

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO AMAZONAS - UEA
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA
ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

IGOR COSTA DE SOUZA

**Desenvolvimento de um Simulador para um Ventilador Pulmonar
Eletropneumático Controlado por Pressão**

Manaus

2022

IGOR COSTA DE SOUZA

**Desenvolvimento de um Simulador para um Ventilador Pulmonar
Eletropneumático Controlado por Pressão**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à banca avaliadora do Curso de Engenharia de Controle e Automação, da Escola Superior de Tecnologia, da Universidade do Estado do Amazonas, como pré-requisito para obtenção do título de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientador: Prof. Walter Vermehren Valenzuela

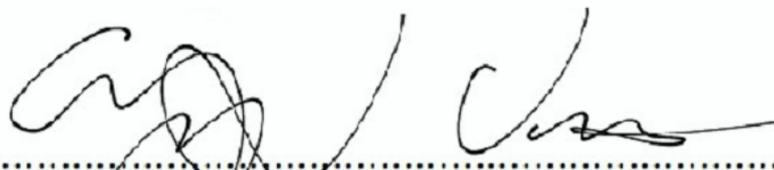
Manaus

2022

Desenvolvimento de um Simulador para um Ventilador Pulmonar Eletropneumático Controlado por Pressão

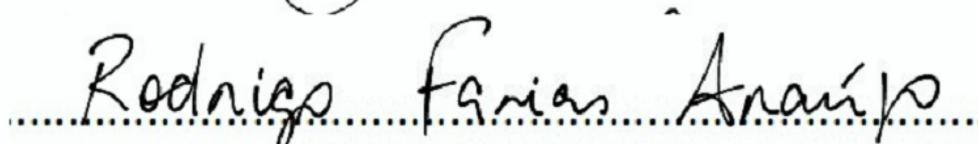
IGOR COSTA DE SOUZA

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado à Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Controle e Automação.



.....

Walter Andres Vermehren Valenzuela



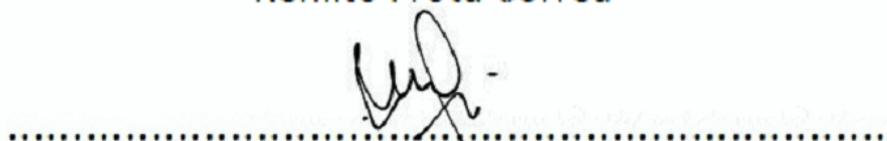
.....

Rodrigo Farias Araújo



.....

Renato Frota Corrêa



.....

Israel Mazaira Morales

Manaus, 20 de Outubro de 2022.

À minha família e aos amigos,
dedico.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me ouvido e me dado forças inimagináveis todas as vezes em que eu estive cansado. Pela minha vida e por estar comigo todos os dias.

À meus pais, Antonio e Francisca, que sempre me incentivaram a buscar meus objetivos, que me apoiaram em minhas decisões e nunca deixaram nada me faltar durante toda a minha caminhada. Vocês são o meu maior orgulho.

A Universidade Estadual do Amazonas (UEA), essencial no meu processo de formação profissional, pela dedicação, e por tudo o que aprendi ao longo dos anos do curso.

Ao meu orientador, Prof. Walter Vermehren Valenzuela, por todo o auxílio e confiança durante a elaboração deste trabalho. Obrigado por todo o conhecimento que me proporcionou durante esses anos de curso, por ter aceitado o convite e me orientado da melhor maneira possível.

À todos os meus grandes amigos que compreenderam a minha ausência nas datas comemorativas. Que torcem por mim e que estão sempre prontos para me ajudar, mesmo quando eu não sei como pedir. Vocês fazem parte disso.

"A felicidade só é real, quando é compartilhada."

(Alexander Supertramp)

RESUMO

A crise causada pelos altos números de casos da Síndrome Respiratória Aguda Grave (SARS/SRAG), demonstrou a carência do sistema de saúde por equipamentos essenciais para o seu tratamento de doenças respiratórias, dentre eles, os ventiladores pulmonares, com isso surgiu a necessidade de ampliar os estudos e desenvolver novas alternativas para a manufatura desses aparelhos. Sendo assim, esse trabalho propõe o desenvolvimento de um Ventilador Pulmonar via um projeto baseado em modelo, projetando seu sistema em um ambiente de simulação, para em seguida, analisar e visualizar os dados adquiridos. Possibilitando o desenvolvimento de protótipos de engenharia reais, visando reduzir custos de manufatura. O método de ventilação mecânica escolhido para o projeto foi o modo de ventilação controlado por pressão (PCV), normalmente utilizado nas UTIs. O modelo, baseado nos sistemas físicos e na modelagem matemática comumente utilizada nos ventiladores pulmonares, foi projetado por meio do software de simulação *Matlab/Simulink*, sendo dividido entre sistema pneumático e controle, o sistema foi constituído de componentes da biblioteca *simscape/gas*, que são adaptados para simular os elementos pneumáticos. O controle, conta com dois controladores PIDs responsáveis por modificar o grau de abertura das válvulas proporcionais, permitindo que a variável controlada pressão, se estabilize. Para facilitar a interação do usuário com o modelo, foi desenvolvida uma interface utilizando o *Matlab/Appdesigner*, por meio dela, o operador é capaz de definir os valores das variáveis de entrada do sistema e coletar os dados de saída. Esses dados, por sua vez, são tratados e imprimidos na tela do simulador, possibilitando uma análise rápida e fácil sem a necessidade de abrir o diagrama de blocos.

Palavras-chave: Modelo, Ventilador Pulmonar, Simulação, *Matlab*, Interface, Pressão

ABSTRACT

The crisis caused by the high number of cases of severe acute respiratory syndrome (SARS/SARS), showed the lack of essential equipment in the health system for the treatment of respiratory diseases, among them, the lung ventilators, so the need to expand the studies and develop new alternatives for the manufacture of these devices arose. Thus, this work proposes the development of a Lung Ventilator via a model-based project, designing its system in a simulation environment, and then analyze and visualize the acquired data. Enabling the development of real engineering prototypes, aiming to reduce manufacturing costs. The mechanical ventilation method chosen for the project was the Pressure Controlled Ventilation (PCV) mode, commonly used in ICUs. The model, based on the physical systems and mathematical modeling commonly used in pulmonary ventilators, was designed using *Matlab/Simulink* simulation software, being divided between pneumatic system and control, the system was composed of components from the *simscape/gas* library, which are adapted to simulate the pneumatic elements. The control has two PID controllers responsible for modifying the opening degree of the proportional valves, allowing the controlled variable pressure to stabilize. To facilitate the user's interaction with the model, an interface was developed using *Matlab/Appdesigner*, through which the operator is able to define the values of the system's input variables and collect the output data. This data, in turn, is treated and printed on the simulator's screen, allowing a quick and easy analysis without the need to open the block diagram.

Keywords: Model, Mechanical Ventilation, Simulation, *Matlab*, Interface, Pressure

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

1	Ciclo Respiratório	18
2	Modelo do Sistema Respiratório (Adaptado)	21
3	Modelo do Sistema Respiratório com Analogias Mecânicas	21
4	Sistema de Ventilação	23
5	Diagrama em blocos de um ventilador pulmonar	25
6	Display de um Ventilador Pulmonar	26
7	Ventilador pulmonar Evita Infinity V500	26
8	Esquema pneumático de um ventilador típico com símbolos ISO	28
9	Esquema funcional de um ventilador pulmonar (adaptado)	28
10	Variáveis dependentes e independentes no modo PCV (Adaptado)	34
11	Formas de Onda PCV	35
12	Botão de acesso ao <i>Simulink</i>	36
13	Página Inicial <i>Simulink</i>	36
14	Ambiente de trabalho do <i>Simulink</i>	37
15	Comando App Designer	38
16	Página Inicial do <i>App Designer</i>	38
17	Ambiente de Trabalho do <i>App Designer</i>	39
18	Diagrama de Blocos no <i>Simulink</i>	42
19	Diagrama de Blocos do circuito de Potência	43
20	Diagrama de Blocos do circuito de Distribuição	45
21	Código para a Resistência das Vias Aéreas	47
22	Simulação do Pulmão (Adaptado)	48
23	Malha de Controle	49

24	Diagrama de Blocos do circuito de Controle	50
25	Interface do Simulador	53
26	Dados para os Gráficos no App	54
27	Sinal Visual de Alerta	57
28	Interface Final do Simulador	58
29	Simulação do Caso 1	60
30	Simulação do Caso 2	61
31	Simulação do Caso 3	62
32	Curva de Pressão - Caso 2	63
33	Curva de Volume - Caso 2	63
34	Curva de Fluxo - Caso 2	64
35	Alarmes	66
36	Código AppDesigner - Parte 1	71
37	Código AppDesigner - Parte 2	72
38	Código AppDesigner - Parte 3	73

LISTA DE TABELAS

1	Modalidades de Ventilação pulmonar (adaptado)	33
2	Equações relacionadas aos parâmetros do modo PCV (Adaptado) . . .	35
3	Parâmetros do bloco de Ciclo Inspiratório	51
4	Parâmetros do Bloco de Ciclo Expiratório	51
5	Parâmetros do PID Inspiratório	52
6	Parâmetros do PID Inspiratório	52
7	Valores Caso 1	59
8	Valores Caso 1	60
9	Valores Caso 3	62
10	Valores Ajustáveis	65
11	Valores Medidos	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SRAG	Síndrome Respiratória Aguda Grave
SDRA	Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo
cmH_2O	Centímetro de coluna d'água
CO_2	Gás Carbônico
CPAP	Ventilação com pressão Positiva contínua das vias Aéreas
C_{SR}	Complacência do Sistema Respiratório
dV/dt	Derivada do volume em função do tempo (fluxo)
E_{SR}	Elastância do sistema respiratório
EXP	Expiração
FiO_2	Fração Inspirada de Oxigênio
F_r	Frequência respiratória
GUIDE	Graphical User Interface Design Environment
I:E	Relação Inspiração/Expiração
INSP	Inspiração
I_{pf}	Pico de Fluxo Inspiratório
ISO	International Organization for Standardization
L_{pe}	Largura de Pulso na Expiração
L_{pi}	Largura de Pulso na Inspiração
O_2	Gás Oxigênio
PCV	Ventilação Controlada a Pressão
PEEP	Positive End Expiratory Pressure
PIP	Pico de Pressão Inspiratória
P_{set}	Pressão definida

PSV/AV	Ventilação com Pressão de Suporte
R_{SR}	Resistência das Vias Aéreas do Sistema Respiratório
SIMV/P	Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada com Controle de Pressão
SIMV/V	Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada com Controle de Volume
T_e	Tempo Expiratório
T_i	Tempo Inspiratório
V_c	Volume Corrente
VCV	Ventilação Controlada a Volume
V_m	Volume Minuto
VT	<i>Tidal Volume</i>
ΔV	Varição de Volume
ΔP_{el}	Varição de pressão elástica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivos	16
1.1.1	Objetivo Geral	16
1.1.2	Objetivos Específicos	16
1.2	Divisão do Trabalho	16
2	REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1	Sistema Respiratório	17
2.2	Ventilação Pulmonar	17
2.3	Ciclo Respiratório	18
2.4	Mecânica Ventilatória	18
2.5	Propriedades do Sistema Respiratório	19
2.5.1	Resistência das vias aéreas	19
2.5.2	Complacência	19
2.5.3	Pressão Positiva ao Final da Expiração (PEEP)	20
2.6	Modelagem do Sistema Respiratório	20
2.7	Ventilação Mecânica	22
2.8	Ventiladores Mecânicos	23
2.8.1	Circuito Pneumático de um Ventilador Pneumático	26
2.8.2	Parâmetros dos Ventiladores Pulmonares	31
2.9	Modos de Ventilação	32
2.9.1	Ventilação Controlada a Pressão (PCV)	33
2.10	<i>Simulink</i>	36

2.11	<i>App Designer</i>	37
2.12	Controlador PID	39
3	MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1	Modelo	41
3.1.1	Potência	42
3.1.2	Distribuição	44
3.1.3	Controle	49
3.2	Interface do Simulador	52
3.2.1	Gráficos	54
3.2.2	Parâmetros ajustáveis	55
3.2.3	Parâmetros Medidos	56
3.2.4	Inicialização	57
3.3	Sistema de Alarmes	57
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
4.1	Caso 1	59
4.2	Caso 2	60
4.3	Caso 3	61
4.4	Sistema de Alarmes	65
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	67
	Referências	69
	Apêndice A	71

1 INTRODUÇÃO

O impacto causado pelo COVID-19 ao redor do mundo, demonstrou a carência do sistema de saúde por equipamentos essenciais para o tratamento de doenças respiratórias, dentre eles, os ventiladores pulmonares, responsáveis pela troca de gases no organismo de indivíduos sedados, dessa forma a escassez do produto somada aos seus valores elevados, impediram o tratamento de milhões de pessoas sem acesso a essa tecnologia.

A dificuldade para projetar, produzir e testar esses equipamentos fisicamente, são fatores que influenciam nos valores elevados das vendas desse produto e consequentemente em sua falta nos hospitais. Com isso, se fez necessário ampliar os estudos sobre o desenvolvimento dos ventiladores pulmonares via um projeto baseado em modelo, para que os mesmos possam ser projetados e testados por meio de simulações antes de serem confeccionados, possibilitando assim, que mais institutos e universidades possam desenvolver protótipos cada vez mais acessíveis à população.

A utilização de modelos matemáticos dinâmicos baseados na descrição da física subjacente, pode permitir uma melhor compreensão dos diferentes fenômenos que ocorrem dentro do sistema sob investigação, do comportamento geral do sistema e extrapolar para condições além daquelas encontradas durante experimentos de laboratório. Portanto, a construção e a validação de modelos de alta qualidade para sistemas de processos é fundamental para muitas aplicações, tais como projetos, controle e otimização de produtos e processos baseados em modelos. (FRANCESCHINI; MACCHIETTO, 2008)

Nesse contexto, visando possibilitar o desenvolvimento de protótipos reais, esse trabalho tem como objetivo desenvolver um Simulador baseado em componentes eletropneumáticos reais utilizando o simulink, para simular e validar a ação do Ventilador Pulmonar sobre o sistema respiratório, mediante a alteração dos parâmetros em sua interface desenvolvida por meio do App Designer.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver um simulador baseado em componentes eletropneumáticos reais utilizando o *Matlab/Simulink*, para simular e validar a ação do Ventilador Pulmonar sobre o sistema respiratório, mediante a alteração dos parâmetros em sua interface.

1.1.2 Objetivos Específicos

Visando atingir o objetivo principal, alguns objetivos específicos são requeridos, dentre eles:

- Conhecer a estrutura de funcionamento de um Ventilador Pulmonar e suas variáveis;
- Realizar pesquisa sobre quais bibliotecas e blocos presentes no simulink representam os componentes eletropneumáticos;
- Desenvolver a estrutura do ventilador pulmonar no simulink;
- Desenvolver malha de controle para inspiração, expiração e PEEP;
- Utilizar o Matlab AppDesigner para confeccionar uma interface conectada ao simulink, capaz de alterar e apresentar os valores do modelo simulado;
- Desenvolver sistemas de alarmes para monitorar os parâmetros do sistema;
- Analisar as curvas referentes as variáveis de Pressão, Fluxo e Volume;

1.2 Divisão do Trabalho

O trabalho está organizado da seguinte maneira: após a presente introdução, o capítulo 2 aborda o Referencial Teórico, o qual aborda todos os assuntos necessários para a implementação do projeto. O Capítulo 3 consiste na descrição de como foi realizada a implementação do projeto, indicando e descrevendo quais elementos foram utilizados e quais as suas funcionalidades durante a elaboração do simulador. O capítulo 4 apresenta os resultados e discussões obtidos no decorrer do projeto. Por fim, no capítulo 5, apresentam-se as considerações finais e sugestões para trabalhos futuros.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Sistema Respiratório

O entendimento do sistema respiratório humano, é de suma importância para a compreensão da estrutura de funcionamento de um ventilador pulmonar. Segundo Montanari (2016), o sistema respiratório tem como principal função, o transporte do oxigênio (O_2) para o sangue, a fim de ser distribuído para as células, e a retirada do gás carbônico (CO_2), resíduo do metabolismo celular, do sangue para o exterior.

