

## SISTEMA DE AVALIAÇÃO DE VENTILADORES PULMONARES

R. B. A. Coelho <sup>1</sup> e A. Giannella-Neto <sup>2</sup>

**RESUMO** -- Um sistema para executar os testes de desempenho de forma de onda e de volume foi desenvolvido segundo as exigências da Norma ISO 5369/1987. O sistema consiste de: um modelo mecânico pulmonar isotérmico de câmara rígida; transdutores de pressão; amplificadores e filtros eletrônicos analógicos; uma placa conversora analógica-digital (A/D) de 12 "bits"; e um microcomputador do tipo IBM PC compatível. "Software" foi desenvolvido para conduzir os testes. Três transdutores de pressão coletam os sinais: a) no ponto de conexão do ventilador com o paciente ou pressão na boca ( $P_M$ ); b) dentro da câmara ou pressão alveolar ( $P_A$ ); e c) a pressão diferencial no resistor, que foi convenientemente calibrada para representar vazão gasosa ( $\dot{V}$ ). Estes três sinais são amostrados pelo conversor A/D. O sinal de volume ( $V$ ) pode ser obtido pela integração de  $\dot{V}$ , ou diretamente através de  $P_A$ , calibrado em termos de volume. Os sinais  $P_M$ ,  $P_A$ ,  $\dot{V}$  e  $V$  são mostrados na tela e o programa também calcula os parâmetros da ventilação. As acurácias encontradas para as medidas de pressão, vazão e volume obedecem os requisitos normativos. O sistema é útil na manutenção corretiva e preventiva de equipamentos e também é apropriado para treinamento e aprendizado no emprego de ventiladores.

**Palavras-chave:** Ventiladores Pulmonares, Avaliação de Ventiladores, Ventilação Artificial.

## INTRODUÇÃO

Ventiladores pulmonares são definidos como dispositivos automáticos, que são conectados às vias aéreas do paciente e são projetados para aumentar ou prover a sua ventilação (ISO 5359, 1987).

No atual estado tecnológico, os ventiladores podem prover virtualmente todas as gradações de assistência respiratória, desde a complementação da respiração espontânea ao controle total. Os ventiladores podem fornecer uma grande variedade de modos de ventilação e até uma monitoração integral do paciente que inclui alarmes (Simbruner e Gregory, 1981), características que proporcionam maior flexibilidade no tratamento de grande variedade de pacientes de cuidado crítico.

Diversos estudos (Simbruner e Gregory, 1981; Mathewson et alii, 1983; Torzala, 1987) demonstraram a importância dos testes de ventiladores com modelos mecânicos pulmonares. Recomendam ainda a periodicidade desses testes, bem como a obediência às instruções de manutenção do fabricante.

<sup>1</sup> Mestre em Engenharia Biomédica, PEB/COPPE/UFRJ.

<sup>2</sup> Professor Titular, Programa de Engenharia Biomedica, COPPE/UFRJ, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, Brasil

Os clínicos devem estar conscientes das características de desempenho dos ventiladores, isto é, eles devem saber como o ventilador irá interagir com mudanças dos parâmetros de impedância pulmonar, principalmente frente a situações de diminuição acentuada de complacência (pulmão restritivo), ou de aumento da resistência das vias aéreas (pulmão obstrutivo), situações onde maiores erros ocorrem (Mathewson et alii, 1983). Portanto, os modelos mecânicos de pulmão devem representar as cargas que simulem realisticamente pacientes durante os ensaios e em diferentes condições de impedância pulmonar.

O surgimento de normas para ventiladores decorreu de sua importância na sustentação da vida e na existência de um histórico de problemas relacionados a eles. Instituições relacionadas à saúde pública e à regulamentação de equipamentos médicos, como a "Food and Drug Administration" (FDA), nos EUA, procuram adotar normas que garantam segurança no seu emprego.

A Norma "ANSI Z79.7 - American National Standard for Breathing Machines for Medical Use" (USA/ANSI, 1976), baseada no trabalho desenvolvido por Mushin et alii (1980), foi elaborada objetivando garantir segurança, confiabilidade e compatibilidade para o projeto de ventiladores, incluindo testes (ensaios) de desempenho. Desde que estes testes foram normatizados e aceitos, o modelo mecânico definido pela norma também pode ser usado para o aprendizado de operação de ventiladores e de técnicas ventilatórias. Este procedimento permitiu métodos de comparação de ventiladores e, o mais importante, os testes passaram a ser realizados observando-se a interação do ventilador com alterações de resistência e complacência (Kirby et alii, 1985).

O objetivo do presente trabalho foi o de desenvolver um sistema para avaliação e testes de ventiladores que permitisse também realizar os testes de desempenho de forma de onda e de volume, descritos na Norma Internacional "ISO 5369/1987 - Lung ventilators for medical use" (ISO, 1987), uma versão revisada da Norma ANSI Z79.7. Adotou-se uma Norma Internacional como referência porque, ao final do ano de 1994, quando este artigo foi redigido, a Norma Brasileira sobre ventiladores pulmonares, baseada na Norma ISO 5369/1987, estava ainda sendo elaborada pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Estima-se que no segundo semestre de 1995, a Norma Brasileira esteja aprovada e publicada.

Em junho de 1993, foi publicada a Norma "ISO 10651:1993 - Lung ventilators for medical use - Part 1: Requirements" (ISO, 1993). Esta Norma é uma revisão e ampliação da Norma "IEC 601-2-12:1988 - Medical electrical equipment - Part 2: Particular requirements for the safety of lung ventilators for medical use", inclui exigências da Norma ISO 5369/1987 e foi elaborada para substituir esses dois documentos. Ela trata principalmente de condições de segurança, que incluem, por exemplo, proteção contra choques elétricos e temperaturas excessivas. A Norma ISO 10651:1993 estabelece as exigências mínimas de segurança para ventiladores, como por exemplo, a existência de um dispositivo para medição de volume expirado, de alarmes de pressão, de alarme de volume corrente, que a Norma ISO 5369/1987 não traz. Talvez por exigir que os ventiladores possuam instrumentos que permitam uma monitoração da ventilação realizada, a Norma ISO 10651:1993, nada dispõe sobre testes de desempenho de ventiladores. No entanto, os testes de desempenho continuam sendo o meio correto para se determinar as características dos ventiladores projetados antes da confecção desta Norma, e que não contemplam todas as suas exigências. Por esta razão, todo o trabalho desenvolvido com a Norma ISO 5369/1987 é válido e encontra grande aplicação na avaliação de ventiladores. Embora a Norma ISO 10651:1993 seja a norma ISO mais atualizada a respeito de ventiladores, ela não será considerada pela razão descrita acima.

As normas geralmente são elaboradas com a participação de vendedores, fabricantes, usuários e pesquisadores. É portanto de se esperar que os modelos mais modernos contemplem cada vez mais as exigências normativas, e contemplem as facilidades que o avanço tecnológico mais recente permite. No entanto, há ainda ventiladores cujos projetos são da década de 60 (Mushin et alii, 1980), quando não havia normas específicas, mas que ainda estão em funcionamento nos hospitais, especialmente no Brasil, devendo continuar em uso por mais algum tempo. Assim, os testes estabelecidos na Norma ISO 5369/1987 ainda encontram sentido e utilidade, em laboratórios de manutenção e pesquisa, e por esta razão, ela foi adotada neste trabalho, onde somente os aspectos relacionados aos testes de desempenho serão observados.

Os ventiladores pulmonares possuem características e potencialidades diferentes. A norma estabeleceu três procedimentos de ensaio com modelos representando parâmetros de impedância pulmonar padronizados. Esses procedimentos provêm informações a respeito do comportamento dos ventiladores, quando usados para ventilar pulmões com características diferentes. Os testes são: um de resistência e dois de desempenho: de volume e de forma de onda. Os testes verificam se os ventiladores estão satisfazendo às exigências mínimas de segurança e de desempenho, e se estão cumprindo as especificações nominais de fabricação. Tais testes são recomendados, também, quando da manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos.

O teste de desempenho de forma de onda tem por objetivo determinar o comportamento dos sinais de vazão respiratória, pressão nas vias aéreas ou pressão na boca, pressão alveolar e volume corrente, que são entregues pelo ventilador, frente a variações de parâmetros da impedância pulmonar.

