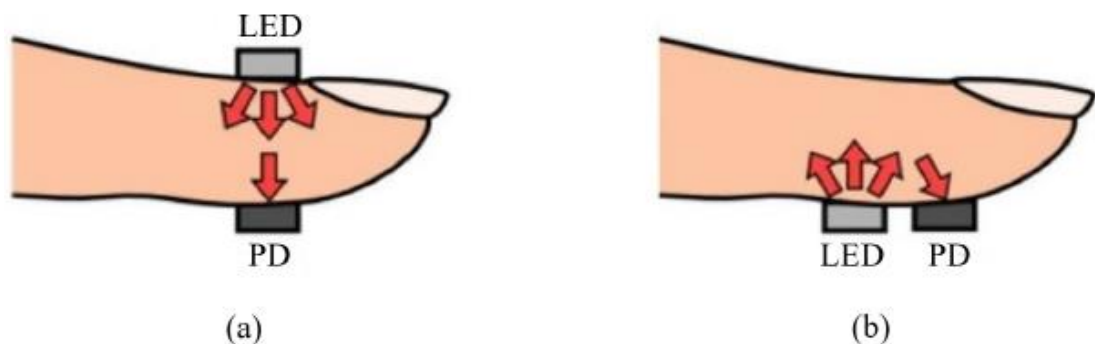


Fonte: Adaptado de (TAMURA *et al.*, 2014).

A PPG consiste em uma fonte de luz monocromática e um detector fotossensível. Os LEDs vermelhos (faixa de 600 - 750 nm) e infravermelhos (faixa 850-1000 nm), são aplicados sobre um tecido. Os componentes possuem diferentes níveis de absorção de luz, variação de absorção entre o sangue arterial e o sangue venoso, proporcionando o monitoramento da FC e medidor de Saturação periférica da porcentagem de saturação de oxigênio (SpO₂) (ALMEIDA FILHO; OLIVEIRA; COSTA, 2018).

Conforme Moyle (2002) e Tamura *et al.* (2014), os dispositivos opto-eletrônicos na PPG vestível possui dois modos, a PPG transmissiva e reflexiva, conforme apresentado na Figura 3. Na PPG transmissiva, os dispositivos opto-eletrônicos um LED e fotodetector (no inglês *photodetector* - PD) são posicionados opostos a extremidade a ser medida. A luz monocromática transmitida pelos tecidos é detectada pelo PD que está oposto ao LED (emissor). Na PPG reflexiva, o PD se encontra ao lado do LED, que retém os fótons provenientes do meio interno por reflexão.

Figura 3: Fotopletismografia transmissiva (a) e reflexiva (b).



Fonte: Adaptado de (TAMURA *et al.*, 2014).

Nas duas configurações, a luz que alcança os tecidos e o sangue é parcialmente absorvida, refletida e transmitida atingindo o PD. A componente que chega ao PD

apresenta variações de amplitude relacionadas às variações de volume do meio interno provocado pela circulação arterial e venosa (MOYLE, 2002; TAMURA *et al.*, 2014).

Os locais de medições são limitados, para se realizar uma aferição eficiente, o sensor deve estar posicionado no corpo de forma que a luz transmitida possa ser detectada, como extremidade do dedo, septo nasal, bochecha, língua ou lóbulo da orelha. No septo nasal, bochecha ou língua só são eficazes sob anestesia. São priorizados monitoramento na orelha e dedo, entretanto, esses locais possuem pulsação limitada e estão sujeitas a fatores ambientais externos (TAMURA *et al.*, 2014).

A configuração reflexiva é afetada por artefatos de movimento e distúrbios de pressão. Qualquer movimento, pode distorcer o sinal PPG e reduzir a precisão da medição dos bio-sinais. Perturbações de pressão atuando no sensor, como a força de contato entre o PPG e o local de medição, podem deformar a geometria arterial pela compressão. De forma que no sinal PPG refletido, a amplitude AC pode ser influenciada pela pressão exercida na pele (TAMURA *et al.*, 2014).

2.1.4 Lei de Beer-Lambert

A lei de Beer-Lambert baseia-se na propriedade de que a soma da luz transmitida e absorvida sejam iguais à luz incidente. Não leva em consideração os processos físicos, em particular a reflexão ou na difusão da luz. Se a luz incidente monocromática, de intensidade I_0 entra ao meio, uma parte desta luz é transmitida através do meio enquanto a outra parte é absorvida. (WEBSTER, 1997; ROSERO, 2012; NEVES, 2015). A intensidade I de luz percorrida através do meio decresce exponencialmente com a distância, em 3.

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha l} \quad (3)$$

$$\alpha = \epsilon(\lambda)c \quad (4)$$

- I_1 = Intensidade da luz transmitida emergindo do meio (W/m^2);
- I_0 = Intensidade da luz incidente (W/m^2);
- α = Coeficiente de extinção de determinado feixe luminoso (cm^{-1});
- l = Distância percorrida pela luz no meio, dado em metros (m);
- c = Concentração da substância no meio ($\frac{mmol}{litro}$);
- $\epsilon(\lambda)$ = Variável de extinção de determinado feixe luminoso.

A equação de espectrofotometria relaciona a absorção da luz por uma substância específica e pela distância percorrida por determinado feixe luminoso através do corpo.

2.1.5 Cálculo Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca pode ser calculada através do número de amostras por batimento. Supondo uma frequência de amostragem de 500 amostras por segundo (no inglês *samples per second* - sps) (ROSETO, 2012, apud CHAN, 2005). Assim, os batimentos por minuto do coração podem ser determinados pela equação 5:

$$BPM = \frac{500 \times 60}{\frac{\text{Conteúdo de amostras}}{\text{Batimentos}}} \quad (5)$$

Supondo uma FC de 60 BPM, temos:

$$60 \frac{B}{M} = 60 \times \frac{1B}{60s} = 1 \frac{B}{s} = 1 BPS \quad (6)$$

Aplicando (6) em (5), em 3 segundos temos 1500 sps, teríamos (7):

$$BPM = \frac{\frac{500sps \times 60}{1M}}{\frac{1500sps}{3}} = 60 BPM \quad (7)$$

2.1.6 Cálculo Oxigenação Sanguínea

Os oxímetros de pulso comerciais realizam o cálculo de SpO2 funcional. A saturação de oxigênio é determinada em (8), sendo o resultado do quociente da quantidade de hemoglobina oxigenada (HbO₂) dividido pela soma de oxihemoglobina e desoxihemoglobina (Hb).

$$SpO2 \text{ Funcional} = \frac{HbO_2}{Hb+HbO_2} \times 100\% \quad (8)$$

2.2 Variações Ambientais e Comportamento Fisiológico

Vários estudos abordam a influência de fatores ambientais a saúde humana, segundo Ferreira (2003), as relações entre o clima e a saúde é uma área em que ainda há muito a ser pesquisado, em relação a melhoria da qualidade de vida da população (FERREIRA, 2003).

O ser humano é homeotérmico, regula a temperatura do corpo entre 36 e 37°C, esse processo termorregulador é controlado pelo hipotálamo, que atua como um termostato fisiológico, dissipa o calor pelas terminações nervosas do corpo e usa o sangue para equilibrar o calor do corpo. Para valores abaixo de 36°C, entra em estado hipotérmico e são acionados mecanismos de controle a curto prazo, como a vasoconstrição, tremores, arrepios, aumento da taxa metabólica, na tentativa de elevar a temperatura corporal. A longo prazo, aumenta o depósito de gordura, formação de camada subcutânea de gordura, entre outros mecanismos. Para valores acima de 37°C o caso entra em estado de hipertermia, tem-se o suor, a vasodilatação e respostas de longo prazo. Portanto, o conforto se dá quando nenhum destes mecanismos foi acionado, gerando um estado de neutralidade (SETTE; RIBEIRO, 2011, PAGNOSSIN; BURIOL; GRACIOLLI, 2001).

Segundo Mendonça (2000), os fatores como calor ou frio intenso estão associados a elevação dos índices de mortalidade por problemas cardiovasculares, cerebrovasculares e respiratórias. Mendonça (2003) descreve o crescimento da taxa de mortalidade no verão em decorrência da elevação de problemas cardiovasculares, cerebrovasculares, respiratórios, metabólicos, psíquicos e problemas referentes aos

mecanismos termorreguladores do organismo. Alguns pesquisadores consideram a relação de estresse térmico e mortalidade, a Tabela 1 exemplifica essa relação.

Tabela 1: Relação estresse térmico e mortalidade.

Conforto Térmico	Doenças Respiratórias	Doenças Cardiovasculares – acima de 65 anos
Abaixo (↑ 1% - 1C°)	↓ 4% - ↓ 1C°	Cond. Frias (↓ 4% - ↑ 1C°)
Acima (↑ 1,4% - 1C°)	↑ 10,4% - ↑ 1C°	Cond. Quentes (↑ 1,6% - ↑ 1C°)

Fonte: Da autora.

O clima pode interferir na saúde em dois extremos, de forma negativa, pois em seus limites de temperatura e umidade, intensificam a debilidade do organismo no combate às enfermidades, acentuando processos inflamatórios e estabelecendo condições propícias para o desenvolvimento dos transmissores de doenças contagiosas. E atua de forma positiva em ambientes com temperatura, umidade e radiação moderadas tornam-se condições terapêuticos à saúde (AYOADE, 1994).

Em Ferreira (2003) é abordado sobre a influência da pressão atmosférica na saúde, a baixa pressão no córtex pré-frontal pode causar fadiga, desconforto e letargia. A diminuição do conteúdo de oxigênio no ar e os distúrbios de altitude devido a mudanças na pressão atmosférica causam desequilíbrios. (FERREIRA, 2003).

Considerando essas questões, as aplicações de monitoramento ambiental relacionadas à saúde buscam uma variedade de fins, clima do ambiente hospitalar, da qualidade do ar dentro e fora de *smart homes*, de hábitos e humor para detecção de situações de risco e potenciais enfermidades, entre diversos outros. (SANTOS *et al.*, 2021).

2.3 Redes De Sensores Sem Fio

Segundo Silva (2013) o desenvolvimento tecnológico na área de sensores possibilitou a aplicação de sensores sem fio e o monitoramento remoto. Há uma grande variedade de sensores para aplicações no controle de iluminação, detecção

de movimento, aceleração, localização, posicionamento, proximidade, toque, interação com o usuário, temperatura, umidade, pressão do ar, peso, sinais biológicos, radares, entre outros (SILVA, 2013).

A tecnologia de RSSF é constituída por dispositivos sem fios chamados de “nós” distribuídos conforme a aplicação (SENE JR, 2009). As RSSF necessitam de técnicas para tratamento de falhas, devem se adequar a diferentes condições ambientais e possuir uma confiável fonte de alimentação de modo a evitar a interrupção do funcionamento da rede. Exemplificando, a substituição ou a recarga das baterias é inviável em certas ocasiões em relação ao tempo devido à grande quantidade de sensores ou nós e seu difícil acesso. É importante que a RSSF tenha a capacidade de aumento gradativo, anexando novos nós sensores e/ou novas funcionalidades (*extensibility*), ou pelo crescimento do volume da informação (*scalability*). Sem interrupção e garantindo um bom funcionamento da mesma (BARBOSA, 2008).

O emprego de RSSF tem sido inovadora nos mais diversos setores, principalmente na área biomédica, aplicando-a no monitoramento da saúde, seus fundamentos viabilizam para que as redes de sensores para o corpo humano sejam fidedignas, ou seja, façam leituras mais próximas da realidade, e auxiliem no monitoramento da saúde de pacientes, proporcionando um acompanhamento dos biossinais do usuário (SILVA, 2013).

Sene Jr (2009) afirma que as redes para monitoramento da saúde humana, baseada na tecnologia de sensores, são formadas por um conjunto de sensores biológicos interconectados por uma rede de comunicação sem fio, dando origem a Rede de Sensores para o Monitoramento do Corpo Humano (RSCH) (do inglês *Body Sensor Network - BSN*) (SENE JR, 2009). Suas principais características devem ser o baixo consumo energético, dispositivos miniaturizados e inteligentes, aplicados de forma invasiva ou não invasiva. Em uma RSCH são empregados sensores de biossinais para monitorar dados do ambiente e sinais vitais do usuário. Pode-se monitorar sinais fisiológicos como pressão arterial, frequência cardíaca, temperatura corporal, oxigenação sanguínea, respiração, entre outros biossinais (MURTA, 2009; SILVA, 2013; FERREIRA *et al.*, 2018).

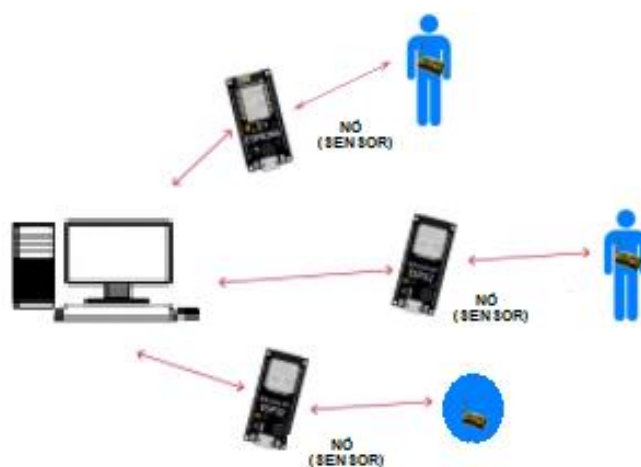
O monitoramento contínuo e não invasivo ou minimamente invasivo da saúde humana através de RSCH é uma solução com potencial crescimento. Tendo em vista

o aumento da expectativa de vida simultaneamente com o aumento de gastos relacionados à saúde e a necessidade de tratá-la de forma preventiva, o desenvolvimento de novas tecnologias relacionadas ao monitoramento de funções do corpo humano a baixo custo se torna interessante, permitindo o acompanhamento de hábitos diários e a detecção precoce de enfermidades, antecipando assim o aparecimento de doenças, além disso, possibilita um acompanhamento contínuo a saúde por profissionais da saúde, se for uma rede de monitoramento conectada a um sistema de Saúde - Prontuário (SILVA, 2013; FERREIRA *et al.*, 2018).

