

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**ESCOLA DE ENGENHARIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**PROPOSTA DE UMA NOVA ARQUITETURA DE  
VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO PARA  
PEQUENOS ANIMAIS**

**Artur Fonseca Bornachi**

Belo Horizonte, Brasil

2016

**ARTUR FONSECA BORNACHI**

**PROPOSTA DE UMA NOVA ARQUITETURA DE  
VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO PARA  
PEQUENOS ANIMAIS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

**Orientador: Prof. Alessandro Beda, PhD**

**Co-Orientador: Prof. Leonardo Antônio Borges Tôrres, Dr.**

Belo Horizonte, Brasil

2016

**"Proposta de Uma Nova Arquitetura de Ventilador Pulmonar  
Mecânico Para Pequenos Animais"**

**Artur Fonseca Bornachi**

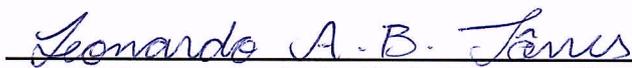
Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 25 de maio de 2016.

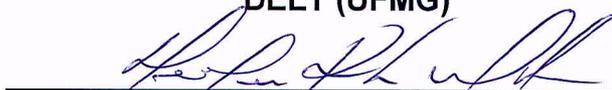
Por:



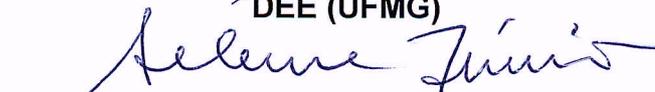
Prof. Dr. Alessandro Beda  
DELT (UFMG) - Orientador



Prof. Dr. Leonardo Antônio Borges Tôres  
DELT (UFMG)



Prof. Dr. Henrique Resende Martins  
DEE (UFMG)



Prof. Dr. Seleme Isaac Seleme Júnior  
DELT (UFMG)

## AGRADECIMENTOS

Agradeço especialmente aos meus orientadores, Alessandro Beda e Leonardo Tôrres, pela confiança, empenho e orientações valiosas durante todo o percurso. Sempre serei grato aos ensinamentos e generosidade.

Aos meus pais, Geraldo e Evanilda, que nunca pouparam esforços para minha educação e felicidade. Este trabalho é fruto do exemplo diário de que é necessário perseverar. Às minhas irmãs, Aline e Ana Paula, e demais familiares pelas palavras de motivação e orações.

À minha namorada Átila, pelo apoio em todos os momentos.

Aos Professores Frank Bezerra e Paulo Monteiro por apresentar e incentivar os estudos relacionados a ventiladores mecânicos.

Ao amigo Bruno pela convivência. Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) que se tornaram amigos, em especial, Gilson, Daniel, Petrus, Rafael, Shakoor, Klenilmar, Marcel, Renatha, além de todos os membros do *Biomedical Signal Processing, Analysis and Simulation Group* (BioSiX).

Ao Professor Danilo Melges pelo direcionamento inicial na pós-graduação e aos demais Professores do PPGEE pelas aulas, disponibilidade para atendimento e dicas de bibliografias.

À Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) por proporcionar condições para o desenvolvimento da pesquisa. O acesso às publicações científicas disponibilizado por tal entidade foi fundamental para os estudos.

Por fim (e que seja sempre um recomeço), agradeço a Deus por essa jornada chamada vida, que a cada dia possibilitou saúde e oportunidades na busca pelo conhecimento.

## RESUMO

Ventiladores mecânicos são amplamente utilizados na pesquisa experimental em pequenos animais, tanto para estudos específicos sobre doenças pulmonares quanto para experimentos com diferentes finalidades em que seja necessário o procedimento de anestesia. Os equipamentos existentes para tal aplicação baseiam-se na tecnologia de pistão servo-controlado, que apresenta limitações em relação aos modernos ventiladores clínicos no estabelecimento de determinados modos de ventilação, como por exemplo, ventilação em pressão controlada. Este trabalho propõe uma nova arquitetura e modelo numérico de ventilador com o objetivo principal de gerar perfis de pressão e vazão de modos estabelecidos de ventilação clínica. A arquitetura contém uma válvula solenoide *on-off* para controle de pressão ou vazão inspiratória por uma estratégia baseada em modos deslizantes, aliada a um sistema pneumático capaz de filtrar oscilações de alta frequência durante o escoamento. Uma arquitetura inicial considera chaveamento da válvula e esvaziamento de um reservatório para a atmosfera, além do estabelecimento da PEEP (*positive end-expiratory pressure*) por coluna d'água. Em uma modificação da arquitetura, adiciona-se a possibilidade de recuperação dos gases e de gerar a PEEP de forma automática. Simulações numéricas da dinâmica do sistema foram realizadas para as duas arquiteturas com o intuito de determinar os requisitos mínimos em termos do tempo de resposta das válvulas, desempenho devido à transferência de dados em tempo contínuo e discreto, e a robustez do sistema a ruídos de medição. Resultados satisfatórios no modo controlado à pressão foram obtidos na arquitetura modificada, considerando-se válvulas com tempo de resposta mínimo de 2 ms, configuração analógica ou digital (com frequência de amostragem de 1 kHz) e robustez a erros de medição de até 0,75 cmH<sub>2</sub>O. No modo controlado a volume, verificaram-se menores erros na Arquitetura Inicial, mas também a Arquitetura Modificada possibilita resultados adequados, com a vantagem de evitar desperdício dos gases.

**Palavras-chave:** ventiladores mecânicos, modelagem de sistemas, válvulas *on-off*, pequenos animais.

## ABSTRACT

Mechanical ventilators are widely adopted for experimental research in small animals, both for specific studies about lung diseases as for experiments with different purposes requiring anesthesia procedure. The existing equipments for this application are based on servo-controlled piston technology that presents limitations with respect to modern clinical ventilators in establishing certain modes of ventilation, for example, pressure controlled ventilation. This work proposes a new architecture and numerical model of ventilator with the main objective generate pressure and flow profiles relative to established modes of clinical ventilation. The architecture contains a solenoid on-off valve for control of inspiratory pressure or flow by a strategy based on sliding mode, combined with a pneumatic system able to filter high-frequency oscillations during flow. An initial architecture considers valve switching and drain a reservoir to the atmosphere, in addition to the establishment of PEEP (positive end-expiratory pressure) by water column. In a modification of the architecture, it includes the possibility of gas recovery and generates PEEP automatically. Numerical simulations of the system dynamics were performed for the two architectures in order to determine the minimum requirements in terms of response time of the valves, performance due to the transfer of data in continuous and discrete time, and the system robustness due to the presence of measurement noise. Satisfactory results in the pressure controlled mode were obtained in the modified architecture, considering valves with a minimum response time of 2 ms, analog or digital configuration (with sampling rate of 1 kHz) and robustness to measurement errors of up to 0.75 cmH<sub>2</sub>O. In the volume controlled mode, minor errors were found in the initial architecture, but also the modified architecture provides adequate results, with the advantage of avoiding the waste of gases.

**Keywords:** mechanical ventilators, systems modeling, on-off valves, small animals.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	vii
LISTA DE TABELAS .....	viii
SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES .....	ix
1 Introdução .....	1
1.1 Considerações iniciais.....	1
1.2 Motivação para o estudo .....	3
1.3 Proposta da dissertação.....	4
1.4 Organização do trabalho.....	5
2 Revisão da literatura .....	6
2.1 Conceitos relativos à ventilação mecânica.....	6
2.1.1 Modos ventilatórios.....	6
2.1.2 PEEP.....	8
2.1.3 Modelagem do sistema respiratório.....	9
2.1.4 Estrutura de um ventilador mecânico.....	9
2.1.5 Ventiladores existentes para pequenos animais .....	10
2.2 Elementos de sistemas pneumáticos .....	16
2.2.1 Resistência pneumática.....	17
2.2.2 Capacitância de um reservatório pneumático .....	18
2.3 Instrumentação do sistema .....	18
2.3.1 Válvulas <i>on-off</i> .....	18
2.3.2 Medição de pressão diferencial .....	24
2.3.3 Medidores de vazão.....	25
2.4 Representação de elementos do circuito pneumático .....	26
2.5 Técnicas para controle de válvulas solenoides <i>on-off</i> .....	27
3 Ventilador proposto.....	29
3.1 Arquitetura Inicial do ventilador .....	29
3.1.1 Elementos do sistema .....	29
3.1.2 Perfis ventilatórios.....	33
3.1.3 Modelagem de válvulas solenoides .....	34
3.1.3.1 Sistema eletromecânico .....	34
3.1.3.2 Sistema fluidodinâmico .....	36
3.1.3.3 Modelo adotado .....	37

3.1.4 Modelagem matemática do sistema .....	38
3.1.5 Modos de funcionamento .....	41
3.1.6 Estratégia de controle .....	42
3.2 Modificações da Arquitetura .....	44
3.2.1 Motivação .....	44
3.2.2 Sistema de recuperação .....	44
3.2.3 PEEP válvula .....	46
3.2.4 Modelagem matemática da Arquitetura Modificada .....	48
3.2.5 Modos de funcionamento .....	50
3.2.6 Controle da Arquitetura Modificada .....	52
4 Simulações .....	53
4.1 Descrição das simulações.....	53
4.2 Plataforma e parâmetros de simulação .....	55
4.3 Avaliação dos resultados das simulações .....	56
5 Resultados .....	57
5.1 Perfis ventilatórios .....	57
5.2 Desempenho das Arquiteturas.....	61
6 Discussão .....	65
6.1 Modo Controlado à Pressão .....	65
6.2 Modo Controlado a Volume.....	67
6.3 Limitações do estudo .....	68
6.4 Viabilidade técnica e econômica .....	69
7 Conclusão .....	72
Referências bibliográficas .....	74
Apêndice 1: Dedução da Equação (2.3) – Capacitância de um reservatório pneumático	83
Apêndice 2: Conceitos relativos a Modos deslizantes.....	86
Apêndice 3: Transdutores e válvulas comerciais.....	89

## LISTA DE FIGURAS

1.1.	Ventilador por pressão negativa.	2
1.2.	Ventilador por pressão positiva.	2
2.1.	Exemplos de perfis de ventilação de pequenos animais.	8
2.2.	Detalhe de ventilador a pistão, modelo Inspira.	11
2.3.	Vista frontal do ventilador modelo 28025.	11
2.4.	Esquemático dos elementos básicos de uma válvula.	20
2.5.	Linhas de campo magnético em um solenoide.	20
2.6.	Esquemático de abertura e fechamento de uma válvula solenoide piloto.	21
2.7.	Propriedade de cerâmica piezoelétrica usada para construção de atuadores.	21
3.1.	Representação do circuito pneumático do ventilador proposto.	29
3.2.	Exemplos de válvulas solenoide <i>on-off</i> 3/2 vias.	30
3.3.	Resultado da simulação do modelo de válvula solenoide.	38
3.4.	Equivalente elétrico do circuito pneumático em questão.	39
3.5.	Representação do circuito pneumático após inclusão do sistema de recuperação e PEEP válvula.	47
3.6.	Comparativo entre as Arquiteturas (a) Inicial e (b) Modificada.	47
3.7.	Equivalente elétrico do circuito pneumático modificado.	48
5.1.	Exemplo de simulação do Modo controlado à pressão – Perfis de pressão para $P_{max}= 15 \text{ cmH}_2\text{O}$ .	57
5.2.	Exemplo de simulação do Modo controlado à pressão – Perfis de pressão para $P_{max}= 35 \text{ cmH}_2\text{O}$ .	58
5.3.	Exemplo de simulação do Modo controlado a volume – Perfis de vazão para $V_T = 2 \text{ ml}$ .	59
5.4.	Exemplo de simulação do Modo controlado a volume – Perfis de vazão para $V_T = 5 \text{ ml}$ .	59
5.5.	Exemplos representativos de perfis de pressão gerados por válvulas com diferentes tempos de resposta.	60
5.6.	Exemplo representativo de adaptação do algoritmo PEEP válvula.	60
5.7.	Erro absoluto máximo (média+desvio padrão) - Modo controlado à pressão – Sinais analógicos.	61
5.8.	Erro absoluto máximo (média+desvio padrão) - Modo controlado à pressão – Sinais digitalizados.	62
5.9.	Erro na totalização de volume corrente (média+desvio padrão) - Modo controlado a volume – Sinais analógicos.	63
5.10.	Erro na totalização de volume corrente (média+desvio padrão) - Modo controlado a volume – Sinais digitalizados.	64
A2.1.	Efeito do chaveamento na busca pelo erro nulo.	87

## **LISTA DE TABELAS**

2.1.	Ventiladores da literatura científica para pequenos animais	<b>12</b>
2.2.	Ventiladores comerciais para pequenos animais	<b>15</b>
2.3.	Válvulas solenoides e piezoelétricas comerciais com rápido tempo de resposta	<b>23</b>
2.4.	Simbologia dos elementos do sistema pneumático	<b>27</b>
3.1.	Modos de funcionamento do sistema a partir do comando das válvulas	<b>43</b>
3.2.	Modos de funcionamento da Arquitetura Modificada	<b>51</b>
4.1.	Valores dos parâmetros fixos em todas as simulações	<b>55</b>
A3.1.	Informações comerciais relativas a transdutores candidatos	<b>89</b>
A3.2.	Informações comerciais relativas a válvulas candidatas	<b>90</b>

## SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

BPM	<i>Breaths per minute</i>
C	Capacitância pneumática
Cc	Complacência pulmonar
CMV	<i>Continuous mandatory ventilation</i>
C2	Capacitância do reservatório intermediário
E	Elastância pulmonar
EEP	<i>End-expiratory pressure</i>
Ep	Erro absoluto máximo entre pressão de referência e pressão medida
Ev	Erro absoluto entre volume corrente de referência e volume corrente obtido
FR	Frequência respiratória
Fs	Frequência de amostragem
FSS	<i>Full scale span</i>
g(PEEP) <sub>T</sub>	Ganho estático adotado para uma PEEP <sub>T</sub>
h	Histerese do controlador
Pc	Pressão nos pulmões do paciente
IMV	<i>Intermittent mandatory ventilation</i>
PEEP	<i>Positive end-expiratory pressure</i>
PEEP <sub>I</sub>	PEEP medida em momento anterior ao disparo do ventilador
PEEP <sub>T</sub>	PEEP alvo
P <sub>max</sub>	Pressão inspiratória máxima
Po	Pressão de vias aéreas (medida)
P <sub>ref</sub>	Perfil de pressão de referência
Pv1	Pressão na saída da Válvula 1
PWM	<i>Pulse width modulation</i>
P1	Pressão de alimentação do ventilador
P2	Pressão na saída do reservatório pneumático intermediário
Q	Vazão volumétrica
qo	Vazão medida
q <sub>ref</sub>	Perfil de vazão de referência
R <sub>ar</sub>	Constante universal dos gases, igual a 287 Nm/kgK
Rc	Resistência de vias aéreas
Re	Número de Reynolds
R <sub>ptc</sub>	Resistência de um pneumotacógrafo unicapilar
R <sub>ptcexp</sub>	Resistência do pneumotacógrafo do ramo expiratório
R <sub>ptcinsp</sub>	Resistência do pneumotacógrafo do ramo inspiratório
R <sub>vxmax</sub>	Resistência pneumática máxima da válvula x
R <sub>vxmin</sub>	Resistência pneumática mínima da válvula x
R <sub>vxy</sub>	Resistência variável interna da válvula x no ramo y
R1	Resistência pneumática fixa do ventilador
S <sub>x</sub> (t)	Sinal de entrada da válvula x
T	Temperatura absoluta em graus Kelvin
t <sub>contexp</sub>	Contador de tempo disparado no início da expiração
TEB	<i>Total error band</i>
T <sub>resp</sub>	Tempo de resposta da válvula
t <sub>exp</sub>	Tempo expiratório
t <sub>insp</sub>	Tempo inspiratório
t <sub>0</sub>	Atraso puro de tempo
VILI	<i>Ventilator-induced lung injury</i>

VSCS	<i>Variable structure control systems</i>
VT	Volume corrente
$x_{vx}$	Abertura ou fechamento da válvula x
$\Delta P$	Queda de pressão
$\Delta P_{tc}$	Queda de pressão sobre o pneumotacógrafo
$\mu$	Média relativa à modelagem do ruído
$\rho$	Densidade do gás
$\sigma$	Desvio padrão relativo à modelagem do ruído
$\tau$	Constante de tempo de carga do reservatório pneumático
$\tau_{exp}$	Intervalo de tempo de abertura da PEEP válvula

# **1 Introdução**

## **1.1 Considerações iniciais**

A respiração é um processo fisiológico cujo objetivo é possibilitar a oxigenação dos tecidos e remoção de gás carbônico. A ventilação pulmonar corresponde a uma de suas etapas, em que a movimentação ordenada do diafragma e músculos intercostais, controlada a nível cerebral, estabelece um gradiente de pressão que permite a entrada de ar pelas vias aéreas e causa a insuflação pulmonar, seguida por uma etapa de esvaziamento, perfazendo um processo cíclico fundamental para a vida. Devido à ventilação, as trocas gasosas podem ocorrer nos alvéolos, visto que as moléculas de oxigênio e dióxido de carbono atravessam as paredes de capilares sanguíneos que revestem a membrana de tais unidades funcionais pulmonares (Bates, 2009; Chatburn, 2003; Guyton e Hall, 2006; West, 2012).

A ventilação mecânica, por sua vez, é uma intervenção terapêutica utilizada para suportar ou substituir o trabalho muscular necessário para a respiração, a fim de melhorar a ventilação alveolar e oxigenação sanguínea, bem como diminuir o trabalho respiratório do paciente. Para isso são empregados equipamentos denominados ventiladores pulmonares mecânicos (ou simplesmente ventiladores mecânicos), cujo uso é rotineiro em diversas situações clínicas, entre elas anestesia geral, emergências médicas e terapia intensiva (Canónico e Brigham, 1997; Johnson e Bennett, 2013; Tobin, 1994).

A ventilação mecânica passou por modificações relevantes até se obter os modernos equipamentos e modos de ventilação. Primeiros registros de procedimentos de traqueostomia e ventilação datam de 1555 (Johnson e Bennett, 2013). Durante os séculos 19 e primeira metade do século 20, o uso de ventiladores por pressão negativa (vide Figura 1.1) era predominante, os quais consistiam em câmaras metálicas fechadas que envolviam todo o corpo do paciente, exceto a cabeça, e de maneira manual ou por bombeamento motorizado, estabelecia-se no interior das mesmas uma diminuição periódica de pressão sobre a cavidade torácica do paciente, de modo a facilitar a sua expansão. Desta forma, a pressão no interior dos pulmões era reduzida a níveis sub atmosféricos e ocorria a entrada de ar pelas vias aéreas do paciente. O uso de tais equipamentos apresentava limitações devido ao tamanho, elevado peso, dificuldade em conter vazamentos e manter ventilação efetiva por longos períodos (Hasan, 2010; Kacmarek, 2011).

Outra modalidade de ventilação foi difundida na década de 1950, durante epidemia de poliomielite nos EUA. Tratava-se da ventilação mecânica por pressão positiva, que se mostrou eficiente em salvar vidas e resultou em larga escala de produção de ventiladores mecânicos portáteis (vide Figura 1.2), cuja elaboração dos primeiros modelos contou com a engenhosidade de profissionais que desenvolviam tecnologias para aviação na Segunda Guerra Mundial. Um exemplo refere-se a uma válvula elaborada por Ray Bennet e sua equipe, que originalmente deveria contribuir para a melhoria de respiração de pilotos em elevadas altitudes e foi adaptada para regular vazão em ventiladores (Hasan, 2010; Kacmarek, 2011; Tobin, 1994).

Tal modalidade de ventilação contribuiu para o desenvolvimento da medicina em terapia intensiva e vigora até os dias atuais. Em tal abordagem, a insuflação pulmonar (etapa inspiratória) ocorre de maneira forçada, em que um volume de ar é fornecido às vias aéreas do paciente impulsionado por uma pressão em nível superior à da atmosfera. Em seguida, a etapa expiratória é realizada de maneira passiva, causada pela diferença de pressão entre pulmões e ambiente (Chatburn, 2003; Hess e Kacmarek, 2014).

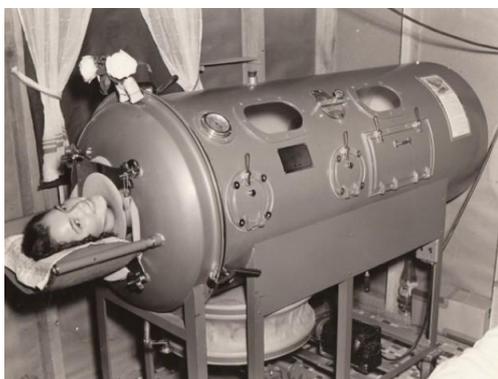


Figura 1.1. Ventilador por pressão negativa.  
Fonte: Dar, 2015.



Figura 1.2. Ventilador por pressão positiva.  
Fonte: Dräger, 2015.

Apesar dos benefícios decorrentes da ventilação mecânica, seu uso continuado pode causar lesões no sistema respiratório e implicar em efeitos negativos em demais sistemas, como por exemplo, danos gástricos (distensão gástrica e úlcera), neuromusculares (disfunção do diafragma ou fadiga muscular) e cardíacos (diminuição do débito cardíaco) (Hess e Kacmarek, 2014; Tobin, 1994). Especificamente em relação ao sistema respiratório, lesões pulmonares induzidas por ventilação, *ventilator-induced lung injury* (VILI), acometem pacientes que em grande parte das vezes já estão com a estrutura pulmonar fragilizada (Hess e MacIntyre, 2012), sendo possível destacar o volutrauma e barotrauma (distensão dos alvéolos pulmonares além de seu limite elástico, associada a altos volumes e pressões ventilatórias

aplicadas, respectivamente). A pneumonia é um inconveniente da ventilação por longos períodos. Trata-se de enfermidade bacteriana com maior incidência em pacientes ventilados mecanicamente por tempo superior a 48 horas (Chatburn, 2003; Hess e MacIntyre, 2012; Johnson e Bennett, 2013).

## **1.2 Motivação para o estudo**

Considerado o contexto relatado acima, formas de ventilação que protejam os pulmões são necessárias para redução da mortalidade, evitar complicações, diminuir o tempo necessário para a recuperação e encontrar o momento adequado para realizar o desmame do paciente em relação ao equipamento (Donahoe, 2006; Rose, 2010).

Evidentemente, o sucesso na busca por técnicas e parâmetros ideais para uso de tal terapia demanda pesquisas e existe uma tendência generalizada de se utilizar pequenos animais para estudos científicos sobre doenças respiratórias que requerem ventilação mecânica. As motivações desta escolha são principalmente éticas, econômicas (baixo custo) e tecnológicas (disponibilidade de pequenos animais geneticamente modificados, em que se verificam similaridades com variadas patologias humanas) (Irvin e Bates, 2003; Kolandaivelu e Poon, 1998; Popoiu et al., 2014). Em uma análise mais ampla, o uso de ventiladores é compulsório em experimentos com diferentes finalidades em que seja necessário anestésiar os animais (Ordodi et al., 2006).

Porém, os ventiladores mecânicos para pequenos animais disponíveis comercialmente possuem limitações relevantes na eficácia em realizar a grande variedade de modos ventilatórios implementados nos ventiladores para humanos. Tais limitações são primariamente relacionadas às diferenças nas tecnologias adotadas, que reduzem consideravelmente a versatilidade, o controle e a precisão da ventilação mecânica. Os modernos ventiladores clínicos são baseados em reservatórios de gás cuja conexão com o paciente é regulada por válvulas servo-controladas. Isto permite um controle fino da forma de onda da vazão e da pressão na abertura das vias aéreas durante a inspiração e a expiração. Por outro lado, os ventiladores comerciais de pequenos animais são baseados em um pistão servo-controlado, cuja pressão interna e sequência de esvaziamento e enchimento determinam as características da forma de onda da vazão e da pressão na abertura das vias aéreas. Tal tecnologia limita consideravelmente um controle fino de todos os parâmetros da ventilação (por exemplo, a pressão), e impede uma replicação confiável em pequenos animais de modos

ventilatórios consolidados na clínica ou em desenvolvimento (por exemplo, ventilação com pressão controlada e ventilação variável). Neste contexto, o desenvolvimento de um ventilador baseado em válvulas servo-controladas constituiria um avanço científico, tecnológico e comercial considerável.

### **1.3 Proposta da dissertação**

O presente estudo propõe uma arquitetura e modelo numérico de um ventilador mecânico cujo objetivo principal é gerar os perfis ventilatórios de pressão e vazão requeridos para a realização das estratégias de ventilação mecânica comumente utilizadas na clínica (Corona e Aumann, 2011; Mellema; 2013). O ventilador é o conjunto de uma arquitetura simplificada em relação aos ventiladores comerciais para pequenos animais e de um sistema de controle dos atuadores do mesmo. Para geração de tais perfis, uma estratégia de controle baseada em modos deslizantes é utilizada. Além disso, realiza-se uma análise de viabilidade técnica e econômica para construção de um protótipo. Destacam-se como objetivos principais do trabalho:

- proposta de uma nova arquitetura geral para o ventilador, a ser utilizada como base para a futura implementação de um protótipo: tal arquitetura deve possuir as características de simplicidade, versatilidade (i.e. permitir a implementação futura dos algoritmos de controle de ventilação mecânica de forma intuitiva e sem mudanças de *hardware*), e baixo custo de produção;
- desenvolvimento de um modelo numérico simplificado de tal arquitetura, para possibilitar a realização de simulações do comportamento do sistema em diferentes condições;
- realização de simulações com o intuito de definir os requisitos mínimos necessários para os componentes do sistema, de maneira a satisfazer as especificações desejadas para o ventilador;
- realização de simulações para verificação de desempenho do algoritmo de controle do sistema;
- definição de especificações.

É importante ressaltar que a contribuição principal do presente trabalho é a proposta de uma inovadora combinação de uma arquitetura de sistema e o controle do mesmo, que possibilite uma solução eficiente para o problema da ventilação de pequenos animais. Uma análise

formal das características do sistema poderá ser realizada somente no futuro, após a definição de diferentes aspectos da implementação do sistema, cuja relevância é apontada pelas simulações realizadas nesse trabalho.

#### **1.4 Organização do trabalho**

O trabalho está estruturado da seguinte forma: no Capítulo 2 apresentam-se informações essenciais sobre modos ventilatórios e ventiladores mecânicos, tecnologias construtivas e levantamento de modelos de ventiladores para pequenos animais comerciais e desenvolvidos em pesquisas científicas. Além disso, são apresentados aspectos teóricos relativos a sistemas pneumáticos, controle e instrumentação, os quais serão utilizados no desenvolvimento do trabalho. No Capítulo 3, descreve-se a nova arquitetura de ventilador proposta, modelagem matemática, lei de controle e diagramas de modos de funcionamento. No Capítulo 4, apresenta-se o conjunto de simulações realizadas para verificação de desempenho. Em seguida, no Capítulo 5, apresentam-se resultados das simulações. No Capítulo 6, realiza-se discussão acerca de requisitos mínimos necessários, viabilidade técnica e econômica da arquitetura em questão. Por fim, no Capítulo 7, conclui-se a respeito do trabalho e são apontadas perspectivas futuras.

## 2 Revisão da literatura

Neste capítulo serão apresentados aspectos teóricos que fundamentam o desenvolvimento do trabalho: conceitos relativos à ventilação mecânica e ventiladores existentes para pequenos animais, princípio de funcionamento de válvulas *on-off* com rápido tempo de resposta e transdutores para medição de pressão e vazão. Além disso, apresentam-se informações sobre sistemas pneumáticos e representação gráfica de seus elementos.

### 2.1 Conceitos relativos à ventilação mecânica

#### 2.1.1 Modos ventilatórios

A ventilação mecânica por pressão positiva é realizada pela conexão do ventilador ao paciente por meio de tubos flexíveis que formam um circuito ventilatório. Tal procedimento é considerado invasivo se for utilizado tubo endotraqueal ou de traqueostomia para conexão ao paciente; e não invasivo ao se utilizar uma máscara que cubra nariz e boca (Chatburn, 2003; Hess e MacIntyre, 2012). Ressalta-se que na ventilação de pequenos animais, estes são em geral traqueostomizados e utiliza-se como tubulação uma fina cânula em formato de Y. Além disso, o circuito deve ser minimizado quando possível, visto que um pequeno espaço morto (gás no tubo que não participa das trocas gasosas pulmonares) é relevante dado o volume necessário para ventilação de ratos e camundongos, que é da ordem de mililitros (Gianella-Neto et al., 1998).

Um modo ventilatório corresponde a um padrão adotado para ventilação, em que se define como a respiração será iniciada, finalizada e a forma de controle da entrega de gases (Chatburn, 2003; Keszler, 2009). Em uma divisão inicial, a ventilação mecânica pode ser classificada em: ventilação mandatória contínua (CMV ou *continuous mandatory ventilation*), em que a máquina realiza o ciclo respiratório integralmente, mesmo que haja um esforço do paciente para iniciar a inspiração; ventilação mandatória intermitente (IMV ou *intermittent mandatory ventilation*), em que se alternam ciclos completos realizados pelo equipamento e ciclos iniciados e sustentados pelo paciente, nos quais respira de maneira espontânea; e ventilação assistida, em que o ventilador fornece determinado suporte de pressão ou vazão após detectar um esforço inspiratório do paciente (Hess e MacIntyre, 2012; Johnson e Bennett, 2013; Tobin, 1994).

Os eventos de um sistema de ventilação mecânica se dividem em duas etapas principais: inspiração (insuflação forçada do pulmão) e expiração (esvaziamento passivo). Neste contexto, a ciclagem representa a passagem da etapa inspiratória de um ciclo para a etapa expiratória do mesmo. O disparo corresponde à finalização de um ciclo expiratório e, conseqüentemente, o início de uma nova inspiração. A frequência respiratória (FR) representa o número de ciclos ventilatórios completos realizados por unidade de tempo, cujo recíproco é denominado período respiratório, particionado em tempo inspiratório ( $t_{insp}$ ) e tempo expiratório ( $t_{exp}$ ) (Chatburn, 2003; Keszler, 2009).

Especificamente em relação à ventilação mandatória contínua, nos casos em que o paciente não auxilia no processo de disparo (e ocorre devido à contabilização do tempo expiratório pela máquina), denomina-se modo de ventilação controlada, como em situações de sedação profunda; caso contrário, denomina-se modo de ventilação assistida, cujo esforço do sistema respiratório pode ser detectado via queda de pressão de vias aéreas abaixo da linha de base (pressão a partir da qual a ventilação é iniciada) ao final do ciclo. A ciclagem, por sua vez, relaciona-se ao estabelecimento de um critério relativo a uma das grandezas inerentes à ventilação mecânica, tal como totalização de volume corrente (VT ou *tidal volume*, volume de gases movimentados em um ciclo ventilatório); alcance de determinada pressão de vias aéreas ( $P_o$ ); detecção de queda de vazão inspiratória ( $q_o$ ); ou  $t_{insp}$  finalizado (Chatburn, 2003; Hess e Kacmarek, 2014; Johnson e Bennett, 2013; Keszler, 2009; Tobin, 1994).

Quanto à forma de controle de entrega dos gases respiratórios, no presente trabalho serão abordados os modos de ventilação controlada a volume e à pressão, utilizados de maneira recorrente para ventilação de pequenos animais devido à anestesia para realização dos experimentos (Corona e Aumann, 2011). No modo controlado a volume, durante a inspiração é fornecido ao paciente um volume corrente pré-determinado (Johnson e Bennett, 2013). Para isto, controla-se a vazão inspiratória de gases e por meio da integração do sinal correspondente é possível totalizar o volume requerido. A forma de onda de vazão pode assumir diferentes formas, tais como padrão constante ou rampa decrescente (Mellema, 2013). Na ventilação controlada em pressão, a inspiração é gerada com a aplicação de um gradiente de pressão positiva que geralmente aumenta linearmente no tempo até atingir um valor desejado ( $P_{max}$ ), assumindo o formato de uma rampa terminada (Corona e Aumann, 2011; Mellema, 2013). Na Figura 2.1 apresentam-se exemplos de perfis de ventilação de pequenos animais nos diferentes modos de ventilação controlada apresentados.

