



**Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Curso de Engenharia Eletrônica**

**VENTILADOR OSCILATÓRIO DE ALTA  
FREQUÊNCIA**

**Autor: Valéria Amancio dos Santos  
Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha**

**Brasília, DF  
2018**



**Valéria Amancio dos Santos**

**VENTILADOR OSCILATÓRIO DE ALTA FREQUÊNCIA**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

**Brasília, DF  
2018**

## **CIP – Catalogação Internacional da Publicação\***

Santos, Valéria.

Ventilador Oscilatório de Alta Frequência/ Valéria  
Amancio dos Santos. Brasília: UnB, 2018.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília  
Faculdade do Gama, Brasília, 2018. Orientação: Adson Ferreira  
da Rocha.

1. Ventilador oscilatório de alta frequência. 2.3100A. 3. Alto  
falante. Rocha, Adson. Ventilador oscilatório de alta frequência.

CDU Classificação

- A ficha catalográfica oficial deverá ser solicitada à Biblioteca pelo aluno após a apresentação.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Valdevino e Solange por todo apoio e suporte durante minha graduação.

Ao meu irmão Vitor por todas as conversas sinceras, aos meus irmãos Vinicius e Vanessa pelo apoio e carinho.

Aos meus tios Calmon e Ivonete por sempre alegarem o dia.

Aos meus amigos que sempre estiveram ao meu lado.

Ao Eduardo Passos por sempre acreditar que eu posso mais e ajudar a sempre melhorar.

Ao meu orientador Adson Ferreira da Rocha por me permitir conhecer e aprender, pela paciência e esforço.

Aos meus professores, equipe técnica e equipe de limpeza por terem sempre se empenhado para oferecer o melhor, apesar de todas dificuldades.

## RESUMO

O trabalho consiste na construção do ventilador pulmonar de alta frequência similar ao ventilador 3100A da *SensorMedics* e testes de troca gasosa no pulmão com diferentes frequências e pressões. O motor linear é substituído por um alto-falante, o fluxo é monitorado em tempo real pelo sensor SFM3100 e a pressão pelo sensor MPX2010. Ambos os sensores são inseridos ao tubo endotraqueal e o tubo em sua extremidade possui um pulmão artificial para os testes. Os testes aplicados foram utilizando frequências de 3, 5, 7, 9, 11 e 15 Hz com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O variando  $\pm 10$  cmH<sub>2</sub>O, a frequência de 5Hz foi aplicado novos testes com pressões média de 20 cmH<sub>2</sub>O e 70 cmH<sub>2</sub>O variando  $\pm 10$  cmH<sub>2</sub>O.

**Palavras-chave:** Ventilação pulmonar de alta frequência, 3100A, 3001, ventilação pulmonar mecânica.

## ABSTRACT

The work consists of the construction of the high frequency pulmonary ventilator similar to the *SensorMedics* 3100A ventilator and gas exchange tests in the lung with different frequencies and pressures. The linear motor is replaced by a loudspeaker, the flow is monitored in real time by the SFM3100 sensor and the pressure by the MPX2010 sensor. Both sensors are inserted into the endotracheal tube, and the tube at its end has an artery lung for testing. The tests applied were using frequencies of 3, 5, 7, 9, 11 and 15Hz with a mean pressure of 50 cmH<sub>2</sub>O varying  $\pm$  10 cmH<sub>2</sub>O, the frequency of 5 Hz was applied in new tests with mean pressures of 20 cmH<sub>2</sub>O and 70 cmH<sub>2</sub>O varying  $\pm$  10 cmH<sub>2</sub>O

**Keywords:** High-frequency pulmonary ventilation, 3100A, 3001, mechanical pulmonary ventilation.

## LISTA DE ILUSTRAÇÃO

Figura 1 - Primeiro ventilador mecânico.....	12
Figura 2 - Evolução dos Assistors .....	13
Figura 3 - Evolução dos ventiladores .....	14
Figura 4 - Sequências de eventos para ventilação .....	16
Figura 5 - Fases do ciclo respiratório de um ventilador pulmonar .....	18
Figura 6 – Esquemático e acordo com a ligação dos componentes de hardware do ventilador pulmonar segundo a patente .....	26
Figura 7 - Sistema do ventilador pulmonar duplicado para obter maior pressão. .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
Figura 8 – Diafragma removível .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b> 8
Figura 9 – Sistema isolado do diafragma removível ..	<b>Error! Bookmark not defined.</b> 9
Figura 10 - Ventilador pulmonar utilizando bobinas ..	<b>Error! Bookmark not defined.</b> 0
Figura 11- Alto-falante com 1262W utilizado como motor linear para fornecer um fluxo de ar em um pulmão .....	31
Figura 12 – Desenvolvimento da peça de acrílico para prender alavancas de pressão ao diafragma .....	32
Figura 13 - Amplificador classe AB utilizado para alimentar o alto-falante .....	33
Figura 14 – Válvula de controle de vazão de pressão no tubo endotraqueal.....	34
Figura 15 – Compressor de ar utilizado para fornecer pressão no sistema .....	34
Figura 16 – Sensor de pressão diferencial MPX2010 .....	35
Figura 17 – Processo de aferição do sensor de pressão MPX2010 .....	36
Figura 18 – Topologia utilizada para retificador de meia-onda .....	37
Figura 19 – Esquemático do INA118 e seus componentes internos.....	37
Figura 20 – Circuito ceifador para o sensor de pressão soldadosa PCB dupla face.	38
Figura 21 – Sensor de fluxo SFM3000.....	39
Figura 22 – Algoritmo utilizado para desenvolvimento do software .....	40
Figura 23 - Esquemático de montagem do ventilador pulmonar em conjunto com os sensores .....	41
Figura 24 – Conexão entre o alto-falante, diafragma e tubo endotraqueal .....	42
Figura 25 – Sistema conectando o alto falante ao diafragma .....	43
Figura 26 – Resultado do teste com uma pressão média de 50cmH <sub>2</sub> O e frequência de 3Hz. ....	45
Figura 27 - Resultado do teste utilizando uma onda de entrada senoidal com 500mVpp com frequência de 5Hz com uma pressão média de 50cmH <sub>2</sub> O gerando um fluxo variado.....	45
Figura 28 - Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 7Hz com uma pressão média de 50cmH <sub>2</sub> O fornecendo um fluxo. ....	46
Figura 29 - Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 9Hz com uma pressão média de 50cmH <sub>2</sub> O fornecendo um fluxo .....	47
Figura 30 - Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 11Hz com uma pressão média de 50cmH <sub>2</sub> O fornecendo um fluxo ...	48
Figura 31 - Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 15Hz com uma pressão média de 50cmH <sub>2</sub> O fornecendo um fluxo ...	49
Figura 32 - Resultado do teste utilizando uma onda de entrada senoidal com 500mVpp com frequência de 5Hz com uma pressão média de 20cmH <sub>2</sub> O gerando um fluxo variado.....	50
Figura 33 - Resultado do teste utilizando uma onda de entrada senoidal com 500mVpp com frequência de 5Hz com uma pressão média de 70cmH <sub>2</sub> O gerando um fluxo variado.....	52

## SUMÁRIO

RESUMO .....	4
ABSTRACT .....	5
SUMÁRIO .....	7
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>9</b>
1.1 OBJETIVOS .....	9
1.1.1. Objetivos Gerais .....	9
1.1.2. Objetivos Específicos .....	10
2.1 EVOLUÇÃO DO VENTILADOR PULMONAR .....	12
2.2 SISTEMA RESPIRATÓRIO .....	14
2.3 VENTILAÇÃO PULMONAR E MECANISMOS .....	15
2.4 CICLO RESPIRATÓRIO MECÂNICO DE VENTILADORES .....	17
2.5 VARIÁVEIS DO VENTILADOR MECÂNICO .....	18
2.6 TIPOS DE VENTILADORES .....	19
2.6.1 Ventilador Convencional .....	19
2.6.2 Ventilador de alta frequência .....	20
2.7 CLASSIFICAÇÃO DOS VENTILADORES .....	20
2.7.1 Classificação segundo aplicação .....	21
2.7.2 Classificação segundo o paciente .....	21
2.7.3 Classificação segundo o controle .....	21
2.8 PATOLOGIAS TRATADAS PELO VAFO .....	22
2.8.1 Lesão pulmonar aguda e síndrome de desconforto respiratório agudo .....	22
2.8.2 Síndrome de escape de ar .....	23
2.8.3 Doença Pulmonar obstrutiva .....	23
2.9 EVOLUÇÃO DAS PATENTES .....	24
2.9.1 US4719910 .....	24
2.9.2 US4805612 .....	25
2.9.3 US4821709 .....	26
2.9.4 US5307794 .....	27
2.9.5 US20070101999 .....	29
<b>3 PROJETO .....</b>	<b>30</b>
3.1 Hardware .....	31
3.2 Sensores .....	34
3.2.1 Sensor de pressão MPX2010 .....	35
3.2.2.1 Sensor de fluxo SFM3000 .....	38
3.3 Software .....	39
3.3 Arquitetura do conjunto .....	40
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>44</b>
<b>5 Projetos Futuros .....</b>	<b>53</b>
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>53</b>
Bibliografia .....	54



## 1. INTRODUÇÃO

A respiração é pulmonar é fundamental para a manutenção da vida ao realizar as trocas gasosas em todos os tecidos do corpo humano. A troca gasosa ocorre nos alvéolos pulmonares, localizado nos bronquíolos. Em situações que a respiração é comprometida, os ventiladores mecânicos pulmonares realizam a função de respiração (ROMERO, 2006). Os ventiladores mecânicos devem suprir necessidades especiais de acordo com o paciente e evitar o agravamento ou causar lesões.

Há dois tipos de ventiladores: convencional e alta frequência. O ventilador convencional fornece a mesma taxa de respiração do paciente, é o mais comum. O ventilador de alta frequência funciona com taxa de respiração acima da respiração normal do paciente (CHATBURN, 2003). O ventilador convencional proporciona a troca gasosa com uma pressão alta no pulmão, podendo ocasionar novas lesões em determinadas situações clínicas. (FIORETTO, 2008).

A ventilação de alta frequência por oscilação utiliza baixos volumes correntes e reduz a pressão média nas vias aéreas, evitando volumes pulmonares inadequados. Esse tipo de ventilação pode proteger pulmões de lesões induzidas quando comparada com a ventilação convencional, preenchendo adequadamente critérios de segurança e eficácia para caracterização de uma ventilação protetora (PIVA, 2002).

O ventilador 3100A da *SensorMedics®* é utilizado em crianças de até 35 Kg, baseado em ventilação com fluxo contínuo de gás para eliminar o CO<sub>2</sub> e manter constante a pressão da via aérea (FIORETTO, 2008). Devido à sua baixa amplitude para fornecer pressão, o equipamento é utilizado apenas em crianças.

### 1.1 OBJETIVOS

#### 1.1.1. Objetivos Gerais

Este projeto possui como objetivo construir um protótipo mecânico do equipamento e inserção sensores para avaliar em tempo real as variáveis de interesse.

### 1.1.2. Objetivos Específicos

Entre os objetivos específicos estão:

- Construção mecânica do objeto de estudo para início do aprimoramento do projeto.
- Avaliação da capacidade pulmonar com diferentes pressões e frequências visando o menor desgaster pulmonar.

## 2 VENTILADOR MECÂNICO

É a ventilação mecânica é um procedimento invasivo feita por aparelhos para manter as trocas gasosas, utilizada em condições em que o paciente não é capaz de realizar a troca gasosa de adequados níveis de  $O_2$  e  $CO_2$  (CARVALHO, 1995). O equipamento tem como objetivo realizar a troca gasosa com a menor pressão e a menor quantidade de fração inspirada de oxigênio  $FiO_2$ . (MOREIRA, MEL. LOPES, JMA. CARVALHO, M. 2004).

Os primeiros ventiladores capazes de realizar trocas gasosas foram desenvolvidos no século XVII e aplicavam uma tensão negativa externa para distender o tórax para estabelecer o fluxo de gás (AMARAL, 1997). Na atualidade, a maior parte dos ventiladores utiliza pressão positiva devido à sua facilidade de controle, fornecendo um fluxo de gás mais adequado para cada paciente e cessando intermitentemente para que o paciente expire de forma espontânea (CRUZ, 2004).

A ventilação mecânica insufla as vias respiratórias com volume de corrente (volume de ar). A movimentação dos gases ocorre pela diferença de pressão entre aéreas superiores e o alvéolo, podendo ocorrer de duas formas: pressão positiva ou pressão negativa. A pressão negativa consiste em diminuir a pressão alveolar, enquanto a pressão positiva aumenta a pressão da via aérea proximal (CARVALHO, 2007).

O suporte respiratório pode ser invasivo ou não invasivo. A ventilação artificial ocorre de forma similar em ambos os casos por meio da pressão positiva nas vias aéreas, sendo a diferença na liberação da pressão. A invasiva utiliza prótese introduzida na via aérea, como tubo oro ou nasotraqueal ou uma cânula de traqueostomia. Na ventilação não invasiva utiliza-se uma máscara para retirada da pressão, sendo a máscara uma interface entre o ventilador e o paciente (CARVALHO, 2007).

A ventilação mecânica controla a concentração de O<sub>2</sub>, ou seja, a fração de oxigênio (FIO<sub>2</sub>) necessária para uma taxa arterial de oxigênio adequado ao paciente. Também é possível controlar a velocidade da respiração, podendo ocorrer acima da taxa de ventilação normal do paciente ou na taxa de ventilação do paciente, dependendo apenas do tempo de inspiração e do tempo de expiração. O tempo de expiração (TE) pode ser definido de acordo com a necessidade do paciente, alterando assim a taxa de ventilação. A forma de onda do fluxo também pode ser definida de acordo com o modelo do ventilador, na ventilação com volume controlado há a forma descendente, quadrada (mantém fluxo constante durante a inspiração), ascendente ou sinusoidal. (CARVALHO, 2007)

Os critérios para aplicação do ventilador mecânico variam de acordo com a patologia e objetivo. Apenas em situações de emergência, a impressão clínica torna-se mais importante que a indicação do tipo de ventilador. Utiliza-se parâmetros de laboratório (Tabela 1) para definir a estratégia do VM (CARVALHO, 2007)

Tabela 1 – Parâmetros que podem indicar a necessidade de suporte ventilatório

Parâmetros	Normal	Considerar VM
Frequência respiratória	12-20	>35
Volume corrente (mL/kg)	5-8	<5
Capacidade Vital (mL/kg)	65-75	<50
Volume minuto (L/min)	5-6	>10
Pressão inspiratória máxima (cmH <sub>2</sub> O)	80-120	>-25
Pressão expiratória máxima (cmH <sub>2</sub> O)	80-100	<+25
Espaço morto (%)	25-40	>60
PaCO <sub>2</sub> (mmHg)	35-45	>50
PaO <sub>2</sub> (mmHg) (FIO <sub>2</sub> = 0,21)	>75	<50
P(A-a)O <sub>2</sub> (FIO <sub>2</sub> = 1,0)	25-80	>350
PaO <sub>2</sub> /FIO <sub>2</sub>	>300	<200

Fonte: CARVALHO, 2007, p. 2

Em resumo, o ventilador mecânico é utilizado em situações em que o paciente não consegue manter seu próprio nível respiratório, sendo necessário uma intervenção por meio do ventilador mecânico para manter os níveis de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> sanguíneos e outros parâmetros como os da tabela 1 (CARVALHO, 2007)

## 2.1 EVOLUÇÃO DO VENTILADOR PULMONAR

Em fisiologia, o termo ventilação se refere à oferta de oxigênio aos pulmões. A ventilação pulmonar ou ventilação mecânica teve seu início no ano de 1543, mas o próximo registro de ventilação mecânica só ocorre em meados do século XIX. Nesta época, foi inventado um grande tanque que funcionava com pressão, na qual o paciente era colocado dentro de uma cabine, coberto até o pescoço, deixando para fora apenas a cabeça. O tórax era expandido por meio de um sistema de sucção. Desta forma era possível abrir todas as vias respiratórias e facilitar a entrada do ar (ROMERO, 2006).



Figura 1 – Primeiro ventilador mecânico similar a um grande tanque que exerce pressão por todo o corpo do paciente.

Fonte: BAHNS, 2005, p. 13

O próximo estágio dessa tecnologia foram os ventiladores torácicos, onde apenas o tórax do paciente era submetido a alteração de pressão. Apesar do avanço em relação ao seu antecessor, foi utilizado por um curto período devido a descoberta da pressão positiva. Foi produzido então formas mais invasivas com tubos introduzidos na boca ou nariz até a traqueia com a capacidade de fornecer misturas de gases para o pulmão, como  $O_2$  e gases anestésicos (Bahns, 2005).

Uma nova descoberta clínica permitiu criar um novo modelo de ventilador. O maior problema não era a reversão das condições de pressão gerado na ventilação positiva, mas sim uma falta de tecnologia para administrar corretamente o ventilador. O controle do ventilador dependia da impressão subjetiva do terapeuta, faltando

mensagens exatas para avaliar a ventilação. Essa falta de conhecimento gerava em um tratamento incorreto (Bahns, 2005).

A ventilação de pressão positiva tornou-se novamente popular devido ao seu fácil controle baseado em dois conceitos: o volume de gás foi monitorado durante a ventilação controlada por pressão e volume corrente constante foi entregue desde o início. Baseado nesses conceitos foi possível a construção dos Assistors (Bahns, 2005).

