

9.9

(move & move)

Wm

**EWERTON DE FIGUEIREDO BISSI
TITO COUTINHO MELCO**

**CONTROLE DA VÁLVULA DE EXALAÇÃO
EM SISTEMAS RESPIRATÓRIOS
DE ALTA FREQUÊNCIA**

**Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção de Título de
Engenheiro.**

**São Paulo
2002**

**EWERTON DE FIGUEIREDO BISSI
TITO COUTINHO MELCO**

**CONTROLE DA VÁLVULA DE EXALAÇÃO
EM SISTEMAS RESPIRATÓRIOS
DE ALTA FREQUÊNCIA**

**Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção de Título de
Engenheiro.**

**Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica**

**Orientador:
Prof. Agenor Fleury**

**São Paulo
2002**

Todo este trabalho é dedicado aos meus pais por seu apoio incondicional e sacrifício extremo na minha obtenção deste diploma. (Ewerton de Figueiredo Bissi)

Dedico este trabalho a minha família e amigos. Foi através deles que pude encontrar forças para avançar nestes anos de universidade. Especialmente aos meus pais pelo amor, carinho e pelas facilidades que me deram. (Tito Coutinho Melco)

AGRADECIMENTOS

Um ao outro pela colaboração, dedicação e paciência durante os meses em que trabalhamos juntos nesse projeto.

Ao Professor Agenor Fleury por sua confiança, orientação e por clarear nossas idéias não nos deixando perder de vista o verdadeiro objetivo deste trabalho.

Ao Jorge Bonassa por apresentar o tema e por nos ceder todo o material e literatura necessária para a realização do projeto com sucesso.

RESUMO

Este trabalho consiste no desenvolvimento do sistema de controle da válvula de exalação de ventiladores pulmonares que possam atuar no modo de ventilação conhecido como modo de ventilação em alta frequência. Após uma breve introdução aos principais conceitos de ventilação mecânica utilizados durante o trabalho, apresentam-se dois diferentes tipos de atuadores representados pelas válvulas solenóides proporcional e válvula solenóide digital. O texto apresenta um levantamento de dados experimental para cada tipo de válvula para que se pudesse realizar a modelagem matemática das mesmas e o projeto do controlador, bem como uma metodologia para se obter as equações necessárias para se implementar o software de controle a partir do controlador projetado. Por fim, o trabalho ainda traz as diretrizes para a construção do protótipo e seus elementos principais.

ABSTRACT

This report consists in the development of a system of control for an exhalation valve in lung ventilators that can work in a ventilation mode known as "Hi-frequency ventilation mode". After a quick introduction to the essential concepts in mechanical ventilation used, will be discussed two different types of actuators, a proportional solenoid valve and a digital solenoid valve. The text show a study of experimental data for each type of valve, and than will be extract the mathematical model for each kind and the control Project, as well as a methodology to achieve the necessary equations to implement the software of control in a microcontroller. In the end this report shows the guidelines for the construction of the prototype and your essentials elements.

ÍNDICE

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Abreviaturas e Siglas

Resumo

1	Histórico da Ventilação Mecânica	1
2	Conceitos Básicos de Ventilação Mecânica	5
2.1	Sistema de Ventilação.....	5
2.2	Modos de Ventilação Mecânica Convencional.....	6
2.3	Modo Pressão Limitada (PL)	7
2.4	Ventilação em Alta Frequência (HFV).....	8
3	Objetivos do Projeto.....	10
4	Descrição dos equipamentos utilizados	14
4.1	Válvulas solenóides	14
4.1.1	Válvula solenóide proporcional.....	15
4.1.2	Válvula solenóide digital.....	18
4.2	Válvula Venturi.....	20
4.3	Transdutor de Pressão.....	22
5	Hipóteses Simplificadoras	24
6	Problemas encontrados na primeira fase.....	25
7	Esquema da malha fechada a ser projetada	26
8	Planejamento de Atividades	27
9	Modelagem Matemática dos Componentes em Malha Aberta.....	28
9.1	Ensaio das Válvulas Solenóide Proporcional e Digital.....	29
9.1.1	Válvula Solenóide Proporcional	32
9.1.2	Válvula Solenóide Digital.....	33
9.1.3	Comparação de Resultados	34
9.2	Função de Transferência do Sistema	35
9.2.1	Função de Transferência da Válvula Proporcional.....	38
9.2.2	Função de Transferência da Válvula Digital.....	39
10	Projeto do Controlador PID	42
10.1	Controlador PID	44
10.1.1	Controlador PI para a Válvula Proporcional.....	46
10.1.2	Controlador PI para a Válvula Digital.....	49
11	Projeto do Compensador de Avanço.....	50
12	Discretização da Malha de Controle.....	57
12.1	Sistema de Controle Digital	57
12.2	Seleção do Período de Amostragem	58
12.3	Obtenção do Controlador de Tempo Discreto.....	58
12.3.1	Transformação Bilinear.....	58
12.4	Discretização da Malha da Válvula Proporcional.....	59
12.5	Implementação do Algoritmo PI e Compensador.....	60

13	Construção dos Equipamentos de Análise de Dados e Protótipo	62
14	Montagem do Sistema Completo	65
15	Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros.....	67
16	Anexos A – Esquemas elétricos.....	69
16.1	Esquemas elétricos do equipamento de aquisição de dados.....	69
16.2	Esquemas elétricos do protótipo.	73
17	Anexo B – Listagem de Programas (Matlab).....	77
18	Anexo C – Listagem do Programa de controle em linguagem C.....	80
19	Bibliografia	90

Lista de Figuras

Figura 1 – Esquema do funcionamento básico de um ventilador mecânico, do circuito respiratório e do paciente.	5
Figura 2 – Esquema de alimentação de pressão para o ventilador pulmonar	10
Figura 3 – Esquema de montagem do sistema de controle da válvula de exalação (válvula PipPeep).	11
Figura 4 – Esquema da conexão do sistema e sensor de pressão com o paciente.	13
Figura 5 – Desenho esquemático de uma válvula solenóide.	14
Figura 6 – Válvula solenóide proporcional.....	15
Figura 7 – Relação Corrente x Fluxo na válvula solenóide proporcional.....	16
Figura 8 – Esquema de montagem do ensaio para o sistema em malha aberta.....	16
Figura 9 – Resposta do sistema em malha aberta a entrada degrau e usando a válvula proporcional modelo VSONC 3S.....	17
Figura 10 – Resposta do sistema em malha aberta a entrada degrau e usando a válvula proporcional modelo VSONC 2S.....	17
Figura 11 – Válvula solenóide de controle discreto.	18
Figura 12 – Esquema de Duty Cycle.	19
Figura 13 – Corte Lateral do Venturi.	20
Figura 14 – Resposta em regime permanente de 6 válvulas venturi.	21
Figura 15 – Transdutor de pressão utilizado.....	22
Figura 16 – Curva de saída da voltagem do sensor em relação à pressão de entrada.	23
Figura 17 – Esquema da malha fechada a ser modelada.....	26
Figura 18 - Equipamento utilizado para ensaio da Válvula Proporcional e Digital.	29
Figura 19 - Ligação do aparelho com o sensor de pressão do Inter 3	31
Figura 20 - Osciloscópio utilizado e conexão com Inter 3.....	31
Figura 21 - Resposta da Válvula Proporcional.	32
Figura 22 - Resposta da Válvula Digital.	33
Figura 23 - Sistema Analisado.....	35
Figura 24 - Resposta de um Sistema de Primeira Ordem.	37
Figura 25 - Resposta em Malha Aberta -Válvula Proporcional.....	39
Figura 26 - Resposta em Malha Aberta -Válvula Digital.....	40
Figura 27 - Linha Azul - Proporcional / Linha Verde - Digital.	41
Figura 28 - Malha de controle.....	42
Figura 29 - Lugar das Raízes.	46
Figura 30 - Vál. Proporcional + controlador PI.....	47
Figura 31 - Resposta da Vál. Proporcional com controlador PI.	47
Figura 32 - Linha Verde-Sistema com PI / Linha Azul- sistema em malha aberta (para Válvula Proporcional).	48
Figura 33 - Sistema de Controle com compensador.....	51
Figura 34 - Lugar das Raízes para o Sistema com Compensador.	53
Figura 35 - Posição dos Pólos em malha Fechada.....	54
Figura 36 - Malha de Controle com o Compensador de Avanço.	54

Figura 37 - Resposta a Degrau Unitário com adição do Compensador.....	55
Figura 38 - Comparação de atuação : PI Linha Azul/ PI e Compensador Linha Verde. .	56
Figura 39 - Sistema de controle digital.	57
Figura 40 – Equipamento para análise de dados.	63
Figura 41 – Equipamento de alta frequência completo.....	64
Figura 42 – Sistema completo com simulador de pulmão neonatal.	65
Figura 43 – Resposta do sistema completo (freq. 20Hz - Ts: 28ms e Tdescida: 48ms). .	66
Figura 44 – Esquema elétrico dos botões.....	69
Figura 45 – Esquema elétrico do Display.	70
Figura 46 – Esquema elétrico do circuito de potência.	71
Figura 47 – Esquema elétrico da placa principal com o microcontrolador 8951.	72
Figura 48 – Esquema de potência do segundo protótipo.	73
Figura 49 – Esquema elétrico do tratamento do sinal que sai do sensor de pressão.	74
Figura 50 – Esquema elétrico do circuito de tratamento do sinal de comando da válvula proporcional.	75
Figura 51 – Esquema do microcontrolador ligado à válvula digital, ao conversor AD e ao conversor DA.....	76

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Frequência de respiração por minuto em diferentes equipamentos.....	9
Tabela 2 - Tempo de Subida e Descida das Válvulas.	34
Tabela 3 - Parâmetros da função de transferência para as duas válvulas.....	38

Lista de Abreviaturas e Siglas

VC	-	Ventilação Convencional
HFV	-	High Frequency Ventilation
PWM	-	Pulse Width Modulation.
PIP	-	Positive Inspiratory Pressure
PEEP	-	Positive End Expiratory Pressure

1 Histórico da Ventilação Mecânica

A falência de múltiplos órgãos e sistemas é uma reconhecida e prevalente causa de óbito. O quanto as atuais técnicas de ventilação mecânica possam estar contribuindo para esta evolução é algo que ainda não está definitivamente resolvido, principalmente devido à falta de estudos prospectivos, randomizados e controlados que possam transmitir segurança nas indicações e técnicas de suporte ventilatório.

O fole manual, utilizado para reavivar o fogo da lareira, foi utilizado por Paracelso por volta de 1530 para insuflar pulmões de pessoas recentemente falecidas. Vesalius, Hook e Hunter haviam demonstrado que animais com tórax aberto e que inevitavelmente morrem poderiam ser mantidos vivos pelo uso de pressão positiva nas vias aéreas.

Vesalius, ao realizar a autópsia de um nobre espanhol falecido, por curiosidade insuflou seus pulmões pela traquéia e o coração do homem começou a bater. No início do século XX, Ferdinand Sauerbrück, cirurgião alemão, desenvolveu a técnica de pressão positiva por máscaras faciais firmemente ajustadas. Tal técnica apresentava muitas desvantagens, entre elas a insuflação gástrica, o impedimento de aspirar as secreções brônquicas e a possibilidade de vômitos seguidos de broncoaspiração. Sauerbrück não chegou a utilizar a respiração endotraqueal. Sua aplicação no ser humano sofreria um lapso de mais de 300 anos.

Já a anestesia endotraqueal foi inicialmente usada em humanos por Frederic Trendelenberg em 1869, para a retirada de um tumor das vias aéreas superiores. Um balonete foi adaptado ao tubo, permitindo vedar totalmente a luz da traquéia, de forma a evitar a aspiração de sangue durante a cirurgia. Em 1893, George E. Fell descreveu um aparelho movido por um fole manual para ser aplicado ou por uma máscara muito bem vedada ou por um tubo de traqueostomia. O tubo era interrompido por uma válvula que quando ocluída pelo dedo do operador, permitia a insuflação do pulmão, embora, quando aberta, causasse a exalação passiva para atmosfera.

Aparelhos mecânicos movidos a eletricidade ou gás comprimido para a ventilação de animais ou seres humanos por traqueostomia ou tubos endotraqueais foram sendo desenvolvidos aceleradamente até a década de 1920.

Em 1934, Frenkner inventou o Spiropulsator, realizando automaticamente a insuflação intermitente dos pulmões. A ele é atribuída a criação da ventilação controlada mecânica.

A história da respiração mecânica no Brasil é recente. Até 1950 não se praticava respiração controlada mecânica no nosso meio. Foi quando, a convite do hospital IPASE, no Rio de Janeiro, veio ao Brasil para demonstrações de cirurgias torácicas, o famoso Clarence Crafoord, de Estocolmo, trazendo consigo o anestesista Olle Friberg. As conferências proferidas por Friberg no hospital do IPASE versaram sobre técnicas da anestesia para a cirurgia torácica, pondo em destaque o valor da ventilação pulmonar, principalmente a importância da respiração controlada, que tanto podia ser feita manualmente como mecanicamente pelo Spiropulsator. As idéias de Friberg, expostas com grande clareza, foram aceitas pelos presentes, principalmente pelo Dr. Cabral de Almeida.

Cabral de Almeida desenvolveu um ventilador mecânico ao qual deu o nome de pulmoventilador. Mesmo com consideráveis avanços na ventilação mecânica, esta não era virtualmente empregada fora do centro cirúrgico. O pulmão de aço continuava a ser o único tratamento da insuficiência respiratória da poliomielite, uma infecção epidêmica da primeira metade deste século.

O pior surto epidêmico de poliomielite aconteceu em 1952, deixando 57000 pessoas mortas ou com seqüelas de paralisia. Os casos mais graves da doença eram acompanhados de dificuldade de deglutição por parte dos infectados, de forma que as crianças morriam em insuficiência respiratória e afogadas em suas próprias secreções. A idéia de tratar a insuficiência respiratória destes pacientes com um respirador mecânico vinha sendo perseguida há muitos anos, desde o início do século.

O primeiro suporte mecânico que se tornou universalmente aplicado em todo mundo foi um respirador desenvolvido por Philip Drinker, engenheiro, instrutor da Faculdade da Universidade de Harvard na área de saúde industrial.

Em 1926, Drinker desenvolveu uma câmara de ventilação mecânica, na qual no seu interior era criada uma pressão negativa e positiva alternadamente em volta do corpo e mantendo a abertura das vias aéreas em contato com a atmosfera. Testes em seres humanos comprovaram sua eficácia e, em 1931, uma grave epidemia de poliomielite aumentou a demanda destes respiradores. A partir de então, todo hospital nos Estados Unidos viria a possuir uma máquina destas.

Em 1952, no auge do pior surto de poliomielite na Dinamarca, havia tempos em que até 70 pacientes exigiam simultaneamente respiração artificial no Hospital Blegdam, Copenhague. Ao contrário dos Estados Unidos, onde já havia um grande número de pulmões de aço, este equipamento era escasso na Dinamarca. Após a morte de 27 dos primeiros 31 pacientes, o Dr. Lassen, médico chefe do Hospital, convocou Bjork Ibsen para saber se os modernos aparelhos de anestesia utilizados no centro cirúrgico poderiam servir de alguma valia.

Em um curto espaço, o método de escolha para controlar a paralisia respiratória da poliomielite foi a realização de traqueostomia com um tubo de balonete, comprimindo manualmente a bolsa de anestesia com 50% de oxigênio em um circuito provido de canister para absorção de CO₂.

O fato mais importante deste período foi a constatação de que os resultados obtidos com a ventilação por pressão positiva revelaram tratar-se de um método de tratamento muito superior. A mortalidade, quando comparada com os respiradores de pressão negativa, havia sido reduzida à metade.

Em 1957, Bjork e Engstrom descreveram o uso rotineiro de cânulas de traqueostomia de metal vestidas com um balonete inflável no cuidado de pacientes cirúrgicos após a ressecção pulmonar. Esta, e outras máquinas similares eram o que seriam chamadas hoje de respiradores ciclados a volume. Logo após, aparelhos tipo Bennet PR1 e Bird, ciclados a pressão foram desenvolvidos.

Progressos adicionais para que a ventilação mecânica para a insuficiência respiratória atingisse a universalidade que hoje desfruta seriam exigidos, como, por exemplo, o conhecimento da fisiologia respiratória e das trocas gasosa e o desenvolvimento de umidificadores aquecidos, empregados para evitar as complicações de ressecamento de secreções e sangue nos tubos e a oclusão das vias aéreas.

A partir de 1970, constatou-se que para, prover uma ventilação alveolar adequada em pacientes com doença pulmonar grave, eram necessárias altas pressões nas vias aéreas e que estas pressões poderiam ser aumentadas ainda mais com a pressão positiva na fase expiratória (PEEP).

Para melhorar a sincronização do paciente como respirador foi introduzido a modalidade assistida, aplicada tanto a respiradores ciclados a pressão como àqueles ciclados a tempo, cujo ciclo da fase inspiratória era deflagrado pelo esforço do próprio paciente.

Na década de 1980 popularizaram-se os respiradores microprocessados, que permitiam selecionar diferentes modalidades respiratórias e diferentes formas de fluxo inspiratório.

Na década de 1990, a monitoração da função respiratória já se havia consolidado como não-invasiva. Em grande parte, o estudo da mecânica respiratória se baseava na medida do volume corrente por integração digital do sinal gerado por fluxômetro. O oxímetro de pulso, o capnógrafo e a análise da mecânica respiratória trazidos à beira do leito, incorporados em monitores específicos ou ao próprio respirador, permitiram o conhecimento, em tempo real, da fisiologia do sistema respiratório, assim como os efeitos da ventilação mecânica para determinado paciente, em determinado momento.

2 Conceitos Básicos de Ventilação Mecânica

2.1 Sistema de Ventilação

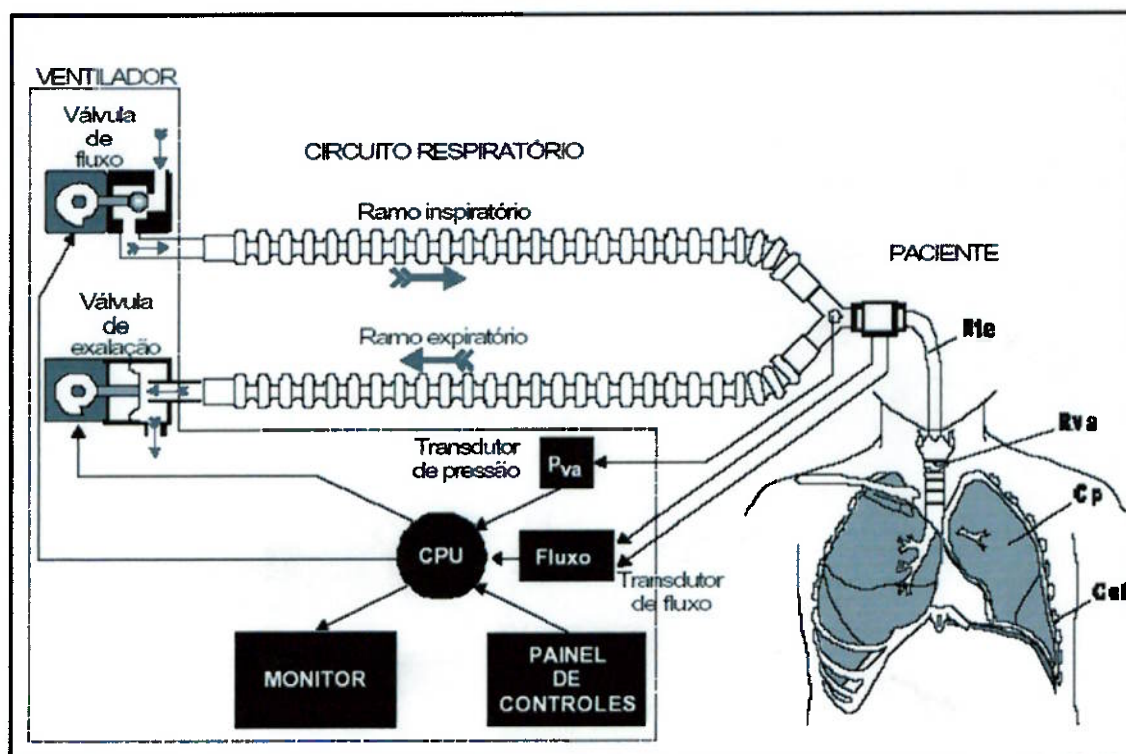


Figura 1 – Esquema do funcionamento básico de um ventilador mecânico, do circuito respiratório e do paciente.