O teste de desempenho de volume tem o objetivo de determinar a faixa de valores de volume corrente que o ventilador é capaz de entregar para o pulmão, nas frequências especificadas, com uma razão I:E (tempo inspiratório: tempo expiratório) tão próxima de 1:2 quanto possível.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema de avaliação é composto por (Figura 1):

- a) modelo mecânico pulmonar;
- b) transdutores de pressão (T1, T2 e T3);
- c) amplificadores e filtros analógicos;
- d) placa conversora analógica-digital (A/D);
- e) microcomputador IBM PC compatível e;
- f) programas de computador desenvolvidos em Pascal.

Os sinais de interesse são digitalizados pelo conversor A/D e processados num microcomputador. Para a execução dos testes de ventiladores de desempenho de forma de onda e desempenho de volume, foi desenvolvido um programa em Pascal ("Turbo Pascal 6.0 - Borland International"), que contém as rotinas e procedimentos para o processamento dos sinais coletados.

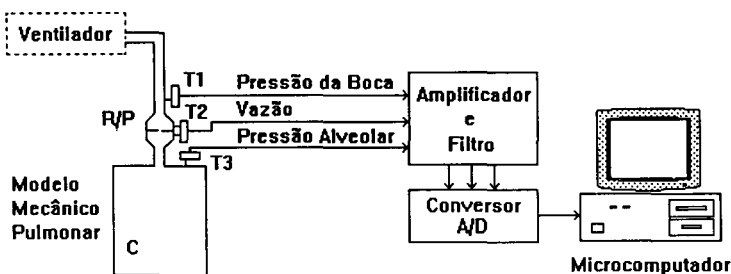


Figura 1. Partes do sistema de avaliação de ventiladores. T1, T2 e T3 são transdutores de pressão, através dos quais são coletados os sinais de pressão na "boca", vazão e pressão "alveolar". C e R/P são, respectivamente, a complacência e o resistor-pneumotacógrafo do modelo mecânico pulmonar.

### Modelo Mecânico Pulmonar (MMP)

Em obediência à norma, para que os ventiladores sejam avaliados adequadamente, é necessário que sejam apresentadas cargas à saída destes ventiladores durante os testes. Estas cargas são os MMPs, que devem simular condições realísticas de impedâncias pulmonares, tanto para os pulmões normais, quanto para os doentes. O MMP substitui o paciente durante os ensaios. O modelo utilizado foi construído no LEP (Laboratório de Engenharia Pulmonar do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ) para este fim, e atende as exigências da Norma ISO 5369/1987 (Mello-Neto, 1992).

Basicamente os modelos simulam as propriedades de complacência e de resistência à vazão das vias aéreas dos pulmões. Isto é conseguido, nos modelos passivos convencionais, colocando-se um resistor pneumático e uma câmara rígida de volume conhecido, em série no ponto onde o paciente é normalmente conectado ao ventilador.

O modelo consiste de uma câmara rígida isotérmica, com um resistor pneumático em série (Figura 2). O modelo foi projetado de modo que diferentes condições de complacência e de resistência possam ser conseguidas através do intercâmbio de câmaras e resistores, respectivamente. A Norma ISO 5369/1987 estabelece as diferentes características de complacência e resistência que um modelo pulmonar deve apresentar, para simular as condições dos pacientes conectados aos ventiladores.

### Complacência do Modelo Mecânico Pulmonar

A relação entre o volume e a pressão de gás no alvéolo, quando ambos são medidos como variações em relação aos seus níveis normais de repouso, é determinada pelas propriedades elásticas dos pulmões e da parede torácica. A complacência expressa essa relação, ou seja, complacência é a razão entre a variação de volume e a variação de pressão do pulmão.

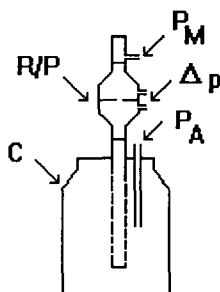


Figura 2. Modelo mecânico pulmonar. R/P é o resisto-pneumotacógrafo e C é o recipiente que simula complacência. São mostrados os pontos de obtenção dos sinais de pressão na boca ( $P_M$ ), pressão alveolar ( $P_A$ ) e pressão diferencial ( $\Delta p$ ).

A complacência dos pulmões, mais a das paredes torácicas, é simulada com uma câmara rígida com volume adequado. Esta complacência é proporcional ao volume da câmara. O volume pode ser escolhido de tal forma que a complacência do tórax de um adulto, criança ou neonato seja simulada, como desejado. O volume da câmara para se obter um determinado valor de complacência é calculado a partir da equação dos gases perfeitos, considerando-se um processo de compressão com condições isotérmicas.

Assumindo-se condições isotérmicas, isto é  $PV = \text{constante}$ , tem-se a complacência (C) do sistema dada por (Hill e Moore, 1965):

$$C = \frac{\partial V}{\partial P} = -\frac{V}{P} \quad (1)$$

onde,

$\partial V$  é o incremento de volume, ou volume corrente;

$\partial P$  é o incremento de pressão, assumido como sendo muito pequeno em relação à pressão barométrica;

$V$  é o volume da câmara; e

$P$  é a pressão barométrica.

Para que a condição de isoterminia da Norma ISO 5369/1987 seja alcançada, a câmara do MMP, projetada para simular a complacência de 50 ml/cmH<sub>2</sub>O (C50), encontra-se preenchida com 10 kg de lã de cobre, confeccionada com fios de cobre não esmaltados, com diâmetro de 0,045 mm, que funcionam como absorvedores de calor (Hill e Moore, 1965).

A complacência C50 consiste de um recipiente rígido de aço, encontrado no comércio, com volume nominal de 50 l. Há uma tomada de pressão para a obtenção do sinal de pressão alveolar

(Figura 2). O volume útil da complacência C50, depois de preenchida com a lâ de cobre, é de  $(51667 \pm 5)$  ml, e o volume do resistor, incluindo os tubos de latão de conexão, é de  $(394 \pm 5)$  ml (Costa-Filho, 1993).

O volume que determina o valor da complacência na Equação (1), e cuja pressão é representada por  $P_A$ , é o volume útil da câmara, somado ao volume do modelo que vai até a placa de orifício do resistor (metade do volume do resistor: 197 ml), onde ocorre a queda de pressão devido à resistência. Portanto, para C50, o volume é de  $(51864 \pm 8)$  ml. Aplicando-se a Equação (1), o valor obtido, para uma pressão barométrica de  $1033,33 \text{ cmH}_2\text{O}$ , é de  $(50,19 \pm 0,07) \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ . Este valor está dentro das exigências da Norma ISO 5369/1987.

### **Resistor-pneumotacógrafo (R/P) do Modelo Mecânico Pulmonar**

A resistência das vias aéreas expressa a relação entre a pressão diferencial através das vias aéreas (entre a boca e o alvéolo) e a vazão do gás. No MMP, a resistência é concentrada e determinada pela razão entre a pressão diferencial no resistor e a vazão.

O presente MMP é inovador em relação aos modelos convencionais. O elemento resistivo também é empregado como pneumotacógrafo para medir a vazão. Esta característica traz vantagens na dimensão e no custo da construção do modelo, e evita conexões e tubos desnecessários, minimizando interferências destes dois últimos com a complacência do modelo.

O resistor-pneumotacógrafo (R/P) foi construído em peças de alumínio usinadas e é simétrico em relação ao sentido de vazão. Utiliza uma placa de orifício como elemento resistivo, que pode ser intercambiada para se obter a resistência desejada. Os valores de resistência, R5 e R20, são obtidos através de placas com orifícios de diâmetro de 8,05 mm e 5,33 mm, respectivamente, e sua construção foi descrita nos trabalhos de Mello-Neto (1992) e Mello-Neto et alii (1990).

O R/P é conectado com o recipiente da complacência do modelo através de um tubo de latão com 22 mm de diâmetro interno. Na outra extremidade, é conectado a outro tubo de latão, que possui uma tomada de pressão onde o sinal  $P_M$  é obtido (Figura 2). O volume do R/P, incluindo os tubos de latão de conexão, é de  $(394 \pm 5)$  ml (Costa-Filho, 1993).

A Norma ISO 5369/1987 aceita tipos de resistores lineares e não-lineares, sendo que nesta última condição, requer que suas características sejam determinadas. É o caso deste trabalho. A tolerância para os valores de resistores é de  $\pm 20\%$ .

