



**FUNDAÇÃO
UNIVERSIDADE
FEDERAL DE
MATO GROSSO DO SUL**

**FACULDADE DE ENGENHARIAS,
ARQUITETURA E URBANISMO E
GEOGRAFIA**

MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Projeto e Implementação de um Ventilador Mecânico de Uso
Emergencial Utilizando Ressuscitador Pulmonar de Mão, com
Controle Fuzzy de Mistura de Gases**

Felipe Alexandre Monteiro

Campo Grande MS
8 de janeiro de 2022



FUNDAÇÃO
UNIVERSIDADE
FEDERAL DE
MATO GROSSO DO SUL

FACULDADE DE ENGENHARIAS,
ARQUITETURA E URBANISMO E
GEOGRAFIA

MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Projeto e Implementação de um Ventilador Mecânico de Uso Emergencial Utilizando Ressuscitador Pulmonar de Mão, com Controle Fuzzy de Mistura de Gases

Felipe Alexandre Monteiro

Orientador: Prof. Raymundo Cordero García
Co-orientador: Prof. João Onofre Pereira Pinto

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Mato Grosso do Sul na Faculdade de Engenharias, Arquitetura e Urbanismo e Geografia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Campo Grande MS
8 de janeiro de 2022



ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
MESTRADO

Aos dez dias do mês de dezembro do ano de dois mil e vinte e um, às catorze horas e trinta minutos, por Videoconferência, reuniu-se a Banca Examinadora composta pelos membros: Raymundo Cordero Garcia (UFMS), Joao Onofre Pereira Pinto (UFMS), Luiz Eduardo Borges da Silva (UNIFEI) e Marcio Luiz Magri Kimpara (UFMS), sob a presidência do primeiro, para julgar o trabalho do aluno: FELIPE ALEXANDRE MONTEIRO, CPF 05644107132, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Curso de Mestrado, da Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, apresentado sob o título "Projeto e Implementação de um Ventilador Mecânico de Uso Emergencial de Baixo Custo Utilizando Ressuscitador Pulmonar de Mão, com Controle Fuzzy de Mistura de Gases" e orientação de Raymundo Cordero Garcia. O presidente da Banca Examinadora declarou abertos os trabalhos e agradeceu a presença de todos os Membros. A seguir, concedeu a palavra ao aluno que expôs sua Dissertação. Terminada a exposição, os senhores membros da Banca Examinadora iniciaram as arguições. Terminadas as arguições, o presidente da Banca Examinadora fez suas considerações. A seguir, a Banca Examinadora reuniu-se para avaliação, e após, emitiu parecer expresso conforme segue:

EXAMINADOR

Dr. Raymundo Cordero Garcia (Interno)
Dr. Joao Onofre Pereira Pinto (Interno) (Coorientador)
Dr. Luiz Eduardo Borges da Silva (Externo)
Dr. Marcio Luiz Magri Kimpara (Interno)
Dr. Walter Issamu Suemitsu (Externo) (Suplente)
Dr. Wesley Nunes Goncalves (Interno) (Suplente)

RESULTADO FINAL:

Aprovação Aprovação com revisão Reprovação

OBSERVAÇÕES:

Nada mais havendo a ser tratado, o Presidente declarou a sessão encerrada e agradeceu a todos pela presença.



Documento assinado eletronicamente por **Raymundo Cordero Garcia, Professor do Magisterio Superior**, em 10/12/2021, às 16:37, conforme horário oficial de Mato Grosso do Sul, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcio Luiz Magri Kimpara, Professor do Magisterio Superior**, em 16/12/2021, às 19:52, conforme horário oficial de Mato Grosso do Sul, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Joao Onofre Pereira Pinto, Professor do Magisterio Superior**, em 06/01/2022, às 15:09, conforme horário oficial de Mato Grosso do Sul, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luiz Eduardo Borges da Silva, Usuário Externo**, em 07/01/2022, às 17:09, conforme horário oficial de Mato Grosso do Sul, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufms.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2978367** e o código CRC **46695633**.

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Av Costa e Silva, s/nº - Cidade Universitária

Fone:

CEP 79070-900 - Campo Grande - MS

RESUMO

O surgimento da SARS-CoV-2 em 2019 aumentou a necessidade em larga escala por ventiladores pulmonares, uma vez que a doença afeta o sistema respiratório. O Brasil e outros países do mundo não possuem tantos ventiladores pulmonares devido ao custo elevado, e no momento atual por sua indisponibilidade de compra. Ante aquele problema, diferentes instituições acadêmicas e empresas no mundo desenvolveram ventiladores pulmonares de emergência baseados em diferentes princípios de operação, sendo muitos deles baseados na automatização da operação de um ressuscitador pulmonar de mão. Contudo, o desenvolvimento local-regional de ventiladores pulmonares de emergência é necessário para atender a maior quantidade de pacientes possíveis dentro de um estado, e para reduzir custos e tempos de importação de tecnologia. Esse trabalho tem o objetivo de projetar e fabricar um ventilador pulmonar de uso emergencial, o qual utiliza um ressuscitador pulmonar de mão, implementar o sistema de FiO_2 inteligente, responsável por dosar a quantidade de O_2 no ressuscitador, seu controle é realizado por um controlador *Fuzzy* utilizando as variáveis de entrada de PEEP e SpO_2 , para sua implementação em bancada utiliza componentes do mercado brasileiro. Foram gerados resultados por meio de simulação da lógica *Fuzzy* para a saída de FiO_2 e foi realizado teste em bancada, simulando um paciente o qual o sistema conseguiu realizar a ventilação e o controle de FiO_2 .

Palavras chaves: SARS-CoV-2, ventilador de uso emergencial, FiO_2 , lógica *fuzzy*.

ABSTRACT

The emergence of SARS-CoV-2 in 2019 increased the large-scale need for pulmonary ventilators, as the disease affects the respiratory system. Brazil and other countries in the world do not have as many pulmonary ventilators due to the high cost, and at the moment due to their unavailability to purchase. Faced with that problem, different academic institutions and companies around the world have developed emergency pulmonary ventilators based on different operating principles, many of them are based on automating the operation of a handheld lung resuscitator. However, local-regional development of emergency pulmonary ventilators is needed to serve as many patients as possible within a state, and to reduce technology import costs and times. This work aims to design and manufacture a pulmonary ventilator for emergency use, which uses a handheld lung resuscitator, to implement the intelligent FiO₂ system, responsible for dosing the amount of O₂ in the resuscitator, its control is performed by a Fuzzy controller using the PEEP and SpO₂ input variables, for its implementation in a bench using components from the Brazilian market. Results were generated through simulation of the Fuzzy logic for the FiO₂ output and a bench test was performed, simulating a patient in which the system was able to perform ventilation and FiO₂ control.

Key-words: SARS-CoV-2, emergency mechanical ventilator, FiO₂, fuzzy logic.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - 1864-Alfred Jones, Primeira Patente de ventilador de pressão negativa.....	4
Figura 2.2 – 1876 - <i>Spirosphere</i>	5
Figura 2.3 - 1929-Drinker e Shaw Pulmão de Aço	6
Figura 2.4 - 1950-James Wilson Ventilador Várias Pessoas.....	7
Figura 2.5 - 1953-Epidemia de Poliomielite Rancho Los Amigos Hospital in Downey California	7
Figura 2.6 – Circuito Respiratório	9
Figura 2.7 – Filtro Trocador de Calor e Umidade - HMEF.....	10
Figura 2.8 – Ciclo Respiratório	12
Figura 2.9– Funções de pertinência para indivíduos jovens. (a) Conjunto crisp. (b) Conjunto <i>Fuzzy</i>	19
Figura 2.10– Exemplo de uma variável <i>Fuzzy</i>	21
Figura 2.11– Variável <i>Fuzzy</i>	22
Figura 2.12– (a) Método dos máximos. (b) Método: Centroide.....	24
Figura 3.1 - Alavanca Interpotente.	28
Figura 3.2 – Bancada de Testes	29
Figura 3.3 - Sensor de fluxo distal.....	30
Figura 3.4 – Ponte H – Conceito	32
Figura 3.5 - Ponte H - Chaves S1 e S4 fechadas.	32
Figura 3.6 – Ponte H - Chaves S2 e S3 fechadas	33
Figura 3.7 – Modulação por Largura de Pulso- PWM	34
Figura 3.8 - Válvula-Solenóide	35
Figura 3.9 – Máquina de Estado - Operação do Ventilador	37

Figura 3.10 – Rotina de Teste.....	38
Figura 3.11 - Placa de Controle	39
Figura 3.12 - Resposta de corrente do motor de para-brisas.	40
Figura 3.13 - Protótipo do Ventilador	41
Figura 3.14 - Protótipo do Ventilador	42
Figura 3.15 - Protótipo do Ventilador	43
Figura 3.16 – Protótipo do Ventilador.....	43
Figura 3.17 – Protótipo do Ventilador.....	44
Figura 4.1 – Folem Graduado.....	46
Figura 4.2 – Tubos de Venturi.....	47
Figura 4.3 – Válvula de Ar.	47
Figura 4.4 – Sistema de O ₂	48
Figura 4.5 –Placa modular sensor diferencial.	49
Figura 4.6 –Placa modular sensor Absoluto.....	49
Figura 4.7 –Modulo de Relé.....	50
Figura 4.8 – Gráfico resposta dos sensores.	52
Figura 4.9 – Diagrama de blocos dos sensores.....	53
Figura 4.10 – Diagrama de blocos da lógica de atualização de FiO ₂	54
Figura 4.11 – Diagrama de blocos do cálculo do FiO ₂	54
Figura 4.12 – Diagrama de condições.	55
Figura 5.1– Sistema <i>Fuzzy</i> de controle de <i>FiO₂</i>	57
Figura 5.2 – Função de pertinência SpO ₂	57
Figura 5.3 – Função de pertinência PEEP.	58
Figura 5.4 – Função de pertinência do FiO ₂	60
Figura 6.1 – Gráfico de reposta da <i>Fuzzy</i>	61

Figura 6.2 – Bancada de Teste.....	62
Figura 6.3 – Resposta do sistema de FiO_2	63

LISTA DE TABELA

Tabela 3.1 – Análise de projetos de ventiladores para pandemia COVID-19 de código aberto.	26
Tabela 3.2 – Especificações Sensor de Pressão Diferencial-MPX2010dp.....	30
Tabela 3.3 - Especificações STM32F103.....	35
Tabela 3.4 – Especificações Placa de Controle	39
Tabela 4.1- Duração de cilindro de O ₂ em horas.....	45
Tabela 4.2 – Valores de Calibragem.	51
Tabela 5.1 – Regras de FiO ₂	56
Tabela 5.2 – Regras <i>Fuzzy</i>	59

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Introdução.....	1
1.2. Objetivo	1
1.3. SARS-CoV-2.....	1
CAPÍTULO 2 - REVISÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 História da Ventilação Mecânica.....	4
2.2 Ventiladores Mecânicos	9
2.2.1 Circuito Respiratório.....	9
2.2.2 Fração Inspirada de Oxigênio (FiO ₂).....	10
2.2.3 Frequência Respiratória (RR ou FR).....	11
2.2.4 Taxa de Inspiração: Expiração (I:E).....	11
2.2.5 Acionamento e Sensibilidade de Acionamento.....	11
2.2.6 Volume Corrente (V _T)	12
2.2.7 Pressão Positiva Final de Expiração.....	13
2.2.8 Pressão de Pico Inspiratório	13
2.2.9 Pressão de Platô	13
2.2.10 Pressão Dirigida	13
2.2.11 Modos de Ventilação Mecânica	14
2.2.12 Ventilação por Volume Controlado - V-CMV.....	14
2.2.13 Ventilação por Pressão Controlada - P-CMV	15
2.2.14 Ventilação Assistida Controlada - A/C	15
2.2.15 Ventilação Mecânica Intermitente Sincronizada – SIMV	15
2.2.16 Ventilação Mecânica Intermitente Sincronizada com Suporte de Pressão - SIMV-PS	15
2.2.17 Ventilação com Suporte de Pressão - PSV	16
2.3 Norma Britânica para Ventiladores Emergenciais	16
2.3.1 Modo de Ventilação	16
2.3.2 Parâmetros Respiratórios	16
2.3.3 Volume Corrente (V _T).....	17
2.3.4 Fornecimento de Oxigênio.....	17
2.3.5 Alimentação Elétrica.....	17

2.3.6 Suporte de gás ao paciente	17
2.3.7 Controle de Infecção	18
2.3.8 Alarmes	18
2.3.9 Monitoramento	18
2.4 Lógica Fuzzy	18
2.4.1 – Breve Descrição de Lógica Fuzzy	18
2.4.2 – Conjuntos <i>Fuzzy</i>	19
2.4.3 – Operações Básicas entre Conjuntos Fuzzy	20
2.4.4 – Funções de pertinência	20
2.4.5 – Variáveis linguísticas	21
2.4.6 – Fuzzificação	22
2.4.7 – Regras.....	22
2.4.8 – Desfuzificador	24
CAPÍTULO 3 - Desenvolvimento do Ventilador Pulmonar Emergencial	25
3.1 Revisão Tecnológica.....	25
3.2 Ressuscitador Pulmonar de Mão	27
3.3 Motor	27
3.4 Sistema de Esmagamento	27
3.5 Bancada de Testes	28
3.6 Sensor de Pressão	29
3.7 Sensor de Fluxo Distal.....	30
3.8 Ponte H.....	31
3.9 Modulação por Largura de Pulso.....	33
3.10 Finais de Cursos.....	34
3.11 Válvula de Expiração.....	34
3.12 Microcontrolador	35
3.13 Rotinas de Operação	35
3.14 Placa de Controle.....	38
3.15 Fonte de Alimentação.....	40
3.16 Bateria.....	40
3.17 Protótipo	41
CAPÍTULO 4 - Desenvolvimento do Misturador de Ar e Oxigênio.....	45
4.1 Motivação	45
4.1 Sistema Mecânico.....	46

4.2 Circuito de Aquisição de Dados	48
4.3 Circuito de Acionamento das Válvulas	49
4.4 Circuito de Potência.....	50
4.5 Sistema de Controle.....	50
CAPÍTULO 5 - Desenvolvimento do Controlador de Mistura de Ar e Oxigênio Utilizando Lógica <i>Fuzzy</i>.....	56
5.1 – Controlador <i>Fuzzy</i> da Mistura de Ar com Oxigênio.....	56
CAPÍTULO 6 - Resultados de Simulação e Experimentais	61
CAPÍTULO 7 - Conclusão e Trabalhos Futuros.....	65
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66

CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO

1.1. Introdução

Com surgimento da SARS-Cov-2 houve um aumento na demanda de ventiladores pulmonares, uma vez que é uma doença desconhecida e não se possui remédios para a mesma, e as vacinas se encontram em desenvolvimento, assim a única forma de tratamento dos pacientes é pela ventilação mecânica. Devido à alta demanda do mercado por ventiladores pulmonares e a baixa produção do mesmo os valores subiram, mas mesmo com preços mais altos as indústrias não conseguiram atender à demanda [1]. O Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT) tomou iniciativa e começou a desenvolver um ventilador pulmonar de baixo custo [2]. Com a iniciativa do MIT outras universidades e instituições de todo o mundo começaram a desenvolver seus próprios ventiladores com o objetivo de uso emergencial durante a pandemia de SARS-Cov-2 [3]. Assim como outras instituições a Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS), o Laboratório de Inteligência Artificial, Eletrônica de Potência e Sistemas Digitais (BATLAB) se propôs a contribuir com o desafio e desenvolver o seu próprio ventilador com componentes disponíveis no mercado local.

1.2. Objetivo

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema inteligente baseado em lógica *Fuzzy* para o controle de fração inspirada de O₂ (*FIO₂*, do inglês, *Fraction of Inspired Oxygen*, O₂). Visando o fracionamento adequado para evitar tanto a baixa oxigenação do paciente quanto o consumo excessivo de O₂.

1.3. SARS-CoV-2

Em 31 de dezembro de 2019, o governo de Wuhan na China confirmou o tratamento de dezenas de casos de infecções a autoridade de saúde. Após alguns dias, foi confirmado um novo vírus que infectou dezenas de pessoas na Ásia. O governo chinês informou que estava monitorando o vírus para prevenir um surto. Em 11 de janeiro 2020, a mídia chinesa relata a primeira morte pelo novo vírus. A vítima era um homem de 61 anos, e sua morte antecedeu um dos maiores feriados da China, quando centenas de milhares de pessoas viajavam por todo o país. Em 20 de janeiro foi confirmado casos fora da China Continental, como Japão, Coreia do

Sul e Tailândia. Um dia após, foi confirmado o primeiro caso nos Estados Unidos da América (EUA) no estado de Washington, depois um homem de 30 anos retornar de Wuhan. Em 23 de janeiro, as autoridades chinesas cancelaram trens e voos que saíam da cidade e suspenderam ônibus, metrô e balsas. Até aquele momento já haviam morrido 17 pessoas e mais de 570 pessoas tinham sido infectadas no mundo. Em 30 de Janeiro, a OMS - Organização Mundial da Saúde (do inglês W.H.O. - *World Health Organization*) declara emergência global. No dia 31 de janeiro o EUA suspendeu a entrada de estrangeiros que estiveram em Wuhan nos últimos 14 dias, porém até aquele momento 213 pessoas haviam morrido e 9.800 pessoas tinham sido infectadas. Em 2 de fevereiro morreu a primeira pessoa fora da China, e mais de 360 pessoas já haviam falecido. Em 7 de fevereiro morreu o Dr. Li Wenliang que em janeiro tinha tentado alertar o governo chinês sobre o novo vírus. No dia 11 do mesmo mês, OMS propôs o nome 'COVID-19' ao novo vírus, assim o nome não tinha ligação a nenhuma localidade, pessoa ou animal, para evitar estigmas. No dia 14 daquele mês faleceu a primeira vítima na Europa, um turista chinês de 80 anos, em um hospital de Paris, que foi a quarta vítima fora da China, enquanto na China já haviam morrido cerca de 1500 pessoas. No dia 23, também daquele mês, a Europa enfrentou o primeiro surto na Itália, tendo sido fechadas escolas e eventos cancelados em 10 cidades. No dia 24, o Irã surgiu como segundo ponto de foco. Em fevereiro, no dia 26, ocorreu o primeiro caso no Brasil em uma mulher de 61 anos que retornou de uma viagem de negócios da Itália. Em março, a União Européia fechou a visitação a 26 países, a Índia anunciou Lockdown e os EUA já possuíam 81.321 infectados e 1.000 mortes. Em abril, os casos em Moscou/Rússia dobraram, levando o sistema de saúde ao limite, o total de mortes no mundo ultrapassou 200.000 pessoas com mais de 2,8 milhões de pessoas infectadas. No final daquele mês, linhas aéreas exigiram o uso de protetores de rosto. Já em maio, o Brasil ultrapassou a Rússia ao relatar segundo maior número de infecções, obtendo mais de 330.000 infectados, os EUA continuou sendo o epicentro com 1,6 milhões de casos, e mais de 100.000 mortos. No mesmo mês, a África alcançou 200.000 infectados. Em julho, o Irã anunciou o fechamento de suas cidades e Hong Kong anunciou fechamento de escolas para evitar a terceira onda de infecções. Devido ao desemprego, 5,4 milhões de americanos perderam o seguro saúde. A Coreia do Sul apresentou estudos que crianças com menos de 10 anos transmitem menos que adultos e as demais idades transmitem com a mesma frequência. Ainda em julho, a Índia ultrapassou 1 milhão de infectados e 25 mil mortes confirmadas, e ao final do mês os EUA registraram 1,9 milhões de novas infecções. Em agosto, o Centro de Controle e Prevenção de Doenças (CDC) começou a consultar planos de distribuição de uma nova vacina, e universidades começaram o ensino à distância. Em 22 de Agosto, o vírus ultrapassou mais de

800.000 mortos em todo o mundo. Em setembro, a Índia se tornou o segundo país com mais casos de infecções, com 4 milhões de infectados e Israel impôs um segundo fechamento. O número de mortes globais chegou a 1 milhão. Em outubro, Nova York reabriu escolas para aulas presenciais e o mundo registrou mais de 1 milhão de novos casos nos últimos 3 dias do mesmo mês. Em novembro, a Inglaterra realizou o fechamento nacional, os EUA ultrapassaram 10 milhões de infectados e com 250.000 mortos, o CDC informou que a visita de crianças para sala de emergência de saúde mental aumentou. Em 2 de dezembro, o Reino Unido aprovou a vacina da Pfizer e no dia 8 do mesmo mês, iniciou-se a vacinação. No dia 11 a Administração de Comidas e Drogas (FDA) Americana aprovou a vacina da Pfizer, no dia 14 o EUA ultrapassou 300 mil mortes, e no dia 18 a FDA aprovou a vacina da Moderna. No dia 20, Londres entrou em um severo fechamento [4].

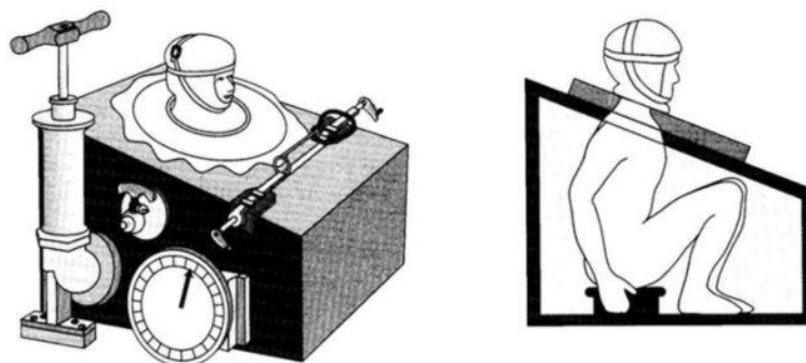
A pandemia gerou um colapso no sistema de saúde mundial, com uma alta demanda por ventiladores mecânicos para o tratamento dos problemas respiratórios oriundos do COVID-19. Esta alta demanda resultou em um movimento mundial por fabricação de ventiladores. Este foi o elemento motivador de as universidades de todo o mundo, tentando contribuir para o combate aos efeitos da COVID-19 começaram a desenvolver ventiladores simples, de fácil e rápida fabricação, de fácil uso e baixo custo. A motivação deste trabalho portanto é a mesma de outros desenvolvidos em outras universidades, que é a de contribuir para o combate a COVID-19 buscando desenvolver um equipamento que pode ajudar a salvar vidas humanas.

CAPÍTULO 2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 História da Ventilação Mecânica

"Em 1774, Joseph Priestly e Willhelm Scheele descobriram independente e subsequentemente o oxigênio, e Lavoisier descobriu sua importância para a respiração". Nesse período a ventilação era realizada de forma manual: boca a boca. Essa prática constituía em o voluntario inalar o ar ambiente e assoprar o mesmo no paciente. O uso de oxigênio nesse procedimento se mostrou ineficiente, e o procedimento foi descontinuado pois descobriu-se que o oxigênio era processado nas vias aéreas do voluntario, chegando em baixas concentrações ao paciente. Em 1864, Alfred Jones inventou o primeiro sugador de corpo adulto, mostrado na Figura 2.1. Esse dispositivo envolvia o paciente do pescoço aos pés e realizava sucção sobre o mesmo com o uso de um pistão. Isto resultava em uma pressão negativa ao corpo do paciente, e assim forçava o pulmão do paciente expandir e inalar o ar externo. Este procedimento é realizado naturalmente pelo diafragma, e se tornou possível ser realizado de forma artificial pelo sugador. Ao soltar o pistão a pressão negativa reduz, e o pulmão libera o ar inalado. Esse dispositivo possibilitou a cura de doenças como: paralisia, neuralgia, fraqueza seminal, asma, bronquite e dispepsia [5].