O modelo simplificado de ventilador é constituído por uma válvula de fluxo, uma válvula de exalação, transdutores de pressão e fluxo, painel de controle e monitoração e circuito de controle.

A válvula de fluxo do modelo tem a via de entrada ligada a uma fonte de ar e/ou oxigênio. A pressão de alimentação das válvulas de fluxo se situa geralmente em torno de 1 a 1,5 atmosfera e estas válvulas são controladas por microprocessadores.

A saída da válvula de fluxo é ligada ao ramo inspiratório do circuito do paciente.

A extremidade do ramo expiratório é ligada à válvula de exalação. Também esta válvula é controlada por um microprocessador.

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 sinal elétrico. A medida de volume é obtida pelo sinal de fluxo, captado por pneumotacógrafos, turbinas ou anêmonos de fio aquecido. A integração do sinal de fluxo pelo microprocessador fornece o valor dos volumes exalados e inspirados.

A partir dos controles efetuados no painel de controle e da monitoração realizada pelos transdutores de pressão e fluxo é realizado o controle das válvulas de fluxo e exalação pelo circuito de controle do ventilador.

De forma bastante simples, o ventilador inicia a fase inspiratória abrindo a válvula de fluxo e fechando a válvula de exalação. O final da fase inspiratória coincidirá com o início da fase expiratória, com o ventilador fechando a válvula de fluxo e abrindo a válvula de exalação.

2.2 Modos de Ventilação Mecânica Convencional

A descrição funcional do ventilador artificial pode ser feita a partir dos modos como são controlados os ciclos ventilatórios. Os modos ventilatórios definem a forma como os ciclos ventilatórios são iniciados, mantidos e finalizados. O ciclo ventilatório inclui tanto a fase inspiratória como a expiratória, entretanto as classificações dos ciclos e dos modos têm-se baseado principalmente, na fase inspiratória.

Os ciclos podem ser classificados em três tipos:

- ciclos controlados;
- ciclos assistidos;

- ciclos espontâneos.

Os ciclos controlados são iniciados, controlados e finalizados exclusivamente pelo ventilador. Os ciclos assistidos são iniciados pelo paciente, controlados e finalizados pelo ventilador. Os ciclos espontâneos são iniciados pelo paciente, assim como controlados e finalizados parcialmente ou totalmente, podendo se rparcialmente assistidos pelo ventilador.

Quanto aos modos, geralmente os ventiladores apresentam quatro modos básicos de ventilação:

- **Modo Controlado:** o ventilador disponibiliza apenas ciclos controlados, baseados numa frequência respiratória programada.
- **Modo Assistido:** o ventilador disponibiliza ciclos controlados e assistidos. Na ausência de esforço inspiratório do paciente, o ventilador mantém ciclos controlados na frequência programada.
- **Modo SIMV (*synchronized intermittent mandatory ventilation*):** o ventilador disponibiliza os ciclos controlados, assistidos e espontâneos, de acordo com as necessidades do paciente.
- **Modo CPAP (*continuous positive airway pressure*):** o ventilador disponibiliza apenas ciclos espontâneos.

Vários modos de controle são aplicados através destes quatro modos básicos, como os modos Volume Controlado, Pressão Controlada, Pressão Suporte e outros. O modo de ventilação que iremos focar nesse projeto será o de pressão limitada descrito abaixo.

2.3 Modo Pressão Limitada (PL)

Neste modo o fluxo é mantido contínuo na via aérea, o controle do ciclo está na válvula de exalação que abre liberando o ar para o ambiente durante a exalação e fecha (parcial ou totalmente) de modo a controlar a pressão desejada durante a inspiração. Logo a pressão inspiratória é controlada pela válvula de exalação. Se, durante a fase

inspiratória, a pressão na via aérea se mantiver abaixo do limite ajustado a válvula de exalação permanecerá fechada e todo o fluxo ajustado será dirigido ao paciente. Caso contrário, limitará a pressão na via aérea permitindo que parte do fluxo contínuo escape para o ambiente.

2.4 Ventilação em Alta Frequência (HFV)

Desde o desenvolvimento da ventilação assistida nos últimos 20 anos, as taxas de sobrevivência de recém nascidos com distúrbios pulmonares aumentou consideravelmente. Infelizmente, esse fato foi acompanhado por um aumento do número de recém nascidos com lesões pulmonares, incluindo as síndromes de escape de ar (enfisema pulmonar intersticial, pneumotorax) e displasia broncopulomonar (BPD).

As síndromes de escape pulmonar ocorrem em 24% de todas as crianças que requerem ventilação assistida, enquanto que a BPD ocorre em 25 % das crianças com peso muito baixo que sobrevivem. Essas complicações se devem, em parte, pela exposição prolongada das vias aéreas e tecidos pulmonares a altas pressões de inspiração.

Além disso, algumas crianças ainda morrem de falência respiratória mesmo com o uso dos ventiladores convencionais disponíveis atualmente.

A ventilação convencional (VC) tem sido aplicada de modo a corresponder a respiração de crianças saudáveis durante a ventilação espontânea, ou seja, uma respiração com baixas frequências e altos volumes correntes. Mas para insuflar pulmões com altos volumes e com baixa complacência é necessária uma pressão muito elevada, o que pode causar barotrauma.

Para diminuir este problema, vários sistemas capazes de fornecer respiração a alta frequência foram desenvolvidos. Com esses aparelhos, uma troca gasosa adequada pode ser garantida a altas frequências ventilatórias ,com baixos volumes correntes e baixas pressões nas vias aéreas.

Quando comparada com a VC, a HFV mantém a troca gasosa adequada em neonatais criticamente doentes, com pressões nas vias aéreas menores.

Pode-se dividir a ventilação em alta frequência em três tipos que diferem entre si no modo de construção e funcionamento do aparelho. Na tabela abaixo, seguem os valores da frequência respiratórias nesses tipos de HFV. Esses valores serão tomados como referência para o desenvolvimento deste trabalho:

Tabela 1 – Frequência de respiração por minuto em diferentes equipamentos.

	Jet Ventilation	Oscillators	Conventional
Frequência de respiração (ciclos/min)	>600	300 – 3000	2 – 60

Obs.: Um ciclo corresponde a uma inspiração e uma expiração.

3 Objetivos do Projeto

O objetivo do projeto reside no estudo do sistema capaz de controlar a válvula de exalação para condições de trabalho em alta frequência. Neste sistema a pressão da linha (utilizada nos hospitais), que é de um valor próximo a 90 psi (6334 cmH₂O), passa por uma válvula reguladora de pressão, que se encontra dentro do aparelho, e cai para um valor em torno de 23 psi fixo (1619 cmH₂O). Essa pressão é a que alimenta os dispositivos pneumáticos do ventilador pulmonar, como a válvula de fluxo. Através dessa pressão que começaremos o projeto do sistema de controle da válvula de exalação.

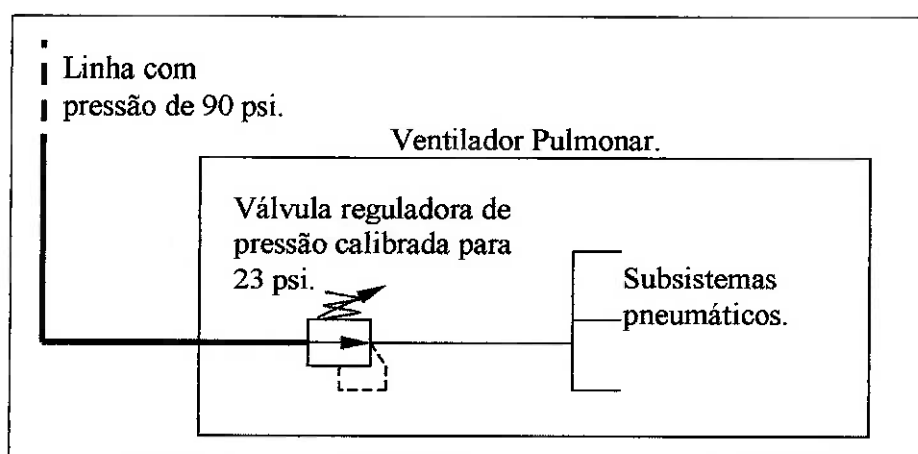


Figura 2 – Esquema de alimentação de pressão para o ventilador pulmonar .

Partindo-se dessa alimentação foi proposto o seguinte subsistema para o controle da válvula de exalação:

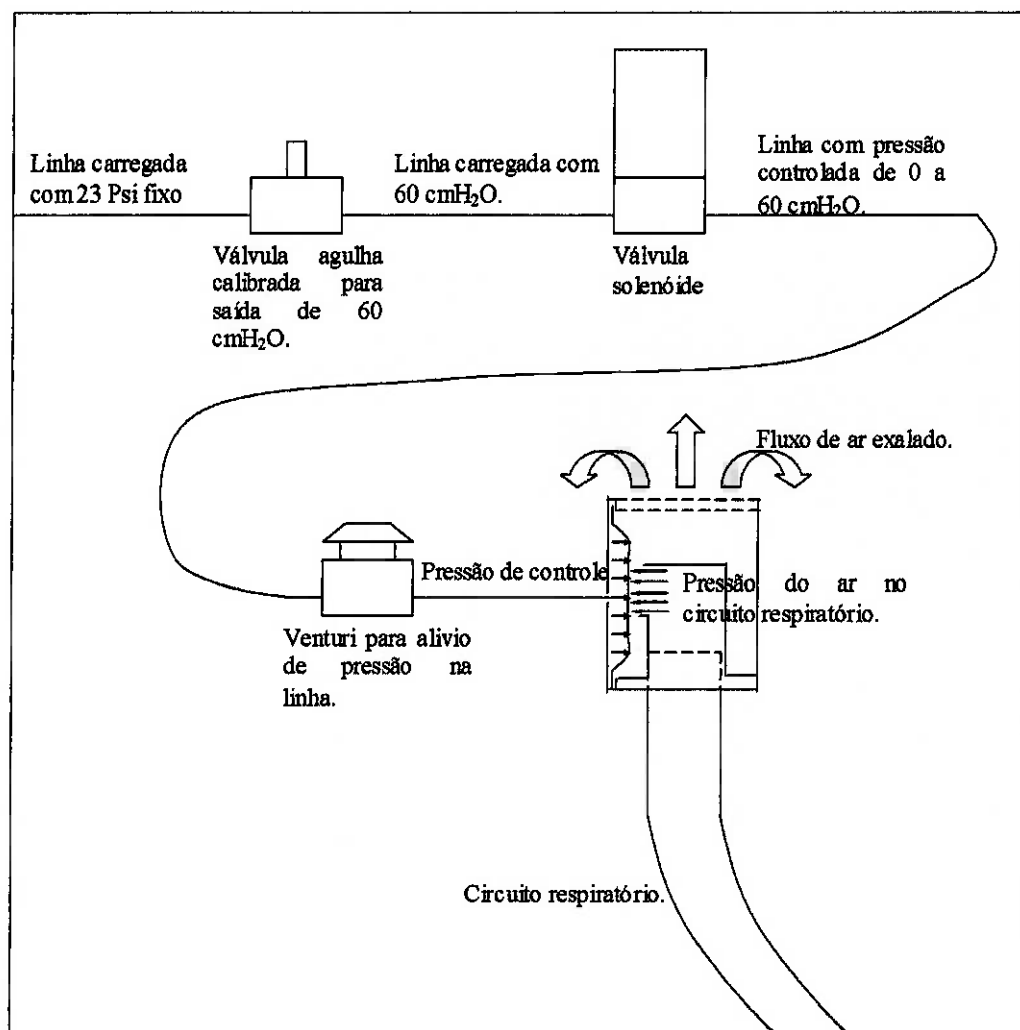


Figura 3 – Esquema de montagem do sistema de controle da válvula de exalação (válvula PipPeep).

Esse subsistema funciona da seguinte forma: O fluxo de ar que alimenta o sistema (com pressão de 23 psi – 1619 cmH₂O) passa por uma restrição (válvula agulha que é calibrada para, durante fluxo máximo, permitir que a pressão de controle no diafragma atinja somente 60 cmH₂O). O fluxo de ar passa por uma válvula solenóide comandada por um controlador. Essa válvula estabelece a pressão de controle, podendo variar de zero, tampando completamente a passagem do fluxo de ar, até a pressão 60 cmH₂O, abrindo completamente. Entre a válvula solenóide e o diafragma existe ainda uma válvula venturi. Esta válvula é responsável por abrir o escape de ar do sistema a fim

de diminuir a pressão do mesmo quando a válvula solenóide se aproxima de seu fechamento. Finalmente, na saída do venturi, tem-se a pressão de controle. Esta pressão atua em um diafragma que abre ou fecha a saída da válvula de exalação conforme a diferença entre esta pressão (multiplicada pela sua área de atuação) e a pressão no circuito respiratório (multiplicada pela sua área de atuação, que no caso equivale a metade da área de atuação da pressão de controle). Logo temos a seguinte expressão da relação entre a pressão no circuito respiratório e a pressão de controle:

$$P_{circuito} \cdot A = 2 \cdot A \cdot P_{controle} \Rightarrow P_{circuito} = 2 \cdot P_{controle}$$

OBSERVAÇÃO: Essa relação de pressão somente é verdadeira durante o tempo em que a pressão no circuito respiratório tender a ser maior que duas vezes a pressão de controle. Quando isso acontecer o diafragma abre a abertura da válvula de exalação de modo a deixar o excesso de pressão escapar na forma de fluxo de ar. Enquanto essa situação não ocorre o diafragma, graças a pressão de controle, permanece fechado.

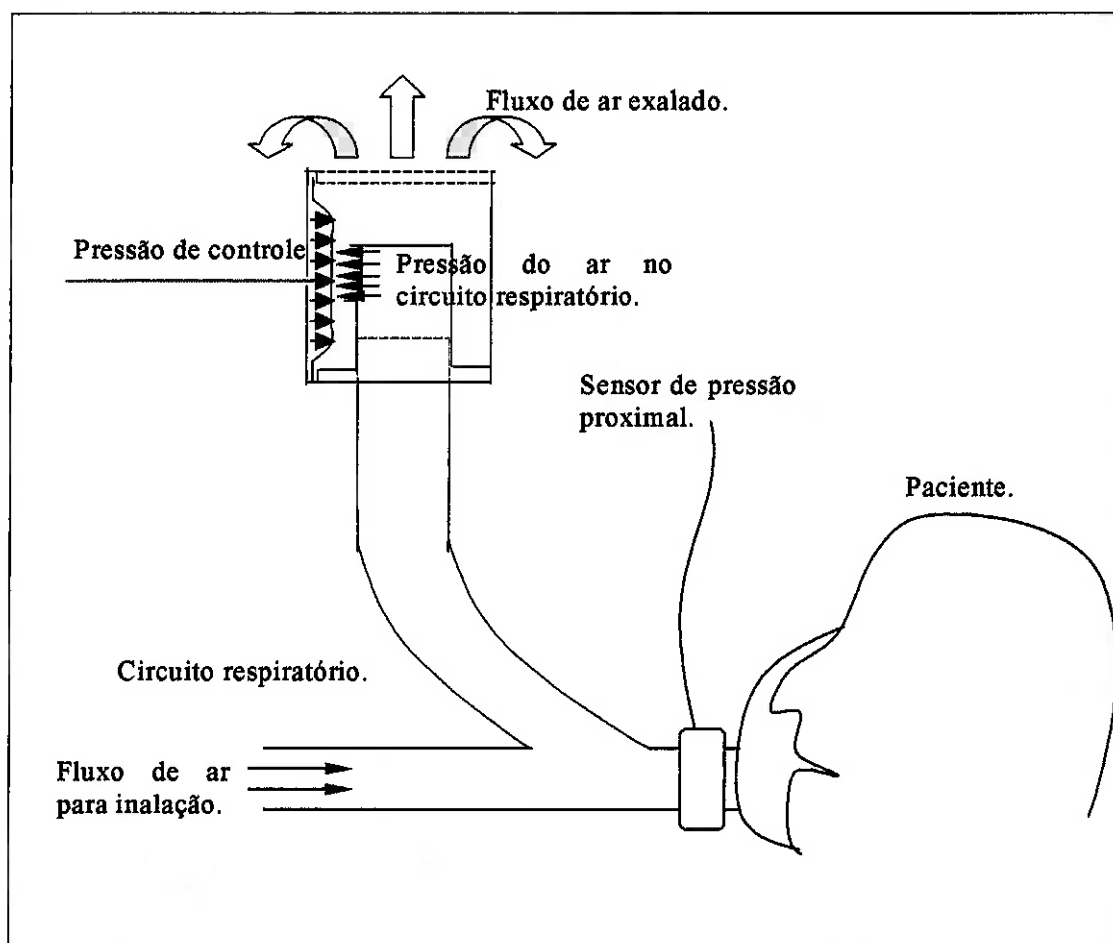


Figura 4 – Esquema da conexão do sistema e sensor de pressão com o paciente.

Através da Figura 4 percebe-se a conexão do sensor de pressão ao circuito respiratório, é através deste sensor, também utilizado para outras finalidades, que o sistema a ser projetado será realimentado, excluindo assim a necessidade da implementação de novos sensores.

Para o proposto controle será utilizado um ventilador convencional da empresa Intermed Equipamento Medico Hospitalar LTDA que já possui uma plataforma de hardware estabelecida. Portanto este trabalho estará focado na parte de desenvolvimento e implementação de algoritmos de controle microprocessado do sistema da válvula de exalação bem como o estudo dos diferentes atuadores já mencionados acima.

4 Descrição dos equipamentos utilizados

4.1 Válvulas solenóides

Estas válvulas trabalham controladas pela corrente ao qual são impostas. A corrente elétrica que passa pela bobina gera um campo que exerce uma força na haste de ferro e esta, abre ou fecha o circuito pneumático.

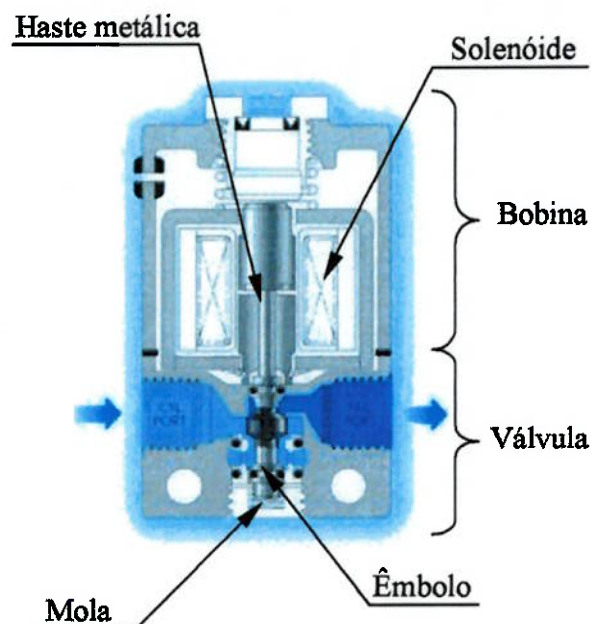


Figura 5 – Desenho esquemático de uma válvula solenóide.

