

CENTRO UNIVERSITÁRIO DO INSTITUTO MAUÁ DE TECNOLOGIA

Escola de Engenharia Mauá

Engenharia de Controle e Automação

Daniel Gatti Richart

Henrique Santos Ventureli de Souza

Lucas Rodriguez Saraiva

**Monitoramento IoT para ventilação mecânica pulmonar utilizando
bolsa autoinflável**

São Caetano do Sul

2021

Daniel Gatti Richart
Henrique Santos Ventureli de Souza
Lucas Rodriguez Saraiva

Monitoramento IoT para ventilação mecânica pulmonar utilizando bolsa autoinflável

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia Mauá do Centro
Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia
como requisito parcial para a obtenção do
título de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientador: Eng. Me. Fernando de Almeida
Martins

Área de concentração: Engenharia de Controle
e Automação

São Caetano do Sul
2021

Richart, Daniel

Monitoramento IoT para ventilação mecânica pulmonar utilizando bolsa autoinflável. / Daniel Gatti Richart, Henrique Santos Ventureli de Souza, Lucas Rodriguez Saraiva. — São Caetano do Sul: CEUN-IMT, 2021.
82 p.

Trabalho de Conclusão de Curso – Escola de Engenharia Mauá do Centro Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia, São Caetano do Sul, SP, 2021.

Orientador(a): Eng. Me. Fernando de Almeida Martins

1. Monitoramento. 2. Prematuridade. 3. IoT. 4. Saúde. I. Souza, Henrique. II. Saraiva, Lucas. III. Instituto Mauá de Tecnologia. Escola de Engenharia. IV. Título.

Daniel Gatti Richart
Henrique Santos Ventureli de Souza
Lucas Rodriguez Saraiva

Monitoramento IoT para ventilação mecânica pulmonar utilizando bolsa autoinflável

Trabalho de Conclusão de Curso aprovado pela
Escola de Engenharia Mauá do Centro
Universitário do Instituto Mauá de Tecnologia
como requisito parcial para a obtenção do
título de Engenheiro de Controle e Automação.

Banca avaliadora:

Engenheiro Mestre Fernando de Almeida Martins

Professor Mestre Alexandre Harayashiki Moreira
Avaliador

Professor Mestre Valdir Melero Junior
Avaliador

São Caetano do Sul, 02 de dezembro de 2021.

*Dedicamos este trabalho a todos que fizeram parte
das nossas jornadas pessoal e acadêmica.*

AGRADECIMENTOS

Ao Engenheiro Mestre Fernando de Almeida Martins, pela orientação do trabalho e todo o apoio técnico para a sua elaboração.

Ao Instituto Mauá de Tecnologia, pela nossa formação como engenheiros.

À Divisão de Eletrônica e Telecomunicações do Instituto Mauá de Tecnologia, pela disponibilidade de apoio e pela utilização das plataformas Smartcampus e Weblab.

À Professora Doutora Cristiane Aparecida Moran e ao Grupo de Pesquisa Prematuridade da Universidade Federal de Santa Catarina, pelo auxílio técnico na área da saúde.

Às nossas famílias, por fazer tudo isso ser possível.

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê.”

Arthur Schopenhauer

RESUMO

O processo de ventilação mecânica, quando realizado de forma incorreta, pode causar danos à saúde dos pacientes, principalmente em recém-nascidos prematuros. Assim, este trabalho teve o objetivo de desenvolver um sistema de monitoramento para o processo de ventilação mecânica pulmonar utilizando bolsa autoinflável com tecnologia IoT (*Internet of Things*). Para isso, foram conectados sensores de fluxo e de pressão de ar à bolsa autoinflável cujas medições foram lidas por um microcontrolador ESP32. A partir desse microcontrolador as informações obtidas dos sensores foram enviadas através de uma conexão com a Internet para um servidor em nuvem, de acordo com um protocolo denominado MQTT. Para a visualização e utilização desses dados, foram desenvolvidos um *dashboard* que pode ser acessado de qualquer lugar e por qualquer dispositivo conectado à Internet por meio de um navegador web e um aplicativo para *smartphones*. Com esse sistema, foi possível medir e visualizar as variáveis de fluxo e pressão de ar do processo de ventilação mecânica em tempo real e *online*. Com isso, o sistema pôde ser utilizado tanto para a avaliação da ventilação mecânica quanto para o treinamento de novos profissionais da saúde, evitando, cada vez mais, que o processo seja feito de maneira incorreta e prejudique a saúde dos pacientes.

Palavras-chave: Monitoramento. Prematuridade. IoT. Saúde.

ABSTRACT

The mechanical ventilation process, when performed wrongly, can be harmful to the patient's health, especially in preterm newborns. Therefore, this project was the development of an IoT (Internet of Things) monitoring system to the ventilation process using a self-inflating bag. To that end, air flow and pressure sensors were connected to the self-inflating bag and their measurements were read by an ESP32 microcontroller. With this microcontroller, the information obtained from the sensors were sent through an Internet connection to a cloud server with a protocol known as MQTT. To visualize and use this data, a dashboard that could be accessed from anywhere and by any device connected to the internet and a smartphone application were developed. With this system, it was possible to measure the air flow and pressure variables in the mechanical ventilation process in real time and online. With that, this system could be used for the evaluation of the mechanical ventilation, as well as for the training of new healthcare workers, avoiding the situations that the process is performed wrongly and the patient's health is damaged.

Keywords: Monitoring. Prematurity. IoT. Health.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 — Representação dos componentes de um reanimador manual	30
Figura 2 — Protótipo do dispositivo medidor	33
Figura 3 — Ventilador Mecânico desenvolvido pelo IMT	35
Figura 4 — Comparação entre ESP32, ESP8266 e Arduino Uno	36
Figura 5 — Placa de desenvolvimento NodeMCU ESP32S.....	36
Figura 6 — Pinagem da placa NodeMCU ESP32S.....	37
Figura 7 — Tensão em função do fluxo de massa de ar.....	38
Figura 8 — Sensor MAF utilizado no projeto	39
Figura 9 — Sensor de pressão utilizado no projeto	39
Figura 10 — <i>Display</i> OLED utilizado no projeto	40
Figura 11 — Bateria e circuito recarregador	41
Figura 12 — Conversor <i>step up</i>	41
Figura 13 — Regulador de tensão LM7805	42
Figura 14 — Esquema de comunicação com protocolo MQTT	44
Figura 15 — Curva da pressão do ar na ventilação mecânica.....	48
Figura 16 — Curva do volume na ventilação mecânica	49
Figura 17 — Curva do fluxo na ventilação mecânica	49
Figura 18 — Curvas construídas para a pressão do ar	50
Figura 19 — Curvas construídas para o volume.....	50
Figura 20 — Curvas construídas para o fluxo.....	51
Figura 21 — Esquemático do protótipo eletrônico.....	51
Figura 22 — Protótipo eletrônico.....	52
Figura 23 — Montagem inicial do sistema	53

Figura 24 — Fluxograma do <i>software</i>	54
Figura 25 — Esquemático da montagem eletrônica.....	55
Figura 26 — Montagem eletrônica	56
Figura 27 — Vistas isométricas das partes do protótipo mecânico	57
Figura 28 — Protótipo mecânico impresso	58
Figura 29 — <i>flow</i> do dashboard integrado ao Weblab.....	58
Figura 30 — Dashboard integrado ao Weblab	59
Figura 31 — Tela inicial e tela de login	60
Figura 32 — Cadastro de usuário.....	61
Figura 33 — Lista de pacientes e tela de perfil.....	61
Figura 34 — Cadastro de paciente.....	62
Figura 35 — Lista de pacientes e tela de perfil do paciente.....	63
Figura 36 — Remoção de paciente da lista.....	63
Figura 37 — Tela de monitoramento e avaliação dos dados	64
Figura 38 — Situação com fluxo de ar adequado	65
Figura 39 — Situação com fluxo de ar baixo.....	65
Figura 40 — Situação com fluxo de ar alto	66
Figura 41 — Dispositivo final	67
Figura 42 — Montagem final do sistema.....	68
Figura 43 — Visualização no <i>display</i>	68
Figura 44 — Imagem da câmera no <i>dashboard</i>	69
Figura 45 — Gráfico no <i>dashboard</i>	69
Figura 46 — Visualização de dados reais no aplicativo	70
Figura 47 — Teste de pressão.....	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC — Conversor analógico-digital

BaaS — *Backend como serviço*

CC — Corrente contínua

DAC — Conversor digital-analógico

IDE — *Integrated Development Environment*

IMT — Instituto Mauá de Tecnologia

IoT — *Internet of Things*

JSON — *JavaScript Object Notation*

MAF — *Mass airflow*

MQTT — *Message Queue Telemetry Transport*

OMS — Organização Mundial da Saúde

PEEP — Pressão expiratória positiva final

PIP — Pico de pressão inspiratória

PWM — Modulação por largura de pulso

QoS — Qualidade de serviço

RM — Reanimador Manual

UFSC — Universidade Federal de Santa Catarina

UTI — Unidade de Terapia Intensiva

VC — Volume Corrente

VI — Ventilação invasiva

VNI — Ventilação não invasiva

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	OBJETIVOS	25
1.2	JUSTIFICATIVA	26
1.3	PANORAMA ECONÔMICO.....	27
1.4	IMPACTOS SOCIAIS.....	28
2	REVISÃO DA LITERATURA	29
2.1	RESPIRADOR E VENTILADOR PULMONAR.....	29
2.1.1	TIPOS DE VENTILADOR PULMONAR	29
2.1.2	REANIMADOR MANUAL AUTO INFLÁVEL	30
2.1.3	VARIÁVEIS DO PROCESSOS DE VENTILAÇÃO	31
3	METODOLOGIA	33
3.1	COMPONENTES E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	34
3.1.1	VENTILADOR MECÂNICO IMT	34
3.1.2	ESP32.....	35
3.1.3	SENSORES.....	37
3.1.4	OUTROS COMPONENTES	40
3.1.5	ESTIMATIVA DE CUSTO	42
3.2	TECNOLOGIAS UTILIZADAS	43
3.2.1	MQTT.....	43
3.2.2	NODE-RED	44
3.2.3	FIREBASE	45
3.2.4	REACT NATIVE	46
4	DESENVOLVIMENTO.....	47
4.1	CALIBRAÇÃO DOS SENSORES	47
4.2	DETERMINAÇÃO DAS CURVAS	48
4.3	PROTOTIPO DO SISTEMA ELETRÔNICO.....	51
4.4	MONTAGEM NA BOLSA AUTOINFLÁVEL.....	52
4.5	<i>SOFTWARE</i>	53
4.6	MONTAGEM ELETRÔNICA.....	54

4.7	PROTÓTIPO MECÂNICO	56
4.8	DASHBOARD	58
4.9	APLICATIVO PARA SMARTPHONE	59
4.9.1	CADASTRO DE USUÁRIO E PACIENTES	59
4.9.2	VISUALIZAÇÃO E AVALIAÇÃO DOS DADOS.....	63
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	67
6	CONCLUSÕES	73
7	SUGESTÕES DE CONTINUAÇÃO	75

1 INTRODUÇÃO

A pandemia do Covid-19 foi reconhecida pela Organização Mundial da Saúde (OMS) no dia 11 de março de 2020 (MALTA *et al.*, 2020) e, desde o início até o presente momento, em novembro de 2021, já ocorreram mais de 5 milhões de mortes por conta do vírus ao redor do mundo (OPERA MUNDI, 2021). Dentre os sintomas da doença, podem ocorrer problemas respiratórios, como síndrome do desconforto respiratório agudo, tromboembolismo e embolia pulmonar. Nos casos em que as manifestações dos sintomas são mais graves, o paciente pode necessitar internação em uma unidade de terapia intensiva (UTI) (TESINI, 2021).

Do total de casos da doença, cerca de 15 % evoluem para hospitalização que necessita de oxigenoterapia e 5 % precisam ir para uma UTI. A oferta de aparelhos de ventilação mecânica, em 2019, no Brasil era de 57,3 mil aparelhos, com uma média de 2 aparelhos por 10 mil habitantes nas macrorregiões e chegando até 0,07 respirador por 10 mil habitantes em algumas regiões pequenas. Considerando a grande velocidade de transmissão do vírus no país, essa quantidade de equipamentos não seria suficiente para atender todos os pacientes (NORONHA *et al.*, 2020). Nesse contexto, o Instituto Mauá de Tecnologia desenvolveu, em 2020, um ventilador mecânico automatizado de baixo custo, para ser uma alternativa para suprir as necessidades das unidades de tratamento para a Covid-19.

Esse cenário de pandemia causou uma série de impactos na sociedade, como o problema antigo dos desperdícios na cadeia de saúde brasileira (DRG BRASIL, 2020) e os prejuízos à educação (COSTIN, 2020). Além disso, ela trouxe à tona problemas de saúde de forma geral, com a necessidade de soluções inovadoras e o emprego de novas tecnologias, como o crescente uso de telemedicina (DESIDÉRIO, 2020). Um dos problemas existentes é o uso de bolsa autoinflável no processo de ventilação mecânica pulmonar em recém-nascidos prematuros, pois o mal uso desse equipamento pode causar danos respiratórios aos bebês, podendo, inclusive, levá-los a óbito (MORAN e BONETTI, 2021).

A mortalidade neonatal se refere aos óbitos nos primeiros 27 dias de vida (BITTENCOURT e GAÍVA, 2014) e representou 40,3 % das mortes de crianças com menos de 5 anos em 2010

(LIU *et al.*, 2012) e 43 % em 2011 (THIO *et al.*, 2014). As principais causas destes óbitos foram complicações de nascimentos prematuros e asfixia no nascimento (SINGHAL e BHUTTA, 2008).

O desenvolvimento de técnicas de ventilação mecânica possibilita a diminuição desses problemas e óbitos, porém o pulmão de bebês recém-nascidos e prematuros é uma estrutura delicada e pode ser danificada com os tratamentos realizados. Com isso, cerca de 40 % dos bebês prematuros que necessitaram ventilação mecânica desenvolvem a doença de displasia broncopulmonar (DONN e SINHA, 2003). Esses problemas podem ocorrer devido à má utilização da bolsa autoinflável, muitas vezes decorrente da falta de conhecimento das variáveis que envolvem o processo durante a sua realização, visto que se trata de um dispositivo manual e sem medição dessas variáveis (MORAN e BONETTI, 2021).

Dentro deste contexto, a Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) possui o grupo de pesquisa Prematuridade, coordenado pela Professora Doutora Cristiane Aparecida Moran, que atua com pesquisas e intervenções a respeito da saúde de recém-nascidos prematuros. Este grupo, no início de 2021, firmou uma parceria com o IMT, na qual serão desenvolvidos projetos em conjunto para melhorar aspectos da saúde e do tratamento de prematuros. Um destes projetos é justamente o monitoramento do processo de ventilação mecânica pulmonar com bolsa autoinflável, que foi iniciado com o desenvolvimento deste trabalho.

O monitoramento e controle de processos são ações fundamentais para gerar os melhores resultados possíveis quanto à utilização de recursos, desempenho, rentabilidade, proteção ambiental e segurança. A instrumentação é amplamente utilizada em processos industriais (DE ROURE, 2020), porém também pode ser observada em outros contextos, como a medicina, por exemplo. Os médicos medem as principais características do funcionamento do corpo humano, para verificar se ele está funcionando corretamente e, se houver alguma mudança, tomam-se as medidas necessárias para que o problema seja resolvido e o corpo siga com saúde e bom desempenho (CRUZ, 2016).

Assim, dentro desses contextos e considerando as aplicações e possibilidades de uso da instrumentação na medicina, este projeto expõe uma solução para o monitoramento da ventilação pulmonar mecânica utilizando bolsa autoinflável, com o objetivo de reduzir os

problemas que este processo pode causar. Essa solução se dá por meio de um dispositivo de monitoramento para acompanhamento em tempo real das variáveis que envolvem a ventilação mecânica. Os dados monitorados são enviados a um servidor em nuvem por tecnologia de Internet das Coisas (*Internet of Things - IoT*) e podem ser acompanhados em um *dashboard online* e em um aplicativo desenvolvido para *smartphones*.

