



**FUNDAÇÃO
UNIVERSIDADE
FEDERAL DE
MATO GROSSO DO SUL**

**FACULDADE DE ENGENHARIAS,
ARQUITETURA E URBANISMO E
GEOGRAFIA**

Engenharia Elétrica

Modelagem e Controle Preciso do Tempo de Inspiração de um Ventilador Pulmonar do tipo Ambu Automatizado

Matheus Lesseski Pereira

**Campo Grande MS
28 de Junho de 2021**



FUNDAÇÃO
UNIVERSIDADE
FEDERAL DE
MATO GROSSO DO SUL

FACULDADE DE ENGENHARIAS,
ARQUITETURA E URBANISMO E
GEOGRAFIA

Engenharia Elétrica

Modelagem e Controle Preciso do Tempo de Inspiração de um Ventilador Pulmonar do tipo Ambu Automatizado

Matheus Lesseski Pereira

Orientador: Marcio Luiz Magri Kimpara

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Federal de Mato Grosso do Sul na Faculdade de Engenharias, Arquitetura e Urbanismo e Geografia, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro(a) Eletricista.

Campo Grande MS
28 de Junho de 202

Modelagem e Controle Preciso do Tempo de Inspiração de um Ventilador Pulmonar do tipo Ambu Automatizado.

Monografia apresentada à Universidade Federal de Mato Grosso do Sul na Faculdade de Engenharias, Arquitetura e Urbanismo e Geografia, para obtenção da Graduação em Engenharia Elétrica.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Marcio Luiz Magri Kimpara
Orientador

Prof. Dr. João Onofre Pereira Pinto

Prof. Dr. Raymundo Cordero Garcia

Campo Grande MS
4 de agosto de 2021

DECLARAÇÃO DE AUTORIA E RESPONSABILIDADE

Matheus Lesseski Pereira, residente e domiciliado na cidade de Campo Grande, Estado do Mato Grosso do Sul, portador do RG de nº 2.100.499 e CPF nº 062.689.711-40, declaro que o trabalho de conclusão de curso apresentado, com o título “Modelagem e Controle Preciso do Tempo de Inspiração de um Ventilador Pulmonar do tipo Ambu Automatizado” é de minha autoria e assumo a total responsabilidade pelo seu conteúdo e pela originalidade do texto. Declaro que identifiquei e referenciei todas as fontes e informações gerais que foram utilizadas para construção do presente texto. Declaro também que este artigo não foi publicado, em parte, na íntegra ou conteúdo similar em outros meios de comunicação, tendo sido enviado com exclusividade para a Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS).

Campo Grande, 28 de Junho de 2021.

Matheus Lesseski Pereira

RESUMO

O ano de 2020 promoveu uma grande demanda por ventiladores pulmonares em hospitais e centros de tratamento intensivo, visto que o Covid-19 aumentou o número de pacientes que precisam deste equipamento para continuar respirando. Para amenizar o problema da falta dos respiradores, buscou-se desenvolver aparelhos de baixo custo e rápida fabricação com capacidade para atender aos requisitos mínimos de segurança e desempenho, em conformidade com as normas técnicas vigentes acerca do tema. Neste trabalho, é proposto um sistema de controle para que um ventilador mecânico do tipo ambu automatizado forneça os parâmetros de ventilação adequados e previamente definidos pelo profissional de saúde, independentemente das características do pulmão do paciente e do estágio da doença. Primeiramente, o sistema ventilador-pulmão foi modelado por meio de um circuito elétrico, onde cada componente corresponde às características do sistema respiratório de um paciente entubado e as grandezas elétricas são equivalentes às propriedades presentes no sistema ventilador-pulmão. A partir da obtenção do circuito elétrico equivalente, comparou-se as formas de ondas obtidas por meio de simulação com as formas de onda teóricas, comprovando assim a acurácia do modelo. A partir do modelo validado, as leis de controle foram obtidas para que o volume de ar entregue pelo respirador e o tempo de inspiração obedecessem aos valores definidos. Durante os testes realizados para aplicação do controlador, observou-se que foi possível controlar o tempo de inspiração utilizando uma lei de controle convencional, isto é, aplicando um ganho K e um controlador proporcional integral (PI) em malha fechada.

Palavras-Chave: circuito elétrico equivalente, Covid-19, controle, PI, planta, pulmão, ventilador pulmonar.

ABSTRACT

The year 2020 saw great demand for lung ventilators in hospitals and intensive care centers, as the Covid-19 increased the number of patients who need this equipment to continue breathing. In order to alleviate the problem of lack of respirators, we sought to develop low-cost, quick-manufacture devices capable of meeting safety and performance requirements, in accordance with current technical standards on the subject. In this work, a control system is proposed so that an automated ambu-type mechanical ventilator provides adequate parameters defined by the health professional, regardless of the characteristics of the patient's lung and the stage of the disease. First, the ventilator-lung system was modeled using an electrical circuit, where each component corresponds to the characteristics of the respiratory system of an intubated patient and how electrical quantities are equivalent to the properties present in the ventilator-lung system. After obtaining the equivalent electrical circuit, the waveforms evolved through simulation were compared with theoretical waveforms, thus proving the accuracy of the model. From the validated model, the control laws were corrected so that the volume of air delivered by the ventilator and the inspiration time obey the defined values. During the tests performed for the application of the controller, it was observed that it was possible to control the inspiration time using a conventional control law, that is, applying a K gain and a proportional integral (PI) driver in closed loop.

Keywords: equivalent electrical circuit, covid-19, control, PI, plant, lung, pulmonary ventilator.

LISTA DE FIGURAS

<i>Número</i>	<i>Página</i>
Figura 1.1	Sistema representado por diagrama de blocos.11
Figura 1.2	Respirador de emergência desenvolvido pela UFMS.....12
Figura 2.1	Ventilação pulmonar manual com ambu.15
Figura 2.2	Curva de ventilação por controle de pressão.16
Figura 2.3	Representação de um respirador tipo ambu automatizado.17
Figura 2.4	Diagrama de blocos representando partes do sistema do ventilador pulmonar automatizado.18
Figura 2.5	Ciclo respiratório no modo de ventilação controlada.....20
Figura 2.6	Ciclo respiratório no modo de ventilação assistida20
Figura 2.7	Modos de controle de um ventilador pulmonar a. Ciclado a volume; b. Ciclado a pressão.21
Figura 2.8	Funcionamento da entrada de ar em um pulmão.23
Figura 2.9	Curvas características de 3 pulmões com doenças distintas.....24
Figura 2.10	Sistema de controle em malha aberta representado por diagrama de blocos. 25
Figura 2.11	Sistema de controle em malha fechada representado por diagrama de blocos. 25
Figura 2.12	Sistema de controle em malha fechada: a. Diagrama de blocos do controle de velocidade em malha fechada; b. Resposta no tempo do sinal de entrada (esquerda) e sinal de saída (direita).26
Figura 2.13	Diagrama de blocos de uma planta sob influência de um controlador PI. .27
Figura 2.14	Comparação de uma resposta no domínio do tempo de um sistema com e sem compensação PI.....28

Figura 3.1	Comparação entre pulmão real e equivalente mecânico do pulmão de um paciente entubado.....	29
Figura 3.2	Circuito elétrico equivalente do sistema ventilador – pulmão.	30
Figura 3.3	Modos de ventilação presente em respiradores mecânicos. (a) Modo de ventilação a pressão, (b) Modo de ventilação a fluxo, (c) Modo de ventilação a volume..	32
Figura 4.1	(a) Forma de onda da Pressão no circuito equivalente.	34
Figura 4.1	(b) Forma de onda da Pressão no circuito equivalente.....	35
Figura 4.2	Forma de Onda do volume no circuito equivalente.	35
Figura 4.3	Forma de onda do Fluxo no circuito equivalente.	35
Figura 4.4	Aplicação do ganho “K” no circuito de simulação.	36
Figura 4.5	Aquisição de informações da tensão na carga do capacitor.	37
Figura 4.6	Script para implantação do controle.....	38
Figura 4.7	Parte 1 do script.	38
Figura 4.8	Parte 2 do script.	39
Figura 4.9	Parte 3 do script.	40
Figura 4.10	Ciclos de respiração para um pulmão normal com malha de controle implementada.	42
Figura 4.11	Ciclos de respiração para um pulmão de alta complacência com malha de controle implementada.	42
Figura 4.12	Ciclos de respiração em sequência para um pulmão de alta complacência com malha de controle implementada.	43
Figura 4.13	Ciclos de respiração para um pulmão de baixa complacência com malha de controle implementada.	44
Figura 4.14	Ciclos de respiração para um pulmão infectado pela covid-19 com malha de controle implementada.....	44

LISTA DE TABELAS

<i>Número</i>		<i>Página</i>
Tabela 2.1	Especificações para desenvolvimento de um ventilador pulmonar.	19
Tabela 3.1	Analogia entre os parâmetros físicos e elétricos	31
Tabela 4.1	Especificações para desenvolvimento de um ventilador pulmonar.	41
Tabela 4.2	Parâmetros definidos para obtenção de resultados.	41

SUMÁRIO

Campo Grande MS.....	i
Orientador: Marcio Luiz Magri Kimpara	ii
Campo Grande MS.....	ii
Campo Grande MS.....	i
Campo Grande, 28 de Junho de 2021.....	ii
RESUMO	iii
abstract	iv
Lista de Figuras	5
Lista de Tabelas.....	7
Sumário	8
1. INTRODUÇÃO.....	10
1.2. Motivação.....	11
1.3. Justificativa do trabalho	13
1.4. Objetivos	13
1.4.1. Objetivo Geral.....	13
1.4.2. Objetivos Específicos	13
1.5. Organização do Trabalho.....	14
2. Fundamentação teórica	15
2.1. Ventilador Pulmonar	15
2.1.1. Ciclo Respiratório de um Ventilador tipo Ambu	15
2.1.2. Ventilador tipo Ambu automatizado	17
2.1.3. Especificações de um ventilador pulmonar	18
2.1.4. Modos de Ventilação	19
2.1.5. Modos de Controle.....	21
2.2. Características do Pulmão	22
2.2.1. Ventilação pulmonar	22
2.2.2. Complacência e elastância	23

2.3.	Sistemas de Controle.....	24
2.4.	Controlador proporcional-integral (PI).....	27
3.	Metodologia e Desenvolvimento	29
3.1.	Obtenção do Circuito Elétrico Equivalente.....	29
3.2.	Análise da implementação da lei de controle	32
3.3.	Implementação do controlador proporcional integral	32
3.3.1.	Programação da lógica do sistema	33
3.3.2.	Integração do erro utilizando método dos trapézios.....	33
3.3.3.	Ajuste do ganho.....	33
4.	Resultados	34
4.1.	Validação do modelo elétrico.....	34
4.2.	Implementação do Controle.....	36
4.3.	Resultados Obtidos	40
4.3.2.	Teste do pulmão normal.....	41
4.3.3.	Teste do pulmão com alta complacência	42
4.3.4.	Teste do pulmão com baixa complacência	43
4.3.5.	Teste do pulmão com covid-19.....	44
5.	Conclusões Gerais	46
6.	Referências	47

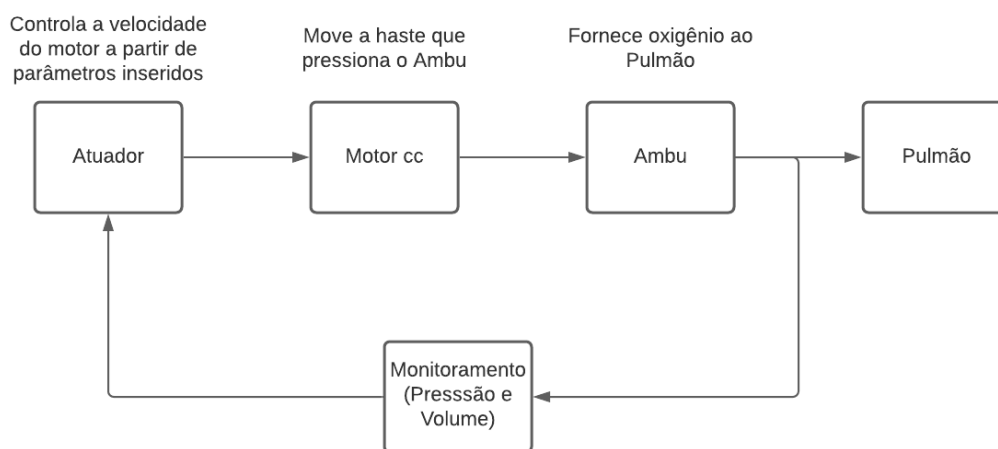
1. INTRODUÇÃO

O ano de 2020 foi marcado pela pandemia que assolou a vida de várias pessoas, sendo que, algumas em específico, tiveram quadros graves devido à infecção do vírus SARS-COV2 (Covid-19), levando à necessidade de intubação. Nestes casos, o paciente depende de um aparelho que forneça oxigênio e realize a respiração de forma mecanizada. A maioria dos hospitais dispõem de uma quantidade limitada de ventiladores pulmonares, uma vez que antes da pandemia, o número de pacientes que demandavam o uso do equipamento era consideravelmente menor, entretanto, no presente momento se faz necessária a disponibilidade de mais respiradores mecânicos.

