

**AUNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS - UNISINOS
UNIDADE ACADÊMICA DE GRADUAÇÃO
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

DENER LAONE WERB DA SILVEIRA

**ANALISADOR DE VENTILADORES PULMONARES:
Sistema de Análise de Ventilação Mecânica Baseado em Pressão Diferencial**

**São Leopoldo
2020**

DENER LAONE WERB DA SILVEIRA

ANALISADOR DE VENTILADORES PULMONARES:

Sistema de Análise de Ventilação Mecânica Baseado em Pressão Diferencial

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica, pelo Curso de Engenharia Elétrica da Universidade do Vale do Rio dos Sinos - UNISINOS

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Marques Figueiredo

São Leopoldo

2020

AGRADECIMENTOS

Utilizo deste espaço para agradecer às pessoas que me deram o apoio e tiveram a compreensão necessária para comigo durante a minha graduação.

Agradeço a meus pais: Ana e Denarci, à minha irmã: Annanda, e à minha namorada: Mariane, por todo o amor necessário para entender e apoiar este momento.

Agradeço ao Prof. Dr. Rodrigo Marques de Figueiredo pelas dicas valiosas, pelo apoio em diversos sentidos, por fazer toda a diferença na construção deste trabalho. Eu não poderia imaginar um melhor orientador.

Agradeço a todos que de uma maneira ou outra me influenciaram ou apoiaram para tornar este momento real. Agradeço à todas as oportunidades que me foram dadas para chegar até aqui.

Muito obrigado.

“Compare a si mesmo com quem você foi ontem, não com quem outra pessoa é
hoje.”

Jordan Peterson. 2018

RESUMO

A ventilação mecânica é uma técnica, ou um conjunto de técnicas utilizadas no tratamento de diversas anomalias respiratórias. Dentre estas, podemos destacar no cenário atual o tratamento de COVID-19. Este recurso clínico depende do emprego de equipamentos de ventilação mecânica (ventiladores pulmonares) adequados para o tratamento em questão. Estes equipamentos podem ser encontrados em diversas configurações, oferecendo diferentes níveis de tecnologia em sua construção e operação. Aparelhos mais simples fornecem controles básicos de alguns parâmetros do ciclo ventilatório, enquanto aparelhos mais complexos permitem controlar cada mínimo aspecto da ventilação, garantindo a aplicação dos parâmetros selecionados por um sistema de malha fechada. As tecnologias para manutenção e calibração destes equipamentos podem ser igualmente complexas, e com isso em mente, este trabalho buscou implementar um analisador de ventiladores pulmonares de fácil acesso e custo acessível. São apresentados os passos do desenvolvimento e implementação do projeto, bem como os procedimentos de calibração e os resultados obtidos, além de uma posterior análise sobre os resultados frente às expectativas. O produto desenvolvido pode ser facilmente montado com instrumentos comerciais e software livre, capaz de auxiliar na manutenção e calibração de ventiladores mecânicos, e abrindo possibilidades de implementações de novos projetos utilizando a instrumentação e a monitoração já produzida.

Palavras-chave: Ventilação Mecânica, Analisador, Calibração. Sistema Embarcado, Pressão diferencial.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Etapas do ciclo ventilatório.....	13
Figura 2 – Ventilador Maquet Servo-S	17
Figura 3 - Conexão bidirecional do Fluke™ VT650®	20
Figura 4 – Modelo para simulação de um ciclo ventilatório	21
Figura 5 – Esquemático de um pulmão artificial	23
Figura 6 – Arquitetura do tubo para diminuição da turbulência.....	24
Figura 7 – Fluxo de desenvolvimento do projeto	26
Figura 8 – Pneumotacógrafo e curva de pressão diferencial por fluxo	28
Figura 9 – Sensor MPX5010DP	30
Figura 10 – Diagrama do Sistema Proposto.....	32
Figura 11 – Diagrama Elétrico.....	33
Figura 12 – Protótipo do analisador	34
Figura 14 – Interface para obtenção da curva de fluxo.....	35
Figura 15 – Interface de operação e monitoramento do analisador	37
Figura 16 – Setup para calibração do analisador	39
Figura 17 – Curva de tendência obtida	40
Figura 18 – Valores dos parâmetros do ciclo ventilatório	41
Figura 19- QRCode para vídeo de teste do equipamento	42
Figura 20- Datasheet MPX5010DP	48
Figura 21- Especificações Raspberry Pi 4 Model B.....	49
Figura 22 – Especificações Leistung Luft 3	50

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Pesquisa de mercado apresentando fabricantes, produtos similares e sua relação com o trabalho.....	19
Quadro 2 - Tabela de requisitos	31

LISTA DE SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
bpm	<i>Breaths per Minute</i> (Respirações por Minuto)
CFV	Capacidade de Força Vital
CPAP	<i>Continue Positive Airway Pressure</i> (Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas)
DFT	Transformada Discreta de Fourier
DSP	<i>Digital Signal Processing</i> (Processamento Digital de Sinais)
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> (Transformada Rápida de Fourier)
FPGA	<i>Field Programmable Gate Array</i> (Arranjo de Portas Programáveis em Campo)
HFJV	<i>High Frequency Jet Ventilation</i> (Ventilação à Jato de Alta Frequência)
IHM	Interface Homem-Máquina
ISO	<i>International Organization for Standardization</i> (Organização Internacional de Normalização)
NBR	Normas Brasileiras de Regulação
PCV	<i>Pressure Control Ventilation</i> (Ventilação Controlada a Pressão)
PE	Pressão Expiratória
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i> (Pressão Expiratória Final Positiva)
PIP	<i>Peak Inspiratory Pressure</i> (Pressão Inspiratória de Pico)
PSV	Pressure Support Ventilation (Ventilação com Suporte Pressórico)
RTOS	<i>Real Time Operating System</i> (Sistema Operacional de Tempo Real)
SIMV	<i>Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation</i> (Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada)
TE	Tempo Expiratório
TI	Tempo Inspiratório
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
VCV	<i>Volume Control Ventilation</i> (Ventilação Controlada a Volume)
VT	Volume Tidal

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
1.1 Objetivos	10
1.1.1 Instrumentação	10
1.1.2 Interface de operação	10
1.1.3 Manutenção em bancada	10
1.2 Desenvolvimento do projeto	10
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
2.1 Conceitos Básicos	12
2.1.1 A Ventilação Mecânica.....	12
2.1.2 O Ventilador Mecânico	16
2.1.3 A Manutenção do Ventilador Mecânico	17
2.2 Pesquisa de mercado	19
2.3 Trabalhos Correlatos	20
3 METODOLOGIA	25
3.1 Fluxo de desenvolvimento do projeto	25
3.2 Características do sistema	27
3.3 Medição de pressão e fluxo	27
3.4 Sistema Proposto	29
3.5 Construção do <i>firmware</i> para monitoramento	34
4 ANÁLISE DE RESULTADOS	38
5 CONCLUSÃO	44
REFERÊNCIAS	46
ANEXO A – CARACTERÍSTICAS DO SENSOR MPX5010DP	48
ANEXO B – CARACTERÍSTICAS DO RASPBERRY PI 4 MODEL B	49
ANEXO C – CARACTERÍSTICAS DO VENTILADOR LEISTUNG LUFT 3	50

1 INTRODUÇÃO

O analisador de ventilação pulmonar mecânica é um equipamento utilizado na manutenção, calibração e certificação de ventiladores mecânicos. Um ventilador pulmonar só é certificado e validado para entrar em funcionamento após uma manutenção com a avaliação de um analisador homologado. Esta calibração ainda tem um período de validade que pode variar de fabricante para fabricante, mas que deve obedecer ao máximo à determinação prevista em lei. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um analisador baseado em pressão diferencial. O desenvolvimento de tal projeto demanda conhecimento de diversas áreas da engenharia, e da área da saúde clínica. Serão discutidos elementos pertinentes à mecânica de fluido envolvida neste equipamento, bem como o hardware eletroeletrônico e o software para processamento de dados e operação, além de se apresentar as características operacionais que são necessárias a um analisador de ventilação pulmonar.

Este equipamento é utilizado rotineiramente em instalações clínicas devido à necessidade de se validar os parâmetros administrados por um ventilador mecânico a cada vez que se inicie uma nova utilização deste. Assim, instalações clínicas que possuam vários ventiladores, ou que passem por um momento de grande demanda onde novas internações acontecem frequentemente, utilizam em larga escala este equipamento. No Brasil e no mundo, o ano de 2020 foi marcado pelo início de uma das maiores pandemias da história (COVID-19), provocada justamente por um vírus causador de uma complicação respiratória, causando uma demanda jamais vista por ventiladores pulmonares. Com o início da pandemia, diversas empresas no Brasil se voluntariaram a receber ventiladores pulmonares inutilizados de instituições públicas de saúde para fornecer a manutenção necessária e reestabelecer o funcionamento destes equipamentos, para então devolvê-los prontos para uso. Além da dificuldade na aquisição de peças devido à grande demanda criada pela necessidade de fabricação e manutenção destes equipamentos, essas empresas enfrentaram outra dificuldade: a necessidade de um equipamento especializado para diagnóstico e validação destes ventiladores em bancada. Este equipamento, assim como os ventiladores, também tem altíssimo custo, e no atual momento, uma fila de espera medida em meses. Tendo início neste momento tão marcante em relação ao uso de ventiladores pulmonares no mundo todo, este trabalho visa a concepção de um

analisador eficiente, tecnológico e de baixo custo, facilitando o acesso de instituições de saúde ou de empresas especializadas a um equipamento confiável.

1.1 Objetivos

1.1.1 Instrumentação

O passo inicial do desenvolvimento deste projeto é a implementação de um sistema de instrumentação eficiente para a medição de variáveis de ciclos ventilatórios, fornecendo uma base sólida para o sequente processamento dos dados obtidos para qualificar o funcionamento de ventiladores pulmonares.

1.1.2 Interface de operação

Na sequência, o desenvolvimento de um sistema de IHM e operação deve ser implementado, fornecendo um ambiente simples, porém completo para a análise de ciclos ventilatórios.

1.1.3 Manutenção em bancada

A primeira e principal utilização deste equipamento deve ser o auxílio na manutenção de ventiladores pulmonares em bancada, auxiliando em laboratórios que encontrem dificuldades na aquisição de aparelhos comerciais homologados.

1.2 Desenvolvimento do projeto

O desenvolvimento deste projeto se deu com base na pesquisa de mercado e de tecnologias utilizadas no meio clínico tanto em ventiladores mecânicos, quanto em analisadores de ventilação mecânica. Foi escolhido o método de medição de fluxo por pressão diferencial, largamente difundido em dezenas de marcas e modelos de ventiladores mecânicos. Este método apresenta a necessidade de um bom controle das dinâmicas características da mecânica de fluido envolvida, e para tal, será utilizado um pneumotacógrafo que compõe um ventilador mecânico comercial. Outro elemento característico destes equipamentos é a administração de oxigênio na ventilação, e para a medição deste parâmetro será utilizada uma célula

galvânica. Os sensores envolvidos serão ligados a circuitos amplificadores e conversores A/D e terão seus sinais processados por um Raspberry Pi 4 Model B, que será responsável pela quantificação e qualificação dos dados lidos e da dinâmica ventilatória, além de controlar toda a interface de operação do equipamento. A calibração do equipamento envolverá um extenso levantamento de curvas experimentais dos componentes envolvidos devido à característica não linear de alguns destes, e da indisponibilidade de equações descritivas de seus comportamentos.

Para um adequado entendimento da aplicação, das variáveis envolvidas e dos requisitos de mercado e legais, o trabalho inicia explicando os conceitos básicos de ventilação mecânica, apresentando os parâmetros administrados (os quais o analisador deverá ser capaz de quantificar, e processar para a determinação das características do ciclo ventilatório) e os modos ventilatórios. Em seguida, há apresentação do ventilador mecânico propriamente dito, ressaltando diferenças existentes entre modelos (diferenças às quais o operador do analisador deve estar atento quanto efetuar uma validação ou manutenção), chegando finalmente às disposições legais e boas práticas de manutenção. Uma pesquisa de mercado é apresentada em seguida, mostrando equipamentos com características relevantes ao desenvolvimento deste projeto. A primeira parte do trabalho finaliza então apresentando uma pesquisa de trabalhos desenvolvidos que possuam técnicas ou conhecimentos que serão aplicados ao analisador projetado.

O próximo capítulo, a metodologia, apresenta o fluxo de desenvolvimento do projeto. Apresenta também o sistema proposto, contemplando infográfico, tabela de requisitos e características físicas dos componentes utilizados. Subcapítulos descrevem o processo de aquisição e tratamento da leitura de cada grandeza física.

Na sequência, é apresentado o capítulo de análise de resultados, que traz os métodos ideais de calibração do equipamento e os métodos alternativos que foram utilizados por impossibilidade do emprego dos equipamentos ideais. Este capítulo consiste em um relatório da performance obtida pelo analisador frente às expectativas iniciais. Finaliza-se então, discutindo-se sobre os resultados obtidos, os métodos utilizados, e quais as possíveis alterações e melhorias podem ser aplicadas ao projeto inicial.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão abordados alguns conceitos essenciais para o entendimento da importância e do funcionamento de um analisador de ventilador pulmonar, além de trabalhos correlatos e pesquisa de mercado. É importante que se entendam as técnicas de ventilação mecânica, bem como o funcionamento do ventilador pulmonar, para que seja possível o desenvolvimento de um analisador que satisfaça as diferentes necessidades que cada aparelho irá demandar.

