



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ALBERT ROGÉRIO ARAÚJO DA SILVA

**Protótipo de Analisador de Fluxo para Avaliação de Ventiladores Pulmonares**

Recife

2025

ALBERT ROGÉRIO ARAÚJO DA SILVA

**Protótipo de Analisador de Fluxo para Avaliação de Ventiladores Pulmonares**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Biomédico

**Orientadora:** Prof.<sup>a</sup> Marilú Gomes Netto Monte da Silva, D.Sc.

Recife

2025

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Silva, Albert Rogério Araújo da.

Protótipo de Analisador de Fluxo para Avaliação de Ventiladores Pulmonares /  
Albert Rogério Araújo da Silva. - Recife, 2025.

70 p. : il., tab.

Orientador(a): Marilú Gomes Netto Monte da Silva

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de  
Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Engenharia Biomédica -  
Bacharelado, 2025.

Inclui referências, anexos.

1. Analisador de fluxo. 2. Calibração. 3. Pneumotacógrafo. 4. Ventilador  
Pulmonar. 5. Ventilação Mecânica. I. Silva, Marilú Gomes Netto Monte da.  
(Orientação). II. Título.

620 CDD (22.ed.)

ALBERT ROGÉRIO ARAÚJO DA SILVA

**Protótipo de Analisador de Fluxo para Avaliação de Ventiladores Pulmonares**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheira Biomédica.

Aprovado em: 11/04/2025

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Orientadora)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Examinadora interna)  
Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof. Dr. Abner Corrêa Barros (Examinador externo)  
Universidade Federal Rural de Pernambuco

*À minha mãe, meu eterno propósito,  
Cláudia.*

## AGRADECIMENTOS

À Professora Marilú Gomes, minha orientadora, pela paciência diante das minhas dúvidas e trocas de tema. Sua orientação foi fundamental em cada etapa desta jornada.

Ao Robson, pela consultoria em eletrônica sempre que precisei, compartilhando conhecimento e soluções que enriqueceram este trabalho.

Aos meus amigos Mateus e Sérgio, e ao Grupo Tá Pado, pelas risadas, descontração e pelo apoio nos momentos de desânimo.

À Maxchiela, minha companheira e amor, pelo incentivo diário, pela paciência nos momentos de estresse e por me lembrar sempre do quanto eu era capaz.

Ao meu pai, Rogério, pelo exemplo de resiliência, pelo incentivo constante durante minha graduação e por sempre me mostrar que a dedicação vale a pena.

Ao meu irmão, Robert, por estar presente, me ajudando mesmo quando não sabia como, e por ser meu parceiro em tantas conquistas.

E, por fim, à minha mãe, Cláudia, que mesmo não estando mais aqui, segue sendo minha maior inspiração. Seu amor, seus ensinamentos e sua força ainda guiam cada passo que dou. Esta conquista é também sua.

A todos, meu sincero obrigado.

*"Quando você tem medo e faz mesmo assim, isso é coragem."*

*Neil Gaiman, 2002.*

## RESUMO

Os analisadores de fluxo desempenham papel crucial na verificação da precisão dos parâmetros ventilatórios em ventiladores pulmonares para cuidados críticos. Este trabalho teve como base os critérios estabelecidos pela norma ABNT NBR ISO 80601-2-12, que define os requisitos essenciais para ventiladores mecânicos, desenvolvendo um protótipo de analisador de baixo custo. O sistema foi projetado para avaliar parâmetros fundamentais da ventilação mecânica, empregando sensores de pressão integrados a um pneumotacógrafo e um sistema eletrônico dedicado. Para validação, foram realizadas comparações com um analisador comercial de referência e um ventilador pulmonar calibrado, demonstrando boa concordância nos resultados. Os testes mostraram que o protótipo atende aos critérios de desempenho estabelecidos, apresentando-se como uma alternativa viável para instituições que necessitam realizar calibrações periódicas de ventiladores pulmonares.

**Palavras-chaves:** analisador de fluxo; calibração; pneumotacógrafo; ventilador pulmonar; ventilação mecânica.

## ABSTRACT

Flow analyzers play a crucial role in verifying the accuracy of ventilatory parameters in critical care ventilators. This work was based on the criteria established by the ABNT NBR ISO 80601-2-12 standard, which defines essential requirements for mechanical ventilators, developing a low-cost analyzer prototype. The system was designed to evaluate fundamental mechanical ventilation parameters using pressure sensors integrated with a pneumotachograph and a dedicated electronic system. For validation, comparisons were made with a commercial reference analyzer and a calibrated pulmonary ventilator, showing good agreement in results. The tests demonstrated that the prototype meets the established performance criteria, presenting itself as a viable alternative for institutions requiring periodic calibration of pulmonary ventilators.

**Keywords:** flow analyzer; calibration; pneumotachograph; pulmonary ventilator; mechanical ventilation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fases do ciclo ventilatório . . . . .	20
Figura 2 – Curvas características da ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas. . . . .	22
Figura 3 – Curvas características da ventilação com pressão de suporte. . . . .	23
Figura 4 – Curvas características da ventilação mandatória intermitente sincronizada . . . . .	23
Figura 5 – Ventilador Pulmonar Getinge Servo Air . . . . .	25
Figura 6 – Esquema de funcionamento de um ventilador pulmonar. . . . .	26
Figura 7 – Operação de calibração de um ventilador pulmonar: (a) pulmão de teste e (b) ensaio de calibração . . . . .	29
Figura 8 – Analisador de Ventilador Pulmonar LUFT, da fabricante Arkmeds. . . . .	30
Figura 9 – Conexões de modo de fluxo de um analisador de fluxo Arkmeds LUFT: (a) conexões de modo de fluxo bidirecional e (b) conexões do circuito de respiração inspiratória, modo unidirecional . . . . .	31
Figura 10 – Analisador de Fluxo de Gás VT305, da fabricante <i>Fluke Biomedical</i> . . . . .	33
Figura 11 – Analisador de Ventiladores VentMeter, da fabricante Magnamed. . . . .	34
Figura 12 – Analisador de Fluxo de Gás VT900A, da fabricante <i>Fluke Biomedical</i> . . . . .	36
Figura 13 – Montagem do uso do analisador de fluxo. . . . .	39
Figura 14 – Diagrama elétrico do protótipo desenvolvido . . . . .	40
Figura 15 – Visão Superior da placa Arduino Mega . . . . .	40
Figura 16 – Pneumotacógrafo e resistência do dispositivo: (a) vista superior do pneumotacógrafo e (b) resistência interna do pneumotacógrafo . . . . .	41
Figura 17 – Montagem do sensor MPX5050 para medições da pressão nas vias aéreas . . . . .	43
Figura 18 – Montagem dos sensores MPX5050 para medições de volume no pneumotacógrafo . . . . .	44
Figura 19 – Curvas de pressão e de fluxo durante a ventilação mecânica, com pausa expiratória . . . . .	45
Figura 20 – Curva de pressão na ventilação mecânica: registro de sinais realizado pelo sistema desenvolvido. . . . .	46
Figura 21 – Menu da interface gráfica . . . . .	48
Figura 22 – Montagem para a calibração do transdutor de pressão das vias aéreas . . . . .	53

Figura 23 – Curva de calibração do transdutor de pressão das vias aéreas . . . . .	54
Figura 24 – Montagem para calibração da medição de fluxo de gás . . . . .	55
Figura 25 – Curva de calibração da medição de fluxo . . . . .	56
Figura 26 – Interface gráfica em funcionamento . . . . .	57
Figura 27 – Parâmetros medidos pelo sistema desenvolvido durante testes com um ventilador pulmonar . . . . .	58
Figura 28 – Proposta de design do protótipo . . . . .	59
Figura 29 – Montagem do circuito para o uso do dispositivo desenvolvido . . . . .	61

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros LUFT . . . . .	32
Tabela 2 – Parâmetros VT305 . . . . .	34
Tabela 3 – Parâmetros VentMeter . . . . .	35
Tabela 4 – Parâmetros VT900A . . . . .	37
Tabela 5 – Lista de materiais e valores . . . . .	52
Tabela 6 – Comparação de valores medidos pelo Ventilador Pulmonar (VP) e dispositivo desenvolvido durante o primeiro ensaio . . . . .	61
Tabela 7 – Comparação de valores medidos pelo VP e dispositivo desenvolvido durante o segundo ensaio . . . . .	62
Tabela 8 – Comparação estatística entre o dispositivo desenvolvido e o VP de referência	62
Tabela 9 – Comparação de valores medidos pelo LUFT e dispositivo desenvolvido durante o primeiro ensaio . . . . .	63
Tabela 10 – Comparação de valores medidos pelo LUFT e dispositivo desenvolvido durante o segundo ensaio . . . . .	63
Tabela 11 – Comparação estatística entre o dispositivo desenvolvido e o analisador comercial de referência . . . . .	63

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>ABNT</b>	Associação Brasileira de Normas Técnicas
<b>ANVISA</b>	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
<b>DBVM</b>	Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica
<b>DPR</b>	Desvio Padrão Relativo
<b>FR</b>	Frequência Respiratória
<b>IDE</b>	Ambiente de Desenvolvimento Integrado
<b>ISO</b>	Organização Internacional de Normalização
<b>MAPE</b>	Erro Percentual Absoluto Médio
<b>MDR</b>	Módulo da Diferença Relativa entre Médias
<b>NBR</b>	Norma Técnica Brasileira
<b>Paw</b>	Pressão Nas Vias Aéreas
<b>PEEP</b>	Pressão Expiratória Final Positiva
<b>PIP</b>	Pico de Pressão Inspiratória
<b>RBC</b>	Rede Brasileira de Calibração
<b>RDC</b>	Resolução da Diretoria Colegiada
<b>UR</b>	Umidade Relativa
<b>UTI</b>	Unidade de Terapia Intensiva
<b>V<sub>CE</sub></b>	Volume Corrente Expirado
<b>VM</b>	Ventilação Mecânica
<b>VP</b>	Ventilador Pulmonar
<b>VT</b>	Volume Tidal

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
1.1	OBJETIVOS	16
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	16
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>18</b>
2.1	VENTILAÇÃO MECÂNICA	18
<b>2.1.1</b>	<b>Ciclo Ventilatório e Parâmetros de Ventilação</b>	<b>19</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Modos de Ventilação</b>	<b>21</b>
2.2	O VENTILADOR PULMONAR	24
<b>2.2.1</b>	<b>Princípio de Funcionamento</b>	<b>25</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Classificação</b>	<b>26</b>
2.2.2.1	<i>Quanto à aplicação</i>	27
2.2.2.2	<i>Quanto ao paciente</i>	27
2.3	CALIBRAÇÃO DE UM VENTILADOR PULMONAR	28
2.4	ANALISADOR DE VENTILADOR PULMONAR	30
<b>2.4.1</b>	<b>Analisadores comerciais</b>	<b>31</b>
2.4.1.1	<i>Arkmeds LUFT</i>	31
2.4.1.2	<i>Fluke Biomedical VT305</i>	32
2.4.1.3	<i>Magnamed VentMeter</i>	34
2.4.1.4	<i>Fluke Biomedical VT900A</i>	36
2.5	REVISÃO DA LITERATURA	37
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>39</b>
3.1	HARDWARE E COMPONENTES GERAIS	39
<b>3.1.1</b>	<b>Placa de Controle</b>	<b>40</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Pneumotacógrafo</b>	<b>41</b>
<b>3.1.3</b>	<b>Sensores de Pressão</b>	<b>42</b>
3.1.3.1	<i>Medição de pressão nas vias aéreas</i>	43
3.1.3.2	<i>Medição de volume</i>	44
3.2	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA	45
<b>3.2.1</b>	<b>Processamento de dados</b>	<b>45</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Interface gráfica</b>	<b>47</b>

3.3	MÉTODO DE VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO . . . . .	49
3.3.1	<b>Cálculo da acurácia . . . . .</b>	<b>49</b>
3.3.2	<b>Cálculo da precisão . . . . .</b>	<b>50</b>
3.3.3	<b>Módulo da diferença relativa entre médias . . . . .</b>	<b>50</b>
3.3.4	<b>Crítérios de Aceitação Metrológica e Relação de Incerteza . . . . .</b>	<b>51</b>
4	<b>RESULTADOS . . . . .</b>	<b>52</b>
4.1	MATERIAIS E CUSTOS . . . . .	52
4.2	CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO DAS VIAS AÉREAS . . . . .	52
4.3	CALIBRAÇÃO DA MEDIÇÃO DE FLUXO . . . . .	54
4.4	TESTES DO SISTEMA DESENVOLVIDO . . . . .	56
4.4.1	<b>Interface gráfica . . . . .</b>	<b>57</b>
4.4.2	<b>Processamento de dados . . . . .</b>	<b>58</b>
4.5	PROPOSTA DE DESIGN DO PROTÓTIPO . . . . .	59
4.6	VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO . . . . .	60
4.6.1	<b>Utilizando um ventilador pulmonar como referência . . . . .</b>	<b>61</b>
4.6.2	<b>Utilizando um analisador de ventilador pulmonar como referência . . . . .</b>	<b>63</b>
5	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>65</b>
	<b>REFERÊNCIAS . . . . .</b>	<b>67</b>
	<b>ANEXO A – CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DO SENSOR MPX5050</b>	<b>69</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Em uma instituição de saúde com uma Unidade de Terapia Intensiva (UTI), o ventilador pulmonar (VP) é um equipamento de extrema importância, sendo obrigatório que a UTI disponha de pelo menos 1 VP microprocessado para cada 2 leitos, com reserva operacional de 1 equipamento para cada 5 leitos. Essa exigência é garantida pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), através da Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) N° 7, Art. 58, descrita a seguir.

Cada UTI Adulto deve dispor, no mínimo, de: XII - ventilador pulmonar mecânico microprocessado: 01 (um) para cada 02 (dois) leitos, com reserva operacional de 01 (um) equipamento para cada 05 (cinco) leitos, devendo dispor, cada equipamento de, no mínimo, 02 (dois) circuitos completos. (ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2010)

Para atender essa norma, as instituições de saúde possuem certas dificuldades, como o alto custo de um VP, assim como suas manutenções e calibrações. A calibração desse equipamento demanda de um analisador de parâmetros de ventilação pulmonar, comercialmente denominado de analisador de fluxo, que irá examinar parâmetros do equipamento, devendo estar com suas taxas de precisão em concordância com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) Norma Técnica Brasileira (NBR) Organização Internacional de Normalização (ISO) 80601-2-12. Essa análise de parâmetros é feita anualmente, quando se há alguma desconfiança da precisão do equipamento ou também quando se é realizada alguma manutenção corretiva que esteja relacionada diretamente com a ventilação. Esses analisadores possuem um alto custo de aquisição e manutenção, com isso instituições de saúde com menos recursos financeiros, tanto públicas quanto privadas, tem maiores impasses para garantir o desempenho de grandes quantidades de VPs, atendendo menos pacientes por conta disso.

As consequências dessa dificuldade foram estudadas por ROMERO et al.(2007), onde foram realizadas medições para avaliação da confiabilidade metrológica de VPs em uso na emergência e unidades de terapia intensiva em um hospital de renome da rede pública do Rio de Janeiro. Diversos parâmetros foram avaliados durante esse estudo, como o fluxo, Volume Tidal (VT), Pressão Expiratória Final Positiva (PEEP), Frequência Respiratória (FR), pico de pressão proximal, entre outros. No total foram avaliados 10 ventiladores pulmonares, com base nas normas NBR ISO 60601-2-12, norma que posteriormente foi substituída pela NBR ISO 80601-2-12 e pela norma internacional F-1100-90. Durante a metrificação, foi constatado que todos os ventiladores avaliados apresentaram não-conformidades, com exceção de um equipamento recém adquirido pela instituição.

Um VP descalibrado, poderá acarretar diversas complicações, tal como a entrega de fluxo e volume acima do programado pelo profissional da saúde, podendo ocasionar uma contusão pulmonar que, em casos mais graves, pode levar o paciente a óbito. Por outro lado, a entrega de valores menores do que o estipulado pelo profissional da saúde, pode não atender a necessidade do paciente e afetar significativamente na eficácia do tratamento e recuperação do paciente.

Dessa forma, dada a importância da análise metrológica periódica dos parâmetros de um VP, é nítido que a busca por tecnologias de menor custo e de mesma eficácia na produção de um analisador de fluxo se faz necessária. O avanço tecnológico nessa área pode beneficiar muitas instituições de saúde, auxiliando na análise periódica de um número maior de ventiladores e, dessa forma, atender uma maior parcela de pacientes ao mesmo tempo em que garante uma maior segurança no uso desse equipamento.

## 1.1 OBJETIVOS

Esse trabalho tem por objetivo de desenvolver o protótipo de um analisador de fluxo para ser utilizado em manutenções de ventiladores pulmonares. Em comparação com os analisadores de fluxo já comercializados, esse projeto buscar ser uma alternativa de menor custo mantendo entretanto a precisão e acurácia. Os objetivos específicos do projeto são:

- Projetar e montar a instrumentação do protótipo do analisador de fluxo possuindo um baixo custo e capaz de realizar a aquisição dos principais parâmetros medidos por um ventilador pulmonar;
- Desenvolver uma interface acessível e completa onde o usuário irá interagir e visualizar os parâmetros medidos;
- Validação do sistema de análise de desempenho a partir de equipamentos comerciais, com certificado de calibração rastreável e precisão concordante com a NBR ISO 80601-2-12.

