

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

FRANCISCO KLEBER REGIS CASTRO

MODELAGEM MATEMÁTICA E SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE VENTILADOR  
MECÂNICO COM SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO DE AR  
PARA PACIENTES DE UNIDADES DE TERAPIA INTENSIVA (UTI)

CURITIBA

2023

FRANCISCO KLEBER REGIS CASTRO

MODELAGEM MATEMÁTICA E SIMULAÇÃO DE VENTILADOR MECÂNICO  
COM SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO DE AR PARA  
PACIENTES DE UNIDADES DE TERAPIA INTENSIVA (UTI)

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná (UFPR), como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof PhD. José Viriato Coelho Vargas

Coorientador: Prof. PhD. Lauber de Souza Martins

Coorientador: Prof. PhD. Fernando Gallego Dias

CURITIBA

2023

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SISTEMA DE BIBLIOTECAS – BIBLIOTECA CIÊNCIA E TECNOLOGIA

Castro, Francisco Kleber Regis

Modelagem matemática e simulação de ventilador mecânico com sistema de aquecimento e umidificação de ar para pacientes de unidades de terapia intensiva (UTI). / Francisco Kleber Regis Castro. – Curitiba, 2023.

1 recurso on-line : PDF.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof PhD. José Viriato Coelho Vargas

Coorientador: Prof. PhD. Lauber de Souza Martins

Coorientador: Prof. PhD. Fernando Gallego Dias

1. Pandemia . 2. Covid-19 (doença) 3. Ventiladores mecânicos. 4. Modelagem matemática. . I. Vargas, José Viriato Coelho. II. Martins, Lauber de Souza. III. Dias, Fernando Gallego. IV. Universidade Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. V. Título.

Bibliotecária: Roseny Rivelini Morciani CRB-9/1585

## TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação ENGENHARIA MECÂNICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da Dissertação de Mestrado de **FRANCISCO KLEBER REGIS CASTRO** intitulada: **MODELAGEM MATEMÁTICA E SIMULAÇÃO NUMÉRICA DE VENTILADOR MECÂNICO COM SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO DE AR PARA PACIENTES DE UNIDADES DE TERAPIA INTENSIVA (UTI)**, sob orientação do Prof. Dr. JOSE VIRIATO COELHO VARGAS, que após terem inquirido o aluno e realizada a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua APROVAÇÃO no rito de defesa.

A outorga do título de mestre está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

CURITIBA, 01 de Setembro de 2023.

Assinatura Eletrônica

19/09/2023 18:11:59.0

JOSE VIRIATO COELHO VARGAS

Presidente da Banca Examinadora

Assinatura Eletrônica

19/09/2023 16:35:23.0

LUCIANO KIYOSHI ARAKI

Avaliador Interno (UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ)

Assinatura Eletrônica

19/09/2023 16:24:16.0

LUIZ ALBERTO DE OLIVEIRA ROCHA

Avaliador Externo (UNISINOS)

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus por me conceder o dom da vida e ter me dado muita força, persistência e coragem para encarar os todos desafios encontrados durante o período de construção da pesquisa e mestrado como um todo;

A minha família, esposa Rosiane Patrícia da Silva Castro por todo o apoio incentivo e ao meu filho Henry Kaleb que nasceu durante esse período para abrilhantar nossas vidas;

Meu reconhecimento ao Fundo de Desenvolvimento Acadêmico (FDA) e a Fundação de Apoio da Universidade Federal (FUNPAR) pela aprovação do Projeto UFPR NO COMBATE A COVID-19 (Edital PROIND 2020) e que nesse sentido ter contribuído em algum momento com apoio financeiro no fornecimento de bolsas para o desenvolvimento da pesquisa;

Ao Núcleo de Pesquisa e Desenvolvimento de Energia Autossustentável (NPDEAS) por todo o apoio técnico, corporativo e institucional na realização das atividades;

Ao orientador, Dr. José Coelho Viriato Vargas por todos os incentivos, motivações e provocações que certamente contribuíram para meu avanço quanto aluno de mestrado e pesquisador. Com certeza um dos maiores que líderes que já convivi e tive oportunidade de trabalhar na academia e mundo corporativo;

Aos professores coorientadores, Dr. Lauber de Souza Martins e ao Dr. Fernando Gallego Dias, pelas mentorias, trocas, contribuições técnicas e sensibilidade profissional, que fizeram nesse sentido contribuir ricamente para o desenvolvimento e aprimoramento da minha pesquisa;

Aos professores convidados para a banca de qualificação e da defesa desse respectivo trabalho, Dr. Luciano Kiyoshi Araki da Universidade Federal do Paraná (UFPR) e Dr. Luiz Alberto Oliveira Rocha da Universidade Federal do Rio Grande Sul (UFRGS), muito obrigado pelas ricas contribuições, questionamentos e sugestões de melhoria, em que nesse sentido contribuíram para enriquecer o nível da pesquisa desenvolvida.

## RESUMO

Em decorrência da pandemia que teve início no começo do ano de 2020, diante de tantas mudanças que ocorreram e o agravamento da doença em vários países, principalmente no Brasil, a procura por equipamentos hospitalares cresceu exponencialmente para suprir a demanda de tantos pacientes em salas de UTI, especialmente a necessidade por equipamentos de respiração mecânica. Os respiradores, também conhecidos como ventiladores mecânicos, são aparelhos de respiração artificial, construídos para auxiliar o paciente clinicamente instável ou que se encontra em mau estado geral (sem condições de respirar voluntariamente) a restabelecer sua saúde. Este é o caso de pacientes graves acometidos de síndrome respiratória aguda devido à infecção pelo vírus SARS-CoV-2. A temperatura e a umidade absoluta da traqueia de uma pessoa sadia variam entre 32 e 34°C e 25 e 35 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> respectivamente, com umidade relativa de aproximadamente 95%. A temperatura e a umidade relativa do ar fornecida aos pacientes conectados a um ventilador mecânico variam entre 32 e 34°C e entre 95 e 100%, respectivamente. Recomendações internacionais padronizam que o ar fornecido deve ter 100% de umidade relativa, umidade absoluta entre 36 e 40mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e temperatura entre 31 e 35°C. Um modelo matemático de um ventilador mecânico foi desenvolvido com a finalidade de fornecer ar com propriedades recomendadas por diretrizes internacionais, o que irá impor menos desconforto ao paciente durante a intubação e uma rápida recuperação, sendo isso possível a partir da análise e controle de parâmetros envolvidos no processo de aquecimento e umidificação. O objetivo deste estudo é apresentar um modelo matemático que prevê a resposta de um ventilador conectado a um compressor livre de óleo (compressor de ar odontológico) em uma extremidade e o paciente na outra. O modelo será utilizado para controle em tempo real da temperatura e umidade relativa do ar na interface máquina / paciente (boca) para manter o ar insuflado nas condições recomendadas pelos protocolos. A modelagem será construída aplicando leis de conservação (massa e energia) para calcular as propriedades físicas de interesse. O ventilador foi discretizado no espaço usando o Modelo de Elemento de Volume, VEM. Equações diferenciais ordinárias (EDOs) serão geradas com o tempo como variável independente. Um código de simulação com baixo tempo computacional capaz de capturar o comportamento transitório e espacial do sistema será utilizado para resolver as (EDOs). O modelo será utilizado para projetar um ventilador que controle em tempo real parâmetros como temperatura e umidade relativa evitando infligir outras condições médicas aos pacientes como por exemplo hipotermia, hipertermia, muco, lesões na árvore brônquica, ulceração da mucosa, inflamação, redução de complacência pulmonar e ciliostase.

**Palavras chave:** Pandemia; SARS-CoV-2; ventilador mecânico; aquecimento e umidificação; modelagem matemática.

## ABSTRACT

As a result of the current pandemic that has been spreading since the beginning of 2020, given so many changes and the worsening of the disease in several countries, especially in Brazil, the demand for hospital equipment has grown exponentially to meet the demand of so many patients in rooms of ICU, especially the need for mechanical breathing equipment. Respirators, also known as mechanical ventilators, are artificial breathing devices, built to help a patient who is clinically unstable or who is in poor general condition (not able to breathe voluntarily) to restore their health. This is the case of critically ill patients with acute respiratory syndrome due to SARS-CoV-2 virus infection. The temperature and absolute humidity of the trachea of a healthy person vary between 32 and 34°C and 25 and 35 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> respectively, with a relative humidity of approximately 95%. The temperature and relative humidity of the air supplied to patients connected to a ventilator vary between 32 and 34°C and between 95 and 100%, respectively. International recommendations standardize that supplied air must have 100% relative humidity, absolute humidity between 36 and 40mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> and temperature between 31 and 35°C. A mathematical model of a mechanical ventilator that provides air with properties recommended by international guidelines will be proposed, which will impose less discomfort on the patient during intubation and a quick recovery, this being possible from the analysis and control of parameters involved in the process of heating and humidification. The aim of this study is to present a mathematical model that predicts the response of a ventilator connected to an oil-free compressor (dental air compressor) at one end and the patient at the other. The model will be used for real-time control of the temperature and humidity of the air at the machine / patient (mouth) interface to keep the air supplied under the conditions recommended by the protocols. The modeling will be built by applying conservation laws (mass, momentum and energy) to calculate the physical properties of interest. The fan will be discretized in space using the Volume Element Model, VEM. Ordinary differential equations (ODEs) will be generated over time as an independent variable. A simulation code with low computational time capable of capturing the transient and spatial behavior of the system will be used to solve the ODEs. The model will be used to design a ventilator that controls, in real time, parameters such as temperature and relative humidity, avoiding inflicting other medical conditions on patients such as hypothermia, hyperthermia, mucus, bronchial tree lesions, mucosal ulceration, inflammation, reduced lung compliance and ciliostasis.

**Keywords:** Pandemic; SARS-CoV-2; mechanical ventilator; heating and humidification; mathematical modeling.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Padrões demográficos, sociais e de mistura relevantes para a transmissão e carga do COVID-19 em diferentes países.....	17
Figura 2.2 - Modos possíveis de ventilação mecânica.....	21
Figura 2.3 - Ciclo respiratório com os parâmetros de PEEP, PIP e pressão de platô.....	22
Figura 2.4 - Ilustração da localização do HMEF, HME e HEPA durante a VMI...26	
Figura 2.5 - Descrição dos principais tipos de umidificadores passivos utilizados na ventilação.....	27
Figura 2.6 - Ilustração da localização do HMEF, HME e HEPA durante a VMNI, ventilação não invasiva com circuito duplo.....	28
Figura 2.7 - Ilustração da localização do umidificador ativo e do filtro HEPA na ventilação mecânica invasiva.....	29
Figura 2.8 - Ilustração do processo de pesquisa na plataforma Web of Science.....	33
Figura 2.9 - Dispositivo Booster™ posicionado entre o HME e o tubo endotraqueal.....	35
Figura 2.10 - Mecanismos de sistemas de ventilação desenvolvidos por diferentes instituições .....	36
Figura 2.11 - Sistema GlasVent. a) Modelo CAD da montagem GlasVent. b) Teste do sistema em um manequim médico .....	36
Figura 2.12 - Modelo pneumático do sistema de ventilação mecânica considerando respiração espontânea .....	38
Figura 2.13 - Fluxograma para construção de modelo matemático .....	40
Figura 2.14 - Umidificador aquecido e condensação, adaptado de Egan's Fundamentals of Respiratory Care.....	42
Figura 2.15 - Desenho esquemático e vistas do ventilador mecânico (carta patente).....	43

Figura 2.16 - Válvula solenoide (esquerda) e protótipo do sistema de aquecimento e umidificação de ar acoplado a um pulmão-teste artificial de borracha (direita).....	44
Figura 2.17 - Evolução temporal das temperaturas (parte a) e umidades relativas (parte b) durante teste laboratorial.....	45
Figura 4.1 - Diagrama esquemático do ventilador mecânico.....	48
Figura 4.2 - Ilustração do volume de controle (ventilador mecânico).....	50
Figura 4.3 - Processo de simulação numérica do modelo matemático do ventilador mecânico.....	54
Figura 5.1 - Evolução temporal da temperatura no VC1 para diferentes temperaturas de entrada de ar úmido.....	57
Figura 5.2 - Evolução temporal da umidade relativa do ar no VC1 para diferentes temperaturas de entrada de ar úmido.....	57
Figura 5.3 - Efeito da temperatura de entrada de ar úmido no tempo para atingir a temperatura de insuflação de ar recomendada.....	58
Figura 5.4 - Efeito da temperatura de entrada de ar úmido no tempo para atingir a umidade relativa de insuflação recomendada.....	59
Figura 5.5 - Efeito da temperatura de entrada de ar úmido no gradiente de vapor de água ( $\Delta\rho = \rho_w - \rho$ ) dentro do ventilador.....	60
Figura 5.6 - Comparativo da influência da temperatura de entrada de ar úmido em relação ao tempo de transiência para temperatura e umidade.....	61
Figura 5.7 - Efeito da pressão de entrada de ar úmido no tempo de transiência para condições iniciais de temperatura de 293,15 K e umidade relativa de 20%.....	62
Figura 5.8 - Efeito da pressão de entrada de ar úmido no tempo transiente mantendo fixo a umidade em 20%.....	63
Figura 5.9 - Efeitos do diâmetro do bico aspersor no tempo transiente.....	63
Figura 5.10 - Efeitos das dimensões da caixa no tempo transiente de temperatura e umidade.....	65

## LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Variáveis e propriedades físicas para o caso de referência .....	56
---	----

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMIB	Associação de Medicina Intensiva Brasileira
AMBU	Artificial Manual Breating Unit (Unidade Manual de Respiração Artificial)
CAD	Computer-Aided Design (Design Assistido por Computador)
COVID-19	Doença de coronavírus 2019
EDO	Equação Diferencial Ordinária
HEPA	Hight Efficiency Particulate (Filtro Particulado de Alta Eficiência)
HME	Heat and Moisture Exchange (Trocador de Calor e Umidade)
HMEF	Heat and Moisture Exchange Filter (Filtro Trocador de Calor e Umidade)
HVAC	Heating, Ventilation and Air Conditioning
MERS	Síndrome Respiratória do Oriente Médio
MIT	Massachusetts Institute of Technology
OMS	Organização Mundial de Saúde
GDP	Gross Domestic Product (Per-capita)
PEEP	Pressão Expiratória Final Positiva
PIB	Produto Interno Bruto
PIP	Pico de Pressão Inspiratória
PTP / min	Produto Pressão-Tempo por minuto
PGMEC	Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
SARS	Síndromes Respiratórias Agudas Graves
SARS-CoV-2	Coronavírus 2 da Síndrome Respiratória Aguda Grave
UFPR	Universidade Federal do Paraná
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
VEM	Modelo de Elementos de Volume
VMNI	Ventilação Mecânica Não Invasiva
VMI	Ventilação Mecânica Invasiva

## LISTA DE SÍMBOLOS

A	Área, m <sup>2</sup>
C <sub>p</sub>	Calor específico a pressão constante, kJ kg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup>
C <sub>v</sub>	Calor específico a volume constante, kJ kg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup>
C <sub>m</sub>	Calor específico do latão, kJ kg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup>
C <sub>w</sub>	Calor específico de água líquida, kJ kg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup>
C <sub>th</sub>	Capacidade térmica, J / K
d	Diâmetro
D <sub>h</sub>	Diâmetro hidráulico, m
D	Difusividade mássica do vapor no, J kg <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup>
$\bar{h}_m$	Coefficiente médio de transferência de massa, (m/s)
h	Entalpia específica, kJ kg <sup>-1</sup>
H	Altura, m
H <sub>w</sub>	Altura da coluna de água na câmara 1 (volume de controle 1), m
I	Corrente elétrica, A
L	Comprimento, m
$\dot{m}$	Fluxo de massa, kg s <sup>-1</sup>
m	Massa, g
n	Número de jatos de água
P	Pressão, N m <sup>-2</sup>
p	Perímetro do duto, m
Q	Calor gerado pela resistência elétrica, J
R	Resistência elétrica, Ω
R <sub>edh</sub>	Número de Reynolds com base no diâmetro hidráulico
Sc	Número de Schmidt
$\bar{Sh}$	Número de Sherwood médio
t	Tempo, s
t <sub>w</sub>	Largura (espessura da parede da caixa de acrílico, VC1), m
T	Temperatura, K
U <sub>a</sub>	Velocidade relativa ar/jato de água média, m <sup>2</sup> s <sup>-1</sup>
U	Coefficiente global de transferência de calor, W/(m <sup>2</sup> K)
V <sub>g</sub>	Volume específico do vapor saturado, m <sup>3</sup> kg <sup>-1</sup>
V	Tensão elétrica, V
U <sub>ar</sub>	Viscosidade cinemática do ar, m <sup>2</sup> /s
x	Fração molar

### Símbolos gregos

φ	Umidade relativa, %
ω	Umidade absoluta, mgH <sub>2</sub> O L <sup>-1</sup>
ρ	Densidade, kg m <sup>-3</sup>

### Subscritos

a	ar seco	mt	área lateral
acr	acrílico	m	latão
g	vapor saturado	dm	taxa de variação de massa
c	seção transversal	in	entrada
dt	taxa de variação de tempo	o	orifício
out	saída	sat	saturado
v	vapor de água	V	volume da câmara
w	água	∞	ambiente
vc	volume de controle	1	câmara
t <sub>rt</sub>	tempo do regime transiente para temperatura de saída, s		
t <sub>ru</sub>	tempo do regime transiente para umidade relativa de saída, s		

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO E MOTIVAÇÃO.....	14
1.2. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	17
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>19</b>
2.1. PANDEMIA e SARS-CoV-2.....	19
2.1.1 SARS-CoV-2 no Brasil.....	20
2.2. VENTILADORES MECÂNICOS.....	21
2.2.1. Introdução sobre equipamentos de ventilação mecânica.....	21
2.2.2. Necessidade dos ventiladores mecânicos.....	22
2.2.3. Princípios de funcionamento da ventilação mecânica.....	23
2.2.4. Ventiladores mecânicos: tipos e modos de operação.....	24
2.2.5. Objetivos e parâmetros da ventilação mecânica.....	26
2.2.6. Sistema de aquecimento e umidificação de ar.....	28
2.3. ASPECTOS DA FISIOLOGIA DA VENTILAÇÃO PULMONAR.....	31
2.4. PARÂMETROS DE MEDIÇÃO E CONTROLE.....	32
2.5. INFECÇÕES RESPIRATÓRIAS E COMPLICAÇÕES MÉDICAS.....	34
2.6. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	35
2.6.1. Equipamentos de ventilação mecânica aplicados em UTI e tratamento de COVID-19.....	35
2.6.2. Modelagem matemática para ventilação mecânica em UTI.....	39
2.6.3. Parâmetros de controle na ventilação mecânica.....	42
2.7. PROTÓTIPO DO SISTEMA DO VENTILADOR MECÂNICO.....	44
2.8. DESAFIOS.....	47
<b>3. OBJETIVOS.....</b>	<b>49</b>
3.1. OBJETIVO GERAL.....	49
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	49
<b>4. METODOLOGIA.....</b>	<b>50</b>
4.1. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO VENTILADOR MECÂNICO.....	50
4.2. MODELO MATEMÁTICO.....	51
4.3. SIMULAÇÃO NUMÉRICA.....	56
4.4. ANÁLISE PARAMÉTRICA.....	57
<b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>58</b>
<b>6. CONCLUSÕES.....</b>	<b>68</b>
<b>7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>70</b>
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>71</b>

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO E MOTIVAÇÃO

Em 11 de março de 2020, a Organização Mundial de Saúde (OMS) declarou que o mundo estava vivendo uma pandemia devido ao novo Coronavírus. Com a crise global causada pela COVID-19, a produção de conhecimento e de plataformas digitais foram extremamente aceleradas em um curto espaço de tempo. Praticamente, todos os países foram afetados pela pandemia e aqueles que entenderam a gravidade da situação mais rapidamente implementaram políticas públicas e tecnologias assertivas para mitigar os impactos de curto prazo, principalmente no que diz respeito à preservação de vidas (DINIZ *et al.*, 2020).

O aumento das taxas de disseminação da doença e do número de pacientes críticos que requerem o uso de ventilação mecânica devido ao COVID-19 levantou questões científicas sobre os métodos específicos de gerenciamento de equipamentos para o tratamento do COVID-19. É verdade que o correto manuseio dos parâmetros do respirador mecânico diminui a mortalidade e gastos com saúde dos pacientes, porém, com a constante evolução e a busca por oferecer um procedimento mais eficiente que permita um retorno prévio à respiração espontânea, é de concluir que a intubação precoce é essencial para o sucesso do tratamento (BARBOSA; ZANATTA; CAMPIOLO, 2020).

Como a intubação retardada pode piorar o resultado da doença, a demanda por ventilação mecânica aumentou exponencialmente durante a pandemia de COVID-19. Antes da pandemia, a intubação endotraqueal era reservada principalmente para pacientes com trauma de alta energia ou risco de comprometimento da consciência. No entanto, para COVID-19, a recomendação é a intubação precoce de pacientes com demandas de oxigênio superiores a 5 litros por minuto para manter a saturação de oxigênio em um mínimo de 93%, mesmo para pacientes sem problemas de consciência (AMIB, 2020; VITA *et al.*, 2021).