A unidade básica de Assistor 640 permitia a ventilação assistida e a respiração espontânea. No Assistor 641 o mecanismo de sincronismo era pneumático, mas o Assistor 642 tinha um temporizador elétrico. No Assistor 644 a duração do uso foi aumentada por meio de um novo sistema de respiração de ar umidificado, e a escala dos pacientes que poderiam ser tratados foram estendidas para incluir pacientes pediátricos. O Assistor 744 melhorou a qualidade de ventilação, particularmente em pediatria, usando um disparador mais sensível. A aparência externa pouco atrativa dos Assistors foi revisada e, um projeto de produto transformou uma característica cada vez importante no desenvolvimento do que seria o futuro ventilador pulmonar. (ROMERO, 2006).

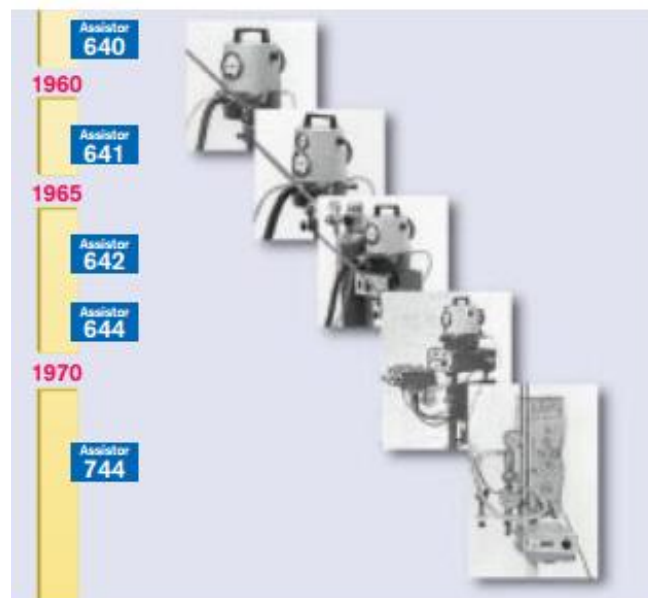


Figura 2 – Evolução dos Assistors para tratar pacientes com problemas respiratórios baseado no controle do volume e pressão.

Fonte: BAHNS, 2005, p. 15

Com o desenvolvimento do Assistor, a área de aplicação do ventilador foi estendida ao tratamento simples da poliomielite, além de ventilação pós-operatória e terapia de inalação para pacientes com doenças crônicas do pulmão. A terapia de cuidado intensivo fez com que surgissem novas demandas para os ventiladores, criando a necessidade, por exemplo, para modalidades variáveis da ventilação pulmonar (ROMERO, 2006).

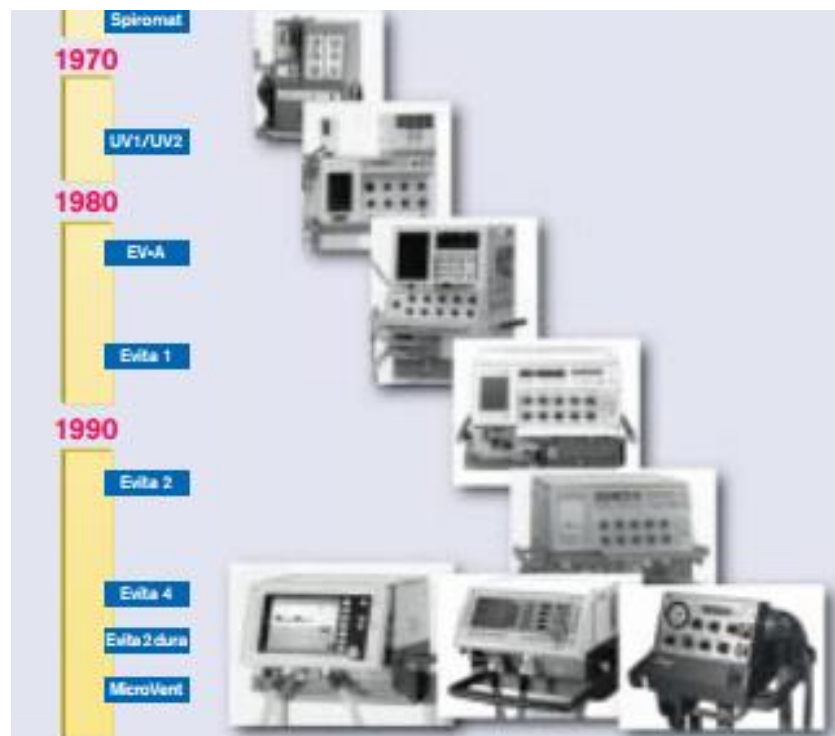


Figura 3 – Evolução dos ventiladores de cuidado intensivo até a década de 90, sendo desenvolvidos novos modelos para atender diversas situações clínicas.

Fonte: BAHNS, 2005, p. 16

## 2.2 SISTEMA RESPIRATÓRIO

As células humanas necessitam de suprimento contínuo de oxigênio e nutrientes para produzir energia celular (ATP) e desempenhar as funções vitais. O sistema respiratório tem como função a troca gasosa celular, ou seja, inserir oxigênio e retirar dióxido de carbono. Para realizar a troca é necessário a respiração. (MARIEB, 2009).

A respiração possui quatro etapas: ventilação pulmonar, respiração externa, Transporte de gases respiratórios e respiração interna. A ventilação pulmonar é onde ocorre a troca gasosa, ou seja, o ar é expirado e inspirado para substituir os

gases nos alvéolos pulmonares. A respiração externa ocorre logo em seguida, ocorrendo a troca gasosa por difusão e o oxigênio se difunde no sangue e dióxido de carbono se difunde nos alvéolos. A próxima etapa é o transporte dos gases respiratórios, esse processo é realizado pelo sistema cardiovascular e o sangue é enriquecido com oxigênio ou CO<sub>2</sub> e os transportam. Por fim, ocorre a respiração interna, as células realizam a troca gasosa com o sangue. (MARIEB, 2009)

A ventilação pulmonar e respiração externa são processos exclusivos do sistema respiratório, mas sem as demais etapas realizadas pelo sistema cardiovascular não é possível concluir os processos do sistema respiratório. (MARIEB, 2009)

### 2.3 VENTILAÇÃO PULMONAR E MECANISMOS

A ventilação pulmonar espontânea é um processo mecânico regulado pelo sistema nervoso central. Proporciona a troca de gases entre o sangue e o alvéolo de forma adequada ao fluxo sanguíneo e ar respirado (WEST, 1996). Possui duas fases: inspiração e expiração.

A ventilação pulmonar causa uma movimentação das estruturas respiratórias como o pulmão, caixa torácica, musculatura respiratório e inspiratória entre outros fornecendo um deslocamento de volumes entre o pulmão e o ambiente. Há uma camada de líquido nas pleuras viscerais e parietal que recobrem o pulmão com a finalidade de fornece aderência entre as pleuras e a simultaneidade entre os movimentos do pulmão e da caixa torácica (CRUZ, 2005).

Durante a inspiração o pulmão funciona como um sistema expansível com uma entrada: a traqueia. Nessa fase o oxigênio é inserido no sistema e há uma expansão do volume, conseqüentemente, a pressão é reduzida por serem inversamente proporcionais em sistemas fechados. A cavidade pleural na inspiração possui uma pressão menor que a atmosférica e os gases escoam para de maior pressão para a menor, aumentando o volume do pulmão e comprimindo a cavidade pleural contra a parede torácica. Os músculos inspiratórios permitem o aumento da cavidade torácica e pleural, resultando maior volume e menor pressão. Desta forma, os pulmões são abertos para atmosfera pelos brônquios e traqueia e o ar atmosférico entra. (MARIEB, 2009)

A expiração é um processo passivo, pois à medida que os músculos relaxam a caixa torácica terá seu volume reduzido juntamente com o volume do pulmão, aumentando a pressão e ocorre a passagem de ar para a atmosfera por possuir a pressão menor. (MARIEB, 2009)

Porém, o volume nos pulmões varia de acordo com a resistência das vias aéreas e complacência. A complacência é a elasticidade do pulmão e da caixa torácica, sendo a variação do volume pulmonar gerada por uma variação de pressão. A resistência é a dificuldade do fluxo de gases em passar pelas vias aéreas, sendo necessário uma maior pressão (JÚNIOR, 2014).

Portanto, o trabalho respiratório consiste em uma força para superar a resistência e complacência do sistema respiratório, permitindo o aumento de volume do pulmão para a troca gasosa (JÚNIOR, 2014).

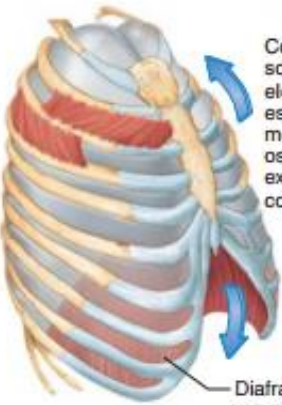
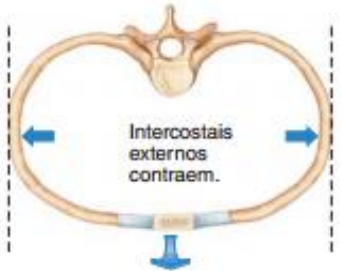
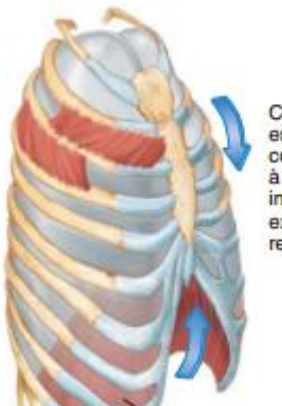

	Sequência de eventos	Alterações nas dimensões anteroposteriores e superoposteriores	Alterações nas dimensões laterais (vista superior)
Inspiração	<ol style="list-style-type: none"> <li>① Músculos inspiratórios contraem (diafragma desce; caixa torácica sobe)</li> <li>↓</li> <li>② Cavidade torácica e cavidade pleural aumentam de volume.</li> <li>↓</li> <li>③ Pulmões se alongam; volume pulmonar aumenta.</li> <li>↓</li> <li>④ Pressão do ar nos pulmões diminui.</li> <li>↓</li> <li>⑤ Ar flui para os pulmões.</li> </ol>	 <p>Costelas sobem e elevam o esterno à medida que os intercostais externos contraem.</p> <p>Diafragma se move para baixo durante contração.</p>	 <p>Intercostais externos contraem.</p>
Expiração	<ol style="list-style-type: none"> <li>① Músculos inspiratórios relaxam (diafragma sobe; caixa torácica desce devido ao recuo das cartilagens costais).</li> <li>↓</li> <li>② Cavidade torácica e cavidade pleural diminuem de volume.</li> <li>↓</li> <li>③ Pulmões retraem passivamente; volume pulmonar diminui.</li> <li>↓</li> <li>④ Pressão do ar nos pulmões sobe.</li> <li>↓</li> <li>⑤ Ar escoá para fora dos pulmões.</li> </ol>	 <p>Costelas e esterno são comprimidos à medida que intercostais externos relaxam.</p> <p>Diafragma move-se para cima enquanto relaxa.</p>	 <p>Intercostais externos relaxam.</p>



Figura 4 – Sequências de eventos para ventilação pulmonar observando a alteração do volume torácico e sequência de eventos durante a inspiração e expiração.

Fonte: MARIEB, 2009, p. 692.

## 2.4 CICLO RESPIRATÓRIO MECÂNICO DE VENTILADORES

O ciclo ventilatório pode ser resumido na sequência de atividades de: insuflar, parar de insuflar, permitir a redução da insuflação, esvaziar e retomar a insuflar (AMARAL, 1997). O ventilador pulmonar com a função de substituição a respiração voluntária realiza um processo similar ao natural, mas controlado por variáveis para realizar a troca entre as etapas do ciclo respiratório.

O ciclo ventilatório durante a ventilação mecânica com pressão positiva pode ser dividido em (Figura 5):

- 1) Fase inspiratória: Corresponde à fase do ciclo em que o ventilador realiza a insuflação pulmonar, conforme as propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório. Válvula inspiratória aberta;
- 2) Mudança de fase (ciclagem): Transição entre a fase inspiratória e a fase expiratória; (CARVALHO, 2007). A ciclagem pode ocorrer de acordo com quatro variáveis:
  - Pressão: Realizam a troca de fase ao alcançar determinada pressão;
  - Volume: Ao fornecer determinado volume ao paciente inicia a ciclagem para alterar de fase inspiratória para expiratória.
  - Tempo: O tempo de inspiração/expiração é predeterminado.
  - Fluxo: A ciclagem é iniciada quando o fluxo inspiratório cai abaixo de um valor pré-determinado. (CRUZ, 2005).
- 3) Fase expiratória: Momento seguinte ao fechamento da válvula inspiratória e abertura da válvula expiratória, permitindo que a pressão do sistema respiratório se equilibre com a pressão expiratória final determinada no ventilador; e
- 4) Mudança da fase expiratória para a fase inspiratória (disparo): Fase em que termina a expiração e ocorre o disparo (abertura da válvula ins) do ventilador, iniciando nova fase inspiratória (CARVALHO, 2007).

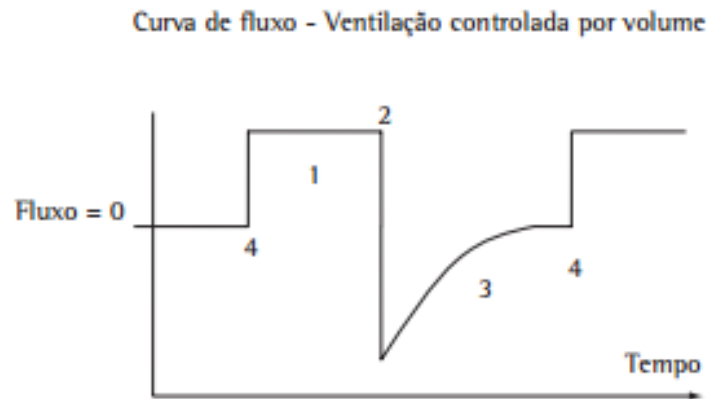


Figura 5 – Fases do ciclo respiratório de um ventilador pulmonar

Fonte: CARVALHO, 2007, p. 3

Há doenças que alteram a resistência das vias aéreas, causando um impedimento do fluxo gasoso e é mais importante durante a fase expiratória do ciclo respiratório. Os pacientes com essa patologia apresentam tempos expiratórios prolongados, sibilância expiratória e hiperinsuflação pulmonar dinâmica. A elevada resistência pode ser originária de doenças como broncoespasmo, edema da mucosa, detrito intraluminais ou até mesmo o acúmulo de muco, sendo geralmente a causa do aumento de resistência causado pelas combinações desses estados clínicos (ROTTA, 2007).

## 2.5 VARIÁVEIS DO VENTILADOR MECÂNICO

Os ventiladores possuem ajustes para ventilar de acordo com a necessidade do paciente, de modo a evitar lesões causadas pelo ventilador e tratar o paciente de forma adequada. A recomendação dos valores para cada variável é disposta no Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica (CRUZ, 2005).

Fluxo inspiratório (FI): o fluxo é fornecido pela forma de onda de entrada no ventilador, podendo apresentar a forma quadrada, descendente, ascendente ou senoidal.

Pressão inspiratória (PI): É a pressão máxima no ventilador. Essa pressão pode ser verificada de três maneiras: 1), verificada pela pressão atingida pela boca; 2) a pressão de acordo com o fluxo expiratório, ou seja, quando alcança

determinado fluxo, a pressão possui um valor esperado e o fluxo é utilizado para determiná-lo; 3) é utilizado uma pressão de segurança e quando atinge o fluxo inspiratório é reduzido por uma válvula expiratória (CRUZ, 2005).

Volume corrente (VC): ajusta o volume a ser enviado ao paciente ciclo a ciclo. Sendo o ar que entra e sai do pulmão a cada ciclo respiratório.

Frequência respiratória (FR): determina o número de ciclos ventilatórios por minuto.

Tempo de inspiração (TI): controla o tempo disponível para inspiração, medido em segundos.

Tempo de expiração (TE): determina o tempo de expiração, medido em segundos.

Relação I:E: razão entre o tempo de inspiração e o de expiração.

Pausa inspiratória (TP): pode ser determinada em unidade de tempo (segundos) ou em percentual do tempo inspiratório. Na pausa inspiratória ocorre o fechamento das válvulas de inspiração e de expiração, fazendo com que o fluxo seja nulo.

PEEP: ajusta um nível de pressão positiva ao final da expiração em cmH<sub>2</sub>O. O objetivo primordial da pressão positiva expiratória é impedir o colapamento alveolar em pacientes intubados evitando a reabertura cíclica.

Concentração de oxigênio: determina a fração de oxigênio no gás inspirado (FIO<sub>2</sub>) que se deseja ventilar o paciente.

## 2.6 TIPOS DE VENTILADORES

Segundo Chatburn, há dois tipos de ventiladores. O primeiro tipo é o ventilador convencional opera em taxas de respiração próximas ao do paciente, para pacientes humanos adultos e crianças essa taxa é cerca de 12 a 25 respirações por minuto e entre 30 e 40 respirações por minuto para bebês. A taxa máxima desse modelo é de 150 respirações por minuto. O segundo tipo produz uma taxa de respiração muito maior do que a alcançada pelo paciente, conhecida como ventilador de alta frequência e com capacidade de produzir taxas acima de 15 Hz.

### 2.6.1 Ventilador Convencional

A maior parte dos ventiladores utilizados no mundo são convencionais. Fornecem uma taxa de respiração próxima do paciente. O volume de corrente (ou tidal) são grandes o suficiente para limpar o espaço morto anatômico durante a inspiração e taxas de respiração normais. A mistura nos alvéolos ocorre por difusão. Esse tipo de ventilador é utilizado em UTI, para transporte de pacientes, cuidados em casa e sala de operação. Pode ser utilizado em pacientes adultos, pediátricos e neonatais (CHATBURN, 2003).

