



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

**Projeto de Ventilador Oscilatório Pulmonar de Alta
Frequência**

**Autor: Jefferson Adiniz Borges Ferreira
Orientador: Adson Ferreira da Rocha**

**Brasília, DF
2017**



Jefferson Adiniz Borges Ferreira

TÍTULO: Projeto de Ventilador Oscilatório Pulmonar 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: Adson Ferreira da Rocha

**Brasília, DF
2017**

CIP – Catalogação Internacional da Publicação*

Ferreira, Jefferson Adiniz Borges.

Projeto de Ventilador Oscilatório Pulmonar de Alta
Frequência / Jefferson Adiniz Borges Ferreira. Brasília:
UnB, 2016. 103 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia Engenharia Eletrônica – Universidade de Brasília
Faculdade do Gama, Brasília, 2017. Orientação: Adson Ferreira
da Rocha.

1. Palavra Chave. 2. Palavra chave. 3. Palavra chave3 I.
Ferreira da Rocha, Adson. II. Título.

CDU Classificação

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



REGULAMENTO E NORMA PARA REDAÇÃO DE RELATÓRIOS DE PROJETOS DE GRADUAÇÃO FACULDADE DO GAMA - FGA

Jefferson Adiniz Borges Ferreira

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em (data da aprovação dd/mm/aa) apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Prof. Doutor: Adson Ferreira da Rocha, UnB/ FGA
Orientador

Prof. (Titulação): Nome do Professor, UnB/ FGA
Membro Convidado

Prof. (Titulação): Nome do Professor, UnB/ FGA
Membro Convidado

Brasília, DF
2017

Esse trabalho é dedicado às pessoas que pensam, trabalham e realizam.

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter criado toda a realidade e ter me feito capaz.

Aos meus pais Adiniz e Mirian por seu amor, apoio financeiro mesmo em dificuldade e principalmente pelo exemplo de vida.

Ao meu orientador Adson Ferreira da Rocha, por ter me aceitado como aluno, ter sido sempre paciente, sereno e prestativo.

A essa Universidade e seu corpo docente que me instruíram durante minha trajetória.

Aos meus amigos, colegas da faculdade e outras pessoas que direta ou indiretamente me auxiliaram nessa parte da minha caminhada, de coração o meu muito obrigado.

Nada na terra pode parar o homem com a atitude mental correta de atingir seu objetivo, nada na terra pode ajudar o homem com a atitude mental errada. (Thomas Jefferson)

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo projetar e construir um ventilador oscilatório pulmonar de alta frequência. Em geral, esse equipamento é uma das possibilidades onde a ventilação tradicional em pacientes não é a mais indicada, também tem capacidades de atender pacientes recém-nascidos. Na primeira parte do trabalho (TCC1) foi feita uma revisão bibliográfica dos ventiladores pulmonares, um estudo de projeto de patentes existentes no mercado HFOV (High Frequency Oscillation Ventilation) e se deu início a construção. Na segunda parte desse trabalho (TCC2), finalizamos a construção e o HFPOV com a capacidade de gerar ondas senoidais e dispor de algoritmo de controle de frequência que propiciam um maior fluxo para uma mesma pressão. O Ventilador também conta com um sistema embarcado utilizando a placa da Texas-Tiva tm4c123g junto com os sensores de fluxo e pressão.

Palavras-chave: Ventilação pulmonar de alta frequência, HFOV, High Frequency Oscillation Ventilation.

ABSTRACT

This work aims to design and build a high-frequency pulmonary oscillatory ventilator. In general this equipment is one of the possibilities where traditional ventilation in patients is not the most indicated, it also has the capacity to attend newborn patients. In the first part of the study (TCC1), a bibliographic review of pulmonary ventilators, a patent design study in the HFOV (High Frequency Oscillation Ventilation) market was carried out and construction started. In the second part of this work (TCC2), we finish the construction and the HFPOV with the capacity to generate sinusoidal waves and have a frequency control algorithm that allows a greater flow for the same pressure. The Ventilator also features an embedded system using the Texas-Tiva tm4c123g board along with flow and pressure sensors.

Keywords: HFOV, High Frequency Oscillation Ventilation.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	6
RESUMO	8
ABSTRACT	9
SUMÁRIO	10
I. INTRODUÇÃO	11
II. HISTÓRICO	12
III. VENTILAÇÃO PULMONAR	15
Ventilação Pulmonar	15
Ciclo respiratório	15
Propriedades do Sistema Respiratório	17
Modelamento do Pulmão	18
Aplicação Clínica dos Ventiladores Pulmonares	20
Equipamento para Ventilação Pulmonar em Utilização Clínica	21
Classificação dos Ventiladores	22
Funcionamento do Ventilador Pulmonar	23
Enfermidades que podem ser provocadas pela utilização de ventiladores pulmonares	29
IV DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	31
Projeto Mecânico	32
Sensores de Pressão	34
Circuito Ceifador	35
Sensor de Fluxo	38
Sistema de Controle	40
V TESTES E DISCUSSÃO	46
V.I CONCLUSÃO	48
V.II BIBLIOGRAFIA	49
ANEXOS	52
Patente US4719910	52
Patente US 2007/0101999 A1:	53
Patente U.S 5,307,794:	55
Patente 4,821,709	56

I. INTRODUÇÃO

A ventilação oscilatória de alta frequência (VOAF) é um modo ventilatório que se distingue por volumes correntes menores (1-3ml/kg) e frequências altas de 3-50 Hz, no qual podem atingir 180 a 3 mil ciclos por minutos (GIACHETTA, 2013), com intuito de abrir os alvéolos atelectásicos, melhorar as trocas gasosas e reduzir o barotrauma (NONA; NOGUEIRA; SILVA, 2004). A pressão média nas vias aéreas (PMVA) na VOAF é colocada acima da pressão de fechamento, enquanto que, durante a exalação o volume pulmonar, é mantido constante. Dessa forma, o pulmão tende a ficar protegido do processo de estresse cíclico de hiperdistensão alveolar e desrecrutamento, que são observados no uso da Ventilação Mecânica Convencional (VMC) (FLORETTO; REBELLO, 2009; CARVALHO; JIMENES; SÁSBON, 2012).

Esse recurso tem sido utilizado como uma alternativa de resgate para recém-nascidos (Rn's) e crianças maiores, pois há situações de insuficiência respiratória grave em que no uso da VMC não promove uma oxigenação e ventilação eficiente (DREYFUSS; SAUMON, 1998; LIA GRACIANO; FREID, 2002). A VMC pode levar a lesões pulmonares, e como também agravar o funcionamento pulmonar, gerando disfunções orgânicas múltiplas na tentativa de promover uma troca gasosa normal (LIA GRACIANO; FREID, 2002; DREYFUSS; SAUMON, 1998).

A VOAF é indicada em três situações formais: em casos de resgate, em que visa o recrutamento alveolar, como também em pacientes que não têm uma resposta positiva na utilização da VMC ou que se encontre com pressão inspiratória em níveis muito elevados; estratégia de baixo volume nas síndromes de escape de ar; profilática, que pode sugerir em prematuros, com intuito de focar na prevenção de lesão pulmonar aguda e crônica (GIACHETTA, 2013).

A contra-indicação da VOAF ocorre em condições de doença pulmonar obstrutiva crônica, pelo fato de ter grandes chances de ocasionar aprisionamento de ar e hiperinsuflação dinâmica, agravando a situação do paciente (GIACHETTA, 2013); enquanto na doença pulmonar unilateral, este modo ventilatório pode resultar em distensão excessiva do pulmão sadio, danos nas trocas gasosas e hemodinâmica instável (DUVAL; MARKHORST; VANVUGTH, 2009). O presente estudo tem como objetivo analisar a aplicabilidade da VOAF em pacientes pediátricos e neonatais por meio de uma revisão de literatura, pois é de extrema importância que os profissionais de saúde tenham conhecimento e interpretem em quais situações devem intervir com este modo ventilatório.

II. HISTÓRICO

A primeira forma de ventilação mecânica possivelmente pode ser creditada a Paracelsus, que em 1530 usou um fole conectado a um tubo inserido na boca de um paciente para assistir à ventilação (HASAN, 2010). Versalus, em 1555, e Hook, em 1667, realizaram experimentos em cachorros e observaram que a vida poderia ser mantida com a insuflação dos pulmões (SARMENTO, 2010).

Em 1767, na Inglaterra, a utilização de foles para o resgate de vítimas foi descrita pela Sociedade Real Humana, entretanto essa técnica foi abandonada devido ao grande número de casos de pneumotórax fatais (HASAN, 2010).

Em 1838, o fisiologista escocês Dalziez descreveu o primeiro ventilador de tanque, que foi construído pela primeira vez em 1864 por Alfred Jones. O paciente ficava dentro de uma câmara, apenas com a cabeça para fora, onde se alternavam pressão atmosférica e pressão negativa, provocando a inspiração e expiração (HASAN, 2010).

Em 1929, uma equipe da *Harvard Medical School*, coordenada por Drinker e Shaw, desenvolveu um equipamento de pressão negativa, que ficou conhecido como pulmão de aço, apresentado na Figura 04 (HASAN, 2010). Os problemas com esse ventilador eram o tamanho, peso, barulho e acessibilidade do paciente (SARMENTO, 2010).



Figura 1-Iron Lung, que operava por pressão negativa (Fonte: ARREGUE, 2009)

Os ventiladores de pressão negativa foram bastante utilizados nas epidemias de poliomielite que devastaram Los Angeles em 1948 e a Escandinávia em 1952. Na Escandinávia, mais de três mil pacientes foram tratados em menos de seis meses. As limitações desses equipamentos levaram ao desenvolvimento e aprimoramento dos princípios da ventilação com pressão positiva, motivados por experiências prévias, como um ressuscitador desenvolvido pela Drager em 1911, que utilizava uma máscara para ministrar pressão positiva e era bastante utilizado pelas unidades de polícia e de bombeiros (HASAN, 2010).

Além disso, os avanços na aviação durante a Segunda Guerra Mundial estavam diretamente relacionados à ventilação artificial. Em 1950, Ray Bennet desenvolveu uma válvula que possibilitou uma respiração confortável em altas

altitudes. Ao final da guerra, essa tecnologia foi adaptada para regular o fluxo de gases nos ventiladores pulmonares. Da mesma forma, as experiências de Bird na aviação o levaram a projetar o ventilador *Bird Mark 7*, apresentado na Figura 05 (HASAN, 2010).



Figura 2-Bird Mark 7, ventilador mecânico por pressão positiva (WHITTEMORE ENTERPRISES, 2012)

A partir da década de 50, os conceitos de ventilação mecânica controlada se difundiram e as pesquisas passaram a focar os efeitos fisiológicos provocados pela ventilação mecânica (HASAN, 2010). Em 1967 surgiram os primeiros ventiladores controlados eletronicamente. Capazes de monitorar volumes, apresentavam diversos modos ventilatórios e novas funções, como alarmes. Na década de 1970, surgiram os ventiladores com controle de pressão. Na década de 1980, os ventiladores microprocessados se tornaram menores e mais sofisticados. (SARMENTO, 2010).

Atualmente, a grande complexidade dos ventiladores tem promovido uma ventilação mecânica mais racional e mais próxima da respiração fisiológica. Por isso, HASAN (2010) aponta que essa mudança tecnológica torna indispensável a atuação de um novo perfil profissional: o engenheiro biomédico ou clínico. Estes profissionais também são imprescindíveis na busca de soluções tecnológicas que atendam a requisitos da legislação sanitária, cada vez mais rigorosos, muitos dos quais adotando prescrições de normas técnicas.

Resumo da linha histórica:

Século XII: o mecanismo da ventilação pulmonar passa a ser compreendido.

1555: Versálio introduz a ventilação mecânica artificial empregando um fole para foçar gás para o interior da traqueia de um cão com o tórax aberto.

1660: Franciscus Sylvius de la Boe observa e estuda os movimentos respiratórios e conclui: “os pulmões não possuem movimento próprio, mas seguem o movimento do tórax e do diafragma. Os pulmões não expandem porque são insuflados, mas são insuflados com ar porque são expandidos”.

1776: John Hunter contribuiu com uma das mais notáveis tentativas de ventilação mecânica: utilizou um sistema de duplo fole introduzido na traqueia de um cão, montado de modo que um fole bombeava ar ambiente para dentro e o outro bombeava ar para fora dos pulmões (princípio da ventilação com pressão positiva)

1820: Carson: estudou a elasticidade dos pulmões.

1864: Jones introduziu o primeiro ventilador de tanque envolvendo o corpo todo (exceto a cabeça). Baseava-se na utilização de pressão negativa para expandir os pulmões (pulmão de aço).

1876: Woilez desenvolveu o espiróforo aprimorando o pulmão de aço. Acomodava um paciente deitado e possuía um bastão indicador da excursão do movimento torácico para confirmação visual da expansão pulmonar.

1928: Jaquet utilizou a câmara de diferenciação pneumática desenvolvida em 1855 por Willians (para fins terapêuticos).

1928: Drinder e Shaw introduziram o primeiro pulmão de aço a ser utilizado amplamente. As alterações na pressão do reservatório eram geradas por um ventilador rotativo sob impulsão elétrica.

1931: Emerson construiu um pulmão de aço incorporando novas tecnologias e a custo bem menor: consistia em um cilindro hermético onde era colocado o paciente (cabeça de fora); um fole impulsionado por motor elétrico ou manualmente (no caso de falta de energia elétrica) produzia pressão sub-ambiente dentro do tanque, resultando num gradiente de pressão transpulmonar positiva que facilitava o fluxo de gás para dentro dos pulmões (foi motivado por uma séria epidemia de poliomielite).

1946: retomada das pesquisas sobre mecânica ventilatória durante a Segunda guerra mundial.

1952: Engström dá início à moderna ventilação mecânica com pressão positiva, durante a epidemia de pólio na Dinamarca (1952) e na Suécia (1953).

1963: Campbell e Brown realizam o modelamento do sistema respiratório por meio de circuito elétrico analógico.

1964: Peters e Satcy determinaram os parâmetros da mecânica respiratória por meio de computador dedicado.

1968: Terzi e Peters utilizam protótipo construído na Universidade da Carolina do Norte para estudar a mecânica ventilatória a evolução tecnológica tem atuado nos ventiladores mecânicos no sentido de promover maior conforto aos paciente e maior segurança aos médicos, quanto à tomada de decisões no tratamento de pacientes.

III. VENTILAÇÃO PULMONAR

Ventilação Pulmonar

Segundo o Instituto ECRI (2007), instituto americano cuja missão é pesquisar as melhores abordagens para a melhoria dos cuidados médicos, ventilação é o ato mecânico de fornecer ar aos pulmões. Os pulmões podem se expandir e contrair em duas formas: pelo movimento do diafragma ou pelo movimento da caixa torácica. (GUYTON, 2006).

A respiração é um processo mais global, que inclui a ventilação e culmina na produção de energia útil para os seres vivos (respiração interna). Os animais de maior porte usam dois aparelhos para este fim: o sistema circulatório e o respiratório (transporte e troca de gases, respectivamente). O sistema respiratório pode subdividir-se num órgão trocador de gases, o pulmão, e numa bomba que vai aumentando e diminuindo as dimensões da caixa torácica, constituída pela grade costal e músculos respiratórios. A sua principal função é a distribuição adequada do ar inspirado e do fluxo sanguíneo pulmonar, de forma a que as trocas gasosas se realizem com um mínimo de consumo energético.

Na ventilação espontânea, a inspiração é a fase ativa da ventilação. Resulta da contração do diafragma e músculos intercostais. O diafragma é o principal músculo da ventilação, sendo responsável por 75% da variação do volume intratorácico numa ventilação em repouso; dos restantes músculos inspiratórios, os intercostais externos são os mais importantes. A expansão torácica, ativa, é responsável por uma diminuição da pressão no espaço pleural, provocando um movimento de expansão pulmonar, que, por sua vez, gera uma diminuição da pressão nos alvéolos, que são os espaços aéreos terminais. Esta atua como força motriz para a entrada de ar até que a pressão nos espaços aéreos iguale a pressão atmosférica. Em outras palavras, primeiro há a criação de uma pressão negativa com a expansão dos alvéolos. Só depois o ar da traqueia é puxado e, a seguir, o ar atmosférico, equilibrando as pressões.

Por outro lado, na ventilação mecânica ocorre o contrário: o movimento dos gases se inicia na traqueia, que, com o aumento da pressão, é empurrado para os brônquios, até atingir os alvéolos, gerando atrito contra a parede do tórax ou as estruturas mediastínicas, o que aumenta a pressão por fricção e turbilhonamento. Essa pressão positiva que força o ar para dentro dos pulmões provoca a inspiração. Durante a fase de expiração ocorre a redução da pressão positiva, podendo divergir do nível atmosférico ou não, quando é ajustado um valor de pressão positiva ao final da expiração - PEEP.

Ciclo respiratório

Um ciclo respiratório é composto de uma fase inspiratória seguida de uma pausa, e uma fase expiratória, também seguida por uma pausa, conforme ilustrado na Figura a seguir:

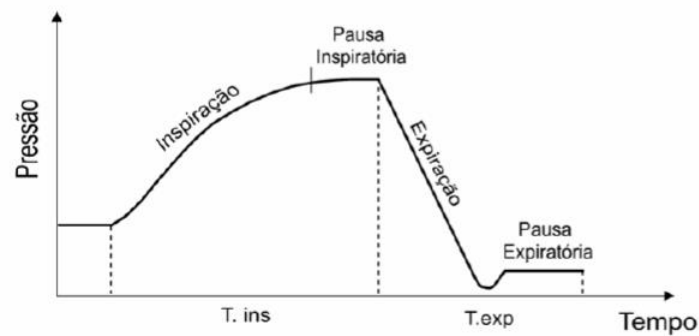


Figura 3-Ciclo respiratório (Fonte: ROMERO, 2006)

Em relação à notação utilizada, WEBSTER (2009) comenta que a literatura em fisiologia respiratória apresenta fórmulas demasiadamente simples, em partes por haver um esforço para acomodar os profissionais da área da saúde.

As capacidades e volumes respiratórios mais utilizados são descritos abaixo (GUYTON, 2006) e ilustrados na Figura 4:

- Capacidade vital (CV): é o maior volume de ar mobilizado após uma inspiração plena e expiração completa. Seu valor é de aproximadamente 4,6 litros. É soma do volume de reserva inspiratória, volume corrente e volume de reserva expiratório ($CV = VRI + VC + VRE$).

- Capacidade inspiratória (CI): É o volume máximo inspirado voluntariamente a partir de uma expiração espontânea e corresponde a aproximadamente 3,5 litros. É a soma do volume corrente e o volume de reserva inspiratória ($CI = VC + VRI$).

- Capacidade residual funcional (CRF): Volume contido nos pulmões ao final de uma expiração espontânea, de aproximadamente 2,3 litros. Corresponde à soma volume de reserva expiratório e volume residual ($CRF = VRE + VR$).

- Capacidade pulmonar total (CPT): é o volume contido nos pulmões após uma inspiração plena, de aproximadamente 5,8 litros. É igual à soma da capacidade vital e o volume residual ($CPT = CV + VR$).

- Volume corrente (VC): Volume de ar inspirado e expirado espontaneamente em cada ciclo respiratório. Corresponde a aproximadamente 0,5 litro em um homem adulto.

- Volume minuto VM: Volume de gás administrado aos pulmões durante um minuto. Seu valor é obtido multiplicando-se o volume corrente pela frequência respiratória ($VM = VC \times FR$). Com o volume corrente normal de 0,5 litro e frequência respiratória de 12 respirações por minuto, o volume minuto é de aproximadamente 6 litros por minuto.

- Volume de reserva inspiratória (VRI): Volume máximo que pode ser inspirado voluntariamente ao final de uma inspiração espontânea, além do nível inspiratório corrente, geralmente igual a 3,0 litros.

- Volume de reserva expiratório (VRE): Volume máximo que pode ser expirado voluntariamente a partir do final de uma expiração espontânea, além do volume corrente expirado. Tem valor aproximado de 1,1 litro.

- Volume residual (VR): Volume que permanece no pulmão após uma expiração máxima. Corresponde a cerca de 1,2 litros.