2.2 Ventilação Pulmonar

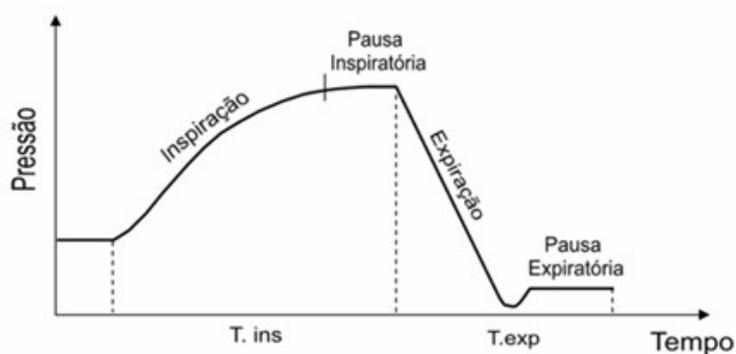
Segundo Cruz (2005), a ventilação pulmonar visa o deslocamento de volumes entre os pulmões e o meio ambiente, envolvendo a movimentação de estruturas como vias aéreas, pulmões, parede torácica, cavidade abdominal, músculos inspiratórios e músculos expiratórios. Dessa forma durante a ventilação no ciclo respiratório, o movimento da massa de gás que entra no pulmão é resultante do trabalho mecânico dos músculos respiratórios. Essa força, denominada pressão motriz, é capaz de romper, as forças elásticas presentes nas vias aéreas e as forças resistivas geradas pelo atrito entre os gases e o tecido durante o ciclo respiratório.

O fluxo de ar dentro dos pulmões é projetado para respeitar as leis da física governadas pelo conceito de pressão, ou seja, o fluido se direciona de um ponto de alta pressão para um ponto de baixa pressão. Portanto, durante a inspiração, o pulmão se expande e a pressão nos alvéolos é menor que a pressão atmosférica, o que força o ar para dentro do órgão. Durante a expiração, acontece o oposto, onde a pressão atmosférica se torna menor que a pressão nos alvéolos. (MAKHAMED, 2017)

2.3 Ciclo Respiratório

Para Romero (2006), um ciclo respiratório pode ser descrito por uma fase inspiratória seguida de uma pausa, e uma fase expiratória, também seguida por uma pausa, como mostrado na figura 1. Esse comportamento permite ao corpo humano, de forma automática, a troca do volume de gases no organismo.

Figura 1: Ciclo Respiratório



Fonte: Romero (2006)

2.4 Mecânica Ventilatória

De acordo com Cruz (2005), a mecânica ventilatória descreve o comportamento do sistema respiratório com relação aos volumes e pressões nele aplicados. Essas forças de oposição ao movimento, ocorrem espacialmente ao longo do trajeto do fluxo respiratório, podendo ser interpretada utilizando modelos concentrados, como se todas as forças de oposição ocorressem em um só ponto.

Ainda de acordo com o autor citado, tanto as forças elásticas presentes no pulmão, como as forças resistivas provenientes das vias aéreas, estão intimamente relacionadas com as propriedades mecânicas do sistema respiratório que descrevem o comportamento do mesmo quando submetido a uma pressão motriz.

2.5 Propriedades do Sistema Respiratório

2.5.1 Resistência das vias aéreas

Para Uechi (2012), a força resistiva presente nas vias aéreas ocorre devido o atrito entre as moléculas de gás e as paredes das vias condutoras, esse atrito, por sua vez, é causado pela viscosidade do fluido. Essa resistência à passagem do fluxo de gás, pode ser descrito como a relação entre o valor do fluxo de gases e a variação de pressão no sistema, sendo representada pela equação 2.1.

$$Resistência = \frac{\Delta Pressão}{Fluxo} \left[\frac{cmH_2O}{L/s} \right] \quad (2.1)$$

Segundo Lu e Rouby (2000), em ventilações espontâneas, a complacência total do sistema respiratório, incluindo parede torácica e pulmões são de 100 mL/cmH₂O. Em indivíduos normais anestesiados e ventilados a complacência pulmonar é de 70-80 mL/cmH₂O. Um pulmão rígido como nos pacientes com síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA), tem baixa complacência, enquanto um pulmão altamente distensível como no enfisema pulmonar tem complacência muito alta.

2.5.2 Complacência

De acordo com Cruz (2005), a complacência do sistema respiratório (C_{SR}) pode ser definida como a relação entre uma variação de volume (ΔV) e a variação de pressão elástica (ΔP_{el}) correspondente a esse volume, podendo ser representada pela equação 2.2.

$$C_{SR} = \frac{\Delta V}{\Delta P_{el}} \left[\frac{L}{cmH_2O} \right] \quad (2.2)$$

Uma complacência alta expressa a facilidade com a qual um pulmão se infla, ou seja, um pulmão com esta característica necessita de uma quantidade menor de pressão para reproduzir a força necessária que possibilita sua expansão. Enquanto a baixa complacência representa o oposto disto, ou seja, neste caso o pulmão se torna mais rígido, dificultando assim a expansão no momento de inspiração. (PEREIRA, 2021)

Para Cruz (2005), o comportamento elástico do sistema respiratório, também pode ser escrita em termos de sua elastância, que corresponde ao inverso da Complacência,

sendo representado pela equação 2.3.

$$E_{SR} = \frac{1}{C_{SR}} \left[\frac{cmH_2O}{L/s} \right] \quad (2.3)$$

Segundo Kacmarek, Heuer e Stoller (2020), a resistência das vias aéreas em pessoas saudáveis é de aproximadamente 1 a 2 cmH₂O/L/s, no entanto, doentes entubados que recebem apoio ventilatório mecânico têm normalmente uma resistência das vias aéreas de 5 a 10 cmH₂O/L/s ou mais.

2.5.3 Pressão Positiva ao Final da Expiração (PEEP)

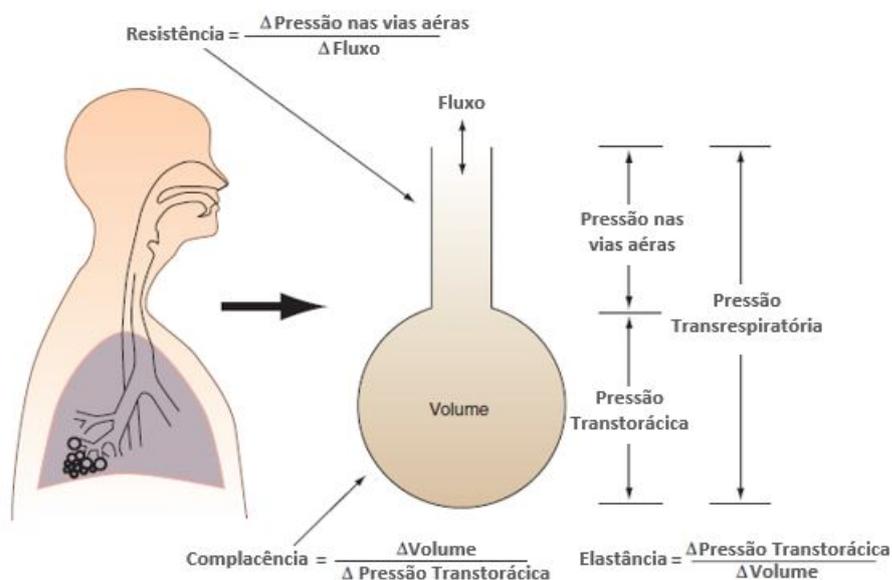
A pressão positiva ao final da expiração (PEEP ou *Positive End Expiratory Pressure*) é necessária para evitar que os alvéolos se fechem completamente ao final da expiração, ou seja, é uma pressão mínima que o sistema pode chegar sem que haja um colapso alveolar. Na ventilação do sistema respiratório humano, em geral, trabalha-se com o valor de referência de 5 cmH₂O, denominado PEEP fisiológica, porém este valor pode ser ajustado de acordo com o paciente. (BORNACHI, 2016)

2.6 Modelagem do Sistema Respiratório

Modelos de mecânica respiratória são fundamentais para fornecer uma base para compreendermos como funcionam os ventiladores pulmonares, especificamente, são utilizados para descrever a relação dinâmica entre pressões, vazão e volume pulmonar a partir das propriedades mecânicas do sistema respiratório. (CHATBURN, 2003)

Segundo Kacmarek, Heuer e Stoller (2020), para compreender como um ventilador atua na respiração, fazemos uso de um modelo muito importante de interação paciente-ventilador chamado a *equação do movimento para o sistema respiratório*. Esta equação é um modelo matemático que descreve um modelo físico composto de um único tubo condutor de fluxo (representando as vias respiratórias) e um único compartimento elástico (representando os pulmões e o peito parede), como mostrado na figura 2.

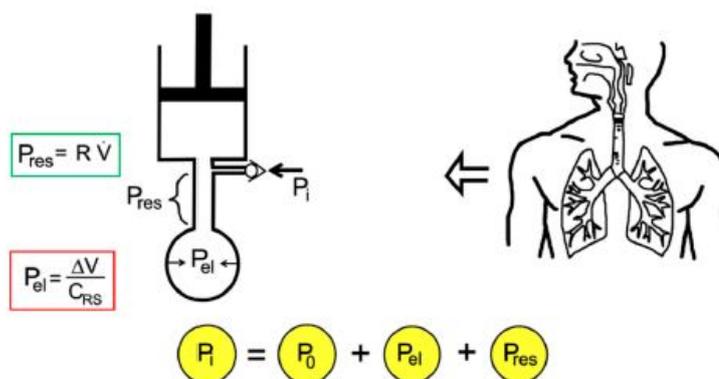
Figura 2: Modelo do Sistema Respiratório (Adaptado)



Fonte: Kacmarek, Heuer e Stoller (2020)

Há muitas muitas versões desta equação, no estudo proposto por Tamburrano et al. (2022), por exemplo, o arranjo mecânico em série mostrado na figura 3, significa que a qualquer momento (t), a pressão que é aplicada à entrada do tubo $P_i(t)$, proveniente do movimento dos músculos respiratórios ou ventilação mecânica, é igual à soma de três pressões, a pressão alveolar inicial no início da inspiração (P_0), que pode ser a pressão atmosférica ou maior que a pressão atmosférica (chamada de pressão expiratória final positiva, PEEP), uma pressão elástica ($P_{el}(t)$), e uma pressão resistiva ($P_{res}(t)$).

Figura 3: Modelo do Sistema Respiratório com Analogias Mecânicas



Fonte: Tamburrano et al. (2022)

Desta forma, obtemos a equação 2.4:

$$P_i(t) = PEEP + P_{res}(t) + P_{el}(t) \quad (2.4)$$

Para Bornachi (2016), a equação do movimento baseia-se na analogia entre o comportamento de tal modelo e o sistema respiratório, em que a pressão de entrada P_i (proveniente do movimento dos músculos respiratórios ou ventilação mecânica), deve superar a resistência de vias aéreas (R) e a componente elástica pulmonar, mensurada pela elastância (E). Dessa forma, seja P_{res} a queda de pressão devido à R , dV/dt o fluxo (derivada temporal do volume), P_{el} a pressão no interior do compartimento pulmonar e C_{SR} a complacência pulmonar, inversa à elastância. A equação de movimento do sistema respiratório pode ser escrita como mostrado na equação 2.5, Onde V é a variação de volume a partir do volume de repouso.

$$P_i(t) = R_{SR} \frac{dV(t)}{dt} + \frac{1}{C_{SR}} V(t) + PEEP \quad (2.5)$$

Segundo Chatburn (2003), a partir da equação do movimento, é possível obter as funções que descrevem, em função do tempo, a Pressão nos Pulmões, o volume de gás transportado para os pulmões e o fluxo do sistema. Representadas, respectivamente pelas equações:

$$Pressão = \Delta P(1 - e^{-\frac{t}{RC}}) \quad (2.6)$$

$$Volume = C\Delta P(1 - e^{-\frac{t}{RC}}) \quad (2.7)$$

$$Fluxo = \frac{\Delta P}{R}(1 - e^{-\frac{t}{RC}}) \quad (2.8)$$

2.7 Ventilação Mecânica

Segundo Turrin (2011), a ventilação mecânica é o método utilizado para substituir a respiração espontânea, sendo usada na ressuscitação cardiopulmonar, medicina de tratamento intensivo, e anestesia. Em diversas situações o organismo é incapaz de realizar as trocas gasosas, que consistem na aspiração do ar até os pulmões, onde o

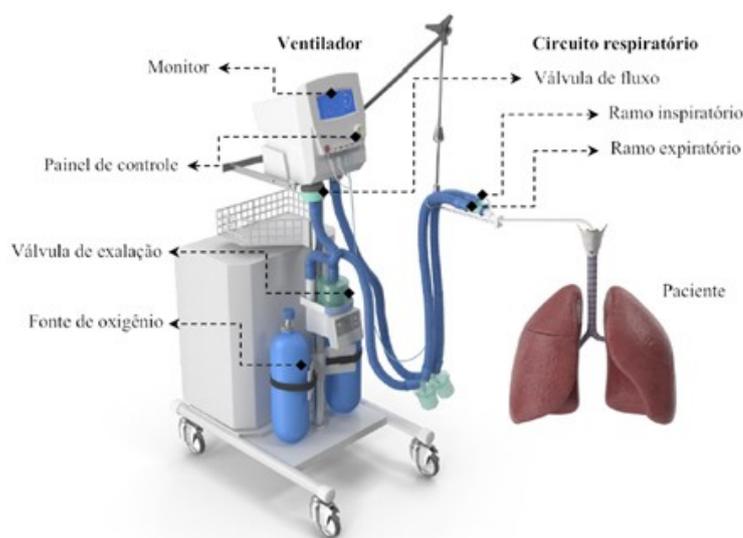
oxigênio é absorvido pelos alvéolos e transportando até os tecidos, mantendo a oxigenação das células. Sendo assim, ventilação mecânica substitui a aspiração do ar, forçando o ar pulmões adentro, utilizando valores de pressão precisos, capazes sobrepujar as resistências provenientes do sistema respiratório.

2.8 Ventiladores Mecânicos

De acordo com Uechi (2012), o ventilador pulmonar é um dispositivo automático conectado às vias aéreas dos pacientes, capaz de prover assistência ventilatória mecânica, suprimindo o trabalho muscular necessário para a respiração nos pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica. A ventilação pode ser temporária ou prolongada, completa ou parcial. O ventilador também é utilizado para permitir o descanso dos músculos respiratórios até que o paciente seja capaz de reassumir a ventilação espontânea.

A partir de uma representação simplificada do sistema ventilatório e de um ventilador mecânico (Figura 4), pode-se começar a descrever os mecanismos envolvidos no sistema. (GHIGGI; AUDINO; ALMEIDA, 2021)

Figura 4: Sistema de Ventilação



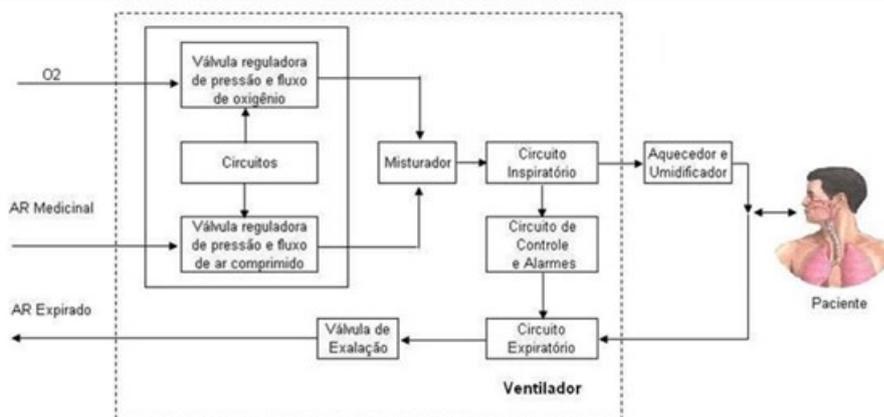
Fonte: Ghiggi, Audino e Almeida (2021)

Segundo Carvalho, Junior e Franca (2007), os ventiladores pulmonares podem ser constituídos basicamente por 6 módulos, sendo eles:

- **Circuitos reguladores de pressão** - são válvulas reguladoras que limitam a pressão de entrada dos gases a serem fornecidos ao ventilador, para seu funcionamento adequado.
- **Circuito Misturador** - também conhecido como *Blender*, tem a função de fornecer a mistura de ar e O_2 desejada ao circuito inspiratório. O misturador controla a concentração de oxigênio da mistura de ar e O_2 . A concentração de oxigênio pode ser variada desde 21% até 100%. Misturas com uma taxa de oxigênio abaixo de 21% não fornecem uma oxigenação adequada.
- **Circuito inspiratório** - tem a função de controlar o fornecimento de um determinado volume de ar que será enviado do misturador ao paciente.
- **Circuito expiratório** - responsável por controlar a saída do volume de CO_2 do sistema respiratório, ou seja, controla o volume de ar expirado pelo paciente.
- **Circuitos de controle** - responsáveis pelos modos nos quais o paciente será ventilado. Podendo ser controlado por microprocessadores, o sistema tem a função de regular a pressão, volume ou fluxo da respiração de pressão positiva entregue ao paciente, além da fração de oxigênio inspirado, baseado nos parâmetros de controle inseridos pelos profissionais de saúde.
- **Sistema de alarmes** - permite visualizar ou encontrar problemas na interação do paciente com o equipamento. Uma vez que as variáveis são monitoradas, quaisquer variações que se afaste dos valores pré-estabelecidos devem ser apontadas por sinais tanto auditivos como luminosos.