Em pacientes neonatais são predominantes os ciclados por tempo, os quais são limitados em pressão e em fluxo contínuo. A pressão controlada evita situações de risco gerados pela pressão, mas o fluxo contínuo significa sempre o mesmo fluxo gás pelo tubo endotraqueal mesmo durante a expiração, tornando o sistema dessincronizado podendo gerar a não aceitação pelo paciente e conseqüentemente uma ventilação inadequada (MOREIRA, MEL. LOPES, JMA. CARVALHO, M. 2004).

### **2.6.2 Ventilador de alta frequência**

Através de frequências respiratórias acima da taxa de respiração normal do paciente é possível obter volume correntes menores do que o espaço morto. Produz uma menor amplitude e alta frequência, reduzindo o estresse nos pulmões. Pulmões frágeis podem não suportar o estiramento necessário para o volume corrente normal, sendo a utilização do ventilador de alta frequência fundamental para o tratamento (CHATBURN, 2003).

Há dois principais modelos de alta frequência: à jato de frequência (HFJV) e oscilatórios de alta frequência (HFOV). De modo geral, o HFJV dirige um jato de gás pulsado de alta frequência para a traqueia por meio de um tubo endotraqueal ou traqueostomia, arrastando o ar do interior do tubo para os brônquios. O HFOV utiliza um pistão bidirecional para oscilar, fornecendo pressão aos gases respiratórios e permitindo sua passagem pelas vias aéreas (CHATBURN, 2003).

## **2.7 CLASSIFICAÇÃO DOS VENTILADORES**

Os ventiladores pulmonares podem ser classificados por diferentes critérios, por exemplo, com relação à aplicação, com relação ao tipo de paciente, e com relação ao modo de controle. (ROMERO, 2006)

### **2.7.1 Classificação segundo aplicação**

Segundo Romero, a classificação descrita abaixo é classificada pela aplicação e estão descritas pela American Society for Testing and Materials (ASTM) disposto na ISO 5469.

1. Ventiladores para cuidado intensivos: usados no ambiente hospitalar, exceto os ventiladores para anestesia e os ventiladores para transporte.
2. Ventiladores para uso doméstico: utilizados em pacientes que necessitam de suporte respiratório por um período prolongado e que apresentam um quadro clínico estável que não exige cuidados intensivos.
3. Ventiladores para anestesia: utilizado para anestésiar o paciente. Fornece um fluxo de gases composto por anestesia e oxigênio, também recebe o ar exalado pelo paciente.

Ventiladores para transporte: utilizados durante o transporte de pacientes.

### **2.7.2 Classificação segundo o paciente**

As classificações dos ventiladores também estão de acordo com o paciente (ROMERO, 2006)

1. Ventiladores neonatais: utilizados em pacientes de 0 a 2 anos de idade.
2. Ventiladores pediátricos: utilizados em pacientes de 2 a 12 anos de idade.
3. Ventiladores adultos: utilizados em pacientes maiores de 12 anos de idade.

### **2.7.3 Classificação segundo o controle**

A classificação de controle é baseada variável de controle. A seguir serão citadas algumas dessas variáveis, porém existem outras como volume. (ROMERO, 2006)

1. Controlador de pressão: controla a pressão das vias aéreas ou pressão endotraqueal.
2. Controlador de volume: controle e mede o volume.
3. Controlador de fluxo: mede o fluxo que fornece para calcular o volume.
4. Controlador por tempo: controla os tempos inspiratórios e expiratórios.

## 2.8 PATOLOGIAS TRATADAS PELO VAFO

O alto nível de controle nas variáveis do ventilador é um dos pontos mais importantes para o bom tratamento do paciente. Há evidências que a ventilação mecânica convencional pode piorar a função pulmonar e ainda contribuir para a disfunção orgânica multiplica ao tentar realizar a troca gasosa durante falência respiratória aguda (FIOERETTO, 2008)

O alto volume corrente permite a geração de pressões inspiratórias durante a ventilação mecânica em paciente com síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA), mas também pode causar lesões estrutural em áreas sadias do pulmão, causando lesões similares ao do SDRA. Essa lesão torna mais difícil a recuperação do paciente e agrava a hipoxemia (FIOERETTO, 2008).

Buscando uma ventilação mecânica protetora que reduz o volume corrente, mantém o pico de pressão inspiratória baixo, oferece pressão expiratória final positiva (PEEP) suficiente para manter os alvéolos abertos para evitar colapsa-los, utilização de níveis não tóxicos de oxigênio a utilização do ventilador oscilatório de alta frequência torna-se uma alternativa. (FIOERETTO, 2008)

A ventilação oscilatória de alta frequência utiliza um menor volume corrente, devido a sua alta frequência tornando possível manter os alvéolos aberto com uma baixa pressão no pulmão.

### 2.8.1 Lesão pulmonar aguda e síndrome de desconforto respiratório agudo

A base do funcionamento do ventilador de alta frequência torna uma solução viável para o tratamento de síndrome de desconforto respiratório agudo (SDRA), pois reduz a variação de volume combinado com manutenção de pressão média de

vias aéreas (MAP). Reduzindo o aparecimento de atelectasia em pacientes e superdistensão pulmonar, além de melhorar a relação ventilação-perfusão. (FIORETTO, 2008)

Observa-se uma melhor efetividade do ventilador durante fases iniciais. Em crianças melhora a oxigenação, redução de incidência de barotrauma e melhora na evolução. Em adultos é observado uma melhora imediata quando combinado o ventilador a manobras de recrutamento alveolar. Quando comparado ao VMC, o VOAF reduz mediadores inflamatórios em amostras do broncoalveolar. (FIORETTO, 2008)

A utilização desse ventilador tornou-se um importante instrumento terapêutico apesar de não reduzir a taxa de mortalidade (FIORETTO, 2008).

### **2.8.2 Síndrome de escape de ar**

Tratamentos com ventilação mecânica, assim como doenças, podem desenvolver pneumotórax, enfisema de mediastino e ar intersticial pulmonar em lesão pulmonar aguda. A estratégia para esses pacientes é manter MAP baixa e utilizar amplitude de pressão baixas para permite a resolução do escape de ar ao manter a ventilação alveolar adequada. O VOAF atende as restrições e tem sido utilizada com sucesso (FIORETTO, 2008)

### **2.8.3 Doença Pulmonar obstrutiva**

A utilização desse método tornou-se bem-sucedida, provavelmente, pela característica única da expiração ativa, onde o ar é ativamente removido dos pulmões sem risco de aprisionamento. Tornando o ventilador em uma opção para acidose respiratória refratária causada por ventilação alveolar inadequada. Porém a aplicação em situações do aumento de resistência de vias aéreas é controversa pelo fato do método ser contraindicado em doença pulmonar obstrutiva por ter alto risco de aprisionamento de ar e hiperinflação dinâmica. Mas em crianças observa-se o sucesso com aplicação do ventilador com mal asmático e bronquiólite. (FIORETTO, 2008)

Em um estudo com 53 pacientes, dentre eles 17 com doença obstrutiva ao aplicar a técnica “open airway” e abrindo as vias aéreas e adequando a ventilação obteve-se sucesso com o método terapêutico. (FIORETTO, 2008)

Observa-se a necessidade de avaliar o risco da doença para poder introduzir o VOAF.

## 2.9 EVOLUÇÃO DAS PATENTES

As patentes a seguir foram utilizadas para a construção do modelo 3100A da *SensorMedics*. As patentes descrevem as tecnologias aplicadas, mas o modelo autorizado para comercialização não é o último avanço tecnológico, pois havia problemas de infecção que impediu sua comercialização.

Foi estudado individualmente cada uma das patentes, seus avanços e limitações.

### 2.8.1 US4719910

O objeto descrito é um ventilador oscilante de alta frequência capaz de realizar trocas gasosas sem excesso de pressão no pulmão, evitando danos devido ao barotrauma. Tem como objetivo proporcionar volume suficiente para a troca gasosa, combinado com difusão molecular para realizar a ventilação e oxigenação; não causar danos aos sacos alveolares; retirada de muco dos pulmões; altos níveis de frequência sem causar sobreaquecimento; administração de anestesia; tubo endotraqueal para funcionar em conjunto com o ventilador.

O funcionamento desse modelo utiliza gerador de sinais para produzir uma onda quadra de frequência variável, essa frequência varia de acordo com o paciente, e enviado para o amplificador. O sinal de saída do amplificador é convertido para onda quadrada polar por um conversor polar e conectado ao motor linear que por sua vez é conectado ao diafragma. A onda polar permite o movimento bidirecional do motor linear com a primeira porção sendo positiva e a segunda negativa, fornecendo gás de respiração ao paciente durante a primeira porção e a retirada de gases na segunda porção. O diafragma produz uma pressão positiva e negativa em cada ciclo, em relação a pressão estática do paciente.

O equipamento é capaz de realizar trocas gasosas em pacientes adultos devido à força baixa no sistema, impedindo a abertura do alvéolos pulmonares.



Foi observado que o sistema possui a necessidade da utilização de um duty cycle, pois há um espaço entre o motor linear e o diafragma. Esse espaço impede a volta do diafragma tão efetivo quanto a ida. O sistema deve possuir um duty cycle para compensar o fluxo de ar entre o diafragma e o motor.

### **2.9.2 US4805612**

A patente adicionou ímã, bobina e um pistão selado. Desta forma, aumenta-se a força ao longo do pistão permitindo uma maior capacidade de ventilação.

A construção do novo equipamento adicionou-se a bobina ao lado do primeiro lado do pistão. A caixa onde estão dispostos os componentes é feita para direcionar o fluxo de gás entregue pela fonte para o primeiro pistão e da caixa para atmosfera para resfriar a bobina, assim como, espaço para o segundo lado do pistão e via aérea do paciente. A bobina permite reverter a polaridade do fluxo ao alterar-se a corrente na mesma, permitindo uma movimentação bidirecional de acordo com o ímã, conseqüentemente, uma pressão polarizada no fluxo de gás. A distância percorrida é pré-determinada. A bobina foi disposta na caixa para manter-se resfriada por estar do lado de fora. Apesar de adicionado a bobina para aumentar a pressão no sistema, ainda não é o suficiente para realizar a troca gasosa em pacientes adultos.

A patente também se dirige ao tubo endotraqueal de duplo lúmen para utilizar no ventilador com um primeiro tubo alongado com uma das extremidades ser conectado ao ventilador mecânico. O segundo tubo alongado é paralelo ao primeiro e em determinado ponto se divergem para permitir a inserção dos tubos as vias aéreas do paciente. É feita uma vedação hermética entre os tubos e a via aérea do paciente.

A figura abaixo mostra o esquemático do ventilador de acordo com a patente. O item 11 é um gerador de funções para inserir a onda quadrada, a onda é amplificada pelo item 18, o qual é um amplificador isolador. O item 22 é um conversor polar utilizado para permitir a bidireção da onda quadrada amplificado ao motor do item 23. O item 24 é o diafragma utilizado para converter a força mecânica em pressão. O item 27 é uma válvula para permitir a saída da pressão do sistema.

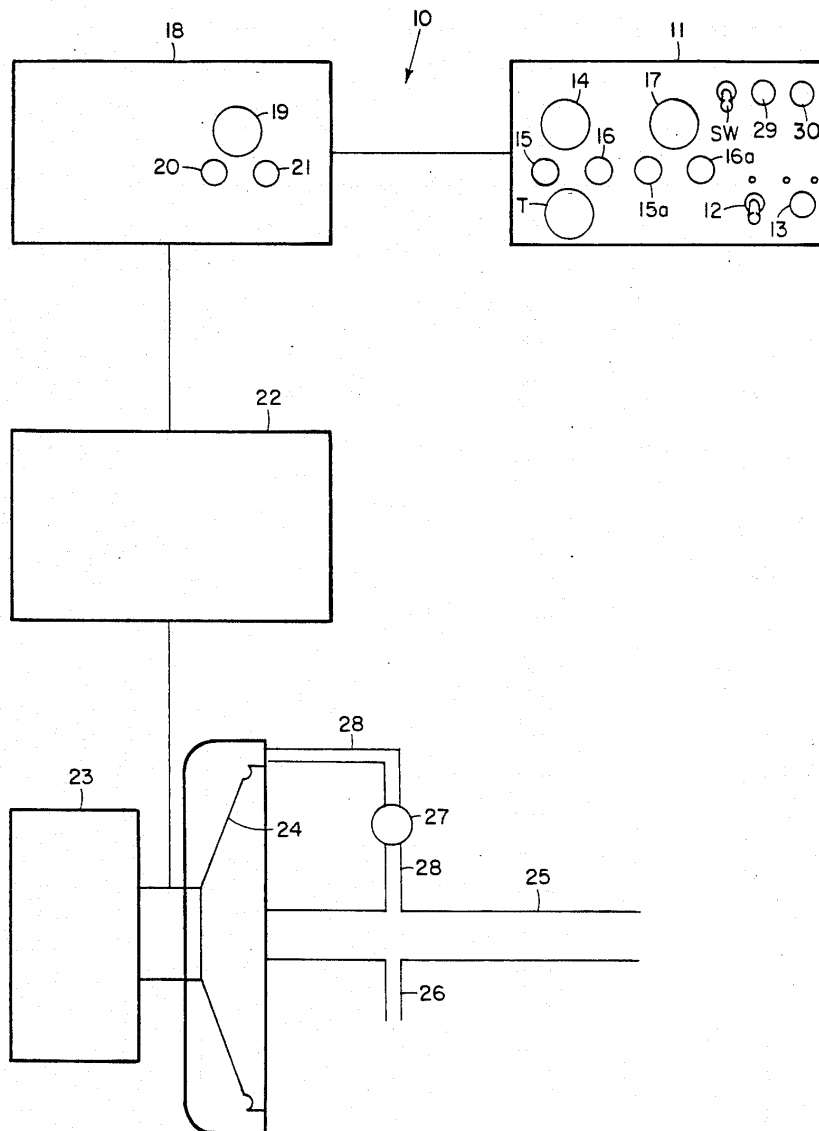


Figura 6 – Esquemático de acordo com a ligação dos componentes de hardware do ventilador pulmonar segundo a patente.

Fonte: Patente US4805612

### 2.9.3 US4821709

Na patente adicionou-se mais um motor linear para manter a pressão elevada na via respiratória do paciente para manter continuidade gás de ventilação, ou seja, duplicou o sistema. O motor linear também permite a alteração das porções dos ciclos positivos e negativos, pois durante o ciclo positivo o ventilador possui uma força maior. Durante o ciclo negativo, o diafragma por possuir um pequeno espaço

de ar tornando-o mais fraco. Ao alterar o duty-cycle ao utilizar o motor linear, aumentando o ciclo negativo e reduzindo o positivo, o problema de pressão é sanado.

Apesar dessa nova patente ter duplicado o sistema, ainda não é possível sua utilização em pacientes adultos.

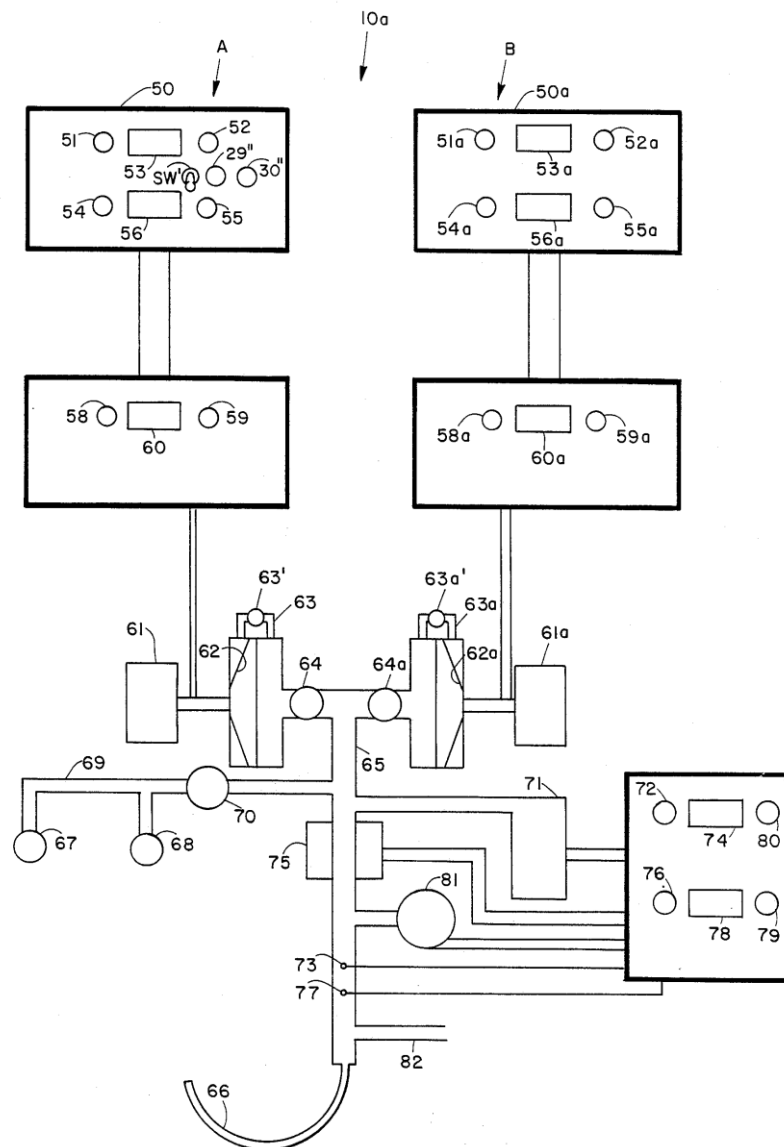


Figura 7 – Sistema do ventilador pulmonar duplicado para obter maior pressão.