2.1 Conceitos Básicos

Esta sessão será dividida em ordem progressiva, procurando elucidar primeiramente a aplicação do ventilador pulmonar, seguida pela apresentação do próprio ventilador, e posteriormente o entendimento das necessidades que cercam a manutenção deste equipamento, para que então se entenda o que se espera de um analisador de ventilação pulmonar.

2.1.1 A Ventilação Mecânica

A ventilação mecânica é um método de suporte à vida em Unidades de Tratamento Intensivo (UTIs) e sua utilização vêm sendo globalmente difundida desde a década de 1950, com o início da epidemia de Poliomielite em Copenhague ocorrida em 1952. Sua utilização destina-se especialmente a pacientes apresentem insuficiência respiratória ou à prevenção de complicações respiratórias, mas também serve de suporte para pacientes em estado de coma por conta de enfermidades ou mesmo em ocasiões de anestesia geral. (Damasceno *et al.*; 2006)

É possível classificar os tipos de ventilação mecânica em: ventilação por pressão negativa (diminuição da pressão alveolar) e ventilação por pressão positiva (aumento da pressão da via aérea proximal). O tipo mais difundido de ventilação é o por pressão positiva. Este método de suporte se dá através da administração das variáveis da dinâmica respiratória por um equipamento dedicado a este fim: o ventilador pulmonar. Este equipamento deve ser capaz de aplicar e monitorar diferentes níveis de pressão nas vias aéreas, fluxo, frequência respiratória e concentração de oxigênio. (Carvalho *et al.*, 2007). Dentro destas grandezas

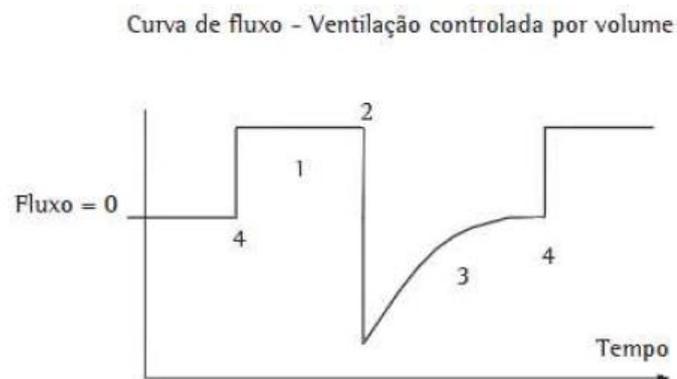
podemos destacar os seguintes parâmetros: pressão inspiratória máxima, pressão positiva expiratória final, pressão de platô, fluxo inspiratório, fluxo expiratório, volume corrente, pausa inspiratória, pausa expiratória e tempo de inspiração/expiração. Estes são os principais parâmetros que um ventilador pulmonar deve ser capaz de controlar e monitorar.

Ainda de acordo com Carvalho *et al.* (2007), os métodos de ventilação mecânica sempre farão parte de um destes dois grupos: ventilação mecânica invasiva e não-invasiva. A ventilação invasiva utiliza uma prótese introduzida na via aérea, já a ventilação não-invasiva utiliza uma máscara para conectar o paciente ao equipamento de ventilação.

Um ciclo ventilatório acontece em 4 etapas fundamentais, conforme mostra a Figura 1, descritas por Carvalho *et al.* (2007):

- 1 - Inspiratória,
- 2 - Mudança de fase,
- 3 - Fase expiratória
- 4 - Mudança de fase expiratória para a fase inspiratória.

Figura 1 – Etapas do ciclo ventilatório



Fonte: Carvalho, Junior e Franca (2007, p. 56)

Na fase inicial, acontece a insuflação do pulmão com ar, causando um aumento de seu volume e pressão. No caso que estamos avaliando, a ventilação é mecânica forçada com pressão positiva na entrada, ou seja, nesse caso este comportamento é consequência do direcionamento do fluxo de ar às vias aéreas. Ao final desta etapa, ocorre a mudança de fase, em que o ar então acumulado nos pulmões é liberado e passa a fluir no sentido de saída das vias aéreas (fase expiratória) movido pela pressão que se encontra nos pulmões. Ao final desta

terceira etapa, há então o retorno a etapa inspiratória, para o início de um novo ciclo. É possível conceituar também, segundo Pádua e Martinez (2001), elementos que compõem o ciclo ventilatório.

- Frequência Respiratória (f) – representa o número de ciclos ventilatórios aplicados em um espaço de tempo. O período mais usual para essa análise é o minuto, e a unidade é $\frac{res}{min}$ (respirações por minuto) ou *bpm* (do inglês, *breaths per minute*).
- Volume Minuto (V_E) – É o volume de gás inspirado em um minuto, sua unidade é L/min.
- Tempo Inspiratório (T_I) – É o tempo compreendido entre o início da fase inspiratória e o atingimento da pressão ou volume desejado para o ciclo.
- Tempo Expiratório (T_E) – É o tempo compreendido entre o início da fase expiratória, e o atingimento da pressão expiratória final (PEEP).
- Tempo Total (T_{TOT}) – É o tempo compreendido entre o início da fase inspiratória, e o final da fase expiratória.
- Fluxo Inspiratório (V_I) – Velocidade do gás direcionado ao paciente, medido em L/min.
- Pico de Pressão Inspiratória (PIP) – É o valor de pico atingido pela pressão na fase inspiratória, medida em cmH₂O.
- Pausa Inspiratória – Tempo aplicado ao final da fase inspiratória, para proporcionar troca gasosa no pulmão.
- Pressão de Plateau – Valor de pressão medido durante a pausa inspiratória, medida em cmH₂O.
- Pressão Expiratória (PE) – Pressão ao final do período expiratório, medida em cmH₂O.
- Pressão Expiratória Positiva Final ($PEEP$) – Pressão positiva ao final do período expiratório, aplicada para evitar colapamento dos alvéolos pulmonares, medida em cmH₂O.

Dentre estes parâmetros, ainda se destacam a concentração de oxigênio, ou mesmo de gases anestésicos se considerarmos as possíveis variações da aplicação

da técnica de ventilação mecânica. Estes diferentes elementos são parâmetros aplicados e monitorados pelo ventilador mecânico, e devem sempre estar dentro de faixas de referências especificadas pelo fabricante e legislação. Dessa maneira, é necessário que um analisador de ventilador mecânico seja capaz de quantificar esses parâmetros e fornecer ao usuário as informações necessárias para a verificação da conformidade dos variados parâmetros do equipamento.

Apesar de ser possível quantificar todos estes elementos em qualquer modo ventilatório, alguns destes parâmetros simplesmente não tem relevância para alguns modos. Para modos que utilizem a ciclagem a pressão, muitas vezes o parâmetro de volume é irrelevante, e vice-versa. Desta maneira, é importante o conhecimento dos variados modos ventilatórios, para que seja feita uma análise eficiente de um ventilador pulmonar, entendendo como colocar em operação as variáveis que se deseja monitorar. Pádua e Martinez (2001) definem os métodos de ventilação convencionais, dentre os quais podemos citar:

- Ventilação Mecânica Controlada a Volume (VCV) – Neste modo ventilatório, a frequência é mantida constante, e o parâmetro que define a “ciclagem” do ventilador é o volume. Uma vez atingido o volume na fase inspiratória, segue-se à pausa inspiratória ou diretamente à fase expiratória. Pode-se controlar parâmetros como pressão máxima nesta modalidade, e outros parâmetros, a fim de proporcionar uma ventilação segura.
- Ventilação Controlada por Pressão (PCV) – Neste modo, utiliza-se a pressão como parâmetro de ciclagem. Uma vez que a pressão atinja o valor determinado, inicia-se então a pausa inspiratória ou a fase expiratória.
- Ventilação Assistida/Controlada (A/C) – Este modo ventilatório funciona com disparo pelo paciente, que inicia a inspiração através da sucção no ventilador, e este então aplica a inspiração. Este modo também aplica forçadamente uma inspiração após um tempo programado caso o paciente não inicie uma inspiração, dessa maneira garantindo que a ventilação seja iniciada no caso de um paciente não ser capaz de iniciá-la.
- Ventilação Mandatória Intermitente Sincronizada (SIMV) – Neste modo o ventilador aplica ventilações forçadas durante um período, deixando

um período para que o paciente inicie uma respiração espontânea. É também utilizado na fase de “desmame” do ventilador.

- Pressão de Suporte (PSV) – Este modo consiste na aplicação de pressão positiva nas vias aéreas do paciente, aplicada apenas na fase inspiratória, para que o esforço do paciente na inspiração seja diminuído.
- Pressão Positiva Contínua nas Vias Aéreas (CPAP) – Neste modo, o paciente respira espontaneamente através do circuito do ventilador, que é pressurizado constantemente durante todo o ciclo respiratório.

Percebe-se a grande variedade de elementos que um ventilador mecânico deve ser capaz de controlar, e isto, aliado à necessidade de um funcionamento seguro pela natureza de sua aplicação, é o que faz com que este equipamento demande de elevados níveis de tecnologia para a obtenção de uma operação satisfatória.

2.1.2 O Ventilador Mecânico

O primeiro ventilador pulmonar que se tem conhecimento foi feito por Versálio em meados do século XVI, através de um fole forçando gás na traqueia de um cão. Enquanto em humanos, os primeiros experimentos conhecidos foram realizados por Jones na segunda metade do século XIX, com a técnica do “pulmão de aço”, que é um instrumento mecânico dedicado a gerar pressão negativa no tórax causando a entrada do ar nos pulmões. A ventilação por pressão positiva nas vias aéreas passou a ser difundida a partir da sua aplicação por Engström na supracitada epidemia em Copenhague em 1952. (BRASIL; 2002). Desde então, a ventilação por pressão positiva é o tipo mais difundido na aplicação clínica.

Diferentes fabricantes e modelos se utilizam das mais variadas técnicas para efetuar o controle do ciclo ventilatório. O ventilador Maquet Servo-S (Figura 2) utiliza alimentação de ar e O₂, possuindo módulos controladores individuais com válvulas proporcionais para o controle da concentração de oxigênio. Já o modelo i-Vent 201 da Versamed, utiliza alimentação externa apenas de O₂, possuindo uma turbina de velocidade variável responsável por captar o ar do ambiente e utilizá-lo no ciclo ventilatório. O ventilador Leistung PR4-G utiliza apenas alimentação de O₂, possuindo um Venturi responsável por coletar o ar do ambiente que pode ser

acionado para fornecer duas diferentes concentrações de oxigênio. Kessler (2018) utiliza em seu projeto um bloco *manifold* com uma série de válvulas com fluxo pré-determinado, distribuídas em valores de potência de 2, possibilitando um fluxo de até $186 \frac{L}{min}$ com definição de $2 \frac{L}{min}$. Diante de tantas diferentes técnicas de controle, percebe-se que a manutenção de variados modelos de ventiladores mecânicos é por si só uma tarefa que demanda conhecimento das mais variadas áreas da eletrônica, mecânica e pneumática, além do conhecimento sobre sua utilização.

Figura 2 – Ventilador Maquet Servo-S



Fonte: Manual do Usuário - Maquet Servo-S

Nota-se que prestar manutenção a diferentes marcas e modelos de ventiladores pulmonares já é um desafio pela natureza do equipamento, e pela variedade de técnicas de controle utilizadas. Efetuar a manutenção de tal equipamento sem o auxílio de um analisador de ventiladores pulmonares se torna uma tarefa bastante complicada.

2.1.3 A Manutenção do Ventilador Mecânico

Conforme as Recomendações Brasileiras de Ventilação Mecânica (2013), a ventilação mecânica deve ser utilizada de maneira correta para o suporte necessário ao estado do paciente, a fim de proporcionar uma ventilação eficiente e evitar lesões induzidas pela ventilação. Cada patologia ou condição do paciente irá demandar um método e um conjunto de parâmetros adequado para a ventilação artificial.

Desta maneira, se faz necessária também a garantia de conformidade das variáveis ventilatórias aplicadas por um determinado ventilador mecânico. Os equipamentos dedicados a este fim são os analisadores de ventilação mecânica que são responsáveis pela análise quantitativa dos parâmetros de um ventilador pulmonar. Os ventiladores pulmonares devem ser checados antes e após sua utilização em um paciente, devendo passar por uma série de testes. Se sabe que muitas vezes uma rotina de testes completa não pode ser feita por não haver tempo hábil para isso, mas é recomendado que seja feita no mínimo uma verificação das seguintes condições: alarme de perda de bateria, teste de lâmpadas, pressão proximal nas vias aéreas e PEEP, testes de vazamento, modos, frequência, volume entregue e medido, sensibilidade, calibração de oxigênio, nebulizador, filtros, umidificador e alarmes. Os manuais dos fabricantes também indicam períodos de manutenção preventiva. Um ventilador pulmonar deve ser testado em diversos momentos da sua rotina de utilização, também quando houver uma intervenção de manutenção de qualquer espécie (preventiva ou corretiva). (BRASIL; 2002). Assim se verifica a utilidade e a necessidade de um equipamento eficaz para análise das grandezas envolvidas e da dinâmica do ciclo ventilatório em um ventilador mecânico.

