

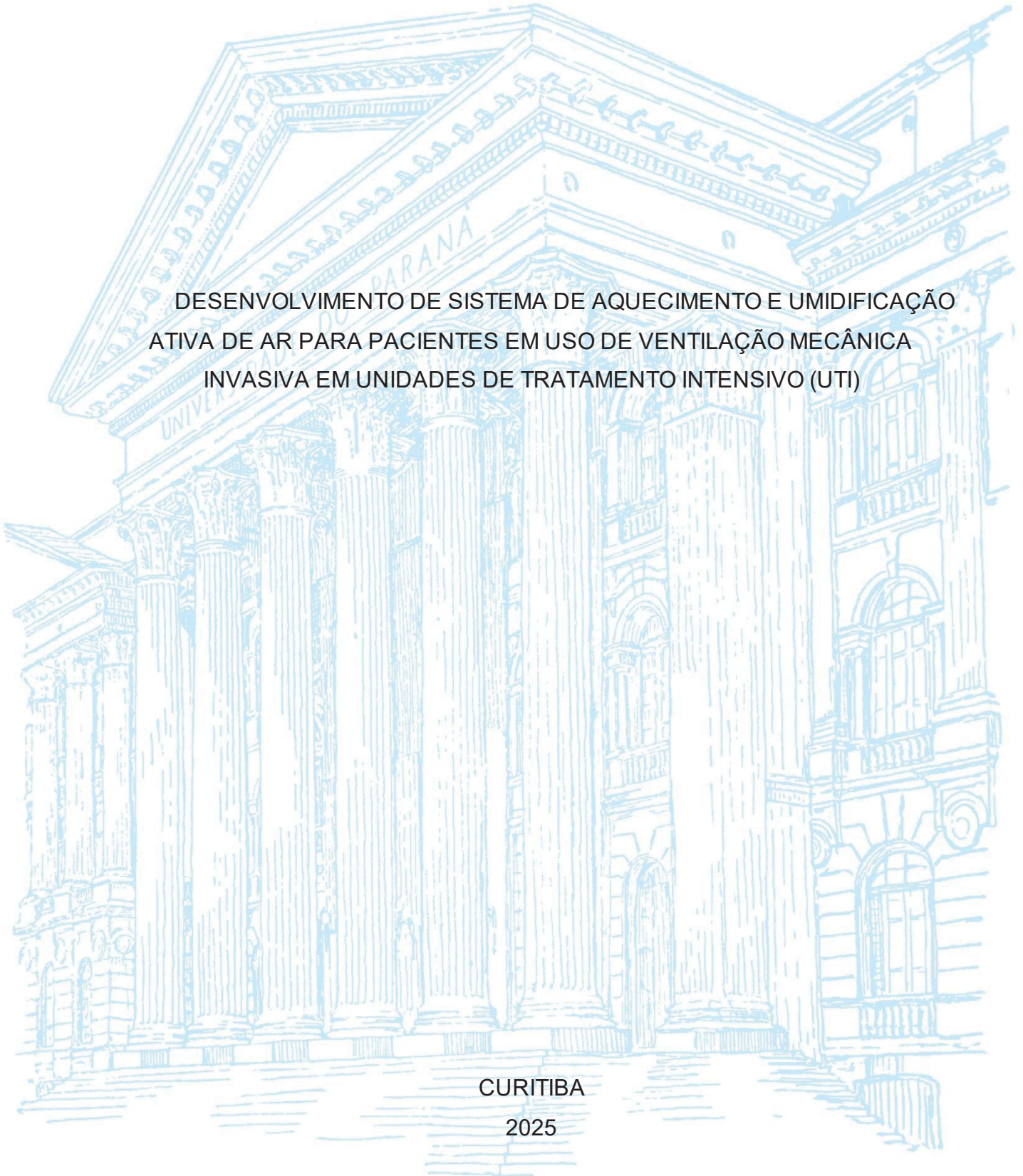
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

EDUARDO SASSI CAROCCI

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO  
ATIVA DE AR PARA PACIENTES EM USO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA  
INVASIVA EM UNIDADES DE TRATAMENTO INTENSIVO (UTI)

CURITIBA

2025



EDUARDO SASSI CAROCCI

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMIDIFICAÇÃO ATIVA  
DE AR PARA PACIENTES EM USO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA EM  
UNIDADES DE TRATAMENTO INTENSIVO (UTI)

Dissertação apresentada ao curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador(a): Prof. Dr. José Viriato Coelho Vargas

Coorientador(a): Profa. Dra. Giuliana Sardi Venter

CURITIBA

2025

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

Carocci, Eduardo Sassi

Desenvolvimento de sistema de aquecimento e umidificação ativa de ar para pacientes em uso de ventilação mecânica invasiva em unidades de tratamento intensivo (UTI). / Eduardo Sassi Carocci. – Curitiba, 2025.

1 recurso on-line : PDF.

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

Orientador: Prof. Dr. José Viriato Coelho Vargas

Coorientadora: Profa. Dra. Giuliana Sardi Venter

1. Ventilação Mecânica. 2. Terapia Intensiva 3. Calor (Inércia térmica) I. Universidade Federal do Paraná. II. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Vargas, José Viriato Coelho. IV. Venter, Giuliana Sardi. V. Título.

Bibliotecária: Roseny Rivelini Morciani CRB-9/1585



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
SETOR DE TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO ENGENHARIA  
MECÂNICA - 40001016040P5

## 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 **EDUARDO SASSI CAROCCI**, intitulada: **DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE AQUECIMENTO E UMDIFICAÇÃO ATIVA DE AR PARA PACIENTES EM USO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA EM UNIDADES DE TRATAMENTO INTENSIVO (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, 17 de Novembro de 2025.

Assinatura Eletrônica

28/11/2025 15:29:25.0

JOSE VIRIATO COELHO VARGAS  
Presidente da Banca Examinadora

Assinatura Eletrônica

21/01/2026 23:40:19.0

LAUBER DE SOUZA MARTINS  
Avaliador Externo (ADVENT HEALTH UNIVERSITY)

Assinatura Eletrônica

28/11/2025 15:07:17.0

JOAO VITOR DE CARVALHO FONTES  
Avaliador Interno (UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ)

Assinatura Eletrônica

28/11/2025 15:31:49.0

LUCIANO KIYOSHI ARAKI  
Avaliador Interno (UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ)

---

Centro Politécnico - CURITIBA - Paraná - Brasil

CEP 81531980 - Tel: 41 3361-3701 - E-mail: pgmec@ufpr.br

Documento assinado eletronicamente de acordo com o disposto na legislação federal Decreto 8539 de 08 de outubro de 2015.

Gerado e autenticado pelo SIGA-UFPR, com a seguinte identificação única: 500753

Para autenticar este documento/assinatura, acesse <https://siga.ufpr.br/siga/visitante/autenticacaoassinaturas.jsp> e insira o código 500753

Dedico este trabalho ao meu pai, que compartilhou cada noite de insônia e cada vitória silenciosa, acreditando sempre no meu potencial mesmo diante das dificuldades; e, postumamente, à minha mãe, cujo amor permanece presente em cada passo. Agradeço também aos professores, por sua paciência e por tornarem possível a transição de um aluno da área da saúde desbravando a engenharia; e à banca examinadora, pelas sugestões pertinentes que enriqueceram este trabalho. A cada um de vocês, minha gratidão eterna.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço postumamente ao professor Wellington Balmant(UFPR), cujo apoio nos passos iniciais e nas primeiras concepções do protótipo foi fundamental;

Agradeço postumamente ao professor Carlos Fernando Pinnola, cujo estudo original fundamentou a fórmula de controle por lei de potência aqui utilizada;

Agradeço ao professor José Viriato Coelho Vargas (UFPR), pela orientação acadêmica e críticas construtivas ao longo de todo o desenvolvimento;

Agradeço à professora Giuliana Sardi Venter (UFPR), por suas valiosas contribuições metodológicas, disponibilidade e incentivo constante;

Agradeço ao colega doutorando Carlos Alberto Fiakofski Cadamuro, pelo auxílio na implementação do código e integração dos componentes eletrônicos do protótipo.

## RESUMO

O estudo apresenta o desenvolvimento de um sistema de aquecimento e umidificação ativa do ar inspirado para pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva em unidades de terapia intensiva (UTI). Durante a ventilação mecânica, o desvio das vias aéreas superiores compromete os mecanismos fisiológicos de filtração, umidificação e aquecimento do ar inspirado, funções essenciais para a proteção do trato respiratório inferior e da mecânica pulmonar. Para suprir essa deficiência, são empregados dispositivos de aquecimento e umidificação dos gases inspirados, usualmente classificados como passivos ou ativos. O presente estudo concentra-se no desenvolvimento de um sistema ativo que utiliza controle por lei de potência para manter a temperatura e a umidade dentro de valores alvo previamente definidos. O sistema foi inicialmente avaliado em bancada experimental, utilizando regimes de fluxo contínuo e intermitente que simulam as condições ventilatórias de um paciente adulto, e posteriormente testado em ambiente hospitalar, conectado a um ventilador mecânico Puritan Bennett™ 840. Os resultados indicam que o sistema desenvolvido é capaz de atingir a temperatura alvo de 34 °C em aproximadamente 6 minutos, além de manter a umidade relativa próxima a 100%, com oscilações térmicas inferiores a 1 °C. O controle por lei de potência mostrou-se superior ao controle do tipo *on-off*, ao reduzir sobressinais térmicos e otimizar o consumo energético por meio do aproveitamento da inércia térmica do sistema, evidenciando potencial para aplicação clínica.

Palavras-chave: Ventilação Mecânica, Umidificação Ativa, Controle Lei Potência, Terapia Intensiva, Inércia Térmica.

## ABSTRACT

The study presents the development of an active inspired air heating and humidification system for patients undergoing invasive mechanical ventilation in intensive care units (ICUs). During mechanical ventilation, the bypass of the upper airways compromises the physiological mechanisms responsible for air filtration, humidification, and heating—functions that are essential for protecting the lower respiratory tract and preserving pulmonary mechanics. To compensate for this deficiency, devices for heating and humidifying inspired gases are employed, commonly classified as passive or active. The present study focuses on the development of an active system that employs a power-law control strategy to maintain temperature and humidity within previously defined target values. The system was initially evaluated on an experimental bench using continuous and intermittent airflow regimes that simulate the ventilatory conditions of an adult patient, and subsequently tested in a hospital environment while connected to a Puritan Bennett™ 840 mechanical ventilator. The results indicate that the developed system is capable of reaching the target temperature of 34 °C in approximately 6 minutes, while maintaining relative humidity close to 100%, with thermal oscillations below 1 °C. The power-law control strategy proved superior to on–off control by reducing thermal overshoot and optimizing energy consumption through effective utilization of the system's thermal inertia, thereby demonstrating potential for clinical application.

Keywords: Mechanical Ventilation, Active Humidification, Power Law Control, Intensive Care, Thermal Inertia.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – ESQUEMA DA ANATOMIA RESPIRATÓRIA DO PACIENTE INTUBADO.....	19
FIGURA 2 - EXEMPLO DE UMIDIFICADOR ATIVO POR BORBULHAMENTO EM ÁGUA AQUECIDA.....	24
FIGURA 3 - SEÇÃO TRANSVERSAL EXEMPLO DE UM TROCADOR DE UMIDADE E CALOR.....	25
FIGURA 4 - PROTOTIPO DESENVOLVIDO PELA EQUIPE DO PROJETO .....	31
FIGURA 5 - POSICIONAMENTO DOS SENSORES E CAIXA CONTROLADORA..	32
FIGURA 6 - CIRCUITO DE VENTILAÇÃO COM COPOS COLETORES, UTILIZADOS PARA CONTER A CONDENSAÇÃO. ....	33
FIGURA 7 – CIRCUITO DE CICLAGEM DE AR .....	34
FIGURA 8 – DIAGRAMA DE BLOCOS DA CONEXÃO DO TESTE DE BANCADA.	34
FIGURA 9 - MÓDULO DIMMER MODELO MC-8A UTILIZADO NO PROTÓTIPO ..	37
FIGURA 10 - ESQUEMA DE CONEXÕES DOS TESTES HOSPITALARES .....	39

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - TEMPERATURA (C°) MÉDIA AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO ON-OFF EM FLUXO INTERMITENTE .....	42
GRÁFICO 2 - TEMPERATURA (C°) AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIA EM FLUXO INTERMITENTE .....	44
GRÁFICO 3 - TEMPERATURA (C°) AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIA ACOPLADO AO VENTILADOR PURITAN BENNETT™ 840 .....	46
GRÁFICO 4 - UMIDADE RELATIVA (%) MÉDIA AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO ON/OFF EM FLUXO INTERMITENTE .....	48
GRÁFICO 5 - UMIDADE RELATIVA (%) MÉDIA AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO ON/OFF EM FLUXO INTERMITENTE .....	49
GRÁFICO 6 – UMIDADE RELATIVA (%) AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIA ACOPLADO AO VENTILADOR PURITAN BENNETT™ 840 .....	50

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - ANÁLISE QUANTITATIVA MÉTODO DE CONTROLE ON-OFF EM TESTES DE BANCADA.....	43
TABELA 2 - ANÁLISE QUANTITATIVA DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM TESTES DE BANCADA.....	45
TABELA 3 - ANÁLISE QUANTITATIVA DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM TESTES HOSPITALARES .....	47

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BiPAP	Pressão Positiva Em Vias Aéreas A Dois Níveis
CI	Capacidade Inspiratória
cmH2O	Centímetro De Água
CPAP	Pressão Positiva Constante Em Vias Aéreas
CPT	Capacidade Pulmonar Total
CRF	Capacidade Residual Funcional
CV	Capacidade Vital
E	Expiração
FiO2	Fração Inspirada De Oxigênio
FR	Frequência Respiratória
HME	Trocadores de Temperatura e Umidade
I	Inspiração
IOT	Intubação Orotraqueal
ISB	Limite de Saturação Isotérmica
PEEP	Pressão Expiratória Final Positiva
PID	Proporcional-Integral-Derivativo
PPlatô	Pressão De Platô
UR	Umidade Relativa Percentual
UA	Umidificadores Ativos
UR	Umidade Relativa
UTI	Unidades De Terapia Intensiva
VAS	Vias Aéreas Superiores
VC	Volume Corrente
VILI	Lesão Pulmonar Induzida Por Ventilação Mecânica
VM	Ventilação Mecânica
VR	Volume Residual
VRE	Volume De Reserva Expiratório
VRI	Volume De Reserva Inspiratório
VT	Volume Corrente