O monitoramento baseado em sinais vitais necessita da criação de interface entre a rede e o indivíduo para que o mesmo possa acompanhar os resultados obtidos, a fim de tomar as providências necessárias caso precise. Já em uma aplicação que os dados são enviados a uma rede do tipo Sistema de Saúde-Prontuário Eletrônico, um profissional poderia realizar o acompanhamento.

Segundo Barbosa (2008), as RSCH possuem uma hierarquia do tipo cliente-servidor. É responsabilidade dos clientes (nós sensores) o sensoriamento e transmissão dos dados ao servidor, denominado de *Personal Server* (PS), responsável pelo processamento das informações capturadas pelos sensores. A comunicação cliente-servidor é realizada pelo *gateway* móvel, que é o responsável por enviar e coletar os dados entre os dispositivos da rede. A Figura 4 detalha os elementos de uma rede de sensores (BARBOSA, 2008).

Figura 4: Rede de Sensores Sem Fio.



Fonte: Da autora.

Quando se fala em redes sem fio, é importante mencionar as redes ad hoc, por serem uma das estruturas de rede sem fio mais básicas, nas quais se baseiam outras estruturas de rede, uma rede móvel ad hoc é definida como “um sistema autônomo de equipamentos móveis que podem ser utilizado como roteadores, são conectados por enlaces sem fio”. Esses equipamentos móveis denominados nós, em que um conjunto de nós móveis, são capazes de se comunicar com nós vizinhos via *broadcast* ou conexões ponto a ponto, sem a necessidade de uma infraestrutura fixa, ou seja, um nó central. O desenvolvimento de protocolos de roteamento para este tipo de rede possui algumas peculiaridades como a existência de uma topologia dinâmica, a largura de banda limitada de seus links e a necessidade de economia de energia. As redes móveis ad hoc podem ser usadas em diversas aplicações, que envolva a troca cooperativa de dados móveis. Quando combinada com a transmissão de informações via satélite, a tecnologia de rede móvel ad hoc pode fornecer um método extremamente flexível e eficiente para muitas aplicações (REZENDE, 2004).

2.4 Rede Mesh

Desenvolvido no fim da década de 90, o padrão IEEE 802.11 conhecido como *WiFi*, impulsionou a aplicação e o surgimento de novas tecnologias, estas aplicações dependem de redes fixas conectadas entre as redes wireless. Como solução surgiram às redes *mesh* ou redes em malha (no inglês *Wireless Mesh Networks* - WMNs). Nessa topologia os dispositivos possuem autonomia para enviar informação para qualquer outro dispositivo da rede, não havendo uma centralização completa da rede (FARIAS, 2008; MELO JR, 2020).

As WMNs resumem-se a roteadores e clientes *mesh*, onde os roteadores possuem um papel passivo em relação ao fluxo de informação. Eles fornecem acesso à rede para clientes convencionais em malha. A comunicação de WMNs com outros tipos de redes como a internet, celular, padrões IEEE (802.11, 802.15 e 802.16), redes de sensores, etc., realizada através das funções de *gateway* e *bridging* nos roteadores *mesh* (AKYILDIZ; WANG, X.; WANG, W., 2005; FARIAS, 2008).

De acordo com Farias (2008) a comunicação da rede é do tipo *multi-hop*, significa que os nós transmitem pacotes para outros nós na rede através dos saltos sem fio, em outros termos, a comunicação ocorre através dos nós, que funcionam

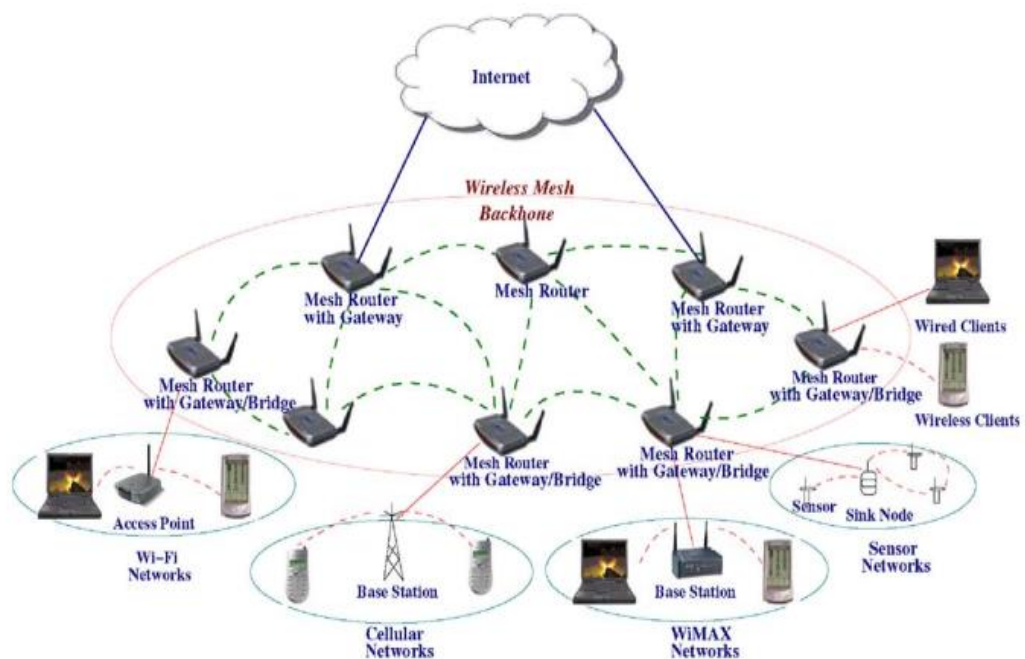
como host e como roteadores. Os nós da rede asseguram a conectividade em malha semelhante a uma rede ad hoc. O que a torna uma rede com baixo custo inicial, fácil manutenção, robustez e cobertura de serviço confiável (AKYILDIZ; WANG, X.; WANG, W., 2005). São auto-organizáveis, autoconfiguráveis e dinâmicas. E apresenta a deficiência na mobilidade dos nós, devido ao esquema de ligação da rede, também conhecido como *backbone* central da rede, ainda que os clientes *mesh* tenham a capacidade de roteamento (FARIAS, 2008).

2.4.1 Arquitetura da Rede Mesh

A arquitetura da rede *mesh* com base na funcionalidade dos nós é segmentada em três grupos principais com base na funcionalidade dos nós:

1. Infraestrutura/*Backbone* WMNs: Apresenta uma infraestrutura aos clientes da rede, e na sua construção podem ser utilizados tanto tecnologias de rádio quanto tecnologias IEEE 802.11. Os roteadores da rede formam uma malha de links de autoconfiguração e autocorreção. São conectados à Internet por meio da aplicação de *gateway*, o que fornece *backbone* para clientes e possibilita a integração de WMNs com redes sem fio, por meio de funcionalidades de *gateway/bridge* em roteadores *mesh*. A arquitetura pode ser vista na Figura 5.

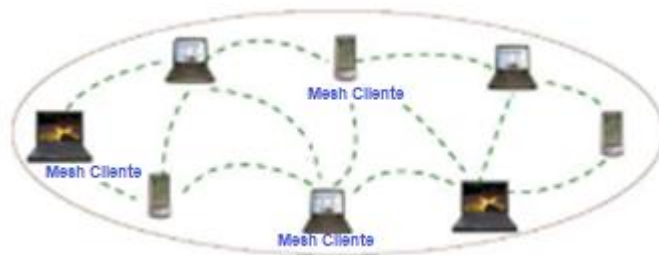
Figura 5: Arquitetura Mesh - *Infrastructure/backbone*.



Fonte: (AKYILDIZ; WANG, X.; WANG, W., 2005).

2. WMNs do cliente: Essa arquitetura provê redes ponto a ponto entre os dispositivos do cliente. Os nós clientes estabelecem a rede de modo a implementar as funcionalidades de roteamento e configuração. A arquitetura básica é mostrada na Figura 6. Em WMNs de cliente, um pacote destinado a um nó na rede salta por vários nós para chegar ao destino. Os requisitos nos nós são maiores se comparado à malha de infraestrutura, visto que os usuários finais devem efetuar funções adicionais de roteamento e autoconfiguração.

Figura 6: Arquitetura *Mesh* - cliente.



Fonte: (AKYILDIZ; WANG, X.; WANG, W., 2005).

3. WMNs híbridos: É a combinação das duas arquiteturas anteriores, como mostrado na Figura 7. Os clientes de malha podem acessar a rede por meio de roteadores de rede. E a função *gateway* concede a conectividade a redes como *internet*, *WiFi*, *WiMAX*, celular e redes de sensores. Os mecanismos de roteamento de clientes fornecem conexão e cobertura aperfeiçoados na WMN.

Figura 7: Arquitetura *Mesh* - Híbrida.



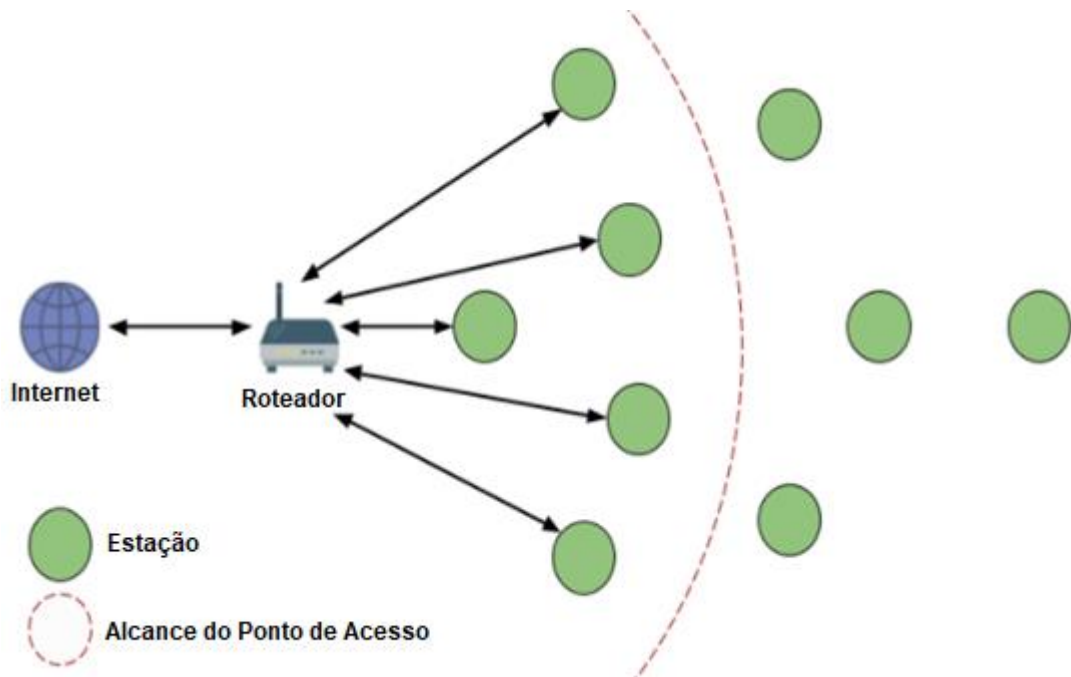
Fonte: (AKYILDIZ; WANG, X.; WANG, W., 2005).

2.5 ESP-WiFi-Mesh

O ESP-WiFi-Mesh é um protocolo de comunicação de rede desenvolvido sobre o protocolo *WiFi*. O protocolo viabiliza que vários dispositivos chamados de nós, distribuídos por uma grande área física (interna e/ou externa) sejam interconectados em uma única rede local sem fio (em inglês *Wireless Local-Area Network* - WLAN). O ESP-WiFi-Mesh é auto organizável e autoconfigurável, ou seja, pode ser construída e mantida de forma autônoma.

Uma rede *WiFi* tradicional Figura 8, é uma rede ponto a multiponto em que um único nó central denominado ponto de acesso (do inglês *Access Point* - AP) é conectado diretamente a todos os outros nós denominados estações. O AP é responsável por determinar e encaminhar as transmissões entre as estações, alguns APs retransmitem para redes IPs externas por meio de roteadores. Possuem a desvantagem de cobertura limitada devido a cada estação ter conexão direta com o ponto de acesso. E inclinam-se a ficarem sobrecarregadas, visto que o número máximo de estações permitidas na rede é limitado pela capacidade do ponto de acesso.

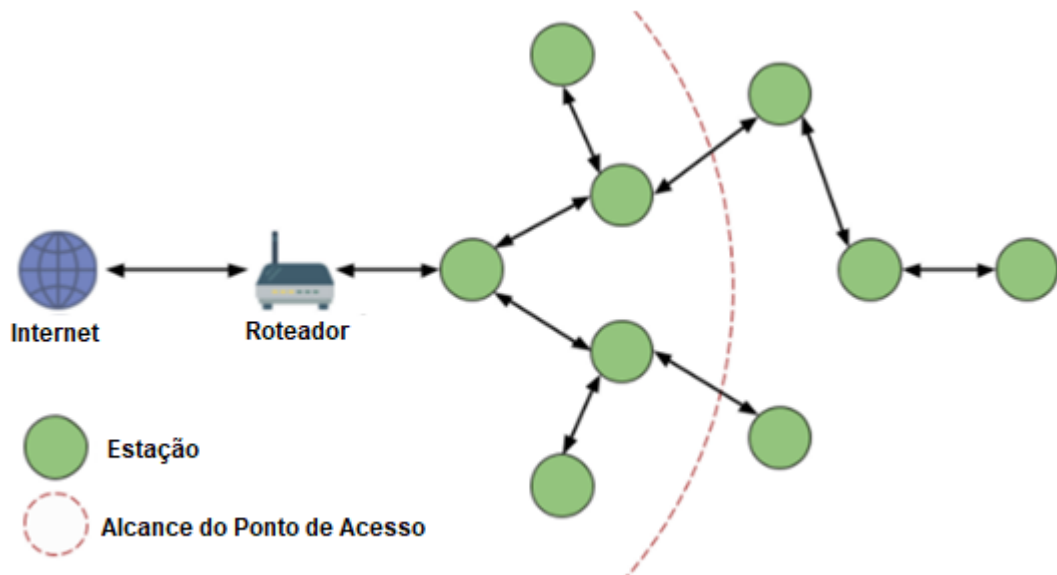
Figura 8: Arquitetura tradicional de rede *WiFi*.