Com a complexidade e alto custo de produção dos ventiladores mecânicos, a incerteza dos parâmetros aplicados na respiração artificial e a

crescente preocupação com a disponibilidade dos dispositivos nos leitos de UTI, fez-se necessário estudos de otimização dos equipamentos de ventilação mecânica existentes, para que atendessem a demanda por baixo custo e processo de fabricação rápido e serem potencialmente capazes de salvar vidas. Para reconhecer o modo ventilatório, a adequação do tempo inspiratório e expiratório e detectar mudanças no quadro, é fundamental o monitoramento por meio das curvas de volume, pressão e fluxo ao longo do tempo (DINIZ *et al.*, 2020).

Para os profissionais não formados na área da saúde, o principal desafio é a falta de conhecimento sobre a mecânica respiratória, as lesões pulmonares causadas pela ventilação mecânica e a influência em outros sistemas que não o respiratório. O conhecimento dos modos ventilatórios e da ciclagem é de suma importância para uma respiração artificial segura e eficiente, para garantir a integridade das vias aéreas e o correto funcionamento do sistema respiratório, evitando a fadiga e ajudando a restaurar a força muscular (VITA *et al.*, 2021).

Ventiladores mecânicos são dispositivos usados para ajudar pacientes clinicamente instáveis ou que não são capazes de respirar espontaneamente e recuperar sua saúde. É o caso de pacientes críticos que apresentam síndrome do desconforto respiratório agudo devido a COVID-19. Foi verificado experimentalmente que a temperatura ao nível da traqueia de uma pessoa normal varia entre 32 e 34°C, a umidade absoluta varia entre 25 e 35mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e a umidade relativa é de aproximadamente 95% (SHELLY, 1998; BRANSON, 1999).

Com base nos dados experimentais, o Compêndio da Associação de Medicina Intensiva Brasileira de 2004, recomenda que a temperatura do ar fornecido ao paciente intubado (ventilação mecânica) seja entre 32 e 34°C e umidade relativa entre 95 e 100%. Internacionalmente (padrão internacional), condições semelhantes foram padronizadas para fornecer ar com umidade relativa de 100%, umidade absoluta de 36 a 40 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e temperatura entre 31 a 35 °C (CAIRO, 2013).

Para Oliveira *et al.* (2019) o aquecimento do ar inspirado e os sistemas ativos de umidificação não estão sendo realizados de forma adequada, posto que na maioria das vezes (65,8% de acordo com o estudo), o nível de aquecimento se encontrava abaixo do esperado, correspondendo a 30-33°C.

Paralelamente, notou-se que, em 87,5% das ocasiões, a quantidade de água presente nos copos umidificadores foi diferente do valor recomendado, constatando-se que eles possuem relação inversamente proporcional com a viscosidade das secreções de pacientes em ventilação mecânica invasiva.

Cumprе ressaltar que o ar ambiente (21°C e umidade relativa de 50%), ao ser inalado espontaneamente, aumenta sua umidade relativa para 80 a 90%, aquecendo-se em torno de 34°C ao passar pelo nariz, e, ao ser exalado, transfere calor para a mucosa respiratória, sendo essa troca de calor fundamental para a função normal das vias aéreas (OLIVEIRA *et al.*, 2019).

Conforme exposto anteriormente, levando em consideração as diretrizes, a umidade do ar desempenha um papel importante na ventilação mecânica. O controle da umidade deve ser preciso o suficiente para que qualquer resposta do paciente durante a intubação possa estar associada à sua interação fisiológica com a medicação e não ao excesso de falta de umidificação do ar inspirado. Estudos têm demonstrado que os dados relativos à umidade apresentados pelos fabricantes são questionáveis (LELLOUCHE *et al.*, 2009).

Segundo Ashry e Modrykamien (2014), instrumentos de medição adicionais têm sido utilizados na prática para monitorar a umidade durante o uso do ventilador mecânico, como por exemplo, higrômetro-termômetro, que infelizmente nem sempre estão disponíveis.

Outras formas de monitorar a umidificação são empregadas, como por exemplo as características da secreção. Existe uma relação direta entre o volume da secreção e o nível de umidificação. Altos níveis de umidificação levam ao aumento do volume da secreção e a baixa umidificação levam à formação de crostas e diminuição do seu volume (SOTTIAUX, 2006).

O superaquecimento também é um problema na ventilação mecânica. A alta temperatura do ar pode causar hipertermia localizada, aumento da atividade metabólica do paciente para manter sua normotermia. Esse aumento de temperatura também pode causar disfunções proteicas, enzimáticas, cardíacas e respiratórias e até mesmo retardo na extubação. Os ventiladores mecânicos convencionais não possuem sensores de temperatura que medem a temperatura local do ar insuflado, apenas a oscilação da temperatura é medida. Nessa circunstância, a temperatura do ar na interface tubo-paciente não é controlada (SOTTIAUX, 2006).

A proposta deste estudo é apresentar um modelo matemático que prevê a resposta de um ventilador conectado a um compressor isento de óleo em uma extremidade e o paciente na outra. O modelo será utilizado para controle em tempo real da temperatura e umidade do ar na interface máquina / paciente (traqueia) para manter o ar insuflado nas condições recomendadas pelo padrão internacional (100% de umidade relativa e umidade absoluta entre 36 e 40mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e temperatura entre 31 e 35°C) (Cairo, 2013).

O modelo poderá ser utilizado posteriormente em outro projeto de pesquisa para projetar/construir um ventilador mecânico que controle em tempo real parâmetros como temperatura e umidade evitando infligir condições médicas adicionais aos pacientes devido ao mau controle de temperatura e umidade.

Descrevemos a motivação deste estudo conforme os tópicos abaixo:

- Ainda hoje nas ITU no Brasil, o controle de Temperatura (T) e Umidade Relativa ( $\phi$ ) do ar insuflado ainda se mantém bastante fora dos valores recomendados pelo padrão internacional (Cairo, 2013);
- Obter o controle em tempo real de parâmetros de controle (temperatura e umidade relativa) a partir de um modelo matemático de um ventilador mecânico simulado e validado;
- Análise paramétrica do sistema de aquecimento e umidificação de ar com o objetivo de entender o comportamento físico.

## 1.2. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

No Capítulo 1 será apresentada a introdução com os principais conceitos em relação ao tema e pesquisa desenvolvida, a motivação para realização deste trabalho, além da organização e estruturação do mesmo;

No Capítulo 2 será apresentada uma fundamentação teórica dos conceitos abordados e utilizados durante o desenvolvimento do trabalho e uma revisão bibliográfica que representa o estado da arte no assunto;

No Capítulo 3 está descrito o objetivo geral deste projeto, estratificado em objetivos específicos;

No Capítulo 4 estão descritos os desafios identificados em relação ao tema da pesquisa;

No Capítulo 5 são descritas questões relacionadas à metodologia que foi empregada para que os objetivos específicos fossem devidamente atingidos;

O Capítulo 6 apresenta os resultados e discussão;

O Capítulo 7 traz as conclusões da pesquisa desenvolvida;

O Capítulo 8 traz as principais recomendações e sugestões para o desenvolvimento e sequência dessa pesquisa e certamente trabalhos futuros;

Por fim, o Capítulo 9 traz as referências bibliográficas que foram consultadas e citadas no referido trabalho.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1. PANDEMIA e SARS-CoV-2

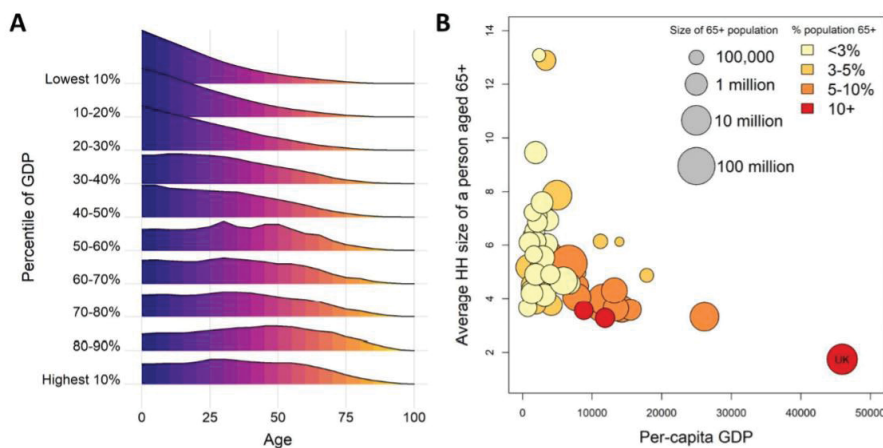
Em dezembro de 2019, um grupo de pacientes com pneumonia de causa desconhecida foi vinculado a um mercado atacadista de frutos do mar em Wuhan, China. Um betacoronavírus até então desconhecido foi descoberto por meio do uso de sequenciamento imparcial em amostras de pacientes com pneumonia (ZHU *et al.*, 2020).

Os coronavírus (CoVs) são tradicionalmente considerados patógenos letais para seres humanos, causando inicialmente resfriados e infecções leves do trato respiratório superior em pacientes de todas as faixas etárias (COSTA LIMA; SOUZA; BATISTA LIMA, 2020).

No dia 11 de março de 2020, a Organização Mundial da Saúde declarou que o mundo passava a enfrentar uma nova pandemia causada pelo SARS-CoV-2, a COVID-19, que é a sigla de "doença de coronavírus 2019". Somente no ano de 2020 foram mais de 400 mil mortes no Brasil, segundo informações do Ministério da Saúde (MARTINS; LOCATELLI; HAHN, 2020).

A Figura 2.1 ilustrada a seguir resume dois dos fatores demográficos e sociais que provavelmente determinaram a carga de COVID-19 em diferentes países. Primeiro, há uma forte correlação entre o produto interno bruto (PIB, uma medida da força da economia) de um país e sua demografia subjacente (Parte A da Figura) (WALKER *et al.*, 2020).

Figura 2.1 - Padrões demográficos, sociais e de mistura relevantes para a transmissão e carga do COVID-19 em diferentes países.



Fonte: Walker et al., 2020.

Os países de renda mais alta tendem a ter populações mais velhas; os países de renda mais baixa, em contraste, têm uma proporção muito menor de população que está acima de 65 anos e, portanto, é um público que representa alto risco de mortalidade (WALKER *et al.*, 2020).

Os coronavírus se tornaram um dos principais patógenos envolvidos em surtos emergentes de doenças das vias respiratórias. Os CoVs já assolaram a população em outros tempos, mas a taxa de transmissibilidade do SARS-CoV-2 mostrou-se superior aos demais, causando devastadores impactos sociais e econômicos (MARTINS; LOCATELLI; HAHN, 2020).

### 2.1.1. SARS-CoV-2 no Brasil

É certo que a doença provocou significativas consequências no sistema econômico, o que levou diversos países a adotarem medidas de estímulo para contrabalançar os efeitos contracionistas da doença (WALKER *et al.*, 2020).

Um outro fator agravante da pandemia, segundo Porsse *et al.* (2020) teve relação com a paralisação temporária das atividades econômicas essenciais e não essenciais, principalmente no setor de serviços, devido à necessidade de isolamento social.

O insuficiente conhecimento científico sobre o novo coronavírus, sua alta velocidade de disseminação e capacidade de provocar mortes em populações vulneráveis, geraram incertezas que por sua vez foram sugeridas estratégias a serem utilizadas para o enfrentamento da epidemia em diferentes partes do mundo. No Brasil, os desafios foram ainda maiores, pois é uma nação de grande desigualdade social, com populações vivendo em condições precárias de habitação e saneamento, sem acesso à água e em muitos casos em situação de aglomeração (WERNECK; CARVALHO, 2020).

Para Coelho (2020) o panorama no Brasil quase sempre foi incerto e as estimativas válidas e confiáveis do número de casos e óbitos por COVID-19 esbarram na ausência de dados confiáveis, seja dos casos ou da implantação efetiva das medidas de contingência (COELHO, 2020).

O Brasil apresenta forte heterogeneidade espacial em termos de demografia, idade, distribuição, divergência política, acesso à saúde pública e índices de pobreza. Por esses motivos, a epidemia de COVID-19 impactou as

diversas populações do país de forma diferente, sempre com altos índices de transmissibilidade, letalidade e vulnerabilidade (COELHO, 2020).

## 2.2. VENTILADORES MECÂNICOS

### 2.2.1. Introdução sobre equipamentos de ventilação mecânica

Os ventiladores mecânicos, também chamados de aparelhos para respiração artificial são instrumentos construídos para auxiliar o paciente clinicamente instável ou que se encontra em mau estado geral (sem condições de respirar voluntariamente) a restabelecer sua saúde. Este é o caso de pacientes graves acometidos de síndrome respiratória aguda devido à infecção pelo vírus SARS-CoV-2.

O acelerado aumento do número de casos de doença pelo novo coronavírus (COVID-19) desde o começo de 2020 exigiu que os países aumentassem as vagas nas unidades de terapia intensiva (UTI). Além disso, doenças respiratórias, neoplasias, cardiopatias, hipertensão e diabetes aumentam sua letalidade tornando ainda maior a escassez de leitos de UTI e ventiladores pulmonares (MOREIRA, 2020).

No indivíduo normal, o condicionamento do ar inspirado (aquecimento, umidificação e filtração) ocorre no trato respiratório superior. Quando utilizada a ventilação mecânica, as interfaces dos tubos influenciam de forma direta e indireta no sistema fisiológico normal do indivíduo. Assim, os ventiladores mecânicos possuem dispositivos com a finalidade de condicionar o ar insuflado ao paciente. No entanto, os dispositivos convencionais consistem apenas de uma base metálica que recebe calor, sobre a qual se coloca um copo com água (FERREIRA, 2006).

Com a produção de vapor d'água a partir do aquecimento do copo, fazendo o fluxo de ar passar sobre o copo, realiza-se a umidificação e aquecimento do ar insuflado. Por isso, não há um controle direto sobre o processo no ventilador. De acordo com Ferreira (2006) algumas dificuldades decorrentes do uso de tal sistema são: o superaquecimento que causa uma rejeição de calor importante para as vias aéreas do paciente e isto pode causar a hipertermia localizada, além de um consumo metabólico adicional no paciente

para manter a normotermia geral de seu corpo, o que pode provocar disfunções proteicas, enzimáticas, cardíacas e respiratórias, bem como retardo no processo de retirada do ventilador mecânico.

Além disso, a válvula inspiratória/expiratória do gás que é conduzido ao paciente não é unidirecional, podendo provocar possíveis refluxos de ar. As máquinas convencionais existentes também não apresentam um termômetro que meça as temperaturas locais nos tubos das interfaces, e sim um termoscópio que apenas registra oscilações da temperatura do ar de insuflamento. Desta forma, a temperatura do ar na saída do tubo que se conecta ao indivíduo não é controlada, o que, nos equipamentos convencionais em uso, comumente acarreta lesões endotraqueais, hipotermia, hipertermia, e traumatismos do trato respiratório (FERREIRA, 2006).

A falta de controle da umidade relativa resultante do processo de umidificação provoca a condensação de água no sistema, o que leva a uma proliferação de germes e bactérias, hipersecretividade com formação de grande quantidade de secreções, formando tampões mucosos de secreções, mais conhecidos como rolhas, que são responsáveis pela obstrução parcial ou total do tubo endotraqueal (duto que vai desde a cavidade oral até a Carina – parte final da traqueia), o qual conduz o ar insuflado pela máquina para os pulmões. Assim, é necessária uma higienização frequente dos tubos para evitar traumas pulmonares (FERREIRA *et al.*, 2018).

Os problemas técnicos que ocorrem em ventiladores mecânicos aplicados em emergência estão relacionados ao condicionamento dos gases insuflados ao paciente. Ventiladores mecânicos convencionais (emergência) não realizam o controle simultâneo, em tempo real, da temperatura e da umidade relativa dos gases localmente nos tubos da interface que se conecta ao paciente (Ferreira, 2006; Ferreira *et al.*, 2018).

### 2.2.2. Necessidade dos ventiladores mecânicos

Como resultado do novo surto de doença por coronavírus (COVID-19), o aumento foi significativamente maior do que a demanda esperada pela aquisição de ventiladores mecânicos necessários para o tratamento de pacientes afetados. Pelo fato de que o vírus ter se espalhado rapidamente pelo mundo, a

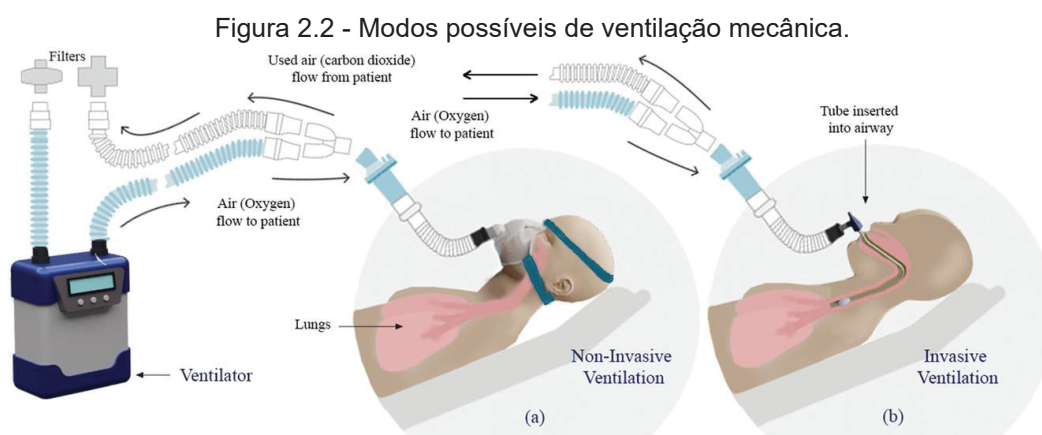
falta de ventiladores foi de certa forma um desafio global (CHRISTOU *et al.*, 2020).

De acordo com Christou *et al.* (2020), a respiração é fundamental para a vida e é regulada por um complexo sistema de freios e contrapesos no corpo. O equilíbrio biológico muda para um estado de insuficiência respiratória quando o mecanismo respiratório é comprometido por infecção por vírus ou por outras doenças respiratórias. Quando isso ocorre, o ventilador mecânico torna-se um suporte essencial à vida, devendo também proteger os pulmões de maiores danos. Ele fornece pressão positiva nas vias aéreas e fluxo de ar para apoiar o trabalho respiratório, sustentar a oxigenação e permitir a recuperação do paciente.

Os ventiladores foram máquinas cobiçadas. Quando o número de pacientes com COVID-19 esteve no mais elevado nível de infectados e logo no início da pandemia, a escassez de ventiladores mecânicos foi uma grande preocupação e foi agravada pela falta de profissionais que pudessem gerenciar tais equipamentos (CHRISTOU *et al.*, 2020).

### 2.2.3. Princípios do funcionamento da ventilação mecânica

Para Christou *et al.*, (2020), o método de aplicação da ventilação mecânica pode variar dependendo da condição do paciente. Os dois modos possíveis (Figura 2.2, partes a e b) para fornecer ventilação mecânica são os do tipo “não invasivos” e “invasivos”, determinados pela intubação ou não do paciente.



Fonte: Christou *et al.*, 2020.

De acordo com a (Figura 2.2) anteriormente ilustrada acima, os modos de ventilação podem ser subdivididos em modos de controle ou suporte, dependendo dos esforços respiratórios do paciente e sedação e, finalmente, modos controlados por pressão ou volume. A ventilação não invasiva é fornecida por máscara facial, enquanto a ventilação invasiva envolve a inserção de uma máscara laríngea, tubo endotraqueal ou traqueostomia (CHRISTOU *et al.*, 2020).

A ventilação invasiva é típica quando o ventilador é necessário para gerenciar todo o trabalho respiratório do paciente. A aplicação da ventilação não invasiva na síndrome do desconforto respiratório agudo não é a solução ideal, mas em uma situação de emergência, como a do COVID - 19, essa modalidade pode fornecer suporte complementar útil. Além disso, a ventilação não invasiva está sendo melhorada ativamente (CHRISTOU *et al.*, 2020).

Para Christou *et al.* (2020) a primeira etapa antes de colocar um paciente em qualquer modo de ventilador é a ventilação com máscara de bolsa (comumente conhecida como bolsa AMBU). A bolsa AMBU é um dispositivo médico amplamente disponível que consiste principalmente em um reservatório de ar macio que é pressionado manualmente para fornecer ar ao paciente. O paciente recebe ventilação com pressão positiva ao apertar a bolsa por um profissional de saúde. Depois de espremida, a bolsa é capaz de retornar à sua forma original devido ao seu material propositalmente selecionado (CHRISTOU *et al.*, 2020).

O oxigênio é administrado por meio de um tubo desta bolsa. Esta é uma forma de ventilação externa, pois o paciente está sendo ventilado por uma força externa. Com o aumento na demanda por ventilador, resultando em disponibilidade limitada, tais dispositivos podem ser usados por longos períodos de tempo para fornecer ventilação externa em situações de emergência (CHRISTOU *et al.*, 2020).