Figura 2.1 - 1864-Alfred Jones, Primeira Patente de ventilador de pressão negativa

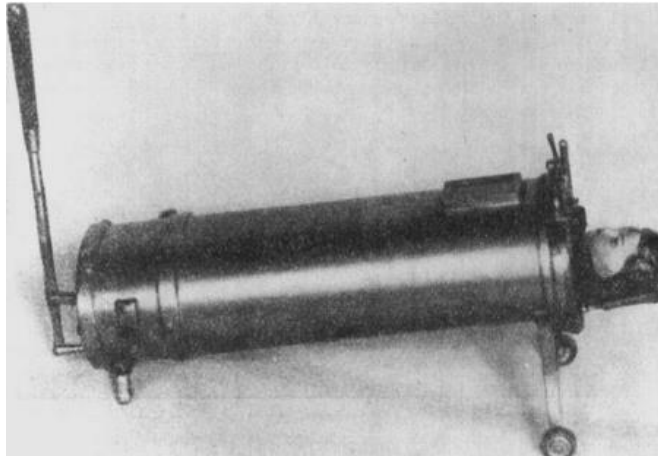


Fonte: Museu Virtual Associação Americana de Cuidados Respiratórios.

Em 1876, Alfred Woilez construiu um pulmão de aço denominado '*Spirosphere*', mostrado na Figura 2.2, com o objetivo de salvar pessoas de afogamento. O grande problema

do '*Spirosphere*' é que ele não permitia o acesso ao corpo do paciente, logo, dificultava o tratamento dos mesmos por enfermeiros [5].

Figura 2.2 – 1876 - *Spirosphere*



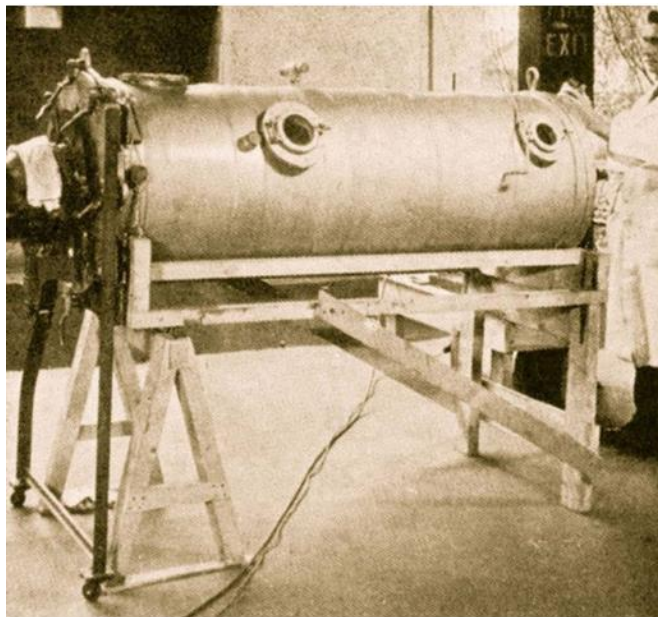
Fonte:[6].

Em 1907, Drager criou um dispositivo que utilizava pressão positiva nas vias aéreas, denominado Pulmotor. Esse dispositivo foi utilizado por décadas em resgate de incêndio e em acidentes em minas de carvão por unidades européias e norte-americanas. O dispositivo provia pressão de 20 centímetros de coluna de água (cmH₂O) de mistura de ar e oxigênio no pulmão do paciente durante a inspiração, e durante a expiração uma válvula alterava o sentido do equipamento e gerava a mesma pressão, porém negativa. Drinker e Mckhan demonstraram a ineficiência do aparato devido a constante luta do paciente contra a respiração mecânica. Um paciente que foi submetido à técnica durante 2 dias apresentou rompimento do estômago e esôfago, além de componentes gástricos presentes em grandes quantidades no Mediastino. O Mediastino é composto por: Coração e seus vasos, esôfago, traquéia, nervos frênico e cardíaco, ducto torácico, o timo e os gânglios linfáticos. A explicação para esse fato foi a hiperinsuflação do conteúdo gástrico [7]. Em 1908, para contornar o problema de acesso ao paciente pelo '*Spirosphere*', Peter Lord criou a sala de respiração, na qual a cabeça do paciente ficava fora da sala, e a equipe médica adentrava por meio de uma porta hermética. Porém, esse método era muito caro pois necessitava de pistões de grandes dimensões devido ao volume da sala para atender apenas um paciente [5].

Em 1929, Drinker e Shaw desenvolveram o primeiro pulmão de aço, mostrado na Figura 2.3, que foi amplamente utilizado para tratar pacientes com poliomielite [5].

O sistema médico dinamarquês contratou um anestesiológico Bjorn Ibsen como consultor pelo período de 1948-1949 para avaliar a sobrecarga dos hospitais no país. Esse entendeu as limitações do sistema de pressão negativa como custo elevado, tamanho, e incapacidade de proteger as vias aéreas, e após verificar o sucesso de Bower com o uso de pressão positiva intermitente para complementação do sistema de pressão negativa, ele sugeriu o uso do Ventilador de Pressão Positiva (VPP). O primeiro VPP com bom desempenho foi o de Engstrom, de meados de 1950. Ele operava com um motor de pistão ciclado a volume, o qual fornecia ventilação a volume constante. Esse método apresentou uma melhoria na gestão de ventilação, pois permitia a medição do volume, esterilização do ventilador e dos seus componentes, além de permitir a ciclagem por volume e posteriormente a pressão [8]. Ainda em 1950, devido ao custo elevado da sala de ventilação criada por Peter Lord, James Wilson aprimorou esta técnica para mais de um paciente, e utilizou uma sala aprimorada no Hospital da Criança de Boston, conforme mostra a Figura 2.4 [5].

Figura 2.3 - 1929-Drinker e Shaw Pulmão de Aço



Fonte: Museu Virtual Associação Americana de Cuidados Respiratórios.

Anterior a 1950 acreditava-se que a ventilação mecânica possuía alguma utilidade, porém não era aplicada extensivamente até o ressurgimento da Poliomielite em 1952 em Copenhagem. Acredita-se que seu ressurgimento ocorreu devido a Conferência Internacional da Poliomielite realizada em Copenhagem em 1952, devido a transmissão da doença por meio dos participantes [5]. Durante a epidemia de poliomielite no início de 1950, o equipamento de Drinker e Shaw

foi amplamente utilizado, como mostrado na Figura 2.5, e desempenhou papel fundamental na gestão respiratória [7].

Figura 2.4 - 1950-James Wilson Ventilador Várias Pessoas



Fonte: Museu Virtual Associação Americana de Cuidados Respiratórios.

Figura 2.5 - 1953-Epidemia de Poliomielite Rancho Los Amigos Hospital in Downey
California



Fonte: Museu Virtual Associação Americana de Cuidados Respiratórios.

No auge da epidemia, o Hospital Blegdams de doenças contagiosas chegou a receber 50 pacientes por dia e a mortalidade ultrapassava os 80%. Os especialistas achavam que os pacientes estavam morrendo de insuficiência renal baseada em sudorese excessiva (suor em excesso), hipertensão (pressão alta) e com nível de gás carbônico (CO₂) plasmático elevado.

Bjorn Ibsen concluiu que os sintomas eram causados por insuficiência respiratória e não por insuficiência renal e recomendou o tratamento por ventilação positiva. Apesar de no início sua hipótese ter sido rejeitada, estudos comprovaram sua eficácia, e logo o hospital aderiu a medida, reduzindo drasticamente a mortalidade de 87% para 40% aproximadamente. O maior problema da época era a produção em escala de ventiladores, pois não havia logística para tal produção já que não se acreditava na necessidade de grande número de ventiladores [5]. O conceito Bolsa Válvula Máscara (BVM) foi inventado em 1953 pelo médico alemão Holger Hesse e o anestesista dinamarquês Hennin Ruben. Este ressuscitador foi chamado de Unidade Artificial de Respiração Manual, denominado AMBU (do inglês *Airway Maintenance Breathing Unit*), e começou a ser fabricado em 1956 [9]. Para contornar a falta de ventiladores foi utilizado aproximadamente 1500 estudantes para realizar a ventilação mecânica positiva de 70 pacientes por um intervalo de 165.000 horas. Toda essa abordagem formou o que conhecemos hoje por Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) [5]. Durante várias semanas entre 40 e 70 pacientes necessitaram ventilação contínua ou intermitente com bolsa. Para fazer isso, empregou-se cerca de 200 estudantes de medicina diariamente [10].

Durante a segunda guerra mundial, Bernnet inventou uma válvula sensível a fluxo para pilotos de aviões. Os aviões portavam cilindros de oxigênio e essa válvula permitia que o piloto recebesse apenas a quantidade a qual ele inspirava. Bird e Bernnett utilizaram variações dessa mesma válvula para desenvolver ventiladores ciclados a pressão. E esta válvula permitia o controle da pressão máxima. Na Europa, no início de 1960 foi produzido o "Servo 900" que foi o primeiro ventilador com a capacidade de apresentar uma curva de respiração e opção de controle por tempo de respiração ou por volume ciclado. Devido a problemas em oxigenar pacientes com infiltração aguda e edemas nos pulmões, denominada de Síndrome de Dificuldade Respiratória Adulta (ARDS), em 1959 Frumin e seus colegas apresentaram o valor de pressão positiva no circuito respiratório durante a fase de expiração. Essa Pressão Expiratória Positiva (do inglês, *Positive End Expiratory Pressure*, PEEP) recruta os alvéolos fechados e melhorava a oxigenação. Além da melhora de oxigenação do paciente, foi dada também importância ao sistema de desmame do paciente ao ventilador, o qual se refere ao ato de retirar o paciente da ventilação mecânica. O modelo clássico de ventilação é o controle mandatório de ventilação, o qual fornece o valor programado de volume ou pressão e requer sedação profunda do paciente para evitar a luta com do paciente com o ventilador. O modo de ventilação assistida e controlada respeita também um valor pré-definido de pressão ou volume, porém o paciente pode iniciar respirações. Em 1973, Downs e colegas desenvolveram a Ventilação Intermitente Mandatória (IMV), a qual permite ao paciente receber o suporte ventilatório predefinido e

iniciar suas próprias respirações, possibilitando a geração do próprio volume espontâneo sem a luta com o ventilador. A tecnologia IMV foi aprimorada para Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada (SIMV), a qual previne o paciente de iniciar uma respiração quando o ventilador está fornecendo ar, ou seja, na fase inspiração. Em 1980, Norlander propôs um método de suporte ventilatório para auxiliar a respiração do paciente chamado Suporte de Ventilação a Pressão (PSV). O PSV reduz esforços do sistema respiratório devido ao suprimento de ar pressurizado, e o paciente tem controle parcial sobre o volume e total sobre frequência respiratória. Este método foi amplamente utilizado para desmame em 1998. O advento de microprocessadores permitiu o controle do pico de pressão de inspiração (P_{peak}), PEEP e pressão média, e foi possível implementar alarmes de segurança para detecção de anomalias. A transição da fase inspiratória para expiratória se tornou mais rápida, pois a mesma podia ser detectada. Com essa tecnologia foi possível gerar gráficos em tempo real de pressão, volume e fluxo da respiração [8].

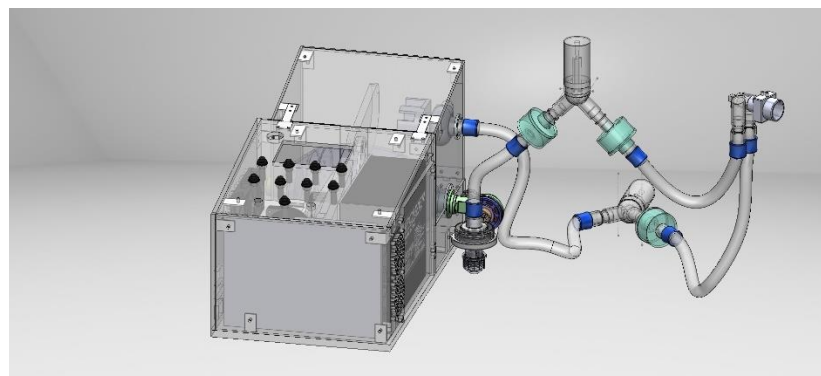
2.2 Ventiladores Mecânicos

Nesta seção é feita uma revisão bibliográfica sobre os respiradores mecânicos, incluindo sua descrição geral, seus princípios de operação, parâmetros, e requisitos básicos.

2.2.1 Circuito Respiratório

O circuito mostrado na Figura 2.6 é utilizado para conectar o paciente ao ventilador mecânico. De uso individual esse possui dois ramos, um de inspiração (entrada da mistura ar e O_2) e outro de expiração (saída de O_2) [11].

Figura 2.6 – Circuito Respiratório



Fonte: Autor.

Nesse circuito existem filtros anti-bacterianos (para garantir a segurança contra bactérias durante a ventilação), trocadores de calor e umidade para promover uma ventilação mais saudável. Desses o mais utilizado é o filtro trocador de calor e umidade tipo HMEF (do inglês, *Heat and Moisture Exchanger Filter*), mostrado na Figura 2.7 [11].

Esses filtros são colocados nos ramos de inspiração para proteger o paciente dos gases providos pelo ventilador; e no ramo de expiração para proteger o equipamento e evitar a liberação de bactérias no recinto. Além de proteger, esses filtros aquecem e umidificam os gases de forma passiva, isto é realizado através da troca de calor e umidade das fases de inspiração e expiração. Os filtros devem ser trocados a cada 48 horas. O método de troca de calor e umidade de forma passiva apresenta menor caso de incidência de pneumonia ventilatória (VAP). Na troca de calor passiva, o filtro é localizado logo antes do acesso ao paciente depois da conexão Y a qual une a inspiração e a expiração. A troca de umidade e calor ocorre através do acúmulo de calor e umidade da expiração e essa é absorvida na inspiração [11].

Figura 2.7 – Filtro Trocador de Calor e Umidade - HMEF



Fonte: <http://haoxi.com.br/produto/filtros-de-ar-descartaveis-hmef/>.

2.2.2 Fração Inspirada de Oxigênio (FiO_2)

Para os ventiladores mecânicos, a fração inspirada de oxigênio (O_2) deve possuir uma faixa de ajuste entre 21% a 100%, sendo o valor inicial de O_2 aquele já presente no ar. Como as intubações ocorrem na maioria por hipoxia (falta de oxigênio nos tecidos para manter funções corporais), pode se desejar o uso inicial de 100% de O_2 . Porém, níveis elevados de O_2 podem causar toxicidade, e para validar o ajuste necessário de O_2 é realizada a medição da pressão parcial de oxigênio (do inglês, *Partial Pressure of Oxygen*, PaO_2), a qual está presente no

sangue arterial. Caso seja possível realizar uma redução de FiO_2 é desejável valores abaixo de 50%. Para uma ventilação satisfatória, os valores de saturação periférica de oxigênio (do inglês, *Oxygen Peripheral Saturation*, SpO_2) devem ser superiores a 92%, e a PaO_2 superiores a 60mmHg. O uso indiscriminado de O_2 é prejudicial, pois o uso de taxas de FiO_2 elevadas nas primeiras 24 horas aumenta as chances de mortalidade, independente do PaO_2 [11].

2.2.3 Frequência Respiratória (RR ou FR)

O valor da frequência respiratória, mostrado na Figura 2.3, é a soma de respirações espontâneas no caso assistido, ou respirações ajustadas no caso do controlado, ambas em um intervalo de 1 minuto. Ela é definida como a frequência respiratória alvo se houver ausência de respiração espontânea no modo controlado, ou a frequência respiratória alvo a ser sincronizado no modo assistido. A frequência de um paciente normal varia entre 12-16 respirações por minuto, mas pode ser ajustada de acordo com o estado do paciente. Os parâmetros de Volume Corrente (VT) e a FR devem ser observados para serem mantidos na faixa segura [11].

2.2.4 Taxa de Inspiração: Expiração (I:E)

O ciclo de respiração é a soma do Tempo de Inspiração (T_i) e do Tempo de Expiração (T_e), conforme mostrado na Figura 2.3. O monitoramento e o ajuste apropriado dessa relação são importantes para realizar uma ventilação efetiva. Em um paciente saudável essa relação é de 1:2. O aumento de duração da inspiração é favorável ao aumento da oxigenação, e o aumento da expiração é favorável a retirada de Gás Carbônico do pulmão (CO_2). A razão I:E varia a partir de outros parâmetros ventilatórios, como a variação da FR, VT, T_i ou T_e , com adição de uma pausa respiratória [11].

2.2.5 Acionamento e Sensibilidade de Acionamento

O ciclo de respiração pode ser acionado pelo paciente ou pelo ventilador na ausência de esforços por parte do paciente a respirar. Quando o modo de ventilação é controlado, os parâmetros de ventilação ditam quando iniciar o ciclo de respiração, e este método é denominado ventilação por tempo de acionamento. Nos dispositivos atuais, o acionamento pelo paciente pode ocorrer de quatro formas, sendo elas: por pressão de acionamento, por volume de acionamento, por fluxo de acionamento, por sinal de acionamento. Nas UTIs, normalmente, são utilizados os métodos de acionamento de pressão ou fluxo. A sensibilidade do acionamento de pressão varia entre -1 a -3 centímetros de água (cmO_2) sensibilidade do fluxo varia entre 2-

3 litros por minuto (l/min). Caso os valores de sensibilidade sejam muito elevados, o paciente terá dificuldade de acionar o ventilador e seu esforço terá de ser maior. Por outro lado, se forem muito baixos o ventilador irá ventilar mais que o necessário. O acionamento por fluxo é mais sensível e consegue detectar o esforço do paciente mais facilmente e com menos esforço por parte do paciente [11].

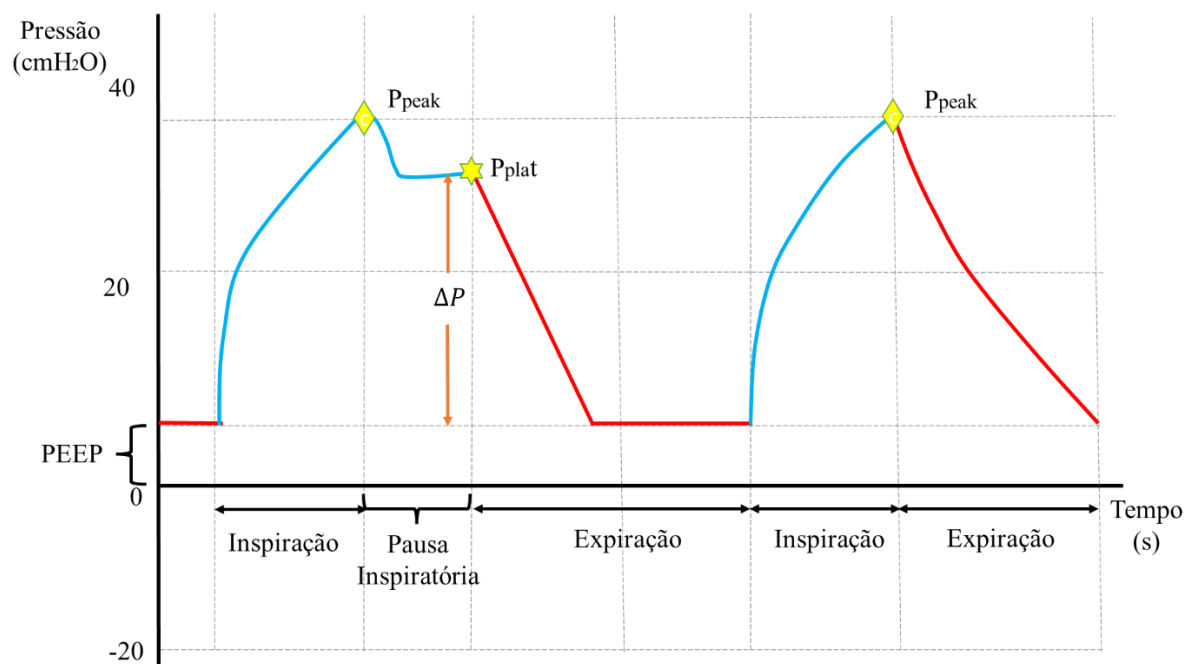
2.2.6 Volume Corrente (V_T)

Volume Corrente (V_T) é o fluxo de ar dentro ou fora do pulmão, conforme mostrado na Figura 2.8. O V_T recomendado para pulmões com ou sem complicações é de 6-8 ml/kg. O uso de valores baixos de V_T é benéfico para redução da mortalidade. Para determinar o valor ideal do V_T é utilizado a predição de peso corporal (do inglês, *Predicted Body Weight*, PBW). O PBW masculino é calculado utilizando a Equação 2.1 enquanto o feminino usa a Equação 2.2.

$$PBW = 50,0 + 0,905 \times (\text{altura em cm}) - 152,4 \quad (2.1)$$

$$PBW = 45,5 + 0,905 \times (\text{altura em cm}) - 152,4 \quad (2.2)$$

Figura 2.8 – Ciclo Respiratório



Fonte: Autor.

2.2.7 Pressão Positiva Final de Expiração

A Pressão positiva final de Expiração (do inglês, *Positive End-Expiration Pressure*, PEEP) é responsável por evitar danos nas vias aéreas e evitar o colapso dos alvéolos. O PEEP é a pressão residual do pulmão, conforme mostrado na Figura 2.8, a qual faz com que o pulmão permaneça aberto. Os valores iniciais dessa são de 5-8 cmH₂O, o incremento é realizado de 2 em 2 cmH₂O em intervalos de 10-15 minutos, sendo que maiores valores representam maiores dificuldades respiratórias [11].

2.2.8 Pressão de Pico Inspiratório

Pressão de Pico Inspiratório (do inglês, *Peak Inspiratory Pressure*, Ppeak ou PIP) é mostrada na Figura 2.8 e é definida como a máxima pressão realizada durante a fase de inspiração. Ela é o resultado da soma das pressões do circuito e do pulmão em função da resistência do pulmão. A PIP pode ser medida em tempo real e seus valores elevadas indicam pequenas vias aéreas ou maiores problemas no trato respiratório. É recomendado que ela seja menor que 35 a 40 cmH₂O pacientes saudáveis [11].

2.2.9 Pressão de Platô

Pressão de platô (do inglês, *Plateau Pressure*, Pplat) é mostrada na Figura 2.8 e é a pressão medida ao término da fase de inspiração, quando é feita uma pequena pausa para retardar o início da expiração. Ela serve para indicar a elasticidade alveolar, e seu cálculo só é possível de ser feito com o uso do volume controlado. Valores elevados de indicam que o valor do VT deve ser reduzido para evitar o barotrauma. A faixa de valores recomendados de 30 a 35 cmH₂O [11].