Fonte: (ESPRESSIF, 2021)

Diferente do convencional em que os nós não possuem dependência de outros nós para se conectarem ao nó central, no ESP-WiFi-Mesh os nós são responsáveis por retransmitir as transmissões uns dos outros. Isso permite que uma rede ESP-WiFi-Mesh abranja uma área de cobertura maior, devido aos nós alcançarem a interconectividade sem a necessidade de estar ao alcance do nó central. Tornando o protocolo menos propenso a sofrer uma sobrecarga, dado que o número de nós permitidos na rede não é mais limitado por um único nó central, como apresentado na Figura 9.

Figura 9: Arquitetura de rede ESP-WIFI-MESH



Fonte: (ESPRESSIF, 2021)

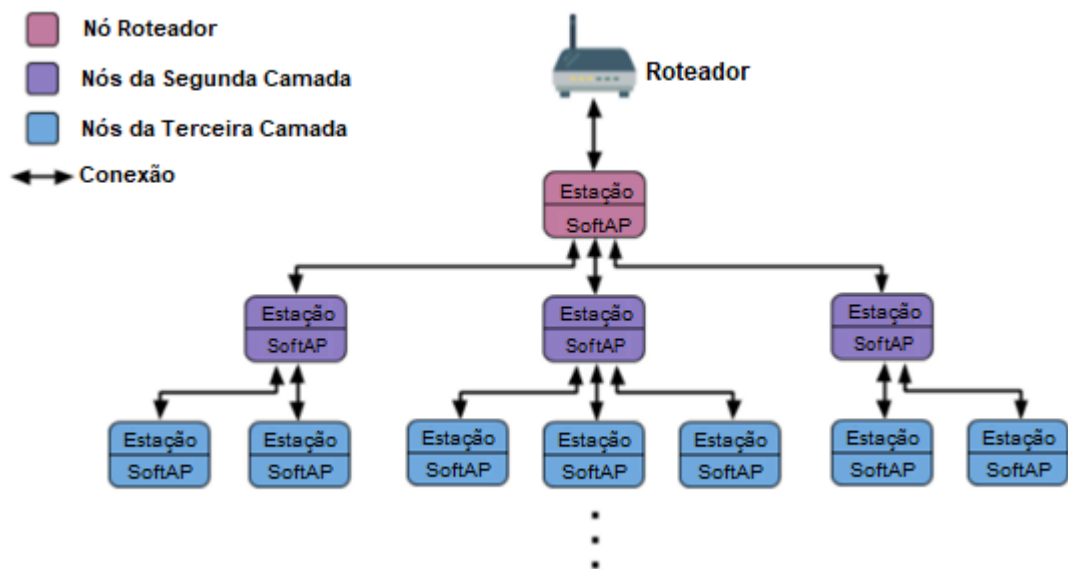
A comunicação da rede é *multi-hop*, portanto, os nós no ESP-WIFI-MESH não apenas transmitem seus próprios pacotes, mas simultaneamente servem como retransmissores para outros nós. Se existir um caminho entre dois nós na camada física através de saltos sem fio, nós aos pares podem se comunicar.

Como mencionado a topologia *mesh* é construída sobre o protocolo de infraestrutura *WiFi*, a rede realiza a associação de várias redes *WiFi* individuais em uma única WLAN, diferente do que ocorre na rede *WiFi*, em que as estações são limitadas a uma conexão com um único AP, e um AP pode ser conectado simultaneamente a várias estações com conexões *downstream*. O protocolo *mesh* torna possível a atuação de todos os nós simultaneamente como uma estação e um

AP. Dessa forma, um nó na rede *mesh* pode ter várias conexões *downstream* usando sua interface softAP, e uma única conexão *upstream* usando sua interface de estação.

Essa configuração de topologia é conhecida como topologia de rede em árvore com uma hierarquia pai-filho com várias camadas, como na Figura 10.

Figura 10: Topologia de árvore ESP-WIFI-MESH



Fonte: (ESPRESSIF, 2021)

2.5.1 Hierarquia dos nós

Como a arquitetura da rede é composta por camadas e a rede depende de variáveis, como o número máximo de camadas permitidas e conexões *downstream* que cada nó pode ter, que pode ser para limitar a rede. A hierarquia da rede pode ser composta por quatro tipos de nós, são eles nó raiz, nós folha, nós-pais intermediário e nós inativos, a arquitetura da rede apresentada na Figura 11.

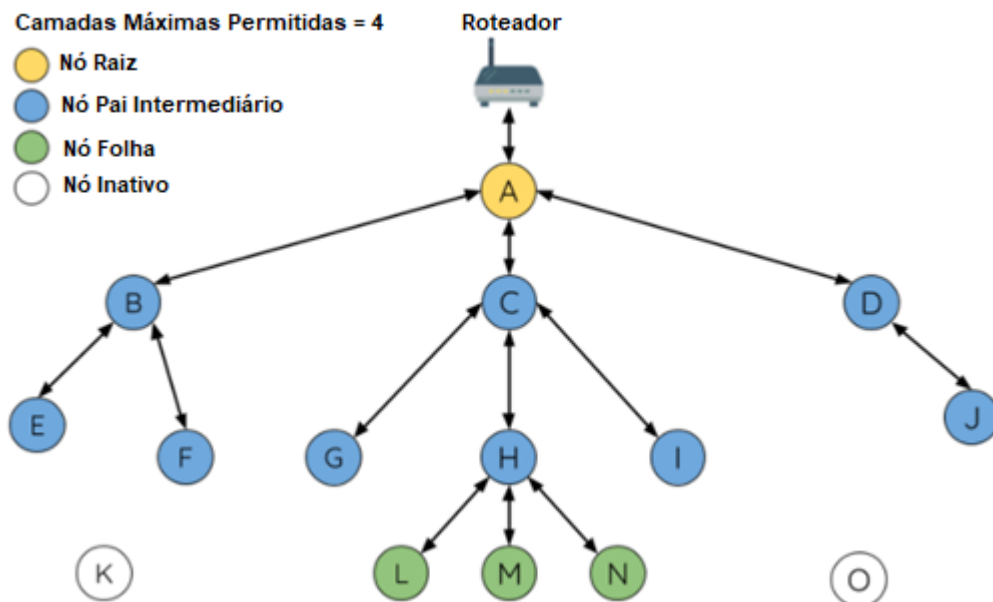
Nó raiz: é o principal nó da rede, e só pode conter um nó dessa categoria em uma rede *mesh*. É conectado a um roteador *WiFi* convencional e retransmite dados para nós da rede *mesh*, funcionando como um nó roteador para as malhas da rede.

Nós Folha: Transmite e recebe seus próprios dados, não possui nós dependentes dele, ou seja, não tem a capacidade de encaminhar dados de outros nós. Se o nó está localizado a última camada suportada pela rede, o mesmo receberá atribuições de nó folha.

Nós-pais intermediários: São nós intermediários conectados que não exercem a função de no raiz e no folha. Devem conter uma única conexão *upstream*, e pode ter várias conexões *downstream*, ou seja, transmite e recebe pacotes. Os nós pais intermediários sem conexões *downstream*, diferem dos nós folha, pois possuem permissão para formar conexões *downstream* se necessário.

Nós inativos: são nós que não estão conectados à rede. Buscarão conexão *upstream* com um nó pai intermediário ou se tornar nó raiz nas em outras circunstâncias.

Figura 11: Tipos de nó ESP-WIFI-MESH



Fonte: (ESPRESSIF, 2021)

Há inúmeras vantagens na utilização da arquitetura de rede *mesh* em aplicações IoT (HELD, 2005). Que podem ser pontuadas, como:

Confiabilidade: Na arquitetura de rede *mesh*, os nós podem entrar e sair da malha, devem ser capazes de alterarem dinamicamente seu padrão de encaminhamento com base em sua vizinhança. A topologia de malha aumenta a confiabilidade porque a falha de comunicação de um nó, resultará no encaminhamento de dados por meio de um link alternativo em direção ao seu destino.

Autoconfiguração: Os nós em uma rede *mesh* aprendem o caminho para os nós vizinhos e caminhos para outros nós, não há necessidade de configurar cada nó.

Portanto, a capacidade de autoconfiguração dos nós pode reduzir consideravelmente a necessidade de administração de rede.

Auto cura: Possui compensação automática para a falha ou remoção de um nó, caso ocorra algum problema na transmissão que afete o envio de informações entre os nós, são gerados caminhos alternativos. O estabelecimento de caminhos alternativos resulta em uma capacidade de auto cura.

Escalabilidade: Como os nós podem entrar e sair de uma rede, isso torna possível estender a área de cobertura de uma rede *mesh* sem fio apenas posicionando novos nós em locais estratégicos de modo a comunicar com nós de rede existentes, tornando-a em uma rede *mesh* sem fio é escalonável.

Economia: Como a rede em malha sem fio não necessita de administração centralizada e os nós não exigem configuração manual, sua implementação e operação apresentam um custo menor em relação as redes convencionais.

2.6 Comunicação Serial

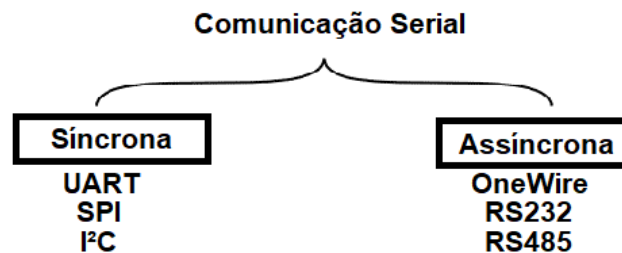
A comunicação serial é o padrão que define o formato de dados e as regras a serem seguidas para realizar a comunicação entre os dispositivos. A comunicação se torna inviável com a ausência de protocolos, devido as diferentes linguagens que os dispositivos podem estar programados (BEZERRA, 2013). O protocolo define como um programa tratará os dados a serem enviados para a etapa seguinte do processo de comunicação.

Na comunicação serial, os bytes que formam uma mensagem são separados em bits e enviados um por vez através de um canal de transmissão com poucas vias. Quando comparado com uma transmissão paralela de dados, a comunicação serial proporciona maior simplicidade e menor custo, apesar da taxa de transmissão de dados ser menor. A comunicação serial é empregada em aplicações que não exigem taxas elevadas de transferência de dados e a distância do enlace de comunicação é longa (CANZIAN, 2013).

A comunicação pode ser síncrona, quando a transmissão de dados é controlada por um sinal de *clock*, ou assíncrona, como apresenta a Figura 12. Além disso, o modo de transmissão de dados nas vias de comunicação pode ser unidirecional ou

bidirecional (*full duplex*). Os protocolos de comunicação serial mais utilizados em microcontroladores são *Universal Asynchronous Receiver- Transmitter* (UART), *Serial Peripheral Interface* (SPI) e *Inter Integrated Circuit* (I²C) (CUNHA, 2013).

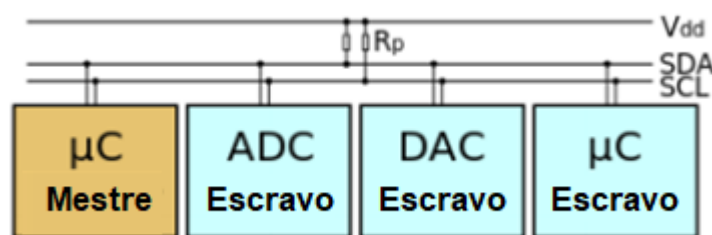
Figura 12: Comunicação Serial Síncrona e Assíncrona.



Fonte: Da autora.

O barramento I²C possui as vias ativas de comunicação serial data (SDA) e serial *clock* (SCL), alimentação (VDD) de 3,3V ou 5V e conexão terra (GND) de referência. Os dispositivos conectados ao barramento I²C possui seu próprio endereço, e podem operar como transmissor ou receptor (KUMAR; SNEHA, 2013). A comunicação I²C possui dois tipos de dispositivos, o mestre e os escravos Figura 13. O mestre tem o papel de inicialização da transmissão no barramento e coordena os dispositivos periféricos. (CAMARA, 2013).

Figura 13: Comunicação Serial Síncrona e Assíncrona.



Fonte: CAMARA (2013).

2.7 Ambiente de Desenvolvimento Integrado

O ambiente de desenvolvimento Integrado (no inglês *Integrated Development Environment* - IDE) são plataformas de desenvolvimento de código aberto, um desses ambientes de desenvolvimento é o Arduino IDE. Baseado em placas de entrada/saída proporciona a escrita do código, compilação e upload para a placa de

desenvolvimento. Suas funções são escritas utilizando linguagem C e C++ (ARDUINO, 2021).

