

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**MELHORIA DA RESPOSTA TRANSIENTE DE SISTEMA DE CONTROLE
DE FLUXO E PRESSÃO EM VENTILADORES PULMONARES**

Taciana Tonetto Castelo Branco

São Paulo
2005

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**MELHORIA DA RESPOSTA TRANSIENTE DE SISTEMA DE CONTROLE
DE FLUXO E PRESSÃO EM VENTILADORES PULMONARES**

Trabalho de formatura apresentado à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Graduação em Engenharia

Taciana Tonetto Castelo Branco

Orientador: Dr. Raul Gonzalez Lima

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2005

Para meu pai e minha mãe

“Graças te dou, visto que por modo
assombrosamente maravilhoso me
formaste; as tuas obras são admiráveis;
e minha alma o sabe muito bem.”

(Salmo 139:14)

RESUMO

A Síndrome da Angústia Respiratória Aguda (SARA) é um tipo de insuficiência pulmonar cujo tratamento envolve ventilação mecânica. O prognóstico depende da precisão do sistema de controle do ventilador, pois parâmetros transientes como sobressinal e o tempo de atenuação do sistema de controle de pressão e fluxo podem gerar desconforto e riscos ao paciente. O objetivo deste trabalho é simular computacionalmente as técnicas de controle PID e Fuzzy determinando qual, dentre as estudadas, apresenta melhor resposta transiente. Para tanto, o modelo do sistema paciente e ventilador pulmonar foi obtido considerando características da SARA. Foram simulados 6 casos de estudo e analisados os parâmetros transientes. A lógica Fuzzy apresentou em geral valores mais seguros e confortáveis ao paciente.

ABSTRACT

The Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS) is a type of respiratory failure whose treatment involves mechanical ventilation. The prognostic depends on the precision of the control system of the mechanical ventilator, because overshooting and the settling time of the pressure and flow control system can generate discomfort and risks to the patient with ARDS. The objective of this work is to numerically simulate the techniques of control PID and Fuzzy to determine which, amongst the studied ones, presents the best transient answer. Considering this, a lung model for a patient with ARDS and a mathematical model for the mechanical ventilator are chosen to be the system's plant. The analyses of the transient parameters of six simulated cases concludes that Fuzzy logic presents more safety and comfort to the patient in general.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, que sempre me acompanha e auxilia em todos os aspectos da minha vida.

Agradeço aos meus pais, por todo amor, pelo apoio sempre presente, por serem os principais valorizadores do meu trabalho.

Agradeço à minha irmã, Larissa, que além de ser uma amiga perfeita, ainda me ajudou muito com as questões de fisiologia, como dedicada fisioterapeuta que ela é (há pessoas que nascem prontas).

Agradeço ao Daniel Trigo, mais que um simples namorado: companheiro de toda hora, auxiliador sempre disponível, crítico muito especial.

Agradeço aos amigos da Poli, companheiros nas provações e nas diversões, principalmente a galera do PET Mecânica: Carlos Corteline, Caio Bonini, Ricardo Shirota Filho, Samuel Rodrigues e os bixos do 4º ao 1º ano, muitos para citar...

Agradeço ao prof. Edílson Tamai, tutor do PET Mecânica, que acompanhou e influenciou positivamente minha formação política.

Agradeço ao Dr. Marcelo Brito Passos Amato, por me passar parte do seu conhecimento e dar a real motivação para este trabalho.

Agradeço a todos que responderam meus e-mails, esclarecendo dúvidas, dando sugestões e fornecendo literatura para este estudo:

- Prof. Takashi Yoneyama – Divisão de Engenharia Eletrônica, ITA;
- Prof. Bertoldo Schneider Junior – Laboratório de Bioteletronia & Instrumentação Biomédica, CEFET-PR;
- Prof. Frederico Jandre – Engenharia Pulmonar, COPPE – UFRJ;

- Prof. Fuad Kassab Junior – Laboratório de Engenharia Biomédica, Poli – USP;
- Prof. José Carlos T. B. Moraes – Laboratório de Engenharia Biomédica, Poli – USP;
- Mariana Bacelar Figueiredo (realizou seu mestrado sobre servoventiladores com o prof. Takashi Yoneyama);
- Glenan Assis do Lago (realizou sua iniciação científica sobre ventiladores pulmonares com o prof. Fuad Kassab Jr.).

E, *at last but not the least*, agradeço ao prof. Raul Gonzalez Lima, pelo apoio, incentivo e orientação, mesmo que da fria Finlândia e no corrido Brasil...

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
2.	ANATOMIA e FISIOLOGIA PULMONAR.....	4
2.1.	Sistema Respiratório.....	4
2.2.	Vias Aéreas.....	5
2.3.	Árvore Brônquica	6
2.4.	Alvéolos Pulmonares.....	7
2.5.	Pulmões	8
3.	MECÂNICA RESPIRATÓRIA	10
3.1.	Parâmetros Ventilatórios	11
3.1.1.	Pressões Respiratórias	11
3.1.2.	Volumes e Capacidades Pulmonares.....	12
3.2.	Fluxo.....	14
3.3.	Ventilação Alveolar.....	14
3.4.	Complacência	15
3.5.	Resistência.....	16
3.6.	Constante de Tempo	17
3.7.	Trabalho Respiratório.....	18
4.	VENTILAÇÃO MECÂNICA	19
4.1.	Sistema de Ventilação	20
4.2.	Equacionamento do Sistema Respiratório.....	22
4.3.	Modos de Ventilação.....	23
4.4.	Controle dos Modos de Ventilação	24
4.4.1.	Volume Controlado	25
4.4.2.	Pressão Controlada.....	25
4.4.3.	Pressão Suporte	26
4.4.4.	SIMV	26
4.4.5.	CPAP	27
4.5.	Controles dos Ventiladores	27
5.	SARA	29

5.1.	Fisiopatologia	30
5.2.	Mecânica Pulmonar e SARA	31
5.3.	Ventilação Mecânica na SARA	33
5.4.	Recrutamento Alveolar.....	34
6.	MODELAGEM PULMONAR.....	37
6.1.	Modelo de Otis	37
6.2.	Modelo de Bates.....	37
6.3.	Modelo de Kaye	38
6.4.	Modelo de Tarczy-Hornoch.....	40
6.5.	Modelo por Analogia.....	40
6.6.	Modelos Pulmonares deste Estudo.....	41
7.	MODELAGEM DO VENTILADOR.....	44
7.1.	Modelos de Maeda-Lozano	44
7.2.	Modelo de Figueiredo.....	46
7.3.	Modelo de Lago e Kassab	46
7.4.	Modelo de Ventilador Proposto	47
8.	VALIDAÇÃO DO MODELO BASEADA NA LITERATURA	49
8.1.	Validação pelo Modo Controlado a Volume com Fluxo Constante	51
8.2.	Validação pelo Modo de Pressão Controlada.....	54
8.3.	Análise das Validações.....	56
8.4.	Casos de Estudo.....	57
9.	TÉCNICAS DE CONTROLE.....	59
9.1.	Controle PID.....	59
9.2.	Controle Fuzzy	61
10.	SIMULAÇÕES - PID.....	73
10.1.	Caso 1: Simulando SARA	73
10.2.	Caso 2: Simulando SARA com Variação de Complacência.....	75
10.3.	Caso 3: Simulando Sara em Modelo de Dois Pulmões	76
10.4.	Caso 4: Simulando SARA com Modelo de 2 Pulmões Submetido a Recrutamento Alveolar.....	77

10.5.	Caso 5: Simulando SARA com Modelo de 2 Pulmões com Complacência Variável Submetido a Recrutamento Alveolar	78
10.6.	Caso 6: Simulando SARA com Oclusão Súbita de um dos Pulmões	81
10.7.	Compilação dos Resultados.....	83
11.	SIMULAÇÕES FUZZY.....	84
11.1.	Controlador Fuzzy PD	84
11.2.	Controlador Fuzzy PI	87
11.3.	Controlador Fuzzy PID.....	89
11.4.	Controlador Fuzzy PID Relativo	92
12.	ANÁLISE DOS RESULTADOS	95
12.1.	Caso 1	95
12.2.	Caso 2	96
12.3.	Caso 3	96
12.4.	Caso 4	97
12.5.	Caso 5	98
12.6.	Caso 6.....	99
13.	CONCLUSÃO.....	100

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Pressões Pulmonares em Diferentes Fases da Respiração	10
Tabela 2 - Valores de Resistência e Complacência.....	31
Tabela 3 - Analogia entre Sistema Respiratório e Sistema Elétrico	41
Tabela 4 - Parâmetros dos Casos de Estudo	58
Tabela 5 - Matriz do Conjunto de Regras para Controladores Fuzzy PD e PI..	66
Tabela 6 - Tensor do Conjunto de Regras dos Controladores PID para Integral do Erro Negativa	68
Tabela 7 - Tensor do Conjunto de Regras dos Controladores Fuzzy PID para Integral do Erro Nula.....	68
Tabela 8 - Tensor do Conjunto de Regras dos Controladores Fuzzy PID para Integral do Erro Positiva	68
Tabela 9 - Compilação das Simulações dos Casos com Controlador PID.....	83
Tabela 10 - Compilação das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PD	84
Tabela 11 - Compilações das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PI	87
Tabela 12- Compilações das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PID	90
Tabela 13- Compilações das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PID Relativo.....	92
Tabela 14 - Comparação dos Controladores para o Caso 1	95
Tabela 15 - Comparação dos Controladores para o Caso 2	96
Tabela 16 - Comparação dos Controladores para o Caso 3	96
Tabela 17 - Comparação dos Controladores para o Caso 4	97
Tabela 18 - Comparação dos Controladores para o Caso 5	98
Tabela 19 - Comparação dos Controladores para o Caso 6	99

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Radiografia de Pulmão Sadio (esq.) e com SARA (dir.) (Barbas, 2003)	1
Figura 2 - Sistema Respiratório Humano (Vilela, 2005)	5
Figura 3 - Vias Aéreas Inferiores (Vilela, 2005)	5
Figura 4 - Árvore Brônquica nos Pulmões (Vilela, 2005)	7
Figura 5 - Troca Gasosa entre Alvéolos Pulmonares e Capilares Sangüíneos	8
Figura 6 - Pressões num Ciclo Respiratório em Ventilação Artificial (Pinheiro e Holanda, 2004)	12
Figura 7 - Volumes e Capacidades Pulmonares	13
Figura 8 - Curva Pressão de Vias Aéreas por Volume	16
Figura 9 - Componentes de um Ventilador Pulmonar (Bonassa, 2003)	20
Figura 10 - Curva Pressão-Volume, Pulmão Normal e com SARA	32
Figura 11 - Tomografia Computadorizada de um Pulmão com SARA antes (esq.) e depois do Recrutamento Alveolar (dir.) (Dr. Marcelo A. Holanda)	34
Figura 12 - Manobra de recrutamento alveolar 40 cmH₂O	35
Figura 13 - Manobra de recrutamento alveolar – FM-USP	35
Figura 14 - Modelo simples do Sistema Respiratório por Analogia Elétrica	41
Figura 15 - Modelo de 1 Pulmão	43
Figura 16 - Modelo de 2 Pulmões	43
Figura 17 – Fluxo em modo VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O	52
Figura 18 – Pressão na Via Aérea Superior em modo VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O	52
Figura 19 – Volume em VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O	53
Figura 20 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (rosa) em modo VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O	53
Figura 21 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa) em PCV, R=20 cmH₂O/L/s, C=0,050L/cmH₂O	55
Figura 22 – Fluxo em PCV, R=20 cmH₂O/L/s, C=0,050L/cmH₂O	55
Figura 23 – Volume em PCV, R=20 cmH₂O/L/s, C=0,050L/cmH₂O	56

Figura 24 - Diagrama de Blocos do Controlador PID.....	60
Figura 25 - Diagrama de blocos do Controlador Fuzzy PD	63
Figura 26 - Diagrama de blocos do Controlador Fuzzy PI.....	64
Figura 27 - Diagrama de blocos do Controlador Fuzzy PID.....	64
Figura 28 - Tipos de funções de pertinência, sendo u - variável de entrada e μ - grau de pertinência.....	69
Figura 29 - Funções de pertinência para o erro de um caso qualquer	69
Figura 30 - Funções de pertinência para o erro de um exemplo, com ganho 0,570	
Figura 31 – Exemplo de graus de relevância para recomendações do controlador Fuzzy.....	71
Figura 32 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), PID, R=10 cmH₂O/L/s, C=0,030L/cmH₂O	73
Figura 33 – Erro da Pressão da Via Aérea do Sistema, PID, R=10 cmH₂O/L/s, C=0,030L/cmH₂O	74
Figura 34 - Abertura da Válvula de Fluxo, PID, R=10 cmH₂O/L/s, C=0,030L/cmH₂O	74
Figura 35 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), PID, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O	75
Figura 36 – Pressão na Via Aérea Superior (roxa) e Alveolar para Dois Pulmões (vermelha), PID, Modelo de Dois Pulmões, R=10cmH₂O/L/s, Ca=0,020L/cmH₂O, Cb=0,010L/cmH₂O.....	76
Figura 37 – Volume Total (C=0,030L/cmH₂O, curva maior), no pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, curva intermediária) e no pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, curva menor), PID, Modelo de Dois Pulmões, R=10cmH₂O/L/s.....	77
Figura 38 – Pressão na Via Aérea Superior (roxa) e Alveolar para Dois Pulmões (vermelha), Recrutamento Alveolar, PID, Modelo de Dois Pulmões, R=10cmH₂O/L/s, Ca=0,020L/cmH₂O, Cb=0,010L/cmH₂O	78

Figura 39 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), PID, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf	79
Figura 40 – Volume Total (C=0,030L/cmH₂O, curva maior), no pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, curva intermediária) e no pulmão B (Cb variável, curva menor), PID, Modelo de Dois Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf	80
Figura 41 – Erro da Pressão de Via Aérea do Sistema, PID, Modelo de Dois Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf	80
Figura 42 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, rosa claro), PID, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B	81
Figura 43 – Fluxo, PID, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B - R=10 cmH₂O/L/s, Ca=0,020L/cmH₂O, Cb=0,010L/cmH₂O	82
Figura 44 – Erro na Pressão da Via Aérea do Sistema, PID, Modelo de Dois Pulmões com Oclusão do Pulmão B	82
Figura 45 – Controle da Abertura da Válvula do Sistema, PID, Modelo de Dois Pulmões com Oclusão do Pulmão B	83
Figura 46 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PD, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O	85
Figura 47 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PD, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf.....	86
Figura 48 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, rosa claro), Fuzzy PD, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B	86
Figura 49 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PI, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O	88

Figura 50 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PI, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf	88
Figura 51 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, rosa claro), Fuzzy PI, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B.....	89
Figura 52 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PID, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O	90
Figura 53 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PID, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf	91
Figura 54 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, rosa claro), Fuzzy PID, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B.....	91
Figura 55 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PID Relativo, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O	93
Figura 56 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PID Relativo, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf	93
Figura 57 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, rosa claro), Fuzzy PID Relativo, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B.....	94

LISTA DE SÍMBOLOS

ΔP	Diferença de pressão
τ	Constante de Tempo
Δp_{musc}	Esforço exercido pelos músculos respiratórios
Δt	Intervalo de tempo para simulação discreta
\dot{V}, q	Fluxo
C	Complacência
E	Elastância
e	Erro entre a referência e a variável de controle
K	Constante da válvula de fluxo ou Ganhos
k	Ganho do Controlador PID
P, p	Pressão
PEEP, peep	Pressão Positiva de Final de Expiração (Positive End Expiratory Pressure)
Pflex-inf	Ponto de Inflexão Inferior
Pflex-sup	Ponto de Inflexão Superior
PID	Controlador Proporcional, Integrativo e Derivativo
R	Resistência
V, v	Volume
x	Deslocamento da válvula de fluxo, variável de controle

Índices utilizados:

1	Via Aérea, saída da válvula de fluxo
2	Alveolar
A, a	Pulmão A
ALV	Alveolar
B, b	Pulmão B
CT	Caixa Torácica
d	kd – Ganho Derivativo
E	Expiração
EL	Elástica
ext	Exterior
I	Inspiração
i	ki – Ganho Integrativo
p	Pulmões
p	kp – Ganho Proporcional
PL	Intrapleural, pleural
RES	Resistiva
SI	Sistema Respiratório
T	Tórax
TP	Transpulmonar
VA	Via Aérea

1. INTRODUÇÃO

A SARA, Síndrome da Angústia Respiratória Aguda¹, foi identificada em 1967 por Ashbaugh e colaboradores em pacientes submetidos a ventilação mecânica. Seus principais sintomas são baixa concentração de oxigênio no sangue, dificuldades para respirar e presença de infiltrados pulmonares difusos na radiografia do tórax (Antoniazzi, 1998), como pode ser observado na Figura 1, que mostra duas radiografias – pulmão sadio (1) e pulmão com SARA (2).

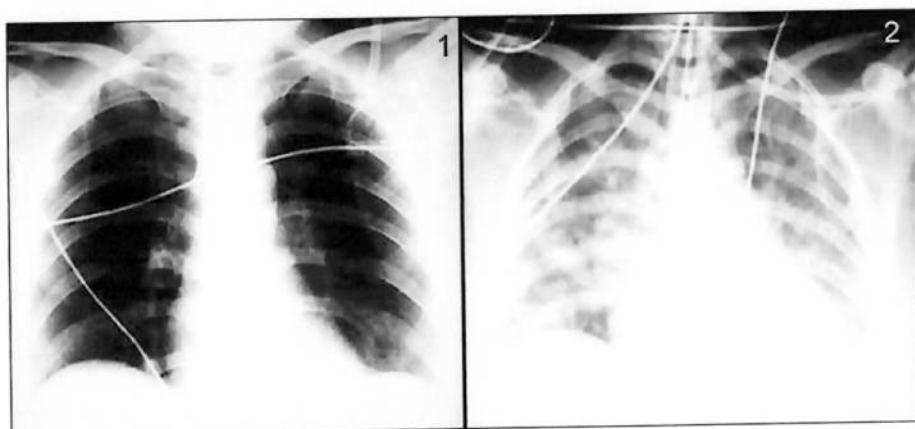


Figura 1 - Radiografia de Pulmão Sadio (esq.) e com SARA (dir.) (Barbas, 2003)

A SARA é sempre uma consequência a alguma agressão que pode iniciar-se no próprio pulmão ou em outros órgãos (Fernandes, 2001), ou seja, ela é muitas vezes o agravamento da situação de um paciente crítico, levando-o ou mantendo-o em uma Unidade de Terapia Intensiva (UTI).

Há muita discrepância nas definições dos índices de mortalidade e incidência em relação a esta patologia por conta das diferenças nos critérios utilizados no

¹ Em inglês, esta patologia chama-se Acute Respiratory Distress Syndrome – ARDS e foi traduzido também como Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo. Por causa da subjetividade do nome, no último Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, oficializou-se o nome referente à sigla SARA. (Marcelo Amato, informação verbal). Esta doença possui semelhança com a Síndrome da Angústia Respiratória do Recém-nascido, por isso, antes da constatação que as causas das duas síndromes eram muito diferentes, a SARA chegou a ser denominada Síndrome da Angústia Respiratória do Adulto.

diagnóstico da SARA. Mas considera-se que uma estimativa razoável para a incidência seja entre 13 e 18 casos por cem mil habitantes e o índice de mortalidade esteja entre 40% e 60% (Oliveira e Pinheiro, 2004).

A ventilação mecânica pode contribuir para diminuir a mortalidade da doença, pois, se corretamente aplicada, minimiza os efeitos pulmonares encontrados na SARA. Entretanto, ventilar um pulmão com SARA pode representar diferentes efeitos fisiológicos, ou seja, a estratégia ventilatória pode aumentar mais ainda a injúria pulmonar ou pode proteger e minimizar os efeitos inflamatórios presentes nos pulmões doentes.

Um dos recursos aplicados no tratamento da SARA é o recrutamento alveolar, que consiste em manobras para tornarem os alvéolos disponíveis a troca gasosa. Realizadas através do ventilador pulmonar, as manobras exigem resposta de controle adequada para não serem deletérias ao invés de benéficas. Segundo pneumologistas e intensivistas, o sobressinal e o tempo de atenuação dos sistemas de controle de fluxo e pressão em ventiladores pulmonares causam desconforto e riscos ao paciente com SARA.

A maioria dos ventiladores pulmonares, assim como equipamentos industriais, utiliza controladores PID por sua facilidade de implementação, tanto em termos de hardware como de lógica. Assim, com base no problema do pulmão acometido por SARA, pretende-se estudar uma técnica alternativa de controle ao PID – Fuzzy – e comparar os parâmetros transitórios entre as técnicas (sobressinal, tempo de atenuação e tempo de subida), a fim de estabelecer qual é a melhor sob estas condições.

A primeira parte deste trabalho passa conceitos médicos relativos a SARA e a ventilação pulmonar, a fim de criar embasamento tanto para a modelagem do sistema como para análises dos resultados.

No capítulo 2, é apresentado um estudo relativo a anatomia e fisiologia do sistema respiratório normal. No capítulo 3, são indicados conceitos de mecânica respiratória, como é a dinâmica da respiração normal.

No capítulo 4, explica-se o que é ventilação mecânica, definições relacionadas e como são os ventiladores pulmonares. O capítulo 5 é um estudo sobre SARA, suas implicações fisiológicas, o tratamento e a ventilação mecânica indicada.

A segunda parte do trabalho trata da modelagem e simulação do sistema, visando o estudo do regime transiente da respiração controlada considerando peculiaridades da fisiologia da SARA e da ventilação mecânica usualmente utilizada pelos médicos em UTI.

No capítulo 6, é feita uma revisão da modelagem pulmonar apresentada na literatura, livros e artigos, sendo no final estabelecido o modelo mais adequado ao objetivo deste trabalho. No capítulo 7, apresenta-se os modelos de ventiladores pulmonares disponíveis na literatura e o modelo das simulações é definido.

O Capítulo 8 apresenta a validação do modelo baseada na literatura, por meio da comparação dos resultados gráficos, assim com também são descritos os casos de estudo para as simulações, todos relacionados a parâmetros da SARA.

No capítulo 9, discorre-se sobre as duas técnicas de controle que serão comparadas – PID e Fuzzy, explicando os conceitos relacionados e como foram implementadas neste projeto. No capítulo 10, são apresentadas as simulações dos casos de estudo com controlador PID, com os valores dos índices de análise para cada caso. No capítulo 11 estão os resultados das simulações correspondentes aos controladores desenvolvidos e implementados com base na lógica Fuzzy.

O capítulo 12 é uma análise comparativa dos resultados obtidos com os diferentes controladores (PID e Fuzzy). Por fim, o capítulo 13 é a conclusão do trabalho, sendo uma análise crítica tanto dos controladores implementados, como do estudo em si e possíveis pontos de melhoria.

É importante notar que as unidades deste trabalho não estão, em sua maioria, apresentadas de acordo com o Sistema Internacional, a fim de seguir as unidades mais usuais na literatura médica. As simulações foram realizadas pelo software Scilab e os códigos fonte não apresentados nos anexos, podem ser obtidos através de contato com a autora².

² Taciana Tonetto Castelo Branco – taciana_tcb@yahoo.com

2. ANATOMIA E FISIOLOGIA PULMONAR³

O objetivo da respiração é fornecer oxigênio e remover dióxido de carbono dos tecidos que formam o corpo humano. Existem três funções separadas relacionadas à respiração:

- (1) Ventilação, entrada e saída de ar dos pulmões;
- (2) Troca de gases, difusão de oxigênio e gás carbônico entre os alvéolos e o sangue, ao que se segue o transporte destes elementos pelo sangue e líquidos orgânicos até às células;
- (3) Utilização do oxigênio pelas células pela respiração celular.

O controle de cada característica da respiração é feito pelo sistema nervoso central. Destes aspectos, somente a ventilação pulmonar será estudada neste trabalho, com duas abordagens: pulmão normal e pulmão com a patologia SARA, caso em que o indivíduo doente necessita do suporte ventilatório por meio de um dispositivo mecânico externo, o ventilador pulmonar.

2.1. Sistema Respiratório

O sistema respiratório é o conjunto de estruturas envolvidas na troca gasosa com o meio (ver Figura 2).

Ele pode ser dividido em duas partes: vias aéreas, tubos que conduzem o ar entre a atmosfera e o interior dos pulmões, e os alvéolos, nos quais ocorre a troca gasosa propriamente dita.

³ Nesta seção, as referências utilizadas foram: Guyton e Hall, 1997 e Van De Graaf, 2003.

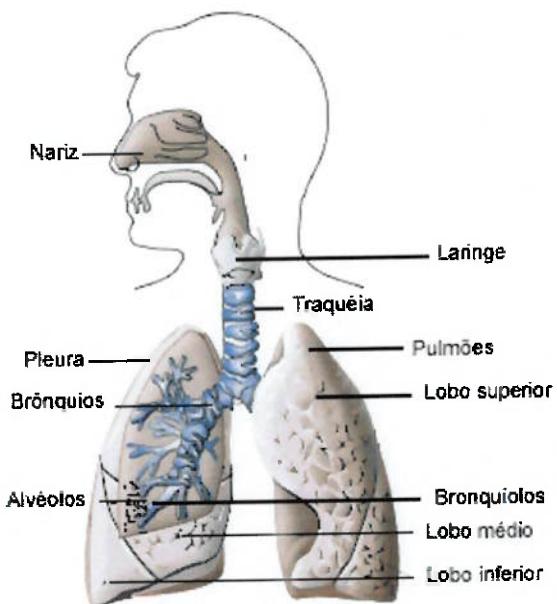


Figura 2 - Sistema Respiratório Humano (Vilela, 2005)

2.2. Vias Aéreas

As vias aéreas podem ser divididas em superiores, compostas pelas fossas nasais e faringe, e inferiores (ver Figura 3), compostas pela laringe, traquéia, brônquios e bronquíolos.

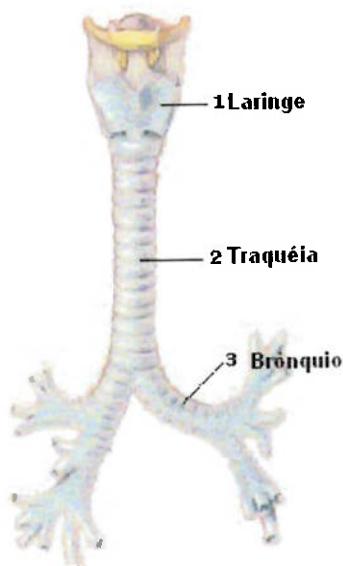


Figura 3 - Vias Aéreas Inferiores (Vilela, 2005)

As fossas nasais são duas cavidades paralelas separadas pelo septo nasal, que possuem a função de filtrar, aquecer e umidificar o ar inspirado. Elas se comunicam com a parte nasal da faringe através do coano. A faringe, com aproximadamente 13cm, é um canal comum do sistema respiratório e sistema digestório, permitindo que o ar possa ser inspirado pela boca, no caso de alta resistência ao fluxo nas narinas.

A laringe, tubo sustentado por peças de cartilagem articuladas, comunica-se com a faringe através da glote. Entre a faringe e a laringe, está a epiglote, que durante o ato de engolir é empurrada para baixo impedindo que alimento ou líquido atinjam as vias aéreas inferiores.

A traquéia, continuação da laringe, começa no nível da sétima vértebra cervical e termina na segunda vértebra torácica, tendo de 10 a 12 cm de comprimento e 1,5cm de diâmetro. Ela está posicionada em frente ao esôfago e é formada por cerca de 16 a 20 cartilagens em forma de C, assegurando que a traquéia ficará sempre aberta. Ela é revestida internamente por muco e cílios, nos quais aderem partículas estranhas ao organismo (poeira, bactérias, etc), que posteriormente serão expelidas ou engolidas. Mediana aos pulmões, a traquéia se divide para formar os brônquios principais direito e esquerdo. Essa junção é reforçada pela carina, lâmina de cartilagem em forma de quilha.

2.3. Árvore Brônquica

Internamente ao pulmão, os brônquios ramificam-se profusamente em bronquíolos menores formando a árvore brônquica (ver Figura 4). Existe um brônquio secundário para cada lobo do pulmão (dois lobos no esquerdo, três no direito) e um brônquio terciário para cada segmento broncopulmonar (nove segmentos no esquerdo, 10 no direito).

Os brônquios terciários dividem-se em bronquíolos terminais que se tornam bronquíolos respiratórios, tubos com menos de 1mm de diâmetro sem estrutura cartilaginosa em suas paredes. Os bronquíolos respiratórios se dirigem aos ductos alveolares e em seguida aos sacos alveolares.

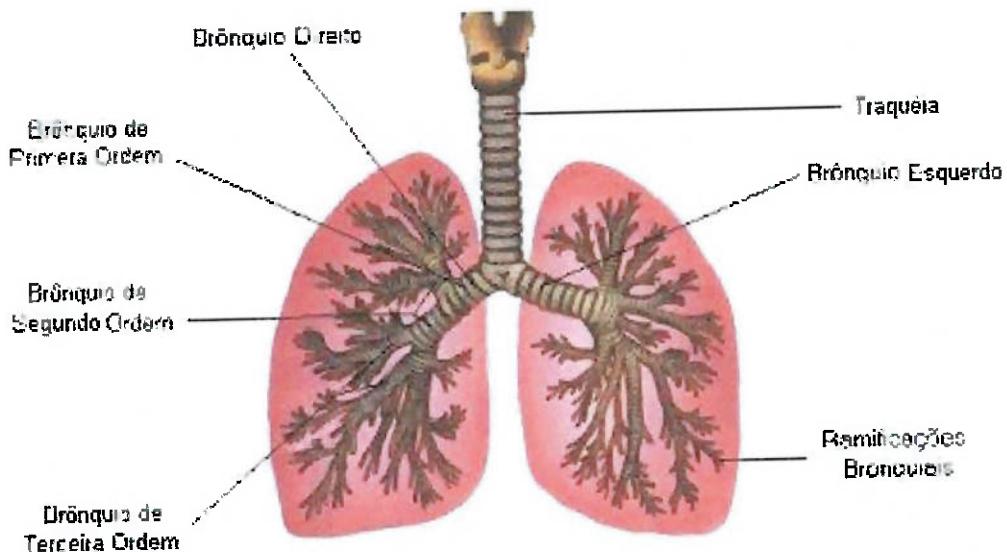


Figura 4 - Árvore Brônquica nos Pulmões (Vilela, 2005)

2.4. Alvéolos Pulmonares

Os ductos alveolares se abrem nos alvéolos pulmonares invaginando-se ao longo de suas extensões. Sacos alveolares são agrupamentos de alvéolos, pequenas bolsas formadas por células epiteliais achatadas, com cerca de 0,25 a 0,5 mm de diâmetro, altamente irrigadas por capilares sanguíneos com os quais é feita a troca gasosa (Figura 5). Estima-se 300 milhões de alvéolos por pulmão, determinando uma superfície de troca de aproximadamente 70m^2 .

Existem dois tipos de células alveolares, a tipo I (90% da superfície alveolar) que permite a difusão de gases e a tipo II (10% da superfície alveolar), que secreta surfactante, mistura de lipoproteínas cuja função é diminuir a tensão superficial do líquido que envolve os alvéolos. Esta substância auxilia a expansão pulmonar, pois a tensão superficial da água pode criar uma grande força contrátil nos alvéolos a ponto de eles colabarem (fecharem).

A distensão exacerbada (hiperdistensão) e prolongada dos alvéolos promove perda de elasticidade, causando uma pneumopatia crônica denominada enfisema pulmonar. Por outro lado, a retração exacerbada provoca colabamento e promove atelectasia.

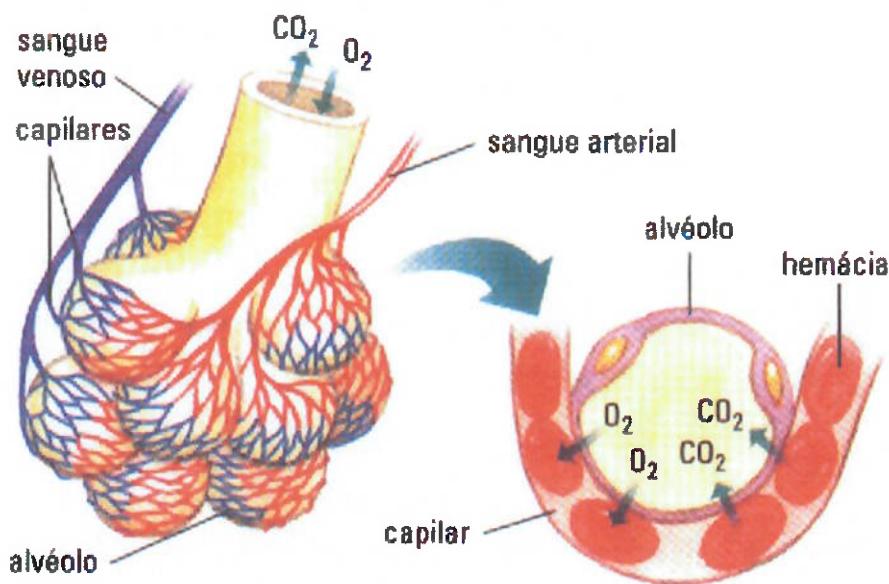


Figura 5 - Troca Gasosa entre Alvéolos Pulmonares e Capilares Sangüíneos

2.5. Pulmões

Os pulmões são órgãos pares, esquerdo e direito, grandes e esponjosos, situados no interior da cavidade torácica. Estão ligados fisicamente ao corpo por seus hilos, fenda vertical na face medial de cada pulmão, através da qual passam os vasos pulmonares, nervos e brônquios principais.