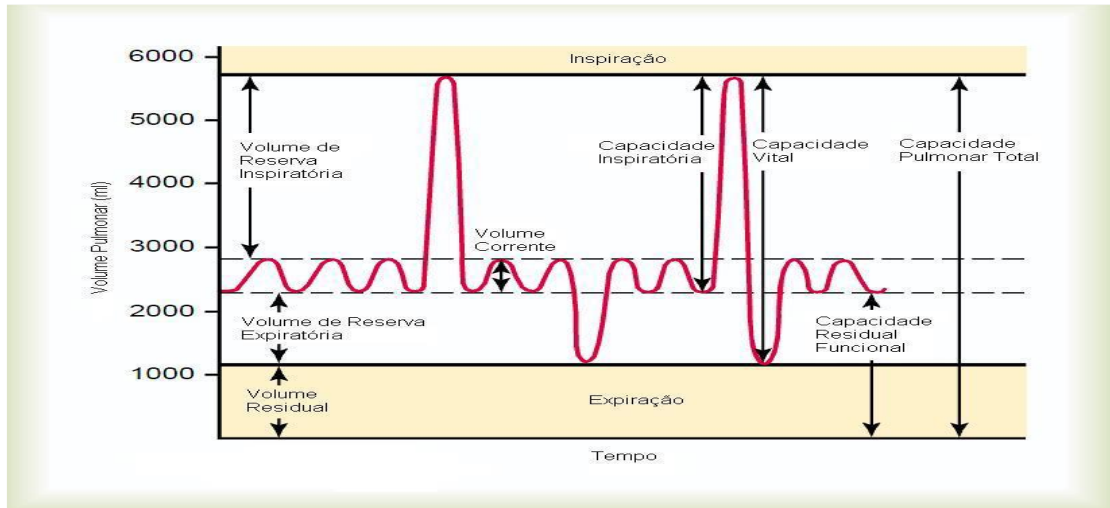


Figura 4 - Volumes e Capacidades Pulmonares (Fonte: GUYTON-adaptado)

Propriedades do Sistema Respiratório

As propriedades dinâmicas do sistema respiratório são importantes para compreensão de seu funcionamento. São fundamentais para o modelamento dos pulmões, proporcionando um melhor conhecimento das doenças pulmonares. Para que a ventilação ocorra de forma adequada, é necessária uma pressão positiva que consiga vencer a resistência imposta pelas vias aéreas (componente resistivo) e expandir ou variar o pulmão (componente elástico), chamada de pressão máxima ou pressão de pico - P_{pico} . No final da inspiração, com o término do fluxo inspiratório, se uma pausa for aplicada, retardando o início da fase expiratória, a pressão diminuirá, estabelecendo a pressão de *platô* - $P_{platô}$ (SARMENTO, 2010).

- Resistência das vias aéreas: qualquer fluxo de gás que entre no sistema respiratório durante a inspiração, ou saia durante a expiração, recebe a oposição da resistência friccional do sistema respiratório, conhecida como resistência do sistema respiratório. Normalmente essa resistência é representada pela resistência das vias aéreas, visto que a resistência tecidual é normalmente muito baixa. Nas doenças obstrutivas, a resistência das vias aéreas é tipicamente aumentada (IOTTI e BRASCHI, 2004). Na ventilação mecânica, a resistência pode ser calculada conforme a Equação:

$$Resistência = \frac{P_{pico} - P_{platô}}{Fluxo}$$

- Complacência: é a alteração de volume que produz alteração de pressão e indica o grau de expansão pulmonar. É dividida em complacência estática e dinâmica.

A complacência estática (C_{est}) é medida em situação sem fluxo, ou seja, na pausa inspiratória (platô inspiratório). Ela indica a distensibilidade do tecido pulmonar e seu valor na normalidade está entre 50 e 100 ml/cmH₂O. É calculada conforme a Equação:

$$C_{est} = \frac{V_c}{P_{platô} - PEEP}$$

A complacência dinâmica (C_{din}) mensura a relação entre a variação do volume pulmonar para uma determinada variação da pressão transpulmonar e compreende a soma de alterações resistivas e elásticas de todo o sistema respiratório. Quando o paciente não apresenta uma doença obstrutiva, os valores das complacências estáticas e dinâmicas são semelhantes. É calculada conforme a Equação:

$$C_{din} = \frac{V_c}{P_{pico} - PEEP}$$

Modelamento do Pulmão

Para representar o sistema respiratório, para fins de diagnóstico e tratamento, vários modelos de pulmão são utilizados.

WEBSTER (2009) considera que é conveniente dividir as funções respiratórias em duas categorias, de acordo com o objetivo do modelamento, embora estejam fortemente correlacionadas:

(1) Transporte de gás nos pulmões, incluindo as vias aéreas extrapulmonar e capilares pulmonares: a descrição se dá por meio de alterações na concentração e fluxo dos gases envolvidos;

(2) Mecânica do pulmão e da caixa torácica: a descrição envolve pressão, volume pulmonar e velocidade da alteração do volume pulmonar.

Em geral, o estudo da ventilação é baseado no modelo mecânico dos pulmões e caixa torácica enquanto que estudos da perfusão utiliza parâmetros do transporte dos gases. Por isso, nesse estudo será dada ênfase no modelo mecânico do pulmão.

É interessante notar que para cada doença, um modelo se aproxima mais do pulmão real. Para o pulmão sadio e para doenças restritivas, o modelo linear compartimental é bastante representativo (Figura 5). Esse modelo possui uma única via aérea conectada a um balão elástico, que representa todos os alvéolos e a parede

torácica. A resistência da via aérea e a complacência são constantes para qualquer valor de fluxo e volume, ou seja, o sistema possui apenas uma constante de tempo.

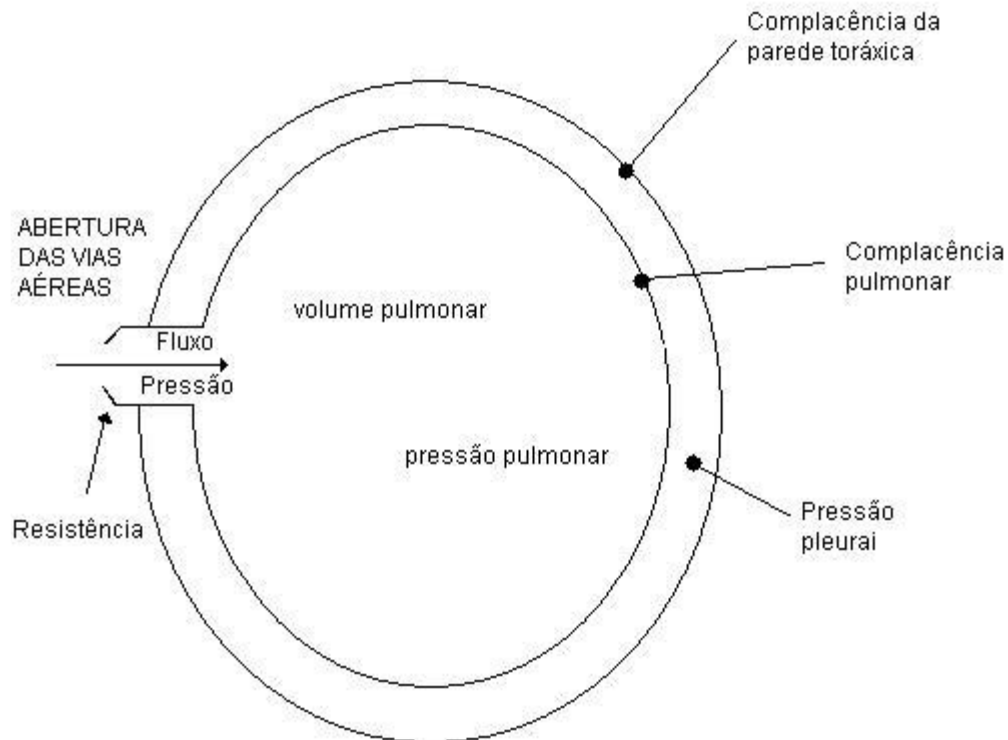


Figura 5-Representação do modelo linear compartimental do pulmão (Fonte: WEBSTER, 2009 - adaptado)

Já o modelo linear bicompartimental apresenta a via aérea dividida em dois brônquios, cada qual conectado a um balão elástico. Cada metade do sistema possui valores distintos para a resistência e complacência, que permanecem constantes para qualquer valor de fluxo e volume, possuindo então duas constantes de tempo. Assim, um compartimento pode ser mais rápido que o outro quando houver uma mudança de pressão, ou seja, o sistema completo pode apresentar um comportamento não-linear. Esse modelo pode ser útil na representação de doenças pulmonares obstrutivas crônicas (DPOC), principalmente na expiração e também em doenças assimétricas do pulmão.

O terceiro modelo é o unicompartimental não-linear. Trata-se de uma única via aérea conectada a um único balão elástico, com a resistência da via aérea e a complacência em função do fluxo e do volume. Esse modelo pode ser aplicado em pacientes com síndromes restritivas, como a síndrome da angústia respiratória aguda (SARA) ou fibrose pulmonar, principalmente quando eles vão ventilados com volumes correntes acima do normal, já que o sistema respiratório normalmente responde, acima de um determinado valor de volume, com rápida elevação da pressão alveolar decorrente da hiperdistensão de estruturas rígidas.

Para cada condição do paciente, o modelo mais representativo deveria ser utilizado. Entretanto, na prática, os modelos mais simples derivados do modelo linear unicompartimental costumam ser utilizados em diversas situações.

MATHEWSON apud COELHO e GIANELLA (1995) alertam que os maiores erros ocorrem em situações de diminuição acentuada de complacência (pulmão restritivo) ou aumento da resistência das vias aéreas (pulmão obstrutivo), de forma que os clínicos deveriam saber como o ventilador reage a tais alterações de resistência e complacência pulmonar.

Aplicação Clínica dos Ventiladores Pulmonares

A ventilação mecânica é uma terapia amplamente utilizada na medicina intensiva. Sua finalidade é fornecer suporte quando a ventilação espontânea não é capaz de sustentar a vida ou quando o controle da ventilação é imperativo para se prevenir o iminente colapso de determinadas funções orgânicas. Além da manutenção das trocas gasosas, é utilizado para aliviar o trabalho da musculatura respiratória que está elevado em situações agudas de alta demanda metabólica; para reverter ou evitar a fadiga da musculatura respiratória; para diminuir o consumo de oxigênio, dessa forma reduzindo o desconforto respiratório; e para permitir a aplicação de terapêuticas específicas.

IOTTI (2004) classifica as doenças indicadas para o tratamento com ventilador pulmonar como restritivas, frequentemente associadas à diminuição acentuada de complacência, obstrutivas (aumento da resistência das vias aéreas) ou doenças assimétricas.

Assim, a ventilação pulmonar é usada para prover as seguintes funções fisiológicas básicas:

- a) Manutenção da ventilação alveolar apropriada para as demandas metabólicas e a condição pré-existente do paciente, prevenindo a progressiva insuficiência respiratória devido ao acúmulo de CO₂ no sangue;
- b) Prevenção da deterioração mecânica dos pulmões através da manutenção de seus volumes e de suas características elásticas.

A insuficiência respiratória pode estar associada a uma doença ou pode ser induzida para se obter anestesia, relaxamento muscular e redução das atividades metabólicas, geralmente associados a procedimentos cirúrgicos. As principais indicações para iniciar a assistência ventilatória mecânica são (CARVALHO et al, 2007):

- Reanimação devido à parada cardiorrespiratória;
- Hipoventilação e apneia;
- Insuficiência respiratória devido a doença pulmonar intrínseca e hipoxemia;
- Falência mecânica do aparelho respiratório;
- Prevenção de complicações respiratórias;
- Redução do trabalho muscular respiratório e fadiga muscular.

Para cada situação descrita acima, existe uma indicação do tipo de ventilação artificial a ser empregada, que pode ser invasiva ou não-invasiva, dos meios para tal e das características necessárias. Assim sendo, é muito importante compreender exatamente as necessidades específicas de cada situação, bem como os meios empregados para suprir as necessidades fisiológicas dos pacientes, além da escolha adequada dos equipamentos a serem utilizados.

Em situações de urgência, especialmente quando o risco de vida não permite boa avaliação da função respiratória, a impressão clínica é o ponto mais importante na indicação de ventilação mecânica, auxiliada por alguns parâmetros de laboratório, como mostra a Tabela 1. Outras condições também podem acarretar a utilização da ventilação mecânica, como a apneia.

Tabela 1-CARVALHO et all, 2007

Parâmetros	Normal	Considerar ventilação mecânica
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 ₂ O)	80-120	>-25
Pressão expiratória máxima (cmH ₂ O)	80-100	<+25
Espaço morto (%)	25-40	>60
PaO ₂ (mmHg), FiO ₂ = 0,21	>75	<50
PaO ₂ /FiO ₂	>300	<200

Equipamento para Ventilação Pulmonar em Utilização Clínica

O equipamento para ventilação pulmonar em utilização clínica também é chamado de ventilador pulmonar, ventilador mecânico ou aparelhos para respiração artificial. Ventiladores pulmonares são instrumentos construídos para auxiliar o paciente com insuficiência respiratória, sem condições de respirar voluntariamente, a restabelecer sua saúde.

Segundo a norma técnica ABNT (2004a), o ventilador é definido como equipamento automático destinado a aumentar ou fornecer ventilação para os pulmões do paciente quando conectado à via aérea do paciente.

O objetivo dos ventiladores pulmonares é prover assistência ventilatória mecânica, suprimindo o trabalho muscular necessário para a respiração nos pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica. A ventilação pode ser temporária ou prolongada, completa ou parcial. O ventilador também é utilizado para permitir o

descanso dos músculos respiratórios até que o paciente seja capaz de reassumir a ventilação espontânea.

Classificação dos Ventiladores

Os ventiladores pulmonares podem ser classificados por diferentes critérios, por exemplo, com relação à aplicação, ao tipo de paciente e com relação ao modo de controle. A seguir descrevem-se algumas destas categorias de classificação.

Classificação segundo a aplicação

A classificação descrita a seguir é utilizada pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM, 2005), que possui uma norma específica para cada tipo de aplicação.

1. Ventiladores para cuidado intensivo: 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, como em doenças crônicas com envolvimento pulmonar.

3. Ventiladores para anestesia: utilizados em procedimentos cirúrgicos nos quais o paciente necessita ser anestesiado. Fornece a mistura de gases anestésicos aos pulmões do paciente e recebe o ar exalado pelo paciente. Operam em circuito fechado, ou seja, não há contato entre o ar externo e o ar respirado pelo paciente. Um dispositivo contendo “cal sodada” converte o CO₂ exalado pelo paciente em O₂.

4. Ventiladores para transporte: utilizados para o transporte intra e extra hospitalar de pacientes que necessitem de ventilação pulmonar.

Classificação segundo o tipo de Paciente

1. Ventiladores neonatais: utilizados com pacientes de 0 a 2 anos.

2. Ventiladores pediátricos: utilizados com pacientes de 2 a 12 anos.

3. Ventiladores adultos: utilizados com pacientes maiores de 12 anos.

Classificação segundo o modo de controle

A classificação de acordo com o modo de controle é baseada numa principal variável controlada pelo ventilador: o modo de controle. Isso não significa, no entanto, que esta variável seja única, visto que outras variáveis, como, por exemplo, a frequência respiratória, a fração inspirada de O₂ e o tempo inspiratório, também são determinantes no ajuste dos parâmetros.

1. Controlador de pressão: controla a pressão das vias aéreas ou pressão endotraqueal.

2. Controlador de volume: controla e mede efetivamente o volume que fornece.
3. Controlador de fluxo: mede o fluxo que fornece. Neste caso, o volume é calculado a partir do fluxo.
4. Controlador por tempo: é um tipo de ventilador onde são controlados os tempos inspiratórios e expiratórios.

Funcionamento do Ventilador Pulmonar

Os ventiladores pulmonares atuais contêm um sistema de controle, válvulas de gases, alarmes e sensores, circuito de respiração flexível, formado por tubos flexíveis para conectar o paciente ao ventilador, umidificadores e aquecedores.

O sistema de controle, o cérebro do equipamento, é programado pelo profissional usuário e dirige o funcionamento do ventilador pulmonar. Os parâmetros podem ser observados através da tela de monitorização. Os sistemas de válvulas de gases, de ar comprimido e de oxigênio regulam, permitem ou restringem a pressão dos gases. Os circuitos de mangueiras e tubos conduzem e monitoram a passagem dos gases até o paciente, garantindo temperatura e umidade adequada para que a mistura de gases seja o mais próximo possível a de situações normais. Um diagrama do ventilador pulmonar é apresentado na Figura a seguir:

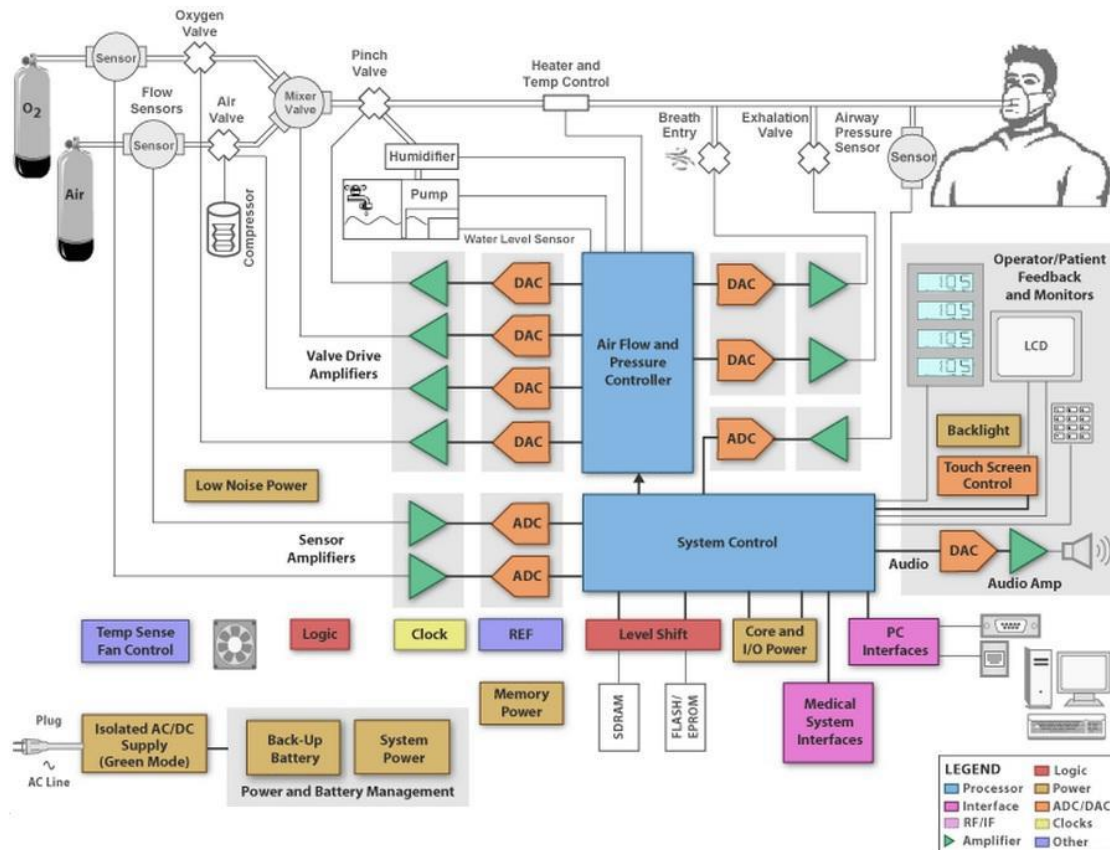


Figura 6-Diagrama de blocos de um ventilador microprocessado (Fonte: Texas Instrument, 2010)

A maioria dos ventiladores é controlada por microprocessadores e regulam a pressão, volume ou fluxo da respiração de pressão positiva entregue, além da fração de oxigênio inspirado (FiO₂), baseado nos parâmetros de controle, de forma que o sensor de pressão e o sensor de fluxo devem ser especificados para atuar nas faixas de trabalho adequadas.

Há também a interface de comunicação, para que informações sobre os parâmetros de controle, as variáveis monitoradas e o estado dos alarmes possam ser transferidos a um monitor, sistema de informação ou outro dispositivo de interface. A pressão das vias aéreas e o volume ou fluxo do gás são monitorados para retroalimentar o sistema de controle. Os alarmes e sensores, tanto auditivos como luminosos, permitem visualizar ou encontrar problemas na interação do paciente com o equipamento.

A energia é fornecida pela rede elétrica ou por uma bateria, que é utilizada como backup, no caso de queda de energia, ou em curtos períodos nos ventiladores de transporte.