Para atender à demanda de respiradores e equipar os hospitais que atendem pacientes com casos de Covid-19, seria preciso desenvolver um equipamento com manufatura de baixo custo, sendo assim, foram desenvolvidos diversos modelos de respiradores que utilizam a ventilação baseada em “AMBU” (*Artificial Manual Breathing Unit*). Trata-se de um mecanismo de respiração artificial que utiliza um balão com válvula unidirecional que, na presença de uma bolsa de mistura, fornece um ar+oxigênio ao ser pressionado.

Entretanto, por conta do desgaste físico do profissional de saúde para o manuseio contínuo do AMBU, elaborou-se um mecanismo para que o balão fosse comprimido por um braço mecânico controlado através de um motor de corrente contínua, tornando o procedimento de fornecimento de ar automático.

Figura 1.1 Sistema representado por diagrama de blocos.



Fonte: próprio autor

A UFMS desenvolveu um protótipo de ventilador pulmonar tipo ambu automatizado, que possui uma interface homem-máquina para definir os parâmetros de ar a ser proporcionado ao paciente. Esses parâmetros influenciarão diretamente a atuação do braço mecânico que comprime o balão, permitindo assim o controle das variáveis envolvidas na respiração mecânica.

Apesar da autonomia oferecida na interface do aparelho, um parâmetro importante a ser controlado durante o ciclo respiratório é o tempo de inspiração. Todavia, como a respiração varia entre indivíduos por diversos fatores, como problemas de saúde, biotipo e até mesmo hábitos prejudiciais ao pulmão, se faz necessário que o ventilador se adeque a cada paciente para permitir uma oxigenação padronizada. Essa padronização é prevista mediante a utilização de um controlador.

Diante disso, o presente trabalho apresenta a modelagem do sistema ventilador-pulmão e a partir deste modelo, é proposto um controlador que visa garantir o tempo de inspiração configurado na interface do equipamento.

1.2. MOTIVAÇÃO

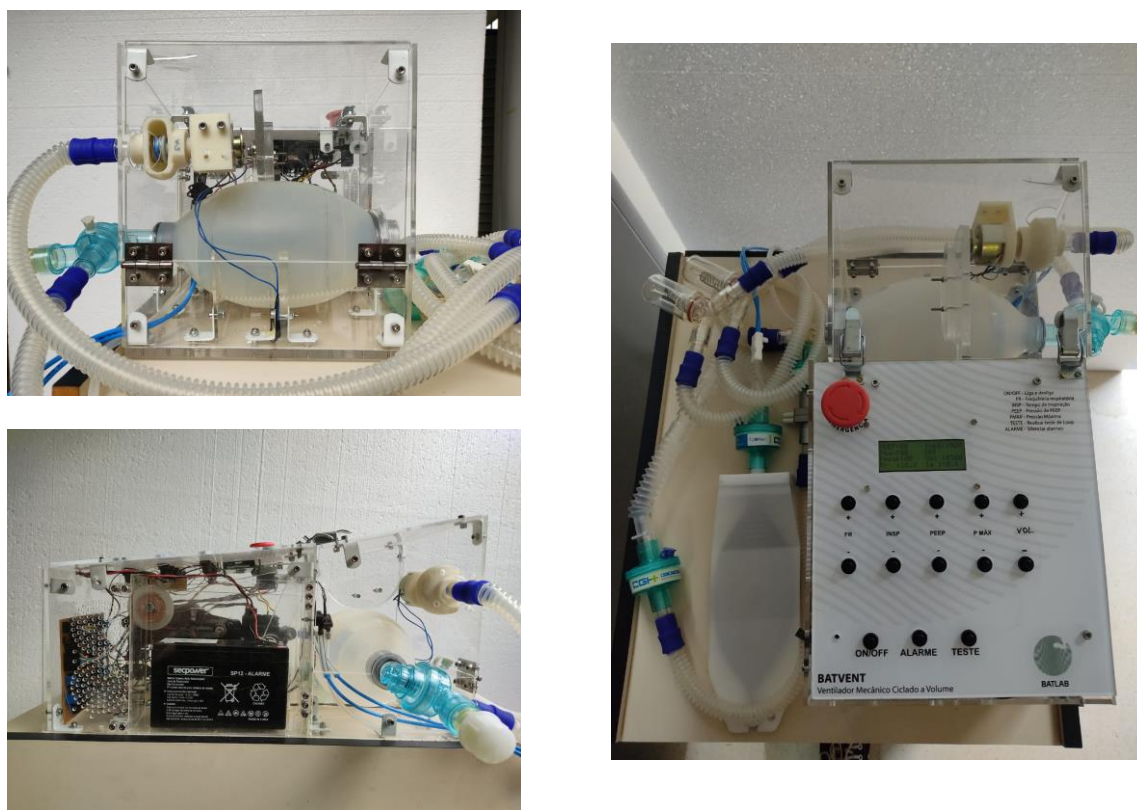
Para suprir a demanda de ventiladores pulmonares provocada pelo Covid-19, várias universidades, incluindo a UFMS, buscaram desenvolver um protótipo emergencial de

ventilador pulmonar automático e de baixo custo com o intuito de ser produzido em grande escala para abastecer hospitais e centros de tratamento que necessitam de mais aparelhos. A Figura 1.2 ilustra o equipamento desenvolvido e que será utilizado como base para o trabalho apresentado em tela.

Após estudos e pesquisas, o equipamento foi desenvolvido, entretanto, observou-se a necessidade de um sistema de controle mais preciso de forma a garantir o desempenho do equipamento em relação aos parâmetros definidos pelo médico. Essa melhoria visa atender as pacientes com diferentes características, visto que, aspectos como altura e peso do paciente, bem como o estágio de avanço da doença podem alterar a complacência do pulmão.

Levando em conta a situação do respirador mecânico, com essa demarcação dos pontos de operação, levantou-se a ideia da inserção de uma malha de controle que atue na velocidade com que a haste pressiona o Ambu. Para embasar as análises e simulações com a malha de controle, foi proposto a modelagem de todo o sistema.

Figura 1.2 Respirador de emergência desenvolvido pela UFMS.



Fonte: próprio autor.

1.3. JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

É notável a relevância e necessidade de ventiladores pulmonares no estado de emergência atual, visto que a população, tanto no Brasil quanto no mundo, vem sofrendo a falta desse equipamento em hospitais e centros de tratamento. O trabalho em questão visa a proposição de um equipamento necessário para pacientes com dificuldade de realizar o ciclo respiratório de maneira autônoma, que seja de baixo custo, de alta qualidade técnica e compatível com qualquer indivíduo.

Na elaboração deste projeto, foram aplicados conhecimentos obtidos em disciplinas presentes na grade curricular do curso de Engenharia Elétrica da UFMS, como Acionamento Eletrônico de Motores, Microcontroladores, Sistema de Controle, Instrumentação e Conversão Eletromecânica de Energia.

Vale ressaltar que o projeto a ser desenvolvido não busca apenas combater as consequências geradas pela pandemia, isto é, não se trata de um equipamento que irá favorecer exclusivamente pacientes afetados pelo Covid-19, pois o ventilador pulmonar aqui retratado poderá ser utilizado em pacientes acometidos por outros tipos de doenças pulmonares.

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de um algoritmo de controle aplicado ao motor de corrente contínua para controle de velocidade e consequentemente, do tempo de inspiração exercido por um ventilador pulmonar do tipoambu automatizado.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Estudar e compreender o ciclo respiratório;
- Modelar e simular através do *software* Simulink o sistema do respirador;
- Desenvolver um modelo de carga que represente o pulmão e em seguida aplicar a malha de controle;

1.5. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

No Capítulo 1 são apresentadas a revisão bibliográfica e a motivação da realização deste trabalho, com o intuito de mostrar ao leitor sua importância.

O Capítulo 2 apresenta com detalhes a fundamentação teórica, isto é, a teoria de pontos relevantes à pesquisa, dando mais ênfase na teoria de controle e questões físicas que envolvem um pulmão.

No Capítulo 3 são apresentados os passos do desenvolvimento deste trabalho, desde a modelagem do circuito elétrico equivalente ao sistema respirador-pulmão, até a aplicação do sistema de controle.

No Capítulo 4 são mostrados os resultados obtidos a partir da metodologia utilizada, além de expor os passos constados na mesma.

O Capítulo 5 trata das conclusões obtidas após a execução da pesquisa, bem como propõe trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. VENTILADOR PULMONAR

O ventilador pulmonar é um aparelho que tem como função auxiliar o paciente acometido por doença respiratória a realizar o processo de respiração, isto é, o equipamento exerce a respiração do indivíduo quando o mesmo se encontra parcial ou totalmente impedido de praticar esta ação de maneira autônoma. Para isso, o ventilador efetua a troca de gases necessárias para o ciclo respiratório apropriado, uma vez que a troca de gases que o equipamento exerce é essencial para a manutenção dos tecidos dos órgãos.

Há vários tipos de respiradores mecânicos no mercado, sendo que a utilização de determinado tipo depende de vários fatores, cabendo ao médico responsável tal escolha. Neste trabalho é utilizado o modelo de menor custo sendo o ventilador pulmonar tipo Ambu automatizado.

2.1.1. Ciclo Respiratório de um Ventilador tipo Ambu

Como citado anteriormente, o ambu é a forma mais barata de se fornecer oxigênio a um paciente, e isto se dá devido a sua simplicidade de injeção de pressão e volume necessários para a oxigenação do pulmão. Um tipo de ventilação utilizando ambu de forma manual é exibida na Figura 2.1.

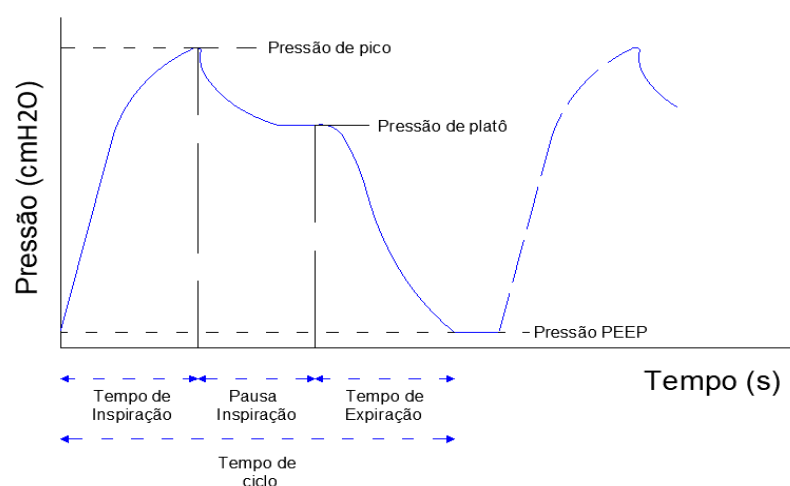
Figura 2.1 Ventilação pulmonar manual com ambu.



Fonte:[9]

O Ambu é uma bolsa de ar, que ao ser pressionado, fornece oxigênio ao paciente. Os instantes injeção de ar nos pulmões são controlados pelo profissional da área de saúde, de forma a respeitar o ciclo respiratório. Um ciclo respiratório comum é apresentado na Figura 2.2.

Figura 2.2 Curva de ventilação por controle de pressão.



Fonte:[7]

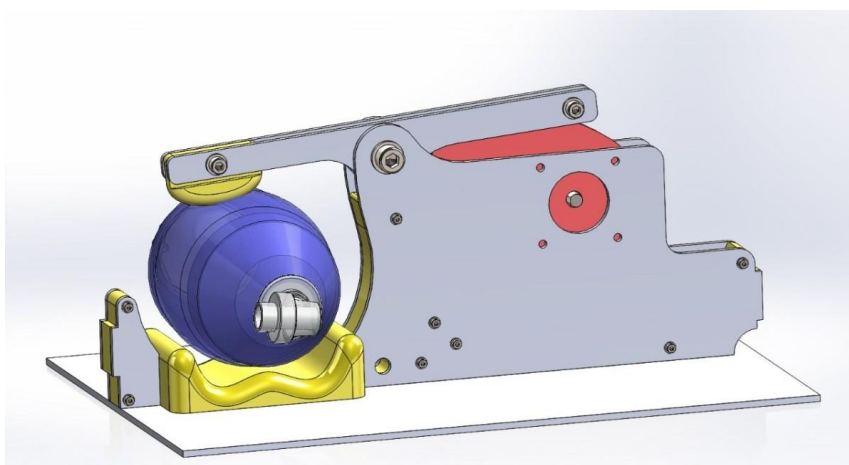
A Figura 2.2, apresenta a forma de onda do ciclo respiratório de ser humano saudável, que dependendo das características geradas por ações ou doenças prejudiciais ao pulmão, os tempos contidos nos gráficos podem se alterar. O controle sobre os parâmetros do ciclo respiratório depende das condições de saúde de cada paciente, e, portanto, deve ser realizado por um profissional de saúde capacitado. A pressão PEEP, que geralmente se encontra entre 2 a 20 cmH₂O, é a pressão positiva mínima necessária, ao fim da expiração, para que o pulmão se mantenha aberto, evitando que as paredes do órgão colapsem.

Outra variável que vale a pena ressaltar é a pressão de platô, ou pressão de pausa inspiratória, que foi retratada de forma exagerada na Figura 2.2 para uma melhor visualização. Esta pressão está relacionada à elasticidade do pulmão, e a diferença entre a pressão de pico e a pressão de platô indica a resistência das vias aéreas. Vale ressaltar que nem todos respiradores existentes apresentam a pressão de pico, enquanto, outros permitem controlá-la afim de melhorar a respiração.