Os pulmões se estendem do diafragma a um ponto logo acima da clavícula e suas superfícies são limitadas pelas costelas na frente e atrás. Eles estão separados pelo coração e outras estruturas do mediastino, denominação da área entre os dois pulmões. A face inferior do pulmão, chamada base, é côncava para ajustar-se sobre a cúpula convexa do diafragma, principal músculo inspiratório, que também divide o tórax do abdômen. A face superior, ápice, estende-se acima do nível da clavícula. A face costal do pulmão é larga e arredondada pois está em contato com as costelas.

O pulmão esquerdo é um pouco menor que o direito e possui a impressão cardíaca em sua face medial para acomodar o coração.

O pulmão é envolvido por duas membranas serosas, pleura visceral, na superfície externa dos pulmões, e pleura parietal, que reveste as paredes torácicas e sua continuação forma os limites do mediastino.

A cavidade pleural, entre as pleuras, contém líquido lubrificante que permite às membranas deslizarem facilmente uma em relação a outra durante a respiração. A cavidade pleural em uma pessoa saudável é um espaço virtual, que se tornará real em situações anormais, quando ar entra no espaço intrapleural. Em razão de os pulmões normalmente permanecerem em contato com a parede torácica através das pleuras, eles aumentam ou diminuem juntamente com a cavidade torácica durante os movimentos respiratórios.

3. MECÂNICA RESPIRATÓRIA

A ventilação pulmonar pode ser dividida em duas fases: inspiração e expiração. Na inspiração, atuam principalmente os músculos diafragma e intercostais externos, além de uma parte dos intercostais internos, que permitem uma expansão da caixa torácica tanto no sentido inferior-superior como em diâmetro. Esta expansão diminui a pressão no interior dos pulmões, tornando-na negativa em relação a atmosférica, permitindo o fluxo de ar entre a atmosfera e os alvéolos.

A expiração é geralmente passiva, o fluxo é formado pois a pressão interna do pulmão está maior que a atmosférica simultaneamente ao relaxamento dos músculos inspiratórios. Contudo, se for necessária a expiração forçada, o diafragma pode ser empurrado para cima pela contração ativa dos músculos abdominais contra o conteúdo abdominal.

Na Tabela 1, estão valores aproximados da pressão alveolar e pressão intrapleural em diferentes momentos do ciclo respiratório em ventilação espontânea (Nino Fortis, 2005, informação verbal).

	Pressão Alveolar	Pressão Intrapleural
Repouso	0 cmH ₂ O	-5 cmH ₂ O
Durante Inspiração	-1 cmH ₂ O	-7 cmH ₂ O
Final da Inspiração	0 cmH ₂ O	-8 cmH ₂ O
Durante Expiração	+1 cmH ₂ O	-7 cmH ₂ O
Final da Expiração	0 cmH ₂ O	-5 cmH ₂ O

Tabela 1 - Pressões Pulmonares em Diferentes Fases da Respiração

O ritmo e a profundidade da ventilação pulmonar são alterados em função do esforço respiratório, resultante de exercícios físicos ou de alterações nas pressões parciais de oxigênio (PaO_2) e de gás carbônico (PaCO_2), bem como do pH sanguíneo, os quais influenciam a demanda ventilatória.

3.1. Parâmetros Ventilatórios

Nesta seção, são apresentados os parâmetros que quantificam ou qualificam a ventilação pulmonar (Guyton e Hall, 1977). Alguns conceitos são relacionados somente a ventilação mecânica, descrita com detalhes no Capítulo 4, mas estão aqui relacionados por uma questão de simplicidade.

3.1.1. Pressões Respiratórias

Pressão Alveolar - P_{ALV} - Pressão no interior dos alvéolos. Quando a glote está aberta e não há fluxo nas vias aéreas, as pressões na árvore brônquica e nos alvéolos são iguais a atmosférica. Na inspiração, a pressão intra-alveolar torna-se negativa em relação a pressão atmosférica, cerca de $-2\text{cmH}_2\text{O}$. Na expiração normal, ocorre o oposto, sendo que a pressão alveolar se eleva a aproximadamente $2\text{ cmH}_2\text{O}$ acima da atmosférica.

Pressão Intrapleural - P_{PL} - Pressão existente entre as pleuras que recobrem os pulmões. Nesta região, existe um pequeno vácuo, pressão relativa menor que a atmosférica, implicando em uma relação direta entre o aumento da caixa torácica e a expansão dos pulmões na inspiração e o inverso na expiração. Em repouso e durante a expiração, a pressão intrapleural é $5\text{ cmH}_2\text{O}$ inferior a atmosférica. Na inspiração, este valor é usualmente $8\text{ cmH}_2\text{O}$ menor do que a pressão atmosférica.

Pressão Transpulmonar - P_{TP} - Diferença entre a pressão pleural e alveolar, também chamada de pressão transmural.

Pressão de Via Aérea - P_{VA} - Pressão medida na entrada do tubo endotraqueal de um paciente submetido a ventilação mecânica. Também denominada pressão de boca.

Pressão de Pico - P_{PICO} - maior valor de pressão na fase inspiratória;

Pressão de Platô - $P_{PLATÔ}$ - pressão constante que ocorre no caso de uma pausa inspiratória, situação em que não há fluxo entre os pulmões e o meio externo, logo após a insuflação dos primeiros. Em ventilação mecânica, esta condição pode ser imposta pelo aparelho. É um valor de equilíbrio entre a pressão do sistema respiratório e alveolar.

Pressão de Base - P_{BASE} - É a pressão do meio externo para o qual o paciente está expirando e a tendência da pressão alveolar é igualar-se a ela, anulando o gradiente de pressão e consequentemente o fluxo expiratório. Ventiladores pulmonares podem manter este valor pressão acima da atmosférica, que é considerada nula (todos os outros valores são relativos a ela). Neste caso, ela é normalmente denominada por sua sigla em inglês, PEEP, Positive End Expiratory Pressure ou Pressão Positiva no Final da Expiração, sendo que este trabalho segue também esta nomenclatura. Ressalta-se que, apesar de conceitualmente errado, é comum dizer que a PEEP vale zero para casos em que a pressão final de expiração é igual a pressão atmosférica.

A Figura 6 apresenta um gráfico de um ciclo respiratório com as pressões mais significativas descritas anteriormente.

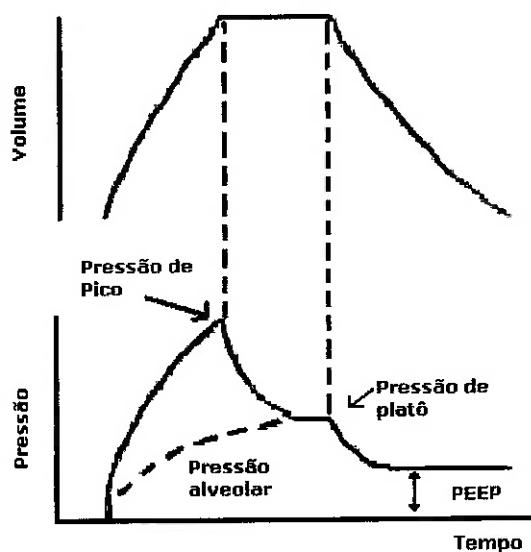


Figura 6 - Pressões num Ciclo Respiratório em Ventilação Artificial (Pinheiro e Holanda, 2004)

3.1.2. Volumes e Capacidades Pulmonares

A ventilação pulmonar pode ser quantificada pelos volumes de ar existentes nos pulmões em diferentes circunstâncias. A Figura 7 fornece uma representação gráfica dos volumes e capacidades pulmonares. A seguir, uma breve descrição de cada um deles, sendo que todos os dados numéricos se referem a um adulto jovem de

sexo masculino e são meramente ilustrativos. “Todos os volumes e capacidades pulmonares são cerca de 20 a 25% menor na mulher do que no homem e, evidentemente, são maiores em pessoas atléticas e grandes” (Guyton e Hall, 1977).

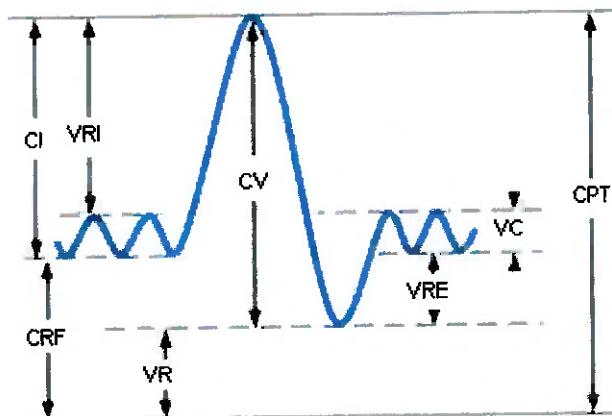


Figura 7 - Volumes e Capacidades Pulmonares

Volume Corrente - VC - Volume de ar inspirado e expirado a cada respiração normal, equivale a cerca de 500mL. O volume corrente pode ser diferente nas duas fases do ciclo respiratório, inspiração e expiração (V_I e V_E , respectivamente), principalmente na ventilação mecânica quando o tempo expiratório é insuficiente para a exalação passiva necessária.

Volume de Reserva Inspiratória - VRI - Volume extra de ar que pode ser inspirado além do volume corrente normal, equivale a cerca de 3L. Esse seria o volume extra de ar inspirado durante uma respiração tranquila, na chamada “inspiração máxima” ou suspiro.

Volume de Reserva Expiratória - VRE - Quantidade extra de ar que pode ser expirada por expiração forçada após o término da expiração corrente normal, vale cerca de 1,1L.

Volume Residual - VR - Volume de ar que permanece no pulmão após expiração forçada, equivale a cerca de 1,2L.

Volume Respiratório Minuto - VRM - Quantidade total de ar novo que entra nas vias aéreas respiratórias a cada minuto e equivale ao produto do volume corrente e freqüência respiratória (em ciclos respiratórios por minuto).

Combinações de um ou mais volumes são denominados capacidades pulmonares e são utilizados para melhor descrever acontecimentos respiratórios. Elas não são medidas e sim estimadas por meio dos valores dos volumes.

Capacidade Inspiratória - CI - Quantidade de ar, cerca de 3,5L, que uma pessoa pode inspirar, começando no nível expiratório normal e realizando inspiração forçada. Equivale a soma do volume corrente e o volume de reserva inspiratório.

Capacidade Residual Funcional - CRF - Quantidade de ar que permanece nos pulmões depois de uma expiração normal. Corresponde a soma do volume de reserva expiratório e o volume residual, por volta de 2,3L.

Capacidade Vital - CV - Volume máximo que uma pessoa pode expelir dos pulmões após uma inspiração máxima, realizando uma expiração forçada. É a soma do volume de reserva inspiratório, volume corrente e volume de reserva expiratório, valendo cerca de 4,6L.

Capacidade Pulmonar Total - CPT - Quantidade máxima de ar dentro dos pulmões após uma inspiração máxima, 5,8L, sendo a soma da capacidade vital e o volume residual.

3.2. Fluxo

O fluxo respiratório resulta de um gradiente de pressão entre o ambiente e os alvéolos, ele é representado neste texto como a derivada do volume que é transferido entre os meios externo e interno (\dot{V} ou pela letra “q”). Convencionalmente, valor positivo indica fluxo inspiratório e valor negativo, expiratório. Na ventilação mecânica, dois valores são importantes: pico de fluxo inspiratório (PFI) e pico de fluxo expiratório (PFE).

3.3. Ventilação Alveolar

A ventilação alveolar é o fator mais importante do processo ventilatório pulmonar e indica a renovação de ar nos alvéolos pulmonares. A ventilação alveolar por minuto não é igual ao volume respiratório por minuto pois parte do ar inspirado

preenche regiões que não são capazes de trocas gasosas com o sangue, denominadas *espaço morto*. A relação entre o volume do espaço morto anatômico e do volume corrente para um indivíduo respirando normalmente é de 0,3.

Quando alvéolos não funcionam normalmente, por problemas na difusão do gás ou no fluxo sanguíneo, o ar que os ventila não é funcional, então determina-se o *espaço morto fisiológico*, que é superior ao anatômico em condições patológicas.

3.4. Complacência

O aumento do volume pulmonar durante a fase inspiratória ocasiona uma expansão dos pulmões e, consequentemente, da parede torácica, distendo as estruturas elásticas do sistema respiratório. Analogamente a um sistema de molas, essa estrutura elástica exerce uma força contrária e proporcional à deformação, por sua vez proporcional ao volume inspirado.

A expansibilidade dos pulmões e do tórax denomina-se *complacência* (C), sendo expressa pelo aumento de volume nos pulmões (V) para cada unidade de aumento de pressão (P):

$$C = \frac{V}{P} \quad (3.1)$$

Pode-se definir o inverso da complacência, *elastância* (E), com base nos mesmos parâmetros:

$$E = \frac{P}{V} \quad (3.2)$$

As propriedades elásticas dos pulmões se devem a tensão superficial do líquido que envolve os alvéolos (surfactante) e às fibras elásticas existentes em todo tecido pulmonar. Com relação ao tórax, as propriedades elásticas estão relacionadas a elasticidade natural dos músculos, tendões e tecidos conjuntivos dessa região. Parte do esforço inspiratório durante a respiração é gasto apenas para estirar as estruturas elásticas dos pulmões e tórax.

Os efeitos das complacências do pulmão e da parede torácica se associam em série para formar a complacência total do sistema respiratório. Assim, pode-se estabelecer a seguinte relação:

$$\frac{1}{C_{TOTAL}} = \frac{1}{C_{PULMAO}} + \frac{1}{C_{TORAX}} \quad (3.3)$$

A complacência total de um indivíduo respirando espontaneamente em geral está entre 100 a 130 mL/cmH₂O, sendo que este valor varia ao longo da vida. Condições que destruam o tecido pulmonar, bloqueiem os alvéolos ou impeçam a expansão e contração pulmonar diminuem a complacência do sistema respiratório.

Quanto menor a complacência pulmonar, menor será o volume colocado no interior dos pulmões para cada cmH₂O de variação de pressão. Ou ainda, será necessária uma maior pressão de insuflação para gerar o mesmo volume corrente.

A Figura 8 mostra uma curva P-V que relaciona as variações de volume pulmonar às variações da pressão. Nota-se claramente o fenômeno da histerese, que faz com que a relação entre volume e pressão seja diferente na inspiração e expiração.

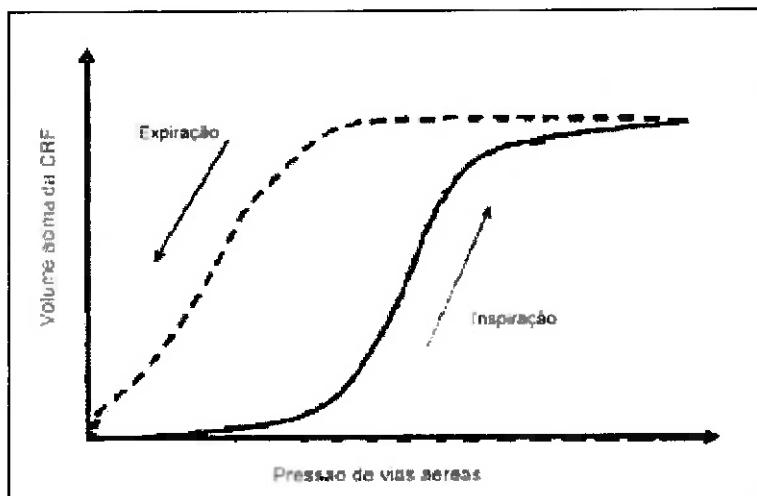


Figura 8 - Curva Pressão de Vias Aéreas por Volume

3.5. Resistência

Define-se resistência respiratória como o conjunto de forças opostas ao fluxo nas vias aéreas. Ela é decorrente da estrutura anatômica das vias aéreas e da resistência tissular dos pulmões e das estruturas adjacentes. A resistência oferecida pelo sistema respiratório (R) é causada principalmente pelo atrito entre o ar e as vias

aéreas, sendo definida em função da diferença de pressão na boca e no alvéolo (ΔP) e o fluxo de ar por ele gerado (\dot{V}):

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}} \quad (3.4)$$

A resistência do sistema respiratório é a soma das resistências das vias aéreas, que não é uniforme em toda sua extensão, e da parede torácica, que pode chegar até 60% do valor total da resistência.

Valores médios de resistência para jovens saudáveis variam entre 0,6 e 2,4 cmH₂O/L/min. Em quadros patológicos, esses valores podem ser aumentados em decorrência de doenças obstrutivas como asma, enfisema e outras. Quanto maior a resistência, menor o gradiente de pressão nas vias aéreas, impedindo a chegada do fluxo ao alvéolo. Quanto menor a diferença de pressão entre o alvéolo e a via aérea, menos volume de gás estará disponível para as trocas gasosas.

A resistência do sistema respiratório não é um valor constante, mas aumenta com a elevação do fluxo. Fluxos baixos possuem característica laminar, sendo que as forças de atrito são resultantes do movimento relativo das moléculas do gás, ou seja, são dependentes de sua viscosidade. Fluxos maiores resultam em fluxo turbulento, movimento desordenado das moléculas de gás, caso em que a resistência também depende do atrito com as paredes dos tubos, da densidade e viscosidade do gás. No sistema respiratório, considera-se geralmente fluxo turbulento.

3.6. Constante de Tempo

A constante de tempo é uma propriedade intrínseca de qualquer sistema dinâmico. No sistema respiratório, é o intervalo de tempo em que a insuflação alveolar estaria completa se o fluxo inicial determinado pela diferença de pressão entre a boca e os alvéolos permanecesse inalterado, ou o tempo em que o alvéolo demoraria para alcançar sua pressão máxima. Ela é calculada pelo produto dos valores de resistência e complacência do sistema respiratório ou pela divisão da resistência pela elastância:

$$\tau = RC = \frac{R}{E} \quad (3.5)$$

Como a fase expiratória é passiva, o volume expirado tem uma característica exponencial e possui relação direta com a constante de tempo.

Quanto maior a resistência, menor será o fluxo expiratório e quanto maior a complacência, menor a pressão elástica para um determinado volume e, consequentemente, mais lenta a expiração.

Considera-se 3 constantes de tempo como o limite para uma expiração adequada, sendo 5 o valor ideal.

3.7. Trabalho Respiratório

O trabalho respiratório está relacionado ao gasto de energia para movimentação do tórax durante a respiração. Durante a ventilação basal, respiração calma e em repouso, a contração dos músculos ocorre somente na inspiração. Entretanto, alguma patologia pode causar a necessidade de realizar esforço para inspirar aumentando o trabalho respiratório.

O trabalho realizado na inspiração decorre dos trabalhos elásticos, resistivos dos tecidos e resistivos das vias aéreas. Doenças pulmonares que diminuem a complacência pulmonar, ou que aumentam a resistência das vias aéreas ou a viscosidades dos pulmões e parede torácica, podem aumentar o trabalho da respiração.

Em estudos clínicos, demonstra-se que o trabalho realizado para vencer as forças elásticas é aumentado quando a respiração é lenta e profunda. Já o trabalho para vencer a resistência ao fluxo aumenta quando a respiração é rápida e superficial.

4. VENTILAÇÃO MECÂNICA⁴

A ventilação mecânica tem como objetivo assistir parcial ou totalmente a atividade respiratória do paciente. Ela é indicada para casos de hipoxemia (queda na pressão parcial arterial de oxigênio), hipercapnia (elevação da pressão parcial arterial de gás carbônico), alterações na mecânica respiratória, trabalho respiratório aumentado, fadiga muscular, comando respiratório pelo sistema nervoso instável. Além disso, a ventilação mecânica pode ser utilizada durante cirurgias em que o paciente é submetido a anestesia geral ou a procedimentos que excluem a possibilidade de manter a ventilação espontânea, tais como laparoscopias, cirurgias cardíacas ou toracopulmonares.

Na história da medicina, muitas foram as técnicas utilizadas para ventilar artificialmente os pulmões. Data do século XVIII um dispositivo de duplo fole que insuflava os pulmões, construído por Hunter. No início do século XX, em 1908, Willy Meyer desenvolveu uma cabina de pressão positiva-negativa, em cujo interior ficaria o tórax do paciente. Simultaneamente, em 1909, Meltzer e Auer descreveram a “respiração pela insuflação traqueal contínua de ar”, mantida por fole e tubulações com controle de pressão por manômetro.

Até metade do século XX, os dois ramos de pesquisa evoluíram lado a lado: ventiladores pulmonares que geravam pressão positiva no nível das vias aéreas e o “pulmão de aço”, aparelho que aplicava pressões subatmosféricas ao redor do tórax do indivíduo. Por serem mais práticos e menores, as principais pesquisas continuaram a respeito do primeiro tipo, ventiladores que geravam pressão, permitindo ciclos respiratórios controlados, assistidos ou espontâneos do paciente. Na década de 80, surgiram os ventiladores microprocessados, que permitiam uma versatilidade maior na ventilação do paciente.

Basicamente, o ventilador pulmonar é um equipamento que “empurra” gases para o interior dos pulmões do paciente, por meio de pressões positivas superiores a pressão alveolar, permitindo depois uma expiração passiva.

⁴ O texto básico de referência para este capítulo é Bonassa, 2003.

Em Unidade de Terapia Intensiva – UTI, geralmente o paciente é ventilado por meio de um tubo, cujo objetivo é atingir a traquéia e por isso é denominado “endotraqueal”. A intubação pode ser feita através da fossa nasal, da boca ou da traqueostomia, incisão na região anterior do terço superior da traquéia.

4.1. Sistema de Ventilação

Os componentes básicos de um ventilador pulmonar são uma válvula de fluxo, uma válvula de exalação, transdutores de pressão e fluxo, painel de controle e monitorização e circuito de controle (Figura 9).

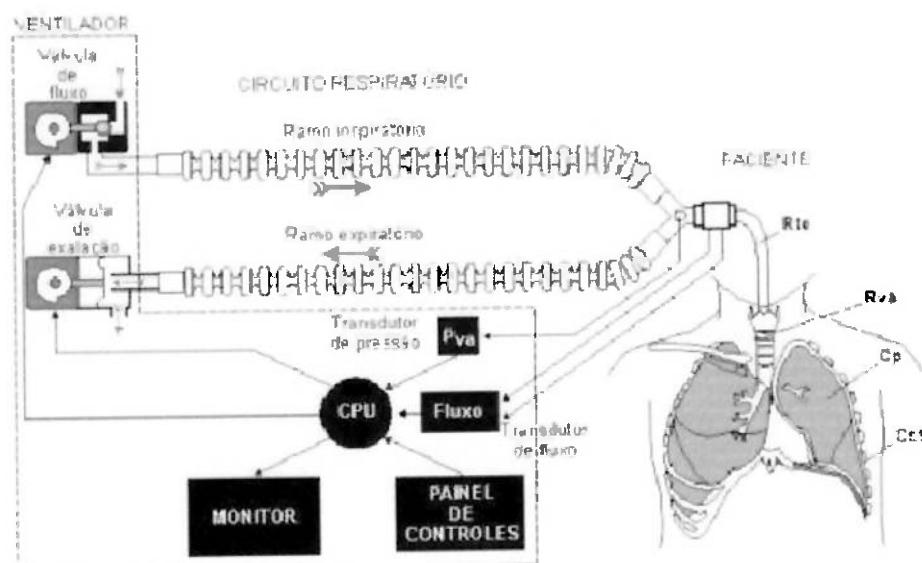


Figura 9 - Componentes de um Ventilador Pulmonar (Bonassa, 2003)

Para gerar pressão positiva a fim de ventilar o paciente, existem diferentes sistemas de pressurização. O mais comum em hospitais é a utilização de gases medicinais pressurizados (ar e oxigênio) disponíveis por intermédio de tomadas presentes nos quartos ou cilindros. Outros sistemas utilizados são turbinas, compressores e pistões, que pressurizam o gás a partir da pressão atmosférica, sendo utilizados nos denominados ventiladores “home-care”, domiciliares.

A válvula de fluxo, também chamada de proporcional, regula o fluxo inspiratório ao paciente, apresentando todos os estados intermediários entre a posição

fechada e completamente aberta. Pode ser controlada por meio de um motor de passo ou solenóide proporcional.

A válvula de exalação (ou expiração) controla a abertura e o fechamento do ramo expiratório. Seu funcionamento básico é fechada na fase inspiratória e totalmente aberta na fase expiratória. Ela pode ser utilizada na geração da PEEP e, para tanto, esta válvula utiliza geralmente um diafragma pilotado por um motor de passo, solenóide proporcional ou uma fonte pneumática.

Os sinais de pressão e fluxo são medidos na saída do “Y” do circuito respiratório, onde é conectado o tubo endotraqueal, que constitui a interface paciente-ventilador.

A medida de pressão é realizada por um transdutor de pressão, que transforma o sinal pneumático em elétrico. Esta medida é denominada “pressão de via aérea”.

A medida de fluxo pode ser realizada, além de no “Y”, na saída da válvula de fluxo (medindo somente o inspiratório) ou na saída da válvula de exalação (somente expiratório). Embora o sensor mais próximo ao paciente (“Y”) meça o fluxo nas duas fases do ciclo inspiratório, ele apresenta a desvantagem de estar mais vulnerável a contaminação por vapor d’água e outras substâncias expelidas pelo paciente. Os tipos de sensores mais utilizados são os pneumotacógrafos, as turbinas e os anemômetros de fio aquecido.

A medida de volume corrente é obtida calculando a integral do fluxo em relação ao tempo, tanto na fase inspiratória com na expiratória.

O ventilador inicia a fase inspiratória abrindo a válvula de fluxo e fechando a válvula de exalação. Ele exerce a pressão necessária para vencer o atrito nas vias aéreas e expandir os pulmões. O final da fase inspiratória coincide com o início da fase expiratória, com o ventilador fechando a válvula de fluxo e abrindo a válvula de exalação. Nessa fase, ocorre o esvaziamento dos pulmões, sendo que a força motriz é a própria pressão no interior dos pulmões, gerando uma expiração passiva.

No final do insuflamento dos pulmões, pode ocorrer uma pausa inspiratória, ou seja, a válvula de inspiração é fechada e a válvula de exalação não é aberta, mantendo fluxo nulo entre o paciente e o meio. Como foi dito anteriormente, a pressão no sistema respiratório torna-se constante e é chamada de pressão de platô.

No final da expiração, também pode ocorrer uma situação de fluxo zero, causada pelo fim do esvaziamento passivo dos pulmões antes da abertura da válvula inspiratória iniciando um novo ciclo. O ventilador pode estar programado para manter uma pressão positiva nas vias aéreas do paciente no final da expiração, já citada como PEEP. Para tanto, a válvula de exalação bloqueia o ramo expiratório quando a pressão de via aérea atinge a PEEP ajustada.

4.2. Equacionamento do Sistema Respiratório

O equacionamento aqui descrito procura evidenciar as inter-relações das propriedades e características da ventilação e é apresentando em Bonassa (2003).

Durante a ventilação mecânica, a pressão da via aérea é medida na entrada do tubo endotraqueal e, portanto, o valor medido de resistência a ventilação é a soma da resistência do tubo e a própria resistência das vias aéreas do paciente:

$$R_{VA} = R_{VA,tubo} + R_{VA,paciente} \quad (4.1)$$

A diferença de pressão entre a entrada do tubo endotraqueal e o alvéolo é chamada de pressão resistiva (P_{RES}):

$$P_{VA} - P_{ALV} = P_{RES} \quad (4.2)$$

Conseqüentemente, a resistência das vias aéreas pode ser descrita como:

$$R_{VA} = \frac{P_{RES}}{\dot{V}} \quad (4.3)$$

A complacência é representada pela relação entre o volume inspirado e a variação de pressão no interior dos pulmões. Na presença de PEEP, a variação de pressão resultante do aumento do volume é a pressão alveolar subtraída de PEEP:

$$C = \frac{\Delta V}{P_{ALV} - PEEP} \quad (4.4)$$

Esta diferença de pressão é chamada de pressão elástica (P_{EL}):

$$P_{ALV} - PEEP = P_{EL} \quad (4.5)$$

Conseqüentemente, a complacência do sistema respiratório pode ser descrita como:

$$C_{SR} = \frac{V}{P_{EL}} \quad (4.6)$$

Durante a fase inspiratória, considerando o paciente em ventilação controlada sem esforço inspiratório, o valor de pressão de via aérea incorpora tanto a componente resistiva como elástica, além da PEEP, que é a pressão de base:

$$P_{VA} = P_{RES} + P_{EL} + PEEP \quad (4.7)$$

Substituindo os valores de pressão pelas relações com as propriedades:

$$P_{VA} = R_{VA} \cdot \dot{V} + \frac{V}{C_{SR}} + PEEP \quad (4.8)$$

Assim, temos a equação da pressão de via aérea em relação ao volume inspirado, fluxo, PEEP e propriedades do sistema respiratório.

4.3. Modos de Ventilação⁵

A maneira pela qual um ventilador administra a mistura conhecida de gás ao paciente se nomeia modo de ventilação. A complexidade dos modos de ventilação acompanhou o crescimento tecnológico dos ventiladores pulmonares – de pneumáticos a eletrônicos, de eletrônicos a microprocessados. Os modos de ventilação podem ser classificados em controlados, assistidos ou espontâneos.

Os ciclos *controlados* são iniciados, controlados e finalizados pelo ventilador, sendo utilizado em pessoas sedadas. É imposto ao paciente um certo número de ciclos respiratórios de acordo com a freqüência ajustada previamente. A partir do início do ciclo controlado, o ventilador determinará a forma de atuação das válvulas de fluxo e exalação de acordo com o modo de ventilação, assim como também o final da insuflação. Geralmente a fase expiratória tem seu final determinado por um tempo pré-ajustado.

Os ciclos *assistidos* são iniciados pelo paciente ou pelo ventilador, controlados e finalizados pelo ventilador. Eles existem para detectar um esforço inspiratório do paciente e assim iniciar a fase inspiratória do ciclo. Esse modo é

⁵ Esta seção e a próxima estão baseadas em Bonassa, 2003 e Minaret e Richard, 2005.

utilizado em casos em que o paciente tenta respirar espontaneamente, mas o faz em intervalos longos ou ainda é acometido por trabalho respiratório excessivo. Dessa forma, o ventilador pode ser programado para impor ciclos respiratórios ao paciente, impedindo intervalos de apnêia⁶ ou garantindo um volume minuto adequado.

O disparo, início do ciclo assistido, pode ser determinado por uma queda de pressão no circuito do paciente, sendo este sem circulação de fluxo. Isso significa que a queda de pressão alveolar resultante do esforço inspiratório do paciente é integralmente transmitida à via aérea. Outra maneira de realizar o disparo é a detecção de um fluxo gerado pelo paciente, resultante da queda de pressão alveolar também, entretanto num circuito mantido com fluxo contínuo.

Os ciclos *espontâneos* são iniciados pelo paciente, assim como controlados e finalizados parcial ou totalmente, podendo também ser parcialmente assistidos pelo ventilador. O ventilador pode, por exemplo, manter um fluxo contínuo no circuito durante todo tempo ou elevar a pressão na via aérea a valores pré-estabelecidos no momento de esforço inspiratório do paciente, permitindo e auxiliando, respectivamente, a respiração do paciente. Este modo é utilizado quando o paciente está sendo submetido ao “desmame”, processo de retirada da ventilação mecânica, em que ele deve ser forçado a respirar espontaneamente. Em longos períodos de ventilação controlada, os pacientes podem perder o reflexo de gerar ciclos espontâneos.

4.4. Controle dos Modos de Ventilação

Um modo de ventilação descreve as variáveis que o ventilador irá controlar durante seu funcionamento (pressão, volume, fluxo ou tempo) assim como os algoritmos que serão utilizados para iniciar ou terminar as fases inspiratória e expiratória. Nesta seção, alguns modos de ventilação serão descritos brevemente.

⁶ Apnêia é a ausência de ventilação pulmonar .

4.4.1. Volume Controlado

Este modo pode ser utilizado tanto em ciclos controlados como assistidos. O ventilador controla a válvula proporcional para que esta mantenha o fluxo seguindo um dos padrões programados durante a fase inspiratória: constante, crescente, decrescente ou senoidal. A pressão na via aérea é o parâmetro resultante.

A válvula de fluxo será fechada quando o volume inspirado atingir o valor de volume programado. O fluxo pode ser calculado pelo ventilador de forma que o volume ajustado seja atingido no tempo inspiratório escolhido pelo usuário. A fase expiratória terá início quando a válvula de exalação for aberta, simultaneamente ao final da insuflação ou depois de uma pausa inspiratória.

A principal característica do controle por volume é a manutenção do fluxo e volume controlados, independentemente dos valores de resistência e complacência do sistema respiratório. Isso pode acarretar em altos valores de pressão inspiratória, que podem ser prejudiciais ao paciente.

4.4.2. Pressão Controlada

Este modo pode ser utilizado tanto em ciclos controlados como assistidos, sendo que o ventilador mantém a pressão na via aérea constante, no valor programado, durante a fase inspiratória. O fluxo será resultante do valor de pressão ajustado e do parâmetro respiratórios do paciente, sendo proporcional ao gradiente de pressão entre a via aérea e o interior dos pulmões e inversamente proporcional à resistência das vias. Além disso, o fluxo sempre possui o formato decrescente, pois ele atinge seu máximo no início da inspiração, quando o gradiente de pressão é máximo e vai diminuindo de acordo com o decréscimo do mesmo.

O ventilador termina a fase inspiratória (fechando a válvula de fluxo e abrindo a válvula de exalação) após um período pré-ajustado. A pausa inspiratória pode ocorrer ou não, dependendo da constante de tempo do sistema respiratório. Tempos inspiratórios curtos podem ser insuficientes para promover um volume adequado, entretanto, tempos inspiratórios maiores podem implicar em períodos de expiração curtos para uma dada freqüência respiratória. Se o pleno enchimento dos pulmões demanda, no mínimo, três constantes de tempo, a exalação do volume

inspirado requer também três constantes de tempo, idealmente, cinco. No caso de um tempo expiratório insuficiente, o próximo ciclo inspiratório pode ser iniciado com os pulmões mantendo um volume residual do último ciclo, caracterizando a presença de auto-PEEP ou PEEP intrínseca.