### **Calibração do resistor-pneumotacógrafo (R/P) do MMP**

Por se tratar de um resistor de orifício, onde o escoamento é de natureza turbulenta (Sullivan et alii, 1984), o modelo de calibração do resistor é o de um polinômio de segundo grau, sem os termos de ordem 0 e 1 (Mello-Neto, 1992).

A equação de calibração do R/P é:

$$\Delta p = R \cdot \dot{V}^2 \quad \text{ou} \quad \dot{V} = \sqrt{\frac{\Delta p}{R}} \quad (2)$$

onde,

$\Delta p$  é a diferença de pressão no R/P;

$\dot{V}$  é a vazão através de R/P; e

$R$  é a constante de calibração do R/P

A calibração do R/P foi feita usando-se um programa de computador para calibração de pneumotacógrafos desenvolvido no LEP. Este programa determina a relação entre a pressão diferencial,  $\Delta p$ , medida no pneumotacógrafo e a vazão,  $\dot{V}$ , através dele.

Esse tipo de calibração, como o descrito acima, realizado com vazões de gás não estabilizadas, é dito como sendo um método dinâmico de calibração. A calibração estática do R/P usando um medidor de pressão diferencial e um gerador e medidor de vazão foi feita em outros estudos realizados no LEP (Mello-Neto, 1992; Mello-Neto et alii, 1990). Contudo, devido às características de regime de trabalho onde o R/P é empregado, a calibração dinâmica apresenta vantagens, por poder ser realizada com o R/P montado no local e em condições bem próximas de sua configuração de trabalho.

O R/P deve ser calibrado para a faixa de valores de vazões nas quais será usado. Durante os testes, a pressão na câmara aumenta conforme o ar é injetado pelo ventilador. A variação da pressurização da câmara dependerá do perfil de vazão, dos volumes injetados e da câmara. Esta pressurização afeta a calibração do R/P de uma maneira não linear (Torzala, 1987), e a correção de uma calibração realizada a pressões de referência, para uma condição como a da pressurização da câmara, não é simples. Por esta razão, a calibração do R/P foi feita em condições pressurizadas.

Devido às características da montagem realizada para os testes, as condições de vazão do ar que passa pelo R/P durante a expiração são bastante distintas das condições de inspiração. Por essa razão, foram realizadas calibrações diferentes do R/P para as condições de inspiração e expiração.

A calibração do R/P foi feita usando-se uma seringa manual de 807 ml (Costa-Filho, 1993). Variando-se a duração das injeções, de 0,7 a 2,5 s, consegue-se valores médios de vazões 0,3 a 1,1 l/s, que são valores típicos de trabalho. No entanto, os valores instantâneos de pico dessas injeções podem atingir limites bem superiores aos da faixa mencionada. Procurou-se uma montagem que reproduzisse o máximo possível a situação de utilização do R/P durante os testes.

A vazão expiratória, na configuração de montagem para os testes, não depende da inspiração, mas somente do volume injetado na câmara. Obteve-se uma situação para a calibração do resistor na expiração bem próxima da real, com o uso das mesmas válvulas que são usadas nos testes (Figura 3).

Os tubos de conexão foram feitos a partir de mangueiras de PVC flexível, de 18 mm de diâmetro interno e de 2 mm de espessura. Assumiu-se que todas as partes da montagem são rígidas, inclusive os tubos de conexão. Considerando-se a faixa de pressões envolvidas, e os próprios materiais, esta é uma hipótese válida. Os comprimentos das mangueiras a, b e c, mostradas na Figura 3, são respectivamente de 13, 13 e 14 cm.

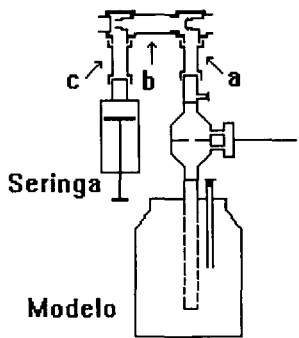


Figura 3. Montagem para a calibração do resistor/pneumotacógrafo para a expiração. O sistema foi montado para que a condição de calibração da expiração fosse a mais próxima possível da configuração do sistema, na situação de expiração. Através da seringa, o ar é injetado e a vazão de alívio do ar comprimido no modelo, através da válvula, é a que foi usada para a calibração.

Para a calibração do R/P para as vazões inspiratórias, não foram usadas válvulas e a seringa foi conectada diretamente ao modelo, pois essa montagem representa a condição de trabalho do R/P durante a inspiração. As calibrações foram feitas imediatamente antes da realização dos testes, para garantir as mesmas condições de pressão barométrica, temperatura e umidade relativa do ar. Os valores de calibração obtidos são mostrados na Tabela 1.

Transdutores de pressão

Foram usados transdutores de pressão piezo-resistivos, da marca "Micro - Switch", que provêem uma tensão de saída proporcional à pressão aplicada. Para as tomadas de pressões  $P_A$  e  $P_M$ , foram usados dois transdutores modelo 142PC01D, com 70,32 cmH<sub>2</sub>O (1 PSI) de fundo de

Tabela 1. Valores obtidos para a calibração do resistor/pneumotacógrafo. Na calibração foram usados padrões de vazão, duração e forma das injeções, próximos das condições de teste.

Calibração	R5 (cmH <sub>2</sub> O/(l/s))	R20 (cmH <sub>2</sub> O/(l/s))
Inspiração	4,54	20,29
Expiração	4,20	19,60



escala. Para a medição da pressão diferencial no R/P foi usado o modelo 143PC01D, com  $\pm 70,32 \text{ cmH}_2\text{O}$  ( $\pm 1 \text{ PSI}$ ) de fundo de escala.

Os transdutores foram calibrados com os respectivos circuitos eletrônicos de filtragem e amplificação (Módulo de Amplificação, descrito a seguir), para os ganhos 1, 2, 5 e 10. Com essa calibração, a acurácia encontrada para ambos os modelos é de  $\pm 0,01 \text{ cmH}_2\text{O}$ , para medições de pressão diferencial e manométrica. A calibração dos transdutores de pressão foi verificada imediatamente antes dos testes.

Para a conexão dos transdutores foram usados tubos, feitos a partir de mangueiras de PVC, de diâmetro interno de 4 mm. Para T1 e T3, tubos de comprimento de 2,5 cm foram usados. Para as duas tomadas de T2, usou-se dois tubos iguais, com comprimento de 5,5 cm (Figura 1).

### **Módulo de amplificação e filtragem de sinais analógicos**

Para amplificação e filtragem do sinal analógico proveniente dos transdutores de pressão foram construídos amplificadores e filtros eletrônicos para cada um dos três sinais. Os filtros são passa-baixa, ativos, de primeira ordem (atenuação de 3 dB/década), com frequência de corte de 34 Hz. Os amplificadores são independentes, possuem ajuste de "offset" e os ganhos são ajustáveis para 1, 2, 5 ou 10. A excursão de saída do amplificador é de  $\pm 10 \text{ V}$ .

O amplificador do sinal de pressão diferencial do R/P teve seu "offset" adequado para o conversor e foi ajustado para 5 V para permitir a excursão positiva e negativa que esse sinal realiza. Os amplificadores dos sinais de  $P_M$  e  $P_A$  tiveram seus "offsets" ajustados para 1 V.

### **Conversor Analógico-Digital (A/D)**

Utilizou-se o conversor A/D para microcomputadores "IBM PC Data Acquisition and Control Adapter" com 4 canais e com 12 bits de resolução, configurado para tensões de entrada de 0 a 10 V e taxa de amostragem de 48 amostras/segundo por canal.

### **Microcomputador**

Foi utilizado um microcomputador do tipo IBM PC compatível, modelo 386 DX 33 MHz, com 4 MB de memória RAM e com co-processador aritmético, para a execução das etapas de coleta, processamento, visualização e armazenamento dos dados experimentais.

### **Programas de computadores ("Software")**

No sistema de avaliação de ventiladores desenvolvido, os sinais elétricos provenientes dos transdutores de pressão são digitalizados pelo conversor A/D, para depois serem processados por um microcomputador.

Para a coordenação de todas as etapas executadas no microcomputador foram desenvolvidos procedimentos e rotinas em linguagem Pascal ("Turbo Pascal 6.0 - Borland International"). Esses procedimentos foram organizados em um programa principal que os coordena e executa através de telas onde são apresentados "menus" de opções.

Os requisitos de equipamento ("hardware") para a execução do programa são bem poucos. O programa foi projetado para funcionar em qualquer microcomputador do tipo IBM PC compatível, com monitores CGA ou VGA, colorido ou monocromático. Não há nenhuma exigência de memórias RAM adicionais, ou nenhuma recomendação especial para o disco rígido.