A respiração a pressão positiva é geralmente introduzida por meio de uma prótese traqueal, como cânulas traqueais que são utilizadas na intubação do paciente.

Durante a inspiração, a válvula de exalação ou expiratória é mantida fechada para manter a pressão no circuito de respiração e nos pulmões. Após a fase de

inspiração, a válvula de exalação se abre e o gás exalado é liberado no ambiente (ECRI, 2007).

Na inspiração, a pressão nos pulmões aumenta na proporção do volume do gás insuflador. O ar e o oxigênio podem vir de válvulas instaladas na parede, geralmente em torno de 50 libras por polegada quadrada (psi) e o fluxo do gás para o paciente é regulado através de válvula. Alguns equipamentos reduzem a pressão inicial e depois regulam para entregar ao circuito de respiração. A mistura ar-oxigênio pode ser feita internamente no ventilador ou em um misturador apropriado. O gás chega até o paciente e a exalação retorna através do circuito de respiração, por meio de uma tubulação dupla flexível corrugada (ECRI, 2007).

Conforme Brasil (2002), os tipos de controle dos mecanismos de funcionamento e das válvulas de saída podem ser:

- Mecânico: utiliza polias reguladoras, alavancas. Foi utilizado inicialmente nos ventiladores operados manualmente.
- Pneumático: utiliza pressão de gás comprimido ou combinado com o oxigênio, para operar injetores, pistões e válvulas eletromecânicas.
- Por fluxo: utiliza fluxo de gás para operar chaves de pressão.
- Elétrico: utiliza chaves eletromecânicas para controlar a operação do ventilador.
- Eletrônico: usa dispositivos eletrônicos (diodos, transistores, amplificadores operacionais, microprocessadores).

O oxigênio é usado como forma de terapia e não como fonte primária de gás. Assim, em caso de falha no sistema de fornecimento de O₂, o equipamento continuará a funcionar, fornecendo gás atmosférico, com a concentração de 21% de O₂.

Modalidades de ventilação mecânica

Como foi apresentado anteriormente, a pressão necessária para vencer a resistência das vias aéreas e a complacência pulmonar pode ser gerada ou pela contração dos músculos respiratórios ou pela aplicação de pressão positiva, que pode ser feita de diversas formas. Isso explica o fato de existirem várias formas de controlar a interação paciente-ventilador (SARMENTO, 2010).

O modo de operação define o algoritmo que é utilizado para disparar e parar uma máquina respiratória. Modos diferentes provêm suporte respiratório parcial ou total, dependendo das condições individuais do paciente e suas condições respiratórias.

A interação entre as características dos componentes do ventilador e as vias respiratórias do paciente produz curvas de pressão, fluxo e volume dependentes desta interação. Para descrição desta interação, são estabelecidas quatro funções para o ventilador: insuflar os pulmões; decidir quando parar de inflar; permitir a saída de gás do pulmão; e decidir quando insuflar novamente. A estas funções correspondem quatro fases do ciclo ventilatório, a seguir: fase inspiratória; transição inspiração-

expiração; fase expiratória; e transição expiração-inspiração, apresentadas na Figura 7 a seguir (ECRI, 2007):

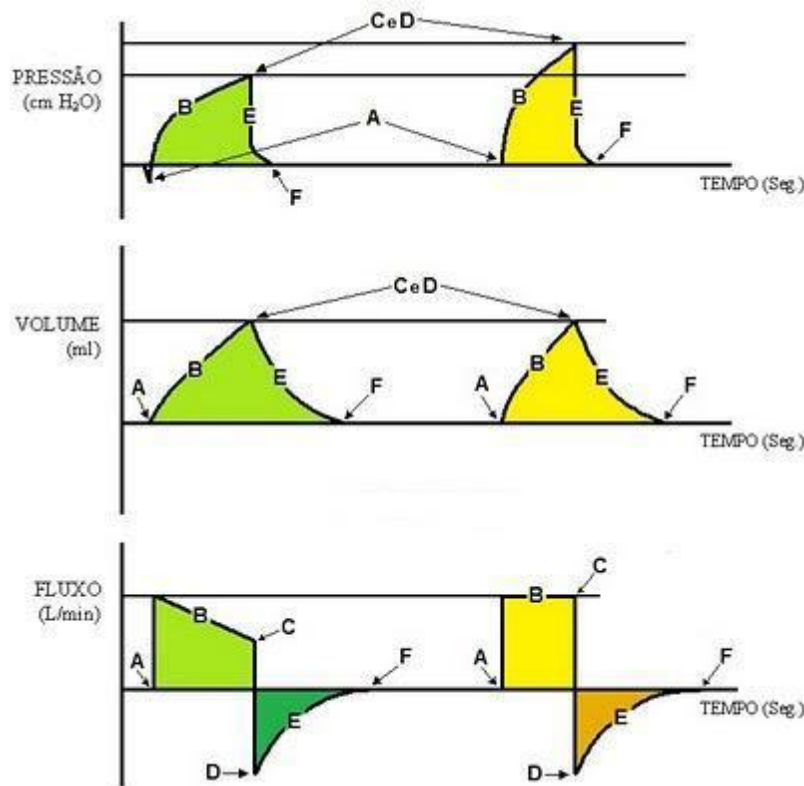


Figura 7-Ciclo ventilatório artificial: A- Início da inspiração, B- Fase inspiratória, C- Fim da inspiração, D- Início da expiração, E- Fase expiratória, F- Fim da expiração (Fonte: ARREGUE, 2009)

Os ciclos ventilatórios podem ser espontâneos, controlados, assistidos ou assistido-controlados.

Na ventilação espontânea, todos os ciclos ventilatórios são disparados e ciclados pelo paciente. Na ventilação controlada, os ciclos ventilatórios são disparados apenas pelo ventilador pulmonar em intervalos regulares e não permite que o paciente respire espontaneamente. Na ventilação assistida, o equipamento monitora a tentativa de respiração do paciente. Quando o paciente produzir um esforço igual ou maior que a sensibilidade selecionada no equipamento, o ventilador fornecerá a ventilação. O acionamento se dá por uma mudança na pressão do circuito do paciente, geralmente uma queda na pressão, indicando o início da inspiração espontânea. Na ventilação assistida-controlada, quando o ciclo assistido não ocorre, o disparo por tempo é deflagrado, garantindo que uma respiração mínima espontânea aconteça dentro de um dado intervalo de tempo (ECRI, 2007).

CHATBURN apud SARMENTO (2010) classifica os modos ventilatórios pela variável de controle, variável de fase ou variável condicional. A variável de controle é aquela que se mantém constante durante toda a fase inspiratória – pressão ou volume – independentemente das variações da complacência e da resistência do sistema respiratório. As variáveis de fase – pressão, volume, fluxo ou tempo – são monitoradas e utilizadas para iniciar ou terminar alguma das fases do ciclo ventilatório. Por fim, a

variável condicional é aquela que, sozinha ou em combinação, é analisada pelo ventilador e determina qual de dois ou mais tipos de ciclos ventilatórios será liberado. Um modo ventilatório é, então, uma específica combinação de variáveis de controle, de fase e condicional, definidas tanto para os ciclos mandatórios quanto para os ciclos espontâneos.

As modalidades de ventilação mais comuns são descritas a seguir:

Ventilação Controlada a Volume – VCV

Na Ventilação Controlada a Volume, o ventilador procura entregar ao paciente um valor pré-determinado de volume corrente. Nessa modalidade, os seguintes parâmetros devem ser ajustados: volume corrente, frequência respiratória, fluxo inspiratório máximo, pressão inspiratória limite, PEEP, sensibilidade assistida (pressão), FiO₂ e tempo inspiratório (ROMERO, 2006).

Nessa modalidade, ao configurar o volume corrente e o fluxo inspiratório, e de acordo com a resistência e a complacência do sistema respiratório do paciente, uma determinada pressão será atingida na via aérea, como ilustrado na Figura 8.

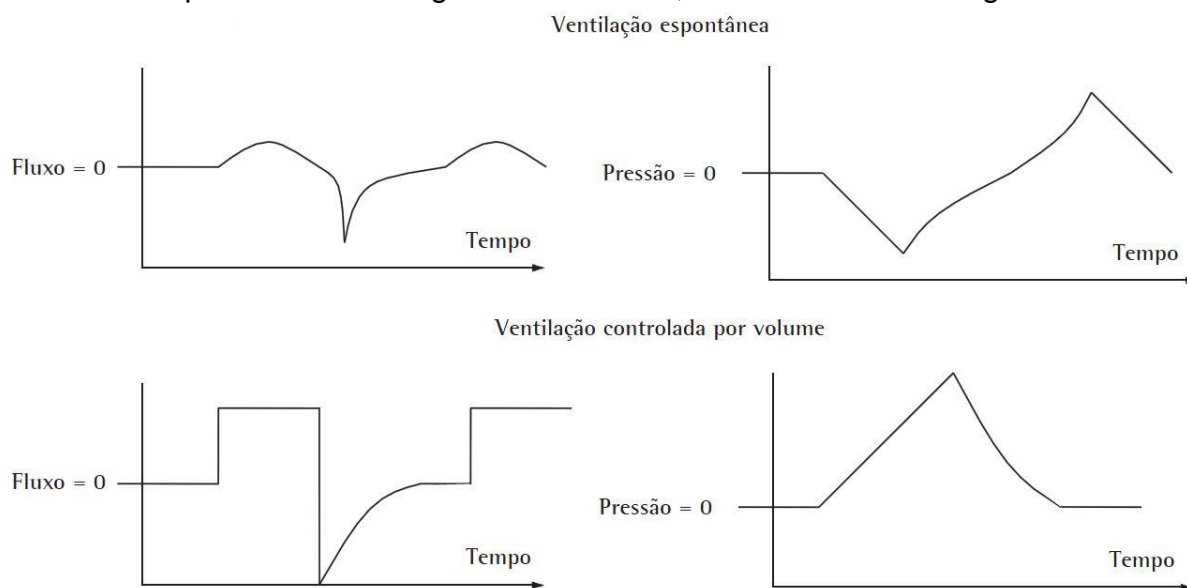


Figura 8-Curvas de Fluxo e Pressão nas vias aéreas na situação de ventilação espontânea e ventilação controlada por volume (Fonte: CARVALHO, 2007)

Ventilação Controlada a Pressão – PCV

A Ventilação Controlada a Pressão é uma variação da ventilação controlada a volume, em que o operador determina o valor da pressão inspiratória, e não o volume corrente. O ventilador fornece a cada instante a quantidade de gás solicitado pelo paciente para manter a pressão inspiratória constante, conforme o valor ajustado.

Nesta modalidade, os seguintes parâmetros deverão ser ajustados: pico de pressão inspiratória, tempo inspiratório, frequência inspiratória, fluxo inspiratório máximo, PEEP, sensibilidade e FiO₂. O volume corrente é uma consequência dessa forma de ventilação, decorrente da resistência e complacência do sistema respiratório do paciente.

O início de cada inspiração pode ser comandado pelo ventilador ou pelo paciente, sendo que neste último caso o disparo pode ser por fluxo ou pressão. No início da inspiração, o fluxo atinge o seu valor máximo, decaindo então até o final do tempo inspiratório. A Figura 9 apresenta curvas de pressão e de fluxo em função do tempo, na modalidade de ventilação controlada a pressão (ROMERO, 2006).

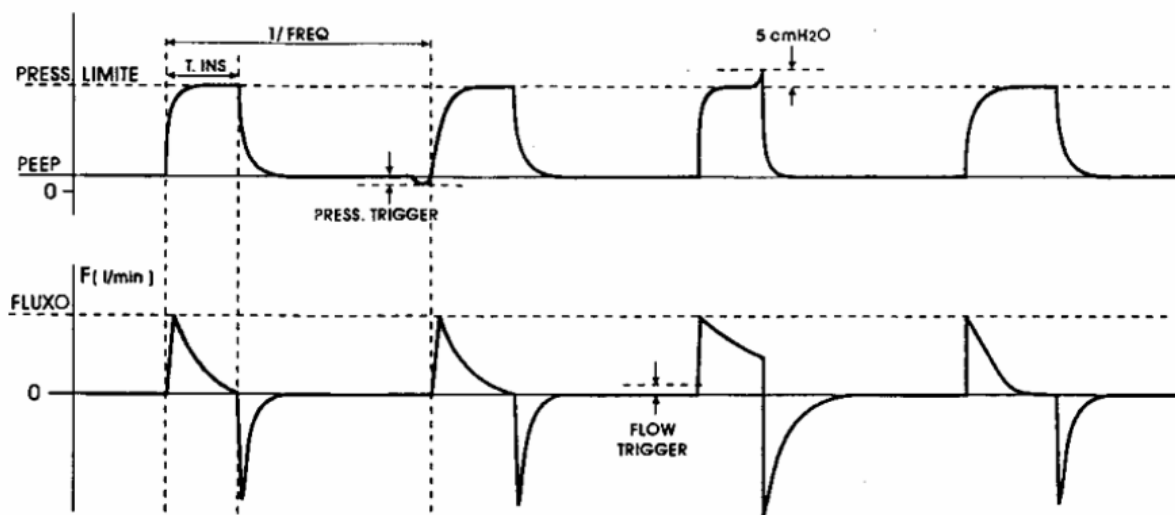


Figura 9-Curvas de Pressão e Fluxo na ventilação controlada a pressão (Fonte: ROMERO, 2006)

Pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP)

Consiste na manutenção de pressão positiva ou acima da pressão atmosférica, nas vias aéreas durante todo o ciclo respiratório em pacientes com ventilação espontânea. A CPAP é indicada quando se deseja uma melhora da relação ventilação por perfusão, desde que o paciente tenha condições de respirar espontaneamente. Pode ser usada no tratamento de neonatos, dispensando a intubação traqueal, ou seja, é uma aplicação não-invasiva. A máscara facial pode causar desconforto ou mesmo escape de ar, caso seja utilizado indevidamente (BRASIL, 2002).

Ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV) e ventilação mandatória intermitente (IMV)

Na ventilação mandatória intermitente sincronizada, o ventilador entrega o volume corrente ajustado a intervalos regulares, mas o paciente pode respirar espontaneamente entre os intervalos. Quando é detectado que o paciente não fez a respiração espontânea, então ele age como no modo assistido. A ventilação espontânea é feita no próprio circuito do ventilador, através de um sistema de válvulas, sendo intercalada com ciclos mandatórios de respiração (BRASIL, 2002). A ventilação mandatória intermitente (IMV) foi introduzida em 1971 no tratamento da síndrome de angústia neonatal e posteriormente foi popularizada como método mais eficiente de desmame e posterior liberação de pacientes adultos da ventilação mecânica, pois permite ao paciente exercitar gradualmente seus músculos respiratórios. ESTEBAN *et al* (1995) mostraram que a respiração espontânea uma vez ao dia torna o desmame três vezes mais rápido que a ventilação mandatória intermitente e aproximadamente duas vezes mais rápida que a ventilação com pressão de suporte.

Ventilação minuto-mandatária (MMV)

Com esta técnica, de se aumentar mecanicamente a respiração espontânea, é ofertado ao paciente o volume-minuto (VM) pré-selecionado. O paciente respira espontaneamente tanto quanto possível e o restante é fornecido automaticamente pelo ventilador. Isto é obtido dirigindo-se um fluxo gasoso constante para dentro de um cilindro. Se não ocorrer nenhuma inalação deste gás, o cilindro se enche, deslocando um pistão até que atinja o volume corrente selecionado, quando o pistão é forçado para baixo, inserindo o volume de gás no sistema respiratório. À medida que o VM espontâneo do paciente aumenta, o pistão leva mais tempo para atingir o nível no qual o volume corrente é desencadeado. A frequência ventilatória mecânica é progressivamente reduzida à medida que o VM espontâneo aumenta (BRASIL, 2002).

Ventilação com pressão de suporte (pressão assistida)

Consiste no oferecimento de nível pré-determinado de pressão positiva e constante nas vias aéreas do paciente, aplicada apenas durante a fase inspiratória, após o ventilador "reconhecer" o início de uma inspiração espontânea. Difere da ventilação controlada, pois o término da fase inspiratória não é controlado pelo tempo, mas sim por fluxo, de forma que o próprio paciente controla seu tempo de inspiração. A fase inspiratória termina quando o fluxo cai a 25% do pico máximo no início da inspiração. Tem o objetivo de "aliviar" o esforço respiratório da musculatura inspiratória, ficando a cargo do paciente o controle do tempo, fluxo e volume inspirados, bem como da própria frequência respiratória. O volume corrente e o fluxo inspiratório são consequências do nível de pressão suporte empregado, das propriedades do sistema respiratório (complacência e resistência) e do esforço muscular do paciente (BRASIL, 2002).

Ventilação de alta frequência

Mais utilizado como alternativa para tratamentos em neonatos, é definida pelo uso de frequências respiratórias muito acima dos limites fisiológicos associadas a baixos volumes correntes. Basicamente há três tipos de ventilação de alta frequência: ventilação de alta frequência com pressão positiva, que é produzida por ventiladores convencionais ou adaptados que operam com frequência respiratórias mais elevadas que o convencional; ventilação de alta frequência a jato, produzida por ventiladores que liberam um jato de gás em alta velocidade diretamente na via aérea; e a ventilação oscilatória de alta frequência, em que o ar é movido através da via aérea, por movimentos oscilatórios obtidos por meio de um diafragma ou de um mecanismo de pistão, gerando flutuações de pressão tanto positiva como negativa (amplitude).

Enfermidades que podem ser provocadas pela utilização de ventiladores pulmonares

Apesar de a ventilação mecânica ser uma terapia muitas vezes imprescindível e salvadora, seu emprego está relacionado a diversas complicações possíveis, como o aumento do risco de pneumonia, alterações hemodinâmicas, distúrbios neuromusculares e barotrauma. Estas complicações podem ocorrer por tecnologias

inadequadas dos equipamentos, por seu uso indevido ou manutenções inapropriadas (SARMENTO, 2010).

Em pacientes imunocomprometidos que necessitam de ventilação mecânica invasiva apresentam taxas de mortalidade de 60% a 100%, dependendo do diagnóstico de base e fatores como idade, status funcional ou doenças associadas, entre outros. É comum atribuir a morte desses pacientes às complicações provenientes da intubação endotraqueal e da ventilação mecânica invasiva (SARMENTO, 2010).

A ventilação mecânica é capaz de causar danos diretos ao pulmão, promovendo a lesão pulmonar induzida por ventilador. Atualmente se sabe que essa lesão apresenta alterações não-específicas do ponto de vista fisiológico no parênquima pulmonar. Alteração do balanço de fluidos no pulmão, dano alveolar difuso e aumento da permeabilidade endotelial e epitelial foram descritos após ventilação mecânica em animais, levando a um padrão muitas vezes semelhante ao encontrado em pacientes com síndrome do desconforto respiratório agudo. Assim, essa lesão pode não ser distinguida da maioria das doenças pulmonares que levam ao próprio uso da ventilação mecânica, além de poder contribuir para a piora do quadro inicial (TANIGUCHI, 2009).

DREYFUSS ET AL. apud TANIGUCHI (2009) demonstraram que o volume corrente era o determinante mais importante no estresse lesivo ao alvéolo e à membrana do intestino delgado. Também se sugeriu que parte da disfunção orgânica que os pacientes apresentam durante o período crítico pode ser desencadeada pela indução de apoptose à distância pela ventilação. Entretanto, percebe-se a necessidade de estudos nessa área com modelos mais integrados, que possam mimetizar mais de perto as modificações que ocorrem nas células pulmonares dos pacientes sob ventilação mecânica.

Outras doenças provocadas pela utilização prolongada de ventilação mecânica são (BRASIL, 2002):

- Pneumonia associada à ventilação (PAV): problema usualmente associada a falta de assepsia do equipamento. a PAV é o problema mais comum no uso de ventiladores de cuidado intensivo. É desencadeada por um edema inicial que eleva a umidade do pulmão. Pode ocorrer devido à falha no sistema de umidificação, insuficiência cardíaca e baixa diurese. Pode ser prevenida com a utilização de sistema de dreno de secreção subglótica e intubação oral em vez de nasal.

- Intoxicação por oxigênio: ocorre se o nível de oxigênio for superior a 21% por um período prolongado ou por níveis maiores em períodos menores.