Tendo em vista o contexto em que o projeto de insere e a possibilidade de resolução de problemas graves que afetam a sociedade, tanto em relação à pandemia de Covid-19 quanto ao tratamento de recém-nascidos prematuros, é relevante analisar a possibilidade e a necessidade do projeto em questão de se tornar um produto. Para tal, fez-se necessário, dentre outras análises, discutir o panorama econômico do momento em que as sociedades brasileira e mundial se encontram e os impactos sociais que o projeto pode ter ao se tornar um produto e ser implementado.

1.1 OBJETIVOS

O trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema para monitorar os valores de fluxo e pressão de ar no processo de ventilação mecânica pulmonar utilizando bolsa autoinflável e enviar estes dados, a partir da Internet, para um servidor em nuvem. Com isso, os profissionais de saúde podem ser treinados de uma maneira mais eficiente, evitando que a ventilação seja realizada de maneira incorreta. Assim, para atingir este objetivo, o projeto deve cumprir com os seguintes requisitos:

- a) concepção do sistema de monitoramento do processo de ventilação mecânica;
- b) desenvolvimento da comunicação IoT entre o dispositivo de monitoramento e o servidor em nuvem;
- c) implementação do sistema eletrônico para monitoramento e envio dos dados;
- d) projeto mecânico de um protótipo do dispositivo medidor;
- e) desenvolvimento de aplicativo de *smartphone* para cadastro de pacientes, acompanhamento dos dados enviados e avaliação de uso da bolsa autoinflável;
- f) desenvolvimento de um *dashboard* para exibição dos dados.

1.2 JUSTIFICATIVA

Conforme apresentado anteriormente, o trabalho proposto surgiu a partir das motivações geradas pela pandemia do Covid-19 e pelos óbitos de recém-nascidos e prematuros devido a complicações respiratórias.

Um bebê é considerado prematuro quando nasce entre 20 e 37 semanas de gestação. No entanto, esse grupo ainda pode ser dividido em subgrupos de acordo com o tempo de gestação. Bebês que nascem com 37 e 38 semanas são denominados prematuros limítrofes, de 31 a 36 semanas são classificados como prematuros moderados e entre 24 e 30 semanas são prematuros extremos (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE PAIS, FAMILIARES, AMIGOS E CUIDADORES DE BEBÊS PREMATUROS, 2021). Essa condição é imprevisível e pode ocorrer em qualquer lugar ou classe social. Na maioria dos casos, as causas que levam um bebê a nascer prematuro são desconhecidas, porém podem estar relacionadas com a idade da mãe, alterações placentárias, excesso de líquido amniótico, infecções maternas, dentre outras. A mortalidade e a morbidade neonatal são maiores em recém-nascidos prematuros, visto que a sua condição pode levar à disfunção em qualquer órgão do corpo (RAMOS e CUMAN, 2009).

Os prematuros também apresentam um peso menor em comparação aos bebês nascidos no tempo esperado, também podendo ser classificados de acordo com esse fator. Bebês com menos de 2 kg têm baixo peso, com menos de 1,5 kg, muito baixo peso e aqueles com peso menor que 1 kg, extremo baixo peso. Além do menor peso, bebês prematuros têm outras características comuns tais como pele fina, brilhante e rosada, pouco cabelo, vascularização visível, pouca gordura corporal e musculatura mais fraca que o normal (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE PAIS, FAMILIARES, AMIGOS E CUIDADORES DE BEBÊS PREMATUROS, 2021).

No Brasil, a taxa de prematuridade é de 11,7 %, o que equivale a aproximadamente 300 mil bebês prematuros por ano e faz com que o Brasil seja o décimo país com mais casos de prematuridade no mundo (LABOISSIÈRE, 2016). Com isso, pode-se perceber que um projeto que possa auxiliar na saúde dos prematuros é algo relevante tanto no nosso país quanto no mundo, visto que cerca de um milhão de óbitos por ano ocorrem por complicações relacionadas à prematuridade (VEJA, 2012).

O conceito de Internet das Coisas (*Internet of Things*) consiste basicamente na conexão de qualquer coisa à Internet e a outros dispositivos. Assim, o IoT é uma gigante rede que conecta pessoas e coisas, que podem compartilhar dados e informações entre si, beneficiando o ambiente em que se está inserido (CLARK, 2016). Existem hoje cerca de 7 bilhões de dispositivos IoT conectados no mundo e a aposta de especialistas é que esse número cresça para 22 bilhões até 2025, mostrando ser um cenário muito promissor (ORACLE, 2019).

Um dos principais elementos do projeto é a conectividade do reanimador hospitalar e para isso a implementação do IoT é inevitável. Com a conexão do dispositivo à rede de Internet, é possível gerar uma ampla aplicação para os dados coletados, como monitoramento em tempo real, geração de relatórios e desenvolvimento de *dashboards*. Com tudo isso, a operação do médico ou profissional da saúde responsável se torna muito mais eficiente, podendo gerar um maior bem-estar para o paciente.

1.3 PANORAMA ECONÔMICO

A pandemia do Covid-19 gerou uma crise econômica global, tanto na oferta, com a redução dos níveis de produção por conta das medidas de afastamento, quanto na demanda, por conta da perda de renda causada pelas descontinuidades de produção e ao fechamento de postos de trabalho. Esse cenário comprimiu o consumo e o investimento, com previsões para um desempenho de nível de atividades bastante baixo (HORN, 2020). Assim, o projeto surge em um momento delicado das economias brasileira e mundial, com baixa perspectiva de crescimento e com obstáculos a serem superados. No entanto, o setor de insumos hospitalares, em que se enquadra o sistema desenvolvido, é um dos poucos que teve um aumento em meio à pandemia (SAÚDE BUSINESS, 2021).

Em relação à prematuridade, foi constatado que, em média, os bebês prematuros ficam 51 dias internados na UTI neonatal. Cerca de 64% desses pacientes permanecem internados até 60 dias após o nascimento, 26 % permanecem entre 2 e 5 meses e 1 % fica mais do que 6 meses internados. Além disso, aproximadamente 60 % destes recém-nascidos necessitam realizar ventilação pulmonar mecânica durante a internação (PORTAL HOSPITAIS BRASIL, 2017). Consequentemente, surgem diversos custos para o sistema de saúde para que seja

possível realizar os tratamentos adequados. De acordo com um estudo realizado na Casa de Misericórdia e Maternidade de Rondonópolis em 2017, cada paciente tem um custo médio de internação de R\$ 934,48 ao dia. Assim, o total estimado para os 51 dias médios de internação de cada paciente chegaria a R\$ 47.658,48, representando mais de R\$ 15 bilhões por ano para o cuidado intensivo dos bebês prematuros no Brasil (NERIS e NERIS, 2019).

1.4 IMPACTOS SOCIAIS

Tendo em vista que este projeto visou ajudar no tratamento de recém-nascidos prematuros que precisam utilizar ventilação mecânica pulmonar, pode-se citar como impactos sociais diretos o aumento da chance de sobrevivência dos pacientes – por meio da otimização de tratamentos médicos, tanto em velocidade quanto em qualidade – e a diminuição da probabilidade de sequelas advindas da má utilização da bolsa autoinflável, o que traz um ganho de qualidade de vida relevante para os pacientes.

Além disso, tendo em vista o contexto de pandemia que o Brasil e o mundo vivem atualmente, uma otimização do tratamento de pacientes no geral resulta em uma maior velocidade na desocupação de leitos de UTIs em hospitais, um tema que tem sido amplamente discutido e priorizado na sociedade (PINHONI, 2021).

2 REVISÃO DA LITERATURA

A temática do trabalho está diretamente associada à área da saúde. Assim, tornou-se necessário buscar conhecimentos sobre a área e a atual solução para os problemas apresentados, a fim de construir uma fundamentação teórica para o projeto.

2.1 RESPIRADOR E VENTILADOR PULMONAR

O respirador pulmonar é um equipamento essencial para pacientes que possuem deficiências respiratórias. A respiração é uma ação fundamental para o corpo humano e esse aparelho gera um conforto no momento de respirar, evitando a irritação dos pulmões (CMOS DRAKE, 2020).

Apesar de o respirador pulmonar ser colocado muitas vezes como sinônimo de ventilador pulmonar, esses dois tipos de equipamentos possuem diferenças. Brevemente, qualquer instrumento que possibilita ou auxilia o processo de respiração pode ser considerado um respirador pulmonar. Esse termo pode ser associado tanto a aparelhos mais sofisticados como aparelhos mecânicos ou manuais, quanto a equipamentos mais simples, como máscara para filtrar o ar, nebulizadores e qualquer instrumento que auxilie na troca de gases no corpo humano (CMOS DRAKE, 2020).

O ventilador pulmonar, por sua vez, refere-se especificamente ao equipamento mecânico que pode substituir o esforço respiratório do paciente. O equipamento realiza a troca de gases quando o organismo está incapaz de concluir o processo com eficácia (CMOS DRAKE, 2020).

2.1.1 TIPOS DE VENTILADOR PULMONAR

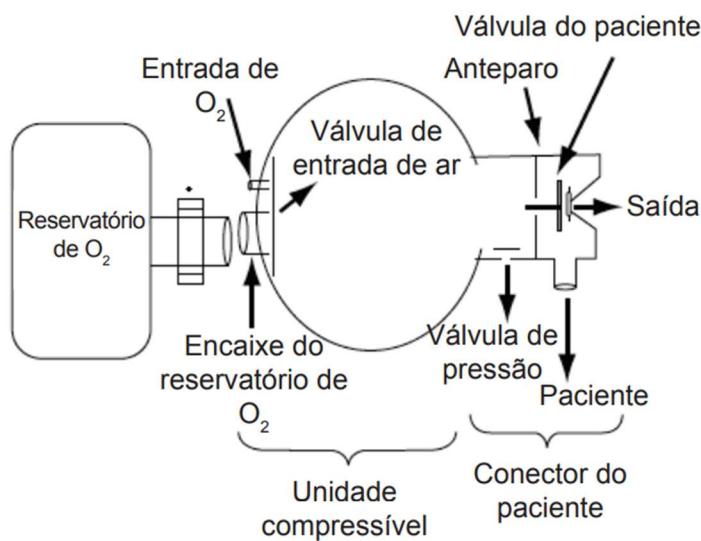
A escolha do modo ventilatório para um determinado paciente com insuficiência respiratória deve ser feita por um profissional da saúde, que deve levar em consideração a patologia enfrentada, a mecânica ventilatória do paciente e a estimativa de tempo em que ele deverá utilizar o suporte respiratório. Essa escolha é imprescindível para que a ventilação corresponda às funções desejadas, garantindo a segurança do paciente e aumentando as chances de recuperação (JP, 2019).

As modalidades de ventilação estão divididas em dois grupos principais: a ventilação invasiva (VI) e a ventilação não invasiva (VNI). Em ambas, a ventilação ocorre a partir da aplicação de pressão positiva nas vias aéreas. No entanto, para liberar esta pressão, a ventilação invasiva emprega uma prótese introduzida nas vias aéreas, enquanto na ventilação não invasiva é utilizada uma máscara como meio entre o paciente e o ventilador artificial (CARVALHO, JUNIOR e FRANCA, 2007).

2.1.2 REANIMADOR MANUAL AUTO INFLÁVEL

O reanimador manual auto inflável também é conhecido como bolsa autoinflável, ventilador manual, hiperinsuflador ou dispositivo bolsa-válvula. A sua principal função é fornecer ventilação com pressão positiva a pacientes com necessidade de suporte ventilatório, sendo amplamente utilizado durante a reanimação cardiopulmonar. Além disso, este modelo de ventilador pode fornecer oxigênio aos pacientes, substituir temporariamente a ventilação mecânica, ventilar pacientes durante transporte e ser utilizado em fisioterapia respiratória (OLIVEIRA *et al.*, 2011). A Figura 1 apresenta um esquema da estrutura de um reanimador manual.

Figura 1 — Representação dos componentes de um reanimador manual



Fonte: OLIVEIRA *et al*, 2011.

Os equipamentos de ventilação artificial portáteis só passaram a ser largamente utilizados durante uma epidemia de poliomielite, na década de 1950. A partir de então, houve o

desenvolvimento acelerado dos ventiladores e a empresa *Ambu International* inventou o primeiro reanimador manual (RM) portátil autoinflável, com válvula de não reinalação, recebendo o nome de Ambu, nome que passou a ser usado como metonímia de RM em todo o mundo. Desde então, esses equipamentos foram aprimorados, garantindo tanto a segurança do paciente, quanto a praticidade ao profissional que o manipula (OLIVEIRA *et al.*, 2011).

Dentre os RMs encontrados no mercado, existem três modelos principais: autoinflável, inflado por fluxo e em peça T. Os reanimadores inflados por fluxo e em peça T necessitam receber fluxo contínuo de gás ou precisam estar conectados a uma fonte elétrica, enquanto o RM auto inflável se auto expande após ter a bolsa descomprimida. A principal vantagem do respirador manual é a portabilidade e sua fácil utilização (OLIVEIRA *et al.*, 2011).

2.1.3 VARIÁVEIS DO PROCESSOS DE VENTILAÇÃO

Algumas das variáveis que envolvem o processo de ventilação mecânica e que são relevantes para o projeto em questão são: volume corrente, fluxo inspiratório, pico de pressão inspiratória (PIP) e pressão expiratória positiva final (PEEP) (MORAN e BONETTI, 2021).

O volume corrente (VC) é o volume de ar que entra e sai dos pulmões a cada ciclo respiratório (JÚNIOR *et al.*, 2014). O fluxo inspiratório corresponde à taxa, normalmente em litros por minuto, com que o volume corrente é ofertado (MACHADO *et al.*, 2018).

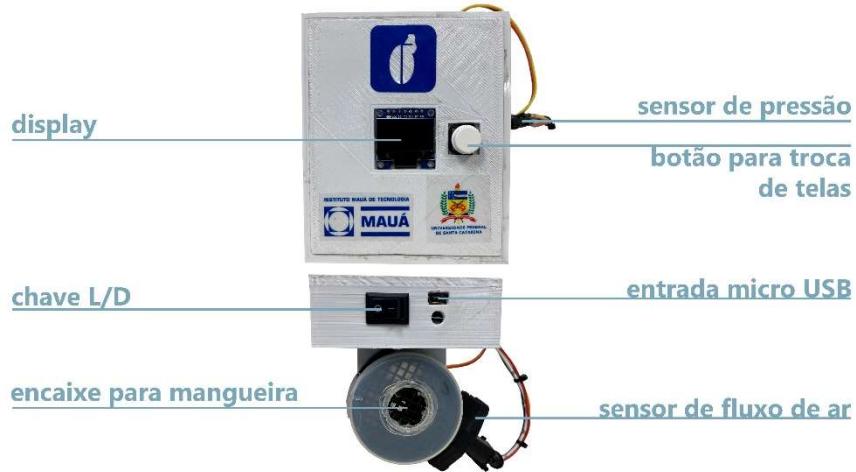
PIP é a pressão total necessária para expandir os pulmões, a caixa torácica e o circuito ventilador/paciente, para um dado volume em um determinado período. A PEEP, por sua vez, é uma pressão positiva constante aplicada ao final da expiração com a finalidade de reduzir os distúrbios das trocas gasosas (CASTRO, 2011).

3 METODOLOGIA

Este trabalho consistiu na construção de um sistema de monitoramento do processo de ventilação pulmonar, em conjunto da conexão IoT para o envio dos dados obtidos pelos sensores para um servidor em nuvem.

Para o desenvolvimento do sistema, um protótipo de dispositivo medidor foi construído, nele estão acomodados o circuito e os componentes eletrônicos utilizados no projeto, conforme apresentado na Figura 2. É possível observar um *display* para a visualização de informações no próprio dispositivo, um botão para a troca das telas do *display*, uma chave para ligar e desligar o aparelho, uma entrada micro USB para o carregamento de uma bateria interna e os sensores de pressão e fluxo de ar.

Figura 2 — Protótipo do dispositivo medidor



Fonte: Os autores, 2021.

Além dos componentes em si, alguns requisitos foram considerados para a escolha do método empregado no projeto. Dentre eles, estão a necessidade de um microcontrolador que possa se conectar à Internet, uma bateria interna, para que não seja necessário alimentar o dispositivo externamente e sensores que sejam capazes de ler as variáveis do processo de ventilação mecânica.

