

## VENTILADORES BRASILEIROS(\*)

### Características e análise funcional

DR. ARNO HEPP (\*\*)

DR. ZAIRO E.G. VIEIRA (\*\*\*)

*As características mecânicas dos ventiladores construídos e em uso corrente no Brasil são descritas e a performance de cada um é analisada através um análogo mecânico dos pulmões de acordo com os conceitos propostos por Mapleson e Mushin.*

*O respirador de Takaoka comportou-se tipicamente como gerador de fluxo constante, ciclado por pressão em todas as fases operacionais.*

*O ventilador de Takaoka comportou-se como gerador de fluxo constante na inspiração e gerador de pressão constante na expiração, que fundamentalmente cicla por pressão em ambas as fases operacionais, porém pode ser utilizado com um limite de volume na inspiração.*

*O pulmoventilador de Cabral de Almeida revelou ser extremamente versátil, na inspiração, podendo ser utilizado como gerador de fluxo constante, gerador de fluxo variável, gerador de pressão constante ou gerador de fluxo zero no fim da fase, de acordo com a manipulação dos seus controles.*

*Da mesma forma, apesar de fundamentalmente ciclar por tempo, ele pode ser regulado para ciclar com limite de volume ou com limite de pressão. Na expiração é sempre um gerador de pressão constante e a ciclagem E/I é sempre por tempo.*

Vários tipos de ventiladores automáticos com características diferentes e próprias (2,5,10,15), podem ser utilizados para manter artificialmente a ventilação pulmonar.

Mapleson (8) e Mushin (10) lançaram uma série de conceitos, a fim de sistematizar a análise funcional dos ventiladores considerando quatro fases distintas de operação: 1) In-

(\*) Trabalho da Divisão de Anestesiologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, realizado no Laboratório de Fisiopatologia Respiratória.

(\*\*) Médico-residente da Divisão de Anestesiologia. Trabalho final do Curso de Especialização em Anestesiologia.

(\*\*\*) Professor Titular (Anestesiologia) da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

AP2233

flação dos pulmões — inspiração; 2) Mudança de inspiração para expiração (ciclagem I/E); 3) Deflação dos pulmões — expiração; 4) Mudança da expiração para inspiração (ciclagem E/I).

Com o intuito de determinar as características e a habilidade dos aparelhos construídos no Brasil (3,9), em ventilar pulmões normais ou patológicos construímos um análogo pulmonar mecânico, com valores variáveis e conhecidos de compliância (\*) e resistência (1,6,9).

#### MÉTODO

O análogo pulmonar (fig. 1) consta de dois grandes frascos de plástico, com capacidade de 22 litros, interligados por um Y de plástico, representando os dois brônquios e a traquéia. O fluxo aéreo no sistema foi medido por um "transdutor" Grass PI-5A, através um pneumotacógrafo de Fleisch colocado na extremidade livre da "traquéia". A pressão da "boca" foi medida numa saída lateral.

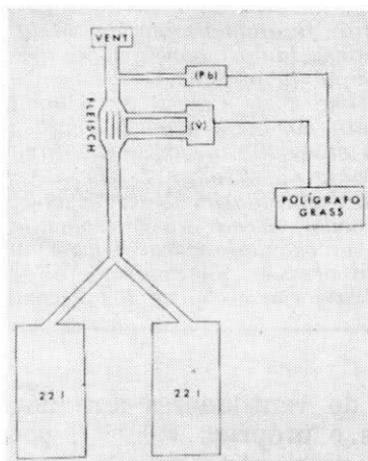


FIGURA 1

Esquema do análogo pulmonar e sistemas de registro.