## 1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em cinco capítulos. Neste Capítulo 1, é apresentada uma introdução que apresenta a motivação do trabalho e seus objetivos.

O Capítulo 2 fornece o embasamento teórico necessário para o desenvolvimento da proposta deste trabalho. Tópicos importantes sobre ventilação mecânica foram introduzidas, destacando os parâmetros primordiais utilizados, foram evidenciadas particularidades das normas que regem os equipamentos de ventilação mecânica e foram abrangidos os principais analisadores de fluxo comerciais, incluindo seus preços de venda. Também nesse capítulo, foi fundamentado os diferentes tipos de sensores de pressão e realizada uma revisão da literatura sobre diferentes projetos de desenvolvimento de equipamentos semelhantes ao proposto nesse trabalho.

No Capítulo 3, foram apresentados os componentes utilizados no desenvolvimento do equipamento e evidenciada a metodologia empregada em cada etapa do estudo. O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos com a montagem do protótipo bem como apresenta os resultados dos testes realizados com o equipamento. Por último, o Capítulo 5 expõe a conclusão deste trabalho, a partir dos seus objetivos contrapostos aos resultados obtidos, além de discutir sugestões de trabalhos futuros a fim de aprimorar o protótipo proposto.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão abordados conceitos sobre ventilação mecânica, assim como detalhes importantes quanto ao ciclo ventilatório e parâmetros ventilatórios. Ainda serão abordados o funcionamento e as características básicas de um ventilador pulmonar; tópicos avançados sobre a calibração de um VP, englobando o tipo de equipamento utilizado nesse procedimento e normas brasileiras que regulamentam essa calibração. Por fim, serão evidenciados os principais analisadores de fluxo comerciais e os desenvolvidos em trabalhos semelhantes a este estudo.

### 2.1 VENTILAÇÃO MECÂNICA

A Ventilação Mecânica (VM) representa um marco significativo na evolução da medicina intensiva, possuindo um papel crucial no suporte à vida de pacientes com comprometimento agudo ou crônico, já que esse método substitui completamente ou parcialmente a ventilação espontânea, oferecendo suporte ventilatório a indivíduos cuja capacidade pulmonar encontra-se comprometida, permitindo a manutenção da oxigenação adequada e a eliminação eficiente do dióxido de carbono.

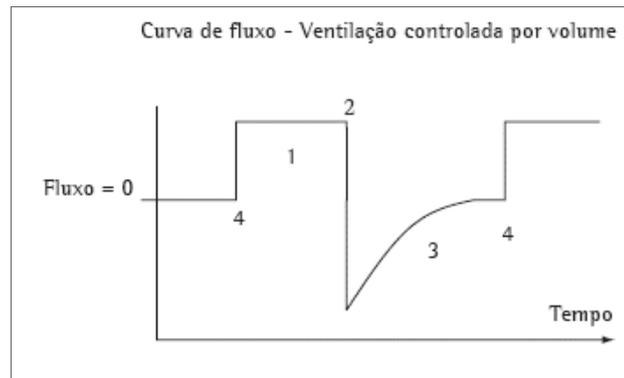
O método da VM é aplicado por meio da utilização de equipamentos que, de forma intermitente, insuflam as vias respiratórias com volumes de ar, denominado tecnicamente como volume tidal (VT). Do ponto de vista da mecânica envolvida, esse fornecimento de ar aos pulmões pode acontecer de duas formas: por meio de um equipamento que diminua a pressão alveolar (ventilação por pressão negativa) ou por um equipamento que aumente a pressão da via aérea proximal (ventilação por pressão positiva). Essa diferença de pressões irá gerar um gradiente de pressão entre as vias aéreas superiores e o alvéolo, possibilitando a corrente de ar nas vias aéreas (CARVALHO; JUNIOR; FRANCA, 2007). A ventilação mecânica positiva é o método mais utilizado na prática clínica, com a aplicação da ventilação mecânica negativa quase inexistente, motivo pelo qual esse trabalho irá se concentrar exclusivamente nas características da ventilação mecânica positiva.

### 2.1.1 Ciclo Ventilatório e Parâmetros de Ventilação

Para a análise e estudo da ventilação mecânica, é necessário compreender as fases de seu ciclo ventilatório. De acordo com (CARVALHO; JUNIOR; FRANCA, 2007), é possível descrever o ciclo ventilatório da seguinte forma, tendo como referência a Figura 1:

1. Fase inspiratória: fase onde o ventilador realiza a insuflação pulmonar. O fluxo gasoso inspiratório é estabelecido quando existe um gradiente de pressão entre a entrada das vias aéreas e os alvéolos, em um processo desencadeado através de geradores de fluxo ou de pressão. Neste momento a válvula expiratória do equipamento é fechada enquanto a válvula inspiratória é aberta;
2. Transição I:E (ciclagem): representa a transição entre a fase inspiratória e a fase expiratória;
3. Fase expiratória: a expiração mecânica começa quando a válvula de exalação se abre e a de inspiração se fecha. Neste processo, a pressão pode rapidamente se igualar a pressão de referência (atmosférica) ou pode ser despressurizada gradualmente para fornecer resistência à expiração, provocando um retardamento do fluxo gasoso, mantendo as vias aéreas periféricas abertas. Pode ainda permanecer pressurizada em nível baixo para fornecer Pressão positiva expiratória final (PEEP), determinada no ventilador pelo profissional da saúde. Quando a pressão expiratória iguala-se à PEEP a expiração cessa e os pulmões permanecem pressurizados em um volume maior que o de repouso;
4. Transição E:I (disparo): determina o término da fase expiratória e ocorre a abertura da válvula inspiratória (disparo), junto com o fechamento da válvula expiratória, do ventilador, completando assim o ciclo ventilatório.

Figura 1 – Fases do ciclo ventilatório



Fonte: CARVALHO; JUNIOR; FRANCA (2007)

Durante a análise de um ciclo respiratório mecânico, uma série de parâmetros ventilatórios são observados, sendo suas fundamentações essenciais para o entendimento da VM. Os conceitos desses elementos, segundo MACHADO et al. (2014), podem ser descritos da seguinte maneira:

- Volume tidal (VT): também chamado de volume corrente, corresponde a quantidade de ar ofertada pelo ventilador a cada ciclo ventilatório;
- Frequência respiratória: número de ciclos respiratórios realizados em um tempo determinado, normalmente um minuto. Sua unidade é resp/min (respirações por minuto) ou *bpm* (do inglês, *breaths per minute*);
- Volume minuto (MV): é o volume total de gás mobilizado durante um minuto. Sua fórmula pode ser calculada como  $MV = FR \times VT$ ;
- Fluxo inspiratório: corresponde a velocidade com que o VT é ofertado. Unidade em litros/minuto (L/min);
- Fração inspirada de oxigênio ( $FiO_2$ ): representa a proporção de oxigênio no ar inspirado;
- Pressão expiratória final positiva (PEEP): pressão positiva ao final do período expiratório, aplicada para evitar colapamento dos alvéolos pulmonares. Existe fisiologicamente uma pressão positiva ao final da expiração, ocasionada pelo fechamento da epiglote e represamento de ar no sistema respiratório. Porém, em pacientes intubados ou com traqueostomia, ocorre a perda deste mecanismo, sendo necessário fornecer a PEEP através da VM. Unidade padrão de medida em  $cmH_2O$ ;

- Pico de Pressão Inspiratória (PIP): corresponde à pressão máxima atingida durante a inspiração no ciclo -de ventilação mecânica. Unidade padrão de medida em  $\text{cmH}_2\text{O}$ ;
- Pressão de platô: valores de pressão medido durante a pausa inspiratória, medida em  $\text{cmH}_2\text{O}$ ;
- Relação I:E: é a relação entre o tempo inspiratório e expiratório, na respiração espontânea essa relação corresponde a 1:2 e 1:3. Durante a VM ela dependerá do volume corrente, da frequência respiratória, do fluxo e da pausa inspiratória, ou ainda, nos ventiladores mais modernos, essa relação pode ser alterada diretamente.
- Auto-PEEP: o represamento de ar, com aumento das pressões pulmonares, gera uma pressão maior que a PEEP desejada, a qual denominamos auto-PEEP. Isso ocorre principalmente em paciente com obstrução das vias aéreas, como em paciente com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), asma e em paciente com broncoespasmo.

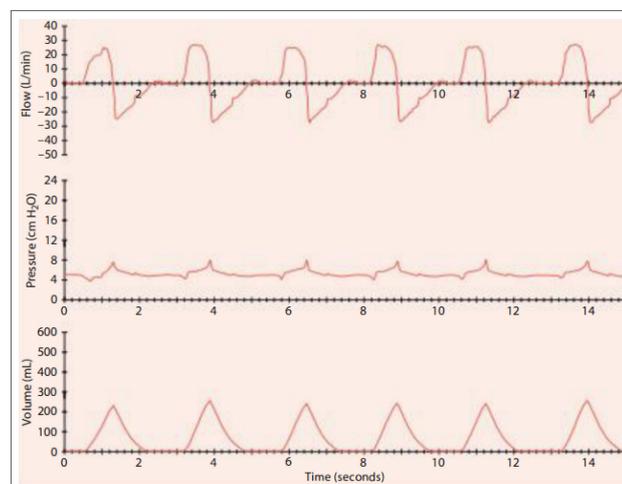
Esses parâmetros, de maneira geral, são as referências utilizadas pelo profissional da saúde, geralmente fisioterapeutas, no momento de estabelecer o tratamento de um paciente e durante a avaliação de sua evolução e estado, necessitando de um constante monitoramento. Assim, tendo em vista que este monitoramento é usualmente feito pelo ventilador pulmonar, é de extrema importância a verificação da confiabilidade dos parâmetros medidos pelo equipamento através de um analisador de fluxo, garantindo a eficiência estabelecida pelo fabricante do VP, em conformidade com a norma brasileira.

### **2.1.2 Modos de Ventilação**

Na VM existem diferentes modalidades ventilatórias que irão ser definidas pelo profissional da saúde dependendo do tratamento pretendido, da gravidade do paciente, da sincronia paciente-ventilador e do equipamento disponível no momento, visto que dependendo do modelo do ventilador pulmonar poderá incluir distintos módulos. Para diferentes módulos, diferentes parâmetros tornam-se mais importantes de serem analisados e outros perdem sua relevância. Desta forma, entender os modos de ventilação é algo fundamental no ambiente prático da VM. De acordo com HESS; KACMAREK (2019), alguns modos de ventilação são mais comumente utilizados e com eficiência comprovada do que outros. São eles:

- Ventilação mandatória controlada: todos os ciclos ventilatórios são disparados e/ou ciclados pelo ventilador (ciclos mandatórios). Esses ciclos são controlados ou pelo volume ou pela pressão.
- Ventilação espontânea contínua: nesse modo, toda a respiração é uma respiração espontânea, sendo todo o disparo e controle do ciclo feito pelo próprio paciente, com o ventilador auxiliando sempre que necessário na ventilação do paciente. As formas mais comuns de ventilação espontânea são: pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) ventilação com pressão de suporte (PSV).
  - Pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP): o ventilador permite que o paciente ventile espontaneamente, fornecendo uma pressão positiva contínua tanto na inspiração quanto na expiração, conforme pode ser observado na Figura 2, porém é possível também definir a CPAP em 0, desse modo a pressão aplicada será a pressão do ar ambiente.

Figura 2 – Curvas características da ventilação com pressão positiva contínua nas vias aéreas.

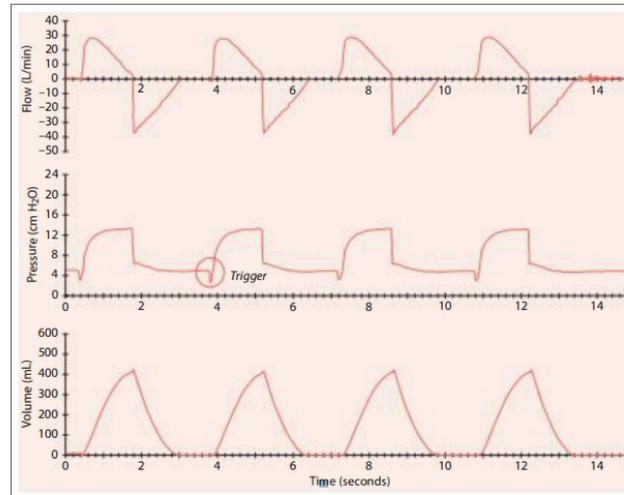


Fonte: HESS; KACMAREK (2019)

- Pressão de suporte (PSV): o ventilador irá auxiliar na ventilação através da manutenção de uma pressão positiva pré-determinada. Essa pressão de suporte é acionada após haver um esforço inspiratório do paciente, dessa forma o paciente quem irá controlar o ciclo da ventilação, assim como a frequência respiratória, tempo de inspiração e volume tidal, conforme se pode observar na Figura 3. Ventiladores mais atualizados fornecem uma ventilação de *backup* (controlada por volume

ou por pressão) quando algum tipo de apneia respiratória ocorre durante a PSV, entretanto essa é considerada uma condição de emergência.

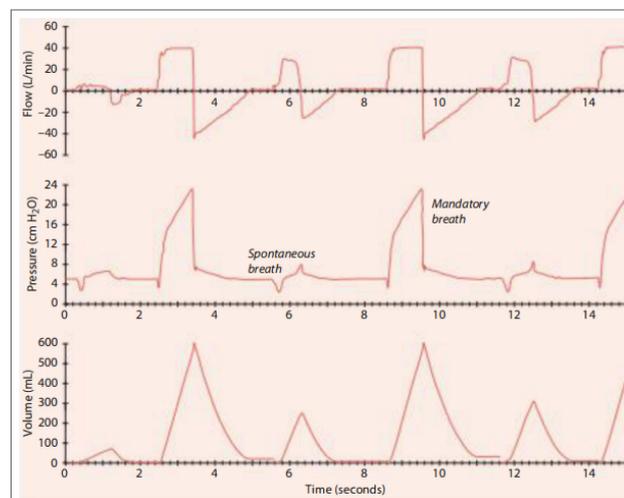
Figura 3 – Curvas características da ventilação com pressão de suporte.



Fonte: HESS; KACMAREK (2019)

- Ventilação mandatória intermitente sincronizada: é um modo de ventilação onde a respiração mandatória é feita de maneira intermitente, com a ventilação controlada por volume ou pressão. Entre ventilações mandatórias o paciente pode respirar espontaneamente. O ventilador irá realizar respirações mandatórias em sincronia com o esforço inspiratório do paciente (Figura 4), de forma que se nenhum esforço inspiratório for detectado, o ventilador irá realizar um ciclo mandatório a partir de um intervalo programado.

Figura 4 – Curvas características da ventilação mandatória intermitente sincronizada



Fonte: HESS; KACMAREK (2019)

É válido mencionar também que a ventilação mecânica possui dois tipos de classificações, sendo: ventilação mecânica invasiva e ventilação mecânica não invasiva. Ambas possuem o mesmo funcionamento, por meio da aplicação de pressão positiva nas vias aéreas, a diferença entre os métodos está na forma de realizar liberação da pressão. Enquanto na ventilação invasiva é realizada a intubação do paciente, que é a introdução de uma prótese (geralmente um tubo orotraqueal ou uma cânula de traqueostomia), na ventilação não invasiva não é necessária a intubação, sendo utilizada uma máscara que irá ser responsável pela interface entre o ventilador e o paciente.

## 2.2 O VENTILADOR PULMONAR

O ventilador pulmonar é um equipamento médico capaz de realizar a ventilação mecânica, como explicada na seção 2.1, bombeando os gases para dentro dos pulmões, de modo cíclico, tornando possível intervalos para que o volume inspirado seja exalado passivamente (VALIATTI JOSE LUIZ GOMES DO AMARAL, 2016). Dessa forma, o principal objetivo de um VP é o mesmo da ventilação mecânica, ou seja, aliviar, de maneira total ou parcial, o trabalho respiratório do paciente. Um exemplo de modelo de VP pode ser visualizado na Figura 5.

Figura 5 – Ventilador Pulmonar Getinge Servo Air

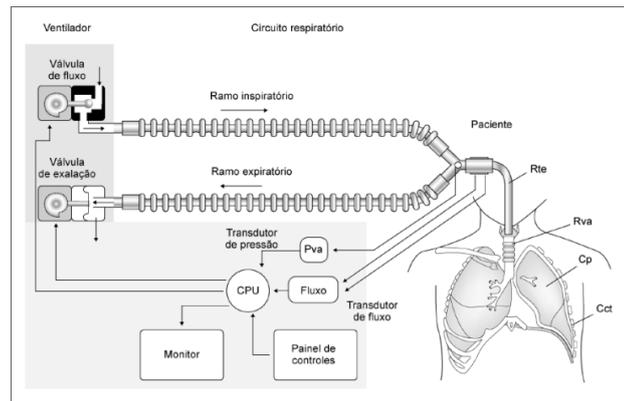


Fonte: O Autor

### 2.2.1 Princípio de Funcionamento

O funcionamento de um VP pode ser compreendido através do esquema apresentado na Figura 6, que destaca seus componentes principais: válvula de fluxo, válvula de exalação, transdutores de pressão e de fluxo, painel de controle e monitoramento, além do circuito de controle. Esses elementos trabalham em conjunto para garantir o controle preciso dos parâmetros ventilatórios e a segurança do paciente durante a ventilação mecânica.