## LISTA DE SIMBOLOS

$R_p$	Resistência Pulmonar
$R_{aw}$	Resistência Da Via Aérea
$R_{ti}$	Resistência Tecidual
$W$	Trabalho
$P$	Pressão
$dV$	Varição De Volume
$W_{es}$	Trabalho Resistido Do Sistema
$P_{res}$	Pressão Resistiva
$\dot{V}E$	Volume Minuto
$\Delta T$	Erro de temperatura entre o valor de referência (alvo) e a temperatura medida na saída
$V_s$	Percentual de tensão resultado da equação de controle
$T_{set}$	Temperatura desejada definida para controle.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>18</b>
2.1 UMIDIFICAÇÃO DE VIAS AÉREAS SUPERIORES.....	18
2.2 INTUBAÇÃO OROTRAQUEAL E FISIOLÓGIA RESPIRATÓRIA .....	19
2.3 VENTILADORES MECÂNICOS .....	20
2.3.1 Parâmetros ventilatórios .....	20
2.3.2 Fração inspirada de oxigênio (FiO <sub>2</sub> ).....	20
2.3.3 Volumes (Volume corrente, Volume minuto) e frequência respiratória .....	20
2.3.4 Pressão expiratória final positiva (PEEP) e Pressão de platô (P <sub>Platô</sub> ) .....	21
2.3.5 Fluxo inspiratório.....	21
2.3.6 Relação I:E .....	21
2.3.7 Sensibilidade (Disparo/Triggers) .....	22
2.3.8 Modos Ventilatórios .....	22
2.4 UMIDIFICAÇÃO ATIVA E PASSIVA.....	23
2.5 MODELAGEM MATEMÁTICA .....	26
2.6 MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIAL .....	27
2.7 APRECIÇÃO DO ESTADO DA ARTE E LACUNAS DE PESQUISA .....	28
<b>3 OBJETIVOS</b> .....	<b>30</b>
3.1 OBJETIVO GERAL .....	30
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	30
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>31</b>
4.1 PROJETO E CONFECÇÃO DO PROTÓTIPO .....	31
4.2 IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE CONTROLE ON-OFF .....	33
4.3 IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA.....	35
4.4 AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO EM AMBIENTE HOSPITALAR .....	38
4.5 ANÁLISE COMPARATIVA QUANTITATIVA DOS MÉTODOS DE CONTROLE .....	40
4.6 ANÁLISE DE INCERTEZAS.....	41
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>42</b>
5.1 DESEMPENHO TÉRMICO DO MÉTODO DE CONTROLE ON-OFF.....	42
5.2 DESEMPENHO TÉRMICO DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA .....	

5.3 DESEMPENHO TÉRMICO SOB MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM AMBIENTE HOSPITALAR.....	46
5.4 DESEMPENHO HIGROMÉTRICO SOB MÉTODO DE CONTROLE ON—OFF	48
5.5 DESEMPENHO HIGROMÉTRICO SOB MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA.....	49
5.6 DESEMPENHO HIGROMÉTRICO SOB MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM AMBIENTE HOSPITALAR.....	50
<b>6 CONCLUSÕES.....</b>	<b>52</b>
6.1 PRINCIPAIS ACHADOS .....	52
6.2 CONTRIBUIÇÕES .....	53
6.3 LIMITAÇÕES .....	53
6.4 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	54
<b>7 REFERÊNCIAS .....</b>	<b>56</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Durante a pandemia de SARS-CoV-2 que teve início em 2020 a comunidade acadêmica voltou seus esforços para o tratamento de pacientes acometidos pela doença com o objetivo de ajudar a sociedade naquele momento emergencial. Dentre os tópicos estudados pela comunidade científica, a ventilação mecânica foi um deles, visto que pacientes infectados pelo vírus na maioria das vezes necessitavam de suporte ventilatório avançado havendo a necessidade de intubação orotraqueal (IOT).

A IOT é um procedimento médico realizado em ambiente hospitalar em situações onde a respiração espontânea do paciente não é suficiente para suprir suas necessidades. Utilizam-se fármacos com o objetivo de sedar o paciente e, com a ajuda de um instrumento chamado laringoscópio, o profissional médico insere o tubo orotraqueal até a traqueia. Ao final do procedimento, o tubo é ligado ao ventilador mecânico.

Após o procedimento de IOT, o paciente intubado tem o ar diretamente entregue aos pulmões por meio do ventilador mecânico. Este tipo de via aérea é chamado de via aérea avançada, pois o ar ofertado realiza um *bypass* da via aérea superior (VAS), como as cavidades nasal, a laringe e a faringe.

As VAS têm como função a filtragem, umidificação e aquecimento do ar que respiramos em ventilação espontânea. Em uma via aérea avançada essas funções deixam de ser realizadas enquanto a necessidade pelo acondicionamento do ar em contato com os tecidos pulmonares permanece.

Na prática clínica, são utilizados dois tipos de artifícios para dar conta da umidificação e do aquecimento do ar ofertado ao paciente, conhecidos como aquecedores e umidificadores passivos ou ativos. São considerados passivos os trocadores de calor e umidade (HME - Heat and Moisture Exchangers), que são adicionados ao circuito de VM em sua parte mais distal, onde a troca de calor e umidade é feita pelas propriedades higroscópicas do material que absorve a umidade do ar expirado e a oferta para umidificar o ar nas próximas inspirações. Contudo, estes filtros precisam ser trocados com frequência, pois perdem sua eficiência com a introdução de sujidades inerentes à ventilação em vias avançadas, como secreção pulmonar e sangue. Essa situação pode gerar risco ao paciente como a oclusão do tubo orotraqueal (DORZI et al., 2022).

Por outro lado, os aquecedores e umidificadores ativos são aparelhos que tem a capacidade de aquecer a água por meio de uma resistência elétrica, gerando um meio de alta umidade entre a saída de ar do ventilador e o paciente, assim elevando as condições de umidade e temperatura do ar a ser ofertado para o paciente. A manutenção diária desse tipo de aquecedor é realizada por acrescentar água destilada ao reservatório até o nível indicado, diferentemente dos filtros HME que necessitam de troca diária ou a cada 48 horas a depender do fabricante (KOLA et al., 2005).

A ventilação mecânica inclui o controle de fatores como pressão, volume, frequência e percentual de O<sub>2</sub> do ar ofertado ao paciente. Estes fatores são controlados unicamente pelo aparelho de VM e não é escopo deste trabalho interagir com essas características da ventilação mecânica. Por outro lado, a temperatura e umidade não é endereçada pelas capacidades do ventilador, sendo necessário o uso de um dispositivo externo para esta função.

Diante desse contexto, a pergunta científica que guia esta pesquisa é: “Existe a possibilidade de construir um aquecedor e umidificador ativo de ar controlado eletronicamente de baixo custo, com monitoramento preciso da temperatura e umidade do ar ofertado ao paciente em ventilação invasiva?”. Essa pergunta surge devido à vasta utilização de filtros HME na prática clínica, apesar da recomendação de utilizar umidificação ativa segundo diretrizes e consensos de ventilação mecânica, e à falta de monitoramento dos parâmetros de umidade e temperatura do ar, que não é realizada pelo ventilador mecânico.

Os desafios do tema de estudo decorrem da falta de padronização e medição dos valores reais de temperatura e umidade do ar fornecido ao paciente em ventilação mecânica, paciente que já se encontra em estado crítico, o que aumenta o risco de intercorrências durante a internação. Isso pode resultar no prolongamento do tempo de internação, em sequelas pós-internamento e até no aumento da taxa de mortalidade dos pacientes em unidades de terapia intensiva.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta uma revisão abrangente sobre os conceitos e tecnologias relevantes para o desenvolvimento de um sistema de aquecimento e umidificação ativa de ar para pacientes em ventilação mecânica invasiva. Primeiramente, são abordados os fundamentos da umidificação das vias aéreas superiores e sua importância clínica. Em seguida, discute-se a fisiologia e anatomia do sistema respiratório, os parâmetros de ventilação mecânica e os tipos de umidificação ativa e passiva utilizados. Por fim, são exploradas as técnicas de controle, com ênfase no controle por lei potência, que será utilizado no sistema desenvolvido nesta pesquisa.

### 2.1 UMIDIFICAÇÃO DE VIAS AÉREAS SUPERIORES

Branson et al. (1999) descreve que, em um paciente em ventilação espontânea, após passar pela nasofaringe os gases inspirados estão em 29-32° C e a 100% umidade relativa. Ao nível da carina (estrutura anatômica onde a traqueia se divide em brônquios principais direito e esquerdo) a temperatura chega a 32-34° C e a umidade relativa se mantém a aproximadamente 100%. Ao chegar em 37° C 100% umidade relativa é alcançada faixa de limite de saturação isotérmica (*isothermic saturation boundary* - ISB), o que significa que o ar está completamente saturado com vapor de água, não podendo reter mais umidade.

Em condições normais (pacientes não intubados, em ventilação espontânea) a ISB é atingida na quarta ou quinta geração de brônquios subsegmentares. Em pacientes entubados há um desvio das vias aéreas superiores, trazendo a faixa de saturação isotérmica do ar para níveis ainda mais baixos no trato respiratório e fazendo com que o aquecimento e umidificação do ar seja feito exclusivamente trato respiratório baixo que é mal equipado para esta tarefa. O estudo se aprofunda em cada tipo de umidificador e aquecedor disponível para uso clínico no momento de sua pesquisa sendo os mais importantes os higroscópicos (HME) e os aquecedores e umidificadores ativos.

Barreto et al. (2000) em seu tópico sobre umidificação e aquecimento do gás inalado define que o gás seco é altamente prejudicial para as vias aéreas por causar ressecamento e inflamação das mucosas. Ressalta a importância de manter a água

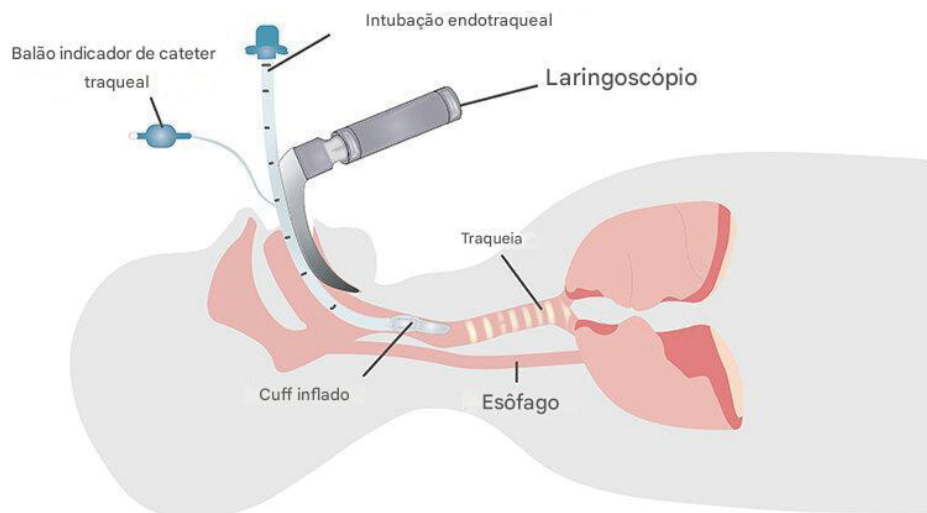
do reservatório em níveis adequados e que esta deve ser substituída diariamente para evitar risco biológico. A temperatura alvo do vapor úmido ao atingir a cânula, segundo o consenso, é de 30 a 32° C por ser a temperatura fisiológica protetora.

Al Ashry e Modrykamien (2014) consolidam as diretrizes atuais sobre umidificação em ventilação mecânica invasiva, recomendando temperatura alvo de 31 a 35°C com 100% de umidade relativa. Com base nessa referência foram definidos os valores de temperatura alvo, inicialmente de 35°C e posteriormente 34°C e 100% como umidade relativa alvo.

## 2.2 INTUBAÇÃO OROTRAQUEAL E FISIOLOGIA RESPIRATÓRIA

A intubação orotraqueal, procedimento padrão na ventilação mecânica invasiva, posiciona o tubo endotraqueal além da glote (20-22 cm dos lábios em adultos), desviando completamente as vias aéreas superiores naturais (narinas, nasofaringe, orofaringe e laringe).

FIGURA 1 – ESQUEMA DA ANATOMIA RESPIRATÓRIA DO PACIENTE INTUBADO



FONTE: adaptado de CHEN et al. (2025).

O paciente intubado apresenta ausência total de umidificação e aquecimento fisiológicos, pois o fluxo inspirado contorna a cavidade nasal - responsável por elevar gases inspirados de 22°C/30%UR para 32°C/100%UR na traquéia as estruturas orofaríngeas (Branson et al., 1999). O tubo endotraqueal cria via aérea artificial não

mucociliar, eliminando a depuração mucociliar e expondo o trato respiratório inferior a gases secos e frios.

Em condições clínicas típicas, o paciente é mantido inconscientes/sob bloqueio neuromuscular e conectado ao ventilador mecânico que fornece fluxo, volume e fração de oxigênio conforme parametrização específica e especificidades de cada modo ventilatório como descrito na seção 2.3.

## 2.3 VENTILADORES MECÂNICOS

Ventiladores mecânicos são equipamentos hospitalares são acoplados ao paciente entubado. Esses equipamentos são projetados para fornecer suporte respiratório artificial, garantindo a ventilação adequada e a troca gasosa em situações onde a respiração espontânea do paciente é inadequada ou insuficiente. Neste tópico serão abordados seus parâmetros e modos ventilatórios.

### 2.3.1 Parâmetros ventilatórios

Os ventiladores mecânicos, também chamados de aparelhos para respiração artificial, são equipamentos hospitalares utilizados para inflar o pulmão de um paciente e controlar parâmetros ventilatórios e da mistura de gases. Dentre os parâmetros ajustáveis e valores calculados pelo ventilador mecânico, segundo Machado et al. (2014) temos:

### 2.3.2 Fração inspirada de oxigênio ( $FiO_2$ )

Representa a proporção de oxigênio no ar inspirado. Pode ser ajustada de 21% (ar ambiente) até 100%. Valores de  $FiO_2$  acima de 0,6 estão relacionados a risco aumentado de complicações como lesão das vias aéreas por toxicidade direta do  $O_2$ , atelectasias e piora da hipercapnia (MACHADO et al., 2014).