Existem dois tipos de válvulas solenóides que serão analisadas neste projeto: a válvula solenóide proporcional e a solenóide digital (de dois estados, aberto e fechado).

Essas válvulas serão analisadas conforme sua eficiência no controle da pressão proximal do paciente. Como meta de projeto pretendemos construir um modo de ventilação inspirado na pressão limitada (PL) de alta frequência (acima da convencional) e com volumes de trabalhos pequenos (comumente utilizado em neonatos). Como

características dessa ventilação tomamos como referência valores dados pelos seguintes equipamentos:

4.1.1 Válvula solenóide proporcional

A válvula solenóide proporcional estabelece uma abertura proporcional à corrente que atravessa a bobina. Dessa forma estabelece-se uma relação de forças que vem da mola sobre a haste e do campo gerado pela corrente na bobina sobre a haste. Essa relação de forças determina o deslocamento da haste e, conseqüentemente, a abertura da válvula. A válvula solenóide proporcional escolhida foi a da Parker (Pneutronics Division).



Figura 6 – Válvula solenóide proporcional

Por facilidade de obtenção foram escolhidos para análise os modelos 2 (tamanho de orifício 0.02" = 510 mm) e 3 (tamanho de orifício 0.03" = 762 mm) dessas válvulas. Como pode-se esperar pelo gráfico da Figura 7, corrente x fluxo nessas válvulas, o tempo de resposta destas válvulas será maior no modelo 2 pois este possui fluxo máximo menor.

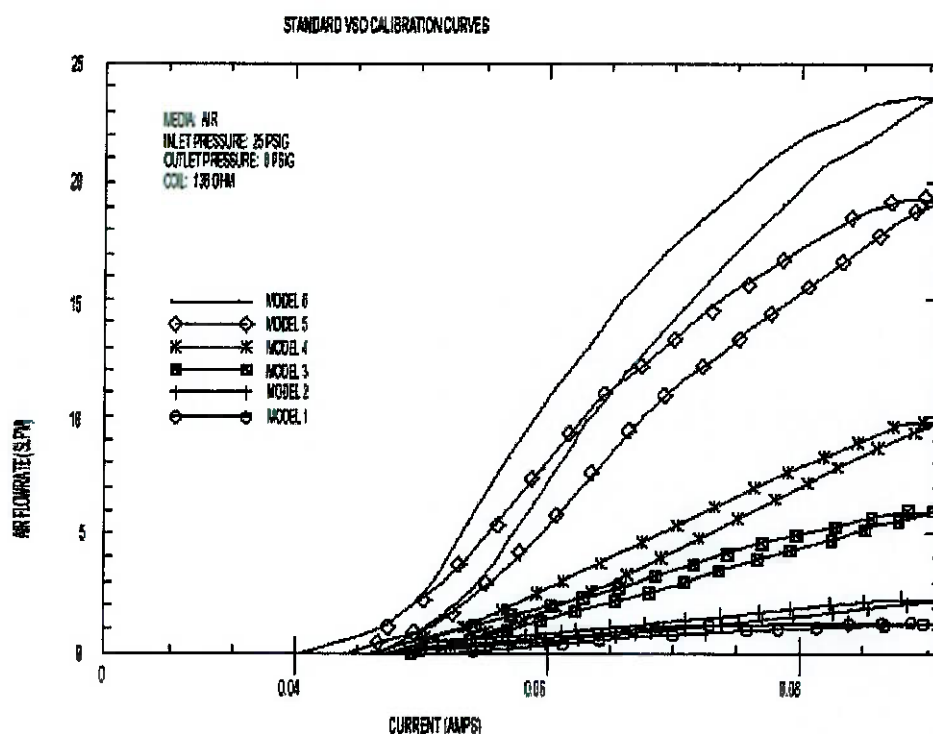


Figura 7 – Relação Corrente x Fluxo na válvula solenóide proporcional.

A fim de analisar quão varia o tempo de resposta do sistema foram tomados gráficos do tempo de resposta (em termos da pressão de controle) do sistema (válvula solenóide proporcional e válvula venturi) a uma entrada degrau.

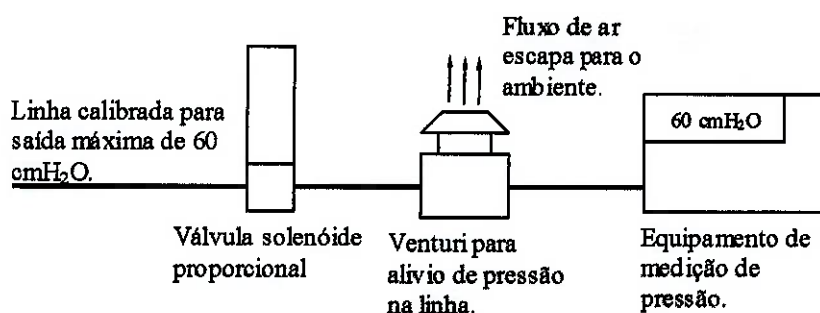


Figura 8 – Esquema de montagem do ensaio para o sistema em malha aberta

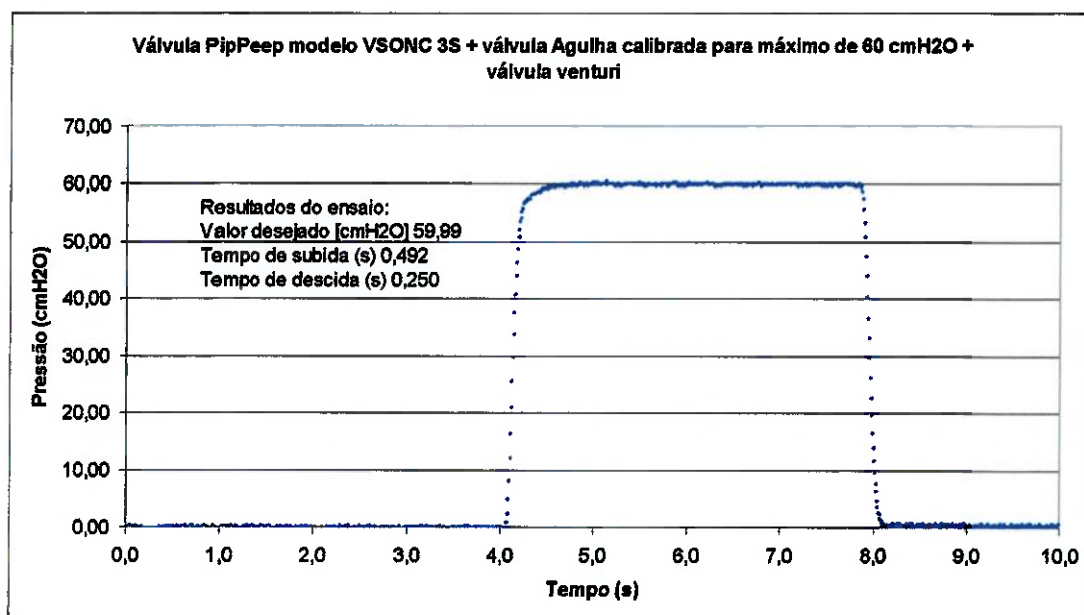


Figura 9 – Resposta do sistema em malha aberta a entrada degrau e usando a válvula proporcional modelo VSONC 3S.

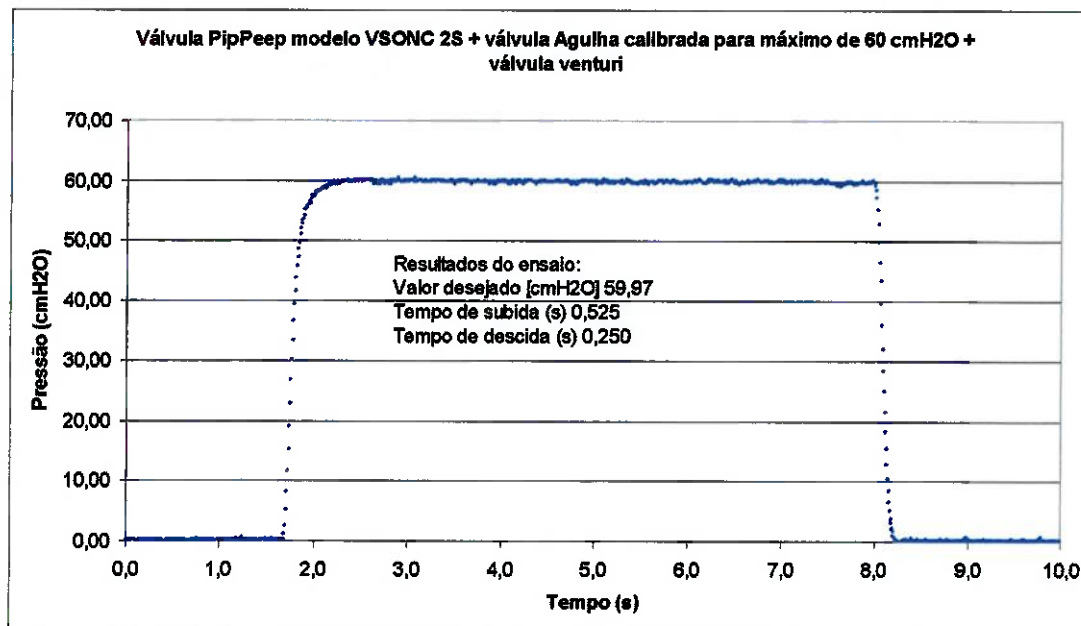


Figura 10 – Resposta do sistema em malha aberta a entrada degrau e usando a válvula proporcional modelo VSONC 2S.

Através dos dois gráficos anteriores percebe-se que a válvula modelo 3 possui um tempo de resposta bem menor que a válvula modelo 2. Dessa forma foi escolhida a válvula de modelo 3 para a análise do sistema com a válvula proporcional.

4.1.2 Válvula solenóide digital



Figura 11 – Válvula solenóide de controle discreto.

As válvulas solenóides digitais por sua vez apresentam algumas características diferentes. As analisadas são construídas de modo a ciclarem a altas frequências de modo que o controle da pressão é realizado enviando um sinal PWM para esta válvula. É a largura de pulso ON (duty cycle) do sinal que define o tempo no qual a válvula estará aberta.

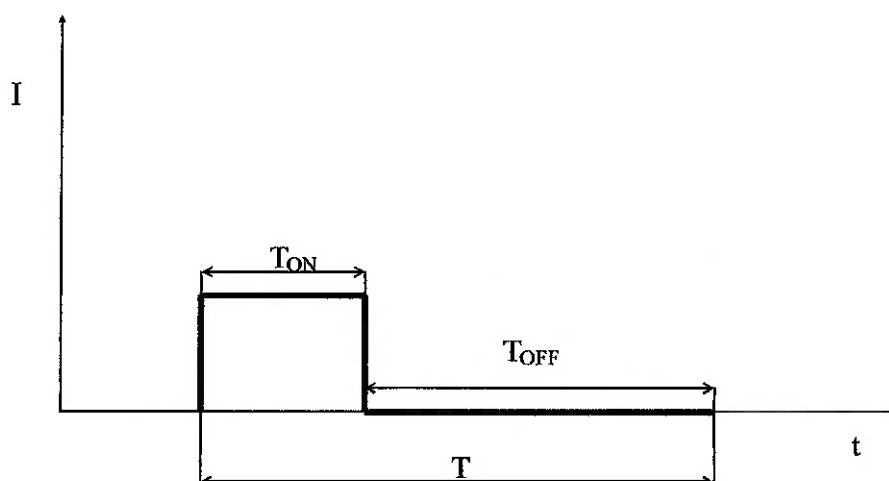


Figura 12 – Esquema de Duty Cycle.

Dessa forma, em média, temos uma pressão que pode variar entre a mínima (0 cmH₂O) e a máxima (60 cmH₂O). A análise deste mecanismo será efetuada em uma próxima etapa e deverá levar em conta o ruído (a ciclagem, abertura e fechamento, da válvula gera um sinal sonoro que pode ser incômodo dependendo da frequência de utilização) e eficiência com relação ao tempo de vida do equipamento (esse tipo de equipamento possui vida útil dada por ciclos de abertura e fechamento) e eficiência do sistema se comparada com a válvula solenóide proporcional.

4.2 Válvula Venturi

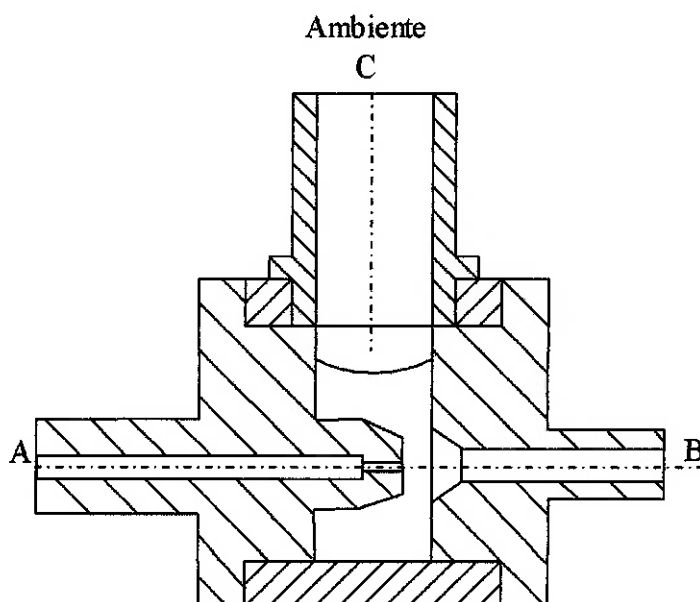


Figura 13 – Corte Lateral do Venturi.

O venturi utilizado neste trabalho está mostrado em corte na Figura 13. Seu princípio de funcionamento é o seguinte: Quando a pressão do lado A é maior que do lado B (o que no nosso sistema corresponde à inspiração) o ar circula pelo canal de A para B, aumentando a pressão no lado B do sistema. Quando a pressão em B aumenta de modo a se igualar à pressão no lado A, o excesso de fluxo é liberado pelo canal C, de maneira que a partir deste ponto a pressão em B não mais se eleva. Esta descrição corresponderia ao processo de inspiração, onde a válvula atuadora estaria aberta liberando um fluxo de ar para que se atinja a pressão de controle desejada.

Já no processo de expiração, a válvula atuadora estaria fechada impedindo o fluxo de ar de B para A. O ar exalado, então circula pelo canal B em direção ao canal C aberto no ambiente, por onde o caminho é mais fácil de ser percorrido.

Para estudar o comportamento do venturi em regime permanente montamos o mesmo sistema, em malha aberta, para análise das válvulas solenóides proporcionais (Figura 8). O resultado pode ser comprovado pela Figura 14 abaixo:

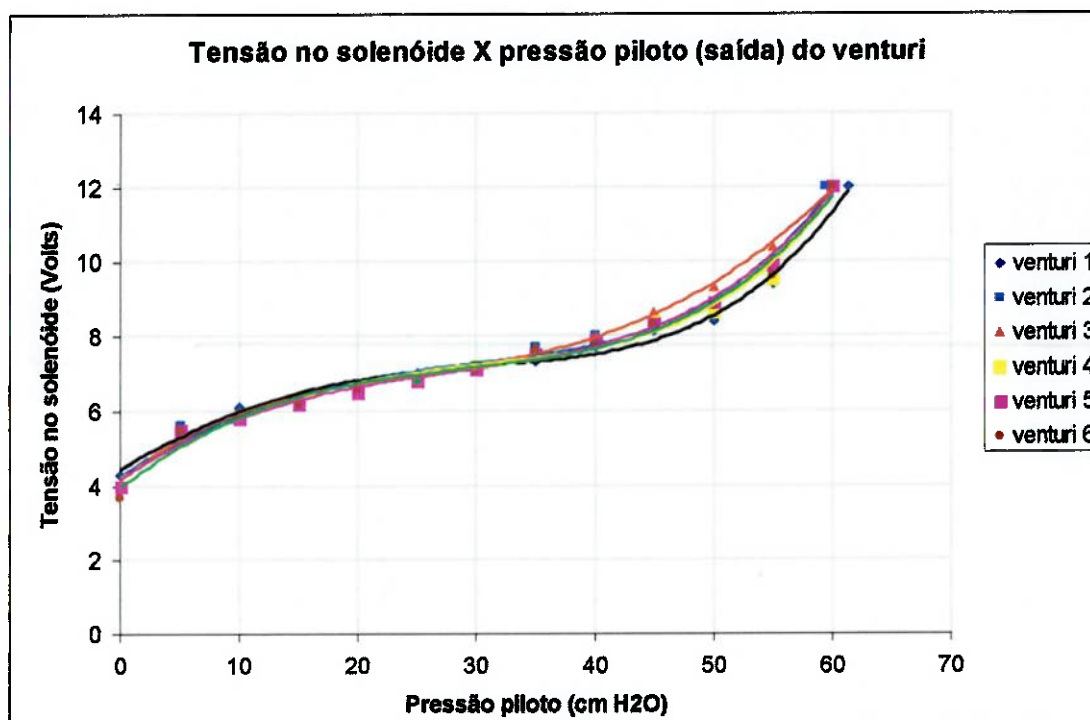


Figura 14 – Resposta em regime permanente de 6 válvulas venturi.

4.3 Transdutor de Pressão

O Transdutor de Pressão utilizado neste projeto é o modelo 162PCOID pertence à empresa Honeywell. Este tipo de sensor mede pressão diferencial, ou seja, ele mede uma diferença de pressão existente entre dois pontos do sistema respiratório, emitindo um sinal elétrico proporcional à diferença de pressão.

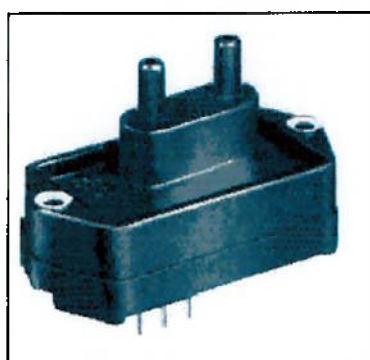


Figura 15 – Transdutor de pressão utilizado.

Basicamente, este sensor é composto de quatro piezoresistores, imersos num diafragma fino de silicone. Uma mudança de pressão causa uma flexão no diafragma induzindo uma deformação nos resistores nele enterrados. Desse modo, os valores do resistor mudam proporcionalmente a esta tensão aplicada, produzindo um sinal elétrico.