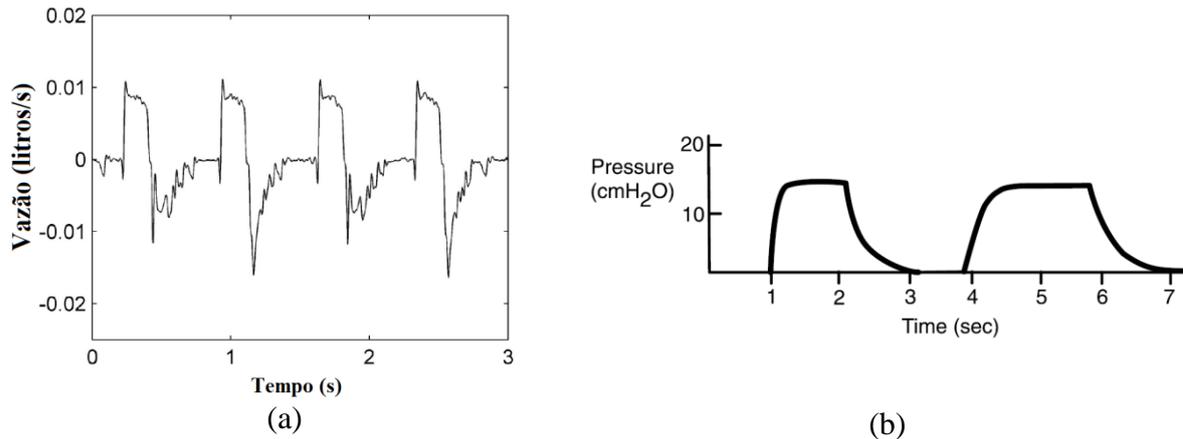


Figura 2.1. Exemplos de perfis de ventilação de pequenos animais.  
 (a) Perfil de vazão no modo controlado a volume; (b) Perfil de pressão no modo controlado à pressão.

Fonte: (a) Jardim Neto, 2011; (b) Corona e Aumann, 2011.

Em ambos os modos de ventilação, após ter decorrido o intervalo  $t_{\text{insp}}$ , os pulmões esvaziam-se passivamente devido ao gradiente de pressão entre a pressão interna e a pressão externa ao circuito ventilatório. A expiração termina quando um valor de tempo é alcançado, e uma nova inspiração é iniciada. Ressalta-se que ao se controlar uma das duas variáveis em malha fechada, a outra se torna livre. Ventiladores controlados a volume, de maneira geral, apresentam transdutores de pressão com o intuito de monitorar limiares de pressão que possam ser prejudiciais ao sistema respiratório do paciente (Donahoe, 2006; Keszler, 2009; Sanborn, 2005).

Quanto às unidades, tipicamente a pressão é medida em cmH<sub>2</sub>O ( $1 \text{ cmH}_2\text{O} \approx 98,06 \text{ Pa} \approx 9,8 \cdot 10^{-4} \text{ bar}$ ) e o volume em mililitros (ml) nos estudos com pequenos animais (Corona e Aumann, 2011). A frequência respiratória será apresentada em BPM (respirações por minuto ou *breaths per minute*), encontrada de maneira recorrente em catálogos de ventiladores, ciclos/minuto ou Hz.

### 2.1.2 PEEP

De modo a evitar que os alvéolos pulmonares se fechem completamente ao final da expiração (colapso alveolar) e contribuir para o aumento da oxigenação sanguínea, os ventiladores mecânicos devem prover uma pressão positiva ao final da expiração (PEEP ou *positive end-expiratory pressure*) de alguns cmH<sub>2</sub>O (Donahoe, 2006; Johnson e Bennett, 2013; Tobin, 1994). Em ventilação de humanos trabalha-se com o valor de referência igual a 5 cmH<sub>2</sub>O, denominado PEEP fisiológica. Contudo, adequações em relação a este valor são analisadas

para cada paciente. Manobras específicas podem necessitar de PEEP de até 20 cmH<sub>2</sub>O (Hess e Kacmarek, 2014).

Especificamente em relação a pequenos animais, em Moriya et al. (2003) experimentos foram realizados com valores de PEEP iguais a 0, 3 e 6 cmH<sub>2</sub>O; em Tomioka et al. (2002), trabalhou-se com 2 e 4 cmH<sub>2</sub>O; e em Wagers et al. (2002), foram utilizados valores entre 0 e 9 cmH<sub>2</sub>O. Tal funcionalidade em geral é implementada pelo uso de uma coluna de água acoplada ao ramo expiratório do circuito do ventilador (Schuessler e Bates, 1995) ou pela utilização da válvula do ramo expiratório aliada a controle específico (Giannella-Neto et al., 2010; Volgyesi et al., 2000).

### 2.1.3 Modelagem do sistema respiratório

O modelo linear de compartimento único pulmonar é utilizado para descrever a relação dinâmica entre pressões, vazão e volume pulmonar a partir das propriedades mecânicas do sistema respiratório. Para tal, considera-se um modelo físico composto por um tubo rígido conectado a um compartimento elástico, similar a um balão. A equação do movimento baseia-se na analogia entre o comportamento de tal modelo e sistema respiratório, em que a pressão de entrada P (proveniente do movimento dos músculos respiratórios ou ventilação mecânica) deve superar a resistência de vias aéreas (R<sub>c</sub>) e a componente elástica pulmonar, mensurada pela elastância (E). Seja P<sub>r</sub> a queda de pressão devido à R<sub>c</sub>, dV/dt a vazão (derivada temporal do volume), P<sub>el</sub> a pressão no interior do compartimento pulmonar e C<sub>c</sub> a complacência pulmonar, inversa à elastância (Bates, 2009; Chatburn, 2003; Corona e Aumann, 2011; Hess e MacIntyre, 2012). Desta forma,

$$P = P_r + P_{el} = R_c \frac{dV}{dt} + EV + EEP = R_c \frac{dV}{dt} + \frac{1}{C_c} V + EEP, \quad (2.1)$$

onde EEP é a pressão ao final da expiração e V é a variação de volume a partir do volume de repouso.

### 2.1.4 Estrutura de um ventilador mecânico

Em relação aos elementos que compõem um ventilador mecânico por pressão positiva para pequenos animais, estão presentes: (a) unidade de controle que recebe os sinais provenientes dos transdutores e envia sinais de comandos para os atuadores de acordo com lógica

estabelecida, além de efetuar a temporização das ações; (b) transdutores, tipicamente para monitoramento de vazão e pressão; (c) fonte de gases respiratórios, seja via cilindro de ar comprimido e regulador de pressão ou por pressurização do ar realizada no próprio equipamento; (d) válvulas elétricas ou pneumáticas para controle das fases da respiração; (e) elemento atuador para controle de pressão e/ou vazão inspiratória; (f) dispositivo para estabelecimento da PEEP; (g) interface entre operador e máquina para ajuste de parâmetros e modos de ventilação, em que são encontrados modelos com interface gráfica via computador ou diretamente na máquina por botões, teclado numérico e display de LCD para visualização; e (h) sistema de alarme contra eventualidades durante terapia ventilatória. Alguns modelos possuem sistema dedicado à aquisição de dados decorrentes da ventilação (Hess e MacIntyre, 2012; Sanborn, 2005; Tehrani, 2008).

### **2.1.5 Ventiladores existentes para pequenos animais**

Os ventiladores mecânicos para pequenos animais existentes, tanto modelos comerciais quanto desenvolvidos em pesquisas, ventilam os animais por pressão positiva, exceto em Kolandaivelu e Poon (1998). Quanto aos modos ventilatórios, o modo controlado é implementado em todos os equipamentos, devido à necessidade de se trabalhar com animais anestesiados. Variadas são as maneiras de ciclagem: certos modelos são controlados somente a volume ou pressão e outros dispõem das duas possibilidades. Em Ordodi et al. (2006), realiza-se a ciclagem por tempo, bem como em Popoiu et al. (2014). Neste, é estabelecida a correspondência da pressão de vias aéreas a ser alcançada após um intervalo de tempo específico, considerando-se o conhecimento do comportamento dinâmico do sistema. A modalidade de ventilação assistida está presente em tal equipamento e nos ventiladores comerciais (Inspira, Harvard Apparatus) e (Merlin, Vetronics).

Quanto à tecnologia construtiva, são utilizados cilindro/pistão pneumático ou bomba de ar para gerar vazão inspiratória. A primeira abordagem é amplamente utilizada em ventiladores controlados a volume, em que um servomecanismo (em geral, um motor acoplado a elemento de conversão de movimento rotativo em linear) é responsável pelo deslocamento do pistão no interior de um cilindro. Uma forma de controle de ventilação por tal arranjo corresponde ao controle da velocidade do atuador, considerando-se o valor de tempo inspiratório e posição inicial do pistão, de modo a estabelecer vazão inspiratória constante e totalizar o volume corrente desejado ao final do intervalo. Tais equipamentos são limitados em realizar os

diferentes modos disponíveis em ventiladores clínicos devido à impossibilidade de implementar o controle em malha fechada eficiente da pressão aplicada, e conseqüentemente a realização de modos de ventilação em pressão controlada (Kitchen et al., 2010). Nas Figuras 2.2 e 2.3 são ressaltados aspectos construtivos de dois equipamentos comerciais construídos segundo tal tecnologia.

Em uma segunda abordagem, utilizada em ventiladores controlados à pressão, uma bomba de ar estabelece vazão de gás até que uma pressão de pico seja alcançada, momento em que a válvula expiratória é aberta. Neste caso, demanda-se conciliação entre vazão de ar e tempo inspiratório, visto que este pode ser truncado caso se estabeleça alta vazão e, por conseqüência, a pressão de pico seja alcançada prematuramente (Kitchen et al., 2010; Ordodi et al., 2006). Ressalta-se que para ciclagem e disparo, em geral os ventiladores utilizam válvulas *on-off*.

Além de suporte ventilatório durante anestesia, alguns ventiladores são destinados à realização de experimentos que envolvem aquisição de imagens. Por se tratar de ambientes com elevados campos eletromagnéticos, válvulas pneumáticas são comumente utilizadas para substituir válvulas solenoides. A ventilação em tais experimentos é importante por diversas causas, tais como manter trocas gasosas adequadas e fornecer padrões de respiração que diminuam a degradação da qualidade de imagens devido ao movimento respiratório (Alejo et al., 2005; Hedlund et al., 2000).

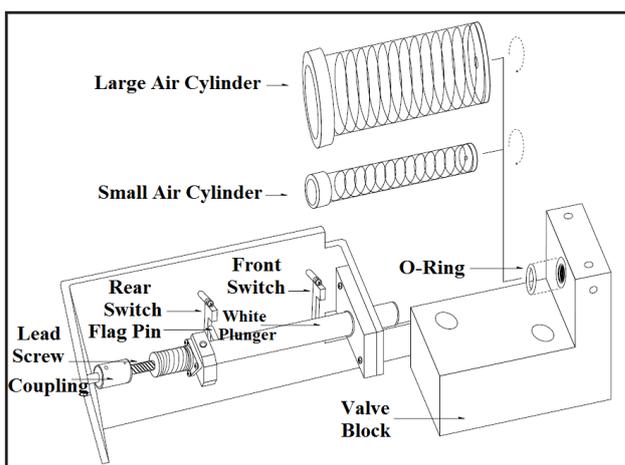


Figura 2.2. Detalhe de ventilador a pistão, modelo Inspira.

À esquerda, acoplamento que se encaixa no eixo do motor e movimenta linearmente o cilindro (à direita), que pode ser trocado dependendo do volume corrente requerido.

Fonte: Harvard Apparatus, 2000.



Figura 2.3. Vista frontal do ventilador modelo 28025.

Cilindro (à direita superior) movimenta-se a partir de transmissão de movimento rotativo do motor (à direita inferior) por meio das hastes metálicas.

Fonte: Ugo Basile, 2014.

Características e informações técnicas específicas de ventiladores mecânicos para pequenos animais pesquisados são apresentadas nas Tabelas 2.1 (produzidos em pesquisas científicas) e 2.2 (modelos comerciais).

Tabela 2.1. Ventiladores da literatura científica para pequenos animais

<b>Autor/ Ano</b>	<b>Modo de controle</b>	<b>Objetivo do ventilador</b>	<b>Tecnologia construtiva</b>	<b>Detalhes</b>
Alejo et al. (2005)	Pressão.	Ventilação durante procedimento de aquisição de imagens por ressonância magnética, incluindo fornecimento de gases hiperpolarizados.	Sistema apresenta módulo pneumático compacto (para diminuir espaço morto) com 3 terminais, em que ocorre mistura de gases respiratórios convencionais e hiperpolarizados (por atuação de válvulas pneumáticas <i>on-off</i> ) e saída conectada diretamente ao tubo endotraqueal para ventilação. Transdutor monitora pressão inspiratória de pico e PEEP.	PEEP controlada eletronicamente; Mistura dos gases pela diferença de tempo em que as válvulas permanecem abertas; Sincronização da aquisição de imagens com o ciclo respiratório; Aquisição de dados e interface gráfica desenvolvida em Delphi (comunicação via porta paralela do computador com módulo de controle em tempo real).
	<b>Animais ventilados</b>			
	Testes com ratos Wistar (250-300 g)			
	<b>Faixa de operação</b>			
	Apenas informada frequência de 60 BPM.			
Bonatti et al. (2014)	Volume.	Medição de parâmetros respiratórios (elastância e resistência) e comparação com valores teóricos de modelos matemáticos.	Motor linear movimentado de uma seringa de vidro (controle em malha fechada da posição do motor; posição e velocidade do pistão utilizados para estimar vazão e volume corrente). 2 válvulas solenoides controlam ciclagem e disparo, em que válvula inspiratória de 3 vias permite reabastecimento da seringa com gás.	PEEP por coluna de água; Transdutor de pressão utilizado; Aquisição de dados e interface de monitoramento desenvolvidos em LabVIEW (além de comunicação com placa eletrônica para comando dos atuadores); Testes com frequências de ventilação de 0,167 Hz a 3,17 Hz (passo 0,337 Hz).
	<b>Animais ventilados</b>			
	Experimentos realizados com cilindro de plástico rígido de 78 ml.			
	<b>Faixa de operação</b>			
	0 a 3 ml.			
Hedlund et al. (2000)	Pressão.	Suporte ventilatório convencional ou durante aquisição de imagens por ressonância magnética. Opção de ventilar com composição de ar e anestésicos ou com gases	Pressão de saída dos diferentes gases é ajustada por reguladores de pressão. Inspiração e expiração bem como escolha de gases para ventilação realizada por atuação de válvulas pneumáticas <i>on-off</i> . Lógica de controle baseada no tempo em que tais válvulas permanecem abertas e monitoramento da pressão de vias aéreas por transdutor.	Mecanismo de PEEP não relatado; Sincronização da aquisição de imagens com o ciclo respiratório; Aquisição de dados e interface gráfica desenvolvida em LabVIEW (além de comunicação com placa eletrônica para comandos digitais); Animais podem ser ventilados de 30 minutos a 6 horas; *Volume limitado apenas pelo tempo inspiratório (devido ao controle por pressão).
	<b>Animais ventilados</b>			
	Camundongos, ratos e porcos da Índia.			
	<b>Faixa de operação</b>			
	0,5 a 6 ml*; 0 a 30 cmH <sub>2</sub> O;			

	40 a 100 BPM.	hiperpolari- zados.		
Kitchen et al. (2010)	Pressão.	Possibilitar ventilação à pressão com flexibilidade na variação de parâmetros ventilatórios. Equipamento utilizado em estudo, por meio de imagens, dos componentes de ventilação que facilitam a aeração pulmonar em recém-nascidos pré-maturos.	O sistema apresenta 2 válvulas solenoides (para ciclagem e disparo) e 2 válvulas de restrição variável atuadas por motor de passo (a pressão de vias aéreas e PEEP são reguladas pela alteração da velocidade de abertura e fechamento do orifício das mesmas). Os ramos inspiratório e expiratório do circuito apresentam reservatórios em série com tais válvulas para diminuição das variações de pressão durante a ventilação.	Sincronização da aquisição de imagens com o ciclo respiratório; Ventilador controlado remotamente por aplicação desenvolvida em LabVIEW (a formação de imagens de raio-X é conduzida em invólucro revestido de chumbo, inacessível para comandos); Transdutores de pressão diferencial foram utilizados para medição de pressões de vias aéreas, PEEP e inspiratória de pico.
	<b>Animais ventilados</b>			
	Filhotes de coelhos.			
	<b>Faixa de operação</b>			
	Testes realizados com pressões de 29 e 35 cmH <sub>2</sub> O.			
Kolandaivelu e Poon (1998)	Pressão negativa.	Ventilar animal de maneira não invasiva por pressão negativa sobre a superfície corporal, de modo a facilitar a entrada de ar pelas vias respiratórias.	Corpo do animal (exceto cabeça) é envolvido em uma câmara. Um pistão é acoplado a um motor de modo a descrever movimento linear periódico capaz de estabelecer pressão negativa no interior do referido compartimento. O ajuste da velocidade de rotação do motor possibilita alteração da frequência respiratória.	Pressão na câmara pode alcançar - 25 cmH <sub>2</sub> O (valores monitorados por transdutor). Estudo demonstrou sobrevivência dos animais testados além da expectativa de vida para as espécies em questão.
	<b>Animais ventilados</b>			
	Camundongos recém-nascidos.			
	<b>Faixa de operação</b>			
	0 a 0,04 ml; Frequência menor que 1 Hz ou > 50 Hz (oscilações de alta frequência).			
Ordodi et al. (2006)	Tempo.	Realizar ventilação com fornecimento de pressão constante e controle apenas da válvula expiratória.	Uma válvula regula a pressão de saída de um compressor (ajuste manual). Controla-se eletronicamente a frequência respiratória em que a válvula de expiração altera a posição: uma alavanca acionada magneticamente movimentada um pistão de maneira periódica, que por sua vez, abre e fecha o orifício da válvula.	PEEP implementada por um diafragma que se fecha para pressões menores que 3 cmH <sub>2</sub> O; Para visualização da pressão de alimentação, há um manômetro; O ajuste da frequência respiratória é realizado por um potenciômetro (componente de circuito eletrônico ressonador).
	<b>Animais ventilados</b>			
	300 ratos (no decorrer dos anos de pesquisa).			
	<b>Faixa de operação</b>			
	Apenas informada pressão mínima de 1,5 cmH <sub>2</sub> O.			

Popoiu et al. (2014)	Pressão.	Equipamento capaz de fornecer gases anestésicos e realizar ventilação à pressão de maneira eficiente.	Gases anestésicos e respiratórios são misturados e o operador regula pressão de alimentação em valor constante.  Controle do valor de pressão de vias aéreas realizado em malha aberta: dada a vazão regulada de gás e conhecimento da capacidade pulmonar do animal, estima-se o tempo para que o sistema atinja tal pressão, após o qual a válvula inspiratória é aberta. Ciclagem e disparo por meio de 2 válvulas solenoides.	PEEP constante implementada por dispositivo mecânico (esfera se move no tubo, fechando circuito em 3 cmH <sub>2</sub> O); Funcionalidade de ventilação assistida disponível (detecta pressão negativa igual a 0,5 cmH <sub>2</sub> O); Sensor de sobre pressão (regulado em 50 cmH <sub>2</sub> O); Circuito de controle e acionamento de eletro válvulas não utiliza microcontrolador ou computador: baseia-se em temporizadores (555), transistores, capacitores, diodos e resistores.
	<b>Animais ventilados</b>			
	Pequenos animais, especialmente roedores (testes com ratos de 300 a 350 g).			
	<b>Faixa de operação</b>			
	3 a 50 cmH <sub>2</sub> O; 20 a 110 BPM.			
Schuessler e Bates (1995)	Volume.	Equipamento com mínimo espaço morto capaz de realizar ventilação convencional e gerar perturbações para identificação de parâmetros da mecânica respiratória.	Motor linear movimentando um pistão dentro de um cilindro para gerar vazão de gás. O sistema apresenta 3 válvulas <i>on-off</i> : 2 controlam ciclagem e disparo e a terceira é aberta durante a expiração para que o cilindro seja reabastecido com gases respiratórios.	PEEP por coluna de água; Utilizado nos experimentos em Hirai et al. (1999).
	<b>Animais ventilados</b>			
	Testes com ratos Sprague-Dawley.			
	<b>Faixa de operação</b>			
	0 a 4 ml; Testes com frequência de 90 BPM.			
Volgyesi et al. (2000)	Volume; Pressão.	Aparelho que forneça vazão inspiratória constante independente de variações de impedância do sistema respiratório do paciente.	Resistência pneumática elevada (capilar longo (24 cm) com diâmetro interno de 0.025 cm) colocada entre a fonte de pressão e o animal, de modo que a variação da resistência de vias aéreas cause alterações de vazão desprezíveis. Logo, a vazão é controlada por um regulador de pressão de saída do gás do cilindro.  Volume obtido pela integração eletrônica do sinal de vazão. Ciclagem e disparo por meio de 2 válvulas solenoide.	Ao final da inspiração, permite monitorar resistência de vias aéreas e complacência estática por meio de pausa inspiratória (duas válvulas fechadas); Interface com computador via LabVIEW (aquisição de sinais de pressão de vias aéreas, vazão e volume).
	<b>Animais ventilados</b>			
	Camundongos e ratos.			
	<b>Faixa de operação</b>			
	0,4 a 10 ml; 60 a 140 BPM.			

Tabela 2.2. Ventiladores comerciais para pequenos animais

Fabricante/ Modelo	Modo de controle	Animais ventilados	Faixa de operação	Tecnologia construtiva	Detalhes
CWE/MRI-1	Volume.	Camundongos, ratos e porcos da Índia.	0,1 a 30 ml; 5 a 150 BPM.	Bomba interna de ar e válvulas pneumáticas.	Uso de tais válvulas para evitar interferências eletromagnéticas em aplicações que geram imagens por ressonância.
CWE/SAR-830-AP	Volume; Pressão.	Camundongos, ratos e porcos da Índia.	0 a 50 cmH <sub>2</sub> O; 0,2 a 35 ml; 5 a 200 BPM.	Bomba interna de ar e um par de válvulas solenoide.	PEEP por coluna de água; Permite conexão de módulos de válvulas específicos para ventilação de até 4 animais adicionais; Utilizado nos experimentos em Jacob e Lamm (2011).
CWE/SAR-1000	Volume; Pressão.	Camundongos, ratos e porcos da Índia.	0 a 50 cmH <sub>2</sub> O; 0,2 a 35 ml; 5 a 200 BPM.	Bomba interna de ar e um par de válvulas solenoide.	Além das funcionalidades do modelo SAR-830-AP, pode ser controlado remotamente por computador (via USB e programa específico).
Hallowell/Micro Vent 1	Pressão; Ventilação oscilatória de alta frequência*.	Camundongos e ratos.	0 a 10 ml; -10 a 40 cmH <sub>2</sub> O; 75 a 240 BPM.	Válvula agulha para ajuste da pressão inspiratória média.	*Neste modo, a máquina produz oscilações de 750 a 2400 ciclos/min; Preço divulgado no site do fabricante (jan/2016): \$5171,71.
Harvard Apparatus/ '683' Small Animal Ventilator	Volume.	Ratos, porcos da Índia, coelhos e gatos (250 g a 10 kg).	0,2 a 30 ml*; 30 a 150 BPM.	Pistão e cilindro (acoplado a motor).	PEEP por coluna de água; Utilizado nos experimentos em Tomioka et al. (2002) e Volgyesi et al. (2000); *Dois tamanhos de cilindros (0,2 a 5 ml; 1,5 a 30 ml).
Harvard Apparatus/ Inspira Advanced Safety Ventilator	Volume; Pressão (modelos distintos).	Camundongos, ratos, porcos da Índia, coelhos e gatos (15 g a 10 kg).	0 a 50 cmH <sub>2</sub> O; 0,1 a 100 ml*; 5 a 200 BPM.	Pistão e cilindro (acoplado a motor).	PEEP por coluna de água; Funcionalidade de ventilação assistida disponível (ao detectar queda de pressão de vias aéreas); *Dois tamanhos de cilindros (0,1 a 10 ml; 10 a 100 ml).
Kent Scientific/MouseVent	Volume; Pressão.	Ratos (3 a 500 g).	2 a 30 cmH <sub>2</sub> O; 1,5 l/min (vazão máxima); 20 a 350 BPM.	Referência à utilização de válvula e bomba de ar. Não cita o uso de pistão.	Gera PEEP automaticamente; Preço divulgado no site do fabricante (jan/2016): \$4975.
SCIREQ/flexiVent	Volume; Pressão.	Camundongos (neonatos e adultos), ratos e porcos da Índia (3 g a 1 kg)*.	-80 a 80 cmH <sub>2</sub> O; PEEP: 0 a 20 cmH <sub>2</sub> O; 0 a 51,7 ml*;	Bomba de pistão.	Gera PEEP automaticamente; Utilizado nos experimentos em Moriya et al. (2003), Tomioka et al. (2002) e Wagers et al. (2002). flexiWare: programa para aquisição de dados;

			6 a 600 BPM.		Permite identificação de parâmetros respiratórios do paciente. *De acordo com módulos adquiridos (5 diferentes).
Ugo Basile/ 28025/	Volume.	Camundongos, ratos neonatos e pássaros pequenos.	0,05 a 1 ml*; 60 a 300 BPM.	Pistão e cilindro (acoplado a motor).	*Dois tamanhos de cilindros (0,05 a 0,5 ml; 0,1 a 1 ml).
Ugo Basile/ 7025/	Volume.	Camundongos, ratos, porcos da índia e pássaros pequenos.	0,1 a 30 ml*; 15 a 180 BPM.	Pistão e cilindro (acoplado a motor).	*Quatro tamanhos de cilindros (0,1 a 1 ml; 0,5 a 5 ml; 1 a 10 ml; 3 a 30 ml).
Vetronic/ Merlin	Volume; Pressão.	Animais de pequeno a grande porte (50 g a 70 kg).	1 a 800 ml*; 1 a 57 cmH <sub>2</sub> O (incrementos de 1 cmH <sub>2</sub> O);	Pistão e cilindro (acoplado a motor de passo).	PEEP por válvula externa; Funcionalidade de ventilação assistida disponível; *1 a 40 ml (incrementos de 1 ml)/ 40 a 120 ml (incrementos de 5 ml)/ 120 a 800 ml (incrementos de 10 ml).
Vetronic/ SAV04	Pressão.	Animais de até 12 kg.	1 a 60 cmH <sub>2</sub> O*; 1 a 120 BPM.	Válvula solenoide é mantida fechada até que pressão de vias aéreas atinja valor requerido.	*Incrementos de 1 cmH <sub>2</sub> O.

## 2.2 Elementos de sistemas pneumáticos

Sistemas pneumáticos criam condições para movimentação de composições gasosas, usualmente o ar, com o intuito de que o fluido seja capaz de realizar algum tipo de trabalho. Tais sistemas usualmente são constituídos por atuadores pneumáticos, dispositivos de comando, tubos de conexão, compressor e de acordo com a aplicação, transdutores que medem diferentes grandezas, tais como pressão, vazão, posição e força, além da eventual utilização de acumuladores pneumáticos, também denominados reservatórios de pressão (Dihovicni e Medenica, 2011).

Um ventilador mecânico pode ser considerado um sistema pneumático a partir da conceituação exposta, visto que os gases presentes no circuito são usados para a nobre tarefa de interagir com um indivíduo e possibilitar que o mesmo realize suas trocas gasosas a nível pulmonar.

Em relação às grandezas de interesse para modelagem de um ventilador mecânico, a pressão corresponde à força normal por unidade de área exercida sobre determinada superfície. No decorrer do presente trabalho, os valores de pressão corresponderão à pressão manométrica (em Inglês: *gauge pressure*), ou seja, diferença entre a pressão em um dado ponto e a pressão atmosférica local. A vazão (ou escoamento) corresponde à movimentação de uma quantidade de gases por unidade de tempo, que pode ser dada em termos mássicos (vazão mássica) ou em termos volumétricos (vazão volumétrica), cuja relação entre tais grandezas depende da densidade ( $\rho$ ) do gás em questão.

O escoamento de um fluido pode se caracterizar laminar, caso as partículas se movam segundo trajetórias caracterizadas por vetores velocidade (tangentes às trajetórias) que não se alteram ao longo do tempo, descrevendo percursos suaves e paralelos. Este tipo de escoamento em geral ocorre em fluidos que se movimentam em baixas velocidades. O escoamento pode também ser caracterizado como turbulento, caso os vetores velocidade tangentes às trajetórias das partículas variem ao longo do tempo, produzindo irregularidades espaço-temporais, tais como vórtices.

Outra propriedade de interesse em estudo de fluidos corresponde à compressibilidade. Um fluido é considerado incompressível se sua densidade permanecer inalterada ao longo do tempo, e compressível, caso contrário. No caso específico dos gases, a propriedade de incompressibilidade corresponde a uma idealização, visto que em casos raros, como, por exemplo, velocidades muito baixas, um gás é incompressível. Por outro lado, a compressibilidade corresponde a um fenômeno complexo e com resultados específicos para determinadas aplicações (Kluever, 2015). No decorrer do presente trabalho, a hipótese simplificadora de incompressibilidade dos gases será utilizada com intuito de descrição de um modelo matemático de resistores pneumáticos.

Finalmente, em termos de análise, considera-se um processo termodinâmico em regime quase-estático (ou quase-estacionário) caso ocorra lentamente, de modo que as moléculas não apresentem acelerações locais (Moran et al., 2011; Munson et al., 2012).

### **2.2.1 Resistência pneumática**

Corresponde a um elemento no circuito pneumático que se opõe à vazão do fluido e dissipa energia, de maneira análoga a um resistor em um circuito elétrico. Em relação a um fluido que

apresenta escoamento laminar, a relação entre queda de pressão ( $\Delta P$ ) e vazão volumétrica ( $Q$ ) em uma resistência pneumática ( $R$ ) é dada por (Kluever, 2015):

$$\Delta P = RQ \quad (2.2)$$

É importante enfatizar que esta é uma expressão bastante simplificada, pois se considera uma relação linear entre queda de pressão, ou perda de carga, ( $\Delta P$ ) e vazão volumétrica ( $Q$ ).

### 2.2.2 Capacitância de um reservatório pneumático

Um reservatório de pressão com paredes rígidas e volume ( $V$ ) apresenta uma capacitância ( $C$ ) que em termos mássicos representa uma medida da massa de gases acrescida em seu interior devido a determinado aumento de pressão. Considerando que o processo termodinâmico relativo ao reservatório ocorra com variação desprezível de temperatura do gás, a capacitância do mesmo será dada por (Kluever, 2015):

$$C = \frac{V}{R_{ar}T} \quad (2.3)$$

em que  $R_{ar} = 287 \text{ Nm/kgK}$  e  $T$  é a temperatura absoluta em graus Kelvin. A dedução da Eq. (2.3) encontra-se no Apêndice 1.

## 2.3 Instrumentação do sistema

### 2.3.1 Válvulas *on-off*

Dois principais tipos de válvulas são utilizados para o controle de pressão e/ou vazão de fluidos em sistemas pneumáticos: válvulas servo (proporcionais), que atuam por meio de um sinal analógico, em faixa contínua, capaz de determinar a área da seção disponível para passagem do fluido pelo corpo da válvula ao controlar a posição do obturador; e válvulas *on-off*, comandadas por chaveamento, ou seja, mediante níveis de tensão digitais correspondentes a área de seção para passagem do fluido em valores extremos (totalmente aberta ou totalmente fechada) (Skousen, 2011; Taghizadeh et al., 2009; Topçu et al., 2006).

Válvulas *on-off* são utilizadas em uma ampla variedade de aplicações devido a seu baixo custo, rapidez e simplicidade operacional se comparadas às servo válvulas, as quais demandam alta precisão na fabricação, necessidade de um circuito embutido para controle da área do orifício de passagem do fluido, além de, em geral, ocuparem maiores espaços devido

aos seus componentes mecânicos. Além disso, como será apresentado na seção 2.5, existe técnica capaz de modular características proporcionais a partir de válvulas *on-off* (Liu et al., 2011; Nguyen et al., 2007; Taghizadeh et al., 2009). Devido às características relatadas, o presente trabalho se baseará na utilização de válvulas *on-off*.

O tempo de resposta de uma válvula *on-off* corresponde ao intervalo de tempo a partir da aplicação do comando elétrico para mudança de posição até que a pressão a jusante da válvula atinja 90% da pressão a montante da mesma, caso se trate de abertura; ou 10% da pressão a montante, caso se trate de uma manobra de fechamento (Ross Controls, 2011; IMI Precision Engineering, 2015).