Na figura 5 pode-se observar o diagrama de blocos de um ventilador pulmonar.

Figura 5: Diagrama em blocos de um ventilador pulmonar



Fonte: Romero (2006)

Para Kacmarek, Heuer e Stoller (2020), a interação entre o operador e os blocos descritos, é realizado por meio de uma interface. Originalmente as exposições nos ventiladores eram muito simples, eram realizados com botões, e mostradores com fio rígido. As saídas do ventilador, tais como condições de alarme e pressão de ventilação, eram exibidas com lâmpadas, díodos emissores de luz (LEDs), e contadores. Alguns dos ventiladores de transporte mais simples ainda utilizam visores analógicos. No entanto,, atualmente, a maioria dos ventiladores de UTI têm ecrãs tácteis para a visualização de dados de ventiladores. São normalmente concebidos como instrumentos "virtuais", o que significa que botões e mostradores, são simulados no ecrã, e podem contar apenas com um único mostrador mecânico e talvez alguns botões para definir múltiplos parâmetros. Como mostrado na figura 6.

Figura 6: Display de um Ventilador Pulmonar

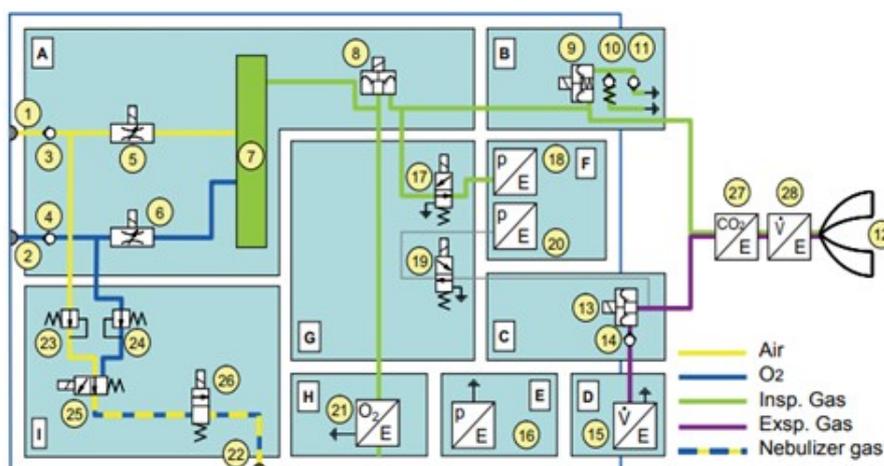


Fonte: Kacmarek, Heuer e Stoller (2020)

2.8.1 Circuito Pneumático de um Ventilador Pneumático

De acordo com Cruz (2005), o fluxo inspiratório pode ser gerado por um conjunto de válvulas solenoides, válvulas proporcionais de fluxo, entre outros dispositivos pneumáticos. Na figura 7 é ilustrado um exemplo de circuito pneumático presente em um ventilador pulmonar Evita Infinity V500.

Figura 7: Ventilador pulmonar Evita Infinity V500



Fonte: Draeger (2012)

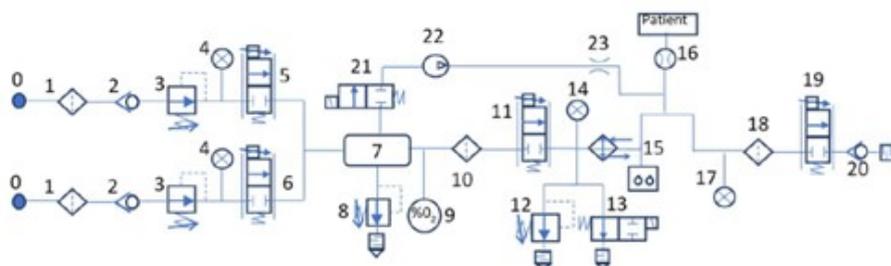
De acordo com o manual do produto, o circuito pneumático interno do aparelho, é constituído pelos componentes da seguinte forma:

0. Entrada de Ar Medicinal
1. Entrada de O_2
2. Válvula de Retenção de ar
3. Válvula de retenção de O_2
4. Válvula doseadora de ar
5. Válvula doseadora de O_2
6. Tanque
7. Válvula doseadora de gás misturado
8. Válvula de segurança
9. Válvula expiratória de emergência
10. Válvula de respiração de emergência
11. Pulmões do paciente
12. Válvula expiratória
13. Válvula de retenção
14. Sensor de Fluxo
15. Sensor de Pressão Barométrica
16. Válvula de calibragem para sensor de pressão inspiratória
17. Sensor de pressão inspiratória
18. Válvula de calibragem para sensor de pressão expiratória
19. Sensor de pressão expiratória
20. Sensor de O_2
21. Saída do nebulizador

22. Regulador de pressão de ar
23. Regulador de pressão de O_2
24. Válvula misturadora nebulizadora
25. Válvula de mudança de nebulizador
26. Sensor de CO_2
27. Sensor de fluxo neonatal (dependendo da categoria do paciente)

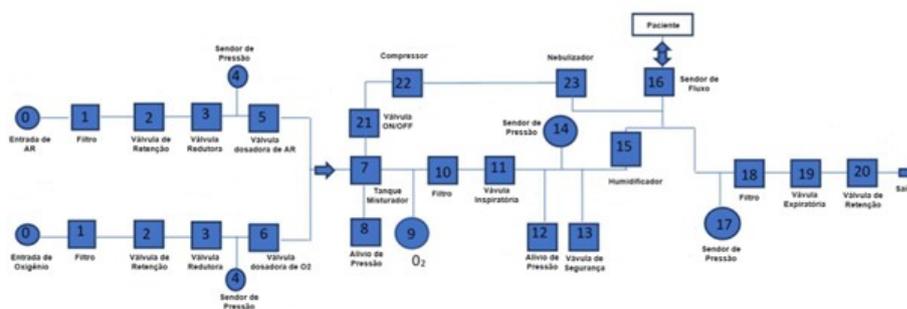
Segundo Tamburrano et al. (2022), esquemas pneumáticos de ventiladores pulmonares típicos como o presente na figura 7 e, podem ser representados utilizando símbolos ISO, por meio dos seguintes diagramas mostrados nas figuras 8 e 9. Os diagramas apresentados servirão como base para a montagem do circuito no *SIMULINK*.

Figura 8: Esquema pneumático de um ventilador típico com símbolos ISO



Fonte: Tamburrano et al. (2022)

Figura 9: Esquema funcional de um ventilador pulmonar (adaptado)



Fonte: Tamburrano et al. (2022)

De acordo com o estudo proposto pelo autor supracitado, os itens presentes nos diagramas apresentados podem ser descritos como:

0. **Entradas de gás** - Permitem que os gases (oxigênio e ar) entrem no ventilador. Estes seguirão inicialmente caminhos paralelos;
1. **Filtros** - Utilizados para remover as impurezas dos gases de entrada;
2. **Válvulas de retenção** - Necessárias para impedir que os gases regressem à linha de abastecimento;
3. **Válvulas redutoras de pressão** - Permite que o gás diminua a sua pressão até um valor de aproximadamente $510\text{cmH}_2\text{O}$;
4. **Sensor de pressão** - Utilizado para medir a pressão neste ponto do circuito;
5. **Válvulas proporcional (Ar)** - Válvulas doseadoras de Ar Medicinal, cujo grau de abertura pode ser ajustado com precisão, permitindo ao sistema obter a mistura necessária de gás com a percentagem selecionada de oxigênio;
6. **Válvula proporcional (O_2)** - Válvulas doseadoras de Oxigênio, cujo grau de abertura pode ser ajustado com precisão, permitindo ao sistema obter a mistura necessária de gás com a percentagem selecionada de oxigênio;
7. **Tanque** – Recipiente com um grande volume (aproximadamente 5, 8L), necessário para garantir a mistura de ar e oxigênio é uniforme, como mostra o modelo Evita V500, para fornecer picos elevados de fluxo quando necessário, e para suavizar a variação de pressão neste ponto do circuito (mantido dentro do intervalo de 204 a $357\text{cmH}_2\text{O}$).
8. **Válvula de alívio para o tanque** - Necessária para evitar aumentos de pressão descontrolados no tanque; em particular, quando a pressão no tanque atinge um valor máximo pré-estabelecido, a válvula abre e descarrega automaticamente o gás para a sala em que o ventilador está localizado;
9. **Sensor de oxigênio** - Utilizado para controlar o grau de abertura das válvulas doseadoras de entrada, e assim permitir que o sistema controle a concentração de oxigênio no tanque;
10. **Filtro Adicional** - Utilizado para proteger a válvula inspiratória e o paciente contra possíveis partículas contaminantes transportadas pelo gás;

11. **Válvula inspiratória** - Válvula proporcional, cujo grau de abertura pode ser controlado com precisão e que permite que o sistema obter um controle preciso do gás inalado pelo paciente;
12. **Válvula de alívio de pressão** - utilizada para evitar aumentos de pressão descontrolados, que pode prejudicar os pulmões dos pacientes; em particular, quando um valor máximo pré-definido para se atingir a pressão (nomeadamente, a pressão de fissuração), esta válvula abre-se automaticamente e descarrega o gás para o ambiente externo. Durante o funcionamento normal do ventilador, a válvula permanece fechada;
13. **Válvula de segurança** - que permite ao paciente respirar em caso de espera ou de mau funcionamento do sistema. Durante o funcionamento normal do ventilador, a válvula permanece fechada;
14. **Sensor de pressão** - Utilizado para medir a pressão neste ponto do circuito;
15. **Dispositivo de humidificação e um permutador de calor** - Podem opcionalmente ser utilizados para controlar a humidade e a temperatura do gás inalado pelo paciente;
16. **Sensor de fluxo** - Posicionado perto da boca do paciente, para medir e monitorar o fluxo de gás inalado e exalado pelo paciente;
17. **Sensor de pressão** - Utilizado para medir a pressão neste ponto do circuito;
18. **Filtro adicional** - Utilizado para proteger a válvula inspiratória e o paciente contra possíveis partículas contaminantes transportadas pelo gás
19. **Válvula expiratória** - Válvula proporcional utilizada tanto para ajustar a pressão mínima como para a pressão de pressão no circuito do paciente e para regular o fluxo de gases expiratórios do paciente para o ambiente externo;
20. **Válvula de retenção** - Utilizada para evitar o fluxo inverso no circuito expiratório.

Os componentes relacionados com o nebulizador podem ser adicionados aos componentes acima referidos quando é necessário para administrar medicamentos ao doente sob a forma de aerossóis. A operação do nebulizador controla a abertura da:

21. **Válvula Direcional ON/OFF** – Permite a retirada de gás do tanque, até que o gás atinja aproximadamente $918\text{ cmH}_2\text{O}$;
22. **Mini-compressor** – Realiza a retirada do gás do tanque;
23. **Recipiente nebulizador** – Mistura o ar retirado com o medicamento a ser fornecido ao Paciente.

2.8.2 Parâmetros dos Ventiladores Pulmonares

Segundo Ghiggi, Audino e Almeida (2021), os equipamentos de ventilação pulmonar são capazes de, principalmente, controlar e aferir os seguintes parâmetros:

- **Fração inspirada de oxigênio (FiO_2)** - Proporção de oxigênio contida no ar inspirado, no caso aqui no ar fornecido pelo ventilador, podendo variar de 21% a 100% (0,21 a 1,0). Vale ressaltar, que uma FiO_2 maior que 60% quando utilizado por períodos maiores que 72 horas pode causar fibrose pulmonar.
- **Volume corrente (VT: Tidal Volume)** - Equivale ao volume do gás movimentado durante uma respiração (inspiratória e expiratória). O volume corrente comumente apresenta valores em torno de 500 mL , uma vez que são recomendados valores de $6 - 8\text{ mL/Kg}$. Vale ressaltar que volumes que superem a capacidade pulmonar total geram pressões elevadas e podem resultar em lesão pulmonar.
- **Frequência Respiratória (FR)** - Número de incursões respiratórias que o paciente apresenta por minuto. Valores fisiológicos giram em torno de 10 a 20 incursões por minuto.
- **Volume Minuto (MV)** - É o produto do Volume Corrente pela frequência respiratória (FR), seus valores normais variam de 5 a 10 L/min .
- **Tempo Inspiratório** - Período que leva para a inspiração se completar. Geralmente em torno de dois terços do ciclo respiratório.
- **Tempo Expiratório** - Parâmetro que define o tempo de expiração, sendo utilizado em aparelhos onde a frequência respiratória é determinada por meio dos controles de tempo inspiratório e expiratório.

- **Relação I:E** - Parâmetro que descreve a relação entre tempo inspiratório e tempo expiratório. A grande maioria dos aparelhos da atualidade não possui um controle específico de relação I:E, contudo, o controle deste parâmetro se obtém de forma indireta.
- **Pico de Pressão Inspiratória (PIP)**: É o maior valor de pressão atingido durante a inspiração do VT, durante um ciclo de ventilação mecânica.
- **PEEP** - Aplicação, nas vias aéreas, de uma pressão positiva, constante, ao final da expiração. Sua aplicação tem por finalidade reduzir os distúrbios das trocas gasosas, permitindo aos pacientes a administração de uma menor fração inspirada de oxigênio. A implementação de níveis que variam de 5-8 cmH_2O de PEEP melhoram a oxigenação e ainda reduzem a frequência de atelectasias, ou seja, um valor que recrutaria alvéolos sem gerar a hiperinsuflação pulmonar.

2.9 Modos de Ventilação

Para Romero (2006), os ventiladores pulmonares possuem diversos modos de funcionamento que se acomodam às necessidades de cada paciente. As modalidades consistem em padrões de ventilação caracterizados por diferentes níveis de interação entre o paciente e o ventilador, onde a respiração pode ser controlada, assistida ou espontânea, existindo assim, diferentes modalidades que produzem o mesmo resultado, de maneiras diversas.

Segundo Ghiggi, Audino e Almeida (2021), as modalidades de ventilação podem ser:

- **Ventilação Controlada** – Nesta modalidade o ventilador inicia e termina a inspiração de acordo com um tempo subordinado a uma frequência respiratória preestabelecida.
- **Ventilação Assistida** – Existe uma combinação de ciclos espontâneos e ciclos assistidos com volume corrente ou pressão controlada previamente ajustados.
- **Espontânea** – O ventilador permite que o paciente ventile espontaneamente, porém oferece uma pressurização contínua tanto na inspiração quanto na expiração.

Na tabela 1, apresentam-se alguns tipos de ventilação presentes nos ventiladores pulmonares.

Tabela 1: Modalidades de Ventilação pulmonar (adaptado)

Modos	Modalidade	Descrição
Controlada	VCV	Ventilação Controlada a Volume
	PCV	Ventilação Controlada a Pressão
Assistida	SIMV/V	Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada com Controle de Volume
	SIMV/P	Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada com Controle de Pressão
Espontânea	CPAP	Ventilação com pressão Positiva contínua das vias Aéreas
	PSV/AV	Ventilação com Pressão de Suporte

Fonte: Romero (2006)

Este trabalho está focado no modo de Ventilação Controlada por Pressão, no qual o ventilador mecânico realiza 100% do trabalho respiratório.

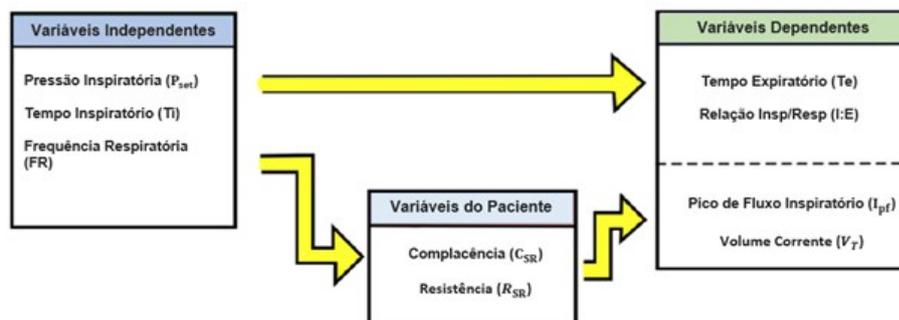
2.9.1 Ventilação Controlada a Pressão (PCV)

No modo PCV, a pressão é determinada no ventilador mecânico, não sofrendo variações com alterações na complacência, resistência ou esforço respiratório do paciente. Nesse modo, o ventilador rapidamente produz um fluxo para atingir a pressão inspiratória predefinida, o qual se reduz ao longo da inspiração, sendo, portanto, desacelerado. As principais vantagens dessa variável é que as características do fluxo podem variar conforme a necessidade do paciente, promovendo, assim, maior conforto ao paciente. (GHIGGI; AUDINO; ALMEIDA, 2021)

Segundo Tamburrano et al. (2022), no modo de ventilação controlada por pressão, primeiramente o operador do ventilador pulmonar configura como variáveis independentes a pressão das vias aéreas (P_{set}), frequência respiratória (FR) e tempo de inspiração (Ti), a partir das quais o sistema pode calcular as variáveis dependentes, tais como o tempo de expiração (Te), razão inspiração/expiração ($I : E$), e, através das variáveis do paciente (C_{SR} , R_{SR}), fluxo de pico inspiratório e volume corrente (VT),

como mostrado na figura 10.