2.1.2. Ventilador tipo Ambu automatizado

O modelo analisado neste trabalho refere-se ao ventilador tipo ambu automatizado. Este, utiliza o princípio de fornecimento de oxigênio através do ambu para ventilação mecânica de forma automatizada, utilizando um sistema eletrônico que aciona um motor de corrente contínua (CC) para controlar uma haste que pressiona o ambu. A Figura 2.3 apresenta um exemplo deste tipo de respirador.

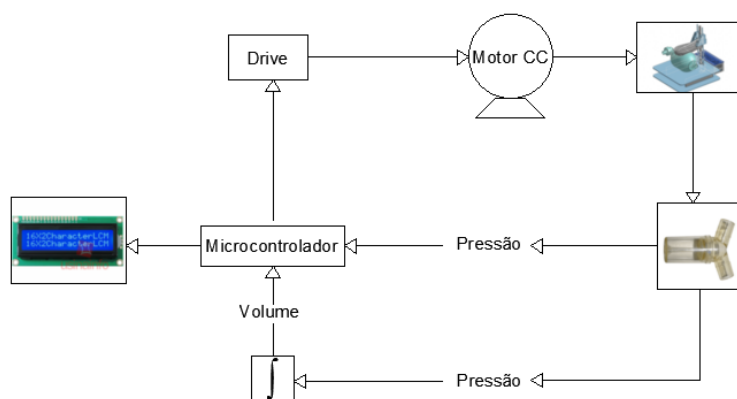
Figura 2.3 Representação de um respirador tipo ambu automatizado.



Fonte:[13]

O *driver* do equipamento contém uma interface IHM (interface homem máquina), pela qual o profissional de saúde configura os parâmetros necessários para o funcionamento do ventilador de acordo com as necessidades do paciente. Estes parâmetros se transformam em informações enviadas para o microcontrolador do sistema, e a partir da forma que este foi programado, um sinal de alimentação será enviado para o motor, de forma que este último mova a haste que pressiona o ambu na velocidade adequada. O microcontrolador também é responsável pela leitura das variáveis mais significativas do sistema, sendo elas, pressão e volume. A Figura 2.4 apresenta o diagrama de blocos do ventilador mecânico do tipo ambu automatizado.

Figura 2.4 Diagrama de blocos representando partes do sistema do ventilador pulmonar automatizado.



Fonte: Adaptada de [7]

O dispositivo ainda possui uma tela LCD com a função de apresentar os parâmetros inseridos e exibe os valores de volume e pressão proporcionados ao pulmão para fins de monitoramento. Essas duas variáveis possuem limites que devem ser respeitados, isto é, valores máximos e mínimos que não podem ser ultrapassadas para evitar danos no pulmão do paciente, além de estarem também limitadas pela própria capacidade do equipamento.

Entre os componentes construtivos necessários para o respirador mecânico, estão os tubos essenciais para o fluxo de fluídos que serão enviados ao pulmão, uma caixa de acrílico com botoeiras e um lcd para IHM, entre outros componentes. Para pressionar o ambu, é utilizado um motor cc que movimenta uma haste, sendo que, a velocidade que esta é pressionada depende do sinal de PWM enviado pelo microcontrolador. Há uma variedade de tubos e conexões para passagem de fluxo de ar no equipamento, porém, não haverá detalhes sobre estes, para o trabalho em questão, basta saber que estes componentes são importantes para guiar os fluidos em uma direção e filtra-los quando necessário.

2.1.3. Especificações de um ventilador pulmonar

A características de um ventilador pulmonar, como os parâmetros de funcionamento que são passíveis de configuração, como tempo de inspiração, tempo de expiração, limites de pressão e volume, pressão de peep, relação I:E (inspiração e expiração) e frequência respiratória, são baseadas por normativa vigente. Estas normativas foram criadas para regulamentar o funcionamento do ventilador pulmonar, de modo a garantir índices de qualidade mínimos a serem seguidos, além de recomendar valores iniciais de ajuste de todas

as variáveis envolvidas no processo de respiração mecânica. Estas normas não expressam a metodologia do médico de definição de parâmetros para um determinado paciente.

Há duas normas regulamentadoras principais para o desenvolvimento do ventilador pulmonar analisado neste trabalho, sendo a primeira, a “Rapidly Manufactured Ventilator system” uma norma britânica desenvolvida pela “Medicines and Healthcare products Regulatory Agency” escrita justamente para rápida confecção de respiradores. A segunda se trata de uma norma brasileira “Diretrizes Brasileiras de Ventilação Mecânica”.

A Tabela 2.1 apresenta as principais informações impostas nestas normativas que devem ser verificadas e monitoradas para o devido funcionamento do equipamento.

Tabela 2.1 Especificações para desenvolvimento de um ventilador pulmonar.

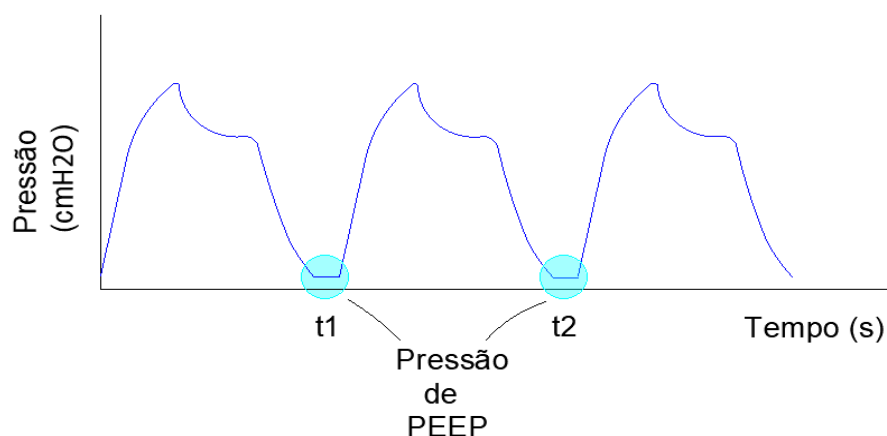
<i>Variável</i>	<i>Valor</i>
Pressão Máxima	14 a 60 cmH ₂ O
Pressão Peep	5 a 20 cmH ₂ O
Incremento de pressão Peep	5 cmH ₂ O
Valor mínimo da relação I:E	1:2
Frequência respiratória mínima	10 a 30 rpm
Incremento de frequência respiratória	2 rpm
Volume corrente mínimo	400 ml

Fonte: [11]

2.1.4. Modos de Ventilação

O ventilador pulmonar possui dois modos de ventilação, o modo controlado e o modo assistido. O modo a ser utilizado em cada paciente é determinado pelo médico responsável pelo caso em conjunto com o profissional de saúde que configura o aparelho, sendo que são escolhidos dependendo da situação do paciente que necessitará da ventilação. Por exemplo, um paciente sem nenhuma condição de exercer o esforço respiratório carece do modo de ventilação controlado [7]. Este modo é necessário em casos onde o paciente está sedado, e dessa forma, o equipamento precisa fornecer todo oxigênio necessário para o paciente, isto é, o equipamento é completamente responsável pela inspiração e expiração. Como este modo é totalmente dependente do respirador pulmonar, o ciclo respiratório é controlado pelo tempo configurado e deve ser estritamente seguido. A Figura 2.5 apresenta o ciclo respiratório para ventilação totalmente controlada.

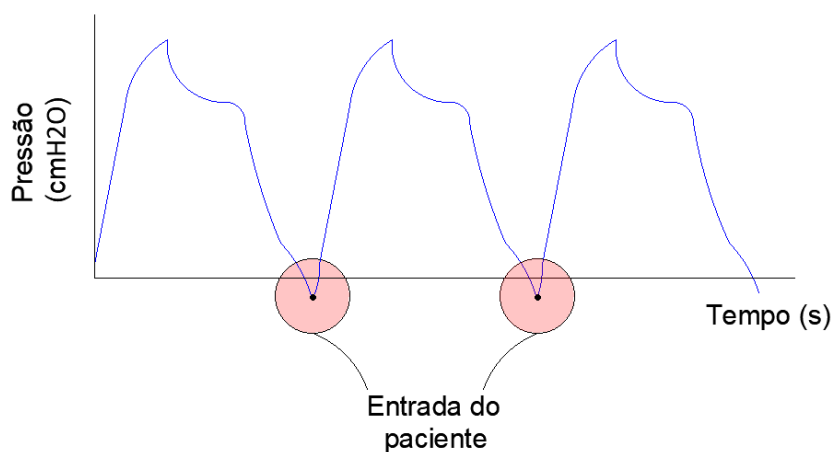
Figura 2.5 Ciclo respiratório no modo de ventilação controlada.



Fonte: [7]

O modo de ventilação assistida se dá quando o paciente que está sob influência do ventilador pulmonar não se encontra totalmente sedado e realiza a tentativa de inspiração. Neste caso, esta ação do paciente gera uma pressão negativa na tubulação de oxigênio, e dessa forma, o aparelho deve ser sensível a este estímulo externo. Logo, o equipamento deve exercer a aplicação da pressão positiva aos pulmões do paciente (inspiração) em dois casos: quando perceber a pressão negativa advinda da tentativa de inspiração do paciente, ou a partir de um tempo de segurança configurável, uma vez que o esforço do paciente pode não ser consistente, há equipamentos que utilizam dessa função ao detectar atividade do diafragma. A Figura 2.6 representa o ciclo respiratório do modo assistido.

Figura 2.6 Ciclo respiratório no modo de ventilação assistida



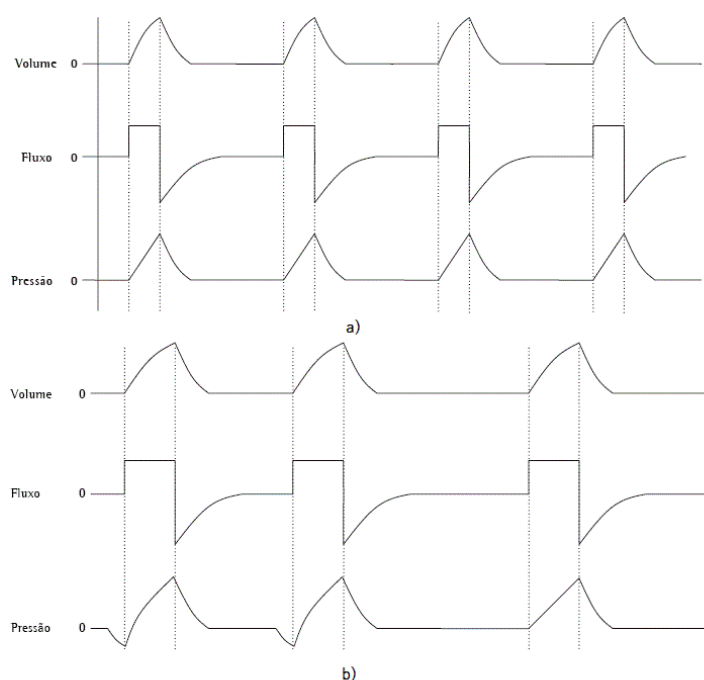
Fonte: [7]

Vale ressaltar que os dois modos de ventilação são essenciais para recuperação de um paciente, entretanto, ventiladores emergenciais, como o do tipo Ambu automatizado, podem apresentar certas limitações para realização destes modos.

2.1.5. Modos de Controle

É possível ainda configurar os ventiladores pulmonares em dois modos de controle principais, sendo o modo ciclado a volume e o ciclado a pressão. Basicamente, o modo principal de controle é estabelecido de acordo com a variável a ser controlada. Os respiradores mecânicos ciclados a volume fornecem uma quantidade de volume corrente ao pulmão à certa pressão, onde esta pressão é monitorada durante toda a operação para que se mantenha em níveis seguros, porém, ela não é controlada. Enquanto isso, no modo ciclado a pressão, a pressão é a variável de controle, sendo aplicada aos pulmões gerando assim um volume corrente como consequência que é monitorado durante a operação do ventilador. A Figura 2.7 apresenta as formas de onda das variáveis para os dois modos de controle.

Figura 2.7 Modos de controle de um ventilador pulmonar **a.** Ciclado a volume; **b.** Ciclado a pressão.



Fonte:[12]

Ventiladores do tipo ambu encontrados no mercado, sejam já produzidos ou em desenvolvimento, utilizam comumente o modo de ciclagem a volume, ou seja, durante a fase de inspiração há o controle do fornecimento de volume [12]. Vale ressaltar que para este modo

de ciclagem, é de suma importância a monitoração da pressão, pois esta não deve ter seus limites, tanto mínimo quanto máximo, ultrapassados.

O volume fornecido durante o tempo de inspiração depende das características do pulmão do paciente, ou características do próprio indivíduo que influencia diretamente no pulmão, isto é, peso, altura, alimentação e hábitos. Dito isto, o devido controle de volume deve ser feito em conjunto com o controle do tempo de inspiração, para que o pulmão receba a quantidade necessária de oxigênio dependendo da situação do pulmão.