2.2.10 Pressão Dirigida

A pressão dirigida (do inglês, *Driving Pressure*, ΔP) é mostrada na Figura 2.8 é a diferença de pressão entre a Ppeak a PEEP. O calculado utilizando a Equação 2.3, é utilizado para prognósticos devido sua alta precisão e com ele é possível calcular a complacência do pulmão valores elevados de estão relacionados ao aumento da mortalidade [11].

$$C_{RS} = V_T / \Delta P \quad (2.3)$$

O cálculo da complacência é o melhor método para verificar o limite seguro de VT. O valor de $\Delta P = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$ é considerado como valor seguro, sendo valores superiores utilizados como manobra de recrutamento [11].

2.2.11 Modos de Ventilação Mecânica

Há 6 principais modos de ventilação mecânica (do inglês, *Mechanical Ventilation*, MV), sendo eles:

- Ventilação por volume controlado (do inglês, *Volume Controlled Mechanical Ventilation*, V-CMV);
- Ventilação por pressão controlada (do inglês, *Pressure Controlled Mechanical Ventilation*, P-CMV);
- Ventilação assistida controlada (do inglês, *Assist-Control Ventilation*, A/C);
- Ventilação mecânica intermitente sincronizada (do inglês, *Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation*, SIMV);
- Ventilação mecânica intermitente sincronizada com suporte de pressão (do inglês, *Pressure Support Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation*, SIMV-PS);
- Ventilação com suporte de pressão (do inglês, *Pressure Support Ventilation*, PSV)

Estes modos de ventilação são descritos nas seções seguintes.

2.2.12 Ventilação por Volume Controlado - V-CMV

Ventilação por volume controlado ou volume ciclado é o modo de ventilação mais simples, e nele apenas se controla o volume de inspiração (VT) [8]. Para esse modo de ventilação se faz necessário selecionar o VT, o T_i , o I:E, a PEEP, a FR, e o FiO_2 , nesse modo o operador seleciona o volume para o paciente normalmente de 6-8ml/kg ou usando o método PBW, onde o ventilador para de fornecer a mistura de ar quando o volume é atingido [11]. Esse método ignora as respirações espontâneas, e para realizá-lo é preciso sedar o paciente a fim de evitar a briga entre o ventilador e o paciente. Ele não é adequado para longo prazo pois atrofia os músculos respiratórios.

2.2.13 Ventilação por Pressão Controlada - P-CMV

A ventilação por pressão controlada ou por pressão ciclada, é o modo de ventilação na qual o operador seleciona uma pressão limite. O ventilador fornecerá a mistura de ar e O₂ até obter a pressão desejada. O volume de entrada é independente, assim podendo variar durante cada ventilação. Com o aumento da resistência pulmonar o valor do volume será reduzido. Esse método apresenta menor risco de barotrauma do que o método V-CMV. Para esse modo de ventilação se faz necessário selecionar a Ppeak, o Ti, o I:E, a PEEP, a FR, e O₂[11].

2.2.14 Ventilação Assistida Controlada - A/C

Os métodos apresentados anteriormente ignoram as respirações espontâneas, e para realizá-las é preciso sedar o paciente profundamente a fim de evitar a briga entre o ventilador e o paciente. Aqueles modos não são adequados para longo prazo pois podem atrofiar os músculos respiratórios. O modo A/C pode ser / onde o volume é assistido e a pressão controlada ou o inverso, e nele o operador deverá fornecer os valores de, e a FR. Esse método garante que uma das duas variáveis seja satisfeita, nesse caso sempre será o que obter o valor configurado mais rapidamente. Nesse modo o paciente pode determinar sua própria FR, porém ele ainda receberá o volume ou pressão configurados, e o FR determinado pelo operador só será utilizado na falta de estímulo do paciente. Ao permitir acionamento pelo paciente o mesmo é passivo de realizar empilhamento, auto-PEEP, devido a falta de tempo para realizar a expiração. Apesar desse método reduzir os esforços do paciente é preciso fazer o monitoramento para evitar pressão de platô e hiperinflação prevenindo o barotrauma [11].

2.2.15 Ventilação Mecânica Intermitente Sincronizada – SIMV

Esse método prioriza uma respiração mais confortável. Nela, o ventilador sincroniza as respirações com o esforço de respirar do paciente, e ainda garante os parâmetros de volume e pressão configurado pelo operador. Em caso de não haver esforços para respirar, o ventilador realiza a respiração com os parâmetros configurados [11].

2.2.16 Ventilação Mecânica Intermitente Sincronizada com Suporte de Pressão - SIMV-PS

Em caso de ausência do suporte de pressão do modo SIMV não é possível oferecer frequências maiores do que a configurada. O suporte de pressão permite um aumento no volume

fornecido nas respirações espontâneas, além de permitir o controle da frequência respiratória pelo paciente [11].

2.2.17 Ventilação com Suporte de Pressão - PSV

Esse modo oferece parte do suporte de ventilação e é preferida na fase de desmame. Ele permite realizar a ventilação sem o paciente estar sedado ou paralisado. O mesmo evita o desenvolvimento de atrofiação dos músculos respiratórios pois cada respiração é ajustada pelo paciente e o ventilador apenas auxilia em seu suporte. A única variável controlada é o suporte de pressão, sendo os demais parâmetros são controlados pelo paciente [11].

2.3 Norma Britânica para Ventiladores Emergenciais

Nesta seção serão apresentados os requisitos previstos em normas técnicas para ventiladores mecânicos. Os requisitos a serem apresentados são aqueles previstos na norma britânica MHRA [12] porque tal norma foi feita exclusivamente para SARS-CoV-2 e por ser reconhecida pela União Européia.

2.3.1 Modo de Ventilação

De acordo com a norma inglesa, o ventilador precisa de ter 1, ou opcionalmente 2 modos de ventilação, sendo que estes modos precisam ser:

- Idealmente o controle de volume com pressão regulada;
- Controle de pressão (PCV);
- No mínimo ter o controle de volume (VCV)

2.3.2 Parâmetros Respiratórios

Na fase de inspiração é requerido que, por padrão, a Pressão de Platô seja limitada 35 cmH₂O, mas é aceitável ter a opção de chegar a 70 cmH₂O, caso o operador deseje e aceite. A Pressão de Pico não deve ser maior que 2 cmH₂O em relação a pressão de Platô. Caso o modo de operação seja VCM-V o operador deve ser habilitado a configurar a pressão de pico no intervalo de 15- 40 cmH₂O, em incrementos de 5 cmH₂O. O ventilador deve possuir uma válvula de segurança mecânica que deverá abrir em 80 cmH₂O [12].

Os ventiladores emergenciais devem permitir uma PEEP de 5-20 cmH₂O, com ajustes de 5 cmH₂O [13].

A razão inspiração expiração (I:E) padrão deve ser de 1:2, e ser ajustada no intervalo de 1:1 a 1:3 [13].

A frequência respiratória (FR) deve possuir um intervalo de 10 - 30 respirações por minuto, com incrementos de 2 [13].

2.3.3 Volume Corrente (VT)

De acordo com a norma inglesa, o ventilador deve prover uma das opções de VT a seguir:

- Mínimo VT = 400 ml +/- 10 ml;
- Razoável VT = 350 - 450 ml;
- Desejável VT = 250 - 600 ml com degraus de 50 ml;
- Idealmente possuir um alcance de mais de 800ml [13].

2.3.4 Fornecimento de Oxigênio

O sistema de alimentação de gás deve ter uma entrada fixa no ventilador ou possuir uma mangueira para conectar a mesma ao suprimento. A pressão do oxigênio deve variar de 3,7 a 4,5 bar, sendo a saída de O₂ é limitada 10 litros por minuto (lpm). O ventilador deve possuir um armazenador para gerenciar os picos de O₂ de 100 lpm, o consumo médio de O₂ deve ser inferior a 6 lpm, podendo aumentar em pacientes de casos graves. O ventilador pode possuir um misturador de gás, porém estará limitado a 10 lpm o que é igual a 96% O₂ [13].

2.3.5 Alimentação Elétrica

A alimentação elétrica deve ter conexão de 240 v com padrão inglês de 3 pinos, em caso de falta de energia o ventilador deverá possuir uma bateria de segurança a qual permita no mínimo 20 minutos de funcionamento, podendo utilizar baterias para tempos prolongados como 2 horas. Deve-se evitar emissões de frequência de rádio e eletromagnéticas as quais possam interferir no funcionamento dos demais aparelhos de cuidado intensivo [13].

2.3.6 Suporte de gás ao paciente

O ventilador deve possuir controle da proporção de O₂ inspirado (FiO₂), é considerado que o ar da sala possua 21% O₂. O ventilador deve oferecer opções de 50-60% O₂ e 90-100% O₂. Pode-se ainda oferecer controle de 30 - 100% O₂ em degraus de 10%. Todos os elementos devem ser seguros biologicamente e ter baixa pressão de O₂ para evitar risco de incêndio [13].

2.3.7 Controle de Infecção

Todas as partes em contato com as vias aéreas do paciente devem ser reutilizáveis, o dispositivo deve possuir um invólucro impermeável, esse invólucro deve ser resistente a limpezas com desinfetantes [13].

2.3.8 Alarmes

Para o ventilador são requeridos os seguintes alarmes:

- Falta de gás e eletricidade;
- Dispositivo desligado durante ventilação;
- Pressão de inspiração excedida;
- Pressão de inspiração ou PEEP não variando, circuito desconectado [13].

2.3.9 Monitoramento

Os seguintes parâmetros devem ser monitorados:

- Apresentar valores configurados de VT, FR, PEEP e FiO_2 ;
- Apresentar o valor da pressão em tempo real;
- Apresentar valores obtidos de VT, FR, PEEP e FiO_2 [13].

2.4 Lógica *Fuzzy*

Inicialmente, embora Lógica *Fuzzy* já esteja bem documentada na literatura, será apresentada uma breve descrição desta técnica. Na sequência é descrito o desenvolvimento do controlador *Fuzzy* de mistura de ar e oxigênio.

2.4.1 – Breve Descrição de Lógica *Fuzzy*

O conceito difuso ou *Fuzzy* é aplicado quando não possui uma resposta assertiva como sim (1) ou não (0), como é aplicado na lógica booleana, esse conceito permite responder todo intervalo entre 0-1, como talvez (0,5) ou quase (0,1; 0,9) [14].

A lógica *Fuzzy* permite traduzir termos linguísticos e regras linguísticas em termos matemáticos, de modo a conseguir lidar com a imprecisão dos dados. Caso uma pessoa consiga explicar sua estratégia em um conjunto de regras se/então, de modo a orientar sua tomada de decisão seja na classificação de uma variável como a temperatura da água ou de um processo

industrial, um algoritmo computacional pode ser confeccionado de modo a responder com a experiência dos conjuntos de regras da pessoa.

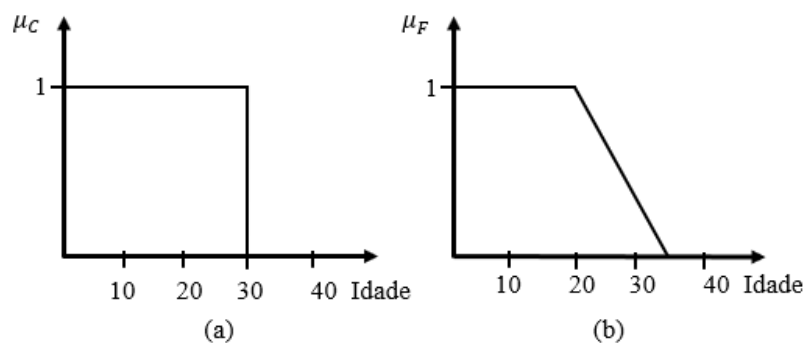
No caso em estudo as regras foram confeccionadas na experiências de diversos intensivistas em linguagem humana para que outros intensivistas conseguissem a usar como guia. A lógica *Fuzzy* permite pegar as variáveis linguísticas e juntamente com o conjunto de regras gerar uma resposta baseado nessas mesmas experiências com o uso de um computador.

2.4.2 – Conjuntos *Fuzzy*

Um conjunto *Fuzzy* F de um universo U é representado por uma função de pertinência real mapeada por $\mu_F:U \rightarrow [0,1]$, o qual associa cada elemento $x \in U$ a um número real $\mu_F(x)$ pertencente ao intervalo fechado $[0,1]$, o qual representa o grau de pertinência de x em F [15].

Na Figura 2.9 são mostradas duas funções de pertinências (a) e (b) para conjunto de indivíduos jovens, a função de pertinência apresentada em (a) é uma função de pertinência para o conjunto *crisp*, e em (b) é uma função de pertinência do conjunto *Fuzzy*. Observa que o conjunto *crisp* (a) o indivíduo jovem e não jovem ocorre de forma brusca, no entanto no conjunto *Fuzzy* (b) isso ocorre de maneira gradual. Essas funções são definidas analiticamente pelas Equações 2.4 e 2.5 respectivamente.

Figura 2.9– Funções de pertinência para indivíduos jovens. (a) Conjunto *crisp*. (b) Conjunto *Fuzzy*.



Fonte: [16]

$$\mu_C = \begin{cases} 1, & \text{se } Idade \leq 30 \\ 0, & \text{se } Idade > 30 \end{cases} \quad 2.4$$

$$\mu_F = \left\{ \begin{array}{l} 1, \text{ se } Idade < 20 \\ \frac{35 - Idade}{15}, \text{ se } Idade 20 \leq Idade \leq 35 \\ 0, \text{ se } Idade > 35 \end{array} \right\} \quad 2.5$$

2.4.3 – Operações Básicas entre Conjuntos Fuzzy

Zadeh propôs três operações básicas para o conjunto *Fuzzy*, sendo elas complemento, união e intersecção [17].

- Complemento do conjunto *Fuzzy* A possui função de pertinência dada pela Equação 2.6, e seu operador corresponde ao “NÃO”.

$$\mu_A = 1 - \mu_A(x) \quad 2.6$$

- União de dois conjuntos *Fuzzy* A e B podem ser representadas por $A \cup B$ ou $A+B$, seu operador é o “OU”. A união entre esses conjuntos *Fuzzy* possui função de pertinência dada pela Equação 2.7,

$$\mu_{A \cup B} = \max [\mu_A(x_i), \mu_B(x_i)] \quad 2.7$$

- Intersecção entre os conjuntos *Fuzzy* A e B pode ser representada por $A \cap B$ ou por $A \cdot B$, sendo seu operador “E”. Tal operação resulta na função de pertinência dada pela Equação 2.8,

$$\mu_{A \cap B} = \min [\mu_A(x_i), \mu_B(x_i)] \quad 2.8$$

2.4.4 – Funções de pertinência

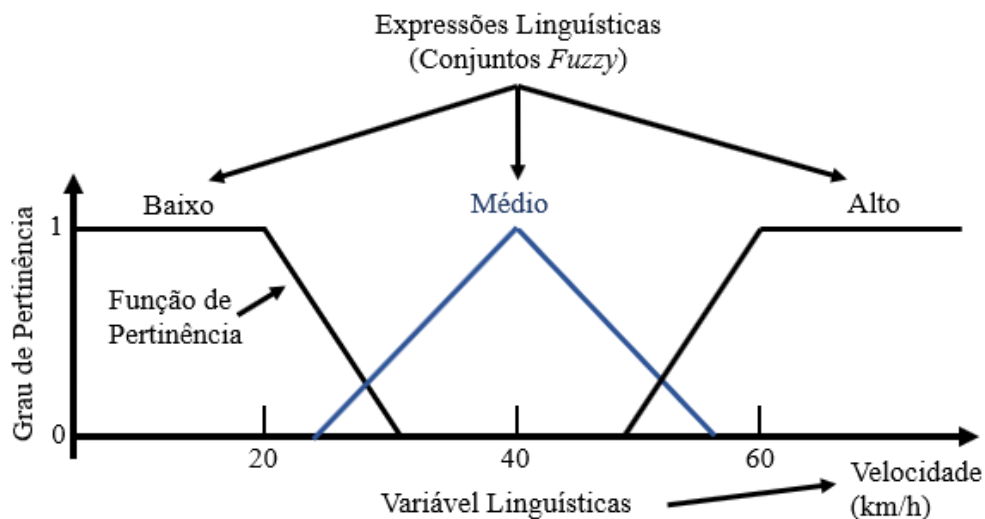
As formas mais comuns de pertinência são triangulares, trapezoidais, gaussianas e exponenciais, essas são funções contínuas [18].

Nos conjuntos *crisp* as funções de pertinências só possuem dois estados, sendo eles verdadeiro ou falso, já nos conjuntos *Fuzzy* a função de pertinência permite respostas verdadeiro, falso, quase ou talvez.

2.4.5 – Variáveis linguísticas

Uma variável linguística é uma entidade utilizada para representar de modo impreciso, através da linguagem humana, um conceito ou uma variável de um dado problema [15]. Cada variável linguística está associada a expressões linguísticas, essas por sua vez qualificam a variável em termos linguísticos, essa capacidade de qualificar a variável em vez de quantificar é o que permite qualificar as variáveis de um determinado problema de modo impreciso. Um exemplo de variável linguística é a velocidade de um veículo, essa variável pode ser medida em km/h por radares ou expressas por expressões linguísticas, como “Baixa”, “Média”, “Alta”. Esta variável é composta pelo nome (Velocidade de um veículo), pelos valores linguísticos “Baixa”, “Média”, “Alta”, que são os conjuntos *Fuzzy*, pelo universo de discurso, e pelas funções de pertinência o qual associa um grau de pertinência a cada elemento do universo de discurso. Um exemplo da lógica *Fuzzy* é apresentado na Figura 2.10, onde a classificação da velocidade de um veículo é apresentada.

Figura 2.10– Exemplo de uma variável *Fuzzy*.



Fonte: Autor.

É possível perceber que a relação de velocidades é apresentada no eixo horizontal, enquanto a pertinência é apresentada no eixo vertical. Com esse exemplo é possível nota que a velocidade de 20 km/h é classificada baixa com grau de pertinência igual a 1, já uma velocidade

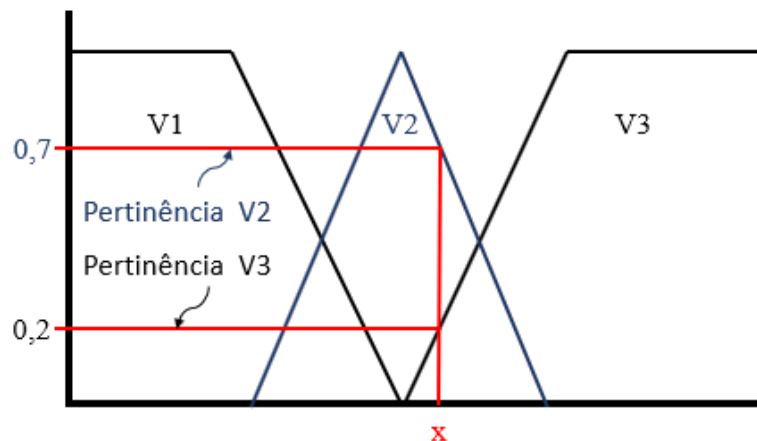
de 35 km/h seria classificada média com grau de pertinência aproximadamente de 0,5. A caracterização das variáveis linguísticas pode ser tanto qualitativa, quando expressas pelo valor subjetivo e vago, quanto quantitativa, quando expressas pelo valor de pertinência.

2.4.6 – Fuzzificação

O processo de fuzzificação normalmente se baseia no conhecimento de um especialista para codificar as entradas em graus de pertinência μ , para cada conjunto *Fuzzy*.

Utilizando o exemplo da Figura 2.11, onde a variável *Fuzzy* é a velocidade de um veículo e chamando V1=baixo, V2 =médio, V3 =alto, a velocidade x apresentado na Figura 2.11, que tem a mesma base da Figura 2.11, é possível encontrar os graus de pertinência iguais a $\mu(x=V1)=0$; $\mu(x=V2)=0,7$; $\mu(x=V3)=0,2$.

Figura 2.11– Variável *Fuzzy*



Fonte: Autor

2.4.7 – Regras

O Sistema de Inferência *Fuzzy* (SIF) é armazenado em forma de regras, sendo elas composta por termos antecedente “SE” e conseqüente “Então”, e também por operações nebulosas, como suas operações básicas, desta forma fornecendo uma descrição qualitativa do sistema [18]. O termo antecedente é responsável pelo processo de disparo da regra, esse é composto por um conjunto de condições envolvendo a variável *Fuzzy* e as expressões linguísticas, que quando satisfeitas ou parcialmente satisfeitas, determinam o processo da parte conseqüente da regra, através da inferência da *Fuzzy*. O conjunto de ações gerado por este

disparo é chamado de consequente, esses consequentes são processados em conjunto de modo a gerar uma resposta determinística para cada variável de saída do sistema *Fuzzy*. No SIF é importante haver regras a mais que o necessário para evitar lacunas ou pontos imprevisíveis para a base de regras. Cada regra demanda uma ação específica, estas podem ser baseada em um especialista no processo ou pelo próprio projetista. As regras não precisam ser ordenadas, uma vez que as mesmas são declarativas e não obedecem a um sistema sequencial. O número total de regras depende diretamente do número de entradas do controlador e do número de expressões linguísticas de cada entrada. Se em um controlador tem-se p entradas com a mesma quantidade de expressões linguísticas n , o número total de regras, R é dado pela Equação 2.9 [19]:

$$R = n^p \quad 2.9$$

Logo, se um sistema tem 2 variáveis de entrada e cada uma delas tem 10 conjuntos difusos, a quantidade de combinações de entrada é de 100 regras de controle.

Os controladores *Fuzzy* são classificados com base no método de tomada de decisão, há existência de diversos métodos, entretanto, Sugeno separa em dois grandes grupos, sendo eles do tipo MAMDANI e do tipo SUGENO [20].

Controladores do tipo MAMDANI são de fácil modelagem por se basear na intuição, são mais utilizados quando se aceita um controle mais grosseiro. Esses controladores convertem valores quantitativos em qualitativos, os quais passam por uma inferência o que os mantém qualitativos e para conversão para quantitativo o mesmo passa por um desfuzificador [21]. Apresentado em forma matemática:

Se x é B, então y é C \rightarrow tipo Mamdani

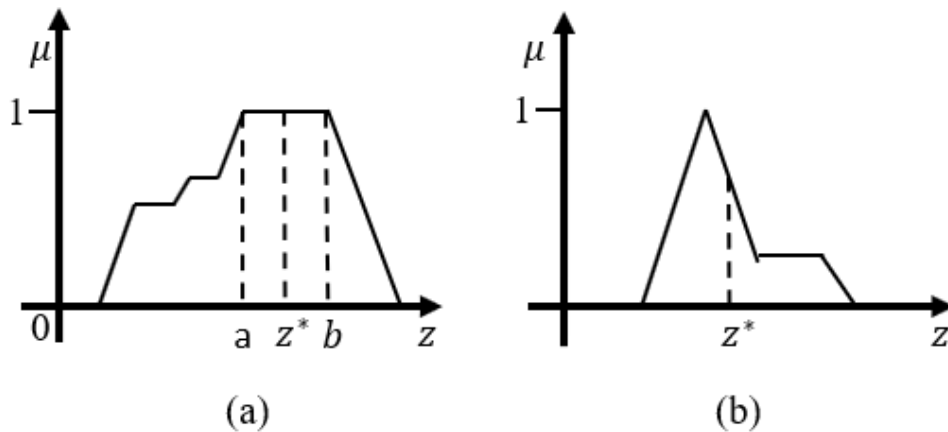
Os do tipo SUGENO apresentam um controle mais fino, porém a modelagem se torna mais trabalhosa devido não ser mais intuitiva e sim matemática. Dispensam desfuzificador devido o resultado da inferência de suas regras serem quantitativos, isso deve, pois cada regra conduz a consequências que são funções das variáveis nebulosas de entrada. A resposta desse método é dada pela média ponderada das respostas das regras. Apresentado em forma matemática:

Se x é B, então y e $f(x)$ \rightarrow tipo Sugeno

2.4.8 – Desfuzificador

O processo de conversão de valores qualitativos em quantitativos é chamado de desfuzificação. Os métodos dos processos de desfuzificação mais comuns são por média dos máximos apresentado na Figura 2.12 (a), e o método do centroide apresentado pela Figura 2.12 (b).