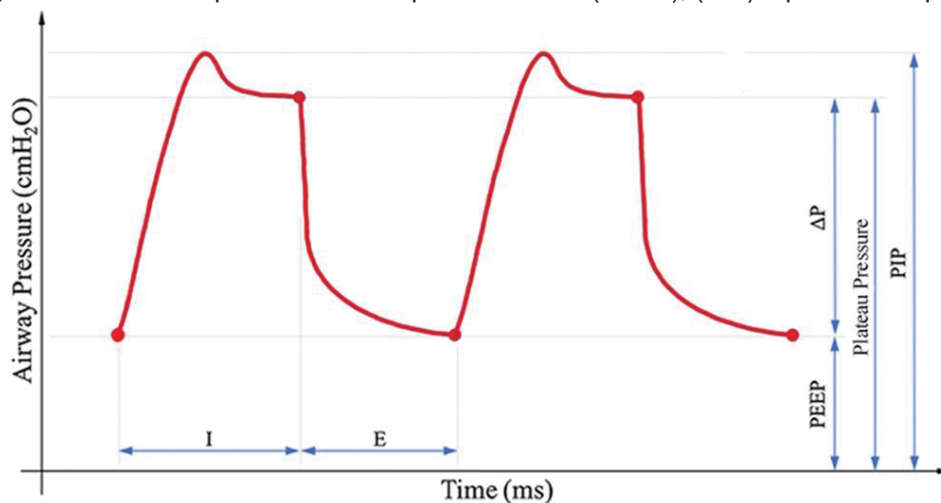
#### 2.2.4. Ventiladores mecânicos: tipos e modos de operação

Em relação aos parâmetros chave e de controle, os ventiladores mecânicos são máquinas com foco médico e podem ser complexados para operar por qualquer pessoa com experiência não clínica. Para uma melhor

compreensão por leitores não clínicos e para oferecer pontos de entrada da perspectiva da engenharia, é importante compreender os parâmetros fundamentais em jogo. Assim, visualizar os principais parâmetros em um ventilador mecânico simplificado deve ser monitorado regularmente. Isso inclui volume corrente, pressão das vias aéreas, pico de pressão inspiratória, pressão de platô, pressão expiratória final positiva e frequência respiratória (CHRISTOU *et al.*, 2020).

Para Christou *et al.* (2020), o volume corrente é o volume de ar que entra e sai dos pulmões a cada respiração. Volumes excessivos podem inflar e esticar o tecido pulmonar, causando lesões. Portanto, é escolhido pelo médico, geralmente usando o peso corporal previsto. A pressão nas vias aéreas é a pressão fornecida pelo ventilador ao paciente durante a ventilação. Existem quatro medidas distintas de pressão nas vias aéreas durante um ciclo respiratório típico de ventilação mecânica conforme (Figura 2.3).

Figura 2.3 - Ciclo respiratório com os parâmetros de (PEEP), (PIP) e pressão de platô.



Fonte: Christou *et al.*, 2020.

A pressão expiratória final positiva (PEEP) é uma configuração importante usada para manter o recrutamento pulmonar necessário para a troca gasosa e para prevenir o colapso das unidades pulmonares terminais (atelectasia), que pode causar danos adicionais. Pico de pressão inspiratória (PIP) é a pressão máxima nas vias aéreas durante a inspiração. A pressão de platô, que geralmente é menor que a PIP e medida durante o final da pausa inspiratória, representa a pressão nos alvéolos e costuma ser usada como um limite para

níveis de alta pressão. Já a pressão motriz é a diferença de pressão adicionada acima da PEEP à pressão de platô (SUZUMURA *et al.*, 2020).

Essas quatro medidas de pressão das vias aéreas fornecem os extremos de inspiração e expiração (Figura 2.3) e junto com os componentes de tempo. Este conjunto de métricas pode descrever aproximadamente todo o ciclo respiratório com redundância mínima. Além de vários valores de pressão, a frequência respiratória é outro parâmetro importante que reflete o número de respirações por minuto durante a ventilação. É comumente em torno de 16-20 segundos, de modo que cada respiração tem aproximadamente 3-4 segundos de duração. Definir a frequência respiratória juntamente com o volume corrente garante uma ventilação minuto adequada (litros de ar por minuto) (CHRISTOU *et al.*, 2020).

#### 2.2.5. Objetivos e parâmetros da ventilação mecânica

A pandemia por COVID-19 deixou gestores, profissionais de saúde e a população preocupados com a potencial escassez de ventiladores pulmonares para suporte de pacientes graves. No Brasil, surgiram diversas iniciativas com o intuito de produzir ventiladores alternativos para ajudar a suprir a demanda (SUZUMURA *et al.*, 2020).

Para Silva; Rocco (2018) a ventilação mecânica é um sistema de suporte à vida utilizado para manter a função pulmonar adequada em pacientes gravemente enfermos ou submetidos à anestesia geral. Os benefícios e malefícios da ventilação mecânica dependem não apenas da configuração da máquina pelo operador (entrada), mas também de sua interpretação dos parâmetros derivados do ventilador (saídas), que devem orientar as estratégias do ventilador.

Uma vez que as entradas - volume corrente ( $V_T$ ), pressão expiratória final positiva (PEEP), frequência respiratória (FR) e fluxo de ar inspiratório ( $V$ ) - ajustadas, as seguintes saídas devem ser medidas: PEEP intrínseca, pico ( $P_{pico}$ ) e de platô ( $P_{plat}$ ), pressão motriz ( $\Delta P$ ), pressão transpulmonar ( $P_L$ ), energia mecânica, potência mecânica e intensidade. Durante a ventilação mecânica assistida, além desses parâmetros, devem ser avaliados a pressão

gerada 100 ms após o início do esforço inspiratório ( $P_{0,1}$ ) e o produto pressão-tempo por minuto (PTP / min) (SILVA; ROCCO, 2018).

Os parâmetros acima mencionados devem ser vistos como um conjunto de saídas, todas as quais precisam ser rigorosamente monitoradas à beira do leito, a fim de desenvolver uma abordagem personalizada, caso a caso, da ventilação mecânica. Além disso, são necessárias mais pesquisas clínicas para avaliar os limites seguros de cada parâmetro em pulmões lesados e não lesados (SILVA; ROCCO, 2018).

Segundo Christou et al. (2020) as principais características dos ventiladores mecânicos são o uso de peças genéricas disponíveis no mercado, materiais amplamente disponíveis e técnicas de fabricação simples. Esses dispositivos oferecem apenas alguns dos recursos dos ventiladores convencionais e seriam justificáveis em casos de emergência onde a disponibilidade e o custo do equipamento médico padrão fossem limitados. A seguir estão mencionadas as principais características dos ventiladores mecânicos e de emergência, reforçando a importância e o diferencial entre ambos os equipamentos.

#### **Ventiladores mecânicos:**

- Monitoramento e controle preciso sobre um grande número de parâmetros associados ao status de ventilação do paciente;
- Operação robusta e confiável por longos períodos com requisitos mínimos de supervisão;
- Capacidade de detectar mudanças na condição do paciente e avisar a equipe médica ou realizar ajustes automáticos no modo de ventilação;
- Alto custo e tempo significativo necessário para a fabricação devido ao uso de componentes complexos e propositadamente feitos;
- É necessário um treinamento extensivo para operar o sistema.

#### **Ventiladores de emergência**

- Monitoramento de parâmetros respiratórios limitados necessários para realizar o suporte ventilatório básico;
- Confiabilidade e robustez na operação não combinam com ventiladores mecânicos;

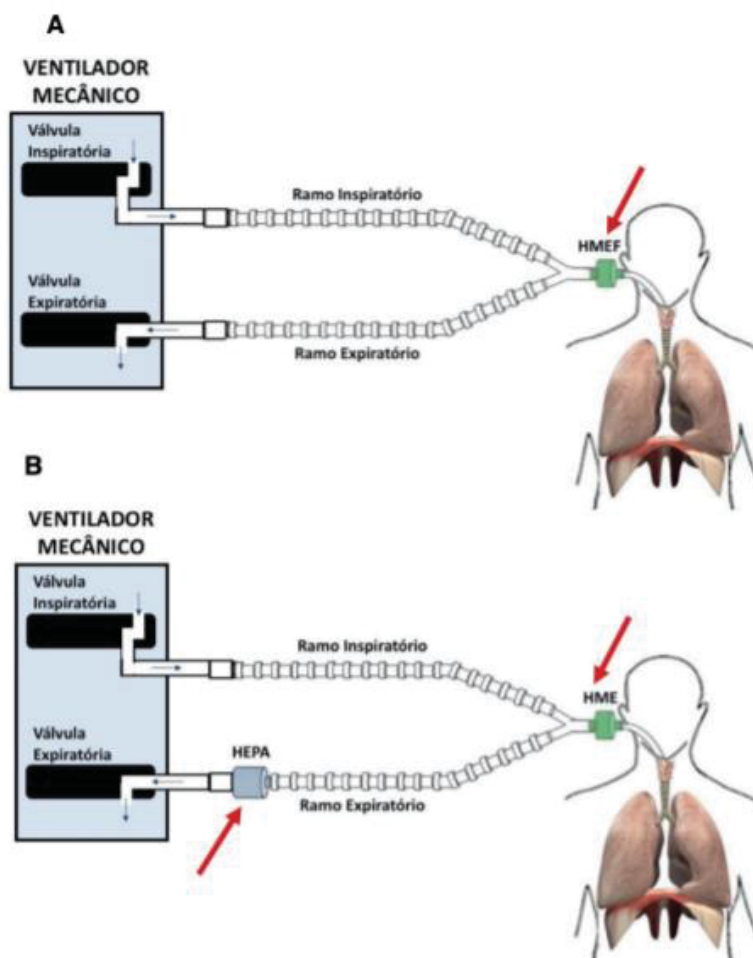
- Capacidades limitadas em detectar e alertar para mudanças na condição do paciente, exigindo monitoramento adicional pela equipe médica;
- Baixo custo e tempo mínimo de fabricação, usando componentes prontos para alcançar uma rápida implantação, mesmo em configurações de poucos recursos;
- Operação simples que requer treinamento mínimo.

#### 2.2.6. Sistema de aquecimento e umidificação de ar

Umidificação é o processo no qual o vapor de água ou umidade é adicionado ao ar sem alterar sua temperatura.

Para Andrade (2020), em relação ao emprego da umidificação passiva na ventilação invasiva, os umidificadores passivos são instalados logo após o “Y” do circuito do ventilador mecânico, conforme ilustração (Figura 2.4).

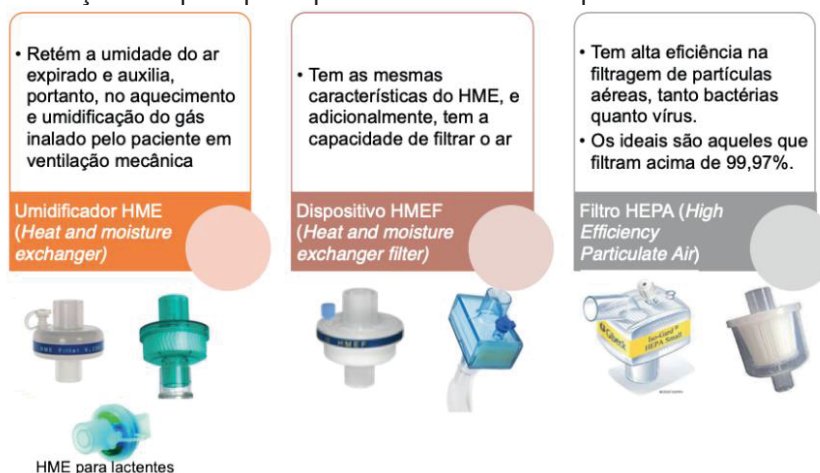
Figura 2.4 - Ilustração da localização do HMEF, HME e HEPA durante a VMI.



Fonte: Andrade, 2020.

HMEF (*heat and moisture exchanger filter*) é um dispositivo que tem por característica possuir um filtro + trocador de calor e umidade. O HME (*heat and moisture exchange*) ou trocador de calor e umidade, este pode ou não ter um filtro. Já o HEPA (*high efficiency particulate*) significa filtro particulado de alta eficiência. Ambos os filtros estão ilustrados na Figura 2.5. O filtro HEPA é um dispositivo muito versátil e indicado para uso em circuitos respiratórios de aparelhos de ventilação mecânica e anestesia, previne a infecção cruzada entre o paciente e o equipamento de ventilação mecânica e pode ser utilizado no ramo expiratório e/ou inspiratório do circuito (ANDRADE, 2020).

Figura 2.5 - Descrição dos principais tipos de umidificadores passivos utilizados na ventilação.



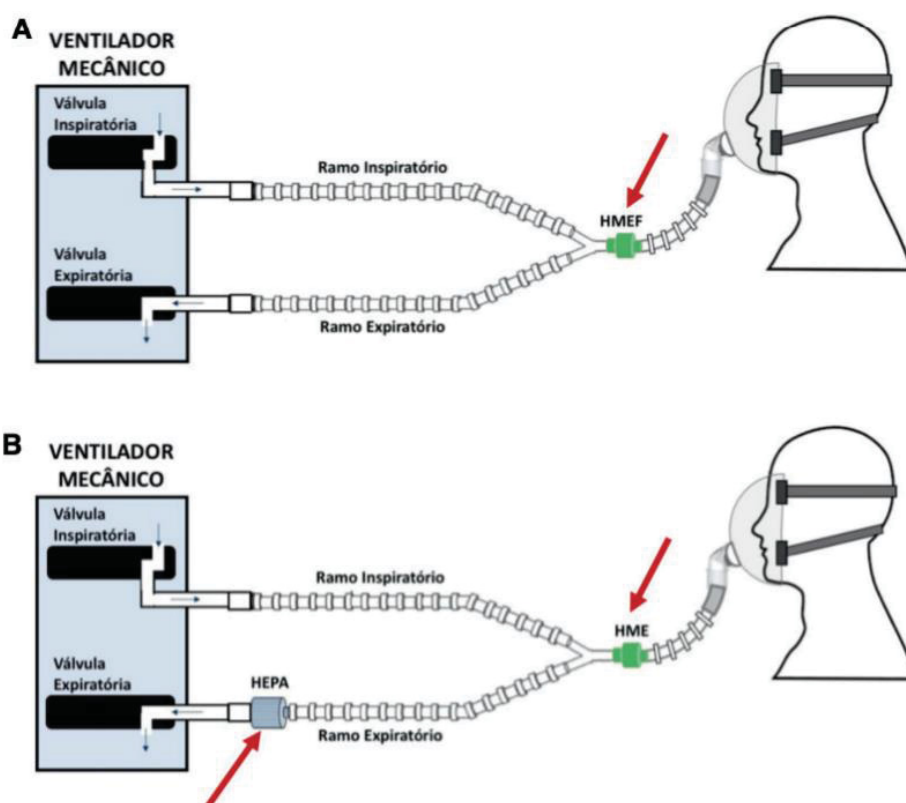
Fonte: Andrade, 2020.

Considerando a ilustração acima (Figura 2.5), a preferência deve ser dada ao uso do HMEF, pois reúne as funções de filtração, aquecimento e umidificação do gás. Andrade (2020) ressalta que é importante que o HMEF precisa ter eficiência de filtração bacteriana e viral maior que 99,99% e poro mínimo de 2  $\mu\text{m}$  para ser empregado com segurança durante a ventilação mecânica aplicada aos casos suspeitos ou confirmados da COVID-19. Entretanto, na impossibilidade de usá-los, os dispositivos HME são a opção, devendo ser instalados na mesma localização, associados ao filtro HEPA posicionado na saída do ramo expiratório, favorecendo a filtração do gás expirado antes da sua eliminação para o ambiente.

A utilização da ventilação mecânica não invasiva (VMNI) em pacientes com COVID-19 é alvo de muita controvérsia. Entretanto, caso opte-se por sua

utilização, os mesmos cuidados quanto ao risco de dispersão de aerossóis são necessários. Embora não indicados, caso seja necessário utilizar ventiladores específicos para VMNI com circuito único (situação possível em casos de colapso do sistema de saúde com falta de ventiladores com circuitos duplos), o dispositivo HMEF deve ser escolhido, sendo colocado na saída da interface, antes do orifício de exalação do circuito (Figura 2.6) (ANDRADE, 2020).

Figura 2.6 - Ilustração da localização do HMEF, HME e HEPA durante a VMNI, ventilação não invasiva com circuito duplo.

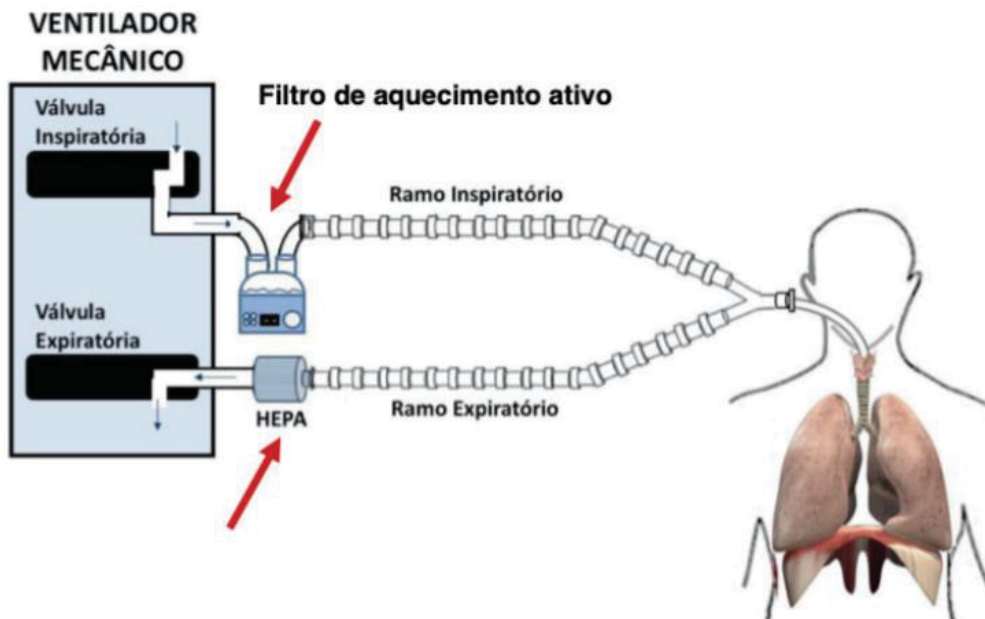


Fonte: Andrade, 2020.

Utilizando-se o ventilador mecânico convencional com circuito duplo (ramo inspiratório e expiratório separados) no modo para VMNI (Figura 6), o mesmo padrão de uso de filtros e dispositivos de umidificação passiva descritos para VMI são utilizados (ANDRADE, 2020).

Já a umidificação ativa (umidificadores aquosos aquecidos) deve ser evitada em pacientes com COVID-19 (Figura 2.7). Esse tipo de umidificação aumenta a chance de dispersão de gotículas para o ambiente, favorecendo a disseminação do vírus.

Figura 2.7 - Ilustração da localização do umidificador ativo e do filtro HEPA na ventilação mecânica invasiva (VMI).



Fonte: Andrade, 2020.

Em pacientes neonatos, em especial nos recém-nascidos prematuros, a umidificação ativa é preferida, pois os dispositivos HME e HMEF apresentam espaço morto e resistência inadequados para esta população, promovendo ineficiência na umidificação e aquecimento, aumento do trabalho muscular ventilatório e alteração da troca gasosa. Durante o emprego da umidificação ativa, o uso do filtro HEPA no ramo expiratório é mandatório, para limitar a eliminação de vírus para o ambiente (ANDRADE, 2020).

### 2.3. ASPECTOS DA FISILOGIA DA VENTILAÇÃO PULMONAR

As análises das propriedades mecânicas do sistema respiratório raramente são efetuadas de rotina em pacientes intubados, ventilados artificialmente ou não. Tal fato reflete o pensamento da maioria dos profissionais que trabalham em terapia intensiva e que acreditam ser difícil a obtenção de parâmetros da mecânica respiratória nas unidades de terapia intensiva (UTI) (FERREIRA, 2006).

A respiração é um processo que envolve componentes neurais, químicos e musculares e tem como principais agentes o músculo diafragma, músculos intercostais e abdominais. O processo de respiração ocorre graças aos

movimentos que aumentam e diminuem o tórax fazendo com que o ar seja inspirado para dentro dos pulmões e posteriormente expirado. A movimentação torácica somente se torna possível quando existe força suficiente para vencer a retração elástica e a resistência ao fluxo aéreo (VERON *et al.*, 2016).

O diafragma, principal músculo da respiração, contrai-se durante a inspiração em conjunto com os músculos acessórios, incluindo os intercostais externos e escalenos. A contração promove expansão da cavidade torácica e redução da pressão intratorácica permitindo, assim, a entrada de ar nos pulmões. A expiração ocorre pelo relaxamento do diafragma e demais músculos ativados e, predominantemente, pelo recolhimento elástico dos pulmões (VERON *et al.*, 2016).

Para Ferreira (2006), é muito importante saber prover um bom suporte ventilatório, e para isso é necessário a determinação de parâmetros de ventilação mecânica para os pacientes que se encontram em tratamento de terapia intensiva (UTI). Portanto, há a necessidade de se estudar e de se ter o conhecimento da mecânica do sistema respiratório e de seus componentes.