O tempo de resposta é um parâmetro crítico no presente trabalho, pois um dos requisitos para desenvolvimento de um ventilador mecânico para pequenos animais refere-se ao curto intervalo de tempo relativo ao ciclo respiratório. Trabalha-se com tempos inspiratórios da ordem de 100 ms, condizente com o ciclo natural de respiração dos roedores (Paterson et al., 1992). Como será apresentado no Capítulo 3, a utilização do chaveamento como forma de controle durante a inspiração implica na necessidade de abertura e fechamento de uma válvula *on-off* determinado número de vezes por ciclo. Portanto, a pesquisa de válvulas comerciais que apresentem tempos de resposta compatíveis com tal especificação faz-se necessária para sucesso na implementação da arquitetura em questão. Duas tecnologias pesquisadas, relativas a atuadores, são capazes de converter um sinal elétrico de comando em atuação mecânica para alterar a posição do atuador de acordo com tal requisito temporal: válvulas solenoides e válvulas piezoelétricas.

#### a) Válvulas solenoide

Um fio metálico enrolado de maneira a formar um conjunto de espiras é denominado solenoide. Quando tal elemento é percorrido por uma corrente elétrica, estabelece-se um campo magnético na região envolta pelo mesmo, proporcional à intensidade da corrente e densidade de espiras, de modo a gerar uma força magnética capaz de atrair elementos ferromagnéticos. Quanto maior o comprimento do solenoide, mais uniforme é o campo em seu núcleo e suas extremidades se comportam como polos de um ímã no formato de barra, como mostrado na Figura 2.5 (Serway e Jewett Jr., 2014).

Uma válvula solenoide denominada de ação direta é construída com base em tal princípio: o atuador corresponde a um solenoide que quando energizado, atrai para seu núcleo uma haste

(obturador ou disco de vedação) responsável por abrir o orifício de passagem do fluido pelo corpo da válvula. Ao remover o fornecimento de energia ao atuador, o orifício é novamente fechado, conforme ilustrado na Figura 2.4 (Angadi et al., 2009; Hurley, 1982; Taghizadeh et al., 2009).

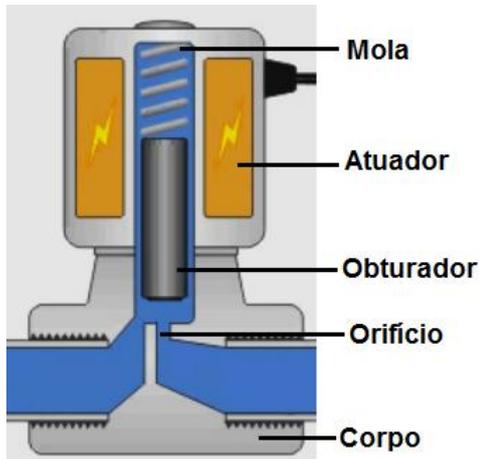


Figura 2.4. Esquemático dos elementos básicos de uma válvula.

Fonte: adaptado de Solenoid-Valve-Info.com, 2015.

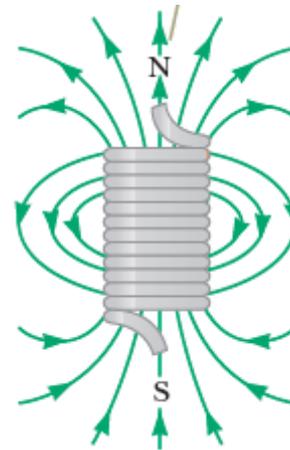


Figura 2.5. Linhas de campo magnético em um solenoide.

Fonte: Serway e Jewett Jr., 2014.

Há também as válvulas solenoides piloto-operadas, vide Figura 2.6, as quais possuem um estágio intermediário de acionamento a nível mecânico: o orifício comandado pelo obturador da válvula não corresponde ao principal caminho para passagem do fluido. Tal válvula, ao desobstruir o orifício, diminui a pressão sobre um dispositivo piloto (tipicamente um pistão ou diafragma) que até então mantém um orifício principal fechado. Com a diminuição da pressão, o piloto altera sua posição e o caminho para passagem do fluido é liberado. Quando a válvula solenoide é fechada, a pressão sobre o piloto aumenta, fechando novamente o orifício principal para escoamento do fluido. Este tipo de válvula, portanto, opera desde que exista uma pressão diferencial suficiente entre pontos específicos do instrumento, o que não é necessário em válvulas de ação direta. Válvulas piloto são utilizadas amplamente em aplicações industriais, em que há demanda por altas vazões. Válvulas de ação direta, por sua vez, se adequam em aplicações em que pequenos orifícios de passagem são suficientes para estabelecer as vazões adequadas (JP Fluid Control, 2015; Kong e Li, 2014; Qifang e Jiangping, 2009).

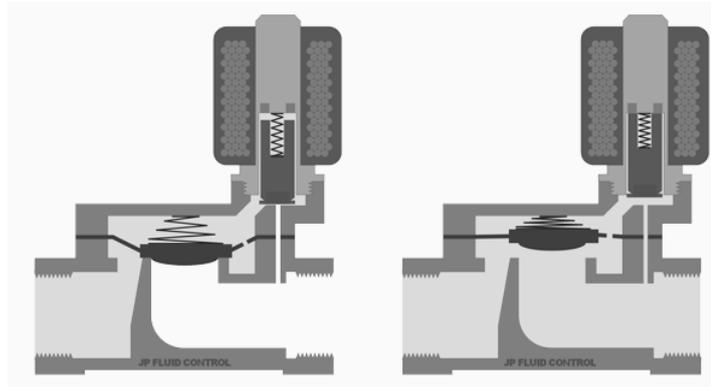


Figura 2.6. Esquemático de abertura e fechamento de uma válvula solenoide piloto.  
 Fonte: JP Fluid Control, 2015.

### b) Válvulas piezoelétricas

O efeito piezoelétrico, cujos primeiros relatos científicos foram apresentados em 1880, baseia-se no fato de que certos materiais, quando pressionados, sofrem flexão e geram uma diferença de potencial elétrico em sua estrutura. O efeito piezoelétrico inverso, por sua vez, corresponde à deformação mecânica em determinada direção que tais materiais podem sofrer, conforme ilustrado na Figura 2.7, a partir da aplicação de uma diferença de potencial elétrico que estabeleça um campo elétrico capaz de polarizar as moléculas dos mesmos. Diferentes produtos tais como alto-falantes, transdutores e atuadores baseiam-se nesta propriedade, que é verificada em certas cerâmicas policristalinas ferroelétricas, visto que as mesmas sofrem alteração mecânica significativa para construção de produtos em escala industrial (Jaffe et al., 1971; Physik Instrumente, 2015; Wirtl e Sixt, 2014).

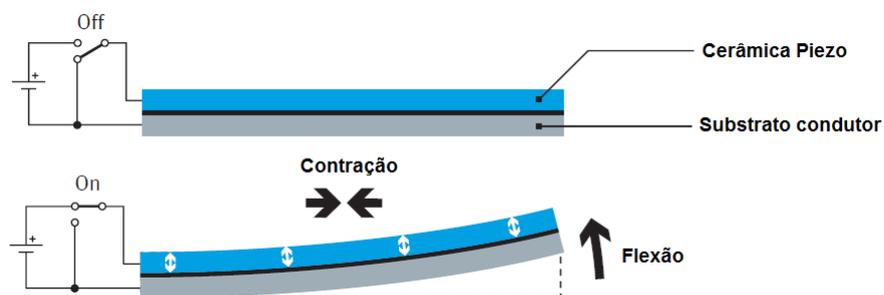


Figura 2.7. Propriedade de cerâmica piezoelétrica usada para construção de atuadores.  
 Fonte: adaptado de FESTO, 2012.

Além de apresentar tempo de resposta da ordem de milissegundos, verifica-se a construção de atuadores piezoelétricos com nível de ruído sonoro, consumo de energia e dimensões reduzidas se comparadas às de válvulas solenoides (como por exemplo, válvulas com dimensões de uma moeda, já que não necessitam de circuitos magnéticos para acionamento); e durabilidade pode chegar a repetições acima de 1 bilhão de ciclos. Tais atuadores foram

inicialmente utilizados com sucesso em válvulas para injeção de combustíveis em motores automotivos. Verifica-se, atualmente, o uso em aplicações médicas, como por exemplo, em equipamentos para cirurgias oftalmológicas e ventiladores mecânicos portáteis, que necessitam ser compactos e leves. De modo geral, tais válvulas são projetadas para aplicações específicas. Em termos de perspectivas futuras, a produção em larga escala e a diversidade de modelos comerciais poderá contribuir para a difusão deste tipo de atuador para outros equipamentos (FESTO, 2012; Physik Instrumente, 2015; Wirtl e Sixt, 2014).

Na Tabela 2.3 são apresentadas informações de válvulas solenoides e piezoelétricas comerciais pesquisadas para futura construção do ventilador mecânico. O critério de pesquisa baseou-se no tempo de resposta requerido (da ordem de milissegundos) e vida útil (em termos do número de ciclos de abertura e fechamento indicado pelo fabricante).

#### c) Tecnologia escolhida

No presente trabalho, escolheu-se utilizar dados baseados em válvulas solenoides devido ao baixo tempo de resposta e maior vida útil (vide Tabela 2.3), além da diversidade de fabricantes e maior facilidade para encontrar os modelos comercialmente. Fabricantes de atuadores piezoelétricos oferecem atualmente produtos específicos de acordo com o estudo da necessidade do consumidor, o que representa uma questão positiva tecnicamente, mas pode tornar o equipamento inviável financeiramente caso não seja produzido em larga escala, de modo a amortizar os custos de tal estudo e fabricação sob encomenda. Contudo, para montagem de um futuro protótipo, a verificação do surgimento de novos modelos comerciais de válvulas com esta tecnologia não deve ser desprezada. Apesar do compromisso primordial do presente trabalho com questões de cunho acadêmico, técnico e científico, a análise de viabilidade financeira de um produto é intrínseca à Engenharia e por isso foi também considerada.

Tabela 2.3. Válvulas solenoides e piezoelétricas comerciais com rápido tempo de resposta

<b>Fabricante/ modelo</b>	<b>Tempo de resposta (ms)</b>	<b>Vida útil (nº ciclos)</b>	<b>Atuador</b>	<b>Vias/ pos.</b>	<b>Vazão nominal (l/min)</b>	<b>Observações</b>
FESTO/ MH2-MHE2	< 2	> 500 mi	Solenóide 24 VDC (ação direta)	3/2	100*	Pode ser usada como 2/2 vias ao vedar uma via; Fluido: ar.
FESTO/ MHJ9/MHJ10	< 1	> 5 bi	Solenóide 12 VDC (ação direta)	2/2	Modelos variados*: 50, 100 ou 160	Permite vazão em somente um sentido; Fluido: ar.
Bürkert/ 6011/6011A	7 a 12	Não informado	Solenóide 24 VDC (ação direta)	2/2	Modelos variados**: Kv = 0,8 (menor orifício) à Kv = 2,16 (maior orifício).	Fluido: ar, gases inertes e líquidos.
Bürkert/ 6144	8	Não informado	Solenóide 24 VDC (ação direta)	3/2	7*	Fluido: ar, gases inertes e líquidos; Utilizada em Popoiu et al.(2014).
Clippard/ EC-2-12/ EC-3-12	5 a 10	> 1 bi	Solenóide 12 ou 24 VDC (ação direta)	2/2 ou 3/2	17*	Fluido: ar; Utilizada em Volgyesi et al. (2000).
ASCO/ 8262/8263	5 a 25	Não informado	Solenóide 12 ou 24 VDC (ação direta)	2/2	Modelos variados**: Kv = 0,83 (menor orifício) à Kv = 10,16 (maior orifício)	Fluido: ar, gases inertes e líquidos.

Parker/ Ten-X	< 5	20 mi	Solenóide 5, 12 ou 24 VDC (ação direta)	2/2 ou 3/2	8*	Fluido: ar.
FESTO/ VEMR	< 10	Não informado	Piezoelétrico (pode ser utilizada como válvula proporcional de acordo com tensão aplicada)	2/2	17***	Fluido: ar, oxigênio, gases inertes; fabricante modifica produto de acordo com necessidades do cliente.
Viking AT/ Viva actuator	< 1	2 a 3 bi	Fornece atuador piezoelétrico a ser acoplado ao corpo de válvula do cliente	-	-	Fluido: testada em aplicações com ar, nitrogênio e hélio.

\* *QNn (vazão nominal padrão de ar) - Condição de teste: medida da vazão de ar a 20 °C e 1 bar ( $10^5$  Pa) de pressão diferencial sobre a válvula completamente aberta (FESTO, 2007).*

\*\* *Kv (fator de vazão de água pela válvula) - Condição de teste: medida da vazão de água a 20 °C e 1 bar ( $10^5$  Pa) de pressão diferencial sobre a válvula completamente aberta (Bürkert, 2015). Fator encontrado nas folhas de dados em  $m^3/h$ , porém convertido na tabela para  $l/min$ . Ressalta-se que o Kv foi explicitado para modelos em que não foram fornecidas informações sobre o QNn.*

\*\*\* *Para uma diferença de pressão de 2 bar.*

### 2.3.2 Medição de pressão diferencial

O monitoramento da pressão de vias aéreas durante ventilação mecânica ocorre por meio de sensor conectado ao circuito ventilatório, próximo ao nariz, boca ou traqueia. Para isto, são amplamente utilizados transdutores piezoresistivos, cujo elemento sensor tem a resistência alterada ao sofrer deformação mecânica, diferentemente de materiais piezoelétricos que convertem deformação em diferença de potencial elétrico (Dirjish, 2012). Por se tratar de um dispositivo passivo, é instalado como um ou vários dos quatro elementos resistivos de uma ponte de Wheatstone energizada e devidamente equilibrada. A diferença de pressão modifica as resistências dos sensores na ponte, desequilibrando-a, e conseqüentemente gera uma tensão

proporcional à diferença de pressão, e que se apresenta nos terminais de saída do referido circuito (Bates, 2009; Sanborn, 2005).

### 2.3.3 Medidores de vazão

#### a) Pneumotacógrafo unicapilar

A medição de vazão de gás em aplicações respiratórias com pequenos animais é amplamente realizada por pneumotacógrafos unicapilares que mensuram tal grandeza (comumente denominada fluxo) por meio da queda de pressão associada à presença de uma resistência pneumática ( $R_{ptc}$ ) de valor conhecido correspondente a um tubo capilar através do qual o fluido escoar. O projeto de tais dispositivos pressupõe escoamento laminar, em que a relação entre a pressão diferencial verificada ( $\Delta P$ ) e vazão ( $Q$ ) é linear e dada por (2.2). Neste caso, pode ser utilizada a Equação de Poiseuille para dimensionamento da resistência pneumática de um tubo cilíndrico (Bates, 2009; Giannella-Neto et al., 1998):

$$\Delta P = R_{ptc}Q \text{ e } R_{ptc} = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \rightarrow \Delta P = \frac{8\eta L}{\pi r^4} Q,$$

em que  $L$  é comprimento do tubo,  $r$  o raio interno e  $\eta$  a viscosidade dinâmica do fluido. A verificação do caráter laminar ou turbulento do escoamento pode ser realizada a partir da avaliação do número de Reynolds ( $Re$ ) (escoamento laminar, se  $Re \leq 2000$ ; transicional, se  $2000 < Re \leq 2400$ ; e turbulento, se  $Re > 2400$ ) (Munson et al., 2012). Neste caso, é desejado:

$$Re = \frac{2r\rho v_f}{\eta} \leq 2000,$$

sendo  $\rho$  e  $v_f$  a densidade e velocidade média do fluido, respectivamente. Por meio da equação da continuidade é possível obter a condição para raio mínimo do tubo que garanta escoamento laminar:

$$v_f = \frac{Q}{\pi r^2} \text{ e } Re = \frac{2r\rho v_f}{\eta} \leq 2000 \rightarrow r \geq \frac{Q\rho}{1000\pi\eta}. \quad (2.4)$$

Além de se garantir regime laminar e mínimo espaço morto, o projeto adequado da resistência do pneumotacógrafo necessita que esta seja grande o suficiente, de modo a permitir uma queda de pressão capaz de ser mensurada pelo transdutor, mesmo para baixas vazões; e por

outro lado, que seja limitada a uma fração ( $\alpha$ ) da resistência de vias aéreas do animal ( $R_c$ ), de maneira a causar mínima interferência na mecânica respiratória (Giannella-Neto et al., 1998; Schuessler e Bates, 1995):

$$R_{ptc} \leq \alpha R_c. \quad (2.5)$$

Em Albuquerque (2010), adotou-se  $\alpha = 0,7$  para o pneumotacógrafo do ramo inspiratório (de modo a possibilitar queda de pressão adequada para medição) e  $\alpha = 0,2$  para o expiratório (para interferir minimamente na expiração do animal).

#### b) Sensor de vazão mássica

Uma alternativa ao uso de pneumotacógrafos refere-se à utilização de sensores de vazão mássica baseados em troca de calor entre a massa de gás e um fio aquecido. Tal fio comporta-se como uma resistência com coeficiente positivo de temperatura (PTC, quanto maior a temperatura, maior a resistência), em geral de platina, que é energizada por uma fonte de tensão constante, propiciando o aquecimento do elemento até determinada temperatura. A passagem da massa de gás implica em resfriamento do fio, que diminui sua resistência e gera aumento de corrente. Esta é mensurada e a partir da calibração interna do instrumento, apresenta correspondência com a vazão de gás em questão (Bates, 2009; Khamshah et al., 2011).

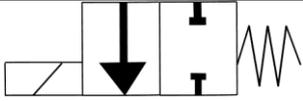
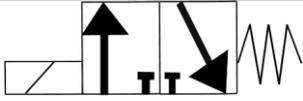
## 2.4 Representação de elementos do circuito pneumático

Uma possível formalização para a representação de elementos de um sistema pneumático é aquela padronizada pela norma ISO 1219 (ISO, 2006). Na Tabela 2.4 apresenta-se a simbologia e respectiva descrição dos elementos a serem utilizados no Capítulo 3.

Especificamente em relação às válvulas *on-off*, na representação pneumática padrão, as mesmas são caracterizadas como válvulas direcionais v/p vias, em que v refere-se ao número de vias (terminais para entrada e saída do fluido) e p refere-se ao número de posições, em que cada posição representa um arranjo mecânico interno para passagem ou obstrução da vazão, de acordo com o estado operacional do atuador. Cada posição é representada por um quadrado preenchido por setas com o sentido do escoamento e/ou obstruções, os quais se ligam às vias da válvula. Nas extremidades das posições encontra-se o elemento que modifica a posição. No

presente trabalho utiliza-se para tal função o atuador solenoide, caso energizado, e retorno por mola, caso contrário.

Tabela 2.4. Simbologia dos elementos do sistema pneumático

Símbolo	Descrição
	Fonte de pressão (cilindro alimentador ou PEEP)
	Válvula 2/2 vias atuada por solenoide e retorno por mola
	Válvula 3/2 vias atuada por solenoide e retorno por mola
	Resistência pneumática
	Reservatório pneumático
	Turbina
	Transdutor de pressão
	Tubulação - linha não pressurizada
	Tubulação - linha pressurizada
	Saída para a atmosfera

## 2.5 Técnicas para controle de válvulas solenoides *on-off*

Conforme apresentado na seção 2.3.1, o ventilador deverá ser capaz de gerar inspirações em até 100 ms. Para obter um sistema que apresente baixo custo nestas circunstâncias, foram pesquisadas válvulas solenoides *on-off* com rápido tempo de resposta, o que leva à necessidade de encontrar uma estratégia de controle para estabelecer os perfis ventilatórios de pressão ou vazão. Por se tratar de atuadores por entrada discreta, o controle preciso de um sistema que os utiliza torna-se um desafio. Duas abordagens para controle são utilizadas para esta finalidade: controle por PWM, e controle por modos deslizantes (Hodgson et al., 2011).

No controle por PWM (*pulse width modulation* ou modulação por largura de pulso) a comutação do sinal de entrada da válvula é realizada em uma frequência suficientemente elevada e constante, de maneira que a tensão média recebida pelo circuito de acionamento do atuador apresente característica de um sinal contínuo semelhante ao entregue a uma servo

válvula. Em termos de vazão através da válvula, tal técnica objetiva o estabelecimento de um fluxo médio proporcional ao ciclo de trabalho (em Inglês: *duty cycle*) do atuador (Nguyen et al., 2007; Hodgson et al., 2011).

No controle por modos deslizantes, por sua vez, trabalha-se com a avaliação do erro entre a variável a ser controlada, por exemplo pressão, e sua referência. Baseado no valor e/ou sinal positivo ou negativo de tal erro, o sinal discreto para comando da válvula é modificado, estabelecendo subsistemas com diferentes estruturas de acordo com a condição de funcionamento verificada (Edwards e Spurgeon, 1998; Hodgson et al., 2011).

Em uma avaliação inicial, trabalhou-se com o controle das válvulas solenoides do sistema descrito no presente trabalho via PWM. Contudo, devido ao elevado número de comutações da válvula por ciclo respiratório, tal estratégia foi substituída pelo controle baseado em modos deslizantes. Embora a análise aprofundada da estratégia específica de controle utilizada não seja o alvo deste trabalho, boas introduções ao controle por modos deslizantes podem ser encontradas no Capítulo 7 de Slotine e Li (1991) e nos Capítulos 1 e 2 de Shtessel et al. (2014). Na seção 3.1.6 a aplicação da estratégia de controle por modos deslizantes para a arquitetura de ventilador mecânico proposta será detalhada. Alguns fundamentos teóricos básicos estão também registrados no Apêndice 2.

### 3 Ventilador proposto

No presente capítulo apresenta-se a Arquitetura proposta para o ventilador: elementos do circuito pneumático (funcionalidades e interações), modelo matemático adotado para simulações, lei de controle e modos de funcionamento do sistema. Especificamente, na seção 3.1 descreve-se a Arquitetura Inicial do equipamento, projeto desenvolvido durante a primeira etapa da pesquisa. Em seguida, na seção 3.2 é apresentada a Arquitetura Modificada, em que alterações na estrutura do sistema foram propostas para atender requisitos específicos relacionados ao desempenho do ventilador.

#### 3.1 Arquitetura Inicial do ventilador

A premissa adotada para a concepção da arquitetura do sistema relaciona-se à geração dos perfis ventilatórios requeridos a partir de uma estrutura de simples operação e manutenção a nível de componentes físicos do ventilador. Neste contexto, os mecanismos de atuação, medição e demais elementos do circuito pneumático, além da estratégia de controle a ser adotada, devem ser escolhidos de modo que a relação entre os mesmos possibilite ventilação mecânica adequada.

##### 3.1.1 Elementos do sistema

O sistema proposto no presente trabalho baseia-se, em relação ao circuito pneumático, na utilização dos seguintes elementos em série, ilustrados na Figura 3.1:

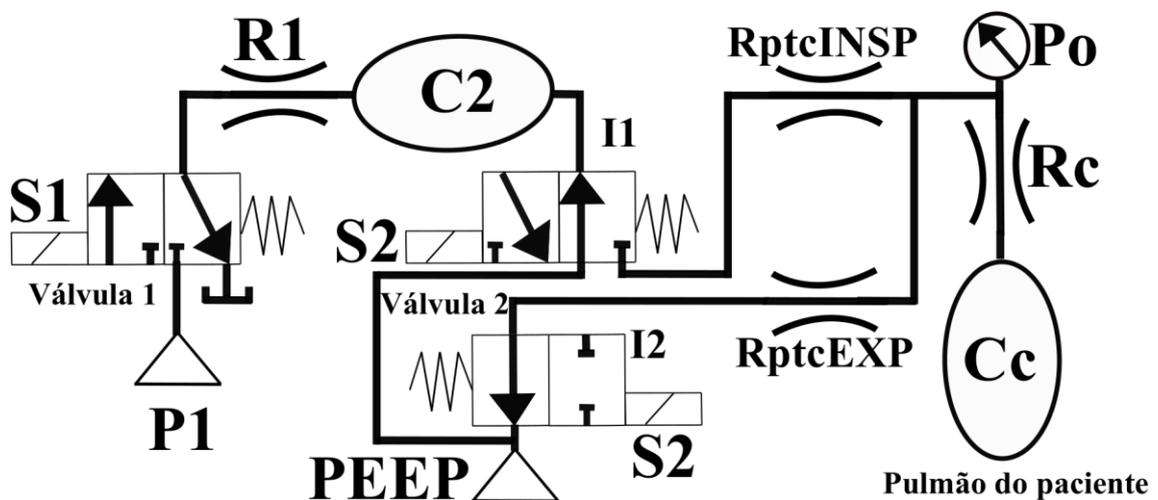


Figura 3.1. Representação do circuito pneumático do ventilador proposto.

a) Cilindro P1

Em relação à fonte de gases respiratórios, utiliza-se um cilindro alimentador com pressão regulada com valor P1 considerado constante durante todo o processo de ventilação.

b) Válvula 1

Evidencia-se a importância da escolha do elemento de atuação responsável pelo controle da etapa inspiratória da ventilação. Devido às restrições temporais para insuflação pulmonar, deve-se utilizar um atuador com rápido tempo de resposta, capaz de modular adequadamente o valor da variável de interesse em cada modo ventilatório disponível. Além disso, trata-se de um processo cíclico em que o equipamento deve ventilar o paciente por longos períodos de tempo, se comparado à duração do ciclo respiratório. Portanto, faz-se necessária a escolha de um mecanismo capaz de atender à necessidade de operação recorrente que seja robusta a desajustes mecânicos e que apresente vida útil que torne o equipamento técnica e economicamente viável.

Para esta funcionalidade, propõe-se a utilização de uma válvula solenoide do tipo *on-off*, dotada de 3 vias e 2 posições (3/2 vias), com retorno por mola, denominada Válvula 1. As vias estão conectadas ao Cilindro P1, atmosfera e circuito pneumático. Exemplos deste tipo de válvula são apresentados na Figura 3.2.



(a)



(b)

Figura 3.2. Exemplos de válvulas solenoide *on-off* 3/2 vias.  
Fonte: (a) Clippard Minimatic, 2014; (b) Bürkert Fluid Control Systems, 2015.

Esta válvula corresponde a uma simplificação em relação a estruturas de outros ventiladores destinados às mesmas aplicações, os quais utilizam motores, pistões e/ou estruturas mecânicas de acoplamento, como evidenciado na seção 2.1.5, o que pode resultar em alta complexidade do sistema a nível de *hardware*, limitar a flexibilidade para gerar diferentes modos ventilatórios e possibilitar desajustes tais como folgas e desalinhamento de peças durante a utilização do equipamento. Por outro lado, no ventilador proposto no presente trabalho, a Válvula 1, por representar o único componente mecânico ativo do circuito para controle da inspiração, em caso de manutenção por algum tipo de desgaste, poderá ser simplesmente substituída e o equipamento estará apto para continuidade dos trabalhos.

#### c) Filtro pneumático

A Válvula 1 conecta-se ao restante do circuito por uma resistência pneumática de valor  $R1$ , a qual, por sua vez, encontra-se em série com um reservatório intermediário de capacitância  $C2$ . Os elementos Válvula 1,  $R1$  e  $C2$  são usados para produzir um perfil desejado de pressão no reservatório intermediário dependendo do ciclo de trabalho de tal válvula, o que será detalhado nas seções subsequentes.

A utilização de uma resistência em série com um reservatório, considerando a capacidade volumétrica do mesmo superior em relação ao volume inspirado pelo paciente, tem como objetivo possibilitar uma variação desprezível no volume de tal recipiente durante a etapa inspiratória (Kitchen et al., 2010), além de atuar como um filtro passa-baixas, isto é, atenuar possíveis oscilações de alta frequência no escoamento dos gases que passam pela Válvula 1. Em Kitchen et al. (2010), utiliza-se um reservatório com capacidade de aproximadamente 100 vezes o volume inspirado para atender a tal critério.

Em termos de comportamento dinâmico, estes elementos formam um sistema linear de primeira ordem, de maneira que o produto  $R1C2$  corresponde a uma constante de tempo ( $\tau$ ) de carga do reservatório em questão. Deste modo, o dimensionamento destes elementos é relevante para a qualidade do perfil a ser gerado para ventilação do paciente.

#### d) Válvula 2

Em série com o reservatório intermediário, uma válvula solenoide *on-off*, denominada Válvula 2, é responsável pelo controle entre as fases inspiratória e expiratória do ciclo ventilatório. Desta forma, tal válvula criará condições para o paciente receber ou não os gases

inspiratórios e para expira-los de forma espontânea, devido ao gradiente de pressão entre pulmões e atmosfera, durante a expiração.

Em termos de caracterização desta válvula, trabalhar com um único atuador para realização desta funcionalidade correspondeu à opção inicial, visto que os eventos em questão dependeriam apenas da movimentação de um elemento. Isto garantiria sincronização dos eventos, evitando possíveis atrasos em decorrência de diferenças entre tempos de resposta de atuadores distintos. Contudo, a partir da pesquisa de válvulas comerciais disponíveis, verificou-se que o número de vias necessário e sentido do escoamento dos gases durante as diferentes etapas do processo foi viabilizado a partir da utilização de duas válvulas *on-off* atuadas por solenoide e com retorno por mola que recebem o mesmo comando: Válvula I1, com 3 vias e duas posições (3/2 vias) e I2, com duas vias e duas posições (2/2 vias). No restante do trabalho, ao ser mencionado o termo Válvula 2, faz-se referência a tais válvulas.

A Válvula 2 conecta-se, em duas vias distintas, a uma coluna de água que tem por finalidade garantir uma determinada pressão positiva ao final da expiração (PEEP), sendo uma conexão com a PEEP por uma via de I1 e outra por I2. Além disso, I1 conecta-se ao reservatório intermediário e ao ramo que leva os gases inspiratórios ao paciente. I2, por sua vez, conecta-se também ao ramo de expiração do paciente.

#### e) Medidores de vazão

Conectados à Válvula 2, encontram-se os medidores de vazão (especificamente, pneumotacógrafos unicapilares), um para o circuito inspiratório e outro para o circuito expiratório, com resistências  $R_{ptc_{insp}}$  e  $R_{ptc_{exp}}$ , respectivamente. Como descrito na seção 2.3.3, os pneumotacógrafos realizam a medição da vazão que passa pelo ramo em questão, ao mensurar a diferença de pressão ocasionada pelo elemento resistivo, por meio de um transdutor de pressão diferencial (Bates, 2009).

#### f) Conexões

Para conexão entre os diferentes elementos do circuito pneumático, ressalta-se a necessidade de se trabalhar com tubulações o mais miniaturizadas quanto possível, com o intuito de se minimizar o espaço morto entre os elementos (Giannella-Neto et al., 1998). A atenção a este aspecto se deve à baixa magnitude de volumes com os quais se trabalha em ventilação para pequenos animais, de modo que uma quantidade de gases residuais na tubulação pode ser

representativa e causar perturbações indesejadas, tais como totalizações inadequadas de volume e presença de gases expirados pelo paciente, ricos em CO<sub>2</sub>, na tubulação.

Uma tecnologia que a nível de prototipia se mostra promissora para desenvolvimento das partes fixas do circuito pneumático é a de impressão 3D (Witze, 2014), em que impressoras fabricadas atualmente apresentam resolução da ordem de 0,3 mm (Gordon, 2015), de modo que as conexões do circuito poderão ser dimensionadas em uma estrutura compacta e funcional para encaixe dos elementos. Tal tecnologia poderá ser utilizada também para construção do reservatório pneumático, além de elementos resistivos do circuito, seja em forma de restrições na seção transversal dos condutos ou orifícios previamente dimensionados.

Uma cânula em formato de Y é responsável pela conexão dos circuitos inspiratório e expiratório ao paciente. As conexões desta com o ventilador são realizadas após as resistências dos respectivos pneumotacógrafos.

#### g) Medição de pressão

A medição da pressão a ser controlada, denominada Po, será realizada por um transdutor de pressão manométrica conectado em uma de suas extremidades à via da cânula em Y que se liga ao paciente, e a outra, conectada à atmosfera. Desta forma, Po será considerada a pressão de saída do ventilador e de entrada nas vias aéreas do paciente.