Figura 2.12– (a) Método dos máximos. (b) Método: Centroide



Fonte: [19].

O método do centroide apresentado pela Equação 2.10, realiza o cálculo da abscissa do centro de massa correspondente de um conjunto *Fuzzy* de saída:

$$\hat{y}_2 = \frac{\sum_{y \in U_{y_2}} y \cdot \mu_{B'_i}(y)}{\sum_{y \in U_{y_2}} \mu_{B'_i}(y)} \quad 2.10$$

O método da média dos máximos apresentado pela Equação 2.11, o valor de saída corresponde à média dos pontos máximos locais da função de pertinência do conjunto de saída.

$$\bar{y}_2 = \frac{\sum_{\hat{y}_k \in U_{y_2}} \hat{y}_k \cdot \mu_{B'_i}(\hat{y}_k)}{n_{\hat{y}}}; \text{ onde } \hat{y} = \underset{y \in U' \subset U_{y_2}}{\max} [\mu_{B'_i}(y)] \quad 2.11$$

CAPÍTULO 3 - Desenvolvimento do Ventilador Pulmonar Emergencial

Nesta seção será apresentado o desenvolvimento do ventilador mecânico de uso emergencial.

3.1 Revisão Tecnológica

Para avaliar os modelos mecânico dos ventiladores em desenvolvimento/produção rápida e de baixo custo, foi realizado uma pesquisa sobre os modelos existentes ou em desenvolvimento de ventiladores emergenciais. A pesquisa é mostrada na Tabela 3.1, a qual apresenta uma avaliação sobre os diversos aspectos dos ventiladores de código aberto (*open source*).

A Tabela 3.1 tem por objetivo classificar os melhores projetos de fonte aberta os quais foram encaminhados a empresa PUBINV. Esta empresa tem por missão verificar se os ventiladores de uso emergencial de fonte aberta cumprem com as exigências da norma Inglesa de ventiladores de uso emergencial. Na tabela, cada aspecto dos ventiladores é avaliado recebendo notas de 0 pontos (péssimo) até 5 pontos (ótimo). A primeira coluna contém o nome do ventilador de fonte aberta. A segunda coluna classifica o quão transparente é o projeto, isto é, se todos os arquivos necessários para replica-lo estão disponíveis. A terceira coluna se refere a facilidade de construção, existência de manuais de montagem, documentos de hardware e software utilizados, vídeos de montagem. A quarta coluna diz respeito ao suporte a comunidade, se tem alguém para responder dúvidas, a quantidade de pessoa disponíveis para o suporte e se o projeto possui uma comunidade ativa, isto é, sempre postando planos futuros, melhorias e aceitando sugestões. A quinta coluna se refere a funcionalidade se consegue comprimir o ressuscitador pulmonar de mão, se foi testado com pulmão artificial, amplitude de volume e pressão, se possuem alarmes. A sexta coluna é referente a um teste de longa duração iniciando em uma hora e com teste máximo a fadiga de algum componente. A sétima coluna diz respeito a adequação do projeto as normas, suplemento de O₂, controle de volume ou pressão ou ambos e existência de alarmes. A oitava coluna se refere a interface homem máquina, se há necessidade de treinamento pra o uso do equipamento, se é amigável, ou seja, já é uma interface conhecida em outros ventiladores de uso corriqueiro. A coluna nove se refere a compatibilidade

eletromagnética, i.e., se o mesmo equipamento não interfere eletromagneticamente no uso de outros aparatos utilizados nas proximidades.

Tabela 3.1 – Análise de projetos de ventiladores para pandemia COVID-19 de código aberto.

Project Name	Openness	Buildability (1 unit)	Community Support	Functional Testing	Reliability Testing	COVID-19 Suitability	Clinician Friendly	Electromagnetic compatibility Testing	National Agency / EUA approvals	Usage in Field	Average
Medtronic Puritan Bennett (PB) 560	4	2,5	4	5	5	4	5	5	5	5	4,45
Ambovent	5	5	5	5	5	5	4,5	5	3,5	1,5	4,45
CoroVent	3,5	2,5	4	4	3	5	5	5	5	1	3,80
A.R.M.E.E. Ventilator	5	5	4	3,5	3,5	3,5	2,5	5	2	1,5	3,55
Rice OEDK Design: ApolloBVM	5	5	4	3	5	3	3	1	5	1	3,50
RespiraWorks	5	4	5	3,5	3,5	4	4,5	2	2	1	3,45
MakAir	5	3	5	4,5	3	4,5	3,5	1	0	5	3,45
SmithVent2020	5	4,5	5	4,5	1,5	4,5	5	1	2	1	3,40
People's Vent	5	4,5	3,5	4,5	2,5	4,5	4,5	1	2,5	1,5	3,40
CAM Ventilator	5	2,5	4	3	3,5	3,5	5	1	3	3	3,35
VentilAid	5	4	4	3	4	4,5	3,5	1	2,5	1,5	3,30
Respirador-DQ3D-NICA	4	4	2,5	3,5	5	3,5	3,5	2	1	3	3,20

Fonte: <https://robertleeread.medium.com/analysis-of-open-source-covid-19-pandemic-ventilator-projects-27acf9075f7e>.

A coluna dez diz respeito se o projeto tem entrada ou até aprovação de uso pela agência nacional dos EUA. A coluna onze se refere ao uso do equipamento em campo, testes em animais e até em humanos. E a última coluna é a nota final do ventilador, ou seja, a média aritmética simples de todos as notas anteriores.

Foi selecionado o modelo do AmboVent, pois este obtém uma excelente nota pela Tabela 3. 1.

O objetivo foi selecionar um modelo de referência levando em consideração, entre outros aspectos, a disponibilidade de componentes no mercado. O modelo AmboVent foi escolhido como modelo de referência para o projeto do ventilador apresentado neste trabalho, que doravante será chamado de BatVent.

3.2 Ressuscitador Pulmonar de Mão

Para tornar o ventilador acessível, optou-se por utilizar o ressuscitador pulmonar de mão exercendo a função de fornecimento de ar ao paciente, com implementação de um braço robótico para realizar sua compressão.

3.3 Motor

A seleção do motor para pressionar o ressuscitador se deu pela sua disponibilidade no mercado local, devido a maior disponibilidade de motores da indústria automotiva foi selecionado um motor de limpador de para-brisa 12V de corrente contínua, o qual possui uma caixa de redução e sistema de atuação de 180°.

3.4 Sistema de Esmagamento

O sistema de esmagamento é dividido em duas partes: o mecanismo de acionamento, usado para transferir o movimento de rotação do motor para o movimento angular do embolo; o embolo, que realiza esforço em cima do ressuscitador pulmonar de mão. Para calcular o torque (T) necessário do motor para realizar a compressão do ressuscitador pulmonar de mão foi utilizada a Equação 3.1. Sabendo que a pressão máxima exercida pelo ventilador deve ser de 100 cmH₂O, a distância do braço de força (d_F) é 19 centímetros, o braço de apoio (d_A) é 27,6 centímetros, o braço do motor (d_M) é 4 centímetros e a força de compressão (F_C) é 94,55 Newtons, e portanto o torque necessário para fazer a compressão é de 5,5 N.m.

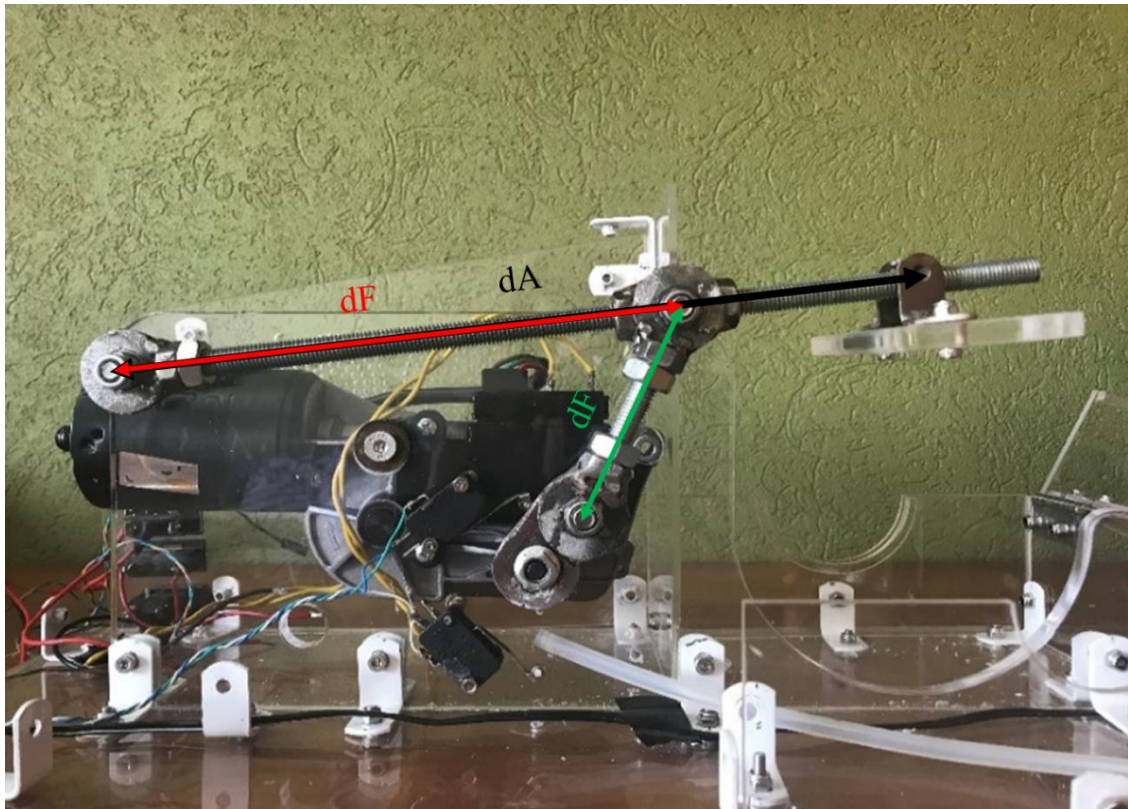
$$T = \left(\frac{F_C \cdot d_A}{d_F} \right) \cdot d_M \quad (3.1)$$

O sistema de esmagamento foi desenvolvido, inteiramente de aço, utilizando rolamentos, conforme mostra na Figura 3.1.

3.5 Bancada de Testes

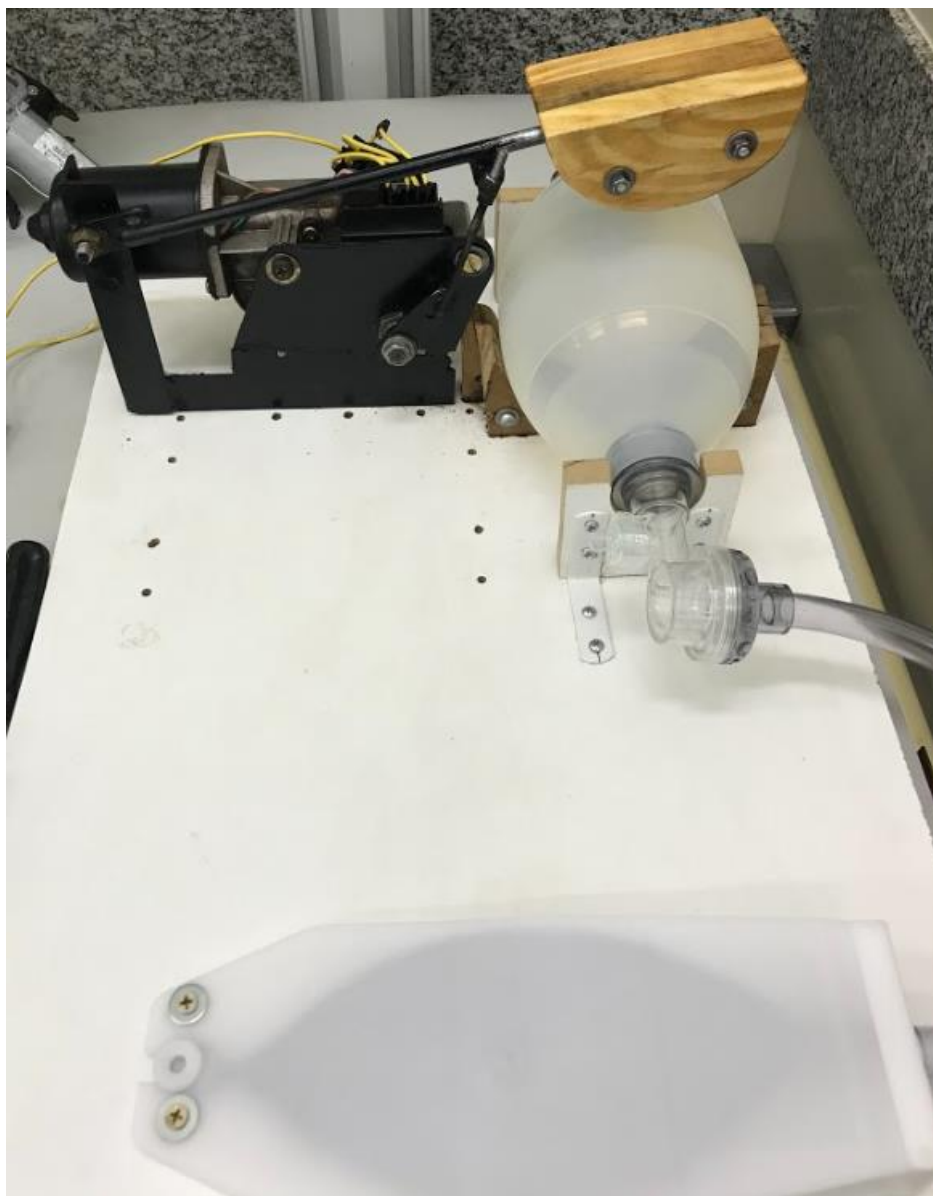
Devido à falta de informações do motor de limpador de para-brisa foi necessário montar uma bancada de teste, a qual é mostrada na Figura 3.2. Essa bancada foi utilizada para validar o motor, nos parâmetros de velocidade e torque para avaliar a viabilidade do seu uso para a compressão (bombeamento) do ressuscitador pulmonar de mão. Com os testes concluiu-se que a velocidade do motor é superior a necessária para atender a 30 respirações por minuto, a pressão de compressão é superior a 100 cmH₂O, a amplitude fornece 1000 ml de volume de ar. Portanto o motor atende aos requisitos do ventilador.

Figura 3.1 - Alavanca Interpotente.



Fonte: Autor.

Figura 3.2 – Bancada de Testes



Fonte: Autor.

3.6 Sensor de Pressão

Apesar do motor conseguir comprimir o ressuscitador pulmonar de mão, não se sabia a pressão que o motor exercia sobre o sistema. Por isso surgiu a necessidade de fazer a leitura da pressão do sistema em tempo real. Para isso foi utilizado o sensor de pressão diferencial MPX2010dp, e suas características são apresentadas Tabela 3.2. Para os ajustes de ganho necessários com uso do sensor de pressão MPX2010dp só foi utilizado o circuito integrado INA128P.

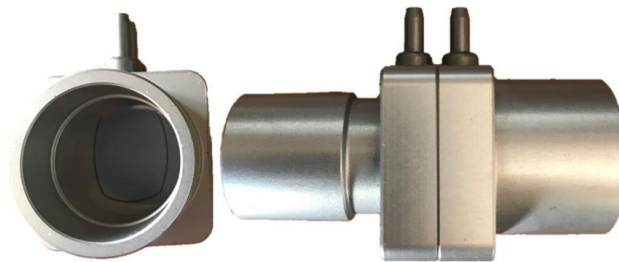
Tabela 3.2 – Especificações Sensor de Pressão Diferencial-MPX2010dp

Item	Valores
Alcance	0-101,972 cmH ₂ O
Precisão	1,01972 cmH ₂ O
Tempo de Resposta	1 ms

3.7 Sensor de Fluxo Distal

Apesar de possuir a pressão instantânea do sistema, também é preciso conhecer o volume de ar de entrada e saída do sistema, para isso implementou o sensor de fluxo distal apresentado na Figura 3.3, o qual já é utilizado em ventiladores comerciais.

Figura 3.3 - Sensor de fluxo distal



Fonte: Autor.

O sensor de fluxo tem duas tomadas de pressão com diâmetros diferentes, assim permitindo calcular a velocidade do fluido através da Equação 3.2.

$$P_1 + \rho \cdot g \cdot h + \frac{\rho \cdot v_1^2}{2} = P_2 + \rho \cdot g \cdot h + \frac{\rho \cdot v_2^2}{2} \quad (3.2)$$

Manipulando a Equação 3.2 consegue-se chegar na Equação 3.3.

$$\frac{2 \cdot \Delta P}{\rho} = v_2^2 - \left(v_2^2 \frac{A_2}{A_1} \right)^2 \quad (3.3)$$

Sendo que o P será medido em tempo real, a densidade do ar é igual a 1,1455 kg/m³ e sabendo a área das duas tomadas de pressões sendo A1 igual a 282 mm² e A2 igual a 494 mm². Logo substituindo a relação de áreas é obtido a Equação 3.4.

$$v_2 = 1,5766 \cdot \sqrt{\Delta P} \text{ (m/s)} \quad (3.4)$$

Com a diferença de pressão é possível obter a velocidade e com a velocidade obter a vazão (Q₂) naquele instante. Para descobrir o volume é realizado uma integração de n amostras de vazão amostrados durante o período de inspiração apresentada pela Equação 3.5.

$$Volume_{Insp} = \int_0^{T_{ins}} Q_2 dt \quad (3.5)$$

Devido o sensor de fluxo estar conectado entre o paciente e a conexão Y, quando o período da expiração iniciar a fórmula terá um ganho negativo apresentada pela Equação 3.6.

$$Volume_{Insp} = \int_0^{T_{ins}} - Q_2 dt \quad (3.6)$$

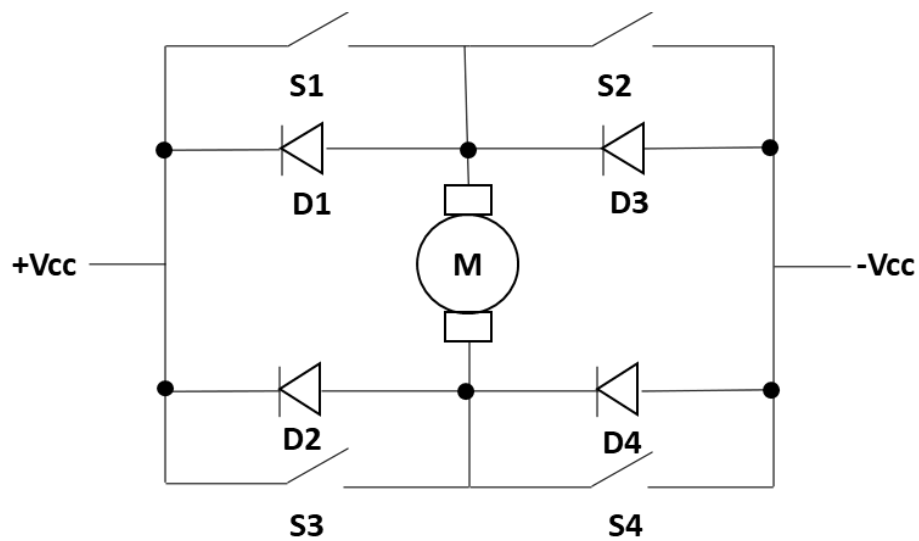
Para seu uso se fez necessário a implementação de mais um sensor MPX2010DP para realizar a leitura das pressões, e com a implementação das equações apresentadas acima obter o volume da mistura de entrada ao paciente.

3.8 Ponte H

Com os testes de volume no pulmão artificial, percebeu que mesmo o motor de parafusos possuindo um sistema de ida e volta no seu sistema de engrenagens de redução, era preciso retornar o motor antes do mesmo alcançar o final de curso para garantir volumes intermediários a posição final do mesmo. Sabendo que o pulmão de teste possui 1000 ml em sua inflação máxima, uma possível solução do problema seria a implementação da Ponte H. Essa é constituída de 4 chaves (S1, S2, S3, S4), do tipo transistores [11]. O funcionamento da Ponte H apresentada pela Figura 3.4 ocorre em dois estágios, o primeiro sendo S1 e S4 fechadas,

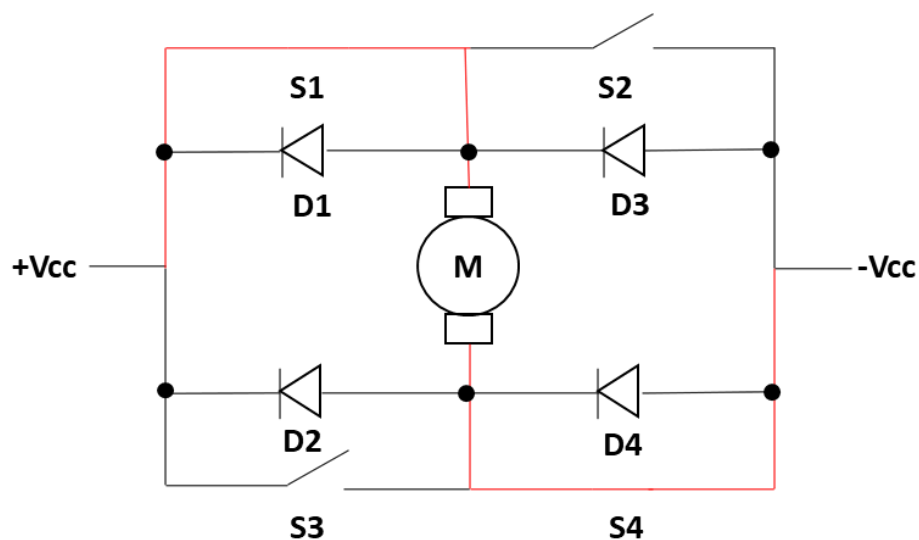
e S2 e S3 abertas e no segundo S1 e S4 abertas, e S2 e S3 fechadas [11]. O primeiro arranjo mostrado pela Figura 3.5, S1 liga ao positivo (+Vcc) e o S4 ao negativo (-Vcc), assim acionando o motor em uma direção [10]. No segundo estágio, mostrado pela Figura 3.6, o S3 liga ao VCC e o S2 ao -Vcc, assim invertendo a polaridade do primeiro arranjo e acionando o motor na direção oposta ao primeiro arranjo. Desse modo, permitindo o retorno da alavanca para a posição inicial, assim permitindo o início do próximo ciclo de inspiração [13].