A principal característica do controle por pressão é a dependência entre a mecânica respiratória do paciente e o fluxo e o volume inspiratórios. Ao manter constante a pressão na via aérea, o modo PC previne a ocorrência de pressões elevadas, determinantes do mecanismo de lesão pulmonar na presença de diferenças de resistência e complacência em nível alveolar. Por outro lado, uma deterioração da mecânica respiratória (aumento da resistência ou diminuição da complacência) resultará em diminuição dos volumes inspirados.

4.4.3. Pressão Suporte

Este modo se aplica somente a ciclos espontâneos, sendo um método de auxílio ao paciente. A pressão suporte complementa o esforço do paciente, possibilitando que sejam vencidas as forças resistivas e elásticas do sistema respiratório e de ventilação.

A pressão é mantida constante na fase inspiratória, que termina quando o ventilador detecta que o fluxo inspiratório atingiu um determinado valor mínimo, por exemplo, uma porcentagem do fluxo de pico no início da insuflação. A expiração é passiva, terminando mediante esforço do paciente.

Os ciclos com pressão suporte apresentam fluxo, volume e tempo inspiratório totalmente dependentes do esforço inspiratório e da mecânica respiratória do paciente.

4.4.4. SIMV

SIMV é a sigla para *Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation*, que significa ventilação intermitente sincronizada, ou seja, o ventilador disponibiliza os ciclos controlados, assistidos e espontâneos.

O ventilador é programado para impor ciclos controlados em determinados intervalos de tempo, chamados de janelas, determinando uma freqüência respiratória

mínima. Se depois de um ciclo controlado, o paciente fizer um esforço inspiratório, o ventilador dará assistência a esse ciclo. Se depois do ciclo assistido, na mesma janela, o paciente fizer novo esforço inspiratório, o ventilador permitirá ventilação espontânea. No início da nova janela, se tiverem ocorrido ciclos assistido ou espontâneos na janela anterior, o ventilador esperará pelo esforço inspiratório para iniciar novo ciclo assistido, permitindo depois disso novas respirações espontâneas. Caso contrário, o ventilador iniciará a nova janela com um ciclo controlado, que podem ser tanto controlados a volume como a pressão.

4.4.5. CPAP

Neste modo - *Continuous Positive Airway Pressure* - o ventilador permite apenas ciclos espontâneos, caracterizados pelo fato da manutenção de uma pressão positiva constante na via aérea, tanto na inspiração como na expiração do paciente.

4.5. Controles dos Ventiladores

Os parâmetros de ventilação que podem ser alterados são dependentes do modo escolhido, mas, de forma geral, são os seguintes:

- Volume corrente;
- Freqüência respiratória;
- Volume-minuto;
- Relação inspiração/expiração (razão entre tempos inspiratório e expiratório);
- Tempo da fase inspiratória;
- Tempo da fase expiratória;
- Tempo de pausa inspiratória ou platô;
- Tempo de pausa expiratória;
- Controle da pressão inspiratória máxima;
- Pressão Inspiratória constante;
- Fluxo inspiratório;
- PEEP.

5. SARA

A insuficiência respiratória significa que o sangue que retorna dos pulmões não está sendo adequadamente oxigenado, por falha em qualquer parte do sistema respiratório – cérebro, nervos, músculos respiratórios, vias aéreas condutoras ou parênquima pulmonar. Quando a insuficiência respiratória é caracterizada pela hipoxemia (escassez de oxigênio no sangue) persistente apesar da porcentagem do oxigênio ministrado pelas vias aéreas, ela é chamada de insuficiência pulmonar.

A Síndrome da Angústia Respiratória Aguda (SARA) é um tipo de insuficiência pulmonar, pois há dificuldade do oxigênio do alvéolo passar para os capilares sanguíneos, mesmo na ventilação com 100% de oxigênio.

Ela caracteriza-se por uma alteração da permeabilidade da membrana entre o alvéolo e o capilar sanguíneo, com extravasamento de plasma para o interior dos alvéolos e conseqüente formação de edema pulmonar, que é uma contenção anormal do sangue na circulação pulmonar.

Segundo o II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, o seu diagnóstico é feito de acordo com os seguintes critérios:

- Lesão Pulmonar Aguda;
- Relação entre a Pressão Arterial de Oxigênio e a Fração Inspirada de Oxigênio ($\text{PaO}_2/\text{FiO}_2$) menor ou igual a 200;
- Infiltrado pulmonar bilateral à radiografia de tórax;
- Pressão capilar pulmonar menor que 18mmHg e/ou ecocardiograma sem sinal de disfunção do ventrículo esquerdo.

A SARA pode ser causada por lesões diretas ao parênquima pulmonar ou lesões indiretas que trazem alterações extrapulmonares. Estas últimas levam a respostas inflamatórias sistêmicas, agredindo os pulmões indiretamente com comprometimento do processo respiratório, podendo ambos os mecanismos ser observados no mesmo paciente. Exemplos de mecanismos que lesam a membrana alvéolo-capilar são (Fernandes, 2001):

Lesões Diretas, ou SARA Primária: aspiração de conteúdo gástrico, infecção pulmonar difusa, quase-afogamento, inalação de gases tóxicos, contusão pulmonar, pneumonia, etc.

Lesões Indiretas ou SARA Secundária: síndrome séptica (infecção bacteriana generalizada), politrauma, transfusão de hemoderivados, pancreatite, embolia gordurosa, intoxicação por drogas, pós-circulação extra-corpórea, etc.

5.1. Fisiopatologia⁷

A doença é clinicamente caracterizada por hipoxemia aguda decorrente da alteração da relação entre ventilação e perfusão pulmonares.

O processo inflamatório comum a SARA reúne nos pulmões mediadores cujas ações principais são broncoconstricção e vasoconstricção⁸, além do aumento da permeabilidade da membrana vascular. O aumento da permeabilidade vascular é um mecanismo de resposta do organismo na tentativa de conter o agente agressor e/ou lesão, possibilitando que células recrutadas cheguem àquele local, mas causando o edema pulmonar, represamento de sangue no leito vascular pulmonar.

O aumento de permeabilidade capilar causa o extravasamento de líquido nos alvéolos, que podem lesar células do tipo II, produtoras de surfactante e alterar a sua atividade tensoativa. A disfunção da atividade e/ou produção do surfactante faz com que ocorra o colabamento dos alvéolos danificados. Conseqüentemente, são formadas áreas de atelectasia disseminada nas vias aéreas distais. Estas alterações resultam na diminuição da complacência estática do sistema respiratório e aumento do shunt pulmonar, caracterizado pela existência de regiões pulmonares perfundidas (irrigadas por sangue), mas não ventiladas.

O edema pulmonar e os colapsos alveolares causam alterações na troca gasosa, que implicam tanto na hipoxemia como na hipercapnia (excesso de gás carbônico no sangue).

⁷ Para descrição completa, ler o texto de Carvalho, Barbas e Amato, 2000.

⁸ Estreitamento dos brônquios e vasos, respectivamente, que pode chegar ao bloqueio total, causados por fatores químicos de atuação direta.

Os fenômenos inflamatórios se dão em toda a área lesada, mas, principalmente, no lado alveolar da barreira, contribuindo para a formação da membrana hialina, que é a marca histológica da síndrome na fase aguda. Numa fase mais avançada, ocorre a formação de matriz extracelular no interior dos alvéolos, com acúmulo de tecido fibroso. Esta condição pode evoluir para melhora clínica ou fibrose do parênquima, com espessamento das paredes alveolares e óbito do paciente.

5.2. Mecânica Pulmonar e SARA

Devido ao colapso alveolar e ao edema pulmonar, ocorre redução da complacência do sistema respiratório. Além disso, há também a constrição dos brônquios pelo processo inflamatório, causando um aumento da resistência.

Na Tabela 2, estão apresentados valores médios de complacência e resistência coletados em artigos e livros. Gattinoni e colaboradores (1998) realizaram medições dos parâmetros em 21 pacientes com SARA, Amato e colaboradores (1998) mediram somente a complacência de 53 pacientes no início da ventilação mecânica. Para comparação, estão a faixa de valores encontrados na literatura para indivíduos em ventilação espontânea e para pacientes intubados para ventilação mecânica (Munechika e Fortis, 1998).

Tabela 2 - Valores de Resistência e Complacência

	Complacência (mL/cmH ₂ O)	Resistência (cmH ₂ O/L/s)
Normal	100 a 130	0,6 a 2,4
Sob intubação	35 a 50	Acima de 6
SARA – Gattinoni	39	10,5
SARA - Amato	29	-

Uma ferramenta de análise da SARA é a curva P-V, que mostra a variação da pressão pela variação de volume num ciclo respiratório. Na Figura 10, é possível comparar a curva P-V em uma situação saudável e com SARA.

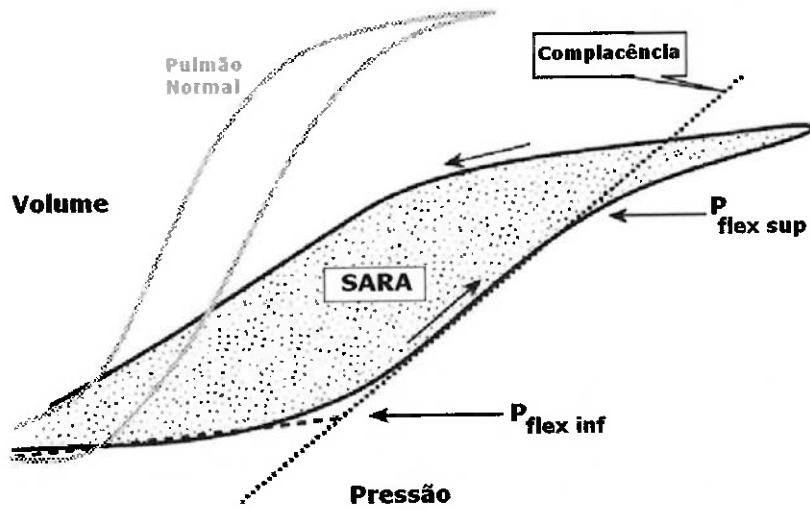


Figura 10 - Curva Pressão-Volume, Pulmão Normal e com SARA

No início da doença, observa-se na curva P-V o aumento da histerese e um ponto de inflexão (*ponto de inflexão inferior* – Pflex-inf) na parte inspiratória da curva pressão-volume de um ciclo respiratório, sendo que ambos os fenômenos indicam a presença de um colapso alveolar maciço. O Pflex-inf corresponde ao valor de pressão em que a tangente de curva aumenta de forma súbita, significando que uma grande população de alvéolos é recrutada (aberta para ventilação) neste momento, com consequente aumento da complacência pulmonar (Carvalho, Barbas e Amato, 2000).

Na fase tardia da SARA, nota-se uma diminuição da complacência e da histerese na curva P-V, com ausência de um Pflex-inf bem definido. Esta mudança traduz a presença de um processo fibrótico intenso, com pouco colapso alveolar.

Pode-se notar um segundo ponto de inflexão nas curvas P-V (*ponto de inflexão superior* – Pflex-sup), representando o limite de distensão pulmonar. O Pflex-sup corresponde ao valor da pressão em que a tangente da curva P-V começa a diminuir significativamente, sinalizando que as propriedades elásticas do pulmão não são mais respeitadas, havendo predominância da hiperdistensão de estruturas e consequentemente diminuição da complacência pulmonar.

5.3. Ventilação Mecânica na SARA

Em 1989, um grupo de médicos brasileiros do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo criou a chamada “Estratégia Protetora” a ser aplicada em pacientes com SARA em UTI, reunindo todos os princípios de proteção pulmonar evidenciados na literatura médica da época.

No estudo, foram comparados pacientes sob “Estratégia Protetora” e sob ventilação tradicional, analisando função respiratória, recuperação pulmonar e análise de mortalidade. (Amato e colaboradores, 1998). Demonstrou-se uma melhora da função pulmonar associada à estratégia protetora, com uma melhora expressiva das chances de desmame. A mortalidade em 28 dias foi显著mente diferente: 38% na ventilação protetora e 71% no grupo controle.

Esta estratégia de ventilação mecânica na SARA está baseada na manutenção dos alvéolos recrutados e abertos durante todo o ciclo respiratório, numa condição de máximo “repouso” possível, evitando-se tanto a hiperdistensão como o colapso alveolar. Assim, procura-se ventilar os pacientes na área de melhor complacência pulmonar, isto é, na estreita faixa entre Pflex-inf (valor que corresponde a PEEP a ser utilizado) e Pflex-sup (pressão máxima).

A manutenção das pressões nesta pequena faixa nem sempre é fácil, exigindo o uso de volumes correntes pequenos (menores que 6mL/kg), de forma a não ultrapassar o segundo ponto de inflexão da curva P-V.

O emprego desta estratégia ventilatória (“repouso alveolar”) normalmente é acompanhada por um aumento dos níveis de CO₂ no sangue arterial e venoso, fenômeno denominado “hipercapnia permissiva”. Entretanto, este efeito é compensado de maneira adequada pelo aumento do débito cardíaco (volume de sangue que passa pelo coração em um minuto) e aumento da fração inspirada de oxigênio.

5.4. Recrutamento Alveolar

A ventilação pulmonar na SARA exige primeiramente uma manobra de recrutamento alveolar, que consiste na aplicação de alta pressão nas vias aéreas para abrir alvéolos colapsados.

A Figura 11 apresenta a tomografia computadorizada de um pulmão de um paciente com SARA, antes e depois do recrutamento alveolar. As regiões escuras centrais são alvéolos ventilados e a região mais interna de cor cinza é o mediastino, região do coração.

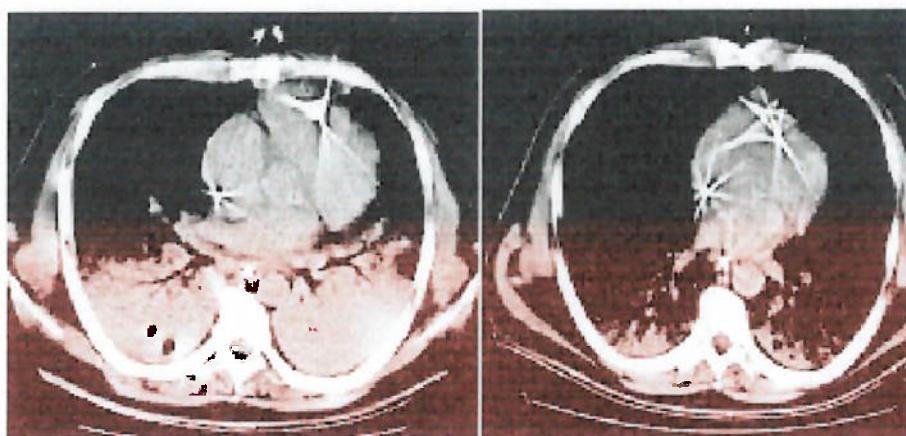


Figura 11 - Tomografia Computadorizada de um Pulmão com SARA antes (esq.) e depois do Recrutamento Alveolar (dir.) (Dr. Marcelo A. Holanda)

Os valores para recrutar os alvéolos são mais elevados que o valor da PEEP a ser utilizado para mantê-los abertos por causa da histerese pulmonar, evidenciada pela curva P-V (Figura 10).

O recrutamento alveolar na SARA possui as seguintes vantagens:

- melhor oxigenação do paciente;
- melhor distribuição do volume corrente com geração de menores pressões transpulmonares por conta do maior número de alvéolos abertos;
- melhor eficiência da PEEP em manter os alvéolos abertos.

Uma técnica de recrutamento alveolar é a manutenção de pressão contínua nas vias aéreas em elevado nível ($40\text{cmH}_2\text{O}$) por 40 segundos ou pressão inspiratória

máxima de 40-45cmH₂O com PEEP de 30cmH₂O por 60 segundos ou mais (Amato e Barbas, 2003), ver Figura 12.

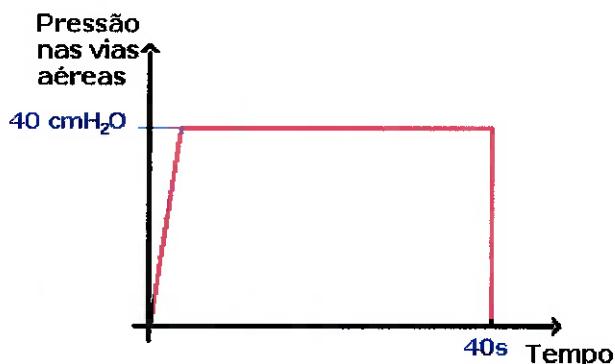


Figura 12 - Manobra de recrutamento alveolar 40 cmH₂O

Recentemente, os médicos do grupo de Pneumologia da Faculdade de Medicina da USP desenvolveram um novo protocolo de recrutamento, baseado na escolha de um valor fixo de variação de pressão, em geral 15cmH₂O. A PEEP é definido inicialmente como 25cmH₂O e elevado em etapas de aproximadamente 2 minutos de 5 em 5 cmH₂O, até 45cmH₂O. Entre cada etapa, retorna-se para PEEP de 25cmH₂O. A manobra é interrompida quando a pressão arterial de oxigênio atinge valores acima de 350mmHg (Okamoto, Borges e Amato, 2004), ver Figura 13.

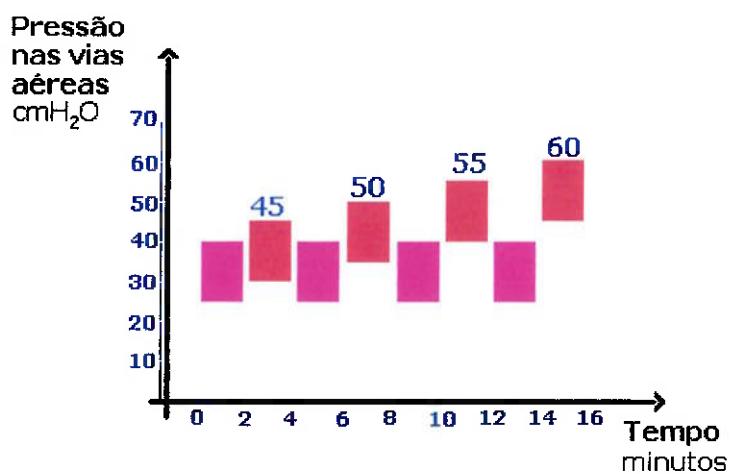


Figura 13 - Manobra de recrutamento alveolar – FM-USP

Como pode ser notado, os valores de alta pressão devem ser gerados rigorosamente pelo ventilador pulmonar, não gerando picos de sobressinal que possam causar barotrauma, expansão danosa do pulmão do paciente. Por outro lado, o ventilador não pode ter um tempo de subida muito lento, pois isso implicaria numa subida também lenta da pressão alveolar, fazendo com que o tempo de aplicação seja esgotado sem que a pressão para recrutar os alvéolos tenha sido efetivamente atingida.

Assim, torna-se imperativo um controle do ventilador pulmonar para que este apresente uma resposta ao degrau relativo ao recrutamento alveolar com sobressinal reduzido (evitando barotrauma) ou tempo de subida lento (melhorando o recrutamento alveolar).

6. MODELAGEM PULMONAR

Há diversas proposições de modelos de sistemas respiratórios na literatura, com diferentes abordagens. Para este trabalho, foi feita uma revisão da literatura de modo a escolher o mais adequado para simular a ventilação mecânica em pacientes com SARA.

6.1. Modelo de Otis

Em 1956, Otis e colaboradores propuseram o primeiro modelo mecânico do sistema respiratório, com um compartimento representando os pulmões (Lonardoni e Iwata, 2002). Eles consideravam que as propriedades mecânicas do sistema respiratório se mantinham constantes durante todo ciclo, independentes do volume e fluxo, sendo estas um fator volume-elástico (E , referente a elastância, inverso da complacência) e um fator fluxo-resistivo (R , resistência).

A equação que governa o modelo de Otis é, sendo t um instante do ciclo respiratório:

$$P(t) = E \cdot V(t) + R \cdot \dot{V}(t) \quad (5.1)$$

Embora simplificado, ele é útil para realização de previsões qualitativas, principalmente na ventilação de um indivíduo relaxado.

6.2. Modelo de Bates

A fim de estudar o sistema respiratório sob fluxo inspiratório constante, Bates e colaboradores desenvolveram um modelo do sistema respiratório considerando dois compartimentos em paralelo, com possibilidade de apresentar valores de resistência e complacência diferentes (Bates, Rossi e Milic-Emili, 1985).

O modelo seguia a mesma equação do modelo de Otis, acrescentando apenas que o volume total e o fluxo total são somas dos volumes e fluxos de cada compartimento, respectivamente. Assim, considerando o fluxo constante e a pressão para gerar esse fluxo uma rampa em função do tempo, eles puderam inferir as

propriedades gerais do sistema respiratório (C_T , R_T) a partir das propriedades compartimentais (C_1 , C_2 , R_1 , R_2 , E_1 , E_2).

Eles chegaram a conclusão que a complacência total do sistema é a soma das complacências de cada compartimento (Eq. 5.2) e a resistência é uma função das duas resistências e complacências (Eq. 5.3):

$$C_T = C_1 + C_2 \quad (5.2)$$

$$R_T = \frac{(\tau_1 E_2 + \tau_2 E_1) E_1 E_2}{(E_1 + E_2)^2} \quad (5.3)$$

sendo τ a constante de tempo de cada compartimento, cuja expressão é:

$$\tau = RC = \frac{R}{E} \quad (3.5)$$

Quando as constantes de tempo dos compartimentos são iguais, a resistência total atinge seu mínimo valor e se torna independente das complacências (Eq. 5.4):

$$R_T = \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2} \quad (5.4)$$

Como o modelo de Otis, este refere-se a propriedades independentes dos valores de fluxo e volume. Entretanto, os autores alegam que o modelo é uma aproximação útil especialmente para pequenas variações de volume em relação a capacidade vital.

6.3. Modelo de Kaye

Kaye, em 1997, apresentou quatro modelos de sistema respiratório, com diferentes graus de liberdade (1, 2, 6 e 11) que representam as características regionais de acionamento dos músculos respiratórios (Lonardoni e Iwata, 2002). Sua proposta era o estudo de traumas torácicos, associados a modelos cardiovasculares.

Ele desenvolveu equações de equilíbrio de forças e volumes para os diferentes componentes do sistema respiratório para representar os processos fisiológicos associados. Para tanto, são utilizadas analogias mecânicas - discos sem massa movendo-se no interior de cilindros (compartimentos pulmonares), sofrendo a

atuação de geradores de força ativos (músculos) e elementos mecânicos passivos (tecidos).

No modelo de um grau de liberdade, o único que será apresentado neste trabalho, a fisiologia é modelada com três equações. A primeira afirma que a qualquer variação de volume da caixa torácica resulta em igual variação no volume dos pulmões:

$$v_{CT} = v_P \quad (5.5)$$

sendo v_{CT} o volume instantâneo da caixa torácica e v_P , o volume dos pulmões, considerando-o unicompartmental.

A segunda equação representa o equilíbrio de forças na parede torácica, e a terceira equação o equilíbrio de forças generalizado no pulmão:

$$(p_{PL} - p_{ext}) + \Delta p_{musc} = \frac{1}{C_{CT}} v_{CT} + R_{CT} \dot{v}_{CT} \quad (5.6)$$

$$(p_{VA} - p_{PL}) = \frac{1}{C_P} v_P + R_P \dot{v}_P \quad (5.7)$$

sendo p – pressão, v – volume, \dot{v} - fluxo, com os índices: PL – pleural, ext – exterior, CT – caixa torácica, P – pulmão. O termo Δp_{musc} representa o esforço exercido pelos músculos respiratórios, gerando uma diferença de pressão.

O modelo de dois graus de liberdade incorpora uma diferença de volumes entre a caixa torácica e o pulmão, pela presença de ar na cavidade pleural, fenômeno chamado de pneumotórax.

No modelo de seis graus de liberdade, a caixa torácica é dividida em diafragma, abdômen, mediastino e junção comum, além da própria caixa. Os onze graus de liberdade são atingidos somando aos seis anteriores a possibilidade de movimentos individuais para os dois lados do diafragma, para os dois lados da junção comum e a ocorrência de costelas quebradas que criam uma respiração paradoxal.

No caso da ventilação mecânica controlada, que é utilizada na SARA, a atuação dos músculos é inexistente, por isso, os graus de liberdade adicionados por Kaye não representam ganho algum para a modelagem deste trabalho. Somente

poderia ser útil o modelo de um grau de liberdade, considerando nulo o esforço exercido pelos músculos respiratórios.

6.4. Modelo de Tarczy-Hornoch

O modelo desenvolvido por Tarczy-Hornoch em 2000 considera a influência dos efeitos gravitacionais sobre a ventilação pulmonar, ressaltando as características de cada região do pulmão. Como na SARA há aumento de líquido nos pulmões, a gravidade torna-se um fator importante, criando um gradiente vertical de enchimento (Gattinoni, 1988, apud Lonardoni e Iwata, 2002).

Por causa da pressão hidrostática originada por colunas de líquidos nas vias aéreas, a pressão alveolar não é uniforme por todo pulmão, implicando na diferença de ventilação entre as regiões pulmonares, já que o fluxo de gás depende do gradiente de pressão entre o alvéolo e a atmosfera.

Entretanto, na modelagem de Tarczy-Hornoch, apenas situações estáticas foram consideradas, sem fluxo. Como este trabalho visa estudar o comportamento dinâmico do sistema respiratório, não serão apresentadas aqui as equações desenvolvidas pelo autor.

6.5. Modelo por Analogia

A analogia mais comum aplicada ao sistema respiratório é o sistema elétrico (ver Tabela 3 – Lago e Kassab, 2004), pois permite a utilização de ferramentas matemáticas aplicadas em circuitos, auxiliando na compreensão dos fenômenos associados.

Para um estudo simplificado, reduz-se o sistema respiratório a uma componente resistiva e uma componente complacente, como pode ser visto na Figura 14.

Contudo, o sistema respiratório pode ser dividido em inúmeras partes, cada uma com diferentes propriedades mecânicas (resistência e complacência). Através

desta analogia é possível conseguir modelos bem complexos, através da associação em série e/ou em paralelo de elementos de resistência e complacência.

Tabela 3 - Analogia entre Sistema Respiratório e Sistema Elétrico

Sistema Respiratório	Sistema Elétrico
Resistência	Resistência
Complacência	Capacitância
Pressão	Tensão
Fluxo (vazão)	Corrente
Volume	Carga Elétrica

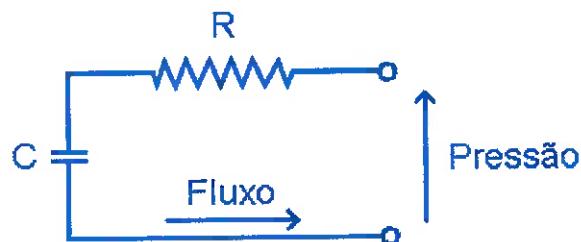


Figura 14 - Modelo simples do Sistema Respiratório por Analogia Elétrica

6.6. Modelos Pulmonares deste Estudo

Para este estudo, que visa a melhoria da resposta transiente do sistema de controle de fluxo, algumas características do modelo são desejáveis:

- Possibilidade de simular a mudança de complacência instantânea provocada pelo recrutamento alveolar (não-linearidade);
- Possibilidade de estados (propriedades) diferentes para os dois pulmões – por exemplo, um pulmão está colabado e o outro, não (complacência infinita e complacência finita, respectivamente).
- Simplicidade, para facilitar a aplicação de diferentes técnicas de controle.

Dos modelos apresentados, o que seria mais adequado é o modelo por analogia elétrica, que permite que modelos complexos sejam criados. Contudo, ele afasta-se do modelo real dificultando o entendimento direto do fenômeno de pressão e fluxo.

Portanto, optou-se pela utilização do equacionamento apresentado na seção 3.2, o qual possui relação direta com o modelo de Otis. A alteração mais importante é que, em algumas situações apresentadas nos casos de estudo, a complacência não será constante no ciclo respiratório. A simulação será de forma discreta, facilitando a variação da complacência em cada passo, dependendo inclusive da pressão na via aérea ou alveolar naquele instante.

O equacionamento também permite a simulação de um ou dois pulmões, definindo somente a relação entre as propriedades do sistema respiratório.

Para este estudo, foram escolhidos dois modelos:

- 1 pulmão: um valor de resistência e um valor de complacência, variáveis ou não no tempo, (esquema na Figura 15)
- 2 pulmões: um valor de resistência comum e um valor de complacência para cada um dos compartimentos, variáveis ou não no tempo, (esquema na Figura 16).

Neste trabalho, não são consideradas as resistências individuais das vias aéreas de cada pulmão, pois a variabilidade da complacência em pacientes com SARA é um fator mais relevante. A complacência total do sistema respiratório será definida como a soma das complacências de cada pulmão, como no modelo de Bates.

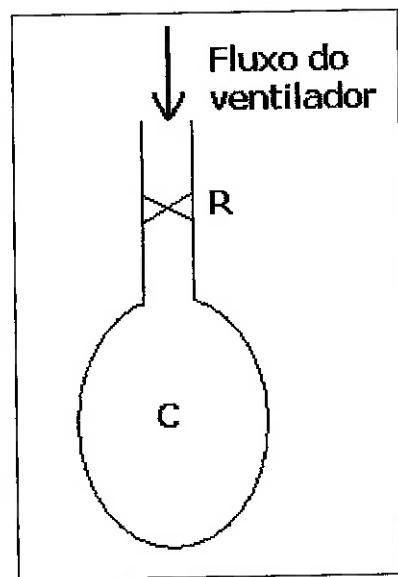


Figura 15 - Modelo de 1 Pulmão

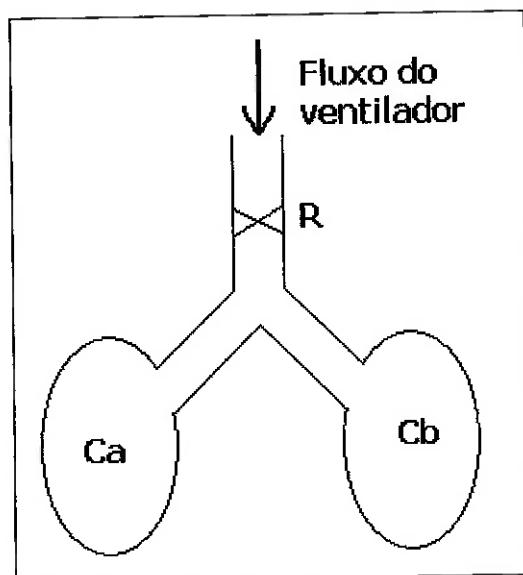


Figura 16 - Modelo de 2 Pulmões

7. MODELAGEM DO VENTILADOR

O objeto de estudo deste trabalho é um ventilador de leito de UTI, ou seja, há interesse somente na modelagem da válvula de fluxo que cria as condições de recrutamento alveolar. A pesquisa na literatura não resultou em modelos adequados aos objetivos deste trabalho e, por isso, depois dos três modelos obtidos, é apresentado o modelo teórico adaptado que será utilizado nas simulações.

7.1. Modelos de Maeda-Lozano

Maeda e Lozano (2002) desenvolveram seu Trabalho de Conclusão de Curso para a Escola Politécnica sobre ventiladores do tipo “home-care”, orientados pelo prof. Dr. Agenor de Toledo Fleury. Por se tratar de um ventilador para uso domiciliar, ele compreende um compressor regenerativo, que pressuriza o ar ambiente de forma a ventilar o usuário com pressão positiva. De posse do compressor, da válvula proporcional e um pulmão-teste, a modelagem foi feita por métodos experimentais, através de técnicas de identificação de sistemas: parametrização por soma de exponenciais e redes neurais artificiais. As técnicas foram utilizadas para identificar dois modelos: compressor + paciente, compressor + válvula de fluxo + paciente.

Em seu modelo mais simples, compressor+paciente, o controle da pressão na inspiração é realizado pela atuação do controlador na tensão de entrada do compressor. Tanto a inspiração como a expiração são feitas através de uma válvula de 2 posições e 3 vias, que na fase expiratória desvia o gás para a atmosfera. Através de parametrização por soma de exponenciais, foi feitas a modelagem considerando entrada em degraus de tensão, medindo a pressão na via aérea resultante. Dessa forma, obtiveram-se as equações da resposta para cada valor de tensão aplicado.

A vantagem desse modelo é a disponibilidade da equação do sistema para um determinado valor de pressão desejado, o que permitiria simular a manobra de recrutamento alveolar baseado em CPAP. Contudo, este modelo não comprehende

uma válvula proporcional, não permite a simulação de PEEP e perde características de não-linearidade presentes em ventiladores usuais.

O segundo modelo, mais refinado, considera uma válvula proporcional, além de uma válvula expiratória. Dadas as limitações da válvula proporcional utilizadas por eles, ela foi posicionada para controlar uma linha de fluxo piloto, enquanto a linha principal ligava o compressor diretamente ao paciente.

No início do ciclo, a válvula proporcional se fecha totalmente, bloqueando as válvulas inspiratória e expiratória e gerando um fluxo máximo ao paciente. A medida em que o pulmão é insuflado, a pressão na linha principal se eleva acompanhando a pressão pulmonar. O controle deve atuar de modo que a pressão na via aérea do paciente permaneça constante e igual ao valor ajustado. A válvula proporcional abre-se a fim de permitir que parte do ar comprimido no sistema seja desviado para a atmosfera através das válvulas auxiliares.

Na expiração, a válvula proporcional despressuriza a linha piloto, permitindo a abertura das válvulas inspiratória e expiratória, permitindo a exalação para o ambiente. Por conta da configuração do sistema, há uma pressão remanescente na linha principal pois o compressor funciona ininterruptamente e há uma perda de carga nas válvulas auxiliares, gerando uma PEEP entre 5 e 7 cmH₂O.