Fonte: Patente US4821709

#### 2.9.4 US5307794

A patente descreve um sistema para facilitar a transferência do ventilador entre pacientes sem a necessidade de desinfetar todo o aparato. Esse sistema consiste em isolar a membrana vibratória, diafragma, de possuir qualquer contato com fluídos do paciente.

Tornando o diafragma descartável e isolando o restante do sistema, evita-se possíveis infecções entre pacientes.

A figura abaixo mostra um novo sistema ao qual pode ser facilmente retirado do equipamento por meio de alavancas. Esse novo item possui uma membrana presa.

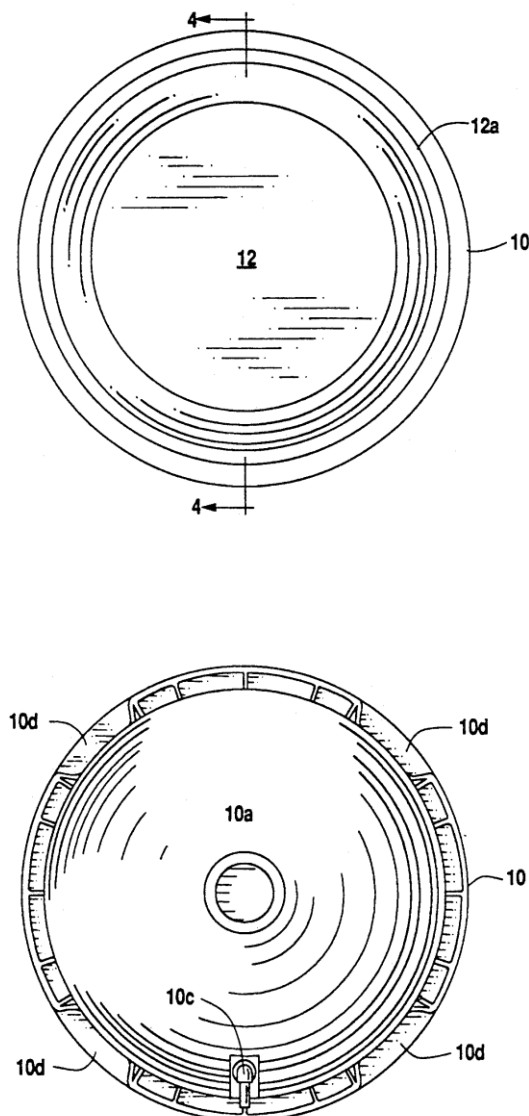


Figura 8 – Novo sistema para um diafragma removível. O primeiro objeto mostra o diafragma preso a um apoio que receberá os tubos endotraqueais. O segundo objeto é a visão frontal do objeto ao qual recebe o tubo endotraqueal.

Fonte: Patente US5307794

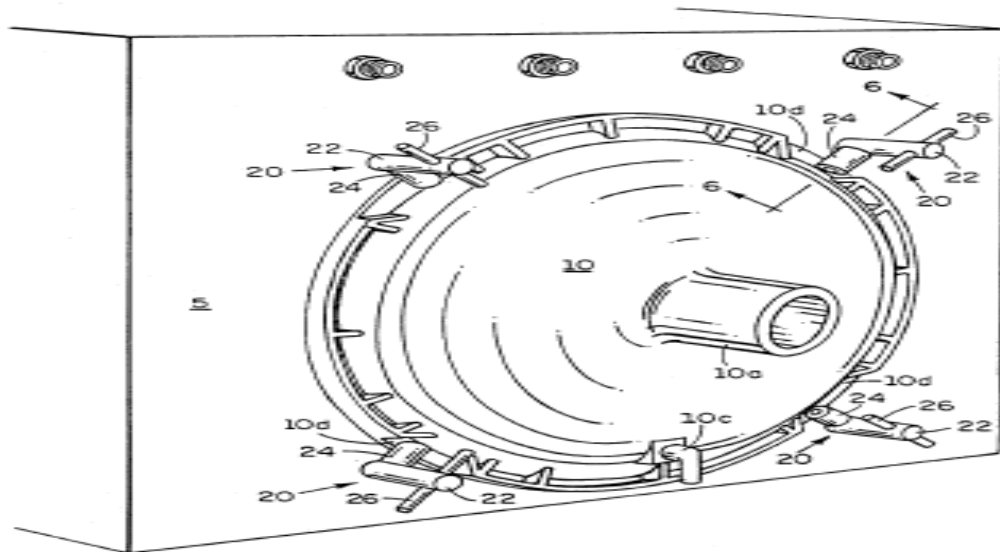


Figura 9 – O novo sistema isolado do diafragma para permitir a troca do mesmo. A retirada do diafragma é feita ao soltar alavancas descritas pelos itens 20, 22, 24 e 26.

Fonte: Patente US5307794

### 2.9.5 US20070101999

A patente descreve um novo modelo de HFOV com redução de níveis sonoros e redução do consumo de energia. Diferentemente de seu antecessor, a patente utiliza bobina suspensa e diafragma de rolamento engatado no pistão para substituir o antigo sistema baseado em forças elásticas.

O ventilador da patente possui um atuador linear para deslocar-se linearmente, com uma bobina suspensa coaxialmente dentro do atuador por meio de uma roda de pressão. O pistão está na extremidade da barra de pressão e a bobina oposta a barra de pressão. Na estrutura da caixa há cone protegendo o diafragma, suportes de retenção que permite a remoção da tampa do cone e acessa o diafragma. O diafragma isola o sistema, permitindo transferência do equipamento entre pacientes, sendo necessário apenas sua remoção e substituição, mas para esta patente o diafragma está preso para evitar a necessidade de um duty cycle

para compensar o ar acumulado no sistema que impede um fluxo negativo efetivo. A bobina e o atuador em conjunto cooperam para efetuar a reciprocidade do diafragma, produzindo alternadamente a pressão positiva e negativa.

O funcionamento é baseado em campos eletromagnéticos. A bobina fornece um campo eletromagnético ao longo do pistão capaz de manter uma força constante ao longo do percurso. A patente anterior baseava-se em forças elásticas e a força reduzia ao longo do pistão, pois há atuação de uma força contrária restauradora na mola aranha para manter a posição da bobina e do pistão. Essa substituição reduziu o consumo de energia devido à falta da força restauradora.

A posição na presente patente foi feita através de um sensor óptico ligado à barra de pressão com um sistema de controle capaz de fornecer um feedback para manter a posição com precisão em todas situações, como com o aumento da temperatura da bobina que é capaz de alterar a precisão de posição do pistão.

Por meio de uma ranhura de raio profundo em torno do diafragma, o som do funcionamento é reduzido durante as oscilações. A fixação do diafragma ao pistão também reduz os efeitos sonoros incômodos ao retirar o choque entre os dois componentes.

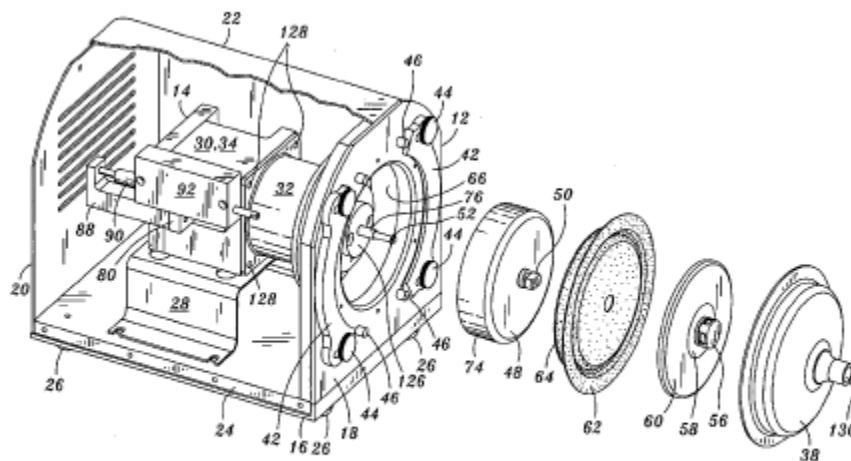


Figura 10 – Ventilador pulmonar utilizando bobinas para gerar campo eletromagnético e movimentar o pistão para gerar pressão.

Fonte: Patente US20070101999

### 3 PROJETO

O projeto será baseado na patentes do item 2.9.2 US4805612 e US5307794. O sistema consiste em um diafragma removível conectado ao um motor linear para inflar e desinflar um pulmão artificial. A onda gerada para o projeto é a senoidal com diferentes frequências de teste.

### 3.1 Hardware

O motor linear tem como função realizar a conversão de uma energia elétrica em uma energia mecânica capaz de gerar um fluxo de ar. Um alto-falante é utilizado como um motor linear por realizar o mesmo processo: é alimentado pela rede elétrica e seus pulsos geram correntes de ar.



Figura 11 – Alto-falante com 1262W utilizado como motor linear para fornecer um fluxo de ar em um pulmão.

Fonte: Fabricante

Ao alto-falante será conectado o diafragma removível, porém sabe-se que esse processo gera uma força saindo considerável, mas o puxão para a retirada do ar não é tão eficaz devido ao espaço de ar entre o alto falante e o diafragma. Para eliminar esse efeito foi utilizado um isopo para reduzir o espaço passível ao preenchimento de ar.

Foi feito uma caixa de madeira para manter o alto falante horizontal e fornecer um fluxo de ar adequado. Em outra posição as conexões poderiam dobrar e impedir a passagem de ar. Uma peça de acrílico foi feita sob medida para prender o diafragma e permitir a troca de forma ágil e fácil. O acrílico foi preso ao alto-falante e à caixa de madeira como mostra a figura abaixo.

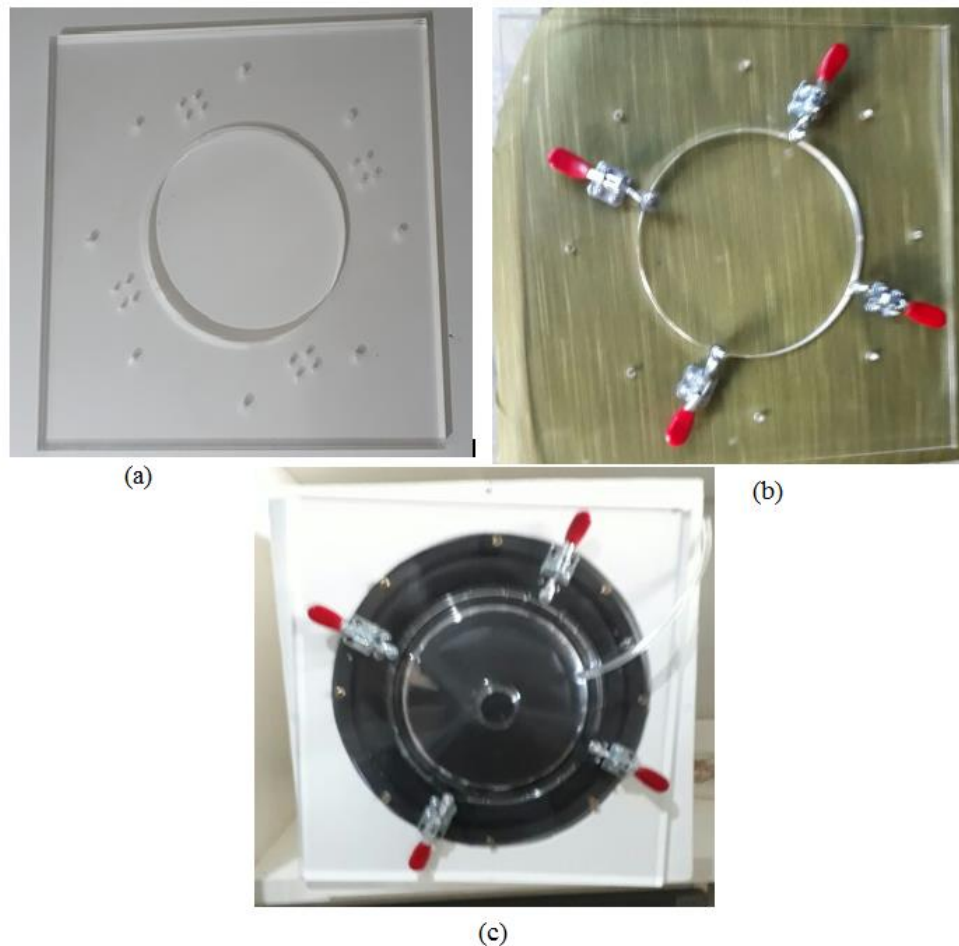


Figura 12 – O item (a) mostra o acrílico feito sob medida para adicionar as alavancas de pressão para prender o diafragma e o espaço para prender à caixa de madeira. O item (b) mostra o acrílico com as alavancas de pressão que permitirão a troca fácil e ágil do diafragma. O item (c) mostra a caixa de madeira presa ao alto-



falante e ao acrílico. O alto-falante nessa posição fornece um fluxo de ar adequado ao sistema, o diafragma preso pelas alavancas de pressão possui um isopo entre o alto-falante e diafragma.

Para ligar o alto-falante é utilizado um amplificador de classe AB com uma fonte de 30A e 12V. O amplificador AB foi escolhido por ter maior qualidade de sinal e maior transferência de potência, assim diminui o calor gerado durante a transferência de potência e mantém a fidelidade do sinal de entrada.



Figura 13 – Amplificador classe AB utilizado para alimentar o alto-falante.

Fonte: Fabricante

Um compressor de ar permitirá uma pressão no pulmão para simular a abertura dos alvéolos pulmonares para a troca gasosa. Este equipamento fornecerá a pressão constante e será regulada por uma válvula esférica situado ao final do tubo endotraqueal. O aumento ou redução da pressão é feito pela válvula, o compressor controla a variação da pressão: quanto maior for a abertura da válvula no compressor, maior será a variação sendo intensificado pelo aumento da frequência. A pressão de entrada no tubo é verificada por um esfigmomanômetro com escala em mmHg e um sensor de pressão com escala em cmH<sub>2</sub>O.



Figura 14 – Válvula de controle de vazão de pressão no tubo endotraqueal. A posição na figura é a válvula completamente aberta, liberando toda a pressão no sistema. Ao fechar aumenta a pressão no tubo e conseqüentemente no pulmão artificial.



Figura 15 – Compressor de ar utilizado para fornecer pressão no sistema. A abertura da válvula fornece uma pressão, quanto mais aberta maior é a pressão fornecida até um momento que a vazão da pressão seja maior que a gerada. A válvula aberta menos fornece um maior controle da variação de pressão como alto da frequência.

Fonte: Manual do usuário do compressor Intech CE320

### 3.2 Sensores

De forma a encontrar a frequência em que há o melhor fluxo com determinada pressão, foi utilizado dois tipos de sensores para acompanhar em tempo real as variáveis.

### 3.2.1 Sensor de pressão MPX2010

O sensor utiliza uma pressão diferencial do sistema, para o projeto é utilizado a pressão inserida ao tubo endotraqueal e a pressão atmosférica. O resultado dessa diferença é fornece uma saída linear de tensão

O MPX2010 utiliza uma alimentação simétrica de -12 e +12 de tensão para manter a simetria entre os valores lidos. Caso seja utilizado uma fonte com -11 e +12 de tensão haverá uma tendência da tensão ser mais alta na saída. Portanto, o sistema deve ser calibrado considerando a alimentação da fonte e de acordo com demais componentes para regular a tensão como um potenciometro.

Este componente possui uma sensibilidade de 0,2mV/kPa, garantindo uma alta precisão. É utilizado para baixas pressões e sua linearidade fornece um resultado confiável.



Figura 16 – Sensor de pressão diferencial MPX2010

Fonte: Manual do usuário fornecido pelo fabricante

Para garantir a confiabilidade do sistema foi utilizado uma pêra e um esfigmomanômetro para a aferição. A pêra foi conectada a uma conector tipo T, no outro terminal do conector foi conectado o esfigmomanômetro que possui um erro de 0.5mmHg e por fim, o sensor de pressão. Foi inserido uma pressão de 72,5mmHg que transformado em cmH<sub>2</sub>O resulta em 100cmH<sub>2</sub>O e esse resultado foi calibrado para fornecer uma tensão de 4,95V±0.01V como mostra a figura abaixo. Com um erro total de 0,702mmHg gerado pelo multímetro e o MPX2010 .