- Barotrauma pulmonar: os altos picos de pressão gerados pela ventilação mecânica podem contribuir para a indução de alterações cardiovasculares e respiratórias. A ocorrência de barotrauma é mais comum em pacientes submetidos à ventilação por pressão positiva contínua. É caracterizado por pneumotórax, pela ruptura dos alvéolos e até pelo vazamento de ar pelos bronquíolos, o que pode acarretar um quadro de enfisema intersticial, com o aumento da resistência das vias aéreas e menor eficiência dos músculos respiratórios.

- Hipoventilação: pacientes em ventilação mecânica podem inesperadamente hipoventilar, devido a falhas nos ventiladores, desconexão acidental, vazamentos no circuito de respiração ou obstrução do tubo endotraqueal. Pode ocorrer também por um súbito aumento da demanda ventilatória sem alteração do volume minuto, como em estados febris e convulsões.

- Hipotensão: a pressão positiva do ventilador produz uma redução do retorno venoso ao coração e uma queda do débito cardíaco, podendo causar queda na pressão arterial.

IV. DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

O projeto do ventilador pulmonar foi feito com os seguintes objetivos e parâmetros: Gerar uma pressão de ar de 2Psi através de um compressor, construir um sistema de oscilação e controle, a parte do oscilador agrega um circuito de controle eletrônico com conversor DA (gerador de onda quadrada e senoidal de até 30Hz) que lembra o funcionamento de um motor linear que, por sua vez, aciona um conjunto semelhante pistões oscilando isso é realizado com um alto falante de ímã permanente, além de coletar a pressão através de sensores verificando se o funcionamento está correto e com base nesses dados ajusta o sistema.

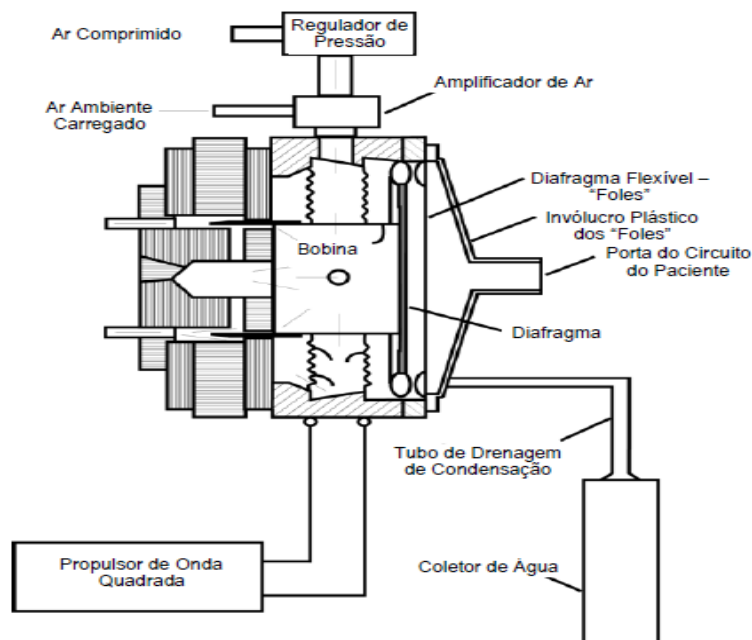


Figura 10- Funcionamento de um oscilador no ventilador pulmonar

O sistema de funcionamento do ventilador é explicado da seguinte maneira a pressão (2Psi) gerada pelo compressor entra no invólucro e é regulada através de uma válvula manual na saída do compressor, em seguida usando o sistema de controle feito na TIVA através de um gerador de ondas senoidais e quadradas conectadas a um amplificador (Boss rm1100m) que está ligado na bobina do autofalante (Infinity 1062w subwoofer) realiza a oscilação.

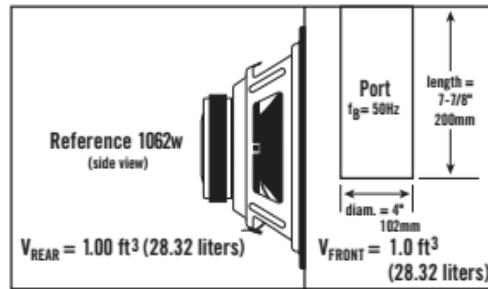


Figura 11- Auto falante usado na construção do sistema oscilatório Infinity 1062, fonte: Datasheet do fabricante

A oscilação passa através de um diafragma flexível conhecido como “foles” que tenta homogeneizar a área de contato de oscilação que se conecta com o fluxo de ar numa peça chamada bellows que é o invólucro de plástico, na saída desse involucro é conectado os tubos que enviam o fluxo de ar para o paciente no nosso caso para o pulmão artificial e sensores.

Projeto Mecânico

A parte mecânica é o conjunto mesa, estrutura, compressor, bellows, cabos e mangueiras. A mesa inicialmente havia sido desenhada, em conjunto com a estrutura usando o programa Catia v5, levou-se em consideração o tamanho dos tubos, autofalante e compressor para se fazer uma estimativa de espaço.



Figura 12-Mesa utilizada pra comportar o ventilador e compressor desenhada no CATIA V5, fonte: autoria própria

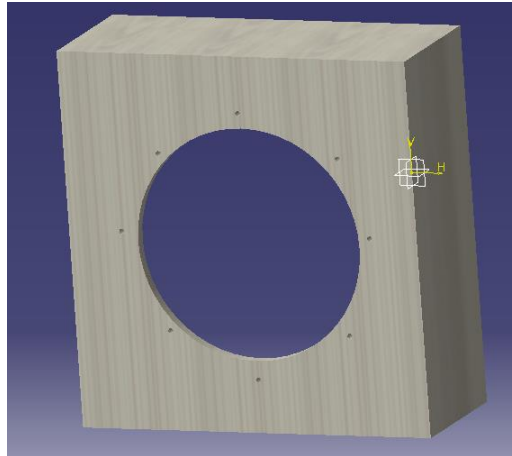


Figura 13-Estrutura principal do ventilador desenhada no CATIA V5, fonte: autoria própria.

A estrutura do ventilador pulmonar foi feita com madeira nela é instalada o autofalante, o bellows, um encaixe na base. Suas dimensões são: 33cm (330mm) de altura X 34cm (340mm) de comprimento, tem uma profundidade de 13 cm (130 mm), o furo maior central tem um diâmetro de 20cm (200mm) ou seja um raio de 10cm (100mm), possui 8 furos com espessura de 1cm (10mm), a uma distância de 2 cm do furo central e espaçados a 45° do centro um do outro.

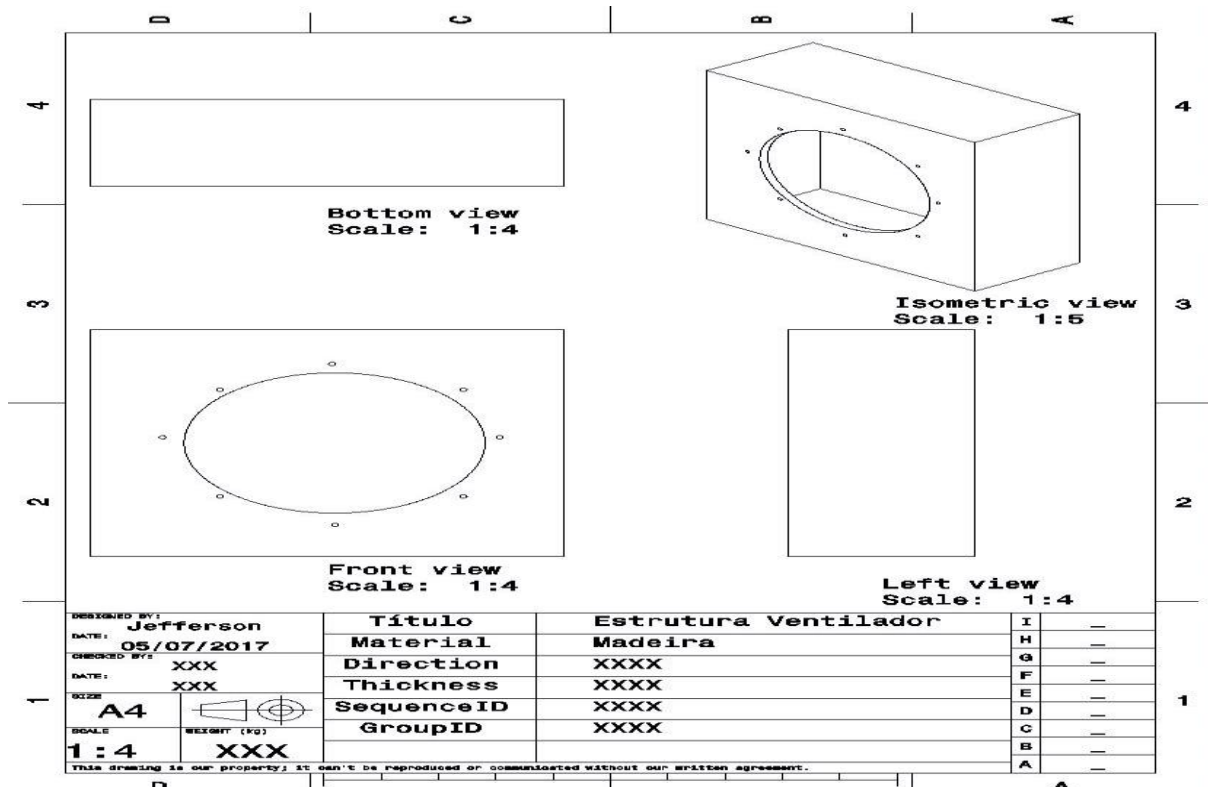


Figura 14-Vista frontal, superior, lateral esquerda e isométrica do projeto da estrutura do ventilador, fonte: autoria própria.

Para gerar a pressão de 2 Psi compramos um compressor comercial Intech CE320 para a construção do ventilador. Suas aplicações gerais são: pinturas diversas, serviços de manutenção, inflar pneus de autos, motos, bicicletas, como também

piscinas, barcos infláveis e balões de aniversário. O compressor tem as seguintes especificações técnicas, uma capacidade de gerar uma pressão máxima de até 115 psi, vazão de 206l/min, um reservatório de ar de 25 litros e uma potência de 1500W, possui duas saídas com reguladores de pressão a manômetro.



Figura 15-Intech CE320, imagem retirada do manual do fabricante

Depois de ter projetado e desenhado no CATIA V5 a estrutura, construímos usando madeira nas medidas já especificadas, foi adicionado duas hastes de madeira na base pra aumentar a sustentação com 4cm (40mm) de largura X 1,5cm (15mm) de altura X 31cm (310mm) de profundidade.



Figura 16-Resultado da construção em madeira vista isométrica e frontal, fonte: autoria própria

Sensores de Pressão

Um sensor de pressão converte uma quantidade física 'pressão' em um sinal de padrão industrial. Ele oferece uma interface padronizada e frequentemente é referido como transmissor de pressão ou transdutor de pressão. O sensor usado e escolhido pra construção do ventilador pulmonar foi MPX12DP.



Figura 17-Sensor de pressão MPX12DP, fonte: manual fabricante

As principais características relevantes desse sensor são:

- Pressão mínima de operação: 0Kpa.
- Pressão máxima de operação: 200Kpa
- Pressão de sobrecarga máxima: 800kPa
- Sensibilidade típica: 0,2mV / Kpa
- Encapsulamento: Caixa 344C-01 com 4 terminais
- Dimensões: 29.85 x 11.05 x 29.34mm
- Tensão máxima de operação: 16Vcc
- Temperatura máxima de operação: 125°C
- Temperatura mínima de operação: -40 °C

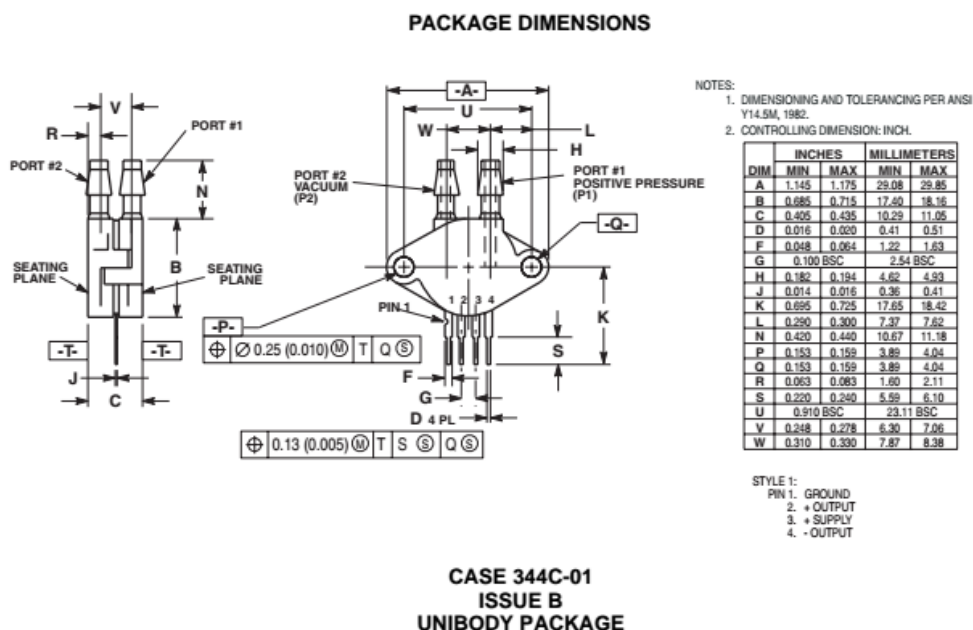


Figura 18-Datasheet com pinagem do sensor MPX12DP

Circuito Ceifador

Circuitos ceifadores (também conhecidos como limitadores de tensão, seletores de amplitude ou cortadores) são aqueles que ceifam parte do sinal aplicado em suas entradas. Os principais circuitos ceifadores são aqueles que utilizam diodos,

resistores e baterias. Um ceifador de sinal elimina parte de uma onda e passa somente o sinal que ocorre acima ou abaixo de um determinado nível de tensão ou de corrente. As aplicações incluem a limitação de amplitudes excessivas, formação de ondas e o controle da quantidade de potência entregue a uma carga.

O retificador de meia-onda funciona como um ceifador de sinal eliminando uma alternância inteira. Dependendo da orientação do diodo, a região positiva ou negativa do sinal de entrada é ceifada.

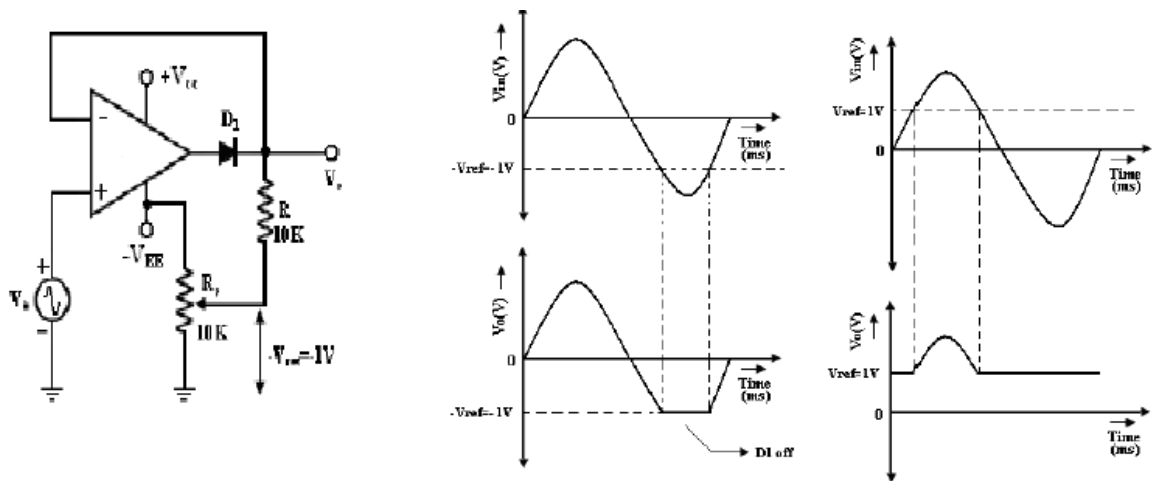


Figura 19-Topologia padrão do ceifador negativo

O circuito ceifador positivo é convertido em um cortador -ve simplesmente invertendo o diodo D_1 e alterando a polaridade da tensão V_{ref} . O ceifador negativo > corta as partes -ve do sinal de entrada abaixo da tensão de referência. Diodo D_1 conduz -> quando $V_{in} > -V_{ref}$ e, portanto, durante este período a tensão V_0 segue a tensão V_{in} . A parte -ve da tensão de saída abaixo $-V_{ref}$ é cortada porque (D_1 está desligado) $V_{in} < -V_{ref}$. Se $-V_{ref}$ for alterado para $+V_{ref}$ conectando o potenciômetro R_p ao $+V_{cc}$, o V_0 abaixo $+V_{ref}$ será cortado. O diodo D_1 deve estar ligado para $V_{in} > V_{ref}$ e aterrado para V_{in} .

Projetamos um circuito ceifador para o sensor pressão, escolhemos um amplificador de baixa potência o INA118 e o TI082 (Um J-FET da Texas Instruments), para ser utilizado no nosso circuito.

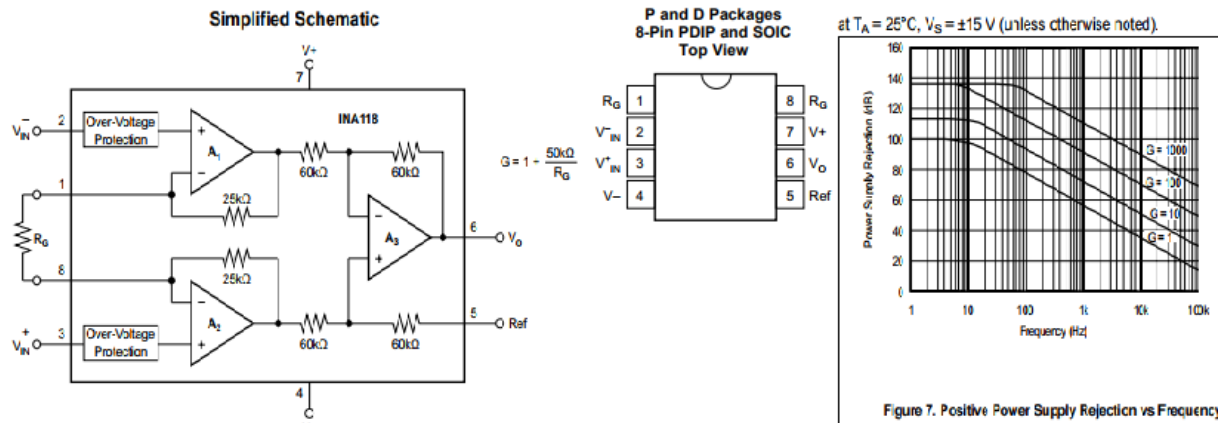


Figura 20-Esquemático INA118 simplificado, pinagem e gráfico de potência x frequência, retirado do datasheet do INA118 Texas Instruments

Com base em topologias conhecidas o nosso circuito ceifador projetado foi seguinte conforme a imagem abaixo, a confecção da pcb dupla face do sensor de pressão foi feita por uma empresa da Califórnia a pedido do professor orientador, Adson:

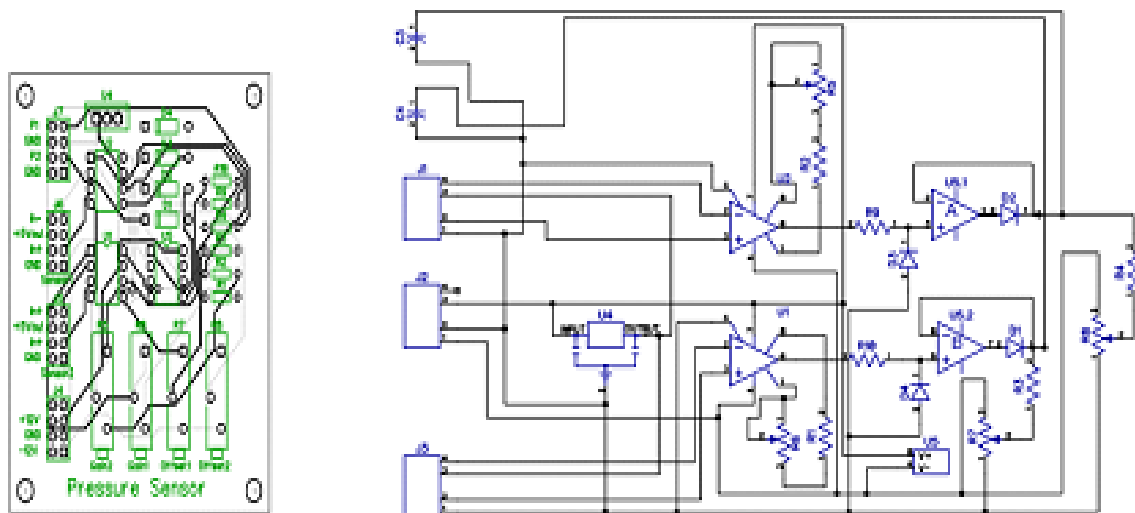


Figura 21- Esquemático do circuito ceifador o sensor de pressão e layout da placa pcb dupla face.