A respiração é um processo que se repete ciclicamente, que envolve um trabalho por parte dos músculos respiratórios. Durante o processo de inspiração é necessário que a pressão alveolar seja inferior à atmosférica, mas na expiração, a pressão alveolar deve ser maior que a pressão atmosférica. Para haver fluxo inspiratório, pode-se reduzir a pressão alveolar a um nível inferior ao da pressão atmosférica (ventilação sob pressão negativa) ou elevar a pressão de abertura das vias aéreas acima da pressão ambiente e da pressão alveolar em repouso (ventilação sob pressão positiva) (FERREIRA, 2006).

Em relação a inspiração, o principal músculo inspiratório é o diafragma. É um septo músculo-fibrinoso, em forma de cúpula voltada cranialmente, que separa a cavidade abdominal da cavidade torácica. Sua parte periférica consiste em uma delgada camada muscular que se origina nas costelas inferiores e na coluna dorsal e converge para se inserir no tendão central. Durante a respiração basal, a inspiração depende principalmente da contração do diafragma (FERREIRA, 2006).

## 2.4. PARÂMETROS DE MEDIÇÃO E CONTROLE

Quanto a temperatura corporal, a maior parte dos tecidos e órgãos do corpo humano funciona melhor quando mantida em uma temperatura em torno de 37° C. Esta é a temperatura dos órgãos centrais do corpo: cérebro, coração, pulmões e vísceras abdominais (FERREIRA, 2006).

A temperatura dos tecidos periféricos (pele, subcutâneo e músculos) é geralmente menor do que a temperatura central. As variações na temperatura da pele podem ser observadas na mão, nariz e bochechas. A temperatura é medida no reto, na boca, e axilas. A temperatura retal é 0.6°C mais elevada do que as outras. A temperatura de qualquer órgão ou tecido interno depende de sua atividade metabólica, temperatura do sangue, que circula através do mesmo, e da saturação dos gradientes de temperatura aos tecidos vizinhos (FERREIRA *et al.*, 2018).

A umidade relativa do ar é definida como a relação de água no ar ambiente para a quantidade total de umidade que pode ser carregada no ar em uma determinada temperatura ambiente, expressa como percentual. Por exemplo, 40% de umidade relativa significa que o ar ambiente contém apenas 40% da capacidade desse ar em carrear umidade em uma determinada temperatura (MORAN e SHAPIRO, 1996).

O ar seco predispõe a problemas respiratórios. A mucosa nasal, ao entrar em contato com o ar seco, tende a tornar-se seca também, advindo desconforto, além de possibilitar pequenos sangramentos nasais. Estando o ar além de seco, é fundamental a prevenção contra resfriados e outras infecções respiratórias (FERREIRA, 2006).

Para Shapiro e Moran (1996) quanto à medição e controle de umidade, assim como qualquer outra substância o ar tem um limite de absorção, este limite se denomina saturação. Abaixo do ponto de saturação (ponto de orvalho) o ar úmido não se distingue do ar seco ao simples olhar sendo absolutamente incolor e transparente. Acima do limite de saturação a quantidade de água em excesso se precipita em forma de neblina ou pequenas gotas de água.

## 2.5. INFECÇÕES RESPIRATÓRIAS E COMPLICAÇÕES MÉDICAS

Para Toufen Junior; Carvalho (2007), o primeiro passo na escolha de um ventilador mecânico está em entender as características da UTI em que será utilizado o equipamento e como a equipe desta UTI pretende ventilar seus pacientes. A forma de ventilação deve ser escolhida conforme evidências clínicas, pela experiência da equipe, baseada em protocolos específicos e, principalmente, na fisiopatologia da lesão pulmonar a ser tratada. Nesse sentido as complicações médicas no processo de ventilação mecânica tem um nível menor de infecções e outras situações indesejadas.

Os ventiladores mecânicos convencionais (emergência) além de outros atributos não se aplicam aos pacientes em casos de COVID-19, além disso, segundo (Ferreira, 2006) são suscetíveis a hipotermia, hipertermia, formação de tampão mucoso de secreção, lesões da árvore traqueo-brônquica, degeneração citoplasmática nuclear, descamação celular, destruição ciliar, ulceração da mucosa, hiperemia, diminuição da complacência pulmonar, atelectasia, inflamações, cilioestase, e processos infecciosos generalizados.

As pneumonias estão, juntamente com as infecções cirúrgicas, sepses e infecções urinárias, entre os quatro tipos de infecções mais frequentes, perfazendo aproximadamente 10% de todas as infecções hospitalares. A pneumonia é a segunda infecção em termos de incidência e a mais frequente em unidades de terapia intensiva, ocasionando um aumento considerável nos custos hospitalares (DIAZ, 2005).

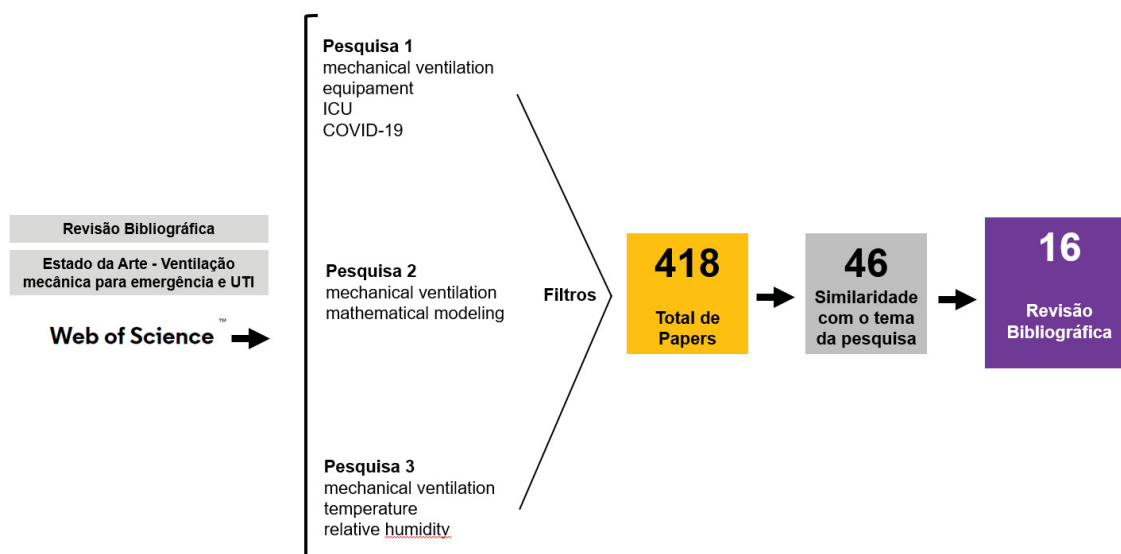
Em um estudo realizado em uma UTI de um hospital público no Estado do Piauí incluindo 30 pacientes que estavam conectados em ventilação mecânica, com umidificadores ativos, observou-se que os parâmetros, características das secreções, nível de aquecimento e de água nos copos de umidificação, em 65,8% das vezes, o aquecimento estava abaixo do esperado, em 87,5% das ocasiões, a quantidade de água nos copos umidificadores foram inadequadas, em 53,3%, havia água nos circuitos (OLIVEIRA *et al.*, 2019).

Com isso, os pesquisadores concluíram que o aquecimento do ar inspirado e os sistemas ativos de umidificação não estão sendo realizados de forma adequada e eles possuem relação com a viscosidade das secreções (OLIVEIRA *et al.*, 2019).

## 2.6. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Foi realizada uma ampla pesquisa e revisão bibliográfica considerando o estado da arte no assunto. A revisão bibliográfica foi orientada e baseada por uma série de artigos e pesquisas utilizando as bases de dados da Web Of Science, conforme ilustra a Figura 2.8 a seguir.

Figura 2.8 - Ilustração do processo de pesquisa na plataforma da Web of Science.



Fonte: Autor, 2023.

### 2.6.1. Equipamentos de ventilação mecânica aplicados em UTI e tratamento de COVID-19

Como resultado do novo surto da doença de Coronavírus (COVID-19), um aumento foi testemunhado na demanda por ventiladores mecânicos necessários para o tratamento de pacientes afetados. Como o vírus se espalhou rapidamente pelo mundo, a escassez de ventiladores se tornou um desafio global e vários esforços e iniciativas foram encabeçados.

Enquanto a indústria se mobilizou para produzir equipamentos de grau médico, vários ventiladores de emergência de baixo custo e menos complexos foram desenvolvidos, principalmente por meio de canais acadêmicos e de código aberto, com a esperança de atender a qualquer lacuna temporária de necessidades até que o fornecimento de ventiladores de grau médico se tornasse suficiente.

Dentre esses equipamentos o GlasVent, foi uma versão automatizada do dispositivo de ressuscitação manual, comumente conhecido como máscara de válvula grande ou bolsa de unidade de respiração manual artificial e amplamente utilizada antes de iniciar a ventilação mecânica (CHRISTOU *et al.*, 2020).

O GlasVent é composto e fabricado por peças mecânicas impressas em 3D, materiais amplamente disponíveis, dispositivos eletrônicos e sensores prontos para uso que podem ser montados rapidamente. Pós-COVID-19, esses ventiladores podem potencialmente ser usados no atendimento clínico de uma variedade maior de pacientes com lesões, doenças pulmonares não transmissíveis, como asma grave, entre outras possibilidades (CHRISTOU *et al.*, 2020).

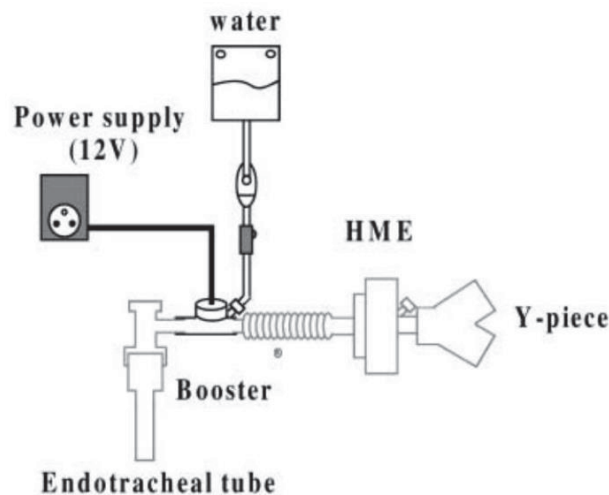
A eclosão da pandemia de COVID-19 estava diretamente ligada à disseminação de partículas infecciosas em ambientes internos entre humanos, destacando a importância de ações rigorosas e eficazes para limitar a transmissão de doenças. Foram identificadas infecções por mucormicose em pacientes com COVID-19, em que a investigação teve como objetivo investigar potenciais soluções de HVAC de controle de infecção para ambientes internos, bem como seus principais mecanismos para reduzir o risco de doenças infecciosas por meio de modelos de simulação de um edifício válido em uma região de clima quente (WILLIAM *et al.*, 2021).

Entre os inúmeros dispositivos fabricados para fornecer calor e umidade aos gases inspirados, os sistemas umidificadores aquecidos são os mais utilizados devido à sua eficácia. No entanto, estes dispositivos apresentam algumas desvantagens: condensação de água que pode ser fonte de infecção, altos custos de manutenção, riscos elétricos, e aumento da carga de trabalho do enfermeiro (controle de temperatura, reabastecimento de reservatório de água, drenagem de água condensada em no circuito) (THOMASHOT *et al.*, 2002).

Posicionado entre o tubo endotraqueal e o ventilador, o HME (trocador de calor e umidade) captura o calor e a umidade transportados nos gases expiratórios e devolve o calor e a umidade coletados aos gases frios e secos inspirados pelo paciente. A eficiência do HME foi testada em vários estudos, mas o desempenho de HMEs hidrofóbicos podem ser inadequados. Além disso, esses umidificadores, durante a ventilação de longo prazo e durante a ventilação com ventilação minuto elevada, pode ter algumas limitações. Nesse sentido,

configurado com o conceito de HME, um dispositivo chamado Booster<sup>TM</sup> (Figura 2.9) foi recentemente introduzido para uso clínico. O Booster<sup>TM</sup> aumenta os níveis de temperatura e umidade dos gases medicinais fornecidos ao paciente (THOMASHOT *et al.*, 2001).

Figura 2.9 - Dispositivo Booster<sup>TM</sup> posicionado entre o HME e o tubo endotraqueal.



Fonte: Thomashot *et al.*, 2001.

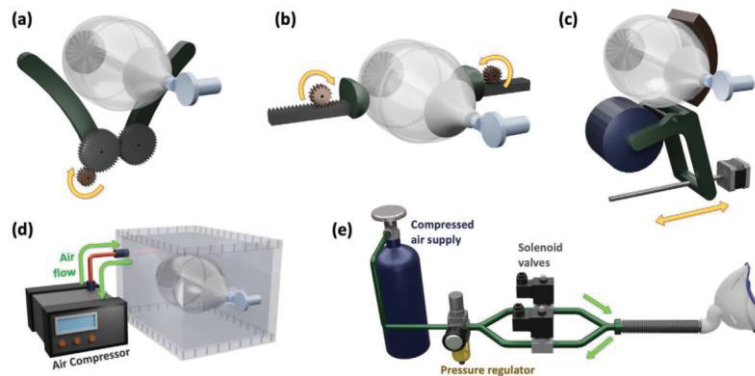
O aumento da demanda por ventiladores resultou em vários esforços e iniciativas para mitigar a escassez de oferta. Fabricantes estabelecidos de ventiladores realocaram recursos para aumentar a produção de equipamentos essenciais, ao mesmo tempo em que disponibilizavam alguns de seus projetos gratuitamente para que outros pudessem reproduzi-los.

Em alguns outros casos, empresas com experiência significativa e pessoal qualificado que operam em outros campos de engenharia tentaram replicar e adaptar projetos existentes de equipamentos de ventilação para poder fabricá-los em suas instalações. Enquanto alguns esforços focaram na produção de ventiladores mais próximos para os atuais equipamentos de grau médico padrão, outra onda de iniciativas se concentrou na produção de ventiladores de emergência de baixo custo adequados para implantação rápida (CHRISTOU *et al.*, 2020).

A Figura 2.10 a seguir, ilustra exemplos de fabricação de ventiladores de emergência, chamado de E-Vent, que emprega um mecanismo de engrenagem acionado por motor que opera uma estrutura semelhante a uma pinça para apertar a bolsa AMBU como uma mão humana faria. Este projeto usa peças de

alumínio prontas para uso e engrenagens usinadas junto com acrílico cortado a laser (CHRISTOU *et al.*, 2020).

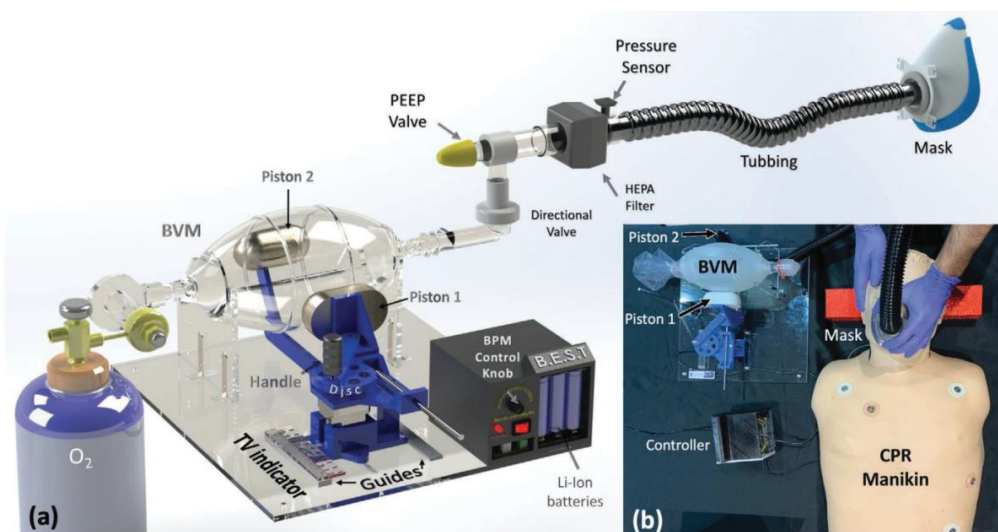
Figura 2.10 - Mecanismos de sistemas de ventilação desenvolvidos por diferentes instituições.



Fonte: Christou et al., 2020.

De acordo com a imagem ilustrada acima, os ventilados foram concebidos e fabricados por renomadas seguintes instituições, como: a) MIT, b) RICE University, c) OpenLung, d) Oxford University e King's College London. O item e) da figura é um exemplo de configuração de um sistema pneumático de ventilação de emergência. Diferentes versões desses projetos foram exploradas para se adaptar a métodos alternativos de fabricação. O sistema também inclui um sensor de pressão para monitorar a pressão das vias aéreas, conforme o ilustra a Figura 2.11 a seguir (CHRISTOU *et al.*, 2020).

Figura 2.11 - Sistema GlasVent. a) Modelo CAD da montagem GlasVent. b) Teste do sistema em um manequim médico.



Fonte: Christou et al., 2020.

### 2.6.2. Modelagem matemática para ventilação mecânica em UTI

Nos últimos anos, modelos matemáticos de ventilação pulmonar têm sido frequentemente utilizados para subsidiar as escolhas de Anestesiologistas e Ressuscitadores na definição dos parâmetros do ventilador mecânico. Nesse contexto, uma estratégia de controle em tempo real é sem dúvida crucial para evitar a ocorrência de trauma derivado de pressão induzida (DORSI, BORRI e GAETANO, 2017).

O trabalho proposto por Dorsi, Borri e Gaetano (2017), desenvolveu uma primeira versão de um modelo matemático de ventilação pulmonar fisiológica simples, mas realista. O complexo paciente-ventilador é considerado pela modelagem da onda de pressão fornecida pelo ventilador pulmonar mecânico como uma entrada externa (controle). Foram considerados dois cenários diferentes: o paciente que precisa ser ventilado como consequência de ter um desvio respiratório insuficiente (ventilação assistida) e o paciente sem respiração espontânea (ventilação controlada).

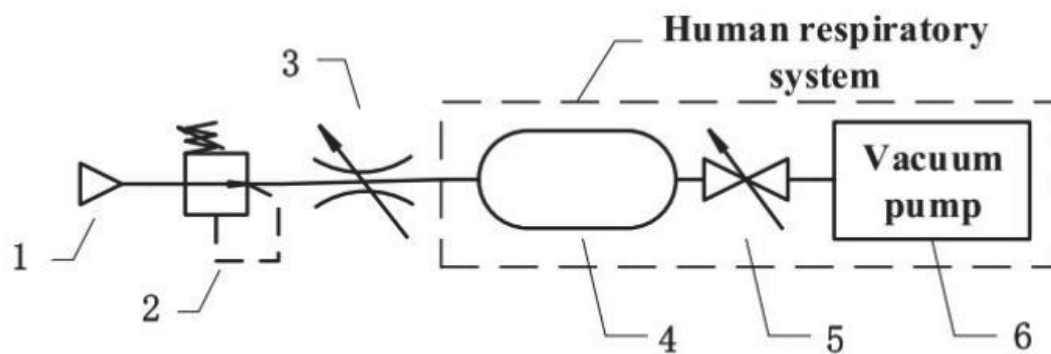
Nesse sentido uma lei de controle de feedback de saída foi proposta, baseada nas medidas de fluxo fornecidas pelo ventilador, e não explorando o pleno conhecimento das equações e parâmetros do modelo. A abordagem foi considerada promissora, uma vez que uma validação preliminar do sistema paciente-ventilador resultante mostra que o valor alvo do volume corrente é prontamente rastreado em ambos os cenários, sem oscilações perigosas e com esforço de controle limitado (DORSI, BORRI e GAETANO, 2017).

A ventilação mecânica é um método importante e eficaz para o tratamento de pacientes com doenças com respiração espontânea. A respiração espontânea refere-se à respiração fisiológica, atividade causada pelo músculo respiratório. Simulação matemática e modelagem da mecânica de ventilação são cruciais para a pesquisa em ventilação mecânica. Um modelo pneumático de um sistema de ventilação mecânica, considerando a respiração espontânea dos pacientes, foi desenvolvido onde as equações matemáticas são derivadas com precisão para explicar os princípios do sistema respiratório e ventilação mecânica sistema (HAO *et al.*, 2019).

Com base no princípio de funcionamento do sistema de ventilação mecânica, foi desenvolvido um novo modelo pneumático do sistema de

ventilação mecânica considerando respiração espontânea, onde conforme mostrado na Figura 2.12, (1) representa o recurso de suprimento de ar, (2) válvula de controle, (3) acelerador, (4) recipiente de volume variável, (5) válvula de freio e (6) bomba de vácuo. Nesse sistema, o ventilador pode ser considerado um recurso de suprimento de ar, cuja pressão é ajustada pela válvula de controle e um tubo flexível conecta o sistema respiratório humano ao ventilador (HAO *et al.*, 2019).

Figura 2.12 - Modelo pneumático do sistema de ventilação mecânica considerando respiração espontânea.



Fonte: Hao et al., 2019.

A inalação de gás seco pode prejudicar a camada mucosa do trato respiratório. Para pacientes ventilados mecanicamente, o gás de inalação deve ser umidificado antes da inspiração devido à preservação da espessura e umidade da camada de muco (SHAMSIZADEH e AFSHARI, 2022).