Considerando as pressões envolvidas no processo de ventilação mecânica em recém-nascidos prematuros, tem-se uma faixa de valores de 3 a 30 centímetros de coluna de água¹ (MORAN, 2021). Convertendo para kPa, tem-se uma faixa de aproximadamente 0,29 a 2,94 kPa. Assim, foi necessário o uso de um sensor de pressão que trabalhe com esta faixa de valores. Da mesma forma, visto que o volume de entrega de uma bolsa autoinflável para recém-nascidos é de 140 ml (FIBRA CIRÚRGICA, 2020) e que a inspiração na ventilação mecânica dura cerca de 0,36 segundos (MORAN, 2021), foi necessário um sensor de fluxo de ar que consiga trabalhar com uma vazão de 388,89 ml/s, aproximadamente.

3.1 COMPONENTES E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Para a construção física e montagem eletrônica do projeto foram utilizados os componentes e equipamentos descritos a seguir.

3.1.1 VENTILADOR MECÂNICO IMT

Como abordado anteriormente neste documento, o Instituto Mauá de Tecnologia (IMT) desenvolveu, em 2020, um ventilador mecânico automatizado de baixo custo acionado a partir de um motor de limpador de para-brisa (GARCIA, 2020). A Figura 3 apresenta esse ventilador, sem uma bolsa autoinflável.

¹Unidade de pressão definida como a pressão de uma coluna de um centímetro de água a 4 °C de temperatura.
1 cmH₂O = 98,0665 Pa (SENSORSONE, 2021).

Figura 3 — Ventilador Mecânico desenvolvido pelo IMT



Fonte: Os autores, 2021.

Considerando que o projeto tem como motivação os problemas relacionados à ventilação mecânica pulmonar em recém-nascidos prematuros, o respirador, no qual foi utilizado uma bolsa autoinflável do modelo adulto, foi adaptado para simular uma situação com um AMBU neonatal. A velocidade foi reduzida e a alavanca foi regulada para operar com 20 % da amplitude, o que gera um volume de 200 ml (PROVIDENCE, 2020), mais próximo ao volume de entrega de uma bolsa autoinflável para recém-nascidos, de 140 ml (FIBRA CIRÚRGICA, 2020).

3.1.2 ESP32

O ESP32 é um microcontrolador desenvolvido pela empresa Espressif e possui diversos recursos que podem ser utilizados em uma grande variedade de aplicações. Ele apresenta um baixo consumo de energia e tem conexão Wi-Fi e Bluetooth integradas, mostrando-se uma opção interessante e poderosa para o desenvolvimento de projetos de IoT (ESPRESSIF SYSTEMS, 2021).

O *chip* do ESP32 apresenta algumas vantagens quando comparado a outros microcontroladores, como seu antecessor ESP8266 e outras placas de desenvolvimento, como o Arduino Uno. Dentre essas vantagens, destacam-se a presença de dois núcleos de processamento, um *clock* de 160 MHz (10 vezes mais rápido que o Arduino Uno), conexões de Wi-Fi e Bluetooth integradas e 36 pinos de GPIO, com 18 conversores analógico-digital (ADC)

(OLIVEIRA, 2017). A Figura 4 apresenta um quadro comparando algumas características entre os três dispositivos mencionados.

Figura 4 — Comparação entre ESP32, ESP8266 e Arduino Uno

	ESP32	ESP8266	ARDUINO UNO R3
Cores	2	1	1
Arquitetura	32 bits	32 bits	8 bits
Clock	160MHz	80MHz	16MHz
WiFi	Sim	Sim	Não
Bluetooth	Sim	Não	Não
RAM	512KB	160KB	2KB
FLASH	16Mb	16Mb	32KB
GPIO	36	17	14
Interfaces	SPI / I2C / UART / I2S / CAN	SPI / I2C / UART / I2S	SPI / I2C / UART
ADC	18	1	6
DAC	2	0	0

Fonte: Oliveira, 2017.

O *chip* ESP32 está presente em diversos modelos de módulos e placas de desenvolvimento, cada um com suas especificidades e aplicações. Neste projeto, foi escolhida a placa de desenvolvimento NodeMCU ESP32S, placa que contém, além do ESP32, um conversor de USB para serial, permitindo a sua programação a partir de um cabo microUSB conectado a um computador; um regulador de tensão, permitindo alimentação da placa com tensões de 5 a 9 V e pinos macho compatíveis com *protoboards*, facilitando o uso do módulo na prototipagem de projetos (COELHO, 2020). A Figura 5 mostra a placa utilizada no projeto.

Figura 5 — Placa de desenvolvimento NodeMCU ESP32S

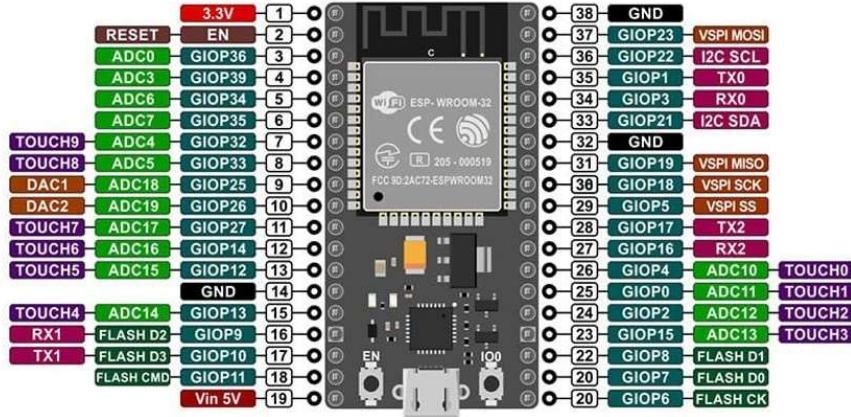


Fonte: Os autores, 2021.

Com esta placa, tem-se, dentro de suas funcionalidades, 18 portas com conversores ADC de 12 bits de resolução, 16 portas com função de modulação por largura de pulso (PWM), 2

conversores digital-analógico (DAC) e interfaces UART, SPI, I₂C e I₂S (COELHO, 2020). A pinagem detalhada da placa pode ser observada na Figura 6.

Figura 6 — Pinagem da placa NodeMCU ESP32S



Fonte: Coelho, 2020.

Assim, tendo em vista que o projeto consiste no desenvolvimento de um sistema de monitoramento IoT, o chip ESP32 foi escolhido como o microcontrolador a ser utilizado, a partir da placa de desenvolvimento citada anteriormente, visto que ele apresenta conexão à Internet, além de suprir as necessidades de portas do projeto: uma entrada digital para o botão e duas entradas com ADC para os sensores. Outro fator que levou a esta escolha foi a possibilidade de expansão futura do projeto, adicionando novos tipos de leituras e conexões, visto que o *chip* apresenta uma grande quantidade de pinos e um alto poder de processamento.

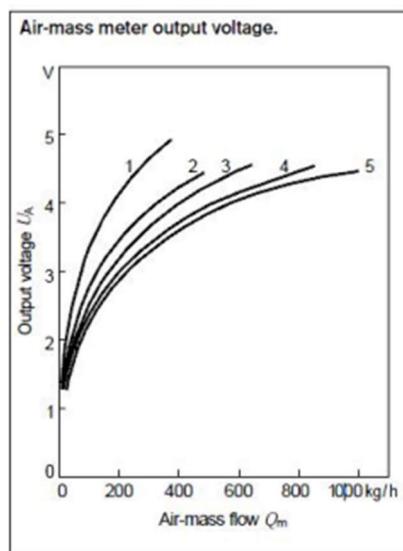
3.1.3 SENSORES

Na concepção e desenvolvimento do sistema eletrônico do projeto, foram utilizados sensores, selecionados a partir das variáveis do processo de ventilação que se deseja monitorar. Assim, foram utilizados sensores de fluxo e de pressão de ar e foram escolhidos sensores fáceis de se encontrar e com preços acessíveis.

Para a medição do fluxo de ar foi utilizado um sensor do tipo MAF (*mass air flow*), que fornece um sinal de tensão variável cujo valor depende da massa de ar que o atravessa (MTE-).

THOMSON, 2021). Este sensor é usualmente utilizado em motores de veículos para a medição da vazão mássica de ar entre o filtro de ar e o corpo de borboleta (LAGANÁ, 2010). As curvas da tensão de saída do sensor em função do fluxo de ar se comportam de forma diferente para cada modelo de sensor, porém apresentam uma mesma forma, como pode ser observado na Figura 7, em que os números de 1 a 5 representam as curvas para cinco modelos de sensores MAF.

Figura 7 — Tensão em função do fluxo de massa de ar



Fonte: Laganá, 2010.

No projeto, foi utilizado o sensor MAF da Bosch modelo 0280217123, cuja curva característica é a de número 1. A Figura 8 mostra esse sensor.

Figura 8 — Sensor MAF utilizado no projeto



Fonte: Os autores, 2021.

Para a medição da pressão do ar foi utilizado um sensor de pressão absoluta. Este tipo de sensor pode ser utilizado em diversas aplicações, mas principalmente nas que utilizam microprocessadores com entradas ADC.

Como vantagens de utilização, pode-se citar que a sua arquitetura é compacta e compatível com diversas placas de desenvolvimento microcontroladas e microcontroladores, como Arduino, Raspberry Pi, ESP32, PIC, entre outros. Em termos de funcionamento, o sensor informa a pressão medida a partir de um sinal de tensão variável. O modelo de sensor de pressão absoluta utilizado no projeto foi o MPX5700AP, que lê pressões de 0 a 700 kPa (CURTO CIRCUITO, 2021). A Figura 9 apresenta o sensor utilizado no projeto.

Figura 9 — Sensor de pressão utilizado no projeto

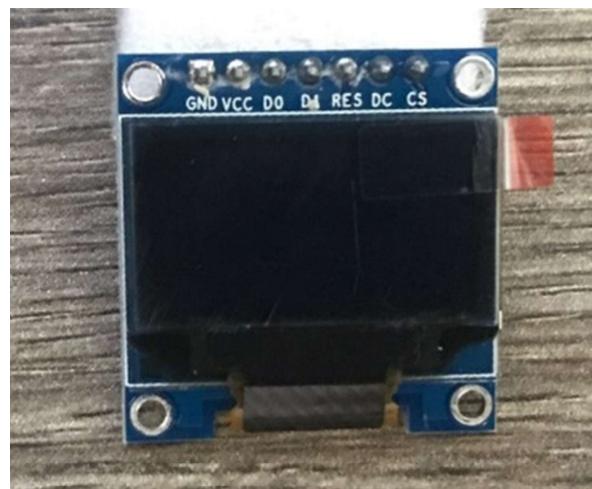


Fonte: Os autores, 2021.

3.1.4 OUTROS COMPONENTES

As informações coletadas pelos sensores e transmitidas por tecnologia IoT podem ser vistas em diversos dispositivos, como monitores e aparelhos celulares. Porém, para o treinamento profissional, percebeu-se a necessidade de um display para que as informações possam ser vistas ainda no dispositivo eletrônico desenvolvido. Para isso, foi utilizado um *display* OLED 0,96'', que possui a nitidez e qualidade de imagem necessárias para sua função dentro do projeto. A Figura 10 apresenta o *display* que foi utilizado no projeto.

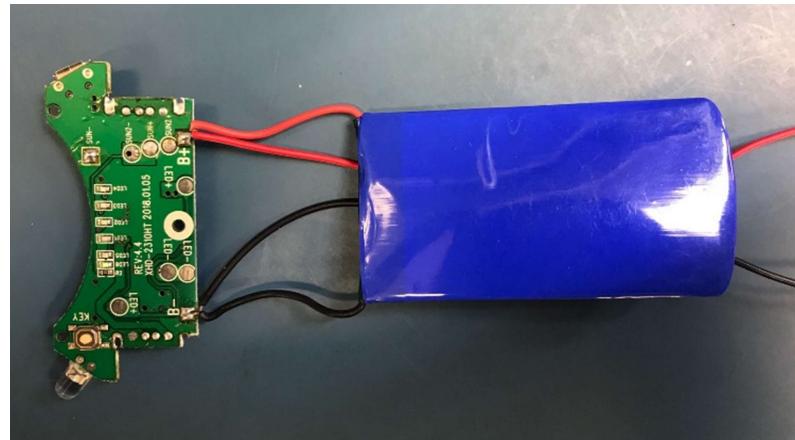
Figura 10 — *Display* OLED utilizado no projeto



Fonte: Os autores, 2021.

Visando permitir maior mobilidade e versatilidade ao protótipo do dispositivo, para que seja possível utilizá-lo sem a necessidade de qualquer fonte da alimentação externa, foi utilizada uma bateria recarregável. Essa bateria pode ser recarregada via cabo microUSB e possui capacidade de 1200mAh, com saída de 3,3 V. A Figura 11 mostra a bateria e o circuito para recarregá-la utilizados no projeto.

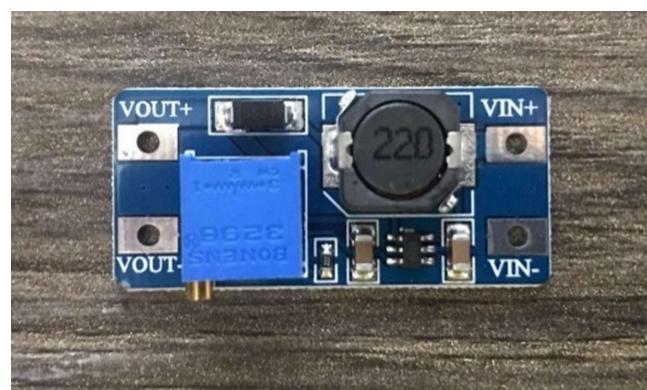
Figura 11 — Bateria e circuito recarregador



Fonte: Os autores, 2021.

Como foi apresentado, a tensão fornecida pela bateria é de 3,3 V, porém existe a necessidade de tensões de 12 V e 5 V no projeto, para alimentação dos componentes eletrônicos. Para obter a tensão de 12 V, foi utilizado um conversor *step up*, que é um conversor de tensão CC (Corrente contínua) com capacidade de elevar tensões, podendo ser ajustando por um *trimpot* (BAÚ DA ELETRÔNICA, 2020). No projeto, ele foi ajustado para, a partir de uma tensão de entrada de 3,3 V, gerar uma tensão de saída de 12 V. O conversor *step up* utilizado pode ser observado na Figura 12.

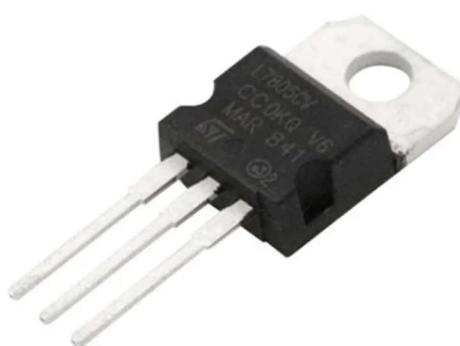
Figura 12 — Conversor *step up*



Fonte: Os autores, 2021.

Para obter a tensão de 5 V, foi utilizado um regulador de tensão do modelo LM7805, com a função de regular a tensão de 12 V fornecida pelo *step up* em 5 V. A Figura 13 apresenta esse componente.

Figura 13 — Regulador de tensão LM7805



Fonte: Baú da Eletrônica, 2017.

3.1.5 ESTIMATIVA DE CUSTO

Para estimar o custo de produção de uma unidade do protótipo, foram considerados preços aproximados de cada componente. No projeto, a impressão 3D foi realizada utilizando a infraestrutura do IMT e a placa de circuito eletrônico foi soldada manualmente. Por conta disso, os custos destes processos não foram utilizados nesta estimativa, porém devem ser considerados ao se avaliar a produção do protótipo em larga escala. A Tabela 1 apresenta o custo aproximado de cada componente e o custo total para a construção de uma unidade do protótipo.

Tabela 1 — Custos para a construção do protótipo

Componente	Custo
Placa NodeMCU ESP32S	R\$ 50,00
Sensor de fluxo MAF	R\$ 200,00
Sensor de pressão MPX5700AP	R\$ 160,00
<i>Display</i> OLED	R\$ 25,00
Bateria e circuito carregador	R\$ 35,00
Conversor <i>step-up</i>	R\$ 10,00
Regulador de tensão LM7805	R\$ 3,00
Interruptor, botão, capacitores e resistores	R\$ 5,00
TOTAL	R\$ 488,00

Fonte: Os autores, 2021.