Para este sistema, Maeda e Lozano utilizaram a parametrização por soma de exponenciais para modelar o aumento de pressão dado pelo compressor. Através de redes neurais artificiais, a queda de pressão causada pela válvula foi modelada.

Esse modelo já permitiria um controle de PEEP, principalmente de valores elevados, por causa da pilotagem das válvulas auxiliares. Novamente, a presença de um compressor não condiz com o projeto inicial do outro lado.

Outro ponto relevante, comum aos dois modelos, é que o paciente é modelado em conjunto com o ventilador pulmonar, ou seja, a utilização deste modelo vincula-se a valores de resistência e complacência pré-determinados pelos autores do trabalho e fixos, não contemplando os requisitos de modelagem do sistema respiratório descritos no capítulo anterior.

7.2. Modelo de Figueiredo

Este modelo foi obtido através de contato pessoal com Mariana Bacelar Figueiredo (Figueiredo, 2005), cuja tese de mestrado, orientada pelo prof. Dr. Takashi Yoneyama do Instituto Tecnológico de Aeronáutica, tem como título “Controle Preditivo para Servoventiladores em Terapias Respiratórias”.

O interesse da autora estava na saturação de oxigênio no sangue arterial e seu estudo estendeu-se a todos os aspectos da respiração, com enfoque na interação entre o sistema respiratório e o sistema cardiovascular. A variável de controle foi a fração inspirada de oxigênio.

Como este modelo diverge completamente do enfoque deste trabalho, não será descrito aqui, mas é citado para ilustrar uma das inúmeras possibilidades de modelar um ventilador e o sistema respiratório de acordo com o objetivo do estudo.

7.3. Modelo de Lago e Kassab

O aluno Glenan Assis do Lago, de engenharia de telecomunicações da Escola Politécnica da USP, orientado pelo prof. Fuad Kassab Junior, realizou um projeto de iniciação científica sobre a modelagem e o desenvolvimento de um ventilador pulmonar (Lago e Kassab, 2004).

Os autores dirigiram seus estudos para a construção de um ventilador domiciliar para gerar o modo ventilatório “BIPAP” – Bilevel Positive Airway Pressure, ou Pressão Positiva na Via Aérea em Dois Níveis. Neste modo, a pressão é mantida constante dentro de intervalos pré-determinados, com dois valores de pressão intercalados. É permitido ao paciente respirar espontaneamente em qualquer momento, mas há também ciclos mandatórios (impostos pelo ventilador) para que o paciente não permaneça muito tempo em apnéia.

Em uma abordagem inovadora, a proposta do ventilador é a utilização de um cooler, para controlar o fluxo e a pressão que serão geradas na via aérea. Glenan e Kassab construíram um protótipo do conjunto motor + cooler + tubo e utilizaram o método de identificação de sistemas para modelá-lo.

Embora muito interessante, a modelagem não condiz com os objetivos do presente trabalho, tanto por seus componentes, como pelo modo de ventilação utilizado. Novamente, o modelo é citado para mostrar a variedade possível dentro do mesmo tema.

7.4. Modelo de Ventilador Proposto

A pesquisa sobre modelos de ventilador pulmonar foi feita em três frentes: literatura convencional, internet e contato com pesquisadores de diferentes grupos de controle, que já realizaram projetos relacionados à ventilação artificial. Todos os contatados enviaram respostas com sugestões, indicação de literatura ou outra pessoa que poderia ser útil.

Todavia, não foi possível encontrar um modelo que fosse conveniente a este estudo em particular, pelos motivos já explanados durante a própria abordagem dos modelos encontrados.

Os modelos mais próximos às necessidades do projeto são os descritos por Maeda-Lozano, mas exigem certas alterações. Um sugestão dada pelo prof. Frederico Jandre, grupo de Engenharia Pulmonar da UFRJ, é a simulação das válvulas de fluxo e exalação como ideais.

A válvula de fluxo de um ventilador de UTI pode ser de dois tipos: baixa pressão e alta pressão. Ventiladores com válvulas do primeiro tipo possuem uma câmara de mistura anterior a válvula, visando ajustar a concentração de oxigênio no gás enviado ao paciente. Válvulas de baixa pressão somente são responsáveis por gerar o padrão de fluxo e pressão necessário. Válvulas do segundo tipo recebem gases a alta pressão direto da fonte hospitalar, atuando de forma a controlar fluxo, pressão e fração inspirada de oxigênio.

Como o objetivo deste trabalho é estudar somente o controle de fluxo e pressão, optou-se por válvulas de baixa pressão.

Dessa forma, a válvula de fluxo foi modelada como uma válvula hidráulica, (Ogata, 1998), através da qual o fluxo (q) equivale a:

$$q = K \cdot \sqrt{(ps - pl)}x \quad (7.1)$$

sendo K – constante da válvula, p₁- pressão na saída da válvula, p_s – pressão de suprimento na entrada da válvula e x - deslocamento referente a abertura do orifício.

Num ventilador real, a válvula expiratória permite a expiração para a atmosfera até o momento em que a pressão na via aérea do paciente atinja o valor ajustado de PEEP. Se a pressão elevar-se pela continuidade da expiração do paciente, a válvula abre-se novamente a fim de manter a PEEP no final do ciclo e consequentemente manter a pressão alveolar nos mesmos níveis da PEEP.

Como o objetivo deste trabalho era estudar principalmente o regime transiente da fase inspiratória, a válvula de exalação foi considerada ideal, sendo totalmente fechada na fase inspiratória e totalmente aberta na fase expiratória. Na fase expiratória, é considerado que o paciente exala passivamente, sendo que a válvula expiratória mantém a pressão do meio (circuito respiratório) no nível ajustado como PEEP.

8. VALIDAÇÃO DO MODELO BASEADA NA LITERATURA

Neste capítulo, descreve-se como foram obtidos os parâmetros do modelo para que correspondesse ao desempenho de um ventilador real apresentado na literatura (Bonassa, 2003). No final, são descritos os casos que serão simulados para a comparação entre as técnicas de controle.

A válvula de fluxo modelada teve seus parâmetros ajustados para apresentar o mesmo comportamento de ventiladores encontrados na literatura. Geralmente a queda de pressão na válvula está entre 200 e 340cmH₂O, (Tassaux e col., 1999), e o valor inicial para a pressão de suprimento do modelo escolhido foi 200cmH₂O, que já apresentou desempenho adequado, sendo este valor mantido por todas as simulações.

Para minimizar a inércia e o tempo de resposta da válvula, a máxima abertura do orifício é pequena, sendo que ela varia numa escala estreita. Para este estudo, escolheu-se que a válvula iria ter sua abertura máxima em 12mm (referente ao “x” da equação de fluxo, deslocamento), correspondendo a cerca de 180L/min de fluxo máximo ou 3L/s, (Tassaux e col., 1999). Foram desconsiderados os efeitos de compressibilidade do ar e blocagem do orifício.

Por fim, a constante da válvula (*k*) foi determinada durante a validação do modelo, de modo que o desempenho correspondesse aos apresentados na literatura, já que esse coeficiente depende da geometria da válvula, entre outros fatores, e não foram encontradas informações sobre eles na literatura. Mais do que isso, por uma questão de conveniência, a constante da válvula também compatibiliza as unidades da fórmula, buscando assim tornar as simulações mais simples e diretas. Portanto, nesta equação, as pressões estão em cmH₂O e o deslocamento da válvula em mm, resultando, através da constante da válvula, em fluxos na unidade de L/s.

Assim, a equação da válvula de fluxo, que representa o ventilador, apresenta-se da seguinte maneira:

$$q = 0,002 \cdot \sqrt{(200 - p1)}x \quad (7.1)$$

sendo x a variável de controle e p1, a pressão na saída da válvula e consequentemente na via aérea superior do paciente.

A pressão na via aérea do paciente depende de suas propriedades pulmonares, da seguinte forma, considerando o pulmão com um só compartimento:

$$P_{VA} = R_{VA} \cdot \dot{V} + \frac{V}{C_{SR}} + PEEP \quad (4.8)$$

Fazendo somente uma troca de nomenclatura de variável:

$$p1 = R \cdot q + \frac{V}{C} + PEEP \quad (8.1)$$

A pressão alveolar pode ser considerada a parcela da pressão que não depende do fluxo, ou seja:

$$p2 = \frac{V}{C} + PEEP \quad (8.2)$$

O modelo discreto foi simulado considerando um intervalo de discretização entre as iterações (Δt) de 0,02s, ou seja, aquisição de dados de 50Hz e seguindo as equações:

$$q(i+1) = k \cdot (ps - p1(i))^{0.5} \cdot x(i) \quad (8.3)$$

$$v(i+1) = v(i) + q(i+1) \cdot \Delta t \quad (8.4)$$

$$p1(i+1) = R \cdot q(i+1) + \frac{v(i+1)}{C} + peep \quad (8.5)$$

$$p2(i+1) = \frac{v(i+1)}{C} + peep \quad (8.6)$$

Para o modelo de dois compartimentos, foi considerado que a complacência total do sistema (C) é igual a soma da complacência de cada pulmão - Ca, Cb, (Bates, Rossi e Milic-Emili, 1985). As equações para o pulmão A são:

$$\text{Fluxo } q_a(i+1) = q \cdot \frac{Ca}{C} \quad (8.7)$$

$$\text{Volume } v_a(i+1) = v_a(i) + q_a(i+1) \cdot \Delta t \quad (8.8)$$

$$\text{Pressão } p_a(i+1) = \frac{v_a(i+1)}{Ca} + peep \quad (8.9)$$

As equações para o pulmão B são iguais, a menos do índice.

A expiração do paciente é livre, considerando apenas que, quando é ajustado um valor de PEEP, a pressão para a qual o paciente expira é igual ao valor da PEEP, na ausência deste, a pressão é zero (p0 - relativa a atmosfera). O equacionamento da expiração está apresentado abaixo:

$$q(i+1) = \frac{-(p2(i) - p0)}{R} \quad (8.10)$$

$$v(i+1) = v(i) + q(i+1) \cdot \Delta t \quad (8.11)$$

$$p2(i+1) = \frac{v(i+1)}{C} + peep \quad (8.12)$$

Para cada pulmão, as equações de expiração são semelhantes a estas, considerando o fluxo proporcional a complacência, como na equação 8.7.

A validação foi realizada através de simulações pelo software Scilab, com códigos escritos no próprio editor de texto do programa.

8.1. Validação pelo Modo Controlado a Volume com Fluxo Constante

O modo controlado a volume com fluxo constante é o mais simples de implementar, pois o modelo da válvula cria um fluxo praticamente constante se a abertura do orifício for mantida constante, já que, para intervalos curtos de tempo, o aumento de $p1$ e consequentemente a variação da queda de pressão através da válvula não é significativa.

A comparação com a literatura foi feita com os valores e gráficos apresentados em Bonassa, 2003. Os parâmetros utilizados foram: $R = 20\text{cmH}_2\text{O/L/s}$ e $C = 0,025\text{L/cmH}_2\text{O}$, volume corrente máximo igual a $0,5\text{L}$, tempo inspiratório igual a 1s e freqüência de 20ciclos/min . O controle necessário para os valores simulados serem iguais aos da literatura foi abertura da válvula em $5,2\text{mm}$ (fluxo constante em 30L/min , pressão de pico de $30\text{cmH}_2\text{O}$ e volume máximo de $0,5\text{L}$ em 1s). (Fluxo - Figura 17, Pressão - Figura 18, Volume - Figura 19).

Para comparar a pressão na via aérea superior e a nível alveolar foi traçado o gráfico da Figura 20. Nota-se que, por conta das propriedades pulmonares, a pressão interna do pulmão não atinge a pressão ajustada pelo ventilador.

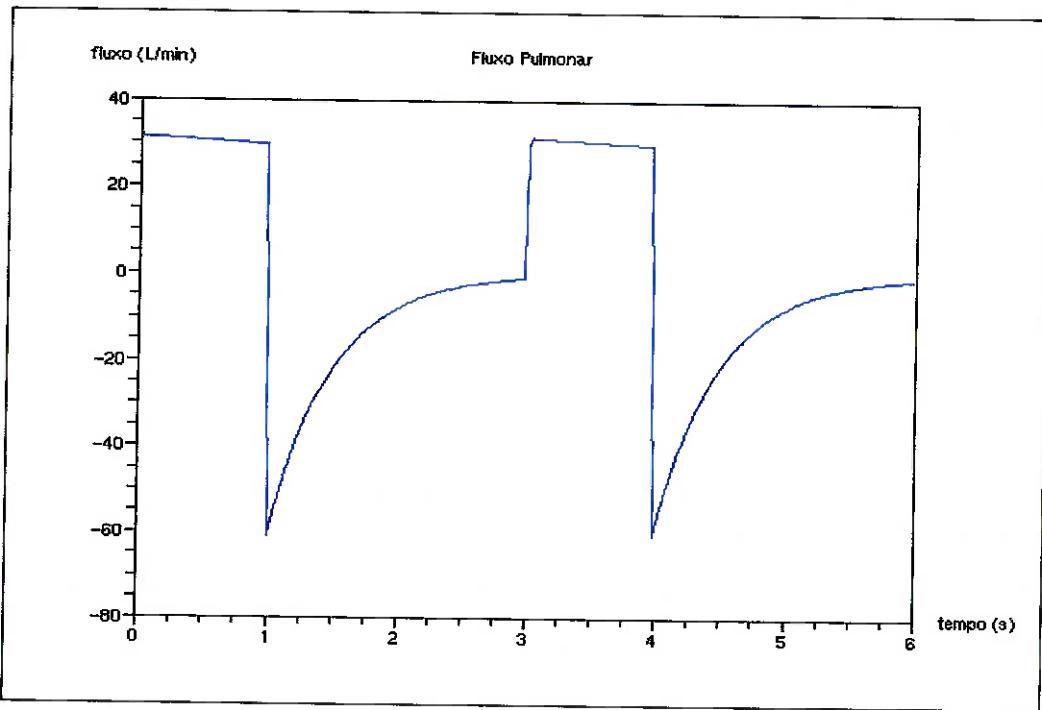


Figura 17 – Fluxo em modo VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O

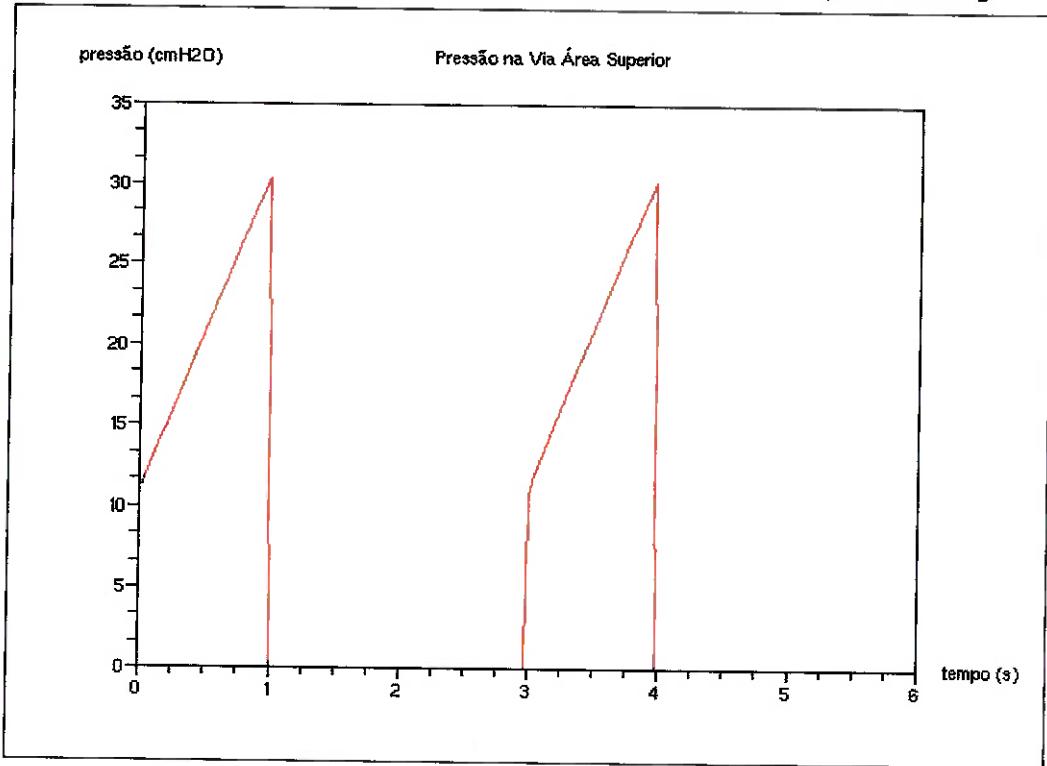


Figura 18 – Pressão na Via Aérea Superior em modo VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O

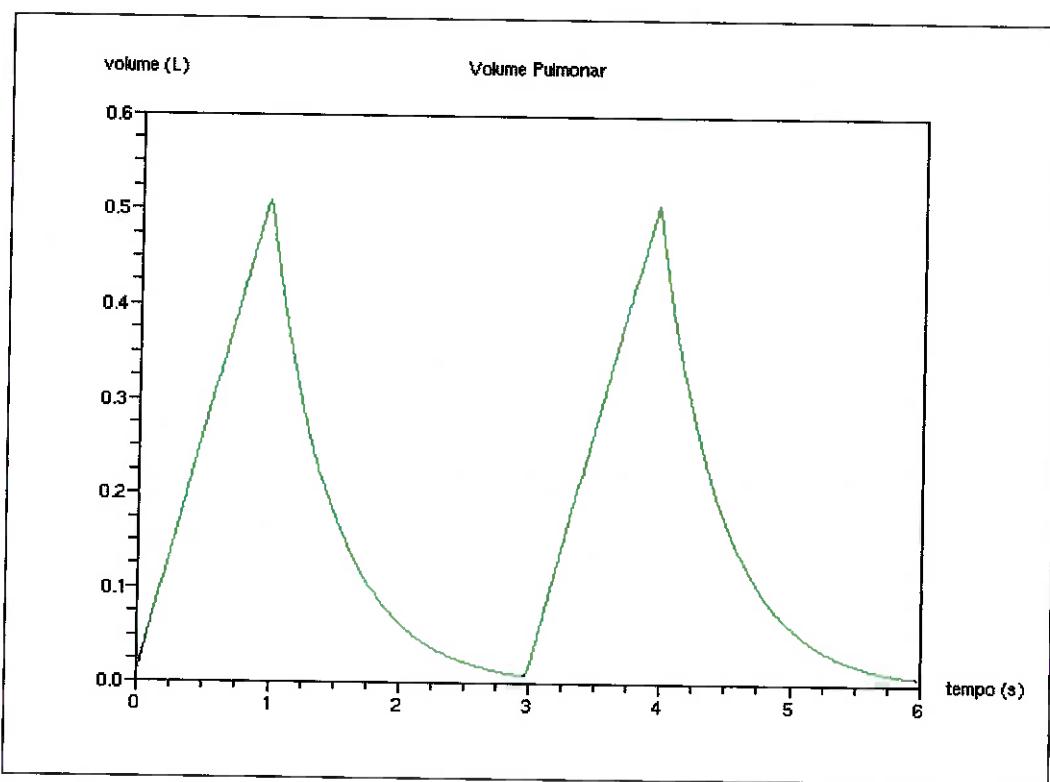


Figura 19 – Volume em VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O

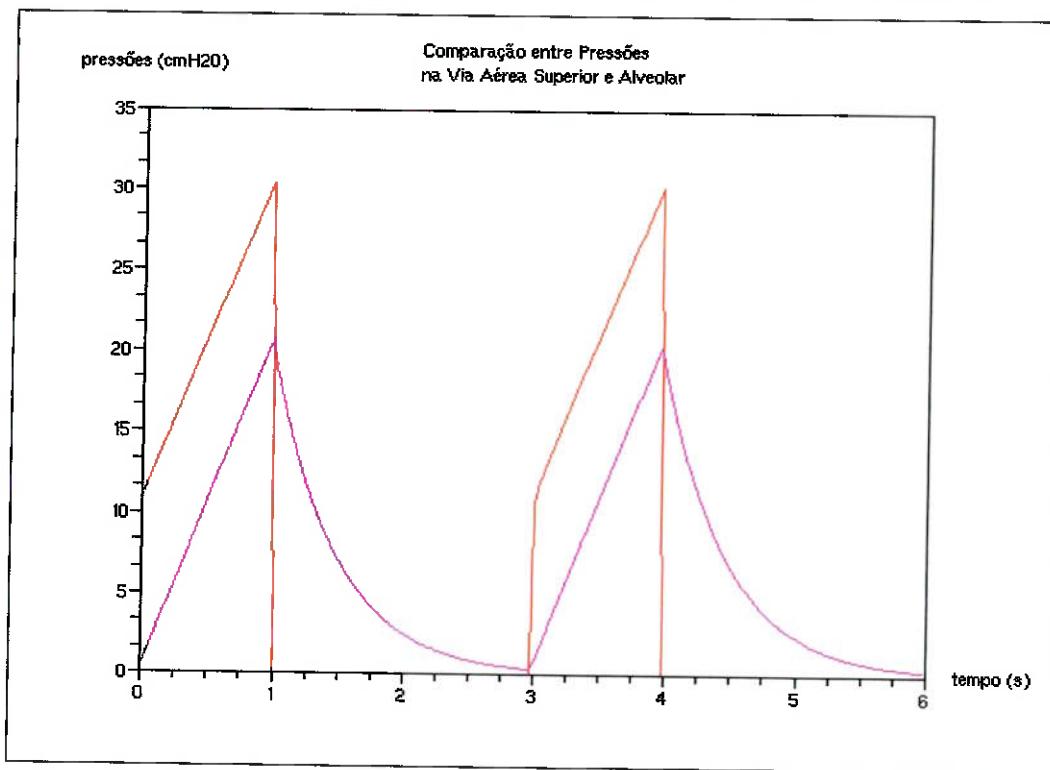


Figura 20 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (rosa) em modo VCV, R=20cmH₂O/L/s, C=0,025L/cmH₂O

8.2. Validação pelo Modo de Pressão Controlada

Para simular a modalidade pressão controlada, é necessária a aplicação de um controlador, para que a abertura da válvula seja variável a fim de manter a pressão constante na via aérea superior do paciente. O controlador mais usual utilizado é o PID e neste estudo, ele foi implementado também de forma discreta, conforme a seguinte fórmula (Palm III, 1983):

$$x(u+1) = x(i) + \left(kp + \left(\frac{ki \cdot \Delta t}{2} \right) \right) \cdot e(i) + \left(\left(\frac{ki \cdot \Delta t}{2} \right) + kp - \left(\frac{2 \cdot kd}{\Delta t} \right) \right) \cdot e(i-1) + \left(\frac{kd}{\Delta t} \right) \cdot e(i-2) \quad (8.13)$$

sendo x – variável de controle (deslocamento da válvula de fluxo), e – erro entre a referência ajustada e o valor medido, kp – ganho proporcional, ki – ganho integral, kd – ganho derivativo, Δt – intervalo de tempo discreto.

A fim de projetar um controlador coerente, as simulações também foram comparadas aos gráficos apresentados por Bonassa, 2003. Os parâmetros utilizados foram: R=20 cmH₂O/L/s e C=0,050L/cmH₂O, pressão de suporte = 25cmH₂O, PEEP = 5cmH₂O, tempo inspiratório = 1s e freqüência = 12 ciclos/min.

O controlador PID foi ajustado para que as simulações apresentassem valores tão próximos quanto possível dos valores da literatura. Os ganhos foram:

Proporcional - kp = 0,055;

Integrativo - ki = 0,92;

Derivativo - kd = 0,00043.

Para este estudo, o valor final estável da resposta foi considerado o valor de referência, ou seja, a pressão ajustada para ser constante nas vias aéreas do paciente.

Os valores característicos da ventilação foram semelhantes a literatura: pico de fluxo inspiratório de 60L/min, volume inspirado de 0,63L, pico de fluxo expiratório de 40L/min. Entretanto, as simulações mostraram parâmetros de regime transitório que não são apresentados nas condições ideais da literatura: sobressinal de 9,0% (pressão de pico igual a 27,23cmH₂O) e tempo de atenuação igual a 0,16s.

O resultado das simulações está apresentado em Figura 21, Figura 22, Figura 23.

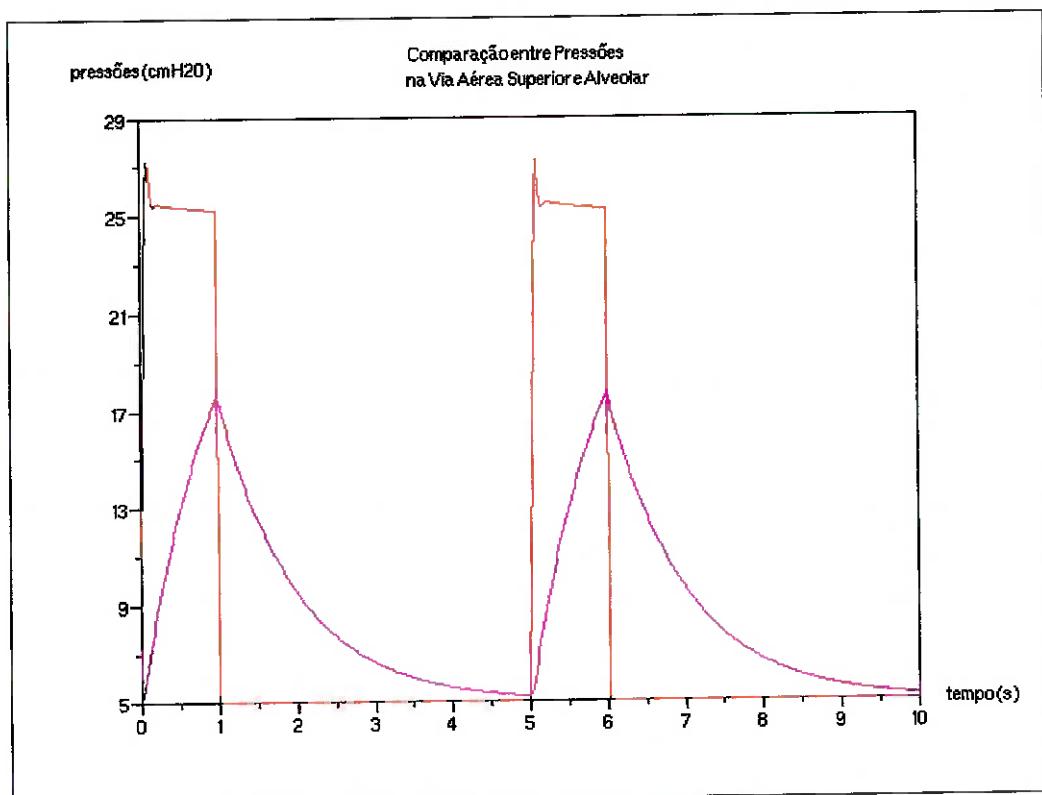


Figura 21 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa) em PCV, R=20 cmH₂O/L/s, C=0,050L/cmH₂O

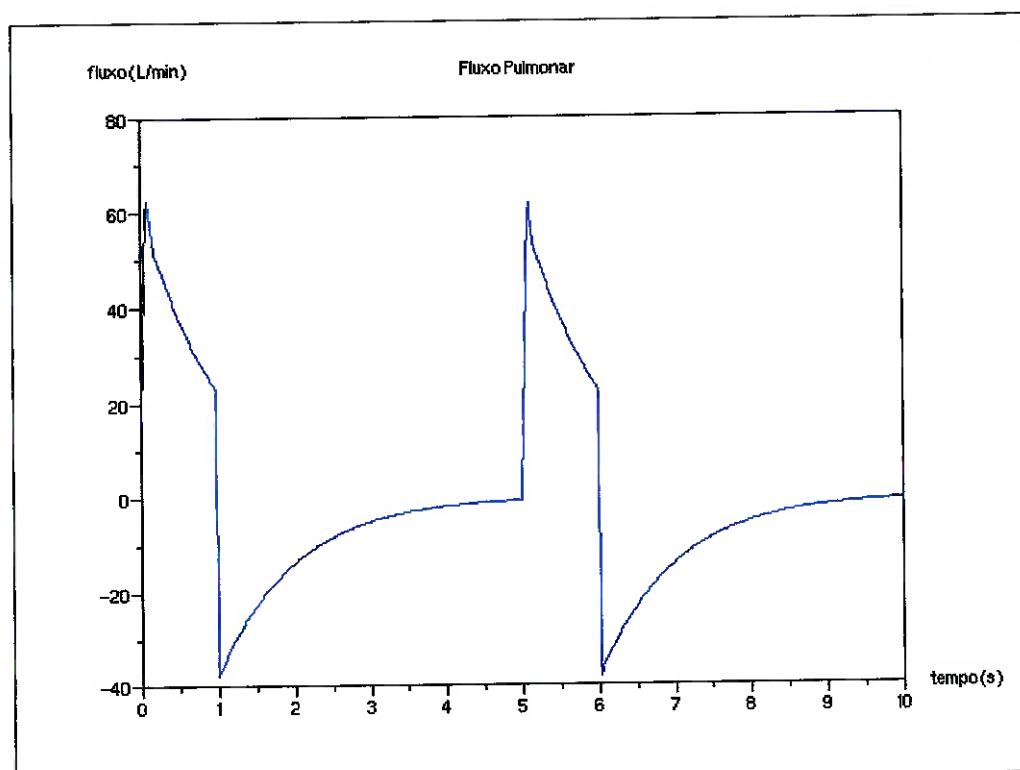


Figura 22 – Fluxo em PCV, R=20 cmH₂O/L/s, C=0,050L/cmH₂O

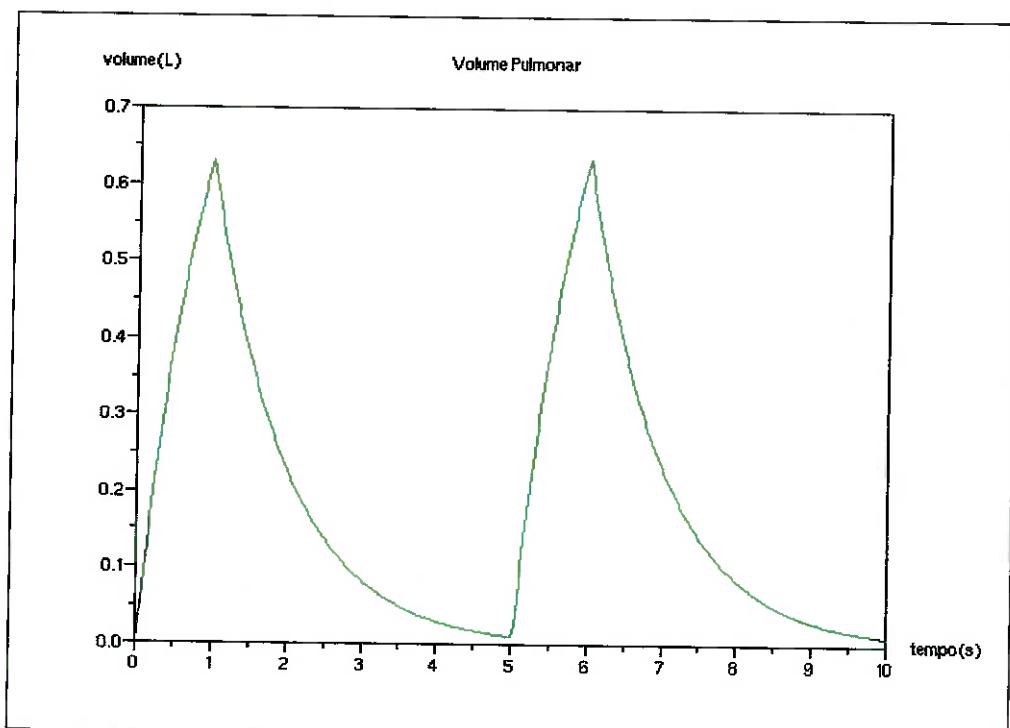


Figura 23 – Volume em PCV, R=20 cmH₂O/L/s, C=0,050L/cmH₂O

8.3. Análise das Validações

Foi possível verificar que o modelo escolhido simula satisfatoriamente o sistema pulmão mais ventilador pulmonar, de acordo com os dados da literatura utilizada como referência. Através da simulação discreta é possível monitorar as seguintes variáveis: fluxo, pressão na via aérea superior, pressão alveolar e volume. Além disso, é possível notar a diferença entre a pressão alveolar e a pressão aplicada pelo ventilador, causada pela resistência da via aérea.

A validação do modelo de 2 pulmões também foi feita tanto para VCV como para PCV, considerando valores iguais de complacência para cada pulmão e a soma deles a complacência total do modelo de referência. Os resultados não estão apresentados aqui, pois foram equivalentes ao modelo de 1 pulmão.

8.4. Casos de Estudo

Os casos de estudo foram desenvolvidos para testar o desempenho dos controladores frente a diferentes condições que podem ocorrer na prática clínica, considerando o paciente com SARA. Como o usual é ventilar estes pacientes com pressão de suporte, ou seja, manter uma pressão constante na via aérea do paciente, todos os casos simulam esta condição.