Um umidificador de membrana planar ar-ar pode ser substituído pelo umidificador para ventiladores. A investigação numérica abrangente é realizada para um sistema de ventilação mecânica para 8 ml/kg de volume corrente. Estudos foram realizados para especificar os efeitos da frequência respiratória, temperatura de entrada do gás úmido, vazão, umidade e número de células do umidificador de membrana. Os resultados mostraram que o aumento do peso corporal e da frequência respiratória diminui o desempenho do umidificador devido à adição do volume corrente (SHAMSIZADEH e AFSHARI, 2022).

Evidências crescentes da comunidade científica parecem sugerir que o vírus COVID-19 pode se espalhar por transmissão aérea. Como resultado, têm sido propostos métodos e técnicas para prevenir o contágio ambiental, como ventilação ou filtragem de ar. A partir de um modelo clássico de colisões de gotas

de chuva das nuvens e os dados experimentais disponíveis, derivou-se uma expressão para o tempo de remoção do COVID-19 suspenso no ar em função da umidade relativa (ARIAS; HERAS, 2021).

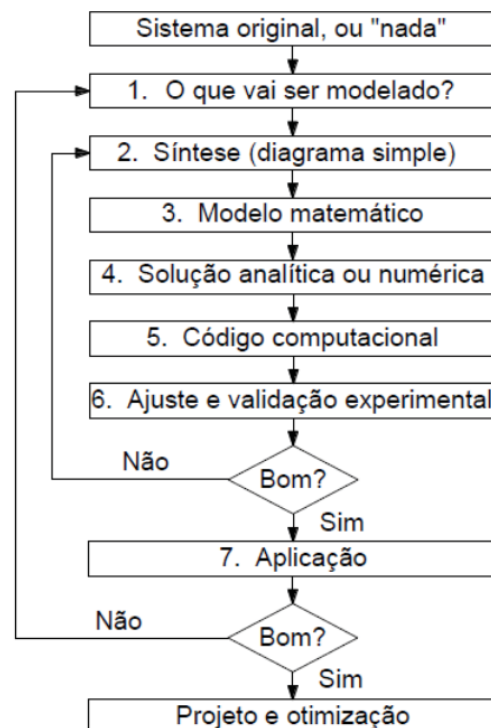
O modelo mecânico está de acordo com a recente pesquisa experimental relatada em que alta temperatura e alta umidade relativa reduzem o contágio do COVID-19. Os resultados incentivam mais pesquisas sobre a hidratação deliberada do ar ambiente (usando umidificadores montados no teto) como uma técnica potencial para o controle da transmissão aérea do COVID-19 (ARIAS; HERAS, 2021).

Um modelo matemático em seu sentido mais geral é algo que tenta simular algo, cria uma versão que possa representar uma particularidade ou ótica específica. Dessa maneira, em sua definição, sabemos que modelos não são a cópia ou a representação/reprodução completa de algo, mas sim uma versão simplificada que atenda às demandas a que for proposta. Nesse sentido, um modelo matemático seria o que busca representar algum fenômeno, situação, acontecimento através de princípios traduzidos em linguagem matemática (SERGEANT; BENDER, 1979).

Modelos matemáticos vem se tornando mais evidentes cientificamente e sua importância vem crescendo junto com o aumento da capacidade computacional dos processadores, já que com a melhora das máquinas, problemas cada vez mais complexos podem ser solucionados através desse tipo de método (GHERSHENFELD, 1998).

Segundo Vargas e Araki (2016), para prever comportamentos de sistemas reais utilizando uma base de dados experimentais, primeiro precisa-se fazer uma descrição matemática do sistema e a isso dá-se o nome de modelagem matemática. A engenharia de sistemas estuda como trabalhar matematicamente com uma combinação de vários sistemas, tornando possível sua simulação e otimização, devendo esse processo ser seguido em passos para a construção de um modelo matemático, conforme ilustra o fluxograma a seguir, Figura 2.13.

Figura 2.13 - Fluxograma para construção de modelo matemático.



Fonte: Vargas e Araki, 2016.

### 2.6.3. Parâmetros de controle na ventilação mecânica

O nível de umidade e temperatura necessários por pacientes intubados e ventilados mecanicamente tem sido motivo de debate. Tem sido sugerido que para otimizar umidificação, o gás inspirado deve ser condicionado ao corpo com temperatura e vapor de saturação da água (ou seja, 37°C de temperatura, 100% de umidade relativa e 44 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> de umidade absoluta). Dois sistemas são comumente usados para umidificar e aquecer gases inspirados: umidificadores aquecidos (HHs) e trocadores de calor e umidade (HMEs), também chamados de “nariz artificial” (JABER *et al.*, 2004).

A umidificação é recomendada em todos os pacientes que recebem ventilação mecânica invasiva. A umidificação ativa é sugerida para ventilação mecânica não invasiva, pois pode melhorar a aderência e o conforto. Ao fornecer umidificação ativa para pacientes ventilados de forma invasiva, sugere-se que o dispositivo forneça um nível de umidade entre 33 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e 44 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e temperatura do gás entre 34°C e 41°C e com umidade relativa de 100% (RESTREPO e WALSH, 2012).

Ao fornecer umidificação passiva a pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva, sugere-se que o HME (trocaador de calor e umidade) forneça no mínimo 30 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup>. A umidificação passiva não é recomendada para ventilação mecânica não invasiva. Ao fornecer umidificação para pacientes com baixos volumes de corrente, como quando são utilizadas estratégias de ventilação protetora pulmonar, HMEs não são recomendados porque contribuem com espaço morto adicional, o que pode aumentar a necessidade de ventilação (RESTREPO e WALSH, 2012).

A umidificação dos gases inalados tem sido o padrão de cuidados em ventilação mecânica por um longo período de tempo. Há mais de um século, vários relatos descreveram danos importantes nas vias aéreas pela aplicação de gases secos durante a ventilação artificial. Consequentemente, os prestadores de cuidados respiratórios têm utilizado umidificadores externos para compensar a falta de mecanismos naturais de umidificação quando a via aérea superior é desviada (ASHRY e MODRYKAMIEN, 2014).

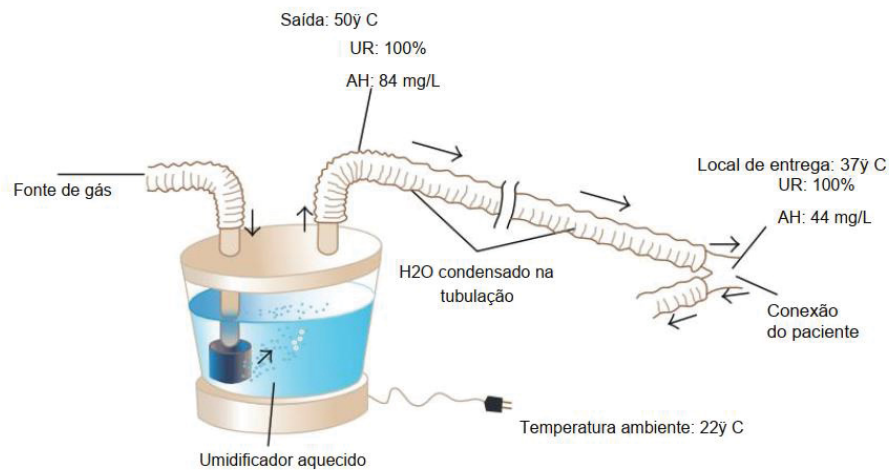
Os dispositivos de umidificação ativos e passivos evoluíram rapidamente. Sistemas sofisticados compostos por reservatórios, fios, dispositivos de aquecimento e outros elementos passaram a fazer parte do nosso arsenal habitual na unidade de terapia intensiva. Portanto, o conhecimento básico dos mecanismos de ação de cada um desses dispositivos, bem como suas vantagens e desvantagens, torna-se uma necessidade para o profissional de cuidados respiratórios e intensivistas (ASHRY e MODRYKAMIEN, 2014).

A umidade é a quantidade de água em estado de vapor contida em um gás. A umidade é geralmente caracterizada em termos de umidade absoluta ou relativa. A umidade absoluta é o peso da água presente em um determinado volume de gás e geralmente é expressa em mg/L. A umidade relativa é a razão entre o peso real do vapor de água em relação à capacidade do gás para manter a água a uma temperatura específica. Sempre que a quantidade de gás contida em uma amostra for igual à sua capacidade de vapor de água, a umidade relativa é 100% e o gás está completamente saturado (ASHRY e MODRYKAMIEN, 2014).

A troca de calor e umidade é uma das funções mais importantes do sistema respiratório. O tecido conjuntivo do nariz é caracterizado por um rico sistema vascular de veias numerosas e de paredes finas. Este sistema (Figura

2.14) é responsável por aquecer o ar inspirado para aumentar sua capacidade de carga de umidade. À medida que o ar inspirado desce pelo trato respiratório, atinge um ponto em que sua temperatura é de 37°C e sua umidade relativa é de 100% (ASHRY e MODRYKAMIEN, 2014).

Figura 2.14 - Umidificador aquecido e condensação, adaptado de Egan's Fundamentals of Respiratory Care, 10ª edição, St. Louis: Mosby-Elsevier; 2012.



Fonte: Ashry e Modrykamien, 2014.

Os ventiladores mecânicos são máquinas com foco médico e podem ser complexos para operar para qualquer pessoa com histórico não clínico. Para uma melhor compreensão por leitores não clínicos e para oferecer pontos de entrada da perspectiva da engenharia, é importante entender os parâmetros fundamentais em jogo (CHRISTOU *et al.*, 2020).

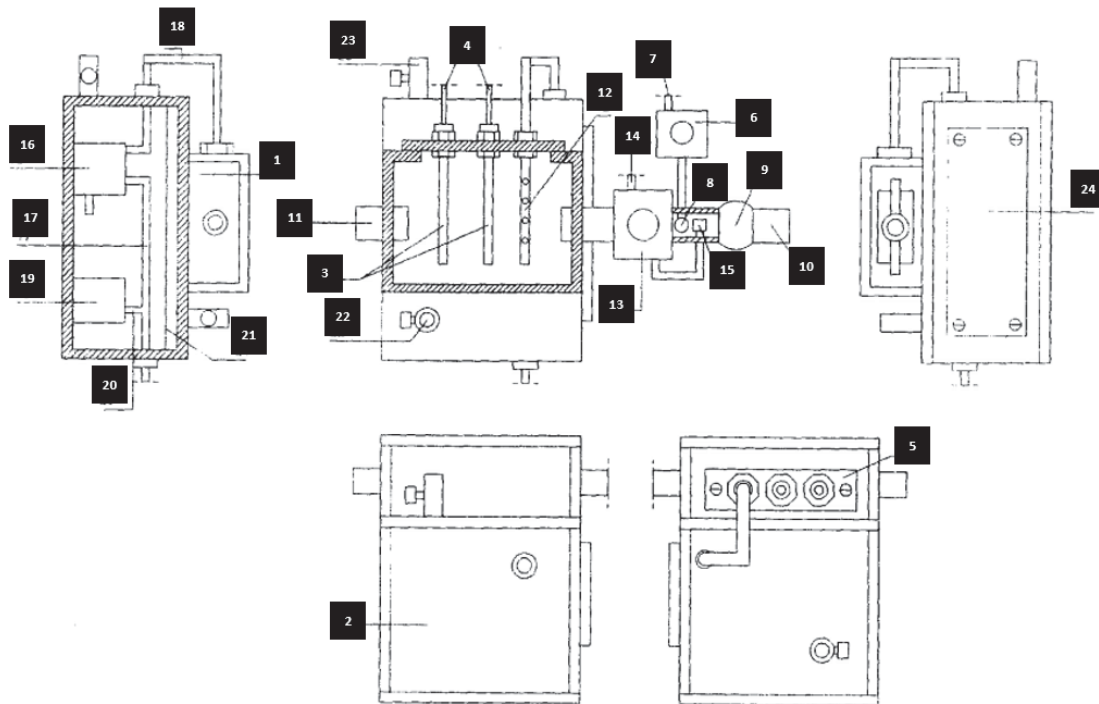
Quando a umidade inspirada é reduzida, mais calor e umidade são perdidos da mucosa das vias aéreas para o gás. Vários efeitos adversos da redução da umidade inspirada na função mucociliar foram demonstrados, incluindo diminuição ou cessação da função ciliar, aumento da viscosidade do muco e inflamação da mucosa das vias aéreas. A disfunção mucociliar foi demonstrada *in vivo* com menos de 30 minutos de exposição ao ar seco (HOLLAND *et al.*, 2007).

## 2.7. PROTÓTIPO DO SISTEMA DO VENTILADOR MECÂNICO

Com o objetivo de obter dados preliminares e evidenciar resultados em termos de parâmetros físicos e geométricos, foi realizada uma análise na carta patente concedida para o proponente deste projeto (Ferreira *et al.*, 2018).

Dentre outras especificações, a carta patente traz a Figura 2.15 que ilustra o diagrama esquemático do protótipo de ventilador mecânico analisado, para com isso ter o entendimento e realizar o desenvolvimento da modelagem matemática do sistema proposto. A descrição dos componentes que integram o equipamento desenvolvido estão descritos a seguir.

Figura 2.15 - Desenho esquemático e vistas do ventilador mecânico (carte patente).



Fonte: Ferreira *et al.*, 2018 (adaptado).

1. Caixa superior de aquecimento e umidificação
2. Caixa inferior – reservatório de água
3. Resistências elétricas
4. Fios elétricos
5. Janela de inspeção superior
6. Termostato
7. Fios elétricos
8. Sensor de temperatura
9. Válvula unidirecional
10. Saída de ar: paciente ou pulmão de borracha
11. Entrada de ar: vindo do compressor
12. Esguichador de água
13. Umidostato
14. Fios elétricos
15. Sensor de umidade relativa
16. Bomba submersa

17. Fios elétricos
18. Tubo plásticos
19. Resistência elétrica dentro da água do reservatório
20. Fios elétricos
21. Nível de água na caixa inferior
22. Registro de entrada de água
23. Registro de saída de água
24. Janela de inspeção inferior

O sistema de ventilação mecânica (Figura 2.16) proposto por Ferreira (2006), consistiu de um compressor de ar odontológico (sem óleo), uma válvula solenoide unidirecional "on-off", para abrir e fechar o escoamento de ar para o paciente simbolizado por um pulmão de borracha e um circuito eletrônico temporizador, para controlar a válvula solenoide, que foi configurado para energizar a válvula por 1s, abrindo o fluxo de ar para inspiração e por 2s, fechando o fluxo de ar para permitir a expiração, de acordo com o protocolo internacional de ventilação mecânica.

Figura 2.16 - Válvula solenoide (esquerda) e protótipo do sistema de aquecimento e umidificação de ar acoplado a um pulmão-teste artificial de borracha (direita).

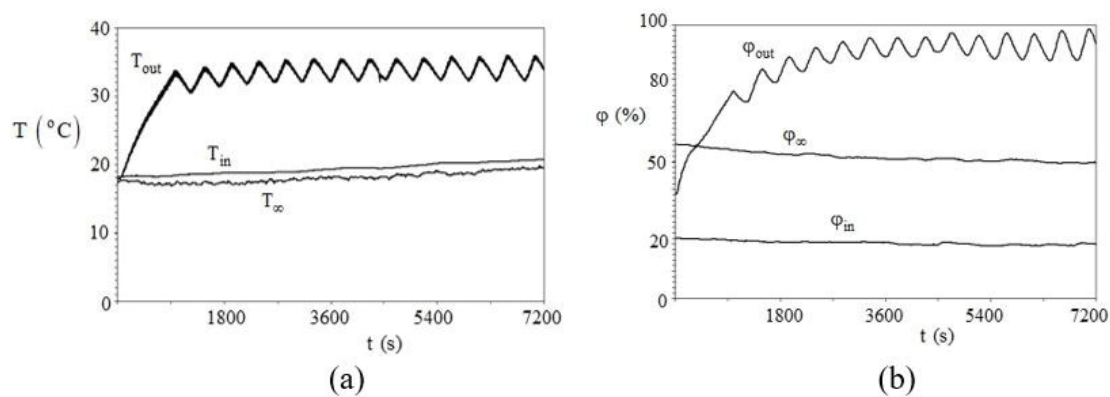


Fonte: Ferreira, 2006 (adaptado).

Para Ferreira (2006) e Ferreira *et al.* (2018) conforme procedimentos experimentais, o efeito da compressão do ar causa uma queda na umidade relativa do ar de entrada do sistema para  $\phi_{in} = 22\%$ . O ar ambiente e a temperatura do ar na entrada do sistema,  $T_{in}$ , foram praticamente os mesmos durante o teste. Para controlar a condição do ar de entrada, foi utilizado um compressor de ar.

A estabilização da temperatura do ar de saída,  $T_{out}$ , ocorreu rapidamente, começando em  $t \sim 1000$  segundos, permanecendo na faixa de 32 a 35 °C durante todo o teste, como mostrado na Figura 2.17 (parte a). A umidade relativa do ar de saída,  $\phi_{out}$ , aumentou mais lentamente, como mostrado na (parte b) da Figura, atingindo 80% em  $t \sim 1800$  s, e estabilizando entre 85% e 95% a partir de  $t \sim 3000$  s, mostrando que o sistema foi capaz de aumentar a umidade relativa aos níveis exigidos em tempo aceitável (FERREIRA, 2006).

Figura 2.17 - Evolução temporal das temperaturas (parte a) e umidades relativas (parte b) durante teste laboratorial.



Fonte: Ferreira, 2006 (adaptado).

O projeto de protótipo proposto por Ferreira (2006) e Carta Patente obtida por Ferreira *et al.* (2018) serviram de base e de forma eficaz para a pesquisa desenvolvida resultando na evolução de um sistema de ventilação mecânica eficiente para controle dos parâmetros de temperatura e umidade relativa de pacientes com necessidade de unidade de terapia intensiva (UTI).

## 2.8. DESAFIOS

Com base nas pesquisas de revisão bibliográfica foram identificados os seguintes desafios para o desenvolvimento e evolução de sistemas de ventilação mecânica para UTI:

1. Melhorar o entendimento quanto aos princípios de funcionamento do processo de aquecimento e umidificação;

2. Melhorar o controle de temperatura e umidade relativa em sistemas de ventilação atualmente utilizados em UTI;
3. Atender padrões internacionais para sistemas de ventilação mecânica atualmente desenvolvidos quanto aos parâmetros de controle como temperatura e umidade relativa;
4. Desenvolvimento de modelos matemáticos com base na análise de parâmetros de controle como temperatura e umidade relativa em ventilação mecânica em UTI.

### 3. OBJETIVOS

Com base na fundamentação teórica apresentada no capítulo anterior definimos os seguintes objetivos:

#### 3.1. OBJETIVO GERAL

Modelagem matemática e simulação numérica de um ventilador mecânico com sistema de aquecimento e umidificação de ar para pacientes de unidades de terapia intensiva (UTI).

#### 3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

1. Proposta de sistema de ventilação mecânica com controle de temperatura e umidade relativa;
2. Elaboração do modelo matemático do ventilador mecânico;
3. Implementação do modelo matemático com um código computacional para simulação;
4. Realização de análise paramétrica.

#### **Contribuição e oportunidade de melhoria do trabalho proposto:**

Proposta de um sistema eficaz para controle de temperatura e umidade relativa de insuflamento de ar, com base em uma modelagem matemática e simulação numérica no processo de ventilação mecânica.

## 4. METODOLOGIA

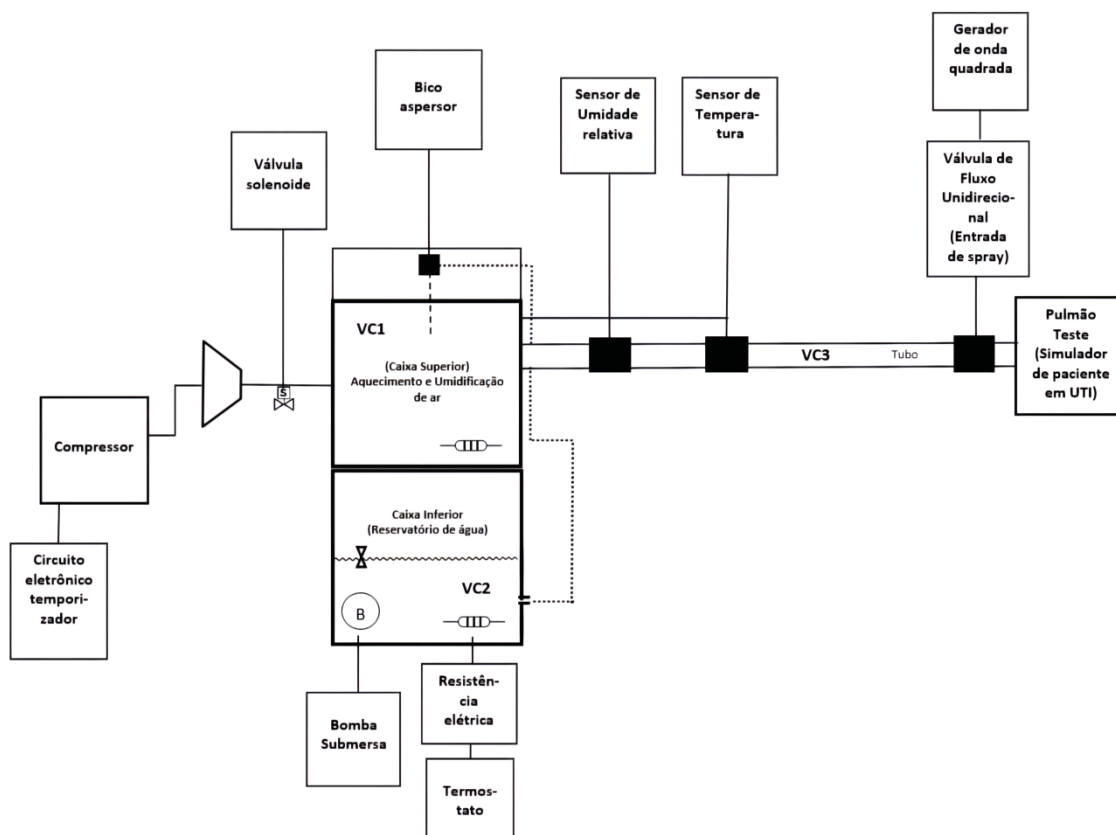
Métodos para atingir cada um dos objetivos específicos propostos:

- 4.1. Com base na análise geométrica do Protótipo de equipamento, foi realizado um desenho simplificado do diagrama esquemático do ventilador mecânico com sistema de aquecimento e umidificação de ar;
- 4.2. Descritivo do modelo matemático com base nos princípios de conservação de espécies e energia;
- 4.3. Simulação numérica;
- 4.4. Análise paramétrica com o objetivo de entender o comportamento físico do sistema proposto.