Atualmente existem diversos tipos de analisadores disponíveis no mercado. Os modelos mais simples possuem interface gráfica simplificada, e poucas informações relativas às variáveis, havendo inclusive analisadores incapazes de medir concentração de O_2 . Outros modelos intermediários possuem interface gráfica mais amigável, demonstrando uma maior quantidade de variáveis do ciclo ventilatório, podendo medir a concentração de O_2 . Analisadores de mais alta complexidade são capazes de mensurar todas as variáveis envolvidas na ventilação mecânica, além de possibilitar a coleta de relatório de dados em via digital ou física, possuindo até mesmo teste de segurança elétrica integrado. Modelos dedicados a ventiladores utilizados em equipamentos de anestesia são capazes inclusive de analisar a concentração de gases anestésicos como o óxido nitroso por exemplo. Tamanha gama de funcionalidades oferecidas por estes equipamentos abre portas para aplicação de diferentes tecnologias em cada uma dessas características. Algumas técnicas e características disponíveis no mercado serão apresentados na próxima sessão.

2.2 Pesquisa de mercado

Nesta sessão será apresentada a pesquisa de mercado realizada, nacional e internacionalmente, sobre de analisadores de ventiladores mecânicos. Serão apresentados marcas, modelos e características dos produtos encontrados. Foram selecionados produtos que trouxessem alguma característica pertinente ao desenvolvimento deste projeto.

Quadro 1 - Pesquisa de mercado apresentando fabricantes, produtos similares e sua relação com o trabalho.

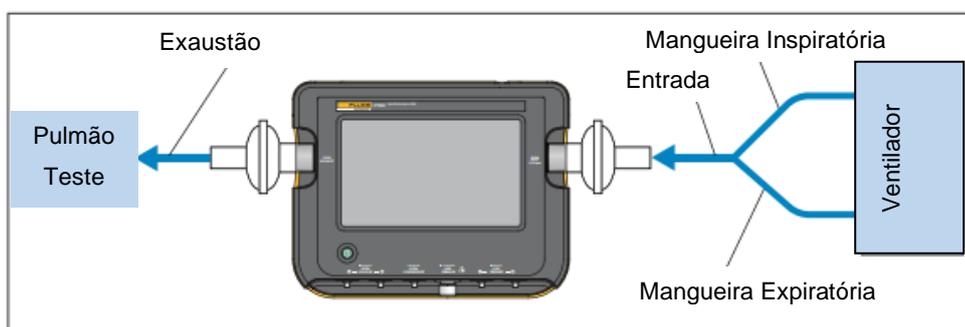
Empresa	Produto	Principais Características	Relação com o Trabalho
EKU™	CALIBSO ViPlus®	Mede os parâmetros de um ventilador pulmonar (pressão, fluxo, oxigênio) e, também, gases anestésicos. Portátil, compacto e modular.	Display com variedade de informações disponível ao usuário e sensível ao toque
TSI™	Certifier FA Plus 4080®	Compacto. Instrumentos separados do da interface.	Tubo de medição separado da interface com o usuário.
Fluke™	VT650®	Robusto e de alta confiabilidade. Pode testar todos os tipos de ventiladores mecânicos do mercado.	Medição da concentração de oxigênio.
Leistung™	PR4-G® (Ventilador)*	Ventilador compacto. Ideal para transporte. Fornece diferentes percentuais de oxigênio.	Medição de pressão e fluxo por pressão diferencial.

Fonte: Elaborado pelo autor

*Equipamento com característica relevante para o projeto.

Do equipamento CALIBSO ViPlus® da empresa alemã EKU™, foi obtida a ideia de fornecer ao usuário do produto uma interface completa e amigável, além de um design moderno e agradável. Outra característica que torna este equipamento prático, e que será adotada no presente projeto, é a possibilidade de exibir curvas de pressão e fluxo simultaneamente, possibilitando um diagnóstico ágil da situação do ventilador em análise. A empresa Fluke™ é um dos maiores nomes no mercado de instrumentos em vários seguimentos, e o VT650® (figura 3) é um de seus produtos para análise de ventiladores pulmonares. Deste produto será utilizada a característica da medição da concentração de oxigênio por célula galvânica.

Figura 3 - Conexão bidirecional do Fluke™ VT650®



Fonte: Fluke (2017, p. 15)

A técnica de medição de fluxo foi escolhida com base no funcionamento do ventilador PR4-G®, da marca Leistung™. Este equipamento utiliza um sensor de pressão diferencial para medição de fluxo e pressão. Esta técnica possibilita também a configuração do aparelho para diferentes altitudes, por conta da segunda porta do sensor de pressão. O Certifier FA Plus 4080® da TSI™, apesar de ser um equipamento mais simples, traz uma característica interessante que será adotada neste projeto: o tubo onde estão conectados os instrumentos é externo ao equipamento, possibilitando uma maior liberdade de movimentos para posicionar o analisador em um local onde o espaço não seja o mais adequado.

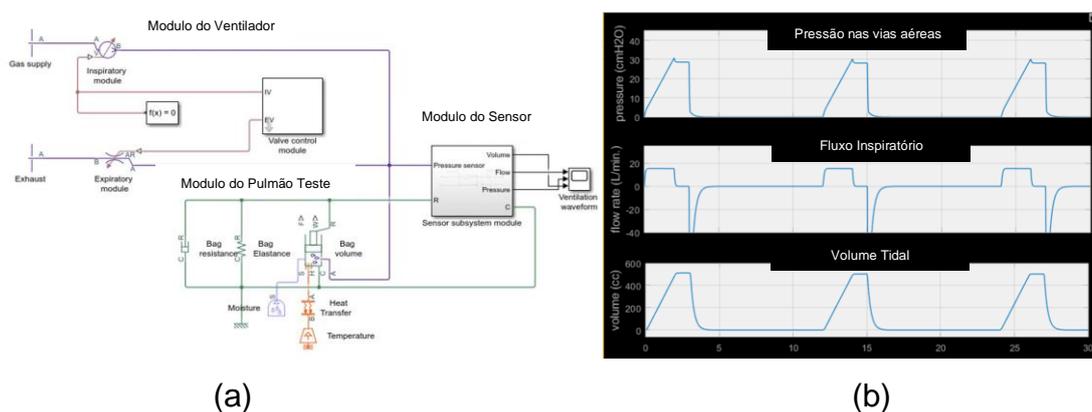
2.3 Trabalhos Correlatos

Nesta sessão será apresentada uma pesquisa realizada sobre trabalhos com características relevantes para o desenvolvimento deste projeto. Entre os trabalhos selecionados, estão trabalhos que utilizaram técnicas que foram escolhidas para

implementação do analisador de ventilador mecânico descrito neste trabalho, bem como artigos que estudam características gerais de ventilação mecânica e ventiladores para que as características do produto desenvolvido satisfaçam as diferentes possíveis dinâmicas respiratórias disponíveis no mercado.

A construção de um analisador de ventilação mecânica demanda a implementação de um algoritmo capaz de interpretar qualitativamente as fases do ciclo ventilatório, bem como quantitativamente as grandezas envolvidas. Isto é requisito para que se possa retornar ao usuário os valores corretos de cada fragmento do ciclo (como por exemplo a interpretação qualitativa de qual fragmento representa a PEEP, e em sequência a interpretação quantitativa de seu valor). Dessa maneira, é necessário um bom conhecimento dos possíveis comportamentos das ondas de pressão e fluxo nos diferentes modos ventilatórios. Sanpanich *et al.* (2018) criaram um modelo em Simulink® (figura 4) capaz de simular a aplicação de uma ventilação VCV (Ventilação Controlada por Volume) em um pulmão com características de complacência e resistência variáveis. Proporcionando assim um objeto para estudo das ondas pertinentes a este modo ventilatório.

Figura 4 – Modelo para simulação de um ciclo ventilatório



Fonte: Sanpanich *et al.* (2019, p. 2)

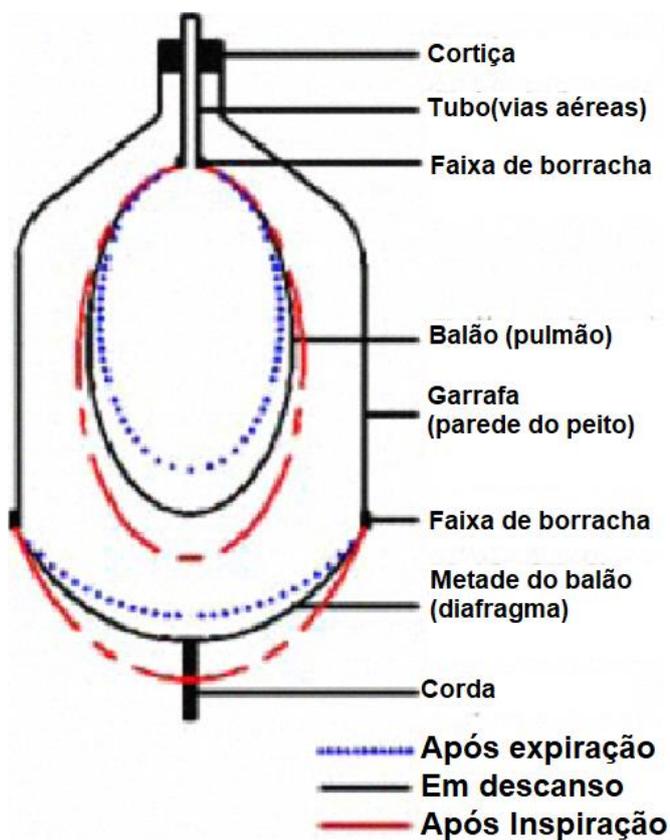
Um método ventilatório pouco difundido clinicamente, mas que encontra alguma aplicação no tratamento neonatal, é o HFJV (High-Frequency Jet Ventilation), que é um modo ventilatório de alta frequência, podendo chegar a 5Hz. Este modo apresenta fase inspiratória ativa, e fase expiratória passiva, e apresenta também a utilização de PEEP. Um sistema mecânico de baixa potência como este, trabalhando nesta ordem de frequência, pode sofrer interferências de diversos tipos de ruídos nos instrumentos. Em 1992, Kabay e Jones desenvolveram uma técnica

para análise deste tipo de ventilação através de um algoritmo de Transformada Rápida de Fourier (FFT) para avaliar as componentes espectrais, utilizando uma aplicação de processamento digital de sinais (DSP) em um sistema de tempo real (RTOS).

Um objeto comum a todas as análises de ventiladores mecânicos é o pulmão teste. Geralmente o fabricante do equipamento especifica um modelo de pulmão teste, ou características necessárias para que um ventilador pulmonar seja testado adequadamente. As características comumente especificadas pelo fabricante são complacência e resistência. Em 2009 Tang *et al.* apresentaram um estudo propondo um método simplificado de construir um pulmão teste (figura 5), além de demonstrar a teoria geral deste dispositivo. O trabalho conceitua e relaciona grandezas pertinentes ao dispositivo, como a relação da complacência com a variação da pressão e a variação do volume, e a relação da resistência com a variação da pressão e a velocidade do ar, além de nos trazer exemplos de pulmões teste disponíveis no mercado e suas características. Steiner *et al.* (2012) desenvolveram um pulmão teste ativo, capaz de simular as condições demandadas por um pulmão humano, utilizando um FPGA (Field Programmable Gate Array). Em 2013 Liu *et al.* realizaram um projeto com o mesmo objetivo de possibilitar um dispositivo que simulasse as condições de um pulmão humano, dessa vez controlador um processador ARM® (Arcom RISC Machine).

Conforme mencionado na sessão “Pesquisa de Mercado”, o método utilizado para medição de fluxo e pressão durante o ciclo ventilatório é o de medição por pressão diferencial. Carta *et al.* (2007) apresentam um projeto de um espirômetro baseado em pressão diferencial, com objetivo de criar um dispositivo para análise espirométricas que não possuísse interferências internas (como é o caso dos equipamentos com turbinas ou filamento aquecido), possibilitando uma limpeza mais fácil e eficiente. Neste trabalho foi utilizado um tubo de Pitot simétrico (para que fosse possível medir fluxo bidirecional) e dois sensores de pressão diferencial com diferentes ranges de operação (possibilitando uma maior precisão em diferentes valores de fluxo). O sinal destes sensores foi então tratado com amplificadores, conversores e microcontrolador.

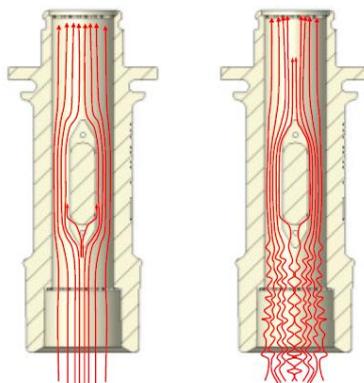
Figura 5 – Esquemático de um pulmão artificial



Fonte: Tang *et al.* (2009, p. 1)

Ainda sobre medição de fluxo por pressão diferencial, Turrin *et al.* (2010) apresentam a implementação de um instrumento de medição de fluxo baseado em pressão diferencial com uma geometria dedicada a provocar um fluxo laminar e menos turbulento (figura 6), proporcionando uma medição mais correta mesmo em casos onde a tubulação anterior ao instrumento acabe provocando turbulências no fluxo de ar. Também utilizando esta técnica, Shaikh e Daimiwal (2017) desenvolveram um projeto para a medição de CVF (Capacidade Vital Forçada), integrando o fluxo no tempo para medir a capacidade de volume do pulmão de homens e mulheres.