Figura 10: Variáveis dependentes e independentes no modo PCV (Adaptado)



Fonte: Tamburrano et al. (2022)

Ainda segundo o estudo proposto pelo autor citado acima, no modo PCV, o fluxo inspiratório é consequência da tentativa do ventilador de manter uma forma de onda de pressão predefinida. O fluxo inspiratório é gerado pelo gradiente de pressão (ΔP) entre a pressão ajustada e a pressão alveolar. Seu máximo ocorre no início da inspiração quando a pressão alveolar é igual à PEEP.

Segundo Chatburn (2003), o valor máximo para a variação de pressão (ΔP) permite que o fluxo inspiratório aumente rapidamente e atinja seu pico. Posteriormente, à medida que a pressão alveolar aumenta gradualmente durante a inflação, ΔP diminui e, se o tempo de inspiração (T_i) for longo o suficiente, o fluxo inspiratório cai exponencialmente para zero. Isso se deve ao fato de a pressão alveolar atingir o valor da pressão ajustada, e o gradiente de pressão torna-se nulo. A dinâmica da queda de fluxo depende da constante de tempo inspiratório (τ), obtida pelo produto das variáveis do paciente.

As principais equações relacionadas aos parâmetros para a Ventilação controlada por pressão (PCV), estão presentes na tabela 2 adaptada de Chatburn (2003).

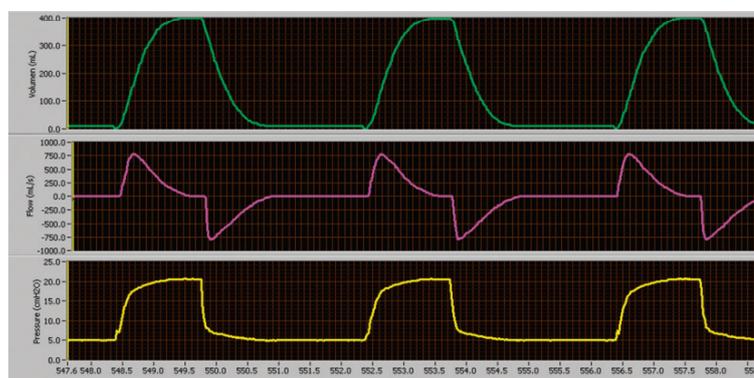
Tabela 2: Equações relacionadas aos parâmetros do modo PCV (Adaptado)

Parâmetro	Símbolo	Equação
Volume Corrente (l)	V_T	$V_T = \Delta P C_{SR} (1 - e^{-\frac{T}{\tau}})$
Fluxo Inspiratório (l/s)	\dot{V}_I	$\dot{V}_I = (\frac{\Delta P}{R_{SR}}) e^{-\frac{T}{\tau}}$
Gradiente de Pressão (cmH_2O)	ΔP	$\Delta P = PIP - PEEP$
Tempo Total de Ciclo (s)	TCT	$TCT = T_i + T_e = \frac{60}{FR}$
Relação $I : E$	$I : E$	$I : E = \frac{T_i}{T_e}$
Constante de Tempo (s)	τ	$\tau = C_{SR} R_{SR}$
Fluxo Expiratório (l/s)	\dot{V}_e	$\dot{V}_e = -(\frac{\Delta P}{R_{SR}}) e^{-\frac{T}{\tau}}$
Resistência ($\frac{cmH_2O}{l/s}$)	R_{SR}	$R_{SR} = \frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}}$
Complacência ($\frac{L}{cmH_2O}$)	C_{SR}	$C_{SR} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$
Elastância ($\frac{cmH_2O}{L}$)	E	$E = \frac{1}{C_{SR}}$
Pressão cmH_2O	P	
Volume l	V	
Tempo Inspiratório (s)	T_i	
Tempo Expiratório (s)	T_e	
Frequência Respiratória (Respirações/min)	FR	

Fonte: Chatburn (2003)

As equações acima são responsáveis pela representação gráfica das curvas de pressão, volume e fluxo no ventilador pulmonar. Como mostrado na figura 11.

Figura 11: Formas de Onda PCV



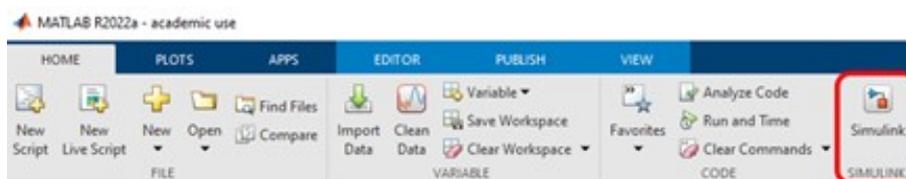
Fonte: Kacmarek, Heuer e Stoller (2020)

2.10 *Simulink*

O *Simulink* é um ambiente que possibilita a construção de modelos matemáticos por meio de diagramas de blocos para a simulação e Design Baseado em Modelo. O software fornece um editor gráfico, solucionadores para modelagem e simulação de sistemas dinâmicos e uma infinidade de bibliotecas específicas para as mais diversas áreas de aplicação incluindo *toolboxes* e blocos customizados. O *simulink* é integrado ao *MATLAB*, permitindo que você incorpore algoritmos *MATLAB* em modelos e exporte resultados de simulação para *MATLAB* para análise posterior. (MATHWORKS, 2022)

O *Simulink* pode ser acessado no *MATLAB*, por meio do botão “*Simulink*” presente na barra de ferramentas como mostrado na figura 12.

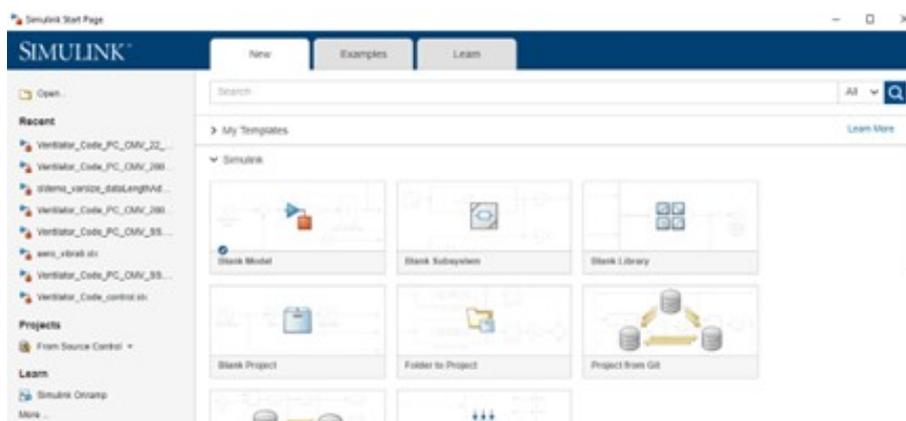
Figura 12: Botão de acesso ao *Simulink*



Fonte: Autor (2022)

O botão apresentado direciona o usuário para a página inicial do *Simulink* (figura 13).

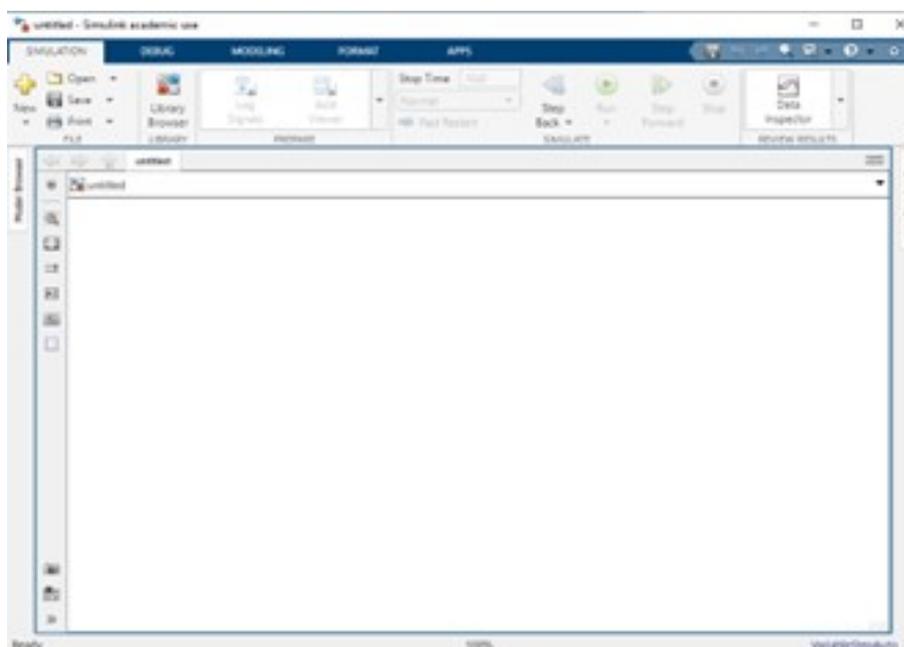
Figura 13: Página Inicial *Simulink*



Fonte: Autor (2022)

A partir da página inicial, qualquer exemplo pode ser carregado para a primeira utilização. Para iniciar uma nova aplicação em branco, deve-se clicar na opção *Blank Model*, carregando assim o ambiente de trabalho, mostrada na figura 14.

Figura 14: Ambiente de trabalho do *Simulink*



Fonte: Autor (2022)

2.11 *App Designer*

Segundo Hossain (2022), o *App Designer* é um produto integrado ao *MATLAB* que fornece um ambiente para criar aplicações profissionais. Ele é um ambiente interativo com uma sofisticada biblioteca de componentes que pode ser usada para construir qualquer aplicação desejada. A plataforma de programação permite aos utilizadores definir o comportamento da aplicação. É uma nova versão modificada e melhorada do anterior Ambiente de Design de Interface Gráfica de Usuário (*Graphical User Interface Design Environment - GUIDE*).

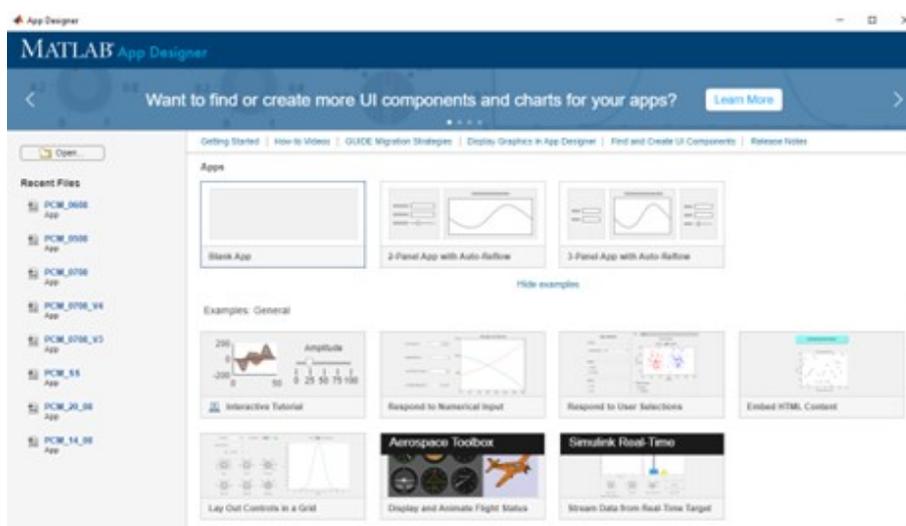
Para iniciar o *App Designer* no *MATLAB*, a primeira tarefa é abrir a janela *App Designer*, digitando o comando “appdesigner” na janela de comando do *MATLAB* (figura 15).

Figura 15: Comando App Designer



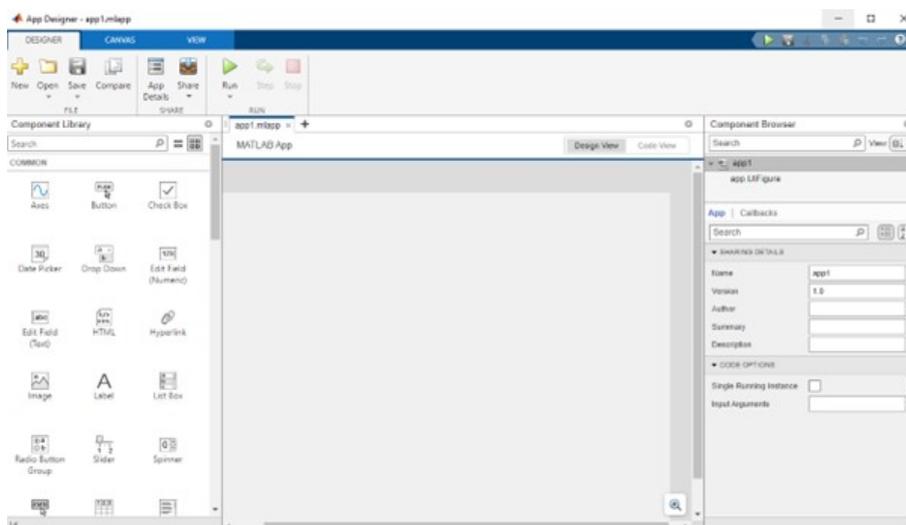
Fonte: Autor (2022)

Após pressionar "Enter", aparecerá a página inicial do *App Designer* (figura 16).

Figura 16: Página Inicial do *App Designer*

Fonte: Autor (2022)

A partir da página inicial, qualquer exemplo pode ser carregado para a primeira utilização. Para iniciar uma nova aplicação em branco, deve-se clicar na opção *Blank App*, carregando assim o ambiente de trabalho. Ao clicar em "Open" a partir do painel esquerdo da página inicial, qualquer aplicação existente pode ser carregada usando o *App Designer*. A figura 17 ilustra o ambiente de trabalho presente no *App designer*.

Figura 17: Ambiente de Trabalho do *App Designer*

Fonte: Autor (2022)

2.12 Controlador PID

Segundo Ogata (2014), o controlador proporcional integral derivativo (PID) é uma técnica de controle de processo que utiliza as ações proporcional (para minimizar o erro), integral (para zerar o erro) e derivativo (para obter o erro antecipadamente).

A ação proporcional produz um sinal de saída que é proporcional à amplitude do erro $e(t)$. A ação proporcional é dada por:

$$P = K_p e(t) \quad (2.9)$$

Sendo K_p , a constante de proporcionalidade.

A ação integral produz um sinal de saída que é proporcional a magnitude e à duração do erro, diminuindo então o erro estacionário e permitindo a resposta do sistema chegar ao valor de referência mais rapidamente. A ação integral é dada por:

$$I = \int_0^t K_i e(t) dt \quad (2.10)$$

Onde K_i é denominado ganho integral.

Por fim, a ação derivativa tem a função de produzir um sinal de saída que é propor-

cional a derivada do sinal de erro, antecipando a resposta do mesmo. Porém, implica em um ganho que cresce com o aumento da frequência, tornando o sistema mais sensível a ruídos. A ação derivativa é dada por:

$$D = K_d \frac{d(e(t))}{dt} \quad (2.11)$$

Onde K_d é denominado ganho derivativo.

Sendo assim, podemos escrever a equação de saída do controlador PID da seguinte forma:

$$u(t) = K_p e(t) + \int_0^t K_i e(t) + K_d \frac{d(e(t))}{dt} \quad (2.12)$$

Aplicando a transformada de Laplace, obtemos a equação do sistema no domínio da frequência s abaixo:

$$C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (2.13)$$

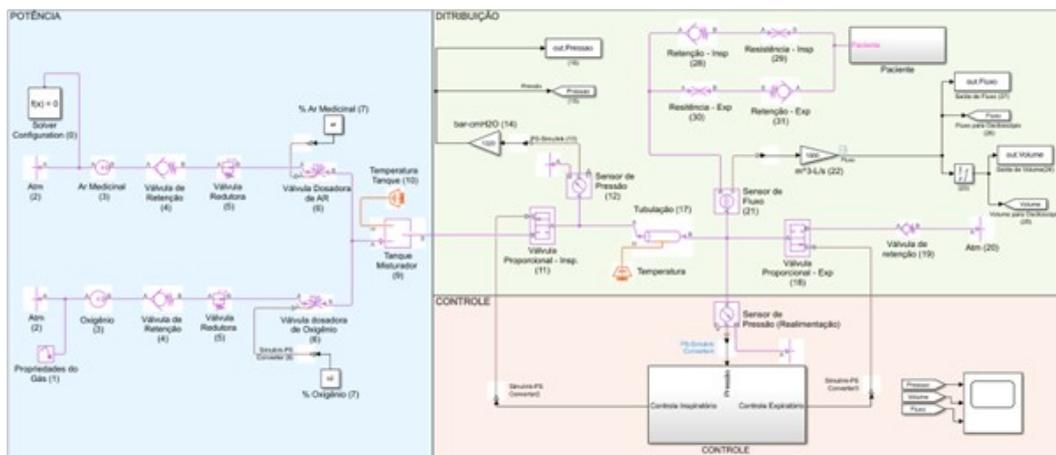
3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, serão abordados todos os procedimentos para realização do simulador, assim como a programação e os blocos utilizados para representar o sistema físico. Para isso, o capítulo será dividido em seções da seguinte forma:

- Modelo - Apresenta os blocos necessários para a construção do modelo em simulink e descreve a para quais funcionalidades os mesmos são utilizados.
- Interface - Apresenta a lógica de programação por trás da interface do simulador, mostrando como funciona a interação entre a interface e o diagrama de blocos.