### 3.1.2 Perfis ventilatórios

#### a) Modo controlado a volume

No presente trabalho, utiliza-se a inspiração gerada por uma vazão forçada constante até um determinado volume inspirado (VT) ser atingido. Neste caso, pretende-se que a vazão medida (q<sub>o</sub>) aproxime um perfil de referência (q<sub>ref</sub>), dado por:

$$q_{\text{ref}} = \begin{cases} \gamma, & \text{se } \gamma \cdot t < VT \text{ e } 0 < t < t_{\text{insp}} , \\ 0, & \text{caso contrário,} \end{cases}$$

onde  $\gamma$  é um valor constante que representa a vazão que se deseja manter durante a inspiração, determinado a priori pelo operador do ventilador, tal como  $t_{\text{insp}}$ .

b) Modo controlado à pressão

Pretende-se que, durante a inspiração, a pressão de saída do circuito ventilatório ( $P_o$ ) aproxime uma referência de pressão ( $P_{ref}$ ) dada por:

$$P_{ref}(t) = \min(\beta \cdot t, P_{max}) \text{ e } 0 < t < t_{insp},$$

onde  $\beta$  representa a inclinação desejada para a curva de referência.

### 3.1.3 Modelagem de válvulas solenoides

Em relação à modelagem fenomenológica do comportamento dinâmico de válvulas solenoides, observa-se grande variedade de abordagens, visto que cada publicação trata do modelo de uma válvula específica, ressaltando particularidades em termos de aspectos construtivos, tais como número de vias, tipo de ação (direta ou por piloto), geometria interna do orifício de passagem do fluido, além de parâmetros decorrentes de dimensões e massa dos componentes. Deste modo, as especificidades de cada válvula dificultam a determinação de um modelo que possa ser generalizado para qualquer válvula comercial. Contudo, é possível delinear um perfil de estrutura dos modelos a partir de duas principais divisões: modelo do atuador (surgimento de força mecânica para deslocamento do obturador) e modelo de escoamento do fluido através da válvula (Hurley, 1982; Kong e Li, 2014; Liu et al., 2011; Taghizadeh et al., 2009; Topçu et al., 2006).

De maneira a estabelecer um referencial de análise do comportamento dinâmico de válvulas solenoides fundamentado pela física do processo, utilizaram-se os trabalhos de Taghizadeh et al. (2009) (parte eletromecânica) e Topçu et al. (2006) (parte fluidodinâmica).

#### 3.1.3.1 Sistema eletromecânico

A modelagem do atuador é composta por (Taghizadeh et al., 2009):

a) Circuito elétrico que estabelece a corrente elétrica no solenoide ( $i(t)$ ), formado por tensão de acionamento ( $V(t)$ ) em série com uma resistência ( $R$ ) e indutância variável  $L(t)$ :

$$V(t) = Ri(t) + \frac{d(L(t)i(t))}{dt} = Ri(t) + L(t) \frac{di(t)}{dt} + i(t) \frac{dL(t)}{dt}. \quad (3.1)$$

$L(t)$  é função da posição da haste  $x(t)$ :

$$L(t) = \frac{N^2 A_e \mu_c}{l_c + 2\mu_r(x_t - x(t))},$$

cuja derivada temporal é dada por:

$$\frac{dL(t)}{dt} = \frac{2\mu_r L^2(t) \frac{dx(t)}{dt}}{N^2 A_e \mu_c}, \quad (3.2)$$

em que:  $N$  (número de espiras do solenoide);  $A_e$  (área da seção transversal efetiva do caminho de fluxo magnético);  $\mu_c$  (permeabilidade magnética do núcleo do solenoide);  $\mu_r$  (permeabilidade relativa do núcleo do solenoide, tal que  $\mu_r = \mu_c/\mu_0$ , sendo  $\mu_0$  a permeabilidade do ar);  $l_c$  (comprimento do circuito magnético no interior do núcleo) e  $x_t$  (espaço total de ar correspondente ao valor máximo em que a haste pode deslocar ( $x_{\max}$ ) acrescida de um valor fixo).

Substituindo (3.2) em (3.1), obtém-se a expressão para variação de  $i(t)$  no circuito:

$$\frac{di(t)}{dt} = \frac{1}{L(t)}(V(t) - Ri(t)) - \frac{2\mu_r L(t) \frac{dx(t)}{dt}}{N^2 A_e \mu_c} i(t).$$

b) Devido à passagem de corrente pelo solenoide, estabelece-se uma força eletromagnética ( $F_m$ ) de atração:

$$F_m(t) = \frac{L^2(t)i^2(t)}{N^2 A_e \mu_0}.$$

c) Alteração da posição da haste da válvula, a partir do equacionamento do balanço de forças na direção de movimento pela segunda Lei de Newton (a força magnética aplicada deve ser capaz de superar o peso próprio da haste, atrito viscoso, força elástica exercida pela mola de retorno e força exercida pelo fluido sobre a haste ( $F_p$ )):

$$m \frac{d^2}{dt^2} x(t) + b \frac{d}{dt} x(t) + k(x(t) + \delta) + F_p = F_m(t),$$

em que:  $m$  (massa da haste);  $b$  (coeficiente de atrito viscoso);  $k$  (coeficiente da mola) e  $\delta$  (pré-tensão da mola).  $F_p$  é dada por:

$$F_p = (A_1 - A_2)P_{\text{mon}} - (A_3 - A_4)P_{\text{jus}},$$

sendo que  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$  e  $A_4$  representam áreas da haste que interagem com as pressões  $P_{\text{mon}}$  (a montante) e  $P_{\text{jus}}$  (a jusante) da válvula.

Portanto, o equacionamento do sistema eletromecânico resulta em um deslocamento da haste da válvula a partir de um comando elétrico aplicado.

### 3.1.3.2 Sistema fluidodinâmico

Seja a equação não linear relativa à vazão mássica ( $dm/dt$ ) de fluido compressível por um orifício (Topçu et al., 2006):

$$\frac{dm}{dt} = \begin{cases} 0,0405C_d C_a x(t) \frac{P_{\text{mon}}}{\sqrt{T}}, & \text{para escoamento sônico } \left(\frac{P_{\text{jus}}}{P_{\text{mon}}} \leq 0,528\right); \\ C_d C_a x(t) \frac{P_{\text{mon}}}{\sqrt{T}} \sqrt{\frac{2\gamma}{R(\gamma-1)} \left( \left(\frac{P_{\text{jus}}}{P_{\text{mon}}}\right)^{\frac{2}{\gamma}} - \left(\frac{P_{\text{jus}}}{P_{\text{mon}}}\right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma}} \right)}, & \text{para escoamento subsônico } \left(\frac{P_{\text{jus}}}{P_{\text{mon}}} > 0,528\right), \end{cases} \quad (3.3)$$

em que:  $C_d$  (coeficiente de descarga pelo orifício);  $T$  (temperatura absoluta a montante da válvula);  $R$  (constante dos gases); e  $\gamma$  (razão entre calores específicos (igual a 1,4 para o ar)). Escoamento sônico é aquele em que o fluido atinge a velocidade do som ( $\text{Mach} = 1$ ) e há formação de ondas de choque. No escoamento subsônico, por sua vez, o fluido se movimenta abaixo de tal velocidade e não se formam tais ondas. Observa-se que para razão entre as pressões a montante e jusante próximas a 1 não há a vazão do gás (Kluever, 2015; Serway e Jewett Jr., 2014). Segundo esse modelo, a vazão de gás também seria nula quando  $x(t) = 0$ . Entretanto, uma vazão mínima, correspondente à estanqueidade da válvula, será considerada no modelo final, como discutido nas seções subsequentes.

Para a obtenção da vazão volumétrica de ar, correspondente à vazão mássica determinada pela expressão (3.3), adotou-se, para fins de simplificação, um valor constante para a densidade do ar, de modo que  $Q = (1/\rho)dm/dt$ .

O coeficiente  $C_a$  multiplicado por  $x(t)$  resulta na área de seção transversal efetiva para passagem do fluido, e por meio de tal termo realiza-se a conexão dos modelos eletromecânico e fluidodinâmico. Para cálculo de  $C_a$  considerou-se que a válvula terá uma vazão máxima ( $q_{\text{max}}$ ) quando totalmente aberta ( $x(t) = x_{\text{max}}$ ) e submetida a uma determinada queda de pressão ( $\Delta P_{\text{max}}$ ), dados estes que podem ser obtidos de catálogos de fabricantes de válvulas solenoides. Desta forma,  $C_a$  foi calculado a partir da Eq. (3.3) para que  $q_{\text{max}} = 160$  l/min quando  $\Delta P_{\text{max}} = 1$  bar, dados relativos à válvula (MHJ9/MHJ10, FESTO).

Em outra abordagem, Ríos e Tafur (2003) modelam o circuito pneumático de um protótipo de ventilador mecânico a partir de um circuito equivalente elétrico. A vazão através de cada válvula é representada a partir de uma resistência pneumática variável alterada em função de um sinal de entrada correspondente à abertura da válvula, que por sua vez é função da corrente que circula no circuito indutivo do atuador. Em tal trabalho, utilizou-se a Eq. (2.2) para cálculo da vazão. No presente trabalho a mesma abordagem será seguida, como indicado nas próximas seções. Entretanto, uma avaliação da resistência pneumática equivalente será realizada a partir do modelo para válvulas solenoides descrito acima.

### 3.1.3.3 Modelo adotado

Na Figura 3.3 apresenta-se o resultado da simulação do modelo descrito anteriormente, em que a válvula está submetida a uma diferença de pressão constante (1 bar) e energizada por um sinal tipo degrau de 24V. Os demais parâmetros de simulação são disponibilizados nos respectivos trabalhos anteriormente referenciados.

Considerando-se a Eq. (2.2) aplicada nestas circunstâncias, obtém-se uma resistência pneumática que varia também praticamente em degrau (Figura 3.3(d)), contudo atrasado em relação ao sinal de comando (Figura 3.3(e)). No modelo em questão, o tempo de abertura total da válvula corresponde a aproximadamente 3 ms, em que se verifica um comportamento para a variação da resistência pneumática que poderia ser representado como um atraso puro de tempo de 1,3 ms (45% do tempo total de abertura).

Portanto, em relação à modelagem das válvulas do ventilador, considera-se que as mesmas apresentam permissão ou restrição à passagem dos gases respiratórios em termos de resistências variáveis internas denominadas  $R_{v1a}$  e  $R_{v1b}$ , em relação à Válvula 1, e  $R_{v2a}$ ,  $R_{v2b}$  e  $R_{v2c}$ , relativas à Válvula 2. Dado um sinal de entrada  $S_x(t) \in [0; 1]$ , o mesmo será convertido em abertura ou fechamento da válvula ( $x_{vx}$ ) considerando o atraso puro de tempo ( $t_0$ ) proporcional ao tempo de resposta da válvula ( $T_{resp}$ ),  $t_0 = 0,45T_{resp}$ :

$$x_{vx} = S_x(t - t_0). \quad (3.4)$$

Tal variável, por sua vez, será mapeada em uma resistência pneumática  $R_{vx} \in [R_{vmin}; R_{vmax}]$ . A resistência mínima verificada a partir do modelo descrito anteriormente é  $R_{vmin} = 6,373 \text{ cmH}_2\text{O/l/min}$  ( $1,062 \cdot 10^{-4} \text{ cmH}_2\text{O/ml/s}$ ).

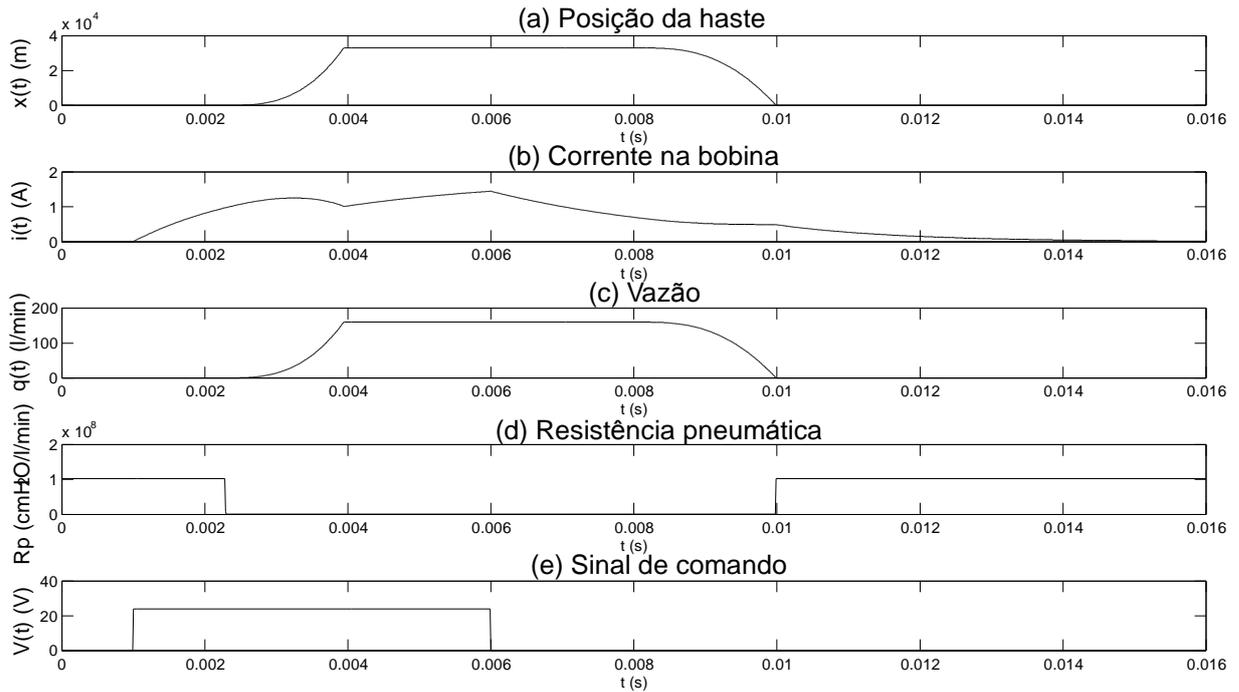


Figura 3.3. Resultado da simulação do modelo de válvula solenoide.  
*Sinal de tensão  $V(t)$  aplicado em  $t=1ms$  e retirado em  $t=6ms$ .*

Em relação à resistência pneumática máxima, a norma ANSI/FCI 70-2 (ANSI, 2006) define como uma das referências para estanqueidade de uma válvula de controle considerar até 0,01% de sua vazão nominal. Considerando-se a vazão máxima de 160 l/min para a válvula (MHJ9/MHJ10, FESTO), tem-se um limite de vazamento de aproximadamente 0,2 ml/s. Na situação em que a pressão diferencial seja 1 bar sobre a válvula, uma resistência pneumática de  $R_{vmax}=5000 \text{ cmH}_2\text{O/ml/s}$  garante a condição de vedação requerida.

### 3.1.4 Modelagem matemática do sistema

O sistema respiratório do paciente foi modelado como um sistema dinâmico linear de primeira ordem composto por uma resistência à passagem dos gases nas vias aéreas, denominada  $R_c$ , em série com uma complacência pulmonar, denominada  $C_c$ , análoga a uma capacitância em um circuito elétrico (vide Eq. (2.1)).

Um circuito elétrico que modela comportamento dinâmico análogo ao do sistema pneumático representado na Figura 3.1 é mostrado na Figura 3.4, ao se considerar o escoamento dos gases em regime quase-estático (seção 2.2). Em tal circuito é possível observar as fontes de pressão ( $P_1$  e PEEP), análogas a fontes de tensão elétrica. Apresentam-se também as resistências variáveis internas das válvulas; a resistência de valor fixo  $R_1$ ; o reservatório intermediário em

termos de uma capacitância de valor  $C_2$ ; os pneumotacógrafos unicapilares são representados por componentes também resistivos denominados  $R_{ptc_{insp}}$  e  $R_{ptc_{exp}}$ .

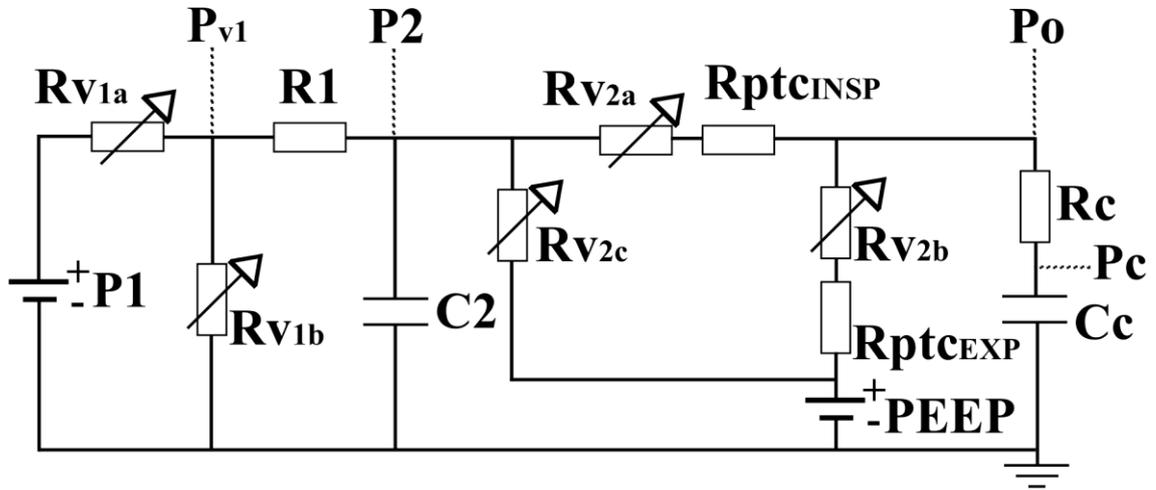


Figura 3.4. Equivalente elétrico do circuito pneumático em questão.

De maneira a auxiliar na tarefa de modelagem e posterior análise do comportamento do sistema, destacam-se pressões em pontos estratégicos do circuito, a saber: pressão na saída da Válvula 1,  $P_{v1}$ ; pressão na saída do reservatório pneumático intermediário,  $P_2$ ; e pressão nos pulmões do paciente,  $P_c$ . Ressalta-se que a pressão a ser medida,  $P_o$ , corresponde à pressão no nó formado entre as resistências  $R_{ptc_{insp}}$  e  $R_{V2b}$ , ao se desprezar um possível espaço morto no circuito. Tal espaço, se considerado, ocasionaria uma queda de pressão pela tubulação até a boca do paciente.

As equações diferenciais que representam a dinâmica do circuito pneumático podem ser obtidas em relação aos armazenadores de energia do mesmo, representados pelos capacitores  $C_2$  e  $C_c$ . Duas variáveis de estado são determinadas neste caso:  $P_2$  e  $P_c$ .

Em relação aos elementos de atuação, duas entradas de controle serão necessárias:  $S_1(t) \in \{0; 1\}$  será responsável pelo comando da Válvula 1 e  $S_2(t) \in \{0; 1\}$  pelo comando da Válvula 2, em que 0 e 1 representam completo fechamento e abertura, respectivamente.

De modo a possibilitar o surgimento de perfis adequados de ventilação é necessário que as válvulas utilizadas apresentem tempo de resposta menor que o tempo de um ciclo ventilatório por duas razões principais: em primeiro lugar, a Válvula 1 será responsável pela modulação do perfil de ventilação durante a inspiração. Para isto, será necessário que a mesma altere sua posição um número finito de vezes durante o intervalo  $t_{insp}$ . Em segundo lugar, a Válvula 2

terá sua posição modificada duas vezes durante um ciclo para alternar o funcionamento do ventilador da inspiração para expiração e vice-versa.

A variável  $x_{v1}$  representará a ‘abertura’ da Válvula 1 e  $x_{v2}$  representará a ‘abertura’ da Válvula 2, em que o valor de tais variáveis é alterado pela respectiva entrada de controle, de acordo com a Eq. (3.4).

As hipóteses simplificadoras de laminaridade do escoamento e incompressibilidade dos gases (seção 2.2) serão utilizadas para modelagem matemática do sistema em termos de resistências pneumáticas variáveis.

A representação em espaço de estados relativa ao sistema é dada por:

$$\begin{bmatrix} \frac{dP_2}{dt} \\ \frac{dP_c}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{P_{v1} - P_2}{R_1 C_2} + \frac{PEEP - P_2}{R_{v2c} C_2} + \frac{P_o - P_2}{(R_{v2a} + R_{ptc_{insp}}) C_2} \\ \frac{P_o - P_c}{R_c C_c} \end{bmatrix}$$

$$x_{v1} = S_1(t - t_0),$$

$$x_{v2} = S_2(t - t_0),$$

em que:

$$P_o = \alpha_1(R_{v2a}, R_{v2b}, R_c)PEEP + \alpha_2(R_{v2a}, R_{v2b}, R_c)P_2 + \alpha_3(R_{v2a}, R_{v2b}, R_c)P_c,$$

$$P_{v1} = \beta_1(R_{v1a}, R_{v1b}, R_1)P_1 + \beta_2(R_{v1a}, R_{v1b}, R_1)P_2,$$

sendo  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\beta_1$  e  $\beta_2$  funções das resistências pneumáticas do circuito, dadas por:

$$\alpha_1(R_{v2a}, R_{v2b}, R_c) = \frac{(R_{v2a} + R_{ptc_{insp}})R_c}{\varphi},$$

$$\alpha_2(R_{v2a}, R_{v2b}, R_c) = \frac{(R_{v2b} + R_{ptc_{exp}})R_c}{\varphi},$$

$$\alpha_3(R_{v2a}, R_{v2b}, R_c) = \frac{(R_{v2a} + R_{ptc_{insp}})(R_{v2b} + R_{ptc_{exp}})}{\varphi},$$

em que:

$$\varphi = (R_{v2b} + R_{ptc_{exp}} + R_{v2a} + R_{ptc_{insp}})R_c + (R_{v2a} + R_{ptc_{insp}})(R_{v2b} + R_{ptc_{exp}}),$$

$$\beta_1(RV_{1a}, RV_{1b}, R_1) = \frac{RV_{1b}R_1}{RV_{1b}R_1 + RV_{1a}R_1 + RV_{1a}RV_{1b}},$$

$$\beta_2(RV_{1a}, RV_{1b}, R_1) = \frac{RV_{1b}RV_{1a}}{RV_{1b}R_1 + RV_{1a}R_1 + RV_{1a}RV_{1b}}.$$

As resistências pneumáticas, por sua vez, mudam em função das variáveis  $x_{v1}$  e  $x_{v2}$ , tal que:

$$RV_{1a} = (1 - x_{v1})RV_{1max} + x_{v1}RV_{1min},$$

$$RV_{1b} = x_{v1}RV_{1max} + (1 - x_{v1})RV_{1min},$$

$$RV_{2a} = (1 - x_{v2})RV_{2max} + x_{v2}RV_{2min},$$

$$RV_{2b} = RV_{2c} = x_{v2}RV_{2max} + (1 - x_{v2})RV_{2min},$$

sendo  $RV_{1min}$ ,  $RV_{2min}$ ,  $RV_{1max}$  e  $RV_{2max}$  valores mínimos e máximos de resistência pneumática das respectivas válvulas do ventilador.

Em relação à saída do sistema, no caso do modo controlado à pressão, será medida a pressão  $P_o$ . No modo controlado a volume, por sua vez, a variável medida será a vazão  $q_o$  de gases no pneumotacógrafo inspiratório. Para tal, seja  $\Delta P_{tc}$  a queda de pressão sobre a resistência pneumática  $R_{ptc_{insp}}$ . Desta maneira, a vazão resultante de uma medida, considerando um transdutor de pressão ideal, é aproximada por:

$$q_o = \frac{\Delta P_{tc}}{R_{ptc_{insp}}}.$$

### 3.1.5 Modos de funcionamento

Na Tabela 3.1 são apresentados os três modos possíveis de funcionamento do sistema a partir da composição de posicionamento das duas válvulas em decorrência dos comandos recebidos pelas mesmas. No Modo 1, os gases provenientes do cilindro de alimentação chegarão até o reservatório intermediário e deste, até o paciente. No Modo 2, o cilindro de alimentação não alimentará o reservatório intermediário. Contudo, ainda haverá caminho para passagem dos gases contidos em tal recipiente até o paciente. O Modo 3 corresponde à fase expiratória, de maneira que os gases expirados tomem como direção o caminho de saída do circuito, em que a única oposição à passagem corresponde à PEEP. Além disso, os gases respiratórios residuais contidos no reservatório intermediário encontrarão caminhos de baixa resistência

para que possam sair do sistema, de maneira a proporcionar que o ciclo respiratório seguinte se inicie com tal reservatório completamente vazio.

### 3.1.6 Estratégia de controle

Em termos de requisitos do sistema, pretende-se que durante a fase inspiratória do ciclo uma curva de pressão possa ser seguida, no modo controlado à pressão, ou uma referência de vazão, no modo controlado a volume (seção 3.1.2). Na etapa expiratória, por sua vez, pretende-se que o ventilador crie condições para o esvaziamento passivo pulmonar contra a coluna d'água da PEEP.

O ventilador deverá ser capaz de cumprir tais especificações em uma frequência respiratória da ordem de 100 ciclos/minuto, em que apenas 1/3 do ciclo será destinado à inspiração. Além da restrição de tempo, a concepção do sistema baseia-se na proposta de trabalho com atuadores que apresentam elevada simplicidade operacional. Desta forma, o acionamento dos mesmos por comandos lógicos mediante a avaliação do sinal e valor do erro entre a variável medida e a referência apresenta-se como formulação adotada para o sistema de controle.

Tal estratégia, inspirada na teoria de modos deslizantes (Apêndice 2), apresenta como característica o chaveamento em alta frequência da Válvula 1 para controle da etapa inspiratória do processo. Em termos de um sistema de controle com estrutura variável, três subsistemas serão formados em torno da variável a ser avaliada, considerando o parâmetro de histerese positivo  $h$  para redução do número de comutações: se o erro superar o limiar pré-estabelecido  $h$ , o sistema de controle deverá atuar no sentido de diminuir o valor da variável a ser controlada; por outro lado, caso o erro assuma valores abaixo do valor  $-h$  deve-se atuar de maneira que o valor da variável aumente; além de tais condições, caso o erro esteja entre os valores  $h$  e  $-h$  deverá ser mantido o estado atual da entrada de controle até que uma das duas situações apresentadas seja verificada. Desta forma, é estabelecida a lei de controle para a inspiração:

$$S_1(t) = \begin{cases} 1, & \text{se } e(t) > h; \\ 0, & \text{se } e(t) < -h; \\ S_1(t^-), & \text{se } -h \leq e(t) \leq h. \end{cases} \quad (3.5)$$

$$S_2(t) = 1,$$

de acordo com os Modos 1 e 2 de funcionamento do sistema descritos na seção 3.1.4.

Tabela 3.1. Modos de funcionamento do sistema a partir do comando das válvulas

Etapa	Modo	$S_1(t)$	$S_2(t)$	Representação do sistema
Inspiração	1	1	1	
	2	0	1	
Expiração	3	0	0	

Cor azul: indica que os elementos e linhas pneumáticas do sistema encontram-se pressurizados no modo de funcionamento em questão.

A expiração deverá ocorrer de maneira passiva, obedecendo ao Modo 3 de comando para as válvulas. Nesta etapa, efetivamente não se realiza o controle em malha fechada de pressão ou vazão. Logo,

$$S_1(t) = 0, S_2(t) = 0.$$

Duas formas de implementação de estratégias de controle foram consideradas neste trabalho: controle em tempo contínuo e controle em tempo discreto. No primeiro caso, a partir da contínua avaliação do erro ou diferença entre o sinal de referência e o sinal medido da variável controlada, computam-se continuamente os comandos para as válvulas solenoides. Já no caso de controle em tempo discreto, considerou-se que os sinais medidos e de referência são amostrados periodicamente, e se desprezou os erros de quantização (isto é, o processo de

amostragem foi considerado ideal), de forma que o erro e as ações de controle correspondentes são computadas a cada instante de amostragem. Entre dois instantes de amostragem os sinais de comando são mantidos constantes, reproduzindo assim o comportamento de um retentor de ordem zero (Phillips e Nagle, 1995).

## **3.2 Modificações da Arquitetura**

### **3.2.1 Motivação**

Duas questões a respeito do ventilador proposto demandam uma análise e proposta de modificação: a primeira refere-se à possibilidade de melhoria do desempenho em termos de redução de consumo de ar comprimido; a segunda tem como objetivo garantir maior flexibilidade na geração de diferentes valores de PEEP do sistema.

Em relação à primeira questão, verifica-se que o ventilador mecânico apresenta duas formas de desperdício de gases provenientes do cilindro alimentador: a partir do controle da etapa inspiratória da ventilação, em que ar comprimido é dissipado para a atmosfera caso os valores de pressão ou vazão excedam um limiar; durante a expiração, em que o reservatório intermediário esvazia-se pelo caminho de baixa resistência por meio da Válvula 2 – II. Ressalta-se que tal desperdício será quantificado para as configurações testadas do ventilador (Capítulo 5). Em relação à segunda questão, observa-se que a geração de um valor de PEEP por meio de uma coluna de água representa limitação caso se queira modificar tal parâmetro durante a ventilação.

Neste contexto, apresentam-se alternativas às questões explicitadas a partir da proposição de um sistema para recuperação dos gases até então desperdiçados e a funcionalidade de controle automático do valor da PEEP.

### **3.2.2 Sistema de recuperação**

Para evitar o desperdício de ar comprimido, o sistema de recuperação será estruturado da seguinte forma: a via da Válvula 1 até então conectada diretamente à atmosfera será conectada à entrada de uma turbina capaz de gerar uma pressão de sucção dos gases provenientes do circuito ventilatório. A saída de tal turbina será conectada ao cilindro alimentador do sistema (Cilindro P1).

Em termos do valor de pressão negativa a ser gerado por tal elemento, trabalha-se com o valor  $-P1$ , que além de promover rápida sucção dos gases, poderá contribuir para a qualidade do perfil de pressão a ser gerado, visto que as pressões disponibilizadas pela Válvula 1 para ventilação serão  $P1$  (Modo 1) e  $-P1$  (Modo 2). Desta forma, possibilita-se que a pressão de saída,  $P_o$ , seja centralizada em torno destes dois patamares mediante ação de controle, o que contribui para o perfil de pressão se aproximar da curva de referência. Na Arquitetura Inicial, por sua vez, as pressões variam entre  $P1$  (Modo 1) e  $0 \text{ cmH}_2\text{O}$  (Modo 2), de modo que o valor médio da pressão  $P_o$  assume valor positivo.

Outra modificação necessária para diminuição do desperdício refere-se à desconexão do reservatório intermediário à PEEP, durante a expiração. Para tal, há duas possibilidades: na primeira, utiliza-se a Válvula 2 – I1 sem nenhuma modificação, simplesmente obstruindo a via de tal válvula até então conectada à PEEP. A segunda opção seria utilizar uma Válvula 2 – II, com 2/2 vias ao invés de 3/2 vias. As vias se conectariam apenas ao reservatório e ao circuito do paciente, não havendo nenhuma conexão com a PEEP.

Durante a expiração, devido à elevada pressão de sucção da turbina, o reservatório intermediário se esvaziará em um intervalo de tempo curto em relação ao tempo expiratório, e conseqüentemente, a pressão em tal recipiente assumirá valor negativo, prejudicando a qualidade do perfil inspiratório do ciclo subsequente. O comportamento esperado para o sistema, neste caso, é que o caminho entre turbina e reservatório se mantenha aberto durante a expiração até que a pressão em tal reservatório atinja valor  $0 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

Como solução para esta questão, deve ser incluído no sistema um transdutor para medição da pressão  $P2$  no reservatório. Além disso, visto que a Válvula 1 possui apenas 2 posições e durante a expiração o cilindro alimentador não deve enviar gases para o reservatório intermediário, uma nova válvula 2/2 vias, nomeada Válvula 3, será utilizada para bloqueio do caminho entre reservatório e turbina no momento pertinente em cada ciclo. Esta válvula receberá comando a partir da nova entrada de controle  $S_3(t)$ : quando o novo transdutor medir  $P2$  igual a  $0 \text{ cmH}_2\text{O}$ ,  $S_3(t)$  assumirá nível lógico 1, o qual permanecerá ativo até o final da etapa expiratória, em que assumirá nível lógico 0, a ser mantido até a mesma situação no ciclo seguinte.