Com a pcb pronta foi realizada a soldagem conforme o desenho os 4 potenciômetros (trimpots) tem o valor de variação de 20 kΩ, as resistências R10,R9,R8,R7,R4,R3 usadas tem o valor de 10kΩ, no local do sensor1 foi soldado nos 4 pinos da direita (entre os 8) o sensor de pressão MPX12DP, no U4 soldamos o já conhecido 7805 pra controle de tensão, no local dos amplificadores (U1,U2 e U5) soldamos soquetes pois caso um amplificador fosse danificado ou tivesse defeito poderíamos trocar mais facilmente neles vão se encaixam o INA118 e o TL082 podendo ser trocados conforme a necessidade. O Resultado foi o seguinte:



**Figura 22-Circuito ceifador pra o sensor de pressão com os componentes soldados,
fonte: autoria própria**

Sensor de Fluxo



Figura 23-Sensor de Fluxo Sensirion, fonte: manual do fabricante

Sensores de Fluxo, também conhecidos como “chave de fluxo” ou “fluxostato“, funcionam com contato reed switch e pistão magnético. O deslocamento desse pistão (proporcional à vazão da tubulação) é o que abre ou fecha o contato do reed switch. O pistão é controlado por uma mola, retornando à posição inicial quando não há fluxo, mesmo que exista pressão.

Os sensores detectam fluxo de líquidos em tubulações, com contato ON/OFF como saída, indicando aumento/diminuição de fluxo na tubulação. Podem ser aplicados em água, óleo e líquidos aquosos, com ajuste de sensibilidade para o fluxo a ser detectado.

No nosso projeto escolhemos usar o sensor Sensirion SFM3000 como medidor de fluxo digital concebido para aplicações de alto volume. Mede o fluxo da taxa de ar oxigênio e outros gases não agressivos com excelente precisão. Um design especial

do canal de fluxo resulta na queda de pressão muito baixa através do corpo de fluxo do sensor tornando-o extremamente adequado para muito aplicações exigentes, como ventilação médica e aplicações respiratórias.

O SFM3000 opera a partir de uma tensão de alimentação de 5 Volts e Possui um sistema de fio a fio (digital 2-wire) e funciona com interface I2C. A medida dos resultados são linearizados internamente e a temperatura compensada.

A arquitetura de montagem do conjunto:

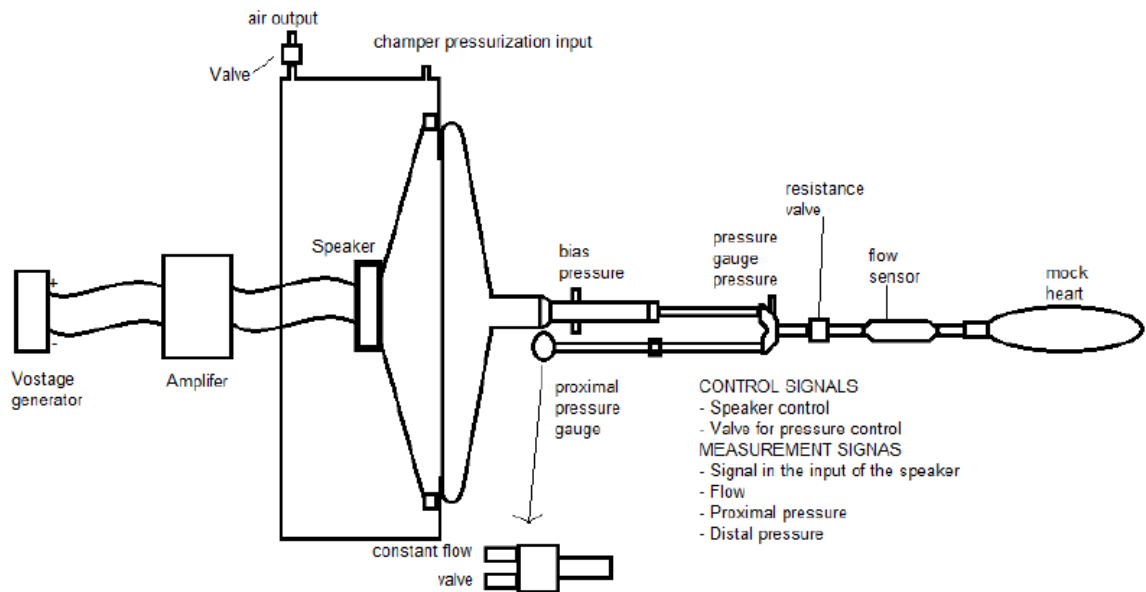


Figura 24-Esquematico de montagem do ventilador pulmonar em conjunto com os sensores

Código em C para leitura do sensor de fluxo fornecido pelo fabricante:

```

1 //=====
2 // S E N S I R I O N AG, Laubisruetistr. 50, CH-8712 Staefa, Switzerland
3 //=====
4 // Project : SF05 Sample Code (V1.1)
5 // File : main.c (V1.1)
6 // Author : RFU
7 // Date : 26-Jul-2015
8 // Controller: STM32F100RB
9 // IDE : µVision V4.60.0.0
10 // Compiler : Armcc
11 // Brief : This code shows how to implement the basic commands for a
12 // flow or differential pressure sensor based on SF05 sensor chip.
13 // Due to compatibility reasons the I2C interface is implemented
14 // as "bit-banging" on normal I/O's. This code is written for an
15 // easy understanding and is neither optimized for speed nor code
16 // size.
17 //
18 // Porting to a different microcontroller (uC):
19 // - the definitions of basic types may have to be changed in typedefs.h
20 // - change the port functions / definitions for your uC in i2c_hal.h/.c
21 // - adapt the timing of the delay function for your uC in system.c
22 // - adapt the SystemInit() in system.c
23 // - change the uC register definition file <stm32f10x.h> in system.h

```

```

24 //=====
25
26 //-- Includes -----
27 #include "system.h"
28 #include "sf05.h"
29
30 //-- Defines -----
31 // Offset and scale factors from datasheet (SFM3000).
32 #define OFFSET_FLOW 32000.0F // offset flow
33 #define SCALE_FLOW 140.0F // scale factor flow
34
35 //=====
36 void Led_Init(void){
37 //=====
38 RCC->APB2ENR |= 0x00000010; // I/O port C clock enabled
39 GPIOC->CRH &= 0xFFFFF00; // set general purpose output mode for LEDs
40 GPIOC->CRH |= 0x00000011; //
41 GPIOC->BSRR = 0x03000000; // LEDs off
42 }
43
44 //=====
45 void UserButton_Init(void){
46 //=====
47 RCC->APB2ENR |= 0x00000004; // I/O port A clock enabled
48 GPIOA->CRH &= 0xFFFFF00; // set general purpose input mode for User Button
49 GPIOA->CRH |= 0x00000004; //
50 }
51
52 //=====
53 void LedBlueOn(void){
54 //=====
55 GPIOC->BSRR = 0x00000100;
56 }
57
58 //=====
59 void LedBlueOff(void){
60 //=====
61 GPIOC->BSRR = 0x01000000;
62 }
63
64 //=====
65 void LedGreenOn(void){
66 //=====
67 GPIOC->BSRR = 0x00000200;
68 }
69
70 //=====
71 void LedGreenOff(void){
72 //=====
73 GPIOC->BSRR = 0x02000000;
74 }
75
76 //=====
77 u8t ReadUserButton(void){
78 //=====

```

Observação: Não conseguimos calibrar e implementar o sensor de fluxo corretamente até o final do projeto.

Sistema de Controle

O sistema de Controle foi feito usando o sistema embarcado da Tiva-C (ou TM4C) Launchpads é uma plataforma de prototipagem eletrônica de microcontroladores criado pela Texas Instruments. As placas são do tamanho aproximado de um cartão de crédito. São equipadas com um microcontrolador ARM

Para o conversor Digital analógico projetamos um circuito cuja a topologia é bastante conhecida a rede R-2R, pois provê um recurso simples para converter informação digital para uma saída analógica. Apesar de ser simples em questão de funções e design, usando resistores em uma rede de escada R/2R para uma aplicação real requer atenção para como o dispositivo é especificado. Erros de saída causados pelas tolerâncias de resistores são muitas vezes negligenciados no design do conversor digital analógico (DAC).

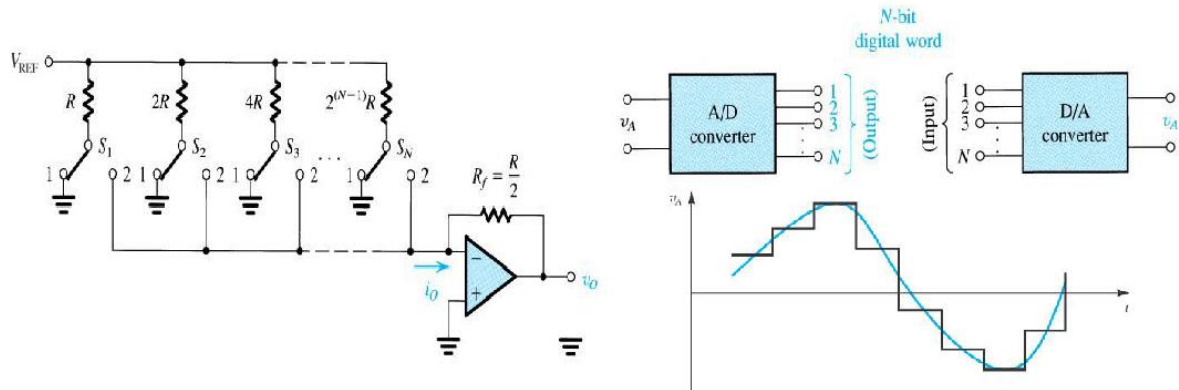


Figura 26- Rede R-2R convertendo as saídas digitais em analógicas em formato de senoide, fonte: Sedra, S. A., Smith, K.C. “Microeletrônica” 5ª edição, Pearson Makron Books,

As resistências escolhidas foram de $1\text{k}\Omega$ e $2\text{k}\Omega$, a rede inicial foi projetada pra 8bits, porém pra economizar pinos da placa usamos 4 bits e aterrmos as outras saídas dado que tinha resolução suficiente pro bom funcionamento do ventilador o amplificador escolhido na montagem do circuito foi o LM324 conectado numa fonte de 12 que alimenta todo o nosso sistema:

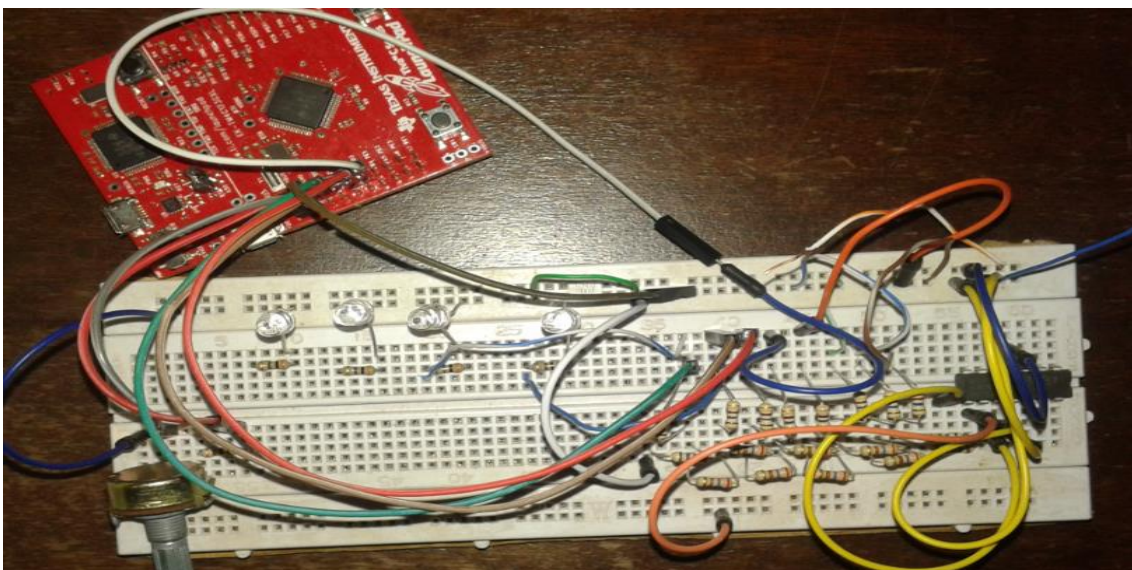


Figura 27-Rede R-2R montada para o conversor D/A e controle de frequência do ventilador, fonte: autoria própria

As saídas digitais e o controle do ventilador são feitos na TIVA através do seguinte diagrama em seguidacódigo (já indentado e comentado pra facilitar o entendimento):

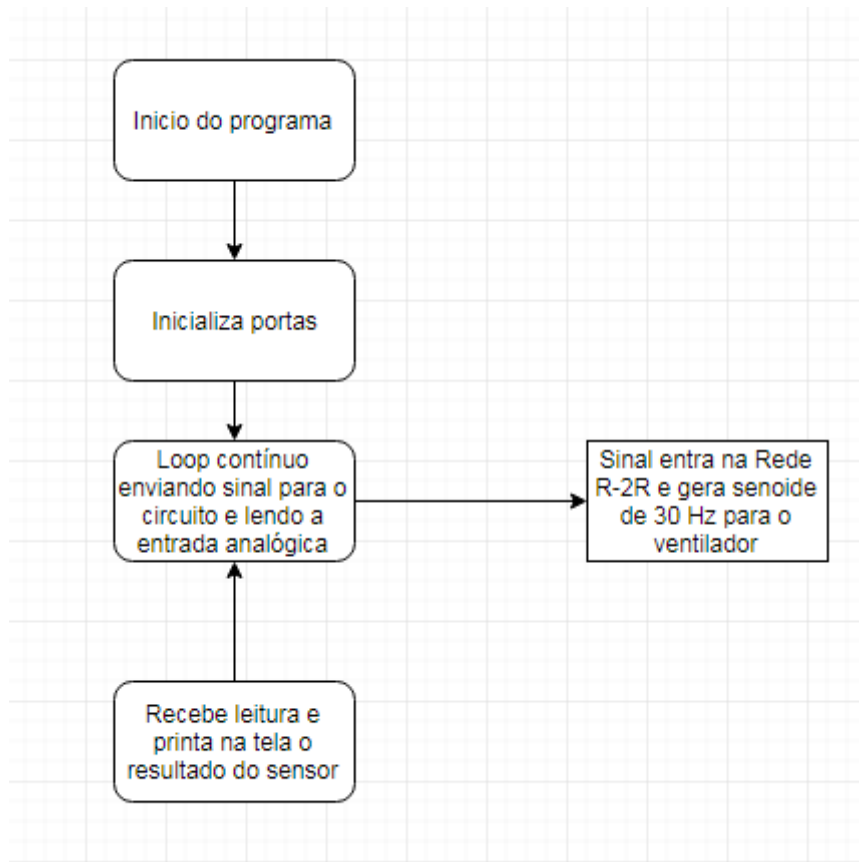


Figura 28-Fluxograma de funcionamento do código, fonte: autoria própria

/*

Jefferson Adiniz Borges Ferreira

Este código é um conversor A/D e D/A para controle de frequência e leitura do sensor de pressão do Ventilador Pulmonar no sistema embarcado da TIVA utilizando a plataforma ENERGIA -Texas

Lê a entrada analógica no pino A10 (PB5), Imprime o resultado da leitura do sensor na tela.

A variação de tensão no pin A3, as outras saídas vão no ~3V e ground.

Conversor A/D e D/A

*/

```
int pin[] = {PD_0, PD_1, PD_2, PD_3};
```

```
// A rotina começa rodar desde que pressione o botão reset da TIVA:
```

```
void setup() {
```

```
// Inicializa a comunicação serial a uma taxa de 9600 bits por segundo:
```

```
Serial.begin(9600); //
```

```
for(int i=0;i<4;i++)
```

```
{
```

```

    pinMode(pin[i], OUTPUT);
  }
  desligaPinos();
}

// A rotina de leitura fica em loop eterno:
void loop() {
  //lê a entrada analogica no pin A11:
  int sensorValue = analogRead(A11);
  // Imprime na tela o valor lido do sensor
  Serial.println(sensorValue);
  delay(1); // delay entre as leituras pra melhorar a estabilidade
  //A Saida Senoidal em 1005 equivale a aproximadamente 30 Hz
  saidaSenoidal(1005);

}

//Conversor D/A

void saidaDigital(int index, int selecao)
{
  if(selecao == 0)
    digitalWrite(pin[index],LOW);
  else
    digitalWrite(pin[index],HIGH);
}

void saidaSenoidal(int frequencia)
{
  for(int i=(B00000000);i<=(B00001111);i++)
  {
    saidaDigital(0,(i&0x01));
    saidaDigital(1,(i&0x02));
    saidaDigital(2,(i&0x04));
    saidaDigital(3,(i&0x08));
    /*saidaDigital(4,(i&0x10));
    /*saidaDigital(5,(i&0x20));
    /*saidaDigital(6,(i&0x40));
    saidaDigital(7,(i&0x80));*/
    delayMicroseconds(frequencia);
  }

  for(int i=(B00001111);i>=(B00000000);i--)
  {
    saidaDigital(0,(i&0x01));
    saidaDigital(1,(i&0x02));
    saidaDigital(2,(i&0x04));
    saidaDigital(3,(i&0x08));
    /*saidaDigital(4,(i&0x10));
    /*saidaDigital(5,(i&0x20));

```

```
/*saidaDigital(6,(i&0x40));  
saidaDigital(7,(i&0x80));*/  
delayMicroseconds(frequencia);  
}
```

```
}
```

```
void desligaPinos(void)  
{  
  for(int i = 0;i<4;i++)  
  {  
    digitalWrite(pin[i], LOW);  
  }  
}
```

V. TESTES E DISCUSSÃO

Teste no gerador de função

O primeiro teste de calibração foi a montagem do conjunto do ventilador pulmonar com o amplificador (Boss rm1100m) conectado a um gerador de função utilizamos um cabo de áudio P2XP2, fizemos uma adaptação cortando o cabo para ele se conectar ao gerador de função em seguida colocamos na entrada uma senoide de 20 Hz e no osciloscópio na saída do circuito do ventilador pra ver se saia perfeitamente ou se precisava de ajuste o sinal estava ruidoso mas o funcionamento estava normal.

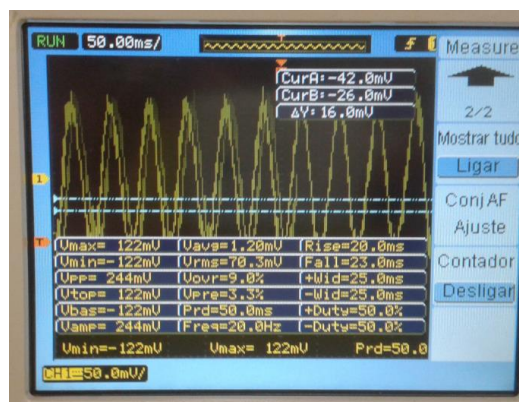


Figura 29- Resultado de um sinal inserido por um gerador de função no ventilado pulmonar captado por um osciloscópio DSO 1002A da Agilent Technologies, fonte: autoria própria

Teste usando o sistema completo da TIVA

Usando o circuito montado na TIVA com a rede R-2R para o conversor D/A, utilizando o código já demonstrado implementado no sistema de controle embarcado ligamos o circuito na entrada do cabo cortado de áudio P2 que entra no amplificador (Boss rm1100m), conectado a todo o sistema do ventilador. Na saída do circuito conectamos ao osciloscópio para ver o resultado percebemos um sinal de frequência de 30Hz.