3.1 Modelo

Para a construção do simulador, foi desenvolvido um diagrama de blocos por meio do software de simulação *Simulink*, que reproduz uma adaptação do esquema pneumático mostrado na figura 18. Para o desenvolvimento do código de simulação, o esquema pneumático foi dividido em 3 partes, potência, distribuição e controle, como mostrado na figura 18, onde foram utilizados inúmeros componentes disponibilizados nas bibliotecas *simscape/fundations/gas*, disponibilizadas pelo *Simulink*.

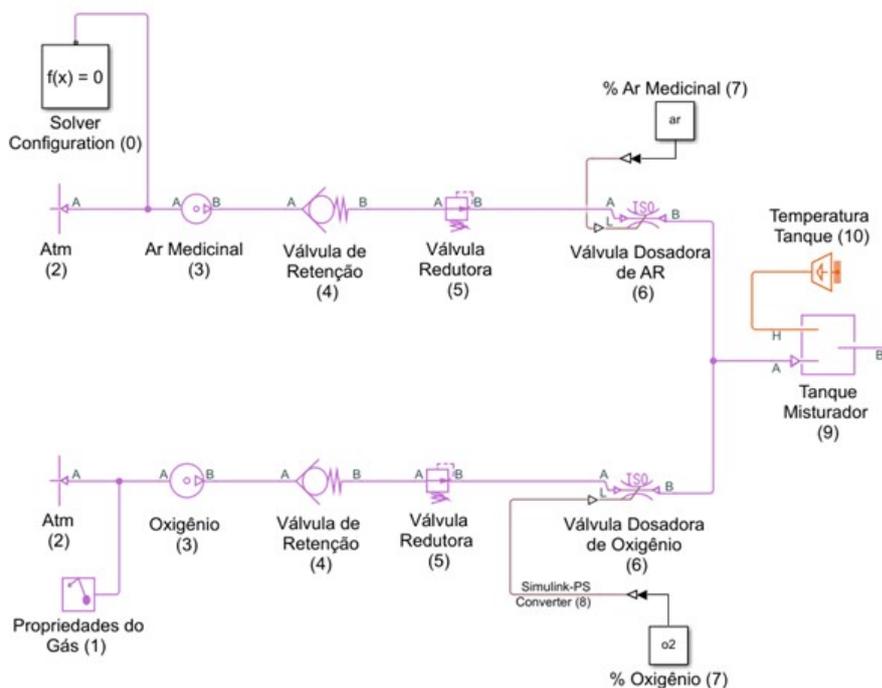
Figura 18: Diagrama de Blocos no *Simulink*

Fonte: Autor (2022)

3.1.1 Potência

No circuito de potência do simulador o ar medicinal e o oxigênio, provenientes das respectivas fontes, entram no sistema por duas vias, onde passam por válvulas reguladoras que estabilizam a sua pressão e posteriormente por válvulas dosadoras que permitem regular a porcentagem de oxigênio presente no sistema, após esse procedimento os gases são armazenados no tanque misturador onde ficam prontos para a distribuição. Para a realização desses processos foi necessário o levantamento de quais blocos representam os componentes físicos responsáveis por essas funções e como ajustá-los ao sistema, sendo assim foi desenvolvido o sistema mostrado na figura 19.

Figura 19: Diagrama de Blocos do circuito de Potência



Fonte: Autor (2022)

Segundo Mathworks (2022), os itens relacionados podem ser descritos como:

(0) Configuração do Solucionador (*Solver Configuration*) - O bloco especifica os parâmetros do solucionador de equações que o modelo precisa antes de iniciar a simulação. Cada rede física representada por um diagrama de blocos Simscape conectado requer informações de configurações do solver para simulação.

(1) Propriedades do gás (*Gas Properties*) - Permite definir as propriedades do fluido no sistema, podendo ser um: gás perfeito, gás semiperfeito e gás real. Os três modelos de propriedades do gás oferecem compensações entre velocidade e precisão da simulação.

(2) Atm (*Reservoir*): Representa um reservatório infinito a pressão e temperatura fixas. O reservatório e sua entrada podem estar à pressão atmosférica ou a uma pressão especificada.

(3) Ar medicinal e Oxigênio (*Pressure Source*): Esses componentes são utilizados para simular as fontes de ar e oxigênio, mantendo uma pressão de 2 bar constante na sua saída.

(4) Válvula de retenção (*Check Valve*): Válvula unidirecional que evita um refluxo indesejado, permitindo que o gás siga em apenas um sentido.

(5) Válvula redutora (*Pressure Reducing Valve*) - Responsável por ajustar a pressão do sistema abaixo de 0,3 bar. Representa uma válvula que se contrai para manter uma pressão manométrica predefinida em sua saída, permanecendo aberta quando a pressão do sistema for menor que a pressão ajustada, definida nas propriedades do bloco.

(6) Válvulas dosadores de AR e Oxigênio (*Variable Orifice ISO 6358*) - Utilizados para simular as válvulas dosadoras de ar e oxigênio. Este bloco modela uma perda de pressão controlada da porta A para a porta B, com base no padrão ISO 6358, que pode representar uma válvula, orifício ou restrição. A fração de abertura do orifício entre 0 (válvula fechada) e 1 (abertura máxima) é definida pelo sinal de controle na porta L. As propriedades da válvula, dentro do bloco, podem ser definidas usando a condutância sônica, o coeficiente de fluxo ou a área de restrição da válvula correspondente.

(7) Porcentagem de Ar e oxigênio (*Constant*) – São responsáveis pelo sinal de controle da válvula dosadora, definindo por meio de valor que vão de 0 a 1, qual será a porcentagem de Oxigênio no sistema, esses valores por sua vez são predefinidos pelo usuário na interface do simulador.

(8) Conversor de sinal (*Simulink-PS Converter*) – Bloco utilizado para converter o sinal *Simulink* de entrada em um sinal físico.

(9) Tanque misturador (*Constant Volume Chamber*) - Utilizado para reproduzir o reservatório com o gás misturado pronto para o paciente, o seu volume pode ser ajustado dentro do bloco e a pressão no tanque é calculada de acordo com a massa, o volume e a temperatura.

(10) Temperatura (*Temperature Source*) – O bloco é utilizado para definir a temperatura do tanque. A mesma é definida em 293 K, equivalente à 19,85°C.

3.1.2 Distribuição

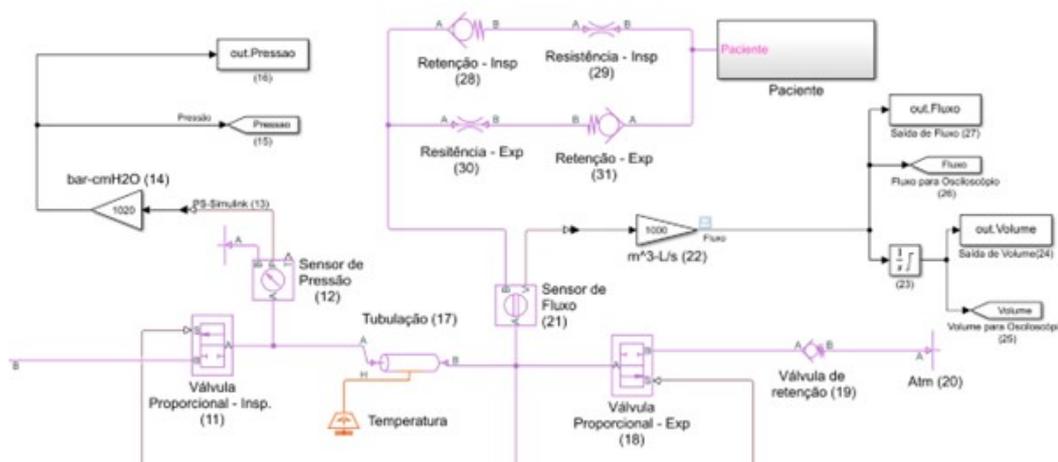
No circuito de distribuição, o gás proveniente do tanque misturador é enviado para a válvula proporcional responsável por controlar a inspiração, essa válvula libera a passagem do ar de acordo com o comando do controlador.

O gás liberado é enviado para paciente passando por uma resistência que simula a

resistência das vias aéreas na inspiração, após isso o fluxo é direcionado para o pulmão onde uma mola é responsável por representar a complacência pulmonar, expandindo e comprimindo. Quando a mola é comprimida, o ar retorna para as vias aéreas passando pela resistência das vias aéreas de expiração e seguindo para a válvula de expiração que estará aberta durante essa fase do ciclo respiratório.

Além disso, o sistema também conta com elementos de medição responsáveis por medir as variáveis Pressão, Fluxo e Volume. Para a realização desses processos foi necessário o levantamento de quais blocos representam os componentes físicos responsáveis por essas funções e como ajustá-los ao sistema, sendo assim foi desenvolvido o sistema mostrado na figura 20.

Figura 20: Diagrama de Blocos do circuito de Distribuição



Fonte: Autor (2022)

Segundo Mathworks (2022), os itens relacionados podem ser descritos como:

(11) Válvula Proporcional Inspiratória (*2-Way Directional Valve*) – Utilizado para permitir a passagem do ar durante o ciclo inspiratório. O gás flui da porta A para a porta B por meio de um orifício de largura variável, e a conexão aberta entre essas portas é determinada por um sinal de controle positivo na porta S.

(12) Sensor de pressão (*Pressure & Temperature Sensor*) – Representa um sensor ideal que mede pressão e temperatura em uma rede de gás, nesse caso utilizado apenas para a medição da pressão no ponto.

(13) Conversor de sinal (*PS-Simulink Converter*) – Bloco utilizado para converter um sinal físico em um sinal de saída simulink, conectando os blocos de uma rede física

Simscape aos osciloscópios.

(14) Constante de conversão (*bar - cmH₂O*) – Utilizado para converter o sinal de pressão medido pelo sensor de bar para *cmH₂O*.

(15) Pressão Osciloscópio (*GoTo*) – Bloco utilizado em conjunto para enviar o sinal de um ponto no sistema para outro sem a presença de conexões.

(16) Saída de Pressão (*To Workspace*) – Blocos utilizados em conjunto para enviar o sinal de um ponto no sistema para outro sem a presença de conexões.

(17) Tubulação (*Pipe*) – Utilizado para modelar a dinâmica do fluxo de tubulação em uma rede de gás. O bloco leva em conta as perdas por atrito viscoso e a transferência de calor por convecção com a parede do tubo. A temperatura nesse bloco é mantida em 300 Kequivalente à 26,85°C.

(18) Válvula Proporcional Inspiratória (*2-Way Directional Valve*) – Utilizado para permitir a passagem do ar durante o ciclo expiratório.

(19) Válvula de retenção (*Check Valve*): Válvula unidirecional que evita um refluxo indesejado, permitindo que o gás siga em apenas um sentido.

(20) Atm (*Reservoir*): Representa um reservatório infinito a pressão e temperatura fixas. Utilizado para fechar o circuito.

(21) Sensor de fluxo (*Volumetric Flow Rate Sensor*) – Utilizado para medir a vazão volumétrica no sistema em *m³/s*.

(22) Constante de conversão (*m³/s - L/min*): Utilizado para converter o sinal de fluxo medido pelo sensor, de *m³/s* para *L/min*.

(23) Integrador (*Integrator*) – Utilizado para integrar o sinal de fluxo, transformando-o em volume.

(24) Saída de Fluxo (*To Workspace*) – Bloco utilizado para enviar o sinal da variável Volume para o *Matlab Appdesigner*.

(25) Volume Osciloscópio (*Goto*) – Utilizado para enviar o sinal de Volume de um ponto no sistema para o osciloscópio sem a presença de conexões.

(26) Fluxo Osciloscópio (*GoTo*) – Utilizado para enviar o sinal de fluxo de um ponto no sistema para o osciloscópio sem a presença de conexões.

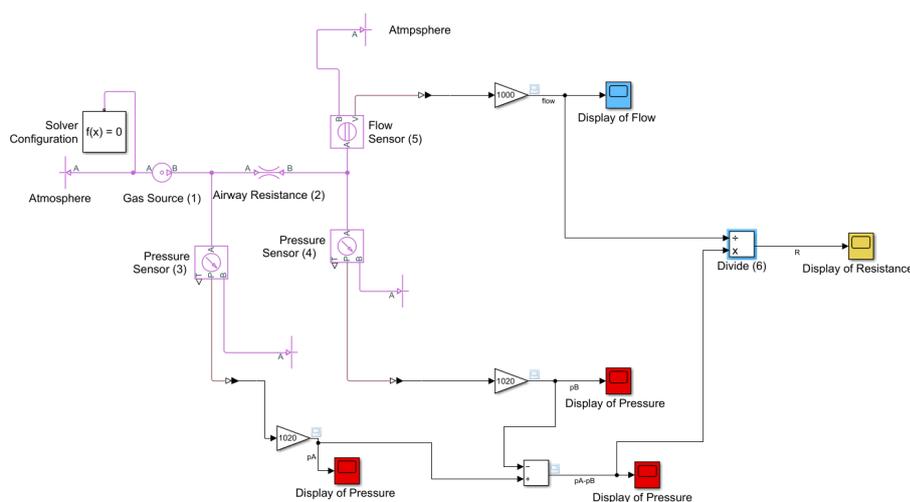
(27) Saída de Fluxo (*To Workspace*) – Bloco utilizado para enviar o sinal da variável

vel fluxo para Matlab Appdesigner

(28) Válvula de retenção Insp. (*Check Valve*) – Utilizada para manter o fluxo em apenas no sentido inspiratório.

(29) Resistência Insp. (*Local Restriction*) – Utilizada no modo fixed, é utilizado para modelar a queda de pressão devido a uma redução localizada na área de vazão, semelhante a uma válvula ou um orifício, simulando assim a resistência das vias aéreas durante o ciclo de inspiração. Essa resistência é definida no campo "*restriction area*" do bloco. Para o modelo apresentado, o valor da restrição é de 0.0002328, o que equivale uma resistência de 10 ($cmH_2O/L/S$). Esse valor foi obtido por meio de uma simulação utilizando o diagrama de blocos mostrado na figura 21, desenvolvido por Tamburrano et al. (2022), especialmente para o cálculo da resistência que o sistema oferece à passagem do ar.

Figura 21: Código para a Resistência das Vias Aéreas



Fonte: Tamburrano et al. (2022)

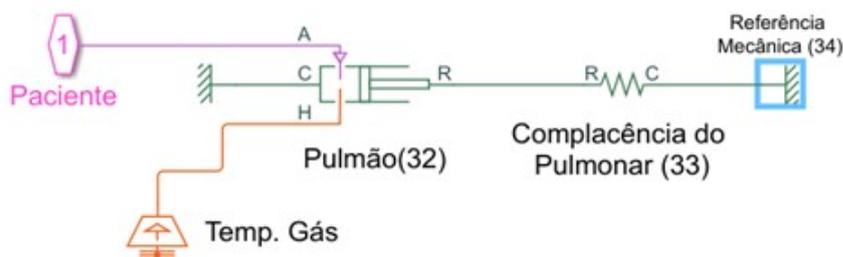
(30) Resistência Exp. (*Local Restriction*) – Utilizada no modo fixed, é utilizado para modelar a queda de pressão devido a uma redução localizada na área de vazão, semelhante a uma válvula ou um orifício, simulando assim a resistência das vias aéreas durante o ciclo de inspiração. Para o modelo apresentado, o valor da restrição também é de 0.0002328, conforme o item (29) dessa lista.

(31) Válvula de Retenção Exp (*Check Valve*) – Utilizada para manter o fluxo em apenas no sentido inspiratório.