Figura 6 – Arquitetura do tubo para diminuição da turbulência



Fonte: Turrin *et al.* (2010, p. 6)

A associação das técnicas apresentadas nesta sessão, além de outros conhecimentos da área de engenharia, deu origem ao analisador de ventilação pulmonar desenvolvido neste trabalho. O próximo capítulo apresenta o fluxo de desenvolvimento do equipamento.

3 METODOLOGIA

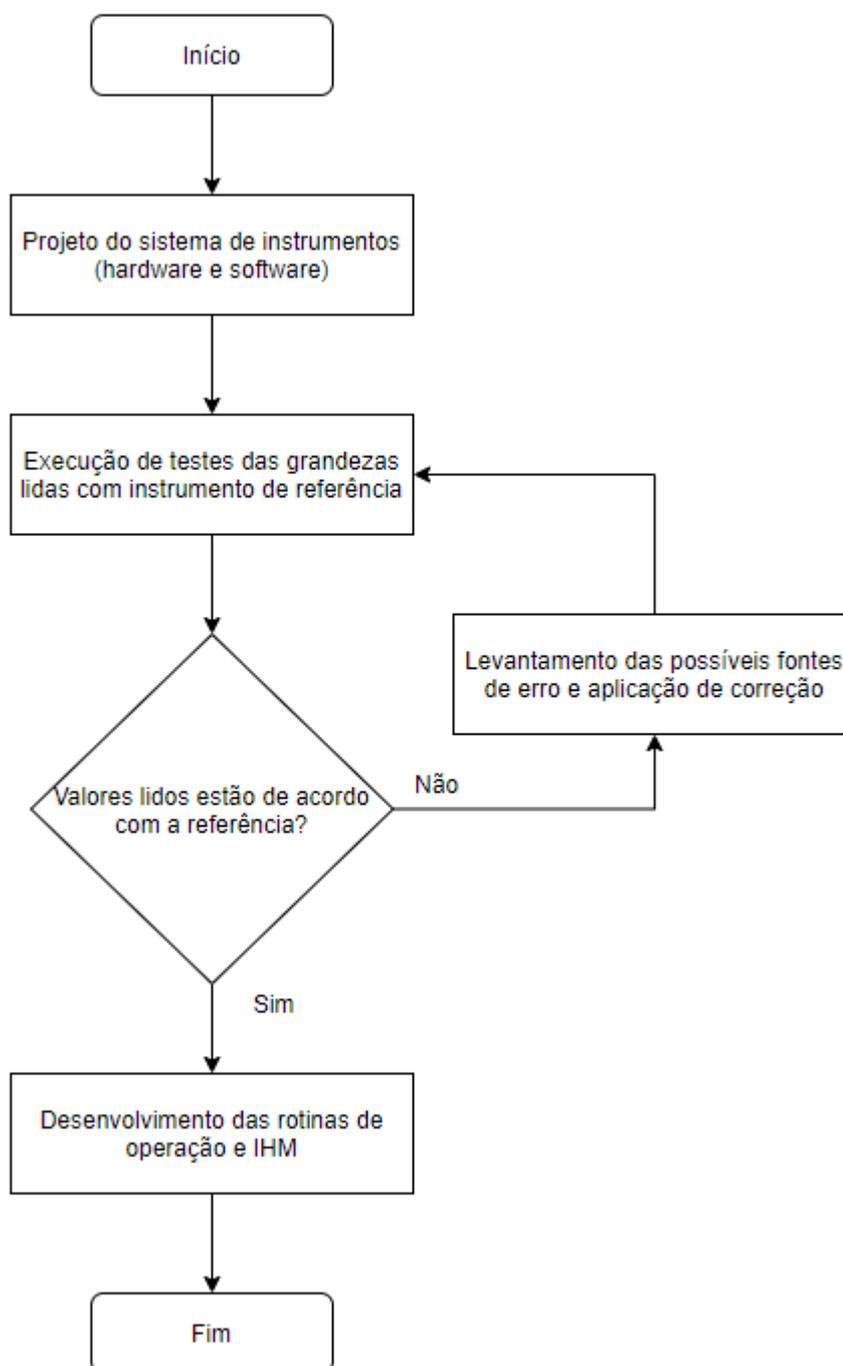
Utilizando-se da base de sistemas comerciais consolidados, bem como das técnicas apresentadas na sessão de trabalhos correlatos, é proposto o projeto de um analisador de ventilador mecânico, com medição de fluxo baseada no princípio da pressão diferencial. Este capítulo visa apresentar o fluxo de desenvolvimento do projeto, as técnicas utilizadas, além dos testes a serem realizados. Serão apresentados os elementos que comporão o sistema, como sensores e demais periféricos, além dos elementos de condicionamento e processamento de sinais.

3.1 Fluxo de desenvolvimento do projeto

O produto deste projeto demanda uma grande atenção em relação à exatidão e precisão dos valores lidos, pois estes irão qualificar um ventilador mecânico como conforme ou não conforme. Para tanto, é necessária validação do sistema de instrumentos utilizado, assim a etapa inicial é o projeto de um sistema de instrumentação compatível com as demandas de exatidão estabelecidas por legislação nacional.

Após o projeto do sistema de instrumentos, serão executados testes para validação dos valores lidos utilizando um instrumento de referência, verificando as possíveis fontes de incerteza e aplicando as correções necessárias, seja via software ou hardware. Após isto, será desenvolvida a rotina para fator de correção por altitude (considerando que o instrumento sofre influência da pressão atmosférica) e novos testes devem ser realizados, observando possíveis novas correções. Com o sistema de instrumentos devidamente calibrado, segue-se então com o desenvolvimento das rotinas de geração de relatório e de operação e interface homem-máquina. O fluxo estabelecido para o desenvolvimento do projeto pode ser visto na figura 7.

Figura 7 – Fluxo de desenvolvimento do projeto



Fonte: Elaborado pelo autor.

Algumas das etapas de testes e correções se devem a características não lineares de alguns componentes, gerando a necessidade de construir curvas experimentalmente. Essas características são apresentadas na próxima sessão,

assim como todas as propriedades que implicarão na adoção de diferentes métodos para a obtenção dos resultados desejados.

3.2 Características do sistema

Com base nas principais demandas em relação à análise de ventiladores pulmonares serão definidos os recursos que estarão disponíveis no produto deste trabalho. Para que um analisador possa validar as funções disponíveis em um ventilador pulmonar comum (excluindo-se ventiladores para anestesia, que contam com a administração de gases anestésicos), são necessários os seguintes recursos:

- Medição de pressão: com este recurso é possível determinar os níveis de pressão nos diferentes pontos e fases do ciclo ventilatório. Ex.: Pressão de inspiração, PEEP, pressão de platô etc.
- Medição de fluxo: através da medição de fluxo, é possível obter-se também o volume no ciclo ventilatório, que é um parâmetro de extrema importância e pode ser controlado na maioria dos ventiladores disponíveis no mercado.

Com a medição dessas grandezas, e algum processamento de dados, é possível obter todos os valores de interesse em um ciclo ventilatório básico, isto é, de suporte à vida.

3.3 Medição de pressão e fluxo

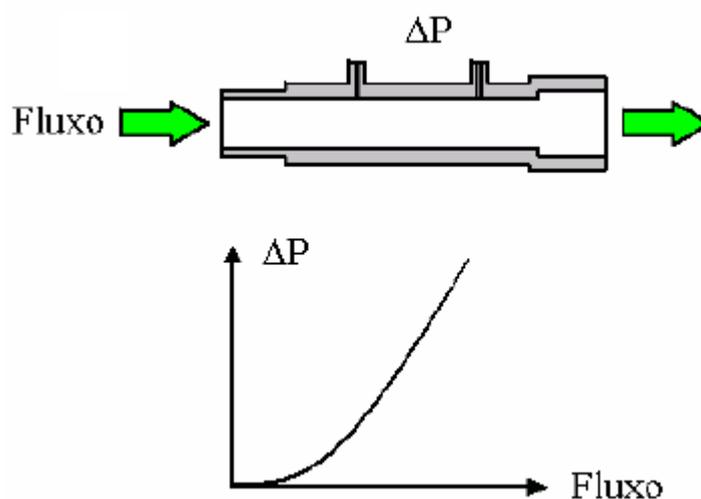
Para as medições de pressão e fluxo, será utilizado um pneumotacógrafo (conhecido no meio clínico como “sensor de fluxo”) retirado de um ventilador de anestesia da marca Takaoka, modelo 678, semelhante ao apresentado na figura 8-a. Este dispositivo é inserido em série entre o circuito do paciente, e a interface ventilatória. No caso deste projeto, este dispositivo estará inserido entre o circuito de paciente (conectado ao ventilador em análise) e o pulmão teste. Este sensor possui uma pequena restrição à passagem do ar, gerando uma queda de pressão dentro do instrumento. Existem também neste pneumotacógrafo três tomadas de pressão sendo uma tomada lateral para coleta da pressão durante o ciclo e duas tomadas laterais (dispostas do mesmo lado) para tomada da pressão diferencial causada pela restrição na passagem de ar, a qual indiretamente fornece o valor de fluxo no ciclo.

O manual de operação do aparelho de anestesia Fuji Maximus apresenta a curva de resposta da pressão diferencial frente à variação do fluxo no dispositivo (figura 8-b).

Figura 8 – Pneumotacógrafo e curva de pressão diferencial por fluxo



(a)



(b)

Fonte: K. Takaoka (2006)

Não são fornecidos valores de referência, ou equação da curva do instrumento. Como se pode observar, a curva apresenta comportamento levemente exponencial, desta maneira, os valores necessários para compensação e cálculos devem ser levantados experimentalmente.

3.4 Sistema Proposto

Para a definição do sistema a ser implementado, é necessário estabelecer a quais requisitos o analisador deverá atender. A definição dos requisitos foi feita em parte através da observação de aparelhos disponíveis no mercado nacional, bem como através do estudo das determinações legais vigentes em relação à aparelhos de ventilação mecânica.

A definição em relação à alimentação de energia elétrica vem dos valores de tensão disponíveis comumente em instalações hospitalares. Como este instrumento é usado geralmente em situação de calibração, e não em emergência, não será utilizada bateria para alimentação alternativa. A norma que regula a fabricação e utilização de ventiladores pulmonares no Brasil, a ABNT NBR ISO 80601-2-12, determina em relação à pressão de trabalho para estes equipamentos:

Um dispositivo de proteção deve ser fornecido para evitar que a pressão nas vias aéreas exceda o limite de pressão máxima sob condição normal e condição anormal sob uma só falha. O limite de pressão máxima não pode exceder 125hPa (125 cmH₂O).

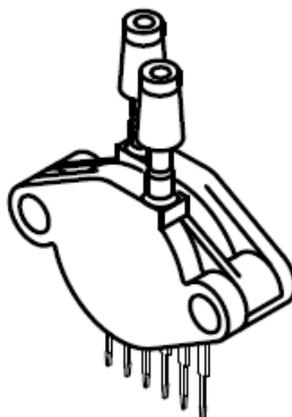
O valor de 125 cmH₂O é um valor ao qual o ventilador não deve chegar em condições normais de funcionamento, e para evitar tal possibilidade, a norma exige um dispositivo de proteção para isso. Não é estabelecido um range mínimo de trabalho, mas se observa no meio clínico que essa pressão não excede 100 cmH₂O, desta maneira, este será o range de medição do analisador proposto. A norma também fornece requisitos relativos à exatidão dos valores de pressão nas vias aéreas:

O ventilador deve ser equipado com o equipamento de monitoração para indicar a pressão nas vias aéreas. O local de medição real pode estar em qualquer lugar do sistema respiratório de ventilador, mas o valor indicado deve ser referenciado ao orifício de conexão ao paciente. Sobre condições de regime permanente, a pressão nas vias aéreas indicada deve ser precisa dentro de $\pm (2\text{hpa} (2\text{c mH}_2\text{O}) + 4\% \text{ da leitura real})$.

Considerando a exatidão que deverá ser atendida pelo equipamento determinada pela norma, é possível estimar também a resolução mínima para que se possa obter esta exatidão. O sensor escolhido com base na necessidade de medir pressões até 100 cmH₂O, foi o sensor MPX5010DP (Figura 9) que mede pressões até 102 cmH₂O. As características deste sensor podem ser vistas no

Anexo A – Características do Sensor MPX5010DP. Para atender à exigência de resolução da norma de 2 cmH₂O, é necessária a utilização de um conversor A/D de ao menos 7 bits. Com base no trabalho de Kessler (2018) que projetou um ventilador pulmonar com fluxo máximo de $186 \frac{L}{min}$, foi determinado que o analisador proposto deve ser capaz de medir até $200 \frac{L}{min}$ de fluxo.