- **Caso 1:** Modelo de um pulmão com propriedades pulmonares típicas de SARA, resistência de 10cmH₂O/L/s e complacência de 30mL/cmH₂O. Os valores de ventilação desejados são pressão controlada igual a 25cmH₂O, PEEP igual a 5cmH₂O e tempo inspiratório de 1s.
- **Caso 2:** Neste caso, a simulação baseia-se no conceito da variação da complacência, causada pelo recrutamento maciço de alvéolos ao chegar a um valor de pressão crítico, o ponto de inflexão inferior na curva P-V (seção 5.2). Assim, considerou-se o Pflex-inf a uma pressão de 18cmH₂O, (Carvalho, Barbas e Amato, 2000), sendo que a complacência do sistema abaixo deste valor é de 0,01L/cmH₂O e acima, 0,03L/cmH₂O. Os demais parâmetros foram mantidos constantes.
- **Caso 3:** Simula-se o modelo de dois compartimentos com diferentes complacências, mas mantendo o valor da complacência total igual ao valor dos casos anteriores ($C = 0,030\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$). Como a complacência total é a soma da propriedade em cada pulmão, e querendo valores diferentes para cada compartimento, as complacências simuladas são: Pulmão A - $C_a = 0,020\text{ L}/\text{cmH}_2\text{O}$ e Pulmão B - $C_b = 0,010\text{ L}/\text{cmH}_2\text{O}$. Os valores de ventilação foram mantidos iguais.
- **Caso 4:** Modelo de dois pulmões, igual ao anterior, mas os parâmetros de ventilação foram modificados para simular uma manobra de recrutamento alveolar, que exige pressões mais elevadas. A pressão

controlada foi ajustada para 40cmH₂O, a PEEP igual a 10cmH₂O e o tempo inspiratório foi limitado a 1 segundo, pois o foco é no regime transiente do início do ciclo embora manobras de recrutamento alveolar sejam mais longas.

- **Caso 5:** Este caso repete a pressão elevada do recrutamento alveolar, com o modelo de dois pulmões, igual ao anterior, mas com variação de complacência para o pulmão B:
 - Abaixo de 18cmH₂O, C_b=5mL/cmH₂O;
 - Acima de 18cmH₂O, C_b=10mL/cmH₂O.
- **Caso 6:** Neste caso, reduz-se novamente a pressão para 25cmH₂O, com o modelo de dois pulmões, com propriedades pulmonares e parâmetros de ventilação iguais ao caso 4. Entretanto, na metade do tempo inspiratório, é simulada uma oclusão do pulmão B, reduzindo a complacência respectiva a zero, diminuindo a complacência global do sistema subitamente.

A Tabela 4 reúne os parâmetros de cada caso, facilitando a diferenciação entre eles.

Tabela 4 - Parâmetros dos Casos de Estudo

Caso	1	2	3	4	5	6
Parâmetros						
Compartimentos pulmonares	1	1	2	2	2	2
Resistência (cmH ₂ O/L/s)	10	10	10	10	10	10
Complacência A - Ca (L/cmH ₂ O)	-	-	0,02	0,02	0,02	0,02
Complacência B - C _b (L/cmH ₂ O)	0,03	0,01	0,01	0,01	0,005	0,01
Variação da complacência B	não	sim	não	não	sim	sim
Critério de alteração de C _b	-	Pflex-inf	-	-	Pflex-inf	Tins
Valor alterado de C _b (L/cmH ₂ O)	-	0,03	-	-	0,01	0
Pressão de suporte (cmH ₂ O)	25	25	25	40	40	25
PEEP (cmH ₂ O)	5	5	5	10	10	10

9. TÉCNICAS DE CONTROLE

Neste capítulo, são apresentadas as duas técnicas de controle aplicadas na simulação dos casos de estudo propostos, com o objetivo de comparar a resposta transiente de ambas. A primeira técnica é por controlador PID (Proporcional Integrativo Derivativo), estratégia convencional largamente difundida na indústria por sua facilidade de implementação e lecionada em cursos regulares de Controle da graduação em Engenharia Mecânica.

A segunda estratégia é o controle Fuzzy, também chamado de “Lógica Difusa”, que permite que a decisão de controle seja baseada em critérios subjetivos a partir de variáveis lingüísticas como “erro pequeno”, “erro muito grande”, “aumentar pouco”, “aumentar muito”, considerando principalmente o raciocínio humano perante o sistema que se deseja controlar.

A análise do regime transiente será feita através dos seguintes conceitos (Ogata, 1998):

- **Sobressinal máximo (M):** valor máximo de pico da curva de resposta dividido pelo valor final da resposta estável, resulta em porcentagem:

$$M = \frac{P_{máximo} - P_{referência}}{P_{referência}} \quad (9.1)$$

- **Tempo de atenuação:** tempo requerido para que a curva de resposta se mantenha dentro de um intervalo de 2% do seu valor final.
- **Tempo de subida:** tempo requerido para que a curva de resposta atinja 90% do valor ajustado como referência.

9.1. Controle PID

Neste tipo de controle, a saída do controlador para o atuador é calculada a partir das respostas proporcional, integrativa e derivativa em relação a diferença entre o valor de referência e o valor apresentado pelo sistema (erro) da variável que se pretende controlar.

Neste trabalho, para se manter a não linearidade dos modelos, foi utilizada a implementação discreta, através da equação apresentada no capítulo 8:

$$x(u+1) = x(i) + \left(kp + \left(\frac{ki \cdot \Delta t}{2} \right) \right) \cdot e(i) + \left(\left(\frac{ki \cdot \Delta t}{2} \right) + kp - \left(\frac{2 \cdot kd}{\Delta t} \right) \right) \cdot e(i-1) + \left(\frac{kd}{\Delta t} \right) \cdot e(i-2) \quad (8.13)$$

sendo x – variável de controle (deslocamento da válvula de fluxo), e – erro entre a referência ajustada e o valor medido, kp – ganho proporcional, ki – ganho integral, kd – ganho derivativo, Δt – intervalo de tempo discreto.

O diagrama de blocos esquemático deste controlador está na Figura 24.

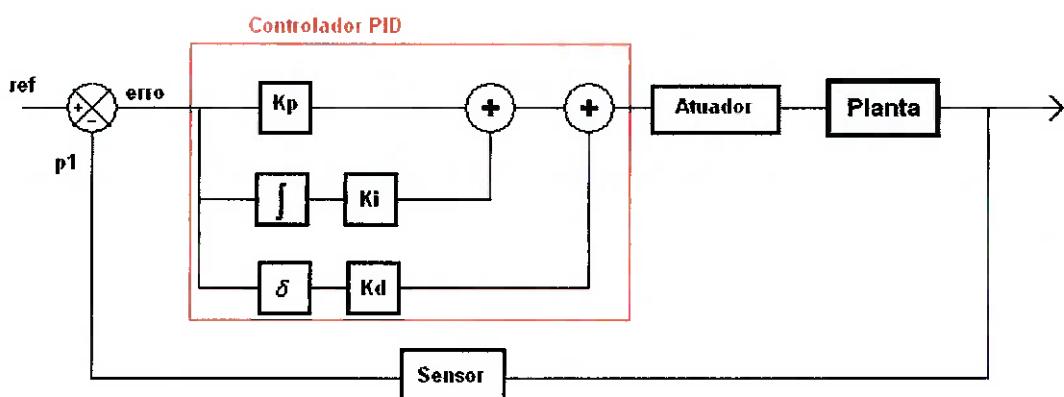


Figura 24 - Diagrama de Blocos do Controlador PID

Os ganhos do controlador PID podem alterar o comportamento do sistema:

- **Ganho proporcional:** determina a relação da resposta de saída do controlador com o erro. Em geral, aumentando-se o ganho proporcional, aumenta-se a velocidade de resposta do sistema. Todavia, valores muito altos de ganho proporcional podem levar o sistema à oscilação e à instabilidade.
- **Ganho integrativo:** relaciona a saída do controlador a integral do erro. A componente integrativa irá aumentar se o erro for maior que zero, diminuir se ele for menor que zero. O ganho integrativo pode evitar a presença de “steady-error” ou o erro em regime permanente do sistema. Contudo, se o ganho integrativo for muito pequeno, pode levar o sistema à oscilação crescente ou decrescente e até à instabilidade do sistema

- **Ganho derivativo:** relaciona a saída do controlador a variação do erro, o que permite uma maior sensibilidade do controlador. Assim, o controle pode corrigir o sistema que apresenta aumento rápido do erro, sem que o próprio erro atinja valores muito grandes. Essa ação prévia permitida pelo ganho derivativo tende a aumentar a estabilidade do sistema. Entretanto, este ganho é muito sensível à presença de ruídos advindos do sensor, o que pode tornar o sistema instável.

Os ganhos neste estudo foram ajustados por tentativa e erro de forma que o Caso 1 obtivesse os menores valores de sobressinal e tempo de atenuação possíveis, sendo mantidos iguais para os demais casos:

Proporcional - $k_p = 0,16$;

Integrativo - $k_i = 0,735$;

Derivativo - $k_d = 0,0022$.

9.2. Controle Fuzzy⁹

“O controle Fuzzy é uma metodologia para representar, manipular e implementar o conhecimento heurístico humano de como controlar um sistema.” (Passino e Yurkovich, 1998).

Um exemplo simples de aplicação da lógica Fuzzy é o controle de ar-condicionado que deve manter a temperatura em 24°C. Num controle convencional, como o PID, se a temperatura estiver 24,2°C, o ar-condicionado voltará a funcionar para diminuir este valor até o ajustado, embora essa diferença seja pouco sensível para o usuário. Pela lógica Fuzzy, o controlador poderia identificar a temperatura 24,2°C como correta, ou seja, possuindo alto grau de pertinência ao grupo dos valores muito próximos ao ajuste, não decidindo pela ligação do ar-condicionado ainda. Por outro lado, a temperatura de 25°C pode ser classificada como pouco superior ao ajuste, com baixa pertinência para o grupo de valores corretos e com alta pertinência para o grupo de valores pouco superiores ao ajustado. Assim, o

⁹ Para uma explicação mais completa de como implementar um controlador Fuzzy, utilizar o livro “Fuzzy Control” de Passino e Yurkovich., ver referências bibliográficas.

controlador poderia decidir por ligar o ar-condicionado, mas com baixa potência, pois o valor já está próximo ao desejado.

A lógica Fuzzy imita o raciocínio humano, a medida que permite que cada valor de entrada do controlador e de saída para o atuador seja classificado dentro de variáveis lingüísticas, como “muito próximo”, “pouco superiores”, “alto”, “baixo” e inferindo regras por vezes subjetivas, que dependem do conhecimento do sistema e experiência de quem projeta o controlador.

O controlador Fuzzy possui quatro componentes principais:

- O conjunto de regras, que diz como é melhor controlar o sistema. Este conjunto baseia-se no conhecimento do especialista ou conhecedor do sistema e é formado por variáveis lingüísticas: “se a temperatura for pouco superior, então ligar o ar-condicionado com baixa potência”. Sua estrutura é “se *premissa*, então *conseqüência*”;

- O mecanismo de inferência, que avalia quais regras de controle são relevantes para o aquele instante e que decide qual deve ser a saída de controle. Este mecanismo diz “como 25°C possui 20% de grau de pertinência ao grupo de valores corretos e 80% ao grupo de valores pouco superiores, assim, a saída é a ponderação do que diz as conseqüências a respeito do grupo de valores corretos (20%) e do grupo de poucos superiores (80%)”;

- A interface de fuzzificação, que modifica a entrada de controle para que ela possa ser interpretada e comparada ao conjunto de regras. A fuzzificação, por exemplo, diz que “25°C é um valor pouco superior ao ajustado” ;

- A interface de desfuzzificação, que converte as conclusões do mecanismo de inferência para obter uma saída compatível ao atuador. A desfuzzificação no exemplo pode dizer “ligar com baixa potência significa funcionar com 30% de sua capacidade”.

Qualquer variável do sistema, passível de medição, pode ser utilizada como entrada para o controlador Fuzzy. Entretanto, a análise mais simples é pelo erro entre o valor medido e o valor ajustado para determinada característica do sistema. Mas, assim como o controlador PID, o controlador Fuzzy pode ter suas decisões baseadas também na integral e na derivada do erro, como no exemplo “se o erro for pouco

negativo, mas a variação do erro for muito positiva, atuar fortemente no sistema”, o que impede que o erro atinja valores elevados. Assim, a lógica fuzzy pode implementar controladores dos tipos PD, PI ou PID.

Neste projeto de ventilador pulmonar, a variável de controle escolhida é a pressão na via aérea (p_1) e a atuação do controle é na variação percentual da abertura da válvula de fluxo (Δx).

Para testar a melhor alternativa para o ventilador pulmonar, foram implementados os seguintes controladores seguindo a lógica fuzzy, de forma discreta:

- PD, que considera o erro e a variação do erro como entradas para as premissas, sendo estes definidos da seguinte forma:

$$e(i) = ref - p_1(i) \quad (9.2)$$

Sendo $e(i)$ – erro em dado instante de tempo, ref – pressão de suporte ajustada pelo usuário e $p_1(i)$ – pressão na via aérea em dado instante de tempo.

$$\delta e(i) = e(i) - e(i-1) \quad (9.3)$$

Sendo $\delta e(i)$ – variação do erro em dado instante de tempo, $e(1)$ – erro no dado instante de tempo, $e(i-1)$ – erro no instante anterior.

O diagrama de blocos deste controlador Fuzzy PD está na Figura 25.

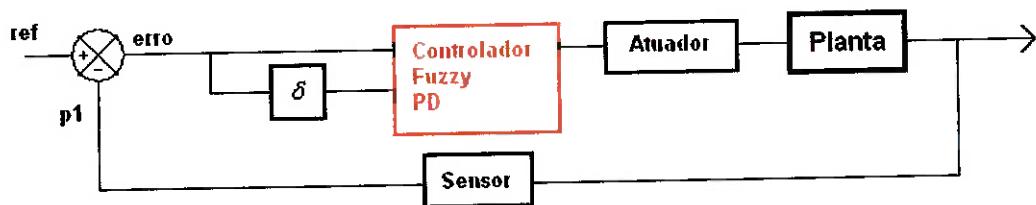


Figura 25 - Diagrama de blocos do Controlador Fuzzy PD

- PI, considerando o erro, definido na equação 9.2, e na integral do erro como entradas para o controlador, sendo este definido como:

$$\sum e(i) = \sum e(i-1) + e(i) \cdot \Delta t \quad (9.4)$$

Sendo $\sum e(i)$ - integral discreta do erro (somatória) em dado instante do tempo, $\sum e(i-1)$ - integral discreta do erro no instante anterior, $e(i)$ – erro no dado instante do tempo e Δt – intervalo de discretização do sistema.
O diagrama de blocos deste controlador Fuzzy PD está na Figura 26.

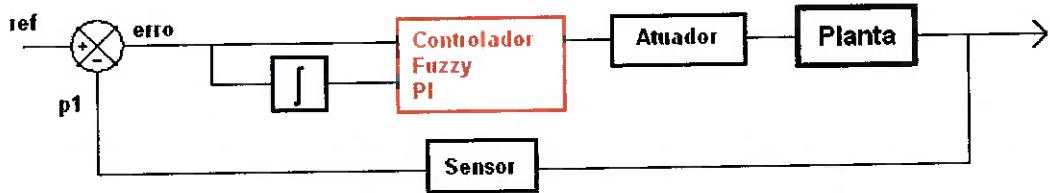


Figura 26 - Diagrama de blocos do Controlador Fuzzy PI

- PID, considerando o erro, a derivada e a integral do erro como as 3 entradas para o controlador Fuzzy, definidos nas equações 9.2, 9.3 e 9.4.

O diagrama de blocos deste controlador Fuzzy PID está na Figura 27.

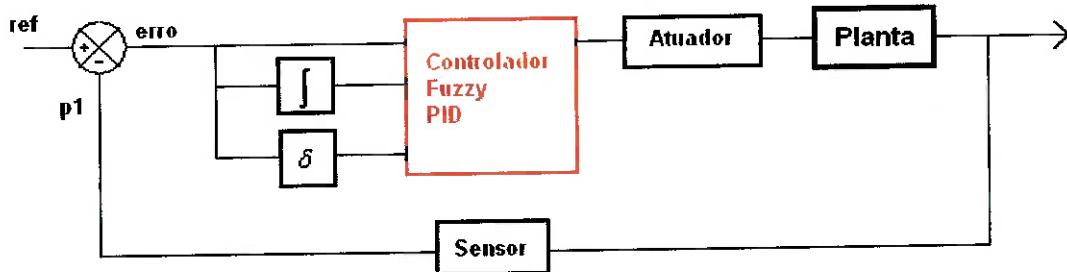


Figura 27 - Diagrama de blocos do Controlador Fuzzy PID

- PID relativo, em que a definição do erro foi normalizada a fim de considerar as diferenças de ajuste do usuário (alterações no ponto de referência), mantendo as definições de variação e integral do erro:

$$\bar{e}(i) = \frac{ref - p1(i)}{ref - peep} \quad (9.5)$$

Sendo $\bar{e}(i)$ - erro normalizado e (ref-peep) o erro do sistema no início da fase inspiratória, e, geralmente, o máximo valor de erro. O diagrama de blocos é equivalente ao do Fuzzy PID, Figura 27.

O primeiro passo para a formulação do controlador Fuzzy é estabelecer quais as variáveis lingüísticas que serão utilizadas no conjunto de regras. No caso do ventilador pulmonar deste estudo, são três as possíveis entradas: “erro” (normalizado ou não), “variação do erro” e “integral do erro” e uma saída: “variação na abertura da válvula”, sendo todas variáveis no tempo.

Para os controladores PD e PI do ventilador pulmonar, foram escolhidas 11 “valores lingüísticos” para classificar as variáveis de entrada:

- Muitíssimo negativo - MSN;
- Muito negativo - MN;
- Negativo – N
- Pouco negativo – PN;
- Pouquíssimo negativo – PSN;
- Zero – Z;
- Pouquíssimo positivo – PSP;
- Pouco positivo – PP;
- Positivo – P;
- Muito positivo – MP;
- Muitíssimo positivo – MSP.

A variável de saída também foi classificada em 11 valores lingüísticos, por simplicidade relacionadas a números que significam a variação percentual da abertura da válvula de fluxo:

- Abrir muitíssimo: +1;
- Abrir muito: +0,8;
- Abrir: +0,6;
- Abrir pouco: +0,4;
- Abrir pouquíssimo: +0,2;
- Manter posição: 0;
- Fechar pouquíssimo: -0,2;

- Fechar pouco: -0,4;
- Fechar: -0,6;
- Fechar muito: -0,8;
- Fechar completamente: -1,0.

Para este estudo, foi estabelecido o mesmo conjunto de regras, tanto para o controlador PD como o PI, com base nas seguintes idéias gerais:

- Se o erro é positivo e a variação de erro (integral do erro) é positiva, deve-se aumentar a abertura da válvula;
- Se o erro é negativo e a variação de erro (integral do erro) é positiva, deve-se aumentar ou diminuir a abertura da válvula, dependendo do valor das variáveis de entrada, mas sempre de forma suave;
- Se o erro é positivo e a variação de erro (integral do erro) é negativa, deve-se aumentar ou diminuir a abertura da válvula, dependendo do valor das variáveis de entrada, mas sempre de forma suave;
- Se o erro é negativo e a variação de erro (integral do erro) é negativa, deve-se diminuir a abertura da válvula.

Com base nos 11 valores lingüísticos definidos, existem na realidade 121 regras, resumidas na seguinte Tabela 5:

Tabela 5 - Matriz do Conjunto de Regras para Controladores Fuzzy PD e PI

Atuação da válvula		Erro										
		MSN	MN	N	PN	PSN	Z	PSP	PP	P	MP	MSP
Variação (Integral) do Erro	MSN	-1	-1	-0,8	-0,8	-0,6	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0
	MN	-1	-0,8	-0,8	-0,6	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2
	N	-0,8	-0,8	-0,6	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2
	PN	-0,8	-0,6	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2	0,4
	PSN	-0,6	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2	0,4	0,4
	Z	-0,6	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2	0,4	0,4	0,6
	PSP	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2	0,4	0,4	0,6	0,6
	PP	-0,4	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2	0,4	0,4	0,6	0,6	0,8
	P	-0,2	-0,2	0	0,2	0,2	0,4	0,4	0,6	0,6	0,8	0,8
	MP	-0,2	0	0,2	0,2	0,4	0,4	0,6	0,6	0,8	0,8	1
	MSP	0	0,2	0,2	0,4	0,4	0,6	0,6	0,8	0,8	1	1

Para os controladores PID, cujas premissas são baseadas em 3 variáveis formando um conjunto de regras em 3 dimensões (tensor), o sistema foi abreviado a

fim de restringir o tempo computacional. Tanto o erro como para a variação, foram atribuídas 5 variáveis lingüísticas:

- Muito negativo - MN;
- Negativo – N
- Zero – Z;
- Positivo – P;
- Muito positivo – MP;

Para a integral do erro, decidiu-se por atribuir somente 3 variáveis lingüísticas:

- Negativo – N
- Zero – Z;
- Positivo – P;

Por fim, para a variável de saída, variação da abertura da válvula de fluxo, foram atribuídas 9 variáveis lingüísticas, de forma a obter um comportamento suave da válvula:

- Abrir muitíssimo: +1;
- Abrir muito: +0,75;
- Abrir: +0,5;
- Abrir pouco: +0,25;
- Manter posição: 0;
- Fechar pouco: -0,25;
- Fechar: -0,5;
- Fechar muito: -0,75;
- Fechar completamente: -1,0.

O conjunto de regras associado aos controladores PID estão em Tabela 6, Tabela 7 e Tabela 8:

Tabela 6 - Tensor do Conjunto de Regras dos Controladores PID para Integral do Erro Negativa

Atuação da válvula		Integral do Erro Negativa				
		Erro				
Variação do Erro	MN	-1	-1	-0,75	-0,25	0
	N	-1	-0,75	-0,25	0	0,25
	Z	-0,75	-0,5	0	0,25	0,25
	P	-0,5	0	0,25	0,25	0,5
	MP	0	0,25	0,25	0,5	0,75

Tabela 7 - Tensor do Conjunto de Regras dos Controladores Fuzzy PID para Integral do Erro Nula

Atuação da válvula		Integral do Erro Nula				
		Erro				
Variação do Erro	MN	-1	-0,75	-0,5	-0,25	0
	N	-0,75	-0,5	-0,25	0	0,25
	Z	-0,5	-0,25	0	0,25	0,5
	P	-0,25	0	0,25	0,5	0,75
	MP	0	0,25	0,5	0,75	1

Tabela 8 - Tensor do Conjunto de Regras dos Controladores Fuzzy PID para Integral do Erro Positiva

Atuação da válvula		Integral do Erro Positiva				
		Erro				
Variação do Erro	MN	-0,75	-0,5	-0,25	-0,25	0
	N	-0,5	-0,25	-0,25	0	0,5
	Z	-0,25	-0,25	-0,25	0,5	0,75
	P	-0,25	0	0,25	0,75	1
	MP	0	0,25	0,75	1	1

Depois de definidas as variáveis de controle e o conjunto de regras, o passo seguinte é quantificar as variáveis lingüísticas de forma a automatizar as regras de controle. Para tanto, são definidas funções de pertinência, que quantificam o grau de pertinência de cada valor de entrada a uma variável lingüística, com valores sempre entre 0 e 1. Este grau de pertinência diz quão certa é a classificação daquele valor

naquela variável lingüística. Na Figura 28, estão exemplos de possíveis formatos das funções de pertinência:

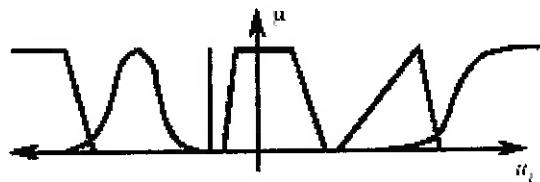


Figura 28 - Tipos de funções de pertinência, sendo u - variável de entrada e μ - grau de pertinência

As funções de pertinência podem possuir regiões em comum, como mostrado na Figura 29 para funções triangulares. Segundo esta figura, o valor de erro -0,25 tem grau de pertinência 0,5 para o valor lingüístico “zero” e 0,5 para “pouco negativo”. Uma interpretação para esta condição seria: existe 50% de certeza desse valor de erro ser zero e 50% de certeza de ele ser pouco negativo. Este processo de associar graus de pertinência a uma variável de entrada é chamado de fuzzificação.

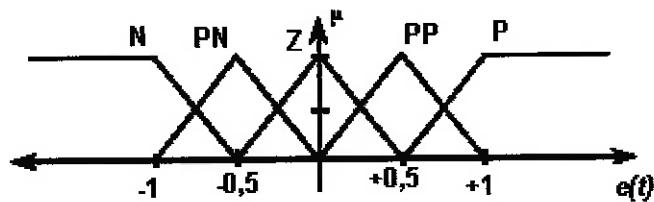


Figura 29 - Funções de pertinência para o erro de um caso qualquer

Para o ventilador pulmonar, foram utilizadas funções triangulares como da Figura 29, mas expandidas para abranger 5 valores lingüísticos positivos e 5 negativos, além do zero, nos controladores PD e PI, 4 valores positivos e 4 valores negativos para erro e variação do erro e condensadas para apenas 3 valores lingüísticos para a integral do erro nos controladores PID. Como evidencia o gráfico da figura anterior, acima ou abaixo dos valores limites (-1 e +1), as entradas são sempre muitíssimo positivas ou muitíssimo negativas, respectivamente.

Os valores que determinam o centro das funções de pertinência (quando elas atingem seu valor máximo, ou seja, μ igual a 1) podem ser modificadas por ganhos, que alteram proporcionalmente a escala. Ou seja, no caso da figura anterior, se o

ganhos foram de 0,5, dividimos o centro destas funções de pertinência por este valor. Assim, as funções de pertinência passam a seguir a Figura 30:

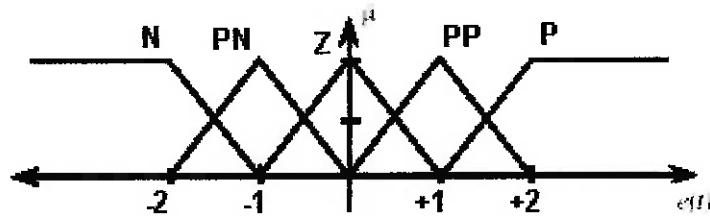


Figura 30 - Funções de pertinência para o erro de um exemplo, com ganho 0,5

Para as três variáveis de entrada dos controladores fuzzy PD e PI do ventilador pulmonar, foi seguido o mesmo raciocínio, cada valor lingüístico possuindo um valor proporcional entre -1 e +1 (-1, -0,8, -0,6, -0,4, -0,2, 0, +0,2, +0,4, +0,6, +0,8, +1,0) e cada variável de entrada (erro, integral do erro, variação do erro) está relacionada a um ganho. Alterando o valor do ganho, muda-se a escala de classificação dos graus de pertinência. Esse processo foi realizado por tentativa e erro a fim de conseguir resultados satisfatórios em relação a sobressinal e tempo de atenuação.

Para os controladores PID o processo é equivalente, porém considerando o número de variáveis lingüísticas. No caso do erro e sua variação, os centros das funções de pertinência foram considerados: (-1, -0,5, 0, 0,5, 1) e no caso da integral do erro simplesmente (-1, 0, 1), sendo que estes podem ser modificados pelos valores dos ganhos referentes.

Depois da fuzzificação, aplica-se o mecanismo de inferência para identificar quais regras se aplicam para o determinado instante do sistema e quantificar sua relevância. Para cada par de variáveis de entrada (erro, integral do erro), (erro, variação do erro) ou triade, mais de uma regra pode ser válida. No caso de funções triangulares e duas variáveis, cada variável pode ter até dois graus de pertinência diferentes para duas variáveis lingüísticas, totalizando 4 regras. Para três variáveis, o número máximo nestas condições são 8 regras.

Em seguida, é necessário classificar a certeza da aplicação de cada regra, ou seja, avaliar a certeza da conjunção das premissas identificadas como aplicáveis. Neste projeto, foi utilizado o critério de mínimo entre os graus de pertinência das

premissas, a fim de determinar a relevância da regra formada por elas. Por exemplo, nas premissas “se o erro é positivo e a variação do erro é muitíssima negativa”, supõe-se grau de pertinência para o erro de 0,7 e para a variação do erro de 0,9. Segundo o critério de mínimo, a certeza de aplicação dessa regra é 0,7, o menor valor entre eles.

Esta operação de mínimo faz sentido, pois não se pode ter mais certeza da verdade da conjunção de duas premissas do que de cada premissa individualmente. Assim, com o aumento ou diminuição do menor valor de pertinência das premissas, aumenta-se ou diminui-se a certeza da aplicação da regra em análise.

Por fim, aplica-se a desfuzzificação, de forma a combinar as recomendações de cada regra válida para aquele instante, considerando o grau de relevância de cada uma delas obtido anteriormente. Neste projeto, optou-se pelo método de “centro de gravidade”, que é o mais popular para desfuzzificação. Para melhor explicar, será utilizado o exemplo da Figura 31.

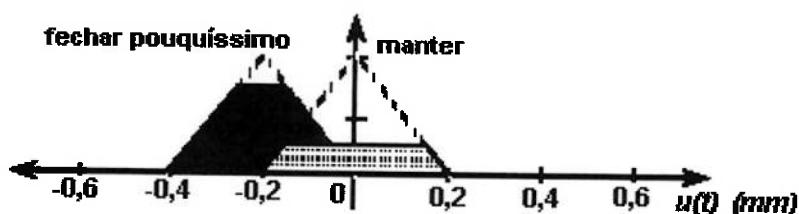


Figura 31 – Exemplo de graus de relevância para recomendações do controlador Fuzzy

Segundo a figura citada, a ação do atuador deve ser fechar pouquíssimo com 70% de certeza e manter a posição da válvula com 30% de certeza. A ponderação de qual decisão tomar será feita através das áreas marcadas que consideram o grau de relevância de cada ação e do centro de gravidade de cada um individualmente (que coincide com o centro da função de pertinência). O centro de gravidade das duas áreas unidas é a decisão tomada, ou seja, a saída do controlador Fuzzy.

Assim, para este exemplo, conclui-se que a válvula deve fechar 18%, ou seja, uma ponderação entre fechar pouquíssimo (20%) e manter a posição (0%), segundo o grau de pertinência de cada regra.

Em resumo, o controlador fuzzy age da seguinte forma:

- as variáveis de entrada (erro, sua integral ou derivada) são relacionadas a um valor lingüístico pelas funções de pertinência;
- verifica-se quais regras estão válidas segundo os valores lingüísticos das variáveis de entrada;
- determina-se a relevância de cada regra, baseada no grau de pertinência de suas premissas;
- recomenda-se uma ação para o atuador, de acordo com a ponderação entre as relevâncias de cada regra.

10. SIMULAÇÕES - PID

Neste capítulo, simula-se o sistema modelado para as condições dos 6 casos descritos, a fim de analisar o comportamento transiente, todos em ventilação controlada a pressão e ciclados a tempo por um controlador PID.

10.1. Caso 1: Simulando SARA

O primeiro caso, que considera as propriedades respiratórias de um paciente com SARA constantes, é o caso de referência deste trabalho para a determinação dos ganhos de todos os controladores, inclusive o PID.

O controlador PID teve seus ganhos ajustados para que apresentasse o menor sobressinal e o menor tempo de atenuação conforme dito anteriormente, sendo obtidos os resultados respectivos: 15,8% ($29,0\text{cmH}_2\text{O}$) e 0,32s. Não foi possível encontrar ganhos que diminuíssem o sobressinal sem o detimento do tempo de atenuação. O gráfico da pressão é apresentado na Figura 32. A Figura 33 e a Figura 34 apresentam respectivamente o erro do sistema e a atuação do controle, por meio da abertura da válvula.