- **Representação do Pulmão no Simulink**

Segundo Tamburrano et al. (2022), o pulmão pode ser modelado no simulink, com a presença de dois elementos principais, um conversor para simular a entrada de ar nos pulmões, transformando a pressão em energia mecânica, e uma mola, utilizada para representar a componente elástica do pulmão se expandindo e comprimindo, a complacência é substituída pela constante elástica "K". Na figura 22, é mostrada uma adaptação do pulmão modelado, seus elementos estão descritos abaixo.

Figura 22: Simulação do Pulmão (Adaptado)



Fonte: Autor (2022)

(32) Pulmão (*Translational Mechanical Converter*) - O bloco é utilizado para simular a entrada do ar nos pulmões, sendo responsável por converter a pressão do gás em uma força mecânica que será usada para comprimir a mola.

(33) Complacência pulmonar (*Translational Spring*) – Elemento é responsável por simular a complacência pulmonar.

Para Tamburrano et al. (2022), a complacência pode ser descrita pela seguinte equação:

$$C = \frac{A^2}{K} \quad (3.1)$$

Onde C, representa a complacência pulmonar, A é a área do pistão que converte a pressão em energia mecânica e K é a constante de elasticidade da mola.

Vale ressaltar que a unidade SI da constante elástica é dada por N/m e a unidade SI para a Área de uma superfície é dada em m^2 . No entanto a unidade utilizada comu-

mente para a complacência é de L/cmH_2O . Sendo assim, antes de aplicar a complacência na fórmula, é necessário converter sua unidade para N/m^2 .

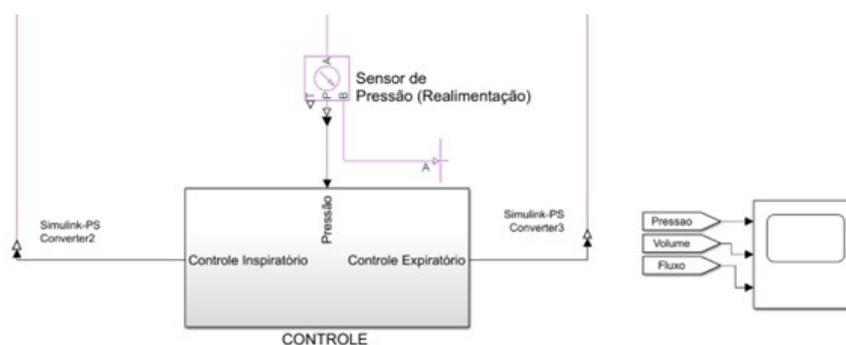
Para um valor de complacência igual a 0,02 e uma área de $0,01 m^2$, o valor da constante elástica K , é de 490 N/m.

(34) Referência Mecânica (*Mechanical Translational Reference*) - Representa um ponto de referência para todas as portas de translação mecânica. Todas as portas de translação que são fixadas rigidamente à estrutura (terra) devem ser conectadas a um bloco de referência de translação mecânica. A temperatura do gás é mantida em 310 K, equivalente à $36,85^\circ C$. Dessa forma o gás entra nos pulmões com a temperatura adequada ao corpo humano.

3.1.3 Controle

A malha de controle está conectada ao circuito por meio de blocos que convertem o sinal físico do sistema, em um sinal simulink. Dessa forma a pressão do sistema é medida, enviada para o controle, realimentada no sistema, onde é comparada com os sinais de referência para gerar os sinais de controle para as válvulas inspiratória e expiratória. Para acessar a malha de controle é necessário entrar no subsistema chamado Controle, como mostrado na figura 23.

Figura 23: Malha de Controle



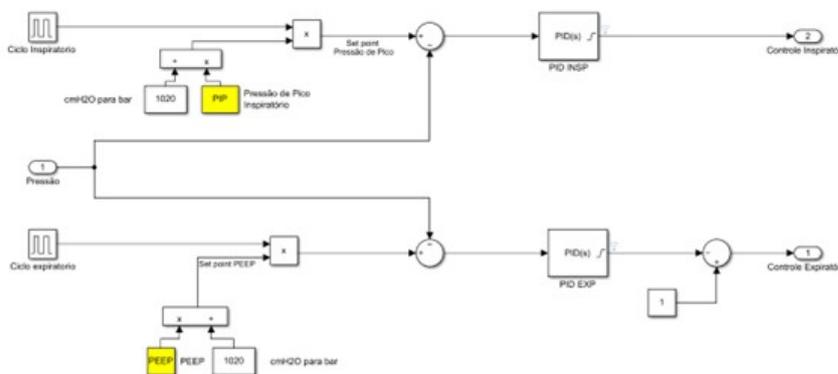
Fonte: Autor (2022)

O circuito de controle tem como objetivo ajustar os parâmetros do ventilador pulmonar e controlar a pressão do sistema durante os ciclos de inspiração e expiração, alternando a abertura das válvulas proporcionais inspiratória e expiratória. Para isso é

necessário a definição de dois sinais de referência representados por ondas quadradas sincronizadas, o primeiro é responsável por definir o valor máximo de pressão durante a inspiração, denominado “Pressão de Pico Inspiratório (PIP)”, já o segundo é responsável por determinar o valor mínimo para a pressão do sistema durante o período expiratório, denominado “Pressão Positiva ao Final da Expiração (PEEP)”.

Os valores definidos como referência serão aplicados na planta, medidos por um sensor de pressão e realimentados no sistema de controle, onde serão controlados por meio de 2 controladores PID's responsáveis por definir o grau de abertura das válvulas a cada ciclo, compensando as perdas e visando entregar os valores de pressão predefinidos ao paciente. Para a realização desses procedimentos foi necessário o levantamento de quais blocos representam os componentes responsáveis pelas funções descritas e como ajustá-los ao sistema, sendo assim foi desenvolvido o sistema mostrado na figura 24.

Figura 24: Diagrama de Blocos do circuito de Controle



Fonte: Autor (2022)

a) Ciclo inspiratório (*Pulse Generator*) – Responsável por gerar um sinal de onda quadrada utilizado como referência durante a inspiração, nesse bloco é possível definir a amplitude do sinal, o período do ciclo (T), e em qual instante de tempo o ciclo irá iniciar, nesse caso em $t = 0$. As variáveis presentes na configuração do bloco, são alimentadas pela interface do simulador, onde foi desenvolvida uma lógica de programação para adequá-las ao sistema. Os valores presentes inseridos no bloco estão descritos na tabela 3.

Tabela 3: Parâmetros do bloco de Ciclo Inspiratório

Parâmetro	Valor	Descrição
Amplitude	1	Máxima intensidade do sinal
Período (s)	T	Duração do Ciclo Respiratório
Pulse Width (%)	l _{pi}	Largura do pulso inspiratório
Phase Delay (s)	0	Instante em que se inicia a onda

Fonte: Autor 2022

b) PIP (*Constant*) – Utilizado para determinar a amplitude no ciclo inspiratório, ou seja, a pressão de pico do sistema (PIP). A variável PIP é determinada pelo operador na interface do simulador, uma vez que esse valor é definido em cmH_2O e a realimentação do sistema é obtida em “bar”, é necessário converter o valor de entrada, dividido pela constante 1020.

c) Ciclo Expiratório (*Pulse Generator*) – Atuando em conjunto com o bloco “ciclo inspiratório”, o ciclo expiratório é responsável por gerar um sinal de onda quadrada utilizado como referência durante a expiração, nesse bloco é possível definir a amplitude do sinal, o período do ciclo (T), e em qual instante de tempo irá iniciar, nesse caso em t =tempo de inspiração. As variáveis presentes na configuração do bloco, são alimentadas pela interface do simulador, onde foi desenvolvida uma lógica de programação para adequá-las ao sistema. Os valores presentes inseridos no bloco estão descritos na tabela 4.

Tabela 4: Parâmetros do Bloco de Ciclo Expiratório

Parâmetro	Valor	Descrição
Amplitude	1	Máxima intensidade do sinal
Período (s)	T	Duração do Ciclo Respiratório
Pulse Width (%)	l _{pe}	Largura do pulso inspiratório
Phase Delay (s)	T_i	Instante em que se inicia a onda

Fonte: Autor 2022

d) PEEP (*Constant*) - Utilizado para determinar a amplitude da onda no ciclo expiratório, ou seja, o valor mínimo de pressão aceitável no sistema (PEEP). O valor da constante PEEP é determinado em pelo operador, na interface do simulador.

e) Constante cmH_2O para bar - Constante utilizada para converter os valores de

PIP e PEEP fornecidos pela interface, de cmH₂O para bar, dessa forma podem ser utilizados no sistema.

f) PID INSP – O controle PID utilizado na inspiração é responsável por controlar o grau de abertura da válvula inspiratória, ajustando a pressão do sistema para que ela se iguale à referência. Os valores dos parâmetros P, I e D foram encontrados por meio de tentativa e erro, conforme tabela 5.

Tabela 5: Parâmetros do PID Inspiratório

Parâmetro	Valor
P	29.3333
I	$5.8333e + 03$
D	$4.2857e - 05$

Fonte: Autor 2022

g) PID EXP – O controle PID utilizado na expiração é responsável por controlar o grau de abertura da válvula expiratória, ajustando a pressão do sistema para que ela se iguale à referência. Os valores dos parâmetros P, I e D foram encontrados por meio de tentativa e erro, conforme tabela 6.

Tabela 6: Parâmetros do PID Inspiratório

Parâmetro	Valor
P	46.6667
I	$1.3333e + 04$
D	$1.8750e - 05$

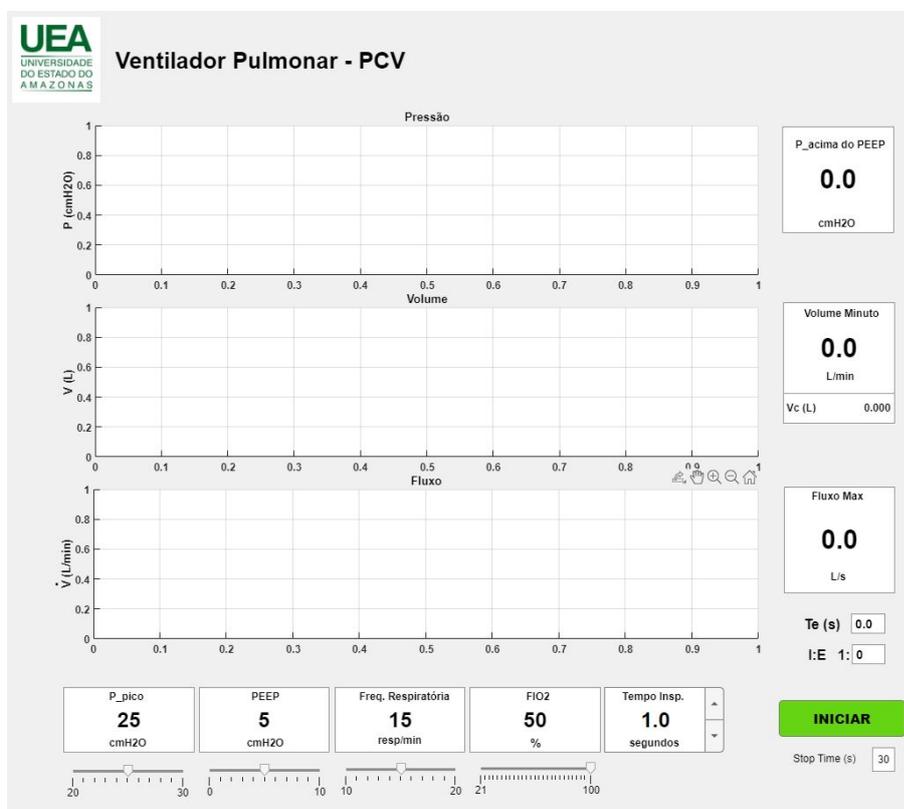
Fonte: Autor 2022

3.2 Interface do Simulador

Assim como nos ventiladores físicos, a interface do ventilador pulmonar simulado tem como principal objetivo proporcionar a interação entre o operador e o sistema, possibilitando que o usuário altere os parâmetros iniciais do ventilador e observe quais foram os resultados das alterações realizadas por meio dos indicadores localizados na tela do simulador. Para isso, utilizando o software *MATLAB App Designer*, foi desenvolvido um código capaz de introduzir, coletar e modificar dados no simulink

sem a necessidade de inicializar o mesmo. Este código, por sua vez, é a base por trás da interface mostrada na figura 25.

Figura 25: Interface do Simulador



Fonte: Autor (2022)

Para tornar o simulador funcional, é necessário criar uma comunicação entre o *Simulink* e o *MATLAB*, para isso, foi utilizado o bloco *ToWorkspace* presente nos pontos de medição das 3 variáveis principais, criando assim um vetor de dados com passos de tempo de que vão de 0,001 a 0,1. Ao mesmo tempo, no *Matlab Appdesigner* foi implementada uma função capaz de coletar esses e ler esses vetores, dessa forma os dados podem ser tratados para indicarem todos os parâmetros necessários para a análise.

Durante a preparação de um ventilador pulmonar controlado por pressão (PCV), o operador deve definir 4 parâmetros principais, Pressão Inspiratória (PIP), Tempo de Inspiração (Ti), Frequência Respiratória (Fr) e a Fração Inspirada de Oxigênio (FIO_2), por meio destes valores, o sistema deve ser capaz de calcular os valores para o Tempo de Expiração (Te), Relação Inspiração/Expiração (I:E), Pico de Fluxo Inspiratório (Ipf) e o Volume Corrente (Vt).

Após a definição dos parâmetros iniciais, é determinado o tempo de execução da simulação e o simulador pode ser inicializado por meio do botão INICIAR. Ao fim da execução, a interface retornará os dados contendo a reação do sistema aos parâmetros inseridos, esses valores podem ser observados por meios dos gráficos e dos indicadores presentes na tela, como explicado nos tópicos abaixo.

A interface desenvolvida é constituída por diversos elementos programáveis presentes na biblioteca do *Appdesigner*, que representam os parâmetros ajustados e observados em um ventilador pulmonar físico, seu layout é dividido conforme o mostrado na figura 25:

- Grupo 1: Gráficos
- Grupo 2: Parâmetros Ajustáveis
- Grupo 3: Parâmetros Medidos
- Grupo 4: Inicialização

3.2.1 Gráficos

Sendo um dos principais elementos visuais do simulador, os gráficos de Pressão, Volume e Fluxo, são responsáveis por apresentar o comportamento dessas variáveis ao longo do tempo, dessa forma, os dados coletados podem ser representados de forma organizada, permitindo que o usuário realize uma análise de forma rápida e prática. Os valores presentes nos gráficos são obtidos por meio do bloco *ToWorkspace*, que fornece o conjunto de dados e tempo amostrado alocados em vetores. Após a coleta dos dados, por meio da função “plot”, foi possível gerar gráficos contendo os valores de dados e de tempo, como mostrado na figura 26.

Figura 26: Dados para os Gráficos no App

```
%Gráficos
plot(app.UIAxes,simout.Pressao.Time, simout.Pressao.Data);
plot(app.UIAxes_2,simout.Volume.Time, simout.Volume.Data);
plot(app.UIAxes_3,simout.Fluxo.Time, simout.Fluxo.Data);
```

Fonte: Autor (2022)

3.2.2 Parâmetros ajustáveis

Os parâmetros ajustáveis são valores de entradas do sistema que devem ser configurados antes da inicialização do simulador, podendo ser ajustados por meio da digitação do valor desejado ou do movimento da barra deslizante *slider*. Os parâmetros de entrada são compostos por:

- Ppico – Responsável por definir a Pressão de Pico de inspiração, ao inicializar o simulador, o valor desse termo é enviado para o simulink, sendo alocado na variável PIP. Esse parâmetro pode ser ajustado em valores que vão de 20 – 30 cmH_2O .
- PEEP - Responsável por definir a pressão positiva ao final da expiração, ao inicializar o simulador, o valor desse termo é enviado para o simulink, sendo alocado na variável PEEP. Esse parâmetro pode ser ajustado em valores que vão de 4 – 8 cmH_2O .
- Frequência Respiratória – Utilizado para calcular o período do ciclo respiratório (T), obtido pela equação 3.2. O valor do período é enviado para o simulink, sendo alocado na variável T, presente nos blocos Ciclo Inspiratório e Ciclo Expiratório. A frequência pode ser ajustada em valores que vão de 10 – 20 respirações por minuto.

$$T = \frac{60}{fr} \quad (3.2)$$

- FIO_2 – Utilizado para definir a Fração Inspirada de Oxigênio no sistema, ao mesmo tempo, o valor ajustado também determina a fração inspirada de Ar medicinal, uma vez que são duas partes de um total de 100%. Os valores para as porcentagens de Oxigênio e ar-medicinal são enviados para o simulink, onde são alocados nas variáveis “O2” e “AR”. Esse parâmetro pode ser ajustado em valores que vão de 21% a 100%.
- Tempo de Inspiração – A variável temp insp é responsável por determinar o tempo de duração do ciclo inspiratório. O valor definido é enviado para o simulink, onde é alocado na variável Ti, localizada dentro do bloco “Ciclo Expiratório”, esse valor atua como um delay, sinalizando que após o tempo de inspiração, a expiração pode iniciar.