Figura 6 – Esquema de funcionamento de um ventilador pulmonar.



Fonte: VALIATTI JOSE LUIZ GOMES DO AMARAL (2016)

De modo geral, a atuação de um VP se baseia no controle de válvulas a partir do monitoramento realizado pelos transdutores de pressão e fluxo (VALIATTI JOSE LUIZ GOMES DO AMARAL, 2016). Inicialmente, o ventilador abre a válvula de fluxo e fecha a válvula de exalação (fase inspiratória). Com isso, ocorre o enchimento dos pulmões com o ventilador exercendo a pressão necessária para vencer a resistência das vias respiratórias e expandir os pulmões, funcionamento por pressão positiva.

Após isso, a válvula de fluxo se fecha e a válvula de exalação abre (fase expiratória). Assim, os pulmões do paciente são esvaziados até um volume residual, o que normalmente ocorre de forma passiva, utilizando a energia elástica acumulada nas fibras musculares respiratórias para retrai-las ao seu comprimento inicial.

É importante mencionar também que esse esquema de funcionamento pode se diferenciar de acordo com o fabricante do ventilador, podendo variar na construção das válvulas de fluxo e exalação, por exemplo. Porém, de modo geral, o esquema apresentado na Figura 6 consegue contemplar o funcionamento básico de um VP.

### 2.2.2 Classificação

O ventilador pulmonar pode ser classificado em diversas categorias, tomando como base seu uso e paciente atendido, possuindo diferenças quanto a sua estrutura, parâmetros e normas, a partir de sua categoria. As classificações descritas a seguir estão baseadas no trabalho feito por UECHI (2012).

### 2.2.2.1 Quanto à aplicação

Um VP pode ser classificado quanto a sua área de atuação, da seguinte forma:

- Ventiladores para cuidado intensivo: são os equipamentos utilizados em ambiente hospitalar, geralmente em Unidades de Tratamento Intensivo (UTI), com exceção dos ventiladores para anestesia e de transporte;
- Ventiladores de transporte: utilizados para o transporte intra e extra-hospitalar de pacientes que necessitem de VM;
- Ventiladores para anestesia: são utilizados em procedimentos cirúrgicos nos quais há necessidade do uso de gases anestésicos no paciente. Esse tipo de ventilador opera em um circuito fechado, diferentemente dos outros tipos, ou seja, não há contato entre o ar externo e o ar respirado pelo paciente. Esse tipo de ventilação, geralmente, está presente nos equipamentos de anestesia;
- Ventiladores para uso doméstico: utilizados em pacientes com um quadro estável, não necessitando de tratamento intensivo, e que necessitam de auxílio respiratório por um período prolongado.

### 2.2.2.2 Quanto ao paciente

A depender da faixa etária do paciente, o VP precisa fornecer uma quantidade ar de acordo com a limitação do paciente. Muitas vezes um VP para uso adulto não suporta, por exemplo, baixas quantidades de fluxo que seria utilizado em um tratamento neonatal. Dessa forma, os dispositivos são classificados como:

- Ventiladores neonatais: utilizados em pacientes de 0 a 2 anos;
- Ventiladores pediátricos: utilizados em pacientes de 2 a 12 anos;
- Ventiladores adultos: utilizados em pacientes maiores de 12 anos.

### 2.3 CALIBRAÇÃO DE UM VENTILADOR PULMONAR

A calibração visa verificar se os parâmetros medidos pelo objeto a ser calibrado são metrologicamente confiáveis, se, no caso de um equipamento médico, o equipamento continua com os padrões estabelecidos pelo fabricante após a sua comercialização. Assim, a calibração pode ser definida como:

Operação que estabelece, sob condições especificadas, numa primeira etapa, uma relação entre os **valores** e as **incertezas de medição** fornecidos por **padrões** e as **indicações** correspondentes com as incertezas associadas; numa segunda etapa, utiliza esta informação para estabelecer uma relação visando a obtenção dum **resultado de medição** a partir duma indicação. (FILIPE et al., 2012)

Assim, em uma operação de calibração, existirá sempre um padrão que será considerado como o valor verdadeiro. Este valor será comparado com os valores medidos pelo equipamento que se pretende calibrar e, a partir de cálculos das incerteza do processo de medição, tem-se a calibração do equipamento, podendo estar dentro do especificado pelo fabricante, estando conforme, ou estar fora dos padrões estabelecidos, estando a calibração não conforme com o equipamento não apto para uso. Nesse último caso, é necessário realizar o ajuste do equipamento, a fim de que este retorne para o padrão estabelecido pelo fabricante.

Trazendo essa abordagem para a calibração de um equipamento de ventilação mecânica, o padrão a ser considerado como o valor verdadeiro será o analisador de fluxo, como o desenvolvido neste trabalho. O analisador de fluxo é conectado de um lado a um pulmão de teste, exemplo mostrado na Figura 7a, que tem por função simular o pulmão de um paciente. E de outro este é conectado ao circuito do VP que se pretender calibrar. Dessa forma, o analisador de fluxo irá ler os valores dos parâmetros fornecidos pelo VP e assim será realizada uma comparação com os valores que o usuário selecionou no VP. Após essa comparação e cálculos das incertezas, é gerado o laudo de calibração. A Figura 7b mostra o processo de calibração de um ventilador pulmonar sendo realizado conforme descrito.

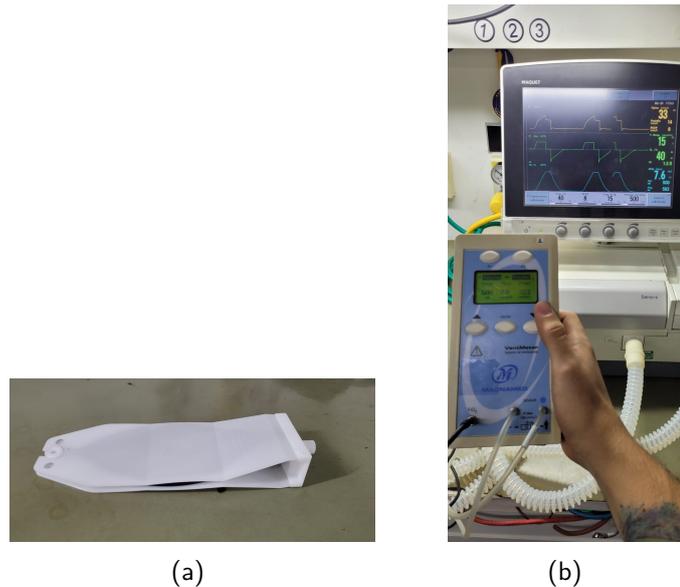


Figura 7 – Operação de calibração de um ventilador pulmonar: (a) pulmão de teste e (b) ensaio de calibração

**Fonte:** O Autor

A ABNT NBR ISO 80601-2-12 é a principal norma aplicável na avaliação do desempenho de ventiladores pulmonares e descreve pontos essenciais do ensaio de exatidão. Assim, algumas considerações importantes retiradas dessa NBR são listadas a seguir (ABNT, 2014) :

- O ventilador pulmonar precisa possuir uma monitorização dos valores de pressão nas vias aéreas. O local de medição desse parâmetro pode estar em qualquer local do sistema respiratório do ventilador, porém necessariamente o valor indicado da pressão deve ser referenciado ao orifício de conexão ao paciente. Considerando as condições de regime permanente, a precisão do valor da pressão nas vias aéreas precisa estar dentro de  $\pm(2\text{hPa (}2\text{cmH}_2\text{O)} + 4\%$  da leitura real). (ABNT, 2014)
- Para os VPs destinados a fornecer um volume liberado maior que 50mL, a precisão das medições de volumes expirados maiores que 50mL deve estar dentro de  $\pm(4,0\text{ mL} + 15\%$  do volume expirado real no orifício de conexão do paciente). (ABNT, 2014)

Apesar dessas normas descritas, é importante mencionar que cada fabricante define os valores de tolerância para os seus equipamentos, que estarão dentro da normativa. Assim, durante a calibração de um VP é necessário considerar a tolerância descrita pelo fabricante, para a avaliação adequada dos parâmetros medidos.

## 2.4 ANALISADOR DE VENTILADOR PULMONAR

O analisador de ventilador pulmonar é um analisador de fluxo de gás de uso comum com recursos especiais para teste de ventilação mecânica. Como dito anteriormente, durante uma operação de calibração, o analisador de fluxo será considerado como valor verdadeiro, fazendo comparações com o valor indicado no equipamento a ser calibrado.

De maneira geral, o analisador de fluxo de gases possui uma estrutura portátil, para que seja possível calibrar equipamentos em qualquer local de um estabelecimento de saúde. É comum também a presença de um *display touch*, onde o usuário irá visualizar os parâmetros medidos pelo analisador e também irá selecionar as suas configurações. As demais estruturas possuem menor complexidade, possuindo entradas para as mangueiras de ar e para o pulmão de teste. É possível visualizar essas características na Figura 8, que é um analisador de fluxo comercial muito utilizado na área de engenharia clínica, fabricado pela Arkmeds, modelo LUFT.

Figura 8 – Analisador de Ventilador Pulmonar LUFT, da fabricante Arkmeds.



Fonte: ARKMEDS (2022)

Esse equipamento deve ser capaz de aferir os principais parâmetros de uma ventilação mecânica, podendo divergir a quantidade de parâmetros aferidos a depender do modelo do analisador de fluxo. Também é comum a divergência entre modelos no modo de fluxo medido, podendo ser bidirecional, unidirecional ou ambos. De modo geral, é mais comum que o analisador de fluxo faça a medição de forma bidirecional. Porém, o modo de fluxo unidirecional é altamente eficaz para isolar circuitos do ventilador, sendo importante para testes mais específicos do sistema de respiratório do equipamento de VM, auxiliando também em diagnósticos de manutenções. O esquema de ambos os modos de fluxo podem ser visualizados na Figura 9.



Figura 9 – Conexões de modo de fluxo de um analisador de fluxo Arkmeds LUFT: (a) conexões de modo de fluxo bidirecional e (b) conexões do circuito de respiração inspiratória, modo unidirecional

Fonte: ARKMEDS (2022, p. 25-26)

### 2.4.1 Analisadores comerciais

Essa seção tem o objetivo de apresentar a pesquisa de mercado realizada acerca dos analisadores de fluxo existentes no mercado atual e que possuem, de alguma forma, uma relevância para este projeto. Foram analisados os parâmetros contemplados por cada analisador, suas precisões, e valor de compra.

É importante mencionar que os parâmetros exibidos nesta seção foram escolhidos com base em sua importância para o projeto, assim os analisadores de fluxo mencionados podem medir outros parâmetros além dos exibidos. As informações do equipamento e dos parâmetros foram retiradas do manual do próprio fabricante do equipamento em questão e os valores de venda foram obtidos por meio de uma pesquisa de mercado realizada pelo autor.

#### 2.4.1.1 Arkmeds LUFT

O analisador de ventilação mecânica LUFT (Figura 8) realiza medidas de fluxo de ar bidirecional, unidirecional, alta e baixa pressão, pressão barométrica, concentração de oxigênio, além de temperatura e umidade do ambiente.

A fabricante desse equipamento, a Arkmeds, é uma empresa nacional e também possui um *software* próprio utilizado para gestão de manutenção, sendo utilizado pela engenharia clínica e empresas de assistência técnica. Caso o usuário também utilize o *software* da Arkmeds, existe uma integração com o Luft, realizando a leitura dos valores medidos de forma automática e em tempo real, sendo um diferencial do equipamento.

O LUFT possui uma estrutura portátil com dimensões (CxLxA) de 261 mm x 212 mm x

88 mm, com o peso de 2 kg e um *display touch screen* de 7 polegadas. O único botão do equipamento é o botão de liga/desliga. Sua bateria é feita de íon-lítio e possui de 4 a 5 horas de autonomia

A Tabela 1 mostra alguns parâmetros medidos por esse equipamento assim como o seu custo médio na data de realização desse projeto.

Tabela 1 – Parâmetros LUFT

Parâmetros	Faixa de Operação	Precisão
Fluxo	$\pm 200$ slpm	$\pm 1.5\%$
Volume Tidal	0 a 100L	$\pm 2\%$
Volume Minuto	0 a 1200 Lpm	$\pm 2\%$
Pressão Baixa	0 a 1000 cmH <sub>2</sub> O	$\pm 2.5\%$
Pressão Alta	0 a 700 kPa	$\pm 2.5\%$
Pressão barométrica	50 a 110 kPa	$\pm 0.1$ kPa
PEEP	0 a 1000 cmH <sub>2</sub> O	$\pm 2.5\%$
Frequência Respiratória	1 a 150 rpm	$\pm 1\%$
Razão I:E	1:200 a 200:1	$\pm 1\%$
Oxigênio	0 a 100%	$\pm 3\%$
<b>Valor de Venda</b>	<b>R\$ 25.000</b>	

Fonte: ARKMEDS (2022)

#### 2.4.1.2 Fluke Biomedical VT305

Esse analisador de fluxo de gás é fabricado pela *Fluke Biomedical*, modelo VT305, como mostrado na Figura 10. Apesar de ser um modelo descontinuado, não mais produzido, sua estrutura, *software* e informações técnicas são de grande relevância para esse trabalho, tomando como referência o seu sistema e estrutura para o desenvolvimento do analisador de fluxo proposto.

Figura 10 – Analisador de Fluxo de Gás VT305, da fabricante *Fluke Biomedical*.



Fonte: FLUKE BIOMEDICAL (2012)

O VT305 é uma ferramenta para avaliação de desempenho de diversos tipos de ventiladores, possuindo um porte menor quando comparado aos demais analisadores de fluxo, sendo assim, se tornando uma opção mais portátil. Seu kit inclui medições da concentração de oxigênio, pressão, vácuo, volume e fluxo bidirecional. Assim, não é possível realizar medições de fluxo de modo unidirecional nesse equipamento.

É um equipamento compacto, com dimensões (CxLxA) de 11,4 cm x 6 cm x 7 cm, cerca de 0,4 Kg de peso total e um visor OLED de 26 x 33 mm. Para o usuário utilizar o equipamento existem 4 botões no visor, além do botão de liga/desliga. Por último, possui uma bateria com autonomia de 4 horas.

É válido mencionar que a *Fluke Biomedical* possui um *software* próprio, denominado *Ansur*, para a integração de seus equipamentos com o computador. Assim, caso o usuário possua o *software*, é possível realizar a calibração de forma automática através desse aplicativo.

Por ser um equipamento descontinuado, o valor de venda mostrado na Tabela 2 é de terceiros, visto que a fabricante não produz mais o dispositivo.

Tabela 2 – Parâmetros VT305

Parâmetros	Faixa de Operação	Precisão
Fluxo	± 300slpm	± 1.9% ou ± 0.1 l/min
Volume Tidal	± 10 L	± 2%
Volume Minuto	0 a 300 L/min	± 2.5%
Pressão diferencial	± 200 mbar	± 0.75%
Pressão Alta	0 a 10 bar	± 1%
Pressão barométrica	500 a 1150 mbar	± 1%
PEEP	± 150mbar	± 0.75%
Taxa de respiração	1 a 1000 BPM	± 2.5%
Razão I:E	1:300 a 300:1	± 2.5%
Oxigênio	0 a 100%	± 1%
<b>Valor de Venda</b>	<b>R\$ 45.000</b>	

Fonte: FLUKE BIOMEDICAL (2012)

#### 2.4.1.3 Magnamed VentMeter

A Magnamed é uma empresa brasileira especializada em ventiladores pulmonares. Junto a isso, a empresa também possui um analisador de ventiladores, denominado VentMeter (Figura 11). Esse analisador foi feito especificamente para analisar ventiladores pulmonares, com os principais parâmetros medidos sendo: fluxo, volume, pressão, tempos, frequência, complacência pulmonar e resistência de vias aéreas. O fluxo medido pelo equipamento se restringe a forma bidirecional.

Figura 11 – Analisador de Ventiladores VentMeter, da fabricante Magnamed.



Fonte: MAGNAMED (2019)

A escolha desse analisador para a apresentação nesse trabalho se dá devido ao tipo de tecnologia utilizada para a medição de fluxo, por meio da diferença de pressões. Essa forma de medição também será utilizada no desenvolvimento do projeto proposto neste trabalho. Além disso, sua estrutura física e interface com o usuário também foi levada em consideração para a elaboração do projeto.

O peso do equipamento é em média 1,3Kg, com dimensões (CxLxA) de 135mm x 100,6 mm x 199,4 mm, sendo considerado um equipamento compacto e portátil. Possui 5 botões para a interface do usuário e um *display* LCD 128x64 *pixels*. Sua bateria possui uma autonomia de, aproximadamente, 4 horas.

Como parte do equipamento, esse analisador acompanha 3 pneumotacômetros (adulto, pediátrico e neonatal), clinicamente chamados de sensores de fluxo. Esses dispositivos são necessários justamente pela medição de fluxo através da diferença de pressão, comentada anteriormente.