3.2 TECNOLOGIAS UTILIZADAS

Para o desenvolvimento da conexão IoT, do envio dos dados pela Internet e do aplicativo para *smartphones* foram utilizadas as tecnologias descritas a seguir.

3.2.1 MQTT

O MQTT (*Message Queue Telemetry Transport* – Fila de Mensagens de Transporte de Telemetria) é um protocolo de comunicação criado em 1999 para o monitoramento de oleodutos e que atualmente é vastamente utilizado em aplicações de IoT (FERNANDES, 2021). Ele é um protocolo leve, podendo ser implementado em diversos dispositivos e que tem alta flexibilidade a diferentes cenários, sendo ideal para soluções de IoT (YUAN, 2017).

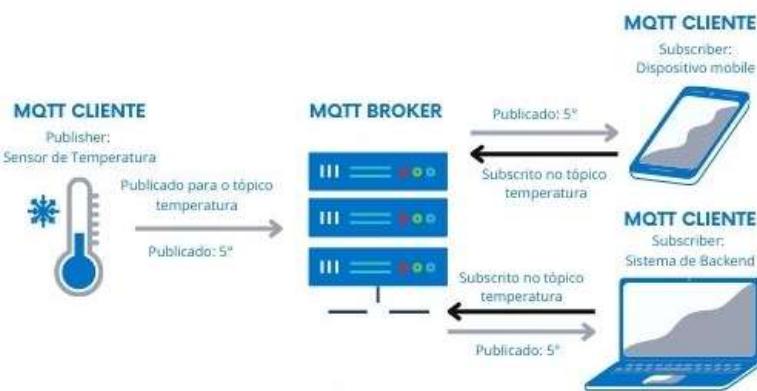
Apesar do nome, o protocolo MQTT não utiliza uma fila de mensagens, mas sim um modelo de publicação (*publish*) e assinatura (*subscribe*). Para o funcionamento deste modelo, são definidas duas partes: um *broker* e diversos clientes. O *broker* é um serviço que recebe as mensagens publicadas pelos clientes e as transmite para os clientes subscritos. Assim, um cliente é definido como tudo que possa interagir com o *broker*, enviando e recebendo mensagens (YUAN, 2017).

Para organizar e categorizar as mensagens, são utilizados tópicos. Eles são endereços para os quais as mensagens são encaminhadas quando há uma publicação e nos quais os clientes se subscrevem para receber as informações (LOCATELLI, 2020).

Outra configuração importante do protocolo MQTT é a qualidade de serviço (QoS), que determina o nível de importância da mensagem e a confirmação de recebimento. Ela pode ser: QoS 0 (*at most once*), na qual a mensagem é recebida no máximo uma vez, não havendo confirmação de que ela foi recebida; QoS 1 (*at least once*), em que a mensagem é recebida ao menos uma vez, sendo enviada novamente até que haja uma confirmação de recebimento e QoS 2 (*exactly once*), em que é garantido que a mensagem seja enviada uma única vez, a partir da troca de pacotes de informação entre quem publicou a mensagem e quem a está recebendo (HIVEMQ TEAM, 2015).

A Figura 14 apresenta um esquema de um exemplo de comunicação com protocolo MQTT entre três clientes, um sensor de temperatura, um celular e um computador. O sensor publica a mensagem de sua medição no tópico “temperatura”, enviando-a ao *broker*. Assim, o celular e o computador, inscritos neste tópico, recebem essa mensagem contendo a medição do sensor.

Figura 14 — Esquema de comunicação com protocolo MQTT



Fonte: Fernandes, 2021.

3.2.2 NODE-RED

O Node-RED é um ambiente de programação *open-source* de alto nível, ou seja, em que os usuários utilizam pouca, ou nenhuma, programação manual, tendo disponível um ambiente gráfico de programação, podendo construir aplicações de forma mais visual e rápida (IT FORUM, 2020).

Desenvolvido pela empresa IBM em 2013, o Node-RED conta com uma programação de blocos baseada em fluxos (*flows*), compostos por nós (*nodes*). Com isso, o usuário cria uma estrutura visual de como as mensagens devem trafegar dentro da aplicação (O'LEARY, 2019). Cada *node* tem uma determinada função pré-programada ou pode ser customizado com programação em JavaScript. Além disso, o Node-RED vem com diversos *nodes* embutidos em sua instalação e podem ser instaladas bibliotecas de *nodes* de terceiros (BASÍLIO, 2018).

Por conta de sua facilidade de programação e possibilidade de instalação em diversos dispositivos e sistemas operacionais, o node-RED é amplamente utilizado em soluções de IoT, com a presença de diversos *nodes* de comunicação (como HTTP, UDP, TCP e MQTT), de

processamento de arquivos CSV e de tratamento de mensagens JSON (*JavaScript Object Notation*), além de *nodes* para interação com banco de dados, como MongoDB e MySQL, por exemplo (HERNÁNDEZ, 2018).

3.2.3 FIREBASE

O Firebase é uma plataforma da empresa Google utilizada para o desenvolvimento de aplicações, sejam elas web ou para dispositivos móveis. Ele é um BaaS (*back-end como serviço*), ou seja, ele fornece a uma aplicação uma estrutura de *back-end* de forma simplificada, permitindo que o desenvolvedor foque totalmente na construção do *front-end* (interface de usuário), visto que ele não precisa desenvolver manualmente funções como autenticação de usuário e armazenamento em banco de dados, por exemplo (ANDRADE, 2020).

Com essas características, o Firebase possibilita uma maior rapidez na criação de aplicativos, destacando-se no crescente mercado de desenvolvimento *mobile* e sendo utilizado por diversas grandes empresas, como The New York Times, Trivago e Duolingo (SILVA, 2021).

O Firebase tem diversos serviços em seu plano inicial gratuito e, caso o aplicativo for escalonado e os serviços ultrapassarem os limites gratuitos, o desenvolvedor paga o excedente (SILVA, 2021). Três destes serviços, que foram utilizados no aplicativo desenvolvido para o projeto, são *Authentication*, *Realtime Database* e *Cloud Firestore*.

Authentication é o serviço de autenticação e gerenciamento de usuários do Firebase. Nele, podem ser implementados diferentes métodos de autenticação, como e-mail e senha, número de telefone, conta do Google, Facebook, entre outros (SILVA, 2021).

O *Realtime Database* é um serviço de banco de dados do Firebase, que permite atualização em tempo real e o compartilhamento instantâneo de informações entre os diferentes usuários de um aplicativo (ANDRADE, 2020).

O *Cloud Firestore* é um outro serviço de banco de dados do Firebase. Nele, as informações são salvas diretamente do cliente e pode-se criar regras de segurança e privilégios detalhadas aos usuários (SILVA, 2021).

3.2.4 REACT NATIVE

O React Native foi criado em 2015, pelo Facebook, como um *framework* – um facilitador de desenvolvimento que cria uma base onde as aplicações são construídas – para o desenvolvimento de aplicativos móveis multiplataforma. Ele vem ganhando força na comunidade *mobile* e atualmente é utilizado por grandes empresas como Airbnb, Facebook, Instagram, Wix e Tesla (ANDRADE, 2020).

O React Native apresenta diversas características que o difere dos outros *frameworks* existentes, permitindo o desenvolvimento de aplicações de maneira mais rápida. O principal destes fatores é que o código desenvolvido é convertido para a linguagem nativa do sistema operacional, o que faz com que a aplicação seja mais rápida e fluida, tenha uma maior segurança e apresente uma melhor integração com funções do celular, como câmera e giroscópio, por exemplo (BECKER, 2021).

No desenvolvimento das aplicações, este *framework* também apresenta características que facilitam o processo. Ele permite que, utilizando apenas código Javascript (ANDRADE, 2020), seja feito o desenvolvimento de um aplicativo multiplataforma, ou seja, que pode ser construído tanto para sistema operacional Android, quanto para iOS, com um aproveitamento praticamente total do código. Outra função que aumenta a produtividade do desenvolvimento é o *hot reloading*. Ele permite que, com o programa rodando em modo de desenvolvimento, as mudanças realizadas sejam atualizadas sem a necessidade de recompilar a aplicação, o que aumenta muito a velocidade de produção (BECKER, 2021).

4 DESENVOLVIMENTO

O desenvolvimento do projeto consiste na montagem física dos sensores na bolsa autoinflável e do sistema eletrônico para leitura dos sensores pelo microcontrolador, na construção do *software* para o envio de dados via protocolo IoT e no desenvolvimento de aplicações para visualização e uso destes dados.

4.1 CALIBRAÇÃO DOS SENSORES

A medição dos sensores de pressão e de fluxo de massa de ar utilizados no projeto gera um sinal que é lido pelo microcontrolador. Esse sinal, no entanto, é apenas um valor de tensão e deve ser convertido para a grandeza física adequada.

A partir do *datasheet* do sensor de pressão MPX5700AP (FREESCALE, 2007), foi possível obter uma equação que relaciona a tensão de saída do sensor com a pressão P medida. A Equação 1 apresenta essa relação, sendo V_{out} a tensão de saída e P, a pressão do ar medida, em kPa.

$$V_{out} = 5 \cdot (0,0012858 \cdot P + 0,04) \quad (1)$$

Desenvolvendo a Equação 1 e isolando o termo da pressão P, obteve-se a Equação 2, da pressão em função da tensão de saída do sensor.

$$P = \frac{V_{out}}{0,006429} - 31,109 \quad (2)$$

O valor de pressão, no entanto, foi obtido na unidade de kPa. Para as pressões presentes no processo de ventilação mecânica, a unidade utilizada é de cmH₂O (ROTTA e STEINHORN, 2007). Assim, foi realizada a conversão (FAMABRAS, 2013) representada na Equação 3, em que P_{kPa} é a pressão em kPa e P_{cmH20} é a pressão em cmH₂O.

$$P_{cmH20} = 10,197162 \cdot P_{kPa} \quad (3)$$

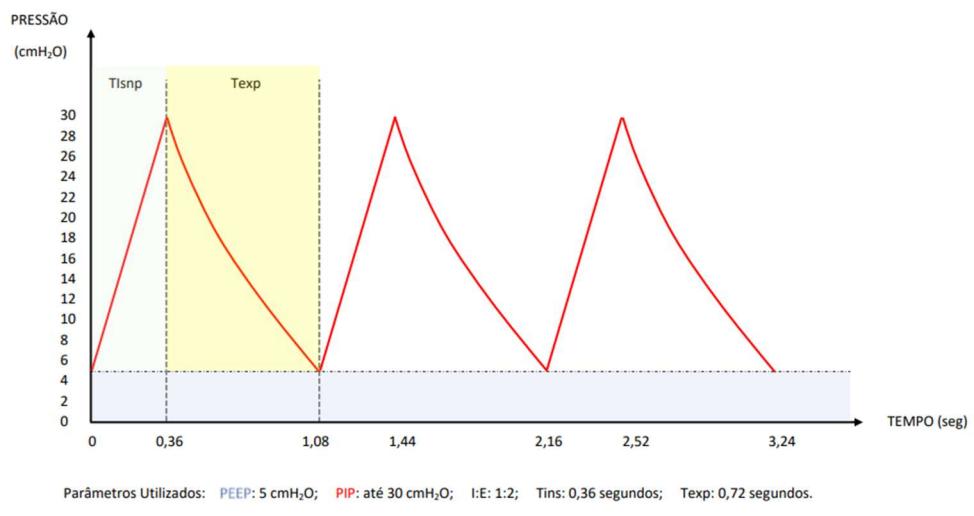
O sensor de fluxo apresenta em seu *datasheet* curvas da tensão de saída do sensor em função do fluxo de ar. No entanto, como o sensor não está sendo utilizado em um automóvel, essas

curvas não puderam ser consideradas no projeto. Com isso, o sensor deve ser calibrado em uma bancada de fluxo, o que foi contemplado como um dos pontos sugeridos para o futuro do projeto. Assim, neste momento, a tensão gerada pelo sensor de fluxo foi utilizada sem nenhuma conversão, atuando como uma tensão de referência para a visualização do comportamento do fluxo de ar.

4.2 DETERMINAÇÃO DAS CURVAS

Considerando as variáveis envolvidas no processo de ventilação pulmonar, existem algumas curvas características que devem ser utilizadas para o seu monitoramento, apresentando o comportamento e os valores ideais para esses parâmetros. A Figura 15 apresenta a curva da pressão do ar.

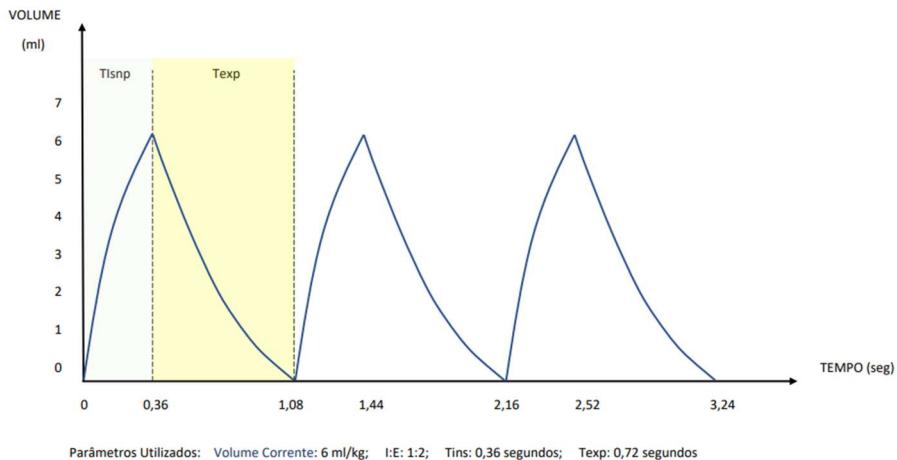
Figura 15 — Curva da pressão do ar na ventilação mecânica



Fonte: Moran, 2021.

A Figura 16 apresenta a curva para a variável de volume corrente.

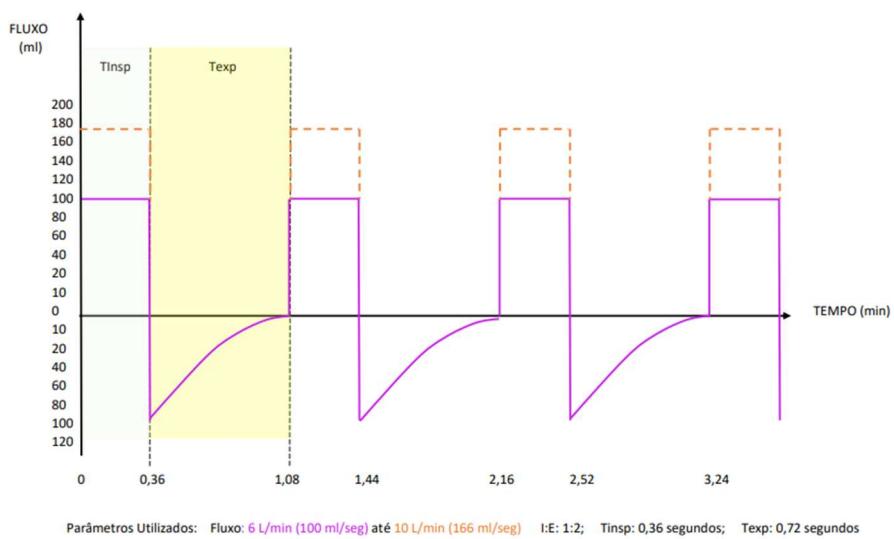
Figura 16 — Curva do volume na ventilação mecânica



Fonte: Moran, 2021.

A Figura 17 apresenta a curva para o fluxo inspiratório.