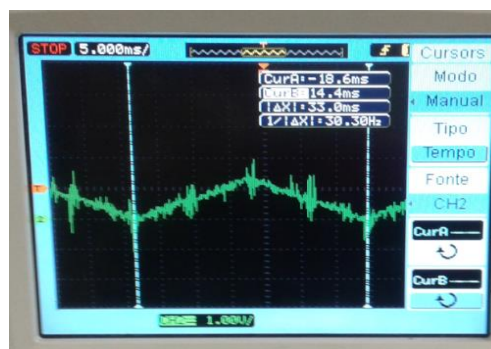
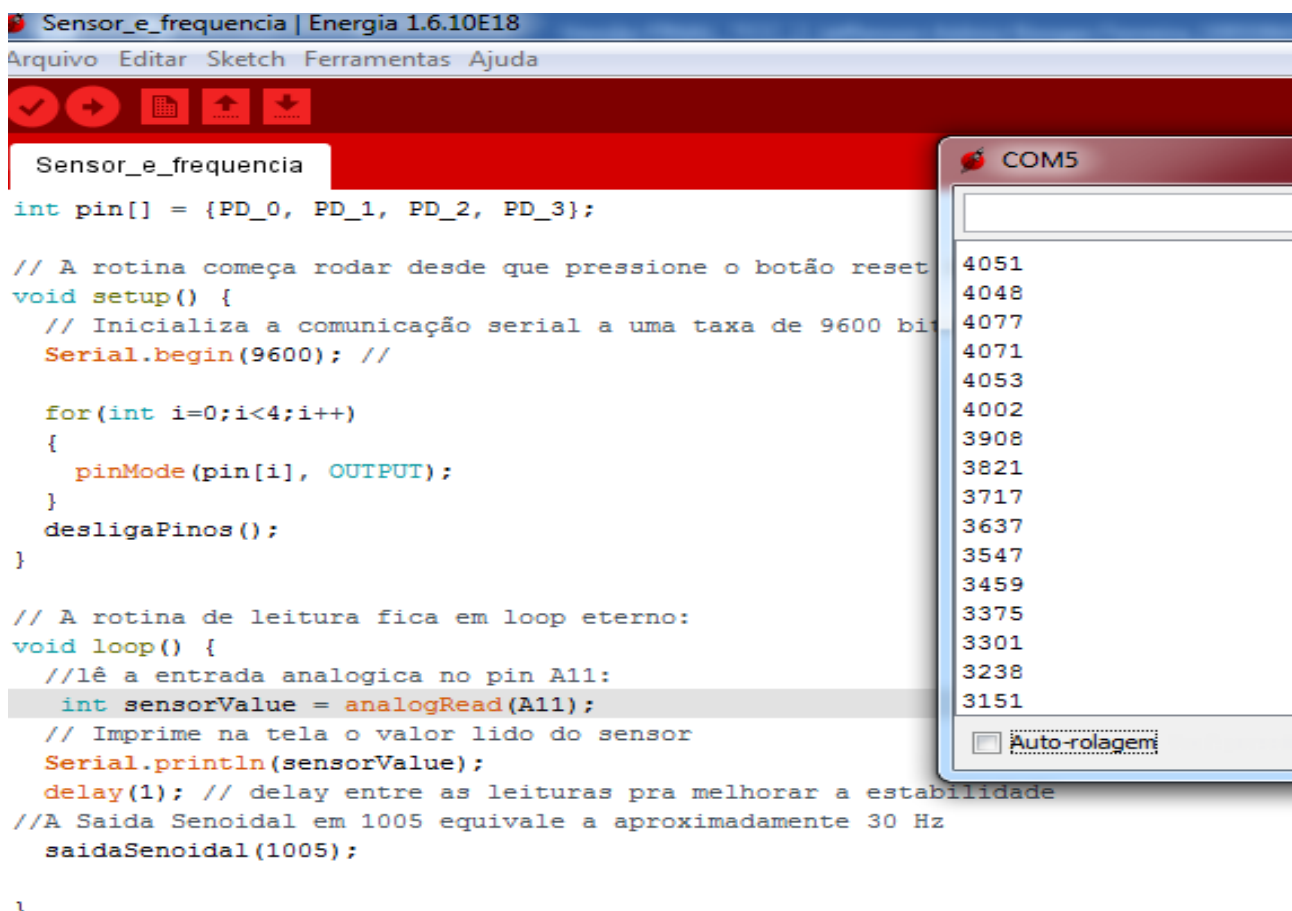


Figura 30-Resultado do controle do sistema Embarcado pela TIVA através da Rede R-2R conseguindo gerar uma frequência de 30 Hz leitura realizada no osciloscópio DSO 1002A da Agilent Technologies, fonte: autoria própria

Teste da leitura do sensor no conversor A/D da TIVA

Utilizando a entrada A11 (PB5 na placa) que funciona como um conversor A/D usando o código e circuito já demonstrados testamos a variação de tensão causada na leitura do sensor, para calibração os testes foram muito primitivos pois pra se calibrar um sensor precisa-se de um referencial sólido, o que foi utilizado é um manômetro mecânico de baixa confiabilidade e por problemas de escala as mudanças e cálculos são feitas aferição visual, já que ele não se estabiliza; por exemplo: uma mudança de 4051 para 3151 força de um sopro em um tubo, pode-se equivaler a 1,5 psi, mas essa calibração não é robusta, muito menos precisa, mas sim uma aproximação grosseira.



```

Sensor_e_frequencia | Energia 1.6.10E18
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda

Sensor_e_frequencia
int pin[] = {PD_0, PD_1, PD_2, PD_3};

// A rotina começa rodar desde que pressione o botão reset
void setup() {
  // Inicializa a comunicação serial a uma taxa de 9600 bits
  Serial.begin(9600); //

  for(int i=0;i<4;i++)
  {
    pinMode(pin[i], OUTPUT);
  }
  desligaPinos();
}

// A rotina de leitura fica em loop eterno:
void loop() {
  //lê a entrada analogica no pin A11:
  int sensorValue = analogRead(A11);
  // Imprime na tela o valor lido do sensor
  Serial.println(sensorValue);
  delay(1); // delay entre as leituras pra melhorar a estabilidade
  //A Saída Senoidal em 1005 equivale a aproximadamente 30 Hz
  saidaSenoidal(1005);
}

```

COM5

```

4051
4048
4077
4071
4053
4002
3908
3821
3717
3637
3547
3459
3375
3301
3238
3151

```

Auto-rolagem

Figura 31-Leitura do conversor A/D A11 - PB05 entrada do sensor conectado a TIVA Leitura COM5, fonte: autoria própria

V.I. CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo projetar e construir um ventilador oscilatório pulmonar de alta frequência, desenvolver algoritmos básicos de sistema de controle da ventilação embarcado na placa da Texas-Tiva tm4c123g, operando a uma frequência de 30Hz com circuitos auxiliares como: conversor D/A , A/D e ceifador foram feitos ajustes de calibração e testes durante o desenvolvimento. Os resultados básicos foram atingidos, porém ainda pode melhorar com ajustes mais precisos de calibração do sensor, mudanças na estrutura principalmente na parte de conexão e cabos, não conseguimos implementar e calibra o sensor de fluxo que poderia ser usado para fazer um controle muito mais robusto, o algoritmo ainda pode ser modificado entre outras coisas.

Durante o desenvolvimento desse projeto pude ver as várias áreas da engenharia não só eletrônica conectadas da analógica até a digital embarcada, poder ainda trabalhar com desenhos mecânicos, estrutura de madeira foi realmente enriquecedor e apesar de nem todos os resultados serem tão precisos quanto desejava e a calibração não ter ficado perfeita aprendi muito nesse projeto.

V.II. BIBLIOGRAFIA

ARNOLD, J. H.; HANSON, J. H.; TORO-FIGUERO, L. O. et al. Prospective, randomized comparison of high-frequency oscillatory ventilation and conventional ventilation in pediatric respiratory failure. **Critical Care Medicine** . v.23, n.8, 1994. p.1443-1445.

BOUCHUT, J. C.; GODARD, J.; CLARIS, O. High-frequency oscillatory ventilation. **Anesthesiology**. v.100, n.4, 2004. p.1007-1012.

BYFORD, L. J.; FINKLER, J. H.; FROESE, A. B. Lung volume recruitment during high-frequency oscillation in atelectasis-prone rabbits. **Journal of Applied Physiology**.v.64, n.4, 1988. p.1607-1614.

CARVALHO, W. B.; JIMENES, H. J; SÁSBON, J. S. Ventilación pulmonar mecânica em pediatria. Atheneu, 2012. p.337-356.

CLARK, R. H.; YODER, B. A.; SELL, M. S. Prospective, randomized comparison of high-frequency oscillation and conventional ventilation in candidates for extracorporeal membrane oxygenation. **Journal of Pediatrics**. v.124, n.3, 1993. p.447-454.

DREYFUSS, D.; SAUMON, G. Ventilator-induced lung injury: lessons from experimental studies. **American journal of respiratory and critical care medicine**. v.157, n.1, 1998. p.294-323.

DUVAL, E. L.; VANVUGHT, A. J. Status asthmaticus treated by high-frequency oscillatory ventilation. **Pediatric Pulmonology**, v.30, n.4, 2000. p.350-353.

DUVAL, E. L.; MARKSHORST, D. G.; VANVUGHT, A. T. High frequency oscillatory ventilation in children: na overview. **Respiratory Medicine CME** . v.2, n.4, 2009. p.155-161.

ENGLE, W. A.; YODER, M. C.; ANDREOLI, S. P. et al. Controlled prospective randomized comparison of high-frequency jet ventilation and conventional ventilation in neonates with respiratory failure and persistent pulmonary hypertension. **Journal of Perinatology**.v.17, n.1, 1997. p.3-9.

FLORETTO, J. R; REBELLO, C. M. Ventilação oscilatória de alta frequência em pediatria e neonatologia. **Revista Brasileira de Fisioterapia Intensiva**. v. 21, n.1, 2009. p.96-103.

GERSTMANN, D. R.; DELEMOS, R. A.; CLARK, R. H. High-frequency ventilation: issues of strategy. **Clinics in Perinatology** . v.18, n.3, 1991. p.563-580.

GONZALEZ, F.; HARRIS, T.; BLACK, P. et al. Decreased gas flow through pneumothoraces in neonates receiving highfrequency jet versus conventional ventilation. **Journal of Pediatrics**. v.110, n.3, 1987. p.464-466.

HENDERSON-SMART, D. J.; WILKINSON, A; RAYNES-GREENOW, C. H. Mechanical ventilation for newborn infants with respiratory failure due to pulmonary disease. **Cochrane Database of Systematic Reviews**. v.4, 2002. p.CD002770.

JOHNSON, A. H.; PEACOCK, J. L.; GREENOUGH, A. et al. HIGH-FREQUENCY OSCILLATORY ventilation for the prevention of chronic lung disease of prematurity. **New England Journal of Medicine**. v.347, n.9, 2002. p.633-642.

LIA GRACIANO, A.; FREID, E. B. High-frequency oscillatory ventilation in infants and children. **Current Opinion in Anaesthesiology**. v.15, n°2, p.161-6, 2002.

MONIZ, M.; SILVESTRE, C.; NUNES, P. et al. High-frequency oscillatory ventilation in children: a 10 year experience. **Journal of Pediatrics**.v.89,n°1, p.48-55, 2013.

MORIETTE, G.; PARIS-LLADO, J.; WALTI, H. et al. Prospective randomized multicenter comparison of high-frequency oscillatory ventilation and conventional ventilation in preterm infants of less than 30 weeks with respiratory distress syndrome. **Pediatrics**. v.107, n.2, 2001. p.363-372.

NONA, J.; NOGUEIRA M.; SILVA, T. C. P. V. et al. Consensos nacionais de Neonatologia. **Secção de Neonatologia Sociedade Portuguesa de Pediatria**. Coimbra, 2004.

PINHEIRO, B. V.; MURAOKA, F. S; ASSIS, R. V. S. Precisão do diagnóstico clínico da síndrome do desconforto respiratório agudo quando comparado a achados de necropsia. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**. v.33, n.4, 2007. p.423-428.

SOUSAI, C. L.; CÉSAR, C. L. G.; BARROS, M. B. A. et al. Doença pulmonar obstrutiva crônica e fatores associados em São Paulo, SP, 2008-2009. **Revista Saúde Pública**. 2011. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rsp/2011nahead/2800.pdf>>

Chatburn, R. L. (1991). A new system for understanding mechanical ventilators, *Respiratory care*, vol. 36, no. 10.

Dupuis, Y. G. (1992). *Ventilators: Theory and Clinical Application*, 2nd edition, Mosby Year Book Inc, St. Louis, USA.

Health Devices (1994), *Breathing Circuits for critical care ventilators*. Vol. 23, no. 4, pp 104-107.

Miller, R. D. (1989). *Tratado de anestesia*, vol. 3, cap. 63, Editora Manole, SP, Brasil.

Moreira, C. M. M. (1996). *SIMVEP Simulador de ventilação pulmonar*, Dissertação de mestrado, UNICAMP, Campinas, SP.

Ventilators, Intensive Care (1999). ECRI, Health care Product Comparison System (HPS)

Ventilators, Transport (1999). ECRI, Health care Product Comparison System (HPS)

Ventilators, Portable (1999). ECRI, Health care Product Comparison System (HPS)

Ventilators, Intensive Care, Neonatal/Pediatric (1999). ECRI, Health care Product Comparison System (HPS)

AMATO, M. B. P. et al. Effect of a Protective-Ventilation Strategy on Mortality in the Acute Respiratory Distress Syndrome. *N Engl J Med*, vol. 338, pg 347-354, 1998.

ARREGUE, D. Resumo histórico da Ventilação mecânica. Blog Fisioterapia em Terapia Intensiva, 23/05/2009. Disponível em: <http://fisioterapiaemterapiaintensiva.blogspot.com>. Acesso em 06/01/2011.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO 14971: Produtos para a saúde - Aplicação de gerenciamento de risco em produtos para a saúde. São Paulo, 2009. 88 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR IEC 60601-1: Equipamento eletromédico Parte 1: Prescrições gerais para segurança básica e desempenho essencial. São Paulo, 2010. 405p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR IEC 61601-2-12: Equipamento eletromédico Parte 2-12 Prescrições particulares para segurança de ventilador pulmonar – Ventiladores para cuidados críticos. São Paulo, 2004a. 40p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO 10012: Sistemas de gestão de medição – requisitos para os processos de medição e equipamento de medição. São Paulo, 2004b. 20p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO IEC 17025: Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração. São Paulo, 2005. 31p.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM F1246 - 91(2005) Standard Specification for Electrically Powered Home Care Ventilators, Part 1-Positive-Pressure Ventilators and Ventilator Circuits, DOI: 10.1520/F1246-91R05, 2005. 11p.

BRASIL. Anvisa. Resolução RDC nº 56, de 06 de abril de 2001. Dispõe sobre os requisitos essenciais de segurança e eficácia aplicáveis aos produtos para a saúde, 2001. Publicada no DOU, em 10 de abril de 2001.

BRASIL. Ministério da Saúde. Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação à distância. Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. Projeto REFORSUS, 2002.

ANEXOS

Imagens das patentes dos projetos de HFOV parte estrutural e circuitos estudados que serviram de inspiração para o nosso projeto:

Patente US4719910

U.S. Patent Jan. 19, 1988 Sheet 2 of 8 4,719,910

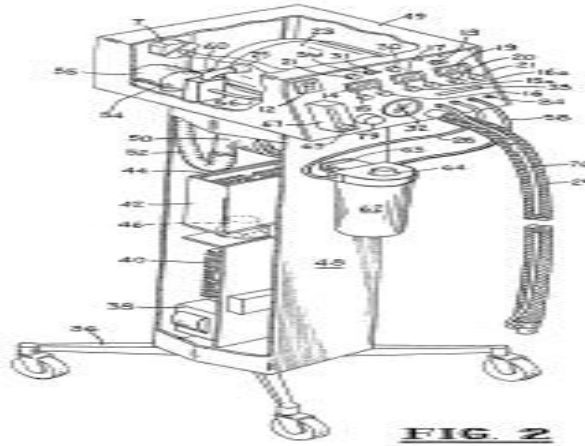


FIG. 2

U.S. Patent Jan. 19, 1988 Sheet 3 of 8 4,719,910

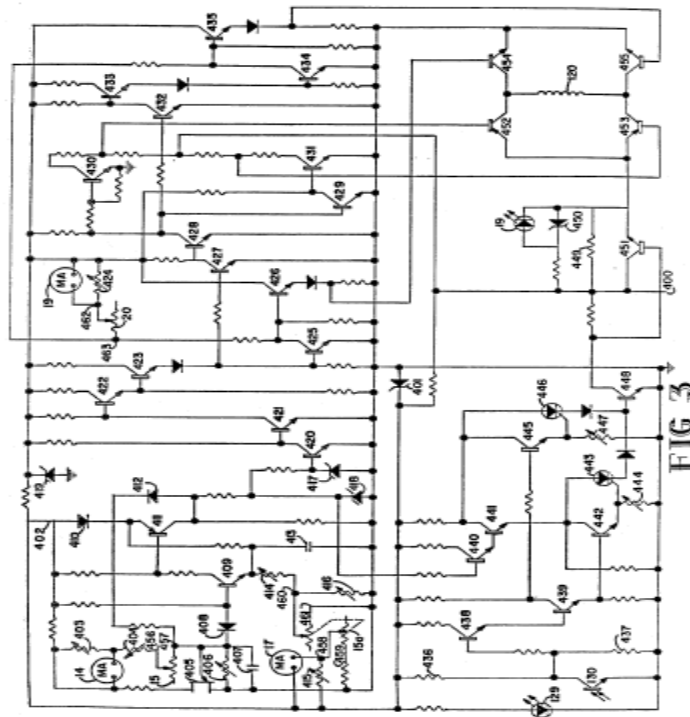
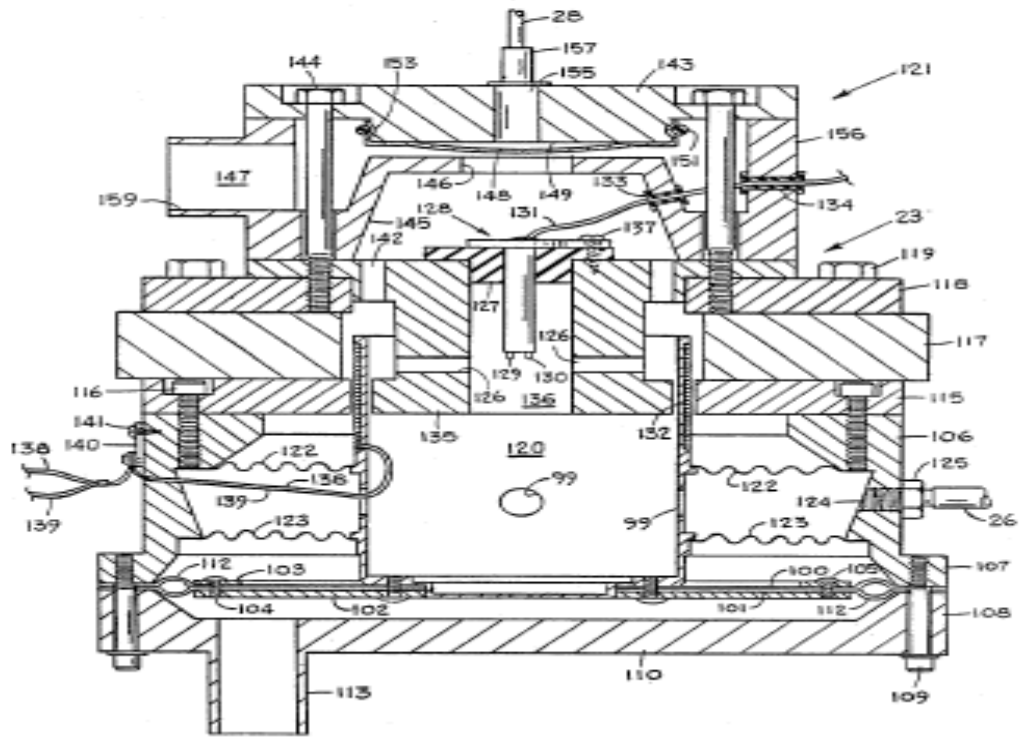
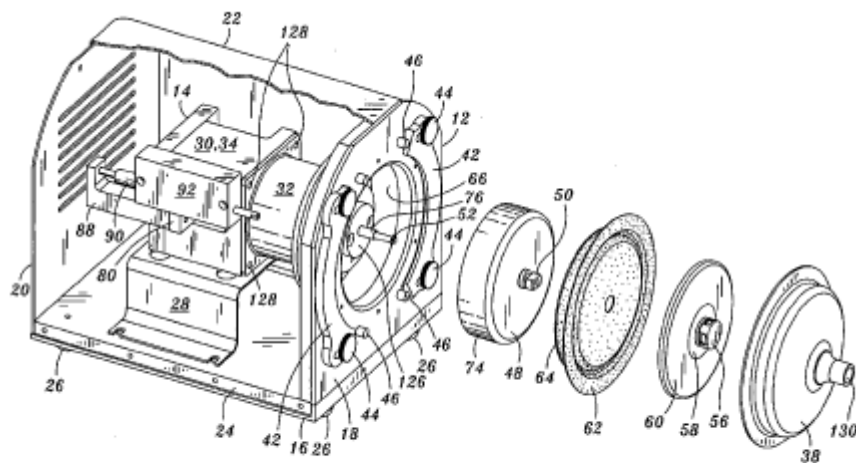