O programa possui uma tela que permite ao usuário configurar o sistema para apresentar opções "Default", isto é, valores de parâmetros como frequência de aquisição etc, que serão usados na configuração, ou em cálculos internos do programa. O módulo de "Utilidades" apresenta um "menu" que oferece ao usuário facilidades relacionadas com a operação de microcomputadores e exportação de dados em padrão ASCII. Outro módulo é o de tratamento de sinais que apresenta outro "menu" relacionado com o processamento de sinais coletados. Permite analisar sinais já coletados e gravados em arquivos, bem como mostrar os sinais na tela. Os sinais são mostrados em tela gráfica, com 510 pontos de cada sinal por tela. Através de setas, pode-se visualizar todas as partes dos sinais. O programa possui também a facilidade de mostrar o valor de cada ponto dos sinais mostrados na tela.

Através da opção de "Realizar Aquisição", é realizado o teste de desempenho de forma de onda. Os resultados do teste de desempenho de forma de onda são obtidos em duas etapas. A primeira é a inspeção visual de todos os pontos dos sinais coletados, que podem ser carregados na memória através da aquisição de dados ou da leitura de arquivos. Na tela são mostrados os sinais de  $\dot{V}$ ,  $P_M$ ,  $P_A$  e  $V$ . A navegação pelos pontos dos sinais é feita pelas teclas de setas. Os valores que aparecem no lado esquerdo da tela são os valores máximos de cada sinal, que o programa já determina para o cálculo das escalas, quando a tela gráfica é apresentada. Na visualização ponto a ponto, os valores de pico dos sinais podem ser verificados, bem como se o programa detectou corretamente as transições do sinal de vazão. O valor de volume calculado pela integração de  $\dot{V}$ , pode ser comparado com o volume calculado através da pressão alveolar e da complacência do sistema, obtido da expressão na Equação (3), derivada da Equação (1):

$$V = C_T \times P_A = \frac{V_{Mod}}{P_{ATM}} \times P_A \quad (3)$$

onde,

$V$  é o incremento de volume na câmara;  
 $C_T$  é a complacência total do sistema;  
 $P_A$  é a pressão alveolar;  
 $V_{Mod}$  é o volume do modelo; e  
 $P_{ATM}$  é a pressão atmosférica.

A segunda etapa é a análise dos parâmetros da ventilação, onde o programa realiza automaticamente as detecções das transições respiratórias, e apresenta a tabela com os parâmetros de análise da ventilação. Além do volume calculado pelo pneumotacógrafo, é apresentado o volume calculado a partir da pressão alveolar. Isto permite verificar se está havendo retenção de gases no modelo. Os valores máximos da pressão na boca são apresentados como forma de se verificar valores de alarmes. Esta tabela pode ser escrita em um arquivo tipo texto, e então ser impressa, ou editada em um processador de textos comum, sem problemas de formato de dados.

O programa exporta os pontos dos sinais coletados em arquivos tipo ASCII. Estes arquivos podem ser processados por planilhas eletrônicas ou editores de texto, e o registro gráfico dos sinais no tempo, com marcações e escalas é conseguido. Os gráficos podem ser apresentados com escalas, grades, nomes de eixos e no tamanho desejado, como será exemplificado na sessão de resultados.

O programa pode realizar a aquisição de dados em até quatro canais, embora somente três deles tenham sido usados na coleta de sinais. Cada sinal é amostrado em 48 Hz. Os sinais coletados foram os sinais de vazão gasosa através do R/P, pressão na boca ( $P_M$ ) e pressão alveolar ( $P_A$ ). Durante a aquisição, os sinais são mostrados na tela.

A duração máxima de coleta de sinais neste módulo é limitada pela disponibilidade de memória básica do microcomputador. Os sinais coletados são armazenados na memória RAM básica do computador. A memória disponível para o armazenamento dos sinais coletados depende da configuração do computador, mas um valor típico é de 390 KBytes, com o programa já instalado. Para esse valor tem-se que a duração máxima, na frequência de amostragem de 48 Hz, é de 507 s (8,45 min).

A frequência de amostragem de sinais é um parâmetro do programa, que foi desenvolvido para funcionar corretamente até 96 Hz no computador utilizado (386DX 33 MHz), embora possa funcionar para frequências superiores a esta, dependendo do "clock" do computador. O programa possui uma rotina que determina o clock do computador onde está sendo executado, corrigindo os parâmetros de inicialização da placa A/D, de forma que o valor real da frequência de amostragem seja sempre igual ao selecionado pelo usuário, independente do computador onde está rodando.

Ao final da aquisição, o usuário tem a opção de gravar os sinais coletados, sendo estes armazenados em arquivos do tipo "integer". Os sinais podem então ser processados e analisados. Na tela, os sinais podem ser escalonados, superpostos e comparados. São calculados também parâmetros de interesse do teste.

O programa possui uma opção de monitoração em tempo real, e é através dela que é realizado o teste de desempenho de volume. Neste procedimento o sinal de vazão é mostrado na tela do computador continuamente, pelo tempo que for desejado. O usuário pode adequar a monitoração à frequência do ventilador e à frequência de amostragem empregada. Do sinal coletado, o programa calcula a frequência ventilatória em respirações por minuto (bpm); os tempos inspiratórios e expiratórios, em segundos; a razão I:E; e os volumes inspirado e expirado, em ml. O programa totaliza o número de ciclos analisados, calcula o volume inspirado médio por ciclo analisado, e registra a duração do teste.

O sinal de volume não é coletado diretamente pelo conversor A/D. No entanto, a Norma ISO 5369/1987 exige que os quatro sinais,  $\dot{V}$ ,  $P_M$ ,  $P_A$  e  $V$ , sejam registrados e que todos sejam mostrados simultaneamente, quando for feita a análise de desempenho de forma de onda. O sinal de volume ( $V$ ) é calculado pelo programa a partir da integração numérica de  $\dot{V}$ .

Para o cálculo de  $V$ , o programa detecta automaticamente as transições dos ciclos respiratórios. A detecção é mostrada na tela por linhas verticais tracejadas (Figura 4), e o usuário pode avaliar a qualidade do sinal coletado, já que essa detecção depende do nível de ruído presente no sinal. Uma vez marcados os pontos onde as inspirações e expirações iniciam e terminam, pode-se calcular alguns parâmetros da ventilação realizada. O programa realiza a análise dos parâmetros da

ventilação. Os volumes inspiratórios e expiratórios são calculados usando-se os respectivos valores de calibração do resistor para a inspiração e expiração.

O programa analisa alguns parâmetros da ventilação, após a identificação dos pontos de transição dos ciclos respiratórios. É calculado o número de ciclos completos, e os parâmetros calculados, suas médias e desvios padrões são mostrados em forma de tabela (Tabela 2). O programa calcula os volumes inspiratórios e expiratórios, a razão entre estes valores, tempos inspiratórios e expiratórios, a razão I:E. São mostrados também os valores máximos de vazão inspiratória e expiratória, bem como os valores de pressão máxima e mínima na boca. O resultado da análise da ventilação, feita ciclo a ciclo pode ser gravado em um arquivo tipo texto, padrão ASCII.

### Testes Realizados

Um ventilador pneumático modelo "Bennett Model BA-4 Anesthesia Ventilator", foi utilizado no teste. Ele pode operar como um ventilador completamente automático ou como um ventilador ciclado pelo paciente (Mushin et alii, 1980).