### 2.3.3 Volumes (Volume corrente, Volume minuto) e frequência respiratória

Volume corrente (VT) corresponde a quantidade de ar ofertada pelo ventilador a cada ciclo ventilatório. O volume corrente comumente utilizado em ajustes inicial varia de 6 a 10 ml/Kg de peso predito.

Volume minuto ( $\dot{V}E$ ) é o produto do VT pela frequência respiratória (FR), seus valores normais variam de 5 a 10 L/min. Representa o principal determinante da pressão parcial do gás carbônico ( $pCO_2$ ). O aumento do  $\dot{V}E$  corresponde à diminuição dos níveis de  $CO_2$  aferidos pela gasometria (MACHADO et al., 2014).

#### 2.3.4 Pressão expiratória final positiva (PEEP) e Pressão de platô (PPlatô)

Fisiologicamente existe uma pressão positiva ao final da expiração, que é ocasionada pelo tônus muscular dos músculos respiratórios e pela estrutura óssea da caixa torácica. Esta pressão impede que ocorram atelectasias, resultante da perda de pressão positiva necessária para manter o pulmão expandido causando seu colapamento ou desinflação. Em pacientes intubados ou com traqueostomia, ocorre a perda deste mecanismo fisiológico, sendo assim necessário que o VM forneça uma PEEP. Considera-se adequado um valor de 5 cmH<sub>2</sub>O para o ajuste inicial da PEEP.

Pressão de platô é a pressão medida nos pulmões ao final da inspiração, quando não há fluxo de ar e a pressão é mantida. Ela reflete a pressão alveolar, ou seja, a pressão dentro dos alvéolos, durante os ciclos de ventilação. Na ventilação invasiva é necessário um monitoramento constante da pressão de platô pois valores acima de 30cmH<sub>2</sub>O são considerados fatores de risco para as lesões induzidas pela ventilação mecânica (VILI - Ventilation Induced Lung Injury) (MACHADO et al., 2014).

#### 2.3.5 Fluxo inspiratório

Corresponde à velocidade com que o volume corrente é ofertado. Geralmente são utilizados valores entre 40 a 60 L/min (MACHADO et al., 2014).

#### 2.3.6 Relação I:E

A relação entre o tempo inspiratório e expiratório fisiológico, ou seja, no paciente saudável corresponde a 1:2 e 1:3. Isso significa que se uma inspiração durar 1 segundo a expiração durará de 2 a 3 segundos. No paciente entubado é utilizada a

relação 1:2 em parâmetros iniciais e posteriormente são ajustados conforme especificidades do paciente.

O tempo inspiratório pode ser calculado pela divisão do volume corrente pelo fluxo inspiratório. Já o tempo expiratório é calculado subtraindo do tempo total do ciclo respiratório o tempo inspiratório (MACHADO et al., 2014).

### 2.3.7 Sensibilidade (Disparo/Triggers)

O aparelho de ventilação mecânica pode ser configurado disparar/iniciar uma inspiração de acordo com a sensibilidade ajustada de acordo com variações no fluxo ou pressão nas vias aéreas, geradas pelo esforço respiratório do paciente. Ao ajustar o ventilador para disparo por pressão, utiliza-se usualmente uma pressão de -2cmH<sub>2</sub>O. Para disparo por fluxo, uma sensibilidade de 1 a 5 L/min é adequada (MACHADO et al., 2014).

### 2.3.8 Modos Ventilatórios

Machado et al. (2014) também caracteriza os modos ventilatórios entre controlados/mandatórios, assistidos e suporte.

Os controlados/mandatórios são os modos onde o ventilador assume total controle da ventilação a partir dos parâmetros realizados por um profissional e independe da interação do paciente. Estes modos geralmente são controlados tomando como base um valor de pressão ou volume esperado que se atinja a cada ciclo respiratório.

Nos modos assistidos o ventilador é ativado pela respiração fisiológica do paciente que controla e monitora os ciclos respiratórios a partir dos parâmetros dados.

No modo de suporte ventilatório o ventilador atua enviando uma pressão positiva constante (CPAP: Continuous Positive Airway Pressure) ou bifásica (BiPAP: Bilevel Positive Airway Pressure) para auxiliar a respiração espontânea do paciente. Ambos os modos são utilizados para o mesmo fim de suporte ventilatório sendo a principal diferença entre CPAP e BiPAP é a capacidade do BiPAP de ajustar a pressão durante a expiração, o que pode ser mais confortável para alguns pacientes.

Geralmente, modos controlados/mandatórios são utilizados para pacientes graves e com baixo nível de consciência, modos assistidos e de suporte se destinam a pacientes conscientes e com quadro de menor gravidade.

Cada modo tem parâmetros diferentes a serem configurados pelo profissional de saúde e a depender do fabricante do equipamento existem funções que facilitam este processo (MACHADO et al., 2014).

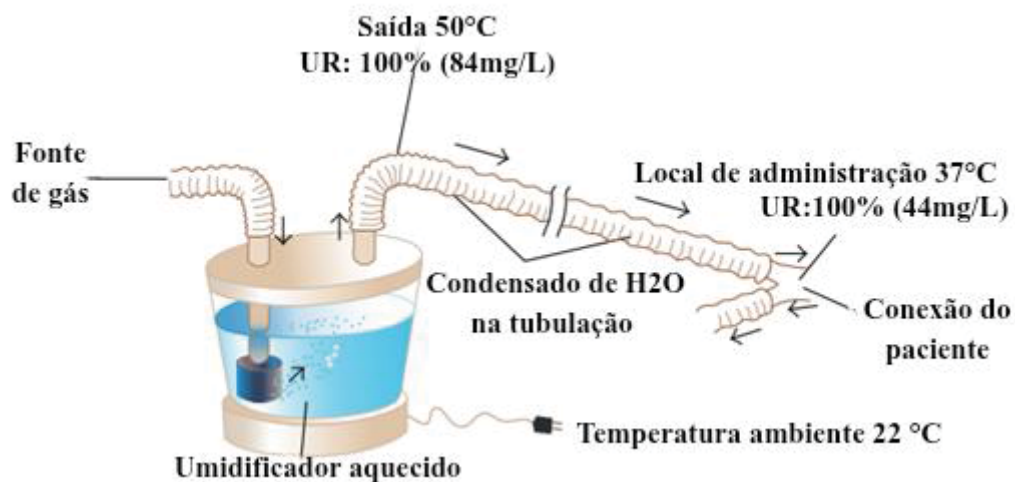
## 2.4 UMIDIFICAÇÃO ATIVA E PASSIVA

De Oliveira et al. (2019) analisa a relação do uso de diferentes tipos de umidificação e aquecimento do ar a secreção dos pacientes. O estudo define dois tipos de umidificadores: os passivos ou trocadores de calor e umidade (HME - Heat and Moisture Exchanger) e os ativos ou aquecidos (UA - Umidificadores Ativos). Os filtros HME são dispositivos que combinam propriedades de umidificação com retenção bacteriana por meio de membranas que protegem os pacientes e que retêm a umidade e o calor durante a expiração para liberá-los ao ar seco inspirado, retornando o aquecimento e a umidade para as vias aéreas do paciente. Já os umidificadores ativos transpõem o gás seco e frio através de uma câmara preenchida parcialmente de água aquecida, na qual o vapor da água é misturado ao gás, elevando sua temperatura e umidade. O objetivo do estudo se deu pela análise da forma com que os umidificadores ativos estavam sendo utilizados em um hospital público e investigar sua relação com características da secreção dos pacientes intubados. O estudo analisou 30 casos onde apenas 12,5% dos casos o nível de água do reservatório do umidificador ativo estava adequado, nos demais o reservatório estava cheio demais ou até mesmo vazio, o que impacta negativamente a fisiologia respiratória. Esses dados mostram a dificuldade da implantação do uso de aquecedores ativos em serviços de saúde visto que necessitam de manutenção diária para que funcionem adequadamente.

Al Ashry e Modrykamien (2014) estudou as diferentes formas de umidificação do ar para pacientes em ventilação mecânica. Com base na literatura, o estudo cita as umidades relativas (UR) alvo para o ar ao passar por diferentes sítios anatômicos no paciente em ventilação mecânica. Ao passar pelo nariz ou boca: 50% UR; hipofaringe: 95% UR; e na traqueia: 100% UR. Em relação à temperatura, no nível da traqueia média o estudo cita como temperatura requerida o valor de 31 a 35°C.

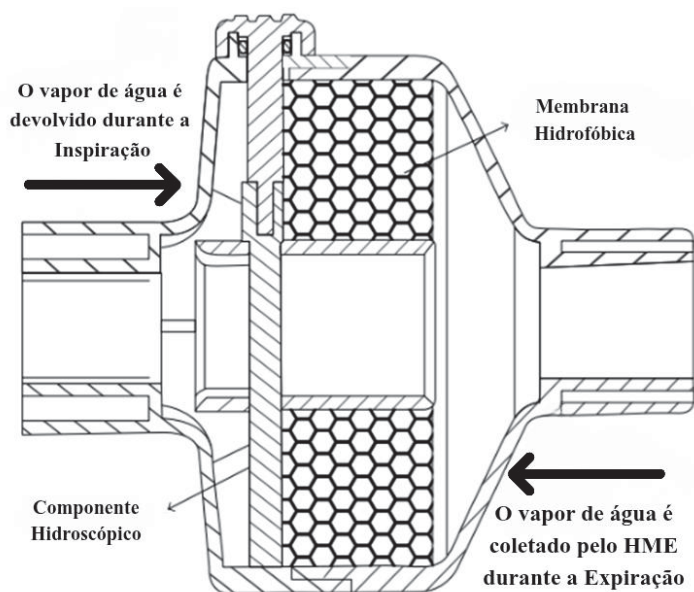
O estudo também faz uma definição dos diferentes tipos de umidificação entre ativa e passiva. Os umidificadores ativos, como visto na fig. 2, atuam por meio de um elemento de aquecimento que aquece um reservatório com água por onde o ar irá passar, aumentando assim sua umidade. Já os aquecedores passivos, como esquematizado na fig. 3, também chamados de trocadores de umidade e calor (*Heat and Moisture Exchangers* - HME), imitam a atividade do nariz na respiração fisiológica por meio de elementos higroscópicos que capturam a umidade do ar expirado do paciente e a armazena para ser utilizada nas próximas inspirações.

FIGURA 2 - EXEMPLO DE UMIDIFICADOR ATIVO POR BORBULHAMENTO EM ÁGUA AQUECIDA.



FONTE: adaptado de AL ASHRY e MODRYKAMIEN (2014).

FIGURA 3 - SEÇÃO TRANSVERSAL EXEMPLO DE UM TROCADOR DE UMIDADE E CALOR



FONTE: adaptado de AL ASHRY e MODRYKAMIEN (2014).

Dorzi et al. (2022) analisa o papel da umidificação na ventilação mecânica na prevenção do evento chamado Oclusão do Tubo Endotraqueal (*Endotracheal tube occlusion - ETT occlusion*). A oclusão do tubo se dá pelo acúmulo de secreção na parte interna do tubo, causando a diminuição de sua luz e por consequência aumentando a resistência e eficiência da passagem do ar. Os fatores de risco para essa intercorrência são o aumento da viscosidade da secreção pulmonar e/ou presença de sangue, colonização bacteriana com formação de biofilme ou a duração prolongada da intubação. A oclusão do tubo endotraqueal representa uma situação de risco, aumentando a morbidade e podendo causar pneumonia ou edemas pulmonares.

O estudo teve a duração de 100 semanas entre 2016 e 2018 acompanhando o internamento de pacientes internados em 6 unidades de terapia intensiva não cardíacas totalizando 72 leitos. Nas primeiras 10 semanas do estudo o hospital utilizava filtros trocadores de umidade e calor (HME) em todos os pacientes em ventilação mecânica, após esse período o hospital reformulou seus protocolos e passou a utilizar umidificação ativa em todos os pacientes em ventilação mecânica. Nesse período observou-se 18 casos de oclusão do tubo endotraqueal sendo 8 durante as 10 semanas iniciais do estudo onde ainda se utilizava a umidificação

passiva e 10 casos durante as 90 semanas seguintes onde todos os pacientes utilizavam umidificação ativa (DORZI et al., 2022).

## 2.5 MODELAGEM MATEMÁTICA

Castro et al. (2023) em sua dissertação desenvolveu uma 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). O estudo foi realizado na Universidade Federal do Paraná sob orientação do professor José Viriato Coelho Vargas e estabelece fundamentação teórica crucial para o desenvolvimento de protótipos de aquecedores ativos.

A modelagem proposta por Castro et al. (2023) baseou-se nos princípios de conservação de massa e energia, estruturando um modelo de volume de controle (VC1 – câmara de aquecimento e umidificação) para prever a evolução temporal da temperatura e da umidade relativa do ar. O modelo foi implementado em linguagem Fortran, utilizando o método de Runge-Kutta para integração numérica das equações diferenciais ordinárias (EDOs).

As condições de referência adotadas seguiram protocolos internacionais: 100% de umidade relativa, umidade absoluta entre 36 - 40 mgH<sub>2</sub>O L<sup>-1</sup> e temperatura entre 31 - 35 °C. Os volumes de controle correspondentes ao reservatório de água (VC2) e à tubulação de conexão ao paciente (VC3) foram considerados de forma simplificada, assumindo hipóteses adequadas para não comprometer o equilíbrio global do sistema.

A análise paramétrica conduzida por Castro et al. (2023) revelou tendências físicas importantes para o design de sistemas de aquecimento e umidificação:

- Efeito da temperatura de entrada: temperaturas mais elevadas do ar reduziram o tempo necessário para atingir as condições alvo, devido ao maior gradiente de densidade de vapor de água.
- Influência da pressão: a pressão de entrada mostrou efeito desprezível no aquecimento, mas significativo na umidificação, com pressões mais altas acelerando a transição para a umidade relativa desejada.
- Geometria do sistema: dimensões maiores da câmara resultaram em maior capacidade térmica e, conseqüentemente, tempos de transição mais longos.

O modelo reproduziu o comportamento de “dente de serra” característico de sistemas de controle *on-off*, em conformidade com resultados experimentais disponíveis na literatura. Essa validação confirma que a modelagem captura adequadamente as tendências físicas esperadas e serve como ferramenta preditiva para otimização de parâmetros de projeto.