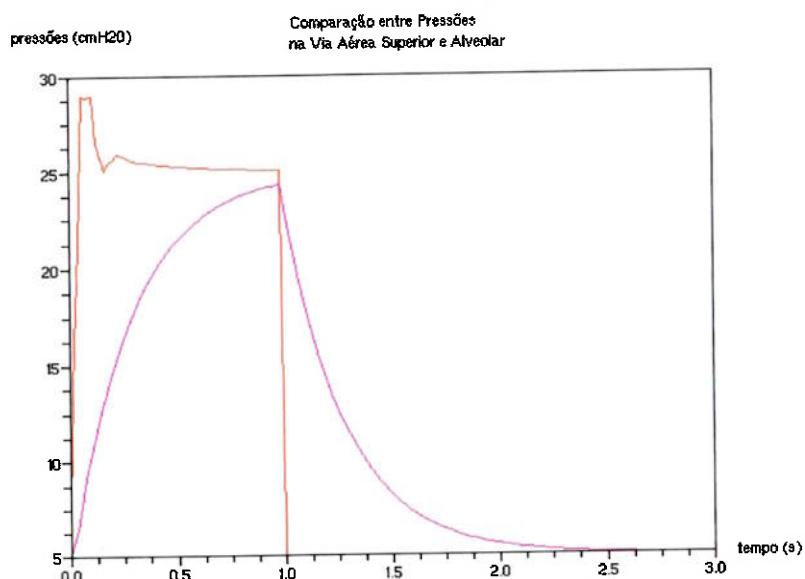


Figura 32 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), PID, $R=10\text{ cmH}_2\text{O/L/s}$, $C=0,030\text{L/cmH}_2\text{O}$

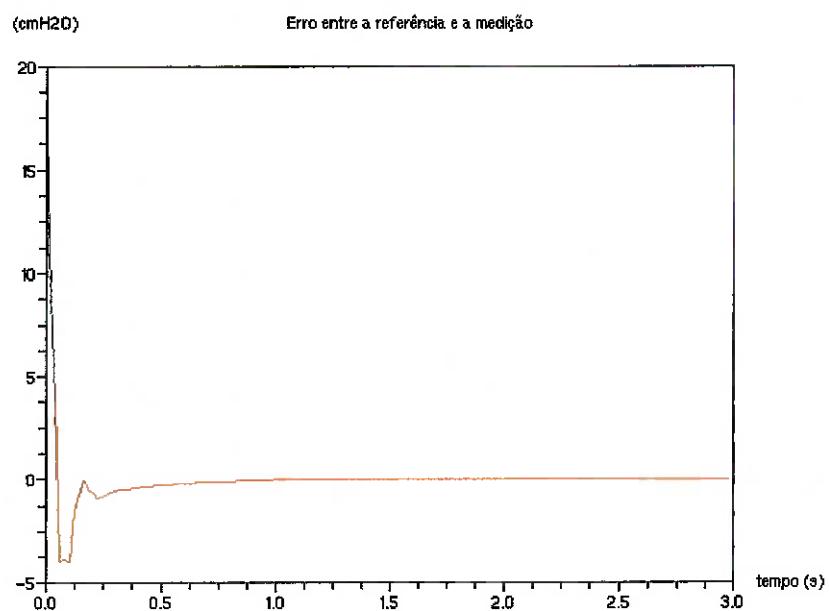


Figura 33 – Erro da Pressão da Via Aérea do Sistema, PID, R=10 cmH₂O/L/s, C=0,030L/cmH₂O

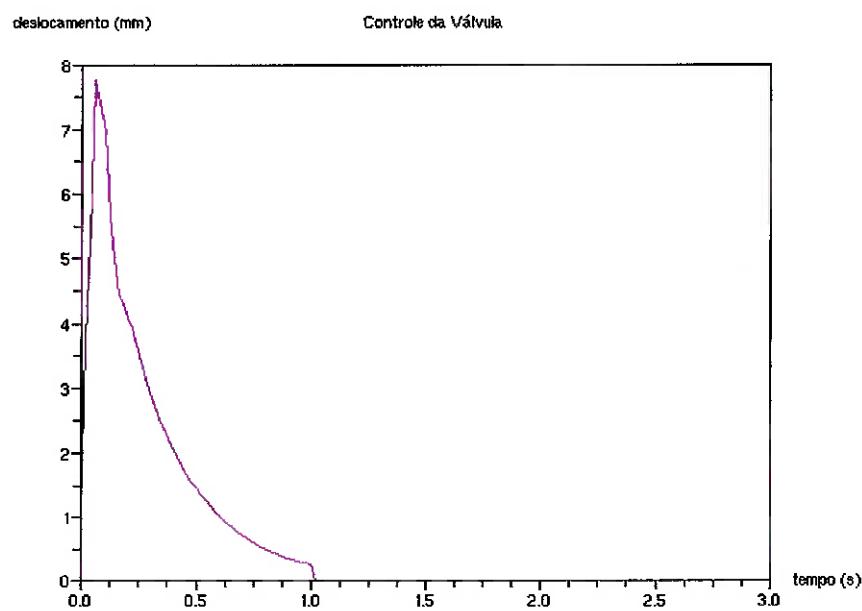


Figura 34 - Abertura da Válvula de Fluxo, PID, R=10 cmH₂O/L/s, C=0,030L/cmH₂O

10.2. Caso 2: Simulando SARA com Variação de Complacência

Neste caso, a simulação baseia-se no conceito da variação da complacência, causada pelo recrutamento de alvéolos em um nível de pressão fisiológico. Neste caso, determinou-se que a complacência do sistema abaixo de 18cmH₂O é de 0,01L/cmH₂O e, acima deste valor de pressão, 0,03L/cmH₂O. Os demais parâmetros foram mantidos constantes.

As simulações, cujo gráfico de pressões está na Figura 35, resultaram num sobressinal de 12,9% (28,2cmH₂O) e num tempo de atenuação de 0,34s, ou seja, sobressinal melhor, mas tempo de atenuação levemente pior que no caso anterior, de complacência constante.

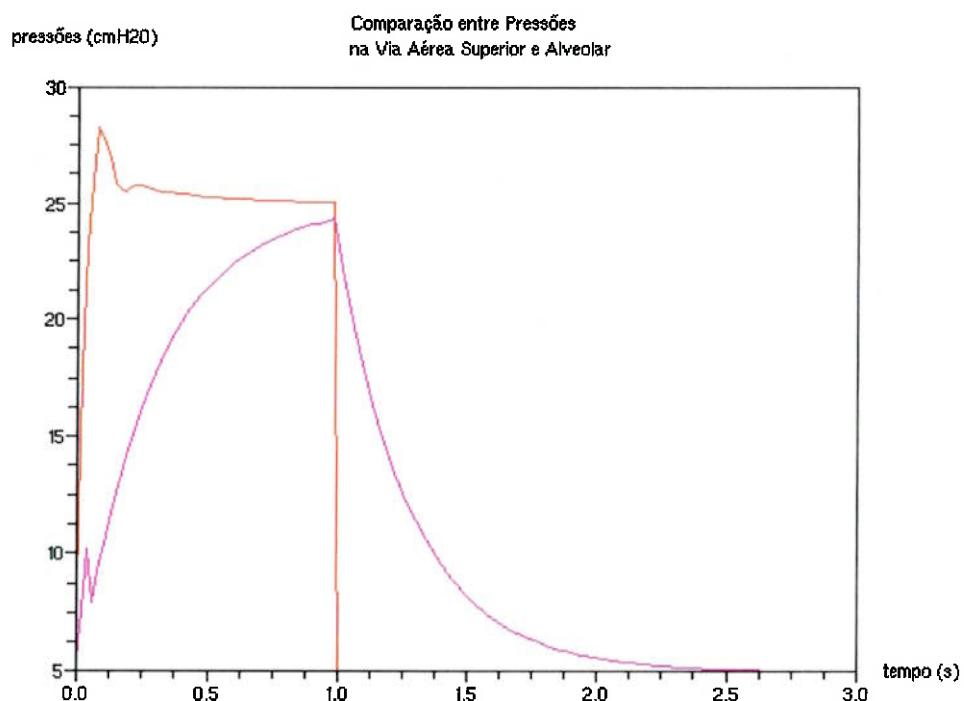


Figura 35 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), PID, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O

10.3. Caso 3: Simulando Sara em Modelo de Dois Pulmões

Neste caso, simulamos o modelo que considera dois compartimentos com diferentes complacências, mas mantendo o valor da complacência total igual ao valor que vem sendo utilizado ($C = 0,030\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$). Como a complacência total é a soma da propriedade em cada pulmão e desejando valores diferentes para cada compartimento, especificou-se os valores de complacência em: Pulmão A - $\text{Ca} = 0,020 \text{ L}/\text{cmH}_2\text{O}$ e Pulmão B - $\text{Cb} = 0,010 \text{ L}/\text{cmH}_2\text{O}$.

Os gráficos referentes a simulação deste caso estão apresentados na Figura 36. O sobressinal encontrado foi de 17,6%, (29,40 cmH₂O), superior ao modelo de 1 compartimento e o tempo de atenuação 0,32.

Como não há resistência própria para cada compartimento, além da resistência na via comum, as pressões em cada pulmão são forçosamente iguais, modificando o volume interno de acordo com a complacência respectiva (ver Figura 37).

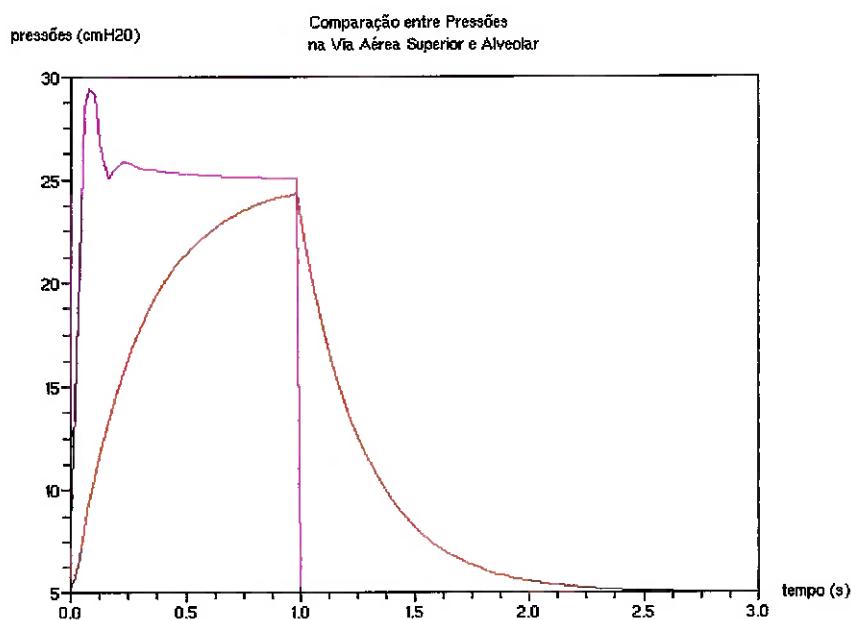


Figura 36 – Pressão na Via Aérea Superior (roxa) e Alveolar para Dois Pulmões (vermelha), PID, Modelo de Dois Pulmões, $R=10\text{cmH}_2\text{O/L/s}$, $\text{Ca}=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, $\text{Cb}=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$

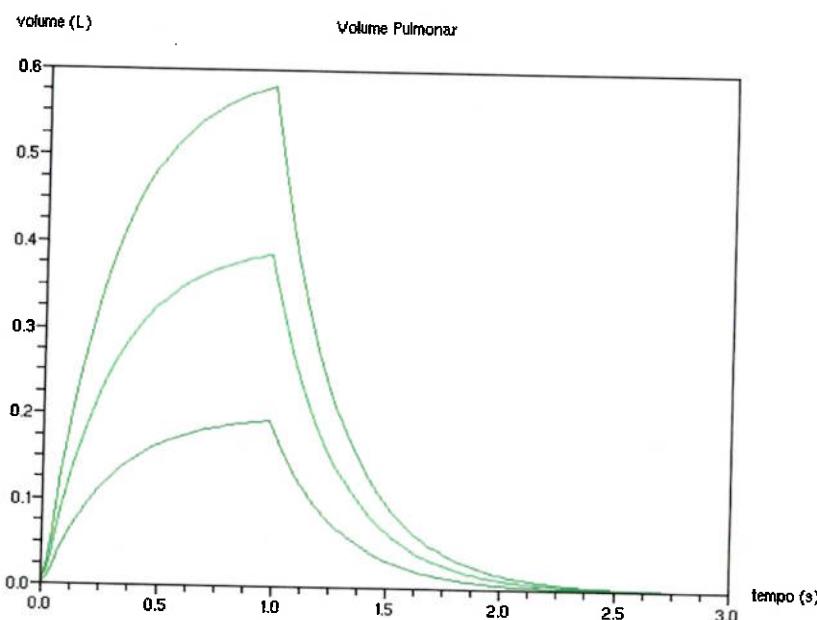


Figura 37 – Volume Total ($C=0,030\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, curva maior), no pulmão A ($\text{Ca}=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, curva intermediária) e no pulmão B ($\text{Cb}=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, curva menor), PID, Modelo de Dois Pulmões, $R=10\text{cmH}_2\text{O/L/s}$

10.4. Caso 4: Simulando SARA com Modelo de 2 Pulmões Submetido a Recrutamento Alveolar

Este caso repete o modelo de dois pulmões simulado no caso anterior, com as mesmas complacências (Pulmão A: $\text{Ca}=0,020\text{ L}/\text{cmH}_2\text{O}$ e Pulmão B: $\text{Cb}=0,010\text{ L}/\text{cmH}_2\text{O}$), contudo submetidos a uma manobra de recrutamento alveolar adaptada. A pressão controlada é 40 cmH₂O, entretanto, o tempo inspiratório será limitado a 1 segundo, pois o foco é a resposta transiente do sistema. A PEEP foi elevada para 10cmH₂O, todos os parâmetros não citados foram mantidos iguais à simulação anterior.

O sobressinal do sistema neste caso foi de 15,7%, valor inferior ao caso 4, mas com pressão de pico absoluta de 46,26cmH₂O (o que seria mais perigoso ao paciente) e tempo de atenuação de 0,34s. O gráfico das pressões referentes a esta simulação está na Figura 38.

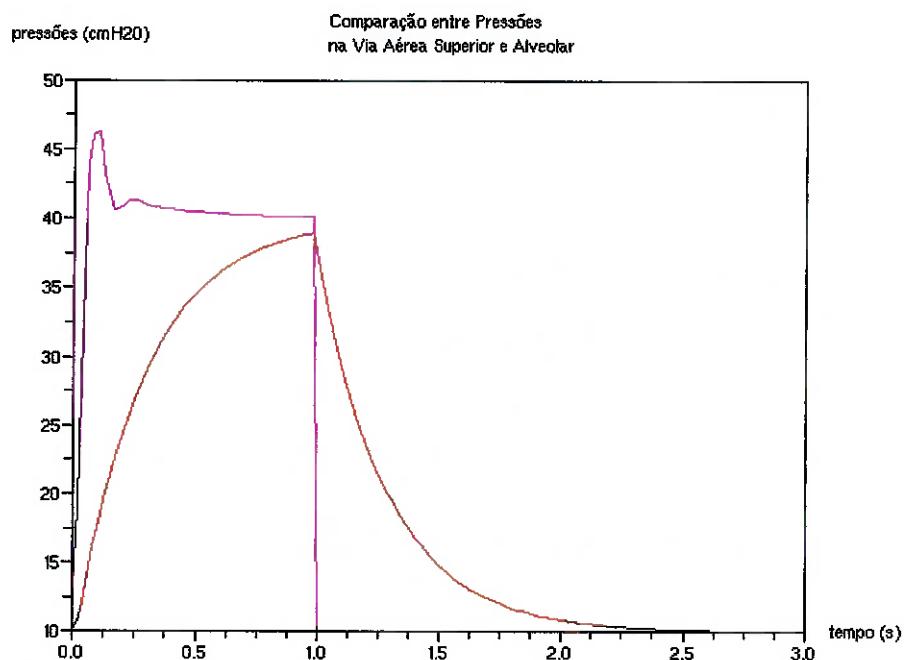


Figura 38 – Pressão na Via Aérea Superior (roxa) e Alveolar para Dois Pulmões (vermelha), Recrutamento Alveolar, PID, Modelo de Dois Pulmões, R=10cmH₂O/L/s, Ca=0,020L/cmH₂O, Cb=0,010L/cmH₂O

10.5. Caso 5: Simulando SARA com Modelo de 2 Pulmões com Complacência Variável Submetido a Recrutamento Alveolar

O caso 5 representa a simulação mais completa neste trabalho do pulmão acometido por SARA: dois compartimentos com complacências diferentes (pulmão A: Ca=0,020L/cmH₂O e pulmão B: Cb=0,010L/cmH₂O), submetidos a pressão característica de recrutamento alveolar (pressão controlada = 40 cmH₂O, PEEP = 10 cmH₂O), sendo que o pulmão B terá sua complacência variável.

O código fonte desta simulação está no Anexo A. São apresentados os gráficos desta simulação nas Figura 39, Figura 40, Figura 41 relativos às pressões, aos volumes e ao erro do sistema, respectivamente.

A oscilação no gráfico de pressão no ramo inspiratório é devida ao modo como a variação de complacência foi imposta ao sistema. O sobressinal do sistema neste caso foi de 17,9%, com pressão de pico de 47,17cmH₂O e tempo de atenuação de 0,32s.

Neste caso, como a complacência do compartimento B modifica-se durante o ciclo, não há equiparação das pressões entre os pulmões pois o fenômeno de transferência de volume entre os dois (pendleluft) não foi modelado pois não há resistências individuais para cada compartimento do pulmão.

Além disso, como a pressão no compartimento A atinge a pressão na via aérea, o fluxo é interrompido e o compartimento B passa a receber o fluxo total, aumentando mais rapidamente o volume no final da fase inspiratória.

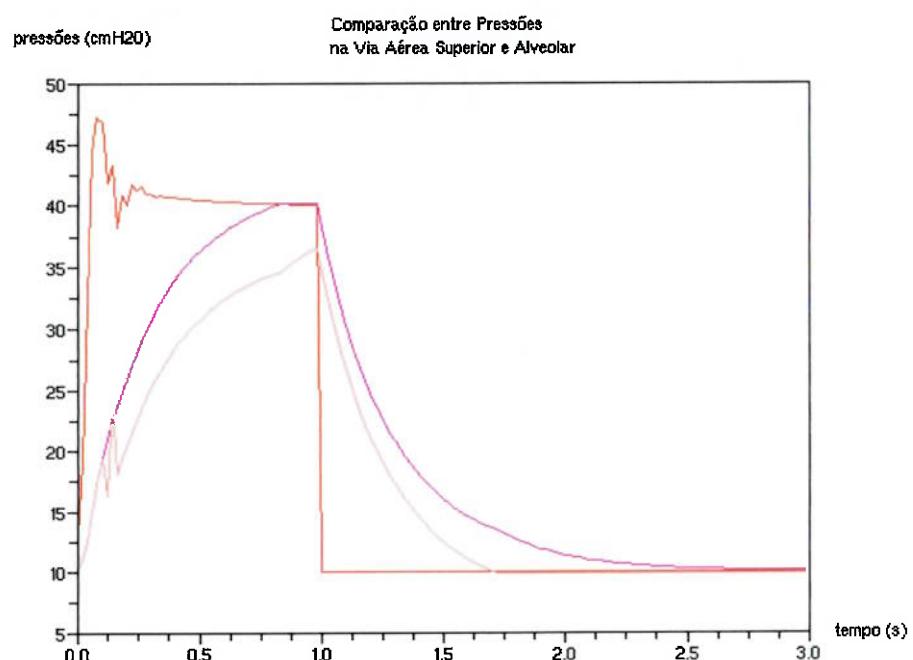


Figura 39 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), PID, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

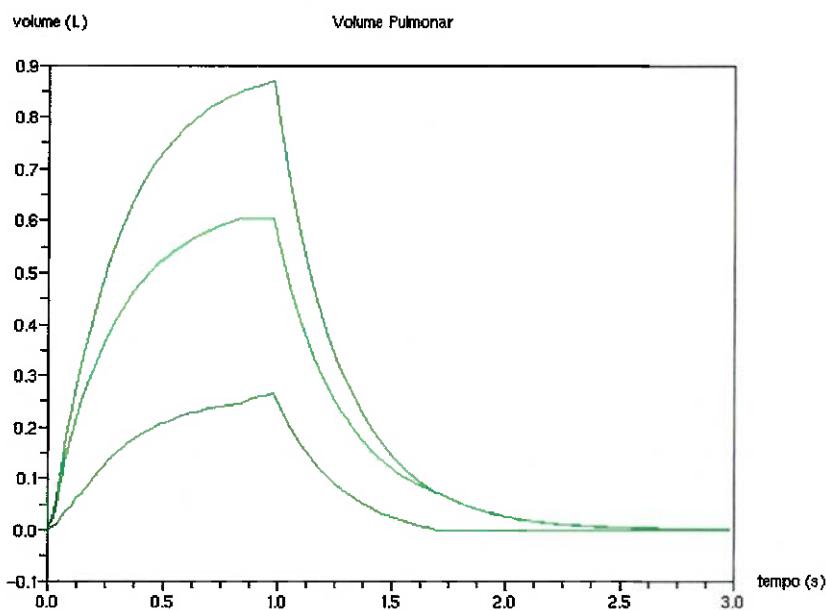


Figura 40 – Volume Total ($C=0,030\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, curva maior), no pulmão A ($C_a=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, curva intermediária) e no pulmão B (C_b variável, curva menor), PID, Modelo de Dois Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

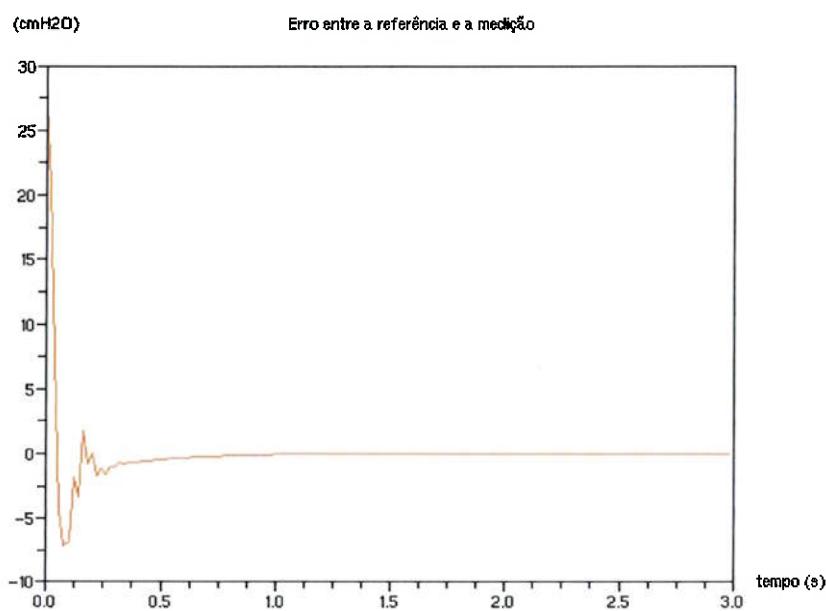


Figura 41 – Erro da Pressão de Via Aérea do Sistema, PID, Modelo de Dois Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

10.6. Caso 6: Simulando SARA com Oclusão Súbita de um dos Pulmões

Este último caso simula a oclusão súbita de um dos pulmões, na metade do tempo inspiratório, realizada através da redução da complacência de um dos compartimentos para zero (pulmão B). Os mesmos parâmetros do caso 3 são simulados neste caso. Os gráficos, pressão, fluxo, erro e controle da válvula, são apresentados em Figura 42, Figura 43, Figura 44 e Figura 45, respectivamente.

Como pode ser visto no gráfico de pressão, ocorre dois pontos de sobressinal: referente ao regime transiente inicial (18% , $29,5\text{cmH}_2\text{O}$) e quando ocorre a oclusão (34% , $33,6\text{cmH}_2\text{O}$). Ao perceber o aumento brusco e rápido no erro, o controlador tenta reverter a situação, permitindo o início da fase expiratória para a segurança do paciente.

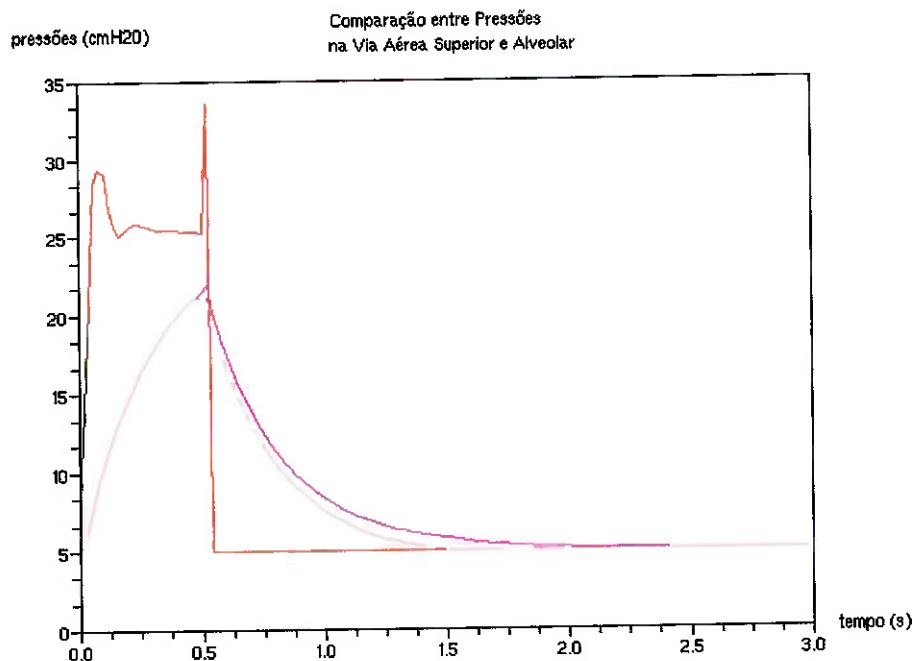


Figura 42 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A ($\text{Ca}=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, roxa), no Pulmão B ($\text{Cb}=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, rosa claro), PID, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B

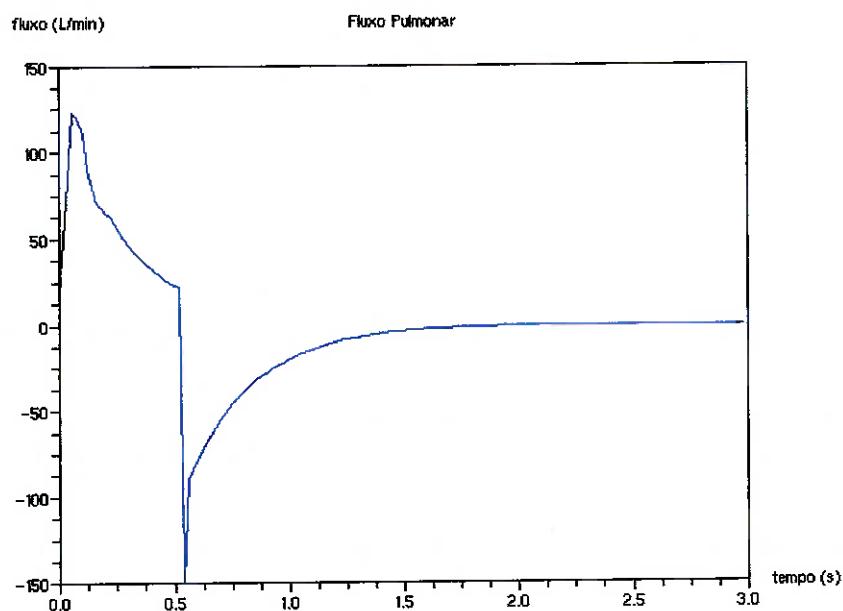


Figura 43 – Fluxo, PID, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B - $R=10 \text{ cmH}_2\text{O/L/s}$, $\text{Ca}=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, $\text{Cb}=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$

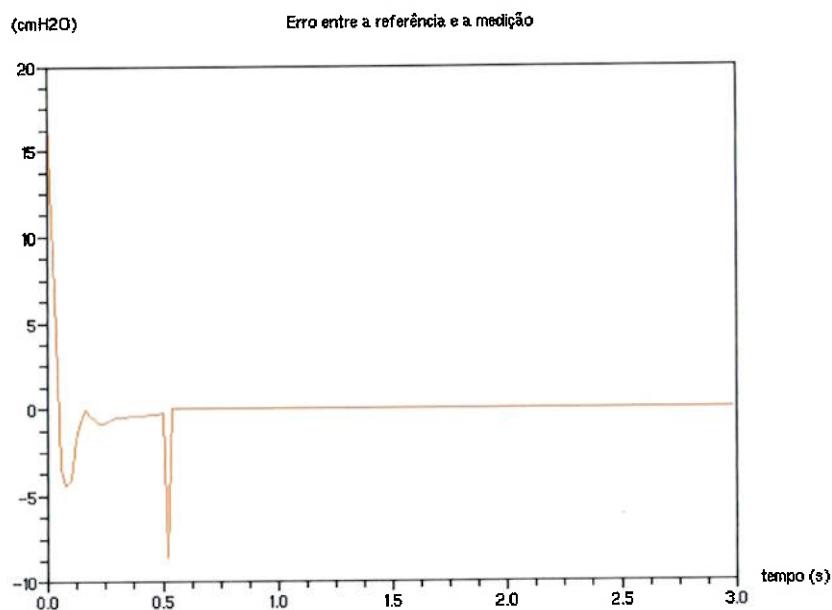


Figura 44 – Erro na Pressão da Via Aérea do Sistema, PID, Modelo de Dois Pulmões com Oclusão do Pulmão B

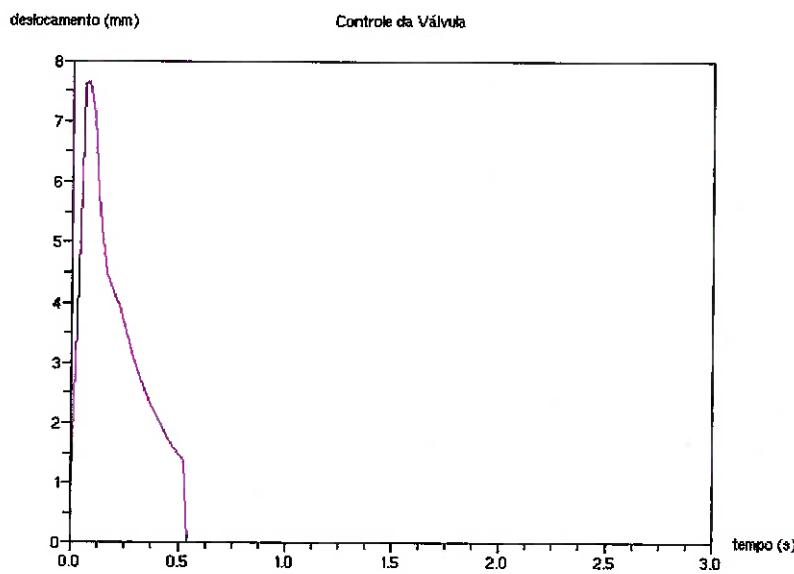


Figura 45 – Controle da Abertura da Válvula do Sistema, PID, Modelo de Dois Pulmões com Oclusão do Pulmão B

10.7. Compilação dos Resultados

Tabela 9 - Compilação das Simulações dos Casos com Controlador PID

Caso	1	2	3	4	5	6
Parâmetros						
Resistência (cmH ₂ O/L/s)	10	10	10	10	10	10
Complacência A - Ca (L/cmH ₂ O)	-	-	0,02	0,02	0,02	0,02
Complacência B - Cb (L/cmH ₂ O)	0,03	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01
Variação da complacência B	não	sim	não	não	sim	sim
Critério de alteração de Cb	-	Pflex-inf	-	-	Pflex-inf	occlusão
Valor alterado de Cb (L/cmH ₂ O)	-	0,01	-	-	0,005	0
Pressão de suporte (cmH ₂ O)	25	25	25	40	40	25
PEEP (cmH ₂ O)	5	5	5	10	10	5
Sobre-sinal (cmH ₂ O)	29,0	28,2	29,4	46,2	47,2	33,6
Sobre-sinal (%)	15,8%	12,9%	17,6%	15,6%	17,9%	34,3%
Tempo de atenuação (s)	0,32	0,34	0,32	0,34	0,32	0,32
Tempo de pico (s)	0,1	0,08	0,08	0,1	0,08	0,52
Tempo de subida (s)	0,06	0,04	0,06	0,06	0,06	0,06
Volume máximo	0,580	0,579	0,580	0,870	0,870	0,500
Erro na final da inspiração (%)	0,21%	0,22%	0,21%	0,21%	0,22%	1,21%

11. SIMULAÇÕES FUZZY

Neste capítulo, são repetidos os casos apresentados no capítulo anterior, porém os controladores são do tipo Fuzzy. Foram implementados 4 controladores Fuzzy: PD, PI, PID e PID relativo, segundo explicado no capítulo 9.

11.1. Controlador Fuzzy PD

Os ganhos, que alteram os valores dos centros das funções de pertinência do controlador forma respectivamente 0,08 para o erro e 0,003 para a sua variação. A compilação dos casos indica uma significativa diminuição no sobressinal, mas alguns casos apresentam erros acima do aceitável para o tempo de atenuação definido (2%).

Tabela 10 - Compilação das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PD

Caso	1	2	3	4	5	6
Parâmetros						
Resistência (cmH ₂ O/L/s)	10	10	10	10	10	10
Complacência A - Ca (L/cmH ₂ O)	-	-	0,02	0,02	0,02	0,02
Complacência B - Cb (L/cmH ₂ O)	0,03	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01
Variação da complacência B	não	sim	não	não	sim	sim
Critério de alteração de Cb	-	Pflex-inf	-	-	Pflex-inf	oclusão
Valor alterado de Cb (L/cmH ₂ O)	-	0,01	-	-	0,005	0
Pressão de suporte (cmH ₂ O)	25	25	25	40	40	25
PEEP (cmH ₂ O)	5	5	5	10	10	5
Sobre-sinal (cmH ₂ O)	25,7	26,01	25,7	46,7	46,6	33,9
Sobre-sinal (%)	2,7%	4,0%	2,7%	16,7%	16,5%	35,4%
Tempo de atenuação (s)	-	-	-	0,34	0,34	-
Tempo de pico (s)	0,12	0,12	0,12	0,12	0,12	0,52
Tempo de subida (s)	0,06	0,06	0,06	0,08	0,08	0,06
Volume máximo (L)	0,590	0,590	0,590	0,870	0,870	0,500
Erro na final da inspiração (%)	2,43%	2,43%	2,43%	1,52%	1,52%	2,43%
					retorno:	0,04

Os casos com baixa pressão (25cmH₂O) possuem pequeno sobressinal, mas um erro constante no regime permanente, como é possível ver na Figura 46 (caso 3). Nos casos de recrutamento alveolar, o sobressinal torna-se muito elevado e há grande oscilação no sistema, como pode ser observado em Figura 47 (caso 5).

Quando ocorre a oclusão, o sistema responde com relativa rapidez a sobrepressão súbita (tempo de retorno, na última linha da tabela), e é facilmente visível a estabilização de pressão no pulmão B, que está fechado, ver Figura 48 (caso 6).

Neste último caso, como já mostrado na simulação de PID, ocorre dois pontos de sobressinal: referente ao regime transiente inicial e quando ocorre a oclusão. O primeiro sobressinal é igual ao caso anterior, porque os parâmetros não foram modificados. O segundo sobressinal é o maior, sendo apresentado na compilação de resultados para este controlador.