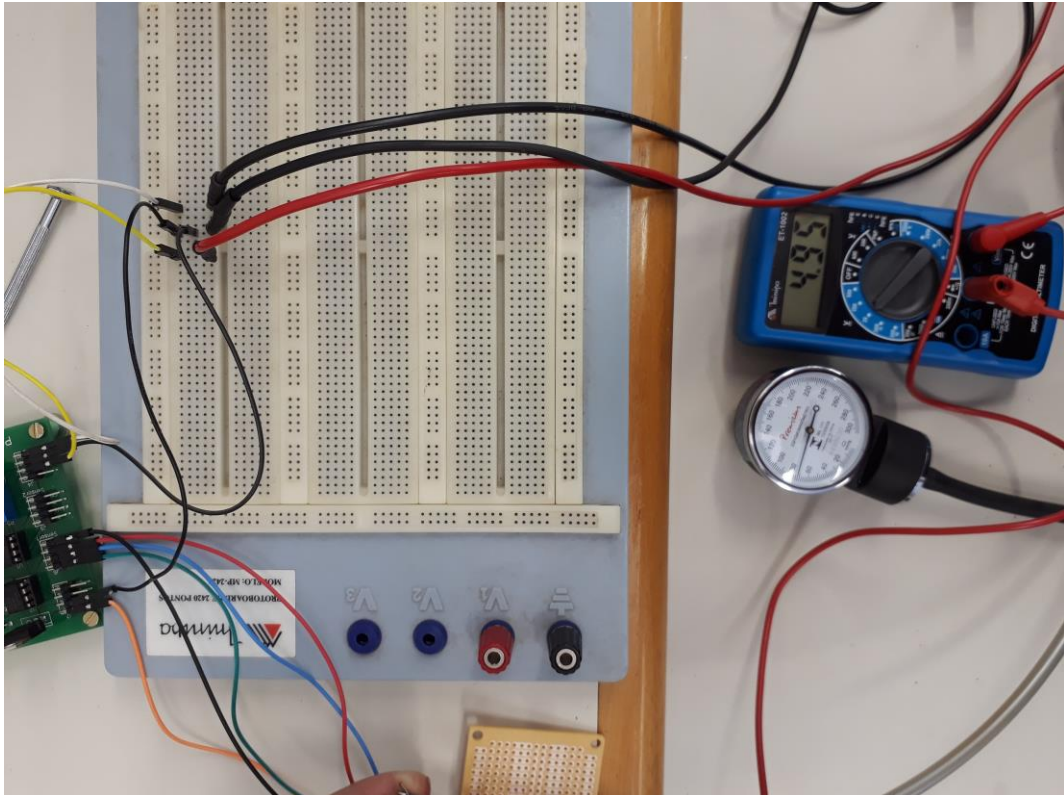


Figura 17 – Processo de aferição feito para 72,5mmHg utilizando o esfigmomômetro para gerar 4,95V na saída do sensor de pressão. A tensão de 4,95V é utilizada como 100cmH<sub>2</sub>O.

Para manter uma saída de tensão sempre positiva para evitar danos ao microcontrolador foi utilizado um circuito ceifador. Este circuito elimina a tensão fora da faixa desejada e foi utilizado um retificador de meia-onda, o qual tem como característica eliminar a faixa desejada. A figura 18 mostra a topologia adotada e o diodo da figura determina a região a ser eliminada, a positiva ou a negativa, e foi conectado como mostrado na figura para ceifar a componente negativa.

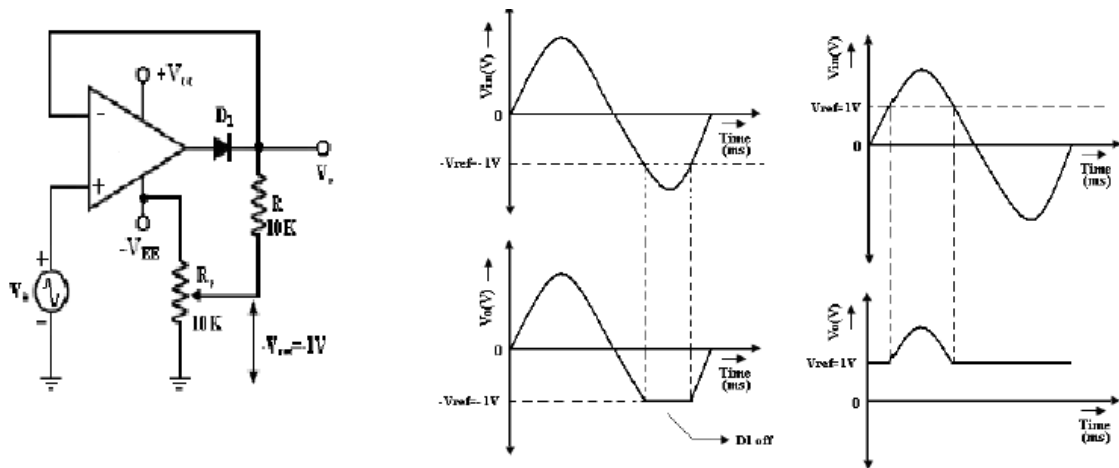


Figura 18 – Topologia utilizada para retificador de meia-onda para retirada do componente negativo.

Fonte: FERREIRA, Jefferson. 2017, p 36.

O projeto do circuito ceifador foi feito utilizando um INA118 como amplificador operacional, porém sua alimentação é de -5 e +5 de tensão e foi utilizado um regulador de tensão TL084 para reduzir 12V da alimentação do sensor para 5V. O resistor  $R_g$  conectado entre os terminais 1 e 8 do INA118 são utilizados controlar o ganho de tensão, portanto é utilizado para calibrar o sistema onde determinada pressão fornece um valor controlado de tensão pelo resistor  $R_g$ . A partir da topologia da figura 18 e do resistor de ganho foi confeccionado uma PCB de dupla face.

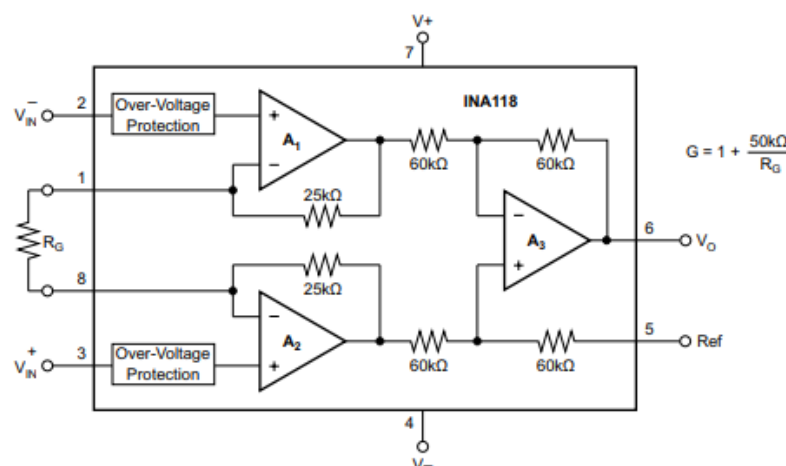


Figura 19 – Esquemático do INA118 e seus componentes internos. O resistor  $R_g$  de ganho está entre o pino 1 e 8.

Fonte: Manual do fabricante.

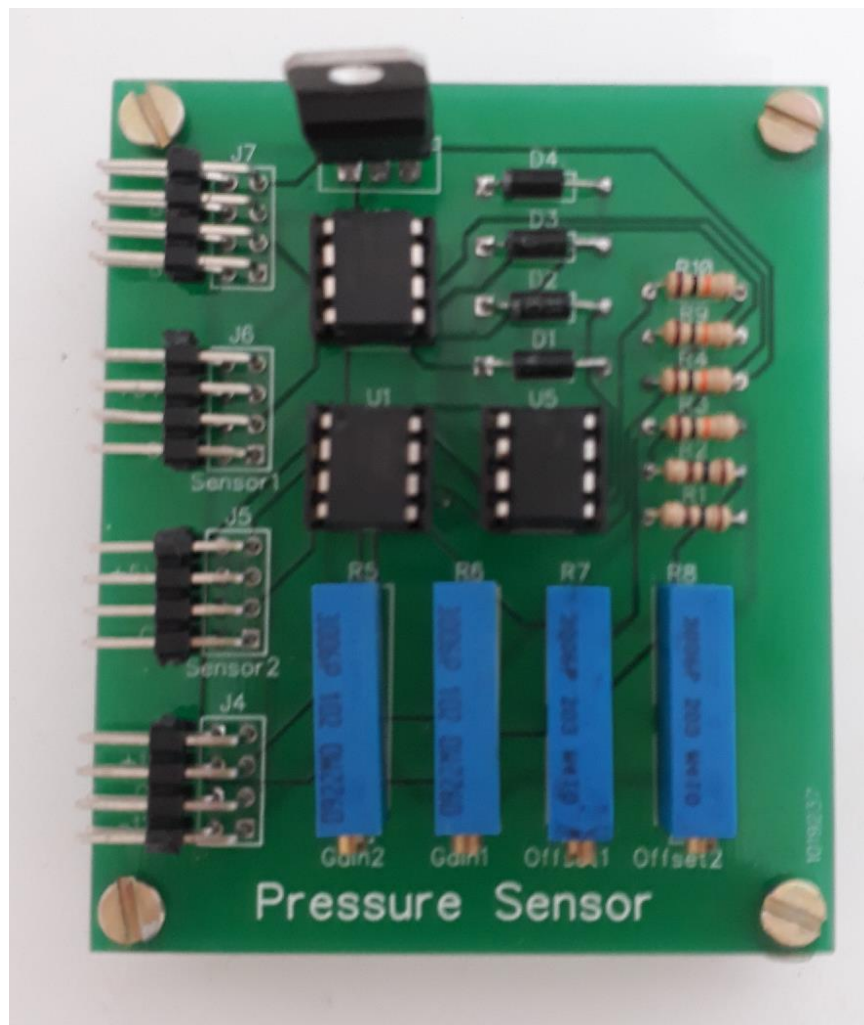


Figura 20 – Circuito ceifador para o sensor de pressão soldados a PCB dupla face.

Os resistores utilizados foram de  $100\Omega$  e  $10k\Omega$  para a topologia do ceifador e um potenciômetro  $R_g$  de  $1k\Omega$  para controlar o ganho. A escolha de  $1k\Omega$  foi para garantir uma variação menor de resistência e controlar o ganho com maior precisão.

### 3.2.2.1 Sensor de fluxo SFM3000

O SFM3000 é um sensor recomendado para aplicações médicas de ventilação devido a sua alta precisão, baixa interferência de pressão no sistema e resposta rápido tornando possível acompanhar o fluxo em tempo real. É capaz de obter o fluxo de ar, oxigênio e nitrogênio. Cada gás possui uma constante de escala.

O sensor é possui uma alimentação de 5V, portanto o microcontrolador realizar a alimentação sem a necessidade de fontes externas. Sua comunicação é via I2C e a informação coletada deve seguir a fórmula abaixo para transformar o resultado em fluxo na unidade slm de acordo com o gás medido. Possui um erro de  $\pm 0.05$  slm segundo o manual do fabricante.

$$\text{fluxo} = \frac{\text{valor mensurado} - \text{escala do gás}}{\text{offset}} \text{ [slm]}$$



Figura 21 – Sensor de fluxo SFM3000 utilizado para monitorar o fluxo de ar no pulmão artificial.

Fonte: Manual do usuário do sensor de fluxo SFM3000

### 3.3 Software

O microcontrolador utilizado foi o Arduino Mega para realizar a leitura dos sensores. O arduino por padrão possui uma comunicação I2C de 7 bits, enquanto o SFM3000 possui um endereçamento de 7 bits mais um bit de leitura ou escrita. O primeiro bit do SFM3000 é o bit de definição de leitura ou escrita e por isso foi descartado, enviando apenas os 7 bits de endereço.

O software inicializa as variáveis que recebem os dados I2C e de leitura de tensão do sensor de fluxo e, então, inicializa a comunicação I2C do arduino.

O I2C primeiramente inicia a transmissão com o endereço fornecido pelo fabricante do sensor de fluxo, 0x40, e enviado o comando para recebimento de medição do fluxo 0x1000. Este comando irá receber de volta 2 bytes. Após feito este setup, é feito um loop para apenas recebimento da variável do sensor de fluxo e uma constante leitura da tensão do sensor de fluxo.

A tensão lida pelo Arduíno por estar no pino analógico varia entre 0 e 1023, representando uma tensão entre 0 e 5V ou menor de acordo com a aferição. A aferição é feita de forma que 100cmH2O fique abaixo de 5V para não danificar a

placa. A tensão obtida para 100 cmH<sub>2</sub>O é utilizada como referência para calcular os demais valores de pressão por meio de interpolação.

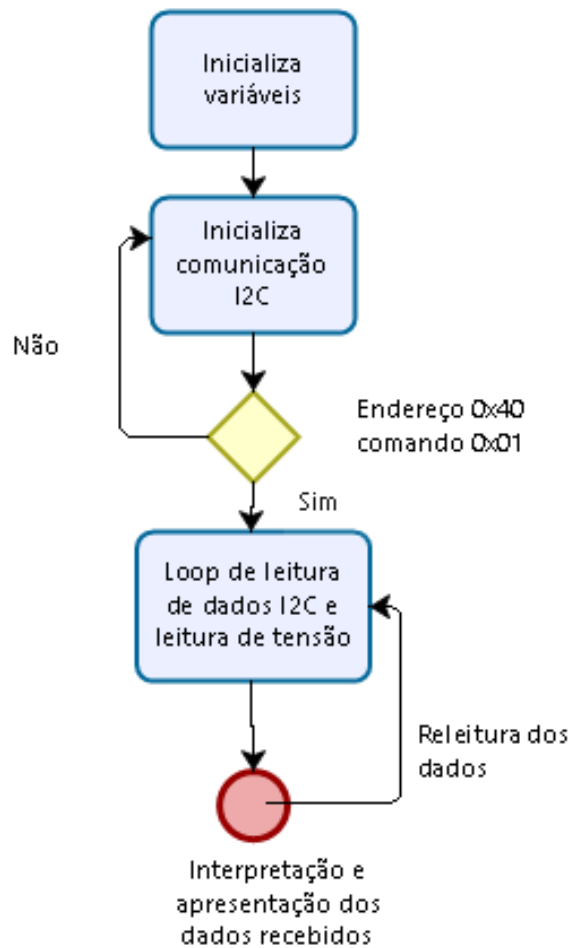


Figura 22 – Algoritmo utilizado para desenvolvimento do software.

### 3.3 Arquitetura do conjunto

Após testado e validado os códigos e o projeto de hardware, o sensor de fluxo foi inserido entre o pulmão e o tubo endotraqueal e o sensor de pressão conectado à uma saída do tubo. Todo o sistema foi testado individualmente para evitar vazamento, foram encontrados focos de vazamentos e aplicada ações de correção.



A integração do sistema inicia com as fontes de alimentação para o alto-falante, o gerador de função, amplificador AB e a fonte de 30A. Após as fontes é posicionado a madeira com o alto-falante e o diafragma. O diafragma é conectado ao tubo endotraqueal por encaixe.

O tubo possui conexão para a inserção do compressor de ar, uma conexão para o sensor de pressão e um umidificador. Pelo fato de ser um pulmão artificial em que a macuosa não resseca, não foi utilizado o umidificador e sua entrada foi selado como visto figura 20. O tubo segue até a o sensor de fluxo, seguido do pulmão. O sistema possui um tubo em que o fluxo e pressão segue até uma saída com válvula controlada.

A construção do sistema seguiu um esquemático visualizado na figura 19 e a conexão entre o tubo, diafragma e alto falante visualizados na figura 20.

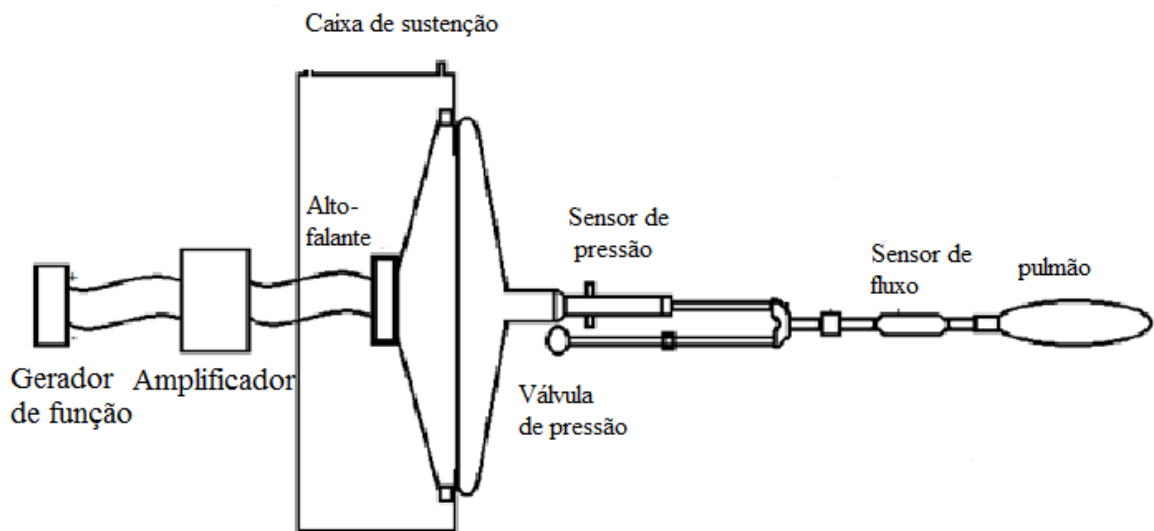


Figura 23 – Esquemático de montagem do ventilador pulmonar em conjunto com os sensores.

Fonte: FERREIRA, Jefferson. 2017, p 39.