Suas especificações técnicas são:

- Sensor de pressão diferencial
- Voltagem de Excitação : 8,0 V
- Voltagem a pressão nula : 1,0 V
- Voltagem a pressão máxima: 6,0 V
- Span: 5,0 V
- Range: 0 a 70,30 cmH₂O
- Sensibilidade: 25mV/cmH₂O

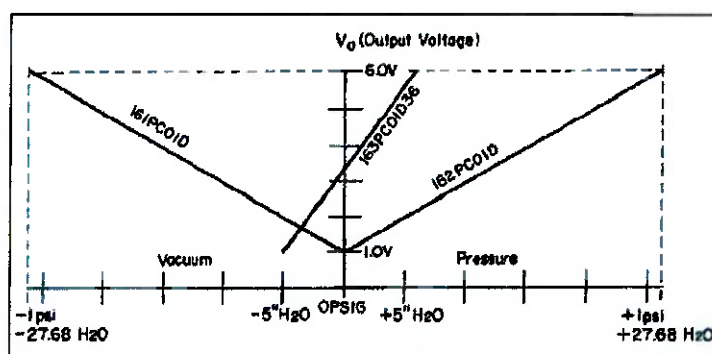


Figura 16 – Curva de saída da voltagem do sensor em relação à pressão de entrada.

5 Hipóteses Simplificadoras

Durante o desenvolvimento deste projeto, algumas hipóteses simplificadoras serão tomadas de modo a permitir focalizar a análise da variável de interesse, no caso, a pressão de controle.

Estaremos admitindo que no circuito respiratório, a pressão no lado do paciente, que aumenta conforme a válvula de fluxo injeta gás no circuito, se estabiliza de maneira rápida. Desse modo, o controle do sistema recairá sobre a válvula de exalação, mais precisamente sobre a pressão fornecida pela válvula solenóide.

Além disso, consideramos a resistência e a complacência das tubulações do circuito desprezíveis de tal forma que a pressão na saída da válvula solenóide é a mesma que se encontra na entrada da válvula de exalação.

6 Problemas encontrados na primeira fase

Percebemos que houve um erro na medição dos sinais analisados (Figura 9 e Figura 10) no item “**4.1.1 Válvula solenóide proporcional**”. Foi percebido que o ΔT entre dois pontos não correspondia à realidade. Isso somado ao fato de que nesse método não podemos visualizar o tempo de atraso entre ligarmos a válvula e o início de subida da pressão fez com que projetássemos um novo aparelho de medição (item 9.1).

7 Esquema da malha fechada a ser projetada

Partindo do sistema comentado e das hipóteses simplificadoras acima temos o seguinte sistema a ser modelado:

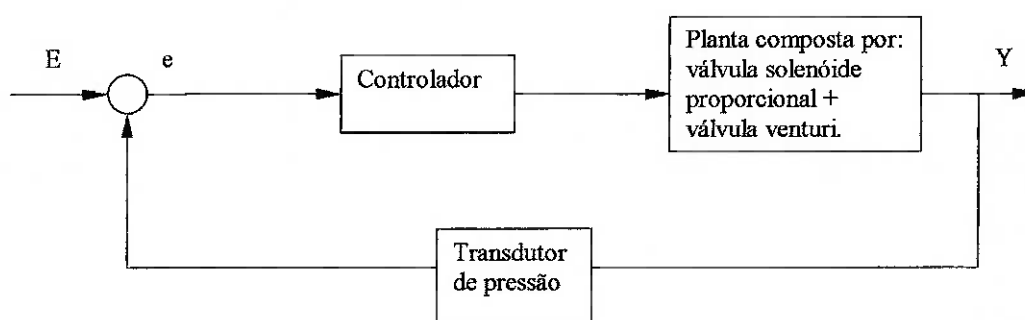


Figura 17 – Esquema da malha fechada a ser modelada.

8 Planejamento de Atividades

Inicialmente buscaremos a modelagem dos componentes em malha aberta determinando as funções de transferências das válvulas proporcional e discreta, descritas no capítulo 4.

Após a modelagem dos componentes iremos avaliar o desempenho dos dois tipos de válvulas que estão em estudo.

Depois disso, iremos determinar o melhor controlador para planta e definir seus parâmetros. Após testes para verificar se as especificações do projeto foram satisfeitas, partiremos para a implementação física do controlador, que constitui o desenvolvimento do software de controle em programação C e testes na bancada do projeto, para a sua validação.

9 Modelagem Matemática dos Componentes em Malha Aberta

A grande dificuldade inicial deste trabalho foi encontrar referências bibliográficas sobre a válvula Venturi que fornecessem algum tipo de modelo matemático de seu funcionamento. Uma primeira abordagem do problema se dará com a utilização das figuras 9 e 10, que representa a resposta no tempo do conjunto válvula solenóide mais Venturi.

Iremos abordar esses dois elementos como um sistema de primeira ordem e utilizar o dados dos gráficos citados para encontrar os parâmetros da função de transferência do sistema. Para tanto, é preciso verificar se não há nenhum atraso de tempo entre o acionamento do solenóide da válvula e a elevação da pressão no circuito após o Venturi, e se houver, qual o seu valor.

9.1 Ensaios das Válvulas Solenóide Proporcional e Digital

Para realizar os ensaios das válvulas e verificação do tempo de resposta, foi construído um aparelho para ciclar a válvula de exalação. Este equipamento pode ser visualizado nas figuras abaixo:



Figura 18 - Equipamento utilizado para ensaio da Válvula Proporcional e Digital.

Este circuito foi projetado no programa Orcad e pode ser visualizado nos esquemas da.

Como este aparelho não possui sensor de pressão também foi utilizado o ventilador pulmonar Inter3 da empresa Intermed Equipamentos Médicos Hospitalares Ltda. O Inter3 possui uma saída RS232 onde um de seus pinos representa o Terra e o outro transmite continuamente o sinal de pressão.

O sistema funciona da seguinte maneira:

O microprocessador envia um sinal PWM para válvula solenóide que funciona normalmente aberta. As válvulas ensaiadas foram :

- válvula solenóide proporcional;
- válvula solenóide digital;

A válvula solenóide proporcional trabalha normalmente aberta. Conforme se aplica uma tensão sobre ela, há uma variação na abertura de sua restrição, obstruindo a passagem de fluxo.

A válvula solenóide digital também trabalha normalmente aberta, sendo que ela apresenta apenas dois estados: ou totalmente fechada ou totalmente aberta. O fluxo na sua saída dependerá do duty cycle.



Figura 19 - Ligação do aparelho com o sensor de pressão do Inter 3 .

Para analisar o sinal proveniente do Inter3 foi usado um osciloscópio da HewlettParker:

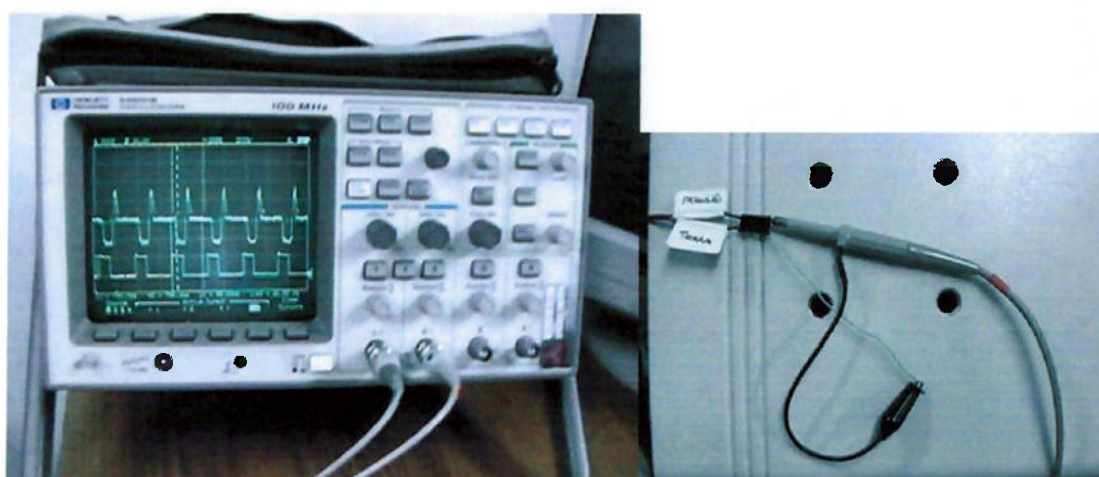


Figura 20 - Osciloscópio utilizado e conexão com Inter 3.

9.1.1 Válvula Solenóide Proporcional

A resposta do ensaio com a válvula proporcional sob entrada degrau pode ser analisada abaixo:



Figura 21 - Resposta da Válvula Proporcional.

Para esta curva de resposta, aplicou-se a máxima tensão possível na válvula, que corresponde a 12 V.

Notou-se que não há tempo de atraso considerável.

9.1.2 Válvula Solenóide Digital

Já a resposta do ensaio com a válvula digital pode ser analisada abaixo. Percebe-se que o tempo de resposta dessa válvula é muito menor que o da válvula proporcional.

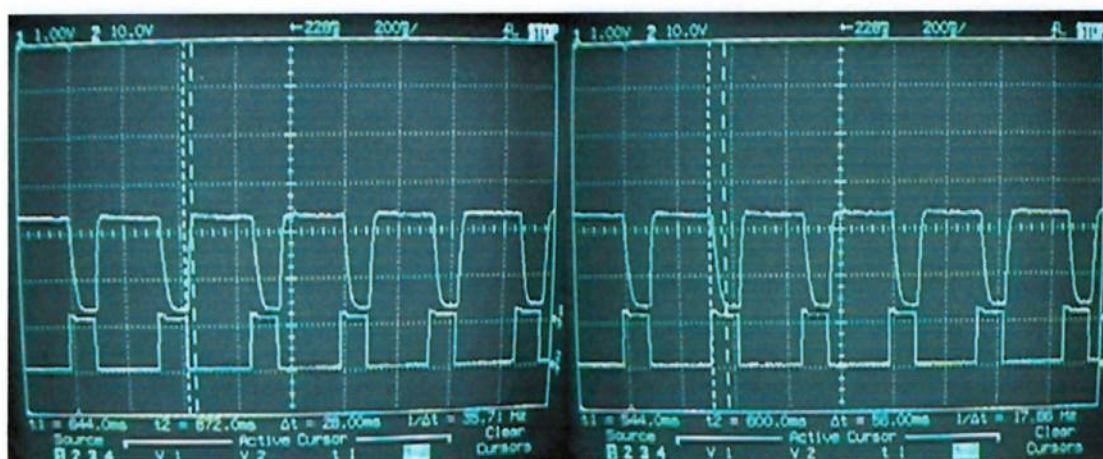


Figura 22 - Resposta da Válvula Digital.

Da mesma forma que no ensaio anterior, o tempo de atraso não é significativo.

9.1.3 Comparação de Resultados

Os dados obtidos nos ensaios podem ser resumidos na tabela abaixo:

Válvula Solenóide	Tempo de Subida	Tempo de Descida
Digital	25 ms	56 ms
Proporcional	92 ms	104 ms

Tabela 2 - Tempo de Subida e Descida das Válvulas.

A partir desses dados, podemos concluir que a válvula proporcional apresenta um desempenho bem abaixo em comparação com a válvula digital.

9.2 Função de Transferência do Sistema

Para uma primeira análise do sistema, iremos considerá-lo como sendo um sistema de primeira ordem, que pode ser aproximado pela seguinte função de transferência:

$$G(s) = \frac{P(s)}{V(s)} = \frac{K}{Ts + 1}$$

onde $G(s)$ é a relação entre a pressão na saída do venturi e voltagem aplicada na válvula. O sistema pode ser visto na figura abaixo:

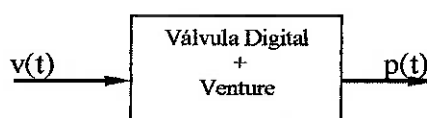


Figura 23 - Sistema Analisado.

Os valores de K e T podem ser obtidos experimentalmente através da análise da resposta a um degrau unitário:

$$E(s) = \frac{1}{s}$$

Desse modo, a saída do sistema será:

$$G(s) = \frac{P(s)}{V(s)} = \frac{P(s)}{E(s)} \frac{K}{Ts+1} \cdot \frac{1}{s}$$

A resposta no tempo para $p(t)$ será dada por:

$$p(t) = K \left(1 - \exp \left[-\frac{t}{T} \right] \right)$$

Calculando o valor de $p(T)$, $p(2T)$, $p(3T)$ e $p(4T)$ obtemos:

$$p(T) = 0,632K$$

$$p(2T) = 0,865K$$

$$p(3T) = 0,950K$$

$$p(4T) = 0,982K$$

Com um degrau unitário na entrada do sistema, o valor final da saída é igual a constante K . A constante de tempo T pode ser determinada através da relação $p(T)=0,632K$. Figura 24 ilustra como obter os parâmetros de um sistema de primeira ordem:

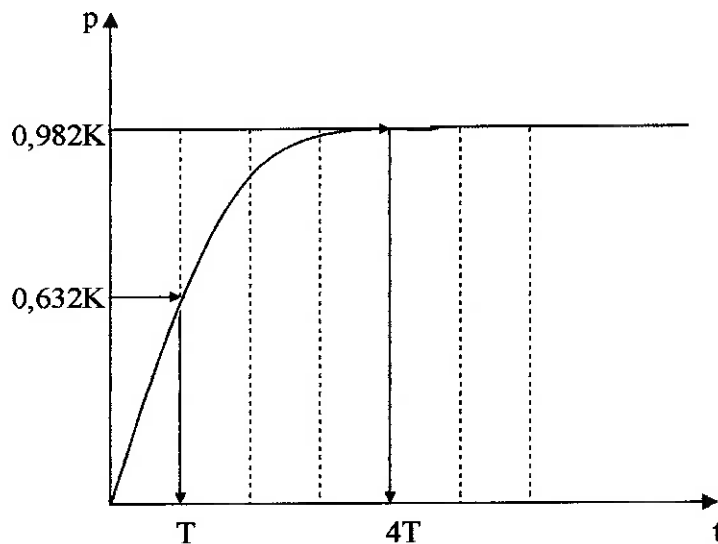


Figura 24 - Resposta de um Sistema de Primeira Ordem.

Levando essa teoria para o problema de controle analisado serão utilizadas as curvas de subida tomadas. Dessa forma temos para:

- Válvula solenóide digital:

$$12 \times K = 1.88 \text{ Volts}$$

$$\Rightarrow K = 0.157 \text{ V}$$

$$p(T) = 0.632 \times 12 \times 0.157 = 1.19 \text{ Volts}$$

$$\Rightarrow T = 18 \text{ ms}$$

- Válvula solenóide proporcional:

$$12 \times K = 2.00 \text{ Volts}$$

$$\Rightarrow K = 0.167 \text{ V}$$

$$p(T) = 0.632 \times 12 \times 0.167 = 1.26 \text{ Volts}$$

$$\Rightarrow T = 25 \text{ ms}$$

O dados obtidos foram agrupados na Tabela 3 :

Solenóide	K (V)	T (ms)
Válvula Proporcional	0,167	25
Válvula Digital	0,157	18

Tabela 3 - Parâmetros da função de transferência para as duas válvulas.

9.2.1 Função de Transferência da Válvula Proporcional

Substituindo os parâmetros na função de transferência para um sistema de primeira ordem, como anteriormente descrito no item 9.2, temos a seguinte função de transferência em malha aberta para a válvula proporcional:

$$G(s) = \frac{P(s)}{V(s)} = \frac{K}{Ts + 1} = \frac{0,167}{0,025s + 1}$$

A Figura 25 representa a resposta da Válvula Proporcional a uma entrada de 12V

:

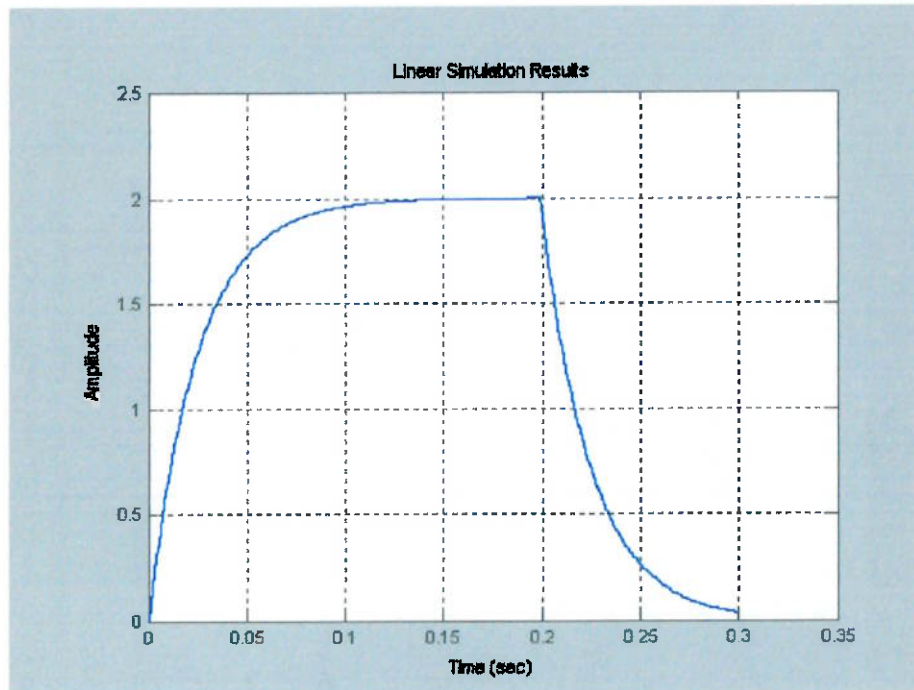


Figura 25 - Resposta em Malha Aberta -Válvula Proporcional

9.2.2 Função de Transferência da Válvula Digital

Substituindo os parâmetros na equação x temos a seguinte função de transferência em malha aberta para a válvula proporcional:

$$G(s) = \frac{P(s)}{V(s)} = \frac{K}{Ts+1} = \frac{0,157}{0,018s+1}$$

A resposta no tempo para uma entrada de 12 V das funções acima durante 200ms é mostrada na Figura 26 :

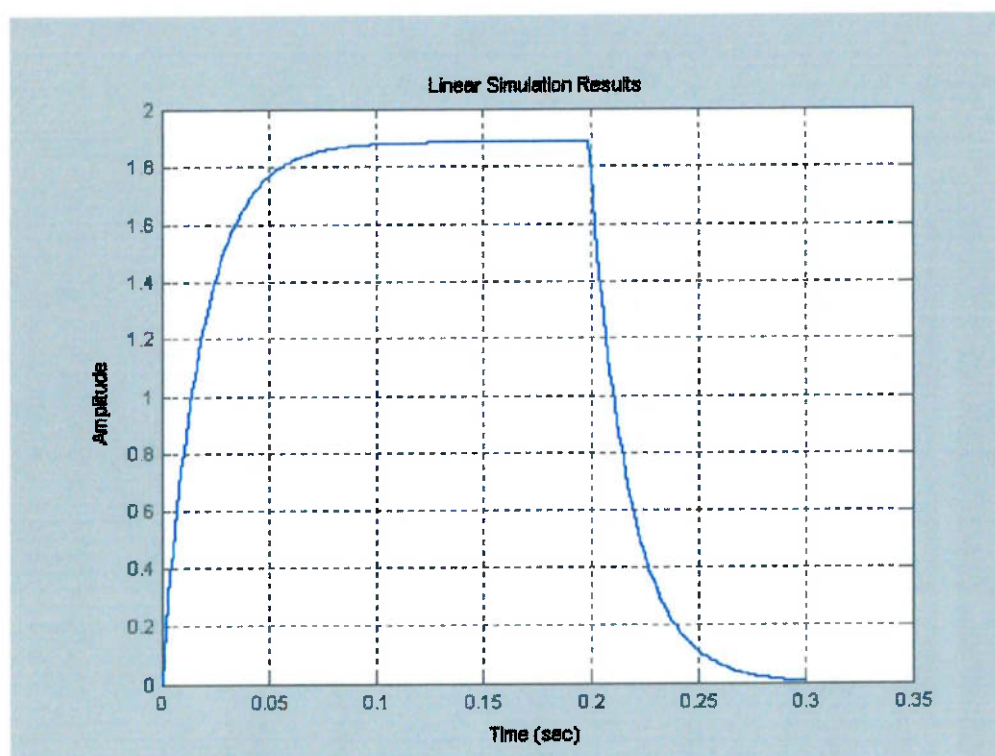


Figura 26 - Resposta em Malha Aberta -Válvula Digital.