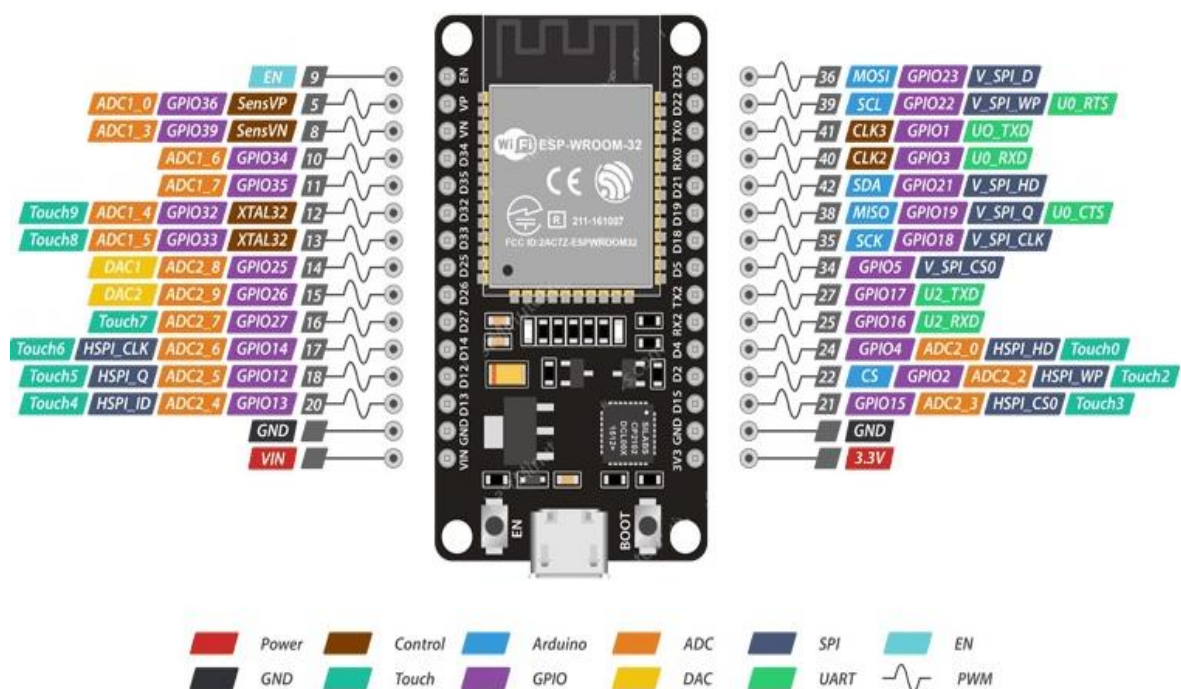
2.8 Dispositivo ESP32

O módulo ESP32 desenvolvido pela empresa chinesa *Espressif Systems*, constituído por um microprocessador de 32 bits com baixo consumo de energia, é um microcontrolador como o Arduino, e possui conectividade *WiFi* e *Bluetooth* integrado, se tornando uma solução perfeita para aplicações em dispositivos IoT (MAIER, SHARP e VAGAPOV, 2017; ESPRESSIF SYSTEMS, 2021).

As características mais relevantes do módulo ESP32, são: baixo consumo de energia, alto desempenho de potência, amplificador de baixo ruído, robustez, versatilidade, confiabilidade e baixo custo quando comparado a outros módulos *WiFi* (ESPRESSIF SYSTEMS, 2021; ALBERGARIA, 2020). A Seção 4.2.1, apresenta algumas características importante do módulo ESP32.

A Figura 14, detalhada as disposições e a aplicação das portas GPIOs do dispositivo ESP32.

Figura 14: Descrição das GPIOs do ESP32.



Fonte: Adaptado de (SMART KITS, 2021).

2.9 Sensor MAX30100

O MAX30100, desenvolvido pela *Maxim Integrated* (EUA), é um sensor leitor de frequência cardíaca e de oximetria de pulso. O MAX30100 opera com fontes de alimentação de 1,8 e 3,3 V, e seu funcionamento se baseia na solução reflexiva do LED (vermelho e infravermelho com 660nm e 880nm de comprimento de onda, respectivamente), fotodetectores, vidro de cobertura para desempenho ideal e eletrônica de baixo ruído para cancelamento luz ambiente.

Possui um filtro de tempo discreto para rejeitar ruído de 50Hz/60Hz, e consumo ultra-baixo de energia com taxa de amostragem programável e corrente. A comunicação do MAX30100 é realizada via protocolo de circuito integrado I²C. O sensor é apresentado na Figura 15.

Figura 15: Sensor MAX30100.



Fonte: Da autora.

2.10 Sensor BME280

O sensor BME280, possui ganhos em termos de precisão e consumo de energia. Este módulo reduz o número de componentes e conexões necessárias ao seu projeto, além disso, funciona com interfaces I²C ou SPI, como retratado na Figura 16, possui tensão de 3,3 V, sendo que o baixo consumo de energia permite o funcionando por longos períodos com alimentação por bateria, é indicado para projetos como drones, estações meteorológicas, dispositivos com GPS, relógios, etc. (ELETROGATE, 2021).

Figura 16: Sensor BME280.



Fonte: Da autora.

2.11 Ambiente de Desenvolvimento - Arduino IDE

Definido o microcontrolador a ser utilizado no desenvolvimento do trabalho, e com base nas informações apresentadas no capítulo anterior optou-se por utilizar a IDE do Arduino, para isso é necessário que a mesma reconheça os modelos da placa. Isso é possível através da instalação de URLs adicionais, permitindo que a IDE acesse uma pequena “base de dados” no formato json que contém a configuração de diversas placas, sendo assim é necessário instalar o driver do módulo ESP32.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta seção, são apresentados alguns estudos já realizados na área que abordam o monitoramento de sinais fisiológicos e ambientais por meio de rede de sensores sem fio.

3.1 Estado da Arte

Para Silva (2013) e Sene Jr. (2009) as redes de sensores sem fio têm sido empregadas no monitoramento da saúde dos indivíduos em qualquer ambiente que esse se encontra. Esta tecnologia facilita o monitoramento remoto ou acompanhamento dos sinais de pacientes com doenças cardíacas, com problemas respiratórios, com complicações pós-operatórias ou que estejam em tratamento residencial, entre outras.

Diversos estudos foram realizados nessa área. A seguir serão citados alguns trabalhos sobre monitoramento de bio-sinais aplicando RSSF. As pesquisas foram realizadas nas bases de dados do IEEE Explore, Google Acadêmico, SciELO, PubMed, Scopus, Web of Science.

Nunes (2012) desenvolveu um Ambiente de Computação Ubíqua para o Monitoramento e Avaliação de Atividade Física (ACUMAAF). O estudo empregou ACUMAAF com tecnologias de RSCHs para obtenção de dados fisiológicos dos participantes por meio de dispositivos móveis.

Rodrigues Filho (2013) propôs um simulador de hardware SHIMMER específico para RSCH aplicadas à área da saúde. Utilizou uma plataforma simulada que considera as demandas da área médica na realização dos testes.

Silva (2013) analisou as incertezas associadas aos sistemas de monitoramento remoto da saúde humana. O processo empregado baseou-se na Teoria da Evidência de Dempster-Shafer e no Modelo de Fatores de Certeza. O estudo confirma que, o contexto de medição influencia nos dados transmitidos pelo sistema de monitoramento e devem ser considerados pelos especialistas.

Ma, Chao e Tsai (2013), apresentaram uma plataforma de monitoramento de saúde com uma arquitetura de utilização de sensores, com o objetivo de monitoramento contínuo e de longo prazo. A plataforma foi implementada para cinco

tipos de sensores para leitura de sinais vitais dos usuários como: Eletrocardiograma (ECG), Eletromiografia (EMG), Temperatura, Acelerômetro (postura corporal) e sensores para aferição da respiração. A plataforma possui uma aplicação WEB que utiliza hardware e dispositivos móveis para o diagnóstico e a análise de emergências médicas.

Dias e Silva (2014) descreveram o desenvolvimento e a avaliação de um sistema vestível para monitoramento de biossinais e atividade física humana. Foi implementado um sistema vestível (meia-calça e/ou camiseta) em malha. Os dados são enviados por meio de um *link* sem fio para um telefone celular ou computador pessoal para processamento final. A topologia da rede, a arquitetura dos nós sensores e os resultados obtidos com os primeiros protótipos mostraram que o desempenho da rede flexível de sensores vestíveis (do inglês *Wearable Sensor Network* - WSN) desenvolvida é equivalente ao de um sistema comercial com menor consumo de potência.

Em Schatz (2014) foi desenvolvido um sistema inteligente para auxiliar médicos no monitoramento constante de pacientes, emitindo alarmes em casos de parâmetros fora da faixa dos valores estabelecidos como normais. O sistema conta com as vantagens da lógica fuzzy e das redes neurais juntamente com a rede de sensores wireless para monitoramento de pacientes. As informações obtidas dos sensores são utilizadas para conhecimento do estado do paciente no tempo real e para fonte de dados para detecção de doenças futuras.

Nedungadi, Jayakumar e Raman (2017) construíram um sistema de monitoramento de saúde integrado de baixo custo para atender às necessidades relacionadas à saúde em áreas remotas e rurais. O sistema foi projetado para gerenciar a saúde geral com monitoramento de saúde em tempo real dos pacientes. Os sensores são conectados à Unidade de Interface Médica por meio da topologia de rede *mesh*, criando uma rede em malha dos dispositivos conectados, monitorando e coletando informações vitais.

No trabalho desenvolvido por Pozza (2019), foi proposta uma abordagem, baseada no padrão IEEE 802.15.4, para garantir a qualidade do serviço em relação a entrega de pacotes e tempo de vida da rede de uma WBAN. A abordagem utilizou três experimentos denominados CL2, CL4 e CL-Bin. A utilização de CL apresentou

excelente alternativa para diminuir esses problemas nas WBANs e contribuir para garantir um nível de *Quality of Service* (QoS) da transmissão da rede.

Em Albergaria (2020) foi implementado um sistema IoT para monitoramento remoto de saúde, utilizando um dispositivo *WiFi* de baixo custo. O sistema proposto é baseado no oneM2M, e compreende um sistema vestível baseado em um módulo Espressif ESP32, um MAX30102 para leitura de FC e SpO₂, uma bateria LiPo e um aplicativo de monitoramento com Interface Gráfica do Usuário (no inglês *Graphical User Interface* - GUI) para visualização em tempo real do estado do sistema e um banco de dados.

Em Cerqueira, et al. (2020) o presente trabalho visa apresentar por meio de uma plataforma embarcada capaz de realizar o monitoramento de sinais vitais de aparelhos distintos a possibilidade de empacotar esses dados no protocolo HL7 (*Health Level 7*), um padrão internacionalmente utilizado em equipamentos de saúde para troca de informações através de mensagens. O sistema viabiliza a transmissão de dados para uma aplicação servidora ou monitores multiparamétricos, oferecendo segurança e usabilidade, assim como a transmissão de dados clínicos do monitoramento dos sinais vitais de pacientes.

Em Ganapathy, et al. (2020) foi desenvolvido um sistema de rede sem fio para transferência de dados de sinais vitais de pacientes, enviados ao servidor de um hospital com base no protocolo LEACH. O método proposto foi modificado para reduzir o consumo de energia e também remover a interferência de envio de dados dos sensores.

Li, R. Li, X. e Ding (2020) propuseram uma nova topologia de rede nomeada Algoritmo de Roteamento de *Multipath* de Previsão de *Link* (no inglês *Link Prediction Multipath Routing Algorithm* - LPMA) com base na rede BLE *Mesh*, para reduzir o consumo de energia do sistema de monitoramento de saúde. Com o objetivo de solucionar o problema do algoritmo de roteamento padrão que não garantem a estabilidade da transmissão de dados de rede de sensores sem fio enquanto os nós estão em movimento.

No trabalho realizado por Jafer, Hussain e Fernando (2020) foi construído uma plataforma de rede WBAN utilizando vários sensores biomédicos para medições de sinais fisiológicos em diversas aplicações medicinais. Desenvolveram um multisensor

WBAN confiável para investigação da saúde com base no monitoramento de sinais fisiológicos vitais de frequência cardíaca e aceleração muscular.

Bei, Liu e Gu. (2020) propuseram um sistema com software e hardware para o controle inteligente para administração de fluídos na área médica. O trabalho foi fundamentado na tecnologia FPGA e comunicação de rede 5G, com o hardware implementado por meio de FPGA e os programas construídos para sistemas habilitados por software e comparado com outros sistemas, para garantir o bom funcionamento.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os materiais e a metodologia utilizados neste trabalho.

Os materiais e a metodologia foram definidos considerando a necessidade de um dispositivo portátil, com conexão *WiFi*, para medição dos parâmetros fisiológicos frequência cardíaca e saturação de oxigênio no sangue, e os parâmetros ambientais temperatura e pressão atmosférica.

O dispositivo portátil foi construído com três módulos de microcontroladores ESP32, um sensor de biosinais MAX30100 e um sensor BME280. Uma rede *mesh* foi implementada utilizando três microcontroladores ESP32. O dispositivo foi denominado LIEB, porque foi implementado no Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica da UNESP.

4.1 Microcontrolador ESP32

Optou-se por utilizar o dispositivo ESP32 na implementação do dispositivo devido à necessidade de um dispositivo que possuísse conectividade sem fio (*WiFi*), baixo custo e atendesse as necessidades de aplicação do estudo. Na Tabela 2 é apresentada uma comparação entre três microcontroladores: o ESP32, o ESP8266 e o ARDUÍNO UNO, de baixo custo e facilmente encontrados no mercado eletrônico. Apenas o ESP32 possui conexão *WiFi*.

Tabela 2: Comparação entre os microcontroladores, ESP32, ESP8266 e Arduino Uno.

	ESP32	ESP8266	ARDUINO UNO
Arquitetura	32 bits	32 bits	8 bits
RAM	520 KB	160KB	2KB
Clock	240MHz	80MHz	16MHz
Cores	2	1	1
FLASH	16Mb	16Mb	32KB

Interfaces	SPI/ I2C/ UART/ I2S/ CAN	SPI/ I2C/ UART/ I2S	SPI/ I2C/ UART
WiFi	Sim	Sim	Não
Bluetooth	Sim	Não	Não
GPIO	30	17	14
ADC	18	1	6
DAC	2	0	0

Fonte: Da autora.

4.1.1 Módulo de Monitoramento Biomédico

No módulo de monitoramento biomédico ocorre a comunicação entre o microcontrolador ESP32 e o sensor MAX30100 por meio comunicação I²C. Constituem o nó 2 da rede *mesh*, que irá aferir os biossinais de frequência cardíaca e a saturação de oxigênio no sangue (SpO₂), e os envia aos demais nós da rede por meio de comunicação *Wireless*.

4.1.2 Módulo de Monitoramento Ambiental

Este módulo foi implementado utilizando um microcontrolador ESP32 e um sensor BME280, que se comunicam por meio do protocolo I²C. Constitui o nó 3 da rede *mesh*, e foi utilizado para realizar as medições da temperatura ambiente e da pressão atmosférica, enviando estas informações aos demais nós da rede por meio de comunicação *Wireless*.