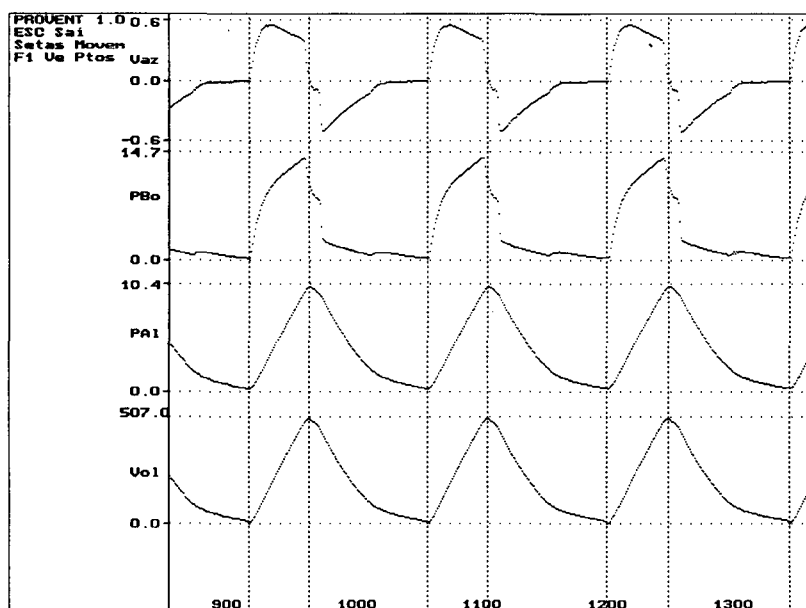


Figura 4. Tela gráfica onde são mostradas as transições detectadas automaticamente pelo programa. Os sinais mostrados são: vazão (ml/s), pressão na boca (cmH<sub>2</sub>O), pressão alveolar (cmH<sub>2</sub>O) e volume (ml), no eixo das abscissas está indicado o número de amostras (100 unidades correspondem a aproximadamente 2 segundos, para uma frequência de amostragem de 48 Hz). Usando-se as teclas de setas pode-se percorrer todos os pontos dos sinais mostrados na tela. Vaz = vazão, PBo = pressão na boca, PAI = pressão alveolar, Vol = volume obtido através da integração do sinal de vazão.

Tabela 2. Exemplo de resultado da análise da ventilação. O conteúdo desta tabela é mostrado na tela do microcomputador e pode ser escrito em um arquivo padrão ASCII. Vol é o volume inspiratório, VoE o expiratório, em ml; Vi:e é a relação entre esses volumes; Ti e Te são os tempos inspiratório e expiratório em s; Ri:e é a razão entre estes tempos; MxVal é a máxima vazão inspiratória, MxVaE é a máxima vazão expiratória, em ml/s; e MPbo é a pressão máxima da boca e mPbo é a mínima, em cmH<sub>2</sub>O; e MVPA e mVPA são os volumes, em ml, máximo e mínimo, respectivamente, calculados a partir da P<sub>A</sub>.

Ciclo	Vol	Voe	Vi:e	Ti	Te	Ri:e	MxVal	MxVaE	MPbo	mPbo	MVPA	mVPA
1	512	482	1.06	1.06	1.94	0.548	587	565	14.21	0.19	511	10
2	509	491	1.04	1.00	1.96	0.511	590	571	14.54	0.25	521	13
3	510	493	1.03	1.00	1.98	0.505	594	572	14.55	0.25	525	14
4	511	491	1.04	1.00	1.98	0.505	594	573	14.65	0.30	525	17
5	513	493	1.04	1.02	2.00	0.510	594	578	14.56	0.29	528	16
6	510	493	1.03	1.00	2.00	0.500	594	575	14.60	0.30	528	17
7	511	495	1.03	1.00	2.02	0.495	594	583	14.72	0.28	528	16
8	510	497	1.03	1.00	2.02	0.495	594	586	14.60	0.30	528	17
Média	511	492	1.04	1.01	1.99	0.509	593	575	14.55	0.27	524	15
DP	1.3	4.5	0.01	0.02	0.03	0.017	2.7	6.8	0.15	0.04	5.92	2.34

Os controles deste ventilador são: "Pressure" - controla a vazão da fonte de gás comprimido, que acionará o ventilador; "Volume" - permite ajustar o volume corrente; "Peak-flow" - permite ajustar a resistência do ramo inspiratório, para limitar o valor máximo de vazão inspiratória; "Sensitivity" - controla o nível de esforço respiratório necessário para o paciente iniciar a inspiração; "Rate" - ajuste para determinar a frequência respiratória.

O controle "Pressure" foi ajustado para a posição de máximo durante todos os testes, para que o modo de funcionamento do ventilador fosse ciclado a volume. O controle "Sensitivity" foi ajustado para a posição de mínimo durante todas as etapas dos testes, já que não se pretendeu testar o modo de funcionamento do ventilador disparado pelo paciente.

#### Teste de desempenho de forma de onda

O teste foi realizado a uma temperatura de 22 °C, dentro das especificações da norma ISO 5369/1987 de (20 ± 2) °C, com umidade relativa do ar de 59% e a uma pressão barométrica de 758 mmHg (1031,6 cmH<sub>2</sub>O). Foi empregado um barômetro de marca "Sundo", com resolução de 1 mmHg, e um termômetro e higrômetro de marca "Apex". Durante os testes, a pressão da linha de alimentação do ventilador foi de 60 PSI (4,2 kgf/cm<sup>2</sup>).

O ventilador foi conectado ao modelo através das válvulas e de tubos (Figura 6). Os tubos foram feitos a partir de mangueiras de PVC flexível, de 18 mm de diâmetro interno e de 2 mm de espessura. Embora feitos de mangueiras flexíveis, assumiu-se que, para a faixa de pressões envolvidas, estes tubos se comportam como inelásticos, com influência desprezível para a

complacência. Os comprimentos dos tubos a, b e c, mostrados na Figura 5, são, respectivamente, de 110, 90 e 800 mm.

Segundo a norma ISO 5369/1987, cláusula 6.2, a complacência total dos dispositivos de medição de pressão, tubos e conexões, e do R/P não deve exceder a 4% da complacência do modelo. Os volumes das partes envolvidas na montagem são mostrados na Tabela 3. O volume total dos tubos e conexões usados na montagem é de  $(665 \pm 20)$  ml, que representa 1,3% da complacência do modelo.

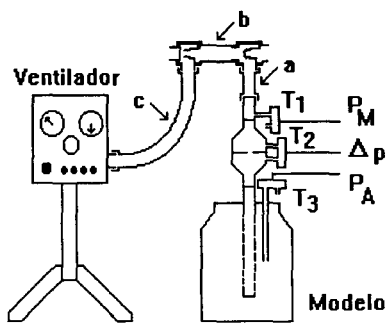


Figura 5. Montagem dos equipamentos para a realização dos testes. T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> e T<sub>3</sub> são transdutores de pressão, a, b e c são mangueiras de conexão. As válvulas estão posicionadas entre as mangueiras.

Tabela 3. Volumes das partes da montagem para o teste de desempenho de forma de onda e de volume. Os volumes dos tubos de mangueiras e das válvulas foram calculados a partir das medidas de suas dimensões.

Compartimento	Teste de forma de onda Volume ( ml )	Teste de volume Volume ( ml )
câmara do modelo	51667 ± 5	51667 ± 5
R/P e conexões	394 ± 5	394 ± 5
tubo a	28 ± 2	33 ± 2
tubo b	23 ± 1	33 ± 2
tubo c	200 ± 10	200 ± 10
válvulas (duas)	20 ± 2	20 ± 2

Nos testes de desempenho foram usadas duas válvulas de diafragma, marca IFAB, modelo 350, para permitir a conexão do ventilador ao modelo pulmonar.

Na inspiração, as duas válvulas canalizam o ar do ventilador para o modelo pulmonar. Durante a expiração, a válvula mais próxima ao ventilador permite a entrada ou admissão de ar fresco, enquanto que a válvula próxima ao modelo permite o alívio do ar, que foi comprimido na câmara do modelo, para a atmosfera.

Conforme a Norma ISO 5369/1987, o ventilador deve ser submetido a combinações de complacências e resistências, seguindo uma ordem. O procedimento do teste realizado é descrito a seguir: o ventilador foi conectado ao modelo conforme a Figura 5, na configuração de C50 e R5; os controles do ventilador foram ajustados para se obter a frequência de 20 bpm e o volume corrente exigido de 500 ml, numa razão I:E o mais próximo possível de 1:2.

Com as condições iniciais estabelecidas e o programa configurado, iniciou-se o teste, com coleta de sinais por 200 s. Desligou-se o ventilador e procedeu-se à troca da placa de orifício do R/P para se obter o valor de resistência classificado como R20. Com os controles dos ventiladores inalterados, procedeu-se nova aquisição de dados da mesma maneira.

Verificou-se uma pequena alteração na razão I:E e os controles dos ventiladores sofreram pequenos reajustes para reestabelecer as condições padrões apropriadas de frequência, volume e razão I:E. Com os controles dos ventiladores reajustados novamente para se obter 20 bpm, com razão I:E de 1:2, realizou-se nova aquisição.