### 4.1. DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO VENTILADOR MECÂNICO

O ventilador mecânico a ser modelado com equipamentos de medição e controle é representado pelo diagrama esquemático mostrado na Figura 4.1.

Figura 4.1 - Diagrama esquemático do ventilador mecânico.



Fonte: Autor, 2023.

Trata-se de um desenho simplificado, onde a caixa superior representa o volume de controle 1 (VC1), a caixa inferior representa o volume de controle 2 (VC2) e o tubo entre a saída de ar umidificado e o paciente representa o (VC3).

Para o sistema proposto apenas o volume de controle 1 (VC1) foi analisado, conforme descrito no próximo tópico. Os volumes de controle 2 e 3 (VC2 e VC3) não foram analisados por justificativa das seguintes hipóteses:

- Volume de Controle 2 (VC2)

Para o VC2, assume-se que a câmara é suficientemente grande para garantir que a água do reservatório se mantenha sempre em equilíbrio com a temperatura ambiente e provendo uma vazão de água constante para o VC1 sempre que a bomba é ligada. Com isso assume-se que VC1 é constituído somente por ar seco e vapor d'água.

- Volume de Controle 3 (VC3)

Para o VC3, assume-se que a tubulação é suficientemente isolada termicamente, de modo que as condições de temperatura e umidade relativa na saída de VC1 são aproximadamente as mesmas na saída de VC3, isto é, na laringe do paciente intubado.

## 4.2. MODELO MATEMÁTICO

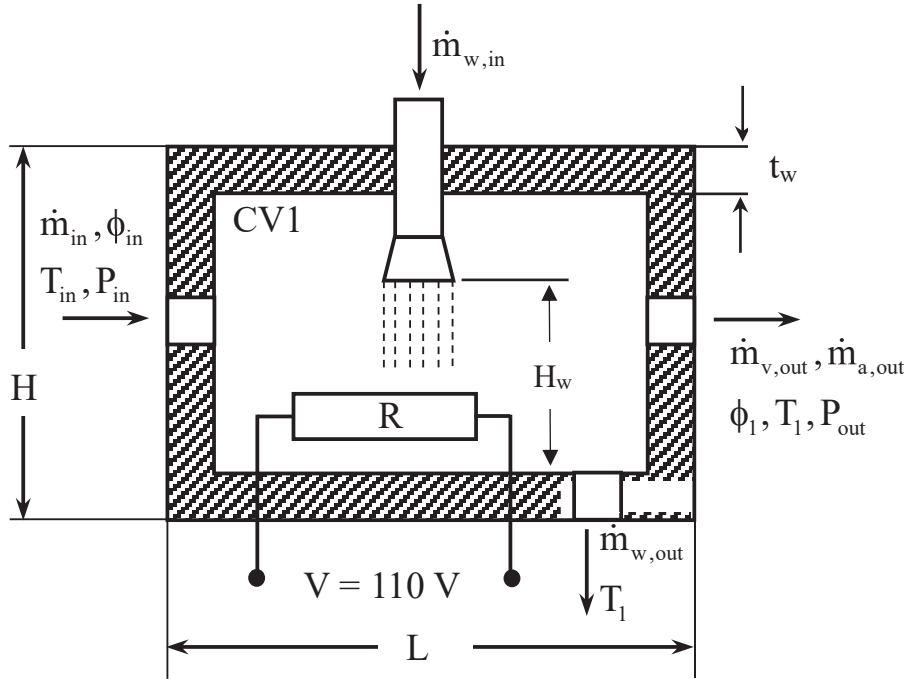
O modelo matemático para regime transiente é escrito para o sistema proposto representado esquematicamente na Figura 4.2. O sistema é composto basicamente de uma caixa de acrílico com volume  $V = L H t_w$ , onde  $L$  é o comprimento,  $H$  altura e  $t_w$  largura. As equações governantes são baseadas nos princípios de conservação de espécies e energia.

A umidade do ar que entra no sistema  $\phi_{in}$  é um parâmetro conhecido, como mostra a Figura 4.2. Com base nisso, a vazão mássica de ar úmido fornecida por um ventilador mecânico que não trata adequadamente o ar antes de ser fornecido ao paciente é escrito como:

$$\dot{m}_{in} = \dot{m}_{a,in} + \dot{m}_{v,in} \quad (4.1)$$

em que  $\dot{m}_{a,in}$  é a vazão mássica de entrada de ar seco, e  $\dot{m}_{v,in}$  é a vazão de entrada de vapor de água.

Figura 4.2 - Ilustração do volume de controle (caixa de acrílico) referente ao modelo matemático do sistema proposto.



Fonte: Autor, 2023.

A pressão de entrada de vapor, a fração molar de vapor e a umidade absoluta são calculadas conforme as equações abaixo:

$$P_{v,in} = \phi_{in} P_{v,sat}(T_{in}); x_{v,in} = \frac{P_{v,in}}{P_{in}} \quad (4.2)$$

$$\omega_{in} = 0.622 \frac{P_{v,in}}{P_{in} - P_{v,in}} = \frac{\dot{m}_{v,in}}{\dot{m}_{a,in}}; \dot{m}_{v,in} = \omega_{in} \dot{m}_{a,in} \quad (4.3)$$

em que  $P_{v,in}$  é a pressão de entrada de vapor,  $\phi_{in}$  é a umidade relativa de entrada,  $T_{in}$  é a temperatura de entrada do ar úmido,  $P_{v,sat}(T_{in})$  é a pressão de saturação do vapor na temperatura  $T_{in}$ ,  $x_{v,in}$  é a fração molar de entrada do vapor,  $P_{in}$  é a pressão total de entrada de ar úmido, e  $\omega_{in}$  é a umidade absoluta de entrada de ar.

As seguintes vazões mássicas,  $\dot{m}_{a,in}$  e  $\dot{m}_{v,in}$  podem ser então calculadas da seguinte forma:

$$\dot{m}_{a,in} = \frac{\dot{m}_{in}}{1 + \omega_{in}}; \quad \dot{m}_{v,in} = \dot{m}_{in} - \dot{m}_{a,in} \quad (4.4)$$

Aplicando o princípio de conservação de espécies no VC1, obtemos a seguinte relação:

$$\dot{m}_{v,out} = \dot{m}_{v,in} + \frac{dm_{v1}}{dt} \quad (4.5)$$

para o qual assumimos o sistema de operação quase estático, de modo que em qualquer passo de tempo,  $\Delta t$ , a taxa de geração de vapor de água,  $\dot{m}_{v1}$ , e a massa de vapor de água,  $m_{v1}$ , dentro do VC1 é obtido através da solução do problema de valor inicial (PVI):

$$\dot{m}_{v1} = \frac{dm_{v1}}{dt} = \bar{h}_m A_{mt} (\rho_w - \rho_1) \quad (4.6)$$

em que  $m_{v1} = m_{v1,0}$  quando  $t = 0$  s,  $\dot{m}_{v,out}$  é vazão mássica de saída de vapor,  $m_{v1,0}$  é a massa inicial de vapor no VC1,  $t$  é o tempo,  $\rho_w = 1/v_g(T_1)$  é a densidade do vapor na interface ar/jato líquido de água,  $v_g(T_1)$  é o volume específico do vapor saturado na temperatura  $T_1$ ,  $\rho_1 = m_{v1}/V_1$  é a concentração mássica de vapor no VC1,  $A_{mt}$  é área total de transferência de massa definida pelo número de jatos do bico aspersor que é mostrado na Figura 4.2, e  $\bar{h}_m$  é o coeficiente médio de transferência de massa determinado através da correlação empírica de Dittus and Boelter para dutos conforme a equação abaixo (Bejan, 2014):

$$\bar{h}_m = \frac{D}{D_h} \overline{Sh}; \quad \overline{Sh} = 0.024 Sc^{0.4} Re_{D_h}^{0.8} \quad (4.7)$$

A equação (4.7) é válida para  $Sc \geq 0.5$  e  $2500 \leq Re_{D_h} \leq 10^6$ , em que  $\overline{Sh}$  é o número de Sherwood médio,  $Re_{D_h} = U_a D_h / \nu_{ar}$  é o número de Reynolds com base no diâmetro hidráulico  $D_h = 4WH/p$ ,  $p = 2(W + H)$  é o perímetro do duto (caixa),  $U_a = \dot{m}_{w,in} / (n\rho_w A_c)$  é a velocidade relativa ar/jato de água média,  $\dot{m}_{w,in}$  é a vazão mássica de água líquida que vem do reservatório abaixo do VC1,  $n$  é o número de orifícios do jato aspersor,  $\rho_w$  é a densidade da água líquida,

$A_c = \pi d_o^2 / 4$  é seção transversal de cada jato de água,  $d_o$  é o diâmetro do orifício de cada jato de água,  $\nu_{ar}$  é a viscosidade cinemática do ar,  $Sc = \nu_{ar} / D$  é o número de Schmidt, e  $D$  é a difusividade mássica do vapor no ar.

A massa total de ar seco no VC1,  $m_{a1}$ , a fração molar de vapor de água no VC1,  $x_{v,1}$ , a pressão parcial de vapor de água no VC1,  $P_{v,1}$ , e a umidade relativa no VC1,  $\phi_1$ , são calculados da seguinte forma:

$$m_{a1} = \rho_a(T_1) \nabla_1 \quad (4.8)$$

$$x_{v,1} = \frac{m_{v1} / M_{H_2O}}{m_{v1} / M_{H_2O} + m_{a1} / M_a} \quad (4.9)$$

$$P_{v,1} = x_{v,1} P_{in} \quad (4.10)$$

$$\phi_1 = \frac{P_{v,1}}{P_{v,sat}(T_1)} \quad (4.11)$$

em que  $\rho_a(T_1)$  é a densidade do ar  $T_1$ ,  $\nabla_1$  é o volume de controle 1,  $M_{H_2O}$  é a massa molecular da água,  $M_a$  é a massa molecular de ar seco, e  $P_{v,sat}(T_1)$  é a pressão de saturação da água na temperatura  $T_1$ .

Considerando o escoamento de ar seco sendo incompressível e o princípio de conservação de massa, obtemos:

$$\dot{m}_{a,out} = \dot{m}_{a,in} \quad (4.12)$$

Considerando que a mistura ar/água deixa o VC1 com umidade relativa  $\phi_1$ , ou seja, com a pressão de vapor conhecida,  $P_{v,1}$ , é possível determinar a vazão mássica de saída do VC1 da seguinte forma:

$$\omega_1 = 0.622 \frac{P_{v,1}}{P_{in} - P_{v,1}} = \frac{\dot{m}_{v,out}}{\dot{m}_{a,out}} \quad (4.13)$$

em que  $\omega_1$  é a umidade absoluta no VC1. Logo,

$$\dot{m}_{v,out} = \omega_1 \dot{m}_{a,out} \quad (4.14)$$

e

$$\dot{m}_{out} = \dot{m}_{a,out} + \dot{m}_{v,out} \quad (4.15)$$

em que  $\dot{m}_{out}$  é a vazão mássica de saída de ar úmido.

Consequentemente, aplicando o balanço de massa para a água líquida no VC1 obtemos:

$$\dot{m}_{w,out} = \dot{m}_{w,in} - \dot{m}_{v1} \quad (4.16)$$

em que  $\dot{m}_{w,out}$  é a vazão mássica de água líquida que sai do VC1 e retorna ao reservatório de água abaixo do VC1.

A condição inicial da Eq. (4.6), massa de vapor no VC1,  $m_{v1} = m_{v1,0}$  quando  $t = 0$  s, é calculado da seguinte forma:

$$m_{v1,0} = \frac{x_{v,in} m_a M_{H_2O}}{(1 - x_{v,in}) M_a} \quad (4.17)$$

A transferência de calor por radiação não é considerada, pois o ar pode ser considerado um meio não participante. Logo, o balanço de energia para o VC1 é expresso da seguinte forma:

$$\begin{aligned} -U_{\infty} A_{\infty} (T_1 - T_{\infty}) + \dot{Q}_R + \dot{m}_{a,in} c_{p,a} (T_{in} - T_1) + \\ + \dot{m}_{v,in} h_g(T_{in}) - \dot{m}_{v,out} h_g(T_1) = C_{th,1} \frac{dT_1}{dt} \end{aligned} \quad (4.18)$$

em que,  $U_{\infty}$  é o coeficiente global de transferência de calor entre o VC1 e o ambiente, para  $H = L = t_w$ , isto é, uma caixa cúbica,  $A_{\infty} = 6 H^2$  é a área total de transferência de calor,  $T_{\infty}$  é a temperatura ambiente,  $\dot{Q}_R = V^2 / R$  é o calor gerado pela resistência elétrica,  $V$  é a tensão elétrica,  $R$  é a resistência elétrica do aquecedor,  $c_{p,a}$  é o calor específico a pressão constante do ar,  $h_g(T_{in})$  é a entalpia específica do vapor saturado na temperatura  $T_{in}$ , e  $h_g(T_1)$  é a entalpia específica do vapor saturado na temperatura  $T_1$ .

A capacidade térmica do VC1,  $C_{th,1}$  é determinada da seguinte forma:

$$C_{th,1} = m_m c_m + m_{a1} c_{v,a} + m_{v1} c_{v,v} + m_{w1} c_w + m_{acr} c_{acr} \quad (4.19)$$

em que  $m_m$  é a massa da resistência elétrica feita de latão,  $c_m$  é o calor específico do latão,  $c_{v,a}$  é o calor específico do ar a volume constante,  $c_{v,v}$  volume específico do vapor de água a volume constante,  $m_{w1} = \rho_w n A_c H_w$  é a massa de água dentro do VC1,  $c_w$  é o calor específico da água líquida,

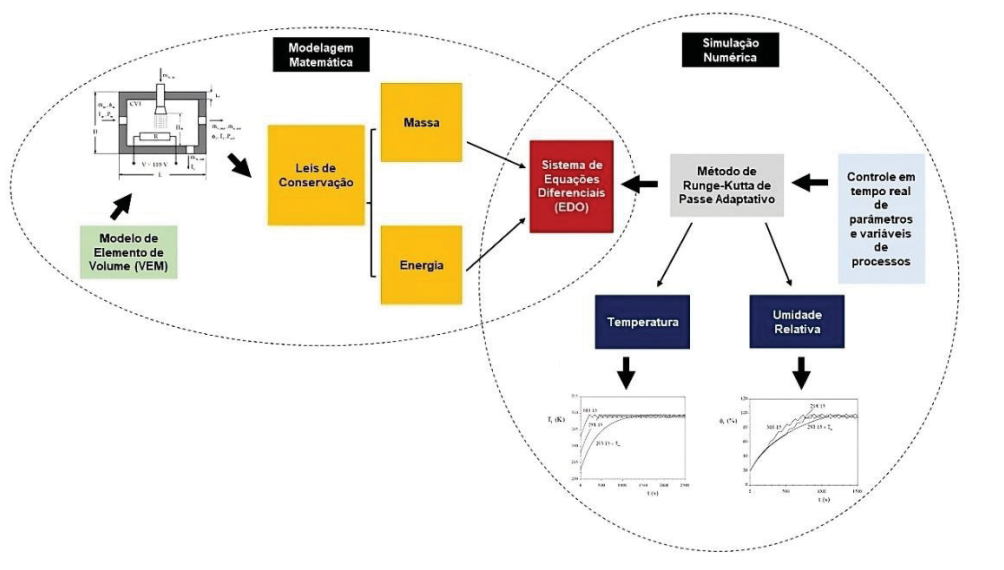
$m_{acr} = 6 \rho_{acr} H^2 t_{w_{acr}}$  é a massa da caixa de acrílico,  $\rho_{acr}$  é a densidade do acrílico,  $t_{w_{acr}}$  é largura da parede e  $c_{acr}$  é o calor específico do acrílico.

#### 4.3. SIMULAÇÃO NUMÉRICA

O modelo matemático foi desenvolvido para o controle em tempo real da temperatura e umidade relativa do ar dentro do ventilador mecânico a fim de manter o ar nas condições recomendadas pelos protocolos internacionais para ser insuflado para o paciente. A Figura. 4.3 apresenta o fluxograma que representa a concepção do modelo matemático e a simulação numérica.

Com base no modelo matemático elaborado e utilizando a linguagem programação Fortran, foi construído um código computacional empregando o método de *Runge-Kutta* de passo adaptativo para a integração numérica do sistema composto pelas de equações diferenciais ordinárias (EDOs) Eq. (4.6) e Eq. (4.18) e suas condições iniciais,  $T_{1,0} = 298.15$  K e  $m_{v1,0} = 3.99 \times 10^{-5}$  kg. A massa de vapor inicial no VC1 foi determinada através da Eq. (4.17). As variáveis a serem determinadas com a integração do sistema de equações diferenciais são a massa de vapor ( $m_{v1}$ ) e temperatura do ar ( $T_1$ ) no VC1. Com os valores de  $m_{v1}$  e  $T_1$  determinados pelo código computacional, calculamos a umidade relativa do VC1 usando as equações Eq. (4.9) – Eq. (4.11).

Figura 4.3 - Processo de simulação numérica do modelo matemático do ventilador mecânico.



Fonte: Autor, 2023.

#### 4.4. ANÁLISE PARAMÉTRICA

A análise paramétrica foi realizada variando-se apenas um parâmetro e mantendo-se constante todos os demais parâmetros do modelo. Definimos  $t_{rt}$  como sendo o tempo necessário para atingir a temperatura desejada e  $t_{ru}$  o tempo necessário para atingir a umidade relativa desejada. Os resultados numéricos mostram que os valores de  $t_{rt}$  e  $t_{ru}$  são diferentes, ou seja, o tempo necessário para que a temperatura desejada seja alcançada é diferente do tempo necessário para que a umidade relativa seja alcançada. Embora  $t_{rt}$  e  $t_{ru}$  representem tempos de regime transiente para diferentes parâmetros, temperatura e umidade relativa, respectivamente, definimos o regime transiente do ventilador mecânico como sendo o tempo necessário para que a temperatura do ar no volume de controle atinja a temperatura desejada 309,65 K (36,5 °C) e próxima dos valores especificados pelos protocolos e recomendações internacionais.

O sistema proposto pretende fornecer ao paciente ar próximo às recomendações internacionais para ventilação mecânica, o que pode representar menos desconforto durante a intubação e uma recuperação mais rápida, antecipando a alta e desocupando leitos e equipamentos hospitalares.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Apresentam-se a seguir os resultados do modelo matemático para o controle de temperatura e umidade relativa de saída ventilador mecânico, e os resultados da análise paramétrica. Os valores das variáveis e propriedades físicas necessárias para a solução do sistema de Equações Diferenciais Ordinárias (EDOs) deste estudo estão apresentados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Variáveis e propriedades físicas para o caso de referência.

$c_{acr} = 2,16 \text{ kJ kg}^{-1}\text{K}^{-1}$	$m_m = 0,2 \text{ kg}$	$T_\infty = 298,15 \text{ K}$
$c_{p,a} = 1,005 \text{ kJ kg}^{-1}\text{K}^{-1}$	$M_a = 28,97 \text{ kg kmol}^{-1}$	$U_\infty = 1,5 \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-1}$
$c_m = 0,38 \text{ kJ kg}^{-1}\text{K}^{-1}$	$M_{H_2O} = 18 \text{ kg kmol}^{-1}$	$V = 110 \text{ V}$
$c_{p,v} = 1,864 \text{ kJ kg}^{-1}\text{K}^{-1}$	$\dot{m}_{in} = 0,01 \text{ kg s}^{-1}$	$\rho_{acr} = 1300 \text{ kg m}^{-3}$
$c_{v,a} = 0,718 \text{ kJ kg}^{-1}\text{K}^{-1}$	$\dot{m}_{w,in} = 0,01 \text{ kg s}^{-1}$	$\rho_w = 1000 \text{ kg m}^{-3}$
$c_{v,v} = 1,402 \text{ kJ kg}^{-1}\text{K}^{-1}$	$n = 10$	$\rho_\infty = 1,125 \text{ kg m}^{-3}$
$d_o = 0,003 \text{ m}$	$P_{in} = 1,2 \times 10^5 \text{ N m}^{-2}$	$v_{ar} = 1,58 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$
$D = 2,5 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ @300 K	$P_\infty = 1,0 \times 10^5 \text{ N m}^{-2}$	$\phi_{in} = 0,2$
$e_{acr} = 0,00635 \text{ m}$	$R = 70 \Omega$	
$L = 0,2 \text{ m}$		

Fonte: Autor, 2023.