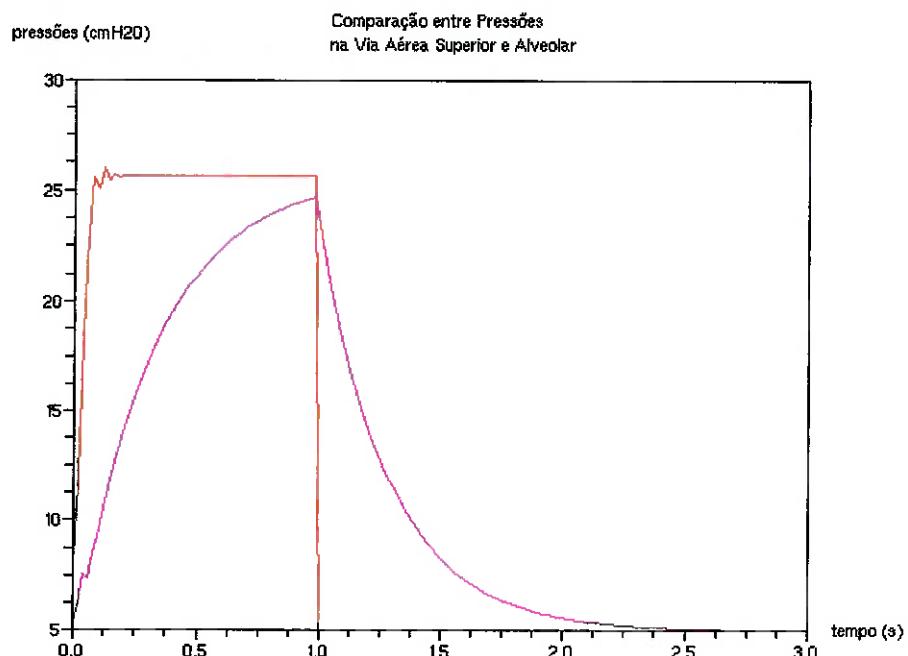


Figura 46 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PD, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O

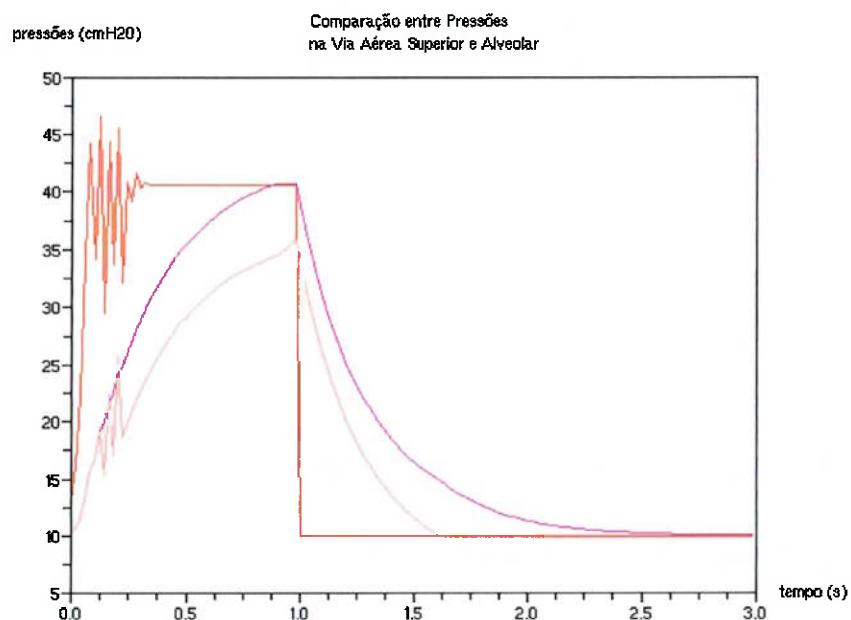


Figura 47 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A ($C_a=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, roxa), no Pulmão B (C_b variável, rosa claro), Fuzzy PD, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

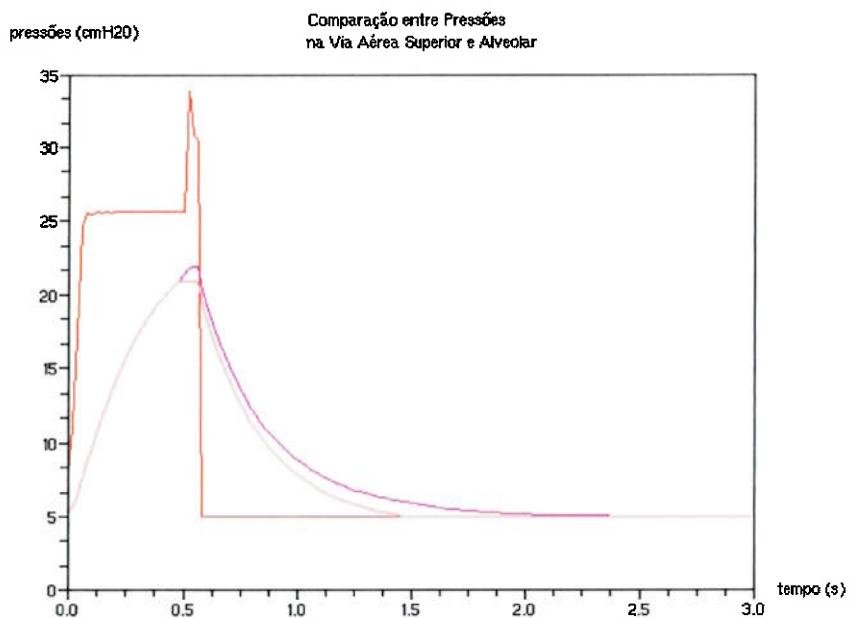


Figura 48 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A ($C_a=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, roxa), no Pulmão B ($C_b=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, rosa claro), Fuzzy PD, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B

11.2. Controlador Fuzzy PI

Os ganhos para o controlador Fuzzy PI foram 0,09 para o erro e 0,08 para a integral do mesmo. Como pode ser visto na Tabela 11, o controlador PI causou sobre-sinais maiores no sistema, entretanto, ele é mais rápido que o PD, apresentando tempos de atenuação menores.

Nos casos de baixa pressão, como no 2, o sistema não apresenta oscilações, descendo lentamente para a referência, ver Figura 49. Para o caso 4, embora a pressão seja alta, o sistema não apresenta muitas oscilações, mas o erro contínuo acima de 2% não permite atingir o tempo de atenuação. Já o caso 5, pela mudança de complacência do pulmão por volta de 18cmH₂O, o sistema fica oscilando fortemente, prejudicando o sobressinal, como pode ser visto em Figura 50.

No caso 6, o retorno (liberação da via aérea para expiração no caso de pressão muito alta) é mais lento que o controlador Fuzzy PD, Figura 51.

Tabela 11 - Compilações das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PI

Caso	1	2	3	4	5	6
Parâmetros						
Resistência (cmH₂O/L/s)	10	10	10	10	10	10
Complacência A - Ca (L/cmH₂O)	-	-	0,02	0,02	0,02	0,02
Complacência B - Cb (L/cmH₂O)	0,03	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01
Variação da complacência B	não	sim	não	não	sim	sim
Critério de alteração de Cb	-	Pflex-inf	-	-	Pflex-inf	oclusão
Valor alterado de Cb (L/cmH₂O)	-	0,01	-	-	0,005	0
Pressão de suporte (cmH₂O)	25	25	25	40	40	25
PEEP (cmH₂O)	5	5	5	10	10	5
Sobre-sinal (cmH₂O)	26,6	27	26,55	42,67	47,72	34,3
Sobre-sinal (%)	6,2%	7,9%	6,2%	6,7%	19,3%	37,2%
Tempo de atenuação (s)	0,54	0,76	0,54	-	0,96	-
Tempo de pico (s)	0,06	0,14	0,06	0,16	0,2	0,52
Tempo de subida (s)	0,06	0,1	0,06	0,1	0,08	0,08
Volume máximo (L)	0,580	0,590	0,580	0,900	0,890	0,080
Erro na final da inspiração (%)	0,53%	1,40%	0,53%	2,48%	1,90%	3,90%
					retorno:	0,06

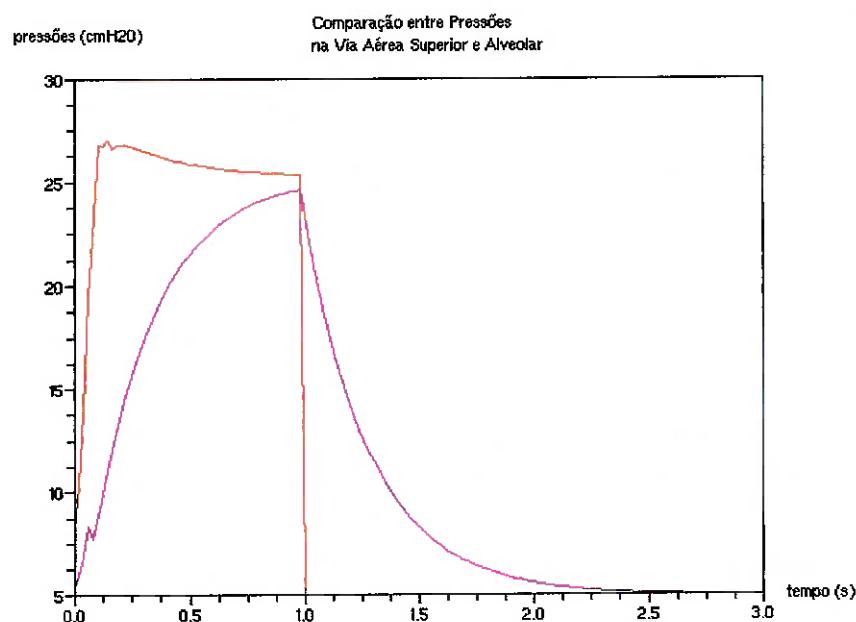


Figura 49 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PI, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O

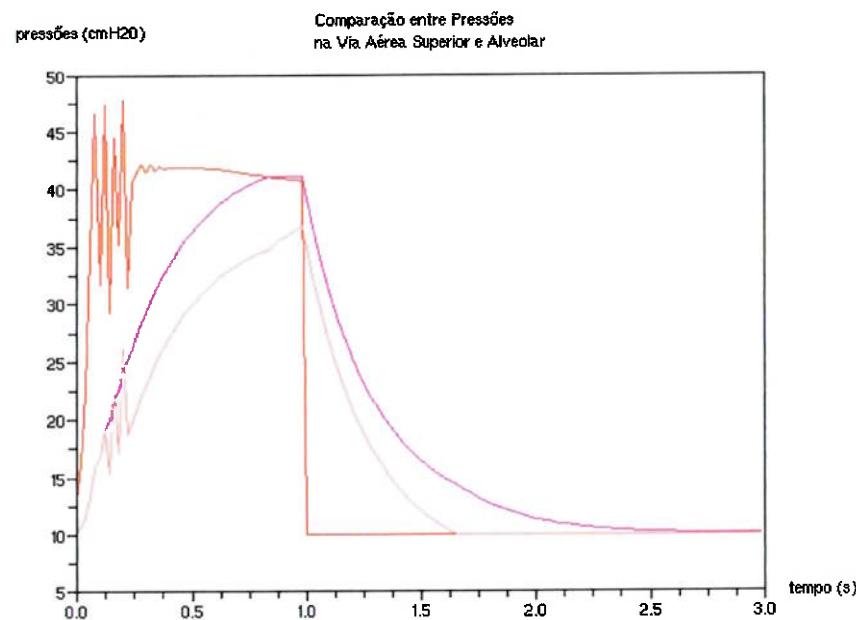


Figura 50 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PI, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

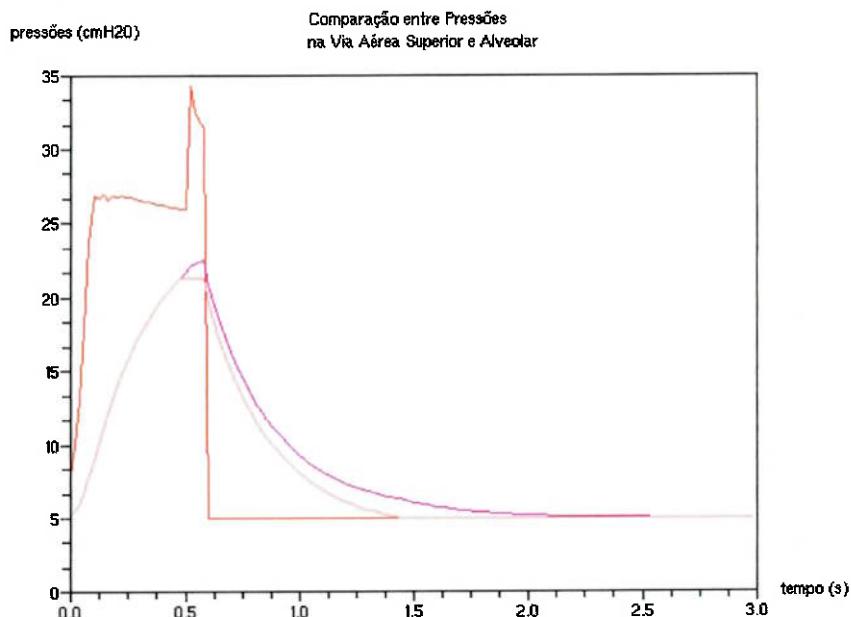


Figura 51 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A ($C_a=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, roxa), no Pulmão B ($C_b=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, rosa claro), Fuzzy PI, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B

11.3. Controlador Fuzzy PID

Este controlador considera os três fatores de tomada de decisão, por isso, é esperado que apresente resultados mais eficientes. Os ganhos para o controlador Fuzzy PID foram 0,12 para o erro e 0,07 para a integral e 0,01 para a variação do erro.

É observável na Tabela 12, que o controlador realmente apresentou valores adequados, baixos valores de sobressinal e de tempo de atenuação, principalmente para baixos valores de pressão. Novamente, o caso 5 apresenta o maior valor de sobressinal, exceto o caso 6 de oclusão, embora o erro no final da inspiração seja realmente pequeno. Os gráficos deste controlador para os casos 2, 5 e 6 estão em Figura 55, Figura 56 e Figura 57 a seguir. O disparo da expirações após a ocorrência de sobre-pressão no caso de oclusão do pulmão B foi mais lento que os casos anteriores.

O código fonte em Scilab do caso 5 forma o anexo B.

Tabela 12- Compilações das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PID

Caso	1	2	3	4	5	6
Parâmetros						
Resistência (cmH₂O/L/s)	10	10	10	10	10	10
Complacência A - Ca (L/cmH₂O)	-	-	0,02	0,02	0,02	0,02
Complacência B - Cb (L/cmH₂O)	0,03	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01
Variação da complacência B	não	sim	não	não	sim	sim
Critério de alteração de Cb	-	Pflex-inf	-	-	Pflex-inf	oclusão
Valor alterado de Cb (L/cmH₂O)	-	0,01	-	-	0,005	0
Pressão de suporte (cmH₂O)	25	25	25	40	40	25
PEEP (cmH₂O)	5	5	5	10	10	5
Sobre-sinal (cmH₂O)	25,4	25,71	25,35	43,83	46,5	33,76
Sobre-sinal (%)	1,4%	2,9%	1,4%	9,6%	16,3%	35,1%
Tempo de atenuação (s)	0,10	0,26	0,10	0,34	0,38	-
Tempo de pico (s)	0,2	0,2	0,2	0,2	0,24	0,52
Tempo de subida (s)	0,1	0,12	0,1	0,12	0,12	0,1
Volume máximo (L)	0,580	0,580	0,580	0,860	0,860	0,500
Erro na final da inspiração (%)	1,30%	1,35%	1,30%	0,34%	0,25%	2,69%
					retorno:	0,12

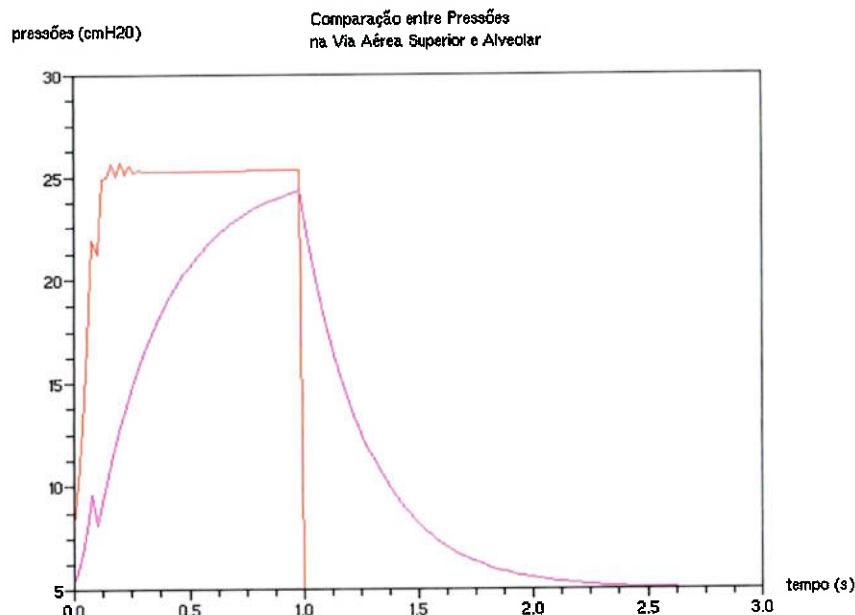


Figura 52 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PID, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O

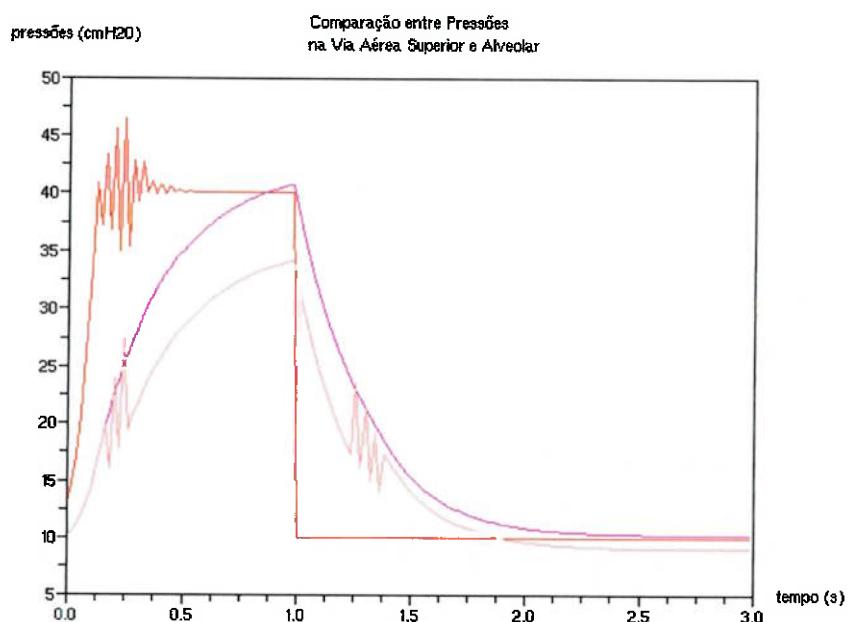


Figura 53 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PID, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

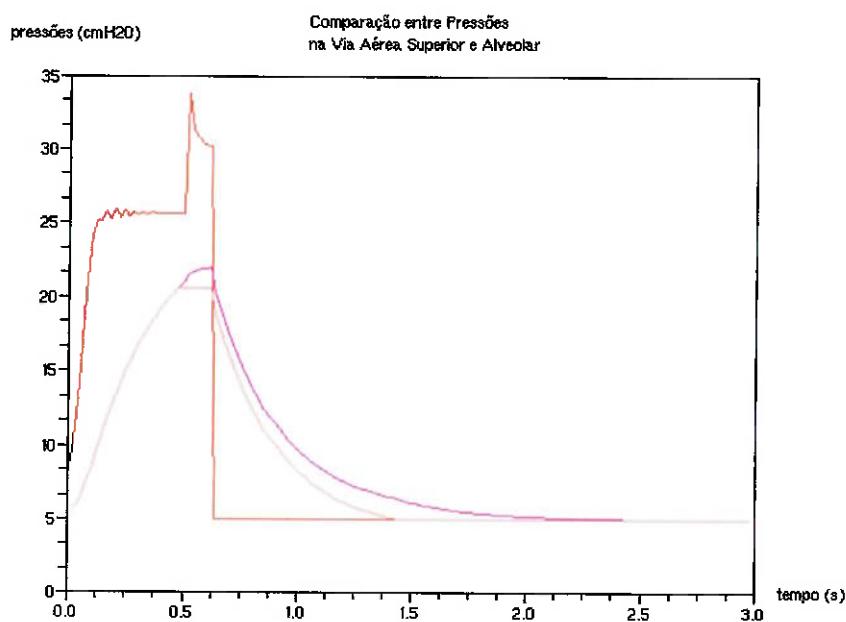


Figura 54 – Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb=0,010L/cmH₂O, rosa claro), Fuzzy PID, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B

11.4. Controlador Fuzzy PID Relativo

Este controlador considera o erro em termos relativo ao erro máximo ou inicial, a diferença entre a PEEP e pressão controlada que se deseja atingir. Como os erros são relativos, seus valores absolutos são pequenos, demandando ganhos maiores que 1. Os ganhos para o controlador Fuzzy PID relativo foram 1,5 para o erro normalizado e 3,0 para a integral e 0,01 para a variação do erro.

Este controlador Fuzzy apresentou valores baixos tanto para o sobressinal, independente da pressão de referência, além de baixos tempos de atenuação. Pela primeira vez, o erro no final da inspiração foi negativo em dois casos, mas valores percentuais pequenos. No caso 5, novamente, ocorreu oscilação no início do tempo inspiratório na pressão de via aérea, mas o valor de sobre-pressão é inferior ao caso anterior. O tempo de retorno (liberação do paciente para expiração no caso do sobressinal elevado – caso 6) é o maior entre os controladores implementados.

Os gráficos para os casos 2, 5 e 6 estão respectivamente na Figura 55, Figura 56 e Figura 57.

Tabela 13- Compilações das Simulações dos Casos com Controlador Fuzzy PID Relativo

Caso	1	2	3	4	5	6
Parâmetros						
Resistência (cmH₂O/L/s)	10	10	10	10	10	10
Complacência A - Ca (L/cmH₂O)	-	-	0,02	0,02	0,02	0,02
Complacência B - Cb (L/cmH₂O)	0,03	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01
Variação da complacência B	não	sim	não	não	sim	sim
Critério de alteração de Cb	-	Pflex-inf	-	-	Pflex-inf	occlusão
Valor alterado de Cb (L/cmH₂O)	-	0,01	-	-	0,005	0
Pressão de suporte (cmH₂O)	25	25	25	40	40	25
PEEP (cmH₂O)	5	5	5	10	10	5
Sobre-sinal (cmH₂O)	25,2	25,5	25,5	40,3	43,9	33,03
Sobre-sinal (%)	0,9%	2,0%	2,1%	0,8%	9,6%	32,1%
Tempo de atenuação (s)	0,14	0,22	0,16	0,16	0,30	-
Tempo de pico (s)	0,2	0,2	0,14	0,22	0,24	0,52
Tempo de subida (s)	0,12	0,12	0,12	0,14	0,14	0,12
Volume máximo (L)	0,570	0,575	0,575	0,850	0,850	0,500
Erro na final da inspiração (%)	0,48%	0,61%	0,67%	-0,16%	-0,06%	0,56%
					retorno:	0,26

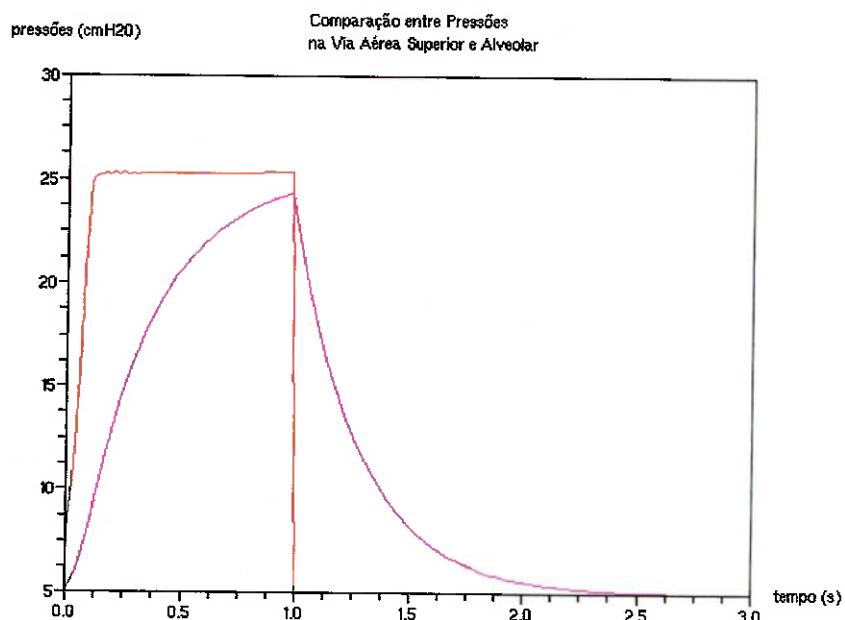


Figura 55 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha) e Alveolar (roxa), Fuzzy PID Relativo, Variação de complacência com Pflex-inf, R=10cmH₂O/L/s, C=0,010~0,030L/cmH₂O

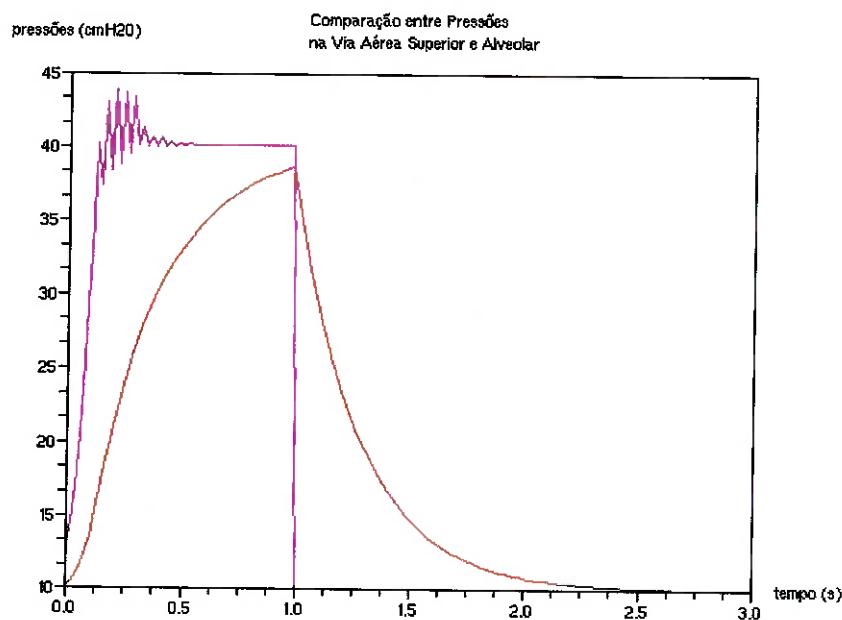


Figura 56 - Pressão na Via Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A (Ca=0,020L/cmH₂O, roxa), no Pulmão B (Cb variável, rosa claro), Fuzzy PID Relativo, Modelo de 2 Pulmões, Complacência Variável com Pflex-inf

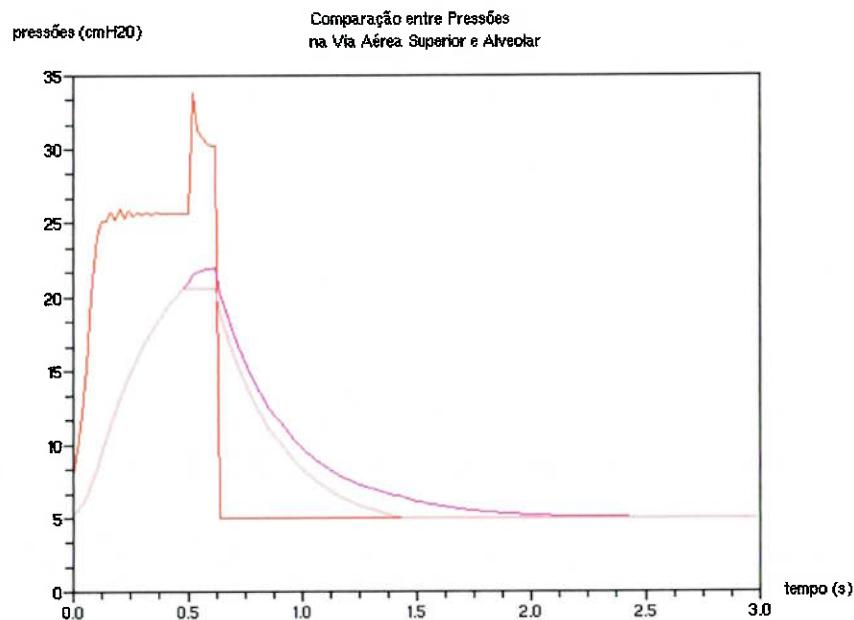


Figura 57 – Pressão na Vía Aérea Superior (vermelha), no Pulmão A ($C_A=0,020\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, roxa), no Pulmão B ($C_B=0,010\text{L}/\text{cmH}_2\text{O}$, rosa claro), Fuzzy PID Relativo, Modelo de 2 Pulmões com Oclusão do Pulmão B

12. ANÁLISE DOS RESULTADOS

A análise das simulações será feita baseada nos seguintes parâmetros de regime transitente: sobressinal, tempo de atenuação (tempo que leva para o sinal se restringir a uma faixa de 2% da referência) e tempo de subida (aqui definido quando a variável atinge 90% do valor da referência) para cada caso, com cada controlador.

12.1. Caso 1

Tabela 14 - Comparação dos Controladores para o Caso 1

CASO 1 - 1 pulmão, C constante					
Controlador	PID	Fuzzy PD	Fuzzy PI	Fuzzy PID	Fuzzy PID Relativo
Parâmetros					
Sobre-sinal (%)	15,8%	2,7%	6,2%	1,4%	0,9%
Tempo de atenuação (s)	0,32	-	0,54	0,1	0,14
Tempo de subida (s)	0,06	0,06	0,06	0,1	0,12

Este caso, com complacência constante e um só compartimento, o mais simples neste trabalho, foi utilizado para ajustar os ganhos de todos os controladores. No caso do PID, não foi possível diminuir o tempo de atenuação sem detimento do sobressinal, mesmo assim, verifica-se que o tempo de subida é curto.

Todos os controladores Fuzzy apresentam valores de sobressinal menores e mais adequados, sendo o mais alto deles, Fuzzy PI, quase um terço do valor obtido pelo PID convencional. Tempo de atenuação menor só foi obtido pelos controladores Fuzzy PID, mas eles possuem um alto tempo de subida em comparação aos outros controladores.

Todavia, como os Fuzzy PID não apresentam oscilação, o tempo de subida é igual ao tempo de atenuação (no caso do Fuzzy PID) ou ainda pouco maior (Fuzzy PID relativo), significando que eles atingem a faixa de referência com precisão.

12.2. Caso 2

Tabela 15 - Comparação dos Controladores para o Caso 2

CASO 2 - 1 pulmão, C variável					
Controlador	PID	Fuzzy PD	Fuzzy PI	Fuzzy PID	Fuzzy PID Relativo
Parâmetros					
Sobre-sinal (%)	12,9%	4,0%	7,9%	2,9%	2,0%
Tempo de atenuação (s)	0,34	-	0,76	0,26	0,22
Tempo de subida (s)	0,04	0,06	0,1	0,12	0,12

Através do controlador PID convencional, com os mesmos ganhos do caso anterior, foi possível obter um sobressinal menor. O fato da complacência ser menor no início da fase respiratória torna os valores de pressão na via aérea também menores evitando o sobressinal e mantendo os outros parâmetros iguais.

Novamente, os controladores Fuzzy apresentam sobressinal menor que o PID convencional, ora em detrimento do tempo de atenuação, que é muito longo para os Fuzzy PD e PI, ora em detrimento do tempo de subida, que é alto para os Fuzzy PID. Entretanto, o Fuzzy PID relativo chega a apresentar valor de sobressinal 6 vezes menor que o PID convencional.

12.3. Caso 3

Tabela 16 - Comparação dos Controladores para o Caso 3

CASO 3 - 2 pulmões, C constante					
Controlador	PID	Fuzzy PD	Fuzzy PI	Fuzzy PID	Fuzzy PID Relativo
Parâmetros					
Sobre-sinal (%)	17,6%	2,7%	6,2%	1,4%	2,1%
Tempo de atenuação (s)	0,32	-	0,54	0,1	0,16
Tempo de subida (s)	0,06	0,06	0,06	0,1	0,12

O caso 3 também possui complacência constante, mas há dois compartimentos referentes aos dois pulmões humanos, com diferentes valores de complacência entre si, mas com valor de complacência global do sistema igual ao caso 1.

O caso 3 mostrou que a variação da complacência, característica da SARA em sua fase inicial, aumenta o sobressinal e modifica o tempo de atenuação. O aumento da pressão na via aérea superior do paciente pode não implicar em um aumento instantâneo da pressão alveolar, por conta da resistência das vias e do rápido caráter deste pico, todavia ele significa picos altos de fluxo direcionados ao paciente, o que provavelmente causa desconforto.

Os controladores PID e Fuzzy PID Relativo apresentaram parâmetros transientes piores que para o caso 1, sendo que este último ainda mantém características mais adequadas que o controlador PID convencional. Os controladores Fuzzy PD, PI e PID apresentaram os mesmos resultados que o caso 1.

12.4. Caso 4

Tabela 17 - Comparação dos Controladores para o Caso 4

CASO 4 - 2 pulmões, recrutamento, C constante					
Controlador	PID	Fuzzy PD	Fuzzy PI	Fuzzy PID	Fuzzy PID Relativo
Parâmetros					
Sobre-sinal (%)	15,6%	16,7%	6,7%	9,6%	0,8%
Tempo de atenuação (s)	0,34	0,34	-	0,34	0,16
Tempo de subida (s)	0,06	0,08	0,06	0,12	0,14

O caso 4 é mantém as complacências dos dois compartimentos modelados constante, mas a pressão de referência, ajustada pelo usuário e que deve ser mantida constante, é maior do que nos casos anteriores, simulando as altas pressões de uma manobra de recrutamento alveolar. O sobressinal é mais perigoso, pois ao realizar manobras de recrutamento alveolar a altas pressões, o médico estará trabalhando nos limites de segurança do paciente, sendo que uma pressão extremada pode romper seus pulmões.