### 3.2.3 PEEP válvula

A PEEP gerada por uma coluna de água apresenta-se como um recurso pouco flexível ao se trabalhar com manobras ventilatórias que necessitam de variação do valor da mesma durante funcionamento do equipamento. De maneira a possibilitar que a PEEP seja gerada de forma automática pode-se utilizar a válvula *on-off* do ramo expiratório aliada a uma lógica específica para esta função, funcionalidade usualmente denominada PEEP válvula (Bruining, 1984). A modificação em termos de componentes do circuito pneumático refere-se à retirada da coluna de água geradora da PEEP. Em relação ao acionamento, tal funcionalidade será comandada pela nova entrada de controle  $S_4(t)$ , responsável por controlar o estado operacional da PEEP válvula durante todo o ciclo respiratório.

A ideia deste recurso é possibilitar que tal válvula, no presente ventilador denominada Válvula 2 – I2, seja fechada na expiração no momento em que a pressão a ser entregue ao paciente,  $P_o$ , atinja o valor pré-estabelecido para a PEEP (denominado PEEP alvo). Neste caso, tal pressão deverá ser mantida no circuito até o início do próximo ciclo respiratório.

No presente trabalho, implementa-se o controle da PEEP válvula de acordo com a metodologia proposta por Giannella-Neto et al. (2010). Trata-se de um algoritmo adaptativo que calcula o tempo em que a válvula em questão deverá ser mantida aberta na expiração do ciclo atual com base no tempo de abertura do ciclo anterior e no erro entre a PEEP alvo ( $PEEP_T$ ) e a PEEP medida no instante anterior ao início do ciclo atual, com a válvula ainda fechada ( $PEEP_I$ ). Em cada ciclo, tais fatores são somados algebricamente após a aplicação de um ganho pré-estabelecido ao erro. Com o passar dos ciclos, o tempo de abertura é ajustado como consequência da diminuição do erro em questão.

Para calcular o tempo de abertura da Válvula 2 – I2 durante a expiração no  $n$ -ésimo ciclo ( $\tau_{exp}(n)$ ), o controlador utiliza um sinal lógico para indicar a etapa atual do ciclo respiratório (no presente ventilador representado pelo sinal  $S_2(t)$ ) e o valor da pressão  $P_o$  medida no momento oportuno ( $PEEP_I$ ). Desta forma,  $\tau_{exp}(n)$  pode ser calculado por:

$$\tau_{exp}(n) = \tau_{exp}(n - 1) + (PEEP_I(n - 1) - PEEP_T) \cdot t_{exp} \cdot g(PEEP_T), \quad (3.6)$$

em que  $t_{exp}$  corresponde ao período expiratório estabelecido e  $g(PEEP_T)$  representa o ganho estático adotado para cada  $PEEP_T$ . No presente trabalho tal parâmetro foi ajustado de forma empírica, tal que  $g(PEEP_T) = 0,01$  para todos os valores de PEEP testados. Após simulações preliminares, os limites do tempo de abertura da válvula foram estabelecidos como  $t_{exp}/36$  e

$t_{exp}$ , valores que possibilitaram que a mesma permanecesse aberta o tempo mínimo necessário de modo que a lei adaptativa (Eq. (3.6)), a cada iteração, alterasse o valor de  $t_{exp}$ , até a obtenção da PEEP desejada. O estabelecimento do limite mínimo de tempo com valor maior que  $t_{exp}/36$ , em alguns testes, implicou na não convergência de  $t_{exp}$  para o valor correspondente à PEEP<sub>T</sub>, devido à saturação de tal tempo em um valor superior ao tempo mínimo necessário capaz de modificar o valor da PEEP<sub>1</sub> no sentido de diminuição do erro em relação à PEEP desejada.

Na Figura 3.5 apresenta-se o novo circuito do ventilador após as modificações decorrentes da inclusão do sistema de recuperação e funcionalidade PEEP válvula.

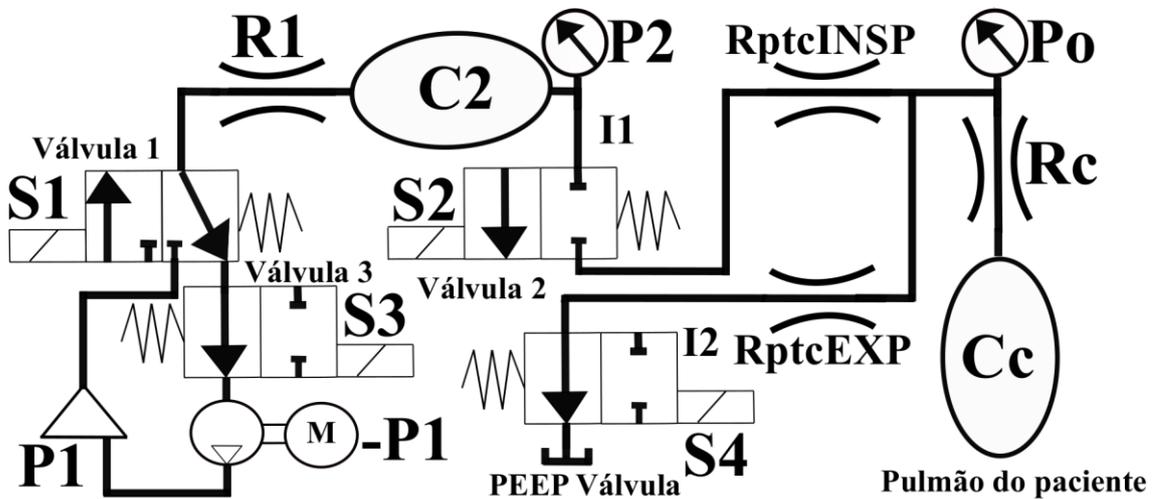


Figura 3.5. Representação do circuito pneumático após inclusão do sistema de recuperação e PEEP válvula.

De maneira a evidenciar tais modificações, na Figura 3.6 apresentam-se os esquemas dos sistemas pneumáticos antes e após as mudanças descritas na presente seção.

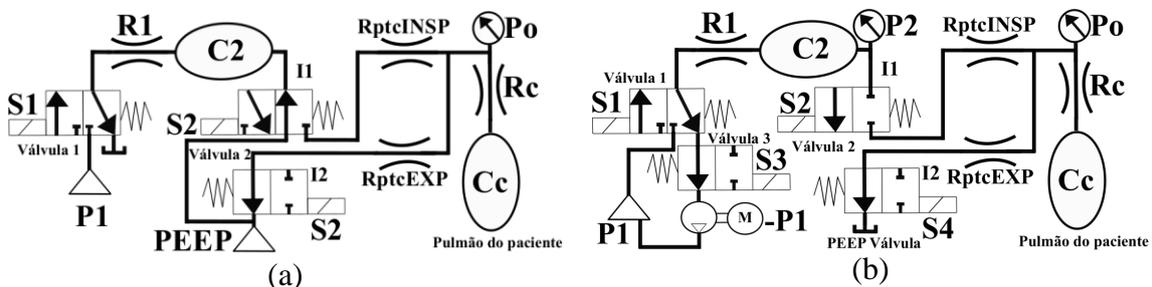


Figura 3.6. Comparativo entre as Arquiteturas (a) Inicial e (b) Modificada.

### 3.2.4 Modelagem matemática da Arquitetura Modificada

A partir das considerações apresentadas nas seções 3.2.2 e 3.2.3, além do modelo matemático do sistema na Arquitetura Inicial (seção 3.1.4), apresenta-se o modelo matemático da Arquitetura Modificada.

As alterações em relação ao modelo inicial resumem-se a: desprezando-se o regime transitório até o alcance da velocidade nominal e possíveis perturbações, a turbina do sistema de recuperação é modelada como uma fonte de pressão negativa de valor constante; o caminho representado pela resistência  $R_{V_{2c}}$  é eliminado; a coluna d'água relativa à PEEP é retirada do circuito, visto que a mesma será controlada de maneira automática. Como descrito na seção 3.2.3, duas novas entradas de controle são adicionadas ao sistema:  $S_3(t) \in \{0; 1\}$ , responsável por acionar a Válvula 3 e  $S_4(t) \in \{0; 1\}$ , que por sua vez aciona a Válvula 2 – I2.

Na Figura 3.7 apresenta-se o circuito elétrico equivalente ao novo sistema pneumático. A Válvula 1 é representada em termos das resistências pneumáticas variáveis  $R_{V_{1a}}$  e  $R_{V_{1b}}$ . A Válvula 3, por apresentar funcionalidade específica em relação ao ramo do sistema de recuperação, terá restrição à passagem de gases também modelada a partir da resistência  $R_{V_{1b}}$ . As resistências  $R_{V_{2a}}$  e  $R_{V_{2b}}$ , por sua vez, representam o comportamento das Válvulas 2 – I1 e 2 – I2, respectivamente.

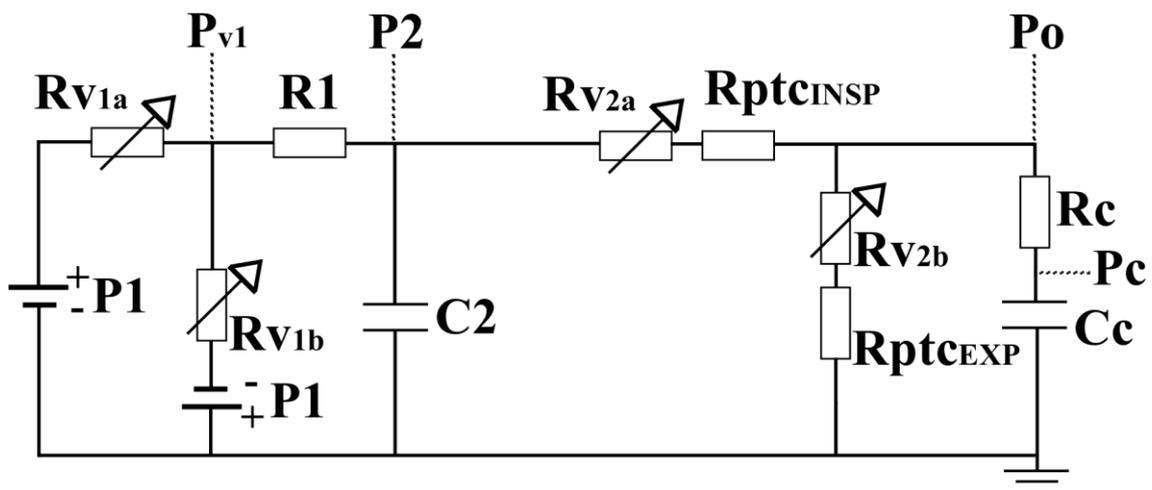


Figura 3.7. Equivalente elétrico do circuito pneumático modificado.

Por consequência, o modelo matemático do sistema em questão apresenta duas novas variáveis em relação ao modelo do sistema inicial:  $x_{v3} \in [0, 1]$  e  $x_{v4} \in [0, 1]$ , que representam, respectivamente, a ‘abertura’ da Válvula 3 e da Válvula 2 – I2.

A representação de tal sistema é dada por:

$$\begin{bmatrix} \frac{dP_2}{dt} \\ \frac{dP_c}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{P_{v_1} - P_2}{R_1 C_2} + \frac{P_o - P_2}{(R_{v_{2a}} + R_{ptc_{insp}}) C_2} \\ \frac{P_o - P_c}{R_c C_c} \end{bmatrix}$$

$$x_{v_1} = S_1(t - t_0),$$

$$x_{v_2} = S_2(t - t_0),$$

$$x_{v_3} = S_3(t - t_0),$$

$$x_{v_4} = S_4(t - t_0),$$

em que:

$$P_o = \alpha_2(R_{v_{2a}}, R_{v_{2b}}, R_c)P_2 + \alpha_3(R_{v_{2a}}, R_{v_{2b}}, R_c)P_c$$

$$P_{v_1} = \beta'_1(R_{v_{1a}}, R_{v_{1b}}, R_1)P_1 + \beta_2(R_{v_{1a}}, R_{v_{1b}}, R_1)P_2$$

sendo  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\beta'_1$  e  $\beta_2$  funções das resistências pneumáticas do circuito, dadas por:

$$\alpha_2(R_{v_{2a}}, R_{v_{2b}}, R_c) = \frac{(R_{v_{2b}} + R_{ptc_{exp}})R_c}{\varphi},$$

$$\alpha_3(R_{v_{2a}}, R_{v_{2b}}, R_c) = \frac{(R_{v_{2a}} + R_{ptc_{insp}})(R_{v_{2b}} + R_{ptc_{exp}})}{\varphi},$$

em que:

$$\varphi = (R_{v_{2b}} + R_{ptc_{exp}} + R_{v_{2a}} + R_{ptc_{insp}})R_c + (R_{v_{2a}} + R_{ptc_{insp}})(R_{v_{2b}} + R_{ptc_{exp}}).$$

$$\beta'_1(R_{v_{1a}}, R_{v_{1b}}, R_1) = \frac{R_{v_{1b}}R_1 - R_{v_{1a}}R_1}{R_{v_{1b}}R_1 + R_{v_{1a}}R_1 + R_{v_{1a}}R_{v_{1b}}},$$

$$\beta_2(R_{v_{1a}}, R_{v_{1b}}, R_1) = \frac{R_{v_{1b}}R_{v_{1a}}}{R_{v_{1b}}R_1 + R_{v_{1a}}R_1 + R_{v_{1a}}R_{v_{1b}}}.$$

As resistências pneumáticas das válvulas são dadas por:

$$R_{v_{1a}} = (1 - x_{v_1})R_{v_{1max}} + x_{v_1}R_{v_{1min}},$$

$$Rv_{1b} = (x_{v1} + x_{v3})Rv_{1max} + (1 - (x_{v1} + x_{v3}))Rv_{1min} ,$$

$$Rv_{2a} = (1 - x_{v2})Rv_{2max} + x_{v2}Rv_{2min} ,$$

$$Rv_{2b} = x_{v4}Rv_{2max} + (1 - x_{v4})Rv_{2min} .$$

Nota-se que a resistência  $Rv_{1b}$  é alterada por duas variáveis do sistema ( $x_{v1}$  e  $x_{v3}$ ). Ressalta-se que a consistência da modelagem baseia-se no fato que ambos os estados não assumem o nível lógico '1' concomitantemente.

### 3.2.5 Modos de funcionamento

Devido às necessidades operacionais descritas anteriormente para o sistema modificado, este apresentará 5 modos de funcionamento: Modos 1 e 2 relativos à inspiração e Modos 3, 4 e 5 referentes à expiração. Na Tabela 3.2 é apresentado o nível lógico dos sinais de controle bem como o esquemático do sistema em cada modo de funcionamento.

Assim como na etapa inspiratória da Arquitetura Inicial do ventilador, no Modo 1 os gases passam pela Válvula 1 até o reservatório intermediário, e deste, até o paciente. No Modo 2, o paciente ainda é ventilado mecanicamente, mas o reservatório intermediário não recebe gases respiratórios. As diferenças se iniciam neste modo, visto que a Válvula 1 direciona os gases para o sistema de recuperação, e não mais para a atmosfera. A Válvula 3 permanece aberta para o sistema de recuperação durante toda a inspiração.

Em relação à etapa expiratória, no Modo 3 a Válvula 2 - I2 é aberta, permitindo o esvaziamento passivo dos pulmões. As Válvulas 1 e 3 mantêm o estado operacional relativo ao Modo 2, permitindo que o reservatório pneumático intermediário possa se esvaziar, de maneira que os gases ainda sejam reaproveitados pelo sistema. A Válvula 2 - I1 é mantida fechada durante toda a expiração. O Modo 4, em relação ao Modo 3, é representado pela alteração de funcionamento da Válvula 3, que ocorre quando o controlador recebe o sinal do transdutor P2 informando que o reservatório intermediário chegou ao nível de pressão 0 cmH<sub>2</sub>O. Neste instante, a referida válvula recebe comando de fechamento. No Modo 5, há modificação do estado da Válvula 2 - I2 em virtude da rotina de controle que calcula o tempo necessário para que a PEEP atinja o patamar pré-estabelecido (algoritmo PEEP válvula). A referida válvula se fecha para a atmosfera de maneira a se manter uma pressão positiva no circuito do paciente até o início da próxima inspiração.

Tabela 3.2. Modos de funcionamento da Arquitetura Modificada

Etapa	Modo	S <sub>1</sub> (t)	S <sub>2</sub> (t)	S <sub>3</sub> (t)	S <sub>4</sub> (t)	Representação do sistema
Inspiração	1	1	1	0	1	
	2	0	1	0	1	
Expiração	3	0	0	0	0	
	4	0	0	1	0	
	5	0	0	1	1	

Cor azul: indica que os elementos e linhas pneumáticas do sistema encontram-se pressurizados no modo de funcionamento em questão.

### 3.2.6 Controle da Arquitetura Modificada

A lei de controle da inspiração é semelhante à respectiva lei para o sistema inicial em relação à Válvula 1. As demais entradas recebem sinal de controle constante durante tal etapa do ciclo:

$$S_1(t) = \begin{cases} 1, & \text{se } e(t) > h; \\ 0, & \text{se } e(t) < -h; \\ S_1(t^-), & \text{se } -h \leq e(t) \leq h. \end{cases} \quad (3.7)$$

$$S_2(t) = 1, S_3(t) = 0, S_4(t) = 1.$$

Durante a expiração, os sinais enviados às Válvulas 1 e 2 – I1 serão constantes:

$$S_1(t) = 0, S_2(t) = 0.$$

No momento em que o reservatório intermediário estiver completamente vazio, a sucção por meio do sistema de recuperação deverá ser bloqueada pela Válvula 3. Logo,

$$S_3(t) = \begin{cases} 0, & \text{se } P2(t) > 0 \text{ cmH}_2\text{O}; \\ 1, & \text{caso contrário.} \end{cases}$$

A Válvula 2 – I2 (PEEP válvula) será mantida aberta até que o tempo  $\tau_{\text{exp}}$  seja atingido, de acordo com a lei apresentada na Eq. (3.2):

$$S_4(t) = \begin{cases} 0, & \text{se } t_{\text{contexp}} < \tau_{\text{exp}}; \\ 1, & \text{caso contrário,} \end{cases}$$

sendo  $t_{\text{contexp}}$  o contador de tempo disparado no início da expiração.

## 4 Simulações

### 4.1 Descrição das simulações

De modo a avaliar o desempenho da topologia de ventilador proposta em gerar perfis ventilatórios adequados nos modos controlados à pressão e a volume, foram realizadas simulações dos sistemas que envolvem a combinação de diferentes circunstâncias:

- 1) Arquiteturas: comparação de simulações usando a arquitetura Inicial (seção 3.1) e Modificada (seção 3.2), para verificar se a segunda, mais complexa, proporciona um melhor desempenho.
- 2) Modos ventilatórios: pretende-se verificar a capacidade dos modelos em disponibilizar os modos controlado a volume e controlado à pressão no mesmo equipamento.
- 3) Ruído de medição: tem como objetivo verificar a robustez do controlador e avaliar a degradação dos perfis gerados na presença de sinal proveniente do transdutor contaminado com ruído de medição. Este foi simulado como um ruído aditivo com taxa de renovação igual a 200 Hz e é modelado a partir de uma distribuição gaussiana com  $\mu = 0$  e  $\sigma = 0,5$ . (amplitude de referência), com tal amplitude estabelecida a partir da *Total Error Band* (TEB) do transdutor, que em termos numéricos é apresentada como uma porcentagem do FSS (*Full Scale Span*, diferença algébrica entre os limites máximo e mínimo da faixa operacional do dispositivo). No modo controlado à pressão, as simulações foram realizadas com ausência de ruído (medição ideal); ruído com amplitude de 1% FSS do transdutor; e ruído com amplitude de 3% FSS do transdutor. No modo controlado a volume foram simuladas as configurações considerando medição ideal; e ruído com amplitude de 3,5% FSS do transdutor.

Como referência de parâmetros para simulação, em relação à medição da pressão de vias aéreas (Po), transdutores da linha (TruStability<sup>®</sup> HSC, Honeywell) possuem TEB que varia de 1 a 3% do FSS, que em um modelo específico tem-se  $FSS = 74,93 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

A medição de vazão, conforme relatado na seção 2.3.3, pode ser realizada por meio de pneumotacógrafos unicapilares ou por transdutores de vazão mássica de gás. Ao se trabalhar com pneumotacógrafos e por consequência utilizar transdutores de pressão diferencial apropriados para a aplicação em medição de vazão, tem-se, por exemplo, o sensor (SDP2000-L, Sensirion), que apresenta TEB igual a 0,1% FSS, em que  $FSS = 35,56 \text{ cmH}_2\text{O}$  (e resulta em amplitude de referência para o erro igual a  $0,03556 \text{ cmH}_2\text{O}$ ). Considerando tal amplitude,

resistência do pneumotacógrafo  $R_{ptc_{insp}} = 0,2639 \text{ cmH}_2\text{O/ml/s}$  (Tabela 4.1) e a Eq.(2.2), obtém-se a amplitude de erro em vazão igual a  $0,1347 \text{ ml/s}$ . Por outro lado, caso futuramente decida-se trabalhar com transdutores de vazão mássica, dispositivos modelo (HAF, Honeywell) possuem TEB correspondente a  $3,5\%FSS$ , em que  $FSS = 4,67 \text{ ml/s}$ , resultando em amplitude de erro igual a  $0,1658 \text{ ml/s}$ . Comparando-se tais amplitudes, observa-se a mesma ordem de grandeza de erro entre diferentes tecnologias. No presente trabalho será utilizado o maior valor,  $0,1658 \text{ ml/s}$ , de modo a verificar o desempenho do controlador.

4) Efeitos da digitalização: pretende-se avaliar as diferentes possibilidades de se construir um protótipo ao se trabalhar com transdutores e controlador totalmente analógicos (avaliação contínua dos sinais no tempo, vide seção 3.1.6) ou digitais (sinais digitalizados a duas frequências de amostragem ( $F_s$ ) distintas,  $200 \text{ Hz}$  e  $1 \text{ kHz}$ ). No caso das simulações do sistema digital, ressalta-se que foram discretizados os sinais de saída dos transdutores, que representam os sinais de entrada do controlador, bem como os sinais de comando das válvulas (saída do controlador). Há especial interesse em identificar qual intervalo de tempo entre amostras é determinante para diminuição da qualidade dos perfis gerados e, portanto, especificações mínimas dos dispositivos.

5) Tempo de resposta ( $T_{resp}$ ) das válvulas: permite observar a influência da velocidade de comutação das válvulas na qualidade dos perfis ventilatórios estabelecidos, de modo a determinar especificações mínimas dos atuadores em relação a este aspecto. Utilizaram-se dados provenientes de modelos comerciais de válvulas solenoides (Tabela 2.3), em que  $T_{resp} = 2 \text{ ms}$  para o modelo MH2/MHE2 (FESTO, 2014) e  $T_{resp} = 5 \text{ ms}$  para o modelo EC-2-12/EC-3-12 (Clippard, 2014).

6) Frequência respiratória (FR): foram testadas configurações com  $FR = 80 \text{ ciclos/min}$  e  $FR = 100 \text{ ciclos/min}$ , em que  $1/3$  do ciclo refere-se à inspiração e  $2/3$  à expiração, compatíveis com o ciclo respiratório natural dos roedores (Paterson et al., 1992). Ressalta-se que a possibilidade de variação da FR é um aspecto funcional essencial em ventiladores mecânicos.

7) PEEP: na Arquitetura Modificada, a funcionalidade PEEP válvula foi implementada (seção 3.2.3) e foram realizadas simulações para diferentes valores de referência (PEEPt igual a  $0$ ;  $2$ ;  $5$ ; e  $10 \text{ cmH}_2\text{O}$ ).

8) Valores da variável de ventilação: pretende-se avaliar a qualidade dos perfis gerados para diferentes valores das variáveis de interesse em cada modo ventilatório. Em relação ao

controle em pressão, foram testados  $P_{\max} = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$  e  $P_{\max} = 35 \text{ cmH}_2\text{O}$ . No controle em volume, por sua vez,  $VT = 2 \text{ ml}$  e  $VT = 5 \text{ ml}$ . Ressalta-se que os valores  $15 \text{ cmH}_2\text{O}$  e  $2 \text{ ml}$  são tipicamente empregados em ventilação de roedores, tais como ratos até  $300 \text{ g}$  (Paterson et al., 1992). Além disso, um equipamento que seja adequado para ventilação de outras espécies de animais de pequeno porte, como por exemplo, porcos da índia e filhotes de coelhos, deve ser capaz de fornecer maiores pressões e volumes, tais como  $35 \text{ cmH}_2\text{O}$  e  $5 \text{ ml}$  (Hedlund et al., 2000; Kitchen et al., 2010). Conforme Tabelas 2.1 e 2.2, diferentes valores relativos a ventiladores da literatura científica e comerciais poderiam ser utilizados nas simulações. Contudo, no presente estudo buscou-se variar os parâmetros de modo a testar o desempenho da Arquitetura por meio de um número de simulações suficiente para respaldar a análise de resultados.

Na Tabela 4.1 apresentam-se os valores de outros parâmetros mantidos fixos em todas as simulações.

Tabela 4.1. Valores dos parâmetros fixos em todas as simulações

Parâmetro	Valor	Observação
P1	2039,2 cmH <sub>2</sub> O	Equivalente a 2 bar.
R1	6,4516 cmH <sub>2</sub> O/ml/s	De modo que $\tau = R1C2 = 3 \text{ s}$ .
C2	0,465 ml/cmH <sub>2</sub> O	Eq. (2.3) para reservatório de 500 ml e $T = 27^\circ\text{C}$ .
Rc	0,377 cmH <sub>2</sub> O/ml/s	Relativo a camundongo de 22,2 g (Albuquerque, 2010).
Cc	0,075 ml/cmH <sub>2</sub> O	Relativo a camundongo de 22,2 g (Albuquerque, 2010).
h	0,1 cmH <sub>2</sub> O; 0,1 ml/s	De acordo com modo ventilatório.
Rptc <sub>insp</sub>	0,7Rc	Eq. (2.5) e parâmetro adotado em Albuquerque (2010).
Rptc <sub>exp</sub>	0,2Rc	Eq. (2.5) e parâmetro adotado em Albuquerque (2010).
Rv <sub>xmin</sub>	$1,062 \cdot 10^{-4} \text{ cmH}_2\text{O/ml/s}$	Vide identificação (seção 3.1.3); x refere-se a cada válvula (x =1; x=2).
Rv <sub>xmax</sub>	5000 cmH <sub>2</sub> O/ml/s	Seção 3.1.3; x refere-se a cada válvula (x =1; x=2).

## 4.2 Plataforma e parâmetros de simulação

As simulações do sistema foram realizadas no *software* MATLAB<sup>®</sup> Simulink<sup>®</sup> (R2013a, Mathworks). Utilizou-se o método numérico de resolução de equações diferenciais Runge-Kutta de 4ª ordem com passo de integração fixo igual a  $2 \cdot 10^{-5} \text{ s}$ .

Em termos de repetições, 10 realizações foram obtidas para cada configuração com presença do ruído de medição (único parâmetro estocástico) e 1 realização para as configurações em que se considera medição ideal. O tempo de simulação de uma realização corresponde a 3 ciclos (Arquitetura Inicial) e 10 ciclos completos de ventilação (Arquitetura Modificada). No

último caso, adotou-se tal tempo de maneira a garantir convergência do algoritmo PEEP válvula.

### 4.3 Avaliação dos resultados das simulações

Os parâmetros específicos adotados no presente trabalho como critérios objetivos para análise de viabilidade técnica do projeto, relativos ao último ciclo ventilatório de cada simulação, são:

- Erro:
  - no modo controlado à pressão, o erro absoluto máximo entre pressão de referência e pressão medida ( $E_p$ );
  - no modo controlado a volume, o erro absoluto entre volume corrente de referência e volume corrente obtido ( $E_v$ );
- Número de comutações/ciclo da válvula: expectativa de vida útil do atuador;
- Volume de gases desperdiçados/ciclo (específico para Arquitetura Inicial): quantificar o volume de gases respiratórios retirados do circuito do ventilador sem realizar trabalho de ventilação em cada ciclo. Visto que a fonte de gases respiratórios em tal arquitetura é um cilindro de ar comprimido, tal comportamento corresponde a um desperdício em termos comerciais.

Para uma avaliação quantitativa do desempenho dos sistemas foram considerados aceitáveis os erros abaixo de 2 cmH<sub>2</sub>O para o controle em pressão e de até 10% do volume inspirado pré-estabelecido para o controle em volume, limiares normativos determinados pela norma F 1100-90 (ASTM, 1997), sobre ventiladores mecânicos para uso clínico.

Conforme relatado, nas configurações com presença de ruído são obtidas 10 realizações de cada configuração. Para avaliação se a configuração é aceitável, considerou-se:

- Modo controlado à pressão:  
Média de  $E_p$  (relativa às 10 realizações) + desvio padrão  $\leq 2$  cmH<sub>2</sub>O → resultado aceitável;
- Modo controlado a volume:  
Média de  $E_v$  (relativa às 10 realizações) + desvio padrão  $\leq 10\%$  do volume inspirado → resultado aceitável.

## 5 Resultados

### 5.1 Perfis ventilatórios

Nas Figuras 5.1 e 5.2 apresentam-se exemplos de perfis inspiratórios de pressão simulados a partir do modelo do sistema proposto no modo controlado à pressão, considerando-se fixas as configurações do ventilador em cada figura ( $P_{\max}$ , PEEP, FR,  $T_{\text{resp}}$ ). Nestas, é possível estabelecer um comparativo entre as curvas geradas pelas Arquiteturas Inicial (a, b, c, d) e Modificada (e, f, g, h), em que se observa nas configurações equivalentes menores amplitudes de erro máximo da pressão  $P_o(t)$  em relação à curva de referência  $P_{\text{ref}}(t)$  na Arquitetura Modificada, especialmente na terminação da rampa inspiratória, tanto para  $P_{\max} = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$  (Figura 5.1) e  $P_{\max} = 35 \text{ cmH}_2\text{O}$  (Figura 5.2), associadas a mais comutações/ciclo em tal arquitetura. A digitalização e aumento do nível de ruído implicam no aumento dos erros, que atingem valores maiores que  $3 \text{ cmH}_2\text{O}$  no caso de  $F_s = 200 \text{ Hz}$  e ruído em nível de 3% FSS.

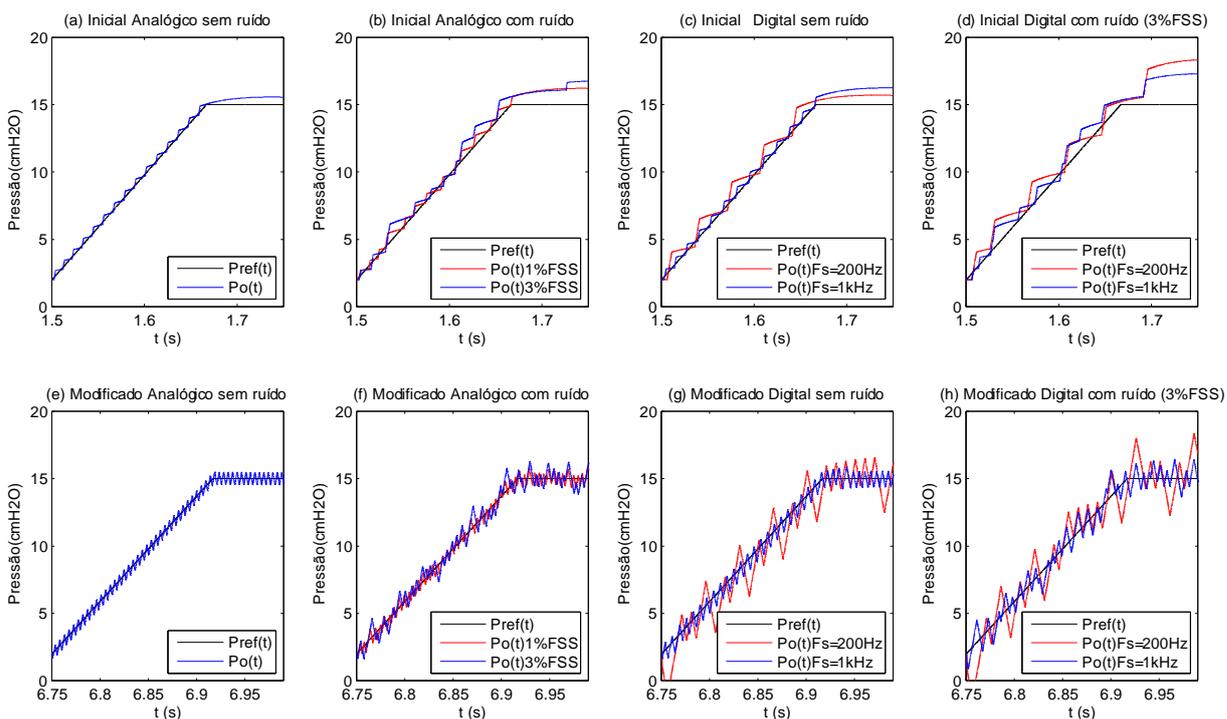


Figura 5.1. Exemplo de simulação do Modo controlado à pressão – Perfis de pressão para  $P_{\max} = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

Configuração:  $FR = 80 \text{ ciclos/min}$ ;  $PEEP = 2 \text{ cmH}_2\text{O}$ ; Tempo de resposta da válvula =  $2 \text{ ms}$ .