A Figura 27 mostra as respostas no mesmo gráfico como base de comparação:

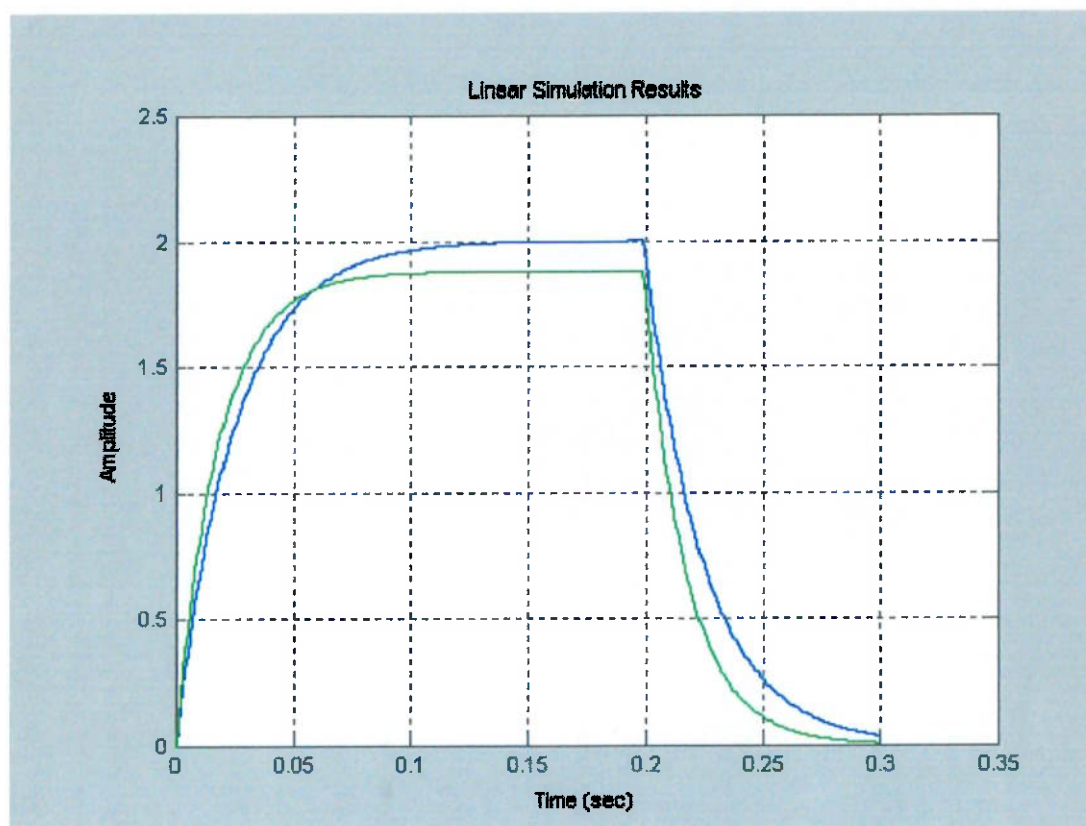


Figura 27 - Linha Azul - Proporcional / Linha Verde - Digital.

10 Projeto do Controlador PID

Diversas ações de controles podem ser realizadas para se obter o controle em malha fechada de uma planta. O tipo de controle escolhido depende de alguns fatores como a resposta dinâmica da planta a ser controlada e as especificações de projeto, como por exemplo, erro em regime permanente. O sistema de controle em malha fechada pode ser visualizado pelo diagrama de blocos abaixo:

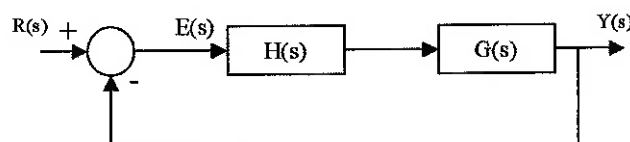


Figura 28 - Malha de controle.

Na Figura 28, $Y(s)$ é a saída do sistema, $R(s)$ é a referência do sistema, $G(s)$ a função de transferência do sistema, $E(s)$ é o erro e $H(s)$ é a função de transferência do controlador.

Se simplificarmos a malha, obtemos a seguinte função de transferência:

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{G(s)H(s)}{1 + G(s)H(s)}$$

Como o erro pode ser dado por:

$$E(s) = R(s) - Y(s)$$

Se substituirmos a expressão acima na expressão anterior, temos que:

$$E(s) = R(s) \frac{1}{1 + G(s)H(s)}$$

10.1 Controlador PID

O controlador PID possui três ações de controle: uma proporcional ao erro, outra proporcional à integral do erro e outra proporcional à derivada do erro. Sua função de transferência é:

$$H(s) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right)$$

onde K_p é ganho, T_i é a constante de tempo integral e T_d é constante de tempo derivativa .

Controladores PID são eficientes para processos onde as dinâmicas dominantes são de segunda ordem. Já os controladores PI são eficientes em processos de primeira ordem.

Com a equação :

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{G(s)H(s)}{1 + G(s)H(s)}$$

podemos determinar também o lugar das raízes, que é o gráfico que fornece os pólos da malha fechada em função do ganho. Sua equação característica é:

$$1 + G(s)H(s) = 0$$

Os valores de s que satisfazem esta condição são as raízes da equação característica ou pólos da malha fechada. Pode-se escrever os pólos de malha fechada em função do ganho do controlador, o que representa o gráfico do lugar das raízes.

Para obtermos o lugar das raízes de uma malha fechada primeiramente precisamos reescrever a equação característica em função de K. Para um controlador PI e um sistema de primeira ordem teríamos:

$$1 + K_p \frac{b_1 + b_0}{a_2 s^2 + a_1 s + a_0} = 0$$

Pode-se agora fazer o gráfico do lugar das raízes e determinar K_p de modo a posição dos pólos da malha fechada satisfaçam as especificações de controle. Note que para isso, deve-se escolher um valor inicial de T_i de modo que o único parâmetro variável seja K_p.

10.1.1 Controlador PI para a Válvula Proporcional

Como a planta é de primeira ordem decidimos projetar um controlador PI para a mesma, ou seja, $T_d = 0$. Utilizando a função `rlocfind` do Matlab para alocar os pólos numa posição determinada. Escolhendo $T_i = 0,005s$, podemos traçar o lugar das raízes:

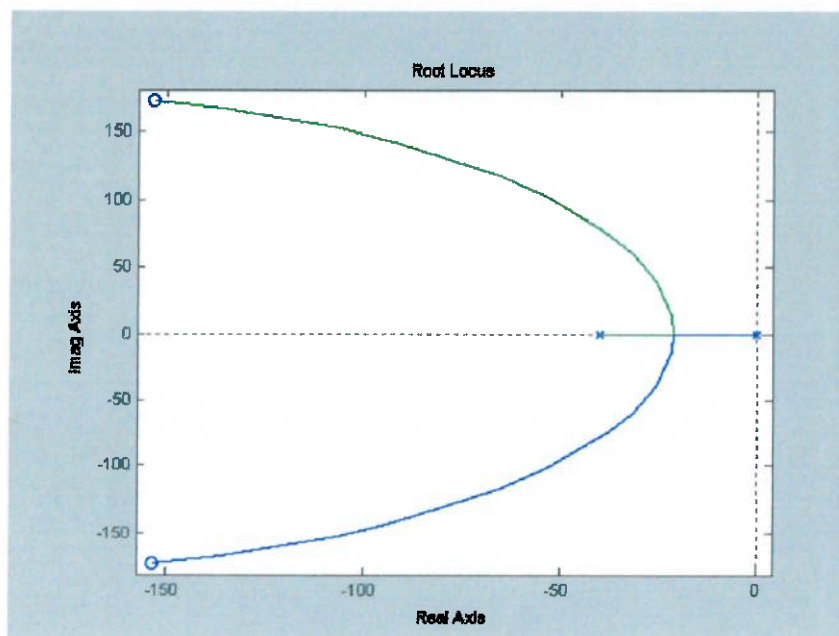


Figura 29 - Lugar das Raízes.

Alocando os pólos de forma a ter $K_p = 7,93$, resulta no seguinte controlador PI:

$$H(s) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} \right) = 7,93 \left(1 + \frac{1}{0,005s} \right)$$

Desse modo podemos definir a seguinte malha de controle:

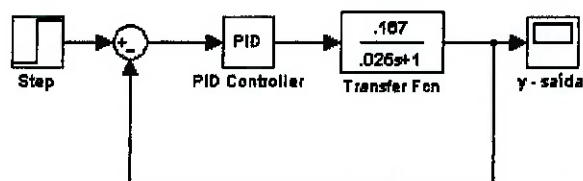


Figura 30 - Vál. Proporcional + controlador PI

A resposta obtida da Válvula Proporcional a uma entrada degrau em malha fechada foi:

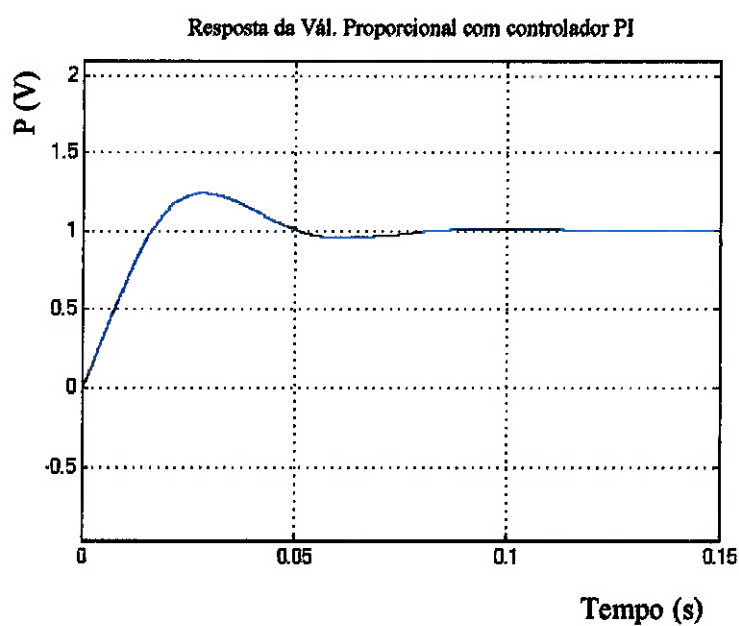


Figura 31 - Resposta da Vál. Proporcional com controlador PI

Se colocarmos no mesmo gráfico a resposta em malha aberta e em malha fechada da Vál. Proporcional, podemos observar que o desempenho da válvula foi melhorado, reduzindo seu tempo de acomodação de 92 ms para 40,5 ms, como mostra a Figura 32:

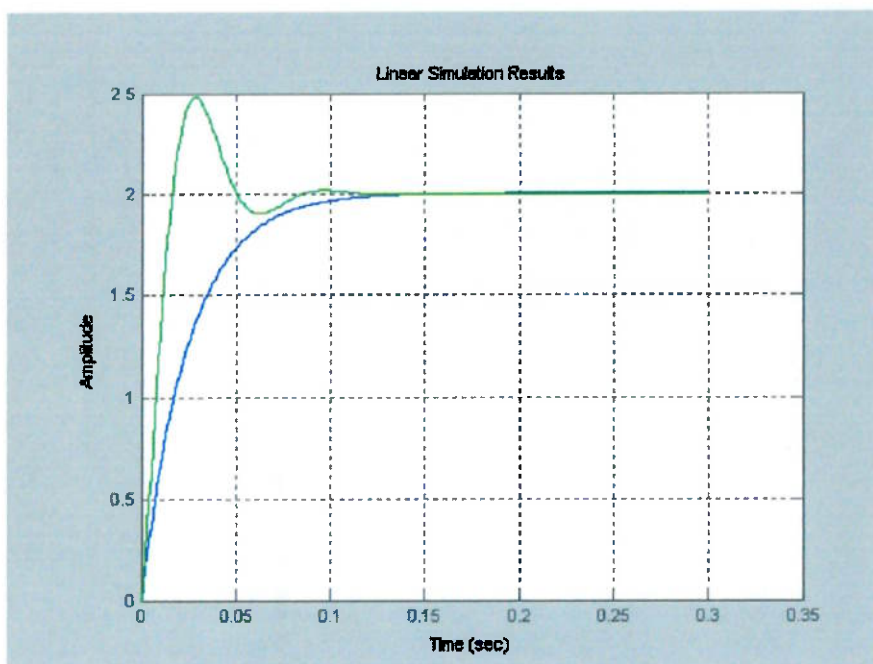


Figura 32 - Linha Verde-Sistema com PI / Linha Azul- sistema em malha aberta (para Válvula Proporcional).

10.1.2 Controlador PI para a Válvula Digital

Foi aplicado o método de alocação de pólos, da mesma maneira que no item 10.1.1, porém não foi possível encontrar parâmetros para o controlador de modo a melhorar a performance da Válvula digital.

11 Projeto do Compensador de Avanço

Como o sistema controlado apresentou uma resposta transitória indesejável (sobresinal de 25 %), é possível projetar um compensador de avanço para adequá-lo. No compensador projetado neste trabalho foi utilizada a técnica focada no lugar das raízes. O enfoque do lugar das raízes para o projeto é muito potente quando as especificações são dadas em termos de grandezas no domínio do tempo tais como coeficiente de amortecimento e frequência natural não amortecida dos pólos a malha fechada dominantes que se deseja.

Como mostra a Figura 29, o sistema em malha fechada apresenta um pólo na origem do sistema, o que pode ser a causa do alto sobresinal (pólos no zero não são aconselháveis).

Portanto, podemos definir novas especificações para melhorar a resposta transitória. Primeiramente iremos aumentar a frequência natural do sistema de 40 para 120 rad/s, para tornar a reposta mais rápida.

Podemos ainda diminuir ao coeficiente de amortecimento de 1 para 0,8 (recomendado pela literatura).

A equação característica do sistema a malha fechada é:

$$1 + G(s)H(s) = 0$$

ou

$$G(s)H(s) = -1$$

Uma vez que $G(s)H(s)$ é uma função complexa, ela pode ser desmembrada em duas equações uma de módulo e outra de fase:

$$\begin{aligned} |G(s)H(s)| &= 1 \\ \angle G(s)H(s) &= -180^\circ \end{aligned}$$

A função típica do compensador de avanço é:

$$G_c = K_c \frac{s + \frac{1}{T}}{s + \frac{1}{\alpha T}} \quad (0 < \alpha < 1)$$

onde α e T são determinados pela deficiência angular e K_c é determinado pelo requisito de ganho em malha aberta.

O sistema com o compensador ficaria:

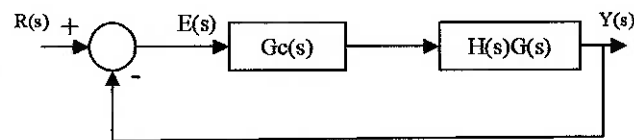


Figura 33 - Sistema de Controle com compensador.

A principal função do compensador é contribuir com a deficiência angular da planta e realocar os pólos na posição desejada.

Com as especificações dadas no início deste capítulo temos que a frequência natural, o amortecimento e os novos pólos devem ser:

$$\omega_n = 120 \text{ rad/s}$$

$$\xi = 0,8$$

$$s = -\xi\omega_n \pm \sqrt{1-\xi^2}j = -96 \pm 72j$$

A fase de $H(s)G(s)$ (PI e válvula proporcional em série) para os novos pólos é $123,7^\circ$. Ou seja, o compensador deve contribuir com $56,3^\circ$ (deficiência angular) para realocar os pólos em malha fechada na posição desejada. Para isso:

$$\frac{1}{T} = 83,667$$

$$\frac{1}{\alpha T} = 172,111$$

$$K_c = 2,3436$$

De modo que a função de transferência do compensador será:

$$G_c = 2,3436 \frac{s + 83,667}{s + 172,111}$$

O gráfico abaixo mostra o novo lugar das raízes para o sistema em malha fechada:

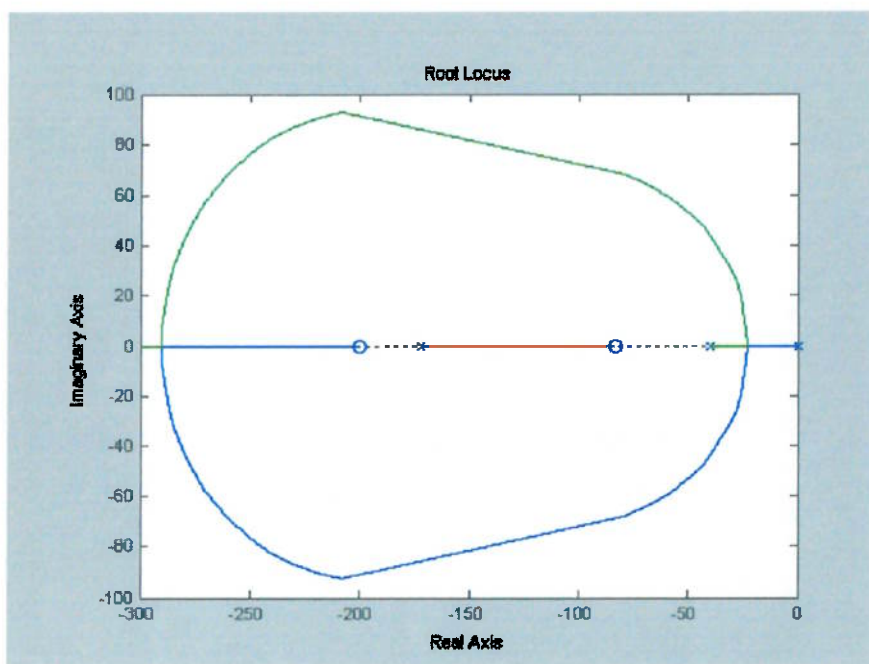


Figura 34 - Lugar das Ráizes para o Sistema com Compensador.

Já no gráfico seguinte, podemos observar que os pólos estão realmente alocados na nova posição desejada quando $K=2,3436$:

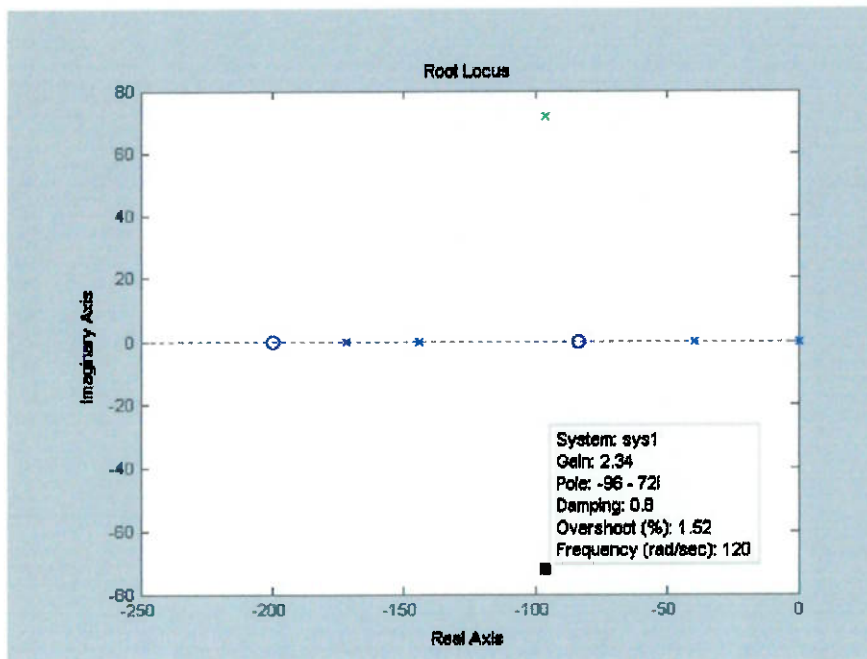


Figura 35 - Posição dos Pólos em malha Fechada.