FIG. 3



Patente US 2007/0101999 A1:



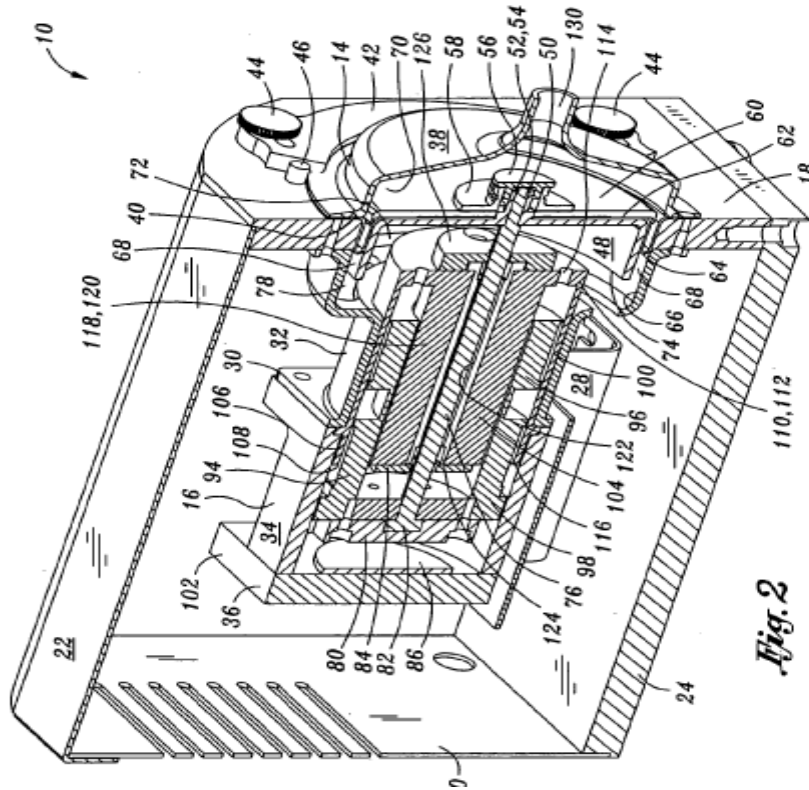


Fig. 2

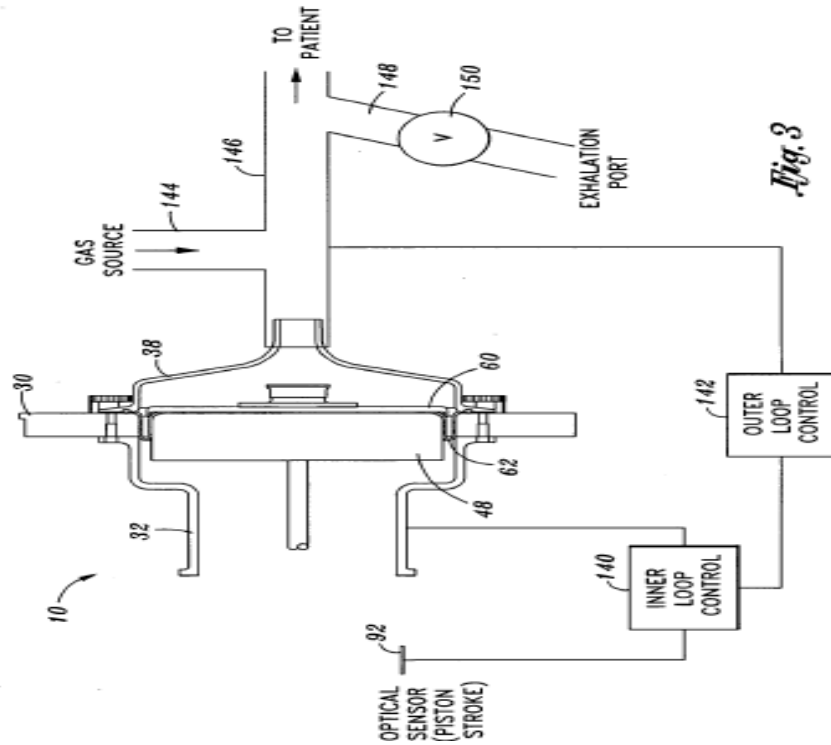


Fig. 3

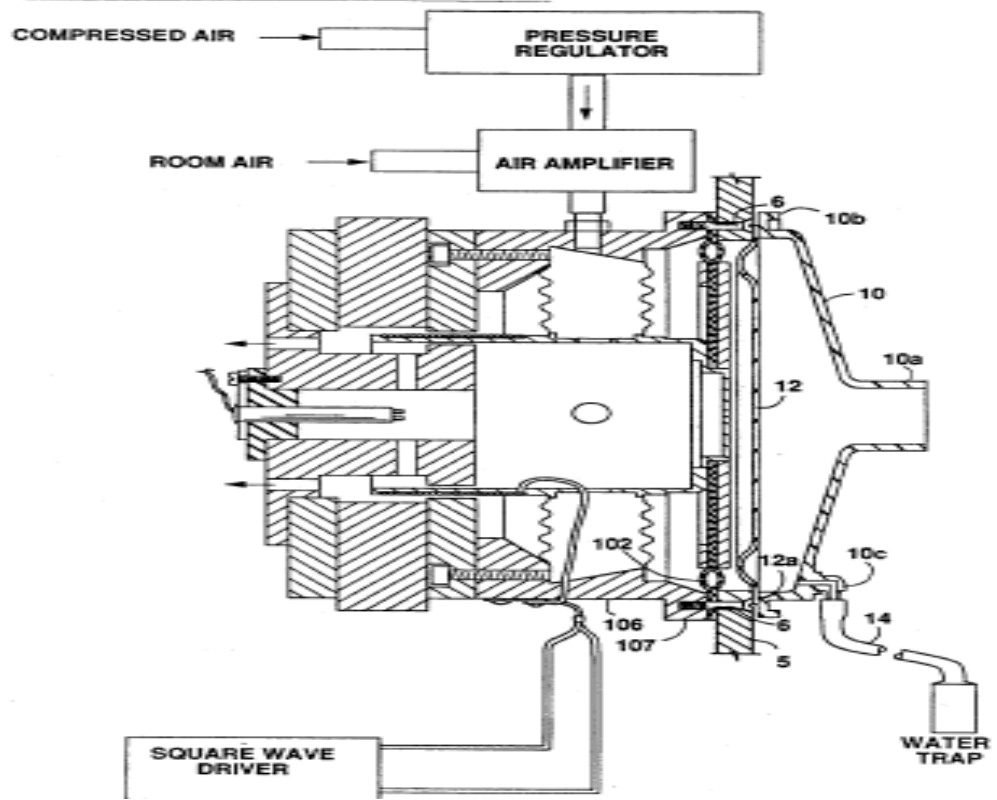
Patente U.S 5,307,794:

U.S. Patent

May 3, 1994

Sheet 1 of 4

5,307,794

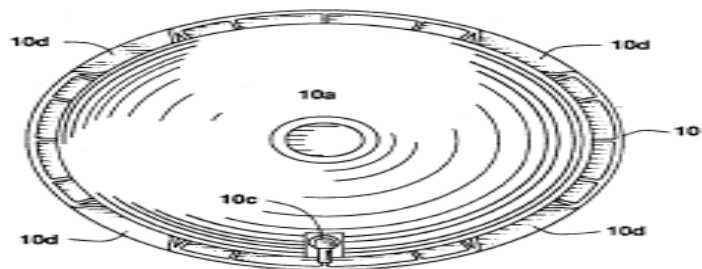
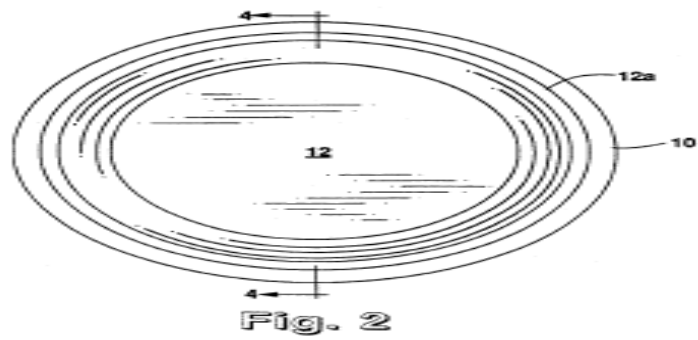


U.S. Patent

May 3, 1994

Sheet 2 of 4

5,307,794



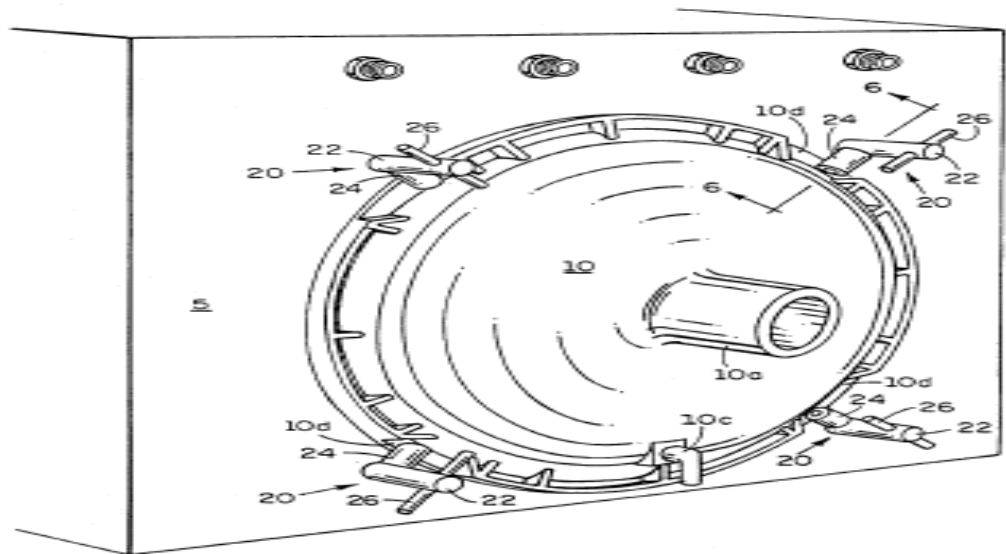


Fig. 5

Patente 4,821,709

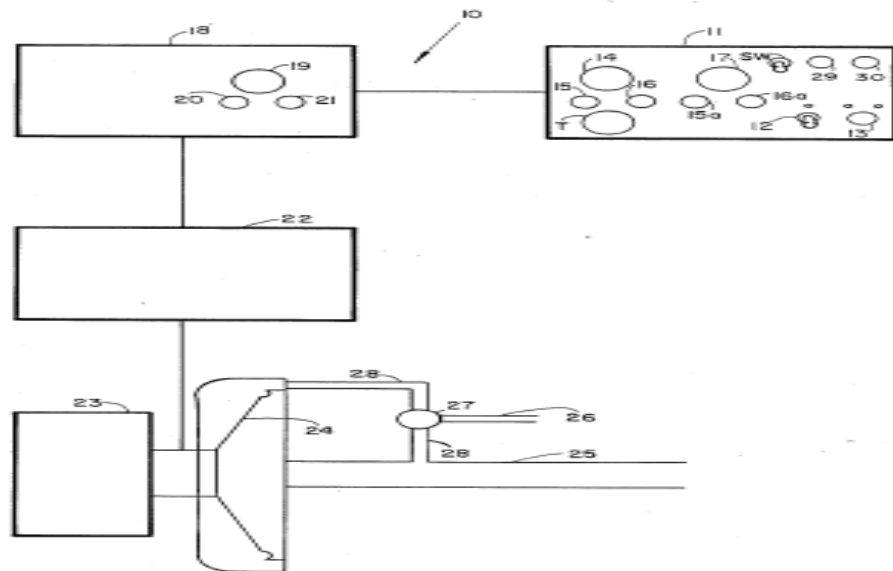


FIG 1

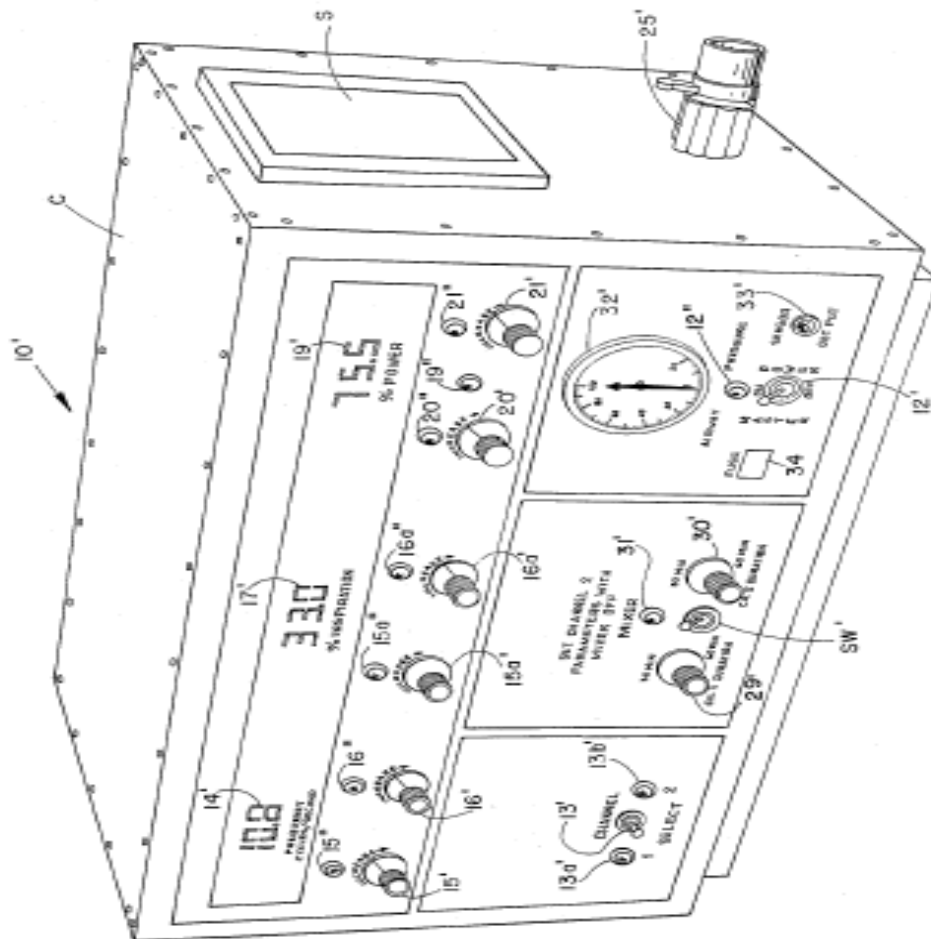
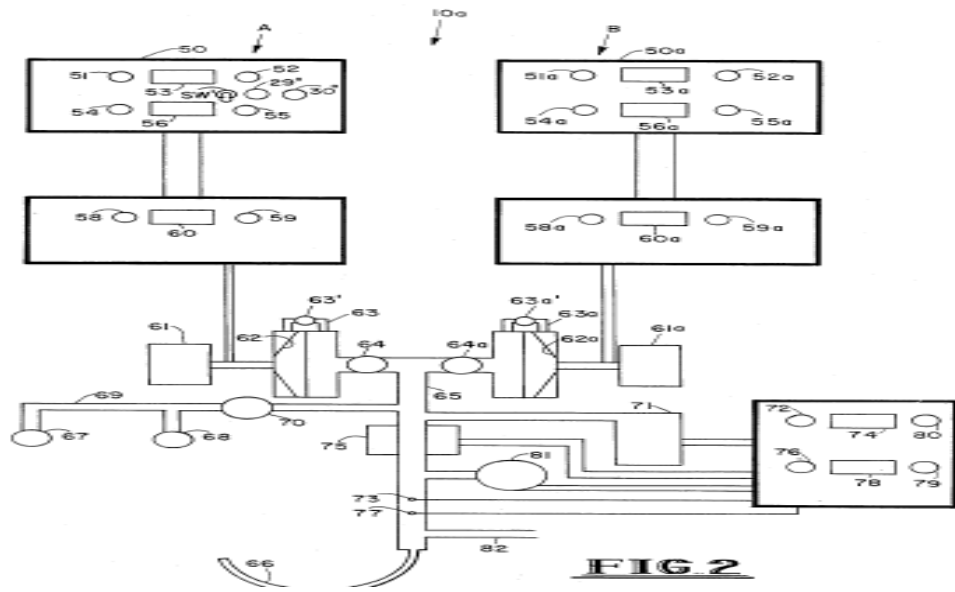