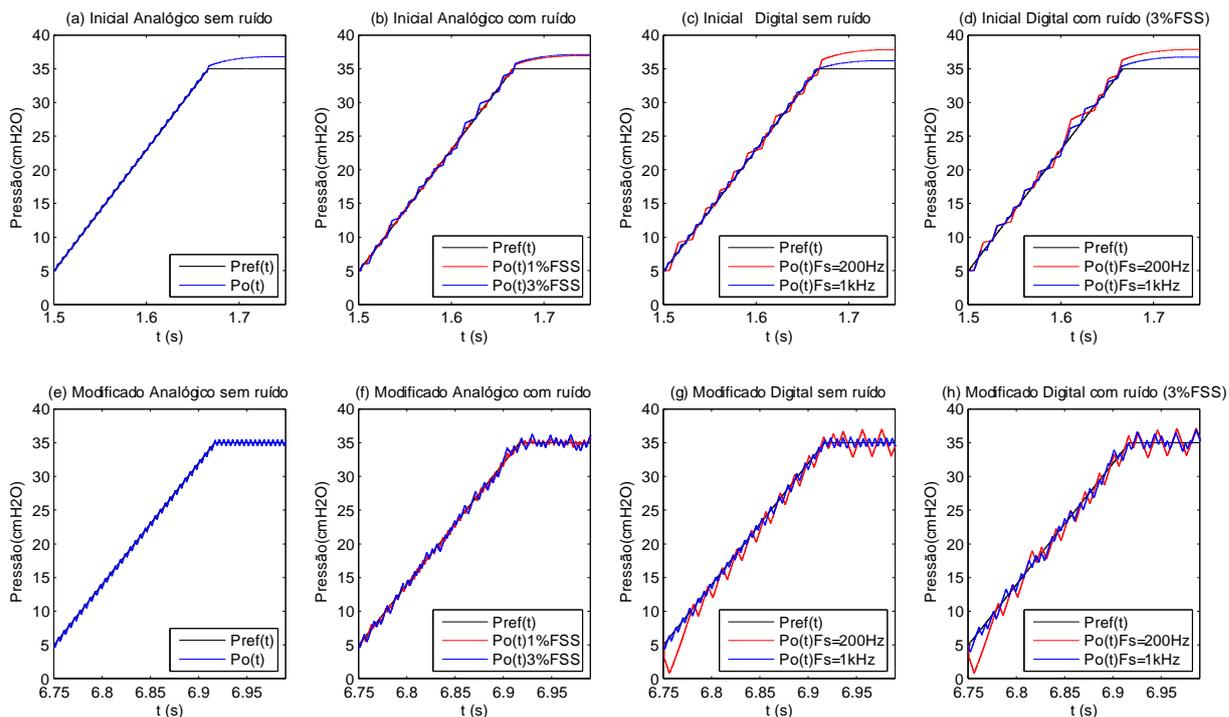


Figura 5.2. Exemplo de simulação do Modo controlado à pressão – Perfis de pressão para  $P_{\max} = 35 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

*Configuração:  $FR=80 \text{ ciclos/min}$ ;  $PEEP=5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ; Tempo de resposta da válvula= $2 \text{ ms}$ .*

Do mesmo modo, nas Figuras 5.3 e 5.4 apresentam-se exemplos de perfis de vazão inspiratória ( $q_o(t)$ ) relativos ao sistema no modo controlado a volume para  $V_T=2 \text{ ml}$  e  $V_T=5 \text{ ml}$ , respectivamente. É possível observar que na Arquitetura Inicial  $q_o(t)$  apresenta menores variações em relação à vazão de referência ( $q_{\text{ref}}(t)$ ). A digitalização nas duas arquiteturas, para  $F_s=200 \text{ Hz}$ , implica em erros elevados da vazão (até  $5 \text{ ml/s}$  nas Figuras 5.4 (g) e (h)). O ruído, por sua vez, não se mostrou um fator determinante no aumento do erro em vazão.

Na Figura 5.5 apresenta-se o resultado das simulações do sistema em uma configuração no modo controlado à pressão, entretanto considerando válvulas com diferentes tempos de resposta (nas Figuras 5.5 (a, c),  $T_{\text{resp}}=2 \text{ ms}$ ; Figuras 5.5 (b, d),  $T_{\text{resp}}=5 \text{ ms}$ ). É possível comparar a variação de  $P_o(t)$  em relação à referência nas Figuras 5.5 (a, b) (sem ruído) e Figuras 5.5 (c, d) com ruído de amplitude de 1%FSS do transdutor, em que se verifica que válvulas com menor tempo de resposta geram perfis com menores amplitudes de erro.

De modo a exemplificar a implementação do algoritmo PEEP válvula (seção 3.2.3), na Figura 5.6 são apresentados perfis ventilatórios relativos a dois valores de PEEP determinados ( $PEEP_t=2 \text{ cmH}_2\text{O}$  e  $PEEP_t=5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ). Observa-se que o sistema se estabiliza na PEEP desejada no terceiro ciclo para  $PEEP_t=2 \text{ cmH}_2\text{O}$  e no sexto ciclo para  $PEEP_t=5 \text{ cmH}_2\text{O}$ .

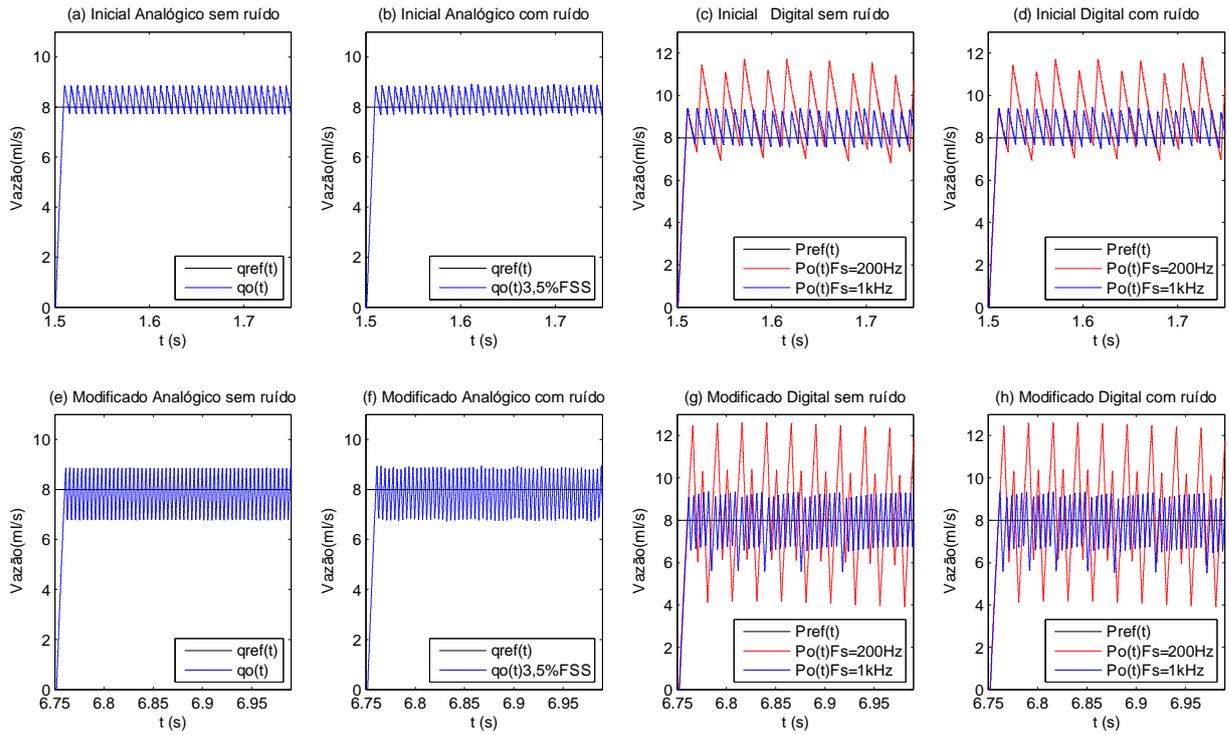


Figura 5.3. Exemplo de simulação do Modo controlado a volume – Perfis de vazão para  $V_T = 2 \text{ ml}$ .

*Configuração:  $FR=80 \text{ ciclos/min}$ ;  $PEEP=5 \text{ cmH}_2\text{O}$ ; Tempo de resposta da válvula= $2 \text{ ms}$ .*

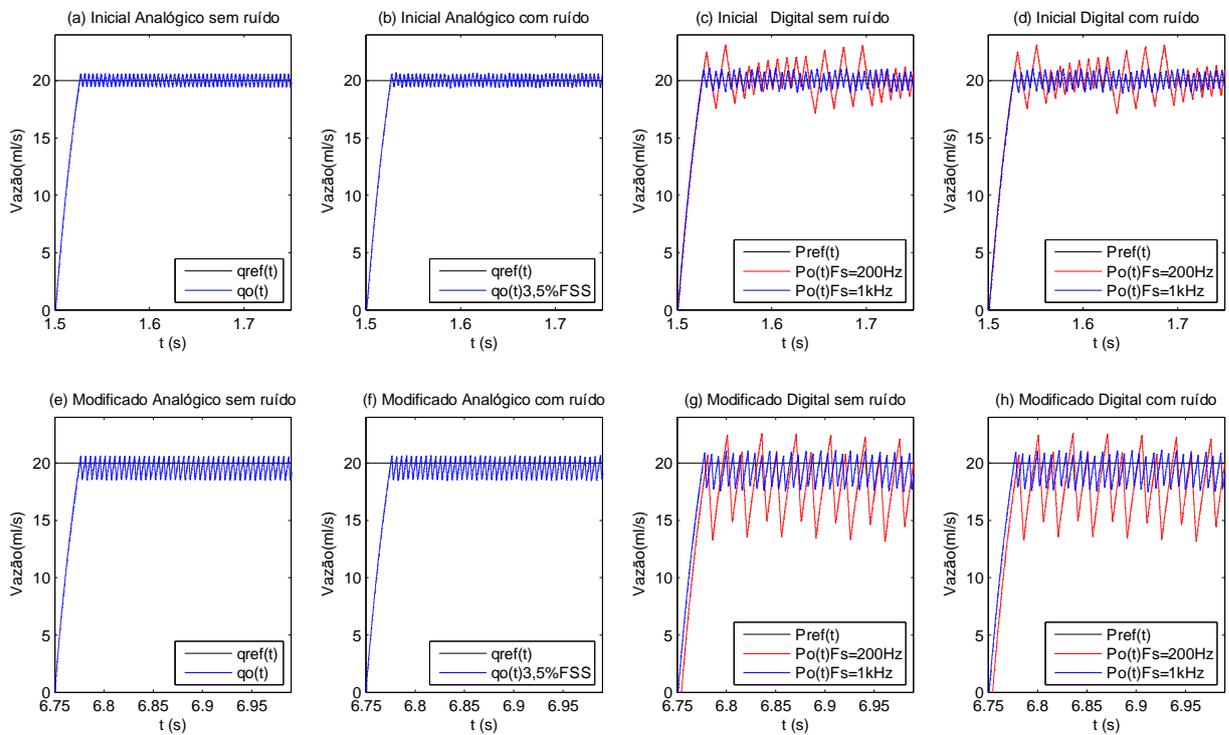


Figura 5.4. Exemplo de simulação do Modo controlado a volume – Perfis de vazão para  $V_T = 5 \text{ ml}$ .

*Configuração:  $FR= 80 \text{ ciclos/min}$ ;  $PEEP=2 \text{ cmH}_2\text{O}$ ; Tempo de resposta da válvula= $2 \text{ ms}$ .*

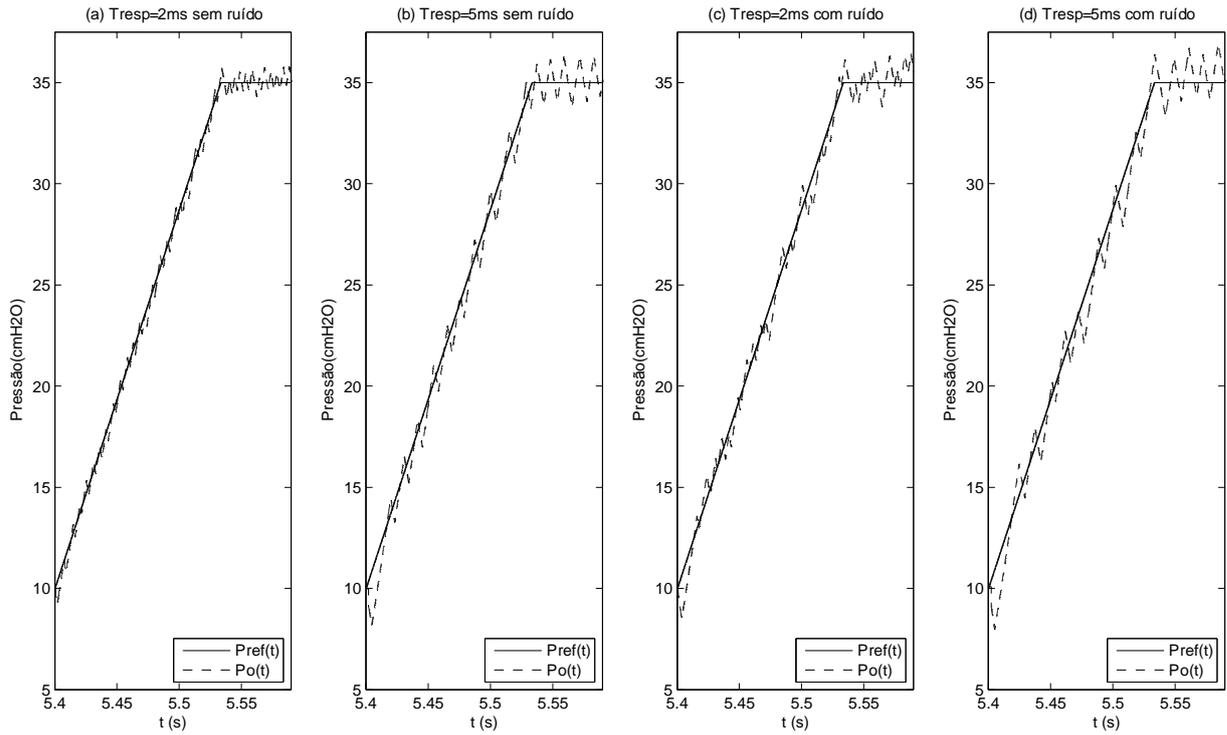


Figura 5.5. Exemplos representativos de perfis de pressão gerados por válvulas com diferentes tempos de resposta.

Configuração:  $FR=100$  ciclos/min;  $PEEP=10$  cmH<sub>2</sub>O; (a, b): sem ruído; (c, d): ruído 1%FSS.

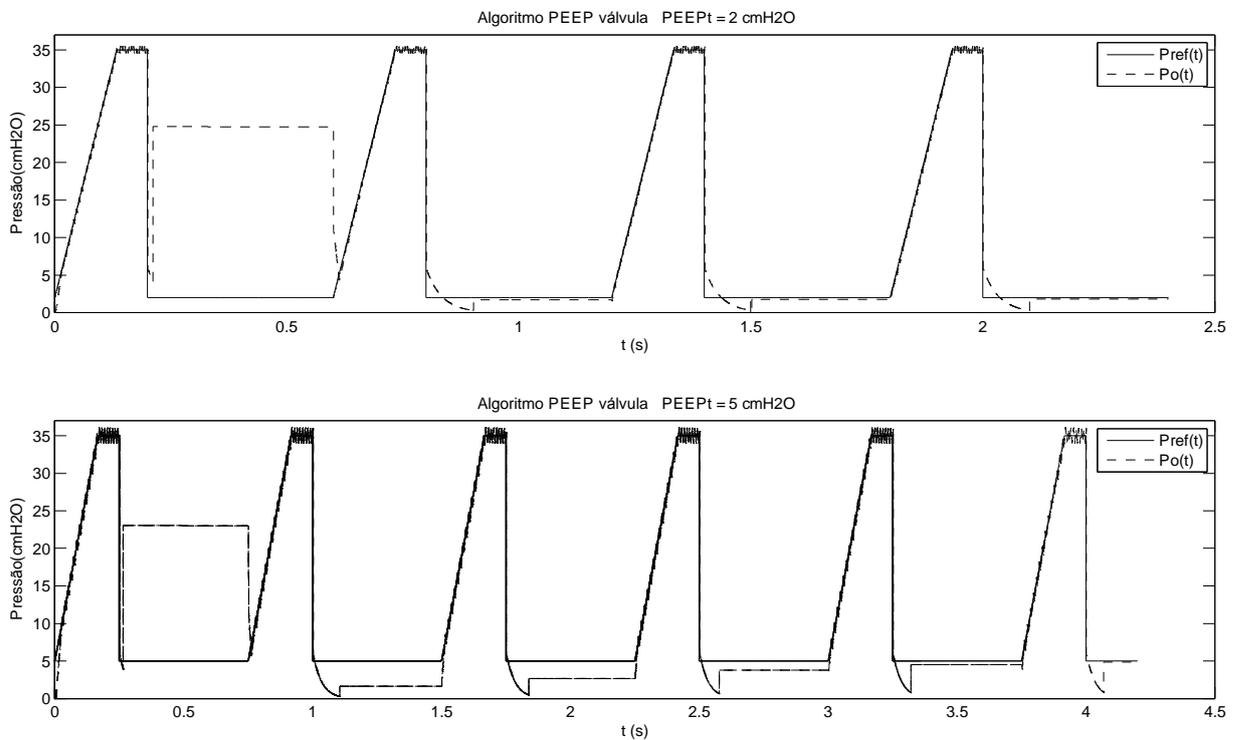


Figura 5.6. Exemplo representativo de adaptação do algoritmo PEEP válvula.

Configuração:  $FR=100$  ciclos/min; Tempo de resposta da válvula = 2ms.

## 5.2 Desempenho das Arquiteturas

Nas Figuras 5.7 e 5.8 são apresentados os erros das configurações simuladas no modo controlado à pressão. Em cada subfigura ((a) a (h)) são apresentados os erros relativos às configurações testadas do ventilador (conforme critério apresentado na seção 4.3), em que foram mantidas fixas a arquitetura,  $P_{max}$  e  $T_{resp}$ , e variou-se a PEEP e FR. A curva em vermelho representa o limiar normativo, que corresponde ao erro limite permitido por norma em relação ao modo ventilatório em estudo (seção 4.3).

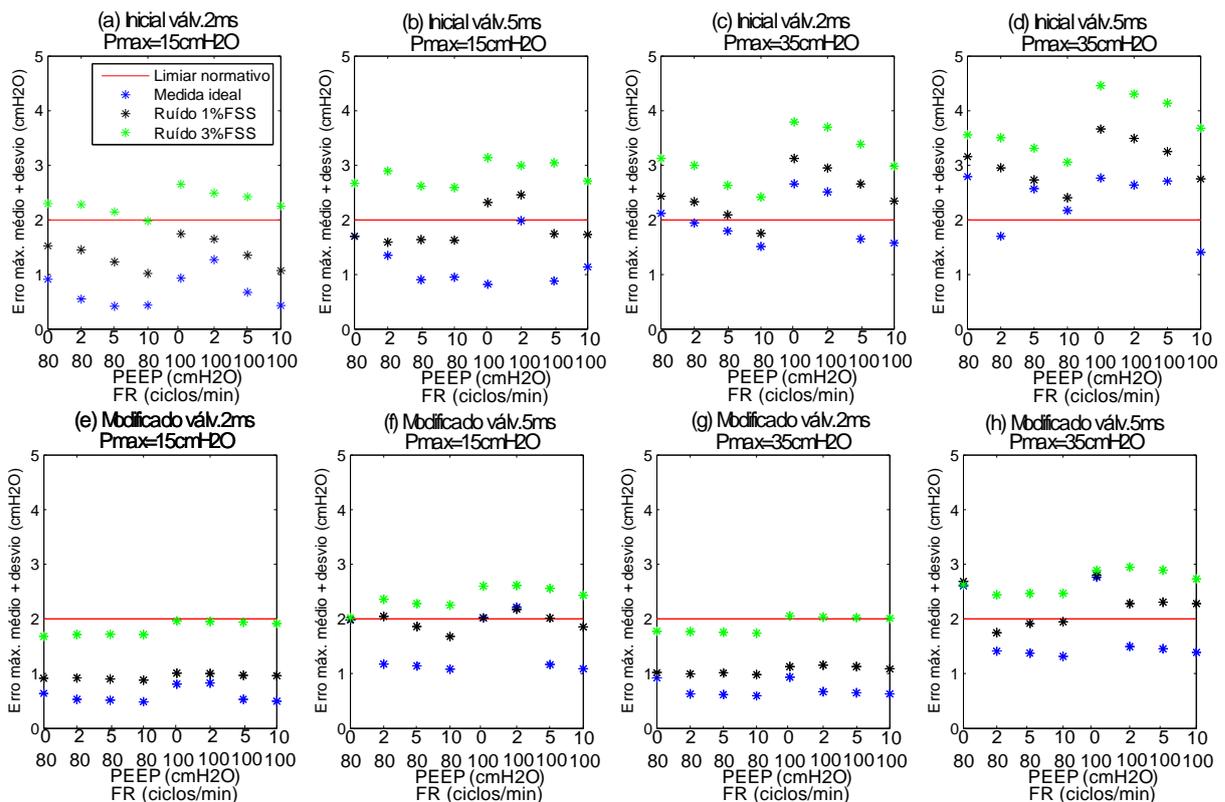


Figura 5.7. Erro absoluto máximo (média+desvio padrão) - Modo controlado à pressão – Sinais analógicos.

Observa-se que o aumento do tempo de resposta das válvulas e do nível de ruído implicam no aumento do erro em ambas as figuras. Por exemplo, nas Figuras 5.7 (e, f), configuração PEEP= 2 cmH<sub>2</sub>O, FR= 80 ciclos/min e ruído em nível de 1%FSS, para válvula com  $T_{resp}$ = 2 ms, tem-se  $E_p$ = 1 cmH<sub>2</sub>O, e para  $T_{resp}$ = 5 ms,  $E_p$ = 2 cmH<sub>2</sub>O. Em termos do ruído, para a configuração PEEP= 5 cmH<sub>2</sub>O, FR= 100 ciclos/min na Figura 5.7 (b), observa-se um aumento no erro acima de 2 cmH<sub>2</sub>O ao comparar a situação de medição ideal com a medição com ruído em nível de 3%FSS. Além disso, especificamente, a Figura 5.7 apresenta os resultados considerando-se sinais analógicos. A Figura 5.8, por sua vez, refere-se às configurações em que os sinais foram digitalizados. Nota-se a influência de  $F_s$  nos erros gerados, de modo que

$F_s = 200$  Hz produz resultados acima do limiar normativo na maior parte das configurações testadas nas diferentes arquiteturas. As Figuras 5.8 (e, g), relativas à Arquitetura Modificada, mostram que para  $F_s = 1$  kHz, válvula com  $T_{resp} = 2$  ms e ruído de amplitude de 1%FSS, são gerados erros abaixo do limite estabelecido.

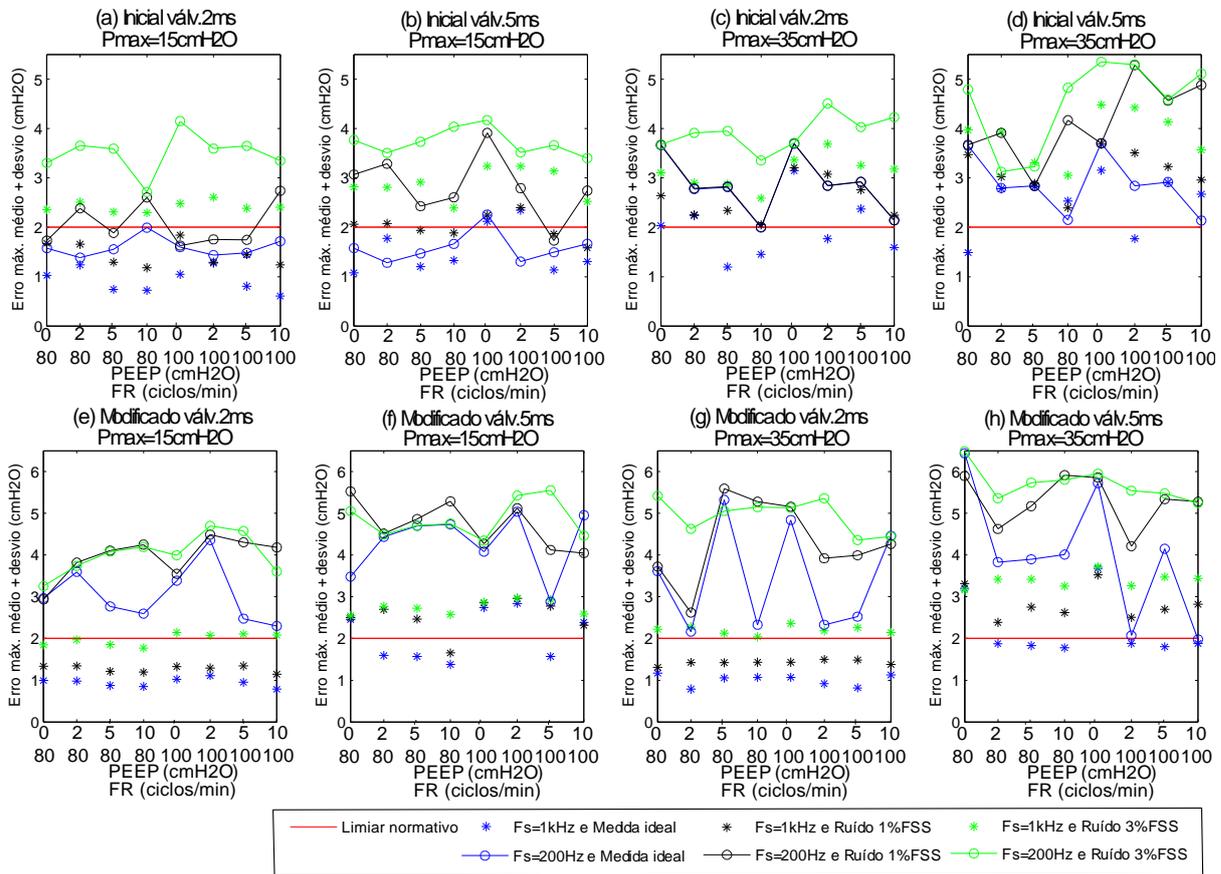


Figura 5.8. Erro absoluto máximo (média+desvio padrão) - Modo controlado à pressão – Sinais digitalizados.

De maneira análoga, nas Figuras 5.9 e 5.10, apresentam-se os erros gerados nas configurações testadas do modo controlado a volume, considerando-se sinais analógicos e digitais, respectivamente. De acordo com a Figura 5.10, a digitalização apresenta relação direta com o aumento dos erros, em que a Arquitetura Modificada produz maiores erros que a Arquitetura Inicial, comparando-se configurações similares. Neste contexto,  $F_s = 200$  Hz implica em perfis na Arquitetura Modificada com erros acima do limiar normativo na maior parte das configurações. Além disso, assim como no modo controlado à pressão, para válvulas com menor tempo de resposta, verificam-se menores valores de  $E_v$ .

Para possibilitar análise de vida útil do atuador (seção 6.4), o número máximo de comandos enviados pelo controlador por ciclo ventilatório para comutação da Válvula 1 (responsável

pelo controle da pressão inspiratória), entre as configurações simuladas para o modo controlado à pressão, foi: na Arquitetura Modificada, 100 comandos/ciclo, considerando-se sinais analógicos e 72 comandos/ciclo, considerando-se sinais digitalizados com  $F_s = 1$  kHz. Nas respectivas configurações da Arquitetura Inicial, verificaram-se 58 e 42 comandos/ciclo. Em uma análise similar para o modo controlado a volume, na Arquitetura Modificada e sinais analógicos, verificaram-se 119 comandos/ciclo; para sinais digitalizados cuja  $F_s = 1$  kHz, 93 comutações/ciclo. Por fim, na Arquitetura Inicial, 106 e 74 comutações por ciclo, respectivamente.

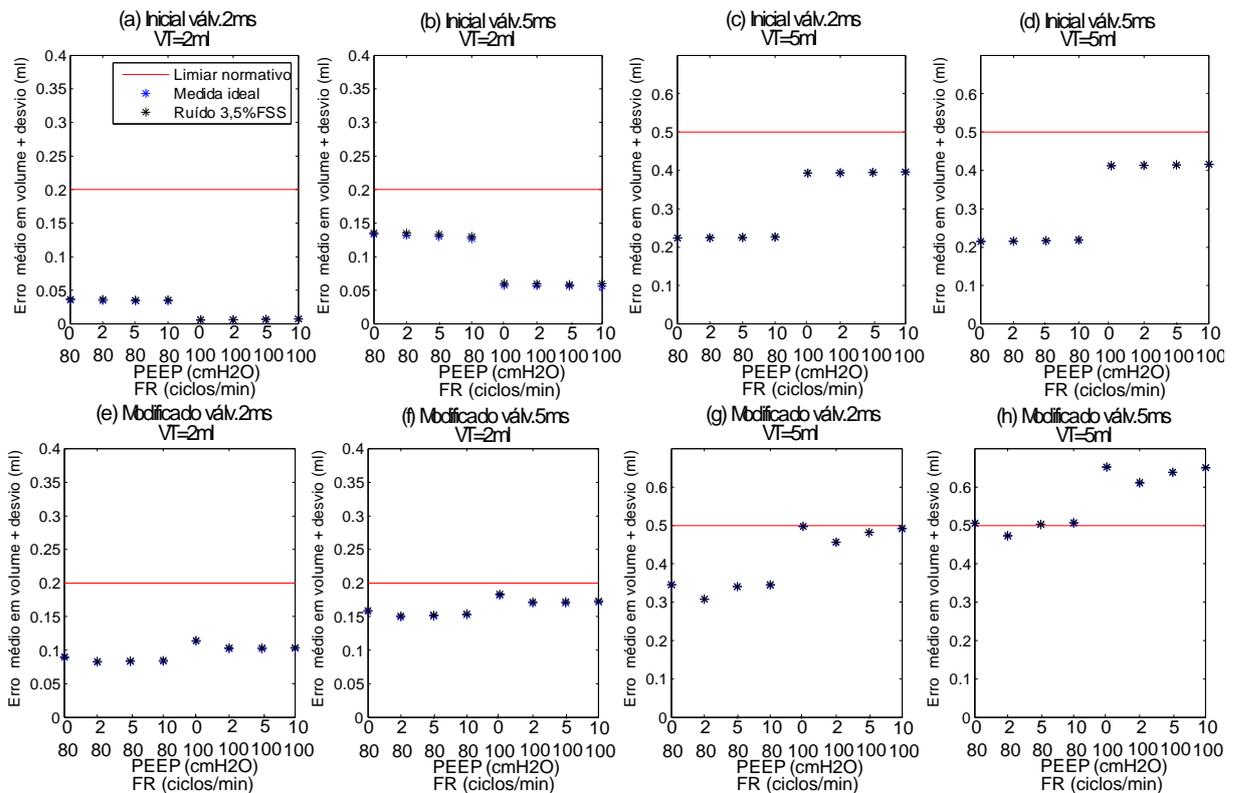


Figura 5.9. Erro na totalização de volume corrente (média+desvio padrão) - Modo controlado a volume – Sinais analógicos.