Figura 17 — Curva do fluxo na ventilação mecânica

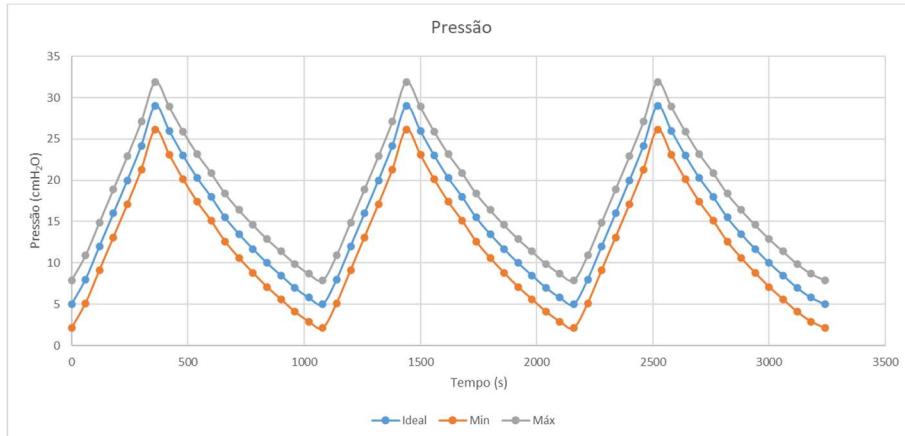


Fonte: Moran, 2021.

A partir da análise e modelagem das curvas ideais, foram extraídos pontos a partir de uma amostragem previamente definida, a fim de reconstruí-las com auxílio do Microsoft Excel e de utilizar este conjunto de pontos no aplicativo desenvolvido no projeto aplicado à função de avaliação da ventilação mecânica. Foram testados diferentes valores de amostragem – considerando a qualidade das curvas e o desempenho do aplicativo – e, foi concluído que a amostragem mais adequada é de 60 ms entre os pontos. Por fim, foi determinada uma tolerância de 10 %, para cima e para baixo, de cada variável, para construir uma curva de

máximo e uma de mínimo, gerando uma faixa de operação do aparelho. As curvas construídas para a pressão do ar podem ser observadas na Figura 18.

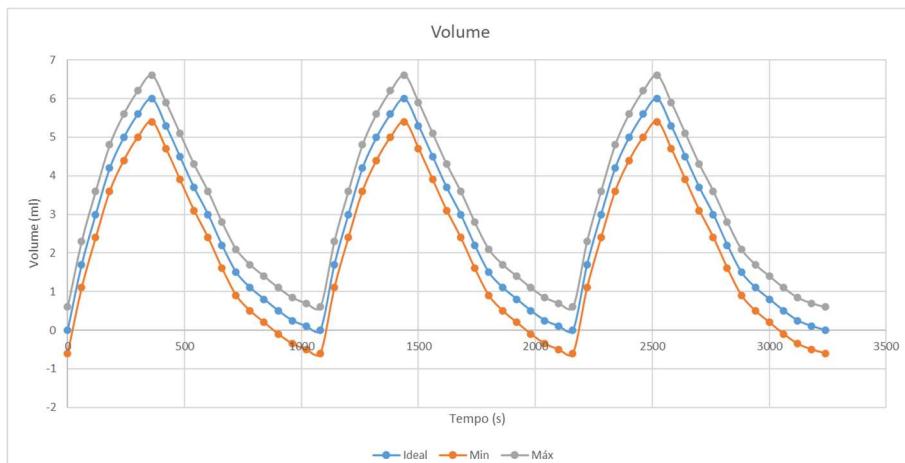
Figura 18 — Curvas construídas para a pressão do ar



Fonte: Os autores, 2021.

A Figura 19 apresenta as curvas construídas para o volume corrente.

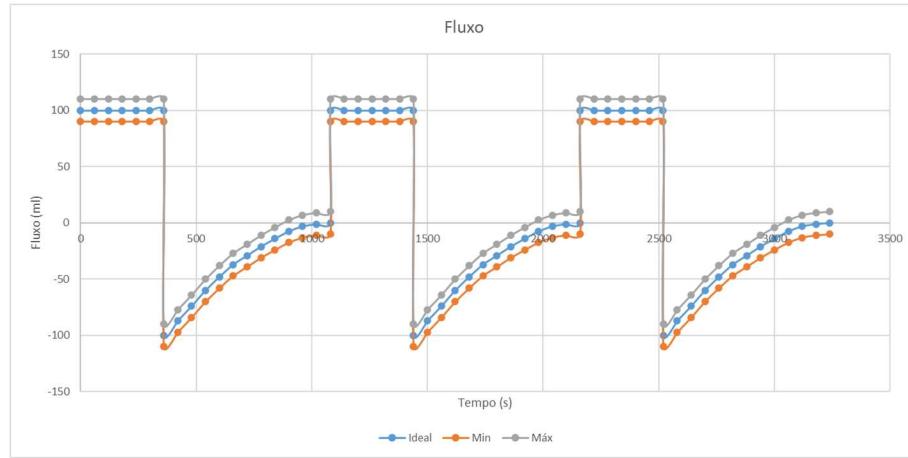
Figura 19 — Curvas construídas para o volume



Fonte: Os autores, 2021.

A Figura 20 apresenta as curvas construídas para o fluxo inspiratório

Figura 20 — Curvas construídas para o fluxo

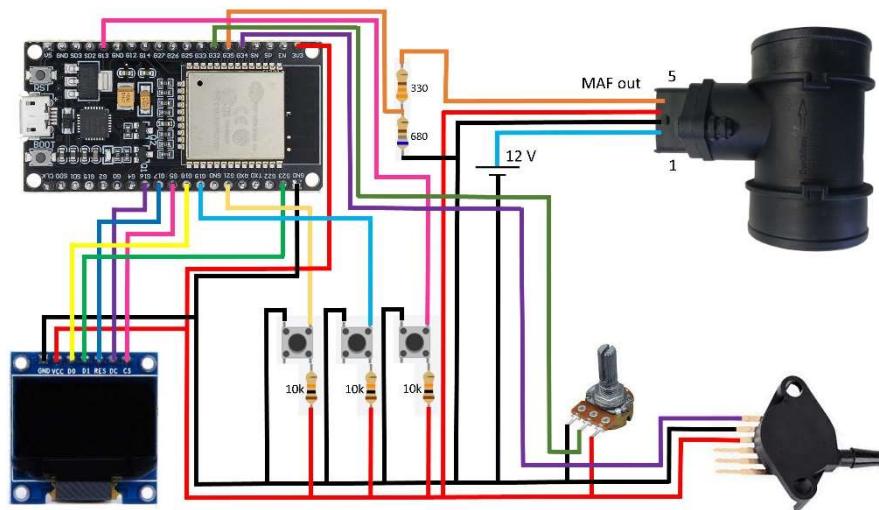


Fonte: Os autores, 2021.

4.3 PROTÓTIPO DO SISTEMA ELETRÔNICO

Inicialmente, um protótipo do sistema eletrônico para o projeto foi desenvolvido e montado, a fim de testar as conexões, as medições dos sensores e a comunicação IoT. A Figura 21 apresenta um esquemático ilustrativo desse protótipo.

Figura 21 — Esquemático do protótipo eletrônico

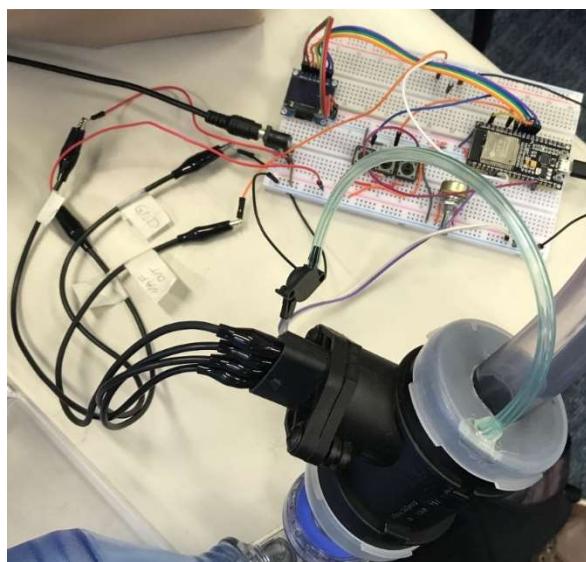


Fonte: Os autores, 2021.

Nessa montagem, a alimentação de 12 V do sensor de fluxo de ar foi realizada por uma fonte conectada a uma tomada e o ESP32 foi alimentado através de uma conexão USB de um computador ou de uma bateria portátil.

Com as conexões realizadas, foi possível testar a medição dos sensores de fluxo e pressão do ar, bem como leituras no ESP32, a visualização de dados e gráficos no *display* OLED e o envio dessas informações por MQTT, realizada pelo ESP32. Além disso, foram introduzidos três botões do tipo *push-button*, para realizar testes de mudanças de tela no *display* e um potenciômetro para simular um sinal manipulado manualmente. A Figura 22 apresenta o protótipo eletrônico montado.

Figura 22 — Protótipo eletrônico



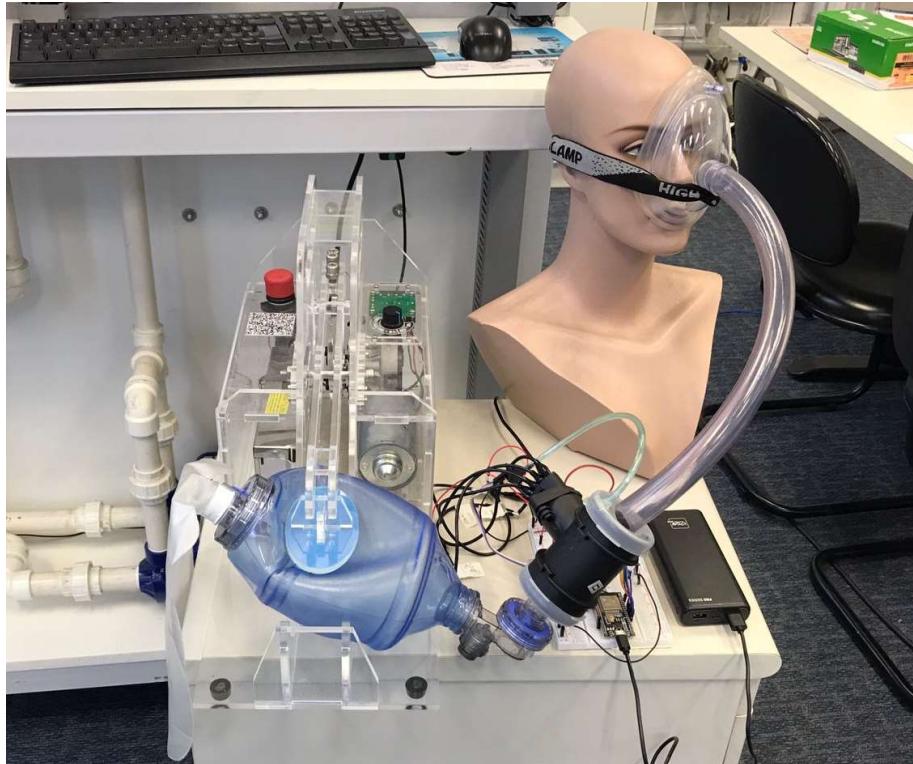
Fonte: Os autores, 2021.

4.4 MONTAGEM NA BOLSA AUTOINFLÁVEL

Com o protótipo eletrônico montado, os sensores foram acoplados na bolsa autoinflável: o sensor de fluxo de ar foi posicionado entre a saída da bolsa e a máscara, por meio de uma mangueira e o sensor de pressão foi colocado na saída do sensor de fluxo, também através de uma mangueira. Assim, foi realizada uma montagem do sistema, colocando a bolsa autoinflável no ventilador automatizado do IMT e um manequim² simulando um paciente com a máscara. Esta montagem, no entanto, ainda está na forma de protótipo, com fios à mostra e fonte de alimentação externa. Ela pode ser observada na Figura 23.

² O manequim utilizado possui apenas função estética e não funcional.

Figura 23 — Montagem inicial do sistema



Fonte: Os autores, 2021.

4.5 SOFTWARE

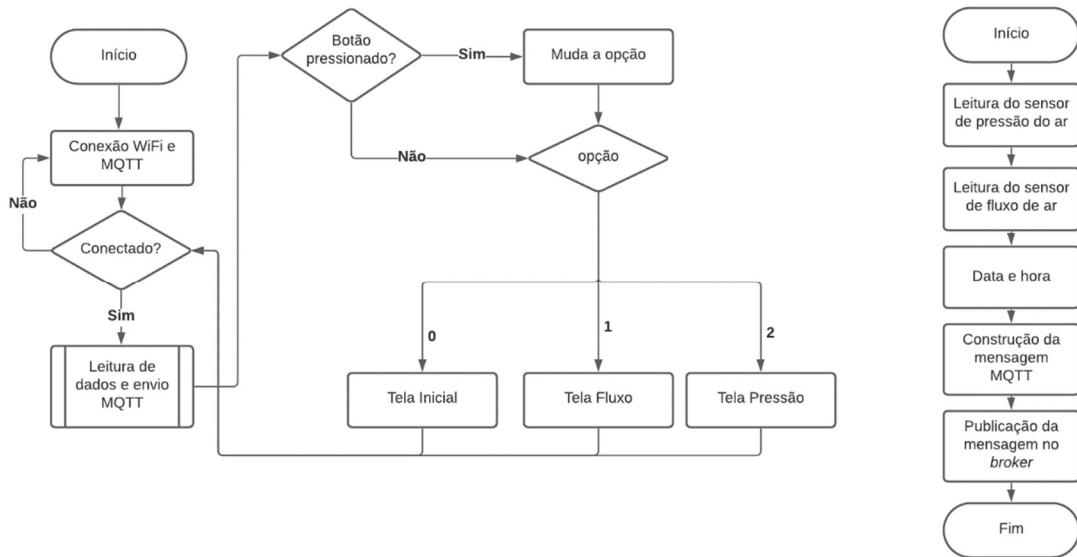
O *software* desenvolvido neste projeto foi escrito para a placa do ESP32 apresentada anteriormente, utilizando a IDE (*Integrated Development Environment*) do Arduino. As suas principais funções são a leitura dos sensores, a conexão à Internet e o envio dos dados via MQTT.

Para a leitura dos sensores, foram utilizadas as entradas analógicas do ESP32 e realizadas as operações matemáticas necessárias. A data e a hora foram obtidas a partir de um servidor *online* e uma mensagem MQTT foi montada com todas essas informações. Um exemplo desta mensagem, para dados obtidos no dia 16/12/2021, as 18:44:35 seria `{dados: {flow: 0, pressure: 0}, date: {day: 16, month: 12, year: 2021, hour: 18, minute: 44, seconds: 35}}`. Para o envio da mensagem, foram utilizadas duas bibliotecas, uma para a conexão à Internet e uma para o envio MQTT ao servidor (*broker*).

Além disso, no *software* foi contemplada a leitura de um botão externo, responsável pela troca de telas do *display* presente no dispositivo. Essa troca foi realizada por uma estrutura de máquina de estados, em que cada estado representa uma tela. Com isso, o programa também apresenta o desenho das telas apresentadas no *display* OLED.

A lógica do funcionamento deste *software* pode ser representada pelo fluxograma da Figura 24. Na esquerda, tem-se a lógica principal, com a conexão à Internet e ao *broker* MQTT, o teste de conexão, o procedimento de leitura dos dados e envio MQTT e a leitura do botão e seleção das telas. O fluxograma do procedimento citado está apresentado na direita, com todas as etapas do seu funcionamento.

Figura 24 — Fluxograma do *software*



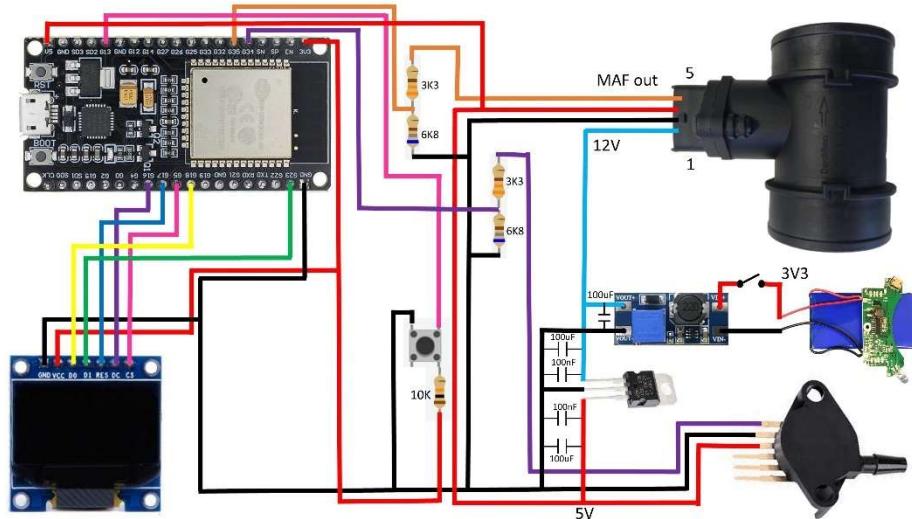
Fonte: Os autores, 2021.