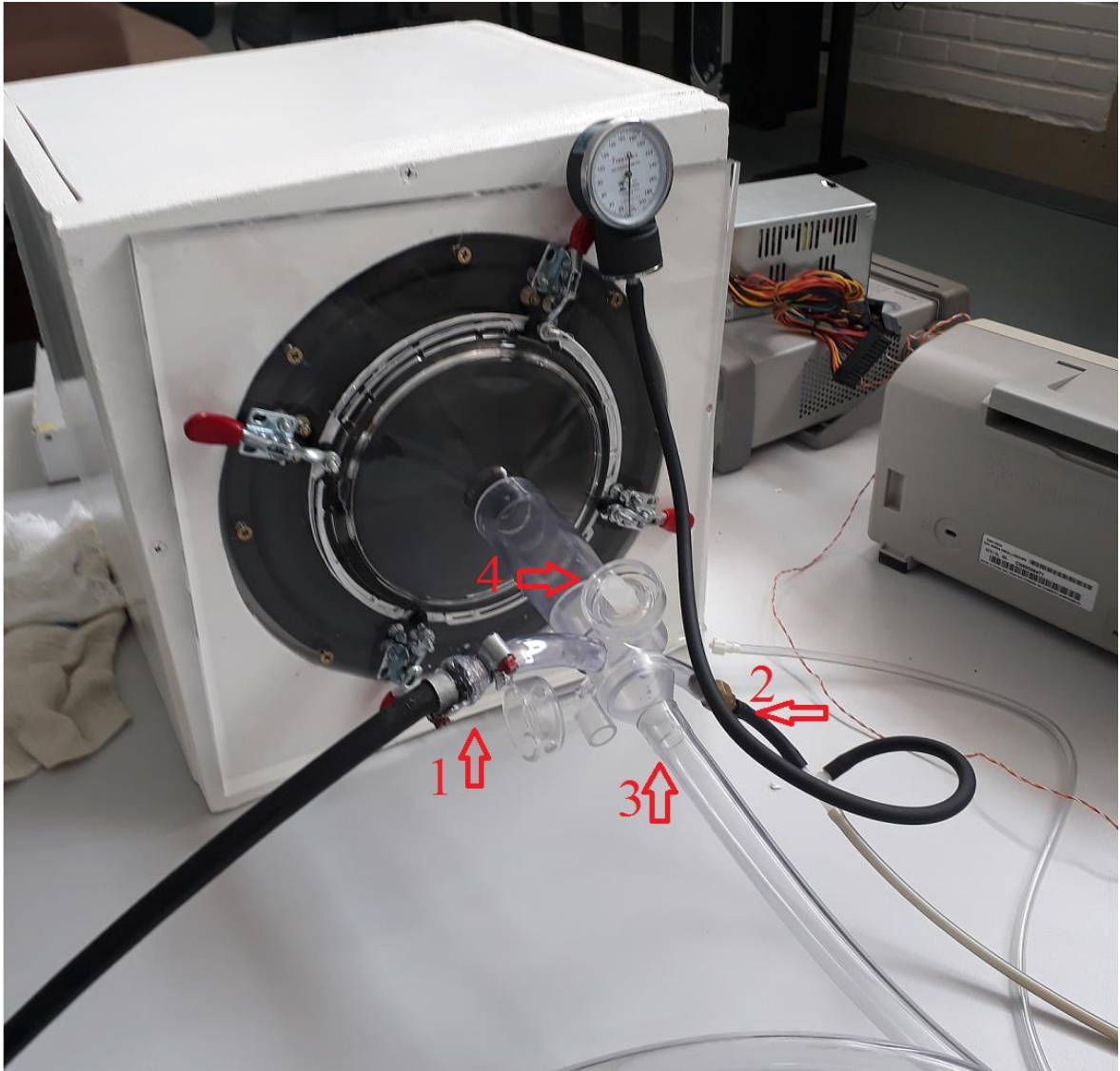


Figura 24 – Conexão entre o alto-falante, diafragma e tubo endotraqueal. O item (1) mostra a conexão com o compressor de ar. O item (2) é a conexão para um tubo conectado a um T para verificar a pressão pelo esfigmomanômetro e o sensor de pressão MPX2010. O item (3) é a continuação do tubo endotraqueal. O item (4) é a entrada do umificador, o qual foi selado por uma rolha.

A figura abaixo mostra o projeto com todos os sensores e hardware projetados, o sistema não possui vazamentos e realiza a leitura dos sensores em tempo real.

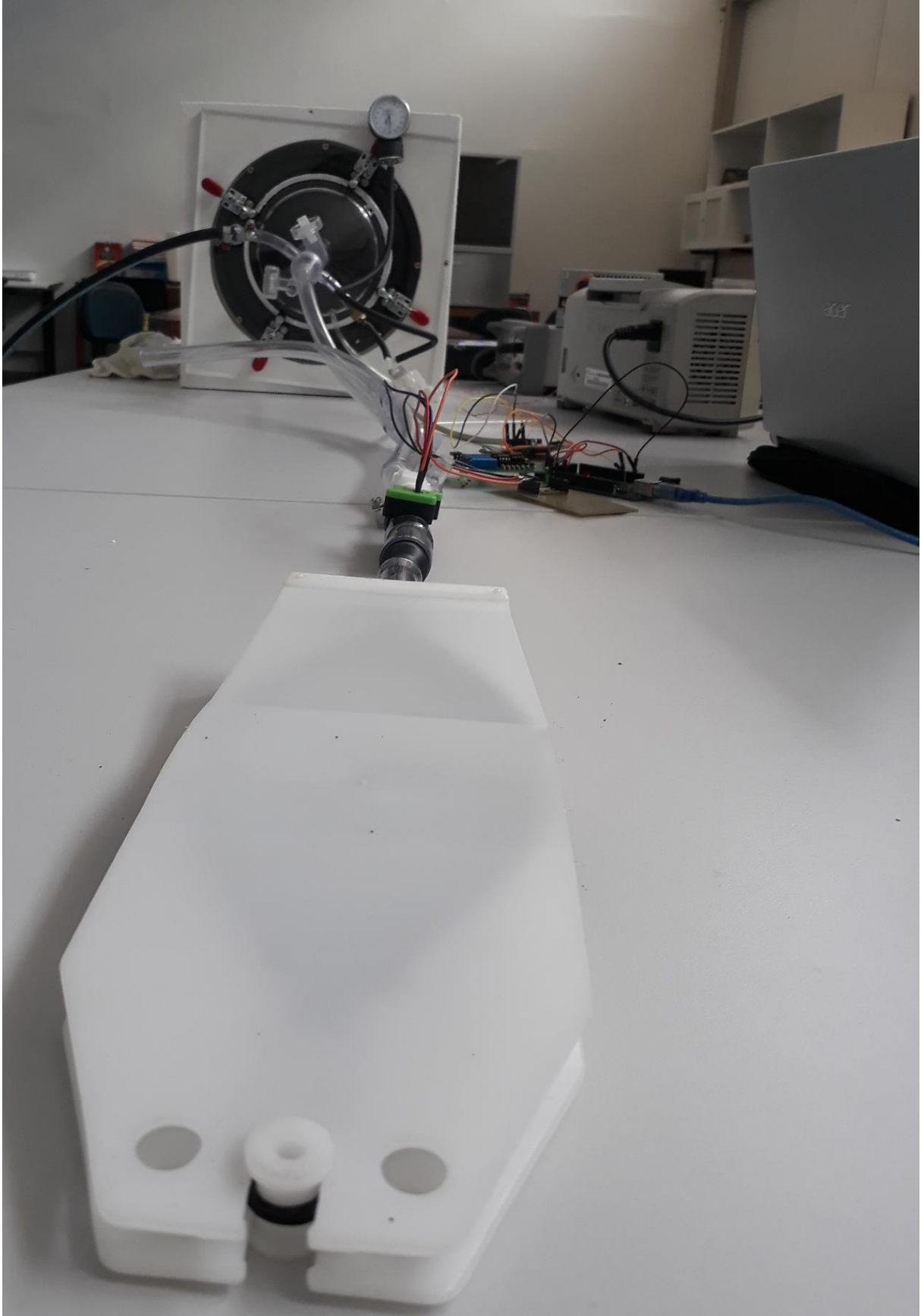


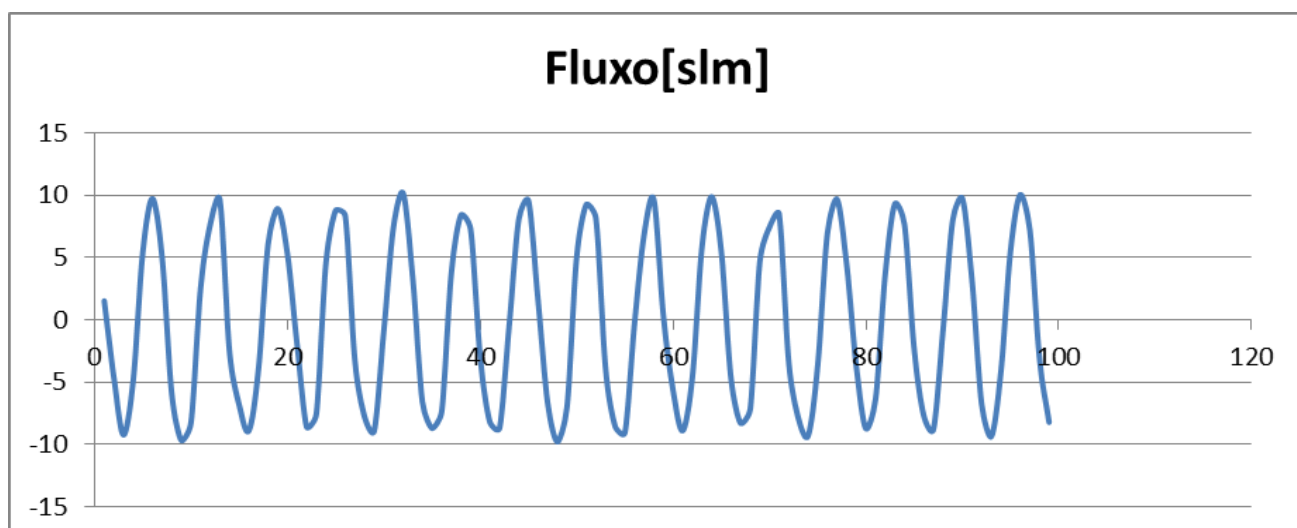
Figura 25 – Sistema conectando o alto falante ao diafragma por meio de uma madeira e acrílico, tubo endotraqueal com conexão com o compressor de ar e de pressão, seguido pelo sensor de fluxo e o pulmão artificial. O fluxo retorna para o tubo seguindo o caminho à direita da imagem até a válvula esférica que regula a pressão.

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados foram obtidos a partir de testes utilizando uma entrada senoidal com 500mV de pico a pico, variando a frequência entre 3Hz, 5Hz, 7Hz, 9Hz, 11Hz, 13Hz e 15Hz com uma pressão constante de 50cmH<sub>2</sub>O variando  $\pm 10$  cmH<sub>2</sub>O. Para a frequência de 5Hz foram realizados testes com 20cmH<sub>2</sub>O, 50cmH<sub>2</sub>O e 70cmH<sub>2</sub>O com uma faixa de variação de 10cmH<sub>2</sub>O. O fluxo positivo foi configurado como o fluxo saindo do pulmão e o negativo o fluxo de ar recebido pelo pulmão.

Foram coletadas cerca de 500 amostras por teste para criação de um gráfico para comparar os fluxos obtidos para diferentes frequências e para a frequência de 5Hz diferentes pressões, a cada 1 segundo é coletado cerca de 20 amostras. Porém para melhor apresentação dos dados, os gráficos utilizados aqui possuíram 100 amostras.

Para a frequência de 3Hz com uma pressão entre 40 e 60 cmH<sub>2</sub>O foram obtidos os seguintes resultados de pressão e fluxo.



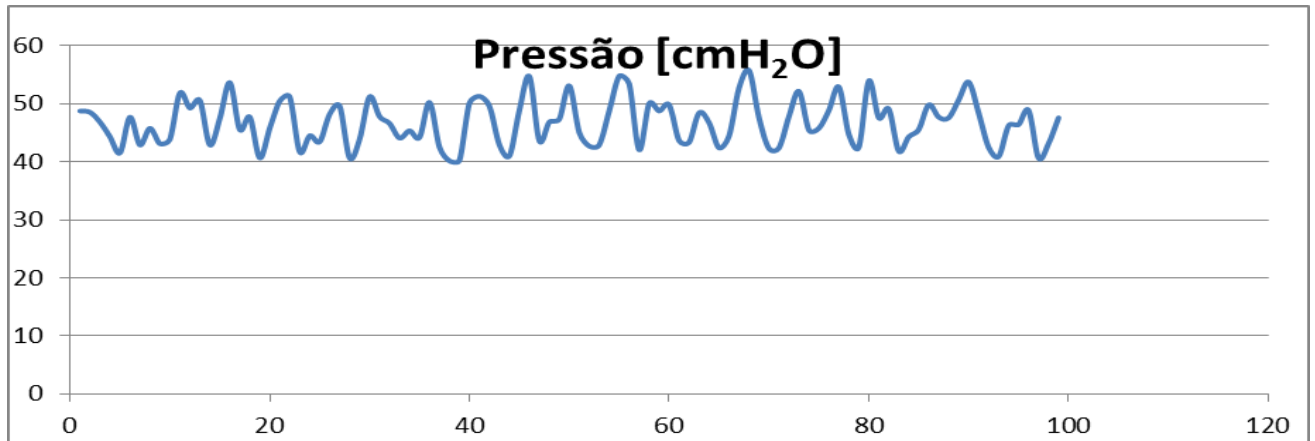
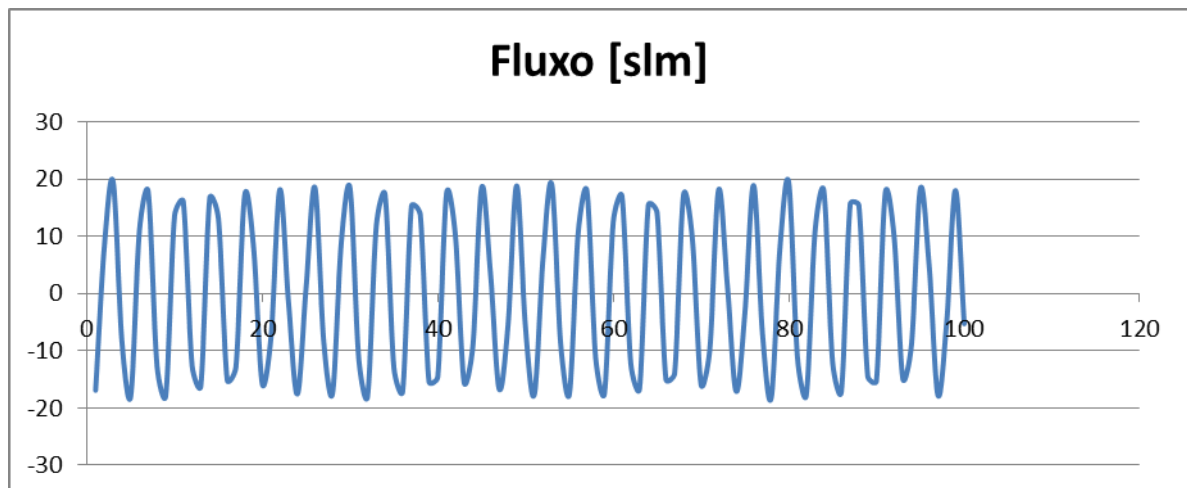


Figura 26 – Resultado do teste com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O e frequência de 3Hz fornecendo o fluxo e pressão ao longo do tempo.

A partir dos resultados para frequência de 3Hz, verifica-se que o fluxo varia entre 10 e -10slm para a pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O. O fluxo comportou-se como uma senóide por ser a onda de entrada do sistema, tornando a respiração similar ao do ser humano. Diferentemente, a onda quadrada gera pulsos de fluxos.

O próximo teste foi realizado na utilizando uma frequência de 5Hz e uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O.



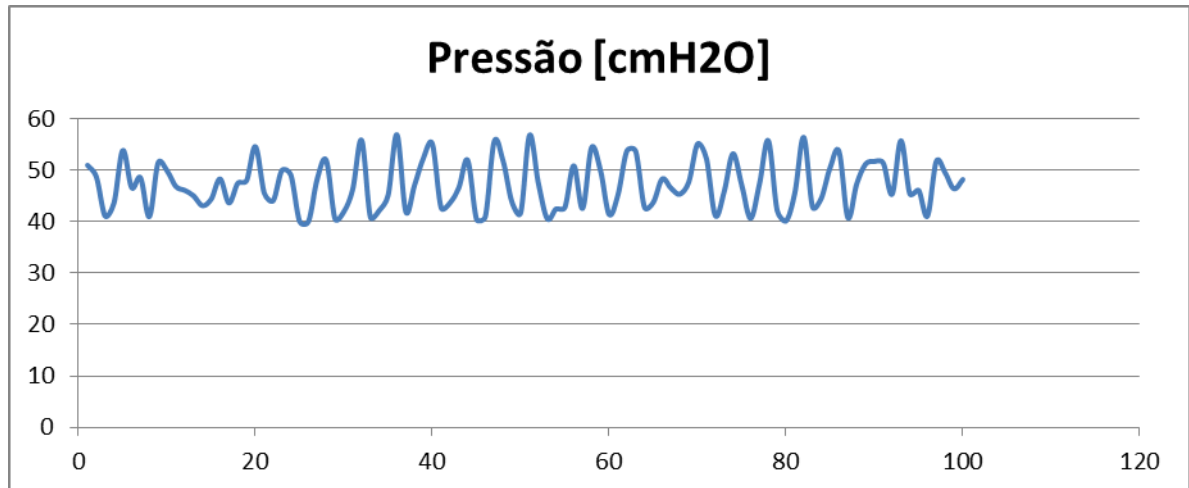
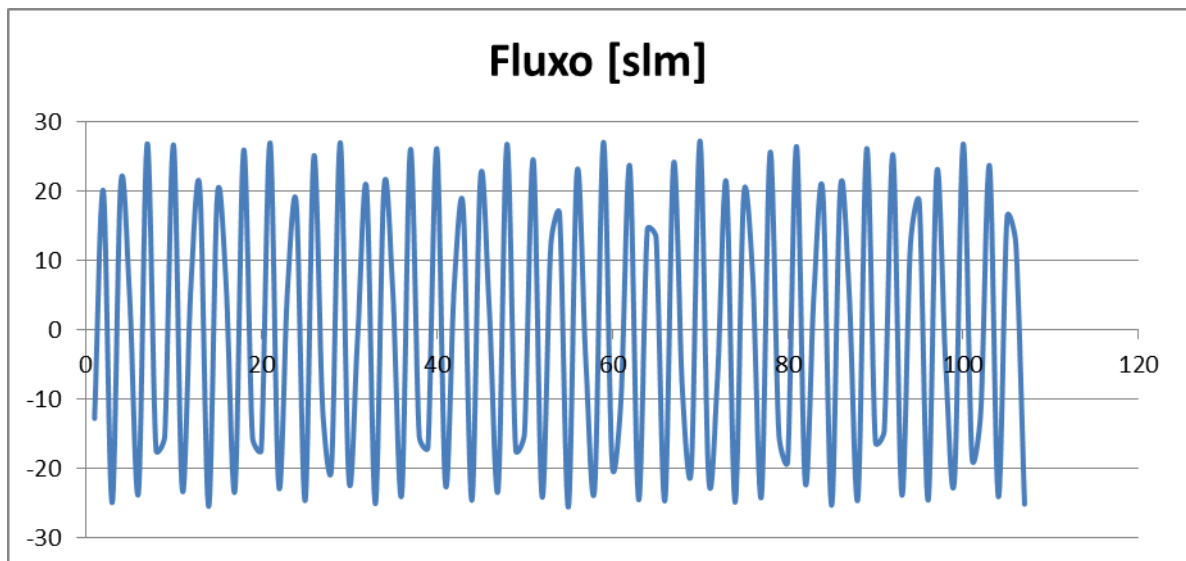


Figura 27 – Resultado do teste utilizando uma onda de entrada senoidal com 500mVpp com frequência de 5Hz com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O gerando um fluxo variado.