Para a realização dos testes de desempenho, só se encontravam disponíveis os resistores classificados como R5 e R20, e a complacência C50. Por esta razão, os testes realizados usaram apenas as duas combinações possíveis: C50 e R5; e C50 e R20.

### Teste de desempenho de volume

A montagem para o teste de desempenho de volume é a mesma que a mostrada na Figura 5, com a mesma configuração de válvulas. Os materiais usados também foram os mesmos. Os comprimentos dos tubos a, b e c, mostrados na Figura 5, para este teste, são respectivamente de 130, 130 e 800 mm. Na montagem, os volumes das partes envolvidas são mostrados na Tabela 3. O volume total da montagem é de  $(680 \pm 20)$  ml, que representa 1,3% da complacência do modelo.

Uma vez que a complacência C20 não se encontrava disponível, o teste de desempenho de volume foi executado com C50 e R20, e não com C20 e R20 como recomenda a Norma ISO 5369/1987. O teste foi realizado a uma temperatura de 22 °C, com umidade relativa do ar de 60% e a uma pressão barométrica de 758 mmHg (1030,6 cmH<sub>2</sub>O).

Através do programa, no módulo de monitoração, foram determinados os valores de volumes correntes, máximos e mínimos, para os valores de frequência respiratória de 10, 15, 20 e 30 bpm, conforme estipulado na norma ISO 5369/1987, cláusula 6.3.4. Porém, para cada um desses valores determinados, também foi realizada a coleta dos sinais, com os controles do ventilador nas mesmas configurações da monitoração. Os controles de "Volume", "Rate" e "Peak-flow" foram ajustados em cada caso para conseguir uma razão I:E de 1:2, ou o mais próximo possível a isso.

## RESULTADOS

## Teste de Desempenho de Forma de Onda

Para cada etapa do teste de desempenho de forma de onda (C50-R5; C50-R20 controles inalterados e C50-R20 controles ajustados) o programa gerou uma tabela como a Tabela 4, onde são apresentados os resultados da terceira etapa do teste de desempenho de forma de onda, realizado com C50 e R20, com os controles do ventilador ajustados para as condições padrões de teste.

Tabela 4. Resultados da análise da ventilação do teste realizado com C50 e R20, que corresponde à terceira etapa do teste, com os controles do ventilador reajustados para se obter as condições padrões de teste.

Ciclo	Vol	VoE	ViE	Ti	Te	RiE	MxVal	MxVaE	MPbo	mPbo	MVPA	mVPA
1	512	482	1,06	1,06	1,94	0,548	587	565	14,21	0,19	507	10
2	509	491	1,04	1,00	1,96	0,511	590	571	14,54	0,25	516	13
3	510	493	1,03	1,00	1,98	0,505	594	572	14,55	0,25	520	14
4	511	491	1,04	1,00	1,98	0,505	594	573	14,65	0,30	520	17
5	513	493	1,04	1,02	2,00	0,510	594	578	14,56	0,29	524	16
6	510	493	1,03	1,00	2,00	0,500	594	575	14,60	0,30	524	17
7	511	495	1,03	1,00	2,02	0,495	594	583	14,72	0,28	524	16
8	510	497	1,03	1,00	2,02	0,495	594	586	14,60	0,30	523	17
9	513	495	1,04	1,02	2,02	0,505	594	581	14,59	0,28	524	16
10	510	497	1,03	1,00	2,04	0,490	595	581	14,64	0,27	524	14
11	511	494	1,03	1,00	2,04	0,490	594	573	14,62	0,29	520	16
12	512	494	1,04	1,02	2,04	0,500	590	574	14,55	0,29	521	15
13	511	495	1,03	1,00	2,04	0,490	594	573	14,62	0,29	523	16
14	513	494	1,04	1,02	2,02	0,505	593	578	14,78	0,29	524	17
15	513	493	1,04	1,02	2,04	0,500	595	582	14,62	0,29	524	16
16	514	492	1,04	1,02	2,04	0,500	595	573	14,78	0,29	523	16
17	514	490	1,05	1,02	2,02	0,505	596	572	14,81	0,30	524	17
18	514	492	1,04	1,02	2,04	0,500	597	574	14,79	0,29	524	16
19	514	490	1,05	1,02	2,04	0,500	596	565	14,75	0,32	523	18
20	514	494	1,04	1,02	2,04	0,500	596	575	14,76	0,32	525	18
21	511	495	1,03	1,00	2,04	0,490	595	574	14,78	0,34	524	19
22	513	492	1,04	1,02	2,02	0,505	595	575	14,68	0,33	527	18
23	514	496	1,04	1,02	2,02	0,505	595	581	14,79	0,25	526	14
24	515	488	1,06	1,02	2,02	0,505	598	569	14,84	0,32	522	17
25	513	487	1,05	1,02	2,00	0,510	595	570	14,64	0,35	526	19
26	513	490	1,05	1,02	2,00	0,510	597	573	14,65	0,37	526	20
27	514	491	1,05	1,02	2,02	0,505	595	566	14,77	0,36	528	20
28	512	491	1,04	1,00	2,02	0,495	596	571	14,84	0,37	527	20
29	514	491	1,05	1,02	2,00	0,510	596	580	14,94	0,39	529	21
30	513	490	1,05	1,00	2,00	0,500	597	568	14,87	0,39	529	22
31	515	492	1,05	1,02	2,00	0,510	596	579	14,90	0,41	530	22
32	512	491	1,04	1,00	2,02	0,495	596	570	14,89	0,41	529	22
33	512	492	1,04	1,00	2,00	0,500	595	579	14,86	0,40	530	21
34	514	490	1,05	1,02	2,00	0,510	595	575	14,90	0,38	530	20
35	512	492	1,04	1,00	2,02	0,495	597	573	14,68	0,40	528	22
Média	512	492	1,04	1,01	2,01	0,503	595	574	14,71	0,32	524	17
DP	1,6	2,9	0,01	0,01	0,03	0,010	2,1	5,1	0,15	0,05	4,42	2,79



A Tabela 5 expõe os resultados das três etapas do teste de desempenho de forma de onda. Contém as médias e os desvios padrões de cada parâmetro calculado em cada uma das etapas do teste.

A Tabela 6 mostra a comparação entre os volumes calculados a partir do sinal de vazão e a partir do sinal de pressão alveolar. O volume obtido a partir de  $P_A$  foi tomado como referência para cálculos dos erros mostrados.

Na Figura 6, estão mostrados os sinais coletados no teste de desempenho de forma de onda, com as condições de modelo de C50 e R5, à esquerda na figura, e, à direita, com os controles do ventilador inalterados, para C50 e R20.

Tabela 5. Comparação das médias e desvios padrões das três etapas do teste de desempenho de forma de onda. Valores de tempo expressos em segundos; de volume em ml; de vazão em ml/s e de pressão em  $\text{cmH}_2\text{O}$ .

Etapas		VoI	VoE	Vi:e	Ti	Te	Ri:e	Max VaI	Max VaE	Max Pbo	min Pbo	Max VPA	min VPA
1	M	501	531	0,94	1,03	2,06	0,498	576	999	10,59	0,01	517	-1
	DP	1,7	5,2	0,01	0,02	0,02	0,011	1,8	6,8	0,03	0,00	0,87	0,26
2	M	506	488	1,04	1,13	2,00	0,562	527	574	13,66	0,41	532	23
	DP	1,6	3,4	0,01	0,01	0,02	0,006	2,0	8,6	0,10	0,08	6,05	4,41
3	M	512	492	1,04	1,01	2,01	0,503	595	574	14,71	0,32	529	18
	DP	1,6	2,9	0,01	0,01	0,03	0,010	2,1	5,1	0,15	0,05	4,46	2,82

Tabela 6. Comparação dos volumes obtidos a partir de  $\dot{V}$  e de  $P_A$ .  $V_{\text{Ref}}$  é o volume calculado a partir de  $P_A$  ( $\text{MáxVPA} - \text{MínVPA}$ ), tomado como referência. Valores extraídos da Tabela 3.