A contribuição de Castro et al. (2023) é particularmente relevante para o presente trabalho, pois fornece a base teórica para a compreensão dos fenômenos de transferência de calor e massa em sistemas de ventilação mecânica, orientando o desenvolvimento de estratégias de controle mais sofisticadas, como a lei potência implementada no protótipo atual.

## 2.6 MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIAL

O controle por lei potencial, proposto na literatura técnica (VARGAS e PARISE, 1995; PINNOLA et al., 2015), oferece uma alternativa entre o método *on-off* e controladores PID para sistemas com elevada inércia térmica. A principal equação é apresentada a seguir:

$$V_s = K_c (K_1 \Delta T + K_2) + K_3 \quad (1)$$

onde  $\Delta T = T_{ref} - T_{med}$  é o erro de temperatura,  $K_c$  a constante de ganho principal,  $K_1$  e  $K_2$  ajustam o expoente de não linearidade e  $K_3$  estabelece o ponto de ativação inicial do sinal. Pinnola et al. demonstraram em sistemas HVAC-R uma redução de até 31% no consumo de energia e menor frequência de comutação do compressor em seis horas de operação.

No presente estudo, foram adotados experimentalmente as seguintes constantes para a eq. (1) de controle por lei potência:  $K_c = 8$ ,  $K_1 = 1$ ,  $K_2 = -3$  e  $K_3 = 0,5$ . Essas constantes objetivam uma resposta alta na fase transitória e ajustes finos no período estacionário, reduzindo assim os chamados sobressinais que são definidos como a ultrapassagem percentual máxima da temperatura medida.

Em comparação com controladores PID, a lei potência simplifica a sintonia ao requerer apenas quatro constantes independentes, evitando interdependências complexas entre ganhos proporcional, integral e derivativo. Além disso, produz transições suaves próximas à temperatura alvo e resposta rápida a grandes desvios, reduzindo sobressinal.

Estudos subsequentes confirmam a eficácia da lei potência em aplicações de climatização e automação predial, ressaltando sua versatilidade em diferentes escalas térmicas. Essa fundamentação justifica sua adoção em sistemas de ventilação mecânica que demandam regulação precisa de temperatura e umidade.

## 2.7 APRECIACÃO DO ESTADO DA ARTE E LACUNAS DE PESQUISA

A literatura científica apresenta amplo consenso quanto à necessidade do adequado condicionamento térmico e higrométrico dos gases inspirados em pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva. Em condições fisiológicas, as vias aéreas superiores aquecem e umidificam o ar inspirado até valores próximos de 37 °C e umidade absoluta próxima à saturação, função que é parcial ou totalmente perdida quando o paciente é submetido à intubação orotraqueal. A perda desse mecanismo natural de condicionamento torna necessária a utilização de dispositivos externos capazes de fornecer gases aquecidos e umidificados, de modo a reduzir os efeitos adversos associados à administração prolongada de ar frio e seco (AL ASHRY e MODRYKAMIEN, 2014).

Embora a temperatura fisiológica do ar inspirado ao nível alveolar seja próxima de 37 °C, revisões clínicas indicam que, na prática da ventilação mecânica invasiva, a temperatura do gás entregue ao paciente pode situar-se em faixas inferiores, desde que mantida adequada umidade absoluta. Segundo Al Ashry e Modrykamien (2014), valores de temperatura do gás inspirado tipicamente entre 31 e 35 °C são amplamente utilizados na prática clínica, levando em consideração as perdas térmicas ao longo do circuito respiratório, as limitações dos sistemas de aquecimento. Dessa forma, a adoção dessa faixa de temperatura representa um compromisso entre a aproximação das condições fisiológicas e a viabilidade técnica do sistema de umidificação, sendo considerada clinicamente aceitável em pacientes sob ventilação mecânica invasiva.

No contexto clínico atual, dispositivos de umidificação passiva, como os trocadores de calor e umidade (HMEs), e dispositivos de umidificação ativa, como os umidificadores aquecidos, são amplamente utilizados. Estudos comparativos e revisões sistemáticas indicam que ambas as abordagens podem ser adequadas em cenários específicos, a depender do fluxo ventilatório, do tempo de ventilação e das condições clínicas do paciente. Entretanto, dispositivos passivos apresentam

limitações inerentes à sua capacidade de retenção hídrica, podendo favorecer o ressecamento das vias aéreas e aumentar o risco de obstrução do tubo endotraqueal em determinadas condições clínicas, especialmente em ventilações prolongadas.

Apesar da ampla utilização dos sistemas de umidificação ativa, observa-se que grande parte da literatura científica concentra-se na análise de desfechos clínicos, dedicando atenção limitada aos aspectos físicos e de engenharia relacionados ao funcionamento desses dispositivos. Em muitos estudos, os sistemas de aquecimento e umidificação são tratados de forma funcional, sem descrição detalhada da dinâmica térmica do sistema, do comportamento em regime transitório ou da estratégia de controle empregada para manutenção da temperatura alvo.

No que se refere às estratégias de controle, métodos simplificados, como o controle do tipo *on-off*, permanecem amplamente empregados em dispositivos comerciais, principalmente devido à sua simplicidade de implementação. Contudo, sistemas de aquecimento de gases respiratórios apresentam elevada inércia térmica e resposta lenta, características que podem resultar em oscilações térmicas e desvios temporários em relação ao valor de referência quando estratégias de controle discretas são utilizadas. A literatura disponível raramente apresenta análises quantitativas desses efeitos ou discute o impacto do método de controle sobre a estabilidade térmica e a eficiência energética do sistema.

Embora diferentes tecnologias de umidificação possam apresentar resultados clínicos semelhantes em determinados contextos, persiste a ausência de consenso quanto à forma mais adequada de controle, monitoramento e estabilização das variáveis térmicas e higrométricas envolvidas. Esse cenário evidencia lacunas relevantes no estado da arte no que diz respeito à aplicação de soluções de engenharia que considerem explicitamente a dinâmica do sistema, sua inércia térmica e o comportamento em regime transitório e permanente.

Diante desse panorama, identifica-se a necessidade de investigações que explorem estratégias de controle térmico alternativas ao controle *on-off* tradicional, especialmente em sistemas de baixo custo. O presente trabalho insere-se nesse contexto ao propor e avaliar um sistema de aquecimento e umidificação ativa controlado eletronicamente, baseado em uma estratégia de controle por lei de potência, com o objetivo de promover maior suavidade de resposta, redução de oscilações térmicas e maior estabilidade operacional em condições representativas da prática clínica.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVO GERAL**

Desenvolver e validar um sistema de aquecimento e umidificação ativa de ar para ventilação mecânica invasiva em unidades de terapia intensiva, empregando controle por lei potência para garantir resposta térmica rápida, estabilidade de temperatura e eficiência energética.

#### **3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

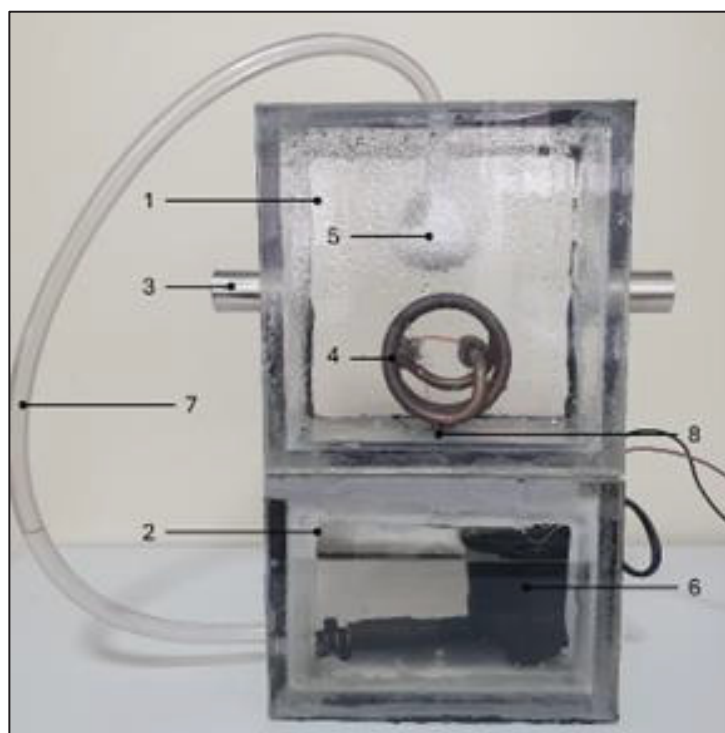
- (1) Projetar e confeccionar o protótipo do dispositivo, integrando sensores de temperatura e umidade, atuadores de aquecimento e reservatório de água.
- (2) Implementar e analisar o funcionamento do método de controle on-off em ensaios de bancada, caracterizando a capacidade e comportamento térmico e higrométrico do protótipo.
- (3) Implementar o método de controle por lei potência, ajustando os parâmetros de controle conforme proposto por Pinnola et al. (2015) para otimizar a resposta do sistema.
- (4) Avaliar o desempenho térmico e higrométrico do protótipo conectado ao ventilador Puritan Bennett™ 840 em ambiente hospitalar, variando o volume minuto e registrando as oscilações de temperatura e umidade.
- (5) Comparar quantitativamente o desempenho dos métodos de controle on-off e por lei potência, considerando métricas de sobressinal térmico, tempo de estabelecimento, frequência de comutação e consumo energético.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 PROJETO E CONFECÇÃO DO PROTÓTIPO

O protótipo desenvolvido, exposto na fig. 4, dispõe de 2 câmaras cúbicas chamadas câmara de aquecimento e umidificação (1) e reservatório de água (2) que são. Na câmara de aquecimento e umidificação existem duas aberturas (3) permitindo a passagem do ar proveniente do ventilador, o elemento de aquecimento (4) (Resistencia espiral Marca Sinapse - potência mensurada 1241W/220v) e o aspersor de água (5) (mini ducha que acompanha kits de chuveiro) na parte superior da câmara. No compartimento reservatório de água temos uma bomba submersa (6) (Marca Sarlo Better modelo SB1000C - potência listada 13W/110v) que alimenta o aspersor de água por meio de uma mangueira (7). Os dois compartimentos são ligados por uma abertura (8) que permite a recirculação da água que não foi transformada em vapor após ser aspergida sobre o elemento de aquecimento na câmara de aquecimento e umidificação.

FIGURA 4 - PROTÓTIPO DESENVOLVIDO PELA EQUIPE DO PROJETO

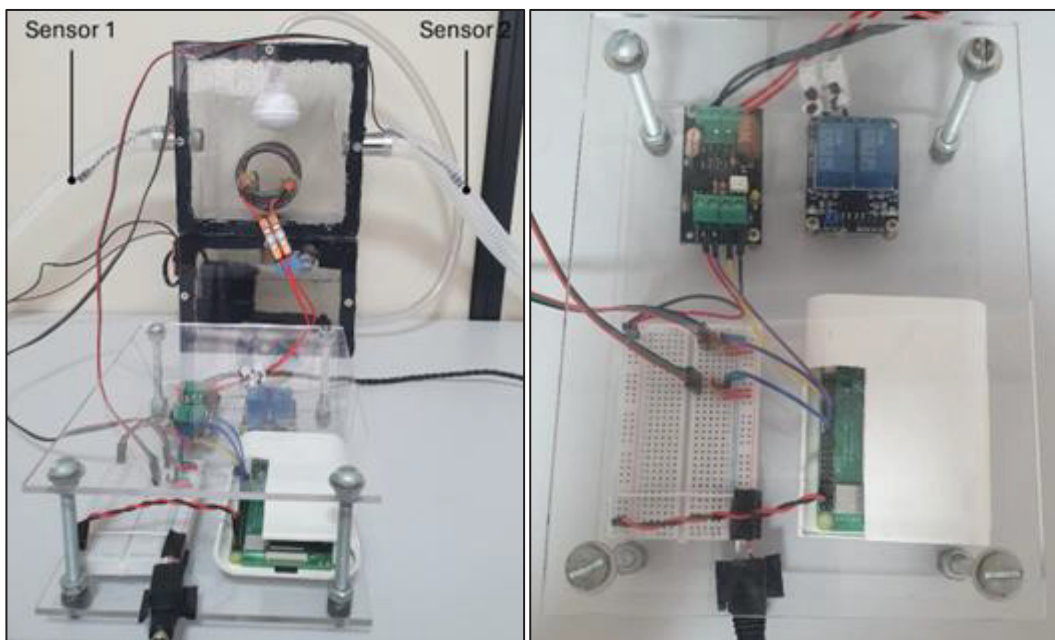


FONTE: O autor (2025).

Dimensões internas: Câmara de umidificação: Altura 15cm, 10cm comprimento e 7,5cm de largura. Reservatório de água: Altura 10cm, 10 cm comprimento, 7,5cm de largura.

A caixa controladora, exposta na fig. 5, é composta por um Raspberry Pi 3, ligado a dois sensores de temperatura e umidade DHT22 nomeados Sensor 1 (medição de parâmetros de entrada T0 e UR0) e Sensor 2 (medição de parâmetros de saída T1 e UR1). Os dados são processados e por meio da fórmula 1 e do erro entre a temperatura e umidade alvo e a temperatura e umidade de saída resulta em um percentual de voltagem ( $V_s$ ) a ser entregue ao elemento de aquecimento por meio de um dimmer eletrônico.

FIGURA 5 - POSICIONAMENTO DOS SENSORES E CAIXA CONTROLADORA



FONTE: O autor (2025).

Os tubos metálicos encontrados nas laterais da caixa de aquecimento e umidificação (item 3 da fig. 4) têm 22mm de diâmetro externo, medida que é comumente encontrada em conectores de ventiladores mecânicos. Nela são afixados os circuitos de ventilação (Fig. 6) por onde o ar irá passar. Para circuitos onde é utilizada a umidificação ativa existem copos coletores que são responsáveis por remover a água proveniente da condensação proveniente da atmosfera rica em umidade. Em sistemas de umidificação passiva onde é utilizado apenas o filtro HME

circuitos mais simples são usados, onde não existe a necessidade da presença de copos coletores.

FIGURA 6 - CIRCUITO DE VENTILAÇÃO COM COPOS COLETORES, UTILIZADOS PARA CONTER A CONDENSAÇÃO.