Figura 3.4 – Ponte H – Conceito



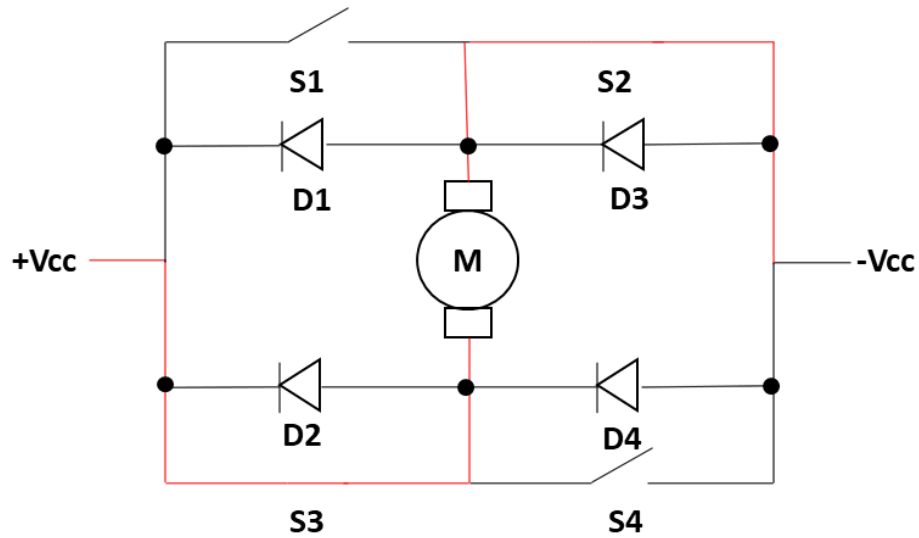
Fonte: Autor.

Figura 3.5 - Ponte H - Chaves S1 e S4 fechadas.



Fonte: Autor.

Figura 3.6 – Ponte H - Chaves S2 e S3 fechadas



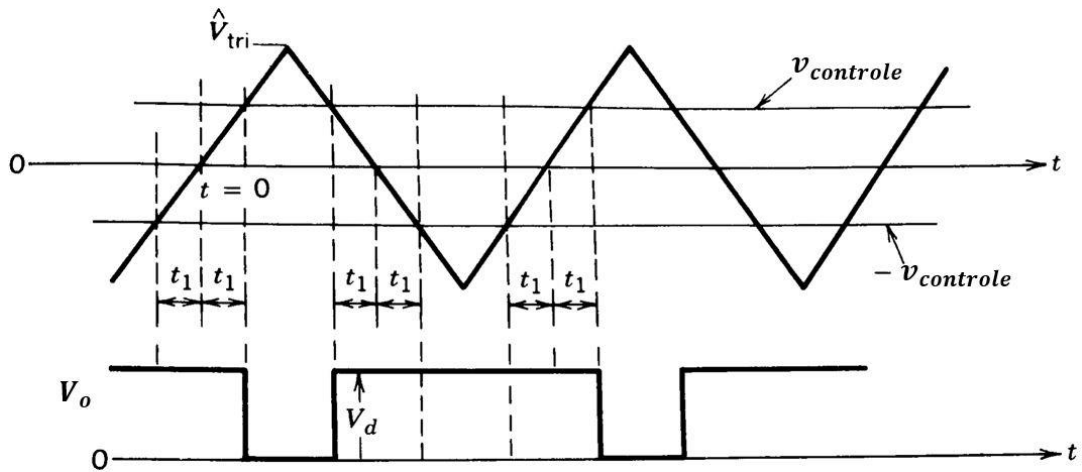
Fonte: Autor.

3.9 Modulação por Largura de Pulso

A modulação por largura de Pulso (do inglês, *Pulse Width Modulation*, PWM), uma técnica para controlar a tensão de saída do motor. A técnica PWM consiste em comparar uma onda dente de serra V_{Tri} com um sinal contínuo. Quando supera a amplitude da onda dente de serra, o sistema é dado como ligado e a tensão de entrada é fornecida ao sistema. Quando a dente de serra supera o sinal contínuo o sistema é dado como desligado. O valor sempre estará entre 0 e 100%, seu valor pode ser calculado através da Equação 3.7 e sua representação gráfica é dada na Figura 3.7 [22].

$$V_O = \frac{V_d}{V_{Tri}} \quad (3.7)$$

Figura 3.7 – Modulação por Largura de Pulso- PWM



Fonte: [22].

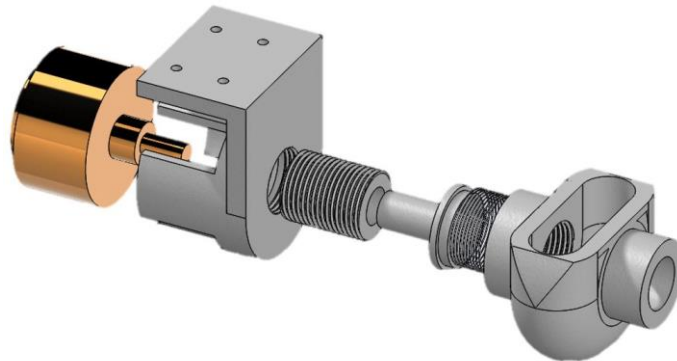
3.10 Finais de Cursos

Após validar o motor de para-brisas nos testes, o qual supriu as necessidades de pressão 100 cmH₂O e da frequência de 30 respirações por minuto (bpm) ou seja 30 esmagamentos por minuto, surgiu a necessidade do uso de chaves de finais de curso para retornar o sistema de compressão à posição inicial, e realizar a lógica de controle. Foram implementadas chaves de contatos de finais de cursos com roletes, essas foram posicionadas na biela de acionamento do eixo do motor.

3.11 Válvula de Expiração

Para realizar o mapeamento de volume com o uso do sensor de fluxo distal foi necessário utilizar uma válvula de expiração apresentada na Figura 3.8. Essa é responsável por administrar o tempo de expiração e vedar o circuito respiratório, desse modo, permitindo encher o fole graduado ou pulmão artificial durante os testes. O tempo de expiração, como já discutido, é dependente do I:E e do tempo de inspiração. Para isso a válvula deve atuar de forma rápida a manter o valor de PEEP, ser o mais silenciosa possível e permitir esterilização. Devido a indisponibilidade de válvulas que consigam satisfazer o tempo de expiração se fez necessário desenvolver uma para a implementação. O principal parâmetro para desenvolver a válvula foi o tempo de expiração, esse fator determinou o design da mesma. Para uma rápida atuação e segurança foi selecionado um solenoide industrial. A válvula foi fabricada no material ABS através da impressão 3D.

Figura 3.8 - Válvula-Solenóide



Fonte: Autor.

3.12 Microcontrolador

O microcontrolador utilizado foi o STM32F103, suas características são apresentadas na Tabela 3.3. Este microcontrolador, que utiliza a plataforma ARM, é de baixo custo e tem capacidade de processamento adequado para o ventilador, sendo sua programação feita em linguagem C.

Tabela 3.3 - Especificações STM32F103

Descrição	Valores
Arquitetura	Cortex-M3 ARM 32 bits
Frequência	72MHz
SRAM	1 20kb
Flash	64-128
ADC	10
PWM	15
UART	3
GPIO	33
Interfaces	I2C/SPI/USART/USB/CAN
Temperatura	-40°C a 85°C

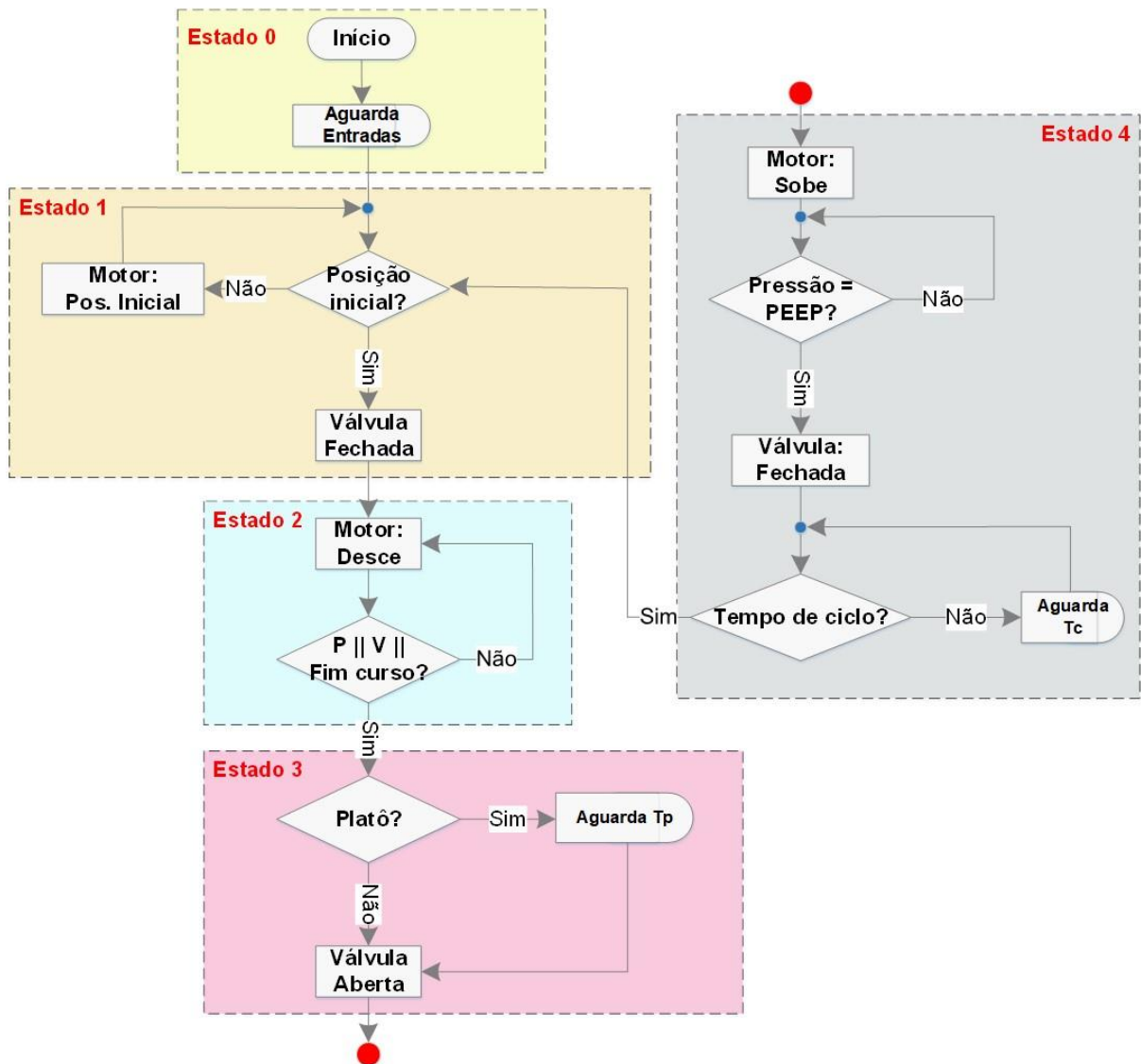
3.13 Rotinas de Operação

O ventilador consiste em uma máquina de estados de 5 estados de operação, conforme mostrado na Figura 3.9. No estado inicial (estado 0), o equipamento está ligado e esperando entrada de parâmetros ventilatórios. Os parâmetros ventilatórios são VT, Ppeak, FR, PEEP, I:E. No primeiro estado é verificado a posição do sistema de esmagamento e o fechamento da válvula de expiração. No segundo estado, o estado de inspiração, o motor é acionado,

pressionando o ressuscitador pulmonar de mão até que um dos parâmetros seja satisfeito. Além da pressão e volume, a informação do final de curso também é utilizada para evitar possíveis danos ao equipamento. No terceiro estado é feito o cálculo da complacência do pulmão. A complacência refere-se à resistência que o pulmão oferece ao equipamento, e a partir desse cálculo o operador consegue saber qual as condições do pulmão do paciente. Esse procedimento não é realizado durante todas as respirações, e para acionar o terceiro estado é necessário que o operador adicione o tempo de Platô. Assim que passar o tempo de Platô ou caso o operador não tenha acionado o mesmo, a válvula de expiração irá abrir e iniciará o quarto e último estado. No quarto estado, ou estado de expiração, o motor volta o sistema de esmagamento para a posição inicial, verifica a pressão de PEEP até que o seu valor desejado seja atingido, fecha a válvula e espera o tempo restante do ciclo respiratório. Após o final do quarto estado a máquina de estado retorna ao primeiro estado iniciando um novo ciclo. Além da rotina de operação se faz necessário uma rotina de testes, conforme mostrado na Figura 3.10, para validar o funcionamento do equipamento antes de iniciar a ventilação. Assim, como a rotina de operação, a de teste também é uma máquina de estados. O primeiro item a ser testado é o alarme sonoro, assim que o operador clica no botão teste um alarme é emitido e o operador deverá clicar no botão alarme para confirmar seu funcionamento. Após a confirmação do alarme o próximo teste é a alimentação elétrica, e caso o equipamento apresente algum problema, ele irá soar o alarme e apresentará um erro no lcd. Após verificar a alimentação ele passa para o teste dos valores padrões. Os valores padrões são $VT=500\text{ml}$, $P_{\text{peak}} = 5 \text{ cmH}_2\text{O}$, $FR = 12 \text{ bpm}$, $PEEP=5$, $I:E=1:2$, $=1,0\text{s}$.

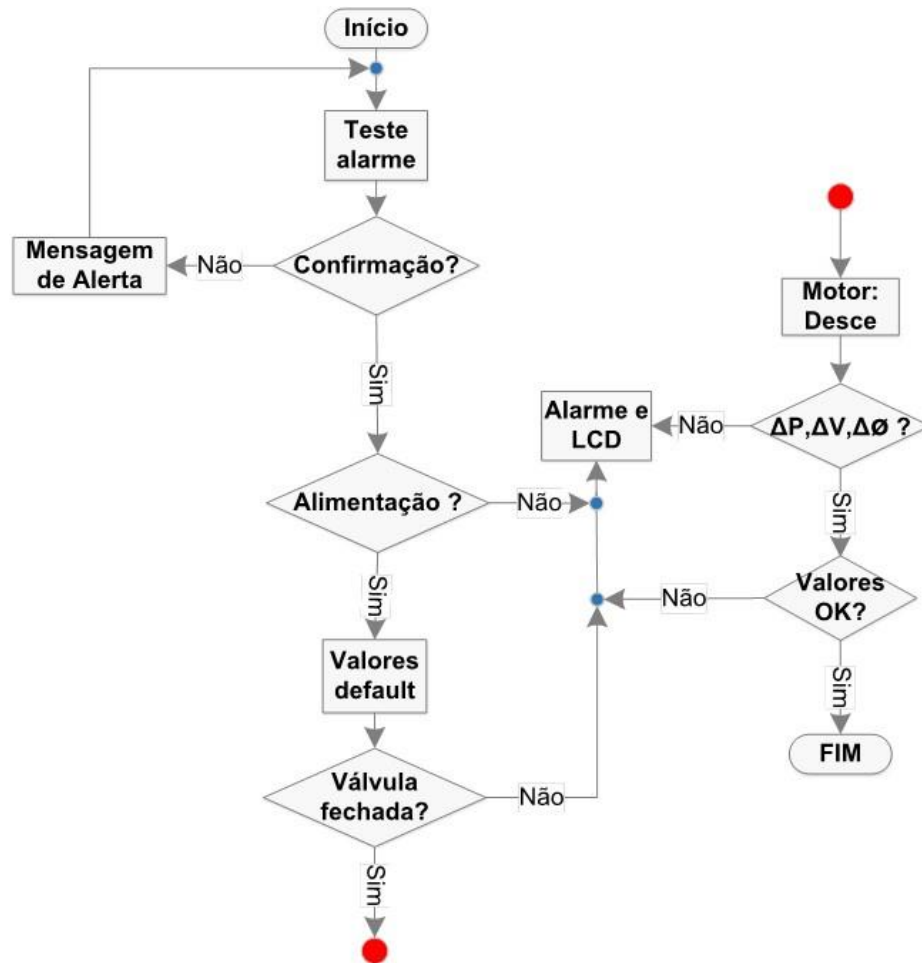
Após a entrada automática dos valores padrões é verificado o fechamento da válvula, e caso esta não feche será emitido um alarme sonoro e um erro aparecerá no lcd. Depois do fechamento da válvula, o motor é acionado e são verificadas variações de pressão, volume e fluxo. Caso os valores variem é confirmado que os sensores estão funcionando. Em seguida é verificado se os valores estão subindo e não há vazamentos no circuito. Caso tudo ocorra corretamente o teste é finalizado. Os alarmes serão acionados mesmo durante a rotina de operação, caso ocorra qualquer umas das anomalias citadas.

Figura 3.9 – Máquina de Estado - Operação do Ventilador



Fonte: Equipe BatVent.

Figura 3.10 – Rotina de Teste

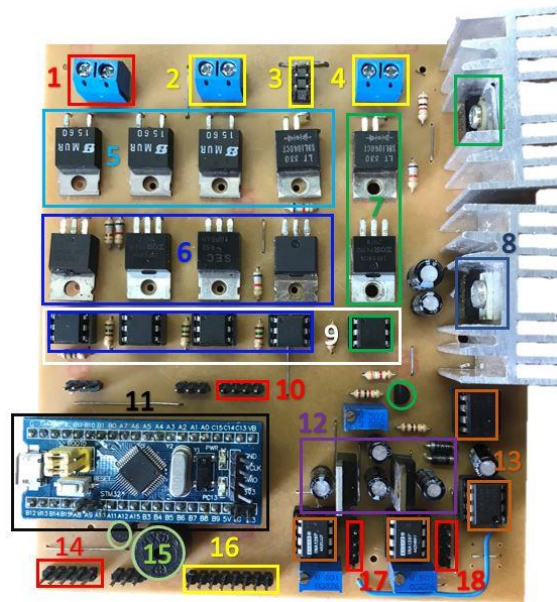


Fonte: Autor.

3.14 Placa de Controle

Com a evolução da pesquisa do ventilador e a necessidade de fabricar um protótipo, uma placa de controle foi desenvolvida, e o resultado é mostrado na Figura 3.11 seus componentes são apresentados na Tabela 3.4.

Figura 3.11 - Placa de Controle



Fonte: Equipe BatVent

Tabela 3.4 – Especificações Placa de Controle

Item	Função	Descrição
1	Entrada	12v
2	Saída	Motor
3	Saída	12v
4	Saída	Válvula Expiratória
5	Circuito	Diodos de Roda Livre Ponte H
6	Circuito	Ponte H e PWM
7	Circuito	Válvula Expiratória
8	Circuito	5V
9	Circuito	Condicionamento STM32
10	Entrada	Finais de Curso
11	Entrada e Saída	STM32
12	Circuito	Fonte Simétrica +-8V
13	Circuito	INAs 128
14	Entrada	Botões
15	Circuito	Alarme
16	Saída	Display
17	Entrada	Sensor de Pressão Diferencial 1
18	Entrada	Sensor de Pressão Diferencial 2

3.15 Fonte de Alimentação

Para seleção da fonte de alimentação levou-se em conta a tensão de operação e a corrente necessária para suprir a potência dos componentes do ventilador. Para seleção da potência da fonte se levou em consideração a corrente de pico do motor e as correntes dos demais componentes. Foram realizados ensaios para saber experimentalmente a corrente máxima requerida. Os resultados dos ensaios com o motor são mostrados na Figura 3.12. Uma fonte colmeia de 12 V e 10A foi selecionada. Contudo, ao realizar os testes de ‘endurance’ de mais de 1 hora, o ventilador apresentou problemas devido à alta demanda de corrente exigida pelo motor de para-brisa conforme apresentado na Figura 3.9, onde a curva 1 é a corrente exigida pelo motor, a curva 2 é a tensão do motor e a curva M é a multiplicação da tensão pela corrente gerando a potência consumida pelo motor. Para evitar aumento do custo, ao invés de escolher outra fonte, optou-se pelo uso intermitente da bateria, e não apenas durante faltas de energia.

Figura 3.12 - Resposta de corrente do motor de para-brisas.



Fonte: Autor.

3.16 Bateria

Para a especificação da bateria foi realizado o cálculo de consumo médio de cada componente: motor de para-brisas (MPB), placa de circuito impresso (PCB), válvula expiratória (V_{exp}), apresentados pela Equação 3.8.

$$P_{Total} = M_{pb} \cdot PCB \cdot V_{exp}$$

$$P_{Total} = 12V \cdot 5A + 12V \cdot 1A + 12V \cdot 1A \quad (3.8)$$

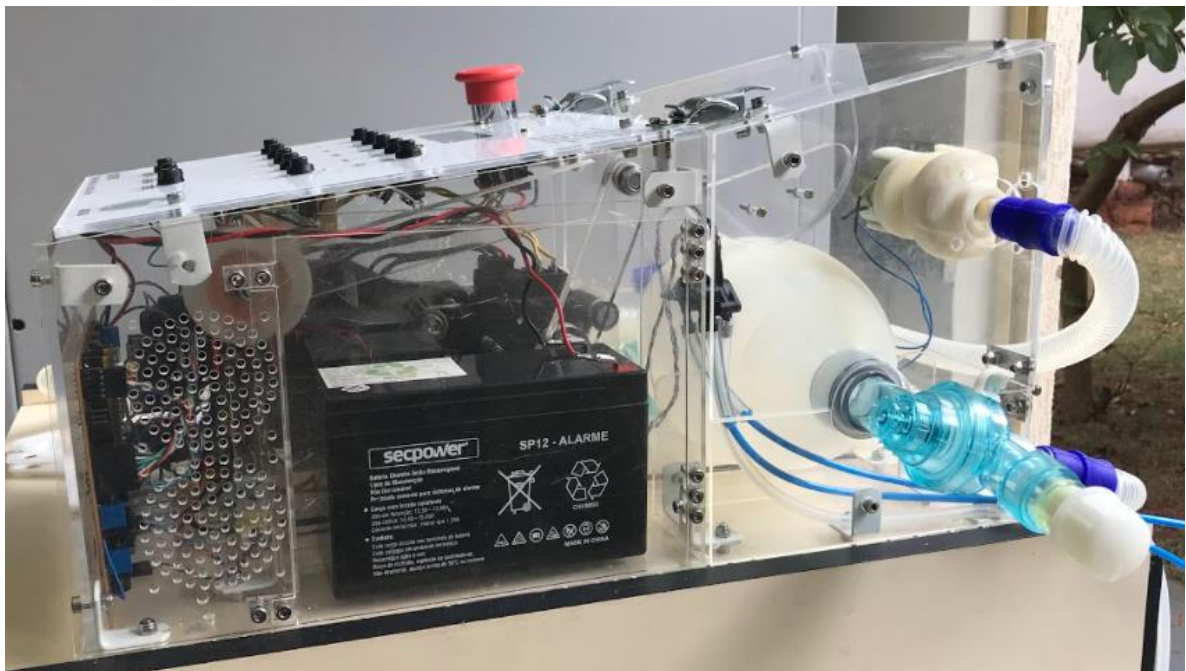
$$P_{Total} = 84Wh$$

Segundo a norma inglesa a bateria deve manter o ventilador funcionando no mínimo 2 horas sem energia, logo a bateria selecionada foi a de 12V 18A [12]. Para o carregamento flutuante da bateria, isto é, para carregamento contínuo a bateria exige uma entrada de 12,5-12,8V. Isso foi resolvido usando o ajuste fino da fonte que permitiu tais níveis de tensão, dispensando um circuito de carregamento adicional.