Etapas	$V_{\text{Ref}}$ (ml)	VoI (ml)	Erro Insp.	VoE (ml)	Erro Exp.
C50 e R5 (1)	518	501	3,3%	531	-2,5%
C50 e R20 (2)	509	506	0,6%	488	4,1%
C50 e R20 (3)	511	512	0,2%	492	3,7%

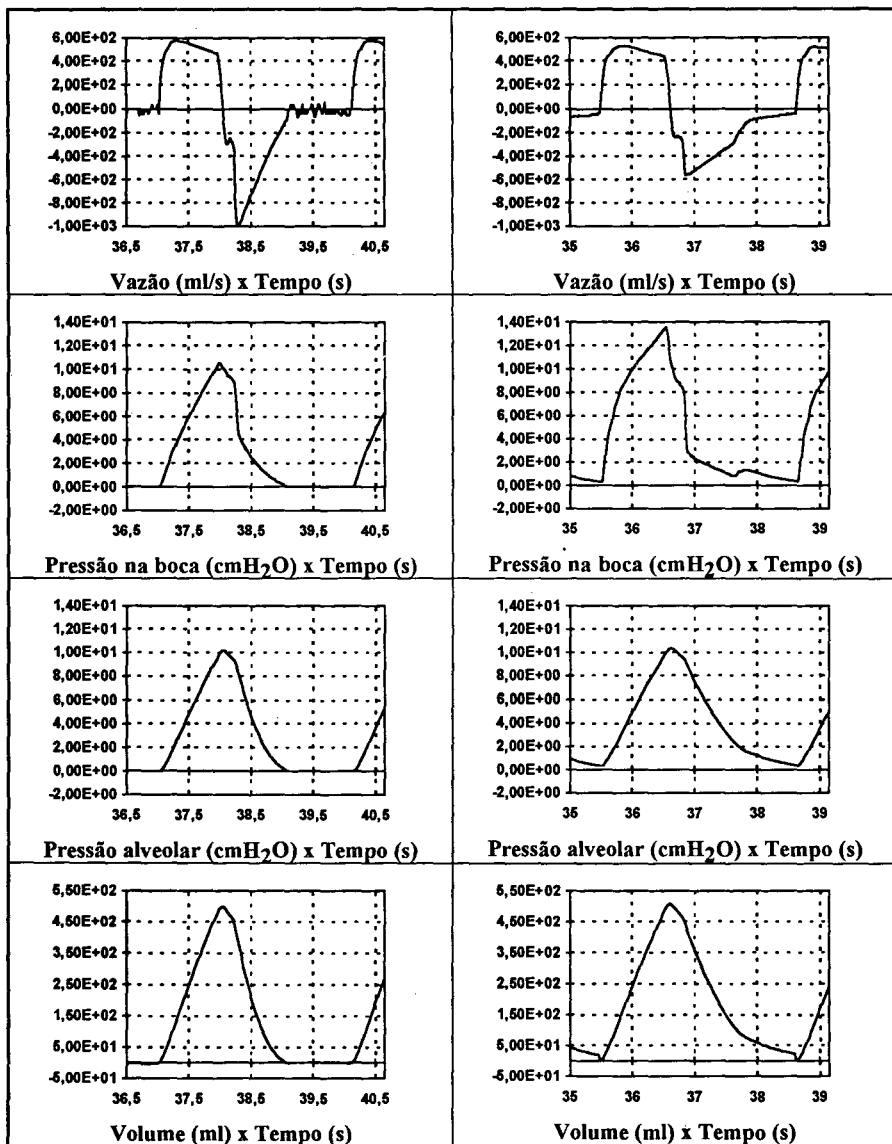


Figura 6. De cima para baixo, sinais de vazão (ml/s), PBoca (cmH<sub>2</sub>O), Palv (cmH<sub>2</sub>O) e Volume (ml). À esquerda, sinais coletados com C50 e R5; à direita com C50 e R20. As abscissas dos gráficos representam o tempo de aquisição expresso em segundos.

As tabelas e os gráficos dos sinais coletados no teste de desempenho de forma de onda indicam somente algumas alterações na pressão da boca, mas não de volume entregue. A principal alteração foi no tempo inspiratório, cujo aumento, alterou a razão I:E.

Teste de Desempenho de Volume

Na Tabela 7 e na Figura 7 são mostrados os resultados do teste de desempenho de volume do ventilador "Bennett BA-4" realizado com C50 e R20.

Na Tabela 8 são mostrados todos os dados dos arquivos de saída para o teste de desempenho de volume.

Tabela 7. Resultados do teste de desempenho de volume. Esta Tabela e a Figura 9 estão no formato sugerido pela norma ISO 5369/1987.

Volume Corrente, $V_t$ (ml)	Frequência, $f$ (bpm)			
	10	15	20	30
Máximo	558	649	684	283
Mínimo	288	228	186	87

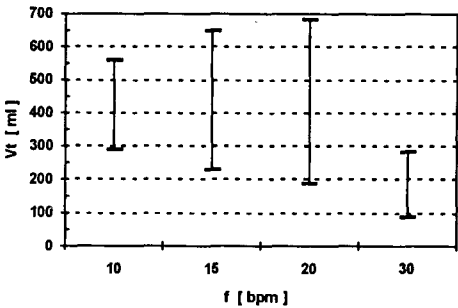


Figura 7. Gráfico de resultados do teste de desempenho de volume.

Tabela 8. Resultados do teste de desempenho de volume através dos arquivos de saída da opção de monitoração, mostrando todo o conteúdo desses arquivos. As colunas de  $mV_i$ , DP e CV, são respectivamente a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação dos volumes inspiratórios, dos ciclos analisados durante a monitoração. Dur. é a duração da monitoração. Os valores das demais colunas são referentes ao último ciclo respiratório analisado.

Freq. (Hz)	Valor	F (bpm)	T <sub>i</sub> (s)	T <sub>e</sub> (s)	R <sub>I:E</sub>	V <sub>i</sub> (ml)	V <sub>e</sub> (ml)	$mV_i$ (ml)	DP (ml)	CV (%)	Ciclos	Dur. (min)
10	Min.	10,07	1,98	3,98	0,50	286	325	285	1	0,35	4	1,1
	Máx.	10,18	1,96	3,94	0,50	557	602	555	2	0,36	4	1,1
15	Min.	14,92	1,33	2,69	0,50	227	243	228	2	0,87	5	1,2
	Máx.	14,92	1,33	2,69	0,50	644	640	642	2	0,31	16	3,6
20	Min.	19,86	1,02	2,00	0,51	187	194	186	1	0,53	8	1,6
	Máx.	19,33	1,04	2,06	0,51	679	662	679	2	0,29	8	1,5
30	Min.	30,00	0,67	1,33	0,50	80	91	82	1	1,22	18	3,0
	Máx.	30,32	0,67	1,31	0,51	272	274	272	8	2,93	52	8,6

## DISCUSSÃO

A norma ISO 5369/1987, na cláusula 6.2, exige que as medidas de pressão, vazão e volume, devam ser acuradas dentro da faixa de  $\pm 2,5\%$ , mais uma tolerância de  $\pm 2,5\%$  de fundo de escala. No presente sistema, as medidas de pressão e vazão são diretas e as medidas de volume são obtidas indiretamente, pela integração da vazão. Todas obedecem as condições exigidas pela norma.

Quanto ao modelo pulmonar, a Norma ISO 5369/1987 permite que outros modelos, que não o sugerido em seu Anexo A, sejam empregados, desde que apresentem as mesmas faixas de complacências e resistências, sendo que estas podem ser lineares ou não. As características dos resistores utilizados são muito sensíveis aos padrões de vazão, e requerem que as calibrações sejam realizadas com padrões de vazão os mais próximos possíveis dos que serão empregados. As resistências parabólicas R20 e R5 do MMP (veja Tabela 1) estão de acordo com a norma, que admite uma tolerância de  $\pm 20\%$ , em torno de 20 e 5  $\text{cmH}_2\text{O}/(\text{l/s})$ , respectivamente. Portanto, o R/P apresentou resultados satisfatórios, tanto como resistor quanto como pneumotacógrafo, e contempla as exigências da Norma ISO 5369/1987. A complacência construída C50 também obedeceu os requisitos normativos, seja pela isotermy, seja pelo volume medido.

Quanto aos resultados do teste de desempenho de forma de onda, no ventilador ensaiado, pode-se comentar os seguintes pontos.

As alterações das características pulmonares não tiveram efeito sobre o volume corrente, nem sobre a frequência respiratória (Figura 6). A principal alteração observada nos parâmetros da ventilação devido ao aumento da resistência (Figura 6 e Tabela 5) ocorreu no tempo inspiratório. Isto foi causado porque o modo de disparo para mudança de fase do ventilador na fase inspiratória, foi um modo combinado de disparo por vazão e por volume. Consequentemente, com o aumento da resistência do modelo, o ventilador levou mais tempo para entregar o volume determinado, sem ultrapassar o limite de pressão.