O sistema de controle se torna então conforme a figura abaixo:

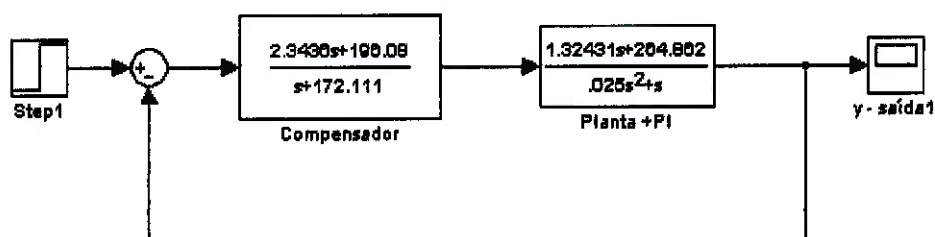


Figura 36 - Malha de Controle com o Compensador de Avanço.

A resposta para Degrau unitário para esta malha de controle é:

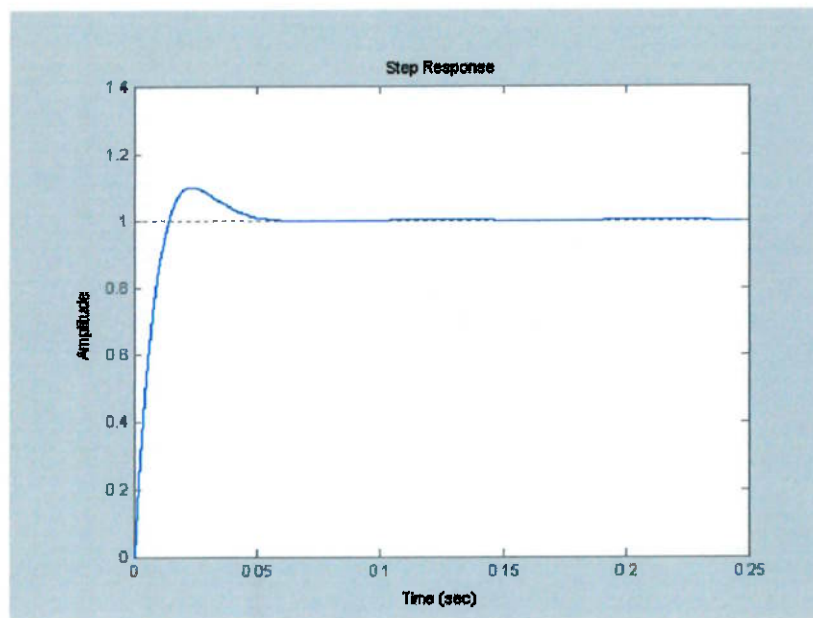


Figura 37 - Resposta a Degrau Unitário com adição do Compensador.

Observamos que o sobressinal foi reduzido de 25 % para 10% e o tempo de acomodação diminuiu de 40,5ms para 36 ms, como mostra a Figura 38:

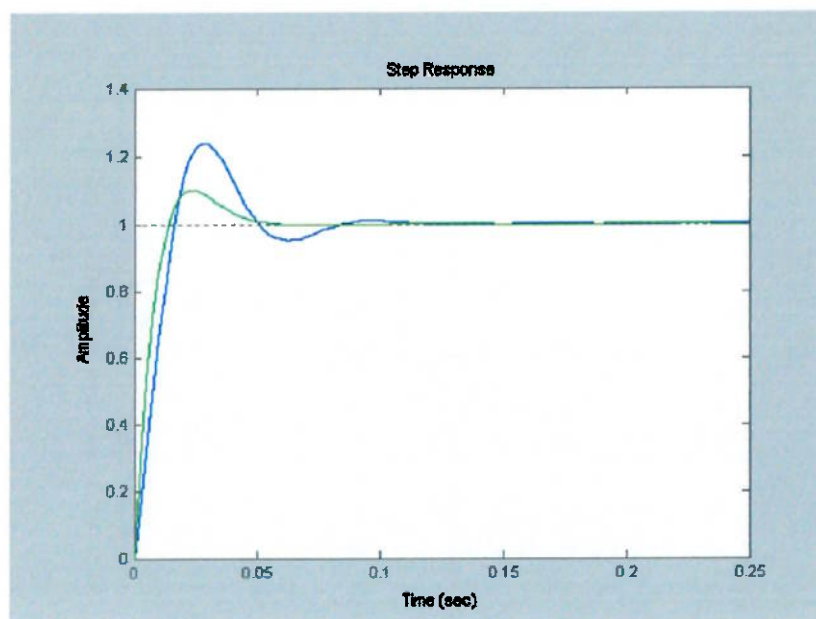


Figura 38 - Comparação de atuação : PI Linha Azul/ PI e Compensador Linha Verde.

12 Discretização da Malha de Controle

12.1 Sistema de Controle Digital

O projeto de controle das válvulas foi feito no domínio do tempo contínuo t (ou domínio da frequência s). Mas na prática, o que se realmente implementa é o modelo discreto (domínio da frequência complexa z), uma vez que os computadores trabalham baseados na discretização do tempo.

Na figura abaixo, pode-se visualizar o controle digital:

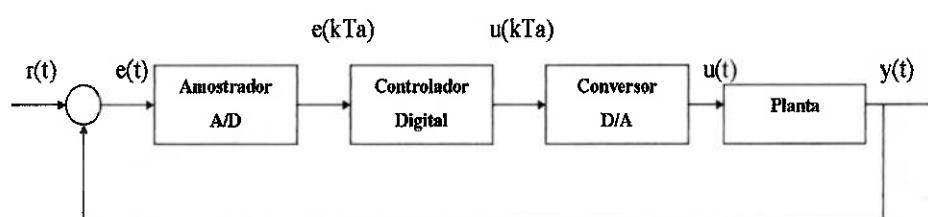


Figura 39 - Sistema de controle digital.

Os $y(t)$, $r(t)$ e $e(t)$ são sinais contínuos no tempo e se referem ao sistema físico representado pela planta a ser controlada, no caso, a válvula digital ou proporcional mais o venturi.

Já os sinais $e(kTa)$ e $u(kTa)$ são sinais discretos, ou seja, são gerados a cada período de tempo T_a , chamado tempo de amostragem. Discretizar um sinal significa trocar o valor do sinal contínuo pelos valores representados por uma sequência discreta de pontos.

Estes sinais são mantidos constantes durante o período de amostragem e só são alterados no próximo ciclo, ou seja, no próximo $t=k \times T_a$, onde k é um número inteiro. Esta atualização de valores é realizada pelo algoritmo executado pelo microprocessador.

12.2 Seleção do Período de Amostragem

Neste projeto, o fator predominante para a determinação do período de amostragem será a frequência de aquisição do ADC utilizado, que deve ser menor que a maior constante de tempo do sistema em malha aberta. Procurando melhorar a confiabilidade e precisão do sinal analógico adquirido pelo ADC, foi decidido utilizar um período de amostragem T_a menor que 20 vezes a constante de tempo T tanto do sistema representado pela Válvula Proporcional como da Válvula Digital.

12.3 Obtenção do Controlador de Tempo Discreto

Uma vez conhecido o sistema no tempo contínuo e determinado o período de amostragem, podemos obter o modelo discreto através de algumas aproximações possíveis. Neste projeto foi utilizado a aproximação de Tustin ou transformação Bilinear.

12.3.1 Transformação Bilinear

Este método utiliza a integração trapezoidal, de modo que:

$$H_D(z) = H(s) \Big|_{s = \frac{2(z-1)}{Ta(z+1)}}$$

12.4 Discretização da Malha da Válvula Proporcional

As funções de transferência do controlador PI e do compensador de avanço são:

$$H(s) = 7,93 \left(1 + \frac{1}{0,005s} \right)$$

$$G_c(s) = \frac{2,3436s + 196,08}{s + 172,111}$$

Podemos simplificar a malha multiplicando as duas funções acima:

$$G_c(s) * H(s) = \frac{307869081239552 * (1953 * s + 163400) * (s + 200)}{15625s(8796093022208s + 1513904366145241)}$$

Aplicando o método de Tustin para discretizar a equação acima, obtemos a seguinte função de transferência discreta:

$$M(z)_D = \frac{19.86z^2 - 33.34z + 13.91}{z^2 - 1.806z + 0.8058}$$

Da Teoria de Controle discreto, podemos converter essa equação em função de z para uma equação em função de k , ou seja, em função sinais discretos. Temos que:

$$M(z)_D = \frac{19.86z^2 - 33.34z + 13.91}{z^2 - 1.806z + 0.8058} = \frac{U(z)}{E(z)}$$

Onde $E(z)$ é o erro, entrada do compensador e $U(z)$ é a voltagem de saída do controlador. Multiplicando em cruz:

$$M(z)_D = \frac{19.86z^2 - 33.34z + 13.91}{z^2 - 1.806z + 0.8058} = \frac{U(z)}{E(z)}$$

$$19.86E(z)z^2 - 33.34E(z)z + 13.91E(z) = z^2U(z) - 1.806U(z)z + 0.8058U(z)$$

Dividindo por z^2 , obtemos:

$$19.86E(z) - 33.34E(z)z^{-1} + 13.91E(z)z^{-2} = U(z) - 1.806U(z)z^{-1} + 0.8058U(z)z^{-2}$$

Mas $Y(z) = y(k)$ e $Y(z)z^{-1} = y(k-1)$, de modo que a equação acima fica:

$$19.86e(k) - 33.34e(k-1) + 13.91e(k-2) = u(k) - 1.806u(k-1) + 0.8058u(k-2)$$

$$u(k) = 1.806u(k-1) - 0.8058u(k-2) + 19.86e(k) - 33.34e(k-1) + 13.91e(k-2)$$

12.5 Implementação do Algoritmo PI e Compensador

O programa em Linguagem C a ser implementado no Microprocessador deverá conter, além da lógica de aquisição, lógica de comunicação com o conversor analógico-digital, lógica de comunicação com o conversor digital-analógico e lógica e envio de dados (comunicação com a planta) das seguintes linhas de comando:

$$1) e(k) = r - y(k)$$

Onde r significa a referência de pressão para abertura ou fechamento da válvula e $y(k)$ representa a pressão na saída do venturi em determinado intervalo de tempo k .

$$2) \quad u(k) = 1.806u(k-1) - 0.8058u(k-2) + 19.86e(k) - 33.34e(k-1) + 13.91e(k-2)$$

Esta expressão representa o sinal que o microcontrolador deverá enviar para a válvula a fim de se conseguir a pressão desejada na linha proximal. Percebe-se que para calcular o sinal atual, é necessário ter armazenado os valores transmitidos à planta e o erro nos dois períodos imediatamente anterior ao atual.

O programa em linguagem C para ser implementado no microcontrolador com as equações acima se encontra no Anexo C – Listagem do Programa de controle em linguagem C deste trabalho.

13 Construção dos Equipamentos de Análise de Dados e Protótipo

O primeiro equipamento a ser construído foi o de aquisição de dados (Figura 40). Como para sua utilização somente era necessário apresentar saídas em formato degrau (conforme analisado na obtenção da planta do sistema, item 9), sua construção se tornou bastante simples. Dividindo o equipamento em módulos, temos:

- Placa de potência (Figura 46): Circuito baseado na obtenção de energia da rede elétrica (110V AC) para se obter a energia necessária (5V DC, 12V DC e terra) para o funcionamento do microcontrolador e outros componentes eletrônicos. É formado por um trafo (transformador 110V/15V), uma ponte de diodos e um capacitor para retificar a onda senoidal, reguladores de potência para obter as saídas de tensão finais necessárias e capacitores para filtrarem essas saídas e não deixá-las variarem;
- Circuito de Botões (Figura 44): Circuito utilizado para o usuário passar informações sobre a frequência e “duty cycle” desejados;
- Display (Figura 45): Circuito formado por leds de oito segmentos e latches para informar ao usuário os valores de frequência e duty cycle;
- Base - Microcontrolador + ULN2003(Figura 47): Circuito principal responsável por controlar as válvulas, displays e receber dados dos botões. Isto tudo é feito através do microcontrolador que, somente no caso do controle das válvulas, não é capaz de fornecer a tensão e correntes exigidas, portanto utiliza-se o driver de potência ULN2003 que, controlado pelo microcontrolador, chaveia os 12V necessários para acionar as válvulas.



Figura 40 – Equipamento para análise de dados.

Já a construção do protótipo (Figura 41) foi mais complexa, pois exigia a inserção de um meio de realimentação do sinal, no caso um transdutor de pressão. Também se tornou necessário a implementação de um módulo que enviasse o sinal para a válvula proporcional (desta vez um sinal realmente proporcional e não digital como no equipamento de análise de dados). Por motivos de falta de pinos Dividindo o equipamento em módulos, temos:

- Placa de potência (Figura 48): Circuito similar ao construído para o equipamento de análise de dados, mas com a adição de mais um regulador de voltagem para saída de 8V DC. Essa voltagem é necessária para o sistema de feedback (transdutor de pressão). Existe outra voltagem DC necessária para esse sistema, 5V, mas essa é conseguida na própria parte do módulo de sensor (Figura 49) com um CI inversor, o ICL7660;
- Módulo de sensor (Figura 49): Este circuito realiza um tratamento de offset e ganho reguláveis pelos resistores variáveis que se encontram na placa. Com o sinal tratado para melhor aproveitamento do conversor analógico/digital este sinal é enviado para o ADC0804;
- Módulo de atuação (Figura 50): Este circuito recebe o sinal de voltagem analógico do conversor digital analógico TLV5633, o trata através de CI's

de potência e do transistor BD679 para aplicar na válvula a corrente exigida;

- Base – Microcontrolador, conversores DA e AD e driver de potência ULN2003(Figura 51): Circuito principal responsável por controlar as válvulas, tanto digital (através do driver de potência ULN2003) como proporcional através do conversor digital analógico (TLV5633) e do circuito de tratamento do sinal para a válvula proporcional (Figura 50). Também é responsável por realizar o feedback do sistema lendo a saída do conversor analógico digital (ADC0804). Estas tarefas de leitura do AD e escrita no DA e ULN2003 são realizadas pelo microcontrolador 89C51.

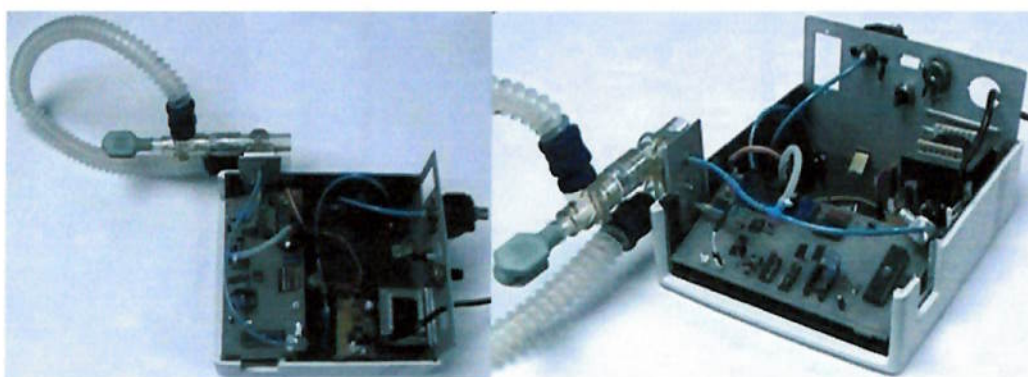


Figura 41 – Equipamento de alta frequência completo.

14 Montagem do Sistema Completo

Para comprovarmos que o pulmão de um neonatal responde a essas taxas de frequências pretendidas, em torno de 20Hz, montamos o sistema completo descrito no item 3 (Figura 2, Figura 3 e Figura 4). Esse sistema corresponde a um ventilador pulmonar, o equipamento de alta frequência, o circuito respiratório e um pulmão neonatal artificial.



Figura 42 – Sistema completo com simulador de pulmão neonatal.



Figura 43 – Resposta do sistema completo (freq. 20Hz - T_s : 28ms e $T_{descida}$: 48ms).

Como podemos perceber através da Figura 43 um pulmão neonatal responde satisfatoriamente a uma frequência de trabalho de 20Hz. A pressão correspondente a esse valor de voltagem é calculada multiplicando-se a amplitude do sinal (500 mV) pela relação voltagem/pressão conforme ajuste do ganho através do circuito elétrico projetado (sendo esta de 25mV/cmH₂O). Este valor, no caso analisado pelo osciloscópio equivale a 20cmH₂O. Um valor considerado satisfatório para ventilação neonatal. Aumentando-se a frequência o valor de amplitude de pressão no pulmão cai e passa a ser considerado insatisfatório.

15 Conclusões e Sugestões para Trabalhos Futuros

O trabalho aqui apresentado traça os primeiros caminhos para o projeto de controle de válvulas em sistemas respiratórios de alta frequência, tanto para o projeto do software como o projeto do hardware.

As etapas que devem ser seguidas, desde a seleção de componentes até a implementação do controle, estão descritas de maneira clara e objetiva.

A tomada de hipóteses simplificadoras foi de grande ajuda no desenrolar do problema, pois permitiu, por exemplo, realizar a modelagem da Válvula proporcional juntamente com o Venturi, já que este é um elemento complexo, sendo necessário para a modelagem, não só conhecimentos da Teoria de Controle, como também conceitos de Mecânica dos Fluidos, o que não é o escopo deste trabalho.

Para uma primeira análise, a aproximação do sistema representado pela válvula proporcional mais Venturi por um sistema de primeira ordem mostrou-se uma tentativa válida, muito próximo do real, como pode-se observar comparando as figuras Figura 21 e Figura 25. A aplicação de um compensador de avanço nesta malha não só diminuiu o sobressinal como também reduziu o tempo de acomodação do sistema de 40,5 ms (apenas como controlador PI) para 36 ms, o que é uma grande margem já que estamos falando sistemas respiratórios em alta frequência. Por exemplo, já se relatou o uso de frequências de até 3000 respirações por minuto. Se considerarmos que 36 ms é o suficiente para realizar trocas gasosas satisfatórias e que o tempo de abertura da válvula proporcional é o mesmo de fechamento, é possível alcançar até 830 respirações por minuto aproximadamente.

Em relação à válvula digital, deve-se se ressaltar que a estratégia de controle deve ser totalmente diferente da realizada coma Válvula proporcional. É necessário uma técnica baseada em PWM (Pulse Width Modulation) de modo que a pressão na sua saída seja resultado não só da sua frequência de abertura e fechamento , como também do *Duty cycle*, como explicado no item 4.1.2. Tal técnica, porém, deve levar em conta que o número de ciclos das válvulas digitais não é elevado e que a fadiga da válvula

seria inevitável. Fica evidente então o compromisso do projeto entre custo e vida útil de um aparelho baseada nesta estratégia, uma vez que seria necessária a troca das válvulas atuadoras em períodos curtos de tempo (bem abaixo da vida útil média de um aparelho respiratório convencional).