3.17 Protótipo

Após testes em bancada, foi possível determinar o que seria utilizado no ventilador, assim foi possível desenvolver um protótipo em acrílico mostrado na Figura 3.13 e Figura 3.14.

Figura 3.13 - Protótipo do Ventilador



Fonte: Autor.

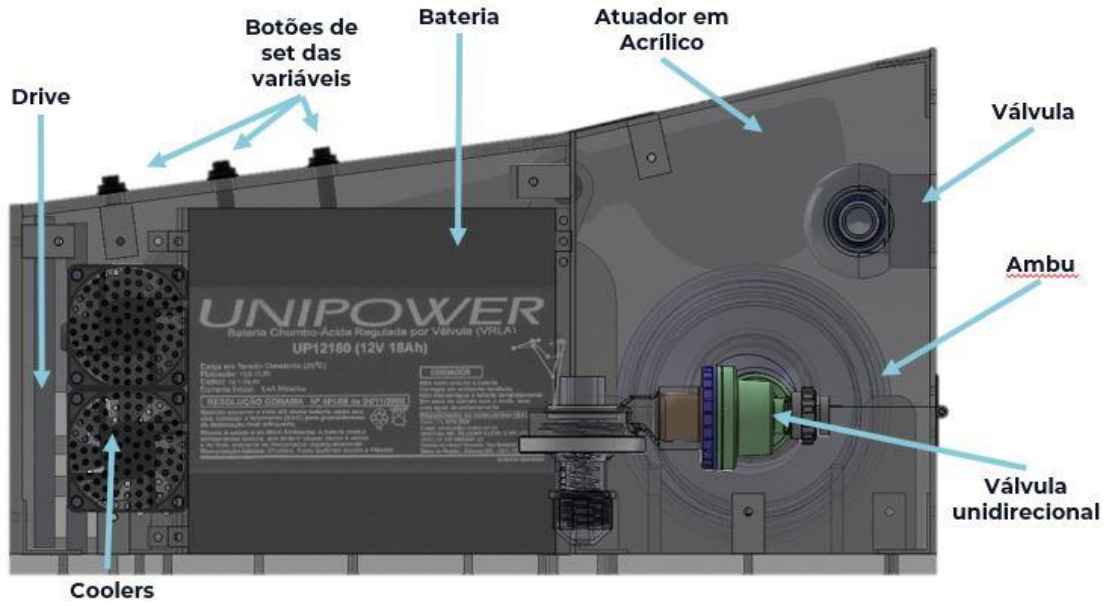
Esse protótipo foi testado de acordo com a rotina dos testes e aprovado em todas. Uma limitação do protótipo foi a esterilização, pois os produtos para a esterilização em hospitais são feitos com produtos a base de amônia, o que danifica o acrílico. As Figura 3.15, Figura 3.16 e Figura 3.17 apresentam as posições de cada componente dentro do respirador.

Figura 3.14 - Protótipo do Ventilador



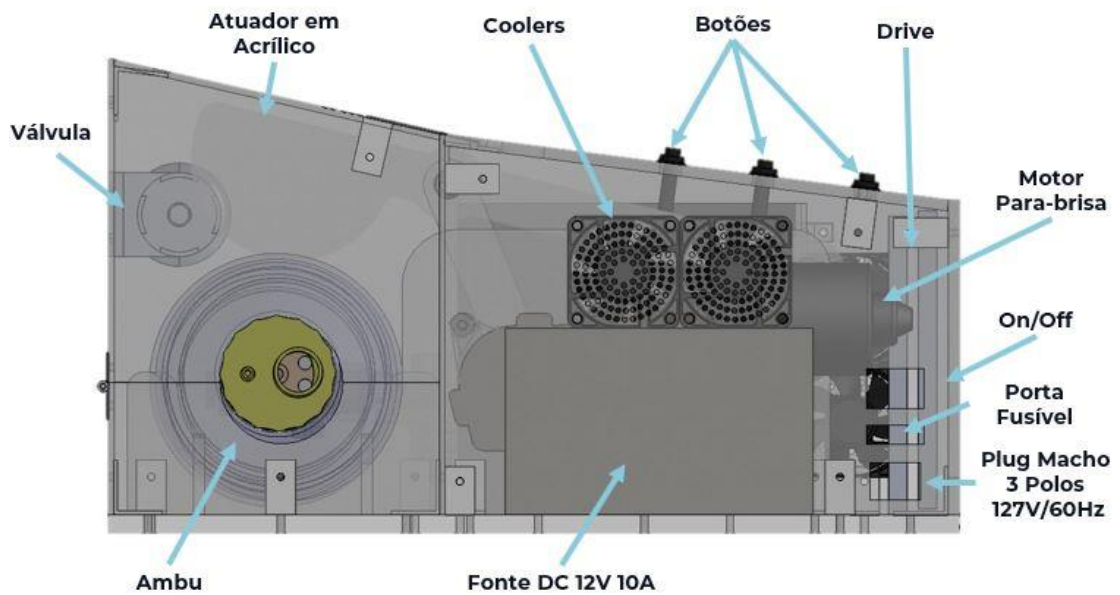
Fonte: Autor.

Figura 3.15 - Protótipo do Ventilador



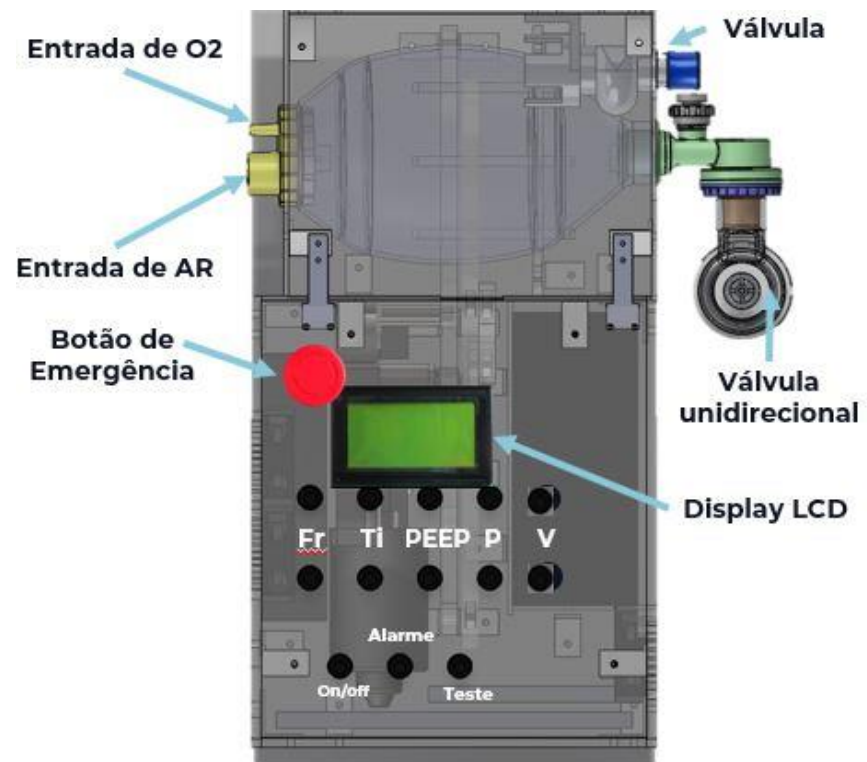
Fonte: Autor.

Figura 3.16 – Protótipo do Ventilador



Fonte: Autor.

Figura 3.17 – Protótipo do Ventilador



Fonte: Autor.

CAPÍTULO 4 - Desenvolvimento do Misturador de Ar e Oxigênio

4.1 Motivação

A grande diferença entre os ventiladores comerciais em relação aos emergenciais é que os emergenciais utilizam o ressuscitador pulmonar de mão, o que implica no problema de alimentação do gás O_2 ao paciente em níveis intermediários a 21%-100%. Isso se deve por não existir nenhum mecanismo que gereencie a mistura de O_2 para ressuscitador pulmonar de mão. Para exemplificar a problemática do consumo de O_2 a Tabela 4.1 apresenta a duração dos cilindros de O_2 pela vazão consumida do mesmo.

Tabela 4.1- Duração de cilindro de O_2 em horas.

Cilindro		Consumo (l/min)														
Volume (l)	Pressão (bar)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
3	150	7,6	4	3	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
5	150	13	6	4	3	3	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1
7	150	18	9	6	4	4	3	3	2	2	2	2	2	1	1	1
10	150	25	13	8	6	5	4	4	3	3	3	2	2	2	2	2
15	150	38	19	13	10	8	6	5	5	4	4	4	3	3	3	3
20	150	51	25	17	13	10	8	7	6	6	5	5	4	4	4	3
40	150	101	51	34	25	20	17	15	13	11	10	9	8	8	7	7
50	200	169	84	56	42	34	28	24	21	19	17	15	14	13	12	11

A coluna de volume indica os volumes físicos dos cilindros de O_2 de uso hospitalar na pressão de 1 atmosfera (atm). Lembrando que a 1 atm é aproximadamente 1 bar. A coluna de pressão apresenta as pressões de trabalho dos cilindros. Logo para obter o volume armazenado por um cilindro é preciso multiplicar seu volume pela pressão. Assim um cilindro de 3 litros à 150 bar possui 450 litros de O_2 . A linha abaixo de consumo indica o volume do consumo em mililitros por minuto. A interseção entre a coluna de um valor de consumo e a linha do valor de volume e pressão de um cilindro indicam a duração em horas dos cilindros de O_2 . Como

exemplo um cilindro de 3 litros á 150 bar, com um consumo de 1 litro por minuto possui a duração de 7,6 horas.

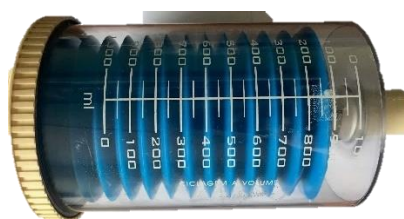
Supondo um paciente sendo ventilada em torno de 12 respirações por minuto (mínima frequência respiratória). Supondo que a mesma precise do auxílio de oxigênio superior a 21% e inferior a 100% de FiO₂. Devido ao uso do Ambu sem misturador de ar e O₂, sua ventilação terá que ser realizada em 100% FiO₂, ou seja, puramente com oxigênio.

Supondo o volume de ventilação seja de 600 ml. O volume total consumido pelo paciente em minuto é igual a 7,2 litros de O₂. Voltando na Tabela 4.1, selecionando o cilindro de 3 litros à 150 bar o mesmo duraria apenas uma hora. Caso o paciente não necessite uma ventilação pura em oxigênio haveria um desperdício de oxigênio. E realizar uma ventilação pura em oxigênio sem necessidade prejudica o paciente. Isto ocorre pois com a retirada do cilindro o paciente deve voltar a obter seu oxigênio do ar ambiente o qual possui 21% de concentração de oxigênio.

4.1 Sistema Mecânico

Para realizar a medição de fluxo do ressuscitador pulmonar de mão ao paciente, foi utilizado o sensor de fluxo distal, o qual já é utilizado pelo ventilador pulmonar; sendo calibrado pelo Folem graduado, apresentado na Figura 4.1 e testado no pulmão artificial. Para realizar a medição do fluxo de entrada de oxigênio e ar no ressuscitador pulmonar de mão, se fez necessário a implementação de tubos de Venturi para medir os respectivos fluxos. No total foram implementados dois tubos de Venturi, sendo o primeiro a entrada de oxigênio puro, e o segundo a entrada de ar ambiente. Os tubos de Venturi foram fabricados por meio de impressão 3D devido a complexidade do mesmo, o material utilizado foi o ABS, os quais são apresentados na Figura 4.2.

Figura 4.1 – Folem Graduado.



Fonte: Autor

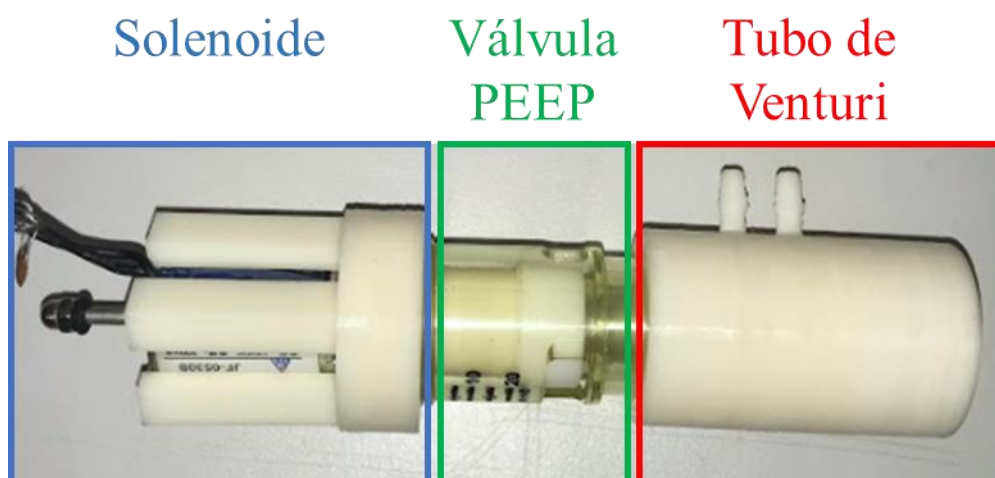
Figura 4.2 – Tubos de Venturi.



Fonte: Autor

Para realizar a dosagem correta de ar e oxigênio, foram utilizadas válvulas de forma a permitir ou interromper os fluxos. Para a entrada de ar adaptou-se uma válvula PEEP de uso hospitalar, com um solenoide através de um suporte fabricado em impressão 3D, apresentada na Figura 4.3. Essa adaptação se fez necessária devido a inexistência de um modelo comercial compatível.

Figura 4.3 – Válvula de Ar.

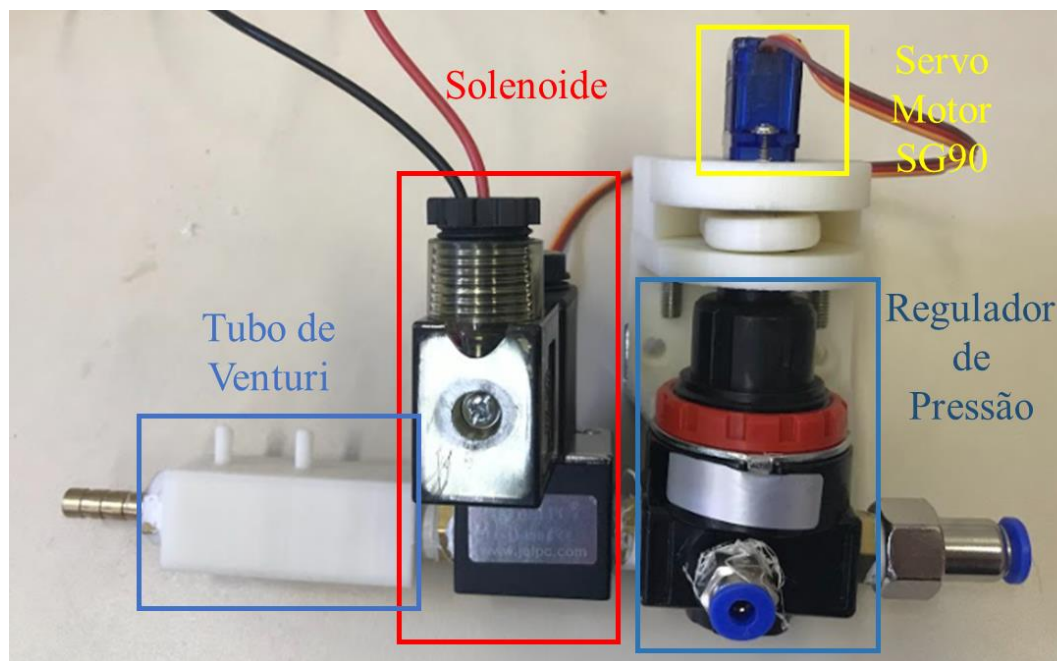


Fonte: Autor

Para a entrada de oxigênio utilizou-se uma válvula comercial de uso industrial a qual permite um rápido acionamento através de um solenoide, e suporta até 10 bar de pressão em sua entrada, operando na faixa de 0 bar a 7 bar. Além disso, devido ao sistema de oxigênio ser pressurizado entre 3,5 a 5 bar, foi necessário realizar uma redução da pressão a fim de garantir a segurança do equipamento, para isso, utilizou-se um regulador de pressão comercial com a

implementação de um servo motor através de um suporte e acoplamento fabricado em impressão 3D, apresentados na Figura 4.4.

Figura 4.4 – Sistema de O₂.

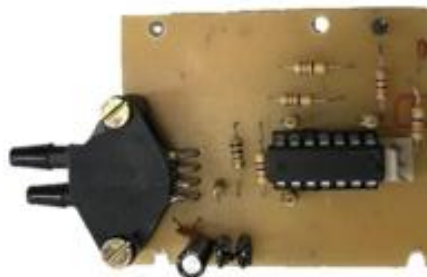


Fonte: Autor

4.2 Circuito de Aquisição de Dados

Para realizar os cálculos das vazões dos fluidos através dos tubos de Venturi, foi preciso utilizar sensores de pressões diferenciais. Nesse caso, foram utilizados 3 sensores MPX10DP, os quais leem de 0-10 kPa ou de 0-101 cmH₂O. Além dos de fluxo, foi necessário medir a pressão no ramo do paciente para saber a PEEP, de forma a possibilitar o uso de regras para o controle do FiO₂ pela *Fuzzy*, a qual também utiliza o mesmo sensor de pressão que mede o fluxo, porém, uma de suas tomadas de ar deve ficar aberta ao ambiente e a outra no ramo do paciente. Foi necessário também um sensor de pressão absoluta para realizar a medição da pressão de entrada de O₂, assim permitindo regular a pressão de entrada. Foram fabricadas placas modulares para ambos os sensores diferenciais e o absoluto, apresentadas na Figura 4.5 e 4.6.

Figura 4.5 –Placa modular sensor diferencial.



Fonte: Autor

Figura 4.6 –Placa modular sensor Absoluto.



Fonte: Autor

4.3 Circuito de Acionamento das Válvulas

Para acionar as válvulas utilizou-se um modulo de relé comercial, uma vez que o acionamento não exige um chaveamento rápido, e o módulo é isolado eletricamente, evitando assim a propagação de ruído para as demais placas e reduzindo a corrente necessária para acionar as válvulas. O modulo de relé é apresentado na Figura 4.7.

Para ajustar a pressão de entrada de O₂ se fez necessário o uso de um servo motor SG90.

O sistema de acionamento do servo consiste num controlador por PWM com duração de 1 ms para a esquerda e 2 ms para a direita, com uma frequência de 50Hz.

Figura 4.7 –Modulo de Relé.



Fonte: Autor

4.4 Circuito de Potência

Para alimentar todos os circuitos foram utilizadas fontes auxiliares de 5V e 12V simétrico.

4.5 Sistema de Controle

Para realizar os cálculos e as lógicas de acionamento de todos os circuitos apresentados anteriormente, foi utilizado o Matlab/Simulink com programação realizada na forma de diagrama de blocos, com a rápida prototipagem feita utilizando o DSP Dspace DSP1104 (que pode ser programada através de um diagrama de blocos no Simulink).

Para aquisição de dados foram usadas as entradas ADCs do DSP Dspace. Cada sinal foi analisado separadamente a fim de verificar a necessidade de filtros digitais para reduzir interferências produzidas pelas partes mecânicas. Foram implementados filtros digitais passa-baixas nos sinais de fluxos devido ao aparecimento de ruído sonoro ao esmagar o Ambu. Com os sinais filtrados, os sinais de fluxo receberam um ganho para se ajustar a uma amplitude de trabalho. Os sensores receberam uma lógica de resete no integrador, que aciona caso o fluxo seja menor que 1. Este valor foi selecionado empiricamente, pois mesmo utilizando um filtro ainda havia ruído no sinal.

Os sensores responsáveis por fornecer a vazão foram calibrados utilizando um fole graduado de uso hospitalar. Nessa etapa foram retiradas 11 medições de volume no regime de trabalho nos ramos de entradas de ar, O₂ e na saída para o paciente, os valores são apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Valores de Calibragem.

Referência (ml)	Sensor Ar (V)	Sensor O2 (V)	Sensor Mistura (V)
300,000	3,303	0,678	0,75
350,000	3,804	0,778	0,875
400,000	4,305	0,877	1
450,000	4,806	0,977	1,125
500,000	5,307	1,076	1,25
550,000	5,808	1,176	1,375
600,000	6,310	1,275	1,5
650,000	6,811	1,375	1,625
700,000	7,312	1,475	1,75
750,000	7,813	1,574	1,875
800,000	8,314	1,674	2

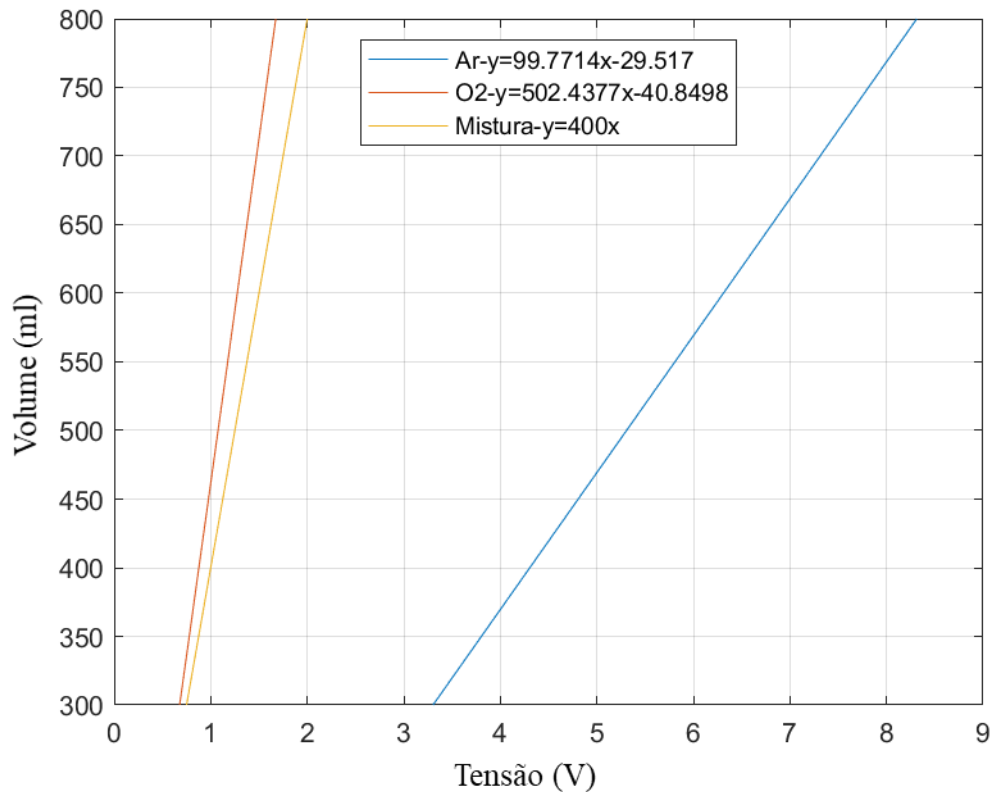
Fonte: Autor.