2.2. CARACTERÍSTICAS DO PULMÃO

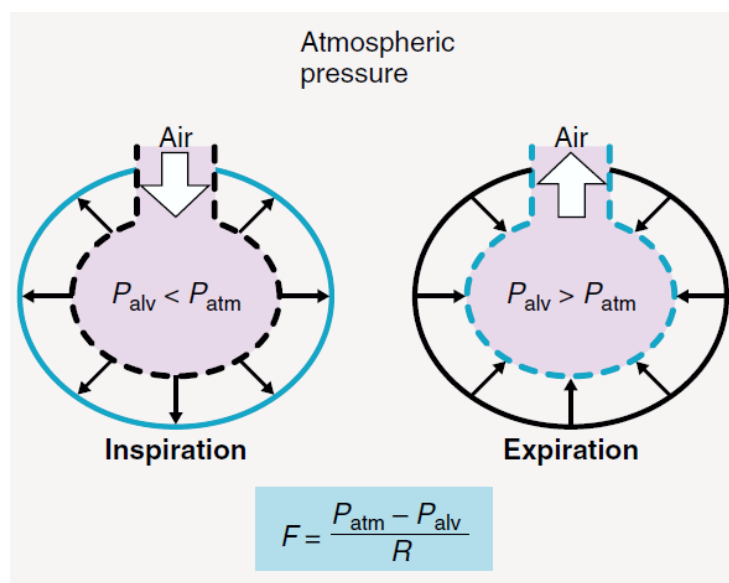
O pulmão é o órgão responsável pela troca de gases realizadas durante o funcionamento do sistema respiratório, sendo que, entre suas principais funções, está a oxigenação do sangue e a eliminação de gases prejudiciais ao corpo humano, como o dióxido de carbono (CO_2) [13].

O pulmão possui diversas características para possibilitar a realização de suas funções, entretanto, neste trabalho será discutido o necessário para se entender a ventilação do órgão, além de propriedades consideradas na configuração da ventilação mecânica, como por exemplo, a resistência na entrada de ar.

2.2.1. Ventilação pulmonar

O fluxo de ar dentro de um pulmão ocorre de forma a respeitar as leis da física regidas sobre o conceito de pressão, ou seja, o fluido se direciona do ponto de maior pressão para o ponto de menor pressão. Logo, durante a inspiração, a pressão dos alvéolos é menor que a pressão atmosférica, incitando assim, a entrada de ar no órgão. Na expiração ocorre o oposto, isto é, a pressão atmosférica se torna menor que a pressão dos alvéolos [17]. A Figura 2.8 representa de forma sucinta esta situação, onde P_{atm} é a pressão atmosférica, P_{alv} é a pressão alveolar, pressão está presente dentro do órgão, R se trata de um coeficiente que corresponde as resistências geradas pelas forças que se opõem a entrada de ar, e F representa a força necessária para mover o pulmão em movimento expansivo e realizar o ciclo respiratório.

Figura 2.8 Funcionamento da entrada de ar em um pulmão.



Fonte:[13]

Para o devido ciclo de respiração, é necessária a realização de trabalho mecânico com o intuito de superar as forças de oposição residentes no órgão [13]. Dito isto, a pressão atmosférica deve ser maior que a pressão alveolar de forma que a força gerada nessa diferença gradiente de pressão exceda as forças de oposição devido a elasticidade do pulmão e as vias respiratórias.

2.2.2. Complacência e elastância

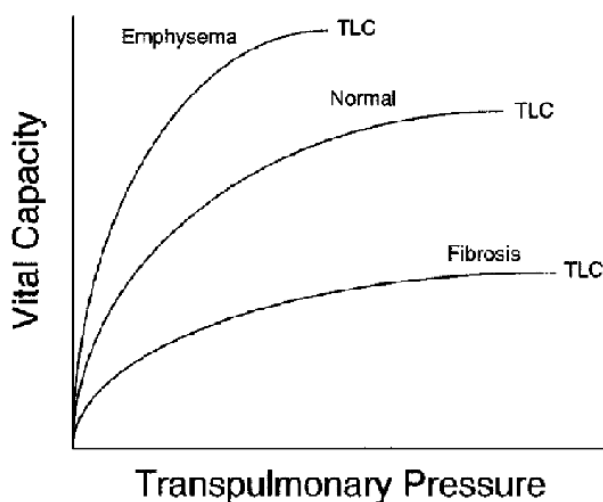
Para atender a demanda energética de um pulmão e realizar a devida oxigenação, é necessário que o mesmo se expanda e se retraia de forma adequada. A habilidade do pulmão se expandir é denominada complacência, enquanto a habilidade de se retrair denomina-se elastância.

Uma complacência alta expressa a facilidade com a qual um pulmão se infla, isto é, um pulmão com esta característica necessita de uma quantidade menor de pressão para reproduzir a força necessária que possibilita sua expansão. Enquanto a baixa complacência representa o oposto disto, ou seja, neste caso o pulmão se torna mais rígido, dificultando assim a expansão no momento de inspiração.

A elastância está ligada à habilidade do pulmão voltar ao seu ponto inicial após a expansão criada pela inspiração. Uma alta elastância facilita a retração do pulmão até sua forma original, enquanto o oposto dificulta esta ação. A Figura 2.9 apresenta um gráfico de

pressão por volume para 3 casos diferentes de pulmão, isto é, órgãos com problemas respiratórios que atuam diretamente na força elástica.

Figura 2.9 Curvas características de 3 pulmões com doenças distintas.



Fonte:[13]

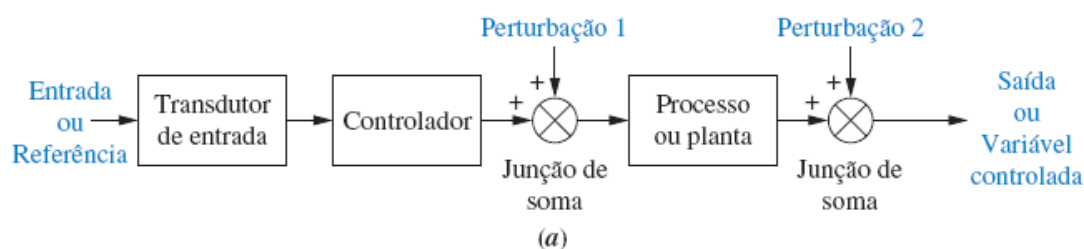
O gráfico da Figura 2.9 apresenta 3 curvas que representam três pulmões distintos, sendo que, dois deles possuem problemas respiratórios que alteram a complacência do pulmão. Nota-se que, quando comparados com a curva do pulmão normal, para um mesmo valor de pressão, o pulmão com enfisema recebe uma quantidade maior de volume ao inflar, enquanto que o pulmão que possui fibrose dispõe de uma quantidade menor de volume durante sua expansão.

É possível afirmar que o tempo de inspiração de um pulmão é diretamente ligado à sua complacência, pois a dificuldade ou facilidade de se expandir exigirá um tempo maior ou menor de inspiração.

2.3. SISTEMAS DE CONTROLE

Toda planta ou processo que possa ser controlado possui subsistemas que a partir de uma entrada, também chamada de valor de referência, tem uma resposta na saída que deveria apresentar um desempenho e valor equivalentes ao desejado, ou seja, semelhante ao *setpoint* definido na entrada do processo [1]. A Figura 2.10 representa, utilizando diagrama de blocos, um sistema de controle em malha aberta.

Figura 2.10 Sistema de controle em malha aberta representado por diagrama de blocos.

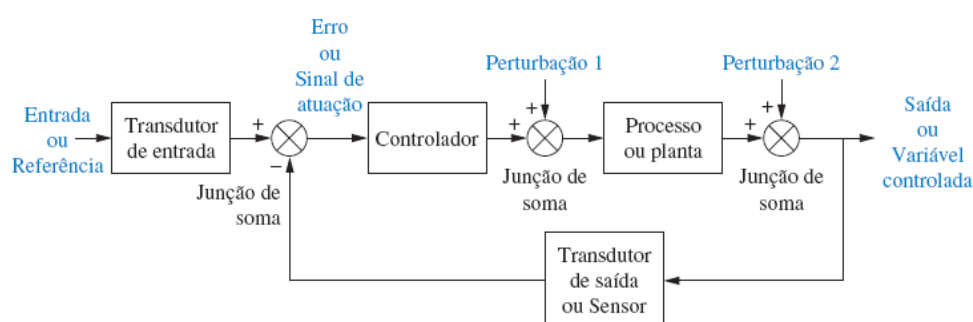


Fonte: [1]

Basicamente, este sistema trata da junção de subsistemas sem nenhum tipo de compensação de erros, isto é, o “Transdutor de Entrada” encaminha o sinal com a resposta desejada para o sistema, o mesmo passa pelo “Controlador” para ajustar o sinal de acordo com o processo, até chegar na planta que está sendo controlada. Assim, dependendo de como se dá o modelo do processo, obtêm-se a resposta de saída. A imagem possui duas variáveis indicadas como perturbação que podem representar os ruídos presentes que prejudicam a resposta dinâmica do processo. Deve ser citado que, em casos reais, geralmente estes ruídos já estão implícitos nos sinais gerados, ou seja, não é possível prever o momento que uma perturbação irá influenciar o sistema.

Sistemas em malha aberta não possuem compensações, podendo acarretar erros significantes na resposta dinâmica ou de regime permanente da saída do processo, dependendo da planta a ser controlada. Dito isso, é possível realimentar o sistema, para analisar o erro gerado na variável controlada, e assim, ajustar o controlador para reduzir ou até mesmo zerar este erro, permitindo assim uma resposta adequada e um controle apropriado. A Figura 2.11 apresenta um sistema com realimentação chamado de Sistema de Malha fechada.

Figura 2.11 Sistema de controle em malha fechada representado por diagrama de blocos.

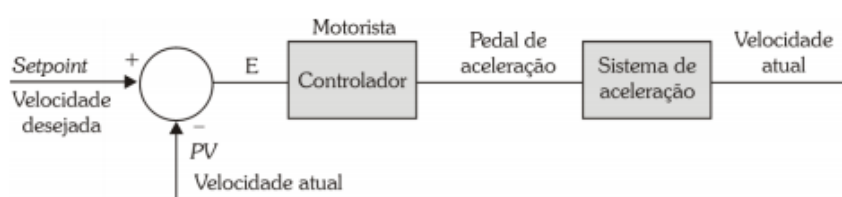


Fonte: [1]

Os subsistemas do controle em malha fechada são semelhantes ao de malha aberta, com a adição de uma estrutura de realimentação, que se dá através da coleta do sinal de saída, por meio de um transdutor ou sensor, e o compara com o sinal de entrada, verificando assim se o sistema possui algum erro em sua resposta em regime permanente. Dependendo da dimensão do erro, pode-se ajustar o controlador da planta obtendo assim uma resposta mais aceitável em comparação ao sistema de malha aberta.

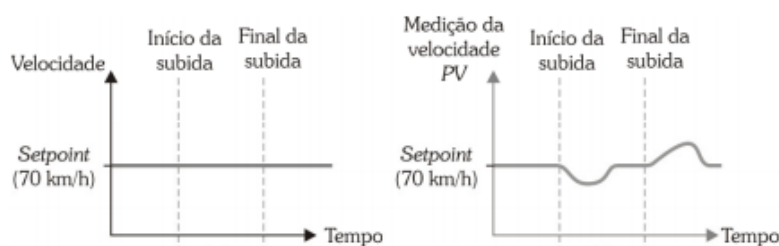
Para exemplificação, a Figura 2.12(a) apresenta o sistema em malha fechada para o controle de velocidade de um automóvel, e a Figura 2.12(b) demonstra as respostas dinâmicas no tempo da entrada e saída, para esse mesmo processo.

Figura 2.12 Sistema de controle em malha fechada: **a.** Diagrama de blocos do controle de velocidade em malha fechada; **b.** Resposta no tempo do sinal de entrada (esquerda) e sinal de saída (direita).



Malha para controle de velocidade no automóvel.

(a)



(b)

Fonte:[8]

Como pode-se notar a partir da Figura 2.12, a entrada se baseia em um sinal contínuo equivalente a 70 Km/h, e a resposta no tempo da saída é o mesmo sinal, porém, com algumas alterações devido a perturbações que influenciaram diretamente a planta. Apesar dos distúrbios presentes no sinal da variável controlada, o erro em regime permanente é praticamente zero, apontando assim o desempenho adequado desse processo.

A partir das técnicas de controle em malha aberta e malha fechada, surgiram uma gama de teorias e estratégias de compensação e controle para gerar uma resposta na saída da planta com melhor desempenho possível. Uma das estratégias originadas desses sistemas é o controle adaptativo, que se trata de uma ramificação dos sistemas de controle, isto é, o controle adaptativo é basicamente a adição de uma nova malha de realimentação que será aplicada ao controlador do sistema com o intuito de ajustar seus parâmetros [3].

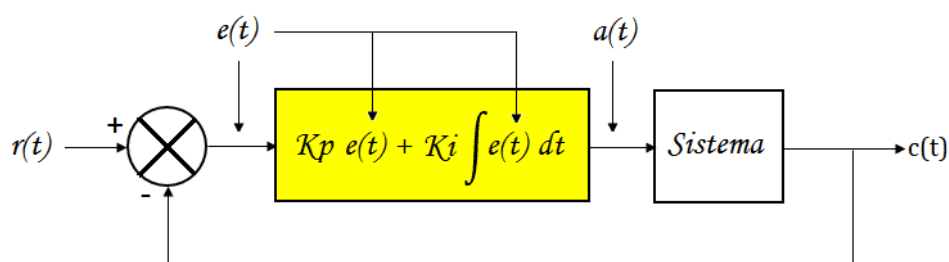
2.4. CONTROLADOR PROPORCIONAL-INTEGRAL (PI)

Um sistema de malha fechada permite a correção do erro gerado ao controlar uma planta, porém, na maioria dos casos, apenas ajustar o ganho não é o suficiente para diminuir o erro. Nestes casos, há a necessidade de utilizar outros tipos de controladores afim de melhorar a resposta do sistema [16].