Em relação ao volume de gases desperdiçados por ciclo na Arquitetura Inicial (devido ao esvaziamento do reservatório intermediário durante expiração e comutação da Válvula 1 durante inspiração), verifica-se o valor de 6 a 16 ml/ciclo no modo controlado à pressão e de 16 a 36 ml/ciclo no modo controlado a volume, o que pode representar até 1,6 l/min ou 3,6 l/min de gases respiratórios, de acordo com o modo ventilatório vigente.

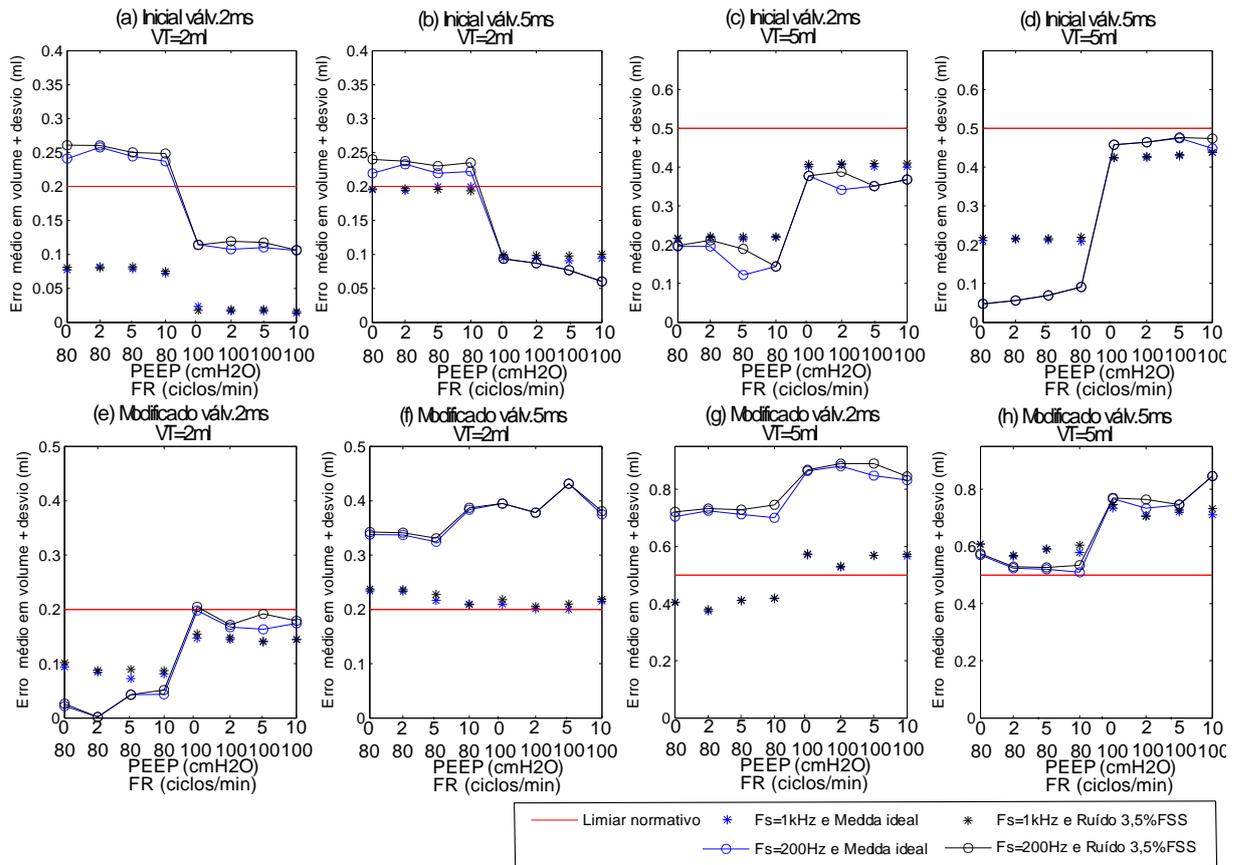


Figura 5.10. Erro na totalização de volume corrente (média+desvio padrão) - Modo controlado a volume – Sinais digitalizados.

## 6 Discussão

Os principais resultados obtidos pelas simulações, que serão discutidos neste capítulo, são:

- A arquitetura proposta (modelo do ventilador e controlador) é capaz de gerar perfis de ventilação em pressão controlada adequados desde que requisitos mínimos relativos aos atuadores, transdutores e de transferência de dados sejam satisfeitos;
- Especificamente, a Arquitetura Modificada proporcionou menores níveis de erro máximo das curvas de pressão que a Arquitetura Inicial. Por outro lado, no Modo Controlado a volume, a totalização de volume corrente foi realizada com menores erros na Arquitetura Inicial;
- O aumento do nível de ruído na medida realizada por transdutores de pressão contribui para diminuição da qualidade do controle, e por consequência, propicia a geração de maiores erros no sistema;
- A digitalização cuja  $F_s = 200$  Hz produz resultados inaceitáveis nas configurações testadas;
- O tempo de resposta das válvulas do sistema mostrou-se um parâmetro diretamente relacionado à qualidade dos perfis, sugerindo que um tempo de resposta igual ou menor que 2 ms é necessário para um desempenho satisfatório do controle do sistema;
- A Arquitetura Modificada evita desperdício significativo de gases respiratórios por ciclo (até 36 ml/ciclo no Modo Controlado a volume), além de garantir flexibilidade no estabelecimento de diferentes valores de PEEP;
- A implementação do sistema por meio de uma estrutura digital contribuiria para a redução do tempo de desenvolvimento e variedade de funcionalidades, com prejuízo limitado em termos de eficácia do controle (considerando  $F_s = 1$  kHz).

### 6.1 Modo Controlado à Pressão

No Modo Controlado à Pressão, observa-se que os resultados são aceitáveis em relação ao limite normativo na Arquitetura Modificada, quando utilizadas válvulas com tempo de resposta de 2 ms, sinais provenientes dos transdutores e de comando analógicos ou digitais com  $F_s = 1$  kHz. A característica determinante de tal Arquitetura que possibilita menores erros em relação à Inicial refere-se à utilização de duas fontes de pressão simétricas (pressões P1 e

-P1), de modo que o perfil  $P_o$  é centralizado em relação à curva de referência, o que não ocorre na Arquitetura Inicial (Válvula 1 alterna entre pressão P1 e atmosférica).

Ao realizar uma análise dos perfis de pressão referentes à Arquitetura Modificada (Figuras 5.1 e 5.2 (e), (f), (g), (h) e Figura 5.5), nas configurações em que não é atendido o limite de erro máximo permitido, verifica-se que o mesmo é ultrapassado eventualmente nas situações em que o ruído de medição está presente (no nível mais alto testado, 3%FSS do transdutor) durante a rampa de subida. Por outro lado, na Arquitetura Inicial, observa-se (Figuras 5.1 e 5.2 (a), (b), (c), (d)) sobrepressão persistente a partir da terminação da rampa (em que se deve sustentar a pressão  $P_{max}$  até o início da expiração), devido a uma inércia do sistema em possibilitar a diminuição de  $P_o$ . Ressalta-se que a pressão de pico durante ventilação mecânica é associada à VILI (Hess e Kacmarek, 2014; Johnson e Bennett, 2013). Neste contexto, nas situações de inconformidade normativa, os erros gerados na Arquitetura Inicial podem ser considerados potencialmente mais danosos que os provenientes da Arquitetura Modificada.

Em relação à amplitude de pressão requerida, tanto para  $P_{max}=15$  cmH<sub>2</sub>O quanto  $P_{max}= 35$  cmH<sub>2</sub>O a Arquitetura Modificada apresenta níveis de erro similares (Figuras 5.7 (e) e (g)). Por outro lado, para diferentes pressões de referência, o controlador Inicial retorna maiores erros no maior nível de pressão testado (Figuras 5.7 (a) e (c)).

Em termos da sensibilidade do sistema de controle à medição de sinais de pressão ruidosos, observa-se (Figuras 5.1, 5.2, 5.7 e 5.8) que o nível de ruído apresenta relação direta com a magnitude dos erros gerados. Foram analisados níveis de ruído de até 3%FSS do transdutor. Neste caso, leituras podem apresentar valores de ruído acima de 2 cmH<sub>2</sub>O. Tal configuração mostrou-se relevante para testar a robustez do controlador, o que aponta uma dificuldade em possibilitar o controle do sistema contaminado por ruído de alta magnitude e variação aleatória. Desta forma, um transdutor que apresente valores de ruído com menores amplitudes (em torno de 1%FSS, que em valor absoluto representa até 0,75 cmH<sub>2</sub>O) é requerido para possibilitar controle consistente em relação ao limiar normativo, tanto para sinais analógicos quanto digitalizados em  $F_s= 1$  kHz. Há também a possibilidade de filtragem de ruído de alta frequência em etapa anterior ao processamento pelo controlador.

O tempo de resposta das válvulas solenoides também se mostrou um fator diretamente relacionado ao erro máximo gerado em pressão (Figuras 5.7 e 5.8). Na Figura 5.5 apresenta-se um comparativo entre perfis relativos à mesma configuração do ventilador considerando-se

válvulas com tempo de resposta iguais a 2 ms e 5 ms na Arquitetura Modificada. Nas simulações com maior tempo de resposta as comutações implicam em maiores erros em toda a curva, tanto na presença quanto ausência de ruído. Neste caso são produzidos erros inaceitáveis mesmo para o menor nível de ruído testado (1%FSS).

A digitalização dos sinais durante a ventilação relaciona-se ao desempenho do sistema em termos quantitativos e quanto à concepção de engenharia do projeto (seção 6.4). A arquitetura digital com  $F_s = 200$  Hz mostrou-se ineficaz em prover leituras dos transdutores e enviar sinais de comando condizentes com a dinâmica necessária para controle satisfatório. Em contrapartida, o processamento tanto de sinais analógicos quanto digitais com  $F_s = 1$  kHz aliados a válvulas com  $T_{resp} = 2$  ms podem gerar perfis de pressão aceitáveis.

A funcionalidade PEEP válvula possibilitou o estabelecimento de diferentes valores de tal pressão de maneira automática, em que a convergência do algoritmo foi realizada em até 10 ciclos de ventilação. Conforme mostrado na Figura 5.6, a fase inicial da expiração apresenta  $P_o$  com valores abaixo do valor estabelecido para a PEEP. Isto se deve ao fato de que no momento em que se inicia a expiração, a pressão pulmonar é máxima e a resistência equivalente do ramo (composta por resistência da válvula, resistência do pneumotacógrafo expiratório e resistência de vias aéreas do paciente) não representa restrição significativa à passagem dos gases respiratórios, de modo que se estabelece uma vazão elevada entre pulmões e ambiente. Neste caso, a resistência de vias aéreas é a mais representativa, de modo que a queda de pressão sobre a mesma faz com que a pressão  $P_o$  se aproxime da atmosférica, abaixo da PEEP. No momento em que a válvula é fechada, cessa-se a vazão pelo ramo e  $P_o$  se estabiliza no valor de pressão desejado (PEEPt).

## 6.2 Modo Controlado a Volume

No Modo Controlado a Volume, observa-se (Figuras 5.9 e 5.10) que os erros na Arquitetura Inicial são menores que os gerados nas respectivas configurações da Arquitetura Modificada. Isto se deve às oscilações de menor amplitude em torno da referência de vazão na primeira arquitetura (Figuras 5.3 e 5.4), o que possibilita a totalização de volume corrente (VT) com maior aproximação ao valor de referência estabelecido.

A Arquitetura Inicial apresenta conformidade em relação ao erro gerado em todas as configurações testadas, considerando-se sinais analógicos ou digitais com  $F_s = 1$  kHz, tanto para válvulas com  $T_{resp} = 2$  ms quanto 5 ms. A Arquitetura Modificada produz erros em

conformidade normativa para válvula com  $T_{resp} = 2$  ms e sinais analógicos ou digitais com  $F_s = 1$  kHz, exceto na configuração com tal  $F_s$ ,  $VT = 5$  ml e  $FR = 100$  ciclos/min, em que tem-se até 11,4% de erro em volume. O ruído na medição de vazão não se mostrou um fator determinante na geração de erros comparados à medição ideal.

Analisando somente o erro em volume, a Arquitetura Inicial mostra-se mais vantajosa no modo ventilatório em questão. Contudo, o volume desperdiçado por ciclo, até 16 ml para  $VT = 2$  ml e 36 ml para  $VT = 5$  ml é representativo caso a fonte de pressão do sistema seja um cilindro de ar comprimido. Desta forma, ao se trabalhar com tal arquitetura, mesmo que não haja sistema de recuperação dos gases, recomenda-se o desenvolvimento de um sistema para pressurização do ar na própria máquina, o que já existe em ventiladores comerciais, por exemplo, modelos (Inspira, Harvard Apparatus) e (flexiVent, SCIREQ). Ressalta-se que tal recomendação é válida caso ventilar mecanicamente com ar seja suficiente para as pesquisas a serem realizadas, o que não se aplica nos casos em que se necessite de maiores concentrações de outros gases, tais como oxigênio. Neste caso, faz-se necessário o uso de cilindro.

Por outro lado, é possível contornar a inconformidade na totalização de volume na configuração digital relatada, relativa à Arquitetura Modificada, ao aumentar a referência de vazão o suficiente para garantir um VT adequado, evitando assim qualquer modificação física ou de controle do sistema. Além disso, pode-se estabelecer como um requisito de projeto do sistema de recuperação que a pressão da turbina de sucção dos gases não seja necessariamente simétrica em relação à pressão de alimentação. Neste caso, especificamente no modo controlado a volume, tal pressão poderia ser controlada em valor igual à pressão atmosférica, usada na Arquitetura Inicial.

### **6.3 Limitações do estudo**

Nas simulações do presente trabalho foram variados diferentes parâmetros:  $T_{resp}$ ,  $FR$ , nível de ruído de pressão e vazão,  $F_s$ , PEEP,  $P_{max}$ ,  $VT$ . Além disso, foram mantidos fixos:  $P_1$ , pressão do sistema de recuperação ( $-P_1$ ),  $R_1$ ,  $C_2$ ,  $R_c$ ,  $C_c$ ,  $h$ ,  $R_{ptc_{insp}}$ ,  $R_{ptc_{exp}}$ ,  $RV_{1min}$ ,  $RV_{2min}$ ,  $RV_{1max}$ ,  $RV_{2max}$ ,  $g(PEEP_t)$ , frações do ciclo destinadas à inspiração e expiração, totalizando 24 parâmetros diretamente relacionados ao sistema. Devido à variedade de combinações que poderia ser estabelecida, o número de simulações se tornaria demasiadamente extenso. Optou-se por simular com parâmetros em valores identificados, da literatura científica e folhas de

dados, de maneira a estabelecer requisitos mínimos relativos aos elementos do sistema em situações típicas de ventilação de pequenos animais.

Uma limitação em termos de modelagem refere-se aos termos fluídicos, em que foram adotadas hipóteses simplificadoras tais como regime quase-estacionário, incompressibilidade dos gases e escoamento laminar, de modo que as quedas de pressão sobre os elementos pneumáticos foram obtidas por meio de equacionamento linear. O sistema de recuperação, por sua vez, necessita de estudos posteriores para modelagem do comportamento dinâmico de seus elementos, visto que o mesmo foi modelado em regime permanente como uma fonte de pressão negativa constante.

#### **6.4 Viabilidade técnica e econômica**

Por se tratar de uma arquitetura cuja forma de atuação é o chaveamento em alta frequência de válvulas solenoides, torna-se necessária a utilização de atuadores que apresentem vida útil capaz de evitar trocas recorrentes dos mesmos. Verifica-se que nas configurações equivalentes, a Arquitetura Modificada demanda maior atividade de controle que a Arquitetura Inicial (seção 5.2), devido ao uso de fontes de pressão simétricas, o que se reverte em mais rápida dinâmica de alteração da pressão  $P_o$  entre os limites de histerese do controlador.

Uma análise de durabilidade pode ser realizada em um cenário de funcionamento da Válvula 1 na Arquitetura Modificada com transmissão digital de dados ( $F_s = 1$  kHz): considera-se o número máximo de comandos/ciclo das simulações, 72 (controle em pressão) e 93 (controle em volume), bem como os modelos de válvulas solenoides pesquisadas (Tabela 2.3) que atendem ao requisito  $T_{resp} = 2$  ms (MH2-MHE2, FESTO) e (MHJ9/MHJ10, FESTO), as quais apresentam vida útil, segundo o fabricante, acima de 500 milhões e 5 bilhões de ciclos, respectivamente. Desprezando demais fatores que podem reduzir a durabilidade dos atuadores, no mínimo 1446 horas (válvula MH2-MHE2) ou 14467 horas (válvula modelo MHJ9/MHJ10) de ventilação no modo controlado à pressão poderiam ocorrer sem troca do atuador. Em uma condição mais restritiva, com a ventilação somente a volume, tais tempos se reduziriam para 1120 e 11200 horas, respectivamente. A durabilidade dependerá da demanda de experimentos, mas supondo o uso por 10 horas semanais na condição de maior exigência de comandos/ciclo relatada, o ventilador poderá funcionar por no mínimo 2 anos (válvula MH2-MHE2) e 20 anos (válvula MHJ9/MHJ10) sem troca da Válvula 1, o que parece

aceitável em relação a um equipamento para esta finalidade, visto que manuais de ventiladores clínicos, tais como (Servo-s, Maquet) e (V200, Philips) especificam inspeções e manutenções anuais nos dispositivos.

Em termos de viabilidade técnica, no presente trabalho considerou-se como um possível limitador para o desenvolvimento do equipamento a existência de válvulas com tempo de resposta condizente com as necessidades de controle. Deste modo, concentraram-se esforços na busca por tais atuadores no mercado, além de modelos matemáticos que permitissem uma representação adequada do comportamento dinâmico nas simulações. Uma análise aprofundada em relação aos transdutores e controladores disponíveis comercialmente deve ser realizada em trabalhos futuros. Ressalta-se que, conforme Tabela A3.1 (Apêndice 3), há no mercado transdutores de pressão e vazão digitais que segundo os fabricantes possibilitam digitalização dos sinais em frequências de amostragem de acordo com os requisitos mínimos estudados ( $F_s = 1$  kHz). Contudo, o sucesso no desenvolvimento de um protótipo necessitará de ensaios de bancada com os dispositivos de maneira a verificar se as especificações apresentadas são sustentadas na prática.

Em relação a fatores qualitativos e de ordem econômica relativos a tecnologias candidatas para elaboração do equipamento, o controlador, por se tratar de um comparador histerese, apresenta flexibilidade para implementação tanto por meio de uma estrutura analógica (ao utilizar amplificadores operacionais, por exemplo), quanto digital.

O uso de dispositivos digitais contribuiria para a redução do tempo de desenvolvimento e variedade de funcionalidades se comparado a um sistema integralmente analógico, visto que: (1) há a facilidade de interfaceamento entre transdutores digitais e microcontrolador via padrão de comunicação (I<sup>2</sup>C, Philips Semiconductors); (2) tais controladores dispõem de módulos de entrada e saída de dados analógica e digital capazes de enviar comandos para as válvulas e sistema de recuperação dos gases (ressalta-se que módulos de potência intermediários serão necessários para acionamento de tais atuadores visto que microcontroladores trabalham com sinais de corrente da ordem de miliamperes); (3) sistemas de aquisição de dados e interface com o usuário podem ser desenvolvidos para integração entre microcontrolador e computador por comunicação serial (USB, *universal serial bus*), de modo a facilitar a definição de configurações da ventilação a ser realizada e análise das curvas de pressão e volume. Ressalta-se a importância de pesquisa para especificação da unidade de

processamento e controle a ser adotada para o sistema, principalmente em termos de capacidade de processamento de dispositivos comerciais e suporte a requisitos de tempo real.

Em termos de análise econômica para construção de um protótipo da Arquitetura Modificada, no Apêndice 3 são apresentados modelos de sensores e válvulas que atendem às especificações mínimas estudadas no presente trabalho, bem como o preço de venda.

Neste caso, em uma previsão de custos com a instrumentação, pode ser considerado:

- 3 válvulas 2/2 vias (modelo MHJ9-HF, custo unitário de \$ 44,30);
- 1 válvula 3/2 vias (modelo MHE2-MS1H, custo unitário de \$ 93,50);
- 2 sensores para medição de pressão (reservatório intermediário e de vias aéreas) (modelo HSCDANT001PGSA3, custo unitário de \$ 36,36).

Para medição de vazão (ramos inspiratório e expiratório) há 2 possibilidades:

- a) Caso 1: uso de pneumotacógrafos unicapilares.
  - 2 sensores de pressão (SDP2000-L, custo unitário de \$ 146,33);
- b) Caso 2: uso de sensores de vazão mássica.
  - 2 sensores de vazão (modelo HAFUHH0010L4AXT, custo unitário de \$ 67,65).

Considera-se ainda \$ 300,00 para confecção de placa microcontrolada (ou uso de uma unidade de processamento de tempo real, por exemplo, Beaglebone Black ARM Cortex-A8 1 GHz, ao custo de \$ 48,00 (Farnell Company)), circuitos de alimentação e condicionamento de sinais, turbina do sistema de recuperação e conexões pneumáticas.

Nestas condições, o valor total seria de:

- a) Caso 1: \$ 891,78;
- b) Caso 2: \$ 734,42.

Além disso, considerando um acréscimo de até 100% decorrente de taxas de importação e envio, o protótipo poderia ser construído por menos de \$ 2000,00. Conforme apresentado na Tabela 2.2, modelos de ventiladores comerciais com preços divulgados nos sites dos fabricantes são vendidos por aproximadamente \$ 5000,00 (sem considerar taxas de importação e envio para o Brasil). Portanto, a Arquitetura proposta apresenta uma margem considerável para produção e comercialização.

## 7 Conclusão

No presente trabalho apresentou-se uma proposta de arquitetura de ventilador de simples funcionamento (controle de válvulas *on-off*) que possibilita as modalidades de ventilação controlada em pressão e volume, além da versatilidade no controle automático da PEEP. Como principais características, a topologia contém uma resistência em série com um reservatório pneumático capaz de filtrar oscilações de pressão em alta frequência, além de possuir um sistema de recuperação de gases que evita desperdício e contribui para a diminuição dos erros em relação à curva de pressão de referência.

Enfatiza-se a relevância do estabelecimento do controle da pressão inspiratória em ventiladores para pequenos animais, visto que equipamentos para este fim existentes comercialmente apresentam desempenho adequado no controle em volume ao utilizar tecnologia construtiva baseada em cilindro/pistão. Contudo, o controle da pressão em malha fechada ou inexistente ou é limitado à ciclagem do sistema ao se alcançar uma pressão de pico. Por outro lado, as simulações do presente trabalho mostraram que é possível estabelecer curvas de pressão requeridas, sustentando uma pressão máxima até o início da etapa expiratória sem a necessidade de truncar o tempo inspiratório e realizar a ciclagem prematuramente.

Para tal controle, requisitos mínimos que produzem funcionamento adequado foram estudados, obtendo-se resultados satisfatórios nas simulações da Arquitetura Modificada, tanto para baixo quanto alto valor de pressão máxima empregado na clínica (15 e 35 cmH<sub>2</sub>O, respectivamente), ao utilizar válvulas solenoides com rápido tempo de resposta (2 ms) e transdutores de pressão que apresentem baixa susceptibilidade em fornecer medidas ruidosas (controle apresenta robustez a erros de medida no patamar de 0,75 cmH<sub>2</sub>O). Além disso, as simulações indicam flexibilidade em se trabalhar tanto com arquitetura para transferência de dados analógica quanto digital com  $F_s = 1$  kHz, sendo que esta contribuiria para redução do tempo de desenvolvimento e integração do sistema como um todo (uso de transdutores digitais, sistema microcontrolado e aquisição de dados).

Conforme pesquisa realizada (Tabela 2.3) há comercialmente válvulas solenoides com capacidade de suprir os requisitos temporais, de vazão e vida útil condizentes com as necessidades do sistema. Isto considerado, os resultados sugerem a viabilidade da construção de um protótipo do ventilador mecânico de acordo com a Arquitetura Modificada.

Ressalta-se o aspecto de nacionalização da tecnologia relativa ao ventilador, cuja patente será da Universidade, o que possibilitará aprimoramentos, realização de diferentes testes e até mesmo elaboração de novas pesquisas, como por exemplo, sobre ventiladores mecânicos para humanos recém-nascidos.

## Referências bibliográficas

Albuquerque, F. J. (2010). Monitorização da mecânica respiratória de camundongos durante ventilação artificial. Dissertação de mestrado. Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, UFRJ, Rio de Janeiro.

Alejo, R. P., Cabello, J. R., Villa, P., Rodríguez, I., Sánchez, J. M. P., Barba, G. P. e Cortijo, M. (2005). A Fully MRI-Compatible Animal Ventilator for Special-Gas Mixing Applications. Concepts in Magnetic Resonance Part B (Magnetic Resonance Engineering), Vol. 26B, No. 1, pp. 93-103.

Al-Shemmeri, T. (2010). Engineering Thermodynamics. Bookboon.com eBooks. Disponível em: <<http://bookboon.com/en/engineering-thermodynamics-ebook>>. Acesso em: 5 de outubro de 2015.

American National Standard Institute (ANSI) (2006). ANSI/FCI 70-2 - Control Valve Seat Leakage. Fluid Controls Institute, Cleveland, Ohio, USA, pp.1-4.

American Society for Testing and Materials (ASTM) (1997). Standard Specification for Ventilators Intended for Use in Critical Care, F 1100-90. West Conshohocken, Pennsylvania, USA.

Angadi, S. V., Jackson, R. L., Choe, S., Flowers, G. T., Suhling, J. C., Chang, Y., Ham, J. e Bae, J. (2009). Reliability and life study of hydraulic solenoid valve. Part 2: Experimental study. Journal Engineering Failure Analysis, Vol. 16, No. 3, pp. 944-963.

ASCO (2013). 8262/8263 Solenoid Valve. Disponível em: <[http://www.ascoval.com.br/literatura/FluidControl/31B/catalogo/010\\_8262\\_8263.pdf](http://www.ascoval.com.br/literatura/FluidControl/31B/catalogo/010_8262_8263.pdf)>. Acesso em: 12 de janeiro de 2016.

Bates, J. H. T. (2009). Lung Mechanics – An inverse modeling approach. Cambridge University Press, New York, USA.

Bonatti, R., Cruz, A. F. e Moriya, H. T. (2014). Design and Characterization of a Volume-Cycled Small Animal Ventilator Coupled with a Respiratory System Model. VI Latin American Congress on Biomedical Engineering, Vol. 49, pp. 31-34.

Bruining, H. A. (1984). Two simple assemblies for the application of intermittent mandatory ventilation with positive end expiratory pressure. Intensive Care Medicine, Vol. 10, No. 1, pp. 33-35.

Bürkert Fluid Control Systems (2015). 6011/6011A 2/2-way Miniature Solenoid Valve, pp. 1-8. Disponível em: <<http://www.burkert.com/en/Media/plm/DTS/DS/DS6011-Standard-EU-EN.pdf>>. Acesso em: 15 de novembro de 2015.

Bürkert Fluid Control Systems (2015). 6144 3/2-way Flipper Solenoid Valve, pp. 1-5. Disponível em: <<http://www.burkert.com/en/Media/plm/DTS/DS/DS6144-standard-EU-EN.pdf>>. Acesso em: 15 de novembro de 2015.

Canonico, A. E. e Brigham, K. L. (1997). Acute lung injury, em The lung: scientific foundations. Crystal, R. G., West, J. B., Weibel, E. R. e Barnes, P. J. Lippincott-Raven, Philadelphia, Pennsylvania, USA, pp. 2475-2498.

Chatburn, R. L. (2003). *Fundamentals of Mechanical Ventilation*. Mandu Press Ltd., 1ª Ed., Cleveland Heights, Ohio, EUA.

Clippard Minimatic (2014). EV Mouse Valves - Standard EV Series - EC-2-12/ EC-3-12. Disponível em: <<http://www.clippard.com/part/EC-2-12>>. Acesso em: 27 de janeiro de 2015.

Corona, T. M. e Aumann, M. (2011). Ventilator waveform interpretation in mechanically ventilated small animals. *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*, Vol. 21, No. 5, pp. 496-514.

CWE (2015). MRI-1 Volume-cycled Ventilator – Catálogo. Disponível em: <<http://www.cwe-inc.com/images/MRI-1.pdf>>. Acesso em: 29 de junho de 2015.

CWE (2015). SAR-830/AP Small Animal Ventilator – Catálogo. Disponível em: <<http://www.cwe-inc.com/images/SAR-830.pdf>>. Acesso em: 29 de junho de 2015.

CWE (2015). SAR-1000 Small Animal Ventilator – Catálogo. Disponível em: <<http://www.cwe-inc.com/images/SAR-1000%20Ventilator.pdf>>. Acesso em: 29 de junho de 2015.

Dar, T. (2015). This Man Lives His Life Inside An Iron Lung – The Remnant of A Disease Long Gone. *Wonderful Engineering, Biomedical Section*. Disponível em: <<http://wonderfulengineering.com/this-man-lives-his-life-inside-an-iron-lung-the-remnant-of-a-disease-long-gone/>>. Acesso em: 17 de janeiro de 2016.

DeCarlo, R. A., Zak, S. H. e Matthews, G. P. (1988). Variable Structure Control of Nonlinear Multivariable Systems: A Tutorial. *Proceedings of the IEEE*, Vol. 76, No. 3, pp. 212–232.

Dihovicni, D. e Medenica, M. (2011). *Mathematical Modelling and Simulation of Pneumatic Systems*, *Advances in Computer Science and Engineering*, Dr. Matthias Schmidt (Ed.), ISBN: 978-953-307-173-2, InTech, Serbia. Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/advances-in-computer-science-and-engineering/mathematical-modelling-and-simulation-of-pneumatic-systems>>. Acesso em: 8 de agosto de 2014.

Dirjish, M. (2012). What's The Difference Between Piezoelectric And Piezoresistive Components? *Electronic design*. Disponível em: <<http://electronicdesign.com/components/what-s-difference-between-piezoelectric-and-piezoresistive-components>>. Acesso em: 30 de janeiro de 2016.

Donahoe, M. (2006). Basic Ventilator Management: Lung Protective Strategies. *Surgical Clinics of North America*, Vol. 86, pp. 1389-1408.

Dräger (2015). Savina 300 (Ventilator). Focused on essentials. Disponível em: <<http://campaigns.draeger.com/savina300/en/#product>>. Acesso em: 18 de janeiro de 2016.

Edwards, C. e Spurgeon, S. K. (1998). *Sliding Mode Control – Theory and applications*. Taylor & Francis, London, England.

Farnell Company (2016). Catálogo comercial *on-line* – Sensor de pressão HSCDANT001PGSA3/Honeywell. Disponível em: <<http://www.newark.com/honeywell/hscdant001pgsa3/pressure-sensor-1psi-1/dp/29T6123>>. Acesso em: 29 de maio de 2016.

Farnell Company (2016). Catálogo comercial *on-line* – Sensor de pressão HSCDRRT001PD2A3/Honeywell. Disponível em: <<http://www.newark.com/honeywell/hscdrirt001pd2a3/pressure-sensor-1psi-1/dp/29T6125>>. Acesso em: 29 de maio de 2016.

Farnell Company (2016). Catálogo comercial *on-line* – Sensor de pressão SDP2000-L/Sensirion. Disponível em: <<http://www.newark.com/sensirion/sdp2000-l/pressure-sensor-calibrated-10/dp/01M8799>>. Acesso em: 29 de maio de 2016.

Farnell Company (2016). Catálogo comercial *on-line* – Sensor de vazão HAFUHH0010L4AXT/Honeywell. Disponível em: <<http://www.newark.com/honeywell/hafuhh0010l4axt/digital-airflow-sensor-10lpm-60psi/dp/29X1294>>. Acesso em: 30 de maio de 2016.

Farnell Company (2016). Catálogo comercial *on-line* – Unidade de processamento de tempo real Beaglebone Black. Disponível em: <<http://www.newark.com/element14/bbone-black-4g/beaglebone-black-rev-c-cortex/dp/52X5548?MER=BN-52X5548>>. Acesso em: 30 de maio de 2016.

FESTO (2007). Operating conditions for valves - Standard nominal flow rate, pp. i-5. Disponível em: <[https://www.festo.com/rep/es\\_es/assets/pdf/Druckluftaufbereitung\\_en.pdf](https://www.festo.com/rep/es_es/assets/pdf/Druckluftaufbereitung_en.pdf)>. Acesso em: 10 de janeiro de 2016.