A Magnamed possui um *software* denominado PulmoTrend, que realiza a integração com o VentMeter e auxilia no registro dos dados e fornece uma melhor visualização de gráficos e parâmetros.

A Tabela 3 fornece uma visualização detalhada de alguns parâmetros medidos pelo VentMeter, assim como suas precisões. Também é possível visualizar o valor de venda desse equipamento, obtido pelo autor por meio de uma pesquisa de mercado.

Tabela 3 – Parâmetros VentMeter

Parâmetros	Faixa de Operação	Precisão
Fluxo	$\pm 150$ L/min	$\pm 2\%$ ou $\pm 1$ L/min
Volume Tidal	0,1 a 20 L	$\pm 3\%$
Volume Minuto	0,1 a 50 L/min	$\pm 3\%$
Pressão de Platô	0 a 120 hPa	$\pm 1\%$
PIP	-50 a 200 hPa	$\pm 1\%$
PEEP	-50 a 120 hPa	$\pm 1\%$
Frequência Respiratória	1 a 200 Rpm	$\pm 0.2$ Rpm
Oxigênio	15 a 100%	$\pm (2\% + 1\%$ da leitura)
<b>Valor de Venda</b>	<b>R\$ 27.000</b>	

Fonte: MAGNAMED (2019)

#### 2.4.1.4 Fluke Biomedical VT900A

Por último, o analisador de fluxo de gases VT900A (Figura 12), fabricado pela *Fluke Biomedical*, é um equipamento com recursos especiais para o teste de ventiladores mecânicos para pacientes, possuindo os modos de medição de fluxo unidirecional e bidirecional. O VT900A é o equipamento mais atualizado e topo de linha da *Fluke*, com o diferencial de medição de fluxos e pressões ultra baixas e também a possibilidade de medir concentrações de gases anestésicos, importante na análise de parâmetros de um sistema de anestesia/vaporizador.

Figura 12 – Analisador de Fluxo de Gás VT900A, da fabricante *Fluke Biomedical*.



Fonte: FLUKE BIOMEDICAL (2018)

A relevância desse analisador para o presente trabalho, além de sua fabricante ser referência no mercado pela sua qualidade, é devida a importância da comparação entre o analisador de fluxo desenvolvido nesse trabalho com um equipamento de excelência no mercado. Também foi tomado como referência a disposição gráfica de seu sistema para o desenvolvimento do projeto.

O VT900A é um analisador portátil, com bateria de íons de lítio com autonomia de 8 horas. Sua tela é *touch screen* com 7 polegadas. O usuário navega pela sua interface através do *touch* da tela, possuindo apenas o botão de liga/desliga no equipamento. Como mencionado na sub-seção 2.4.1.2, existe o aplicativo Ansur para realizar a integração do dispositivo com o computador e ser possível executar uma calibração automatizada.

Por fim, a Tabela 4 mostra os principais parâmetros medidos por esse equipamento com suas respectivas precisões. Na tabela também está descrito o valor de venda médio desse

equipamento.

Tabela 4 – Parâmetros VT900A

<b>Parâmetros</b>	<b>Faixa de Operação</b>	<b>Precisão</b>
Fluxo	$\pm 300\text{slpm}$	$\pm 2.5\%$
Volume Tidal	0 a 60 L	$\pm 2\%$
Volume Minuto	0 a 100 L/min	$\pm 2\%$
Pressão Alta	-0.8 a 10 bar	$\pm 1\%$
Pressão ultrabaixa	0 a 10 mbar	$\pm 1\%$
PIP	$\pm 160\text{mbar}$	$\pm 0.75\%$
PEEP	$\pm 160\text{mbar}$	$\pm 0.75\%$
Taxa de respiração	1 a 1500 BPM	$\pm 2\%$
Razão I:E	1:300 a 300:1	$\pm 2\%$
Oxigênio	0 a 100%	$\pm 1\%$
<b>Valor de Venda</b>	<b>R\$ 220.000</b>	

Fonte: FLUKE BIOMEDICAL (2018)

## 2.5 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta subseção, será compartilhada uma revisão conduzida acerca de artigos e trabalhos que possuem atributos pertinentes ao avanço deste projeto. Dentro dessa revisão serão apresentadas pesquisas com produtos semelhantes ao proposto no presente projeto, também como pesquisas com informações relevantes para o desenvolvimento do analisador de fluxo produzido.

De acordo com as Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica (DBVM) (MECÂNICA, 2013), é recomendado que a monitorização dos parâmetros da mecânica ventilatória seja realizada regularmente em todos os pacientes submetidos a suporte ventilatório mecânico invasivo. Isso inclui a avaliação dos seguintes indicadores: Volume Corrente Expirado (VCe), pressão de pico (pressão inspiratória máxima), pressão de platô ou de pausa inspiratória (em ventilação controlada), PEEP extrínseca, auto-PEEP ou PEEP intrínseca e saturação de oxigênio. Assim, esses parâmetros do ventilador pulmonar devem ser avaliados periodicamente, utilizando analisadores padrão (calibrados), para garantir o pleno funcionamento da ventilação mecânica.

SILVEIRA (2021) (SILVEIRA, 2021) desenvolveu um analisador de fluxo de VP utilizando um sensor de pressão diferencial. O autor obteve êxito com o dispositivo, conseguindo um monitoramento fiel das curvas de pressão característica em um VP. Entretanto, para as curvas de fluxo, foi encontrada uma variação de 5 a 10% do resultado esperado, causando variações

maiores para parâmetros que dependem dessa grandeza. A partir da análise do trabalho de SILVEIRA, a proposta deste projeto é montar um dispositivo que possa alcançar um efetivo monitoramento das curvas de pressão e uma maior eficiência para a curva de fluxo.

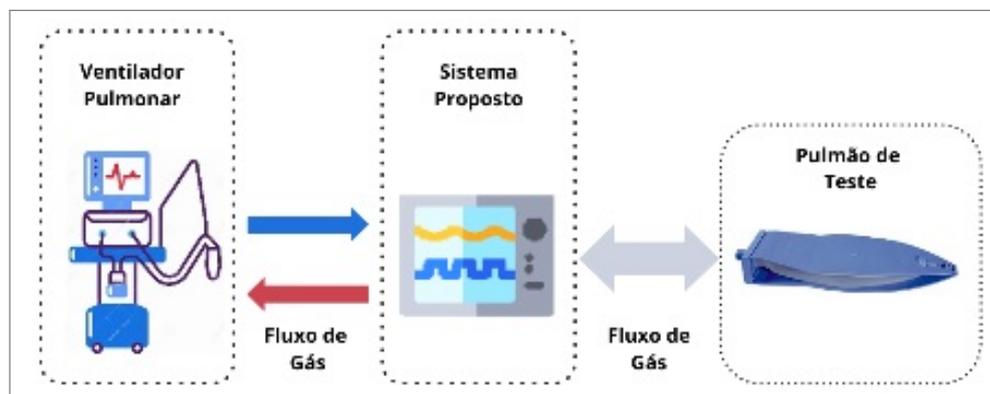
De forma semelhante, SILVA et al. (2007) construiu um sistema para ensaio de desempenho de ventiladores pulmonares, baseando-se no sensor de pressão diferencial para medições de fluxo. Em seu trabalho, houve um foco maior na elaboração do *software* de uso, porém o equipamento construído também atingiu resultados favoráveis, constatando a eficácia do sensor de pressão diferencial para a realização de análise de fluxo de ar.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Esse trabalho visa o projeto de um analisador de ventiladores pulmonares, com a medição de fluxo baseada na pressão diferencial (tubo de Venturi). A partir do sistema proposto, será possível analisar os principais parâmetros de uma ventilação mecânica e conferir a conformidade de um ventilador pulmonar, através dessa verificação de parâmetros. Seu funcionamento pode ser subdividido em duas partes, sendo a parte de *hardware*, que é composta pelos sensores de pressão e sistema de aquisição de sinais, a parte de *firmware* que realiza a medição e o processamento dos sinais, e um *software* que disponibiliza a interface do usuário.

Com base nos sistemas comerciais mencionados no Capítulo 2, a configuração do sistema proposto para os ensaios de avaliação de desempenho do VP foi montada conforme ilustrado na Figura 13. Nessa configuração, um pulmão de teste é conectado a um analisador de fluxo, enquanto, na outra extremidade, está o VP a ser calibrado. Dessa forma, o sistema proposto realizará leituras de fluxo exclusivamente no modo bidirecional.

Figura 13 – Montagem do uso do analisador de fluxo.

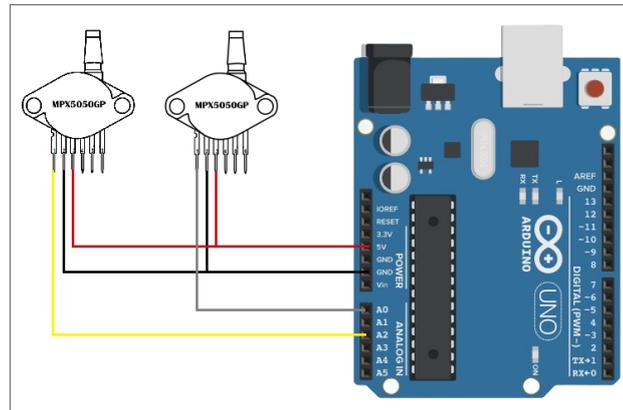


Fonte: O Autor

#### 3.1 HARDWARE E COMPONENTES GERAIS

O sistema proposto utiliza como placa de desenvolvimento o Arduino mega, e dois sensores de pressão para a aquisição dos sinais analógicos. O esquema elétrico do protótipo pode ser visualizado na Figura 14. Para a visualização dos dados pelo usuário, foi desenvolvida uma interface, que, será detalhada na Seção 3.2.2.

Figura 14 – Diagrama elétrico do protótipo desenvolvido



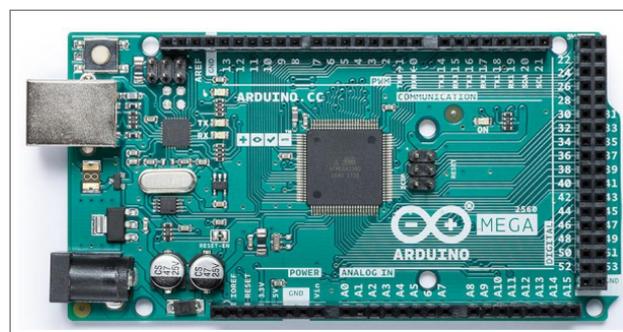
Fonte: O Autor

### 3.1.1 Placa de Controle

Para realizar a aquisição de sinais e controle dos componentes utilizados no projeto, foi utilizada a placa de prototipagem Arduino Mega. A escolha desse componente se deve ao seu custo benefício assim como sua versatilidade no uso, possuindo um ambiente para realização de testes e altamente programável.

O principal componente dessa placa é o microcontrolador ATmega2560 de 8bits, com um oscilador de cristal de 16MHz, memória flash de 256 KB (dentre os quais, 8 KB são utilizados para o bootloader), 8 KB de RAM, 4 KB de EEPROM. um temporizador separado do oscilador e capacidade para 4 canais PWM com 8 bits (ARDUINO, 2023). Na Figura 15 é possível visualizar o Arduino Mega com todos os seus pinos referenciados, assim como o microcontrolador posicionado no centro da placa.

Figura 15 – Visão Superior da placa Arduino Mega



Fonte: ARDUINO (2023)

Outro motivo da escolha dessa placa foi por conta de sua quantidade de portas, possuindo

54 pinos de entrada/saída digital, 16 entradas analógicas e 15 saídas PWM. Com essa quantidade de pinos, é possível montar e integrar circuitos de alta complexidade, sendo possível, para o presente projeto, integrar ao sistema de aquisição de sinais um *display* para visualização dos dados e interface do usuário sem necessitar de outra placa de prototipagem.

Para a programação, foi utilizado o ambiente de desenvolvimento integrado Arduino IDE, que utiliza a linguagem de programação C/C++. Esse ambiente possui uma comunidade ativa e uma vasta biblioteca de código-fonte aberto. Essa característica auxiliou no desenvolvimento da interface do usuário, facilitando na programação do menu e dos parâmetros visualizados na interface construída.

### 3.1.2 Pneumotacógrafo

Para realizar as medições de pressão e fluxo, foi utilizado um pneumotacógrafo. Ele funciona ao registrar a diferença de pressão criada quando o ar passa através de uma resistência conhecida, como uma malha ou um tubo com uma abertura calibrada. A diferença de pressão é então convertida em uma medida de fluxo de ar, permitindo avaliar parâmetros respiratórios como o volume corrente, a frequência respiratória e a capacidade pulmonar. O pneumotacógrafo utilizado neste estudo pode ser visualizado na Figura 16a, bem como seu elemento resistivo conforme na Figura 16b.

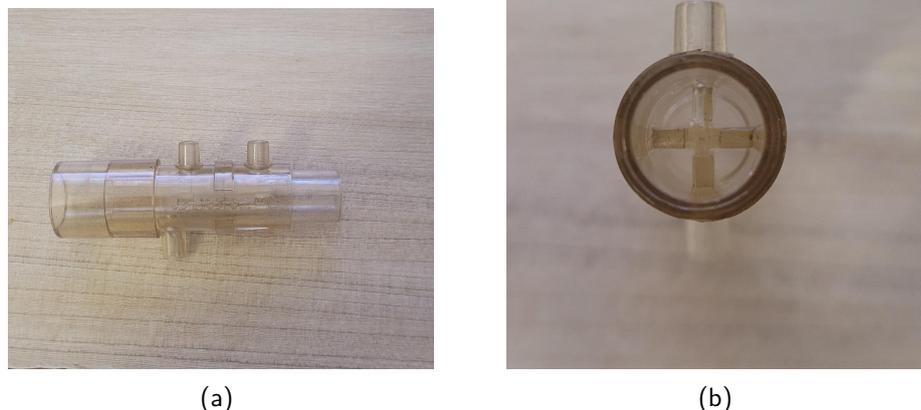


Figura 16 – Pneumotacógrafo e resistência do dispositivo: (a) vista superior do pneumotacógrafo e (b) resistência interna do pneumotacógrafo

Fonte: O Autor

Na Figura 16a também é possível visualizar as três tomadas de pressão, sendo uma lateral

utilizada para a coleta da pressão durante o ciclo ventilatório e duas tomadas de pressão em paralelo (dispostas no mesmo lado) para a tomada da pressão diferencial gerada pela restrição na passagem do ar, que fornece, indiretamente, o valor do fluxo de ar no ciclo.

O pneumotacógrafo utilizado nesse projeto, mostrado na Figura 16a, é fabricado pela Takaoka e presente no sistema ventilatório de alguns equipamentos dessa fabricante, como o ventilador pulmonar modelo Monterey Smart, o sistema de anestesia modelo Fuji Maximus, entre outros. O pneumotacógrafo é também nomeado, no meio clínico, como "sensor de fluxo", visto que para o seu funcionamento são necessários sensores acoplados para a medição da pressão diferencial, e conseqüentemente o fluxo.

### 3.1.3 Sensores de Pressão

Neste projeto foram utilizados dois transdutores de pressão iguais do tipo *gauge*. Transdutores do tipo *gauge* medem o valor da pressão exercida utilizando como referência a pressão atmosférica.

Um dos transdutores é responsável pela medição da pressão nas vias aéreas, enquanto a dupla de sensores, em conjunto (de forma diferencial), mede o fluxo e o volume de ar entregue pelo VP.

Os transdutores utilizados foram do modelo MPX5050GP (MOTOROLA, 1997). As montagens realizadas para medição de pressão nas vias aéreas e fluxo de ar serão detalhadas nas subseções a seguir.

Os sensores operam de maneira diferencial, gerando uma tensão de saída que é proporcional à pressão medida nos dois pontos de tomada de pressão. A escolha do MPX5050GP para o presente projeto se dá, principalmente, devido a sua precisão e ao seu *range* de operação, contemplando pressões de 0 até 500 cmH<sub>2</sub>O (MOTOROLA, 1997), que são compatíveis com o funcionamento de um ventilador pulmonar. Apesar do *range* das pressões nas vias aéreas depender do tipo do ventilador utilizado, nos VPs o limite de pressão máxima não pode exceder 125 cmH<sub>2</sub>O (ABNT, 2014). Por conta disso, os *ranges* de pressão do sensor utilizado com o de um VP podem ser considerados totalmente compatível, uma vez que o MPX5050 suporta pressões ainda maiores do que o máximo permitido em um ventilador pulmonar durante a ventilação mecânica.

Somado a isso, o sensor apresenta características galvânicas compatíveis com o Arduíno, o que reduziu a complexidade do hardware do dispositivo. Além da existência de um distribuidor

no Brasil, simplificando o processo de aquisição dos sensores.