FIG 3

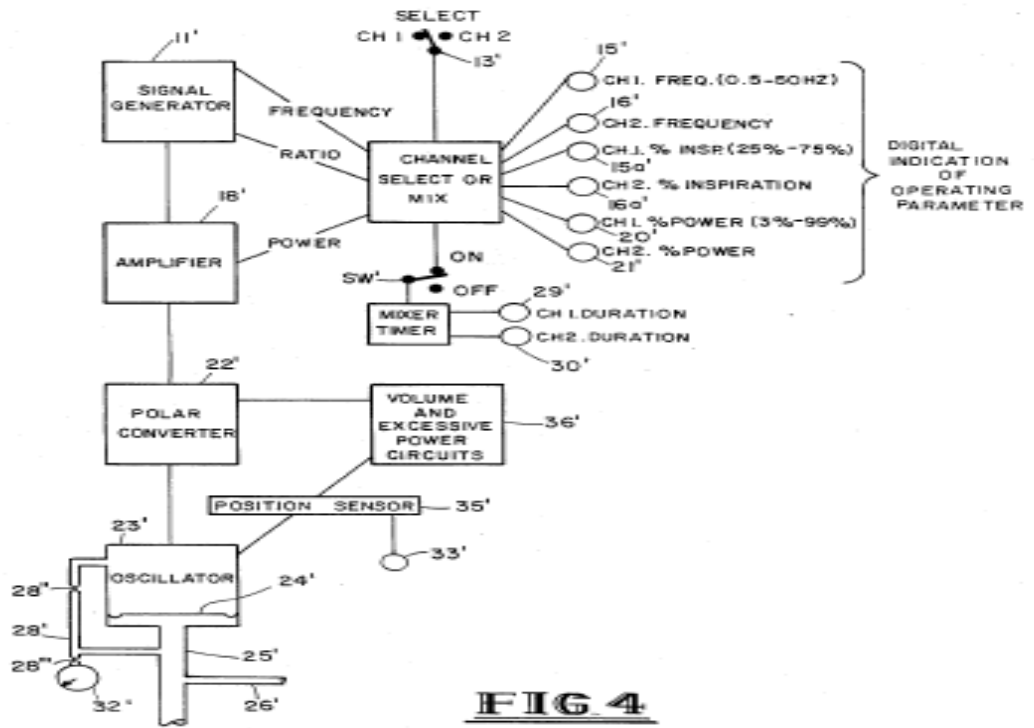


FIG 4

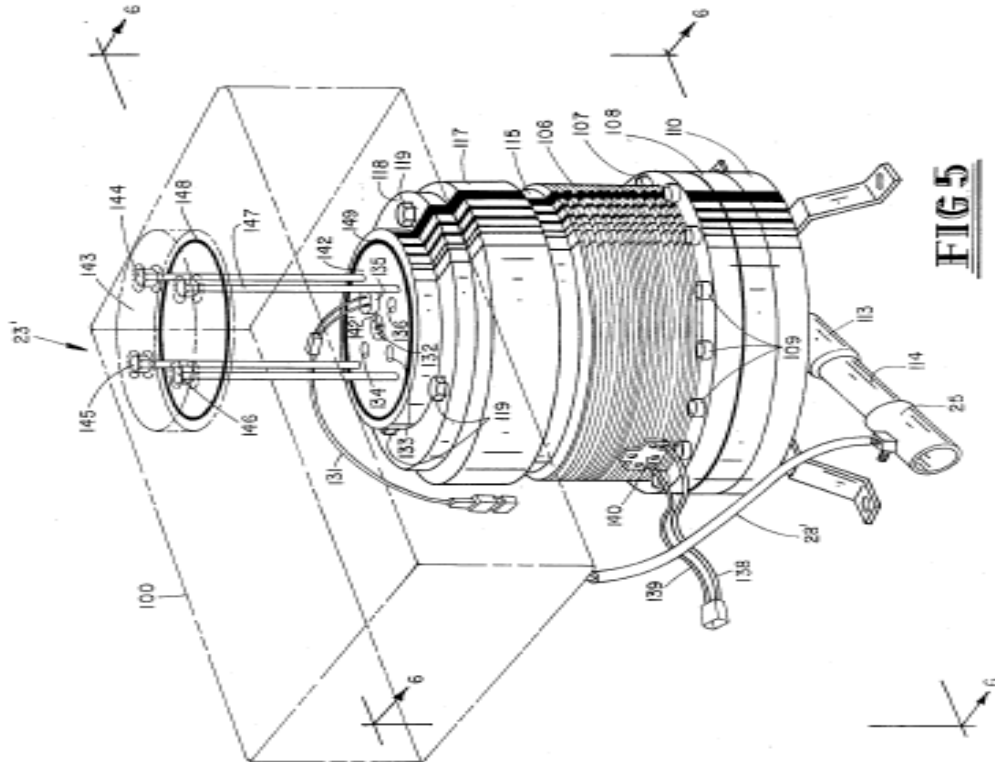


FIG 5

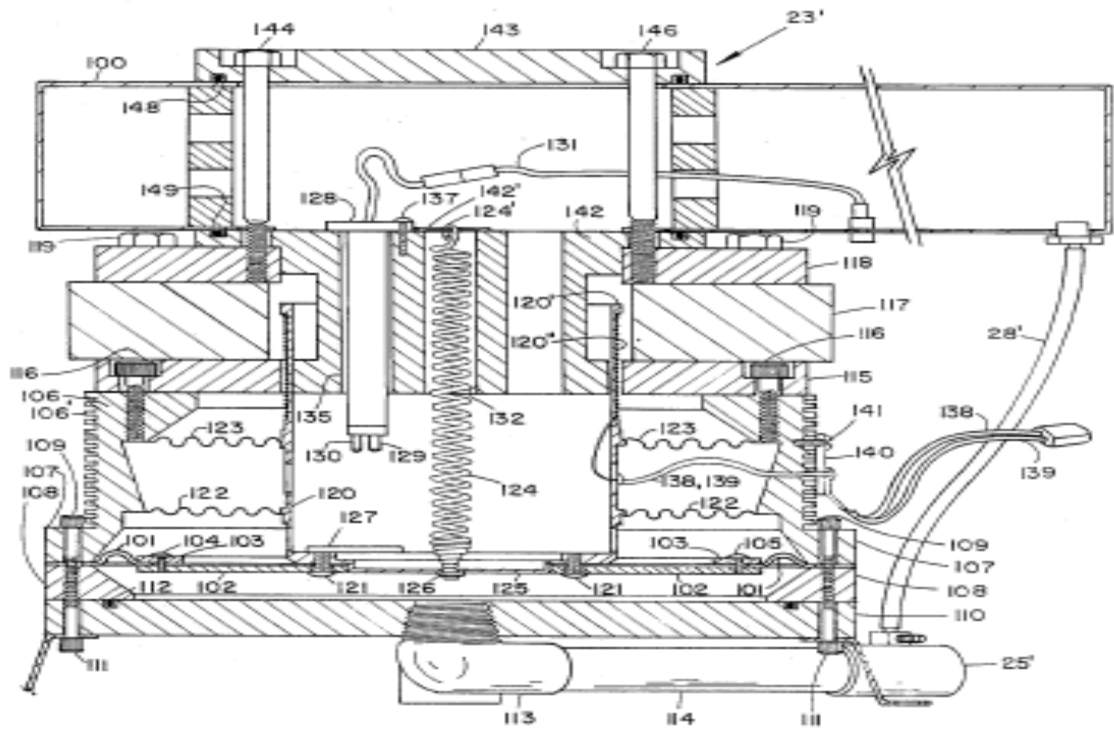


FIG 6

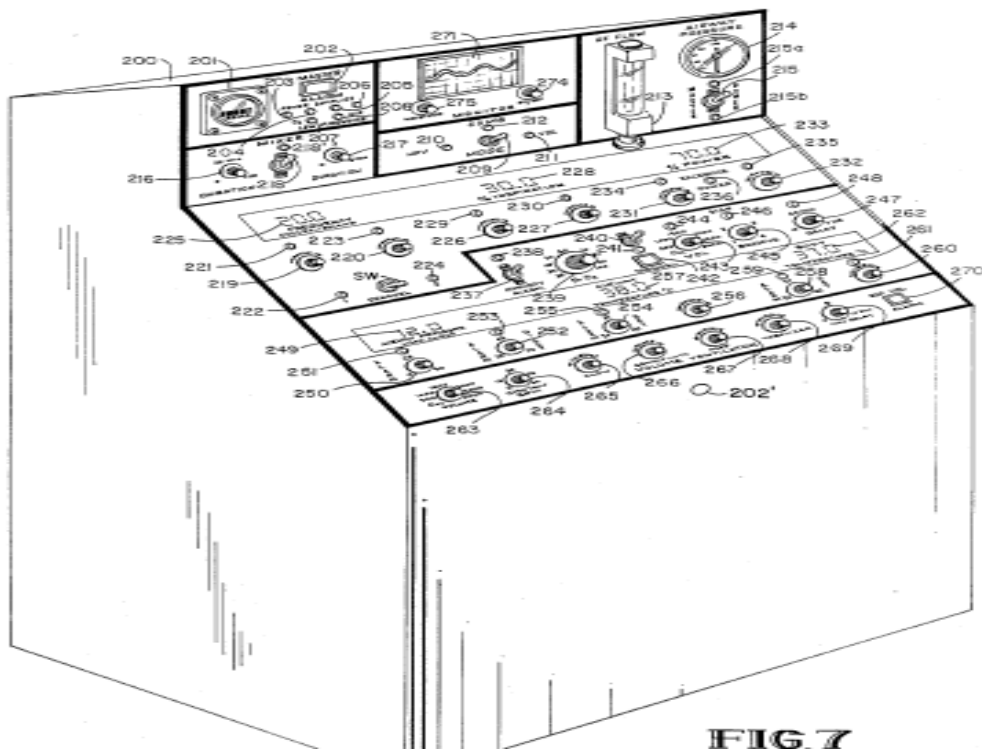


FIG 7

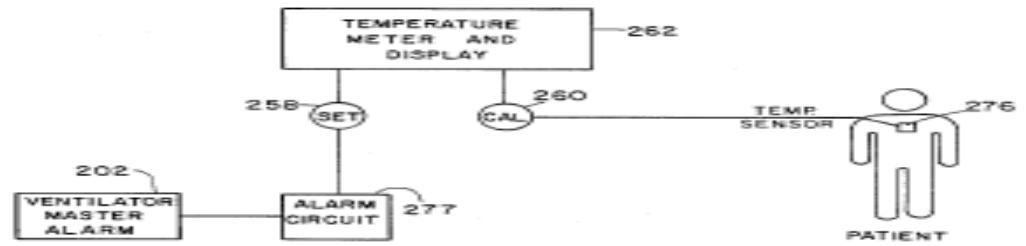


FIG 9

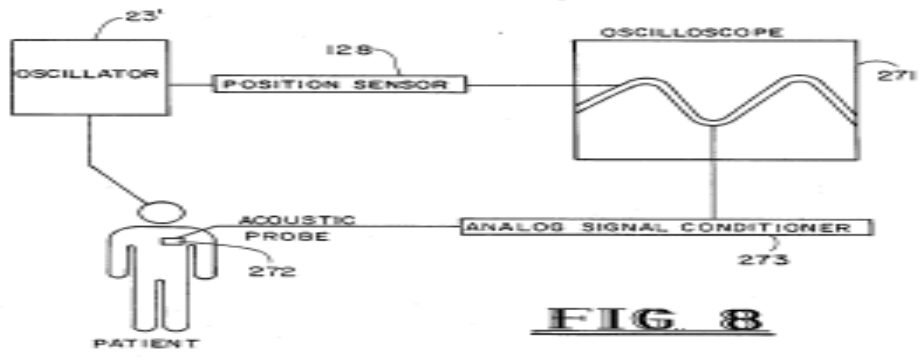


FIG 8

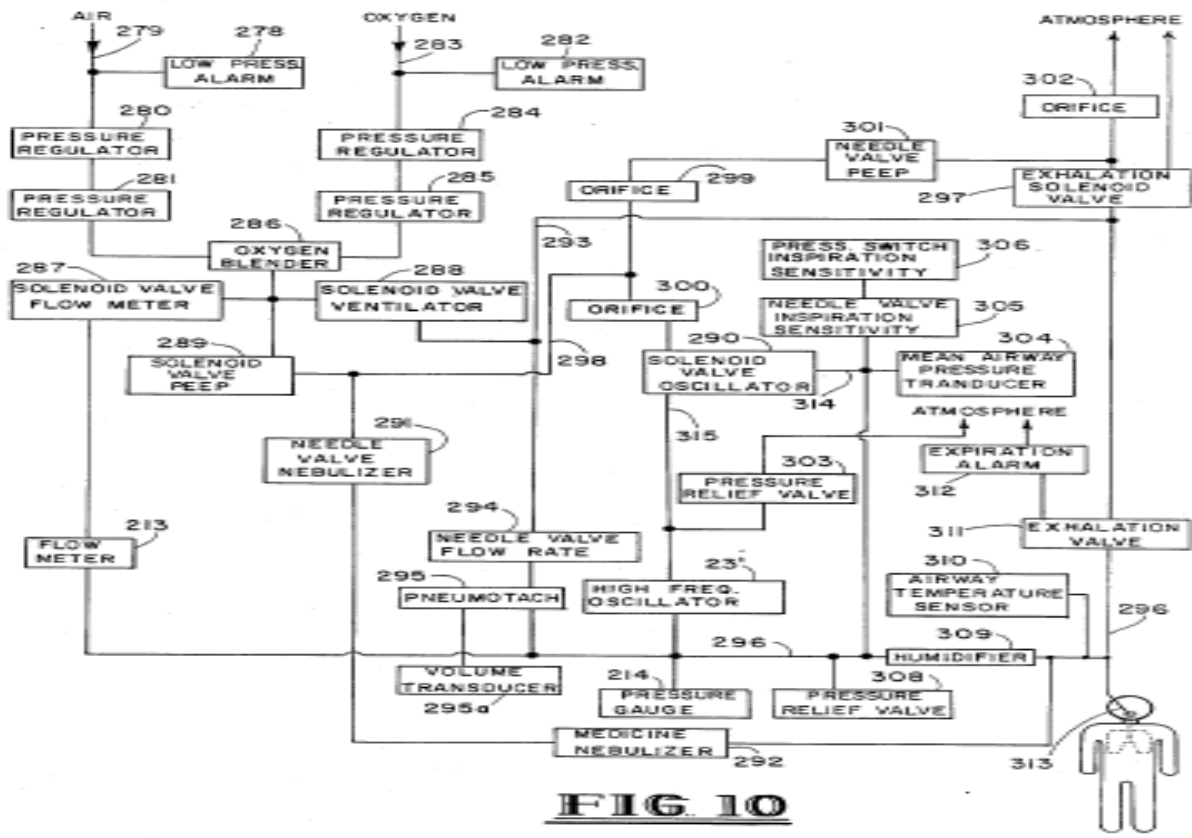


FIG 10

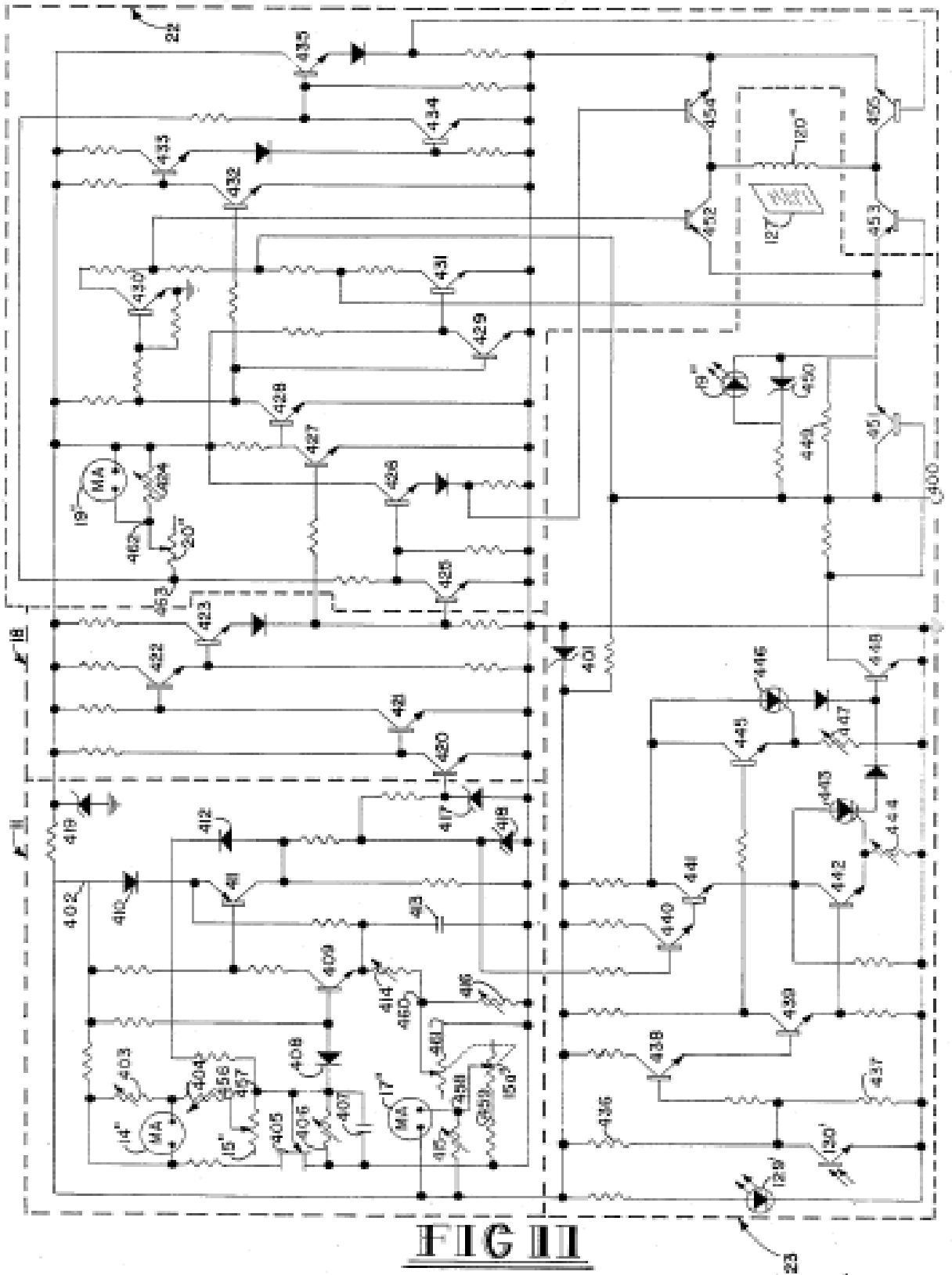
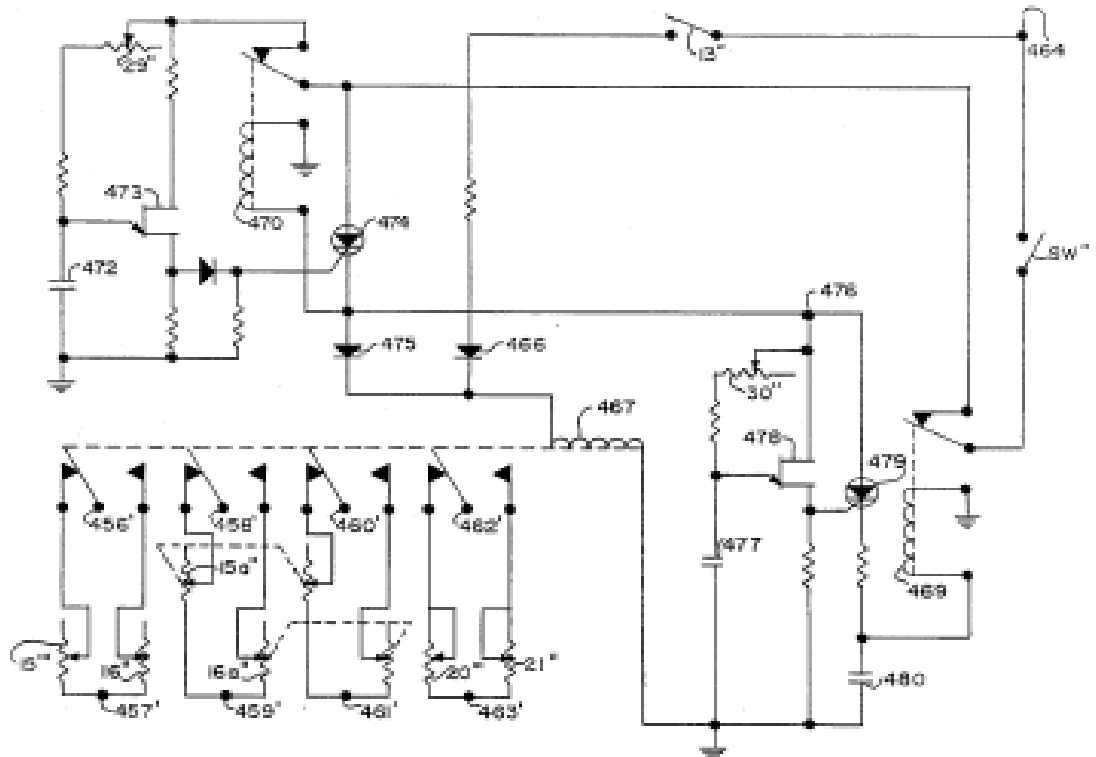
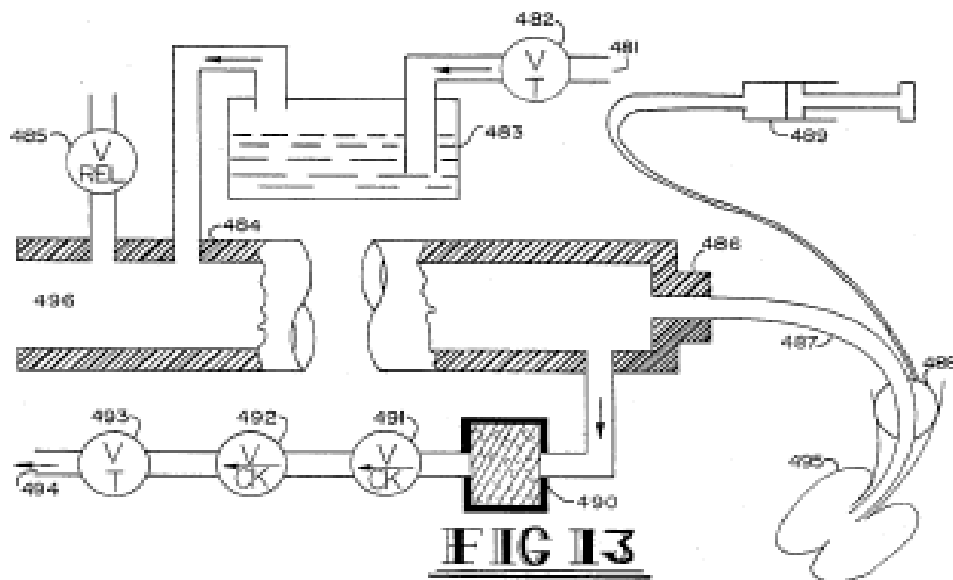


FIG III

**FIG 12****FIG 13**