4.6 MONTAGEM ELETRÔNICA

O protótipo eletrônico, utilizado inicialmente para verificação das conexões e da comunicação, foi remodelado a fim de retirar os componentes extras. Para isso, foram retirados dois dos três botões e o potenciômetro. A alimentação de 12 V pela tomada também foi desconectada, sendo inserida uma bateria recarregável de 3,3 V, um *step up* que eleva esta tensão para 12 V e um regulador de tensão que a regula em 5 V. Foram adicionados capacitores para estabilizar e aumentar a capacidade de carga desses reguladores. Com isso,

tem-se todas as tensões necessárias para alimentar os sensores e o ESP32 a partir da bateria. A Figura 25 apresenta um esquemático ilustrativo da montagem eletrônica do projeto.

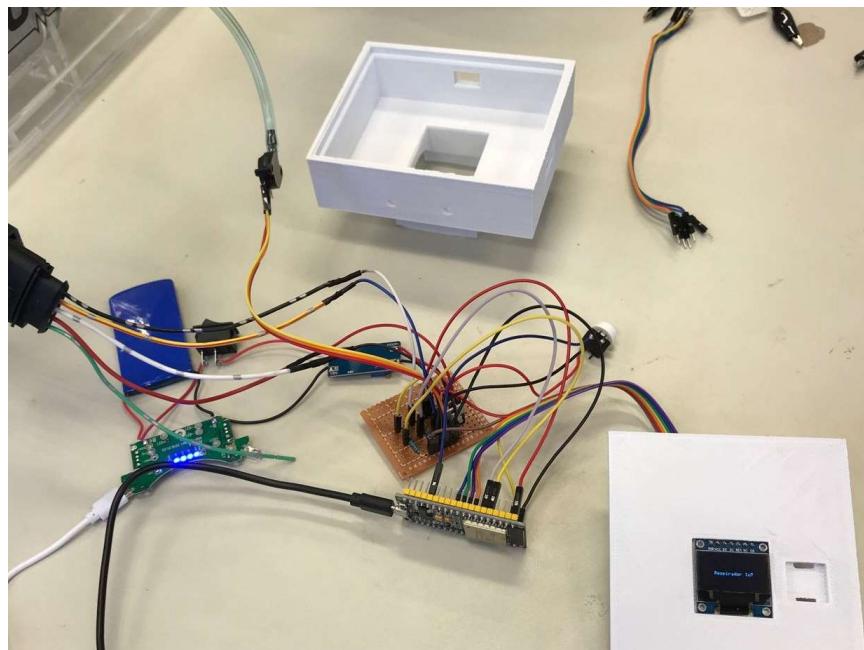
Figura 25 — Esquemático da montagem eletrônica



Fonte: Os autores, 2021.

Após a validação do esquemático apresentado, foi realizada a montagem do circuito eletrônico. Para isso, foi utilizada uma placa de fenolite para as trilhas de solda e barramentos de pinos macho, para que a montagem seja feita apenas com *jumpers*. A Figura 26 mostra a montagem final, antes do circuito ser acoplado no interior da estrutura impressa por meio de impressão 3D.

Figura 26 — Montagem eletrônica



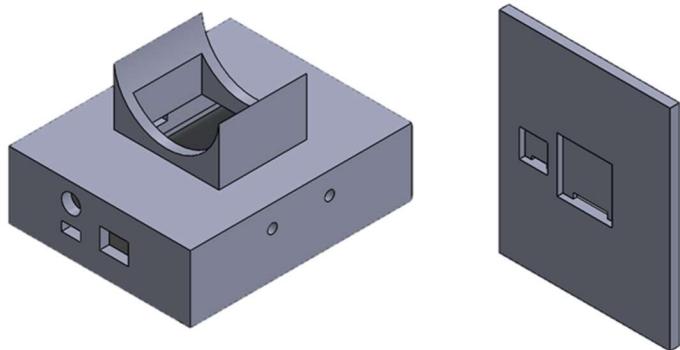
Fonte: Os autores, 2021.

4.7 PROTÓTIPO MECÂNICO

Para a acomodação da montagem eletrônica, foi desenvolvido um projeto mecânico de uma estrutura, em forma de caixa, para ser acoplada ao sensor de fluxo de ar. Essa estrutura possibilitou que o projeto tivesse maior organização, portabilidade e segurança para os componentes internos, além da possibilidade de ser higienizada pelas equipes médicas.

O protótipo é composto por duas partes, que se encaixam formando a estrutura final. A primeira é a estrutura de caixa, com o encaixe no sensor de fluxo e espaços nas laterais para a fixação do interruptor de liga/desliga, do conector para carregar a bateria e dos cabos que saem do sensor de fluxo. A outra parte é uma estrutura de tampa, com espaços para fixação do display e do botão principal do dispositivo. Os desenhos foram realizados com o *software* Solidworks 2020 e podem ser observados na Figura 27.

Figura 27 — Vistas isométricas das partes do protótipo mecânico



Fonte: Os autores, 2021.

Para a fabricação do protótipo foi utilizado o processo de impressão 3D, que consiste em um processo de manufatura de objetos sólidos tridimensionais baseado na adição de material por camadas a partir de um arquivo digital (MAEDA, 2019). Como vantagens desse processo, pode-se citar a maior liberdade no design, personalização de peças, grande variedade de materiais e o fato de ser uma prototipagem de baixo custo e retorno rápido. Como desvantagens, tem-se o alto investimento inicial e custos elevados de manutenção (OALOO, 2021).

O material selecionado para esta fabricação em impressão 3D foi o PLA. Ele é um termoplástico biodegradável originado de fontes renováveis, como amido de milho ou cana-de-açúcar. O uso deste material é antigo no mercado, com a utilização dele na produção de sacolas plásticas e copos descartáveis. As principais vantagens em se utilizar PLA na impressão 3D são: facilidade de impressão, boa aderência na mesa de impressão, baixa contração, elevada dureza superficial, alta qualidade visual na impressão e ótima adesão entre camadas (3DLAB, 2020).

Para fixar a estrutura no sensor de fluxo de ar, foi utilizada cola epóxi Araldite e o resultado pode ser observado na Figura 28.

Figura 28 — Protótipo mecânico impresso

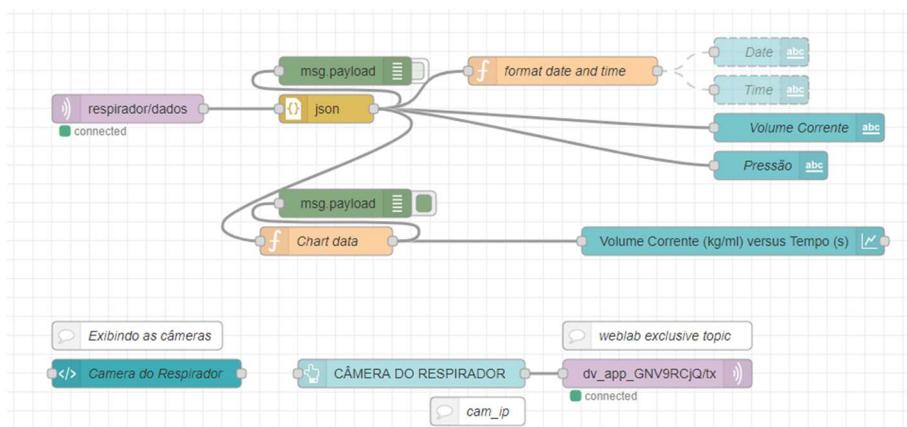


Fonte: Os autores, 2021.

4.8 DASHBOARD

Foi desenvolvido um *dashboards* no projeto, com um gráfico de fluxo de ar e a imagem em tempo real de uma câmera apontada para o respirador. Esse *dashboard* foi integrado ao Weblab da Mauá, uma plataforma que contém experimentos que podem ser realizados ou visualizados de forma remota. O desenvolvimento do *dashboard* foi realizado no node-RED e o seu *flow* pode ser observado na Figura 29.

Figura 29 — *flow* do dashboard integrado ao Weblab



Fonte: Os autores, 2021.

O *dashboard* pode ser visualizado na Figura 30, em uma situação em que não estavam sendo recebidos dados.

Figura 30 — Dashboard integrado ao Weblab



Fonte: Os autores, 2021.

4.9 APlicativo para smartphone

O aplicativo foi desenvolvido com o objetivo de permitir que as equipes médicas pudessem visualizar os dados monitorados por meio de uma forma fácil e prática, por meio de seus dispositivos móveis. Assim, o aplicativo conta com duas funcionalidades principais: o cadastro de usuário e pacientes e a visualização e avaliação dos dados.

4.9.1 CADASTRO DE USUÁRIO E PACIENTES

O aplicativo desenvolvido para o projeto permite que o usuário crie uma conta e a utilize posteriormente para fazer *login* no sistema. Na Figura 31, é possível observar a tela inicial do aplicativo, com o logo do projeto, e a tela de *login*.

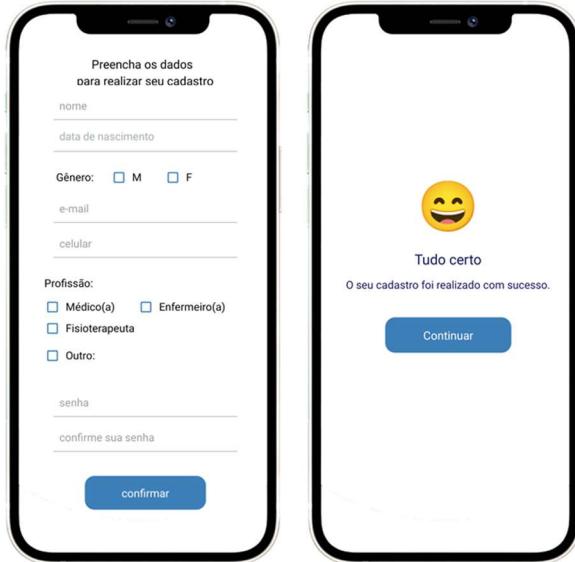
Figura 31 — Tela inicial e tela de login



Fonte: Os autores, 2021.

Como se pode observar, o usuário tem as opções, além de confirmar seu e-mail e senha para entrar no aplicativo: de realizar o cadastro de um novo usuário ou de apenas monitorar os dados, sem ter um usuário próprio. Caso seja pressionado o botão para a realização de um cadastro, um formulário deve ser preenchido para criar o perfil do novo usuário. A criação de usuários e a autenticação de *login* foram realizadas utilizando o serviço *Authentication* do Firebase. Na Figura 32, pode-se observar o formulário para cadastro e a confirmação recebida pelo usuário após preenchê-lo.

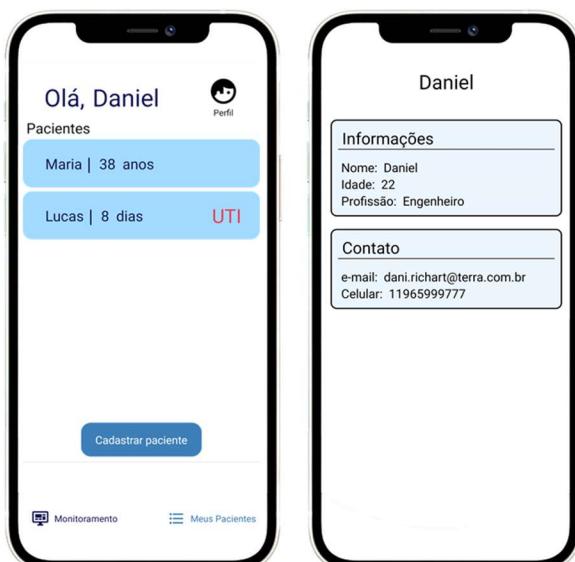
Figura 32 — Cadastro de usuário



Fonte: Os autores, 2021.

Após o *login*, o usuário é direcionado para uma tela na qual ele pode ver a lista de seus pacientes, acessar o seu perfil e navegar para a tela de monitoramento a partir dos botões de navegação no rodapé da tela. As informações de perfil do usuário são salvas e lidas utilizando o serviço *Cloud Firestore* do Firebase. A Figura 33 mostra a tela das listas de pacientes (com dois pacientes cadastrados) e a tela de perfil do usuário.

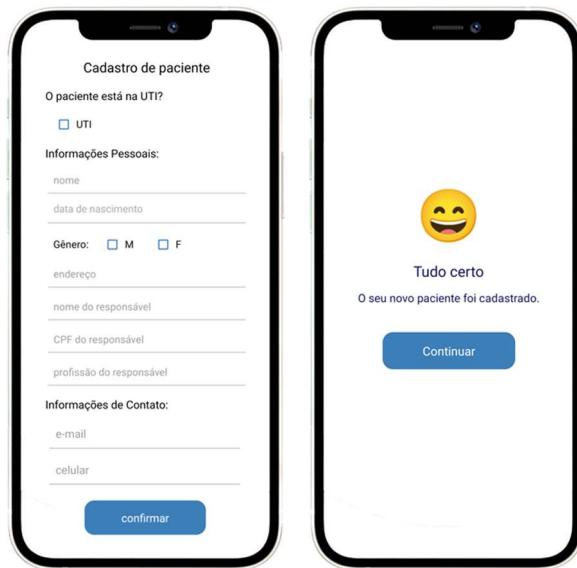
Figura 33 — Lista de pacientes e tela de perfil



Fonte: Os autores, 2021.

De maneira semelhante ao cadastro de usuário, é possível cadastrar novos pacientes. Utilizando esta opção, o usuário preenche um formulário com as informações do paciente e ele é adicionado à sua lista. As informações dos pacientes foram salvas e conectadas ao usuário utilizando o serviço de *Realtime Database* do Firebase. A Figura 34 apresenta o formulário para cadastro de pacientes e a confirmação recebida pelo usuário.

Figura 34 — Cadastro de paciente



Fonte: Os autores, 2021.

Ao cadastrar um novo paciente, ele é integrado à lista apresentada na tela anterior. Ao clicar no registro de um dos pacientes, o usuário pode observar as suas informações em uma tela de perfil do paciente. Na Figura 35, observa-se a lista de pacientes com mais registros e a tela de perfil de um dos pacientes.

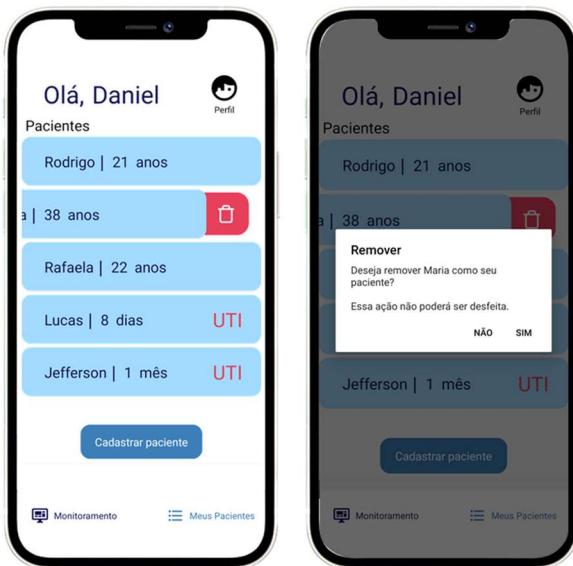
Figura 35 — Lista de pacientes e tela de perfil do paciente



Fonte: Os autores, 2021.

O usuário também tem a opção de remover um paciente da lista, o que está representado nas telas mostradas na Figura 36.

Figura 36 — Remoção de paciente da lista



Fonte: Os autores, 2021.