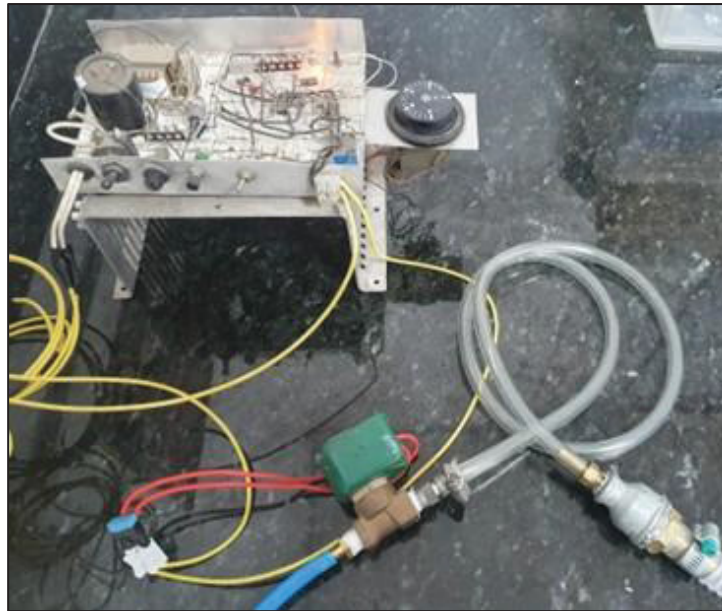
FONTE: Imagem do produto da marca Takaoka Monteray, (disponível em <https://www.medicalfast.com.br/circuito-para-ventilacao-adulto-compativel-com-takaoka-monterey>, Acesso em 20/08/2024).

#### 4.2 IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE CONTROLE ON-OFF

Os testes de bancada foram conduzidos alimentando o protótipo utilizando o circuito de ciclagem ilustrado na figura 7, composto por compressor de ar e válvula solenoide configurada para ciclos de fornecimento de 1s e pausa de 2s, simulando uma frequência respiratória de 20 incursões por minuto (I:E = 1:2).

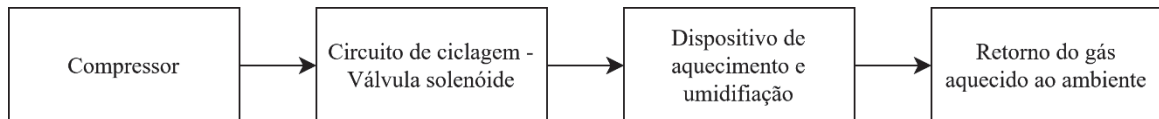
Na figura 8 é ilustrado por diagrama de blocos o esquema de conexões usado, com o ar comprimido sendo entregue ao circuito de ciclagem que, após a abertura da válvula solenoide é entregue ao dispositivo e após sua umidificação e aquecimento retornava ao ambiente.

FIGURA 7 – CIRCUITO DE CICLAGEM DE AR



FONTE: O autor (2025).

FIGURA 8 – DIAGRAMA DE BLOCOS DA CONEXÃO DO TESTE DE BANCADA



FONTE: O autor (2025).

O ar ambiente foi captado por meio do compressor e é disponibilizado para o protótipo quando a válvula solenoide é acionada. O ar passa pela câmara superior do umidificatorativo e após ser mensurada pelo Sensor2 é dispersada para o ambiente.

Como parâmetros experimentais foram medidas a temperatura 0 ou  $T_0$  e a umidade relativa 0 ou  $UR_0$  (sensor 1) do ar ambiente após a passagem pela válvula solenoide e 2 temperatura 1 ou  $T_1$  e a umidade relativa 1 ou  $UR_1$  (sensor 2) após a passagem pela câmara de aquecimento e umidificação.

A temperatura alvo a ser atingida em  $T_1$  foi definida em  $35^{\circ}\text{C}$  e a humidade alvo medida em  $UR_1$  foi definida em 100%. Estes valores foram definidos com base no estudo de Al Ashry e Modrykamien (2014) que cita como requerimento para a temperatura do ar entregue no nível da traqueia esteja acondicionado entre  $31$  a  $35^{\circ}\text{C}$  e em umidade relativa de 100% ou 36 a  $40\text{mg/L}$  de umidade absoluta.

Essa estratégia permitiu reproduzir em bancada um padrão ventilatório análogo ao humano sem a necessidade de ventilador mecânico. Reconhece-se, entretanto, que ventiladores clínicos, como o Puritan Bennett™ 840, oferecem controle mais preciso de parâmetros ventilatórios e quantificação direta do fluxo por meio do volume minuto. Em função disso, testes complementares foram realizados posteriormente em parceria com o Setor de Engenharia Clínica do Complexo do Hospital de Clínicas da UFPR, nos quais o protótipo foi conectado ao ventilador mecânico para avaliação em condições reais de uso hospitalar.

#### 4.3 IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA

Em estágios mais avançados do projeto, o método on-off foi substituído pelo modo de controle por lei potência, conforme descrito na Equação (1). Para tanto, foi implementado algoritmo em Python no Raspberry Pi, que calcula o erro de temperatura  $\Delta T = T_{ref} - T_{med}$  e gera o sinal de tensão  $V_s$  a ser aplicado ao *dimmer* eletrônico.

Os parâmetros  $K_c$ ,  $K_1$ ,  $K_2$  e  $K_3$  foram calibrados experimentalmente em ensaios preliminares de bancada, visando minimizar sobressinal e tempo de estabelecimento.  $K_c = 8$ ,  $K_1 = 1$ ,  $K_2 = -3$  e  $K_3 = 0.5$  foram definidos como os parâmetros a serem usados nos testes de bancada e testes hospitalares.

A temperatura alvo foi definida em 34°C (1°C abaixo do limite superior da faixa referencial de 31-35°C), com banda morta de 0,5°C. Essa escolha baseou-se nos sobressinais observados nos testes com controle *on-off* e visa garantir que a temperatura nunca ultrapasse o alvo, tolerando flutuações abaixo dele.

Para operação do protótipo foi desenvolvido um algoritmo de controle em linguagem Python executado no microcomputador Raspberry Pi, responsável pela aquisição de dados dos sensores, processamento do controle por lei de potência e atuação no elementos de aquecimento.

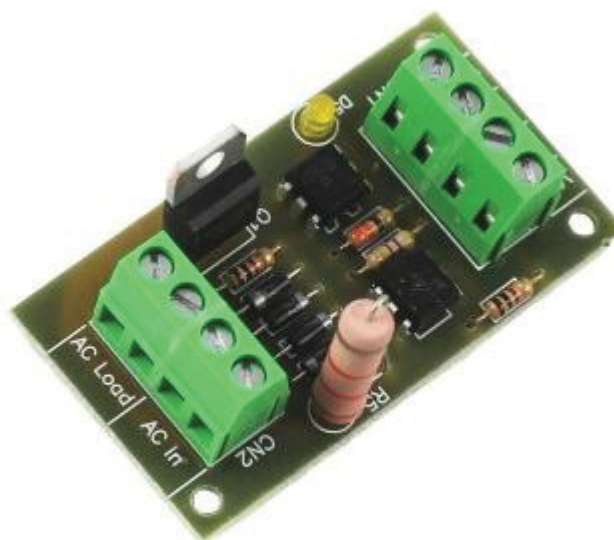
O sistema utiliza as bibliotecas *pigpio* para controle de GPIO de alta precisão, *Adafruit\_DHT* para leitura dos sensores de temperatura e umidade, e *threading* para execução paralela de múltiplas tarefas. A arquitetura do *software* foi projetada com *threads* dedicadas para leitura de sensores, controle do *dimmer* eletrônico e registro de dados, garantindo operação em tempo real sem interferências entre as diferentes funções.

O controle do elemento de aquecimento foi realizado por meio de um *dimmer* eletrônico baseado em *triac*, operando pelo método de controle de ângulo de fase com detecção de cruzamento por zero (*zero-cross*). Nesse método, a potência entregue à carga resistiva não é ajustada diretamente pela variação da potência elétrica nominal, mas sim pelo atraso no disparo do *triac* em cada semiciclo da tensão alternada, alterando o valor eficaz da tensão aplicada à carga.

A cada cruzamento por zero da tensão da rede elétrica, o circuito de detecção envia um sinal ao microcontrolador, que então aguarda um intervalo de tempo previamente calculado antes de disparar o *triac*. Após o disparo, o *triac* permanece conduzindo corrente até o próximo cruzamento por zero, quando a corrente naturalmente se interrompe. Assim, quanto maior o atraso de disparo em relação ao cruzamento por zero, menor é a fração do semiciclo conduzida e, conseqüentemente, menor a potência média entregue à carga resistiva (ERICKSON; MAKSIMOVIĆ, 2001; MOHAN; UNDELAND; ROBBINS, 2003).

Esse tipo de controle é amplamente empregado em aplicações de aquecimento elétrico devido à sua simplicidade, robustez e elevada eficiência energética, especialmente quando associado a cargas predominantemente resistivas. Ressalta-se que, nesse contexto, a variável de controle  $V_s$  utilizada no algoritmo representa o percentual de corte de fase, e não a potência elétrica direta entregue à carga, sendo a relação entre  $V_s$  e potência efetiva não linear (MOHAN; UNDELAND; ROBBINS, 2003).

FIGURA 9 - MÓDULO DIMMER MODELO MC-8A UTILIZADO NO PROTÓTIPO



FONTE: Imagem do produto “Módulo Dimmer MC-8a”, (disponível em: <https://www.usinainfo.com.br/dimmer-arduino/modulo-dimmer-para-arduino-pic-mc-8a-com-sinal-zero-cross-220v-5915.html>, Acesso em 13/12/2025).

O módulo dimmer utilizado no presente trabalho (Fig. 9) incorpora um circuito dedicado de detecção de cruzamento por zero, disponibilizando um sinal digital sincronizado com a rede elétrica, além de uma entrada de disparo do *triac* controlada pelo microcontrolador. Essa arquitetura permite a implementação precisa do controle de ângulo de fase via *software*, reduzindo incertezas temporais no disparo e melhorando a repetibilidade do controle térmico.

A aquisição de dados dos sensores DHT22 ocorre em intervalos de 2 segundos através de *thread* dedicada, com implementação de sistema de *retry* para garantir robustez nas leituras. Os dados coletados incluem timestamp, temperaturas de entrada e saída, umidades relativa de entrada e saída, diferença de temperatura ( $\Delta T$ ), percentual de potência aplicada ( $V_s\%$ ) e estado da bomba.

O loop principal de controle opera com ciclos de 5 segundos, calculando o erro térmico  $\Delta T = T_{ref} - T_{med}$  e aplicando a lei de potência (Eq. 1) apenas quando  $\Delta T >$  banda morta.

Todos os dados experimentais são armazenados automaticamente em arquivos CSV com nomenclatura que inclui timestamp e parâmetros de controle utilizados, facilitando a rastreabilidade e análise posterior dos resultados. O sistema

inclui ainda rotinas de segurança para desligamento controlado em caso de interrupção do usuário ou falhas de *hardware*.

ALGORITMO 1 - CONTROLE POR LEI DE POTÊNCIA EM RASPBERRY PI

INÍCIO

Configurar GPIO (dimmer, bomba, sensores)

Definir parâmetros (KC=8, K1=1, K2=-3, K3=0.5, DEADBAND=0.5°C, SETPOINT\_TEMP=34)

Inicializar threads (sensores, dimmer, logging)

ENQUANTO sistema\_ativo:

Ler temperatura\_entrada e umidade\_entrada

Ler temperatura\_saída e umidade\_saída

Manter bomba d'água ativa

Calcular erro = SETPOINT\_TEMP - temperatura\_saída

SE |erro| > DEADBAND:

potência =  $KC^{(K1 \times \text{erro} + K2)} + K3$

potência = limitar(potência, 0, 100)

Aplicar modulação de corrente ao elemento de aquecimento

SENÃO:

Manter desligar elemento de aquecimento

Registrar dados no arquivo CSV

Aguardar intervalo de controle (5s)

FIM

#### 4.4 AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO EM AMBIENTE HOSPITALAR

Nos testes hospitalares, o protótipo controlado por lei potência foi conectado ao ventilador Puritan Bennett™ 840 (Fig. 10). Foi definido a faixa de volume-minuto de 8 L/min, no modo VCV (Ventilação Controlada a Volume), FR (Frequência Respiratória)

de 20ipm, Volume Corrente de 400ml, FiO<sub>2</sub> de 100% e PEEP 5.0cmH<sub>2</sub>O. Os testes foram mantidos por períodos de aproximadamente 20 minutos a partir do momento de ativação do elemento de aquecimento e da bomba d'água, registrando-se continuamente  $T_1$  e  $UR_1$  a cada 2 segundos. Todos os dados coletados foram armazenados em arquivo CSV no cartão SD do Raspberry Pi e importados para o Microsoft Excel para geração dos gráficos ao longo do tempo.

O protótipo foi conectado ao circuito ventilatório estabelecendo uma conexão entre o ramo inspiratório do ventilador mecânico como fonte de fornecimento de ar pressurizado e a saída do dispositivo acoplada a um simulador pulmonar (pulmão de teste). Após a insuflação do simulador pulmonar, o retorno do ar para o ventilador ocorreu exclusivamente pelo ramo expiratório do circuito respiratório, sem passagem pelo protótipo em avaliação.

O pulmão de teste artificial empregado simula a mecânica respiratória com níveis controlados de resistência e complacência, fornecendo condições padronizadas para avaliação do desempenho do protótipo.

FIGURA 10 - ESQUEMA DE CONEXÕES DOS TESTES HOSPITALARES



FONTE: O autor (2025).

#### 4.5 ANÁLISE COMPARATIVA QUANTITATIVA DOS MÉTODOS DE CONTROLE

Para avaliar quantitativamente o desempenho dos métodos de controle *on-off* e por lei potência, foram estabelecidas métricas específicas que permitem comparação objetiva entre os sistemas.

Com base nos valores médios de temperatura de saída, cada método de controle foi subdividido em duas fases: transitória e estacionária. As fases são delimitadas sequencialmente, com o tempo de estabelecimento como marco final da transitória (primeira permanência contínua em  $\pm 5\%$  do alvo por 3 minutos):

- Fase Transitória: período inicial de aquecimento até o tempo de estabelecimento, abrangendo aquecimento inicial ( $\geq 95\%$  do alvo), ajustes finos e sobressinais até estabilização em  $\pm 5\%$  por ao menos 3 minutos.
- Fase Estacionária: período após o tempo de estabelecimento, com temperatura média estável ( $\pm 5\%$  do alvo), sem deriva significativa, até o final do ensaio.