A principal alteração nas formas de onda, devido ao aumento da resistência do modelo, foi notada no sinal da pressão na boca (Figura 6). Os sinais de vazão, de pressão alveolar e de volume, no período inspiratório, permaneceram praticamente inalterados.

Apesar da presença de válvulas separando os caminhos da vazão gasosa do modelo e do ventilador durante a expiração, pode-se notar a interferência do movimento de reexpansão do fole do ventilador, na parte expiratória do sinal de vazão.

Pode-se observar na Figura 6 e na Tabela 5, que para a combinação de C50 e R20, o tempo de expiração não foi suficiente para que todo o ar comprimido no modelo fosse aliviado. Isto é indicado tanto pelo sinal de vazão, quanto pelo de pressão na boca, não nulos no final de expiração. O volume retido no modelo parece ter se estabilizado em torno de 21 ml, apesar do volume que foi injetado no modelo a cada ciclo, ter se mantido constante.

Os procedimentos do teste de desempenho de forma de onda foram executados conforme a norma, exceto pelo fato de o ventilador ter sido conectado somente a duas combinações de complacência e resistência. Os valores padrões de frequência respiratória (20 bpm), razão I:E de 1:2 e volume corrente (500 ml), estabelecidos para o teste de desempenho de forma de onda, foram seguidos no teste realizado, e estão dentro da faixa admitida pela Norma ISO 5369/1987.

Exceto pelo fato de que a complacência empregada foi a de C50, ao invés de C20, os procedimentos do teste de volume foram executados conforme a norma ISO 5369/1987. A Figura 7 mostra que o ventilador ensaiado apresenta-se limitado a ceder um volume corrente máximo de 283 ml na frequência de 30 bpm, o que prejudica seu emprego em maiores frequências.

O microcomputador incorpora flexibilidade ao sistema. Pode-se usar valores diferentes de calibração para a resistência inspiratória e expiratória, alterando-se apenas o programa. As alterações devido a mudanças da pressão barométrica, que podem alterar a complacência em até 5%, causada por alterações climáticas podem ser levadas em consideração.

O programa desenvolvido mostrou-se adequado para executar as tarefas de avaliação e testes de ventiladores. No entanto, para que possa ser refinado e ter seu horizonte de aplicação ampliado, deve ser testado também para outros tipos de ventiladores, mais complexos do que aquele usado nos testes aqui apresentados.

O sistema desenvolvido para a avaliação de ventiladores é adequado para a execução de testes de desempenho em ventiladores mecânicos pulmonares de pressão positiva intermitente, prescritos na Norma ISO 5369/1987. Devido a suas características de monitoração e coleta dos sinais de pressões na boca e alveolar, e da vazão, o sistema também pode ser utilizado para a verificação de outros itens da Norma ISO 5369/1987. Estes itens incluem a avaliação da sensibilidade do ventilador

com relação a variações da fonte de energia; e a avaliação de níveis corretos de alarmes e de limites de pressão, de tempos, de vazão e de volumes.

O sistema também pode ser empregado para instrução e treinamento de operação de ventiladores, onde os resultados de alteração de controles podem ser observados; em manutenções corretivas e preventivas, além de calibrações e verificações de mostradores e instrumentos do ventilador; e como ferramenta auxiliar de pesquisa, desenvolvimento e avaliação de novos equipamentos e instrumentos.

### AGRADECIMENTOS

Ao CNPq, à FAPERJ e à UFRJ, principais instituições financiadoras deste projeto. Ao engenheiro Marcos Antonio Gonçalves Carvalho pela revisão final do texto.

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- USA/ANSI (1976), *American National Standard for Breathing Machines for Medical Use*, ANSI Z79.7, American National Standards Institute, New York.
- COSTA-FILHO, M. A. F. (1993), *Relatório de Ensaio para Verificação do Atendimento às Condições de Compressão Isotérmica no Modelo de Pulmão do PEB*, Laboratório de Engenharia Pulmonar - PEB/COPPE/UFRJ, 18 Páginas.
- HILL, D. W., MOORE, V. (1965), "The Action of Adiabatic Effects on the Compliance of an Artificial Thorax", *British Journal of Anaesthesia*, Volume 37, Pages 19-22.
- IEC (1988), *Medical Electrical Equipment - Part 2: Particular Requirements for Safety of Lung Ventilators for Medical Use*, IEC 601-2-12, International Electrotechnical Commission, Switzerland.
- ISO (1987), *Breathing Machines for Medical Use - Lung Ventilators*, ISO 5359/1987, Technical Committee ISO/TC 121, International Organization for Standardization, Switzerland, Volume ISO 5369, 18 Páginas.
- ISO (1993), *Lung Ventilators for Medical Use - Part 1: Requirements*, ISO 10651/1993, Technical Committee ISO/TC 121, International Organization for Standardization, Switzerland, Volume ISO 10651, 18 Páginas.
- KIRBY, R. R., SMITH, R. A., DESAUTELS, D. A. (1985), *Mechanical Ventilation*, Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, and Melbourne, pages 115-135.
- MATHEWSON, H. S., LINN, C. R., GISH, G. B. (1983), "Pediatric Mechanical Ventilators - An Evaluation of Performance Characteristics", *The Journal of the Kansas Medical Society*, Volume 84, Page 255.
- MELLO-NETO, V. (1992), *Construção de um modelo mecânico pulmonar para teste de ventiladores*, PEB/COPPE/UFRJ - Tese de Mestrado, Rio de Janeiro, 91 Páginas.

- MELLO-NETO, V., FLOSI, J.O.C., GIANNELLA-NETO, A. (1990), "Resistor e Pneumotacógrafo de um Modelo Pulmonar para Teste de Ventiladores", *RBE - Revista Brasileira de Engenharia*, Volume 7/N.1, Outubro.
- MUSHIN, W. W., RENDELL-BAKER, L., THOMPSON, P. W., MAPLESON, W. W., HILLARD, E. K. (1980), *Automatic Ventilation of the Lungs*, Blackwell Scientific Publications, Oxford, London, 3rd Edition.
- SIMBRUNER, G., GREGORY, G. A. (1981), "Performance of Neonatal Ventilators: The Effects of Changes in Resistance and Compliance", *Critical Care Medicine*, Volume. 9, July, Pages 509-514.
- SULLIVAN, W. J., PETERS, G. M., ENRIGHT, P. L. (1984), "Pneumotachographs: Theory and Clinical Application", *Respiratory Care*, Volume 29, Nº 7, July, Pages 736-749.
- TORZALA, T. (1987), "Ventilator Performance Testing", *Medical Electronics*, June.

## EVALUATION SYSTEM FOR PULMONARY VENTILATORS

R. B. A. Coelho <sup>1</sup> and A. Giannella-Neto <sup>2</sup>

**ABSTRACT** -- A system to carry out the waveform performance test and the volume performance test for mechanical ventilators as prescribed by the international standard ISO 5369/1987 has been developed. The system consists of: an isothermal mechanical lung model; pressure transducers; analog electronic amplifiers and filters; a four channel analog to digital converter (A/D) card of 12 bits; and an IBM compatible PC microcomputer. Software has been developed to conduct the tests. Three pressure transducers collect the signals: a) at the patient end of the ventilator tubes or mouth pressure ( $P_M$ ); b) inside the chamber or alveolar pressure ( $P_A$ ); and c) the differential pressure at the resistor which was conveniently converted to volume flow rate ( $\dot{V}$ ). These three signals are sampled at a frequency of 48 Hz by the A/D and are recorded and processed. The volume signal ( $V$ ) can be obtained by the integration of  $\dot{V}$ , or directly by  $P_A$ , calibrated in terms of volume. The signals  $P_M$ ,  $P_A$ ,  $\dot{V}$  and  $V$  are displayed on the screen by the software, which calculates the ventilatory parameters. The accuracies determined for pressure, flowrate and volume are in accordance with the standard. The system is useful for preventive maintenance and repair of equipment and is well suited for learning and training purposes.

**Keywords:** Pulmonary Ventilators, Ventilators Evaluation, Artificial Ventilation.

<sup>1</sup> M.Sc. Biomedical Engineering, PEB/COPPE/UFRJ.

<sup>2</sup> Professor, Biomedical Engineering Program, Federal University of Rio de Janeiro, PEB/COPPE/UFRJ, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, Brasil