4.2 Biblioteca *painlessMesh*

Para a construção da rede *mesh* é necessário a utilização da biblioteca *painlessMesh*. A mesma torna possível criar rede *mesh* com os microcontroladores ESP32. Foi utilizada uma base de dados no formato JSON para todas as mensagens enviadas, para que o código e as mensagens sejam entendíveis e para englobar aplicações em distintas linguagens de programação.

A biblioteca é uma rede ad hoc, não necessitando de um controlador central ou roteador. Um sistema com dois ou mais nós se tornará uma malha. Segundo Pandolfi (2019), a *painlessMesh* é uma biblioteca dedicada às especificidades na criação de uma rede *mesh*, utilizando a placa ESP32, sem a necessidade do programador trabalhar se preocupando com a organização e o gerenciamento da rede.

A *painlessMesh* cria uma rede auto organizada e gerenciada onde todos os nós estão conectados. A rede utiliza topologia estrela evitando caminhos circulares. O tamanho da rede *mesh* é limitado pela memória *heap* que pode ser alocada de acordo com suas subconexões. Os nós compartilham suas informações aos nós aos quais estão diretamente conectados, para trocarem informações sobre roteamento e sincronizar o tempo entre os nós de modo que cada nó tem uma imagem a todo instante da situação da malha. E enviam mensagens geradas por cada nó (*painlessMesh*, 2016).

Para testar o funcionamento da rede *mesh* utilizando a biblioteca *painlessMesh*, iniciou-se testando a rede para o de mensagens pré-definidas. Para isso utilizou-se o exemplo básico da biblioteca, como mostrado na Figura 17.

Figura 17: Credenciais da rede *Mesh*.

```

1  #include "painlessMesh.h"
2
3  #define MESH_PREFIX    "whateverYouLike"
4  #define MESH_PASSWORD  "somethingSneaky"
5  #define MESH_PORT      5555
6
7  Scheduler userScheduler;
8  painlessMesh mesh;
9
10 void sendMessage();
11
12 Task taskSendMessage( TASK_SECOND * 1 , TASK_FOREVER, &sendMessage );
13
14 void sendMessage() {
15     String msg = "Olá nó 1";
16     msg += mesh.getNodeId();
17     mesh.sendBroadcast( msg );
18     taskSendMessage.setInterval( random( TASK_SECOND * 1, TASK_SECOND * 5 ) );
19 }
20 void receivedCallback( uint32_t from, String &msg ) {
21     Serial.printf("startHere: Received from %u msg=%s\n", from, msg.c_str());
22 }
23 void newConnectionCallback(uint32_t nodeId) {
24     Serial.printf("--> startHere: New Connection, nodeId = %u\n", nodeId);
25 }

```

```

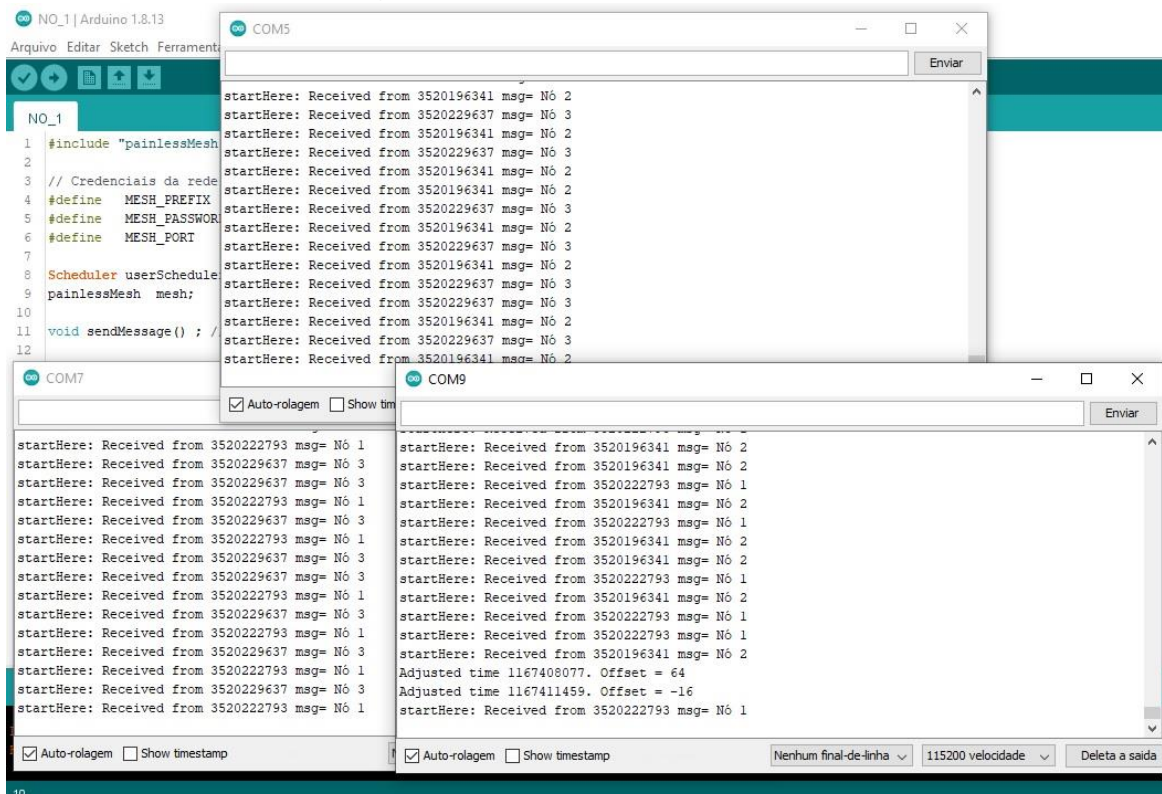
26 void changedConnectionCallback() {
27   Serial.printf("Changed connections\n");
28 }
29 void nodeTimeAdjustedCallback(int32_t offset) {
30   Serial.printf("Adjusted time %u. Offset = %d\n", mesh.getNodeTime(), offset);
31 }
32 void setup() {
33   Serial.begin(115200);
34   mesh.setDebugMsgTypes( ERROR | STARTUP );
35   mesh.init( MESH_PREFIX, MESH_PASSWORD, &userScheduler, MESH_PORT );
36   mesh.onReceive(&receivedCallback);
37   mesh.onNewConnection(&newConnectionCallback);
38   mesh.onChangedConnections(&changedConnectionCallback);
39   mesh.onNodeTimeAdjusted(&nodeTimeAdjustedCallback);
40   userScheduler.addTask( taskSendMessage );
41   taskSendMessage.enable();
42 }
43 void loop() {
44   mesh.update();
45 }

```

Fonte: Da autora

Sendo cada nó composto por um microcontrolador, os mesmos foram carregados com o código da Figura 18, com alteração no *sendMessage*, para identificação dos nós. Testando assim o funcionamento do código para envio e recebimento de mensagens.

Figura 18: Teste Inicial da rede Mesh



Fonte: Da autora

Na Figura 18, observa-se que cada nó recebe pacotes de mensagem dos outros nós da rede *mesh*, com informações de ID referente ao microcontrolador e a mensagem pré-estabelecida de cada nó. O nó 1 recebe pacotes dos nós 2 e 3, o nó 2 recebe dos nós 1 e 3, e o nó 3 recebe dos nós 1 e 2, comprovando o funcionamento da rede *mesh* para troca de mensagens fixas entre os nós da malha.

4.2.1 Credenciais da rede Mesh.

Para a construção da rede e comunicação entre os nós, é indispensável a configuração da mesma. Para isso é necessário fixar as credenciais da rede em malha, com nome da rede, senha e porta de comunicação, conforme apresentado na Figura 19.

Figura 19: Credenciais da rede *Mesh*.

```
// Credenciais da rede mesh
#define MESH_PREFIX "LABLIEBMESH"
#define MESH_PASSWORD "LIEB1234"
#define MESH_PORT 5555
```

Fonte: Da autora.

MESH_PREFIX é o nome da malha e MESH_PASSWORD é a senha da rede *mesh*. As duas são escolhidas pelo programador. MESH_PORT é a porta de protocolo de controle de transmissão ou *Transmission Control Protocol* (TCP) no qual o servidor *mesh* será executado. Utiliza-se normalmente o padrão 5555. É importante ressaltar que todos os nós da rede devem estar configurados com as mesmas credenciais para que se comuniquem.

4.2.2 *PainlessMesh* e *Scheduler*

O comando *painlessMesh* cria um objeto chamado *mesh* para atender as malhas da rede. Para a sua construção é necessário a utilização de instâncias para o *Scheduler* e para o *painlessMesh* executar as tarefas utilizadas na própria biblioteca, conforme mostrado na Figura 20.

Algumas tarefas, como o *delay*, devem ser executadas em segundo plano, devido à interferência que o comando possui no funcionamento da malha.

O TaskScheduler é utilizado para realizar as tarefas que ocorrem dentro da própria biblioteca, evitando que a malha perca estabilidade.

Figura 20: Agendador de tarefas da rede.

```
Scheduler userScheduler; // Controla tarefa pessoal
painlessMesh mesh;
```

Fonte: Da autora.

4.2.3 TaskSendMessage

O comando taskSendMessage realiza a chamada da função de envio de mensagens de broadcast aos nós da rede, a cada segundo, enquanto o programa estiver em execução. A função apresentada na Figura 21, define três parâmetros importantes como a frequência em que a tarefa irá chamar a função de mensagem, define a vida útil da tarefa e encaminha um ponteiro para a função a ser chamada.

Figura 21: Comando TaskSendMessage

```
Task taskSendMessage( TASK_SECOND * 1 , TASK_FOREVER, &sendMessage );
```

Fonte: Da autora.

4.2.4 Função sendMessage

A função *sendMessage* é utilizada para troca de dados e envio de mensagens entre os nós da rede. A função aciona a *string* JSON, que retorna ou uma mensagem fixada ou uma outra função como ocorrerá na implementação dos nós 2 e 3 da rede implementada nesse trabalho. Na figura 22 ilustra-se a programação para retorno de uma mensagem pré-fixada, quando não há retorno de informações dos sensores.

Figura 22: Envio de dados.

```
void sendMessage() { // Envia mensagem a rede
  String msg = " Nó 1 ";
  mesh.sendBroadcast( msg );
  taskSendMessage.setInterval( random( TASK_SECOND * 1, TASK_SECOND * 5 ));
}
```

Fonte: Da autora.

4.2.5 Funções de retorno de chamada da rede

A estrutura da rede *mesh* é construída a partir de algumas funções de retorno, que são acionadas sempre que for executado algo na rede que desencadeia o funcionamento das funções de retorno. Essa função de retorno ou *receivedCallback*, recebe uma chamada, sempre que uma nova mensagem chega. Essa função, apresentada na Figura 23, imprime no monitor serial o ID do microcontrolador e a mensagem enviada.

Figura 23: Retorno de ID e mensagem.

```
void receivedCallback( uint32_t from, String &msg ) {
    Serial.printf("startHere: Received from %u msg=%s\n", from, msg.c_str());
}
```

Fonte: Da autora.

Outra função de retorno é a *newConnectionCallback*, apresentada na Figura 24. Ela recebe uma chamada sempre que um novo dispositivo for conectado à rede, e envia instruções de impressão ao monitor serial do novo nó conectado à malha da rede, que pode apresentar o ID do novo dispositivo ou informações que possam ser relevantes à rede.

Figura 24: Conexão de novos nós.

```
void newConnectionCallback(uint32_t nodeId) {
    Serial.printf("--> startHere: New Connection, nodeId = %u\n", nodeId);
}
```

Fonte: Da autora.

Sempre que um nó é desconectado da rede e consegue retornar a conexão na malha de rede, a função de retorno *changed ConnectionCallback*, mostrada na Figura 25, é executada.

Figura 25: Reconexão de nós.

```
void changedConnectionCallback() {
    Serial.printf("Changed connections\n");
}
```

Fonte: Da autora.

Finalmente, temos a função *nodeTimeAdjustedCallback*, como apresentado na Figura 26. Essa função é acionada quando há necessidade de sincronizar a temporização dos nós da rede.

Figura 26: Sincronismo da rede.

```
void nodeTimeAdjustedCallback(int32_t offset) {
    Serial.printf("Adjusted time %u. Offset = %d\n", mesh.getNodeTime(), offset);
}
```

Fonte: Da autora.

4.2.6 Função de inicialização da rede

Dentro da *void setup* função que inicializa o monitor serial, se encontra a *setDebugMsgTypes*, implementado para apresentar qualquer erro que o objeto de malha possa ter. A rede é inicializada introduzindo o SSID da rede, a senha e o número da porta para a função de ativação do *init*, como pode ser verificado na Figura 27.

À função *void setup* devem estar atribuídas as chamadas das funções de retorno, descritas anteriormente neste capítulo na **seção 4.6.5**. O *taskSendMessage* e *userScheduler* também são acionados dentro do *setup*, para credenciar a troca de mensagens entre os nós da malha.

Figura 27: Função de inicialização da rede.

```
void setup() {
    Serial.begin(115200);
    mesh.setDebugMsgTypes( ERROR | STARTUP );
    mesh.init( MESH_PREFIX, MESH_PASSWORD, &userScheduler, MESH_PORT );
    mesh.onReceive(&receivedCallback);
    mesh.onNewConnection(&newConnectionCallback);
    mesh.onChangedConnections(&changedConnectionCallback);
    mesh.onNodeTimeAdjusted(&nodeTimeAdjustedCallback);
    userScheduler.addTask( taskSendMessage );
    taskSendMessage.enable();
}
```

Fonte: Da autora.

4.2.7 Função laço de repetição da rede

E, por fim, na programação da rede *mesh* a função de repetição *void loop* é responsável pela atualização da malha por meio do método *mesh.update*, que mantém as tarefas e a rede funcionando, como ilustrado na Figura 28.

Figura 28: Função laço de repetição da rede.

```
void loop() {  
    mesh.update(); // executa o agendador de usuário  
}
```

Fonte: Da autora.

4.3 Implementação dos Nós

A rede *mesh* construída é composta por três nós, o nó roteador que é conectado ao computador, é quem receberá as informações de dois nós sensores que fazem a aferição dos dados e enviarão os dados ao nó sensor e o nó sensor. Cada nó possui seu próprio código, e tem como base o envio e recebimento de mensagens entre os nós.