Figura 9 – Sensor MPX5010DP



Fonte: Motorola (1997, p.1)

O analisador deverá fornecer interface de operação que forneça a possibilidade de alteração de preferências de visualização e parâmetros pertinentes, assim como todas as variáveis de interesse do ciclo ventilatório. Para tal, será utilizado um display *touchscreen*. O pulmão teste a ser utilizado para a calibração de cada ventilador é especificado pelo fabricante, ou tem ao menos suas características descritas no manual do usuário. O quadro 2 com os requisitos a serem atendidos é demonstrado a seguir.

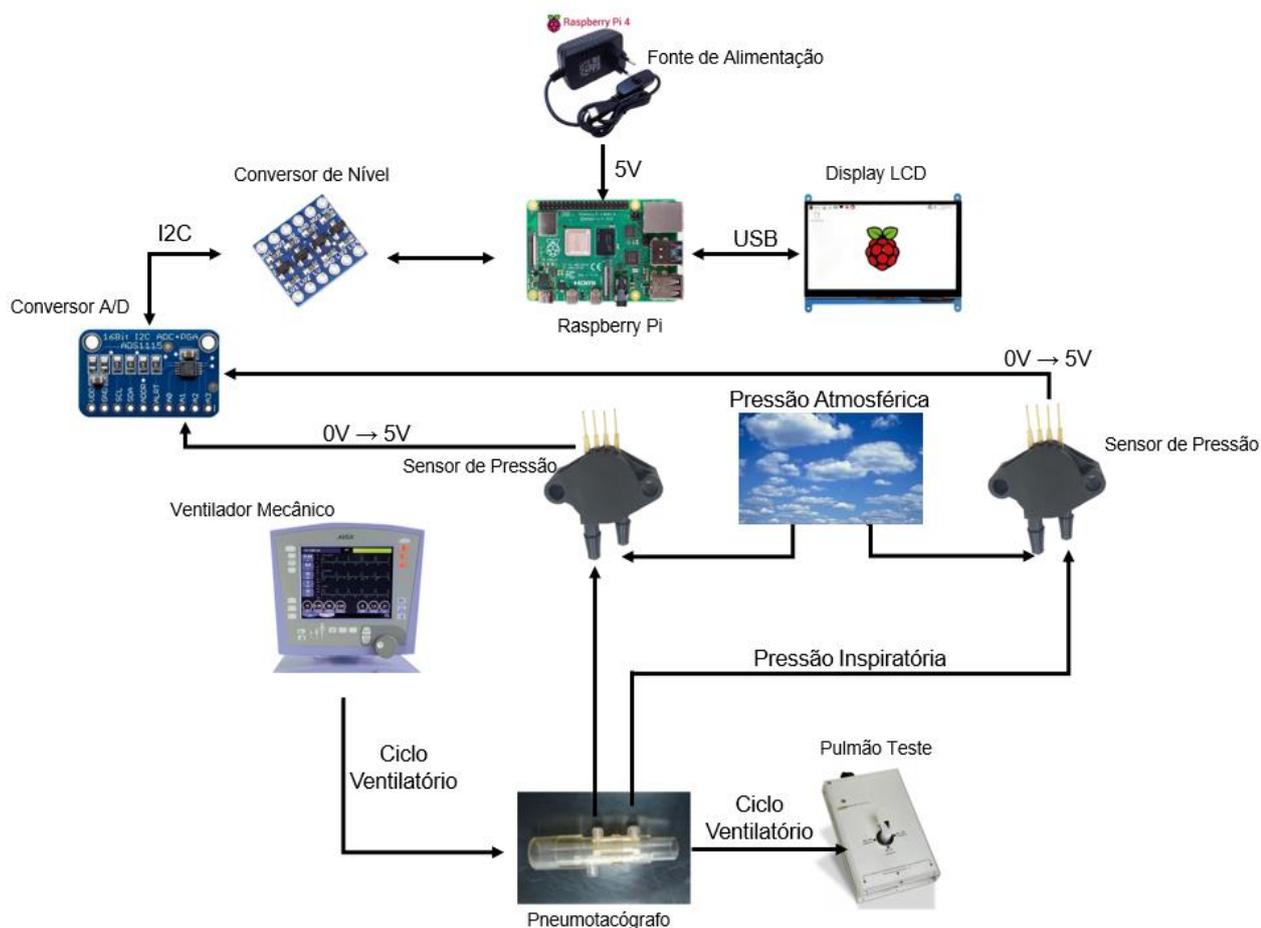
Quadro 2 - Tabela de requisitos

REQUISITO	DESCRIÇÃO
Alimentação Elétrica	110V-220V C.A.
Bateria	Não se aplica
Resolução Mínima Conversor A/D	12 bits
Gama Mínima de Pressão	0-100cmH ₂ O
Gama Mínima de Fluxo	0-200L/min
IHM	Display sensível ao toque para demonstração das variáveis cíclicas e configurações do analisador. Deve permitir configurações de altitude, e de aquisição de relatório.
Pulmão Teste	Definido pelo fabricante do ventilador em aferição.

Fonte: Elaborado pelo autor.

O processamento de sinais será feito através de uma Raspberry Pi 4 Model B. Este computador oferece o poder de processamento necessário para quantificação das variáveis do ciclo ventilatório, bem como para processamento e demonstração de funções da IHM. Suas características podem ser vistas no Anexo B – Características do Raspberry Pi 4 Model B. O computador possui barramento de comunicação I2C que será utilizado para conectar um conversor A/D de 16 bits (valor que satisfaz e excede os requisitos mínimos de resolução), responsável pela leitura e conversão dos sinais analógicos gerados pelos instrumentos do analisador. Para a conexão com o conversor A/D escolhido (ADS1115), será necessário o interfaceamento com um conversor de nível, que possibilitará que a Raspberry Pi 4 que trabalha com 3,3 V seja conectada ao conversor que irá utilizar alimentação de 5 V. Sua porta USB (do inglês: *Universal Serial Bus* – Barramento Serial Universal) será utilizada para a conexão de um display *touchscreen*. O infográfico do sistema é demonstrado na Figura 10.

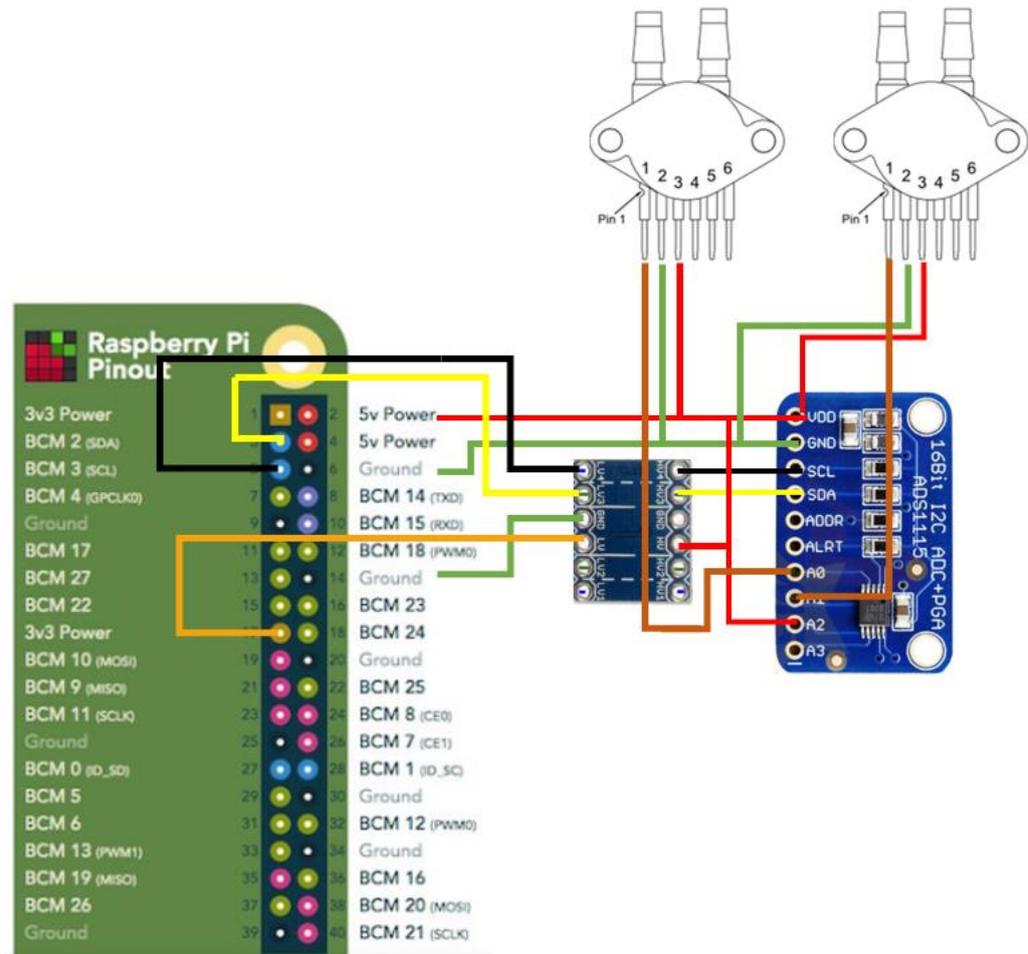
Figura 10 – Diagrama do Sistema Proposto



Fonte: Elaborado pelo autor

O infográfico apresenta as grandezas e valores estimados de transmissão destas de uma etapa à outra do sistema. Os sensores MPX5010DP são sensores de pressão diferencial, e terão uma de suas tomadas abertas à pressão atmosférica. A outra tomada de cada sensor será conectada aos orifícios do pneumotacógrafo de onde se coleta a pressão diferencial, possibilitando a medição do fluxo. O valor de pressão nas vias arteriais considerado no ciclo, será o maior valor de pressão lido por um dos sensores, visto que a queda de pressão gerada pelo anteparo dentro do pneumotacógrafo é percebida apenas imediatamente após este. O diagrama elétrico é apresentado na figura 11.

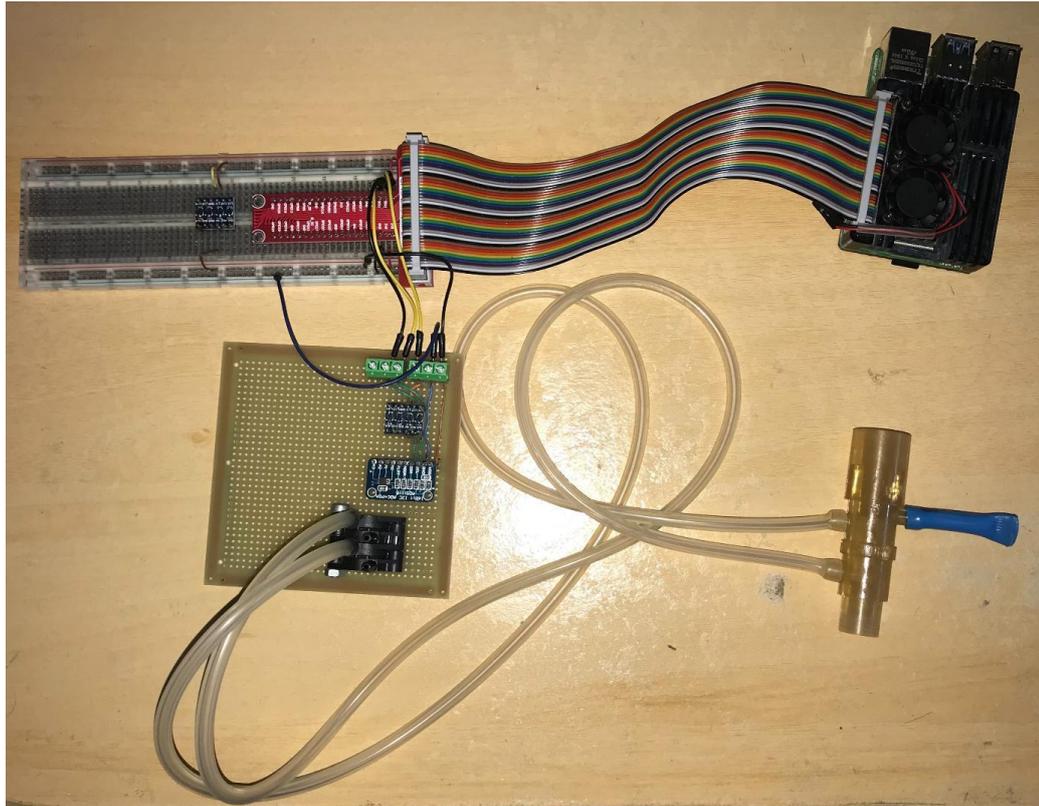
Figura 11 – Diagrama Elétrico



Fonte: Elaborado pelo autor

Os componentes periféricos (externos à placa de processamento) foram soldados em uma placa ilhada para evitar problemas de mau contato. A placa foi então conectada a um protoboard no qual se encontra uma placa de expansão de GPIO da Raspberry Pi 4. A foto do protótipo é demonstrada na figura 12.

Figura 12 – Protótipo do analisador



Fonte: Elaborado pelo autor

A imagem mostra que a conexão entre o pneumotacógrafo e os sensores de pressão diferencial é feita por mangueiras de silicone de utilização clínica. A placa Raspberry conta também com um *case* de alumínio com *coolers* e dissipadores de calor para manter a placa segura e em temperatura adequada durante o processamento, mesmo que haja condições ambientais adversas.