16 Anexos A – Esquemas elétricos

16.1 Esquemas elétricos do equipamento de aquisição de dados.

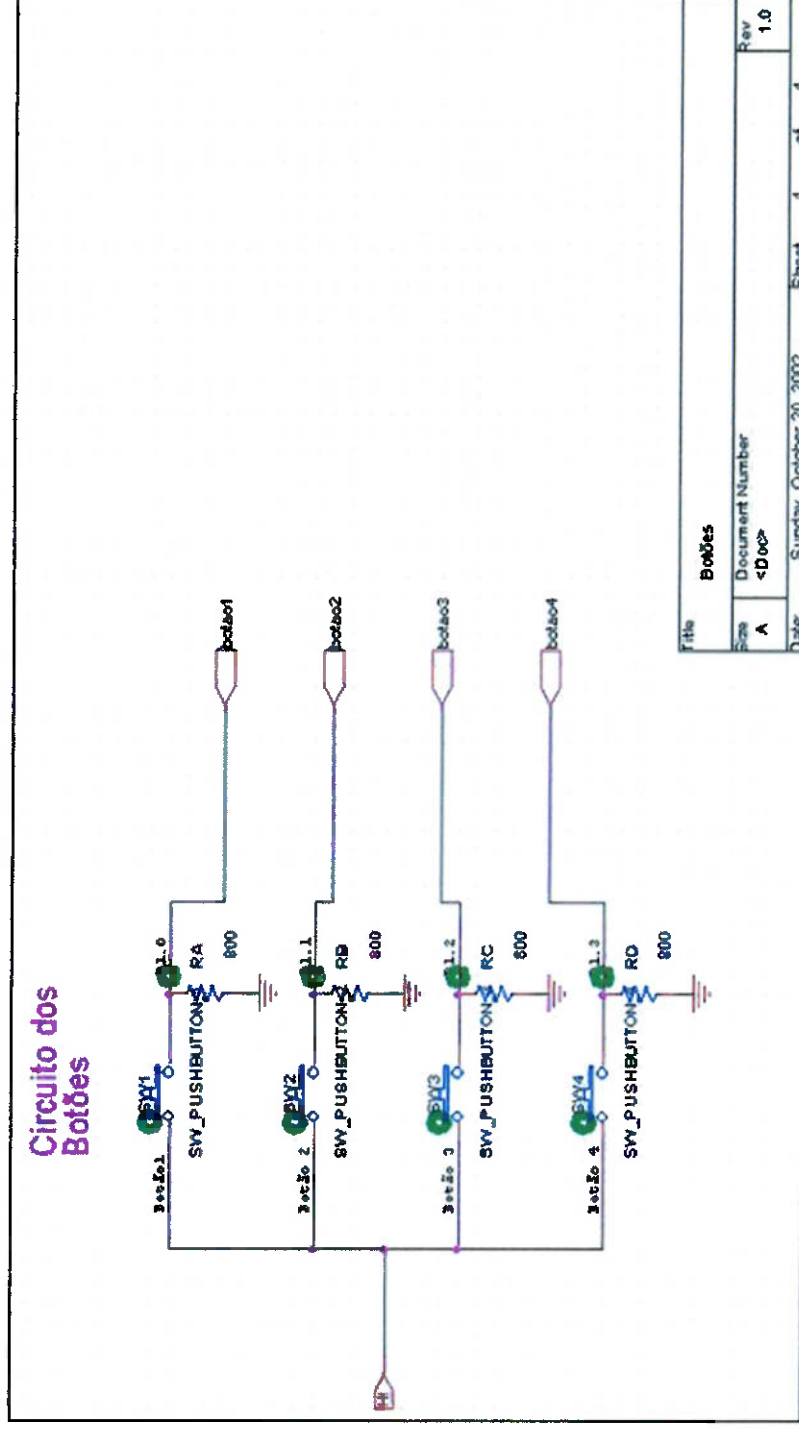


Figura 44 – Esquema elétrico dos botões.

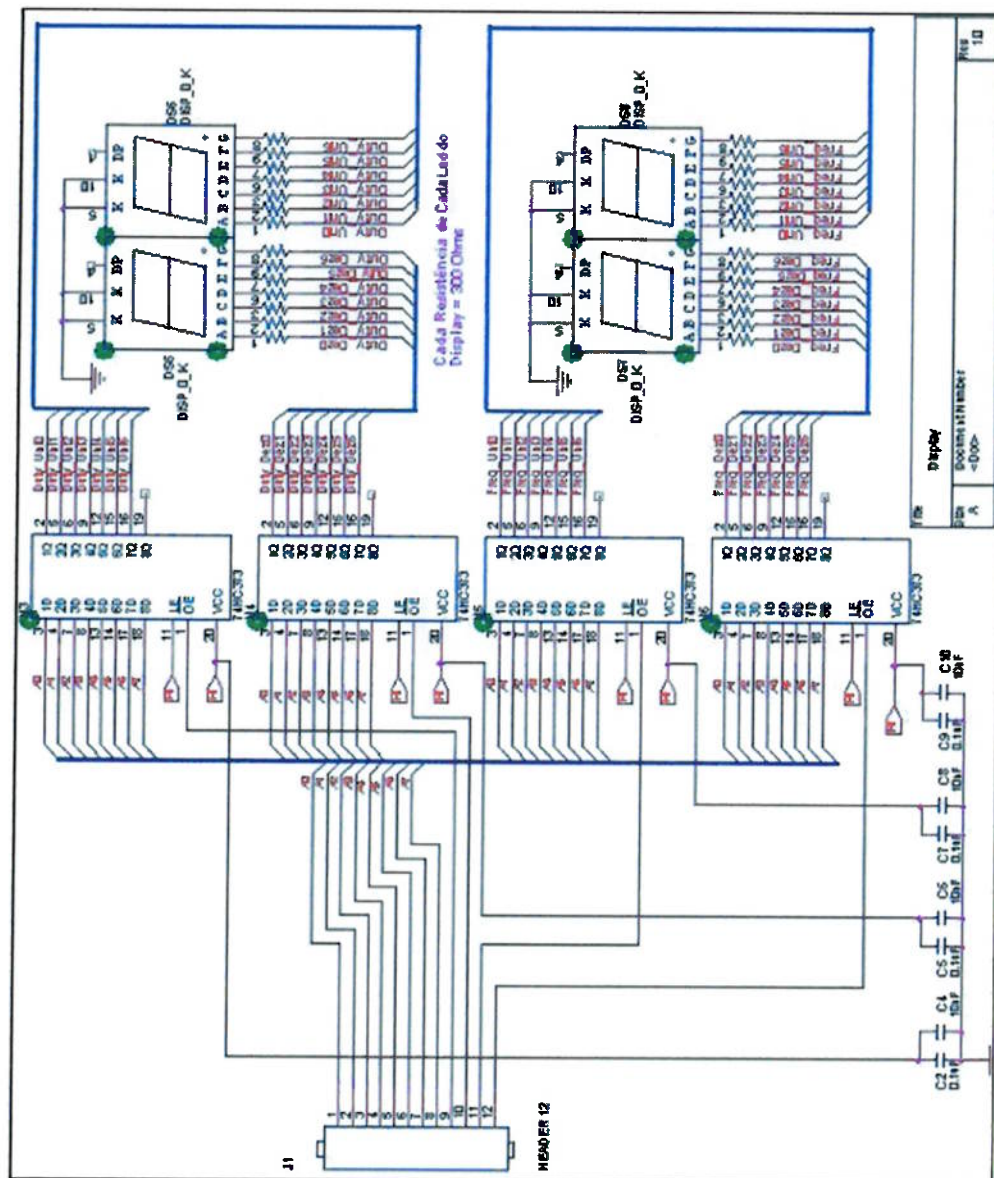
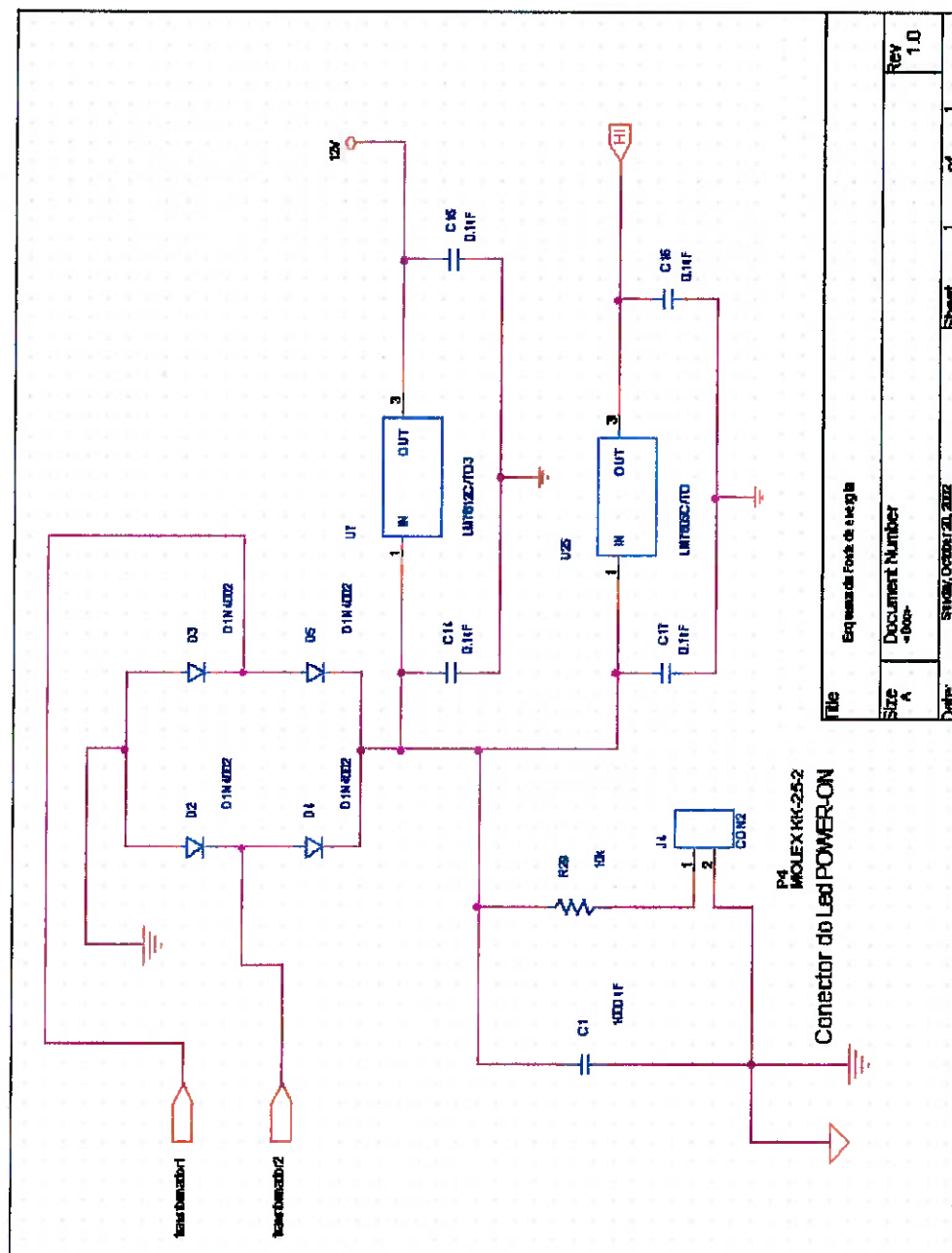


Figura 45 – Esquema elétrico do Display.



16.2 Esquemas elétricos do protótipo.

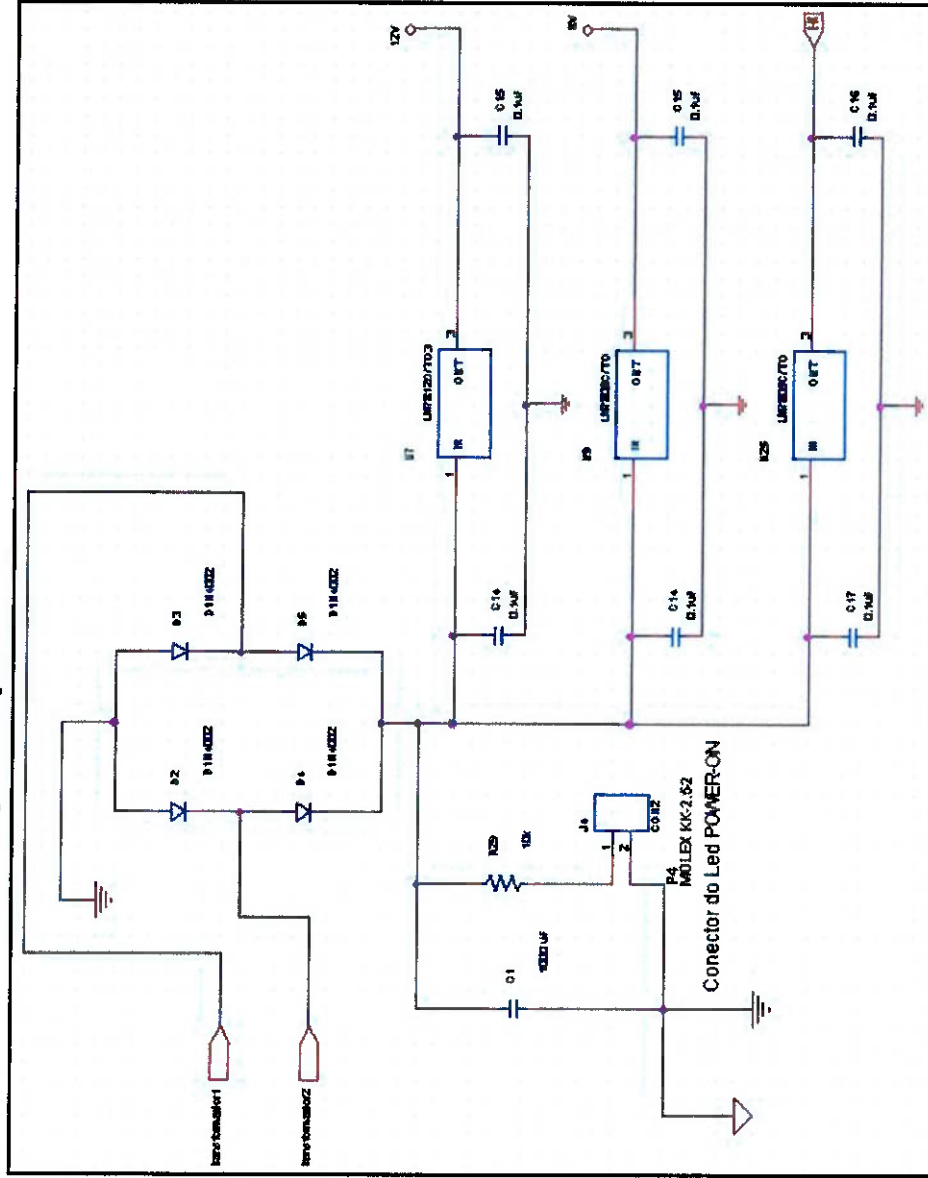


Figura 48 – Esquema de potência do segundo protótipo.

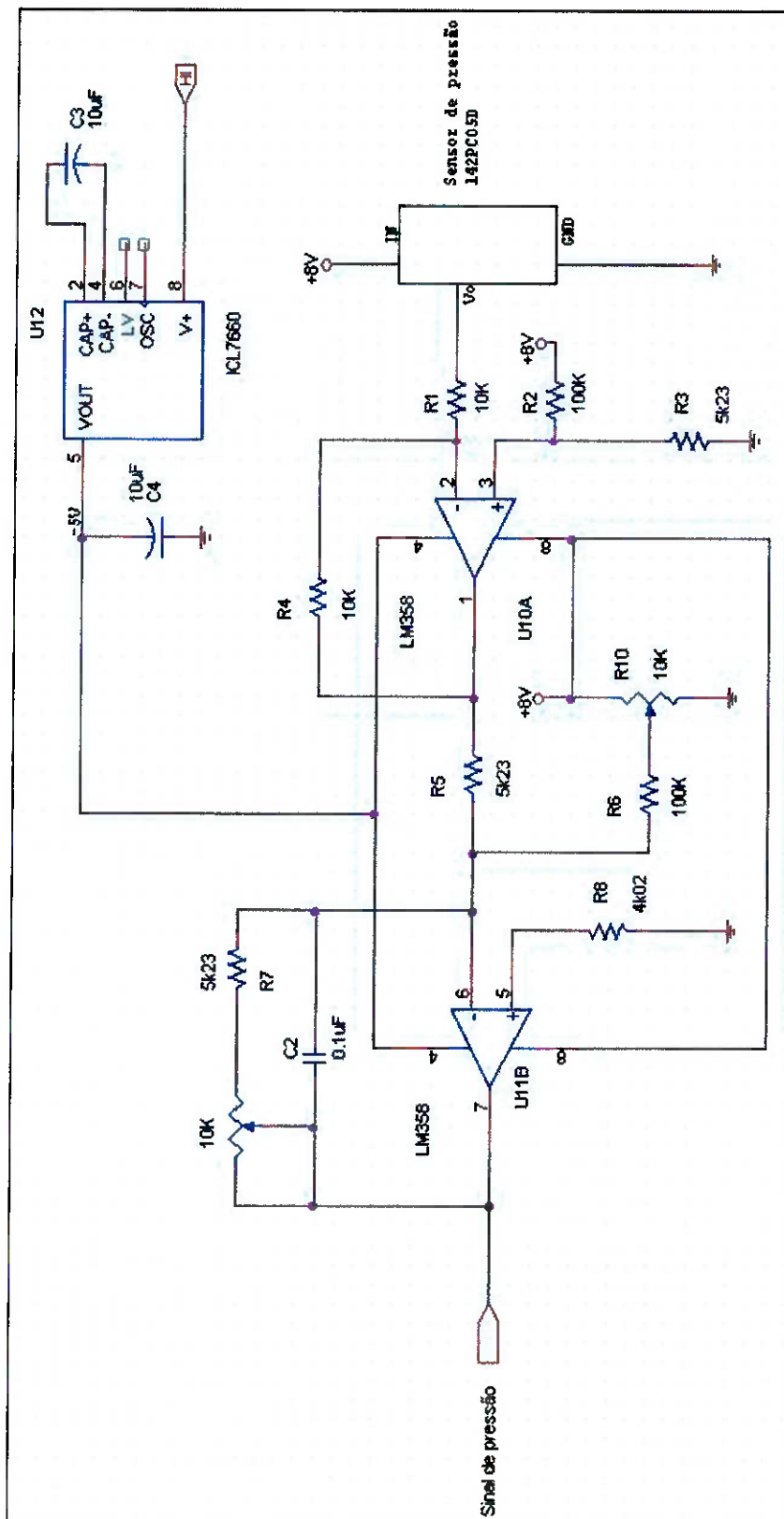


Figura 49 – Esquema elétrico do tratamento do sinal que sai do sensor de pressão.