Um controlador usual para casos onde é fundamental a extinção do erro, ou grande atenuação do mesmo, é o controlador proporcional integral (PI), pois este atua principalmente no regime permanente da resposta do sistema. Em contrapartida, este método pode prejudicar levemente o transitório.

O controlador PI possui duas componentes, sendo a primeira a componente proporcional ao erro, que por sua vez, tem como função proporcionar uma melhor resposta transitória ao sistema (rapidez). Já a segunda, refere-se à componente proporcional à integral do erro, que corrige o regime permanente do sistema, ou seja, o erro estacionário nulo ou muito baixo. Dito isto, o diagrama de blocos de um controlador PI influenciando uma planta se dá da conforme mostrado na Figura 2.13. [10].

Figura 2.13 Diagrama de blocos de uma planta sob influência de um controlador PI.

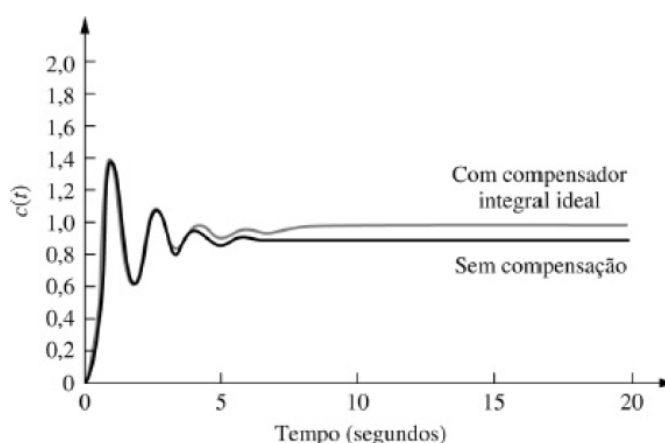


Fonte: [10]

Na Figura 2.13, os termos $r(t)$, $e(t)$, $a(t)$, $c(t)$ referem-se, respectivamente ao sinal de entrada, erro do sistema, ganho do sistema a partir da compensação do erro e sinal de saída da planta. Além destes termos comentados, dentro do bloco referente a compensação PI, há as variáveis K_p e K_i , que trata-se dos ganhos proporcional e integral respectivamente

Para levar o erro estacionário a zero, este controlador aumenta a ordem do sistema, por exemplo, ao aplicar o controlador PI a um sistema de ordem zero com entrada tipo degrau, e consequentemente integrar o erro, o sistema analisado é elevado para ordem 1. Sendo assim, para entradas do tipo degrau, o erro se torna nulo. A Figura 2.14 apresentada a seguir apresenta a diferença da resposta no domínio do tempo entre uma planta com e sem compensação gerada pelo controlador PI [15].

Figura 2.14 Comparação de uma resposta no domínio do tempo de um sistema com e sem compensação PI.



Fonte: [1]

Nota-se que a diferença mais significativa entre as respostas apresentadas na Figura 2.14 refere-se justamente ao erro em regime permanente, o qual, como já comentado, é corrigido a partir da aplicação de um compensador proporcional integral.

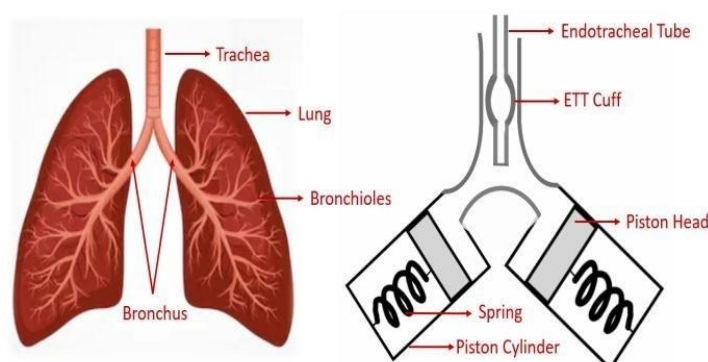
3. METODOLOGIA E DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo, é demonstrada a obtenção do modelo elétrico equivalente que representa o sistema Ventilador-Pulmão, que compreende todo o sistema, desde a pressão aplicada no ambu pelo braço mecânico, até o volume e pressão presentes no pulmão de um paciente entubado. Além disso, também é mencionado o método de inserção do controlador na planta elétrica que representa o sistema analisado.

3.1. OBTENÇÃO DO CIRCUITO ELÉTRICO EQUIVALENTE

De forma simplista, ao analisar a operação de um pulmão, nota-se que ele se assemelha a uma bolsa que se enche de ar até certo ponto, e logo após se esvazia. A pressão fornecida deve ter um valor tal que vença as perdas devido à resistência interna, perdas na viscosidade e complacência do pulmão. Dito isso, pode-se associar o sistema que combina o tubo endotraqueal junto ao pulmão com um cilindro com uma mola embutida, pois assim como o pulmão, a mola possui um limite que pode se esticar. A Figura 3.1 apresenta a comparação de um pulmão real e seu equivalente mecânico.

Figura 3.1 Comparação entre pulmão real e equivalente mecânico do pulmão de um paciente entubado.

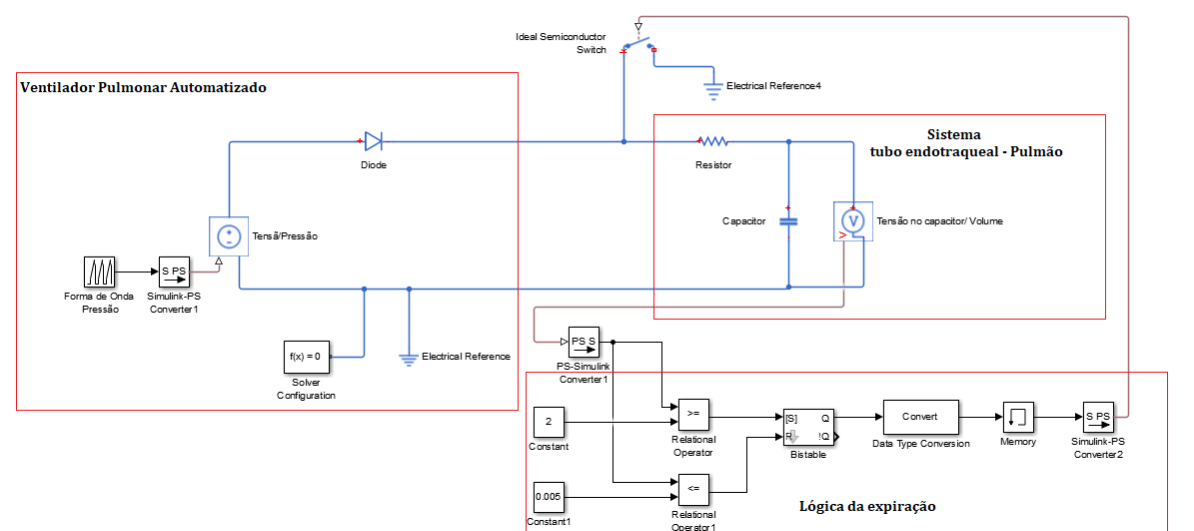


Fonte: [4]

O modelo mecânico do sistema ventilador-pulmão, mostrado na Figura 3.1, é apropriado para representar as características de um pulmão e dos materiais presentes no equivalente. Porém, outra forma de analisar esse modelo, seria através de um circuito elétrico onde cada item da Figura 3.1 seria substituído por um componente elétrico análogo. Além de mudar a perspectiva de análise, a utilização da modelagem elétrica permite a implementação de um método de controle.

Assim como o pulmão pode ser comparado a uma mola no equivalente mecânico, devido a sua complacência e capacidade de se inflar e esvaziar, o componente elétrico correlato a esta prática é um capacitor, pois a tensão no capacitor apresenta um ciclo de carga e descarga, que pode ser comparado à inspiração e expiração. Partindo de análises análogas à essa, obteve-se o circuito equivalente elétrico apresentado na Figura 3.2 a seguir:

Figura 3.2 Circuito elétrico equivalente do sistema ventilador – pulmão.



Fonte: [baseado em 4]

Pode-se notar ao analisar a Figura.3.2, que o equivalente elétrico do sistema é dividido em três partes distintas, sendo que, cada uma representa uma propriedade do sistema ventilador – pulmão. A fonte de tensão junto ao diodo, no subsistema denominado Ventilador Pulmonar Automatizado, representa a pressão positiva no pulmão do paciente exercida pelo braço mecânico que pressiona o ambu, enquanto o diodo caracteriza a válvula unidirecional presente no equipamento. Apesar de estar representado como uma fonte de tensão, a forma de onda da pressão foi moldada, utilizando a ferramenta “Repeating Sequence” do matlab, de forma a se portar como um ventilador pulmonar ciclado a volume, conforme a forma de onda apresentada na Figura 2.7.

O filtro RC representa o conjunto do tubo endotraqueal com o pulmão, e como os pulmões diferem entre si dadas as características distintas de cada paciente, os respectivos valores deste filtro podem ser alterados para simular variados tipos de pulmões. Enquanto o capacitor representa a capacidade do pulmão de se inflar e se retrair, a resistência caracteriza as perdas existentes nessa ação, ou seja, a força de oposição elástica que está diretamente ligada a complacência do órgão, além do volume morto presente no circuito respiratório.

A terceira parte do sistema representa o sistema de expiração do pulmão, que através de uma lógica, aciona uma chave para dosar a energia de descarga do capacitor. Esta chave é um componente importante do sistema, tanto simulado quanto físico, pois caracteriza a válvula de expiração.

A lógica mencionada anteriormente consiste na comparação da forma de onda com valores constantes que representam os limites máximo e mínimo definidos. Quando a tensão no capacitor chega no valor de 2 V, é enviado um sinal para a entrada “Set” do bloco Set/Reset, que acionará o fechamento da chave, descarregando assim o capacitor. Quando a tensão no capacitor alcança o valor de 0.005 V, é enviado um sinal para entrada “Reset” do mesmo bloco, que abrirá a chave permitindo recomeçar o ciclo de respiração.

Para o devido entendimento do sistema, a tabela 3.1 apresenta os parâmetros presentes no ventilador pulmonar junto a seus parâmetros elétricos análogos.

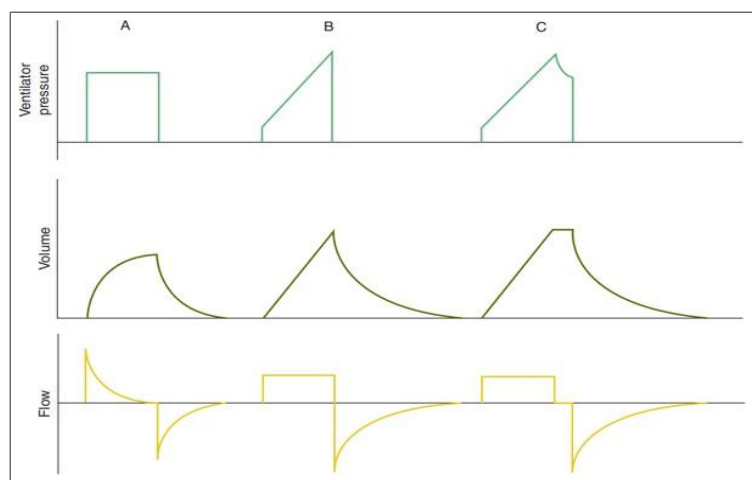
Tabela 3.1 Analogia entre os parâmetros físicos e elétricos

<i>Parâmetros físicos</i>	<i>Parâmetros elétricos</i>
Pressão	Tensão elétrica
Volume	Tensão no capacitor
Fluxo de ar	Corrente elétrica
Complacência (inversamente proporcional)	Capacitância
Demais forças opostas	Resistência
Pulmão – Tubo Endotraqueal	Filtro RC

Fonte: [11]

Para validar o equivalente elétrico na simulação do sistema ventilador-pulmão, é necessário observar se as formas de onda do volume, pressão e fluxo se assemelham às curvas teóricas. A Figura 3.3 retrata as formas de onda para cada modo de ventilação existente em ventiladores pulmonares.

Figura 3.3 Modos de ventilação presente em respiradores mecânicos. (a) Modo de ventilação a pressão, (b) Modo de ventilação a fluxo, (c) Modo de ventilação a volume.



Fonte: [4]

A Figura 3.3 exibe as formas de onda de 3 grandezas pertinentes ao ventilador pulmonar, para cada modo de ventilação, sendo que as colunas A, B e C referem-se respectivamente ao modo de ventilação a pressão, volume e fluxo. Para o circuito equivalente em questão, será analisado a coluna B da Figura 3.3, que retrata as formas de onda para um modo de ventilação a volume.

3.2. ANÁLISE DA IMPLEMENTAÇÃO DA LEI DE CONTROLE

Com a validação do circuito equivalente, torna-se possível a implementação de uma lei de controle para atuar no tempo de inspiração do ventilador, afim de controla-lo de acordo com a decisão do operador. Por se tratar de um ventilador ciclado a volume, o tempo de inspiração a ser controlado refere-se a forma de onda da tensão no capacitor, e a partir desta será implementado uma compensação para obter resultados satisfatórios.

3.3. IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLADOR PROPORCIONAL INTEGRAL

Visto que a implementação de um controlador PI se tornou suficiente para o devido controle do tempo de inspiração, foram utilizadas diversas ferramentas do Matlab para a devida implementação. Todas as variáveis necessárias para implementação serão importadas

para área de trabalho do software a fim de que seja implementado um código que realize esta tarefa.