Códigos de programação foram utilizados para implementar a malha. Para a construção da rede de monitoramento sem fio, utilizou-se como base para a programação dos nós, exemplos das bibliotecas *painlessMesh*, *BME_280* e *MAX30100*.

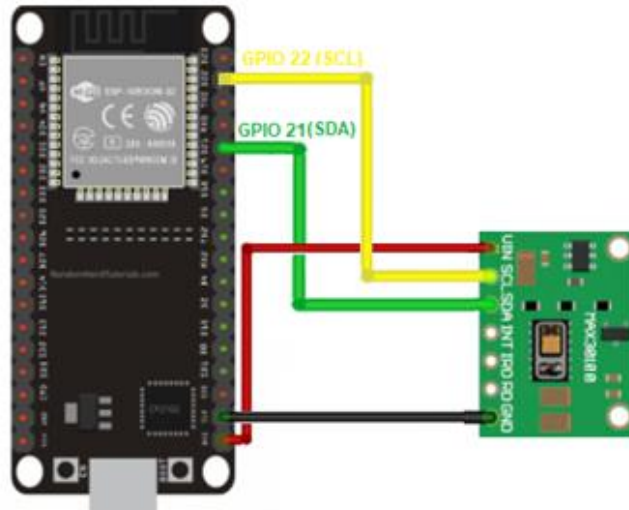
A codificação do nó sensor através da biblioteca *painlessMesh* implementa as funções necessárias para a criação e manutenção da rede *mesh*. O nó se conecta à rede *WiFi* local e simultaneamente cria uma rede *mesh* para os demais nós com sensores se conectarem. O mesmo recebe os pacotes de mensagens por meio da biblioteca *JSON*, enviadas pelos demais nós da rede e os imprime no monitor serial. Os outros nós sensores foram programados para realizar a leitura das variáveis de *FC*, *SpO2*, temperatura ambiente e pressão atmosférica, e para enviá-las ao nó mestre.

NÓ 1: O nó roteador transmite mensagem via *WiFi* aos nós sensores *BME280* e *MAX30100*, apresenta seu nome de identificação e o ID do chip da placa. Também recebe pacotes de informações dos nós secundários 2 e 3, e plota as informações no monitor serial. O nó 1 é composto por um microcontrolador *ESP32*, conectado por um barramento serial universal (*Universal Serial Bus - USB*).

NÓ 2: O módulo microcontrolado *ESP32*, do nó 2, possui conexão com o sensor *MAX30100*, tendo como via de comunicação o protocolo *I²C*. Na Figura 29 é

apresentado o esquema de ligação do sensor, no qual os pinos SDA e SCL são conectados às GPIOs 21 e 22 do microcontrolador.

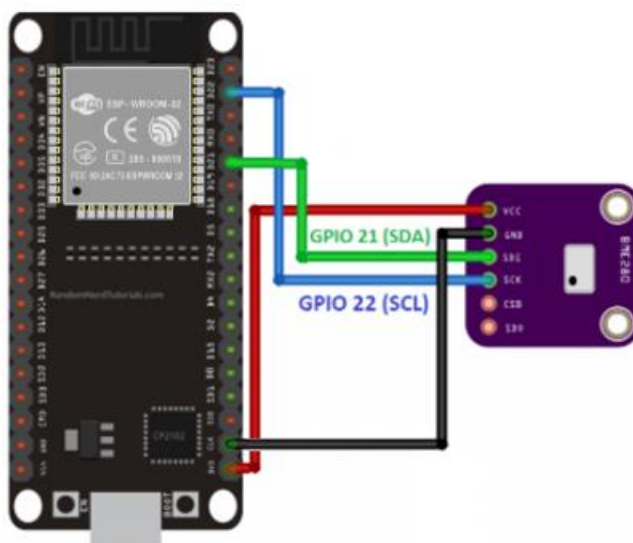
Figura 29: Esquemático de ligação do sensor MAX30100.



Fonte: Da autora.

NÓ 3: O módulo do nó 3 é composto por um microcontrolador ESP32 e pelo sensor BME280. Comunicam-se por meio do protocolo i²C. O esquemático de ligação do sensor BME280 é exibido na Figura 30. Os pinos SDA e SCL do sensor são conectados às GPIOs 21 e 22 do microcontrolador.

Figura 30: Esquemático de ligação do sensor BME280.

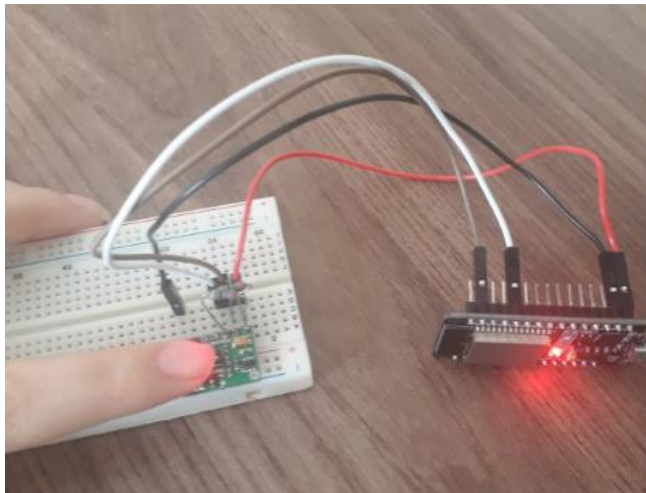


Fonte: Da autora.

Os módulos 2 e 3 são conectados diretamente à rede elétrica por meio de fonte de alimentação de celular e cabo USB, e não possuem ligação física com o nó 1 da rede *mesh*.

O sensor MAX30100 funciona por meio de fotopletismografia reflexiva. Na Figura 31 mostra-se uma foto que ilustra a realização de uma medição de frequência cardíaca e SpO₂ com o dispositivo.

Figura 31: Módulo de FC e SpO₂ implementado.



Fonte: Da autora.

O instrumento utilizado como referência para as medições das grandezas fisiológicas foi o oxímetro de pulso ANU, modelo OX-06 (Figura 32), que possui as seguintes especificações:

SpO₂:

Faixa de medição: 70 a 100%.

Acurácia: $\pm 1\%$ (70% a 100%).

Resolução: 1%.

Possui curva plestimográfica.

Frequência Cardíaca:

Faixa de Medição: 30 a 240 bpm.

Resolução: ± 1 bpm.

Acurácia: $\pm 1\%$ ou ± 2 bpm ou (selecione maior).

Figura 32: Oxímetro comercial modelo OX-06.



Fonte: Da autora.

Os instrumentos utilizados como referência para as medições das grandezas ambientais foram o CAMPBELL, modelo CS215-L14 e o VAISALA, modelo CS109, que possuem as seguintes especificações:

Temperatura ambiente

Faixa de Medição: -40° a $+70^{\circ}$ C.

Resolução de saída: $0,01^{\circ}$ C.

Precisão: $\pm 0,3^{\circ}$ C (a 25° C).

$\pm 0,4^{\circ}$ C (5° a 40° C).

$\pm 0,9^{\circ}$ C (-40° a $+70^{\circ}$ C).

Pressão Atmosférica

Faixa de Medição: 600 a 1100 hPa.

Resolução de saída: $\pm 0,01$ hPa.

Precisão: $\pm 0,3$ hPa ($+20^{\circ}$ C).

$\pm 0,6$ hPa (0° a 40° C).

$\pm 1,0$ hPa (-20° a $+ 45^{\circ}$ C).

$\pm 1,5$ hPa (-40° a $+ 60^{\circ}$ C).

4.4 Medições e Testes com o Dispositivo

Foram realizados dois tipos de testes, um para avaliar o funcionamento da rede *mesh* e o outro com o dispositivo e com os instrumentos de referência, visando determinar as principais especificações do dispositivo implementado.

Testes com a Rede *Mesh*

Os seguintes testes foram realizados para avaliar o funcionamento da rede *mesh*:

- Todos os nós conectados no mesmo ambiente;
- Com o nó roteador em um ambiente e os nós sensores em outro ambiente;
- Com todos os nós em diferentes ambientes com um nó sensor fora da área de cobertura da rede, para que o outro nó sensor atuasse como nó roteador.

Medições com o Dispositivo

As medições das seguintes grandezas foram realizadas:

a) Frequência cardíaca e SpO2 com o oxímetro de pulso ANU OX-06, e com o dispositivo implementado, com o sensor MAX30100, (o voluntário permaneceu em repouso durante as medições);

b) Temperatura ambiente e pressão atmosférica, com os instrumentos Campbell, modelo CS215-L14 e VAISALA, modelo CS109, respectivamente, e com o dispositivo implementado, com o sensor BME280, na Estação Meteorológica da UNESP - Ilha Solteira.

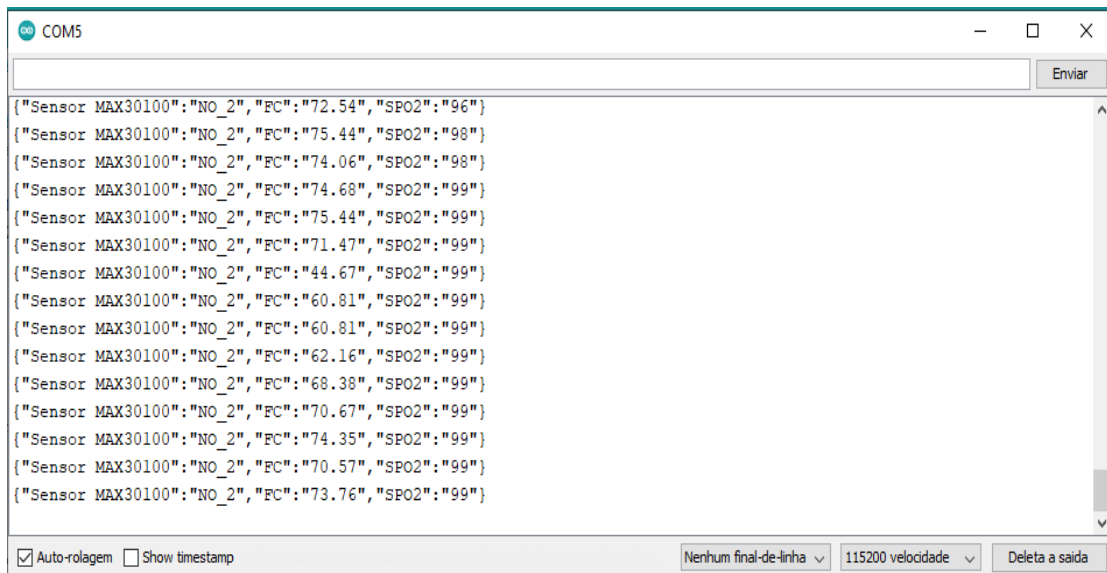
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos com o dispositivo LIEB.

5.1 Resposta do Dispositivo LIEB com o Sensor MAX30100

Na Figura 33, mostra-se a resposta do Dispositivo LIEB, utilizando o sensor MAX30100, na medição de frequência cardíaca e percentual de saturação de oxigênio (SpO2), e apresentadas no monitor.

Figura 33: Resposta do dispositivo LIEB na medição de frequência cardíaca e SpO2 apresentadas no monitor.



```

COM5
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "72.54", "SPO2": "96"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "75.44", "SPO2": "98"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "74.06", "SPO2": "98"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "74.68", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "75.44", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "71.47", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "44.67", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "60.81", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "60.81", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "62.16", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "68.38", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "70.67", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "74.35", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "70.57", "SPO2": "99"}
{"Sensor MAX30100": "NO_2", "FC": "73.76", "SPO2": "99"}
  
```

Fonte: Da autora.

As medidas obtidas com o Oxímetro de Pulso ANU OX-06 Figura 34 são mostradas no seu *display* e na Tabela 3.

Figura 34: Medidas de FC e SpO2 obtidas com o oxímetro ANU OX-06.



Fonte: Da autora.

Tabela 3: Medidas de frequência cardíaca e SpO2 obtidas com o instrumento comercial ANU OX-06 e com o Dispositivo LIEB, com o sensor BME280.

Frequência Cardíaca Sensor MAX30100	Frequência Cardíaca ANU OX-06	Oximetria (SpO2) Sensor MAX30100	Oximetria (SpO2) ANU OX-06
70,56 BPM	82 BPM	98 %	97 %
73,16 BPM	82 BPM	98 %	97 %
73,17 BPM	82 BPM	98 %	97 %
75,32 BPM	82 BPM	98 %	97 %
74,83 BPM	80 BPM	98 %	98 %
73,28 BPM	76 BPM	98 %	98 %
74,30 BPM	75 BPM	98 %	98 %
73,08 BPM	75 BPM	98 %	97 %
72,08 BPM	75 BPM	98 %	97 %
72,44 BPM	76 BPM	98 %	97 %
74,26 BPM	72 BPM	97 %	95 %
74,54 BPM	73 BPM	97 %	95 %
75,25 BPM	73 BPM	97 %	95 %
77,23 BPM	74 BPM	97 %	95 %
70,52 BPM	74 BPM	98 %	95 %
72,98 BPM	77 BPM	98 %	96 %
75,45 BPM	76 BPM	98 %	95 %
73,71 BPM	75 BPM	97 %	95 %
71,86 BPM	74 BPM	97 %	96 %
72,51 BPM	74 BPM	97 %	96 %
83,03 BPM	84 BPM	98 %	97 %

84,13 BPM	85 BPM	99 %	96 %
85,07 BPM	86 BPM	99 %	97 %
85,68 BPM	86 BPM	99 %	97 %
84,26 BPM	86 BPM	99 %	97 %
83,70 BPM	87 BPM	99 %	97 %
80,86 BPM	84 BPM	99 %	97 %
81,59 BPM	90 BPM	99 %	97 %
78,72 BPM	89 BPM	99 %	97 %
79,22 BPM	85 BPM	99 %	97 %
72,68 BPM	80 BPM	99 %	98 %
74,95 BPM	81 BPM	98 %	98 %
75,55 BPM	82 BPM	98 %	98 %
73,02 BPM	79 BPM	98 %	99 %
75,88 BPM	78 BPM	98 %	98 %
73,23 BPM	77 BPM	98 %	98 %
73,98 BPM	76 BPM	99 %	98 %
75,15 BPM	74 BPM	99 %	98 %
75,63 BPM	74 BPM	99 %	98 %
77,89 BPM	74 BPM	98 %	98 %

Fonte: Da autora.