O controlador PID apresentou valor menor de sobressinal em relação ao caso 3, mas sofreu um ligeiro aumento no tempo de atenuação e manteve o tempo de subida.

O Fuzzy PD causou uma oscilação grande no valor da pressão de via aérea do sistema, levando ao elevado sobressinal apresentado na tabela. O controlador Fuzzy

PI não apresentou um sobressinal tão elevado, nem apresentou oscilação, mas ele não levou o sistema para a faixa de referência do tempo de atenuação durante todo a fase inspiratória. O Fuzzy PID apresenta menor sobressinal que o PID convencional, para o mesmo tempo de atenuação, mas novamente, o tempo de subida é superior, sendo neste caso exatamente o dobro.

O Fuzzy PID relativo, que considera o erro máximo em sua definição da variável de entrada do controlador, obtém um valor de sobre-pressão dentro da faixa de tempo de atenuação, ou seja, bem pequeno, sendo este praticamente igual ao tempo de subida. Novamente, o tempo de atenuação e de subida são os mais longos entre os controladores.

12.5. Caso 5

Tabela 18 - Comparação dos Controladores para o Caso 5

CASO 5 - 2 pulmões, recrutmaneto, C variável					
Controlador	PID	Fuzzy PD	Fuzzy PI	Fuzzy PID	Fuzzy PID Relativo
Parâmetros					
Sobre-sinal (%)	17,9%	16,5%	19,3%	16,3%	9,6%
Tempo de atenuação (s)	0,32	0,34	0,96	0,38	0,3
Tempo de subida (s)	0,06	0,08	0,08	0,12	0,14

O caso 5, com pressão elevada de recrutamento alveolar e variação da complacência do compartimento B foi o caso que apresentou os piores índices de regime transiente. A variação da complacência e a consequente variação de comportamento dos sistema tornou o sistema instável no início da fase inspiratória representado por grande oscilação da variável de controle (pressão na via aérea).

O comportamento oscilatório da pressão na via aérea em todos casos deve ter sido causada pelo modo que a variação da complacência foi imposta ao sistema, ou seja, por um regra “se a pressão for maior que 18cmH₂O, então modifique a complacência de B” que é verificada em cada passo da simulação. Suspeita-se que a modelagem da variação da complacência utilizada pode ser melhorada a fim de realmente corresponder ao comportamento dos pulmões de um paciente com SARA.

12.6. Caso 6

Tabela 19 - Comparaçao dos Controladores para o Caso 6

CASO 6 - 2 pulmões, oclusão					
Controlador	PID	Fuzzy PD	Fuzzy PI	Fuzzy PID	Fuzzy PID Relativo
Parâmetros					
Sobre-sinal (%)	34,3%	35,4%	37,2%	35,1%	32,1%
Tempo de atenuação (s)	-	-	-	-	-
Tempo de subida (s)	0,06	0,06	0,08	0,1	0,12
Retorno (s)	0,02	0,04	0,06	0,12	0,26

O caso 6, que apresenta pressão de suporte igual aos casos 1 a 3, de 25cmH₂O, e complacência constante, é diferente dos primeiros pela ocorrência da oclusão súbita do compartimento B, quando a sua complacência é imposta a zero.

Os valores de sobressinal são referentes ao momento da oclusão, em que ocorre um pico súbito de pressão. Como a válvula de fluxo não pode ser revertida, o comportamento esperado do ventilador pulmonar é fechar a válvula de fluxo e permitir a expiração para a própria segurança do paciente.

O controlador PID faz isso de maneira imediata, o seu tempo de retorno (ou seja, diminuição da sobre-pressão por meio da expiração) corresponde somente a um ciclo de discretização, 0,02s.

Os controladores Fuzzy, que apresentam sobressinal no início da fase inspiratória menor que o controlador PID, possuem tempo de retorno muito maior, embora os gráficos apresentados no capítulo 11 indiquem que o controlador está fechando a válvula, embora de maneira mais lenta e gradual que o controlador PID convencional.

Antes da oclusão, em todos os casos com exceção do Fuzzy PD, o sistema já estava estabilizado num intervalo de +/-2% da referência, mas por conta da sobrepressão desencadear idealmente a expiração do paciente, não foi computado o tempo de atenuação para este caso.

O Fuzzy PID relativo apresentam o maior valor de retorno, mas o seu valor de sobressinal no momento da oclusão é inferior a todos os outros casos.

13. CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho é apresentar uma comparação entre duas técnicas de controle aplicadas ao sistema ventilador pulmonar+paciente, mostrando como o controlador pode influenciar em sua resposta transiente.

A patologia SARA, que acomete os pulmões, causa insuficiência respiratória e tem seu prognóstico dependente da ventilação pulmonar aplicada. Segundo pneumologistas, a inadequação de parâmetros como sobressinal e tempo de atenuação pode gerar riscos e desconforto ao paciente. Dessa forma, o foco deste trabalho foi comparar os parâmetros transientes citados, além do tempo de subida, sob diferentes situações críticas. Os casos foram definidos de forma a estudar o comportamento do sistema com variações tanto nas propriedades pulmonares como nos parâmetros de ventilação.

A primeira técnica de controle aplicada ao sistema foi o controlador PID. Ele atua no sistema a partir de valores do erro, sua variação e sua integral, ponderados pelos ganhos, sendo a técnica de controle mais difundida para vários tipos de equipamentos, inclusive dispositivos médicos como o ventilador pulmonar.

A técnica alternativa de controle proposta é a lógica Fuzzy, que procura imitar o raciocínio humano na tomada de decisões do controlador. Foram implementados quatro controladores Fuzzy com base nas mesmas variáveis de entrada de um controlador PID, por isso, eles foram denominados: Fuzzy PD, Fuzzy PI, Fuzzy PID e Fuzzy PID relativo, sendo que este último envolve a definição de erro relativo.

Os resultados mostraram que a lógica Fuzzy obtém resultados melhores no que se refere a sobressinal, sendo até vinte vezes menor que o sobressinal referente ao controlador PID convencional (caso 4). Na maioria dos casos, o tempo de atenuação foi menor para a lógica Fuzzy, principalmente para o controlador Fuzzy PID relativo.

Por outro lado, os controladores Fuzzy apresentaram tempos de subida maiores que a lógica PID convencional, por conta da seu comportamento gradual que evita o sobressinal. Isto é mais evidenciado pelo caso 6, em que um dos pulmão sofre oclusão, sendo que o comportamento esperado é o disparo da expiração do paciente.

O controlador PID faz isso instantaneamente, enquanto a lógica Fuzzy apresenta um retorno mais lento.

O controlador Fuzzy é construído com base no conhecimento do sistema, ou seja, quanto mais experiência com relação a planta de controle, melhores resultados podem ser obtidos. Nesse trabalho, o sistema corresponde ao comportamento dinâmico das válvulas do ventilador e do próprio pulmão do paciente. Dessa forma, com informações mais completas e extensas de especialistas médicos, assim como com o refinamento do modelo, é possível aprimorar o controlador Fuzzy, de forma a obter a melhora dos parâmetros transientes e do desempenho da ventilação, implicando diretamente em benefícios ao paciente.

Para melhorar o desempenho deste tipo de controlador, pode-se alterar tanto o conjunto de regras, o número de variáveis lingüísticas ou as interfaces de fuzzificação e desfuzzificação. Neste projeto, estas características foram determinadas tanto pelo conhecimento desenvolvido por meio de estudo da literatura, assim como por ciclos de tentativa e erro, visando o comportamento ideal a ser atingido.

Além deste ponto, é possível refinar o modelo do ventilador, considerando o comportamento dos sensores de pressão, a histerese e a inércia da válvula de fluxo, o modelo não ideal da válvula expiratória e manutenção da PEEP por meio do controle, entre outros pontos. Mesmo com um modelo teórico de ventilador pulmonar, as simulações realizadas permitiram uma análise qualitativa e quantitativa da resposta transiente do sistema de controle de pressão e fluxo, mediante as alterações de propriedades pulmonares do paciente.

A modelagem pulmonar também pode ser refinada, de forma que comportamentos críticos do pulmão – durante recrutamento, histerese, ocorrência de oclusão – possam ser mais realistas.

Embora não corresponda exatamente ao sistema real, o modelo do ventilador+pulmão simulado satisfaz o objetivo proposto para este trabalho: evidenciar a influência do controle em regimes transientes. Os índices de comparação escolhidos para análise mostraram que a lógica Fuzzy apresenta desempenho melhor

que o PID convencional, permitindo ainda um vasto campo de estudo posterior, a partir dos pontos indicados de melhoria.

LISTA DE REFERÊNCIAS

AMATO, M.B.; BARBAS, C.S.V.; MEDEIROS, D.M.; MAGALDI, R.B.; SCHETTINO, G.P.P.; LORENZI-FILHO, G.; KAIRALLA, R.A.; DEHENZELIN, D.; MUÑOZ, C.; OLIVEIRA, R.; TAKAGAKI, T.Y.; CARVALHO, C.C.R. **Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome.** The New England Journal of Medicine. 338:347-357, 1998.

ANTONIAZZI, P. **Síndrome da Angústia Respiratória Aguda (SARA).** Medicina, Ribeirão Preto. 31:493-506, out-dez 1998.

BARBAS, C. S. V. **Acute Respiratory Distress Syndrome** Critical Care Medicine 31: supl. 2003.

BATES, J.H.T.; ROSSI, A.; MILIC-EMILI, J. **Analysis of the behaviour of the respiratory system with constant inspiratory flow.** Journal of Applied Physiology 55: 1085-1092. 1995.

BONASSA, J. **Princípios Básicos de Ventiladores Artificiais.** Em: Carvalho, C.R.R. (Editor) Ventilação Mecânica Volume I – Básico. São Paulo, Editora Atheneu, 2003. 459p.

CARVALHO, C.R.R. (Editor) **Ventilação Mecânica Volume I – Básico.** São Paulo, Editora Atheneu, 2003. 459p.

CARVALHO, C.R.R. (Editor) **Ventilação Mecânica Volume II – Avançado.** São Paulo, Editora Atheneu, 2000. 440p.

CARVALHO, C.R.R.; BARBAS, C.S.V.; AMATO, M.B.P. **Ventilação Mecânica na Lesão Pulmonar Aguda / Síndrome da Angústia Respiratória.** Em: Carvalho,

C.R.R. (Editor) **Ventilação Mecânica Volume II – Avançado**. São Paulo: Editora Atheneu, 2000. 440p.

COSTA, D. **Fisioterapia Respiratória Básica**. São Paulo, Editora Atheneu, 1999. 127p.

DEPARTAMENTO DE ANATOMIA UNICAMP. **Anatomia Patológica Especial**
Disponível em: <http://www.fcm.unicamp.br/departamentos/anatomia/pecasresp.html>
Acesso em 17 de maio de 2005.

FERNANDES, P.V. 2001 **SARA – Síndrome da Angústia Respiratória – Parte I**
Disponível em: <http://www.interfisio.com.br/index.asp?fid=80&ac=1&id=1> Acesso em 22 de maio de 2005.

FIGUEIREDO, M.B. **Controle Preditivo para Servoventiladores em Terapias Respiratórias** 2005. 156p. Tese de Mestrado – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos. 2005.

GATTINONI, L.; PELOSI, P.; SUTER, P.M.; PEDOTO, A.; VERCESI, P.; LISSONI, A. **Acute Respiratory Distress Syndrome Caused by Pulmonary and Extrapulmonary Disease: Different Syndromes?** American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. 158:3-11, 1998.

GUYTON, A.C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica** São Paulo: Editora Iteramericana, 1977. 1037p.

HOLANDA, M. A. **Tomografia Computadorizada de SARA** Disponível em: <http://www.pneumoatual.com.br/frame.asp?content=500> Acesso em 15 de junho de 2005.

LAGO, G.A.; KASSAB Jr., F. **Modelagem e Desenvolvimento de Ventilador Mecânica para Respiração Artificial** 2004. 24p. Relatório de Iniciação Científica – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

LONARDONI, J.A.C.; IWATA, L.P. **Desenvolvimento de um Modelo Multicompartimental do Sistema Respiratório Humano**. 2002. 115p. Trabalho de Conclusão de Curso - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

MAEDA, G.J.; LOZANO, R.C. **Projeto de sistema automático de controle de pressão de ar para ventilação pulmonar através de compressor regenerativo**. 2002. 110p. Trabalho de Conclusão de Curso – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

MINARET, G.; RICHARD, J-C. **Ventilation Mécanique: modes de référence**. ITBM-RBM 26:14-18, 2005

MUNECHIKA, M.; FORTIS, E. A. F. **Ventiladores de Pulmão** Em: Manica, J.T (editor) **Anestesiologia: princípios e técnicas**. Porto Alegre: ArtMed Editora, 1997. 813p.

OGATA, K. **System Dynamics**. New Jersey: Prentice-Hall. 1998. 759p.

OKAMOTO, V.N.; BORGES, J.B.; AMATO, M.B.P. **Recruitment Maneuvers in ARDS**. Em: Slutsky, A.S., Brochard, L. (Editores). **Mechanical Ventilation**. Nova York: Springer, 2004. 419p.

PALM III, W.J.; **Modelling, Analysis and Control of Dynamic Systems**. EUA: John Wiley & Sons. 1983. 730p.

PASSINO, K.M.; YURKOVICH, S. **Fuzzy Control**. EUA: Addison Wesley Longman. 1998. 522p. Disponível em: <http://www.ece.osu.edu/~passino/books.html>. Acesso em 15 de agosto de 2005.

PINHEIRO, B.V.; HOLANDA; M.A. **Ventilação Mecânica**. 2004. Disponível em: www.pneumoatual.com.br. Acesso em 20 de junho de 2005.

OLIVEIRA, J.C.A.; PINHEIRO, B.V. **Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo**. Em: <http://www.pneumoatual.com.br/frame.asp?content=700>. Acessado no dia 18 de junho de 2005.

TASSAUX, D.; JOLLIET, P.; THOURET, J.M.; ROESELLER, J.; DORNE, R.; CHEVROLET, J.C. **Calibration of Seven ICU Ventilators for Mechanical Ventilation with Helium-Oxygen Mistures**. American Journal fo Respiratory and Critical Care Medicine 160:22-32, 1999.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE PNEUMOLOGIA E TSILOGIA e ASSOCIAÇÃO DE MEDICINA INTENSIVA BRASILEIRA **II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica**. Jornal de Pneumologia 26: suplemento 2. Maio de 2000.

VAN DE GRAAF, K.M. **Anatomia Humana**. São Paulo: Editora Manole, 2003. 840p.

VILELA, A.L.M. **Anatomia e Fisiologia Humana, Sistema Respiratório** Disponível em: <http://www.afh.bio.br/resp/resp1.asp>. Acesso em 17 de maio de 2005.

ANEXO A

Código Fonte: Ventilação Com Pressão de Suporte, Dois pulmões, Variação de Complacência, Controlador PID.

```
diary('PCV-PID-2p-pflex.txt');

imax=151;

//Válvula de fluxo
k=0.020; //
ps=200; // em centímetros H2O
x_inic=1.0; // em milímetros
u(1:imax+1)=0.0;
u(1)=x_inic;

//Propriedades do paciente
Ca=20/1000 // litros/cmH2O
Cb=05/1000 // litros/cmH2O
R=10 // cmH2O/(litro/s)
ct=(Ca+Cb)*R; //constante de tempo do sistema

//Condições iniciais do paciente
peep=10 // em centímetros H2O
p1=peep;
v=0.0;
va=0.0;
vb=0.0;

//Parâmetros de ventilação
psup=40 // cmH2O
frequencia=12 // ciclos/min
tciclo=60/frequencia //segundos
n=0; //contador de ciclos
tins=1.0 //segundos
p0=peep;

//Taxa de amostra do controle
dt=0.02; //segundos
tempo=dt*imax;

//Controlador PID
kp=0.16;
ki=0.735;
kd=0.0022;

//Auxiliares
t_aux(1)=0.0;
overshoot=0.0;
f(1:imax)=0.0;
volume_max=0.0;
pb=0.0;

for i=1:imax
    t(i)=(i-1)*dt;
    t_aux(i+1)=t_aux(i)+dt;

//ciclagem E:I
if (t_aux(i)>=0.999*tciclo) then
```

```

if (t_aux(i)<1.01*tciclo) then
n=n+1;
t_aux(i+1)=t(i)-n*tciclo;
u(i+1)=x_inic;
end
end

//planta - insp
if (t_aux(i)<=tins) then
x=u(i);
v_dot=k*sqrt(ps-p1)*x;
v = v + v_dot*dt;
fluxo(i)=v_dot*60;

if(pb<=18) then
Cb=0.005;
else
Cb=0.010;
end
C=Ca+Cb;
p1=R*v_dot + v/C + peep;
p2=v/C + peep;

// 2 pulmões
vdot_a = v_dot*Ca/C;
vdot_b = v_dot*Cb/C;
va = va + vdot_a*dt;
vb = vb + vdot_b*dt;
pa = va/Ca + peep;
pb = vb/Cb + peep;

pressao1(i)=p1;
pressao2(i)=p2;
pressaoa(i)=pa;
pressaob(i)=pb;
volumea(i)=va;
volumeb(i)=vb;
volume(i)=v;

//feedback de controle
pins(i+1)=psup;
e(i)=pins(i+1)-p1;
if (t_aux(i+1) > (dt*2)) then
u(i+1)=u(i)+(kp + (ki*dt/2)+(kd/dt))*e(i) + ((ki*dt/2)+kp-
(2*kd/dt))*e(i-1)+(kd/dt)*e(i-2);
elseif (t_aux(i+1) == (dt*2)) then
u(i+1)=u(i)+(kp + (ki*dt/2)+(kd/dt))*e(i) + ((ki*dt/2)+kp-
(2*kd/dt))*e(i-1);
else
u(i+1)=u(1)+2;
end
if (u(i+1)>12.0) then
u(i+1)=12.0;
end
if (u(i+1)<0.1) then
u(i+1)=0.1;
end

// Tempo de pico
if (i>1) then
if(pressao1(i)>overshoot) then
tpeak=t_aux(i);

```

```

        overshoot=pressao1(i);
    end
end

//tempo de atenuação
if (t_aux(i)>tpeak) then
    if(pressao1(i)<0.98*psup) then
        f(i)=1.0;
    elseif (pressao1(i)>1.02*psup) then
        f(i)=1.0;
    else
        f(i)=0.0;
    end
end

// volume máximo
if (i>1) then
    if(volume(i)>volume_max) then
        volume_max=volume(i);
    end
end

//planta - exp
else
    v_dot= -(p2-p0)/R;
    v= v + v_dot*dt;
    p2=v/C + peep;

    if(pb<=18) then
        Cb=0.005;
    else
        Cb=0.010;
    end
    C=Ca+Cb;
    vdot_a=v_dot*Ca/C;
    vdot_b=v_dot*Cb/C;
    va=va+vdot_a*dt;
    vb=vb+vdot_b*dt;
    pa=va/Ca+peep;
    pb=vb/Cb+peep;

    pressao1(i)=p0;
    pressao2(i)=p2;
    pressaoa(i)=pa;
    pressaoob(i)=pb;
    volumea(i)=va;
    volumeb(i)=vb;
    fluxo(i)=v_dot*60;
    volume(i)=v;
    e(i)=0.0;
    end
end

for i=1:imax
    if(f(i)>0.9) then
        tsettling=t(i+1);
    end
end

tpeak=tpeak
overshoot=overshoot
tsettling=tsettling
volume_max=volume_max

```

```

xset("window",0)
plot2d(t,[volume],14);
plot2d(t,[volumea],3);
plot2d(t,[volumeb],13);
xtitle(['Volume Pulmonar'],'tempo (s)','volume (L)');
xset("window", 1)
plot2d(t,[fluxo],2);
xtitle(['Fluxo Pulmonar'],'tempo (s)','fluxo (L/min)');
xs2gif(1,'fluxo-PCV-2p-pflex.gif', 1);
xset("window", 2)
plot2d(t,[pressao1],5);
xtitle(['Pressão na Via Aérea'],'tempo (s)','pressão (cmH2O)');
xset("window", 3)
plot2d(t,[pressaoa],6);
plot2d(t,[pressaob],28);
xtitle(['Pressão Alveolar'],'tempo (s)','pressão (cmH2O)');
xset("window", 4)
plot2d(t,[pressao1],5);
plot2d(t,[pressaoa],6);
plot2d(t,[pressaob],28);
xtitle(['Comparação entre Pressões'; 'na Via Aérea Superior e
Alveolar'],'tempo (s)', 'pressões (cmH20)');
xset("window", 6)
xbasc(6)
xtitle(['erro']);
plot2d(t,[e], 26);
xtitle(['Erro entre a referência e a medição'],'tempo
(s)', '(cmH2O)');
t(imax+1)=dt*imax;
xset("window", 5)
xtitle(['controle']);
plot2d(t,[u], 22);
xtitle(['Controle da Válvula'],'tempo (s)', 'deslocamento (mm)');
diary(0);

```

ANEXO B

Código Fonte: Ventilação Com Pressão de Suporte, Dois pulmões, Variação de Complacência, Controlador Fuzzy PID.

```
diary('2p-pflex-fuzzyPID3.txt');

imax=150;

//Válvula de fluxo
k=0.020; //
ps=200; // em centímetros H2O
x_inic=1.0; // em milímetros
u(1:imax+1)=0.0;
u(1)=x_inic;

//Propriedades do paciente
Ca=20/1000; // litros/cmH2O
Cb=05/1000; // litros/cmH2O
R=10; // cmH2O/(litro/s)
ct=(Ca+Cb)*R; //constante de tempo do sistema

//Condições iniciais do paciente
peep=10; // em centímetros H2O
p1=peep;
v=0.0;
va=0.0;
vb=0.0;

//Parâmetros de ventilação
psup=40; // cmH2O
frequencia=12; // ciclos/min
tciclo=60/frequencia; //segundos
tins=1.0; //segundos
p0=peep;

//Taxa de amostra do controle
dt=0.02; //segundos
tempo=dt*imax;

//Auxiliares
t_aux(1)=0.0;
auxdelay=0.0;
auxrise1=0.0;
auxrise2=0.0;
overshoot=0.0;
f(1:imax)=0.0;
volume_max=0.0;
pb=0.0;
de(1)=0;
ie(1)=0;
tempoins=%T;
n=1; //contador de ciclos

// Parâmetros Fuzzy
//printf('\nParâmetros Fuzzy\n');

//Ganhos do PID
g1=0.12 // do erro
```

```

g2=0.011 // da derivada do erro
g3=0.08 // da integral do erro

nlin=5; // Número de variáveis linguísticas para erro e variação
nlint=3; // Número de variáveis linguísticas para integração

//Funções de pertinência
cfp=[-1.0 -0.5 0 0.5 1.0]; //Centros das funções de pertinência
cfpint=[-1 0 1];
cfp_e=cfp*(1/g1) //do erro
cfp_de=cfp*(1/g2) // da derivada do erro
cfp_ie=cfpint*(1/g3) // da integral do erro

l_e=(2*(cfp_e(nlin))/(nlin-1)); // largura da fp do erro
l_de= (2*(cfp_de(nlin))/(nlin-1)); // largura da fp da derivada
l_ie= (2*(cfp_ie(nlint))/(nlint-1)); // largura da fp da integral
l_out=(2/(nlin-1));

//Regras

rules= [ -1      -1      -0.75   -0.25   0;
         -1      -0.75   -0.25   0       0.25;
        -0.75   -0.5     0       0.25   0.25;
        -0.5     0       0.25   0.25   0.5;
         0       0.25   0.25   0.5    0.75];

rules(:,:,2) = [ -1      -0.75   -0.5     -0.25   0;
                  -0.75   -0.5     -0.25   0       0.25;
                  -0.5     -0.25   0       0.25   0.5;
                  -0.25   0       0.25   0.5    0.75;
                   0       0.25   0.5    0.75   1];

rules(:,:,3) = [ -0.75   -0.5     -0.25   -0.25   0;
                  -0.5     -0.25   -0.25   0       0.5;
                  -0.25   -0.25   -0.25   0.5    0.75;
                  -0.25   0       0.25   0.75   0.75;
                   0       0.25   0.75   1      1];

// Início das iterações para o ciclo respiratório

for i=1:imax
  t(i)=(i-1)*dt;

//ciclagem E:I
  if (t(i)>=n*0.999*tciclo) then
    if (t(i)<n*1.01*tciclo) then
      tempoins=%T
      n=n+1;
      u(i)=x_inic;
    end
  end

//ciclagem I:E
  if (t(i)>=n*0.991*(tins)) then
    if (t(i)<n*1.01*(tins)) then
      tempoins=%F;
      u(i)=0;
    end
  end

//planta - insp

```

```

if (tempoins==%T) then
    x=u(i);
    v_dot=k*sqrt(ps-p1)*x;
    v = v + v_dot*dt;
    fluxo(i)=v_dot*60;

    if (pb<=18) then
        Cb=0.005;
    else
        Cb=0.010;
    end

    C=Ca+Cb;

    p1=R*v_dot + v/C + peep;
    p2=v/C + peep;

    // 2 pulmões
    vdot_a = v_dot*Ca/C;
    vdot_b = v_dot*Cb/C;
    va = va + vdot_a*dt;
    vb = vb + vdot_b*dt;
    pa = va/Ca + peep;
    pb = vb/Cb + peep;

    //Gráficos
    pressao1(i)=p1;
    pressao2(i)=p2;
    pressaoa(i)=pa;
    pressaob(i)=pb;
    volumea(i)=va;
    volumeb(i)=vb;
    volume(i)=v;

//CONTROLADOR FUZZY
//parâmetros de entrada
pins(i+1)=psup;
e(i)=pins(i+1)-p1;
if (i>1) then
    de(i)=e(i)-e(i-1);
    ie(i)=e(i)*dt+ie(i-1);
end

//contadores
e_count=0.0; //no de pertinências diferentes de zero
de_count=0.0;
ie_count=0.0;
e_pos=0.0; //posição da última pertinência diferente de zero
de_pos=0.0;
ie_pos=0.0;

// Definição dos valores de pertinência

// Para o erro
if (e(i)<=cfp_e(1)) then
    fp_e=[1 0 0 0 0];
    e_count=e_count+1;
    e_pos=1;

elseif (e(i)>=cfp_e(nlin)) then
    fp_e=[0 0 0 0 1];
    e_count=e_count+1;

```

```

        e_pos=nlin;

    else
        for j=1:nlin
            if ( e(i)<=cfp_e(j) ) then
                fp_e(j)=max(0, 1+(e(i)-cfp_e(j))/l_e);
                if (fp_e(j)~==0) then
                    e_count=e_count+1;
                    e_pos=j;
                end
            else
                fp_e(j)=max(0, 1+(cfp_e(j)-e(i))/l_e);
                if (fp_e(j)~==0) then
                    e_count=e_count+1;
                    e_pos=j;
                end
            end
        end
    end

    // Para a derivada do erro
    if (de(i)<=cfp_de(1)) then
        fp_de=[1 0 0 0 0];
        de_count=de_count+1;
        de_pos=1;

    elseif (de(i)>=cfp_de(nlin)) then
        fp_de=[0 0 0 0 1];
        de_count=de_count+1;
        de_pos=nlin;

    else
        for j=1:nlin
            if ( de(i)<=cfp_de(j) ) then
                fp_de(j)=max(0, 1+(de(i)-cfp_de(j))/l_de);
                if (fp_de(j)~==0) then
                    de_count=de_count+1;
                    de_pos=j;
                end
            else
                fp_de(j)=max(0, 1+(cfp_de(j)-de(i))/l_de);
                if (fp_de(j)~==0) then
                    de_count=de_count+1;
                    de_pos=j;
                end
            end
        end
    end
end

// Para a integral do erro
if (ie(i)<=cfp_ie(1)) then
    fp_ie=[1 0 0];
    ie_count=ie_count+1;
    ie_pos=1;

elseif (ie(i)>=cfp_ie(nlint)) then
    fp_ie=[0 0 1];
    ie_count=ie_count+1;
    ie_pos=nlint;

else
    for j=1:nlint
        if ( ie(i)<=cfp_ie(j) ) then

```

```

        fp_ie(j)=max(0, 1+(ie(i)-cfp_ie(j))/l_ie);
        if (fp_ie(j)~=0) then
            ie_count=ie_count+1;
            ie_pos=j;
        end
    else
        fp_ie(j)=max(0, 1+(cfp_ie(j)-ie(i))/l_ie);
        if (fp_ie(j)~=0) then
            ie_count=ie_count+1;
            ie_pos=j;
        end
    end
end

num=0.0;
den=0.0;

//Definição das premissas e Defuzzyficação PID
for w= (e_pos-e_count+1):e_pos
    for y=(de_pos-de_count+1):de_pos
        for z=(ie_pos-ie_count+1):ie_pos
            prem=min ( fp_e(w), fp_de(y), fp_ie(z) );
//Valor das premissas para cada valor de pertinência
            //defuzzificação - fórmula do centro de gravidade
            num=num+rules(w,y,z)*l_out*(prem-((prem^2)/2));
            den=den+l_out*(prem-((prem^2)/2));
        end
    end
end
fuzzyout(i)=num/den;

u(i+1)=(1+fuzzyout(i))*u(i);

if (u(i+1)>12.0) then
    u(i+1)=12.0;
end
if (u(i+1)<0.1) then
    u(i+1)=0.0;
    tempoins=%F;
end

//planta - exp
else
    v_dot= -(p2-p0)/R;
    v= v + v_dot*dt;
    p2=v/C + peep;

    if(pb<=18) then
        Cb=0.005;
    else
        Cb=0.010;
    end

C=Ca+Cb;

vdot_a=v_dot*Ca/C;
vdot_b=v_dot*Cb/C;

va=va+vdot_a*dt;
vb=vb+vdot_b*dt;

pa=va/Ca+peep;

```

```

pb=vb/Cb+peep;

pressao1(i)=peep;
pressao2(i)=p2;
pressaoa(i)=pa;
pressaob(i)=pb;
volumea(i)=va;
volumeb(i)=vb;
fluxo(i)=v_dot*60;
volume(i)=v;
e(i)=0.0;
de(i)=0.0;
ie(i)=0.0;
fuzzyout(i)=0.0;
end

// Tempo de atraso
if(auxdelay<3) then
    if(pressao1(i)>0.4*(psup-peep)) then
        if (pressao1(i)<0.7*(psup-peep)) then
            tdelay=t(i);
            auxdelay=auxdelay+1;
        end
    end
end

// Tempo de subida
if(auxrise1<1) then
    if(pressao1(i)>(.9*psup)) then
        trise=t(i);
        auxrise1=2;
    end
end

// Tempo de pico
if (i>1) then
    if(pressao1(i)>overshoot) then
        tpeak=t(i);
        overshoot=pressao1(i);
    end
end

//tempo de atenuação

if (t(i)>0) then
    if(pressao1(i)<0.98*psup) then
        f(i)=1.0;
    elseif (pressao1(i)>1.02*psup) then
        f(i)=1.0;
    else
        f(i)=0.0;
    end
end

// volume máximo
if (i>1) then
    if(volume(i)>volume_max) then
        volume_max=volume(i);
    end
end

end

```

```

for i=1:(tins/dt)
    if(f(i)>0.9) then
        tsettling=t(i+1);
    end
end

tdelay=tdelay;
overshoot=overshoot
percent=(overshoot/psup-1)*100
tsettling=tsettling
tpeak=tpeak
trise=trise
volume_max=volume_max
errocte=(pressao1(50)/psup-1)*100

xset("window",0)
xbasc(0)
plot2d(t,[volume],14);
plot2d(t,[volumea],3);
plot2d(t,[volumeb],13);
xtitle(['Volume Pulmonar'],'tempo (s)','volume (L)');
xs2gif(0,'volume-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 1)
xbasc(1)
plot2d(t,[fluxo],2);
xtitle(['Fluxo Pulmonar'],'tempo (s)','fluxo (L/min)');
xs2gif(1,'fluxo-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 2)
xbasc(2)
plot2d(t,[pressao1],5);
xtitle(['Pressão na Via Aérea'],'tempo (s)','pressão (cmH2O)');
xs2gif(2,'pressao1-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 3)
xbasc(3)
plot2d(t,[pressaoa],6);
plot2d(t,[pressaob],28);
xtitle(['Pressão Alveolar'],'tempo (s)','pressão (cmH2O)');
xs2gif(3,'pressao2-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 4)
xbasc(4)
plot2d(t,[pressao1],5);
plot2d(t,[pressaoa],6);
plot2d(t,[pressaob],28);
xtitle(['Comparação entre Pressões'; 'na Via Aérea Superior e
Alveolar'],'tempo (s)', 'pressões (cmH20)');
xs2gif(4,'pressoes-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 6)
xbasc(6)
xtitle(['erro']);
plot2d(t,[e], 26);
xtitle(['Erro entre a referência e a medição'],'tempo
(s)', '(cmH2O)');
xs2gif(6,'erro-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 7)
xbasc(7)
plot2d(t,[ie], 5);

```

```

xtitle(['Integral do Erro entre a referência e a medição'],'tempo
(s)');
xs2gif(7,'ierro-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 8)
xbasc(8)
plot2d(t,[de], 2);
xtitle(['Derivada do Erro entre a referência e a medição'],'tempo
(s)');
xs2gif(8,'derro-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

xset("window", 9)
xbasc(9)
plot2d(t,[fuzzyout], 14);
xtitle(['Saída do fuzzy PID'],'tempo (s)', '(%)');
xs2gif(9,'fuzzyout-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

t(imax+1)=dt*imax;

xset("window", 5)
xbasc(5)
xtitle(['controle']);
plot2d(t,[u], 22);
xtitle(['Controle da Válvula'],'tempo (s)', 'deslocamento (mm)');
xs2gif(5,'controle-2p-pflex-fuzzyPID3.gif', 1);

diary(0);

```