3.3.1. Programação da lógica do sistema

Com o devido funcionamento do circuito elétrico modelado, será gerado uma lógica utilizando o script do matlab para realizar a implementação do controle. Esta lógica se dará a partir das informações providas da forma de onda do volume, isto é, o volume será enviado a área de trabalho do software em forma de matriz e a partir desta, será confeccionado o código.

Dentro do laço criado, será implementado através de expressões, o controle proporcional integral, isto é, após o código calcular todas variáveis necessárias. Lembrando que, primeiramente deverá ser inserido o tempo de inspiração desejado para que a linguagem de programação atue de forma correta.

3.3.2. Integração do erro utilizando método dos trapézios

Primeiramente, para aplicação do PI, será necessário encontrar a integral do erro, e para isso, será utilizado o método trapezoidal discreto. Este método consiste em dividir uma determinada área em diversos trapézios, em seguida, somar a área de todos trapézios afim de se aproximar ao valor de uma integral.

Levando como base o método dos trapézios, será incluída no código a somatório do erro em função do tempo, para que seja obtida uma variável em forma de matriz que representará a integral do erro.

3.3.3. Ajuste do ganho

Com a integral do erro, é possível implementar a expressão que formula um compensador PI, dito isto, o próximo passo refere-se ao ajuste dos ganhos. Por se tratar de um controlador proporcional integral, há dois ganhos que influenciam o sistema como um todo, sendo o ganho proporcional “ K_p ” e o ganho integral “ K_i ”.

Os dois ganhos comentados anteriormente devem ser ajustados de modo a obter um melhor resultado no controle do tempo de inspiração. Para ser mais específico, esses valores devem ser alterados de modo a obter uma quantidade menor de ciclos para atingir o tempo de inspiração definido como *set-point*.

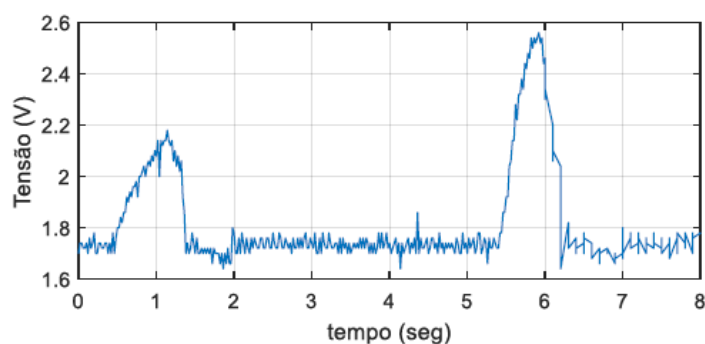
4. RESULTADOS

Neste capítulo, serão demonstrados os dados e informações obtidas a partir da simulação realizada. Primeiramente, serão apresentadas as formas de onda referentes à validação do modelo de circuito elétrico representado na Figura 3.2. Em seguida, será especificada a forma como foi implementado o controle, e por fim, os resultados obtidos com a inserção do mesmo.

4.1. COMPARAÇÃO DO MODELO ELÉTRICO

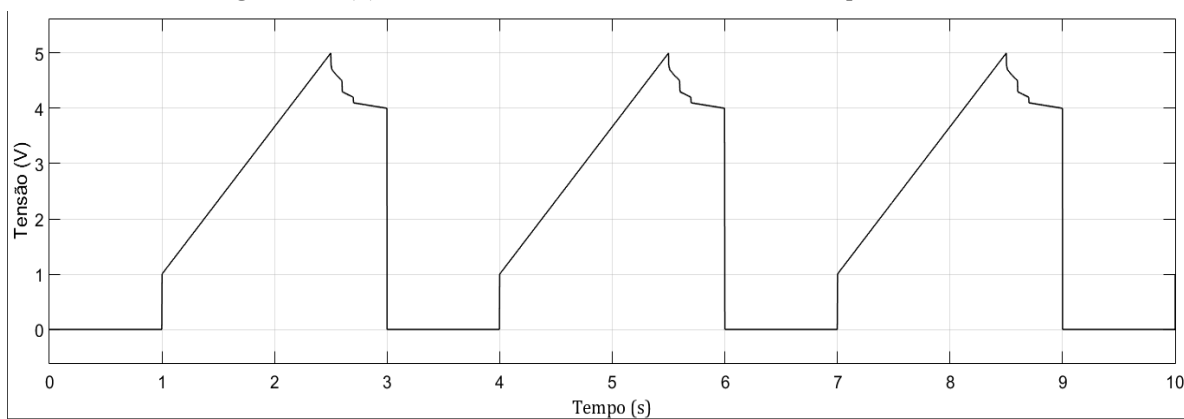
Após a implementação do circuito representado na Figura 3.2, utilizando o software *Simulink*, foram obtidas as formas de ondas referentes à pressão, volume e fluxo, respectivamente apresentadas nas Figuras 4.1, 4.2 e 4.3. A forma de onda da pressão foi gerada a partir da observação experimental de ensaios realizados no protótipo mostrado na figura 1.2. A figura 4.1(a) ilustra a medição realizada pelo sensor de pressão (modelo mpx2010dp) quando o ambu é pressionado em diferentes velocidades. Conforme pode ser observado, a forma de onda é mantida, porém a taxa de crescimento (inclinação) e o valor de pico são alterados à medida que a velocidade aumenta.

Figura 4.1 (a) Forma de onda da Pressão no circuito equivalente.



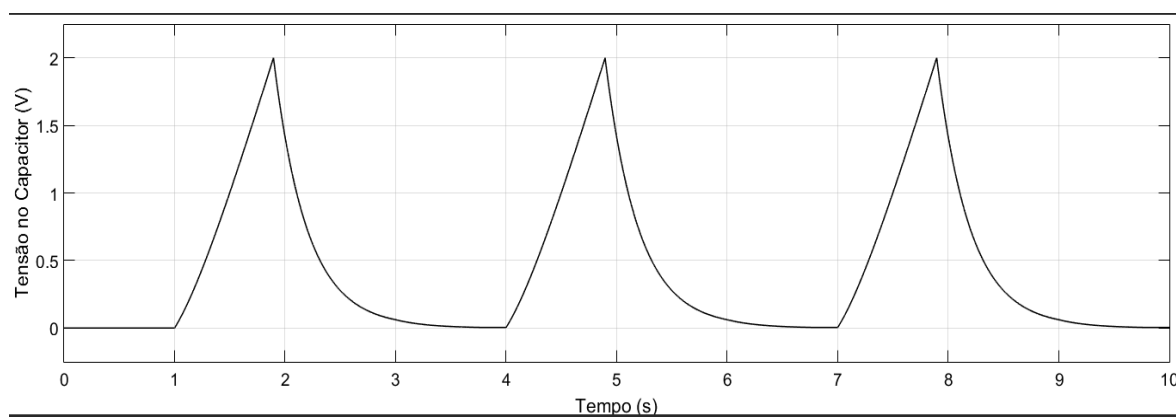
Fonte:[autor]

Figura 4.1 (b) Forma de onda da Pressão no circuito equivalente.



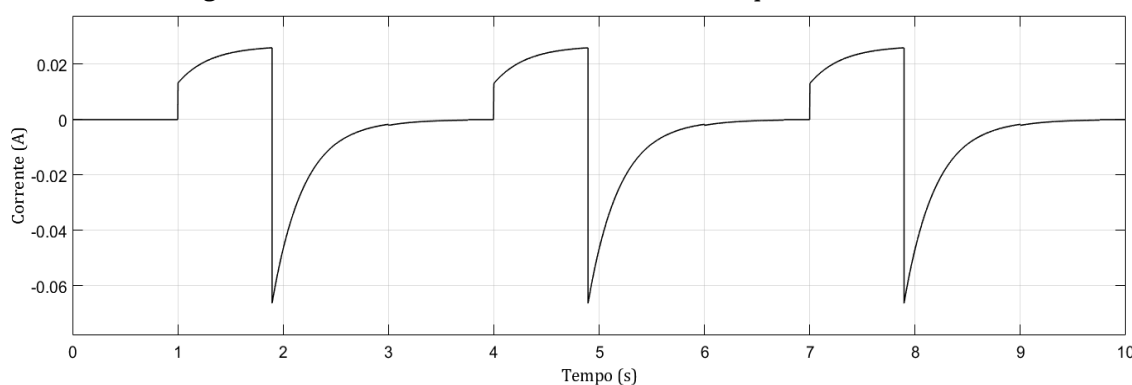
Fonte:[17]

Figura 4.2 Forma de Onda do volume no circuito equivalente.



Fonte:[17]

Figura 4.3 Forma de onda do Fluxo no circuito equivalente.



Fonte:[17]

Como dito no capítulo anterior, a forma de onda da pressão foi moldada de forma ao circuito se comportar como um ventilador pulmonar ciclado a volume, e eletricamente falando,

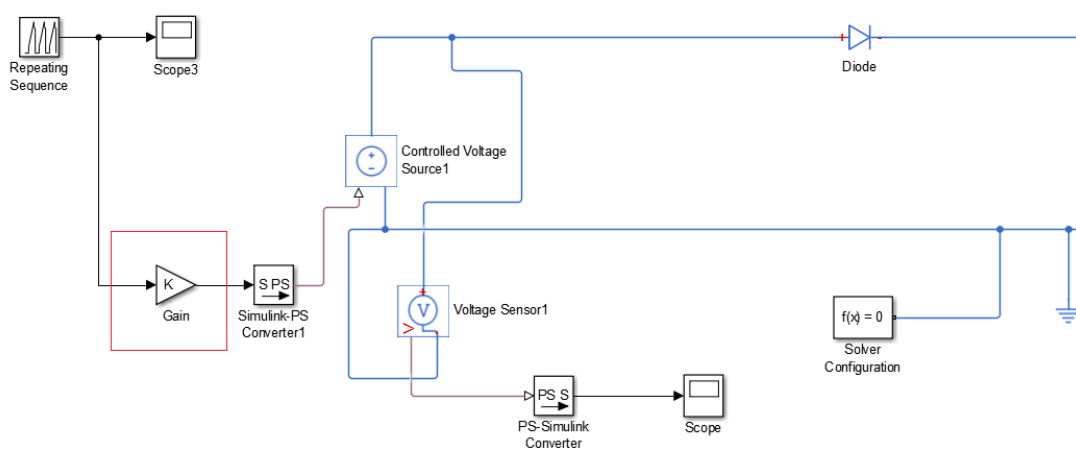
a pressão refere-se à tensão que alimenta o circuito. As formas de onda, tanto do fluxo como do volume, são grandezas elétricas geradas a partir do modelo do circuito e sua respectiva alimentação.

Levando em consideração a teoria por trás dos ventiladores pulmonares, e a coluna B da Figura 3.3, nota-se que as formas de onda obtidas estão de acordo com o que foi previsto. Vale ressaltar que os gráficos presentes nas Figuras 4.1 a 4.3 são grandezas elétricas que representam outras grandezas contidas no respirador, sendo assim, os eixos não estão na escala correta que caracterizaria pressão, volume e fluxo.

4.2. IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLE

No circuito simulado conforme Figura 3.2, foi adicionado um bloco “Gain” na entrada do modelo, isto é, em cascata com a forma de onda de pressão como representado na Figura 4.4. Esse bloco caracteriza a expressão que será implementada utilizando a lei de controle para o compensador PI. Neste sentido, a realimentação do sistema não será inserida no diagrama de blocos do simulink, e sim a parte utilizando linhas de código em um script do Matlab.

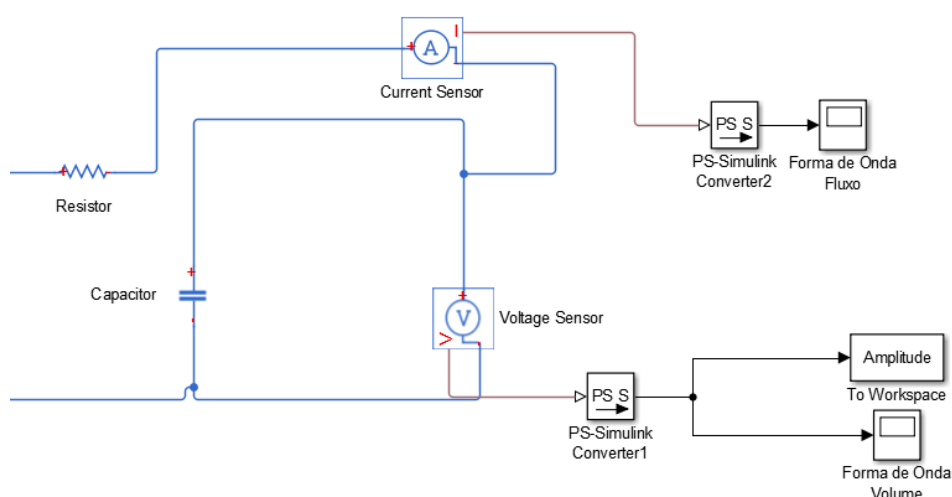
Figura 4.4 Aplicação do ganho “K” no circuito de simulação.



Fonte: [próprio autor]

O objetivo do trabalho é controlar o tempo de inspiração a partir da injeção de volume devido ao tipo de cliclagem. Para isto, foi utilizado o bloco “To Workspace” para enviar a informação da forma de onda do volume para o *workspace* do matlab. A Figura 4.5 apresenta a maneira que este bloco foi inserido no circuito.