4.9.2 VISUALIZAÇÃO E AVALIAÇÃO DOS DADOS

O aplicativo conta com conexão MQTT, podendo receber as mensagens enviadas pelo ESP32. Assim, foi desenvolvida uma tela para a visualização e avaliação do fluxo de ar. Nessa tela, as

curvas de máximo e de mínimo construídas para o fluxo de ar foram inseridas em um gráfico, gerando uma faixa de valores na qual está variável deve se manter durante o processo de ventilação, o que pode ser visualizado na Figura 37.

Figura 37 — Tela de monitoramento e avaliação dos dados



Fonte: Os autores, 2021.

Quando dados são recebidos, eles são comparados com essas curvas, para avaliar se o fluxo de ar está adequado. Conforme a situação, indicações visuais são geradas, para que se possa ver de forma rápida se a ventilação está sendo feita de forma apropriada ou não. Se o valor de fluxo de ar estiver dentro da faixa, é mostrado um sinal de visto na cor verde, como pode ser observado na Figura 38, com um conjunto de dados de teste.

Figura 38 — Situação com fluxo de ar adequado



Fonte: Os autores, 2021.

Se o fluxo de ar não estiver dentro da faixa, duas situações podem ocorrer. Ele pode estar abaixo do mínimo, o que faz com que uma seta vermelha voltada para cima apareça, indicando que a pessoa que está manipulando a bolsa autoinflável deve aumentar o fluxo de ar. A Figura 39 apresenta esta situação, com um conjunto de dados de teste.

Figura 39 — Situação com fluxo de ar baixo



Fonte: Os autores, 2021.

No caso em que o fluxo estiver acima do máximo, também aparece uma seta vermelha, porém voltada para baixo, indicando que o fluxo deve diminuir. Esta situação, com um conjunto de dados de teste, pode ser observada na Figura 40.

Figura 40 — Situação com fluxo de ar alto



Fonte: Os autores, 2021.

Os erros, quando ocorrem, são contabilizados e é gerada uma nota do processo de ventilação realizado, a partir da relação entre erros e número total de pontos. Estas funcionalidades foram desenvolvidas para que o profissional da saúde que esteja realizando o processo de ventilação com a bolsa autoinflável possa receber indicações visuais em tempo real da qualidade da sua operação, podendo ajustar o fluxo de ar durante o uso, para mantê-lo dentro da faixa de valores correta. Isso pode facilitar o treinamento para a realização de ventilação mecânica, evitando que os profissionais a realizam incorretamente.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como resultado do trabalho, foi possível obter um protótipo final, contemplando o circuito eletrônico, os sensores de fluxo e pressão de ar, a bateria para alimentação e os demais componentes acomodados dentro da caixa produzida em impressão 3D. Para reverenciar os envolvidos no projeto, foram colados na tampa da caixa adesivos dos Instituto Mauá de Tecnologia e da Universidade Federal de Santa Catarina, além do logo do trabalho. Esse dispositivo pode ser observado na Figura 41.

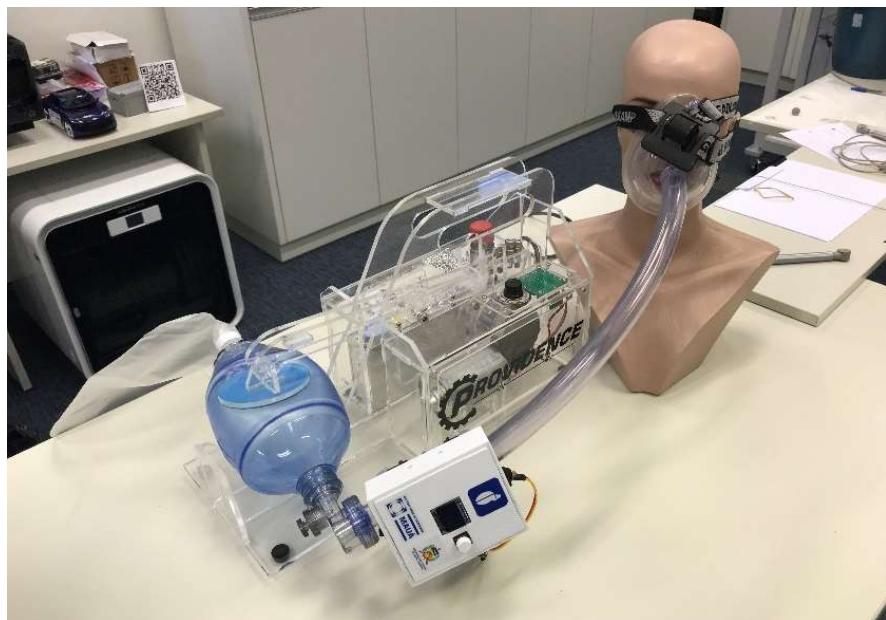
Figura 41 — Dispositivo final



Fonte: Os autores, 2021.

O dispositivo foi instalado na bolsa autoinflável, obtendo-se a montagem do sistema apresentada na Figura 42. Nela, podem ser observados o ventilador mecânico produzido pelo Instituto Mauá de Tecnologia, a bolsa autoinflável, o dispositivo de monitoramento IoT e o manequim, com a função estética de simular um paciente.

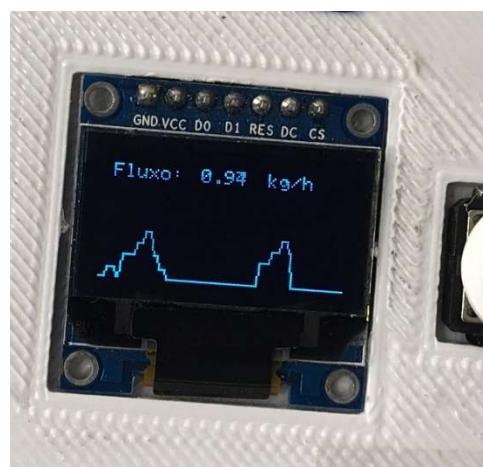
Figura 42 — Montagem final do sistema



Fonte: Os autores, 2021.

O *display* presente no dispositivo pôde ser utilizado para visualizar as curvas e os valores das variáveis medidas. A Figura 43 apresenta a curva de fluxo de ar no *display*. Como explicado anteriormente, está sendo utilizada a tensão de saída do sensor de fluxo e não o valor convertido em quilogramas por hora.

Figura 43 — Visualização no *display*



Fonte: Os autores, 2021.

No *dashboard* integrado ao Weblab, foi possível observar que o comportamento do gráfico de volume de ar acompanha o movimento do respirador do IMT pressionando e soltando a

bolsa autoinflável, o que pôde ser visualizado a partir da imagem da câmera, mostrada na Figura 44.

Figura 44 — Imagem da câmera no *dashboard*



Fonte: Os autores, 2021.

A Figura 45 apresenta o gráfico de volume de ar. Nele, foi possível observar os ciclos de respiração que ocorrem durante o processo de ventilação e que acompanham o movimento da bolsa autoinflável. Neste gráfico, também foram usados valores de tensão de referência e não valores convertidos.

Figura 45 — Gráfico no *dashboard*



Fonte: Os autores, 2021.

No aplicativo, as funções de cadastro funcionaram como esperado, permitindo o cadastro de diferentes usuários e a adição e remoção de pacientes para cada um deles. Em relação à função de monitoramento, as comparações dos dados com as curvas, as indicações visuais, a contagem de erros e o cálculo da nota funcionaram corretamente com os dados recebidos por MQTT, porém a velocidade de recepção e escala dos valores não está ajustada perfeitamente, fazendo com que os valores lidos não se acomodem corretamente ao gráfico. Esses ajustes serão contemplados nas melhorias propostas para o projeto. A Figura 46 apresenta esta situação.

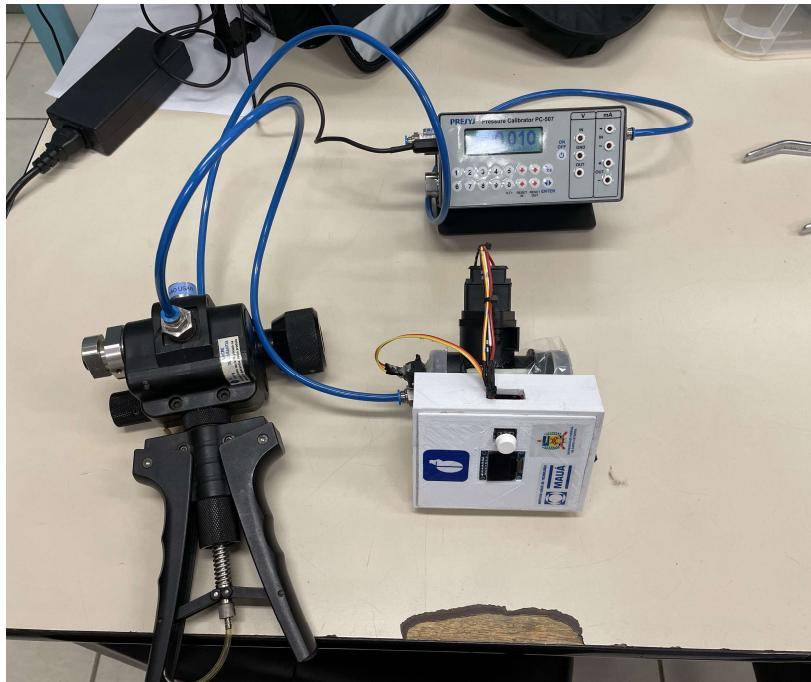
Figura 46 — Visualização de dados reais no aplicativo



Fonte: Os autores, 2021.

A fim de verificar as medidas do sensor de pressão, foi realizado um novo teste, utilizando uma bomba de pressão manual e uma escala calibrada, a fim de injetar uma pressão pré-definida e conhecida no equipamento. O teste montado pode ser observado na Figura 47.

Figura 47 — Teste de pressão



Fonte: Os autores, 2021.

A bomba foi manipulada de forma a injetar pressões na faixa de 1 kPa, compatíveis com a situação na qual o dispositivo será utilizado. No entanto, mesmo com as vedações realizadas para o experimento, foram observados vazamentos de ar, o que comprometeu as medições e não permitiu que o sensor de pressão fosse devidamente verificado. Os ajustes necessários para resolver esse problema serão considerados como melhorias para o futuro do projeto.

Apesar dos problemas apresentados, a proposta pode agregar diversos benefícios para a utilização de médicos, enfermeiros, fisioterapeutas e profissionais da área da saúde no geral. O projeto pode ser utilizado no treinamento de profissionais da saúde, para que eles possam ver, em tempo real, as variáveis do processo de ventilação com bolsa autoinflável e, assim, aprender de maneira mais eficiente, como realiza-lo da maneira correta.

6 CONCLUSÕES

O objetivo do projeto foi o monitoramento IoT do processo de ventilação mecânica pulmonar utilizando bolsa autoinflável, ou seja, coletar as informações de pressão e volume neste processo e mostrá-las para o usuário. Pode-se concluir que esse objetivo foi atingido com sucesso, visto que o equipamento está apto ao monitoramento do processo, coletando medições de pressão e volume e as enviando, através da Internet, para um servidor.

O desenvolvimento da comunicação entre o sistema eletrônico e o servidor em nuvem caracterizou-o como um dispositivo inteligente, podendo fazer o envio dos dados coletados pelos sensores, que podem ser exibidos nos dispositivos desejados, seja um computador, *smartphone* ou qualquer outro dispositivo conectado à Internet. O aplicativo desenvolvido funciona adequadamente, sendo possível o cadastro de médico e pacientes e o monitoramento em tempo real da bolsa autoinflável.

Pensando no futuro do projeto, algumas melhorias devem ser feitas para que ele evolua e se torne um produto de fato, como o aumento da robustez do protótipo para medição da pressão e correção da escala de valores da visualização no aplicativo. Visando a continuidade no ramo educacional, por exemplo, uma pesquisa de mercado deve ser realizada para a validação dessa proposta.

7 SUGESTÕES DE CONTINUAÇÃO

O primeiro ponto a ser revisto ao se pensar em melhorias do projeto é o sensor de fluxo. Como foi apresentado, é possível realizar as medições utilizando o sistema implementado, porém os dados não foram calibrados e convertidos para a unidade de medida adequada. Para isso, é imprescindível um processo de calibração e parametrização do sensor com o acompanhamento de um profissional da saúde, para verificar que os valores sejam confiáveis e adequados.

Em relação ao *software*, o aplicativo foi desenvolvido com o objetivo de realizar as funções desejadas da maneira mais simples possível. A princípio foram utilizados poucos elementos de design gráfico e experiência do usuário, fatores que são importantes para uma boa utilização do *software* e para a motivação de adotar o produto. Então, visando uma boa aceitação dos usuários, seria interessante uma dedicação no desenvolvimento de uma nova interface, com mais detalhes e focando na parte estética do aplicativo. Além disso, a função de monitoramento e avaliação dos dados deve ser ajustada para trabalhar em uma velocidade e escala compatíveis com os dados enviados pelos sensores.

Outro ponto a ser considerado é a robustez na montagem final do protótipo, tanto na parte mecânica, quanto na eletrônica, para que os dados coletados sejam mais próximos da realidade. Para isso, deve-se melhorar a disposição dos componentes dentro do protótipo e a vedação do dispositivo, para que não ocorram vazamentos de ar. Além disso, considerando que esse aparelho deve ser utilizado em um ambiente hospitalar, sabe-se que a sua higienização deve ser frequentemente realizada, portanto, o produto deve estar preparado para enfrentá-la, sem que o seu funcionamento seja prejudicado.

As curvas construídas a partir dos gráficos de pressão, volume e fluxo de ar foram construídas a partir de uma curva padrão utilizando o Microsoft Excel, com a coleta de pontos. De certa forma, esse método possui imprecisão, levando em conta as condições impostas. Além disso, a tolerância adotada, de 10 % para cima ou para baixo do gráfico, foi escolhida de forma arbitrária para mostrar que é possível proporcionar ao usuário a visualização dessas curvas.

No entanto, deve ser estudada a real tolerância para que não ocorram problemas com a saúde do paciente.

Com esses pontos concretizados, o teste com profissionais da saúde, como médicos e enfermeiros, é uma etapa de testes importante, para obter um *feedback* da usabilidade e eficiência do protótipo. Nesse ponto, a parceria com a UFSC é de extrema importância, sabendo que ela possui acesso a ambientes hospitalares e o conhecimento necessário para avaliar os valores coletados.

Futuramente, para que o protótipo se torne um produto, é necessária uma avaliação financeira e de mercado, para entender as necessidades do consumidor e validar os custos do projeto. Para isso, uma pesquisa de mercado para os profissionais de saúde foi elaborada e está sendo divulgada para entender esse nicho. Quanto aos custos do projeto, além dos componentes eletrônicos, como sensores, *display* e bateria, é necessária uma avaliação da produção dos circuitos eletrônicos e do modelo 3D em larga escala, para ter uma noção de precificação e avaliar a viabilidade no mercado.

Por fim, caso tenha sido concluído que o projeto é viável, a última etapa do processo seria a criação de uma *startup*, visando aumentar a produção dos equipamentos e, assim, atender um maior número de alunos e instituições de ensino, possibilitando um treinamento qualificado e, colaborando para salvar o máximo de vidas possível.

REFERÊNCIAS

3DLAB. PLA: Tudo o que você precisa saber sobre o filamento PLA. **3DLAB Soluções em Impressão 3D**, 2020. Disponível em: <https://3dlab.com.br/pla-tudo-o-que-voce-precisa-saber-sobre-o-filamento-pla/>. Acesso em: 29 Setembro 2021.

ANDRADE, A. P. O que é Firebase? **Treinaweb**, 2020. Disponível em: <https://www.treinaweb.com.br/blog/o-que-e-firebase>. Acesso em: 24 Setembro 2021.

ANDRADE, A. P. O que é o React Native? **Treinaweb**, 2020. Disponível em: <https://www.treinaweb.com.br/blog/o-que-e-o-react-native>. Acesso em: 26 Setembro 2021.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE PAIS, FAMILIARES, AMIGOS E CUIDADORES DE BEBÊS PREMATUROS. O Bebê Prematuro. **Prematuridade**, 2021. Disponível em: <https://www.prematuridade.com/index.php/interna-post/o-bebe-prematuro-6000>. Acesso em: 17 Outubro 2021.