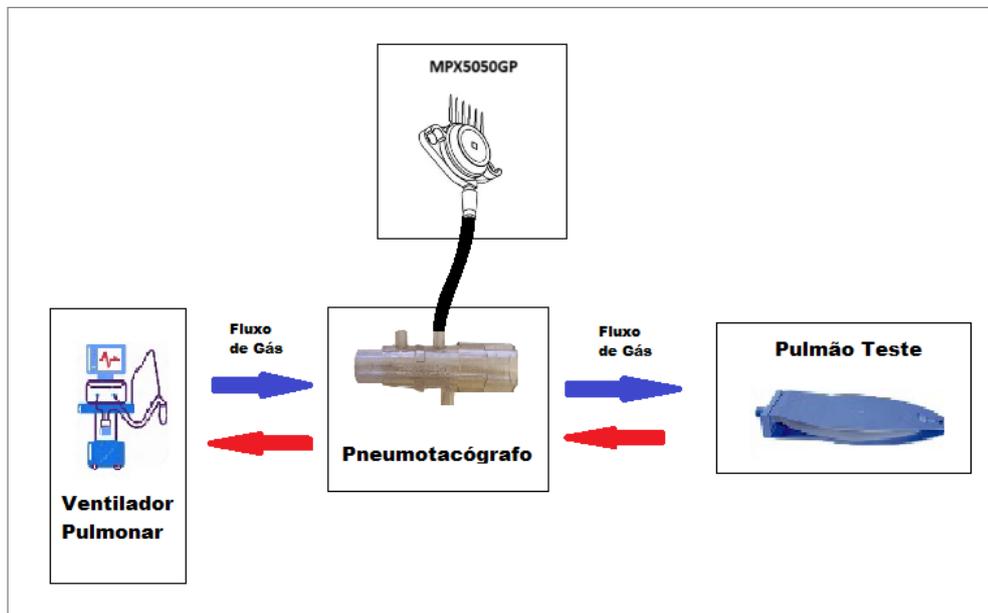
### 3.1.3.1 Medição de pressão nas vias aéreas

A escolha do modelo de transdutor para a medição da pressão nas vias aéreas baseou-se em seu *range* de medição e na precisão prevista na ABNT NBR ISO 80601-2-12, evidenciada na seção 2.3, onde é determinada que a precisão do valor da pressão nas vias aéreas de um VP precisa estar dentro de  $\pm (2\text{hPa} (2\text{cmH}_2\text{O}) + 4\% \text{ da leitura real})$ .

O MPX5050GP possui um erro máximo de 2,5%, atendendo a norma exigida e sendo compatível para esse uso. As demais características desse sensor podem ser visualizadas no Anexo A.

Visando a medição das pressões nas vias aéreas, esse sensor é posicionado na tomada de pressão pós elemento resistivo do pneumotacógrafo, como mostrado na Figura 17.

Figura 17 – Montagem do sensor MPX5050 para medições da pressão nas vias aéreas



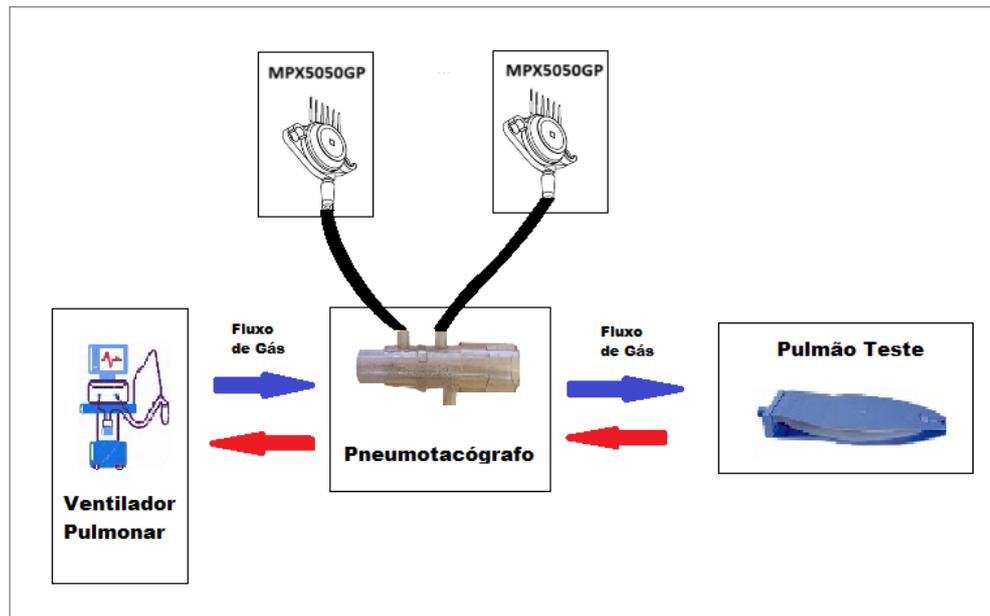
Fonte: O Autor

Com o intuito de adequar as medições realizadas pelo sensor de pressão à sua aplicação específica neste projeto, levando em consideração o circuito eletrônico em que o sensor está integrado e o ambiente onde as medições de pressão são realizadas, foi realizada uma calibração do sensor. Os detalhes dessa calibração podem ser visualizados na seção 4.2.

### 3.1.3.2 Medição de volume

Para realizar a medição de volume, os sensores são posicionados medindo a pressão em dois pontos diferentes no pneumotacógrafo, mencionado na Seção 3.1.2. Com essa diferença de pressões medidas é possível calcular o fluxo, e em seguida o volume. A Figura 18 mostra como foram posicionados os sensores para realizar tais medições.

Figura 18 – Montagem dos sensores MPX5050 para medições de volume no pneumotacógrafo



Fonte: O Autor

A escolha desse transdutor para a medição de volume considerou-se a exatidão exigida pela ABNT NBR ISO 80601-2-12, evidenciada na seção 2.3. Nesta seção é determinada que a precisão das medições de volumes expirados superiores a 50mL em um VP deve estar dentro de  $\pm(4,0 \text{ mL} + 15\% \text{ do volume expirado real no orifício de conexão do paciente})$ .

Dessa forma, considerando a precisão do MPX5050, que possui um erro máximo de 2.5%, verifica-se que a precisão estabelecida pela norma é atendida. Essa e as demais características desse sensor podem ser visualizadas no Anexo A.

Como o fabricante do pneumotacógrafo não disponibiliza o valor da resistência imposta pelo elemento resistivo ao fluxo respiratório, foi necessário determinar experimentalmente os valores para compensação e cálculo da medição de fluxo. Esse procedimento teve como objetivo obter a curva de calibração do sensor para a medição do fluxo e volume. Os resultados dessa calibração e o procedimento realizado são mostrados na seção 4.3.

## 3.2 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

O *firmware*, responsável pelo processamento de dados e controle dos elementos do *hardware*, foi escrito na linguagem de programação C++ na versão 2.2.1 no Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE) do Arduino. Já a parte da interface gráfica, que é responsável pela visualização dos dados lidos e monitoramento, foi escrita na linguagem de programação C# na IDE *Visual Studio Community 2022*.

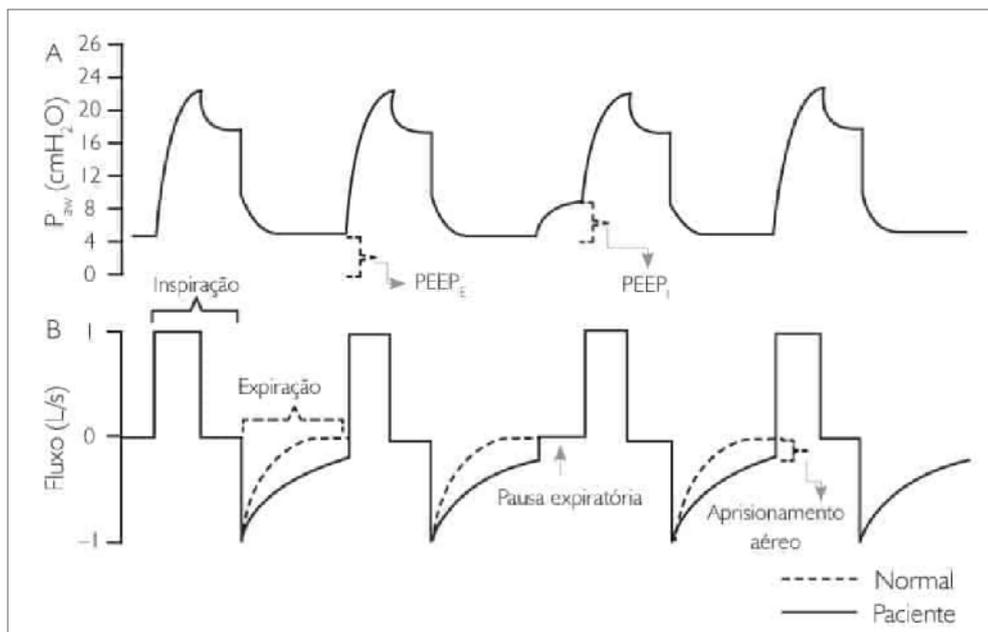
A seguir, são apresentadas mais informações sobre cada elemento do sistema desenvolvido.

### 3.2.1 Processamento de dados

Este trabalho possui o objetivo de identificar as seguintes variáveis do ciclo ventilatório: VT, FR, PEEP e PIP. Para cada variável foi implementada uma forma de processamento, porém em todas é necessário a identificação correta do ciclo de inspiração e do ciclo de expiração durante a ventilação mecânica.

Para a identificação das fases do ciclo ventilatório, foi utilizada a pressão expiratória final positiva (PEEP) como referência. A Figura 19, evidencia a curva de pressão e de fluxo durante a ventilação mecânica.

Figura 19 – Curvas de pressão e de fluxo durante a ventilação mecânica, com pausa expiratória



Fonte: AZEVEDO; TANIGUCHI (2022)

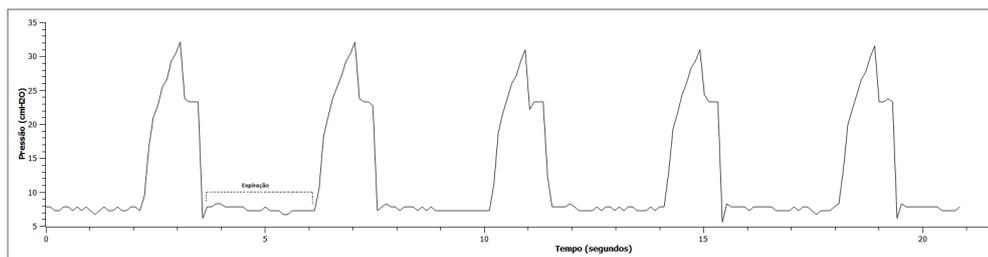
A análise da Figura 19 permite identificar a dinâmica dos ciclos respiratórios em relação

à Pressão Nas Vias Aéreas (Paw). Observa-se que a expiração do paciente se inicia quando a pressão diminui e se aproxima do valor da PEEP. A inspiração, por sua vez, tem início quando a pressão volta a aumentar, afastando-se da PEEP. Também é possível perceber que o valor da pressão que mais se repete durante o tempo é o valor da PEEP. Apenas uma ressalva, na figura é mostrado uma manobra de pausa expiratória, que altera o valor da PEEP. Durante a análise de um VP, em um ensaio de calibração, essa manobra não será realizada. Então, nesse caso, essa grande variação do valor da PEEP não irá acontecer.

Para a identificação dos ciclos ventilatórios, foi desenvolvido um *firmware* para o microcontrolador que executa o seguinte procedimento: ao iniciar a análise do ventilador pulmonar, o programa calcula a moda das pressões medidas nos primeiros 10 segundos. Esse valor, que tende a ser próximo da PEEP do ciclo ventilatório analisado, é então multiplicado por 1,5 (valor empírico). O resultado dessa operação define a pressão de referência utilizada pelo sistema para distinguir os ciclos inspiratórios e expiratórios.

A multiplicação feita da moda das pressões é necessária para a identificação da pressão referência devido ao comportamento da pressão, com o sistema desenvolvido, durante a expiração não ser linear, como o cenário ideal mostrado na Figura 19. A pressão durante a expiração apresentou pequenas variações. A Figura 20 representa a curva da pressão pelo tempo durante uma aquisição de sinais feita com o sistema desenvolvido em um VP ciclando com um pulmão teste durante cerca de 20 segundos.

Figura 20 – Curva de pressão na ventilação mecânica: registro de sinais realizado pelo sistema desenvolvido.



Fonte: O Autor

Para que a identificação dos ciclos ventilatórios não fosse afetada por essa sensibilidade da pressão durante a expiração, evidenciada na Figura 20, foi necessário definir um valor superior à moda das pressões para estabelecer a pressão de referência. O valor de 1,5 foi obtido empiricamente, através de testes realizados utilizando um VP conectado ao sistema desenvolvido e definindo um valor a ser multiplicado que melhor identificasse os ciclos ventilatórios com a menor taxa de falhas.

Como o cálculo da pressão de referência está diretamente relacionado ao valor da PEEP do ciclo ventilatório, qualquer alteração na PEEP do ciclo a ser analisado exige a reinicialização da análise no protótipo desenvolvido, permitindo o recálculo da nova pressão de referência. Com a pressão referência calculada, o *firmware* identifica os ciclos ventilatórios da seguinte forma:

Com a pressão referência calculada, o *firmware* identifica os ciclos ventilatórios da seguinte forma:

- Inspiração: período compreendido entre o momento em que a pressão medida supera a pressão de referência e o momento em que ela retorna a um valor inferior à pressão de referência.
- Expiração: período compreendido entre o momento em que a pressão medida fica abaixo da pressão de referência e o momento em que ela volta a ultrapassá-la.

Para a medição do volume tidal, é calculada a média do fluxo de ar medida durante a inspiração. Esse valor é então multiplicado pelo tempo inspiratório, resultando no volume inspirado, que pode ser considerado como o volume tidal.

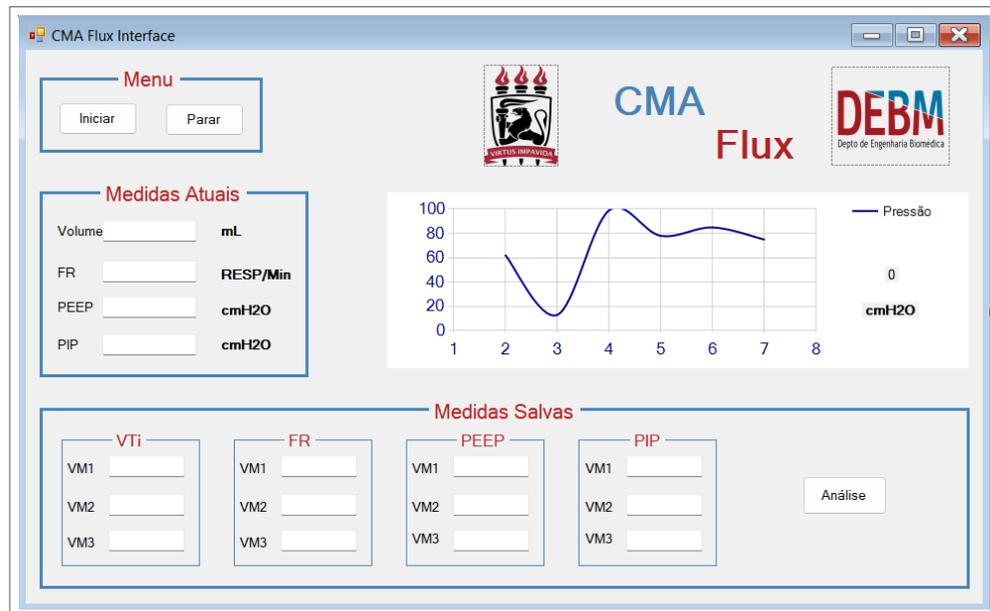
Para a medição da frequência respiratória, é medido o tempo total entre o início da inspiração de um ciclo ventilatório até o início da inspiração do próximo ciclo ventilatório consecutivo (tempo total de um ciclo). Com esse valor, é calculado quantos ciclos serão realizados em 60 segundos, resultando na FR.

A PEEP é medida calculando a média dos valores de pressão medidos durante a expiração. Já a PIP é mensurada coletando a máxima pressão medida durante a inspiração.

### 3.2.2 Interface gráfica

A visualização dos dados processados é realizada na interface gráfica desenvolvida na IDE do VScode, como pode ser visualizada na Figura 21.

Figura 21 – Menu da interface gráfica



Fonte: O Autor

O usuário consegue interagir com a interface utilizando o mouse do computador ao qual está conectado o Arduino. No campo de "Menu", ao selecionar o botão "Iniciar", é dado início a análise do ciclo ventilatório. É nesse momento em que é calculada a pressão de referência, explicada na seção anterior. Ao selecionar o botão "Parar", a monitorização é cessada.

No campo de "Medidas Atuais" os dados do último ciclo ventilatório analisado são exibidos para o usuário. A cada ciclo ventilatório completo, os dados desse campo são atualizados com os parâmetros medidos. São exibidas as variáveis previstas na construção desse trabalho, sendo elas: Volume Tidal, FR, PEEP e PIP.

Também é disponibilizada, em tempo real, a curva de pressão medida no decorrer do tempo.

Por último, foi criado um campo para as "Medidas Salvas". Quando o usuário selecionar o botão "Análise" desse campo, serão exibidos os valores medidos dos próximos 3 ciclos ventilatórios consecutivos. Esses valores ficarão disponíveis para o usuário até que o botão seja pressionado novamente. Esse campo visa facilitar e agilizar o processo de calibração de um VP, garantindo um processo fidedigno e minimizando a perda de dados pelo usuário durante a calibração.