FESTO (2012). Solenoid valves MHJ9/MHJ10, fast-switching valves, pp. 1-23. Disponível em: <[https://www.festo.com/cat/en-gb\\_gb/data/doc\\_ENGB/PDF/EN/MHJ\\_EN.PDF](https://www.festo.com/cat/en-gb_gb/data/doc_ENGB/PDF/EN/MHJ_EN.PDF)>. Acesso em: 4 de agosto de 2015.

FESTO (2014). Solenoid valves MH2/MHE2, fast-switching valves, pp. 6-20. Disponível em: <[https://www.festo.com/cat/en-us\\_us/data/doc\\_enus/PDF/US/MH2TO4\\_ENUS.PDF](https://www.festo.com/cat/en-us_us/data/doc_enus/PDF/US/MH2TO4_ENUS.PDF)>. Acesso em: 4 de agosto de 2015.

FESTO (2012). VEMR Valve. Piezo valves in medical technology and laboratory automation. Disponível em: <[https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/172927/Piezo\\_Broschuere\\_en\\_M.PDF](https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/172927/Piezo_Broschuere_en_M.PDF)>. Acesso em: 30 de agosto de 2014.

Giannella-Neto, A., Bellido, C., Barbosa, R. B. and Vidal Melo, M. F. (1998). Design and calibration of unicapillary pneumotachographs. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 84, No. 1, pp. 335-343.

Giannella-Neto, A., Ribeiro, G. C. M., Santos, E. L., Soares, J. H. N., Nunes, M. V. L. e Jandre, F. C. (2010). Control of positive end-expiratory pressure (PEEP) for small animal ventilators. *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 9, No. 1, pp. 1-9.

Gordon, B. (2015). 3D Printers Reviews - Reviews & Comparisons. Top Ten Reviews™. Disponível em: <<http://3d-printers.toptenreviews.com/>>. Acesso em: 15 de setembro de 2015.

Guyton, A. C. e Hall, J. E. (2006). *Textbook of Medical Physiology – Chapter 37: Pulmonary Ventilation*. Elsevier, 11ª Ed., Philadelphia, Pennsylvania, EUA, pp. 471-482.

Hallowell (2015). MicroVent 1 Dual Mode Veterinary Ventilator IPPV / HFOV – Manual e especificações. Disponível em: <<http://www.hallowell.com/index.php?pr=zDOCA3662>>. Acesso em: 22 de janeiro de 2015.

Harvard Apparatus (2000). Harvard Inspira ASV- Advanced Safety Ventilator - User's Manual. Publication 5404-001-REV-C. Massachusetts, USA.

Harvard Apparatus (2006). Model '683' Small Animal Ventilator User's Manual. Disponível em:

<[https://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product\\_11051\\_10001\\_44453\\_-1\\_HAI\\_ProductDetail\\_\\_\\_#manualstab](https://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product_11051_10001_44453_-1_HAI_ProductDetail___#manualstab)>. Acesso em: 14 de junho de 2015.

Harvard Apparatus (2016). Ventilators Selection Guide. Disponível em: <[http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/haisku1\\_10001\\_11051\\_44505\\_-1\\_hai\\_ProductDetail\\_N\\_37322](http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/haisku1_10001_11051_44505_-1_hai_ProductDetail_N_37322)>. Acesso em: 26 de janeiro de 2016.

Hasan, A. (2010). Understanding Mechanical Ventilation - A Practical Handbook - Chapter 1: Historical Aspects of Mechanical Ventilation. Springer, 2ª Ed., London, England, pp. 1-8.

Hedlund, L. W., Cofer, G. P., Owen, S. J. e Johnson, G. A. (2000). MR-compatible ventilator for small animals: computer-controlled ventilation for proton and noble gas imaging. Magnetic Resonance Imaging, Vol. 18, pp. 753-759.

Hess, D. R. e Kacmarek, R. M. (2014). Essentials of Mechanical Ventilation. McGraw-Hill Education. 3ª Ed., New York, EUA.

Hess, D. R. e MacIntyre, N.R. (2012). Mechanical Ventilation - Chapter 22, em Hess, D.R., MacIntyre, N.R., Mishoe, S.C., e Galvin, W.F. Respiratory Care: Principles and Practice. Jones & Bartlett Learning, LLC, 2ª Ed., Sudbury, Massachusetts, USA, pp. 462-500.

Hirai, T., McKeown, K. A., Gomes, R. F. M. e Bates, J. H. T. (1999). Effects of lung volume on lung and chest wall mechanics in rats. Journal of Applied Physiology, Vol. 86, No. 1, pp. 16-21.

Hodgson, S., Le, M. Q., Tavakoli, M. e Pham, M. T. (2011). Sliding-Mode Control of Nonlinear Discrete-Input Pneumatic Actuators. International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE/RSJ, San Francisco, California, EUA, pp.738-743.

Honeywell (2014). Digital Airflow Sensors: HAF Series—High Accuracy (Datasheet). Disponível em: <<http://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-zephyr-digital-airflow-sensors-haf-series-high-accuracy-10slpm-to-300slpm-product-sheet-008268-4-en2.pdf>>. Acesso em: 19 de abril de 2015.

Honeywell (2014). TruStability® Board Mount Pressure Sensors - HSC Series—High Accuracy, Compensated/Amplified (Datasheet). Disponível em: <<http://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-trustability-hsc-series-high-accuracy-board-mount-pressure-sensors-50099148-a-en.pdf>>. Acesso em: 14 de maio de 2015.

Hurley, W. G. (1982). Lumped-Parameter Model of the Delay Solenoid Valve with Integral Thermistor. IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. IE-29, No. 3

IMI Precision Engineering (2015). Technical Information – Response Time, cycling rate. Disponível em: < [http://www.fas.ch/info\\_tech\\_temps\\_reponse.asp?Langue=english](http://www.fas.ch/info_tech_temps_reponse.asp?Langue=english)>. Acesso em: 29 de dezembro de 2015.

- International Organization for Standardization (ISO) (2006). International Standard - Fluid power systems and components - Graphic symbols and circuit diagrams - Part 1: Graphic symbols for conventional use and data-processing applications. 2<sup>a</sup> Ed., Geneva, Switzerland.
- Irvin, C. G. e Bates, J. H. T. (2003). Measuring the lung function in the mouse: the challenge of size. *Respiratory Research*, Vol. 4, No. 4, pp. 1-9.
- Jacob, R. E. e Lamm, W. J. (2011). Stable Small Animal Ventilation for Dynamic Lung Imaging to Support Computational Fluid Dynamics Models. *PLoS ONE*, doi:10.1371/journal.pone.0027577, Vol. 6, No. 11, pp. 1-6.
- Jaffe, B., Cook Jr., W. R. e Jaffe, H. (1971). *Piezoelectric Ceramics*. Academic Press Inc., London, England.
- Jardim Neto, A. C. (2011). PEEP-válvula versus PEEP selo d'água: mecânica ventilatória de ratos saudáveis. Dissertação de mestrado. Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, UFRJ, Rio de Janeiro.
- Johnson, T. e Bennett, J. (2013). *Critical Care Pharmacotherapeutics - Chapter 4 - Mechanical Ventilation*. Jones & Bartlett Learning, Burlington, Massachusetts, USA, pp. 47-72.
- JP Fluid Control – Solenoid Valve shop (2015). Technical Articles - Solenoid valve types and their operating principles. Disponível em: < <http://solenoidvalveshop.co.uk/solenoid-valve-types.html>>. Acesso em: 1 de janeiro de 2016.
- Kacmarek, R. M. (2011). The Mechanical Ventilator: Past, Present and Future. *Respiratory Care*, Vol. 56, No. 8, pp. 1170-1180.
- Kent Scientific (2016). MouseVent Automatic Ventilator. Disponível em: <[https://www.kentscientific.com/products/productView.asp?productID=6464&Mouse\\_Rat=MouseVent&products=MouseVent%AE+Automatic+Ventilator](https://www.kentscientific.com/products/productView.asp?productID=6464&Mouse_Rat=MouseVent&products=MouseVent%AE+Automatic+Ventilator)>. Acesso em: 14 de janeiro de 2016.
- Keszler, M. (2009). State of the art in conventional mechanical ventilation. *Journal of Perinatology*, Vol. 29, No. 4, pp. 262-275.
- Khalil, H. K. (1996). *Nonlinear systems*. 2<sup>a</sup> Ed., Prentice-Hall, Upper Saddle River, New Jersey, USA.
- Khamshah, N., Abdalla, A. N., Koh, S. P. e Rashag, H. F. (2011). Issues and temperature compensation techniques for hot wire thermal flow sensor: A review. *International Journal of the Physical Sciences*, Vol. 6, No. 14, pp. 3270–3278.
- Kitchen, M.J., Habib, A., Fouras, A., Dubsky, S., Lewis, R. A., Wallace, M. J. e Hooper, S. B. (2010). A new design for high stability pressure-controlled ventilation for small animal lung imaging. *Journal of Instrumentation*, Vol. 5, No. 2, T02002.
- Kluever, C. A. (2015). *Dynamic Systems: Modeling, Simulation, and Control*. 1<sup>a</sup> Ed., John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, USA.
- Kolandaivelu, K. e Poon, C. S. (1998). A miniature mechanical ventilator for newborn mice. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 84, pp. 733-739.

Kong, X. e Li, S. (2014). Dynamic Performance of High Speed Solenoid Valve with Parallel Coils. Chinese Journal of Mechanical Engineering, Vol. 27, No. 4, pp. 816-821.

Liu, Y., Dai, Z., Xu, X. e Tian, L. (2011). Multi-domain modeling and simulation of proportional solenoid valve. Journal of Central South University, Vol. 18, No. 5, pp. 1589-1594.

Maquet (2012). Ventilation Servo-s Critical Care. Disponível em: <[http://www.maquet.com/globalassets/downloads/products/servo-s/servo-s\\_easy\\_and\\_reliable\\_patient\\_care\\_mx-0525\\_rev04\\_en\\_all.pdf](http://www.maquet.com/globalassets/downloads/products/servo-s/servo-s_easy_and_reliable_patient_care_mx-0525_rev04_en_all.pdf)>. Acesso em: 27 de abril de 2016.

Mellema, M. S. (2013). Ventilator Waveforms. Topics in Companion Animal Medicine, Vol. 28, No. 3, pp. 112-123.

Moran, M. J., Shapiro, H. N., Boettner, D. D. e Bailey, M. B. (2011). Fundamentals of Engineering Thermodynamics. 7ª Ed., John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, USA.

Moriya, H. T., Moraes, J. C. T. B. e Bates, J. H. T. (2003). Nonlinear and Frequency-Dependent Mechanical Behavior of the Mouse Respiratory System. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, pp. 318–326.

Mouser Electronics (2016). Catálogo comercial *on-line* – Sensor de pressão 176PC07HD2/Honeywell. Disponível em: <<http://br.mouser.com/ProductDetail/Honeywell/176PC07HD2/?qs=pLJKYPamQJwVisVUXD687w%3D%3D>>. Acesso em: 29 de maio de 2016.

Munson, B. R., Rothmayer, A. P., Okiishi, T. H. e Huebsch, W. W. (2012). Fundamentals of Fluid Mechanics. 7ª Ed., John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, USA.

Nguyen, T., Leavitt, J., Jabbari, F. e Bobrow, J. E. (2007). Accurate Sliding-Mode Control of Pneumatic Systems Using Low-Cost Solenoid Valves. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 12, No. 2, pp. 216-219.

Ordodi, V. L., Paunescu, V., Mic, A. A., Gabor, L., Ionac, M., Toma, O., Sandesc, D. e Mic, F. A. (2006). A Pressure-controlled Rat Ventilator with Electronically Preset Respirations. Artificial Organs, Vol. 30, No. 12, pp. 965-968.

Parker Hannifin Corporation (2014). Ten-X Miniature Pneumatic Solenoid Valve. Miniature Solenoid Valves - Precision Fluidics, pp. 19. Disponível em: <[https://www.parker.com/literature/Literature%20Files/Precision%20Fluidics%20Division/UpdatedFiles/PPF\\_Solenoid\\_Catalog.pdf](https://www.parker.com/literature/Literature%20Files/Precision%20Fluidics%20Division/UpdatedFiles/PPF_Solenoid_Catalog.pdf)>. Acesso em: 9 de janeiro de 2016.

Paterson, J. F., Hammond, M. D., Montgomery, M. R., Sharp, J. T., Farrier, S. E. e Balis, J. U. (1992). Acute Ozone-Induced Lung Injury in Rats: Structural-Functional Relationships of Developing Alveolar Edema. Toxicology and Applied Pharmacology, Vol. 117, No. 1, pp.37-45.

Philips (2009). Respironics V200/Esprit Ventilator Service Manual. REF 580-1000-02 H, California, USA.

Philips Semiconductors (2003). AN10216-01 I<sup>2</sup>C Manual. Disponível em: <[http://www.nxp.com/documents/application\\_note/AN10216.pdf](http://www.nxp.com/documents/application_note/AN10216.pdf)>. Acesso em: 18 de junho de 2015.

Phillips, C. L. e Nagle, H. T. (1995). Digital Control System Analysis and Design. 3<sup>a</sup> Ed., Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, USA.

Phisik Instrumente (PI) (2015). Fundamentals of Piezo Technology. Disponível em: <<http://www.piceramic.com/piezo-technology/fundamentals.html>>. Acesso em: 29 de dezembro de 2015.

Popoiu, C. M., Burian, C. A., Paunescu, V., Boia, E., Arghirescu, S., Muntean, D. M. e Ordodi, V. L. (2014). Development of a high-performance anesthesia ventilator for research in small animals. International Journal of Artificial Organs, Vol. 37, No. 6, pp. 436-441.

Qifang, Y. e Jiangping, C. (2009). Dynamic analysis of a pilot-operated two-stage solenoid valve used in pneumatic system. Journal Simulation Modelling Practice and Theory, Vol. 17, No. 5, pp. 794-816.

Radwell International, Inc. (2016). Catálogo comercial *on-line* – Válvula MHE2-MS1H/FESTO. Disponível em: <<http://www.plccenter.com/en-US/Buy/FESTO%20ELECTRIC/MHE2MS1H32GM7>>. Acesso em: 29 de maio de 2016.

Radwell International, Inc. (2016). Catálogo comercial *on-line* – Válvula MHJ9-HF/FESTO. Disponível em: <<http://www.plccenter.com/en-US/Buy/FESTO%20ELECTRIC/MHJ9HF>>. Acesso em: 29 de maio de 2016.

Ríos, C. A. e Tafur, J. C. (2003). Mathematical Model and Control of the Pneumatic System of a Lung Ventilator Prototype. Proceedings of the 25<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 3, pp. 2776-2779.

Rose, L. (2010). Clinical application of ventilator modes: Ventilatory strategies for lung protection. Australian Critical Care, Vol. 23, pp. 71-80.

Ross Controls (2011). Understanding Valve Response Times. Disponível em: <<http://commerce.rosscontrols.com/webapp/wcs/stores/servlet/RCWebSiteView?langId=-1&storeId=10001&catalogId=100&pageId=response.html&pageTitle=Ross+Controls++Valve+Response+Times>>. Acesso em: 29 de dezembro de 2015.

Sanborn, W. G. (2005). Monitoring Respiratory Mechanics During Mechanical Ventilation: Where Do the Signals Come From? Respiratory Care, Vol. 50, No. 1, pp. 28-54.

Schuessler, T. F. e Bates, J. H. T. (1995). A Computer-Controlled Research Ventilator for Small Animals: Design and Evaluation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 9, pp. 860-866.

SCIREQ (2016). flexiVent - Respiratory mechanics at the push of a button. Disponível em: <<http://www.scireq.com/flexivent>>. Acesso em: 25 de janeiro de 2016.

Sensirion (2013). SDP1000/SDP2000 Low Range Differential Pressure Sensor for Air and Non-Aggressive Gases. Disponível em: <[https://www.sensirion.com/fileadmin/user\\_upload/customers/sensirion/Dokumente/Differential\\_Pressure\\_Sensors/Sensirion\\_Differential\\_Pressure\\_Sensors\\_SDP1000\\_Datasheet\\_V5.pdf](https://www.sensirion.com/fileadmin/user_upload/customers/sensirion/Dokumente/Differential_Pressure_Sensors/Sensirion_Differential_Pressure_Sensors_SDP1000_Datasheet_V5.pdf)>. Acesso em: 23 de março de 2016.

Serway, R. A. e Jewett Jr., J. W. (2014). *Physics for Scientists and Engineers with Modern Physics*. 9ª Ed., Brooks/Cole, Boston, Massachusetts, USA.

Shtessel, Y., Edwards, C., Fridman, L. e Levant, A. (2014). *Sliding Mode Control and Observation*. Birkhäuser, Basel, Switzerland, <http://doi.org/10.1007/978-0-8176-4893-0>.

Skousen, P. L. (2011). *Valve Handbook*. 3ª Ed., McGraw-Hill, Columbus, Ohio, USA.

Slotine, J. J. e Li, W. (1991). *Applied nonlinear control*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, USA.

Solenoid-Valve-Info.com (2015). Direct-Acting Solenoid Valve Animation. Disponível em: <<http://www.solenoid-valve-info.com/solenoid-valve-videos.html>>. Acesso em: 31 de dezembro de 2015.

Taghizadeh, M., Ghaffari, A. e Najafi, F. (2009). Modeling and identification of a solenoid valve for PWM control applications. *Journal C. R. Mecanique*, Vol. 337, No. 3, pp. 131-140.

Tehrani, F. T. (2008). Automatic Control of Mechanical Ventilation. Part 2: The Existing Techniques and Future Trends. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, Vol. 22, pp. 417-424.

Tobin, M. J. (1994). Mechanical Ventilation. *New England Journal of Medicine*, Vol. 330, No. 15, pp. 1056-1061.

Tomioka, S., Bates, J. H. T., e Irvin, C. G. (2002). Airway and tissue mechanics in a murine model of asthma: alveolar capsule vs. forced oscillations. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 93, pp. 263-270.

Topçu, E. E., Yuksel, I. e Kamis, Z. (2006). Development of electro-pneumatic fast switching valve and investigation of its characteristics. *Journal Mechatronics*, Vol. 16, No. 6, pp. 365-378.

Ugo Basile (2014). Mouse Ventilator 28025 – Instruction Manual. Disponível em: <<http://www.ugobasile.com/media/catalogue/products/manuals/28025.pdf>>. Acesso em: 3 de janeiro de 2016.

Ugo Basile (2013). Rodent Ventilator 7025 – Instruction Manual. Disponível em: <[http://www.ugobasile.com/media/catalogue/products/manuals/7025\\_R2.pdf](http://www.ugobasile.com/media/catalogue/products/manuals/7025_R2.pdf)>. Acesso em: 3 de janeiro de 2016.

Utkin, V. I. (1977). Variable Structure Systems with Sliding Modes. *IEEE Transactions on Automatic Control*, Vol. 22, No. 2, pp. 212-222.

Vecchio, C. (2008). *Sliding Mode Control: theoretical developments and applications to uncertain mechanical systems*. PhD thesis, Università degli Studi di Pavia, Italy.

Vetronic (2014). Merlin Small Animal Ventilator. Disponível em: <<http://www.vetronic.co.uk/index.php/S=0/products/article/merlin-small-animal-ventilator>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2016.

Vetronic (2014). SAV04 Small Animal Ventilator. Disponível em: <<http://www.vetronic.co.uk/products/article/sav04>>. Acesso em: 15 de janeiro de 2016.

Viking AT (2014). Viva actuator. What is Viva? Disponível em: <<http://www.vikingat.com/vivapiezoactuator.html>>. Acesso em: 31 de agosto de 2014.

Volgyesi, G. A., Tremblay, L. N., Webster, P., Zamel, N. e Slutsky, A. S. (2000). A new ventilator for monitoring lung mechanics in small animals. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 89, pp. 413-421.

Wagers, S., Lundblad, L., Moriya, H. T., Bates, J. H. T. e Irvin, C. G. (2002). Nonlinearity of respiratory mechanics during bronchoconstriction in mice with airway inflammation. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 92, pp. 1802-1807.

West, J. B. (2012). *Respiratory Physiology - The Essentials*. Lippincott Williams & Wilkins, 9ª Ed., Philadelphia, Pennsylvania, USA.

Wirtl, H. e Sixt, U. (2014). White paper - Piezo technology in pneumatic valves. Festo AG & Co. KG. Disponível em: <[https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/346243/White\\_Paper\\_Piezo\\_EN.pdf](https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/346243/White_Paper_Piezo_EN.pdf)>. Acesso em: 8 de janeiro de 2016.

Witze, A. (2014). NASA to send 3D printer into space - Machine will let astronauts create parts to order. *Nature*, Vol. 513, pp. 156.

### Apêndice 1: Dedução da Equação (2.3) – Capacitância de um reservatório pneumático

Um reservatório de pressão com paredes rígidas e volume (V) apresenta uma capacitância que em termos mássicos representa uma medida da massa de gases acrescida em seu interior devido a determinado aumento de pressão (Kluever, 2015), ou seja:

$$C = \frac{dm}{dP}.$$

Seja m a massa e  $\rho$  a densidade do gás. Desta forma:

$$m = \rho V \rightarrow dm = \rho dV + Vd\rho.$$

Por se tratar de um reservatório rígido,  $dV = 0$ . Logo, um diferencial de massa neste reservatório será dado por:

$$dm = Vd\rho.$$

Portanto, a capacitância é função da compressibilidade do gás devido a um aumento de pressão:

$$C = \frac{Vd\rho}{dP}. \quad (A1.1)$$

A composição gasosa de interesse no presente trabalho corresponde ao ar e considera-se que o mesmo apresenta comportamento ideal, em que as moléculas apresentam tamanho desprezível (elementos pontuais) e não exercem força uma sobre as outras. Em termos de equacionamento, é possível relacionar a pressão (P), temperatura absoluta (T) e volume (V) de determinada massa gasosa, denominada lei dos gases ideais (Al-Shemmeri, 2010; Moran et al., 2011):

$$\frac{PV}{T} = mR_{ar},$$

em que a constante  $R_{ar} = 287 \text{ Nm/kgK}$ .

Reescrevendo a equação anterior:

$$\frac{PV}{m} = R_{ar}T \rightarrow \frac{P}{\rho} = R_{ar}T. \quad (A1.2)$$

Um processo termodinâmico corresponde à passagem de um sistema em análise de um estado inicial para um estado final, em que uma ou mais propriedades podem sofrer alterações, tais como aumento ou decréscimo de pressão, volume ou temperatura do fluido considerado (Moran et al, 2011). Denomina-se processo termodinâmico politrópico aquele em que a relação entre pressão e volume obedece à relação (Al-Shemmeri, 2010):

$$PV^n = k_1,$$

sendo  $k_1$  uma constante e  $n$  um expoente de valor real, tal que determinados valores de  $n$  remetem a processos termodinâmicos específicos, a saber:  $n = 0$  refere-se a um processo isobárico (pressão constante);  $n = 1$  refere-se a um processo isotérmico (temperatura constante);  $n = \gamma$  refere-se a um processo isentrópico (também denominado adiabático reversível, sendo um processo adiabático aquele em que as trocas de calor entre sistema em análise e vizinhança é nulo). O expoente  $\gamma = C_p/C_v$ , em que  $C_p$  e  $C_v$  representam os calores específicos à pressão e temperatura constante, respectivamente;  $n = \infty$  refere-se a um processo isocórico (a volume constante) (Al-Shemmeri, 2010).

Desta forma, ao modelar a expansão do gás a partir de um modelo politrópico:

$$PV^n = k_1 \rightarrow P \frac{m^n}{\rho^n} = k_1 \rightarrow \frac{P}{\rho^n} = k_2 \rightarrow P = k_2 \rho^n,$$

sendo  $k_2$  uma nova constante. Diferenciando tal expressão:

$$dP = k_2 n \rho^{n-1} d\rho.$$

Substituindo  $k_2$  na expressão anterior:

$$dP = \frac{P}{\rho^n} n \rho^{n-1} d\rho \rightarrow dP = \frac{P}{\rho} n d\rho \rightarrow \frac{d\rho}{dP} = \frac{\rho}{nP}. \quad (A1.3)$$

E substituindo (A1.2) em (A1.3), obtém-se:

$$\frac{d\rho}{dP} = \frac{1}{nR_{ar}T}.$$

Multiplicando ambos os membros por  $V$  e considerando a Eq. (A1.1):

$$V \frac{d\rho}{dP} = \frac{V}{nR_{ar}T} \rightarrow C = \frac{V}{nR_{ar}T}.$$

Considerando que o processo termodinâmico relativo ao reservatório pneumático ocorra com variação desprezível de temperatura do gás (Kluever, 2015), modela-se o processo como isotérmico ( $n = 1$ ). Portanto, a capacitância do reservatório pneumático será dada por:

$$C = \frac{V}{R_{ar}T} \quad (2.3)$$

## Apêndice 2: Conceitos relativos a Modos deslizantes

Controle por modos deslizantes corresponde a uma abordagem particular de sistemas de controle com estrutura variável (*variable structure control systems* ou VSCS) (Utkin, 1977), que segundo Edwards e Spurgeon (1998), “a partir de uma regra de decisão, denominada função de chaveamento, VSCS são projetados com o objetivo específico de conduzir e manter o estado do sistema em uma vizinhança da superfície de chaveamento”. Trata-se de uma abordagem utilizada com sucesso em diferentes aplicações tais como sistemas de potência, controle de motores elétricos e robôs manipuladores (Slotine e Li, 1991).

Seja a variável  $e(t)$  o erro gerado em malha fechada, definida por:

$$e(t) = \text{ref}(t) - m(t)$$

em que  $\text{ref}(t)$  corresponde ao sinal de referência e  $m(t)$  ao valor medido do estado do sistema.

Considere a função de chaveamento, também denominada variável de deslizamento  $s$  (Slotine e Li, 1991), definida como:

$$s = \frac{de(t)}{dt} + \lambda e(t), \lambda > 0, \quad (\text{A2.1})$$

sendo  $\lambda > 0$  um parâmetro a ser escolhido.

A ideia central é garantir a convergência da variável de deslizamento  $s$  para zero (*reaching phase*) de modo que a dinâmica de deslizamento (obtida fazendo-se  $s = 0$  em (A2.1)) seja assintoticamente estável, de primeira ordem, e com taxa de convergência pré-estabelecida mediante escolha do parâmetro  $\lambda$ . Esta configuração é denominada modos deslizantes de primeira ordem (Shetsel et al., 2013; Slotine e Li, 1991).

Ou seja,

$$\text{se } s \equiv 0 \rightarrow \frac{de(t)}{dt} + \lambda e(t) = 0 \rightarrow \frac{de(t)}{dt} = -\lambda e(t).$$

Neste caso, a relação entre os termos  $\frac{de(t)}{dt}$  e  $e(t)$  corresponde a uma reta no espaço de estados, que para tal problema representa a superfície de deslizamento. Desta forma, sobre tal superfície, o erro tenderia a zero de maneira exponencial:

$$e(t) = e(t_0) \cdot \exp(-\lambda t).$$

Para garantir a convergência da variável de deslizamento  $s$  para zero, considere a função definida positiva

$$V(s) = \frac{1}{2}s^2. \quad (\text{A2.2})$$

De acordo com a teoria da estabilidade de Lyapunov, uma condição suficiente para que  $s \rightarrow 0$  é que  $dV/dt < 0, \forall s \neq 0$  (Khalil, 1996):

$$\frac{dV}{dt} = s \frac{ds}{dt} < 0, \forall s \neq 0.$$

De modo a garantir que o sinal da derivada temporal de (A2.2) seja negativo, manipula-se a entrada de controle de modo que  $\frac{ds}{dt} > 0$  sempre que  $s < 0$ , e  $\frac{ds}{dt} < 0$  sempre que  $s > 0$ , o que é conseguido mediante o chaveamento do atuador presente no sistema (Vecchio, 2008).

Entretanto, teoricamente tal estratégia de controle conduziria a uma frequência infinita de chaveamento quando  $s = 0$ . Na prática, quando  $s \approx 0$ , a presença de ruídos de medição, atrasos, etc, leva a frequências de chaveamento altas indesejadas, o que resulta no conhecido fenômeno de *chattering* (Khalil, 1996; Slotine e Li, 1991), exemplificado na Figura A2.1. Este fenômeno, aliado à alta atividade de controle, representam os maiores inconvenientes do controle por chaveamento (DeCarlo et al., 1988; Slotine e Li, 1991).

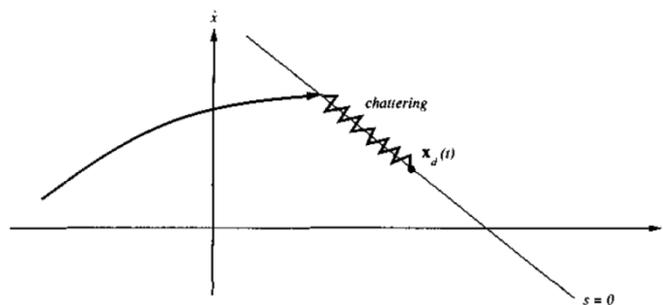


Figura A2.1. Efeito do chaveamento na busca pelo erro nulo.  
Fonte: Slotine e Li, 1991.

Um recurso para minimizar o *chattering* corresponde ao uso de um comparador histerese (Slotine e Li, 1991) associado à variável de deslizamento, ocasionando a redução da frequência de comutação do atuador ao preço de se estabelecer uma dinâmica de deslizamento aproximada, com erro não nulo, mas limitado.

Tal comparador baseia-se no estabelecimento de uma tolerância  $h > 0$  em relação ao erro  $e(t)$  gerado no sistema. Se  $e(t)$  superar tal limiar, o sinal de controle deve ser modificado. Caso

contrário, o sinal de controle vigente deve ser mantido. Para controle dos atuadores do sistema do presente trabalho, a estratégia inspirada em modos deslizantes por meio do controlador histerese em relação à variável erro  $e(t)$  é adotada.

### Apêndice 3: Transdutores e válvulas comerciais

De modo a possibilitar análise de viabilidade técnica e econômica da Arquitetura (seção 6.4) são apresentados dados relativos a transdutores que atendem à faixa de medição necessária para o projeto (Tabela A3.1) e válvulas comerciais com  $T_{resp} \leq 2$  ms (Tabela A3.2).

Tabela A3.1. Informações comerciais relativas a transdutores candidatos

Modelo/ Fabricante/ Tipo	Imagem	Faixa de Medição	Sinal de saída	Informações comerciais*
HSCDANT001PGSA3/ Honeywell/ Pressão Manométrica (piezoresistivo)		0 a 70,3 cmH <sub>2</sub> O (0 a 1 PSI)	Digital (I <sup>2</sup> C) (valores calibrados de pressão atualizados a 2 kHz)	\$ 36,66  Farnell Company
HSCDRRT001PD2A3/ Honeywell/ Pressão Diferencial (piezoresistivo)		-70,3 a 70,3 cmH <sub>2</sub> O (-1 a 1 PSI)	Digital (I <sup>2</sup> C) (valores calibrados de pressão atualizados a 2 kHz)	\$ 40,02  Farnell Company
SDP2000-L/ Sensirion/ Pressão Diferencial (elemento térmico)		-35,56 a 35,56 cmH <sub>2</sub> O	Analógico	\$ 146,33  Farnell Company
176PC07HD2 Honeywell/ Pressão Diferencial (piezoresistivo)		-17,78 a 17,78 cmH <sub>2</sub> O	Analógico	\$ 163,99  Mouser Electronics
HAFUHH0010L4AXT Honeywell/ Vazão mássica de gás (elemento térmico)		0 a 167 ml/s	Digital (I <sup>2</sup> C) (valores calibrados de vazão atualizados a 1 kHz)	\$ 67,65  Farnell Company

\*Preços unitários verificados em sites de distribuidores em maio de 2016.

Tabela A3.2. Informações comerciais relativas a válvulas candidatas

<b>Modelo/ Fabricante/ Tipo</b>	<b>Imagem</b>	<b>Vazão nominal</b>	<b>Tempo de resposta</b>	<b>Informações comerciais*</b>
MHE2-MS1H/ FESTO/ solenoide 3/2 vias		100 l/min	< 2 ms	\$ 93,50  Radwell International, Inc.
MHJ9-HF/ FESTO/ solenoide 2/2 vias		160 l/min	< 1 ms	\$ 44,30  Radwell International, Inc.

*\*Preços unitários verificados em sites de distribuidores em maio de 2016.*