3.2.3 Parâmetros Medidos

Os parâmetros medidos consistem nos elementos de saída do sistema. Após a simulação, os dados são coletados, tratados e por fim são indicados na tela de forma clara para que o operador possa visualizar os dados do paciente. Os parâmetros de saída do sistema são compostos por:

- Gráficos – Sendo um dos principais elementos visuais do simulador, os gráficos de Pressão, Volume e Fluxo, são responsáveis por apresentar o comportamento dessas variáveis ao longo do tempo, dessa forma, os dados coletados podem ser representados de forma organizada, permitindo que o usuário realize uma análise de forma rápida e prática. Os valores presentes nos gráficos são obtidos por meio do bloco *ToWorkspace*, que fornece o conjunto de dados e tempo amostrado alocados em vetores.
- PC acima do PEEP – Indica o valor de pressão do sistema acima do ponto mínimo, ou seja, a pressão que está sendo movimentada no sistema. O valor pode ser obtido por meio da equação 3.3, com base nos valores aferidos.

$$PC = PIP - PEEP \quad (3.3)$$

- PM (Pressão Média) – A pressão média corresponde a média de pressão que no sistema e pode ser obtida por meio do comando “*mean*” que nos retorna uma média de todos os dados presentes no vetor de dados da variável pressão.
- Volume Corrente – Equivale ao volume de gás movimentado durante um ciclo respiratório.
- Volume Mínuto – Corresponde ao volume total de gás mobilizado durante um minuto. Podendo ser obtido pela equação 3.4.

$$V_{min} = F_r * V_c \quad (3.4)$$

- Fluxo Máximo – Corresponde aos valores de pico da taxa de fluxo positivo e negativo durante a respiração.
- Tempo de Expiração (T_e) – O tempo de expiração é obtido por meio da subtração entre o período e o tempo inspiratório, ele define o tempo necessário para que

todo o gás inalado no ciclo inspiratório seja exalado.

- Relação I:E – Relação entre os tempos de inspiração e expiração. Obtido pela equação 3.5.

$$I : E = \frac{T_i}{T_e} \quad (3.5)$$

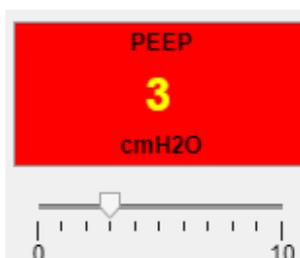
3.2.4 Inicialização

A inicialização do sistema é constituída por dois componentes, o primeiro é o botão iniciar que está ligado diretamente ao botão “run” do *Simulink*, dessa forma ao ser pressionado, ele inicia o sistema sem a necessidade de acessar sua tela. O segundo componente é o "Stop time", ele representa o tempo de duração da simulação em segundos, ele está ligado diretamente ao botão “stop” do *Simulink*, dessa forma o tempo definido no *App Designer* é enviado para o *Simulink*.

3.3 Sistema de Alarmes

O sistema de alarmes foi implementado com o objetivo de emitir um sinal de emergência, quando os valores dos parâmetros medidos pelo simulador, estão fora dos limites previamente especificados. Para isso, foi criado um algoritmo condicional capaz de comparar se os valores aferidos com os limites determinados, caso a variável esteja fora da variação permitida, um sinal visual é emitido, alterando as cores do indicador na interface. Como mostrado na figura 27.

Figura 27: Sinal Visual de Alerta



Fonte: Autor (2022)

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como visto no Capítulo 3, o simulador passou por diversas etapas até chegar à interface final. Se tornando um arquivo executável capaz de atuar de forma independente, sem a necessidade de inicialização do diagrama de blocos, conforme figura 28.

Figura 28: Interface Final do Simulador



Fonte: Autor (2022)

Para a análise dos resultados foram utilizadas 3 situações, onde diferentes parâmetros iniciais foram inseridos no simulador. Esses valores foram simulados para a mecâ-

nica respiratória de um paciente portador de síndrome do desconforto agudo (SDRA), ou seja, seu pulmão é rígido possuindo uma baixa complacência e devido a necessidade de intubação a resistência é maior do que o normal, dessa forma, os valores de complacência e resistência das vias aéreas simuladas no modelo são:

- Resistência das vias aéreas = $10 \left(\frac{cmH_2O}{L/s} \right)$
- Complacência = $0,02 \left(\frac{L}{cmH_2O} \right)$

4.1 Caso 1

Para os parâmetros iniciais listados na coluna Valores ajustados da Tabela 7, foram obtidos, após um tempo simulação de 30 segundos, os resultados apresentados na coluna Valores Medidos localizada também na Tabela 7.

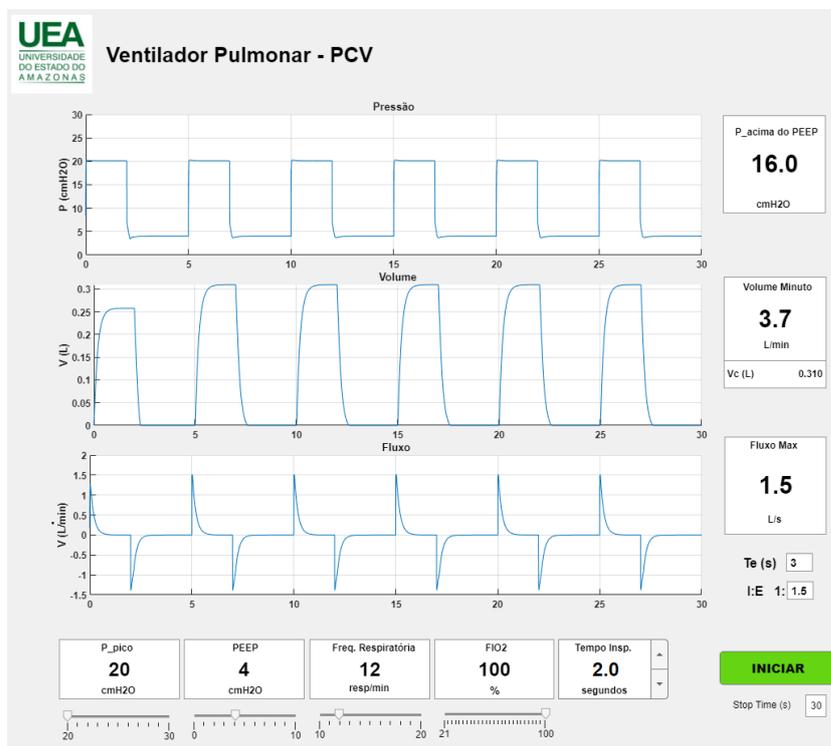
Tabela 7: Valores Caso 1

Valores Ajustáveis		Valores Medidos	
P_Pico	20cmH ₂ O	P_acima do PEEP	26cmH ₂ O
PEEP	4cmH ₂ O	Volume Minuto	3.7L/min
Frequência	12resp./min	Volume Corrente (Vc)	0.310L
T _i	2segundos	Fluxo Máximo	1.5L/s
FIO ₂	100%	Te	3segundos
		Relação I:E	1 : 1.5

Fonte: Autor (2022)

Os valores apresentados na tabela acima foram obtidos por meio da simulação mostrada na figura 29.

Figura 29: Simulação do Caso 1



Fonte: Autor (2022)

4.2 Caso 2

Para os parâmetros iniciais listados na coluna Valores ajustados da Tabela 8, foram obtidos, após um tempo simulação de 30 segundos, os resultados apresentados na coluna Valores Medidos localizada também na Tabela 8.

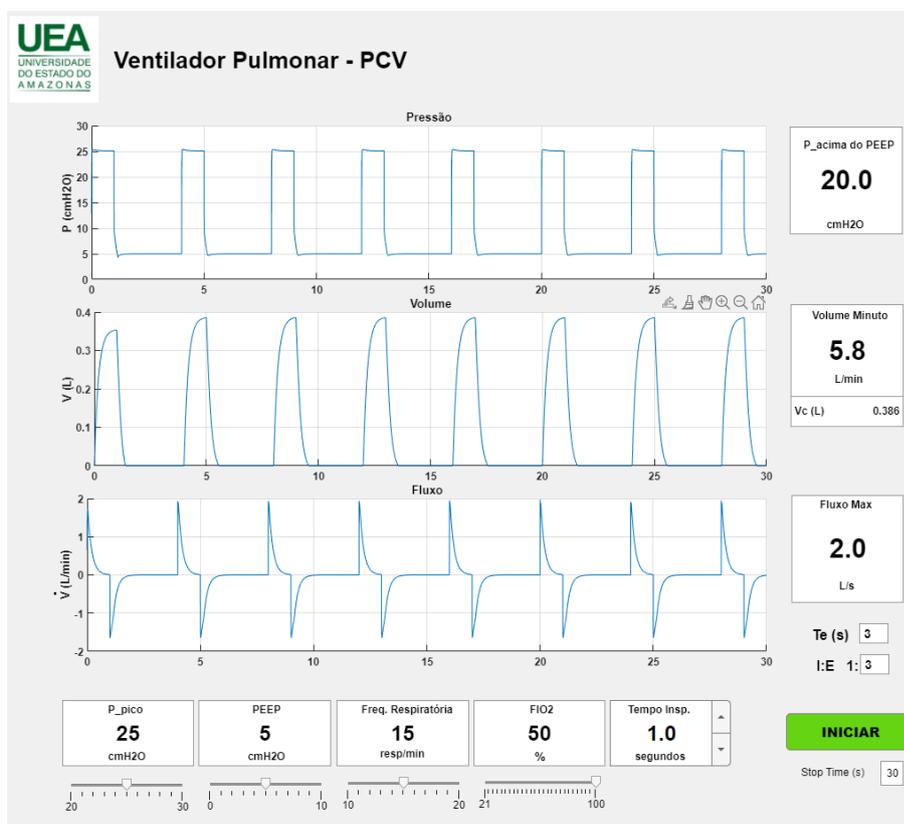
Tabela 8: Valores Caso 1

Valores Ajustáveis		Valores Medidos	
P_Pico	25cmH ₂ O	P_acima do PEEP	20cmH ₂ O
PEEP	5cmH ₂ O	Volume Minuto	5.8L/min
Frequência	15resp./min	Volume Corrente (Vc)	0.386L
T _i	1segundo	Fluxo Máximo	2L/s
FIO ₂	50%	Te	3segundos
		Relação I:E	1 : 3

Fonte: Autor (2022)

Os valores apresentados na tabela acima foram obtidos por meio da simulação mostrada na figura 30.

Figura 30: Simulação do Caso 2



Fonte: Autor (2022)

4.3 Caso 3

Para os parâmetros iniciais listados na coluna Valores ajustados da tabela 9, foram obtidos, após um tempo simulação de 30 segundos, os resultados apresentados na coluna Valores Medidos localizada também na tabela 9.

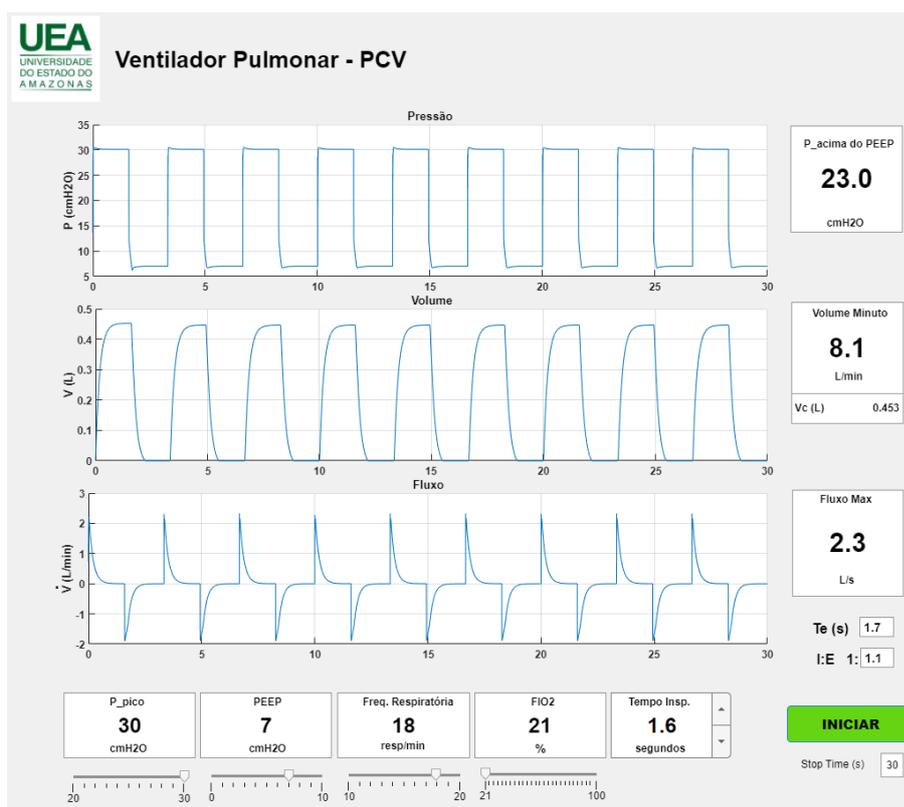
Tabela 9: Valores Caso 3

Valores Ajustáveis		Valores Medidos	
P_Pico	30cmH ₂ O	P_acima do PEEP	23cmH ₂ O
PEEP	5cmH ₂ O	Volume Minuto	8.1L/min
Frequência	18resp./min	Volume Corrente (Vc)	0.453L
T _i	1.6segundos	Fluxo Máximo	2.3L/s
FIO ₂	21%	Te	1.73segundos
		Relação I:E	1 : 1

Fonte: Autor (2022)

Os valores apresentados na tabela acima foram obtidos por meio da simulação mostrada na figura 31.

Figura 31: Simulação do Caso 3

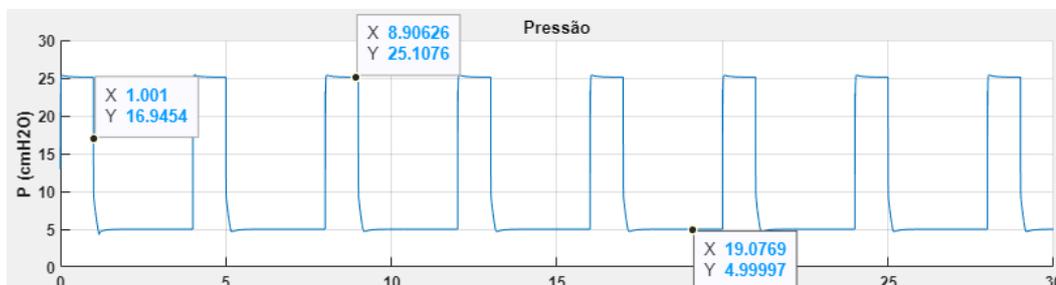


Fonte: Autor (2022)

Ao se analisar os gráficos presentes nos três casos, é possível notar 3 formas de onda que variam entre em amplitude e frequência de acordo com os parâmetros defini-

dos entre os casos. A primeira delas, apresenta a Pressão medida no sistema em função do tempo, durante a simulação do caso 2, como mostrado na figura 32.

Figura 32: Curva de Pressão - Caso 2



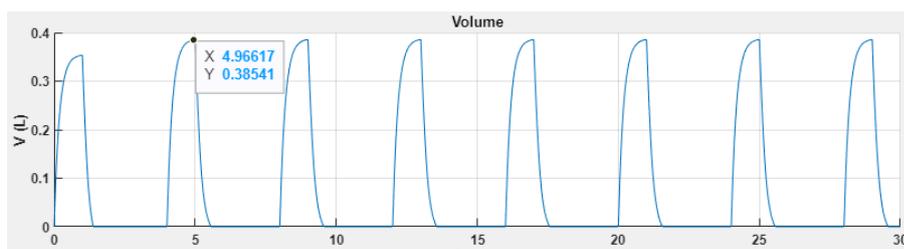
Fonte: Autor (2022)

O gráfico, mostrado na figura 32, mostra a respiração ocorrendo a uma frequência de 15 respirações por minuto, resultando em um período de 4 segundos, esse período é dividido em dois ciclos, um de subida na inspiração e um de descida na expiração, o tempo de duração da inspiração corresponde ao valor inserido na variável Tempo insp, nesse caso igual a 1 segundo, restando 3 segundos para o tempo expiratório, portanto o ciclo inspiratório corresponde a 25% da respiração total. Sendo assim, variando a mudança na frequência e no tempo de inspiração é possível obter inúmeros tipos de ventilação.

A Pressão é a variável controlada pelo sistema, dessa forma o simulador tem como objetivo manter seus valores o mais próximo possível do *setpoint* adotado. Para isso é necessária a ação do controlador PID, que estabiliza o sistema, mas acabam resultando na presença de pequenos *Overshoots* localizados no Pico inspiratório e no PEEP.