3.5 Construção do *firmware* para monitoramento

A função de transferência que determina a pressão diferencial nas tomadas deste sensor utiliza os seguintes parâmetros: tensão de saída (V_{out}), tensão de alimentação (V_s), erro de pressão e fator de erro de temperatura. Esta função de transferência é dada pela Equação 1:

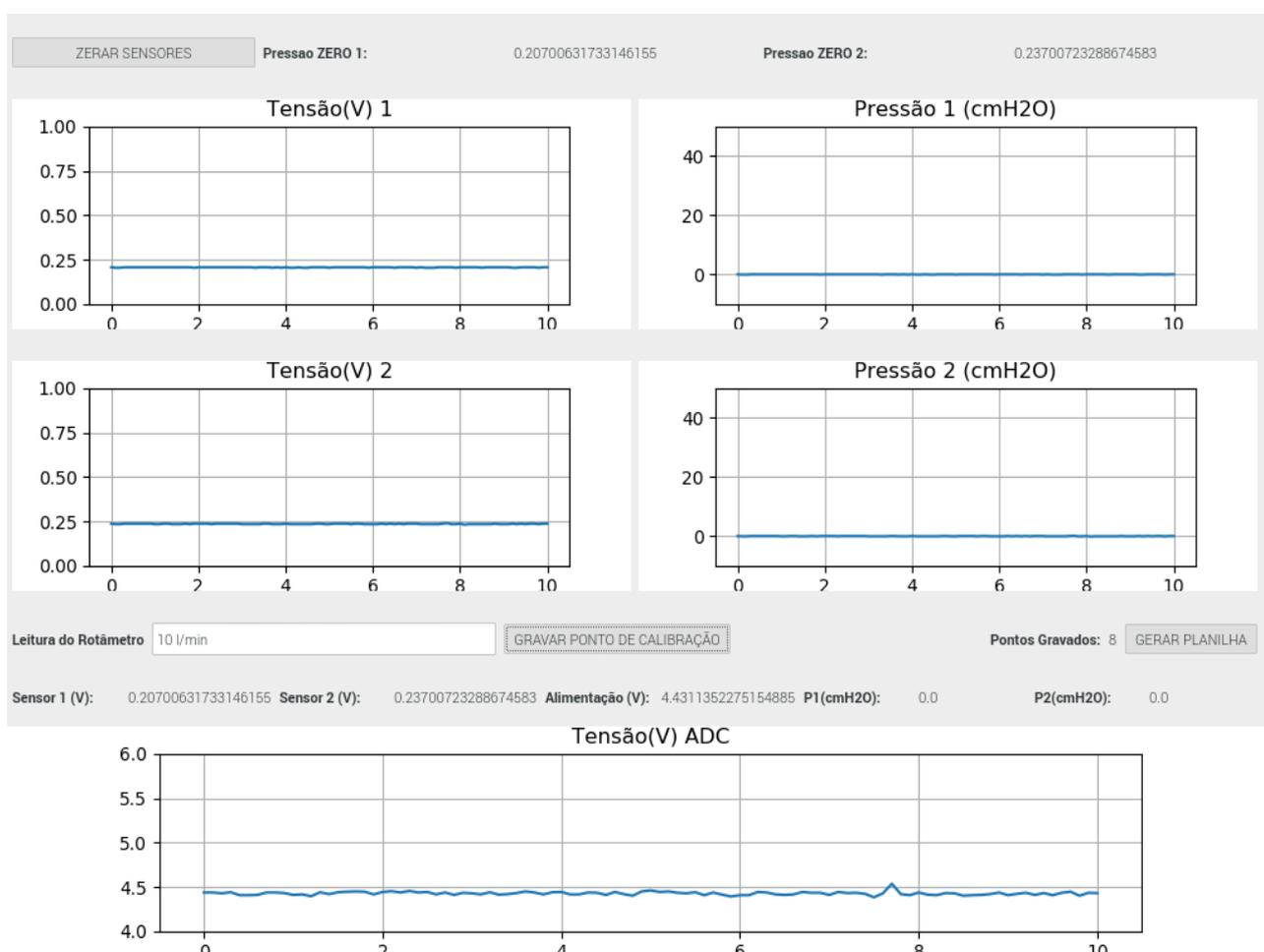
$$V_{out} = V_s * (0.09 * P + 0.04) \pm (ErroPressão * FatorTemperatura * 0.09 * V_s) \quad (1),$$

onde V_{out} é a tensão de saída, V_s é a tensão de alimentação, P é a pressão diferencial entre as duas tomadas do sensor, e Erro de Pressão e Fator de Temperatura são variáveis que pode ser visualizadas na folha de dados do sensor.

Para obtenção destas variáveis, tanto os pinos da tensão de saída dos sensores, bem como os seus pinos de alimentação, foram ligados a canais do conversor A/D. Desta maneira, uma variação da tensão de alimentação, que influencia diretamente no valor da tensão de saída do sensor, será percebida e considerada na equação da pressão.

O pneumotacógrafo utilizado não dispõe de manual dedicado ou maiores referências em relação à sua curva de comportamento. Por esta razão, foi desenvolvido um *firmware* em linguagem *Python* na Raspberry Pi 4B para obtenção desta curva (Figura 12). Este *firmware* recebe entradas manuais do valor obtido em um gabarito e armazena as variáveis do sistema (tensões e consequentes pressões) em uma tabela, ficando então estes dados disponíveis para a obtenção de uma curva de tendência que descreverá o comportamento do pneumotacógrafo.

Figura 13 – Interface para obtenção da curva de fluxo

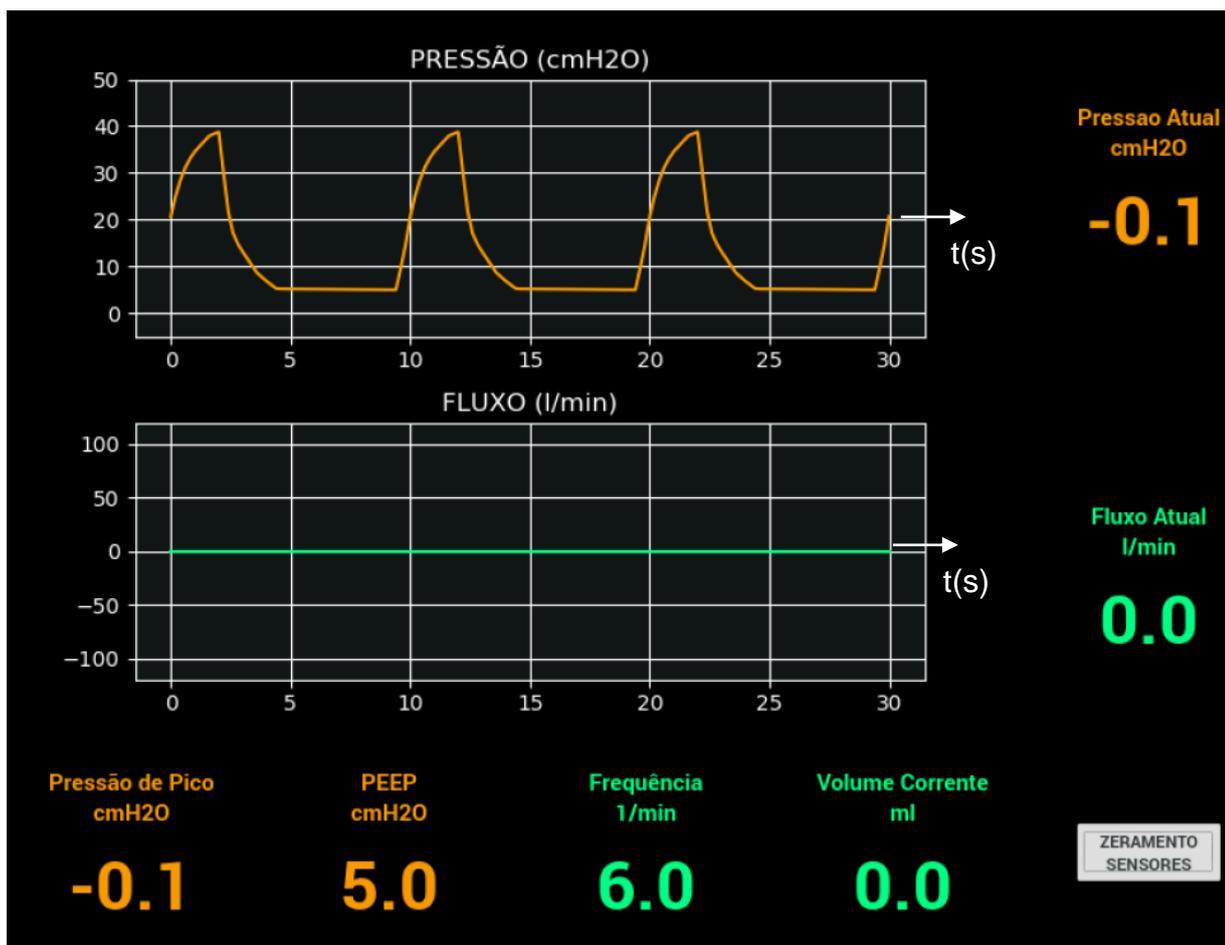


Fonte: Elaborado pelo autor

Através da curva de tendência obtida com o *firmware* auxiliar, é possível determinar o fluxo no pneumotacógrafo através da medição direta de suas duas tomadas de pressão. Os valores de pressão do ciclo ventilatório serão determinados através da medição da pressão obtida no orifício localizado antes do anteparo interno do instrumento.

Para o processamento dos dados e construção do ambiente de operação, foi implementado um *firmware* em linguagem Python, no qual foram consideradas as equações dos instrumentos, e foram executados os processamentos necessários para a identificação das variáveis do ciclo ventilatório. A interface de operação e monitoramento foi criada utilizando-se de recursos das ferramentas QtCreator e PyQt. A interface de operação do equipamento (figura 13) apresenta duas curvas, uma de pressão e uma de fluxo, ambas apresentando os valores obtidos nos últimos 30 segundos de operação. Os parâmetros do ciclo ventilatório são então quantificados e demonstrados nos *widgets* auxiliares dispostos ao lado direito e na parte inferior da interface. Estes *widgets* apresentam os parâmetros que são analisados na calibração de um ventilador pulmonar, facilitando a montagem de um relatório de calibração. Existe também um botão para realizar o zeramento dos sensores de pressão. É recomendável o acionamento desta função ao iniciar o equipamento para caso exista qualquer variação momentânea gerada por altitude, temperatura, instalação ou desgaste dos instrumentos.

Figura 14 – Interface de operação e monitoramento do analisador



Fonte: Elaborado pelo autor

O valor de frequência do ciclo ventilatório será obtido através da transformada rápida de Fourier (FFT) do sinal disponível para leitura no gráfico de pressão do equipamento, analisando o valor da frequência de maior amplitude e então convertendo para a notação usual de respirações por minuto. O volume corrente é obtido a partir da integração do sinal de fluxo (excluindo valores negativos) e divisão pelo número de ciclos computados dentro deste sinal. A pressão de pico é determinada obtendo-se o ponto máximo da curva de pressão no intervalo entre 20 e 30 segundos no gráfico (para que se considere o valor mais recente de inspiração obtido). Para o valor de PEEP, considera-se o menor valor disponível no sinal apresentado no gráfico de pressão.