O sobressinal térmico em cada fase foi calculado como a diferença percentual entre o pico máximo de temperatura e o valor alvo, segundo a equação 2:

$$\text{Sobressinal} = \frac{T_{\max, fase} - T_{alvo}}{T_{alvo}} \times 100\% \quad (2)$$

sendo  $T_{\max, fase}$  o valor máximo observado na fase considerada (transitória, assentamento ou estacionária) e  $T_{alvo}$  é o valor de temperatura alvo.

O tempo de estabelecimento foi definido como o intervalo, a partir do início do experimento, até a primeira leitura em que a temperatura média permanece dentro de  $\pm 5\%$  do alvo.

A comparação entre os métodos de controle foi realizada por meio de análise estatística descritiva, incluindo médias, desvios-padrão e incertezas nas triplicatas de cada condição de teste. Os critérios para determinar o desempenho superior foram: menor sobressinal em cada fase, menor tempo de estabelecimento e maior estabilidade da temperatura em regime permanente.

## 4.6 ANÁLISE DE INCERTEZAS

A confiabilidade dos resultados foi avaliada por análise de incerteza, segundo o PTC 19.1-2005 (ASME, 2005) e as diretrizes para relato de incertezas experimentais do *Journal of Heat Transfer* (KIM et al., 1993). Foram realizados três ensaios independentes, gerando três conjuntos de dados e gráficos (Gráficos 1–3):

- Controle *on-off* em bancada
- Controle por lei de potência em bancada
- Controle por lei de potência conectado ao ventilador Puritan Bennett™ 840

Em cada ensaio, o experimento foi repetido três vezes, e as curvas médias foram obtidas a partir dessas triplicatas. A incerteza tipo A ( $P$ ) foi calculada pela equação 3:

$$P = k \sigma \quad (3)$$

onde  $\sigma$  é o desvio-padrão amostral das três repetições e  $k = 2$  é o fator de cobertura correspondente a 95% de confiança.

A incerteza tipo B ( $B$ ) considerou o limite de *bias* do sensor DHT22 ( $\pm 0,5$  °C para temperatura;  $\pm 5\%$  UR para umidade) e a incerteza de calibração derivada da comparação com o termo-higrômetro Incoterm 7666.02.0.00 ( $\pm 1$  °C/ $\pm 5\%$  UR), cujos desvios no pré-teste foram inferiores a 0,5 °C e 5% UR.

A incerteza total combinada ( $U$ ) foi calculada pela soma quadrática das componentes aleatória ( $P$ ) e sistemática ( $B$ ) na equação 4:

$$U = \sqrt{P^2 + B^2} \quad (4)$$

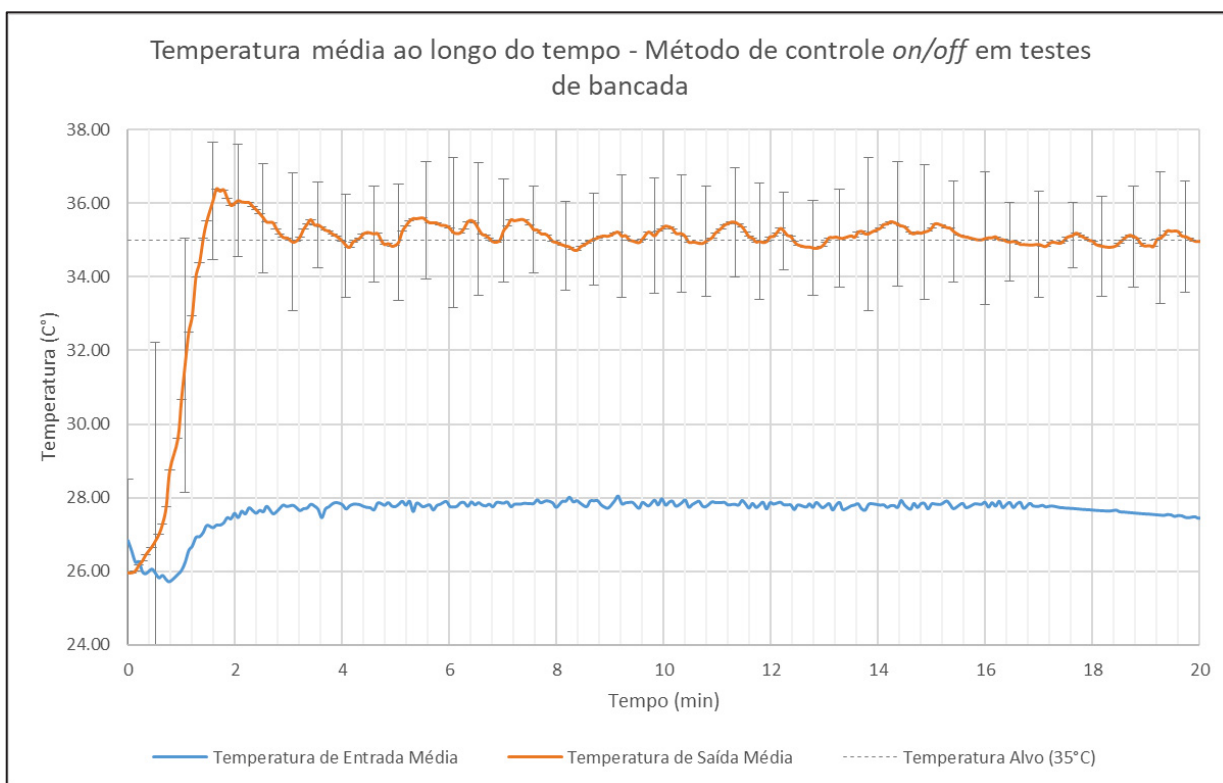
Nos gráficos de resultados (Gráficos 1 a 3), as barras de erro verticais representam  $U$  em cada ponto da curva média, amostrado a cada seis medições. Essa abordagem fornece uma estimativa conservadora da confiabilidade dos dados, em conformidade com as recomendações da ASME e das diretrizes do *Journal of Heat Transfer*.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 DESEMPENHO TÉRMICO DO MÉTODO DE CONTROLE ON-OFF

Os testes de bancada com o método de controle on-off foram realizados em fluxo intermitente (I:E = 1:2, 20 ciclos/min), simulando condições fisiológicas de ventilação. Cada conjunto de medições foi repetido em triplicata, e as curvas médias de temperatura de saída foram calculadas a partir dessas três repetições.

GRÁFICO 1 - TEMPERATURA (C°) MÉDIA AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO ON-OFF EM FLUXO INTERMITENTE



FONTE: O autor (2025).

O setpoint de temperatura foi fixado em 35 °C, sem implementação de banda morta. O Gráfico 1 apresenta o comportamento médio da temperatura sob este método de controle. As barras de erro representam  $\pm U$  em cada ponto da curva média da temperatura de saída ( $T_1$ ). Observa-se que, devido à inércia térmica do sistema, a temperatura continuou aumentando mesmo após o desligamento do elemento de aquecimento, ocasionando sobressinais acima do valor alvo. A ausência de banda morta resultou em chaveamentos frequentes do elemento de aquecimento, o que

pode comprometer a estabilidade do controle, reduzir a vida útil dos componentes e elevar o consumo de energia.

TABELA 1 - ANÁLISE QUANTITATIVA MÉTODO DE CONTROLE ON-OFF EM TESTES DE BANCADA

<b>Fase Transitória</b>	
Temperatura Média	33.31°C
Temperatura Máxima	36.39°C
Temperatura Mínima	0.00°C
Desvio Padrão	5.0244°C
Sobressinal %	3.96%
Tempo de estabelecimento	5.50 min

<b>Fase Estacionária</b>	
Temperatura Média	35.12°C
Temperatura Máxima	35.60°C
Temperatura Mínima	34.72°C
Desvio Padrão	0.2035°C
Sobressinal %	1.71%

FONTE: O autor (2025).

O método de controle on-off levou 5,50 minutos para estabilizar na temperatura alvo de 35°C (manutenção  $\pm 5\%$  da temperatura alvo por 3 minutos). Na fase transitória, registrou-se temperatura média de 33,31°C com desvio-padrão elevado de 5,02°C, refletindo oscilações fortes típicas deste método. A temperatura máxima atingiu 36,39°C, gerando sobressinal de 3,96% com comportamento oscilatório agressivo.

Na fase estacionária, a temperatura média estabilizou em 35,12°C (erro permanente de +0,34%), variando entre 34,72°C e 35,60°C com desvio-padrão de 0,20°C. O sobressinal estacionário de 1,71% confirma operação consistentemente acima do alvo, limitando a precisão terapêutica.

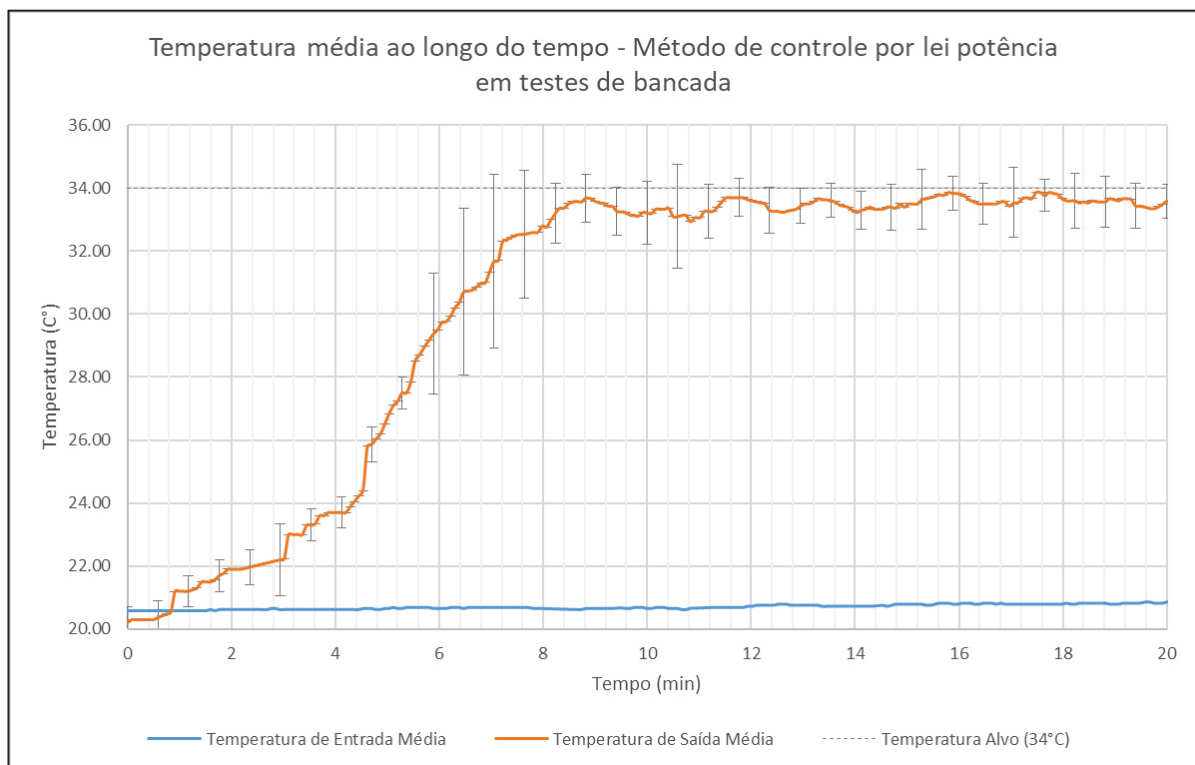
Esses resultados evidenciam as limitações clássicas do controle on-off apesar de um tempo de estabelecimento curto (5.5 min): sobressinal expressivo (3,96%) e viés

positivo permanente (+0,34%), justificando a adoção de controladores mais sofisticados na Seção 5.2 e 5.3.

## 5.2 DESEMPENHO TÉRMICO DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA

Os testes de bancada com o controle por lei potência também foram realizados em fluxo intermitente, simulando condições fisiológicas de ventilação. Este experimento teve três repetições independentes, cujas curvas médias de temperatura e umidade foram calculadas em triplicata.

GRÁFICO 2 - TEMPERATURA (C°) AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIA EM FLUXO INTERMITENTE



FONTE: O autor (2025).

O Gráfico 2 mostra a evolução da temperatura de saída ao longo de 20 minutos sob fluxo intermitente do método de controle por lei potência, com barras de erro representando o desvio-padrão em cada ponto da curva média. O controlador por lei de potência apresentou tempo de estabelecimento de 10,17 minutos para estabilizar na temperatura alvo de 34°C (manutenção  $\pm 5\%$  da temperatura alvo por 3 minutos).

Este tempo foi superior ao esperado devido a uma anomalia no dia em que foram realizados os testes, possivelmente relacionada ao circuito de ciclagem e seu abastecimento de ar nos instantes iniciais do teste. Testes subsequentes em ambiente hospitalar exposto na seção 5.3 com mesmas condições registrou tempo de estabelecimento de 6,13 minutos quando conectado ao ventilador mecânico, confirmando performance típica do método.

TABELA 2 - ANÁLISE QUANTITATIVA DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM TESTES DE BANCADA

<b>Fase Transitória</b>	
Temperatura Média	28.27°C
Temperatura Máxima	33.80°C
Temperatura Mínima	20.20°C
Desvio Padrão	5.1346°C
Sobressinal %	0.00%
Tempo de estabelecimento	10.17 min

<b>Fase Estacionária</b>	
Temperatura Média	33.51°C
Temperatura Máxima	33.87°C
Temperatura Mínima	32.93°C
Desvio Padrão	0.1928°C
Sobressinal %	0.00%

FONTE: O autor (2025).

Na fase transitória, registrou-se temperatura média de 28,27°C com desvio-padrão elevado de 5,13°C. A temperatura máxima atingiu 33,80°C, gerando sobressinal de 0% - sem ultrapassagem do alvo, demonstrando controle suave sem oscilações agressivas.