### 3.3 MÉTODO DE VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO

A fim de verificar o pleno funcionamento do dispositivo projetado e compará-lo com equipamentos comerciais, a validação do dispositivo foi realizada por meio de dois métodos distintos. O primeiro consiste na utilização de um ventilador pulmonar com calibração rastreável (como padrão), permitindo a comparação direta dos parâmetros medidos pelo dispositivo. No segundo método, o procedimento de calibração foi realizado em um ventilador pulmonar utilizando um analisador de fluxo comercial, e, simultaneamente, o mesmo procedimento foi conduzido com o dispositivo projetado. Em ambas as abordagens, foi utilizado um ventilador pulmonar modelo Servo Air, da fabricante Getinge.

Utilizar um ventilador pulmonar com calibração rastreável como padrão para comparar com os valores medidos pelo dispositivo visa garantir a confiabilidade das medições e assegurar que a calibração dos sensores de pressão foi realizada corretamente. Embora esse procedimento seja inverso ao de calibração convencional, em que o ventilador é ajustado com base em um analisador de fluxo, a validação é eficaz, pois o ventilador padrão já é calibrado e possui rastreabilidade, tornando-o um método confiável. A segunda forma mencionada, consiste em realizar o procedimento de calibração de um ventilador pulmonar utilizando um analisador de fluxo comercial e calibrado, com a calibração rastreável, e logo após realizar o mesmo procedimento utilizando o dispositivo projetado. O intuito disso foi de comparar os resultados obtidos com um analisador de fluxo já consolidado no mercado com os resultados do dispositivo projetado.

Os parâmetros ventilatórios são avaliados comparando-se a acurácia, a precisão e a diferença entre as médias obtidas pelo dispositivo desenvolvido e pelo equipamento de referência.

#### 3.3.1 Cálculo da acurácia

A acurácia refere-se à proximidade entre os valores medidos pelo dispositivo e os valores de referência, considerados verdadeiros. Ela indica a capacidade do sistema de fornecer medições sem erros sistemáticos, refletindo a exatidão dos resultados em relação a um padrão conhecido.

Para quantificar a acurácia, utilizou-se o Erro Percentual Absoluto Médio (MAPE), que é o equivalente percentual do erro absoluto médio, calculado conforme a Equação 3.1.

$$\text{MAPE}(\%) = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{V_{\text{referência}} - V_{\text{dispositivo}}}{V_{\text{referência}}} \right| \quad (3.1)$$

Quanto menor o valor do MAPE, maior a acurácia do dispositivo. De maneira geral, um MAPE próximo a 5%, por exemplo, indica excelente concordância com o padrão. Mas essa definição irá depender do parâmetro analisado, visto que cada parâmetro possui uma exigência de concordância específica.

### 3.3.2 Cálculo da precisão

A precisão avalia a dispersão das medições repetidas sob as mesmas condições, refletindo a reprodutibilidade do dispositivo. Diferentemente da acurácia, a precisão não considera a exatidão em relação a um valor verdadeiro, mas sim a consistência dos resultados.

Para quantificá-la, adotou-se o Desvio Padrão Relativo (DPR), expresso em porcentagem e calculado pela Equação 3.2.

$$\text{DPR}(\%) = \left( \frac{\text{Desvio Padrão}}{\text{Média dos Valores obtidos}} \right) \times 100 \quad (3.2)$$

Quanto menor o valor percentual do DPR, maior pode ser considerada a precisão do equipamento, com poucas variações entre as medições.

### 3.3.3 Módulo da diferença relativa entre médias

O Módulo da Diferença Relativa entre Médias (MDR) quantifica a discrepância percentual entre a média das medições do dispositivo ( $\mu_{\text{dispositivo}}$ ) e a média do valor de referência ( $\mu_{\text{referência}}$ ). Esse indicador complementa a análise de acurácia, destacando vieses sistemáticos não capturados pelo MAPE.

No cálculo da MDR foi utilizada a Equação 3.3.

$$\text{MDR}(\%) = \left| \frac{\mu_{\text{referência}} - \mu_{\text{dispositivo}}}{\mu_{\text{referência}}} \right| \times 100 \quad (3.3)$$

Valores de MDR próximos a zero indicam alta concordância entre as médias comparadas, demonstrando equivalência estatística e resultados ideais para o sistema avaliado.

### 3.3.4 Critérios de Aceitação Metrológica e Relação de Incerteza

De acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, laboratórios de ensaio devem avaliar a incerteza de medição de seus processos. Quando a natureza do método impossibilita uma avaliação rigorosa, estimativas baseadas em princípios teóricos ou experiência prática são aceitáveis (ABNT, 2017).

Para este projeto, adotou-se como critério que a incerteza do protótipo desenvolvido deveria ser significativamente menor que a tolerância do equipamento sob calibração (ventilador pulmonar). Embora a norma não especifique uma relação numérica obrigatória, a literatura metrológica recomenda que a incerteza do padrão de referência seja menor que a do instrumento calibrado.

Assim, estabeleceu-se como meta para o protótipo uma relação de 1:2 entre sua incerteza e a tolerância do ventilador. Conforme a ABNT NBR ISO 80601-2-12, a precisão exigida para medições de pressão em ventiladores é de  $\pm(2H_2O + 4\% \text{ do valor real})$ . Portanto, o sistema desenvolvido buscou atingir uma incerteza máxima de  $\pm(1H_2O + 2\% \text{ da leitura real})$ , garantindo margem segura para a validação metrológica.

Essa abordagem assegura que o protótipo atue como padrão de referência confiável, minimizando a contribuição de erros sistemáticos durante a calibração de ventiladores pulmonares.

## 4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta uma lista dos materiais utilizados e a análise de custos envolvidos no desenvolvimento do sistema. Também são abordadas as etapas de calibração dos transdutores de pressão nas vias aéreas e de fluxo de gases, apresentado os testes executados no sistema desenvolvido, incluindo a avaliação da interface do usuário e os testes do *software* construído para o processamento dos dados. Ainda, propõe um modelo 3D do protótipo do dispositivo. Por fim, é apresentada a validação do sistema, com a comparação entre os resultados obtidos com o dispositivo desenvolvido e os dados provenientes de um sistema comercial utilizado para a validação.

### 4.1 MATERIAIS E CUSTOS

Os materiais utilizados na construção desse projeto tiveram um custo total de R\$1.463,91. O detalhamento dos materiais utilizados pode ser visualizado na Tabela 5.

Tabela 5 – Lista de materiais e valores

<b>Materiais</b>	<b>QTD.</b>	<b>Valor total</b>
Pneumotacógrafo Takaoka	1	R\$ 275,00
Arduino Mega 2560	1	R\$ 188,91
Sensor de Pressão MPX5050GP	2	R\$ 1000,00
<b>Custo total</b>		<b>R\$ 1.463,91</b>

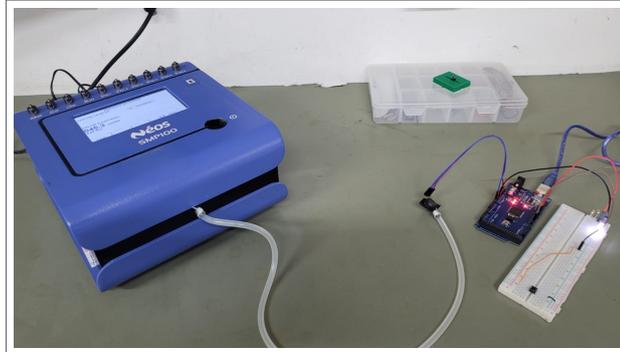
### 4.2 CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO DAS VIAS AÉREAS

O dispositivo Néos SMP100, um equipamento comercial, foi adotado como padrão de referência para a calibração do transdutor de pressão MPX5050 usado na medição da pressão nas vias aéreas. O SMP100 é um simulador multiparamétrico, utilizado, principalmente, em ensaios de monitores multiparamétricos. O equipamento utilizado foi submetido à calibração por uma empresa terceira de metrologia em 23/09/2024 sob o certificado N° L 33042/24, possuindo rastreabilidade e uma calibração válida.

Para a calibração, foi utilizada a função “Pressão Estática” do SMP100. Com essa função é possível simular e variar uma pressão estática, com os valores estabelecidos pelo usuário. Na Figura 22 é mostrada a montagem realizada durante o procedimento de calibração. A tomada

de pressão do sensor foi conectada diretamente ao equipamento, utilizando uma mangueira de silicone.

Figura 22 – Montagem para a calibração do transdutor de pressão das vias aéreas



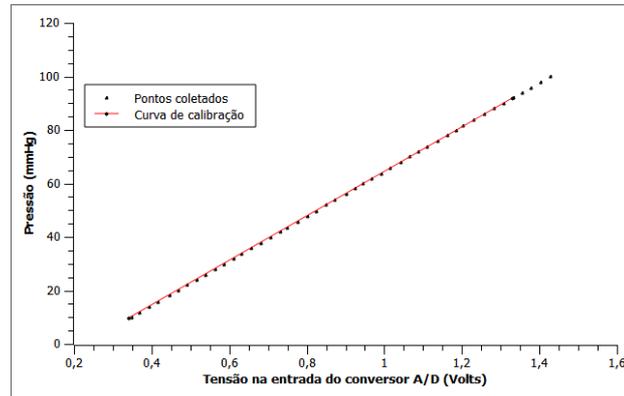
Fonte: O Autor

Com o SMP100, foram simulados quarenta e seis níveis de pressão, entre 10 e 100 mmHg. O MPX5050 possui o regime de trabalho apenas com pressão positiva, por conta disso foram considerados apenas valores de pressão não negativos. Esse processo foi realizado com os dois sensores utilizados nesse projeto. Devido ao SMP100 utilizar apenas a unidade de mmHg para essa função, para utilizar essa calibração na análise de uma ventilação mecânica, foi necessário converter a pressão resultante da curva de calibração para  $\text{cmH}_2\text{O}$ . Essa conversão foi realizada diretamente na programação do *firmware*.

Para cada valor de pressão, após aguardar a estabilização do valor, foi registrado o valor mostrado pelo SMP100. Foi construído um sistema de aquisição de sinais que coleta a tensão de saída do transdutor durante 15 segundos. Esse tempo, com o *delay* de 100 milisegundos considerado no sistema, coletava ao todo 150 medições da tensão de saída do sensor para cada nível de pressão. Ao fim, era considerada a média aritmética dessas medições realizadas. A média foi adotada como o valor de tensão associada à pressão correspondente.

Após a coleta dos valores dentro do *range* mencionado, foi utilizado o *software* SciDAVis para obtenção de um polinômio de primeiro grau, relacionando o valor de tensão ao nível de pressão. Na Figura 23 é possível visualizar o polinômio obtido para um dos sensores utilizados nesse projeto.

Figura 23 – Curva de calibração do transdutor de pressão das vias aéreas



Fonte: O Autor

A NBR 80601 detalha sobre o *range* de medição de pressões que deve ser considerado pelo ventilador pulmonar, que depende do tipo e aplicação do ventilador em específico. Porém, não há uma exigência quanto a faixa de pressão a ser medida pelo analisador de VPs. A faixa considerada para essa calibração atende às pressões fornecidas pelos VPs durante um ensaio de calibração.

É válido mencionar também que o fabricante do MPX5050 fornece uma função de transferência para o valor da tensão de saída em função da pressão medida pelo sensor, disponível no *datasheet* do sensor. A precisão dessa função foi testada para a aplicação nesse projeto, porém não houve um resultado favorável, com divergências além do previsto para precisão na ventilação mecânica entre a pressão resultante da função de transferência e a pressão real.

Para testar a função de transferência fornecida pelo fabricante, foi utilizado o SMP100 como referência, fornecendo uma pressão estática pelo equipamento e comparando com a pressão resultante da função de transferência. Os valores obtidos divergiam muito e, por conta disso, essa função não foi considerada nesse trabalho.

### 4.3 CALIBRAÇÃO DA MEDIÇÃO DE FLUXO

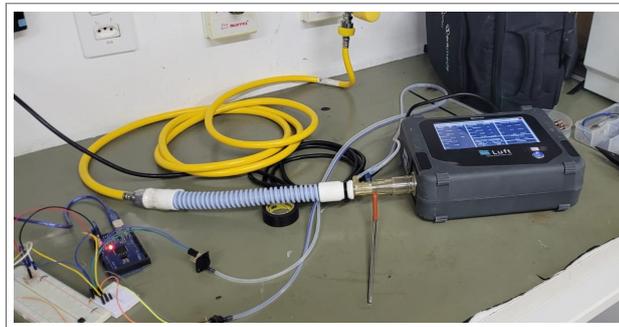
A medição de fluxo é realizada através da associação do pneumotacógrafo com a dupla de sensores de pressão (MPX5050GP). O conjunto de sensores funciona como um sensor de pressão diferencial, medindo a queda de pressão que ocorre quando existe a passagem de fluxo de gás através da resistência interna do pneumotacógrafo.

De forma semelhante à calibração realizada na seção 4.2, foi utilizado um equipamento comercial como padrão de referência para a calibração da medição de fluxo. Foi utilizado o

analisador de fluxo Luft, da fabricante Arkmeds. O uso desse equipamento é, em sua maioria, aplicado em ensaios de ventilação mecânica, tanto em ventiladores pulmonares quanto em sistemas de anestesia. O equipamento utilizado foi submetido à calibração por uma empresa terceira de metrologia em 06/03/2024 sob o certificado N<sup>o</sup> L 8533/24, possuindo rastreabilidade e uma calibração válida.

Para a calibração, foi utilizada uma rede de gases como fonte de gás ligada diretamente ao pneumotacógrafo. Os dois sensores foram posicionados nas duas tomadas de pressão, sendo uma tomada antes da resistência interna do pneumotacógrafo e a outra tomada após a resistência. Na saída do pneumotacógrafo, foi posicionado o Luft para a medição do fluxo instantâneo. A Figura 24 mostra essa montagem na prática.

Figura 24 – Montagem para calibração da medição de fluxo de gás



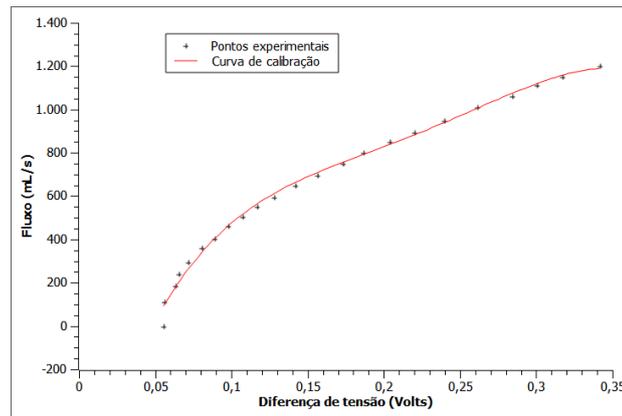
Fonte: O Autor

Dessa forma, o fluxo de ar fornecido era regulado pela válvula de pressão da rede de gases e o fluxo fornecido medido por um equipamento referência. Ao todo, foram considerados vinte e três pontos para construir a curva de calibração, considerando a faixa de 0 a 1200 mL/s. Só foi considerado o fluxo positivo de gás, pois para o cálculo do VT não é necessário identificar fluxos negativos, e nesse trabalho o fluxo de gás só será utilizado para a medição do VT.

Com a montagem realizada, após a estabilização do fluxo, foi anotado o valor medido pelo equipamento referência. Ao mesmo tempo acontecia a amostragem da diferença de tensão fornecida pelos dois sensores. Essa amostragem foi realizada considerando 150 amostras de tensão (cerca de 15 segundos) para cada valor de fluxo. Ao final, era considerada a média aritmética das diferenças de tensão amostradas. A média foi adotada como o valor da diferença de tensão dos sensores associada ao fluxo correspondente.

Após a coleta dos valores dentro do *range* mencionado, foi utilizado o *software SciDAVis* para obtenção de uma curva de calibração, relacionando o valor da diferença de tensão entre os sensores com o fluxo de gás. Na Figura 25 é possível visualizar o curva obtida.

Figura 25 – Curva de calibração da medição de fluxo



Fonte: O Autor

Após analisar as interpolações possíveis para esses dados, utilizando parâmetros fornecidos pelo próprio *SciDAVis*, foi escolhido um polinômio de 4<sup>o</sup> grau para a curva de calibração de fluxo. Os parâmetros considerados pelo *software* são o  $\chi^2$  e  $R^2$  que são estatísticas utilizadas em análise de dados. O polinômio de 4<sup>o</sup> grau possuiu bons coeficientes  $\chi^2$  (14.391,8799833845) e  $R^2$  (0,998828164797019) quando comparado com polinômios mais simples. Ao mesmo tempo, ao aumentar o grau do polinômio, esses coeficientes não apresentavam melhoras significativas. Visando uma boa precisão e uma menor complexidade da equação de calibração de fluxo, resultando em um código de programação mais leve quando aplicado no *firmware*, foi adotada a aproximação da curva para um polinômio de 4<sup>o</sup> grau, evidenciada na Figura 25.