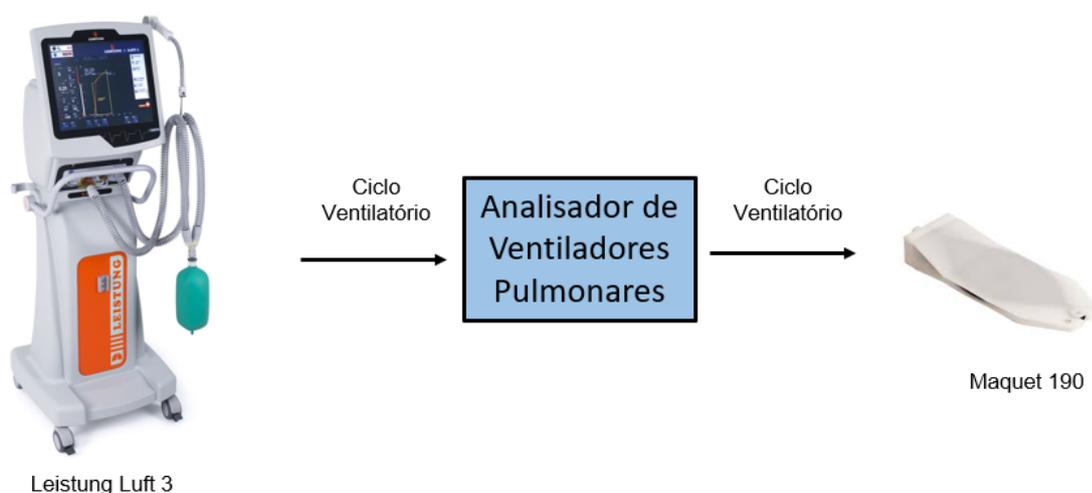
4 ANÁLISE DE RESULTADOS

O infográfico apresentado na figura 10 da sessão 3.4 demonstra os elementos de processamento de dados e de instrumentação utilizados para a construção do analisador. Alguns destes elementos apresentam características não-lineares e outros podem apresentar diferentes variações conforme a condição de operação. Os sensores de pressão têm como saída de processo um valor de tensão regido por uma função de transferência que se utilizada do valor de tensão de alimentação (que pode sofrer pequenas variações conforme a condição de operação). O pneumotacógrafo não possui uma função de transferência explicitada em seu *datasheet*, apenas uma curva sem valores que demonstra um comportamento claramente não-linear. É necessário levantar o maior número possível das diferentes condições de operação que o equipamento irá ser submetido. Estas diferentes características dos diferentes elementos constituintes do sistema geram a inevitável necessidade de um processo de calibração rigoroso e delicado. O procedimento ideal para a execução desta calibração seria utilizar-se de um analisador de maior precisão previamente calibrado, de uma fonte variável e controlável de fluxo e pressão, bem como de diferentes pulmões testes para que se possa observar como a dinâmica fluxo-pressão pode afetar os valores de pressão nas tomadas do pneumotacógrafo. Outra possibilidade mais trabalhosa, porém, mais barata e viável (do que mobilizar um analisador de ventilador de precisão previamente calibrado), é se utilizar de rotâmetros (no plural, pois os rotâmetros geralmente atendem a só uma das duas necessidades: range de medição ou precisão) e manômetro adequado, além da já mencionada fonte de fluxo e pressão variável. No contexto contemporâneo do desenvolvimento deste trabalho (pandemia COVID-19), equipamentos dedicados a quaisquer fins relacionados a ventiladores pulmonares artificiais estão em extrema demanda, sendo bastante difícil o acesso a estes. Seja a retirada destes equipamentos das instituições que os possuem (pela demanda de seu uso), ou o acesso aos equipamentos dentro das próprias instituições (pelas políticas de restrição devido ao controle de acesso de pessoas estranhas ao ambiente).

Com o intuito de validar o sistema de medição e monitoramento proposto com a estrutura disponível no momento, o aparelho foi conectado a um ventilador pulmonar Leistung Luft 3, utilizando-se de um pulmão teste Maquet 190 para a

aplicação de ciclos ventilatórios (setup de calibração está apresentado na Figura 14). As características do ventilador utilizado podem ser vistas no Anexo C – Características do Ventilador Leistung Luft 3. Os sensores de pressão puderam ser previamente equacionados com base no datasheet, e este procedimento se mostrou bastante eficiente tendo em vista que não foi possível perceber qualquer diferença entre a pressão aplicada pelo ventilador e a pressão lida pelo analisador. O ventilador utilizado possui resolução de 1cmH₂O, e a resolução apresentada ao operador do analisador é de 0,1cmH₂O. A medição de pressão se demonstrou eficiente em todo o range de trabalho.

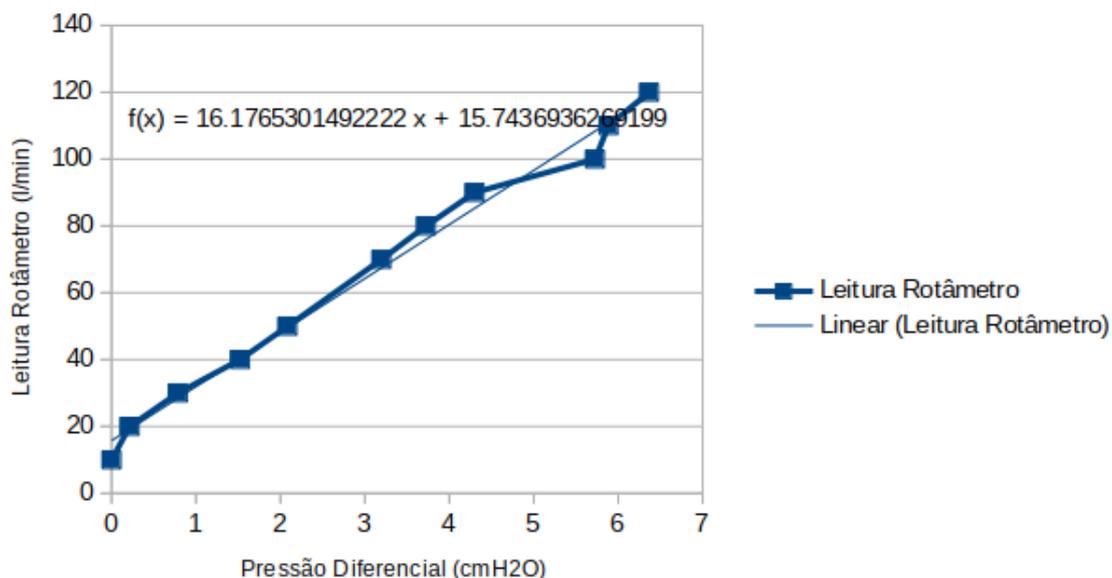
Figura 15 – Setup para calibração do analisador



Fonte: Elaborado pelo autor

Para a calibração inicial da leitura de fluxo do equipamento foi utilizado um aparelho ventilador previamente calibrado para servir de fonte e gabarito de fluxo. Foi então executado o firmware de calibração, que permite o levantamento de vários pontos e posteriormente a obtenção de uma curva de tendência. A curva obtida é demonstrada na figura 15.

Figura 16 – Curva de tendência obtida



Fonte: Elaborado pelo autor

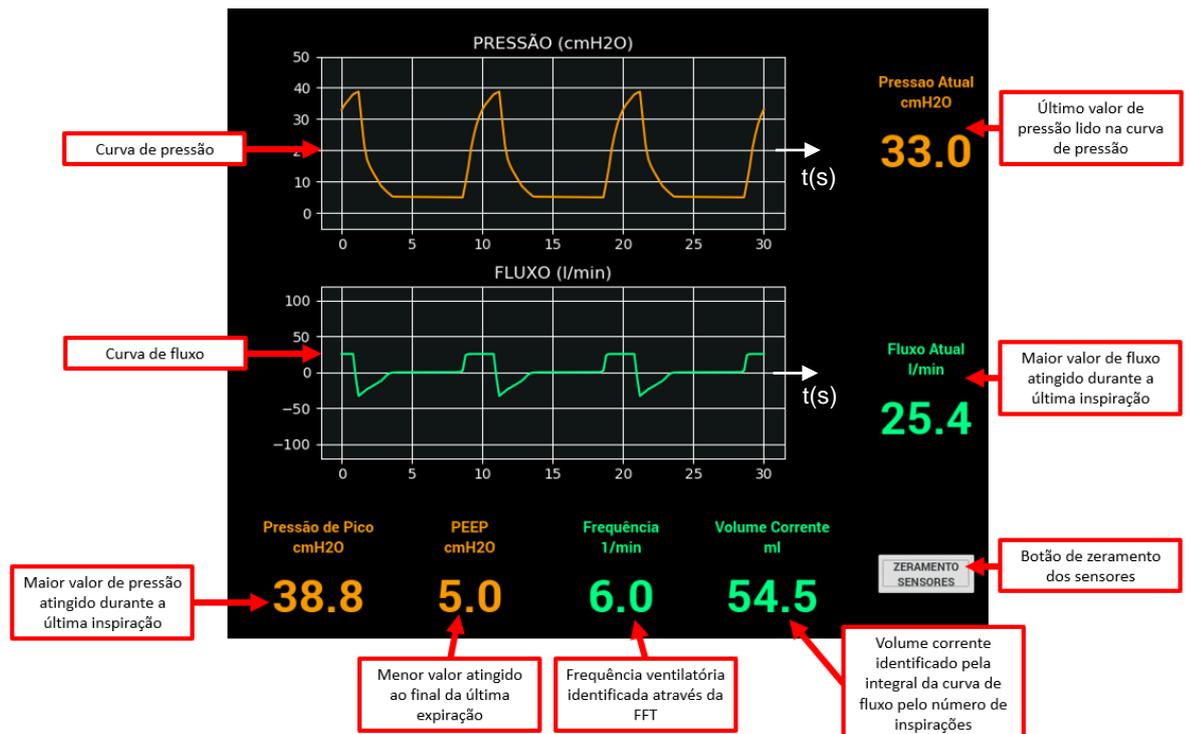
Na figura acima, se observa os valores obtidos (pontos de calibração) e a consequente aproximação por um polinômio de primeiro grau. Esta aproximação permite então a obtenção de uma equação que descreve a resposta do pneumotacógrafo frente aos pontos de calibração levantados. No eixo das abscissas estão os valores de pressão diferencial medidos entre as duas tomadas do pneumotacógrafo. No eixo das ordenadas, aparecem os valores lidos no rotâmetro (tela do ventilador) durante o processo de calibração.

Durante a calibração inicial do analisador, foi possível perceber uma baixa resolução do sistema para a medição de fluxos baixos (valores abaixo de 10 l/min). Nesta faixa de valores, era possível acompanhar na tela de operação do firmware de calibração que praticamente não existia movimentação dos valores e curvas de tensão dos sensores. Esta baixa resolução é característica do sistema de medição por pneumotacógrafo com sensores de pressão diferencial pois não há fluxo o suficiente para provocar geração de pressão em um sistema a vazio, e menos ainda para gerar uma turbulência provocando a pressão diferencial necessária para medição de fluxo. Ressalta-se que os aparelhos comerciais de maior valor disponíveis no mercado possuem um segundo sistema de medição dedicado especialmente a fluxos baixos. Outra ressalva importante é o fato de que o

ventilador utilizado como fonte e gabarito fornecia pulsos máximos de 3 segundos, prejudicando o levantamento dos pontos de calibração por falta de uma estabilização do fluxo e incerteza do valor exato no momento da obtenção do ponto. Com este método, a medição de fluxo apresentou variações de 5% a 10% em relação à referência (valor apresentado na tela do ventilador ciclando com parâmetros usuais).

A seguir, foram então aplicados ciclos ventilatórios com diferentes configurações de parâmetros, através do mesmo ventilador utilizado para a calibração inicial. As curvas de pressão levantadas durante os testes correspondem fielmente às curvas de pressão visualizadas na interface de operação do ventilador. As curvas de fluxo, no entanto, apresentaram a já mencionada variação entre 5% e 10% ao longo do range de trabalho. Os métodos para obtenção dos valores dos parâmetros do ciclo ventilatório aplicado ao analisador se mostraram eficientes. É possível verificar estes valores e os métodos utilizados para obtenção de cada um na figura 16.

Figura 17 – Valores dos parâmetros do ciclo ventilatório



Fonte: Elaborado pelo autor

Nos testes feitos, a obtenção dos valores dos parâmetros do ciclo ventilatório se mostrou eficiente frente a variações impostas, atendendo aos requisitos determinados no quadro 2 da sessão 3.4. Os únicos parâmetros que apresentaram variações significativas em comparação com o sistema “gabarito”, foram os parâmetros que necessitam de uma boa leitura de fluxo, são eles “Fluxo Atual” e “Volume Corrente”. Estas variações se devem ao fato de não ser possível se utilizar de um sistema de referência adequado para a calibração inicial do analisador.

O *QRCode* apresentado na figura 17 direciona um smartphone a uma página na web que contém um vídeo demonstrando um dos testes realizados com o equipamento. No começo do vídeo é possível visualizar as curvas de pressão e fluxo aplicadas pelo ventilador, além dos parâmetros administrados. Em seguida, é demonstrado o *setup* de calibração: pulmão teste conectado ao pneumotacógrafo que recebe as traqueias do ventilador. Após este momento, é demonstrado a interface de operação do analisador, apresentando as curvas obtidas pelos instrumentos, bem como a quantificação dos parâmetros administrados pelo ventilador (obtidos através do processamento das cruvas).

Figura 18- QRCode para vídeo de teste do equipamento



Fonte: Elaborado pelo autor

No vídeo, é possível ver que o equipamento tem tamanho reduzido e boa praticidade de instalação. Nota-se também a semelhança dos valores apresentados na tela de parâmetros do ventilador com os valores obtidos pelo analisador. A curva de pressão não apresenta qualquer diferença em relação à curva demonstrada na tela do ventilador, e desta forma, os parâmetros que depende da leitura de pressão também se mostram totalmente de acordo com os administrados pelo equipamento. A curva de fluxo apresenta as já mencionadas diferenças por conta do processo de calibração, e isto por sua vez influencia a obtenção dos parâmetros que dependem de uma leitura adequada de fluxo. Com base nos planejamentos desenvolvidos e executados, nas dificuldades encontradas e nos resultados obtidos, o próximo capítulo procura discutir os aspectos gerais do trabalho, entendendo os pontos de mérito e de possíveis melhorias.

5 CONCLUSÃO

A motivação deste trabalho, foi a necessidade observada durante um projeto de voluntariado que visava repor em condições de operação ventiladores mecânicos que estavam parados nos hospitais do país, para auxílio no tratamento das pessoas afetadas pela COVID-19. A construção do analisador de ventiladores pulmonares, produto deste trabalho, teve como objetivo possibilitar o acesso a um equipamento que auxiliasse na manutenção e calibração destes ventiladores que oferecesse uma interface amigável com o usuário, atendesse as exigências de instrumentação necessárias para um procedimento de calibração adequado, e pudesse ser confeccionado a baixo custo e com instrumentos disponíveis no mercado, visando uma praticidade e agilidade neste processo.