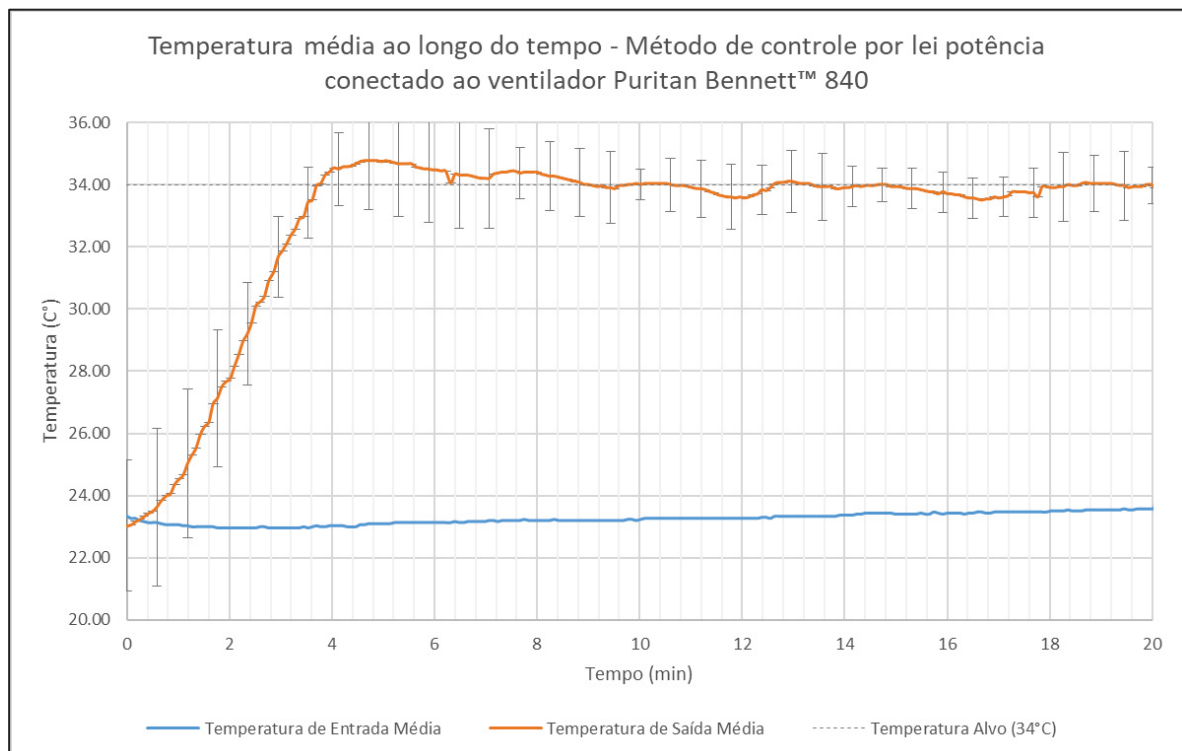
Na fase estacionária, a temperatura média estabilizou em 33,51°C (erro permanente de -1,47%), variando entre 32,93°C e 33,87°C com desvio-padrão de 0,19°C. O sobressinal estacionário de 0% confirma operação precisa sem viés excessivo, com estabilidade térmica superior ao método on-off.

Esses resultados, apesar da anomalia no tempo de estabelecimento, confirmam a eficácia do controle por lei de potência em cenários de fluxo intermitente, superando as limitações do *on-off* com ausência total de sobressinal e menor variabilidade, garantindo maior precisão terapêutica.

### 5.3 DESEMPENHO TÉRMICO SOB MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM AMBIENTE HOSPITALAR

Os testes foram conduzidos com o dispositivo acoplado ao ventilador Puritan Bennett™ 840, no modo VCV com 400 mL de volume corrente e frequência respiratória de 20 ipm, resultando em aproximadamente 8 L/min de volume minuto. Cada condição experimental foi repetida em triplicata, gerando curvas médias de temperatura de saída, conforme apresentado no Gráfico 3.

GRÁFICO 3 - TEMPERATURA (C°) AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIA ACOPLADO AO VENTILADOR PURITAN BENNETT™ 840



FONTE: O autor (2025).

TABELA 3 - ANÁLISE QUANTITATIVA DO MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM TESTES HOSPITALARES

<b>Fase Transitória</b>	
Temperatura Média	30.36°C
Temperatura Máxima	34.77°C
Temperatura Mínima	23.03°C
Desvio Padrão	4.3695°C
Sobressinal %	2.25%
Tempo de estabelecimento	6.13 min

<b>Fase Estacionária</b>	
Temperatura Média	33.96°C
Temperatura Máxima	34.43°C
Temperatura Mínima	33.50°C
Desvio Padrão	0.2225°C
Sobressinal %	1.27%

FONTE: O autor (2025).

Na fase transitória, o tempo de estabelecimento foi de 6,13 minutos para estabilizar na temperatura alvo de 34°C (manutenção  $\pm 5\%$  da temperatura alvo por 3 minutos), confirmando performance típica do método conforme teste subsequente de bancada (Seção 5.2). Registrou-se temperatura média de 30,36°C com desvio-padrão de 4,37°C. A temperatura máxima atingiu 34,77°C, gerando sobressinal de 2,25% com controle suave e oscilações menos agressivas como no *on-off*.

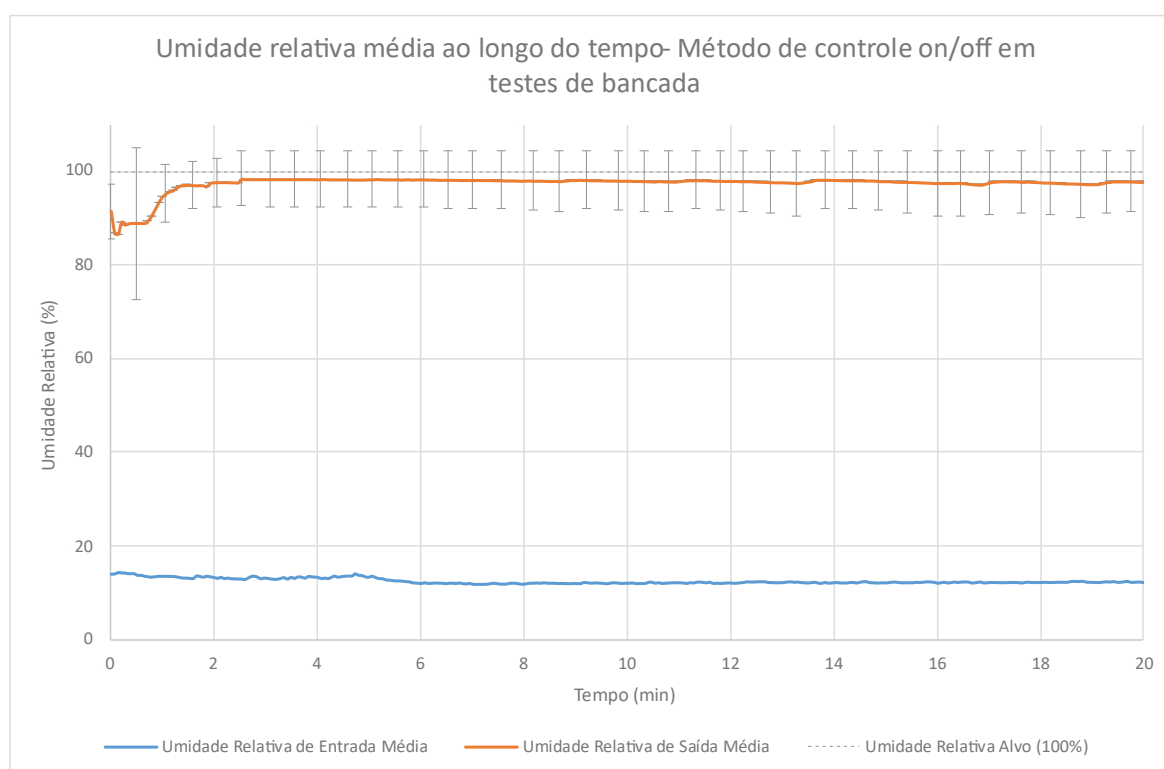
Na fase estacionária, a temperatura média estabilizou em 33,96°C (erro permanente de -0,12%), variando entre 33,50°C e 34,43°C com desvio-padrão de 0,22°C. O sobressinal estacionário de 1,27% confirma operação precisa com estabilidade térmica robusta em ambiente hospitalar real.

Esses resultados demonstram que o controle por lei de potência mantém precisão terapêutica em ventilador hospitalar, com tempo de estabelecimento otimizado (6,13 min), sobressinal mínimo (2,25%) e variabilidade baixa (0,22°C), superando definitivamente o método *on-off* em todos os parâmetros clínicos relevantes.

## 5.4 DESEMPENHO HIGROMÉTRICO SOB MÉTODO DE CONTROLE ON—OFF

Os testes foram conduzidos em fluxo intermitente, e cada condição foi repetida em triplicata. As curvas médias de umidade relativa de saída foram obtidas a partir dos três ensaios e apresentadas no Gráfico 4.

GRÁFICO 4 - UMIDADE RELATIVA (%) MÉDIA AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO ON/OFF EM FLUXO INTERMITENTE



FONTE: O autor (2025).

As barras de erro representam  $\pm U$  em cada ponto da curva média de umidade relativa de saída ( $UR_1$ ). A umidade média de saída manteve-se próxima de 97,4% UR, com oscilações pontuais sempre contidas dentro dos limites de incerteza combinada. As oscilações pontuais sempre estiveram contidas dentro dos limites de incerteza combinada evidenciando que o bias do sensor é dominante em regime estacionário.

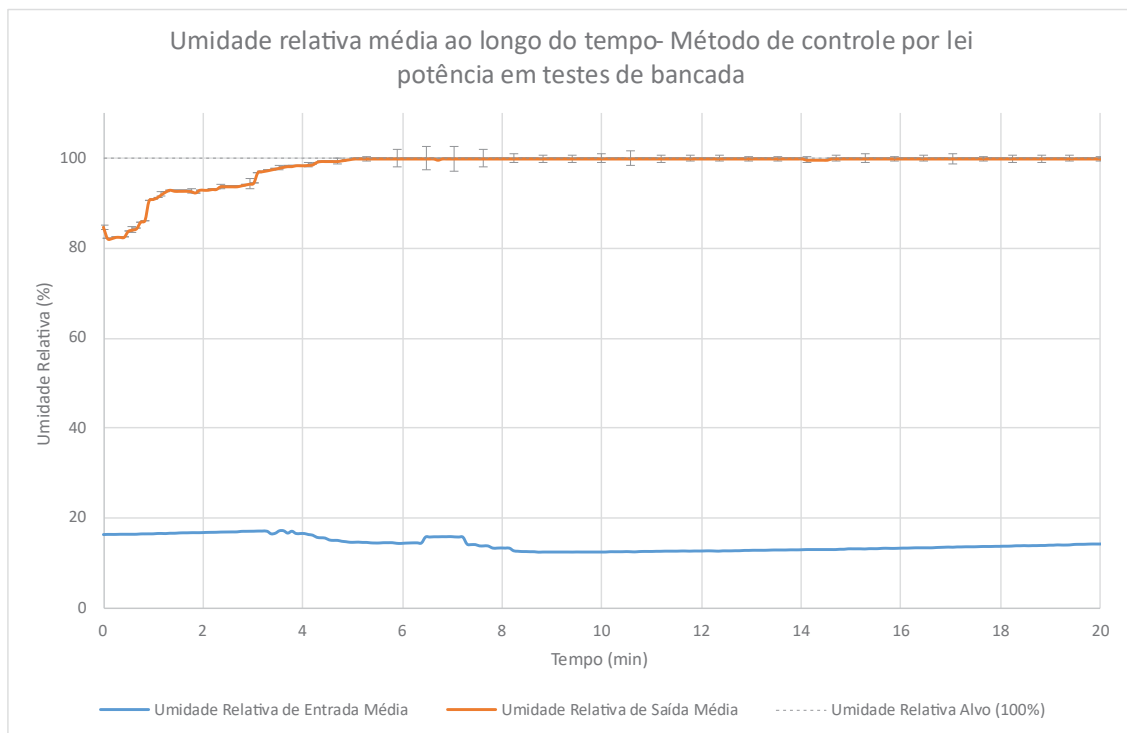
Assim como a temperatura, o tempo de estabelecimento da umidade se mantém curto, atingindo o valor alvo antes dos 2 minutos. Esses resultados indicam que o controle on—off fornece regulação higrométrica satisfatória em termos de repetibilidade e rapidez. No entanto, sua avaliação não pode ser dissociada do

desempenho térmico, pois os sobressinais frequentes na temperatura influenciam negativamente em relação a segurança do paciente.

## 5.5 DESEMPENHO HIGROMÉTRICO SOB MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA

Os testes foram realizados em fluxo intermitente, com três repetições independentes cujas curvas médias de umidade relativa são apresentadas no Gráfico 5.

GRÁFICO 5 - UMIDADE RELATIVA (%) MÉDIA AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO ON/OFF EM FLUXO INTERMITENTE



FONTE: O autor (2025).