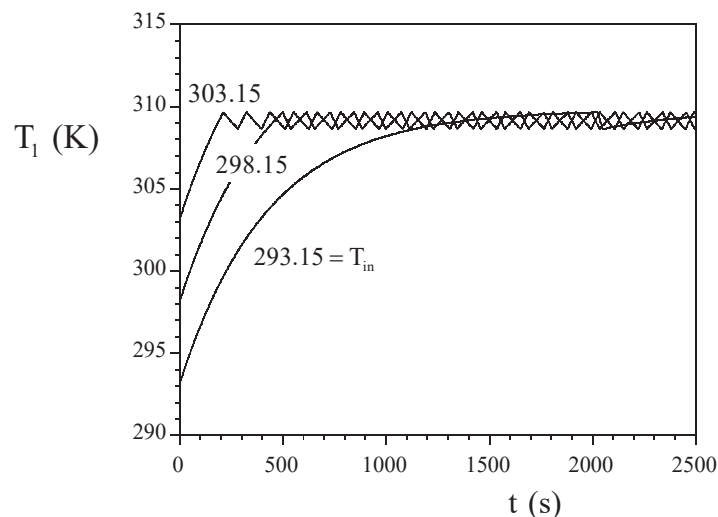
As variáveis e propriedades físicas de referência apresentados na Tabela 5.1 foram usadas para todos os resultados que serão apresentados a seguir. Para gerar os resultados apresentados nas Figuras 5.1 e Figura 5.2 para três valores de temperatura de entrada de ar úmido no VC1 (293,15 K; 298,15 K e 303,15 K). Nota-se que os resultados obtidos estão de acordo com as tendências físicas esperadas, ou seja, temperaturas mais altas de entrada de ar úmido fazem com que o sistema apresente um tempo de transiência menor até que a temperatura atinja o valor desejado (309,65 K).

O comportamento de dente de serra apresentado nas Figuras 5.1 se deve ao sistema de controle adotado. Quando a temperatura chega a 309,65 K, a resistência elétrica é desligada, ou seja, a geração de calor cessa e conseqüentemente a temperatura do sistema começa a cair. Quando a temperatura chega a 308,65 K, a resistência elétrica é ligada novamente e a geração de calor se reinicia. A temperatura então oscila entre 308,65 K e 309,65

K conforme a resistência elétrica liga e desliga, respectivamente, o que dá a característica de dente de serra observada.

Conforme mostrado na Figura 2.17, este comportamento foi observado experimentalmente por Ferreira (2006), o que confirma que o modelo matemático captura as tendências físicas esperadas de acordo com dados experimentais documentados em literatura científica.

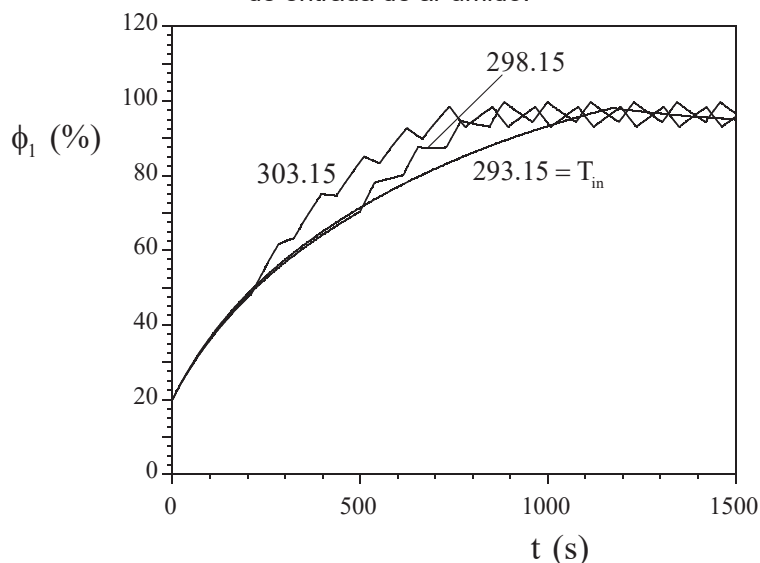
Figura 5.1 - Evolução temporal da temperatura do ar no VC1 para diferentes temperaturas de entrada de ar úmido.



Fonte: Autor, 2023.

O sistema de controle adotado para a umidade foi um mecanismo similar ao adotado para o controle da temperatura. Enquanto a umidade relativa está abaixo de 85%, permitimos que água entre no VC1 com a vazão de 0,01 kg/s.

Figura 5.2 - Evolução temporal da umidade relativa do ar no VC1 para diferentes temperaturas de entrada de ar úmido.

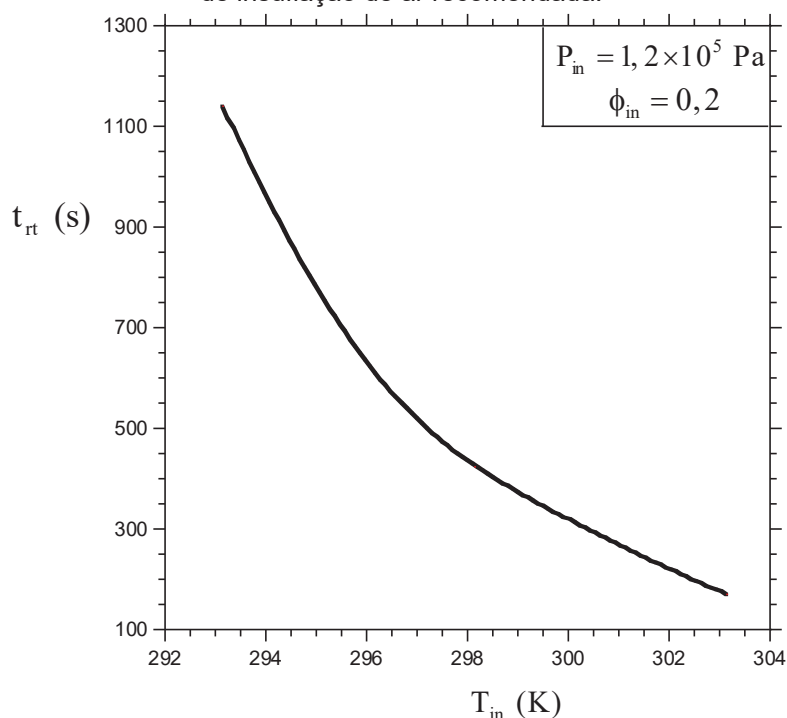


Fonte: Autor, 2023.

Como mencionado na seção 4.4, definimos o regime transiente do sistema como sendo o tempo,  $t_{rt}$  (s), necessário para que a temperatura do ar no volume de controle atinja a temperatura especificada pelos protocolos internacionais, ou seja, 309,65 K (36,5 °C).

A Figura 5.3 comprova que para temperaturas de entrada de ar úmido maiores, menos energia é necessária para que o ar alcance a temperatura desejada, ou seja, a resistência elétrica deve permanecer ligada por menos tempo, logo o tempo de transiência,  $t_{rt}$ , é menor.

Figura 5.3 - Efeito da temperatura de entrada de ar úmido no tempo para atingir a temperatura de insuflação de ar recomendada.



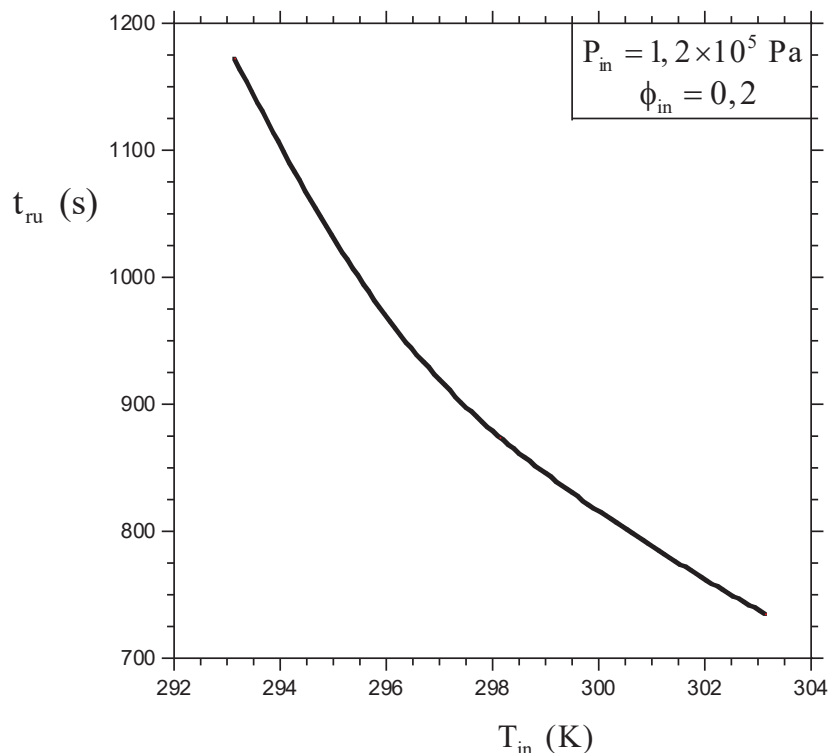
Fonte: Autor, 2023.

Podemos observar na Figura 5.4, que o tempo,  $t_{ru}$ , necessário para atingir a umidade relativa desejada, 98 %, também diminui conforme a temperatura de entrada de ar úmido aumenta. A difusão do vapor de água no ar é um fenômeno dependente da temperatura.

De acordo com a (Equação 4.6), a variação da massa de vapor de água dentro do VC1 é proporcional ao gradiente da densidade de vapor de água,

$$\Delta\rho = \rho_w - \rho_1.$$

Figura 5.4 - Efeito da temperatura de entrada de ar úmido no tempo para atingir a umidade relativa de insuflação de ar recomendada.



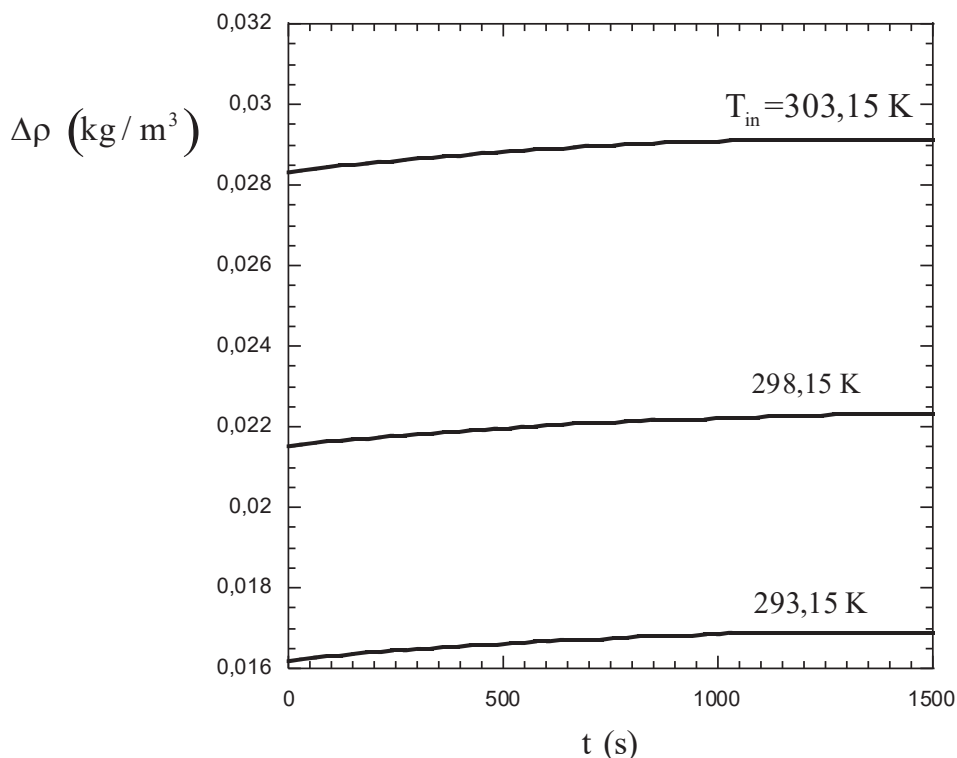
Fonte: Autor, 2023.

A Figura 5.5 mostra que o gradiente da densidade de vapor de água dentro do VC1 depende da temperatura, pois aumenta com o tempo e também aumenta com o aumento da temperatura de entrada de ar úmido,  $T_{in}$ .

A temperatura do VC1 aumenta com o tempo (Figura 5.1) e, conseqüentemente causa o aumento do gradiente  $\Delta\rho$ . As curvas apresentadas na Figura 5.5 tem o mesmo comportamento qualitativo, mas vemos que a ( $T_{in} = 303,15$  K) tem expressiva influência quantitativa nas diferentes curvas.

A discussão referente a Figura 5.5 explica porque o tempo de transiência  $t_{ru}$  diminui com o aumento da temperatura de entrada de ar úmido,  $T_{in}$ , ou seja,  $t_{ru}$  diminui pois conforme  $T_{in}$  aumenta, e com isso, proporcionalmente o gradiente de densidade  $\Delta\rho = \rho_w - \rho$  também aumenta permitindo que mais vapor de água seja difundido no ar dentro do ventilador mecânico (VC1).

Figura 5.5 - Efeito da temperatura de entrada de ar úmido no gradiente da densidade de vapor de água ( $\Delta\rho = \rho_w - \rho_a$ ) dentro do VC1.



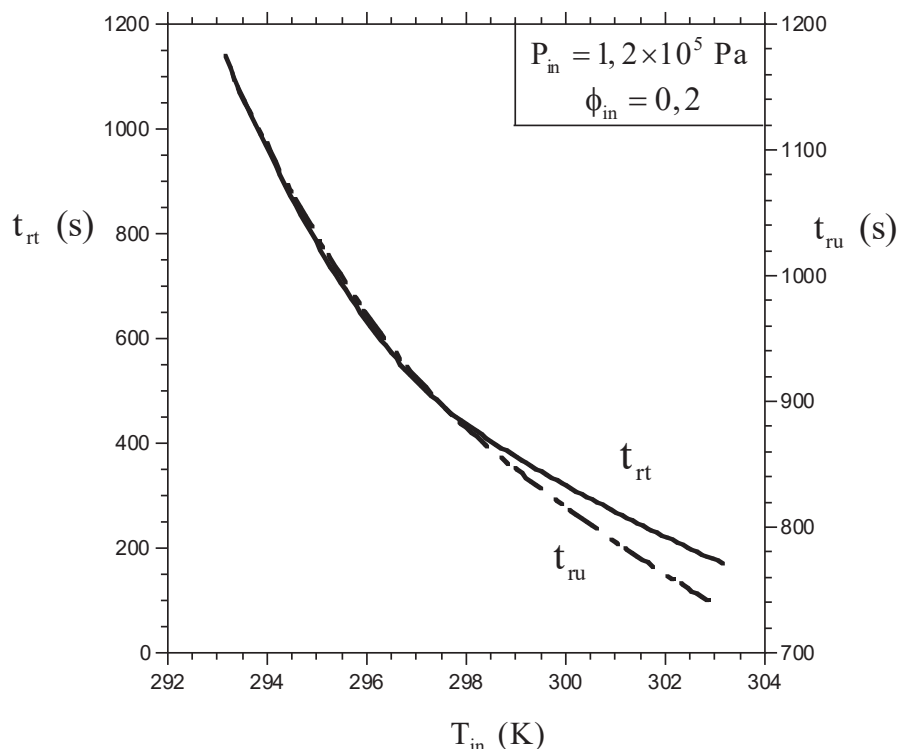
Fonte: Autor, 2023.

Em termos práticos, isso significa que a umidade relativa do ar dentro do ventilador mecânico aumenta mais rapidamente quando a temperatura de entrada de ar úmido é mais alta.

Conforme se observa na Figura 5.6,  $t_{rt}$  e  $t_{ru}$  tem o mesmo comportamento qualitativo. Pode-se notar que para as temperaturas estudadas,  $t_{rt} < t_{ru}$ , ou seja, o tempo necessário para se chegar à temperatura desejada é menor que o tempo necessário para se chegar à umidade relativa necessária. Logo, os mecanismos de controle de temperatura deverão ser acionados antes da umidade chegar ao valor desejado.

Os mecanismos de controle de temperatura são os que dão a característica de dente de serra no gráfico apresentado na Figura 5.1, tal característica também é mostrada na Figura 5.2, evidenciando que de fato a temperatura do VC1 tem efeito na umidade.

Figura 5.6 - Comparativo da influência da temperatura de entrada de ar úmido em relação ao tempo de transiência para temperatura e umidade.

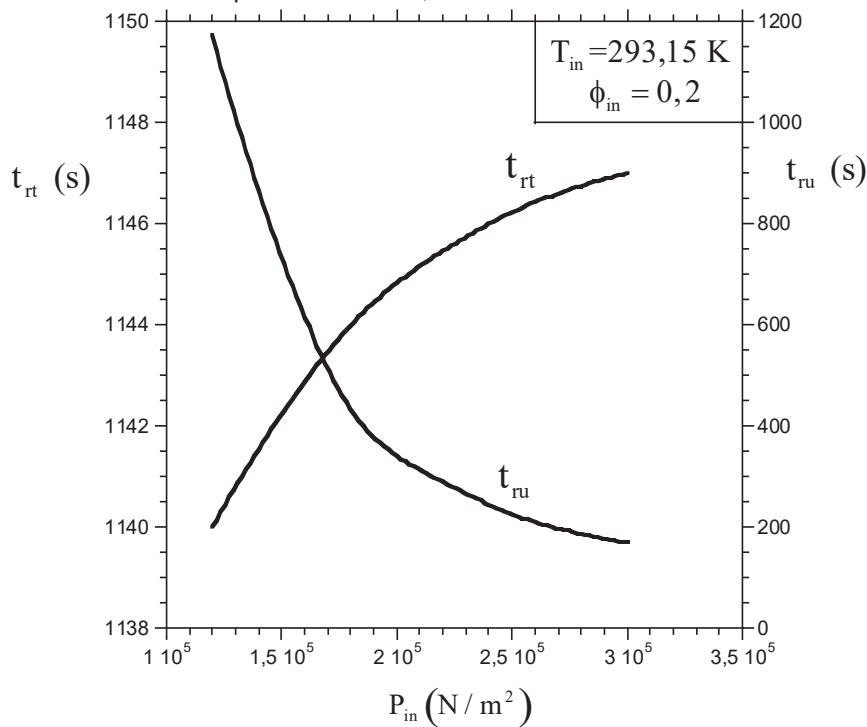


Fonte: Autor, 2023.

A Figura 5.7 a seguir apresenta a influência da pressão de entrada de ar úmido no regime transiente do sistema para a temperatura de entrada de ar úmido  $T_{in} = 293.15 \text{ K}$  e umidade relativa do ar inicial de 20%. É possível observar que o tempo necessário para alcançar a temperatura desejada aumenta com o aumento da pressão de entrada de ar úmido. Chamamos a atenção para o fato de que  $t_{rt}$  teve um aumento de apenas 0.6%, ou seja, podemos assumir que a influência da pressão  $P_{in}$  no tempo de regime transiente,  $t_{rt}$ , é desprezível. Contudo, a pressão  $P_{in}$  tem influência mais expressiva no tempo transiente  $t_{ru}$ . Conforme a pressão de entrada de ar úmido aumenta, o tempo  $t_{ru}$  diminui.

De acordo com a Eq. (4.10) e (4.11), podemos ver que a umidade relativa é diretamente proporcional a pressão  $P_{in}$ , logo, o aumento da pressão de entrada de ar úmido faz com que a umidade do sistema aumente para uma mesma fração molar de vapor de água, o que reduz a quantidade de água a ser adicionada pelo bico aspersor reduzindo assim, o tempo necessário para se chegar a umidade desejada.

Figura 5.7 - Efeito da pressão de entrada de ar úmido no tempo de transiência para condições iniciais de temperatura de 293,15 K e umidade relativa de 20%.