Ao aumentar apenas a frequências se comparado ao teste anterior, foi observado o aumento do fluxo em cerca de 5slm. Foi realizado um novo teste aumentando novamente apenas a frequência para verificar se o fluxo aumenta com a frequência e pressão constante.

Foi inserido ao gerador de funções uma frequências de 7Hz e manteve os demais parâmetros.



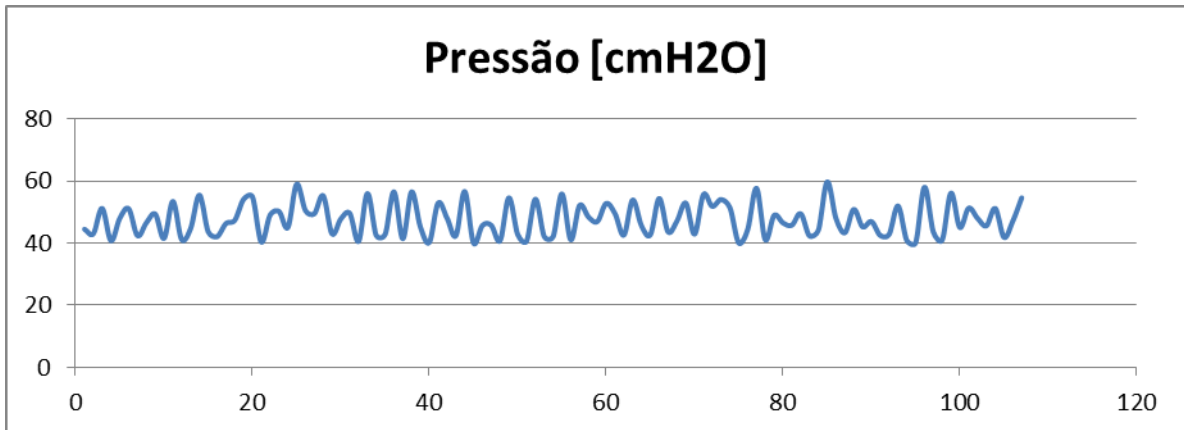
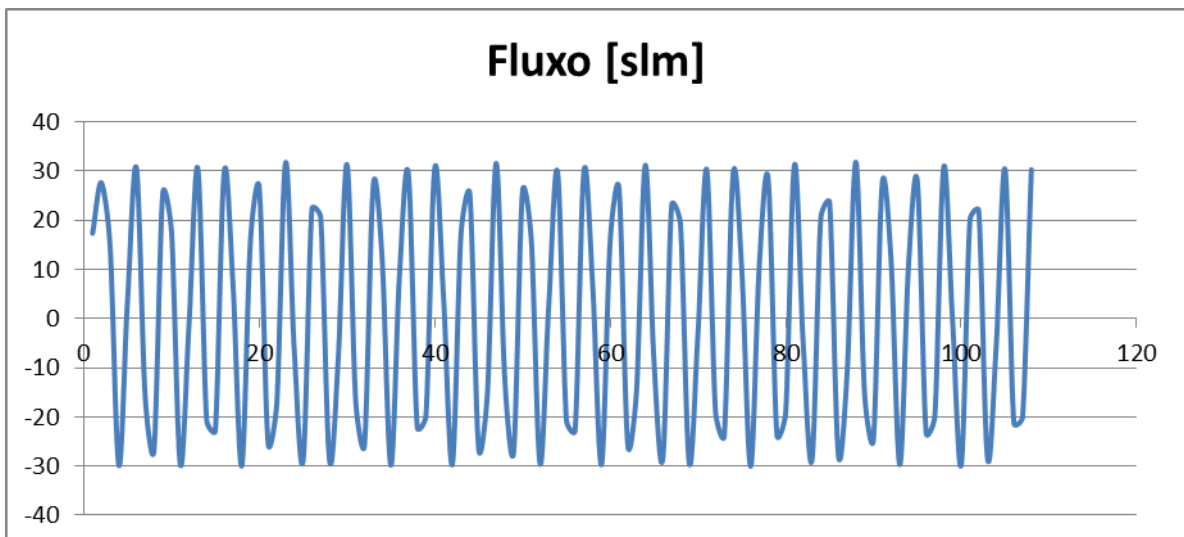


Figura 28 – Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 7Hz com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O fornecendo um fluxo.

Novamente foi observado o aumento do fluxo com o aumento da frequência. O fluxo aumentou em média 5slm, mas foi observado uma maior dificuldade em manter a pressão constante.

O teste foi realizado novamente com mesmos parâmetros, mas alterando a frequência para 9Hz.



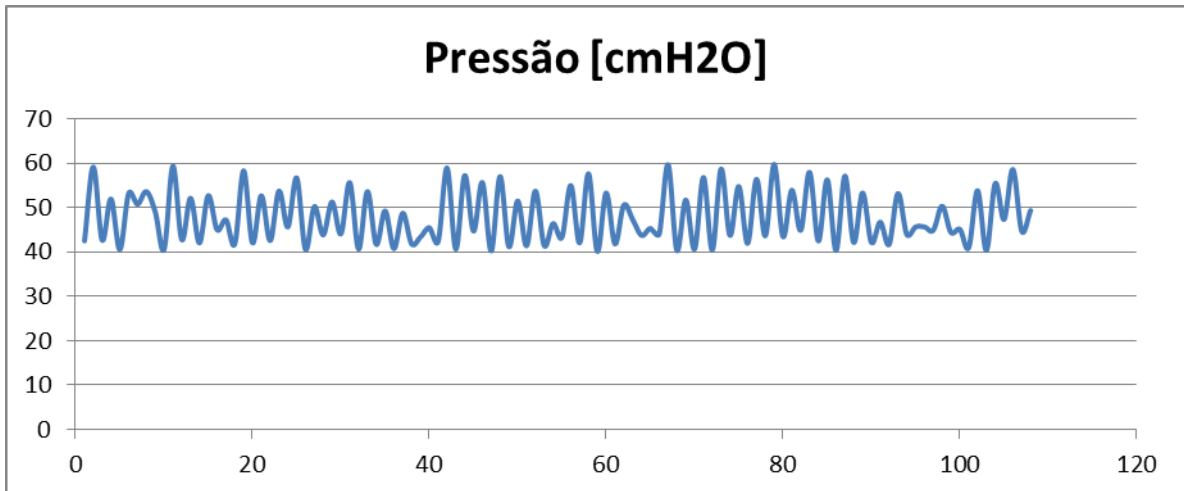
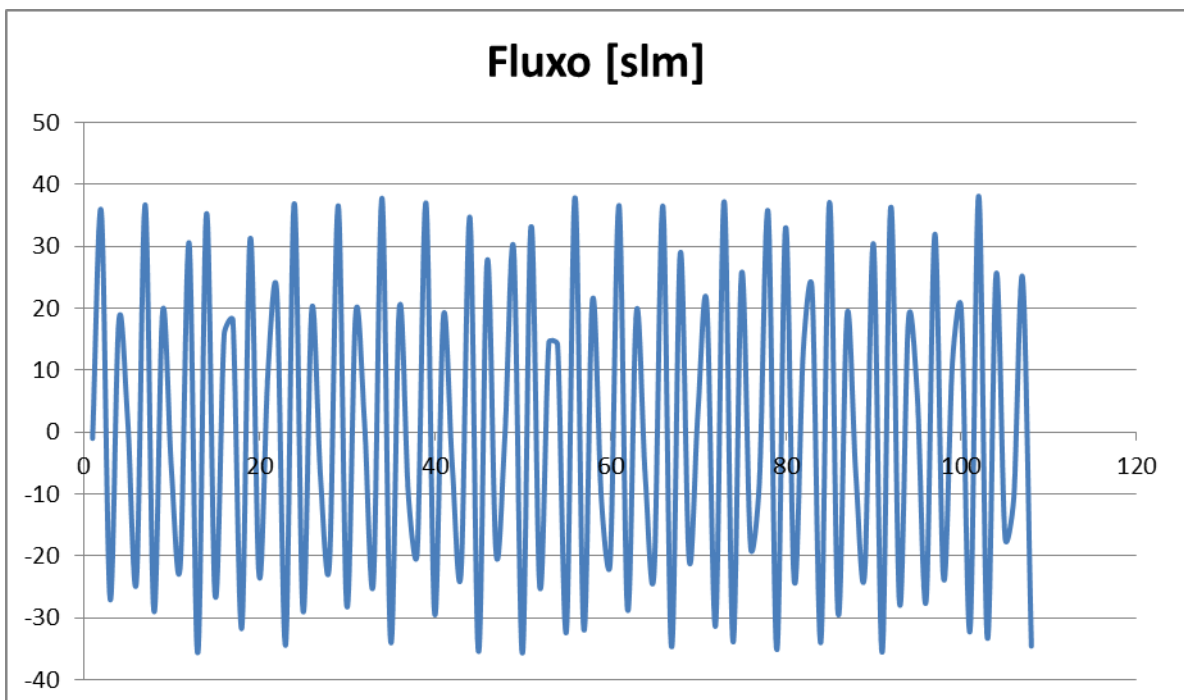


Figura 29 – Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 9Hz com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O fornecendo um fluxo.

Apesar da frequência ter aumentado, o aumento do fluxo não foi tão significativo quanto os testes anteriores. Obteve picos de aproximadamente 31 slm, aumentando cerca de 3slm se comparado com a frequência de 7Hz.

Testou novamente a resposta ao fluxo com uma frequência maior. Foi aumentado para 11Hz e manteve todos os demais parâmetros constantes, ou seja, pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O com uma onda senoidal com 500mVpp.





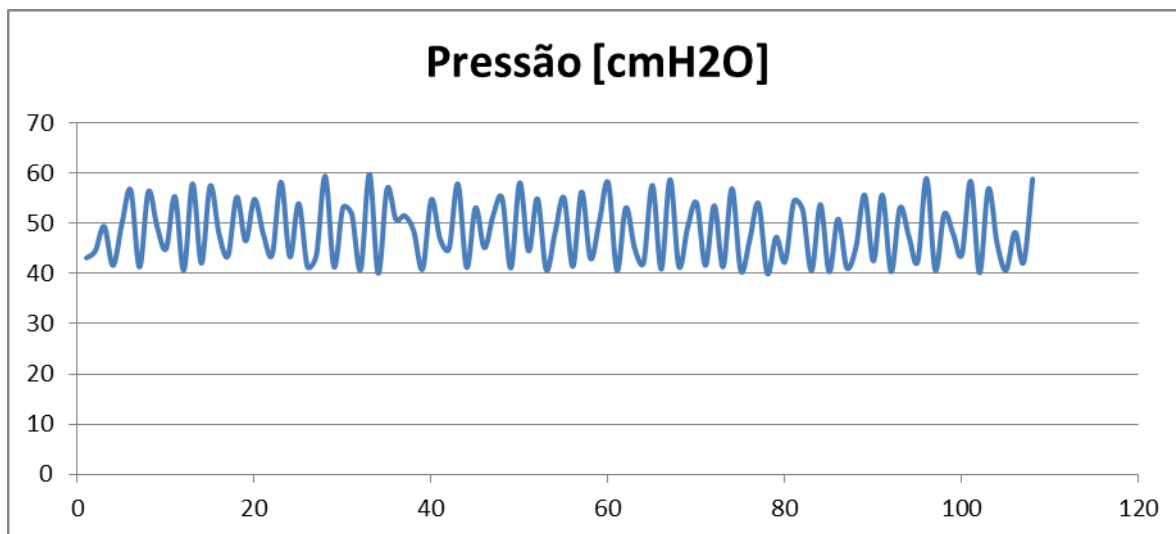
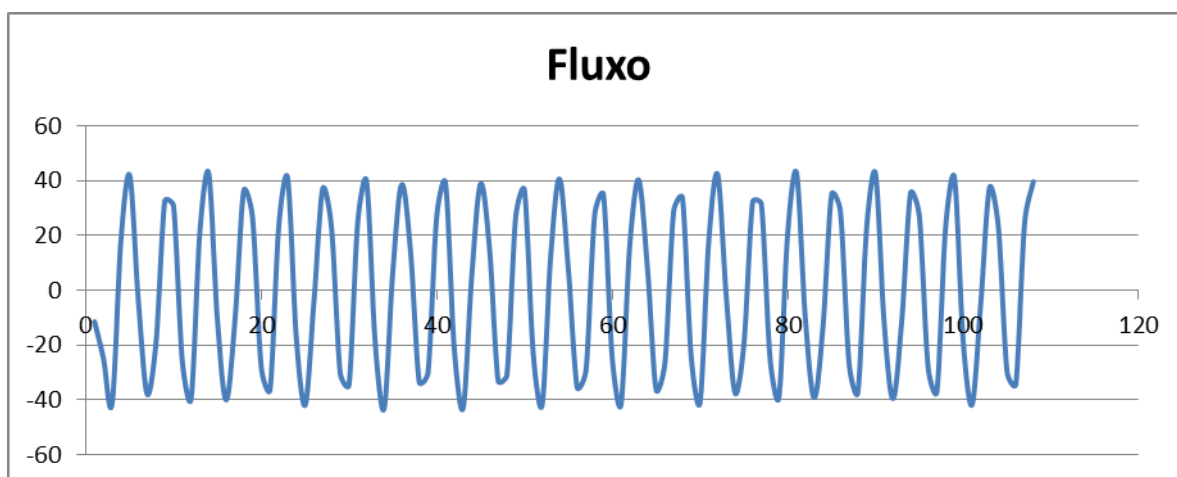


Figura 30 – Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 11Hz com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O fornecendo um fluxo.

Ao aumentar a frequência para 11Hz foi observado o aumento do pico do fluxo para cerca de 37slm, porém há faixas em que o fluxo é reduzido. A pressão aumenta consideravelmente a dificuldade de controle. A frequência de 11Hz apresentou um comportamento indesejável para tratamento de pacientes em um ventilador pulmonar devido à alta variação de fluxo e dificuldade no controle da pressão com os atuais equipamentos utilizados. O teste para 11Hz foi refeito, mas o comportamento permaneceu o mesmo.

Por fim, foi feito um teste utilizando uma frequência de 15Hz para observa o comportamento do fluxo seria inscontante como obtido para 11Hz ou se seria possível ainda aumenta a frequência com um comportamento estável.