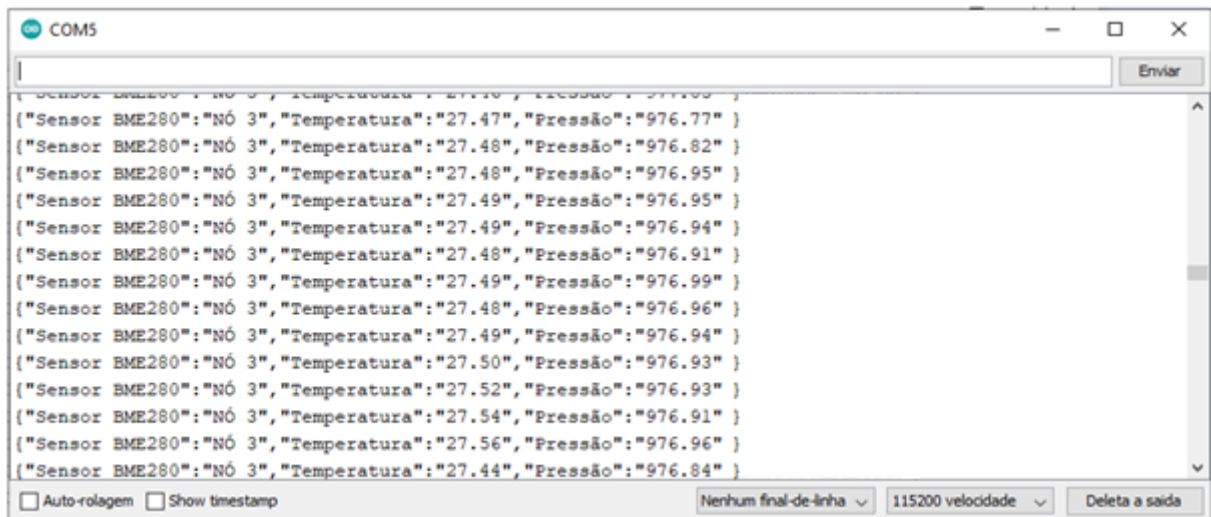
A média dos valores das 40 leituras de FC realizadas, durante 5 minutos, com o dispositivo LIEB, com o sensor MAX301100, foi 76 BPM. O valor médio de FC, medido com o oxímetro de pulso comercial ANU OX-06, foi 79 BPM. Portanto, o erro do dispositivo LIEB, em relação ao oxímetro ANU, foi de 3,8% e a acurácia 96,2%.

O valor médio das medições de SpO2 realizadas com o dispositivo LIEB, com o sensor MAX30100, foi de 98,2% %, e com o oxímetro ANU OX-06 foi de 96,9 %. O erro do dispositivo LIEB foi de 1,3% e a acurácia 98,7%.

5.2 Resposta do Dispositivo LIEB com o Sensor BME280

Os resultados obtidos com os instrumentos medidores de temperatura CAMPBELL, modelo CS215-L14, de pressão VAISALA, modelo CS109, e com o dispositivo LIEB, utilizando o sensor BME280, são apresentados na Figura 35.

Figura 35: Resposta do sensor de temperatura e pressão.



Fonte: Da autora.

Na Tabela 4 são apresentadas as medidas realizadas com os instrumentos medidores de temperatura CAMPBELL, modelo CS215-L14, de pressão VAISALA, modelo CS109, e com o dispositivo LIEB, utilizando o sensor BME280, realizados na Estação Meteorológica de Ilha Solteira - SP.

Tabela 4: Medidas de temperatura ambiente e pressão atmosférica obtidas com os instrumentos CAMPBELL, modelo CS215-L14, VAISALA, modelo CS109 e com o nosso dispositivo, utilizando o sensor BME280.

Temperatura Ambiente (Dispositivo LIEB)	Temperatura Ambiente (Instrumento CAMPBELL)	Pressão Atmosférica (Dispositivo LIEB)	Pressão Atmosférica (Instrumento VAISALA)
27,24 °C	27,38 °C	976,89 Pa	975,49 Pa
27,45 °C	27,36 °C	976,86 Pa	975,49 Pa

27,46 °C	27,35 °C	976,85 Pa	975,97 Pa
27,44 °C	27,36 °C	976,83 Pa	975,65 Pa
27,4 °C	27,35 °C	976,92 Pa	975,16 Pa
27,38 °C	27,33 °C	976,95 Pa	975,73 Pa
27,36 °C	27,34 °C	976,9 Pa	975,97 Pa
27,34 °C	27,33 °C	976,89 Pa	975,41 Pa
27,35 °C	27,32 °C	976,94 Pa	975,25 Pa
27,34 °C	27,31 °C	976,93 Pa	975,73 Pa
27,33 °C	27,28 °C	976,97 Pa	975,9 Pa
27,32 °C	27,29 °C	976,90 Pa	975,28 Pa
27,32 °C	27,18 °C	976,89 Pa	976,00 Pa
27,28 °C	27,18 °C	976,86 Pa	975,60 Pa
27,57 °C	27,77 °C	976,91 Pa	975,08 Pa
27,58 °C	27,76 °C	976,52 Pa	975,91 Pa
27,59 °C	27,78 °C	976,94 Pa	975,60 Pa
27,59 °C	27,77 °C	976,89 Pa	975,11 Pa
27,63 °C	27,77 °C	976,92 Pa	975,52 Pa
27,64 °C	27,78 °C	976,89 Pa	975,84 Pa
27,64 °C	27,76 °C	976,83 Pa	975,84 Pa
27,65 °C	27,75 °C	976,85 Pa	975,6 Pa
27,65 °C	27,73 °C	976,91 Pa	975,11 Pa
27,63 °C	27,70 °C	976,89 Pa	975,76 Pa
27,64 °C	27,70 °C	976,93 Pa	975,84 Pa
27,61 °C	27,67 °C	976,87 Pa	975,84 Pa
27,62 °C	27,67 °C	976,96 Pa	975,28 Pa

27,61 °C	27,64 °C	976,93 Pa	975,28 Pa
27,60 °C	27,64 °C	976,97 Pa	975,19 Pa
27,60 °C	27,66 °C	976,88 Pa	975,19 Pa
27,60 °C	27,64 °C	976,92 Pa	975,84 Pa
27,60 °C	27,62 °C	976,87 Pa	975,76 Pa
27,60 °C	27,60 °C	976,92 Pa	975,28 Pa
27,59 °C	27,61 °C	976,91 Pa	975,36 Pa
27,56 °C	27,60 °C	976,88 Pa	975,93 Pa
27,56 °C	27,64 °C	976,88 Pa	975,91 Pa
27,54 °C	27,66 °C	976,84 Pa	975,60 Pa
27,52 °C	27,64 °C	976,92 Pa	975,11 Pa
27,50 °C	27,62 °C	976,65 Pa	975,52 Pa
27,51 °C	27,60 °C	976,86 Pa	975,84 Pa

Fonte: Da autora.

Analisando as medidas da Tabela 4, constata-se que os valores de temperatura ambiente medidas com o dispositivo LIEB, com o sensor BME280, e com o instrumento Campbell, foram praticamente idênticas. A máxima diferença entre elas foi de 0,2 C°. A média das medidas efetuadas com o dispositivo LIEB foi 27,5 °C. A média das medidas efetuadas com o dispositivo BMP280 foi 27,5 °C.

O desvio padrão das medidas de temperatura realizadas com o dispositivo LIEB foi de 0,02 °C, com erro percentual de 0,2%. Portanto, a acurácia do dispositivo LIEB foi de 99,8%, quando se utilizou, como referência, o instrumento da Campbell. A acurácia do sensor foi de 99,8%, quando se utilizou, como referência, o instrumento modelo CS215-L14, da Campbell.

Os valores de pressão atmosférica medidos com o dispositivo LIEB e com o instrumento VAISALA também são praticamente iguais, sendo de 1,8 Pa a máxima diferença entre elas. As medidas obtidas pelo dispositivo LIEB apresentaram média

de 976,9 Pa. O desvio padrão das medidas do dispositivo LIEB foi de 0, 2 Pa, o erro percentual em relação ao VAISALA foi de 0,1%, portanto a acurácia foi de 99,9%.

5.3 Resultados do Funcionamento da Rede *Mesh*

A rede foi analisada com o nó roteador em um ambiente diferente dos nós sensores e os mesmos sendo alimentados pela rede elétrica.

Também foi avaliada para todos os nós em diferentes ambientes, com um nó posicionado fora da área de cobertura, e o outro nó sensor agindo como ponto de conexão do nó vizinho. Na Figura 36 mostra-se as respostas obtidas.

Figura 36: Resposta para os nós sensores em ambientes diferentes do nó roteado.

```

COMS
Adjusted time 267712246. Offset = 301209
Adjusted time 267896559. Offset = -35897
Adjusted time 268098004. Offset = -6308
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"71.27","SPO2":"98"]
Adjusted time 268409980. Offset = 99665
Adjusted time 269014441. Offset = 504
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"69.63","SPO2":"98"]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.92","pres":"975.20" ]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"44.77","SPO2":"98"]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.92","pres":"975.22" ]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"64.57","SPO2":"99"]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"38.21","SPO2":"99"]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"39.06","SPO2":"99"]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.92","pres":"975.22" ]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"72.28","SPO2":"99"]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.92","pres":"975.22" ]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.91","pres":"975.29" ]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"40.16","SPO2":"0"]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.91","pres":"975.26" ]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.90","pres":"975.26" ]
startHere: Received from 3520222793 msg=["Sensor MAX30100":"NO_2","FC":"70.56","SPO2":"99"]
startHere: Received from 35202229637 msg=["Sensor Type":"BMP280","Node Name":"NODE_2","Temperature":"26.90","pres":"975.23" ]
  
```

Fonte: Da autora.

Foi possível observar que o nó fora da área de cobertura utilizou o nó mais próximo como ponte de conexão, como era esperado, provando que a rede construída é escalonável.

Todos os testes realizados com a rede evidenciaram seu bom funcionamento, obtendo-se as respostas esperadas.

6 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que o objetivo do trabalho foi atingido, considerando que as medidas de SpO₂, pressão atmosférica e temperatura ambiente obtidas com o dispositivo e com os instrumentos de referência são praticamente idênticas, a acurácia nas medidas de pressão atmosférica foi de 99,9%, para a de temperatura foi de 99,8%, 96,2% nas medidas de frequência cardíaca e de 98,7% para SpO₂.

A acurácia na medição da frequência cardíaca não foi satisfatória, mas poderá aumentar acentuadamente, construindo-se uma estrutura mecânica adequada que mantenha estável a posição do dedo no momento de se realizar a medição.

Os testes realizados, nas diferentes situações testadas, mostraram que a rede *mesh* implementada funcionou de forma plenamente satisfatória.

6.1 Perspectivas para Trabalhos Futuros

Com a análise dos resultados obtidos, sugere-se algumas adaptações e trabalhos futuros:

1. Construir um protótipo para integrar todos os componentes do dispositivo e a estrutura mecânica para alojar adequadamente o dedo nas medições com o sensor biomédico MAX30100;
2. Implementar uma rede que comunique com redes externas semelhantes às utilizadas nos prontuários eletrônicos;
3. Implementar uma rede *mesh* que realize interface com smartphones.

REFERÊNCIAS

- ABELÉM, A. J. G. *et al.* Redes mesh: mobilidade, qualidade de serviço e comunicação em grupo. *In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE REDES DE COMPUTADORES*, Belém, 2007. **Anais** [...] Belém: UFPA, 2007. p. 1-54.
- ALBERGARIA, P. de C. **Remote biometrical monitoring system via IoT**. 2020. 96 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, 2020.
- ALMEIDA FILHO, V. A. OLIVEIRA, A. M. COSTA, C. da S. Estudo comparativo dos modos da PPG para medição de sinais de FC utilizando Arduino. XXXVI SIMPÓSIO BRASILEIRO DE TELECOMUNICAÇÕES E PROCESSAMENTO DE SINAIS, Campina Grande, 2018. **Anais** [...] Marabá: UNIFESSPA, 2018. p. 1-4.
- AMABIS, J. M.; MARTHO, G. R. **Fundamentos da Biologia Moderna: Anatomia e fisiologia humanas**. 4. ed. São Paulo: Moderna, 2006.
- AKYILDIZ, I. F. WANG, X. AND WANG, W. *Reless mesh networks: a survey*. **Computer Networks and ISDN Systems**, Amsterdam, v. 47, n. 4, p. 445–487, 2005.
- AYOADE, J. O. **Introdução à climatologia para os trópicos**. 20. Ed. São Paulo: Bertrand Brasil, 1995.
- BARBOSA, T. M. G de A. **Uma arquitetura de redes de sensores do corpo humano**. 2008. 188 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2008.
- BEI, C. LIU, Y. GU, J. *Medical intelligent infusion monitoring system based on 5G network and FPGA*. **Microprocessors and Microsystems**, Chengde, v. 79. Chengde, p. 1- 5, 2020.
- BERTOIGNA, E. G. **Microcontroladores AVR teoria e prática: baseado no ATmega8515**. 1. ed. Curitiba: Edição do Autor, 2014.
- BEZERRA, M. A. A. **Protocolos de Comunicação Aplicados em FPGAs**. 2013. 71 f. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, CE, 2013.
- BRITO, L. L. F. *et al*, **Protocolos De Comunicação para Internet Of Things (IoT)**. Intercursos Revista Científica - Ciências exatas, Ituiutaba, v. 17, n. 1, p. 57-73, 2018.
- CAMARA, 2013. **Protocolo I²C**. acesso em junho de 2021, [online] Disponível em: <<http://www.univasf.edu.br/~romulo.camara/novo/wpcontent/uploads/2013/11/Barramento-e-Protocolo-I2C.pdf>>

CHOI, Y. ZHANG, Q. KO, S. **Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert–Huang transform**. Computers and Electrical Engineering, Saskatoon, v. 39, p. 103-111, 2013.