BASÍLIO, S. O que é Node-RED? Conhecendo e instalando. **Master Walker Electronic Shop**, 2018. Disponível em: <https://blogmasterwalkershop.com.br/outros/o-que-e-node-red-conhecendo-e-instalando>. Acesso em: 13 Julho 2021.

BAÚ DA ELETRÔNICA. Conversor Boost DC Step Up Ajustável. **Baú da Eletrônica Componentes Eletrônicos**, 2020. Disponível em: <https://www.baudaelectronica.com.br/conversor-boost-dc-ajustavel-step-up.html>. Acesso em: 06 Outubro 2021.

BECKER, L. O que é React Native? **Orgânica Natural Marketing**, 2021. Disponível em: <https://www.organicadigital.com/blog/o-que-e-react-native/>. Acesso em: 26 Setembro 2021.

BITTENCOURT, R. M.; GAÍVA, M. A. M. Mortalidade neonatal precoce relacionada a intervenções clínicas. **Revista Brasileira de Enfermagem REBEn**, Cuiabá, p. 195-201, mar-abr 2014.

CARVALHO, C. R. R.; JUNIOR, C. T.; FRANCA, S. A. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. **III Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica**, 2007.

CASTRO, M. L. Princípios Básicos da Ventilação Mecânica em Cães. **Universidade Federal de Minas Gerais**, Belo Horizonte, 2011.

CLARK, J. What is the Internet of Things (IoT)? **IBM Business Operations Blog**, 2016. Disponível em: <https://www.ibm.com/blogs/internet-of-things/what-is-the-iot/>. Acesso em: 08 Julho 2021.

CMOS DRAKE. Ventilador e Respirador Pulmonar: como funciona e salva vidas. **CMOS DRAKE**, 2020. Disponível em: <https://cmosdrake.com.br/blog/ventilador-pulmonar-e-respirador-como-funciona-e-como-salva-vidas/>. Acesso em: 20 Maio 2021.

COELHO, Í. Qual módulo WiFi ESP32 é ideal para meu projeto? **FilipeFlop**, 2020. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/blog/qual-modulo-wifi-esp32-e-ideal-para-meu-projeto/>. Acesso em: 05 Julho 2021.

COSTA, P. F. B. M. Displasia Broncopulmonar. **Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro; Instituto Fernandes Figueira, Fundação Oswaldo Cruz**, Rio de Janeiro, 2013.

COSTIN, C. Os Impactos do Coronavírus na Educação Brasileira. **Instituto Millenium**, 2020. Disponível em: <https://www.institutomillenium.org.br/os-impactos-do-coronavirus-na-educacao-brasileira/>. Acesso em: 1 Outubro 2021.

CRUZ, R. A Importância da Instrumentação. **TAG Instrumentos de Medição**, 2016. Disponível em: <https://www.tagcalibra.com.br/2016/12/25/importancia-da-instrumentacao/>. Acesso em: 19 Maio 2021.

CURTO CIRCUITO. Sensor de Pressão Absoluta 15-700KPa - MPX5700AP. **Curto Circuito**, 2021. Disponível em: <https://www.curtocircuito.com.br/sensor-de-pressao-absoluta-15-700kpa-mpx5700ap.html>. Acesso em: 3 Outubro 2021.

DE ROURE, M. Instrumentação Industrial: entenda a sua importância para a indústria. **Instrumentação e Controle**, 2020. Disponível em: <https://instrumentacaoecontrole.com.br/instrumentacao-industrial-entenda-a-sua-importancia-para-a-industria/>. Acesso em: 20 Maio 2021.

DESIDÉRIO, M. A hora da telemedicina -- País já fez 1,7 milhão de consultas à distância. **Revista Exame**, 2020. Disponível em: <https://exame.com/revista-exame/a-hora-da-telemedicina-pais-ja-fez-17-milhao-de-consultas-a-distancia/>. Acesso em: 1 Outubro 2021.

DONN, S. M.; SINHA, S. K. Can mechanical ventilation strategies reduce chronic lung disease? **Seminars in Neonatology**, p. 441-448, 2003.

DRG BRASIL. Pandemia traz à tona um problema antigo: o desperdício na saúde. **Blog Valor em Saúde**, 2020. Disponível em: <https://www.drgbrasil.com.br/valoremrsaude/pandemia-traz-a-tona-um-problema-antigo-o-desperdicio-na-saude/>. Acesso em: 1 Outubro 2021.

ESPRESSIF SYSTEMS. ESP32. **ESPRESSIF**, 2021. Disponível em: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>. Acesso em: 05 Julho 2021.

FAMABRAS. Conversão de Unidades de Pressão, 2013.

FERNANDES, N. O que é o protocolo MQTT? **HI Tecnologia Automação Industrial**, 2021. Disponível em: <https://www.hitecnologia.com.br/blog/o-que-e-protocolo-mqtt/>. Acesso em: 15 Julho 2021.

FIBRA CIRÚRGICA. Ambu Reanimador Manual Silicone Neonatal Completo MD. **Fibra Cirúrgica**, 2020. Disponível em: <https://www.fibracirurgica.com.br/reanimador-manual-neonatal-silicone-md/p>. Acesso em: 6 Dezembro 2021.

FREESCALE. Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. **Freescale Semiconductor**, 2007.

GARCIA, G. Instituto Mauá projeta respirador baseado em motor de limpador de para-brisa. **Repórter Diário**, 2020. Disponível em: <https://www.reporterdiario.com.br/noticia/2804236/instituto-maua-projeta-respirador-baseado-em-motor-de-limpador-de-para-brisa/>. Acesso em: 30 Junho 2021.

HERNÁNDEZ, M. IoT Application Development with Node-RED. **Ubidots**, 2018. Disponível em: <https://ubidots.com/blog/learn-more-about-node-red/>. Acesso em: 15 Julho 2021.

HIVEMQ TEAM. Quality of Service 0,1 & 2 - MQTT Essentials: Part 6. **HiveMQ**, 2015. Disponível em: <https://www.hivemq.com/blog/mqtt-essentials-part-6-mqtt-quality-of-service-levels/>. Acesso em: 16 Julho 2021.

HORN, C. H. Consequências imediatas da pandemia no mercado de trabalho brasileiro. **FCE UFRGS**, 2020. Disponível em: <https://www.ufrgs.br/fce/consequencias-imediatas-da-pandemia-no-mercado-de-trabalho-brasileiro/>. Acesso em: 19 Maio 2021.

IT FORUM. Low-code: as vantagens e desvantagens do tal código baixo. **IT Forum**, 2020. Disponível em: <https://itforum.com.br/negocios/low-code-as-vantagens-e-desvantagens-do-tal-codigo-baixo/>. Acesso em: 13 Julho 2021.

JP, L. Ventilação pulmonar mecânica e suas diferentes modalidades. **MAGNAME**, 2019. Disponível em: <https://www.inovacoescmagname.com.br/post/2019/07/29/ventilacao-pulmonar-mecanica-e-suas-diferentes-modalidades>. Acesso em: 20 Maio 2021.

JÚNIOR, C. A. F.; FRIZZONE, D. C.; XAVIER, P. F. D. S.; BONISSON, A. C. M. Ventilação mecânica em pediatria: conceitos básicos. **Fundação Benjamin Guimarães – Hospital da Baleia**, Belo Horizonte, 2014.

LABOSSIÈRE, P. Prematuridade é principal causa de mortalidade infantil, alerta ONG. **Agência Brasil**, 2016. Disponível em: <https://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2016-11/prematuridade-e-principal-causa-de-mortalidade-infantil-alerta-ong>. Acesso em: 06 Dezembro 2021.

LAGANÁ, A. A. M. Apostila de Sensores. **Projetos em Sistemas Eletrônicos Embarcados: Sensores e Atuadores**, São Paulo, 2010.

LIU, L.; JOHNSON, H. L.; COUSENS, S.; PERIN, J.; SCOTT, S.; LAWN, J. E.; RUDAN, I.; CAMPBELL, H.; CIBULSKIS, R.; LI, M.; MATHERS, C.; BLACK, R. E. Global, regional, and national causes of child mortality: an updated systematic analysis for 2010 with time trends since 2000. **Child Health Epidemiology Reference Group of WHO and UNICEF**, 2012.

LOCATELLI, C. Introdução ao MQTT. **Curto Circuito**, 2020. Disponível em: <https://www.curtocircuito.com.br/blog/introducao-ao-mqtt>. Acesso em: 16 Julho 2021.

MACHADO, F. D.; EDER, G. L.; DULLIUS, C. R.; BALDISSEROTTO, S. Ventilação Mecânica: Como Iniciar, 2018.

MAEDA, W. Impressão 3D: o que é e como ela está revolucionando o mundo. **Vulcano EJ**, 2019. Disponível em: <https://vulcanoej.com.br/2019/02/28/o-que-e-a-impressao-3d/>. Acesso em: 29 Setembro 2021.

MALTA, D. C.; SZWARCWALD, C. L.; BARROS, M. B. D. A.; GOMES, C. S.; MACHADO, I. E.; JÚNIOR, P. R. B. D. S.; ROMERO, D. E.; LIMA, M. G.; DAMACENA, G. N.; PINA, M. D. F.; FREITAS, M. I. D. F.; WERNECK, A. O.; SILVA, D. R. P.; AZEVEDO, L. O.; GRACIE, R. A pandemia da COVID-19 e as mudanças no estilo de vida dos brasileiros adultos: um estudo transversal, Brasília, 2020.

MORAN, C. Respostas para dar continuidade ao desenvolvimento do reanimador pulmonar manual em neonatologia. **Grupo de Pesquisa Prematuridade UFSC**, 2021.

MORAN, C. A.; BONETTI, K. Projeto - Ressuscitador Pulmonar Manual. **Grupo de Pesquisa Prematuridade UFSC**, 2021.

MTE-THOMSON. Sensor MAF. **MTE-THOMSON**, 2021. Disponível em: <https://www.mte-thomson.com.br/produtosmte/sensor-maf/>. Acesso em: 28 Setembro 2021.

NERIS, A.; NERIS, D. O custo da prematuridade para a saúde pública ultrapassa R\$ 8 bilhões por ano no país. **Rede Nacional Primeira Infância**, 2019. Disponível em: <http://primeirainfancia.org.br/o-custo-da-prematuridade-para-a-saude-publica-ultrapassa-r-8-bilhoes-por-ano-no-pais/>. Acesso em: 17 Outubro 2021.

NORONHA, K. V. M. D. S.; GUEDES, G. R.; TURRA, C. M.; ANDRADE, M. V.; BOTEGA, L.; NOGUEIRA, D.; CALAZANS, J. A.; CARVALHO, L.; SERVO, L.; FERREIRA, M. F. Pandemia por COVID-19 no Brasil: análise da demanda e da oferta de leitos hospitalares e equipamentos de ventilação assistida segundo diferentes cenários. **Cadernos de Saúde Pública**, 2020.

OALOO. O Que é Impressão 3D? Para Que Serve a Impressora 3D? **OALOO Impressão 3D**, 2021. Disponível em: <https://www.oaloo.com.br/impressao-3d-vantagens-desvantagens/>. Acesso em: 29 Setembro 2021.

O'LEARY, N. Introducing Node-RED 1.0. **IBM Developer Blog**, 2019. Disponível em: <https://developer.ibm.com/components/node-red/blogs/introducing-node-red-version-1-0/>. Acesso em: 13 Julho 2021.

OLIVEIRA, E. Conhecendo o NodeMCU-32S ESP32. **Master Walker Eletronic Shop**, 2017. Disponível em: <https://blogmasterwalkershop.com.br/embarcados/esp32/conhecendo-o-nodemcu-32s-esp32>. Acesso em: 05 Julho 2021.

OLIVEIRA, P. M. N.; JUNIOR, A. A. A.; ALMEIDA, C. C. B.; RIBEIRO, M. Â. G. D. O.; RIBEIRO, J. D. Fatores que afetam a ventilação com o reanimador manual autoinflável: uma revisão sistemática. **Departamento de Pediatria da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp**, Campinas, 2011.

OPERA MUNDI. Mapa da covid-19: siga em TEMPO REAL o número de casos e mortes por covid-19 no mundo, 2021. Disponível em:

<https://operamundi.uol.com.br/coronavirus/63574/mapa-da-covid-19-siga-em-tempo-real-o-numero-de-casos-e-mortes-por-covid-19-no-mundo>. Acesso em: 23 Novembro 2021.

ORACLE. O que é IoT? **Oracle**, 2019. Disponível em: <https://www.oracle.com/br/internet-of-things/what-is-iot/>. Acesso em: 27 Outubro 2021.

PINHONI, M. Ocupação de leitos de UTI para Covid no estado de SP volta a ficar acima de 80%. **G1**, 2021. Disponível em: <https://g1.globo.com/sp/sao-paulo/noticia/2021/05/24/ocupacao-de-leitos-de-uti-para-covid-no-estado-de-sp-volta-a-ficar-acima-de-80percent.ghtml>. Acesso em: 29 Setembro 2021.

PORTAL HOSPITAIS BRASIL. 60% das crianças e dos bebês internados em UTIs precisam de ventilação pulmonar mecânica. **Magnamed**, 2017. Disponível em: <https://www.inovacoescagnamed.com.br/post/2017/01/04/60-das-crianças-e-dos-bebês-internados-em-utis-precisam-de-ventilação-pulmonar-mecânica>. Acesso em: 07 Dezembro 2021.

PROVIDENCE. Manual do produto - Respirador automatizado, 2020.

RAMOS, H. Â. D. C.; CUMAN, R. K. N. Fatores de Risco para Prematuridade: Pesquisa Documental, 2009.

ROTTA, A. T.; STEINHORN, D. M. Conventional mechanical ventilation in pediatrics. **Jornal de Pediatria**, Rio de Janeiro, p. 100-108, 2007.

SAÚDE BUSINESS. Cresce importação de materiais médico-hospitalares no Brasil. **Saúde Business**, 2021. Disponível em: <https://www.saudebusiness.com/mercado/cresce-importao-de-materiais-mdico-hospitalares-no-brasil>. Acesso em: 19 Maio 2021.

SENSORSONE. cmH2O – Centimetres of Water Column at 4 deg C Pressure Unit. **SensorsONE - Measurement Instrumentation Products**, 2021. Disponível em: <https://www.sensorsone.com/cmh2o-centimetres-water-column-4-deg-c-pressure-unit/>. Acesso em: 23 Novembro 2021.

SILVA, E. Firebase: o que é e quando usar no desenvolvimento mobile? **Geekhunter**, 2021. Disponível em: <https://blog.geekhunter.com.br/firebase-o-que-e-e-quando-usar-no-desenvolvimento-mobile/>. Acesso em: 24 Setembro 2021.

SINGHAL, N.; BHUTTA, Z. A. Newborn resuscitation in resource-limited settings. **Seminars in Fetal & Neonatal Medicin**, p. 432-439, 2008.

TESINI, B. L. Coronavírus e síndromes respiratórias agudas (covid-19, mers e sars). **MANUAL MSD Versão para Profissionais de Saúde**, 2021. Disponível em: <https://www.msdmanuals.com/pt-br/profissional/doen%C3%A7as-infecciosas/v%C3%ADrus-respirat%C3%B3rios/coronav%C3%ADrus-e-s%C3%ADndromes-respirat%C3%B3rias-agudas-covid-19-mers-e-sars#>. Acesso em: 21 Maio 2021.

THIO, M.; VAN KEMPEN, L.; RAFFERTY, A. R.; BHATIA, R.; DAWSON, J. A.; DAVIS, P. G. Neonatal Resuscitation in Resource-Limited Settings: Titrating Oxygen Delivery without an Oxygen Blender. **The Journal of Pediatrics**, p. 256-260, Maio 2014.

VEJA. OMS: 75% das mortes de bebês prematuros são evitáveis. **Veja**, 2012. Disponível em: <https://veja.abril.com.br/saude/oms-75-das-mortes-de-bebes-prematuros-sao-evitaveis/>. Acesso em: 6 Dezembro 2021.

YUAN, M. Conhecendo o MQTT. **IBM Developer Blog**, 2017. Disponível em: <https://developer.ibm.com/br/technologies/iot/articles/iot-mqtt-why-good-for-iot/>. Acesso em: 15 Julho 2021.