Com os valores de volume da Tab.4.1 foram gerados os gráficos de cada saída apresentados na Figura 4.8, de modo a validar que a resposta é linear. No eixo das ordenadas é apresentado os valores da referência em mililitros. No eixo das abcissas são apresentados os valores correspondentes em tensão de cada sensor. Na sequência, foi retirada a equação da reta de cada gráfico devido todas as respostas serem lineares, e por último foi implementado o ganho e o offset da equação da reta em cada um dos sensores.

Com a calibração dos sensores, houve um tratamento do sinal. O tratamento consiste em um ganho devido o sinal de entrada possuir um valor pequeno. Um filtro passa baixa devido ao ruído remanescente no sinal. Um ganho de modo a elevar a amplitude do sinal. Por fim um degrau para manter a entrada do sinal igual a zero na inexistência de fluxo de fluido, apresentado na Figura 4.9.

Após tratamento foi desenvolvida a lógica a de resete do sistema, cujo principal objetivo é zerar o integrador assim que o fluido pare de passar. Para sua implementação foi utilizado um comparador. Onde é comparado a entrada do sinal pós tratamento com um valor de 0,3. Esse valor foi obtido empiricamente de modo a fornecer a maior precisão, sem ser acionado por ruído. Caso o valor do sinal de entrada seja menor que o valor de 0,3, então o resete é verdadeiro e o integrado recebe valor nulo. Caso o valor do sinal seja maior que 0,3 o integrador continua a atuar, apresentado na Figura 4.9.

Figura 4.8 – Gráfico resposta dos sensores.



Fonte: Autor.

Com a implementação do integrador e da lógica de resete foi desenvolvido o armazenamento do volume. Essa lógica consiste em compara o volume de entrada de fluido com o valor de 3. Esse valor foi obtido empiricamente com objetivo de obter uma boa precisão. O bloco do armazenador não se encontra conectado devido seu valor ser utilizado em um display no DSP Dspace, apresentado na Figura 4.9.

Com a lógica do integrador implementada foi desenvolvido a lógica de atuação das válvulas. Essa lógica deve acionar a válvula de modo a obter corretamente o volume de fluido desejado. Para isso é realizado uma comparação entre o volume desejado do fluido e o volume do fluido em tempo real. Onde se o valor em tempo real for menor que o volume desejado abre-se a válvula. Caso o volume em tempo real for igual ou superior ao volume desejado fecha a válvula. Mas essa lógica só pode ser realizar quando o AMBU estiver solto, pois do contrário a entrada de O₂ poderia passar diretamente do AMBU ao paciente. Para isso é implementada uma lógica que não permite o acionamento das válvulas de ar ou O₂ enquanto o fluxo da mistura não seja igual a zero, é dado um atraso para garantir essa situação, apresentado na Figura 4.9.

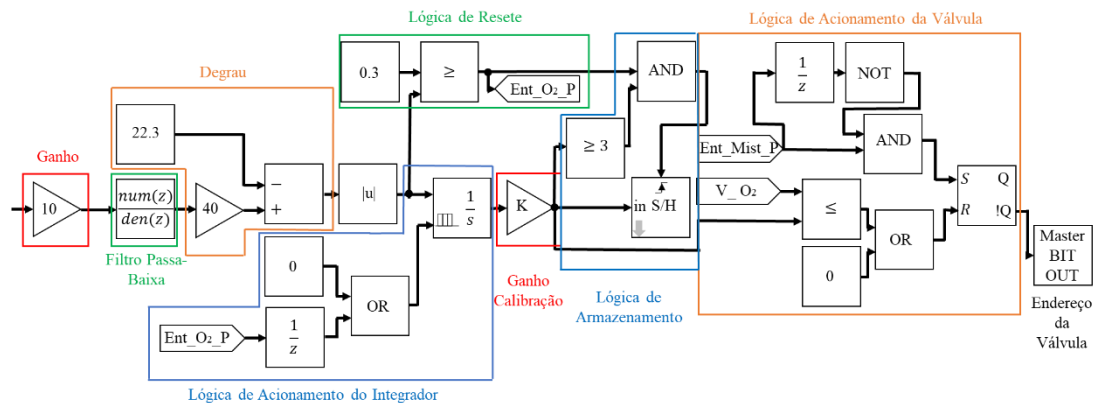
Por último é apresentado o endereçamento da válvula, apresentado na Figura 4.9.

O sinal do sensor referente a pressão de entrada de O₂ foi calibrado a partir de um manômetro de uso industrial, e o sensor responsável pela PEEP foi calibrado a partir de um manômetro.

A lógica de atualização do FiO₂ é apresentada pela Figura 4.10, nessa lógica é somado os valores dos volumes de O₂ e ar que entraram na respiração presente e o volume residual da mistura passada. Em seguida é realizada uma divisão pelo volume total do ressuscitador pulmonar de mão para encontrar o novo FiO₂. Para realizar esse cálculo existe a condição que o ressuscitador esteja liberado, ou seja, que o ventilador já tenha realizado a ventilação e esteja aguardando a próxima respiração.

Para realizar a mistura de ar e O₂ foi implementado a Equação 4.1 a qual obtém a quantidade ideal de O₂ presente na mistura. Porém, é preciso considerar a quantidade de O₂ remanescente e adicionar apenas o suficiente para obter o FiO₂. A Equação 4.2 realiza essa operação, onde 21% é a porcentagem de O₂ puro no ar ambiente. Mesmo sabendo a quantidade de O₂ de entrada para obter o FiO₂ desejado é preciso saber o volume disponível de entrada no ressuscitador pulmonar, para isso foi implementado a Equação 4.3.

Figura 4.9 – Diagrama de blocos dos sensores.



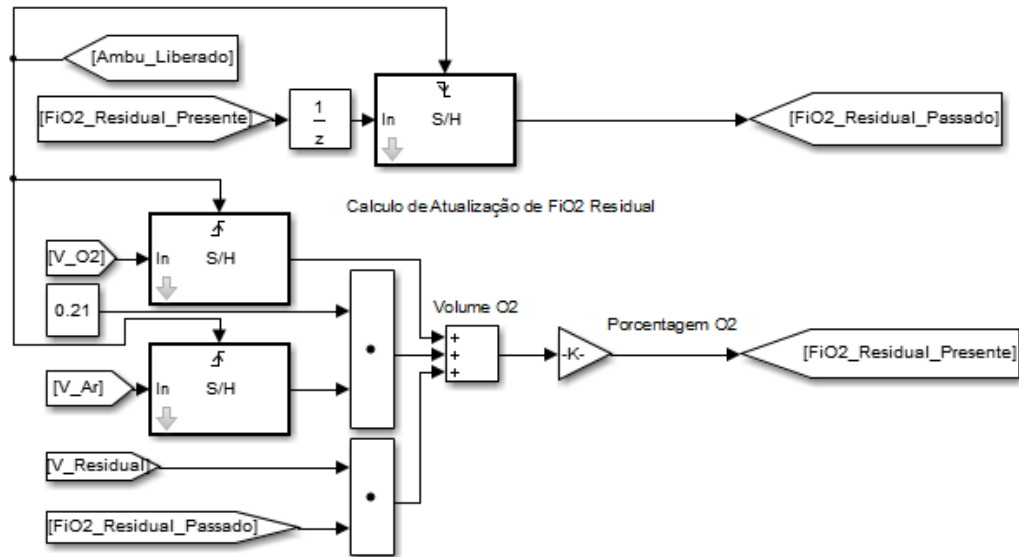
Fonte: Autor.

$$V_{O_2 \text{ ideal}} = VT \cdot FiO_2(\%) \quad (4.1)$$

$$V_{O_2 \text{ Entrada}} = V_{O_2 \text{ ideal}} - V_{Residual} \cdot (FiO_2 - 21\%) \quad (4.2)$$

$$V_{Disponível} = VT - V_{O_2 \text{ Entrada}} - V_{Residual} \quad (4.3)$$

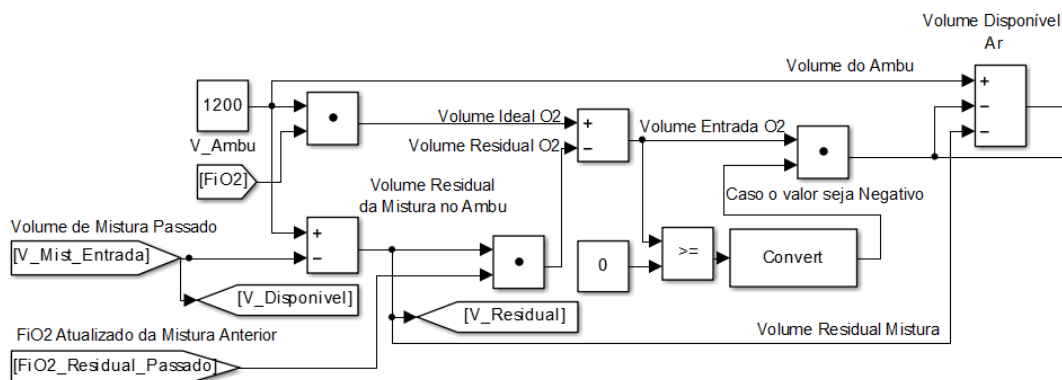
Figura 4.10 – Diagrama de blocos da lógica de atualização de FiO₂.



Fonte: Autor

O diagrama de blocos das Equações 4.1-4.3 é apresentado na Figura 4.11, esses atualizam com a condição que o ressuscitador esteja liberado; devido esses cálculos estarem em função do O₂, é preciso uma condição caso o FiO₂ futuro seja menor que o passado, assim tornando o valor de O₂ negativo.

Figura 4.11 – Diagrama de blocos do cálculo do FiO₂.



Fonte: Autor

Após calcular a quantidade de O₂ fornecido ao ventilador é preciso saber se há disponibilidade no mesmo. Para o caso de não haver volume suficiente para o novo valor de

F_{iO_2} , o valor disponível será preenchido por O_2 . Por outro lado, caso haja mais disponibilidade que o necessário, o restante será preenchido com ar. Para chegar a essa conclusão foi formulada a lógica apresentada nas Equações 4.4 e 4.5, e o diagrama de blocos apresentado na Figura 4.12.

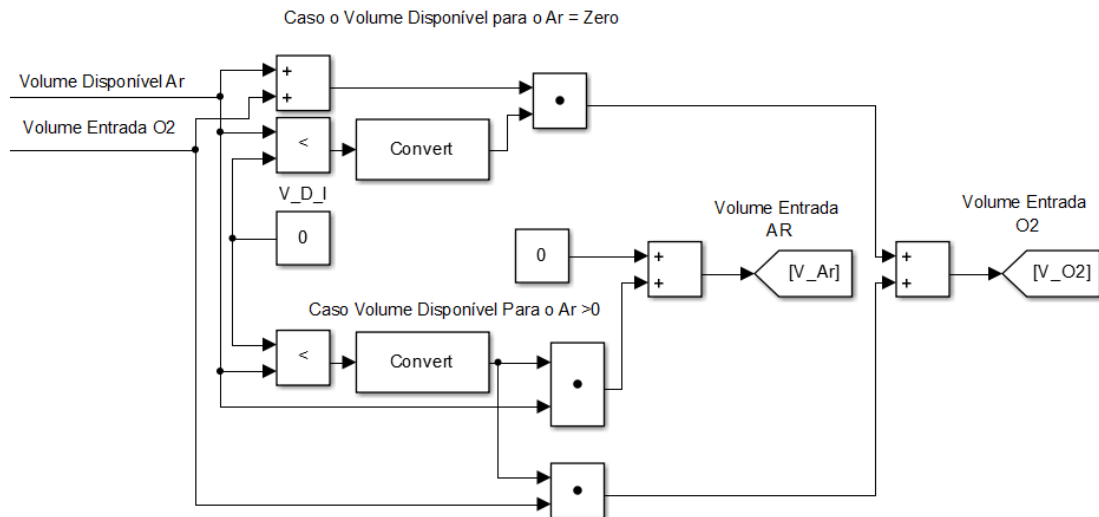
$$V_{Disponível} < 0$$

$$V_{Ar} = 0 \text{ \& } V_{O_2} = V_{O_2 \text{ Entrada}} - V_{Disponível} \quad (4.4)$$

$$V_{Disponível} > 0$$

$$V_{Ar} = V_{Disponível} \text{ \& } V_{O_2} = V_{O_2 \text{ Entrada}} \quad (4.5)$$

Figura 4.12 – Diagrama de condições.



Fonte: Autor

CAPÍTULO 5 - Desenvolvimento do Controlador de Mistura de Ar e Oxigênio Utilizando Lógica *Fuzzy*

Neste capítulo é apresentado o desenvolvimento do controlador de mistura de ar e oxigênio utilizando Lógica Fuzzy.

5.1 – Controlador *Fuzzy* da Mistura de Ar com Oxigênio

Para implementação desse método foi utilizado um conjunto de regras dependentes de duas entradas sendo elas: PEEP do paciente e o SpO₂ do mesmo, as regras utilizadas são baseadas na Tabela 5.1, as quais foram retiradas da Associação Medica Intensiva Brasileira, a qual permite encontrar a melhor taxa de FiO₂ para o paciente levando em conta as entradas.

Tabela 5.1 – Regras de FiO₂.

SATURAÇÃO ACIMA DO ALVO (ANDAR PARA ESQUERDA)															
ALVO SATURAÇÃO O ₂ ENTRE 90% ↔ 95%										ALVO SATURAÇÃO O ₂ ENTRE 90% ↔ 93%					
30%	30%	40%	40%	50%	50%	60%	60%	70%	70%	80%	80%	90%	90%	100%	100%
6	7	7	8	8	9	9	10	10	11	11	12	12	13	14	14-24*
Ajuste inicial															
SATURAÇÃO ABAIXO DO ALVO (ANDAR PARA DIREITA)															

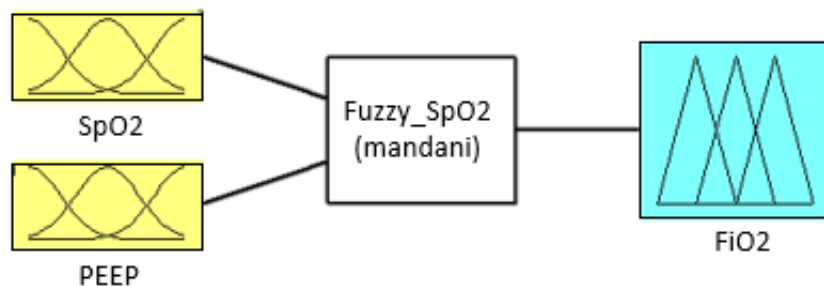
FiO₂
PEEP (cmH₂O)

Fonte: Associação de Medicina Intensiva Brasileira.

A estrutura da Fuzzy é apresentada na Figura 5.1, as variáveis de entrada são apresentadas pelo o item 1 e 2, o item 1 apresenta a função de pertinência do SpO₂, essa variável é alterada via software, seus valores variam entre 0-100%, o item 2 apresenta a função de pertinência da PEEP, essa variável é fornecida pelo sensor de pressão MPX5700, o conjunto de regras é apresentado pelo item 3, esse por sua vez armazena o conjuntos de regras se/então, o qual associa as entradas dos itens 1 e 2 a saída apresentada pelo item 4, essa saída por sua vez é substituída na Eq.4.1 a qual é responsável por calcular a quantidade O₂ no ventilador para a próxima respiração.

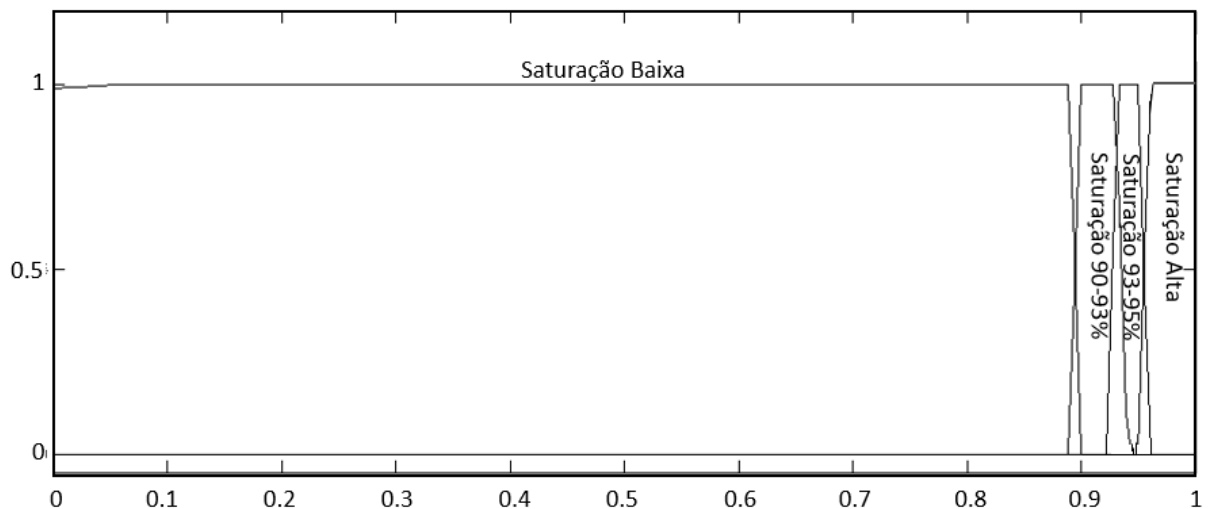
A Figura 5.2 apresenta a variável de entrada SpO_2 , essa variável é classificada na forma de variável linguística que são: Saturação Baixa, Saturação 90-93%, Saturação 93-95% e Saturação Alta. Os valores dessas variáveis são chamados de conjuntos Fuzzy, os quais são representados por funções de pertinência. Por exemplo um SpO_2 igual a 0,8 é considerado saturação baixa, porém um SpO_2 igual a 0,93 o mesmo irá possuir um grau de pertinência diferente de 0 ou 1 para saturação de 90-93% e diferente de 0 ou 1 para saturação de 93-95%.

Figura 5.1– Sistema *Fuzzy* de controle de FiO_2 .



Fonte: Autor.

Figura 5.2 – Função de pertinência SpO_2 .

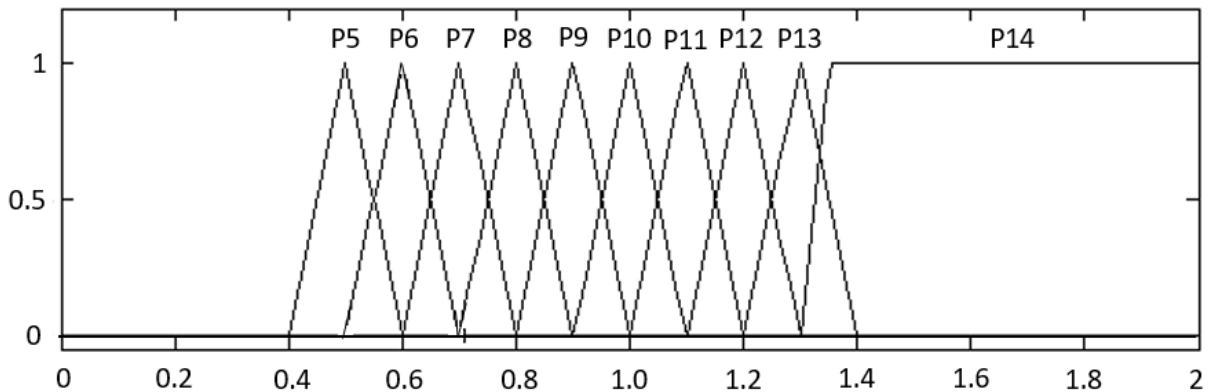


Fonte: Autor.

A Figura 5.3 apresenta a variável de entrada PEEP, essa variável é classificada na forma de variável linguística que são: P5, P6, P7, P8, P9, P10, P11, P12, P13, P14. Os valores dessas variáveis são chamados de conjuntos *Fuzzy*, os quais são representados por funções de

pertinência. . Por exemplo uma PEEP igual a 0,6 é considerado P6, porém uma PEEP igual a 6,5 possui grau de pertinência igual a 0,5 para P6 e 0,5 para P7, o que implica em possuir um valor diferente de 0 ou 1.

Figura 5.3 – Função de pertinência PEEP.



Fonte: Autor.

O conjunto de regras se/então é apresentado pela Tabela 5.2, a qual possui uma resposta para cada variável linguística das entradas.

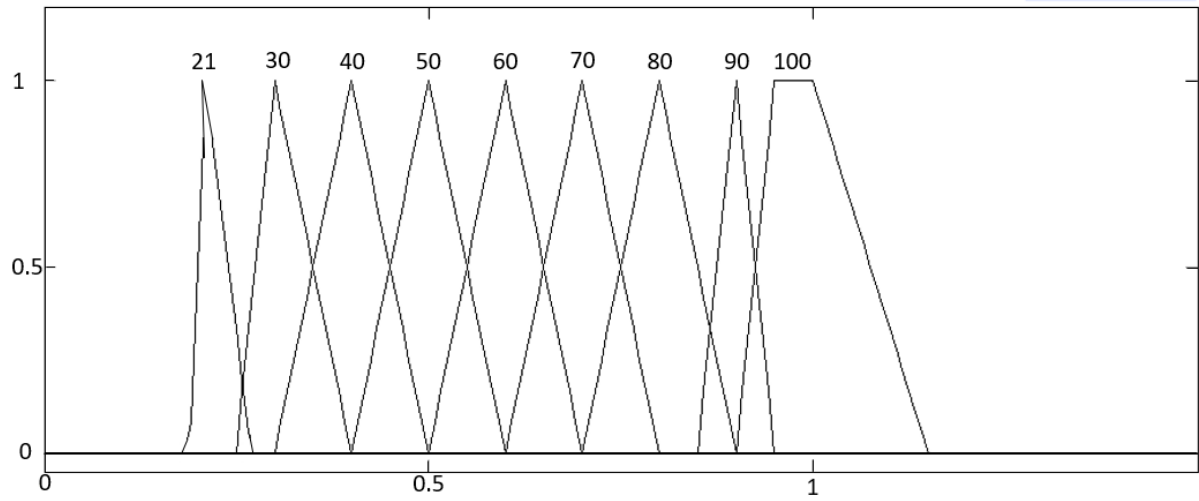
A Figura 5.4 apresenta a função de pertinência da saída da lógica *Fuzzy*, logo a saída pode assumir qualquer valor entre 21-100% em resposta das entradas com o conjunto de regras.