A faixa de valores considerados nessa calibração é suficiente para atender quaisquer valores de fluxo de gases alcançados nas configurações utilizadas pelo VP durante os ensaios de calibração.

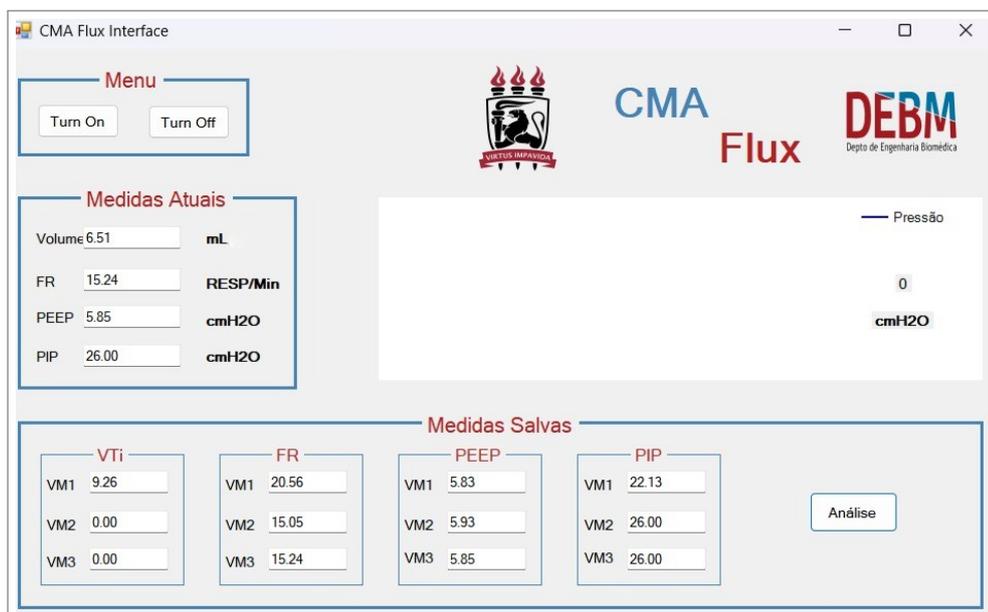
#### 4.4 TESTES DO SISTEMA DESENVOLVIDO

Esta seção abordará os testes e resultados do sistema desenvolvido, evidenciado na seção 3.2. Inicialmente, será analisada a interface gráfica, onde o usuário visualiza os dados fornecidos pelo sistema. Em seguida, serão apresentados os resultados do processamento dos dados, com ênfase nos testes realizados sobre os parâmetros ventilatórios medidos.

#### 4.4.1 Interface gráfica

A interface gráfica desenvolvida, apesar de cumprir o objetivo de mostrar os parâmetros ventilatórios para o usuário de uma forma mais clara, existiu um altíssimo *delay* nas informações exibidas, de forma que um parâmetro medido em um ciclo existia um atraso de cerca de 10 segundos para ser mostrado na interface. Na Figura 27 é exibida a interface gráfica em funcionamento, com um VP interligado com o sistema desenvolvido. O atraso na exibição dos parâmetros também comprometeu o funcionamento adequado do gráfico da pressão instantânea.

Figura 26 – Interface gráfica em funcionamento



Fonte: O Autor

Esse retardo presente na visualização dos parâmetros gera uma falta de confiança nos dados apresentados, uma vez que os parâmetros ventilatórios exibidos podem corresponder a ciclos diferentes, comprometendo a precisão das informações exibidas.

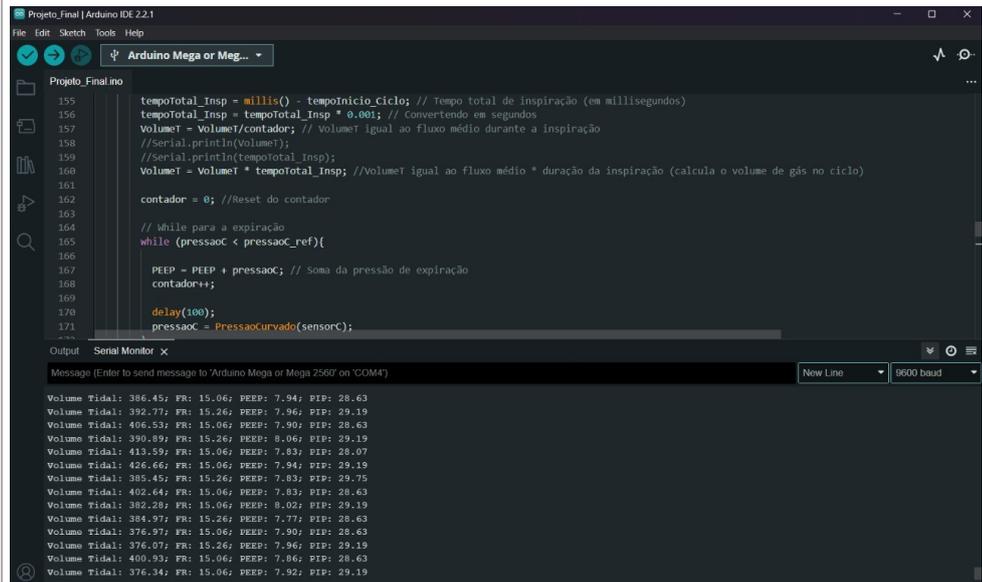
Por conta disso, foi optado por não utilizar a interface gráfica construída no protótipo final. Ao invés disso, foi utilizado o próprio "serial monitor" do Arduino para a visualização dos parâmetros e validação do dispositivo.

#### 4.4.2 Processamento de dados

Para testar o funcionamento do processamento de dados, foi conectado o sistema desenvolvido à um VP em funcionamento utilizando um pulmão teste. A montagem foi feita da forma mostrada na Figura 13. Esse teste não possuía o intuito de validar o dispositivo de alguma forma e sim testar o funcionamento do protótipo construído como um todo. Por conta disso, não houve a coleta de informações e detalhamento para comparação de resultados obtidos. Essa validação será realizada na seção 4.6.

Durante o teste, foi utilizado um VP com calibração em dia e rastreável. Foi utilizado o modo de ventilação “Volume Controlado”, com os parâmetros definidos: VT em 400mL; FR em 15 resp/min; PEEP em 8 cmH<sub>2</sub>O; não é possível definir um valor fixo para a PIP durante esse modo de ventilação, porém a PIP estava variando entre 28 e 29 durante o teste realizado. Os valores medidos pelo sistema desenvolvido podem ser visualizados na Figura 27.

Figura 27 – Parâmetros medidos pelo sistema desenvolvido durante testes com um ventilador pulmonar



```

155 tempoTotal Insp = millis() - tempoInicio Ciclo; // Tempo total de inspiração (em milissegundos)
156 tempoTotal Insp = tempoTotal Insp * 0.001; // Convertendo em segundos
157 VolumeT = VolumeI/contador; // VolumeT igual ao fluxo médio durante a inspiração
158 //Serial.println(VolumeT);
159 //Serial.println(tempoTotal Insp);
160 VolumeI = VolumeT * tempoTotal Insp; //VolumeI igual ao fluxo médio * duração da inspiração (calcula o volume de gás no ciclo)
161
162 contador = 0; //Reset do contador
163
164 // while para a expiração
165 while (pressaoC < pressaoC_ref){
166
167     PEEP = PEEP + pressaoC; // soma da pressão de expiração
168     contador++;
169
170     delay(100);
171     pressaoC = PressaoCurvado(sensorC);

```

Output Serial Monitor x

Message (Enter to send message to 'Arduino Mega or Mega 2560' on 'COM4')

New Line 9600 baud

```

Volume Tidal: 386.45; FR: 15.06; PEEP: 7.94; PIP: 28.63
Volume Tidal: 392.77; FR: 15.26; PEEP: 7.96; PIP: 29.19
Volume Tidal: 406.33; FR: 15.06; PEEP: 7.90; PIP: 28.63
Volume Tidal: 390.89; FR: 15.26; PEEP: 8.06; PIP: 29.19
Volume Tidal: 413.59; FR: 15.06; PEEP: 7.83; PIP: 28.07
Volume Tidal: 426.66; FR: 15.06; PEEP: 7.94; PIP: 29.19
Volume Tidal: 385.45; FR: 15.26; PEEP: 7.83; PIP: 29.75
Volume Tidal: 402.64; FR: 15.06; PEEP: 7.83; PIP: 28.63
Volume Tidal: 382.28; FR: 15.06; PEEP: 8.02; PIP: 29.19
Volume Tidal: 384.97; FR: 15.26; PEEP: 7.77; PIP: 28.63
Volume Tidal: 376.97; FR: 15.06; PEEP: 7.90; PIP: 28.63
Volume Tidal: 376.07; FR: 15.26; PEEP: 7.96; PIP: 29.19
Volume Tidal: 400.93; FR: 15.06; PEEP: 7.86; PIP: 28.63
Volume Tidal: 376.34; FR: 15.06; PEEP: 7.92; PIP: 29.19

```

Fonte: O Autor

Cada linha exibida no *serial monitor* corresponde a um ciclo ventilatório realizado pelo VP utilizado. De forma geral, os resultados alcançados foram satisfatórios, apresentando uma precisão que, embora sem uma comparação detalhada, está dentro dos parâmetros ideais estabelecidos para este trabalho.

Apesar de na Figura 27 mostrar um resultado positivo na medição do volume tidal, os valores para esse parâmetro apresentaram grande instabilidade durante um teste prolongado,

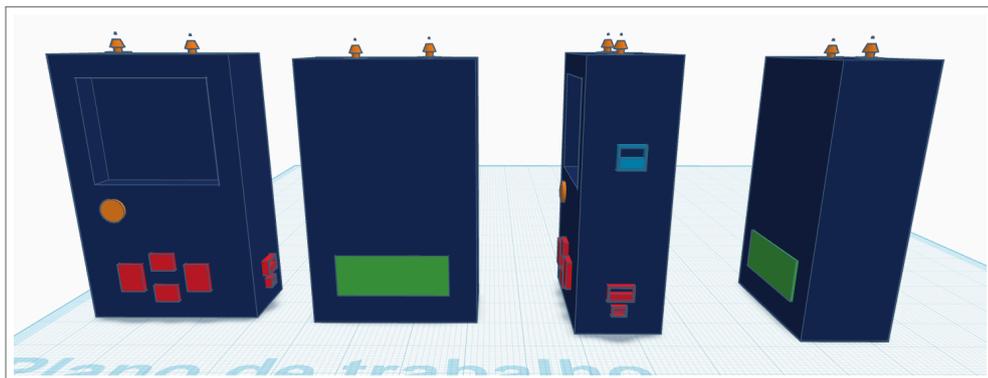
divergindo consideravelmente dos parâmetros estabelecidos no VP utilizado. Pequenas alterações no circuito elétrico dos sensores, como o reposicionamento de um *jumper* ou movimentos mecânicos próximos, faziam com que os sensores perdessem a referência para a medição de fluxo e volume. Em decorrência disso, a medição de volume foi descartada deste trabalho. Essa instabilidade é inaceitável em um ensaio de calibração, os parâmetros exibidos precisam ser estáveis e confiáveis, o que não ocorreu com a medição de volume.

Por outro lado, os demais parâmetros (FR, PEEP e PIP) apresentaram resultados estáveis e confiáveis, com medições constantes e próximas aos valores definidos no ventilador durante os testes. Diante disso, para a validação do dispositivo, serão considerados apenas esses três parâmetros.

#### 4.5 PROPOSTA DE DESIGN DO PROTÓTIPO

Com o objetivo de criar um equipamento funcional, foi proposto um design do protótipo em 3D, utilizando a plataforma do *Tinkercad*. A construção do protótipo foi inspirada em analisadores comerciais existentes, tais como os discutidos na seção 2.4.1. No entanto, o design foi pensado para enfatizar a portabilidade do equipamento, sem comprometer sua usabilidade. A Figura 28 apresenta a modelagem em 3D, com vistas laterais, frontal e traseira.

Figura 28 – Proposta de design do protótipo



Fonte: O Autor

O design proposto considerou integrar um *display* ao sistema, permitindo a exibição dos valores medidos. Na parte frontal, podem ser identificados quatro botões vermelhos, que possibilitam a navegação do usuário pelo sistema. Além disso, há um botão laranja, também na vista frontal, que serve para ligar ou desligar o equipamento. Na parte superior do protótipo, estão localizadas duas tomadas de medição, as quais são conectadas aos sensores de pressão

instalados na parte interna do protótipo. Ainda na parte superior, apesar de não ser possível visualizar na figura, existe uma conexão para um cabo de célula de oxigênio, visando uma implementação no futuro da medição da concentração de oxigênio.

Na parte traseira é possível observar um compartimento verde destinado à instalação de uma bateria, garantindo a portabilidade do equipamento. Na visão lateral, encontram-se duas entradas USB, responsáveis pela conexão com um módulo de carregamento, utilizado para recarregar a bateria instalada. Para a prototipagem, foi adotado o módulo de carregamento HT4928S (HOTCHIP, 2019) como modelo.

Por fim, na visão lateral, há uma entrada azul, que corresponde à conexão com o Arduino utilizado no dispositivo. Essa conexão é fundamental, pois o dispositivo ainda está em fase de protótipo, o que permite a implementação de melhorias no código-fonte, exigindo esse acesso ao Arduino.

#### 4.6 VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO

Os resultados apresentados nesta seção referem-se à validação do dispositivo desenvolvido, conforme os dois métodos descritos na seção 3.3. A análise focou-se na precisão das medições do dispositivo em relação a padrões já estabelecidos, a fim de validar a confiabilidade do sistema projetado.

Para os ensaios de calibração, utilizou-se o modo ventilatório “volume controlado”, com o uso de duas configurações previamente estabelecidas no VP, sendo a primeira configuração: frequência respiratória em 15 respirações por minuto, PEEP em 6 cmH<sub>2</sub>O. E a segunda configuração: frequência respiratória em 20 respirações por minuto, PEEP em 10 cmH<sub>2</sub>O. Nesse modo ventilatório não é possível estabelecer um valor para a PIP. O valor desse parâmetro é definido pela escolha dos outros parâmetros mencionados. O valor do volume configurado não foi registrado, pois o volume tidal não está sendo avaliado neste estudo.

Para ambas as configurações foram coletados três valores de medição durante três ciclos ventilatórios consecutivos, tanto do VP e analisador comercial, quanto do dispositivo construído. Em cada ensaio, as condições ambientais foram monitoradas e registradas utilizando um termohigrômetro com calibração válida e rastreável.

#### 4.6.1 Utilizando um ventilador pulmonar como referência

Nesta etapa, o VP foi utilizado como referência para validar os valores obtidos pelo dispositivo desenvolvido neste trabalho. A Figura 29 ilustra a montagem do circuito do paciente para a coleta dos parâmetros. O VP foi conectado diretamente ao dispositivo, e, com o uso de um pulmão teste, foi estabelecido o ciclo ventilatório. As medições de ambos os equipamentos foram realizadas simultaneamente, registrando os dados tanto do VP quanto do dispositivo durante o mesmo ciclo.

Figura 29 – Montagem do circuito para o uso do dispositivo desenvolvido



Fonte: O Autor

O primeiro ensaio foi realizado sob temperatura ambiente de 23,9 °C e Umidade Relativa (UR) de 59%. A Tabela 6 apresenta os resultados obtidos durante o ensaio.

Tabela 6 – Comparação de valores medidos pelo VP e dispositivo desenvolvido durante o primeiro ensaio

Parâmetro	Valor config.	Medidas do VP				Medidas do Dispositivo			
		VM1	VM2	VM3	<b>Média</b>	VM1	VM2	VM3	<b>Média</b>
FR (resp/min)	15	15	15	15	<b>15</b>	15,28	15,07	14,87	<b>15,07</b>
PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	6	5,6	5,7	5,6	<b>5,63</b>	6,03	6,06	5,99	<b>6,03</b>
PIP (cmH <sub>2</sub> O)		26	26	26	<b>26</b>	26	27,11	26,55	<b>26,55</b>

No segundo ensaio, foram alteradas as configurações do VP. As condições ambientais apresentaram temperatura ambiente de 23,5 °C e UR de 60%. A Tabela 7 apresenta os resultados obtidos durante o ensaio.

Tabela 7 – Comparação de valores medidos pelo VP e dispositivo desenvolvido durante o segundo ensaio

Parâmetro	Valor config.	Medidas do VP				Medidas do Dispositivo			
		VM1	VM2	VM3	Média	VM1	VM2	VM3	Média
FR (resp/min)	20	19	20	20	<b>19,67</b>	19,81	20,17	20,17	<b>20,05</b>
PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	10	9,6	9,6	9,8	<b>9,67</b>	9,95	9,85	9,8	<b>9,87</b>
PIP (cmH <sub>2</sub> O)		31	31	30	<b>30,67</b>	29,87	29,87	29,87	<b>29,87</b>

Utilizando as equações evidenciadas na Seção 3.3, foi calculado os indicadores resultantes das comparações realizadas. A Tabela 8 resume os indicadores para cada ensaio.