O segundo gráfico corresponde ao volume de gás medido no sistema em função do tempo, durante a simulação do caso 2, como mostrado na figura 33.

Figura 33: Curva de Volume - Caso 2



Fonte: Autor (2022)

Durante a respiração, o volume de gás inalado deve ser igual ao volume de gás exalado, os valores encontrados para o Volume Corrente dependem da mecânica do paciente, e da variação de pressão no sistema, como descrito na equação 4.1

$$V_c = \Delta P * C(1 - e^{-\frac{t}{RC}}) \quad (4.1)$$

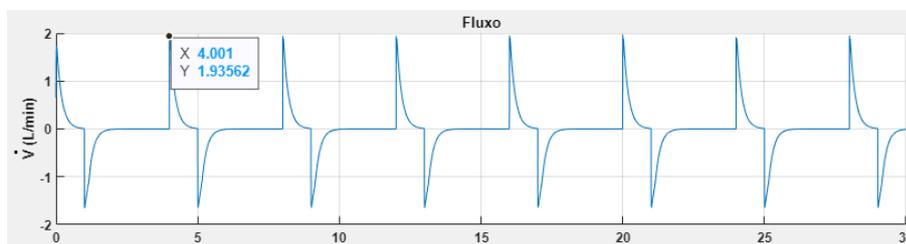
Substituindo os valores:

$$V_c = (25 - 5) * 0,02(1 - e^{-\frac{t}{0,02*10}}) \quad (4.2)$$

Após resolver os cálculos apresentados para determinados valores de tempo, teremos valores que vão de 0 à 0.4, sendo assim, números aproximados dos 400 mL de volume encontrados pelo simulador quando o sistema está estabilizado.

O terceiro e último gráfico corresponde a taxa de Fluxo medida no sistema em função do tempo, durante a simulação do caso 2, como mostrado na figura 34.

Figura 34: Curva de Fluxo - Caso 2



Fonte: Autor (2022)

Com base na equação do movimento vista no capítulo 2, o fluxo pode ser descrito pela equação 4.3. A partir dela, temos que quando o tempo for igual a zero, o Fluxo está em seu valor máximo, sendo assim, conforme encontrado na figura 34, durante a simulação a taxa de volume por segundo se inicia em seu pico positivo e ao longo do tempo vai permitindo a passagem de uma quantidade menor de gás, até chegar a zero e iniciar o ciclo de expiração onde o gás inalado será liberado.

$$\dot{V} = \left(\frac{\Delta P}{R}\right)(e^{-\frac{t}{RC}}) \quad (4.3)$$

Os valores encontrados para o Fluxo dependem da mecânica do paciente, e da

variação de pressão no sistema, dessa forma substituindo os valores:

$$\dot{V} = \left(\frac{25 - 5}{10}\right)(e^{-\frac{\tau}{10 \times 0,02}}) \quad (4.4)$$

Após resolver os cálculos apresentados para determinados valores de tempo, teremos valores que vão de 2 à 0, sendo assim, os números encontrados na simulação, quando o sistema se aproximam dos valores calculados, conforme as tabelas 10 e 11.

Ao observarmos os valores obtidos para as 3 simulações é possível perceber que, assim como na teoria, valores de volume corrente e fluxo aumentam de acordo com a variação de pressão definida.

Tabela 10: Valores Ajustáveis

Parâmetro	Caso 1	Caso 2	Caso 3
<i>P_{pico}</i> (cmH ₂ O)	20	25	30
PEEP (cmH ₂ O)	4	5	7
Freq. (resp./min)	12	15	18
<i>T_i</i> (s)	2	1	1.6
<i>FiO₂</i> (%)	100	50	21

Fonte: Autor (2022)

Tabela 11: Valores Medidos

Parâmetro	Caso 1	Caso 2	Caso 3
<i>P_{acima do PEEP}</i> (cmH ₂ O)	16	20	23
Volume Mínuto (L/min)	3.7	5.8	8.1
Volume Corrente (L)	0.310	0.386	0.453
Fluxo Máximo (L/s)	1.5	2	2.3
<i>T_e</i> (s)	3	3	1.73
Relação I:E	1:1.5	1:3	1:1

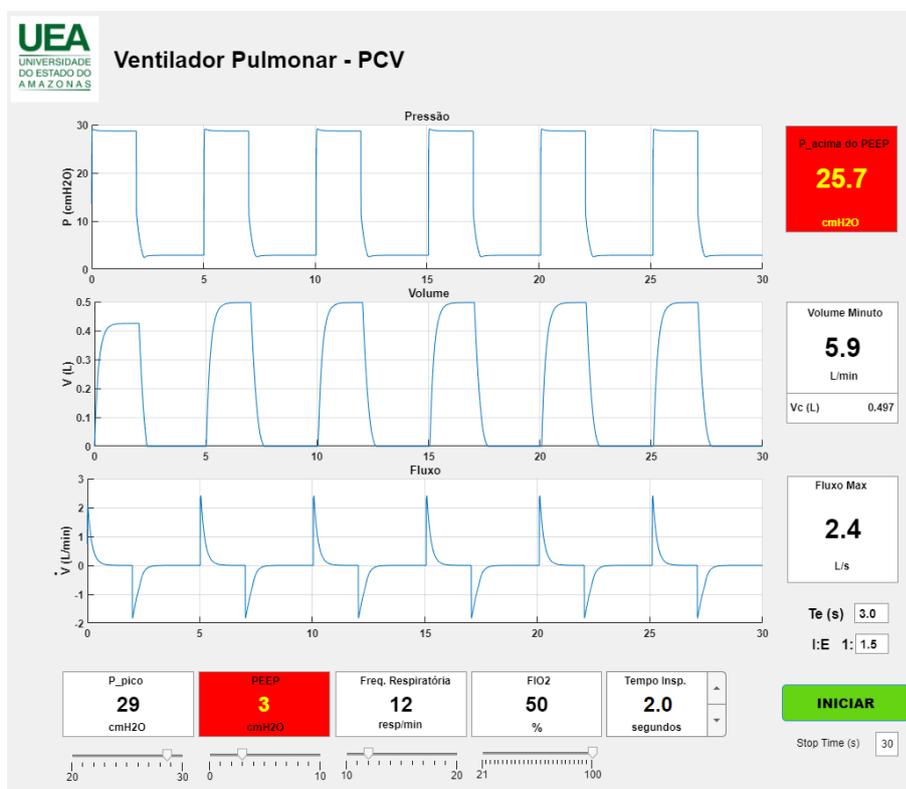
Fonte: Autor (2022)

4.4 Sistema de Alarmes

O sistema de alarmes é constituído de uma série de condicionais baseadas nos parâmetros recomendados, dessa forma quando um dos valores ultrapassa o limite

estabelecido, o usuário deve ser avisado por meio de um sinal visual, nesse caso, a mudança de cores no parâmetro medido. Como mostrado na figura 35.

Figura 35: Alarmes



Fonte: Autor (2022)

Para o exemplo acima, foram ativados 2 alarmes, um para indicar a presença de um PEEP abaixo do recomendado, e outro para indicar uma diferença entre PIP e PEEP muito alta, evitando assim que o paciente tenha pulmão inflado além dos limites.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

No presente trabalho, foi desenvolvido um simulador de um ventilador pulmonar controlado por pressão (PCV). Para isso foi necessário desenvolver um modelo em diagrama de blocos baseado em sistemas pneumáticos reais, projetar um controlador adequado para manter a saída semelhante à entrada do sistema e, por fim, desenvolver uma interface capaz de proporcionar a interação entre o usuário e o sistema, sem a necessidade da visualização do código fonte.

Para se desenvolver o modelo, iniciou-se uma série de estudos à respeito da modelagem dinâmica do sistema respiratório e da ventilação mecânica, após isso foi necessário entender como funciona um ventilador pulmonar e por fim, baseado em inúmeros modelos de ventiladores pulmonares já criados, foi desenvolvido um sistema simulando blocos que representam componentes físicos, no intuito de obter um comportamento aproximando, sendo assim com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que os componentes simulados cumprem as suas determinadas funções.

Para o projeto do controlador foi necessário uma série de tentativas e erros, visando obter um sistema que funcione para os mais diversos valores pressão e frequência, e forneça as curvas necessárias para as análises. Dessa forma, visto que a variável controlada se aproximou do valorer determinado na entrada, pode-se afirmar que o sistema de controle é funcional.

O projeto da interface do simulador tem como base um algoritmo capaz de inserir variáveis no simulink, coletar os dados resultantes, tratar os valores obtidos e imprimir na tela os seus resultados, dessa forma, o usuário pode realizar uma análise rápida e verificar quais parâmetros devem ser alterados. O tratamento dos dados é realizado por uma série de operações algébricas que possibilitam a visualização apenas dos valores de importância para o operador.

Com isso, baseados nos resultados obtidos e discutidos no capítulo anterior e nas

informações presentes na bibliografia, comprova-se a hipótese de que é possível desenvolver um Ventilador Pulmonar via um projeto baseado em modelo, projetando seu sistema em um ambiente de simulação, para em seguida, analisar e visualizar os dados adquiridos.

Por fim, para dar continuidade à pesquisa e melhorar o projeto apresentado, faz-se a seguir algumas sugestões e considerações para trabalhos futuros.

- a) Utilizar as bibliotecas de microcontroladores presentes no *simulink*, como arduino ou ESP32 para interagir o simulador com o meio físico;
- b) Utilizar os comandos presentes na guia *SIMULINK-REAL TIME*, para desenvolver um simulador com funcionamento em tempo real;
- c) Desenvolver o estudo e implementar novos controladores, baseados em técnicas de controle moderno para otimizar o simulador e assim analisar novos resultados;
- d) Testes com novos parâmetros e novos valores para a mecânica respiratória de pacientes com quadros diferentes.

REFERÊNCIAS

BORNACHI, A. F. **Proposta de uma Nova Arquitetura de Ventilador Pulmonar Mecânico para Pequenos Animais**. Monografia (Dissertação) — Universidade Federal de Minas Gerais, 2016.

CARVALHO, C. R. R. d.; JUNIOR, C. T.; FRANCA, S. A. Ventilação mecânica: Princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. **Jornal brasileiro de pneumologia**, SciELO Brasil, v. 33, p. 54–70, 2007.

CHATBURN, R. L. **Fundamentals of mechanical ventilation: a short course in the theory and application of mechanical ventilators**. [S.l.]: Mandu Press, 2003. 243 p.

CRUZ, A. F. da. **Projeto e Caracterização de um Ventilador Pulmonar Mecânico Microcontrolado para Pequenos Animais**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.

DRAEGER. **Infinity Acute Care System – Dräger Evita Infinity V500**. Lübeck, Alemanha, 2012.

FRANCESCHINI, G.; MACCHIETTO, S. Model-based design of experiments for parameter precision: State of the art. **Chemical Engineering Science**, Elsevier, v. 63, n. 19, p. 4846–4872, 2008.

GHIGGI, K. C.; AUDINO, L. F.; ALMEIDA, G. B. Ventilação mecânica. **VITTALLE-Revista de Ciências da Saúde**, v. 33, n. 1, p. 173–184, 2021.

HOSSAIN Éklas. **MATLAB and Simulink Crash Course for Engineers**. [S.l.: s.n.], 2022.

KACMAREK, R. M.; HEUER, A. J.; STOLLER, J. K. **Egan’s Fundamentals of Respiratory Care E-Book**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2020.

LU, Q.; ROUBY, J.-J. Measurement of pressure-volume curves in patients on mechanical ventilation: methods and significance. **Critical Care**, Springer, v. 4, n. 2, p. 1–10, 2000.

MAKHAMED, P. S. M. **Análise do Processo de Calibração de um Ventilador Pulmonar**. 44 p. Monografia (Graduação) — Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2017.

MATHWORKS. **Simulink Documentation**. 2022. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/products/simulink.html>>. Acesso em: 01 de setembro de 2022.

MONTANARI, T. **Histologia: texto, atlas e roteiro de aulas práticas**. Ed. do autor, 2016.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno**. [S.l.: s.n.], 2014.

PEREIRA, M. L. **Modelagem e Controle Preciso do Tempo de Inspiração de um Ventilador Pulmonar do tipo Ambu Automatizado**. 49 f. Monografia (Graduação) — Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, 2021.

ROMERO, J. C. **Confiabilidade Metrológica de Ventiladores Pulmonares**. Dissertação (Mestrado) — Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2006.

TAMBURRANO, P. et al. Validation of a simulink model for simulating the two typical controlled ventilation modes of intensive care units mechanical ventilators. **Applied Sciences**, v. 12, n. 4, 2022. ISSN 2076-3417.

TURRIN, B. B. **Projeto e Desenvolvimento de um Sistema de Controle para um Dispositivo de Ventilação Mecânica Pulmonar**. 366 f. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2011.

UECHI, C. A. S. **Confiabilidade Metrológica de Ventiladores Pulmonares para Cuidados Críticos**. 154 p. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, 2012.

APÊNDICE A

Figura 36: Código AppDesigner - Parte 1

```

% Button pushed function: INICIARButton
function INICIARButtonPushed(app, event)

    % FIO2
    Oxigenio = app.FIO2EditField.Value/100;
    A = 1 - Oxigenio;
    periodo = 1/(app.FreqRespiratriaEditField.Value/60);

    % I:E
    Ti = app.TempoInspSpinner.Value;
    Te = periodo - Ti;
    ie= Te/Ti;
    app.IEEditField.Value = ie;
    app.TesEditField.Value = Te;

    %Largura de Pulso (%)
    lpi = (Ti/periodo)*100;
    lpe = (Te/periodo)*100;

    %Enviado para o Simulink
    assignin('base', 'Ti' , Ti);
    assignin('base', 'lpi' , lpi);
    assignin('base', 'lpe' , lpe);
    assignin('base', 'PIP' , app.P_picoEditField.Value);
    assignin('base', 'PEEP', app.PEEPEditField.Value);
    assignin('base', 'ar' , A);
    assignin('base', 'o2', Oxigenio);
    assignin('base', 'T', periodo);

    %Coletado do Simulink
    simout = sim('Ventilador_codigo_PCV_Final.slx','StopTime',...
        num2str(app.StopTimesEditField.Value));

```

Fonte: Autor (2022)

Figura 37: Código AppDesigner - Parte 2

```

%Coletado do Simulink
simout = sim('Ventilador_codigo_PCV_Final.slx','StopTime',...
    num2str(app.StopTimesEditField.Value));

%Gráficos
plot(app.UIAxes,simout.Pressao.Time, simout.Pressao.Data);
plot(app.UIAxes_2,simout.Volume.Time, simout.Volume.Data);
plot(app.UIAxes_3,simout.Fluxo.Time, simout.Fluxo.Data);

Volume = max(simout.Volume.Data);
app.VcLEditField.Value = (Volume);

Ipf = max (simout.Fluxo.Data);
app.FluxoMaxEditField.Value = Ipf;
app.VolumeMinutoEditField.Value = Volume * ...
    app.FreqRespiratriaEditField.Value;

AcimaPEEP = app.P_picoEditField.Value - app.PEEPEditField.Value;
app.P_acimadoPEEPEditField.Value = AcimaPEEP;

%Alarmes

if AcimaPEEP > 25
    app.P_acimadoPEEPEditField.BackgroundColor = [1.00,0.00,0.00];
    app.P_acimadoPEEPEditField.FontColor = [1.00,1.00,0.00];
    app.cmH2OLabel.FontColor = [1.00,1.00,0.00];

end

if app.PEEPEditField.Value < 4 || app.PEEPEditField.Value >8
    app.PEEPEditField.BackgroundColor = [1.00,0.00,0.00];
    app.PEEPEditField.FontColor = [1.00,1.00,0.00];

end

if app.FreqRespiratriaEditField.Value > 20
    app.FreqRespiratriaEditField.Value.BackgroundColor = [1.00,0.00,0.00];
    app.FreqRespiratriaEditField.Value.FontColor = [1.00,1.00,0.00];

end

```

Fonte: Autor (2022)

Figura 38: Código AppDesigner - Parte 3

```
% Value changed function: P_picoEditField, PicoSlider
function PicoSliderValueChanged(app, event)
    app.P_picoEditField.Value = app.PicoSlider.Value;

end

% Value changed function: PEEPSlider
function PEEPSliderValueChanged(app, event)
    app.PEEPEditField.Value = app.PEEPSlider.Value;

end

% Value changed function: FreqSlider
function FreqSliderValueChanged(app, event)
    app.FreqRespiratriaEditField.Value = app.FreqSlider.Value;

end

% Value changed function: O2Slider
function O2SliderValueChanged(app, event)
    app.FIO2EditField.Value = app.O2Slider.Value;

end
```

Fonte: Autor (2022)