Utilizando o analisador em um ventilador, nota-se que a curva de pressão apresentada na interface de monitoramento reflete fielmente a curva de pressão observada em um equipamento calibrado, e os parâmetros dependentes destas grandezas quantificados e apresentados nos campos auxiliares de valores se demonstram totalmente de acordo com o apresentado na tela do aparelho. O valor de frequência pôde ser obtido com muita eficiência pelo método da Transformada Rápida de Fourier. A curva de fluxo apresenta variações entre 5% e 10%, portanto, outros parâmetros dependentes desta grandeza também apresentam variações. Esta variação ocorre pela impossibilidade momentânea de utilizar-se os equipamentos adequados para fazer a calibração do aparelho, conforme discutido no capítulo de análise de resultados.

Este projeto possibilita a construção de um equipamento de análise utilizando-se de componentes simples e comerciais e aplicações de software livre, além de um custo muito menor do que o praticado por empresas fabricantes de analisadores comerciais. E, neste momento de extrema demanda, pode ajudar até a mesmo a suprir a falta destes equipamentos que chegam a ter previsão de entrega de mais dois meses após o pedido. Apesar do desvio nas grandezas que envolvem a medição de fluxo, verificou-se que o equipamento pode sim ser usado no auxílio à manutenção de ventiladores pulmonares (e inclusive o foi), indicando a direção que se está tomando em um processo de manutenção. Em um processo de calibração que atesta a conformidade e dá garantia de funcionamento do aparelho, deve ser

utilizado um analisador calibrado e homologado para confirmar a condição de operação do ventilador.

O aprimoramento futuro deste projeto, envolve em um primeiro momento submeter o equipamento a um processo de calibração adequado com os instrumentos corretos assim que estes estiverem disponíveis, para assim garantir o funcionamento completo do aparelho. Existe também a possibilidade de se agregar uma célula de O_2 ao equipamento, já que até mesmo o conversor A/D atual tem um canal analógico que não está sendo utilizado, sendo necessário apenas o projeto de um circuito amplificador. Com mudanças um pouco mais complexas, e adicionando alguns acionamentos de válvulas solenoides, seria possível testar um processo de desmame de um ventilador (em equipamentos que tem essa função), onde o paciente inicia espontaneamente algumas inspirações. Adicionando-se outros acionamentos e alimentações, seria possível implementar controladores e construir um ventilador mecânico, considerando que a parte de instrumentação e monitoramento está pronta.

REFERÊNCIAS

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: apresentação. Rio de Janeiro: ABNT, 2014.

AVENDAÑO, Guillermo. TONCIO, Felipe. FUENTES, Pablo. **Design and Construction of a Real Simulator for Calibrating Lung Servo-ventilators**. Buenos Aires, 2010.

BARBAS, Carmen S. V.; ÍSOLA, Alexandre M.; FARIAS, Augusto M. C.; CAVALCANTI, Alexandre D.; GAMA, Ana M. C.; DUARTE, Antonio C. M.; VIANNA, Arthur.; *et al.* **Recomendações brasileiras de ventilação mecânica**. Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2013.

BIOMEDICAL, FLUKE. Users Manual. **VT650/VT900**, rev. 1, 2017.

BRASIL, Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. **Projeto REFORSUS Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção**: capacitação a distância, Brasília, 2002.

CARTA, R.; TURGIS, D.; HERMANS, B.; JOURAND, P.; ONCLIN, R.; PUERS, R.; **A Differential Pressure Approach to Spirometry**. ESAT-MICAS Department. Leuven, 2007.

CARVALHO, Carlos R. R.; JUNIOR, Carlos T.; FRANÇA, Suelene A. III Consenso brasileiro de ventilação mecânica. **J Bras Pneumol**, 2007.

DAMASCENO, Moyzes P. C. D.; DAVID, Cid M. N.; SOUZA, Paulo S. C. P.; CHIAVONE, Paulo A.; CARDOSO, Lucienne T. Q.; AMARAL, José L. G.; TASANATO, Edys.; *et al.*; Ventilação Mecânica no Brasil. **Aspectos Epidemiológicos**. Revista Brasileira de Terapia Intensiva, 2006.

KABAY, S.; JONES, N.B.; **Instrumentation for measurement and control in anaesthesia**. Department of Engineering, University of Leicester. Leicester, 1992.

Leistung. **Leistung LUFT 3**. Disponível em: https://leistungbrasil.com.br/wp-content/uploads/2020/10/LUFT3-CE_PORTUGUES-.pdf Acesso em: 20 mai. 2021.

MOTOROLA. Datasheet MPX5010 Series. **Integrated Silicon Pressure Sensor, On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated**, 1997.

PÁDUA, A. I.; MARTINEZ, J. A. B. **Modos de assistência ventilatória**. Medicina, Ribeirão Preto, 2001.

PETERSON, J. **12 regras para a vida: um antídoto para o caos**. Random House Canada. 2018

Raspberry. **Raspberry Pi 4 Model B.** Disponível em: https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/raspberrypi/bcm2711/rpi_DATA_2711_1p0_preliminary.pdf. Acesso em: 24 nov. 2020.

Raspberry. **Raspberry Pi 4 Model B. Product Brief.** Disponível em: <https://datasheets.raspberrypi.org/rpi4/raspberry-pi-4-product-brief.pdf> Acesso em: 20 mai. 2021.

SANPANICH, A.; TECHAIKOOL, P.; KAJORNPREDANON, Y.; SROYKHAM, W.; PETSARB, K.; PHAIROH, C.; ANGKHANANUWAT, W. **A simulation of ventilator performance testing for ventilation waveform understanding.** Intitute of Molecular Biosciences, Mahidol University. Nakhon Pathom. 2019.

SHAIKH, Juveriyanaaz G.; DAIMIWAL, Nivedita M.; **Respiratory Parameter Measurement and Analysis using Differential Pressure Sensor.** Department of Instrumentation and Control, Cummins College of Engineering for Women. Pune, 2017.

TAKAOKA, K.; Manual de Operação. **Aparelho de Anestesia Fuji Maximus.** São Paulo, 2006.

TANG, Rui. GE, Bin. YAN, Rongguo, LIANG Hongchao. **Researches ond Artificial Lung Simulators.** School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology. Shanghai, 2009.

TURRIN, Bruno B.; SILVA, Alexandre R.; JUNIOR, Fuad K.; **Flow Sensor Instrumentation Employing Differential Pressure Reading.** Laboratório de Automação e Controle, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2010.

ZHANG, Pu. SUN, Jie. WAN, Guoqing. LIU, Wenli. **Development of Ventilator Tester Calibration Equipment.** National Institute of Metrology. China, 2015.

ANEXO A – CARACTERÍSTICAS DO SENSOR MPX5010DP

Figura 19- Datasheet MPX5010DP

MOTOROLA
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

Order this document
by MPX5010/D



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

The MPX5010 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

- 5.0% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Temperature Compensated over -40° to +125°C

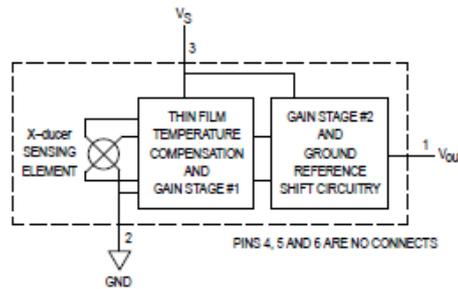


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

MAXIMUM RATINGS(1)

Parametrics	Symbol	Value	Unit
Overpressure(2) (P1 > P2)	P _{max}	75	kPa
Burst Pressure(2) (P1 > P2)	P _{burst}	100	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40 to +125	°C
Operating Temperature	T _A	-40 to +125	°C

1. T_C = 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 2

© Motorola, Inc. 1997

**MPX5010
SERIES**

**INTEGRATED
PRESSURE SENSOR**
0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)
0.2 to 4.7 V OUTPUT

**BASIC CHIP
CARRIER ELEMENT**
CASE 867-08, STYLE 1

**DIFFERENTIAL
PORT OPTION**
CASE 867C-05, STYLE 1

PIN NUMBER			
1	V _{out}	4	N/C
2	Gnd	5	N/C
3	V _S	6	N/C

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the Lead.



ANEXO B – CARACTERÍSTICAS DO RASPBERRY PI 4 MODEL B

Figura 20- Especificações Raspberry Pi 4 Model B

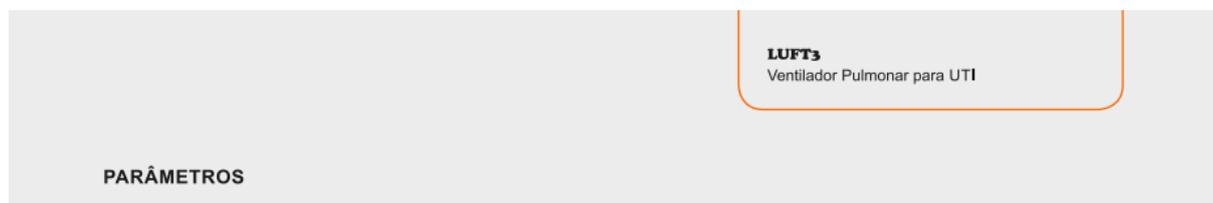
Specification

Processor:	Broadcom BCM2711, quad-core Cortex-A72 (ARM v8) 64-bit SoC @ 1.5GHz
Memory:	1GB, 2GB, 4GB or 8GB LPDDR4 (depending on model) with on-die ECC
Connectivity:	2.4 GHz and 5.0 GHz IEEE 802.11b/g/n/ac wireless LAN, Bluetooth 5.0, BLE Gigabit Ethernet 2 × USB 3.0 ports 2 × USB 2.0 ports.
GPIO:	Standard 40-pin GPIO header (fully backwards-compatible with previous boards)
Video & sound:	2 × micro HDMI ports (up to 4Kp60 supported) 2-lane MIPI DSI display port 2-lane MIPI CSI camera port 4-pole stereo audio and composite video port
Multimedia:	H.265 (4Kp60 decode); H.264 (1080p60 decode, 1080p30 encode); OpenGL ES, 3.0 graphics
SD card support:	Micro SD card slot for loading operating system and data storage
Input power:	5V DC via USB-C connector (minimum 3A ¹) 5V DC via GPIO header (minimum 3A ¹) Power over Ethernet (PoE)-enabled (requires separate PoE HAT)
Environment:	Operating temperature 0–50°C
Compliance:	For a full list of local and regional product approvals, please visit https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/raspberrypi/conformity.md
Production lifetime:	The Raspberry Pi 4 Model B will remain in production until at least January 2026.

Fonte: Raspberry (2021, p.3)

ANEXO C – CARACTERÍSTICAS DO VENTILADOR LEISTUNG LUFT 3

Figura 21 – Especificações Leistung Luft 3



CONTROLES	
FIO ₂	21 a 100%
Tempo Inspiratório	0,1 a 30s
Relação I:E	5:1 - 1:99
Frequência do Ventilador	1 - 180 rpm
Volume Corrente	2,0 a 2.500 ml, até 4.000 ml em modos por pressão
Volume Minuto	0,01 a 25,0 l
Sensibilidade	Por Fluxo: 0,1 a 15 l/min Por Pressão: -0,1 a -15,0 cm H ₂ O (PEEP compensado)
Pressão Controlada (PCV)	1 a 95 cm H ₂ O sobre PEEP
Pressão de Suporte (PSV)	0 a 80 cm H ₂ O sobre PEEP
Pressão Inspiratória	-10 a 120 cm H ₂ O
Rise Time	6 níveis
Sensibilidade Expiratória	5 a 80%
Tempo de Apneia	5 a 60s
PEEP / CPAP	0 a 50 cm H ₂ O
Nebulização	1 a 20 min. sincronizada com compensação automática do volume insp. e FIO ₂
Fluxo Inspiratório	0 a 200 l/min
Fluxo Base	Off até 50 l/min.
Fluxo Expiratório	Até 200 l/min.
Pausa Automática Inspiratória (modo VCV)	0,1 - 2,0s com valor de pressão de platô
Pausa Inspiratória e Expiratória Manual	Até 30s
O ₂ 100%	1 a 20 min.
Forma de Onda de Fluxo	Quadrada / Desacelerada 100% / Desacelerada 50% / Senoidal / Acelerada
Válvula de Segurança Interna de Pressão Inspiratória	Ajustada em 120 cm H ₂ O
Válvula Reguladora de Pressão de Entrada de Ar e O ₂	Incorporada internamente ao equipamento
Conector de Sinal RS232	Para comunicação externa com software e entrada de sinais
Conector de Sinal USB	Para atualização de serviço e software do equipamento
TGI	Sincronizada com a fase expiratória
Suspiro (modo VCV)	Ciclos por hora, quantidade, volume tidal máximo
Escalas Automáticas	Automática para amplitude e configurável para tempo
Congelar Gráficos	Com grade para fácil interpretação dos valores
Stand by	Mantém o ventilador em espera sem alteração da programação
Ventilação de Backup	Disponível em todos os modos ventilatórios
Compensação de Altitude	0 a 6.000 msnm
Nível do Som de Alarme	20 a 100%

Fonte: Leistung (p.9)