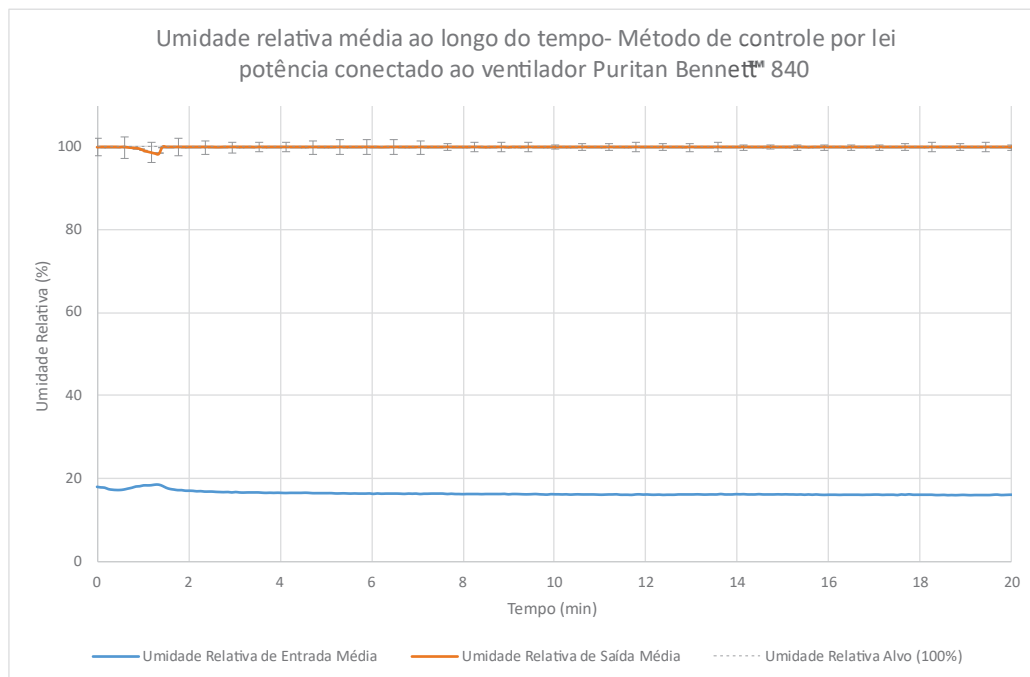
No gráfico as barras de erro representam  $\pm U$  em cada ponto da curva média de umidade relativa de saída ( $UR_1$ ). A umidade média de saída manteve-se em 98,5% UR, com oscilações pontuais sempre contidas dentro dos limites de incerteza combinada. Durante o aquecimento inicial (primeiros 2 min), a incerteza atingiu seus valores máximos (~15,7% UR), refletindo a dinâmica mais intensa do sistema. Após estabilização,  $U$  permaneceu próximo de 5% UR, evidenciando que o bias do sensor é dominante em regime estacionário.

Esses resultados confirmam que o controle por lei de potência proporciona regulação higrométrica robusta, com tempo de resposta rápido e variabilidade controlada. A combinação de precisão térmica e higrométrica demonstra a adequação do método para aplicações de aquecimento e umidificação em ventilação mecânica invasiva.

## 5.6 DESEMPENHO HIGROMÉTRICO SOB MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTÊNCIA EM AMBIENTE HOSPITALAR

Os testes foram conduzidos com o dispositivo acoplado ao ventilador Puritan Bennett™ 840. As leituras se deram no modo VCV, 400ml de Volume Corrente e frequência respiratória de 20ipm totalizando ~8 l/min de Volume Minuto. Cada ponto experimental foi repetido em triplicata, gerando curvas médias de umidade relativa de saída, conforme apresentado no Gráfico 6.

GRÁFICO 6 – UMIDADE RELATIVA (%) AO LONGO DO TEMPO - MÉTODO DE CONTROLE POR LEI POTENCIA ACOPLADO AO VENTILADOR PURITAN BENNETT™ 840



FONTE: O autor (2025).

Em regime estacionário (10–20 min, variação  $< \pm 0,2\%$  UR), a umidade média de saída foi de 99,87% UR. As barras de erro na Gráfico 6 representam  $\pm U$  ponto da

curva média de umidade relativa de saída ( $UR_1$ ), evidenciando que todas as flutuações de umidade se mantêm dentro dos limites de incerteza combinada.

Esses resultados confirmam que o dispositivo usando o controle por lei potência é capaz de proporcionar regulação higrométrica extremamente estável mesmo quando utilizado em um ventilador mecânico profissional, com precisão limitada apenas pelo bias do sensor, atendendo aos requisitos clínicos de umidificação em ventilação mecânica invasiva.

## 6 CONCLUSÕES

### 6.1 PRINCIPAIS ACHADOS

O controle por lei de potência em bancada apresentou resposta mais gradual que o *on-off*, com maior tempo de estabelecimento de 10,17 minutos (devido anomalia pontual, apresentando 6,13 minutos em teste hospitalar subsequente) contra 5,50 minutos do método binário, compensando com sobressinal nulo (0,00%) na fase transitória - melhor resultado possível, pois valores menores de sobressinal indicam maior segurança ao evitar picos térmicos indesejados ao paciente - e ausência total de ultrapassagens na fase estacionária. Em regime permanente, manteve temperatura média de 33,51°C (alvo 34°C), variando entre 32,93-33,87°C com desvio-padrão de 0,19°C, evidenciando excelente estabilidade térmica superior às oscilações agressivas do *on-off*.

O método *on-off*, apesar do tempo de estabelecimento mais curto (5,50 minutos), gerou oscilações significativas: sobressinal transitório de 3,96% (pico 36,39°C, risco térmico elevado) e sobressinal estacionário de 1,71% com temperatura média de 35,12°C (alvo 35°C), desvio-padrão de 0,20°C, revelando limitações para aplicações clínicas que exigem precisão contínua e segurança térmica.

No teste onde o dispositivo foi conectado ao ventilador Puritan Bennett™ 840 (ambiente hospitalar, Gráfico 3), o controle por lei de potência alcançou tempo de estabelecimento de 6,13 minutos, sobressinal transitório mínimo de 2,25% (pico 34,77°C) contra 3,96% do *on-off* e sobressinal estacionário de 1,27%. Em regime permanente, estabilizou em 33,96°C (alvo 34°C), variando 33,50-34,43°C com desvio-padrão de 0,22°C, confirmando robusta precisão térmica em condições clínicas reais onde cada grau acima do alvo compromete diretamente a segurança do paciente.

Em síntese, a lei de potência supera definitivamente o *on-off* em segurança (sobressinal 0-2,25% versus 3,96%), e precisão clínica, atingindo compromisso ideal entre velocidade de resposta (~6 minutos) e variabilidade térmica aceitável para ventilação mecânica invasiva. O sistema mantém temperatura alvo de 34°C em média 6,13 minutos com oscilações  $<\pm 1^\circ\text{C}$  e umidade relativa ~100% (variação  $<1\%$ ), garantindo performance clínica superior ao controle binário tradicional em todos os parâmetros críticos: tempo de resposta, menor sobressinal e estabilidade sustentada sob fluxo intermitente real, tanto em testes de bancada com o circuito de ciclagem 1:2

quanto quando conectado à um ventilador mecânico de uso comum em unidades de tratamento intensivo.

## 6.2 CONTRIBUIÇÕES

Este trabalho promoveu a adaptação da lei de potência originalmente descrita por Pinnola et al. (2015), ajustando seus parâmetros para aplicações em aquecimento e umidificação de ventilação mecânica hospitalar. Os ganhos de desempenho resultantes incluem:

- Regulação térmica de alta precisão, com resposta rápida ao valor alvo e redução de sobressinais em todas as fases de controle quando comparado ao método *on-off*.
- Manutenção de umidade eficaz mesmo com o menor uso de energia proporcionado pelo ativamento parcial do elemento de aquecimento.
- Versatilidade operacional em diferentes regimes de fluxo de ar, validando seu uso clínico tanto em ventilação invasiva quanto não invasiva.

Além disso, a escolha de banda morta de 0,5 °C e a parametrização específica ( $K_1 = 1$ ,  $K_2 = -3$ ,  $K_c = 8$ ,  $K_3 = 0,5$ ) compensaram a inércia térmica e garantiram estabilidade superior em condições reais de uso hospitalar em ventilação mecânica.

Também foi protocolado em nome da Universidade Federal do Paraná um pedido de patente intitulado “AQUECEDOR E UMIDIFICADOR ATIVO E CONTROLADO ELETRONICAMENTE DE GASES HOSPITALARES PARA VENTILAÇÃO MECÂNICA” sob o número de processo BR1020250239361 com base no desenho do dispositivo feito pela equipe do presente estudo e seu funcionamento.

## 6.3 LIMITAÇÕES

Embora os resultados demonstrem eficácia do controle por lei de potência em ventilação mecânica, algumas limitações devem ser reconhecidas:

Condições experimentais controladas: Os testes foram realizados em bancada de laboratório e em ambiente hospitalar simulado, não contemplando variações extremas de temperatura ambiente, pressão atmosférica ou interferências elétricas que possam ocorrer em diferentes cenários clínicos.

Duração limitada dos ensaios: Cada teste teve duração de 20 minutos, período suficiente para avaliar resposta transitória e estabilização inicial, mas insuficiente para verificar comportamento em uso prolongado (dias ou semanas) ou desgaste de componentes.

Número reduzido de repetições: Embora triplicatas tenham sido realizadas para cada condição, um número maior de repetições aumentaria a robustez estatística das conclusões e permitiria identificar variações de desempenho em condições limítrofes.

Ausência de validação clínica direta: Os experimentos utilizaram ventilador mecânico, mas não incluíram testes em pacientes reais, limitando a generalização dos achados para populações heterogêneas com diferentes padrões respiratórios, comorbidades ou necessidades térmicas individuais.

Parametrização específica: Os valores otimizados dos parâmetros  $K_1$ ,  $K_2$ ,  $K_c$  e  $K_3$  foram ajustados para valor alvo de temperatura de 34° C. Aplicações que exijam outros valores de referência podem demandar reajuste experimental dos coeficientes.

Essas limitações indicam a necessidade de estudos complementares para validar a aplicabilidade do sistema em larga escala e sob condições operacionais diversificadas.

#### 6.4 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para aprimorar o desempenho, a confiabilidade e a viabilidade clínica do dispositivo, recomenda-se:

Otimização do controle hidráulico: Implantar modulação da corrente da bomba d'água para ajustar dinamicamente o fluxo de aspensão conforme a demanda ventilatória. Essa estratégia ampliará a faixa operacional de vazões e incrementará a eficiência energética do dispositivo.

Melhoria da instrumentação: Utilizar sensores de umidade relativa com maior acurácia e velocidade de resposta, viabilizando melhor caracterização do comportamento higrométrico e refinamento do algoritmo de controle térmico.

Expansão do escopo clínico: Conduzir testes com diferentes modos ventilatórios (PCV, SIMV) e outras modalidades de oxigenoterapia (Ventilação Mecânica Não Invasiva, Cânula Nasal de Alto Fluxo), mapeando a faixa operacional do sistema em cenários clínicos variados.

Controle de condensação: Avaliar e aprimorar estratégias para mitigar a formação de condensado no circuito ventilatório, inerente a umidificadores de alta performance, através de isolamento térmico otimizado ou drenagem controlada.

Validação de segurança biológica: Realizar testes segundo normas ISO 10993 para biocompatibilidade, caracterizar potencial crescimento microbiano na câmara de umidificação, validar procedimentos de descontaminação dos componentes removíveis e confirmar compatibilidade dos materiais com agentes de limpeza hospitalares.

Estudos com pacientes: Conduzir ensaios clínicos pilotos para avaliar conforto respiratório, confirmar redução de complicações relacionadas à ventilação mecânica (como lesão pulmonar induzida pelo ventilador e infecção de trato respiratório) e documentar segurança em contexto de terapia intensiva.

Essas melhorias fundamentarão o processo de aprovação regulatória e viabilizarão a integração segura e eficaz do dispositivo em protocolos de cuidados intensivos.

## 7 REFERÊNCIAS

AL ASHRY, HAITHAM S.; MODRYKAMIEN, ARIEL M. Humidification during mechanical ventilation in the adult patient. **BioMed Research International**, v. 2014, art. 715434, 2014.

AL DORZI, HASAN M.; GHANEM, ALAAELDIEN G.; HEGAZY, MOHAMED MONEER; ALMATROOD, AMAL; ALCHIN, JOHN; MUTAIRI, MOHAMMED; AQEIL, AHMAD; ARABI, YASEEN M. Humidification during mechanical ventilation to prevent endotracheal tube occlusion in critically ill patients: a case control study. **Annals of Thoracic Medicine**, v. 17, n. 1, p. 37–43, 2022.

AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS. Test uncertainty. **ASME PTC 19.1-2005**. New York: ASME, 2005.

BANSAL, H.; MATHEW, L.; GUPTA, A. Controlling of temperature and humidity for an infant incubator using microcontroller. **International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering**, v. 4, n. 6, p. 4975–4982, 2015.

BARRETO, S.; FILGUEIRAS, N.; MARINHO, J.; MELO, R. II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 26, n. 2, p. 3–5, 2000.

BRANSON, R. D. Humidification for patients with artificial airways. **Respiratory Care**, v. 44, p. 630–642, 1999.

CASTRO, F. K. R. **Modelagem matemática e simulação numérica de ventilador mecânico com sistema de aquecimento e umidificação de ar para pacientes de unidades de terapia intensiva (UTI)**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2023.

CHEN, Z.; ZUO, Z.; ZHANG, L.; GONG, M.; YE, Y.; JIN, Y.; ZHAO, X. Postoperative sore throat after tracheal intubation: an updated narrative review and call for action. **Journal of Pain Research**, v. 18, p. 2285–2306, 2025.

DE OLIVEIRA, B. C.; GUIMARÃES, A. E. V.; CARRIAS, F. M. D. S.; SOARES, M. M.; ROCHA, L. A.; BARBOSA, A. P. 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.

ERICKSON, R. W.; MAKSIMOVIĆ, D. **Fundamentals of Power Electronics**. 2. ed. New York: Springer, 2001.

FERREIRA, E. L. **Sistema de aquecimento e umidificação de ar para ventilação mecânica de pacientes de unidade de terapia intensiva**. 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2006.

KIM, J. H.; SIMON, T. W.; VISKANTA, R. Journal of heat transfer policy on reporting uncertainties in experimental measurements and results. **Journal of Heat Transfer**, v. 115, n. 1, p. 5–6, 1993.

MACHADO, F. D.; EDER, G. L.; DULLIUS, C. R.; BALDISSEROTTO, S.; DOMINGUEZ, F.; LEMOS, G. Ventilação mecânica: como iniciar. **Acta Médica** (Porto Alegre), v. 35, n. 8, 2014.

MOHAN, N.; UNDELAND, T. M.; ROBBINS, W. P. Power Electronics: Converters, Applications, and Design. 3. ed. New York: John Wiley & Sons, 2003.

PINNOLA, C. F.; VARGAS, J. V. C.; BUIAR, C. L.; ORDONEZ, J. C. Energy consumption reduction in existing HVAC-R systems via a power law controlling kit. **Applied Thermal Engineering**, v. 82, p. 341–350, 2015.

SEIBERLICH, E.; SANTANA, J. A.; CHAVES, R. D. A.; SEIBERLICH, R. C. Ventilação mecânica protetora: por que utilizar? **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 61, n. 5, p. 663–667, 2011.

VARGAS, J. V. C.; PARISE, J. A. R. Simulation in transient regime of a heat pump with closed loop and on-off control. **International Journal of Refrigeration**, v. 18, n. 4, p. 235–243, 1995.