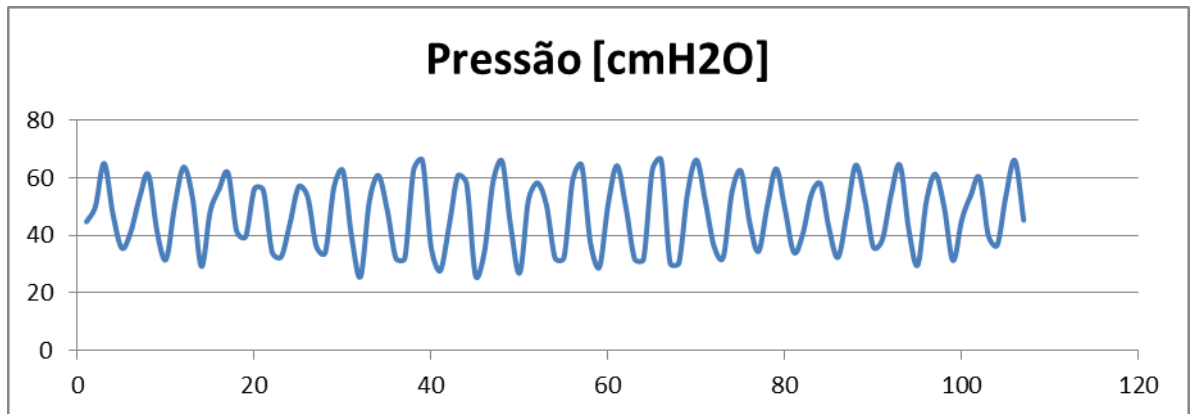
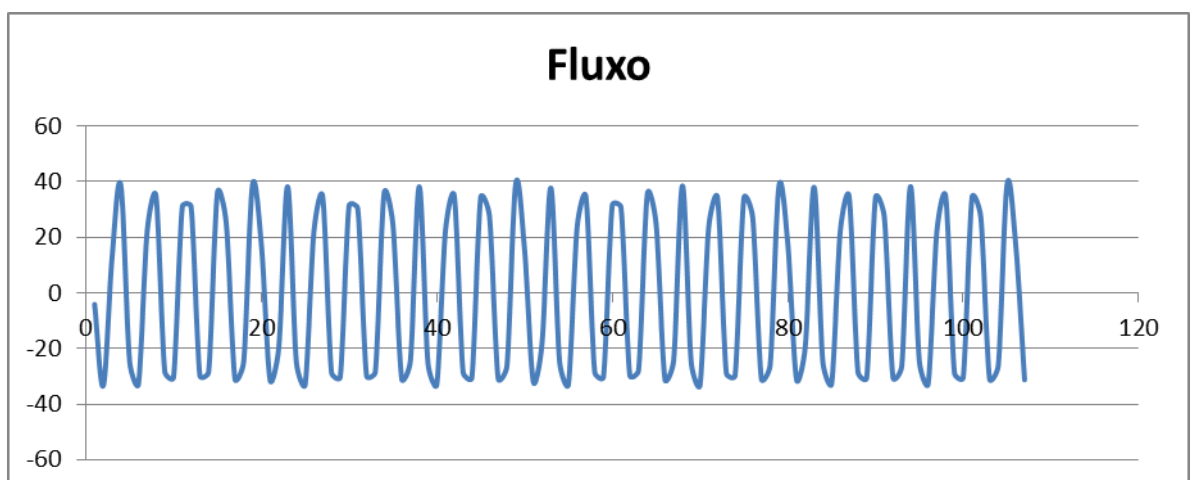


Figura 31 – Resultado do teste para uma onda de entrada senoidal com 500mVpp e frequência de 15Hz com uma pressão média de 50cmH<sub>2</sub>O fornecendo um fluxo.

O fluxo apresentado para uma frequência de 15Hz foi estável, porém o controle da pressão tornou-se um desafio. A pressão variou mais que o esperado e aceitável pelo teste. O pulmão apresentou uma inflação e deflação alta devido à variação de pressão.

Novos testes com diferentes pressões foram aplicados a frequência de 5Hz por apresentar uma baixa variação de pressão. Foi inserido uma pressão média de 20cmH<sub>2</sub>O e 70cmH<sub>2</sub>O para avaliar o que o aumento e redução da pressão com a mesma frequência causa ao fluxo no pulmão.

O teste foi iniciado com uma pressão média de 20 cmH<sub>2</sub>O e uma onda de entrada senoidal com 5Hz e 500mVpp.



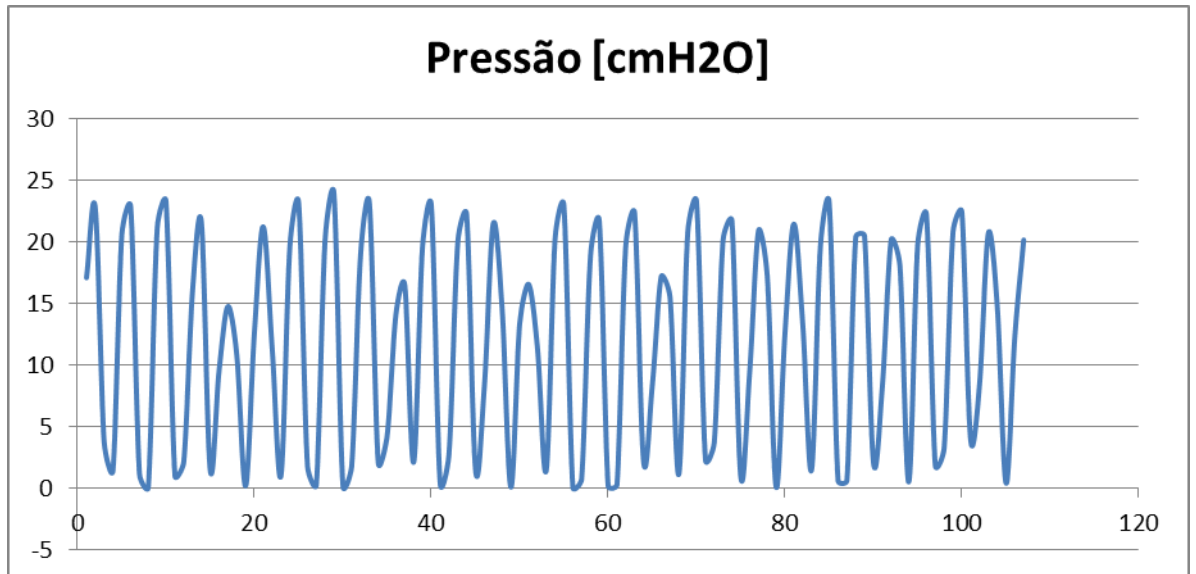


Figura 32 - Resultado do teste utilizando uma onda de entrada senoidal com 500mVpp com frequência de 5Hz com uma pressão média de 20cmH<sub>2</sub>O gerando um fluxo variado.

O resultado para este teste foi surpreendente por ter um fluxo positivo em torno de 40slm e negativo de aproximadamente 32slm, sendo o melhor resultado de fluxo. Pela baixa pressão aplicada, o pulmão passa por um estresse reduzido, diferente do visto em ventiladores convencionais. A baixa pressão ainda evita a hiperdistensão do pulmão e o torna eficiente em situações os quais o paciente possui dificuldade em inflar o pulmão demasiadamente.

O teste foi aplicado novamente com uma frequência de 5Hz, mas com uma pressão média de 70 cmH<sub>2</sub>O. A válvula do compressor foi fechada um pouco mais de forma a ter um melhor controle da pressão.

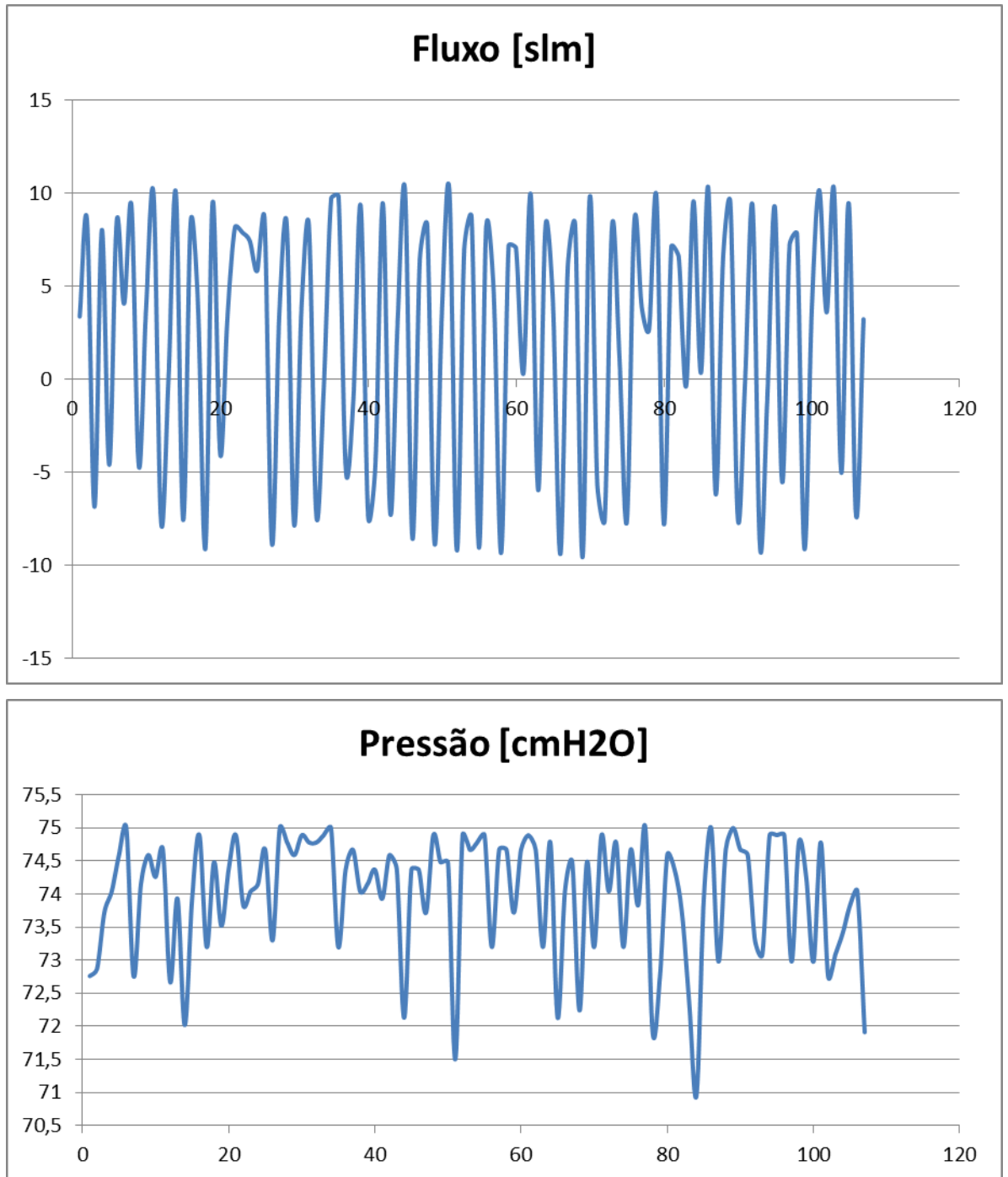


Figura 33 - Resultado do teste utilizando uma onda de entrada senoidal com 500mVpp com frequência de 5Hz com uma pressão média de 70cmH<sub>2</sub>O gerando um fluxo variado.

Uma pressão alta resultou em um fluxo similar a uma pressão de 50cmH<sub>2</sub>O. Esse excesso de pressão pode se tornar prejudicial ao pulmão por mante-lo próximo ao limite e poder causar um aprisionamento de ar. Deve-se evitar essa configuração por apenas aumentar a pressão, sem adicionar um maior fluxo de

ar. A tabela abaixo resume os resultados encontrados ao longo dos testes com os erros do sensor de fluxo obtido a partir do datasheet do equipamento e do sensor de pressão obtido durante aferição do equipamento somando os erros do multímetro e esfigmomanômetro de  $\pm 0.95$  cmH<sub>2</sub>O.

Tabela 2 – Resumo dos resultados encontrados

Frequência (Hz)	Pressão média (cmH <sub>2</sub> O)	Erro (cmH <sub>2</sub> O)	Módulo do fluxo (slm)	Erro (slm)
3	50	$\pm 0.95$	10	$\pm 0.05$
5	50	$\pm 0.95$	20	$\pm 0.05$
7	50	$\pm 0.95$	25	$\pm 0.05$
9	50	$\pm 0.95$	30	$\pm 0.05$
11	50	$\pm 0.95$	40	$\pm 0.05$
15	50	$\pm 0.95$	40	$\pm 0.05$
5	20	$\pm 0.95$	40	$\pm 0.05$
5	70	$\pm 0.95$	10	$\pm 0.05$

## 5 PROJETOS FUTUROS

O projeto atual é o início de uma série de aprimorações a serem feitas. Para a próxima etapa do ventilador será utilizado válvulas controladas por microcontrolador para controlar a pressão do sistema com maior precisão. A substituição do compressor de ar também é uma próxima etapa devido ao excesso de ruído sonoro e por se tratar de um equipamento para altas pressões, tornando ineficiente ao projeto por esquentar bastante limitando seu uso para 30 minutos orientado pelo fabricante e devendo aguardar que o motor esfrie para ligar novamente.

A inserção de mais sensores de pressão para obter a pressão na saída do sistema, ou seja, no tubo endotraqueal para verificar vazamentos ao longo do ventilador.

O aprimoramento do software para tempo real com uma interface usuário-máquina para acompanhamento facilitado da máquina.

## 6 CONCLUSÃO

O ventilador foi construído para acompanhar em tempo real as variáveis de pressão e fluxo no tubo endotraqueal. Foi feito um projeto mecânico para acoplar

todos os sistema de forma a não ter nenhum vazamento. Foram inseridos sensores e vedados no tubo endotraqueal.

Após a construção do ventilador pulmonar, os testes aplicados com diferentes pressões e frequências apresentaram um comportamento de acordo com o aumento de cada variável.

O aumento da frequência aumenta o fluxo de ar, mas pode tornar mais difícil o controle da pressão e, portanto, o pulmão acaba inflando e desinflando mais que o esperado. Pressões menores que 50cmH<sub>2</sub>O, o pulmão mantém inflando e vibra devido a entrada e saída do fluxo de ar.

Um sistema de controle para a pressão torna viável a utilização do ventilador com frequências altas por gerar alto fluxo. A frequência de 5Hz combinado com uma pressão média de 20cmH<sub>2</sub>O apresentou o melhor resultado de fluxo e menor esforço do pulmão devido à baixa pressão.

## Bibliografia

ALEXANDER, Charles K.; SADIKU, Matheus N. O. Fundamentos de circuitos elétricos. 5. ed. São Paulo: McGraw Hill, 2013.

BAHNS, Ernst. "The Evolution of Ventilation, Dräger Medical AG & Co. KGaA., Lübeck - Alemanha, 2005.

CARVALHO, Carlos Roberto Ribeiro de; AMATO, Marcelo Britto Passos; BARBAS, Carmen Silvia Valente. Ventilação mecânica. Fisioterapia e Pesquisa, [S.l.], v. 2, n. 1, p. 31-39, jun. 1995. ISSN 2316-9117. Disponível em: <<http://www.periodicos.usp.br/fpusp/article/view/75261/78763>>. Acesso em: 05 jun. 2017.

CARVALHO, Carlos Roberto Ribeiro de; TOUFEN JUNIOR, Carlos; FRANCA, Suelene Aires. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. J. bras. pneumol., São Paulo , v. 33, supl. 2, p. 54-70, Julho 2007 . Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1806-37132007000800002&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-37132007000800002&lng=en&nrm=iso)>. Acesso em: 05 jun. 2017.

CHATBURN, R. L. (1991). A new system for understanding mechanical ventilators, Resoiratory care, vol. 36, no. 10.

DA CRUZ, Andra Fonseca. PROJETO E CARACTERIZAÇÃO DE UM VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO MICROCONTROLADO PARA PEQUENOS ANIMAIS. Diss. UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, 2005.

FIORETTO, José Roberto; REBELLO, Celso Moura. Ventilação oscilatória de alta frequência em pediatria e neonatologia. Rev. bras. ter. intensiva, São Paulo , v. 21, n.1, p.96-103, Mar. 2009. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0103-507X2009000100014&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-507X2009000100014&lng=en&nrm=iso)>. Acesso em: 11 jun. 2017.

GRAF: Grupo de Reelaboração do Ensino de Física – Física 3 – eletromagnetismo. São Paulo: Edusp, 2005.

JÚNIOR, Carlos Alfredo Fonesca; FRIZZONE, Danúbia Campos; XAVIER, Pedro Felipe de Souza; BONISSON, Ana Cláudia Mota. Ventilação mecânica em pediatria: conceitos básicos. Rev. Méd. Minas Gerais. Belo Horizonte. 2014. Acesso em: 27 maio 2017.

MARIEB, Elaine N.; HOEHN, Katja. Anatomia e fisiologia. Artmed Editora, 2009.

MOREIRA, MEL., LOPES, JMA and CARALHO, M., orgs. O recém-nascido de alto risco: teoria e prática do cuidar.. Rio de Janeiro: Editora FIOCRUZ, 2004.

OLIVEIRA, Joelson Santos de; SIQUEIRA, Leandro Aparecido de; BARROS, Lucas Henrique da Rosa. Cadeira de Rodas Infantil Veicular automatizada. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo. São José dos Campos, 2014.

PIVA, Jefferson et al . Ventilação de alta frequência por oscilação comparada a ventilação mecânica convencional associada a reposição de surfactante em coelhos. Rev. chil. pediatr., Santiago , v. 73, n. 5, p. 518-528, sept. 2002.

Disponível em: <[http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0370-41062002000500015&lng=es&nrm=iso](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0370-41062002000500015&lng=es&nrm=iso)>. Acesso em: 11 jun. 2017.

ROTTA, Alexandre T.; STEINHORN, David M.. Ventilação mecânica convencional em pediatria. *J. Pediatr. (Rio J.)*, Porto Alegre, v. 83, n. 2, supl. p. S100-S108, maio 2017. Disponível em: <[www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0021-75572007000300012&lng=em&nrm=isso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0021-75572007000300012&lng=em&nrm=isso)>. Acesso em: 27 maio 2017.

ROVARIS, Fernanda Velho; Avaliação de um modo de ventilação mecânica experimental em ventilador convencional. Porto Alegre. 2011. Disponível em: <<http://repositorio.pucrs.br/dspace/bitstream/10923/4725/1/000432631-Texto%2bCompleto-0.pdf>>. Acesso em: 25 maio 2017.

VILAMIU, KHRISTIANI DE ALMEIDA BATISTA. Ventilação oscilatória de alta frequência comparada com ventilação mecânica convencional associadas ao óxido nítrico inalatório: Estudo randomizado e cruzado com crianças com insuficiência respiratória hipoxêmica aguda. Botucatu. 2013. Disponível em: <<https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/102629/000739125.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em 26 maio 2017.