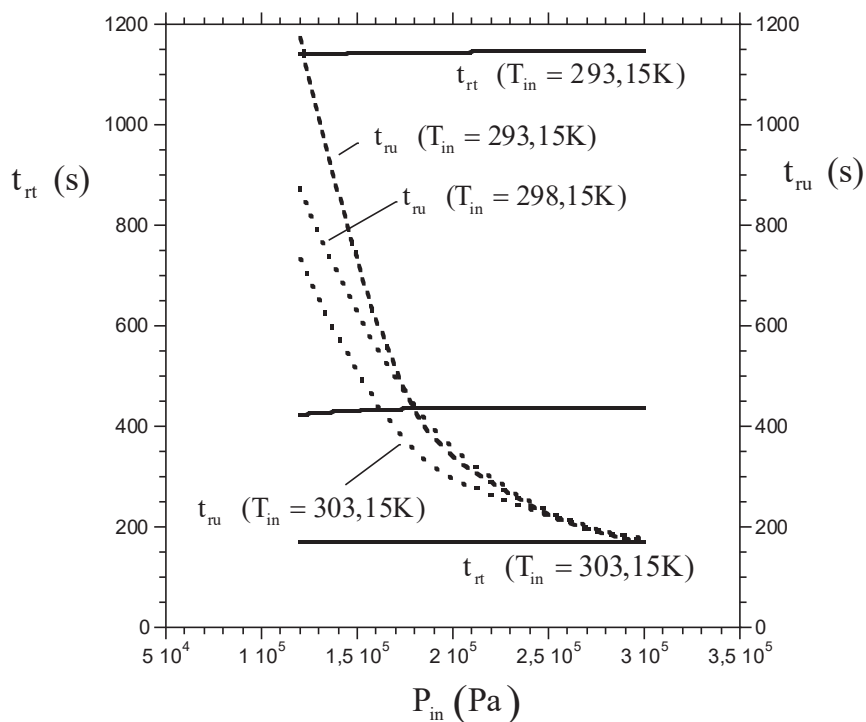


Fonte: Autor, 2023.

A Figura 5.8 a seguir apresenta as curvas de  $t_{rt}$  e  $t_{ru}$  para as três temperaturas estudadas. Podemos ver que, assim como mostrado na Figura 5.1 e Figura 5.3, o tempo de transiência  $t_{rt}$  é menor para temperaturas  $T_{in}$  mais altas para uma mesma pressão e que a variação de  $t_{rt}$  em função da pressão  $P_{in}$  é desprezível para uma mesma temperatura  $T_{in}$ . Observando as curvas de  $t_{ru}$  em função da pressão  $P_{in}$ , vemos que o tempo de transiência para se chegar à umidade desejada é menor para temperaturas  $T_{in}$  maiores para uma mesma pressão de entrada  $P_{in}$ . Assim como apresentado na Figura 5.5, temperaturas maiores aumentam o gradiente de densidade de vapor de água  $\Delta\rho$ , favorecendo o aumento da umidade.

Nota-se também que para valores mais altos de pressão, o tempo de regime transiente  $t_{ru}$  se torna independente da temperatura  $T_{in}$ . Esse fenômeno se explica ao se analisar as Equações 4.10 e 4.11. Conclui-se que o efeito da temperatura na pressão de saturação de vapor  $P_{v,sat}$  (Equação 4.11) não é tão expressivo quanto no efeito da pressão de entrada de ar úmido,  $P_{in}$ , na pressão de vapor  $P_{v,1}$  (Equação 4.10). Logo, para pressões  $P_{in}$  altas, o tempo de regime  $t_{ru}$  se torna independente da temperatura  $T_{in}$ .

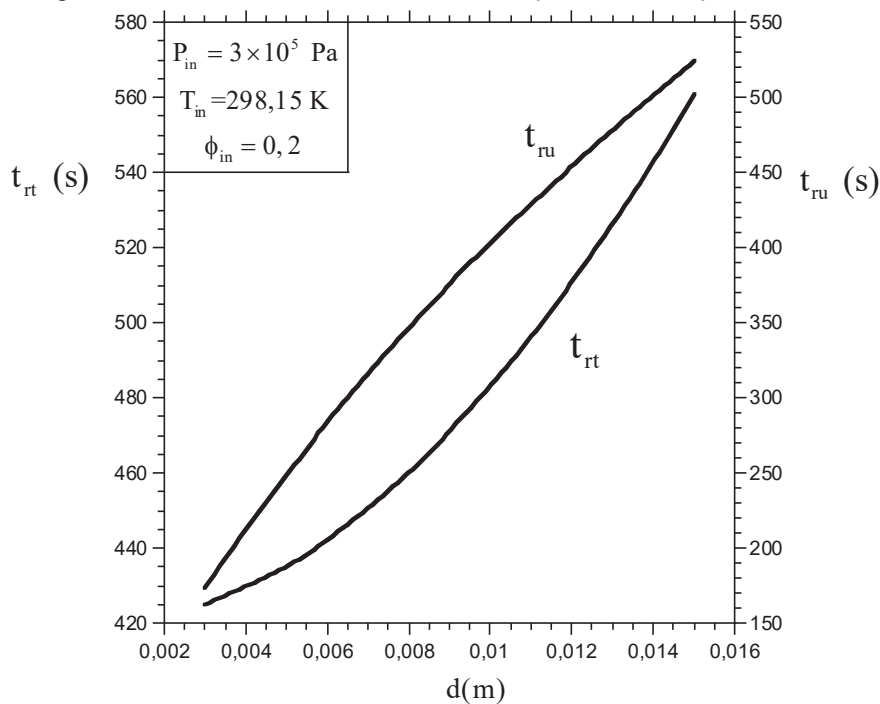
Figura 5.8 - Efeito da pressão de entrada de ar úmido no tempo transiente mantendo fixo a umidade em 20%.



Fonte: Autor, 2023.

A seguir a Figura 5.9 mostra os efeitos do diâmetro do bico aspersor nos tempos de transiência. Observa-se dois efeitos importantes que se contrapõem, conforme descrito adiante.

Figura 5.9 - Efeitos do diâmetro do bico aspersor no tempo transiente.



Fonte: Autor, 2023.

- Efeito 1: área de transferência de massa

Quando se aumenta o diâmetro do bico aspersor, aumenta-se a superfície do cilindro do jato de água que se forma dentro do ventilador mecânico (VC1) e com isso ocorre o aumento da área de troca de massa de água entre a coluna de líquido e o ar. Portanto, a umidade relativa do ar desejada é alcançada em tempo menor quando comparada com diâmetros de bico aspersor menores.

- Efeito 2: velocidade do jato de água líquida

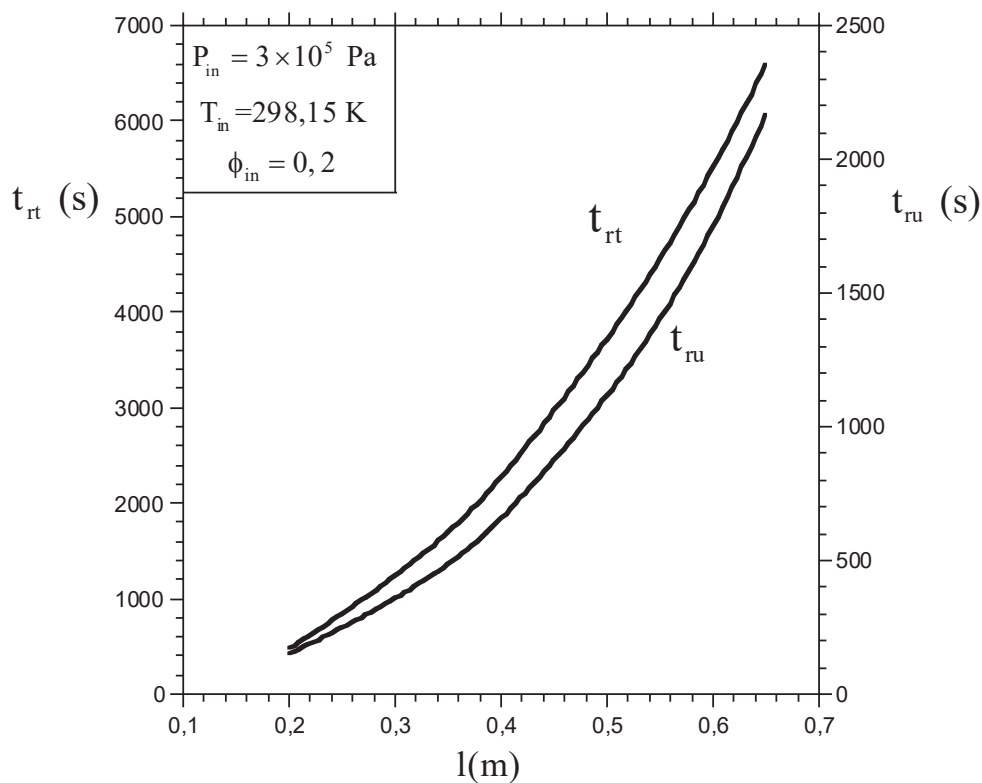
Quando mantemos constante a vazão mássica de água líquida que entra no ventilador e aumentando-se o diâmetro do bico aspersor, verifica-se que a velocidade da gota se reduz. Consideramos que a caixa é pequena o suficiente para manter o jato de água líquida entre a parte superior e inferior do ventilador com diâmetro constante. Observa-se que como a velocidade de água líquida diminui com o aumento do diâmetro do bico aspersor, o número de Reynolds e o número de Sherwood também diminuem, o que causa uma redução no coeficiente de transferência de massa, conforme é mostrado na Equação 4. 7, o que também reduz a taxa de umidificação do VC1.

Em outras palavras, conforme se aumenta o diâmetro, a caixa umedece de forma mais lenta, implicando em maiores valores de  $t_{ru}$ , em função da velocidade do jato de água ser menor, apesar da área de transferência de massa ser maior.

A Figura 5.9 também mostra que o tempo de transiência  $t_{rt}$  aumenta com diâmetros de bico aspersor maiores. Isto se deve ao fato de que com geração de vapor reduzida, maiores quantidades de água líquida se depositam dentro do ventilador mecânico (VC1) acarretando o aumento da capacidade térmica do sistema, conseqüentemente, aumenta o tempo para que o sistema alcance a temperatura desejada.

Por fim, em relação aos resultados da análise paramétrica empregada, foi analisado o impacto e efeitos das dimensões do volume de controle (VC1) nos tempos de regime transiente de temperatura e umidade relativa do ar, conforme mostra a Figura 5.10.

Figura 5.10 - Efeitos das dimensões da caixa no tempo transiente de temperatura e umidade relativa do ar.



Fonte: Autor, 2023.

Como esperado, com dimensões maiores, o tempo de regime transiente é maior. Em outras palavras, quanto maior a caixa, maior a capacidade térmica do sistema é exigida devido a maior quantidade de matéria a ser aquecida, e, portanto, mais tempo é necessário para se chegar à temperatura desejada e umidade relativa.

Da mesma forma, mais vapor de água (através do processo de difusão) deve ser transferido para uma maior quantidade de ar, o que também faz com que o tempo de transiência  $t_{rt}$  e  $t_{ru}$ , sejam maiores.

## 6. CONCLUSÕES

Este estudo apresentou a modelagem matemática e resultados da simulação numérica de um ventilador mecânico com sistema de aquecimento e umidificação de ar para pacientes de unidade de terapia intensiva (UTI). Nesse sentido, conclui-se que:

1. Foi apresentado um conceito de sistema de ventilação mecânica;
2. Um modelo matemático foi elaborado e que foi capaz de capturar a resposta física esperada para o sistema;
3. Um código computacional foi elaborado para simulação numérica e este foi capaz de gerar resultados satisfatórios com base no modelo matemático;
4. Foi proposto um sistema de controle eficaz de temperatura e umidade relativa do ar de entrada para o paciente;
5. Na análise paramétrica todas as tendências físicas corretas foram capturadas pelo modelo matemático conforme mostrado no capítulo resultados e discussão. De forma resumida as tendências físicas observadas, foram as seguintes:

- Para maiores temperaturas de entrada úmido, o sistema atinge mais rapidamente o tempo de transiência de temperatura e umidade relativa recomendada;
- O gradiente de densidade de vapor de água é proporcional a temperatura, ou seja, maiores temperaturas de ar úmido, maior é o gradiente de densidade de vapor de água;
- A influência da temperatura de entrada de ar úmido é mais significativa em relação ao tempo de transiência para temperatura do que ao tempo de transiência da umidade relativa;
- O efeito da pressão de entrada de ar úmido no tempo de transiência para alcançar a temperatura recomendada é desprezível, enquanto para o tempo de transiência da umidade relativa recomendada é significativa e tem grande impacto (menor tempo);
- Ao aumentar o diâmetro do bico aspersor, aumenta-se o tempo de transiência para alcançar a temperatura e umidade relativa recomendada;

- Ao aumentar o tamanho da caixa (dimensões do VC1), aumenta-se o tempo de transiência para alcançar temperatura e umidade relativa recomendada.

Desta maneira, com base nas conclusões listadas e tendências físicas mencionadas acima, pode-se estabelecer que o sistema proposto é uma possível solução de equipamento simples para atendimento de unidades de terapia intensiva e emergência hospitalar.

## **7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

1. Fabricação e construção do ventilador mecânico modelado;
2. Otimização do sistema de aquecimento e umidificação do ar;
3. Automação do sistema para controle de parâmetros e variáveis de processos em tempo real;
4. Teste do sistema construído;
5. Análise financeira e econômica.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ashry, H.S. Al.; Modrykamien, A. M. **Humidification during Mechanical Ventilation in the Adult Patient. Biomed Research International**, v. 2014, p. 1-12, 2014. Hindawi Limited. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/715434>.

Andrade et al. F. M. D. **Utilização efetiva e segura de filtros durante a ventilação mecânica em pacientes com COVID-19**. v. 11, n. 1, p. 143-151, 2020. Associação Brasileira de Fisioterapia e Fisioterapia Intensiva.

Associação de Medicina Intensiva Brasileira (AMIB). **Recomendações da Associação de Medicina Intensiva Brasileira para a abordagem do COVID-19 em medicina intensiva**, Report de Abril de 2020.

Arias, F. J.; Heras, S. L. **The mechanical effect of moisturization on airborne COVID-19 transmission and its potential use as control technique. Environmental Research**, v. 197, p. 1-9, 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.envres.2021.110940>.

Barbosa, L. D.; Zanatta, G.; Campiolo, E. L. **O uso de ventiladores na pandemia do COVID-19. Interamerican Journal Of Medicine And Health**, v. 3, p. 1-9, 2020.

Bejan, **Convection Heat Transfer**, 4<sup>th</sup> edition, Wiley, New York, 2014.

Branson, R. D. **Humidification for patients with artificial airways. Respiratory Care**, Vol. 44, No. 6, p. 630-642, 1999.

Cairo, J. M. **Mosby's Respiratory Care Equipment**. 9th Edition. St. Louis, Mo, USA: Mosby, Elsevier; 2013.

Christou, A. *et al.* **GlasVent - The Rapidly Deployable Emergency Ventilator. Global Challenges**, v. 4, n. 12, p. 1-11, 2020. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/gch2.202000046>.

Coelho, F. C. *et al.* **Assessing the potential impact of COVID-19 in Brazil: mobility, morbidity and the burden on the health care system. medRxiv** 2020.

Costa Lima, L. N. G.; Souza, M. S.; Batista Lima, K. V. **As descobertas genômicas do SARS-CoV-2 e suas implicações na pandemia de COVID-19. J. Health**, v. 1, n. 8, p. 1-9, 2020.

Diaz, R. B. **Avaliação de filtros umidificadores para a prevenção de pneumonias hospitalar**, 2005.

Diniz, M. C. *et al.* **Global Coronavirus Crisis: monitoring and impacts. Cadernos de Prospecção**, Salvador, v. 13, n. 2, p. 359-377, 2020.

D'orsi, L.; Borri, A.; Gaetano, A. **Modelling the ventilator-patient interaction: a pressure-cycled control strategy**. 2017 IEEE 56Th Annual Conference On Decision And Control (CDC), p. 5032-5037, 2017. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/cdc.2017.8264404>.

Ferreira, E. L. *et al.* **Sistema de aquecimento e umidificação de ar para ventilação mecânica de pacientes de unidade de terapia intensiva** - PI0601068-7 - Patente Depositada em 31 Mar 2006 no INPI, Brasil. Patente Concedida em 14 Fev 2018.

Ferreira, E. L. **Sistema de aquecimento e umidificação de ar para ventilação mecânica de pacientes de unidades de terapia intensiva**. 2006. 106 f. Dissertação (Mestrado) - Mestrado em Engenharia Mecânica, UFPR.

Ghershfeld, N. **The Nature of Mathematical Modeling**. 1998.

Hao, L. *et al.* **Dynamic Characteristics of a Mechanical Ventilation System With Spontaneous Breathing**. IEEE ACCESS, v. 7, p. 172847-172859, 2019. <http://dx.doi.org/10.1109/access.2019.2955075>.

Holland, A. E. *et al.* **Efficacy of a heated passover humidifier during noninvasive ventilation: a bench study**. Daedalus Enterprises, Inc., v. 52, n. 1, p. 1-6, 2007.

Jaber, S. *et al.* **Long-term Effects of Different Humidification Systems on Endotracheal Tube Patency**. Anesthesiology, v. 100, n. 4, p. 782-788, 2004. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/00000542-200404000-00006>.

Lellouche, F. *et al.* **Humidification performance of 48 passive airway humidifiers: comparison with manufacturer data**. Chest, v. 135, n. 2, p. 276-286, 2009.

Martins, A. A. M.; Locatelli, C.; Hahn, I. S. **COVID-19 um olhar interdisciplinar sobre a grande pandemia do século XXI**. Universidade Alto Vale do Rio do Peixe, v. 1, n. 1, p. 1-165, 2020.

Moran, M. J.; Shapiro, H. N. **Fundamentals of Engineering Thermodynamics**, 3ª Edição, Wiley, New York, 1996.

Moreira, R. S. **COVID-19: unidades de terapia intensiva, ventiladores mecânicos e perfis latentes de mortalidade associados à letalidade no Brasil**. Cadernos de Saúde Pública, v. 36, n. 5, p. 1-12, 2020.

Oliveira, B. C. *et al.* **Aquecimento e umidificação dos gases inspirados na ventilação mecânica e sua relação com a secreção**. ConScientiae Saúde, v. 18, n. 2, p. 191-198, 2019. <http://dx.doi.org/10.5585/conssaude.v18n2.10985>.

Porsse, A. A. *et al.* **Nota Técnica NEDUR-UFPR 01-2020 Impactos Econômicos da COVID-19 no Brasil**. Curitiba: 2020. 44 p.

Restrepo, R. D.; Walsh, B. K. **Humidification During Invasive and Noninvasive Mechanical Ventilation: 2012.** *Respiratory Care*, v. 57, n. 5, p. 782-788, 2012. Daedalus Enterprises. <http://dx.doi.org/10.4187/respcare.01766>.

Sergeant, C. R.; Bender, E. A. **An Introduction to Mathematical Modeling.** 1979.

Shamsizadeh, P.; Afshari, E. **Numerical modeling of a membrane humidifier for mechanical ventilation.** *International Communications In Heat And Mass Transfer*, v. 132, p. 1-12, 2022. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2022.105931>.

Shelly, M. P. **Conditioning of Inspired Gases.** In: Marini JJ, Slutsky AS, editors. *Physiological basis of ventilatory support.* New York: Marcel Dekker; p. 575-99, 1998.

Silva, P. L.; Rocco, P. R. M. **The basics of respiratory mechanics: ventilator-derived parameters.** *Annals of Translational Medicine*, v. 6, n. 19, p. 1-11, 2018. AME Publishing Company.

Sottiaux, T. M. **Consequences of Under- and Over-humidification.** *Respiratory Care Clinics of North America*, v. 12, n. 2, p. 233–252, 2006.

Suzumura, E. A. *et al.* **Challenges for the development of alternative low-cost ventilators during COVID-19 pandemic in Brazil.** *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, v. 32, n. 3, p. 444-457, 2020.

Toufen, C.J.; Carvalho, C. R. R. **Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias.** *J Bras Pneumol*, v. 33, n. 2, p. 71-91, 2020.

Thomachot, L. *et al.* **The combination of a heat and moisture exchanger and a Booster TM: a clinical and bacteriological evaluation over 96 h.** *Intensive Care Medicine*, v. 28, n. 2, p. 147-153, 2002. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00134-001-1193-2>.

Vargas, J. V. C.; Araki, L. K. **Cálculo numérico aplicado.** Barueri, SP: Manole, 2016.

Veron, H. L. *et al.* **Implicações da respiração oral na função pulmonar e músculos respiratórios.** *Revista CEFAC*, v. 18, n. 1, p. 242-251, 2016.

Vita, N. D. *et al.* **Predictors of intubation in COVID-19 patients treated with out-of-ICU continuous positive airway pressure,** *Pulmonology*, 1582-1590, 2021.

Walker, P. G. T. *et al.* **The Global Impact of COVID-19 and Strategies for Mitigation and Suppression.** WHO Collaborating Centre for Infectious Disease Modelling, Imperial College London, 2020.

Werneck, G. L.; Carvalho, M. S. **A pandemia de COVID-19 no Brasil: crônica de uma crise sanitária anunciada.** Cadernos de Saúde Pública, v. 36, n. 5, p. 1-4, 2020.

William, M. A. *et al.* **Evaluating heating, ventilation, and air-conditioning systems toward minimizing the airborne transmission risk of Mucormycosis and COVID-19 infections in built environment. Case Studies In Thermal Engineering,** v. 28, p. 1-9, 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.csite.2021.101567>.

Zhu, N. *et al.* **A Novel Coronavirus from Patients with Pneumonia in China, 2019.** New England Journal of Medicine, v. 382, n. 8, p. 727-733, 2020.