Figura 4.5 Aquisição de informações da tensão na carga do capacitor.



Fonte: [próprio autor]

Pode-se notar na Figura 4.5 que a denominação da matriz gerada, é “Amplitude”, e isto se deve ao fato de que este dado será utilizado para encontrar o valor da amplitude da forma de onda através de linhas de código. Em seguida, foi criado um script para criar um laço de controle, a Figura 4.6 demonstra o código construído para implementação do controle.

Figura 4.6 Script para implantação do controle.

```

1  %Parte 1
2  tinsp=1; % Tempo de Inspiração (Valor Inicial);
3  tdesejado= 0.5; % Tempo de Desejado (Setpoint);
4  n=2; %Variável Auxiliar;
5  ciclo2= []; %Variável Auxiliar;
6  tempo2= []; %Variável Auxiliar;
7  y= [0]; %Variável Auxiliar;
8  Ki= 0.1; %Ganho Integral;
9  T= 4; %Tempo de Amostragem;
10 K=1; %Ganho K
11 format short;
12
13 %Parte 2
14 uiopen('C:\Users\mlless\Desktop\Facul\2020.2\TCC\Arquivos de Simulação\tcc.slx',4) %Abrir a simulação;
15 while tinsp < (tdesejado-(tdesejado*0.01)) || tinsp > (tdesejado+(tdesejado*0.01)) %Laço da condição;
16
17     sim('tcc',4); %Rodar Simulação;
18     Vt1=find(Amplitude>=0.0001,1,'first'); %Localiza primeiro ponto da inspiração;
19     Vt2=find(Amplitude>=2,1,'first'); %Localiza último ponto da inspiração;
20     t1=tout(Vt1,1) %Localiza valor do tempo para o primeiro ponto;
21     t2=tout(Vt2,1) %Localiza valor do tempo para o último ponto;
22     tinsp= t2-t1 %Cálculo do valor do tempo de inspiração;
23     erro= tinsp-tdesejado %Cálculo do valor do erro;
24
25     %Parte3
26     y(n,1)= y(n-1,1)+ (T*erro) %Integrando o erro;
27     Int= Ki*y(n,1); %Ganho integral;
28     K=K+Int; %Ganho Proporcional
29     n=n+1; %Incremento pro laço;
30 end

```

Fonte: [próprio autor]

Analisando a Figura 4.6, nota-se que a mesma está dividida em partes, isto ocorre para o melhor entendimento do código.

Parte 1:

Figura 4.7 Parte 1 do script.

```

1  %Parte 1
2  tinsp=1; % Tempo de Inspiração (Valor Inicial);
3  tdesejado= 0.8; % Tempo de Desejado (Setpoint);
4  n=2; %Variável Auxiliar;
5  ciclo2= []; %Variável Auxiliar;
6  tempo2= []; %Variável Auxiliar;
7  y= [0]; %Variável Auxiliar;
8  Ki= 0.3; %Ganho Integral;
9  T= 4; %Tempo de Amostragem;
10 K=1; %Ganho K
11 cic=0;
12 format short;

```

Fonte: [próprio autor]

Neste script consta a inicialização de algumas variáveis para o devido funcionamento do código, sendo que, certas variáveis são apenas auxiliares, enquanto outras se tratam de

variáveis diretamente ligadas ao sistema. Além de conter a função “short” do matlab, que visa arredondar os valores utilizados no código para um número menor de casas após a virgula.

Parte 2:

Figura 4.8 Parte 2 do script.

```
13 %Parte 2
14 - uiopen('C:\Users\mless\Desktop\Facul\2020.2\TCC\Arquivos de Simulação\tcc.slx',4) %Abrir a simulação;
15 - while tinsp < (tdesejado-(tdesejado*0.01)) || tinsp > (tdesejado+(tdesejado*0.01)) %Laço da condição;
16
17 -     sim('tcc',4); %Rodar Simulação;
18 -     Vt1=find(Amplitude>=0.0001,1,'first'); %Localiza primeiro ponto da inspiração;
19 -     Vt2=find(Amplitude>=2,1,'first'); %Localiza último ponto da inspiração;
20 -     t1=tout(Vt1,1) %Localiza valor do tempo para o primeiro ponto;
21 -     t2=tout(Vt2,1) %Localiza valor do tempo para o último ponto;
22 -     tinsp= t2-t1 %Cálculo do valor do tempo de inspiração;
23 -     erro= tinsp-tdesejado %Cálculo do valor do erro;
24
```

Fonte: [próprio autor]

Nesta seção contém a inicialização da simulação do circuito e a condição para entrar no laço *while*. Essa condição refere-se ao erro do sistema, isto é, caso o tempo de inspiração seja maior ou menor que o tempo determinado, o programa entrará no loop do *while*, logo, significa que há um erro na resposta da planta. Foi considerada uma tolerância de 1% do valor do tempo desejado para entrar no looping.

Com a condição presente no *while* aprovada, o próximo passo do código é rodar a simulação, para que seja obtido as formas de onda do circuito, principalmente a que se refere ao volume. Em seguida, utilizando a matriz “Amplitude”, a qual se obteve a partir do circuito, foi localizado, respectivamente, o primeiro e o último ponto do ciclo de inspiração. Com esses dois pontos, tornou-se possível encontrar o tempo referente ao início do ciclo de inspiração (t1), e o tempo referente ao final da mesma (t2).

O valor real do tempo de inspiração foi encontrado subtraindo os dois valores de t1 e t2. Conhecendo o tempo referente ao ciclo de inspiração ajustado pelo médico, tornou-se possível a obtenção do erro desse sistema, subtraindo o tempo desejado, definido no início do código, como o tempo de inspiração, pelo tempo calculado.

Parte 3:

Figura 4.9 Parte 3 do script.

```
25 %Parte3
26 - y(n,1)= y(n-1,1)+ (T*erro) %Integrando o erro;
27 - Int= Ki*y(n,1); %Ganho integral;
28 - K=K+Int; %Ganho Proporcional
29 - n=n+1; %Incremento pro laço;
30 - end
```

Fonte: [próprio autor]

Passado todo processo necessário para obtenção do erro, iniciou-se a parte 3 do programa para a devida implementação do controle. Primeiro, realizou-se a integral discreta do erro utilizando uma expressão matemática obtida a partir do método dos trapézios, o vetor que representa esta integral foi denominado de “y”.

Com o valor de y determinado pelo código, este foi inserido em uma expressão de controle para definir o ganho “K”. Dentro desta expressão constam os dois ganhos existentes em um controlador proporcional integral, sendo “Ki” e “Kp”.

Todo esse processo realizado através de linhas de código foi necessário para obter a expressão do ganho K que está representando o controle implementado, porém, notou-se que seria possível uma melhora no desempenho da resposta ao ajustar os valores de Ki e Kp. Com os ganhos proporcional e integral ajustados torna-se possível a realização dos testes.

Após encontrados todos os dados necessários para implementação do controle, obtidos a partir dos códigos presentes tanto na parte 1 quanto na parte 2, iniciou-se a parte 3 do programa.

4.3. RESULTADOS OBTIDOS

Para verificar o devido funcionamento do ventilador pulmonar após implementação do controle, foram realizados testes com 4 pulmões com características diferentes, isto é, com diferentes valores do filtro RC. A tabela 4.1 apresenta os valores definidos para R e C, e o tipo de pulmão que estes representam

Tabela 4.1 Especificações para desenvolvimento de um ventilador pulmonar.

<i>Característica do Pulmão</i>	<i>R</i>	<i>C</i>
Pulmão normal	30 Ω	10 mF
Pulmão c/ alta complacência	30 Ω	2 mF
Pulmão c/ baixa complacência	30 Ω	20 mF
Pulmão c/ Covid	300 Ω	4 mF

Fonte: [Próprio Autor]

Os valores do filtro RC presentes na tabela 4.1 se dão de forma a simular um pulmão normal, um pulmão com alta complacência e um pulmão com baixa complacência. Para estes dois primeiros casos, foram simuladas apenas a característica de complacência destas doenças, não levando em conta possíveis obstruções nasais ou coeficiente de elastância.

Por último foi analisado um pulmão infectado com o vírus da Covid-19. Na presença deste vírus, resumidamente, ocorre uma inflamação do pulmão que leva a acúmulos de líquidos e secreções nos alvéolos, provocando assim obstruções nas vias nasais.

Estas doenças pulmonares que estarão sob testes definem o extremo caso para órgãos que possuem alta e baixa complacência. Já o vírus da covid é um processo que causa obstrução e diminui levemente a complacência do pulmão.

Para os testes que serão apresentados a seguir, foi condicionado os seguintes parâmetros:

Tabela 4.2 Parâmetros definidos para obtenção de resultados.

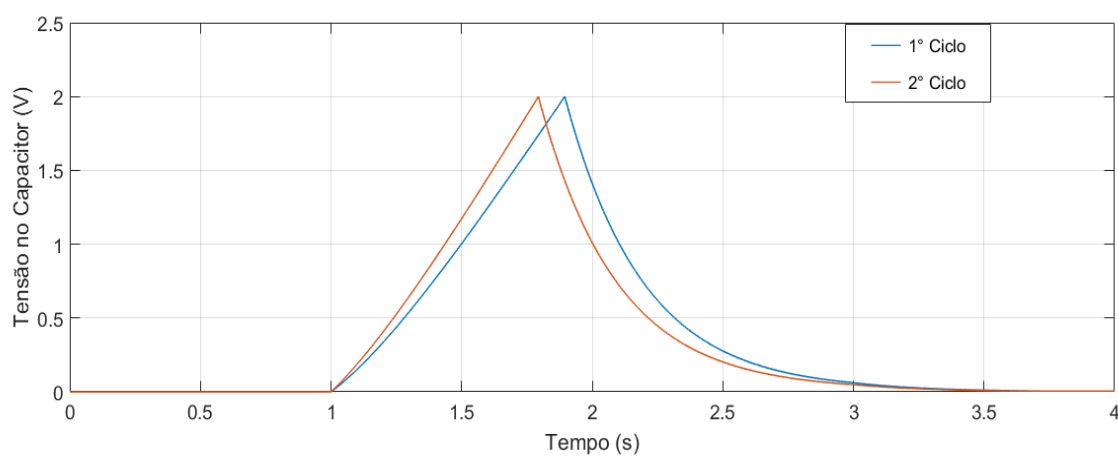
<i>Variável</i>	<i>Parâmetro definido</i>
Tensão no capacitor (Volume)	2 V
Frequência respiratória	20 ciclos/min
Relação I:E	1,8:2,2
Ganho integral	0,3
Tempo de inspiração	0,8

Fonte: Próprio Autor

4.3.2. Teste do pulmão normal

A Figura 4.10 apresenta o ciclo respiratório de um pulmão normal a partir do modelo elétrico.

Figura 4.10 Ciclos de respiração para um pulmão normal com malha de controle implementada.



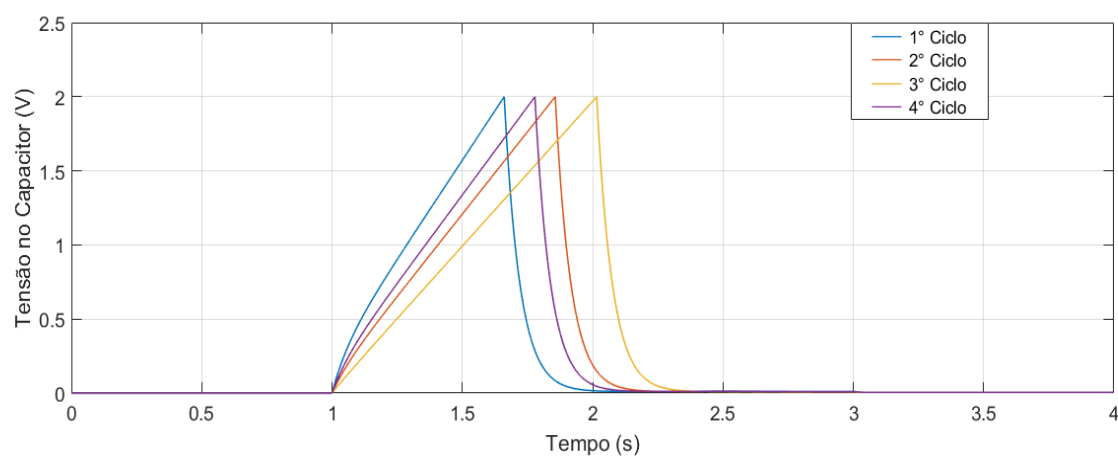
Fonte: Próprio autor

A partir da análise da Figura 4.10, nota-se que, para os valores de RC definidos na tabela 4.1, junto aos parâmetros presentes na tabela 4.2. Observou-se que o respirador precisa de 2 ciclos para atingir o tempo desejado.

4.3.3. Teste do pulmão com alta complacência

A Figura 4.11 apresenta o ciclo respiratório de um pulmão com alta complacência a partir do modelo elétrico.

Figura 4.11 Ciclos de respiração para um pulmão de alta complacência com malha de controle implementada.