Tabela 8 – Comparação estatística entre o dispositivo desenvolvido e o VP de referência

Parâmetro	1º Ensaio			2º Ensaio		
	MAPE	DPR	MDR	MAPE	DPR	MDR
FR	0,00%	0,00%	0,00%	1,67%	0,00%	1,69%
PEEP	6,63%	0,84%	7,10%	2,34%	0,84%	2,41%
PIP	2,47%	1,81%	2,56%	2,22%	0,00%	2,17%

Os resultados demonstram que o dispositivo desenvolvido apresentou desempenho metrologicamente satisfatório na medição dos parâmetros ventilatórios quando comparado ao VP de referência. O sistema expressou boa reprodutibilidade, conforme evidenciado pelos valores de DPR próximos a zero em todos os ensaios (máximo de 1,81%), indicando variação mínima entre medições consecutivas.

Os indicadores de acurácia (MAPE < 6,63%) e concordância (MDR < 7,10%) mantiveram-se dentro de limites clinicamente aceitáveis para todos os parâmetros. Particularmente notável foi o desempenho na medição da FR, onde ambos os indicadores atingiram 0% no primeiro ensaio, evidenciando perfeita equivalência estatística com o padrão de referência.

Utilizando o critério estabelecido na seção 3.3.4, que definiu uma precisão de +- (1cmH<sub>2</sub>O + 2% da leitura real) para o protótipo, a proposta foi plenamente atendida. No caso mais crítico (PEEP no 1º ensaio), onde se observou MAPE de 6,63% e MDR de 7,10%, a diferença absoluta máxima de 0,4 cmH<sub>2</sub>O entre as medições se encontra abaixo do limite proposto nesse projeto. Os resultados demonstraram que a incerteza do dispositivo desenvolvido foi significativamente menor que a tolerância do equipamento calibrado, conforme exigido pela norma ABNT NBR ISO 80601-2-12. Isso reforça a confiabilidade metrológica do protótipo e sua adequação como ferramenta para avaliação de parâmetros ventilatórios.

#### 4.6.2 Utilizando um analisador de ventilador pulmonar como referência

Para reforçar a validação, o analisador comercial Luft (Arkmeds) foi empregado como padrão, seguindo metodologia distinta da anterior: o VP foi ensaiado primeiro pelo dispositivo desenvolvido e, em seguida, pelo Luft, sob as mesmas condições. Essa abordagem permitiu avaliar a consistência dos resultados em relação a um equipamento dedicado à análise de ventilação.

Durante o primeiro ensaio, a temperatura ambiente estava em 22,6 °C e a UR em 60%. A Tabela 9 apresenta os resultados obtidos durante o ensaio.

Tabela 9 – Comparação de valores medidos pelo LUFT e dispositivo desenvolvido durante o primeiro ensaio

Parâmetro	Valor config.	Medidas do LUFT				Medidas do Dispositivo			
		VM1	VM2	VM3	<b>Média</b>	VM1	VM2	VM3	<b>Média</b>
FR (resp/min)	15	15,0	15,0	14,9	<b>14,97</b>	15,07	15,07	15,07	<b>15,07</b>
PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	6	5,3	5,3	5,4	<b>5,33</b>	6,16	6,16	6,18	<b>6,17</b>
PIP (cmH <sub>2</sub> O)		26,3	26,7	26,3	<b>26,43</b>	27,11	27,66	27,11	<b>27,29</b>

No segundo ensaio, as condições ambientais apresentaram a temperatura de 22,5 °C e UR de 60%. A Tabela 10 apresenta os resultados obtidos durante o ensaio.

Tabela 10 – Comparação de valores medidos pelo LUFT e dispositivo desenvolvido durante o segundo ensaio

Parâmetro	Valor config.	Medidas do LUFT				Medidas do Dispositivo			
		VM1	VM2	VM3	<b>Média</b>	VM1	VM2	VM3	<b>Média</b>
FR (resp/min)	20	20,0	20,0	20,0	<b>20,00</b>	19,81	19,81	19,95	<b>19,86</b>
PEEP (cmH <sub>2</sub> O)	10	9,5	9,6	9,4	<b>9,50</b>	10,1	9,87	9,85	<b>9,94</b>
PIP (cmH <sub>2</sub> O)		30,4	30,3	29,9	<b>30,20</b>	29,19	29,75	29,19	<b>29,38</b>

Com base nos dados dos ensaios realizados, a Tabela 11 apresenta os indicadores de desempenho (MAPE, DPR e MDR), permitindo avaliar a confiabilidade do sistema desenvolvido.

Tabela 11 – Comparação estatística entre o dispositivo desenvolvido e o analisador comercial de referência

Parâmetro	1º Ensaio			2º Ensaio		
	MAPE	DPR	MDR	MAPE	DPR	MDR
FR	0,88%	0,00%	0,89%	0,67%	0,47%	0,67%
PEEP	13,98%	0,00%	16,25%	4,67%	0,99%	4,91%
PIP	3,17%	1,07%	3,28%	2,73%	0,94%	2,65%

Os resultados obtidos na comparação com o analisador comercial Luft reforçam a confiabilidade do dispositivo desenvolvido. Como evidenciado na Tabela 11, os parâmetros medidos apresentaram excelente reprodutibilidade, com valores de DPR consistentemente abaixo de 1,07%, demonstrando alta precisão nas medições. A acurácia também se manteve dentro de limites aceitáveis, com MAPE máximo de 13,98% para a PEEP no primeiro ensaio - diferença que, em valores absolutos, corresponde a apenas 0,84 cmH<sub>2</sub>O, permanecendo dentro da margem estabelecida pela norma ABNT NBR ISO 80601-2-12. Para a FR e PIP, os valores de MAPE foram inferiores a 3,17%, indicando forte concordância com o equipamento de referência.

Embora a maior variação percentual na PEEP no primeiro ensaio (13,98%) possa inicialmente sugerir discrepância, três fatores devem ser considerados: (1) a diferença absoluta está dentro do previsto como critério para esse projeto (0,84 cmH<sub>2</sub>O); (2) no segundo ensaio, o MAPE e a MDR para este mesmo parâmetro caiu significativamente para 4,67%; e (3) a PIP manteve desempenho consistente em ambos os ensaios, com MAPE sempre abaixo de 3,28%. Essa variação inicial pode ser atribuída a flutuações naturais do próprio VP entre as medições, já que os ensaios foram realizados em momentos distintos.

Em síntese, o sistema desenvolvido demonstrou capacidade comparável ao analisador comercial em termos de precisão e acurácia para os parâmetros críticos da ventilação mecânica. Os resultados validam sua eficácia como ferramenta de análise, com a vantagem adicional do baixo custo de implementação. As pequenas discrepâncias observadas não comprometem sua aplicação prática, especialmente considerando que permaneceram dentro dos limites normativos e mostraram tendência de melhora entre os ensaios consecutivos.

## 5 CONCLUSÃO

Foi desenvolvido um protótipo de analisador de ventilador, capaz de avaliar parâmetros ventilatórios como frequência respiratória (FR), pressão expiratória final positiva (PEEP) e pico de pressão inspiratória (PIP), oferecendo uma alternativa de baixo custo de produção. Embora o objetivo inicial fosse a medição de um conjunto mais amplo de variáveis, a validação realizada por meio da comparação com equipamentos comerciais rastreáveis demonstrou que o dispositivo pode fornecer medições confiáveis para esses parâmetros. Assim, o trabalho contribui para o desenvolvimento de ferramentas acessíveis para a manutenção de ventiladores pulmonares, com potencial para aprimoramentos futuros que ampliem suas capacidades de análise.

O protótipo demonstrou resultados positivos, comprovando que é possível criar uma alternativa funcional e de baixo custo para a avaliação de parâmetros essenciais da ventilação mecânica. O sistema apresentou desempenho satisfatório com erros percentuais absolutos médios dentro de limites aceitáveis quando comparado a equipamentos de referência. A precisão e a reprodutibilidade das medições foram confirmadas pelos baixos valores de desvio padrão relativo, indicando consistência nos resultados obtidos. Além disso, o critério de precisão estabelecido para esse projeto foi satisfatoriamente atendido, com a incerteza do protótipo mantendo-se abaixo dos limites estabelecidos.

Embora o dispositivo tenha se mostrado eficaz para os parâmetros avaliados, algumas limitações foram identificadas, como a instabilidade na medição do volume tidal (VT), que exigirá ajustes em futuras versões. Além disso, a interface gráfica inicial apresentou atrasos na exibição dos dados, o que levou à adoção de uma solução mais simples para a visualização em tempo real. Esses desafios, no entanto, não comprometeram a capacidade do sistema de realizar medições confiáveis dentro do escopo proposto.

Em síntese, o protótipo desenvolvido mostrou-se viável para as medições realizadas, com resultados muito satisfatórios e em conformidade com a norma ABNT NBR ISO 80601-2-12. Apesar das limitações pontuais, o projeto representa um avanço significativo na busca por soluções acessíveis para a manutenção de ventiladores pulmonares, especialmente em contextos onde recursos financeiros são limitados.

Para aprimorar o sistema desenvolvido e expandir suas aplicações, algumas implementações futuras são sugeridas. A inclusão de um *display* substituiria a interface atual, proporcionando

---

visualização intuitiva e em tempo real dos parâmetros ventilatórios. Esta melhoria permitirá a utilização do equipamento em ambiente clínico, transformando-o em uma solução portátil e prática para os usuários. Implementação de filtro analógico com o intuito de minimizar interferências externas. Além disso, o desenvolvimento de um protótipo fechado e portátil, baseado no modelo 3D proposto, integrando bateria recarregável e display, aumentaria a autonomia e a robustez do sistema para a operação em diferentes ambientes. Outra melhoria essencial é a correção da medição do volume tidal (VT), reavaliando sua precisão após a implementação do filtro e do protótipo fechado, o que deve resultar em medições mais confiáveis desse parâmetro fundamental. Também se propõe a medição da fração inspirada de oxigênio ( $FiO_2$ ) por meio da integração de uma célula de oxigênio ao sistema, aproveitando o design 3D já desenvolvido, que prevê um alojamento específico para esse componente. Por fim, recomenda-se submeter o sistema a ensaios em um laboratório credenciado pela Rede Brasileira de Calibração Rede Brasileira de Calibração (RBC), garantindo sua conformidade com os requisitos legais para aplicação na calibração de ventiladores pulmonares. Com essas melhorias, espera-se transformar o protótipo em uma solução completa e comercialmente viável, ampliando seu impacto no monitoramento e manutenção de equipamentos de ventilação mecânica.

## REFERÊNCIAS

- ABNT, ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO 80601-2-12 equipamento eletromédico parte 2-12: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de ventiladores para cuidados críticos. *ABNT*, dez. 2014.
- ABNT, ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO/IEC 17025:2017 – requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração. *ABNT*, 2017.
- ANVISA, AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução Nº 7, de 24 de fevereiro 2010. *Diário Oficial da União*, p. 7, 2010. Disponível em: <[https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2010/res0007\\_24\\_02\\_2010.html](https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2010/res0007_24_02_2010.html)>.
- ARDUINO. Arduino® mega 2560 rev3. *Arduino®*, p. 1–17, 2023. Disponível em: <<https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000067-datasheet.pdf>>.
- ARKMEDS. Luft analisador de ventilação mecânica: Guia do usuário. *Arkemeds*, p. 1–32, 2022.
- AZEVEDO, L. C.; TANIGUCHI, L. U. *Medicina Intensiva: abordagem pratica*. [S.l.]: Manole, 2022.
- CARVALHO, C. R. R. d.; JUNIOR, C. T.; FRANCA, S. A. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. *Jornal brasileiro de pneumologia*, SciELO Brasil, v. 33, p. 54–70, 2007.
- FILIFE, E.; PELLEGRINO, O.; BARATTO, A. C.; OLIVEIRA, S. P. de; MENDOZA, V. M. L. Vocabulário internacional de metrologia–conceitos fundamentais e gerais e termos associados (vim 2012). *Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO)*, Inmetro, 2012.
- FLUKE BIOMEDICAL. Analisador do fluxo de gás VT305: Dados técnicos. *Fluke Biomedical*, p. 1–4, 2012. Disponível em: <[https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/vt305\\_por\\_e\\_w.pdf](https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/vt305_por_e_w.pdf)>.
- FLUKE BIOMEDICAL. VT650/VT900A Gas Flow Analyzer: Manual do usuário. *Fluke Biomedical*, p. 1–60, 2018. Disponível em: <[https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/vt900a\\_umpor\\_0300.pdf](https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/vt900a_umpor_0300.pdf)>.
- GAIMAN, N. *Coraline*. New York: Harper, an imprint of HarperCollins Publishers, 2002.
- HESS, D. R.; KACMAREK, R. M. *Essentials of mechanical ventilation*. [S.l.]: McGraw Hill Education., 2019. 50-59 p.
- HOTCHIP. Mobile power management solution. ht4928s ver1.1 1/6. *Hotchip Technology Co.,Ltd*, p. 1–6, 2019.
- MACHADO, F. D.; EDER, G. L.; DULLIUS, C. R.; BALDISSEROTTO, S. Ventilação mecânica: como iniciar. *Acta med [Internet]*, 2014.
- MAGNAMED. Analisador de ventiladores VentMeter: Manual de operação. *Magnamed*, p. 1–39, 2019. Disponível em: <[https://657df4a3-cbaf-4a4e-afb8-26d4f87712d0.usrfiles.com/ugd/657df4\\_22152e0ff28b4ff592bf02318558207a.pdf](https://657df4a3-cbaf-4a4e-afb8-26d4f87712d0.usrfiles.com/ugd/657df4_22152e0ff28b4ff592bf02318558207a.pdf)>.

---

MECÂNICA, D. B. D. V. Versão eletrônica oficial amib e sbpt. *I Fórum de diretrizes em ventilação mecânica*, p. 44, 2013.

MOTOROLA. Integrated silicon pressure sensor on-chip signal conditioned temperature compensated, temperature compensated and calibrated. mpx5050 series. © *Motorola, inc*, p. 1–10, 1997.

ROMERO, J. C.; GOUVÊA, P. M.; MONTEIRO, E. C. Avaliação metrológica de ventiladores pulmonares. In: *V Congresso Latino Americano de Metrologia*. [s.n.], 2007. p. 1–4. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/profile/Paula\\_Gouvea3/publication/283088767\\_AVALIACAO\\_METROLOGICA\\_DE\\_VENTILADORES\\_PULMONARES/links/562a466008aef25a243ff5a2/AVALIACAO-METROLOGICA-DE-VENTILADORES-PULMONARES.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Paula_Gouvea3/publication/283088767_AVALIACAO_METROLOGICA_DE_VENTILADORES_PULMONARES/links/562a466008aef25a243ff5a2/AVALIACAO-METROLOGICA-DE-VENTILADORES-PULMONARES.pdf)>.

SILVA, D. M. et al. Sistema para ensaio de desempenho de ventiladores pulmonares. Florianópolis, SC, 2007.

SILVEIRA, D. L. W. d. Analisador de ventiladores pulmonares: sistema de análise de ventilação mecânica baseado em pressão diferencial. Universidade do Vale do Rio dos Sinos, 2021.

UECHI, C. A. S. Confiabilidade metrológica de ventiladores pulmonares para cuidados críticos. 2012.

VALIATTI JOSE LUIZ GOMES DO AMARAL, L. F. d. R. F. Jorge Luis dos S. *Ventilação mecânica Fundamentos e Prática Clínica*. [S.l.]: Editora Roca, 2016. 167-211 p.

# ANEXO A – CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DO SENSOR MPX5050

**MOTOROLA**  
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document  
by MPX5050/D



## Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

**Features**

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over –40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

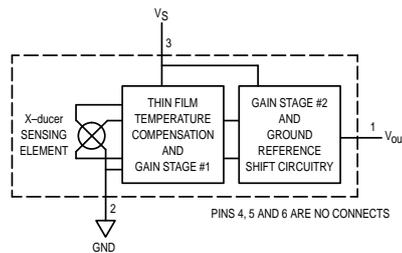


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

**MAXIMUM RATINGS(1)**

Parametrics	Symbol	Value	Unit
Overpressure(2) (P1 > P2)	P <sub>max</sub>	200	kPa
Burst Pressure(2) (P1 > P2)	P <sub>burst</sub>	700	kPa
Storage Temperature	T <sub>stg</sub>	–40° to +125°	°C
Operating Temperature	T <sub>A</sub>	–40° to +125°	°C

1. T<sub>C</sub> = 25°C unless otherwise noted.
2. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

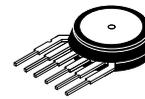
Senseon and X-ducer are trademarks of Motorola, Inc.

REV 3

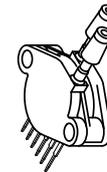
© Motorola, Inc. 1997

### MPX5050 SERIES

OPERATING OVERVIEW  
INTEGRATED  
PRESSURE SENSOR  
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)  
0.2 to 4.7 Volts Output



BASIC CHIP CARRIER  
ELEMENT  
CASE 867-08, STYLE 1



DIFFERENTIAL PORT OPTION  
CASE 867C-05, STYLE 1

NOTE: Pin 1 is the notched pin.

PIN NUMBER			
1	V <sub>out</sub>	4	N/C
2	Grd	5	N/C
3	V <sub>S</sub>	6	N/C

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground.



Fonte: (MOTOROLA, 1997)