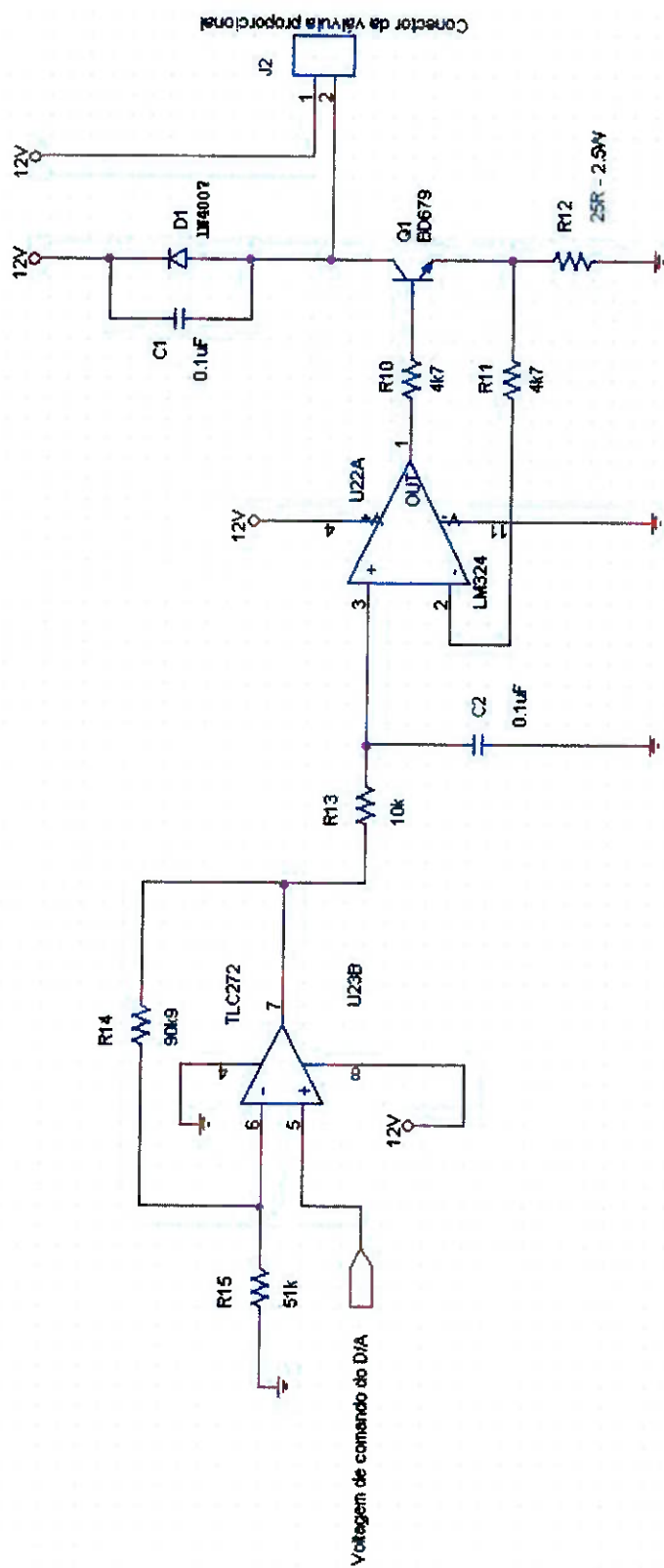


Figura 50 – Esquema elétrico do circuito de tratamento do sinal de comando da válvula proporcional.

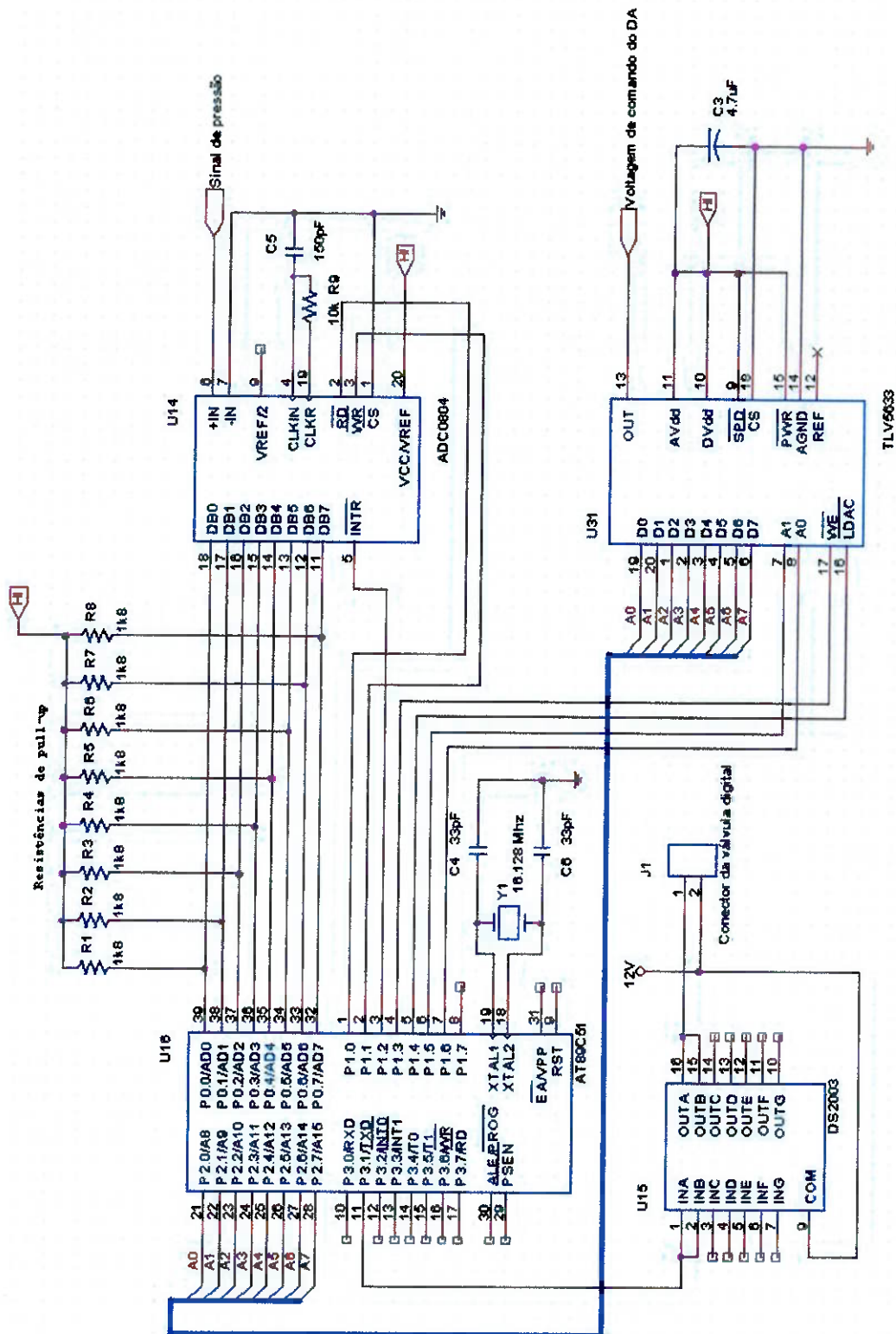


Figura 51 – Esquema do microcontrolador ligado à válvula digital, ao conversor AD e ao conversor DA.

17 Anexo B – Listagem de Programas (Matlab)

```
% Projeto do Controlador PI
```

```
clear all
close all
```

```
K=.167;
T=0.025; % Val. Proporcional
```

```
Ti=.005; % Termo integrador
```

```
s = sym('s');
G = K/(T*s+1);
```

```
Kp = 40;
```

```
H = Kp*(1+(1/(Ti*s)));
[numf,denf]=numden(1+G*H); % Eq. caracteristica
pretty(numf);
pretty(denf);
num=sym2poly(numf);
den=sym2poly(denf);
rlocus(num,den);
[Kp,polos]=rlocfind(num,den); % Alocação dos Polos e
                               % determinação do ganho Kp
```

```
%fim
```

```
% Projeto do Compensador de Avanço
% para a Val. Proporcional
```

```
K=.167;
T=0.025; % Parametros da Planta
```

```
Ti=.005;
Kp=7.93; % Parametros do Controlador
```

```
s = sym('s');
G = K/(T*s+1);      % Planta ( Val. Proporcional)
H = Kp*(1+(1/(Ti*s))); % Controlador PI
```

```
C=(2.3436*s +196.08)/(s+172.111); % Compensador
```

```
[numf,denf]=numden(G*H/(1+G*H)); % Malha fechada com PI
```

```
num1=sym2poly(numf);
den1=sym2poly(denf);
sys1=tf(num1,den1);
```

```
figure(1);
step(sys1);
```

```
HC=H*C
```

```
[numf,denf]=numden(G*HC/(1+G*HC)); % Malha fechada com PI e Compensador
```

```
num1=sym2poly(numf);
den1=sym2poly(denf);
sys1=tf(num1,den1);
```

```
step(sys1);
```

```
%fim
```

% Discretização da Malha de Controle

K=.167;

T=0.025; % Parametros da Planta

Ti=.005;

Kp=7.93; % Parametros do Controlador

s = sym('s');

G = K/(T*s+1); % Planta (Val. Proporcional)

H = Kp*(1+(1/(Ti*s))); % Controlador PI

C=(2.3436*s +196.08)/(s+172.111); % Compensador

Ta=T/20; % Periodo de Amostragem

[numf,denf]=numden(C*H);

pretty(numf);

pretty(denf);

num=sym2poly(numf);

den=sym2poly(denf);

sys=tf(num,den);

sysd=c2d(sys,Ta,'tustin') % Discretização pelo Metodo de Tustin

%fim

18 Anexo C – Listagem do Programa de controle em linguagem C

```

/*****
PROGRAMA DE CONTROLE DA PIP/PEEP

*****/

/*-----
MAPA DE ENDEREÇO
-----*/

#define A_recebe_0 0x9F;      /* Endereço para escrever endereço no DAC */
#define A_recebe_1 0xBF;      /* Endereço para escrever endereço no DAC */

//Atribuições utilizadas
#define TRUE 1
#define FALSE 0

//Especificações do microcontrolador utilizado
#include<at89x51.h>
#include<math.h>

/* SENDO ALTERADOS OS DEFINES ABAIXO DEVE SER ALTERADO */
/* TAMBÉM A CONSTANTE SAMPLE_TIME */
/* T0_HIGH_E_LOW = 65536 - ((CRISTAL / (12 * FREQ)) - 17) */
/* SAMPLE_TIME = (1 / FREQ) segundos */

```

```
// CTE do timer programado para 1 mseg
```

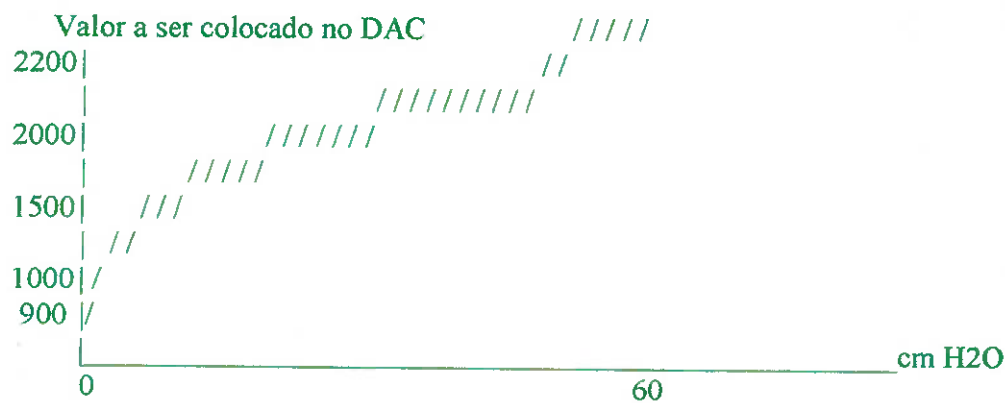
```
//Valor parte alta do Timer0
```

```
#define T0_HIGH 0xFA
```

```
// Valor parte baixa do Timer0
```

```
#define T0_LOW 0xDA
```

```
/*----- Equacao de controle de Pressao para o DAC-----
```



A função que representa o valor enviado pelo microcontrolador ao DAC não é linear. A curva que melhor descreve essa função é uma polinomial elevada ao cubo ($R^2=0,9919$).

Valor a ser colocado no DAC:

$$\text{DAC} = 0,0191\text{pressao}^3 - 1,5687\text{pressao}^2 + 52,844\text{pressao} + 1003,1$$

```
*/
```

```
#define COEF_A 0.0191
```

```
#define COEF_B 1.5687
```

```
#define COEF_C 52.844
```

```
#define COEF_D 900
```

//-----VARIÁVEIS GLOBAIS-----

```

unsigned int counter;           //Contagem de tempo
int pressao_proximal;          //Pressao lida no sensor próximo do paciente
char pressao_desejada;         //Pressao a ser alcançada na pressao_proximal
float pressure;                //Variavel a ser escrita na valvula pippeep
float last_pressure;           //Último valor escrito no DAC
float llast_pressure;          //Penúltimo valor escrito no DAC
float erro;                    //Diferença entre o valor de pressão e a pressão desejada
float last_erro;               //Valor de erro anteriormente coletado
float llast_erro;              //Penúltimo valor de erro coletado

```

//----- FUNÇÕES UTILIZADAS-----

```

unsigned int read_adc();        //le a pressao proximal.
void write_vprop(unsigned int dado); //recebe um número inteiro e escreve na
                                     // válvula proporcional
void escreve_na_pippeep(void); //converte o valor de cmH2O para milivolts
                                     // e manda para o write_vprop
void converte_transdutor(void); //converte o valor da pressao proximal
                                     // recebida pelo transdutor em cmH2O
void controle(void);           //Sistema de controle

```

```
void main()
{
    //Inicialização de variáveis
    pressao_desejada = 120;
    pressao_proximal = 0;
    last_pressure = 0;
    llast_pressure = 0;
    counter = 0;

    //Configuração do microcontrolador
    TR0 = FALSE;           //STOP TIMER0
    TMOD = 0x01;
    TL0 = T0_LOW;          //LOAD LOW COUNTER
    TH0 = T0_HIGH;         //LOAD HIGH COUNTER
    PT0 = TRUE;
    IE = 0x83;
    ET0 = TRUE;
    TR0 = TRUE;            // Habilita TIMER0
    EA = TRUE;
    P1_4 = 1;              //LDAC\ do DAC

    //Início do programa de controle
    controle();
}
```

```
//Função responsável por variar a pressão desejada, a atualização do valor de pressão e
// escrita na válvula pippeep são feitas na interrupção que acontece a cada 1ms.
void controle(){
    pressure = pressao_desejada;
    for (;;) {

        //Variação da pressão proximal desejada entre 0 e 120cmH2O em uma frequência
        // de 20Hz com duty cyle de 50%.
        if (counter > 0 && counter < 25)
            pressao_desejada = 120;
        else
            if (counter > 25 && counter < 50)
                pressao_desejada = 0;
            else
                if (counter >= 50)
                    counter = 0;
    }
}
```



```

/*-----
      LE CONVERSOR ADC
-----*/
unsigned int read_adc(void)
{
    //P1_0 = Rd\ do ADC
    //P1_1 = WR\ do ADC
    //P1_2 = INTR\ do ADC

    unsigned int nmt;

    EA = FALSE;

    //Ciclo de leitura do AD
    P1_1 = 0;
    P1_0 = 1;
    P1_1 = 1;
    while (P1_2 != 1);
    P1_0 = 0;
    nmt = P0;
    P1_0 = 1;
    //Fim do ciclo de leitura
    EA = TRUE;

    return (nmt);
}

```

```

// Converte o valor recebido do transdutor de pressao em cmH2O
// ganho: 25mV/cmH2O
// precisão do ADC: 0 - 5V subdivididos em 8bits => 5/255 = 19.6mV/divisão
// segundo o ganho 19.6mV (ou cada incremento no ADC) => 0.784cmH2O
void converte_transdutor(void){
    unsigned int pressao;
        pressao = (read_adc() * 0.784);
        pressao_proximal = pressao * 2;
    }

/*-----
    ESCREVE NA VALVULA PROPORCIONAL
-----*/

// Converte um valor de pressao em cmH2O para um valor correspondente em
// hexadecimal e depois transfere esse valor para a função write_vprop que se
// encarrega de carregar esse valor no conversor digital analógico.
void escreve_na_pippeep() {
    unsigned int aux;
        pressure = pressure/2;
        aux = 0,0191*pressure*pressure*pressure - 1,5687*pressure*pressure +
            52,844*pressure + 1003,1
        if (aux > 4095) aux = 4095;
        else if (aux < 0) aux = 0;
        write_vprop(aux);
    }

```

//Recebe um valor em hexadecimal de 0 a 4095 e transforma em voltagem de 0 a 5V.

// Precisão = $5/4095 = 1.22\text{mV}$

void write_vprop(unsigned int dado)

{

 unsigned char data_h, data_l;

 data_l = dado;

 data_h = dado >> 8;

 EA = FALSE;

 //Ciclo de escrita no conversor Digital analógico

 P2 = data_h;

 P1 = P1 & A_recebe_0;

 P1_3 = 0;

 P1_3 = 0;

 P1_3 = 1;

 P2 = data_l;

 P1 = P1 & A_recebe_1;

 P1_3 = 0;

 P1_3 = 0;

 P1_3 = 1;

 P1_4 = 0; //Update do valor no DAC

 P1_4 = 0;

 P1_4 = 1;

 //Fim do ciclo de escrita no conversor AD

 EA = TRUE;

}

```

//----- Interrupcao do TIMER0 -----
//----- int a cada 1mseg -----
//-----

static void timer0() interrupt 1 using 1
{
    unsigned char salva_P1,salva_P3;

    salva_P1 = P1;//PUSH
    salva_P3 = P3;//PUSH

    // recarrega timer.....
    EA = FALSE;
    TR0 = 0;
    TL0 = T0_LOW;          //LOAD LOW COUNTER
    TH0 = T0_HIGH;         //LOAD HIGH COUNTER
    TR0 = 1;

// Início do programa de leitura, controle e escrita
    counter++;

    //Atualização dos valores de pressão e erro
    llast_pressure = last_pressure;
    last_pressure = pressure;
    llast_erro = last_erro;
    last_erro = erro;
    converte_transdutor();
    erro = pressao_desejada - pressao_proximal/2;

```

```
//Algoritmo de controle
pressure = 1.806*last_pressure - 0.8058*llast_pressure + 19.86*erro -
          33.34*last_erro + 13.91*llast_erro
escreve_na_pippeep();

// Fim do programa de leitura, controle e escrita

EA = TRUE;
P1 = salva_P1;//POP
P3 = salva_P3;//POP
}
// FIM DO PROGRAMA
```

19 Bibliografia

- [1] Carvalho Carlos R. R., **Ventilação Mecânica**, Volume I- Básico. Clínicas Brasileiras de Medicina Intensiva, ano 5, Volume 8. Editora Atheneu, São Paulo.
- [2] Rittner Frank , Döring Martin, Dräger Medizintechnik GmbH - **Curves and Loops in Mechanical Ventilation**. Germany, 1995.
- [3] Stachow Rainer, Dräger Medizintechnik GmbH - **High-Frequency Ventilation Basics and Pratical Application**. Hamburg ,1995.
- [4] Stewart Thomas E., **Respiratory Care Clinics of North America – High Frequency Ventilation**, Volume 7, Number 4. Estados Unidos da América,2001.
- [5] Carlo Waldemar A. , Chtaburn Robert L. **Neonatal Respiratory Care** . 2ed. Estados Unidos da América: Year Book Medical Publishers INC,1988.
- [6] McCloy D. et al . **Control of Fluid Power: Analysis and Power**. 2 ed . Grã-Bretanha : Ellis Horwood Limited, 1980. (Ellis Horwood series in mechanical engineering).
- [7] Catálogos MAC Válvulas.
- [8] Ogata, Katsuhiko, **Discrete-Time Control Systems**. 2nd ed. Ed. Prentice Hall ,New Jersey, 1995.