DIAS, R. SILVA, J. M. *A Flexible Wearable Sensor Network for Bi-Signals and Human Activity Monitoring*. In: *11ª Conferência Internacional sobre Workshops de Redes de Sensores Corporais Vestíveis e Implantáveis*, Zurique, 2014. **Anais [...]** Porto: INESC TEC, 2014. P. 17-22.

ELETROGATE, acesso em março de 2021, [online] Disponível em: <<https://www.eletrogate.com/sensor-de-pressao-e-temperatura-bmp280>>

ESPRESSIF SYSTEMS, **ESP- Mesh**. aceso em fevereiro de 2021, em: <https://www.espressif.com/en/products/software/esp-mesh/overview>.

ESPRESSIF SYSTEMS, Guia de programação, acesso em junho de 2021, [online] Disponível em: <<https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>>

FARIAS, M. M. **Protocolo de roteamento para redes wireless mesh**. 2008. 71f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, RS, 2008.

FERREIRA, M. E. M.C. **“Doenças tropicais”:** o clima e a saúde coletiva. **Alterações climáticas e a ocorrência de malária na área de influência do reservatório de Itaipu**. Terra Livre, São Paulo, v. 1, n. 20, p. 179-191, 2003.

FERREIRA, V. C. CABALLERO, E. LIMA, R. BALBI, H. SEIXAS, F. L. ALBUQUERQUE, C. MUCHALUAT-SAADE, D. C. **Redes Corporais Sem Fio e Suas Aplicações em Saúde**. In: *37ª JAI – Jornadas de Atualização em Informática*, Natal, 2018. **Anais [...]** Porto Alegre: UFBA e UFERSA, 2018. p. 144-193.

FUDOLI, F. H. **Desenvolvimento De Uma Rede De Sensores Sem Fio Aplicada A Domótica E Internet Das Coisas**. 2017. 74 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharel em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal Do Paraná (UTFPR), Campo Mourão, PR, 2017.

GANAPATHY, S. ASHWIN, A. R. ANUDEEP, G. BHAVANA, V. **Technology Aided Alert System for Medical Emergencies Using WSN**. In: *Third International Conference on Smart Systems and Inventive Technology (ICSSIT)*, Tirunelveli, 2020. **Anais [...]** Bengaluru: Amrita School of Engineering, 2020. p. 33-40.

GIMENEZ, S. P. **Microcontroladores 8051**. 1. ed. São Paulo: Pearson, 2005.

GOLDBERG, C. **A practical guide to clinical medicine**. 2008. acesso em julho de 2021, [online] Disponível em: <<https://meded.ucsd.edu/clinicalmed/vital.html>>

GUYTON, A. C. **Fisiologia Humana: O sistema circulatório**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 1988.

GUYTON, A. C. HALL, J. E. **Tratado De Fisiologia Médica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2011.

HAGHI, M. GEISSLER, A. FLEISCHER, H. ; STOLL, N. THUROW, K. *Ubiqsense: A Personal Wearable in Ambient Parameters Monitoring based on IoT Platform*. In: *International Conference on Sensing and Instrumentation in IoT Era (ISSI)*, Lisboa, 2019. **Anais** [...] Rostock: University of Rostock, 2019. p. 1-6.

JAFER, E. HUSSAIN, S. FERNANDO, X. *A Wireless Body Area Network for Remote Observation of Physiological Signals*. **IEEE Consumer Electronics Magazine**, Toronto, v. 9, no. 2, p. 103-106, 2020.

KASHYAP, R. AZMAN, M. PANICKER, J. G. *Ubiquitous mesh: a wireless mesh network for iot systems in smart homes and smart cities*. In: *IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT)*, Telangana, 2019. **Anais** [...] Telangana: Institute of Technology Waranga, 2019. p. 1-5.

KEATINGE, W. R. COLESHAW, S. R. COTTER, F. MATTOCK, M. MURPHY, M. CHELLIAH, R. *Increases in platelet and red cell counts, blood viscosity, and arterial pressure during mild surface cooling: factors in mortality from coronary and cerebral thrombosis in winter*. **British Medical Journal**, London, v. 289, p. 1405-1409, 1984.

KESTENS, Y. CHAIX, B. GERBER, P. DESPRÈS, M. GAUVIN, L. KLEIN, O. KLEIN, S. KÖPPEN, B. LORD, S. NAUD , A. PAYETTE, H. RICHARD, L. RONDIER, P. SHARECK, M. SUEUR, C. THIERRY, B. VALLÉE, J. end WASFI, R. *Understanding the role of contrasting urban contexts in healthy aging: an international cohort study using wearable sensor devices (the CURHA study protocol)*. **BMC Geriatrics**, Montréal, v. 16, p. 1-12, 2016.

KODALI, R. K. *et al.*, *Smart Control System Solution for Smart Cities*. In: *CyberC 2018: International Conference on Cyber-enabled Distributed Computing Knowledge Discovery*, Zhengzhou, 2018. **Anais** [...] Telangana: National Institute of Technology, 2018. p. 89-92.

KUMAR, M. A.; SNEHA, B. *Video Acquisition Through I2C Using Vhdl*. **International Journal of Engineering Trends and Technology**, v. 4, p.1682-1687, 2013.

KUROSE, K. ROSS, **Redes de computadores e a internet: uma abordagem topdown**. 6. ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2013.

LEENS, F. Uma introdução aos protocolos I2C e SPI. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine**, v.12, n.1, p.8-13, 2009.

LEAL, J. F. U. **Desenvolvimento de um protótipo de monitoramento de pressão arterial sistêmica baseado em fotopletismografia**. 2019. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal Do Espírito Santo, Vitória, ES, 2019.

LI, R. LI, X. DING, Y. *Link Prediction Algorithm for BLE Mesh Network in Health Monitoring System. In: Chinese Control and Decision Conference (CCDC)*. Hefei, 2020. **Anais** [...] Wuhan: Wuhan University of Science and Technology, 2020. p. 1997-2001.

LOUREIRO, A. A. F. et al. Redes de sensores sem fio. *In: XXI Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores e Sistemas Distribuídos*, Natal, 2003. **Anais** [...] Belo Horizonte: UFMG, 2003, p.179-226.

MA, Y. CHAO, Y. and TSAI, T. *Smart-clothes — Prototyping of a health monitoring platform. In: IEEE Third International Conference on Consumer Electronics (ICCE)*. Berlin, 2013. **Anais** [...] Taoyuan: Chang Gung University, 2013. p. 60-63.

MAIER, A. SHARP, A. e VAGAPOV, Y. Análise comparativa e implementação prática do módulo de microcontrolador ESP32 para a internet das coisas. ***Internet Technologies and Applications (ITA)***, p. 143-148, 2017.

MAINI, A. K. **Digital Electronics: Principles, Devices and Applications**. 1.ed. Delhi: Wiley, 2007.

MELO JR, G. et al. Rede de sensores wireless com topologia *Mesh* utilizando protocolo ZigBee. ***Research, Society and Development***, Goiânia, v. 9, n.10, p. 1-15, 2020.

MENDONÇA, F. Aspectos da Interação Clima-Ambiente-Saúde Humana: Da Relação Sociedade-Natureza à (In)Sustentabilidade Ambiental. **RA'EGA**, n. 4. p. 85-89. Curitiba, 2000.

MENDONÇA, F. Aquecimento Global e Saúde: uma perspectiva geográfica – notas introdutórias. **Terra livre**, v. 1, n. 20, p. 205-221. São Paulo, 2003.

MOYLE, J. T. **Pulse Oximetry**. 2. ed. London: BMJ Books, 2002.

MURTA, G. F.; et al. **Saberes e Práticas: guia para ensino e aprendizado de enfermagem**. 5. ed. São Caetano do Sul: Difusão, 2009.

NAÇÕES UNIDAS BRASIL, acesso em maio de 2021, [online] Disponível em: <<https://brasil.un.org/pt-br/104646-oms-revela-principais-causas-de-morte-e-incapacidade-em-todo-o-mundo-entre-2000-e-2019>>

NEDUNGADI, P. JAYAKUMAR, A. RAMAN, R. *Personalized health monitoring system for managing well-being in rural areas. J Med Syst. Coimbatore*, p. 1-22, 2017.

RÉA NETO, A. et al. **Fisiologia Cardiovascular. Monitorização em UTI**. 1. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2004.

NEVES, M. A. L. **Oxímetro de Pulso Com Comunicação via Bluetooth**. 2015. 85 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2015.

NUNES, D. F. S. **ACUMAAF: Ambiente de Computação Ubíqua para o Monitoramento e avaliação de Atividade Física.** 2012. 125 f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, 2012.

PAGNOSSIN, E. M. BURIOL, G. A. GRACIOLLI, M. de A. Influência Dos Elementos Meteorológicos No Conforto Térmico Humano: Bases Biofísicas. **Disciplinarum Scientia. Série: Ciência Biol. e da Saúde**, Santa Maria, v. 2, n. 1, p. 149-161, 2001.

PANDOLFI, A. S. Sistema de monitoramento de sensores sem fio utilizando rede *mesh* com foco em conforto e qualidade em ambientes escolares. **Revista Ifes Ciência**, Colatina, v. 5, n. 1, p. 1-21, 2019.

PainlessMesh. PainlessMesh Technical Documentation. GitLab.com, 2016. acesso em junho de 2021, [online] disponível em: <<https://gitlab.com/painlessMesh>>.

PITTON, S. E. C.; DOMINGOS, A. E. Tempo e Doenças: Efeitos dos parâmetros climáticos nas crises hipertensivas nos moradores de Santa Gertrudes –SP, **Estudos Geográficos**, Rio Claro, v. 2, n. 1 p. 75-86, 2004.

REZENDE, N. S. **Redes Móveis Sem Fio Ad hoc.** 2015. 87 f. Monografia (Especialização em Gerenciamento de Redes de Computadores) - Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro, RJ, 2004.

RODRIGUES, J. M. P. **Condições de Trabalho na Indústria Cerâmica: Avaliação da Exposição ao Calor.** 2015. 72 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia do Ambiente) - Universidade de Coimbra, Coimbra, 2015.

RODRIGUES FILHO, R. V. **Um Simulador para Arquitetura de Redes de Sensores do Corpo Humano Baseado na Plataforma SHIMMER.** 2013. 101 f. Dissertação (Mestrado em Redes e Sistemas Distribuídos) - Universidade Federal de Goiás - Instituto de Informática. Goiânia, 2013.

ROSETO, O. F. G. **Sistema Móvel De Monitoramento E Treinamento Para Ciclista Com Smartphone Android.** 2012. 85 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2012.

SAHA, S. RAHMAN, M. A. THAKUR, A. *Design and implementation of SPI bus protocol with Built-in-self-test capability over FPGA. International Conference on Electrical Engineering and Information & Communication Technology*, Dhaka, 2014. **Anais** [...] Khulna: Khulna University of Engineering & Technology Bangladesh, 2014, p. 1-6.

SANTOS, A. C. N. FIRMINO, R. M. SOTO, J. C. H. MEDEIROS, D. S. V. MATTOS, D. M. F. ALBURQUEQUE, C. V. N. SEIXAS, F. MUCHALUAT-SAADE, D.C. NATALIA C. FERNANDES, N. C. Aplicações em Redes de Sensores na Área da Saúde e Gerenciamento de Dados Médicos: Tecnologias em Ascensão. 20º Simpósio Brasileiro de Computação Aplicada à Saúde, Salvador, 2020. **Anais** [...] Niterói: UFF, 2020, p. 137-186.

SANTOS, B. P. *et al.*, Internet das Coisas: da Teoria à Prática. XXXIV Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores e Sistemas Distribuídos, Salvador, 2016. **Anais [...]** Belo Horizonte, MG, 2016, p. 1-50.

SCHATZ, C. H. V. **Sistema Inteligente para Monitoramento e Predição do Estado Clínico de Pacientes Baseado em Lógica Fuzzy e Redes Neurais**. 2014. 143 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Curitiba, PR, 2014.

SENE JUNIOR, I. G. **Arquitetura para Desenvolvimento de Aplicação de Rede de Sensores para o Monitoramento da Saúde Humana**. 2009. 178 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2009.

SETTE, D. M. RIBEIRO, H. Interações entre o Clima, O Tempo E A Saúde Humana. **Revista de Saúde Meio Ambiente e Sustentabilidade**, v. 6. 2011.

SILVA, A. P. L.; BENETTI, C. F. A.; FRANÇA, A. A. F. **Enfermagem Em Cardiologia Intervencionista**. 1. ed. São Paulo: Editora dos Editores, 2019.

SILVA, K. C. N. **Monitoramento Da Saúde Humana Através De Sensores: Análise De Incertezas Contextuais Através Da Teoria Da Evidência De Dempster-Shafer**. 2013. 141 f. Tese (Doutorado em Computação e Sistemas Digitais) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, 2013.

SOMANATHAN, L. KHALIL, I. *Fitness Monitoring System Based on Heart Rate and SpO2 Level*, In: *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*, CORFU, 2010. **Anais [...]**, Melbourne: RMIT University Melbourne City Campus. p. 1-4, 2010.

TAKEDA, F. MORO, A. R. P. GUTHS, S. Sistema De Monitoramento De Temperatura Corporal Para Atividades Com Exposição Ao Frio Artificial Controlado. **Revista Científica Eletrônica de Engenharia de Produção**, Florianópolis, v. 19, n. 1, p. 229-248, 2019.

TAMURA, T. MAEDA, Y. SEKINE, M. YOSHIDA, M. *Wearable Photoplethysmographic Sensors - Past and Present*. **Electronics**, Neyagawa, v. 3, n. 2, p. 282-302, 2014.

WEBSTER, J. G. **Design of Pulse Oximeters**. 1. ed London: CRC Press, 1997.

YOSHIYA, I.; SHIMADA, Y.; TANAKA, K. *Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip*. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 18, n. 1, p. 27-32, 1980.