A Figura 5.5 apresenta a superfície da *Fuzzy* esse gráfico apresenta todas as possibilidades de resposta da lógica, uma vez que a mesma trabalha com graus de pertinência e não com valores booleanos.

Tabela 5.2 – Regras *Fuzzy*.

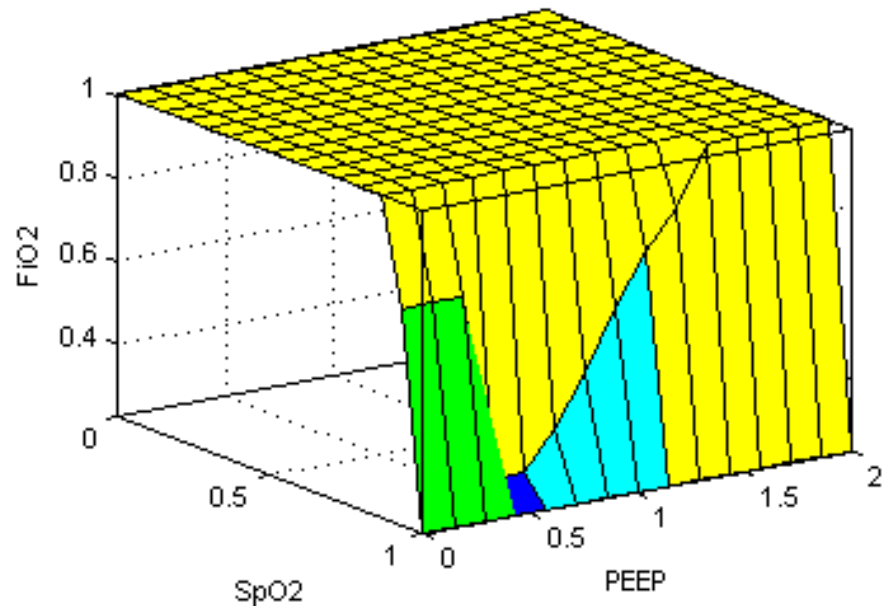
Regras		SpO2		PEEP		FiO2
1	Se	Saturação Baixa	e	-	Então	100%
2	Se	Saturação Alta	e	-	Então	21%
3	Se	Saturação 90-93	e	P5	Então	30%
4	Se	Saturação 93-95	e	P5	Então	21%
5	Se	Saturação 90-93	e	P6	Então	30%
6	Se	Saturação 93-95	e	P6	Então	30%
7	Se	Saturação 90-93	e	P7	Então	40%
8	Se	Saturação 93-95	e	P7	Então	30%
9	Se	Saturação 90-93	e	P8	Então	50%
10	Se	Saturação 93-95	e	P8	Então	40%
11	Se	Saturação 90-93	e	P9	Então	60%
12	Se	Saturação 93-95	e	P9	Então	50%
13	Se	Saturação 90-93	e	P10	Então	70%
14	Se	Saturação 93-95	e	P10	Então	60%
15	Se	Saturação 90-93	e	P11	Então	80%
16	Se	Saturação 93-95	e	P11	Então	70%
17	Se	Saturação 90-93	e	P12	Então	90%
18	Se	Saturação 93-95	e	P12	Então	80%
19	Se	Saturação 90-93	e	P13	Então	90%
20	Se	Saturação 93-95	e	P14	Então	100%

Figura 5.4 – Função de pertinência do FiO_2 .



Fonte: Autor

Figura 5.5 – Gráfico de superfície *Fuzzy*.

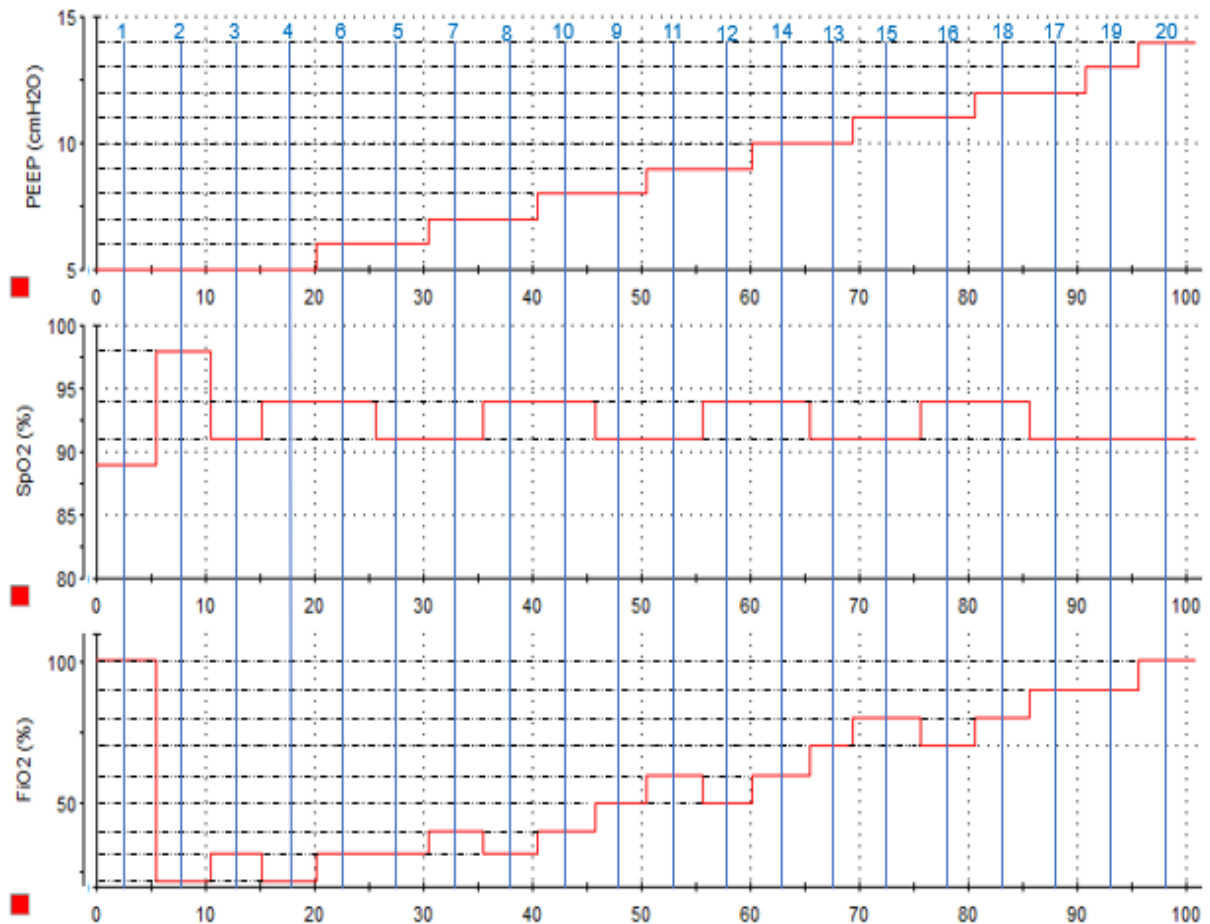


Fonte: Autor.

CAPÍTULO 6 - Resultados de Simulação e Experimentais

Para testar a resposta da *Fuzzy* foi realizado uma simulação via software, onde variou o SpO_2 no intervalo de 88-98%, a PEEP no intervalo de 5-15 cmH₂O, os valores de FiO_2 é a resposta da *Fuzzy* para as variáveis de entrada PEEP e SpO_2 , apresentados na Figura 6.1.

Figura 6.1 – Gráfico de reposta da *Fuzzy*.

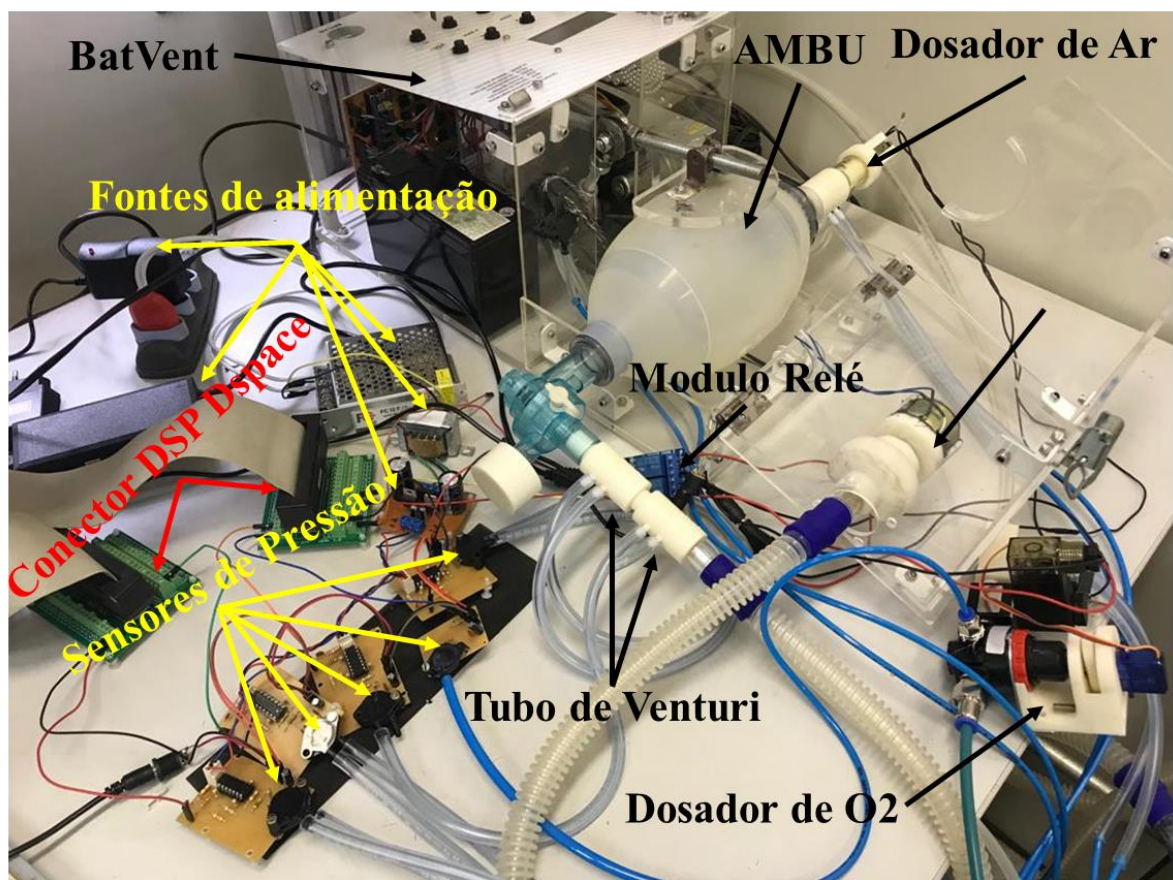


Fonte: Autor.

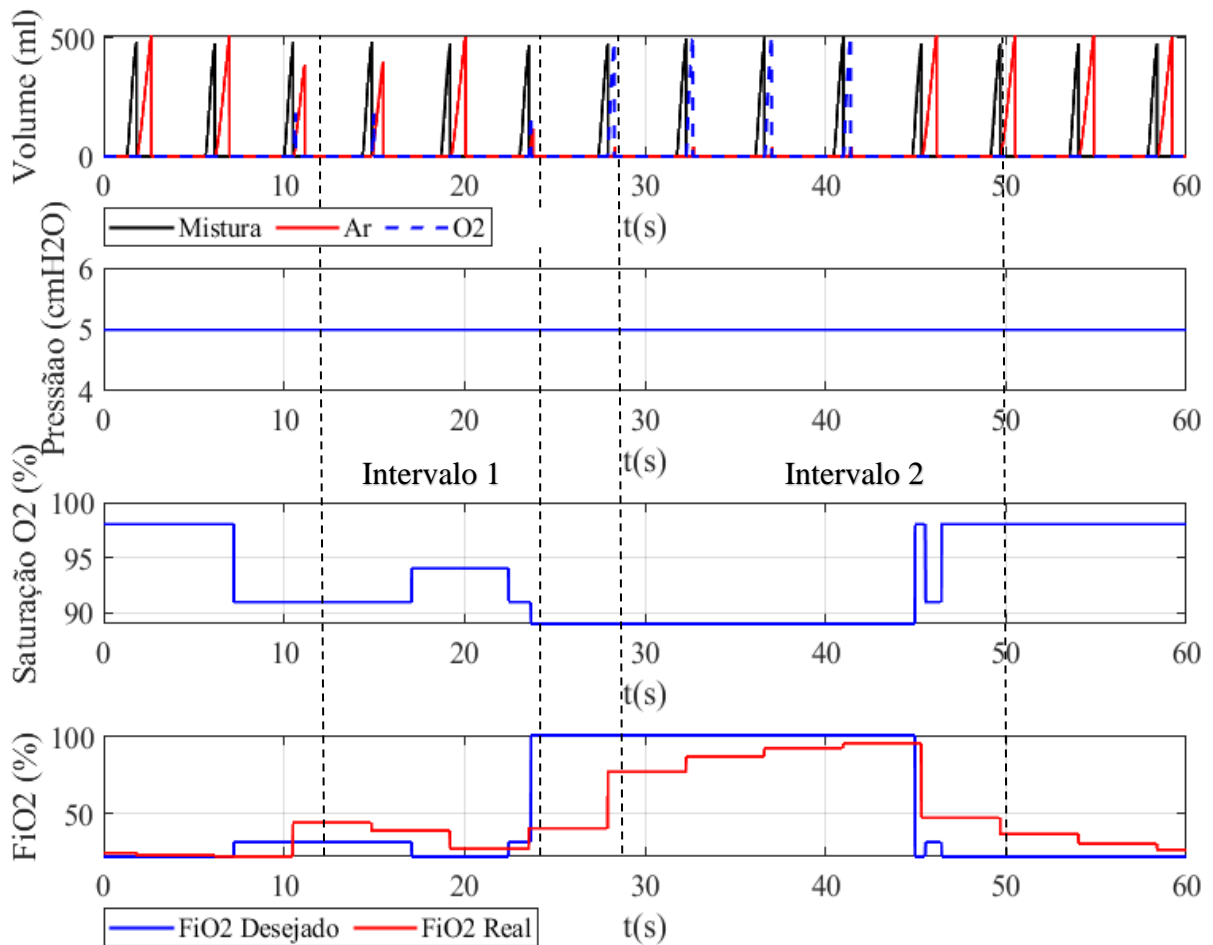
Com o sucesso da simulação da Fuzzy foi realizado um teste de ventilação utilizando a bancada de testes apresentada na Figura 6.2. Os parâmetros utilizados foram $VT=500ml$, $Fr=14$ bpm, $Insp=0,8s$, $PEEP = 5$ cmH₂O, $SpO_2= 89-98\%$ para contemplar todas as possíveis

situações. Não há necessidade de variar a PEEP, pois a simulação satisfaz a saída de FiO_2 . Esse teste tem por objetivo apresentar o comportamento da resposta do sistema, uma vez que o sistema utiliza um reservatório de ar e O_2 . Para o teste foi utilizado uma variação em forma de degrau para o FiO_2 . Este modelo foi selecionado com intenção de apresentar um cenário mais hostil que o real. Onde em um modelo real a variação de SpO_2 não varia de forma tão brusca. O resultado do teste é apresentado na Figura 6.3.

Figura 6.2 – Bancada de Teste.



Fonte: Autor.

Figura 6.3 – Resposta do sistema de FiO_2 .

Fonte: Autor.

Analisando a Figura 6.3 no intervalo de 0 a 5 segundos a ventilação é realizada puramente com o ar ambiente, devido o SpO_2 ser igual a 98%, logo o FiO_2 desejado é igual a 21%. Após os 5 segundos há uma piora do paciente e o SpO_2 abaixa para 93%, assim o FiO_2 desejado se torna maior que 21%. Nesse momento é possível notar que mesmo que o FiO_2 desejado tenha aumentado, o FiO_2 real só vai ser elevado na próxima respiração. Durante no intervalo 1 de 7 à 19 segundos é possível notar que o FiO_2 real leva um tempo para se ajustar ao FiO_2 desejado. No final do intervalo 1 é possível perceber uma anomalia no preenchimento de ar e O_2 na curva de volume. Isso ocorre devido a variação do FiO_2 desejado em função da baixa do SpO_2 . Essa variação ocorre exatamente no momento que o Ambu está sendo liberado. Apesar da anomalia o Ambu foi preenchido completamente, mas com um volume menor de O_2 que o desejado pela variação do FiO_2 . Entre o intervalo 1 e 2 o paciente tem uma queda no SpO_2 para 89%, e o FiO_2 é elevado para 100%. Apesar da queda a ventilação só vai ter um aumento

do FiO_2 na próxima ventilação, a qual ocorre exatamente no início do intervalo 2. No intervalo 2 de 24 à 45 segundos é possível notar a necessidade de 5 ventilações para se obter o FiO_2 desejado. Isso ocorre devido ao ressuscitador pulmonar de mão ser um reservatório de ar e oxigênio. Logo mesmo que o FiO_2 ideal seja de 100% é preciso haver volume disponível no ressuscitador para ser preenchido de O_2 , caso contrário, o nível de oxigênio será elevado a cada respiração. Após o aumento do FiO_2 real no intervalo 2 comprovando o funcionamento do sistema, é aumentado o SpO_2 do paciente a 100%. Nesse intervalo de 45 à 50 segundos é possível notar um aumento do FiO_2 desejado. Porém como o FiO_2 real é superior ao desejado o sistema continua a preencher o Ambu apenas com ar ambiente. Após o intervalo 2 de 50 à 60 segundos é possível notar a redução do FiO_2 real ao alvo do FiO_2 desejado. Dessa maneira o sistema consegue tanto elevar como reduzir o FiO_2 do sistema baseado no controlador *Fuzzy*.

CAPÍTULO 7 - Conclusão e Trabalhos Futuros

Com os resultados pode-se concluir que o trabalho obteve êxito no quesito realizar o controle de FiO_2 como apresentado na Figura 6.3, onde é apresentado situações as quais exigem ou não o uso de oxigênio, e independente da situação, o sistema consegue realizar a mistura. Ao contrário do sistema de ventiladores pulmonares pneumáticos onde a mistura é realizada por uma válvula proporcional a qual permite a implementação instantânea do FiO_2 , o sistema de controle para ressuscitador pulmonar de mão utiliza duas válvulas de abertura e fechamento, as quais realizam a mistura. E devido ao ressuscitador ser um armazenado de mistura, nem sempre é possível obter o FiO_2 desejado em apenas uma ventilação. O sensor de SpO_2 não foi possível ser implementado devido problemas em hardware relacionados a ruído.

Para trabalhos futuros implementação do sistema de SpO_2 , torna o sistema portátil seja utilizando a plataforma portátil do DSP DSpace ou outro hardware, fabricar um involucro para o sistema e por último realizar testes em animais.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] TENETE, Luiza. “Guerra’entre países por respiradores mecânicos e produção nacional insuficiente são entrave para o combate ao coronavírus no Brasil”. G1,05/04/2020. Disponível em :< <https://g1.globo.com/bemestar/coronavirus/noticia/2020/04/05/guerra-entre-paises-por-respiradores-mecanicos-e-producao-nacional-insuficiente-sao-entrave-para-o-combate-ao-coronavirus-no-brasil.ghtml>>.
- [2] CHANDLER, David L.. MIT team races to fill Covid-19-related ventilator shortage. MIT News,20/04/2020. Disponível em :< <https://news.mit.edu/2020/e-vent-covid-19-ventilator-shortage-0420>>.
- [3] Schulte, Erin. Inside the Race to Build a Better \$500 Emergency Ventilator. KHN,24/08/2020. Disponível em:< <https://khn.org/news/inside-the-race-to-build-a-better-500-emergency-ventilator/>>.
- [4] T. D.B., “A timeline of the coronavirus pandemic,” The New York Times, 01 2021.
- [5] A. Slutsky, “History of mechanical ventilation: From vesalius to ventilator-induced lung injury,” American Journal of Respiratory, a Critical Care Medicine, 191(10), 1106-115, pp. 2059–2062, 04 2015.
- [6] C. Woollam, “The development of apparatus fo intermittent negative pressure respiration,” Anaesthesia,Volume 31, pp. 537–547, 06 1976.
- [7] e. a. Chen, K., “Mechanical ventilation: Past and present,” Present 11Critical Care is coordinated by Joseph Varon, MD, of the Methodist Hospital and Baylor College of Medicine, Houston, Texas, The Journal of Emergency Medicine, Volume 16, Issue 3, pp. 453–460, 05-06 1998.
- [8] D. R. Puri N., Puri V., “History of technology in the intensive care unit,” Critical Care Clinics, pp. 185–200, 01 2009.
- [9] e. a. Khoury, A., “From mouth-to-mouth to bag-valve-mask ventilation:evolution and characteristics of actual devices—a review of the literature,” Hindawi Publishing Corporation BioMed Research Internationa, pp. 1–6, 01 2014.
- [10] L. H.C.A., “A preliminary report on the 1952 epidemic of poliomyelitis in copenhagen with special reference to the treatment of acute respiratory insufficiency,” The Lancet, pp. 37–41, 01 1953.
- [11] S. E. Bayram B., “Invasive mechanical ventilation in the emergency department,”

- [12] Medicines & Healthcare products Regulatory Agency. Rapidly Manufactured Ventilator System (RMVS). United Kingdom: MHRA, 2020. 25 p.
- [13] Turkish Journal of Emergency Medicine, pp. 43–52, 04 2019.
- [14] SILVA, Renato Afonso Cota. Inteligência artificial aplicada à ambientes de Engenharia de Software: Uma visão geral. Universidade Federal de Viçosa, 2005.
- [15] REZENDE, S. O. et al. Sistemas inteligentes: fundamentos e aplicações. Barueri: Manole, 2005. 525 p.
- [16] FARIA, L. T. Sistema inteligente híbrido intercomunicativo para detecção de perdas comerciais. 2012. 112 f. Dissertação (Mestrado em Automação) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2012.
- [17] ZADEH, L. A. Outline of a new approach to the analysis of complex system and decision processes. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, New York, v. 3, n. 1, p. 28-44, 1965.
- [18] MINUSSI, C. R. Lógica Nebulosa (Lógica Fuzzy). Ilha Solteira: Unesp/FE/DEEE, 2009. 119 p.
- [19] CABRERA, S.; SÁNCHEZ-SOLANO, C. J.; JIMÉNEZ, A. B.; BATURONE, I. Arquitectura eficiente para la implementación de hardware de sistemas de inferência difusosingeniería electrónica. Automática y Comunicaciones, v. 23, n. 1, p.59-66, 2003.
- [20] SUGENO, M. An introductory survey of fuzzy control information. Science, London, v. 36, p. 59-83, 1974.
- [21] MAMDANI, E. H. Applications of fuzzy algorithm for control of a simple dynamic plant. Proceedings of the Institution of Electrical Engineers, New York, v. 121, n. 12, p. 1585 – 1588, 1973. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5250910>>. Acesso em: 12 jan. 2013.
- [22] S. E. Bayram B., “Rapidly manufactured ventilator system,” Turkish Journal of Emergency Medicine, pp. 43–52, 04 2019.
- [23] N. Mohan, T. Undeland, and W. Robbins, Power Electronics Converters, Applications and Design, Third Edition. John Wiley Sons, Inc, 2003.