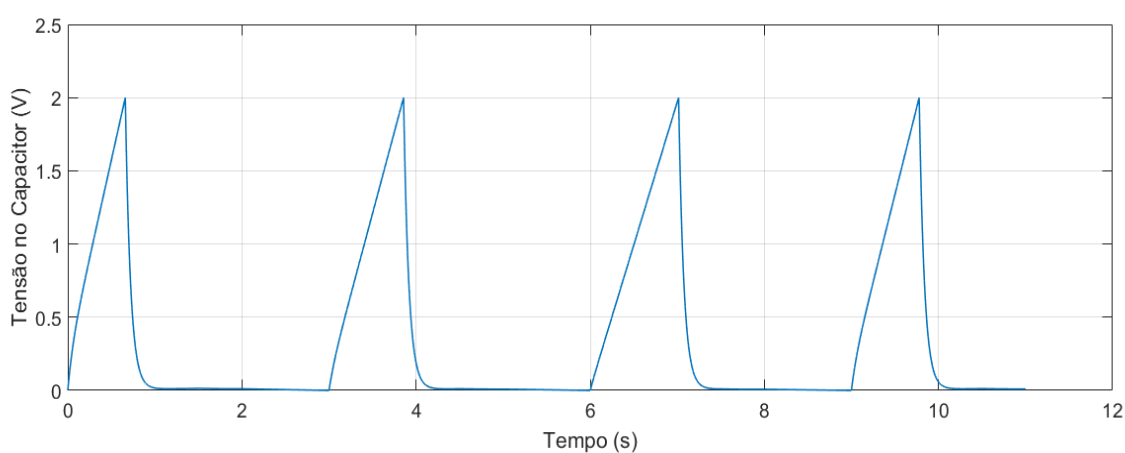


Fonte: Próprio autor

Conforme esperado de um pulmão que possui uma alta complacência, o mesmo tem mais facilidade na inspiração, devido a sua habilidade de se expandir, esta característica explica a diminuição do tempo de inspiração necessário.

Para visualizar esses ciclos de outra perspectiva, a Figura 4.12 exibe em sequência as 4 formas de onda.

Figura 4.12 Ciclos de respiração em sequência para um pulmão de alta complacência com malha de controle implementada.



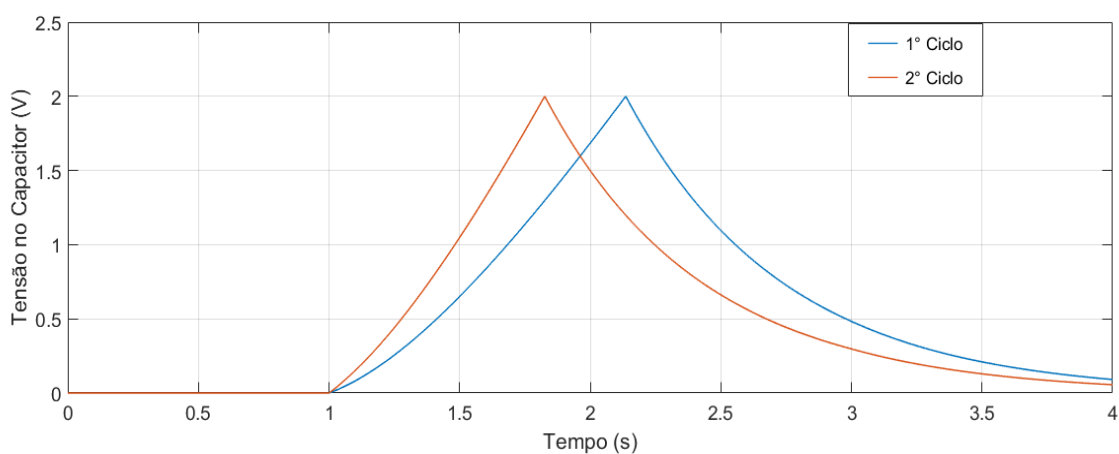
Fonte: Próprio autor

A partir da análise da Figura 4.11 e 4.12, nota-se que, para os parâmetros definidos na tabela 4.1, o respirador precisa de 4 ciclos para atingir o tempo desejado.

4.3.4. Teste do pulmão com baixa complacência

A Figura 4.13 apresenta o ciclo respiratório de um pulmão com baixa complacência a partir do modelo elétrico.

Figura 4.13 Ciclos de respiração para um pulmão de baixa complacência com malha de controle implementada.



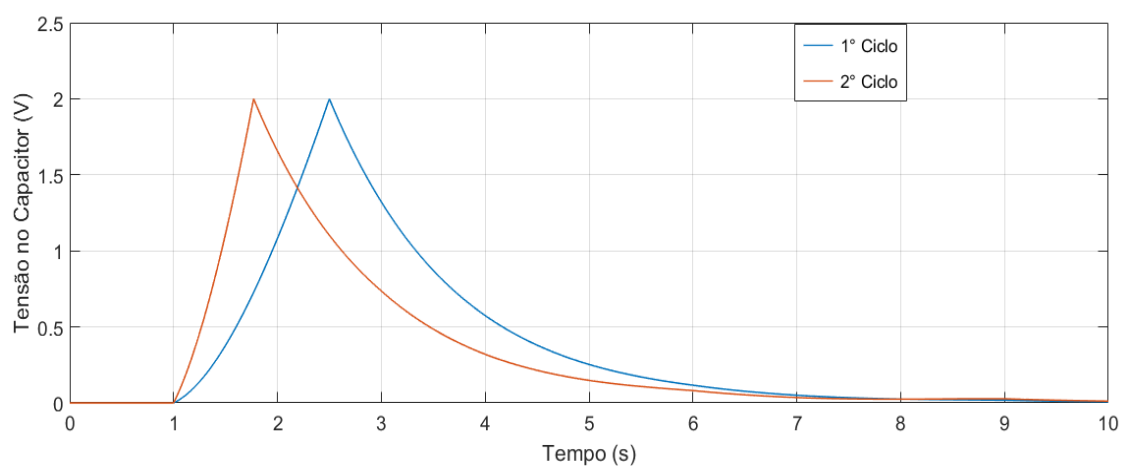
Fonte: Próprio autor

Conforme esperado de um pulmão que possui uma complacência baixa, o mesmo necessita de mais tempo para completar a inspiração, devido a sua dificuldade em expandir o pulmão. A partir da análise da Figura 4.13, nota-se que, para os parâmetros definidos na tabela 4.1, o respirador precisa de 2 ciclos para atingir o tempo desejado.

4.3.5. Teste do pulmão com covid-19

A Figura 4.14 apresenta o ciclo respiratório de um pulmão com covid-19 a partir do modelo elétrico.

Figura 4.14 Ciclos de respiração para um pulmão infectado pela covid-19 com malha de controle implementada.



Fonte: Próprio autor

Sabendo que a inflamação causada pelo vírus obstrui as vias nasais, necessitando assim de mais esforço, tanto para inspirar quanto para expirar, era esperado essa característica de ciclo de respiração. A partir da análise da Figura 4.14, nota-se que, para os parâmetros definidos, tanto na tabela 4.1 quanto na 4.2, o respirador precisa de 2 ciclos para atingir o tempo desejado.

5. CONCLUSÕES GERAIS

Estudando e analisando o modo de operação do pulmão, junto com suas características, foi possível a implementação de um circuito elétrico equivalente possibilitando a análise de um pulmão através de grandezas elétricas obtidas em simulação. Ao comparar as formas de ondas obtidas através da simulação com as curvas teóricas, foi possível confirmar o funcionamento do sistema constituído, uma vez que o circuito é análogo ao sistema ventilador-pulmão e possui resultados que confirmam a correspondência com a planta real.

Notou-se que um método de controle menos complexo e robusto seria suficiente para atender o objetivo deste trabalho e posterior implementação em dispositivo embarcado. Neste contexto, levando em conta que a variável a ser controlada seria o tempo de inspiração, foi implementado o método de compensador proporcional e integral.

Os resultados obtidos a partir da implementação de um PI foram satisfatórios, e atenderam à demanda solicitada. Como trabalho futuro, pode ser implementado outro método de controle que consiga diminuir a quantidade de ciclos necessários para atingir o tempo de inspiração desejado. Ou ainda prever um controle adaptativo para considerar as dinâmicas não modeladas do pulmão e/ou outras partes do respirador.

Os resultados obtidos deste trabalho são um avanço para a pesquisa de ventiladores pulmonares. Ainda, é necessário implementar o controle no equipamento físico, utilizando o microcontrolador presente que atua em outras funções, e em seguida, realizar testes reais para verificação do controle dimensionado.

6. REFERÊNCIAS

- [1] NISE, Norman S. **Engenharia de Sistemas de Controle**.
- [2] AFONSO, RUBENS J M. **Controle adaptativo com modelo de referência**, 18 de out. de 2017. 67 págs. Notas de Aula.
- [3] ASTROM; WITTLENMARK. **Adaptive Control, 2nd ED., Dover, 2008**
- [4] Chauhan, Dr.Rajeev; Chaudari, Vivek; Gaddamwar, Akash S; Dhar, Eshan. **Mathematical Modelling of na Automatic Bag Mask Valve Emergency**. 2020. International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET), September 2020.
- [5] TAMBARA, Dr Eng RODRIGO VARELLA. **Teoria Básica de Controle Adaptativo com Exercícios Resolvidos**, 2018. 82 págs. Notas de Aula.
- [6] JÁCOME, Calistrato Isael. **A Controle Adaptativo por Modelo de Referência e Estrutura Variável Discreto no Tempo**. 2013. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica e de Computação) – Curso de Engenharia Elétrica e de Computação – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2013.
- [7] Desenvolvimento de Ventilador Pulmonar Emergencial de Baixo Custo. **PET Engenharia Elétrica UFMS**, 2020. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=bPYpj0kEXr0&t=2246s> . Acesso em 5 dez. 2020.
- [8] FRANCHI, Claiton Moro. **Controle de Processos Industriais**.
- [9] Ventilação Bolsa Válvula Máscara. **Maria da conceição dias santos**, 2020. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=bo4QSw3KS6k>. Acesso em 5 dez. 2020.

[10] Controlador PI estabilizando sistemas de primeira ordem. **Daniela Madeira**, 2016. Disponível em: <https://www.embarcados.com.br/controlador-pi-primeira-ordem/>. Acesso em 25 jun. 2021.

[11] Medicines & Healthcare products Regulatory Agency. **Rapidly Manufactured Ventilator System**.

[12] De Carvalho, Carlos Roberto Ribeiro; Junior, Carlos Toufen; Franca, Suelene Aires. **Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias**. 2007. Jornal Brasileiro de Pneumologia, julho 2007.

[13] LEITE, LAURA. **Fisiologia Respiratória**, 2019. 36 págs. Notas de Aula.

[14] CANO, José. **Ivestigadores, docentes y estudiantes de la facultad de ingeniería (FIUNA) participan em la fabricación de respiradores de bajo costo e invitan a sumarse al desafio**. Universidad Nacional de Asunción. Assunção, 22 dez. 2020. Disponível em: <http://www.ing.una.py/?p=42122&cpag=1>. Acesso em 26 de jun de 2021.

[15] OGATA, Katsuhiko. **Engenharia de Controle Moderno**.

[16] SILVA JUNIOR, JOÃO. **Ajuste de controladores PID**, de abr. de 2000. 47 págs. Notas de Aula.

[17] Mecânica da Respiração – Forças/Pressões. **Duana da Frota Araújo**, 2015. Disponível em: petdocs.ufc.br/index_artigo_id_501_desc_Pneumologia_pagina_subtopico_46_busca_. Acesso em 26 jun. 2021.

[18] Modos Ventilatórios Básicos. **Marcelo Alcantara Holanda**, 2021. Disponível em: <https://xlung.net/manual-de-vm/modos-ventilatorios-basicos>. Acesso em 26 jun. 2021.

7. APÊNDICE A – SCRIPT DE PROGRAMAÇÃO

```
Codigo2.m  X  +
1  %Parte 1
2  tinsp=1; % Tempo de Inspiração (Valor Inicial);
3  tdesejado= 0.8; % Tempo de Desejado (Setpoint);
4  n=2; %Variável Auxiliar;
5  ciclo2= []; %Variável Auxiliar;
6  tempo2= []; %Variável Auxiliar;
7  y= [0]; %Variável Auxiliar;
8  Ki= 0.3; %Ganho Integral;
9  T= 6; %Tempo de Amostragem;
10 K=1; %Ganho K
11 cic=0;
12 format short;
13
14 %Parte 2
15 uiopen('C:\Users\mlless\Desktop\Facul\2020.2\TCC\Arquivos de Simulação\tcc.slx',4) %Abrir a simulação;
16 while tinsp < (tdesejado-(tdesejado*0.05)) || tinsp > (tdesejado+(tdesejado*0.05)) %Laço da condição;
17
18     sim('tcc',4); %Rodar Simulação;
19     Vt1=find(Amplitude>=0.0001,1,'first'); %Localiza primeiro ponto da inspiração;
20     Vt2=find(Amplitude>=2,1,'first'); %Localiza último ponto da inspiração;
21     t1=tout(Vt1,1) %Localiza valor do tempo para o primeiro ponto;
22     t2=tout(Vt2,1) %Localiza valor do tempo para o último ponto;
23     tinsp= t2-t1 %Cálculo do valor do tempo de inspiração;
24     erro= tinsp-tdesejado %Cálculo do valor do erro;
25
26     %Parte3
27     y(n,1)= y(n-1,1)+ (T*erro) %Integrando o erro;
28     Int= Ki*y(n,1); %Ganho integral;
29     K=K+Int; %Ganho Proporcional
30     n=n+1; %Incremento pro laço;
31     cic=cic+1;
32     ciclo2=[ciclo2 Plot1.signals.values];
33     tempo2=[tempo2; Plot1.time];
34 end
35
```