Considerou-se como "pulmão normal" uma compliância (\*) estática do sistema de 0,045 l/cm H<sub>2</sub>O e uma resis-

(\*) Preferiu-se utilizar o termo «compliância», em lugar de complascência, para definir os fenômenos relacionados com as características da distensibilidade e elasticidade estática dos pulmões (do inglês, compliance).

tência ao fluxo aéreo de 2,2 cm H<sub>2</sub>O/1/seg<sup>(4)</sup>. Para reproduzir alterações pneumáticas dos pulmões a compliância foi reduzida para 0,0235 l/cm H<sub>2</sub>O, mediante o pinçamento total de um "brônquio", fonte, e a resistência foi quadruplicada (9 cm H<sub>2</sub>O/1/seg) aumentando-se o comprimento da "traquéia". A resistência foi sempre determinada com fluxo de 0,5 l/seg, incluindo o pneumotacógrafo e a "traquéia"<sup>(11)</sup>.

Os ventiladores estudados foram diretamente ligados ao sistema descrito e regulados para fornecer um volume corrente de 0,5 litros para o "pulmão normal".

#### RESPIRADOR DE TAKAOKA

*Características* — Planejado e construído para uso em sistema sem reinalação<sup>(12,16)</sup>.

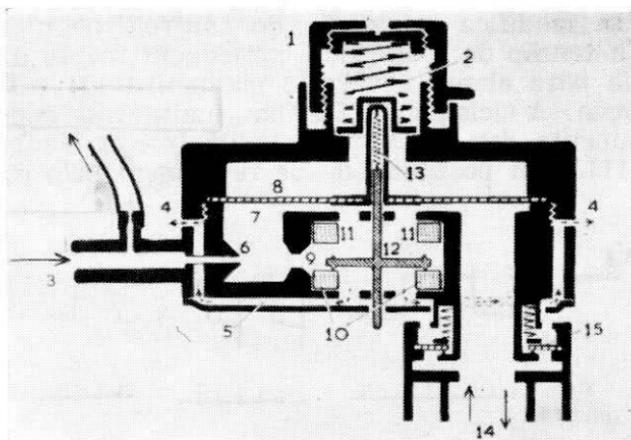


FIGURA 2

Respirador de Takaoka (Cortesia de K. Takaoka S/A)

*Descrição* — O gerador de força é o oxigênio sob pressão ou ar comprimido (4 ATM), podendo ou não carrear misturas anestésicas (fig. 2). O oxigênio entra continuamente pelo injetor (6) do Venturi. Durante a inspiração a válvula magnética (12) fica atraída pelo ímã (10), e a saída (9-4) fica bloqueada, o Venturi (9) é inoperante e o oxigênio passa diretamente para o paciente (14). A medida que os pulmões inflam, a pressão na câmara inferior aumenta e empurra o diafragma (8) contra a resistência da mola (2). Este movimento expande a mola (13) até um ponto de tensão suficiente para vencer a força de atração do ímã (10) sobre a válvula (12).

A mesma se desprende e é atraída pelo imã(11), terminando a inspiração. O fluxo de oxigênio do injetor(6) atravessa a saída(9), tornando operante o Venturi, e perde-se na atmosfera pela canalização(4).

Os gases da câmara inferior, que incluem os gases que provêm dos pulmões são eliminados com o oxigênio que flui continuamente pelo injetor(6).

A pressão na câmara inferior cai progressivamente tornando-se negativa no fim da expiração pelo efeito do Venturi(6-9); o diafragma(8), puxado para baixo, comprime progressivamente a mola(13) até que a força elástica desta seja capaz de vencer a força de atração do imã(11) sobre a válvula(12). A válvula(12) se desprende e é atraída pelo imã(10) terminando a expiração. Recomeça novo ciclo.

Uma válvula de segurança(12) limita a pressão máxima do sistema respirador-paciente em 50 mmHg.

A ciclagem I/E depende da posição da válvula(12); quando se modifica a posição do controle de pressão(1); varia-se a tensão da mola(2) e conseqüentemente a pressão necessária para elevar a válvula magnética(12) e terminar a inspiração. A ciclagem E/I é fixa, inalterável, dependendo exclusivamente das características do injetor Venturi(6) e do imã(11), sem possibilidade de regulagem pelo operador.

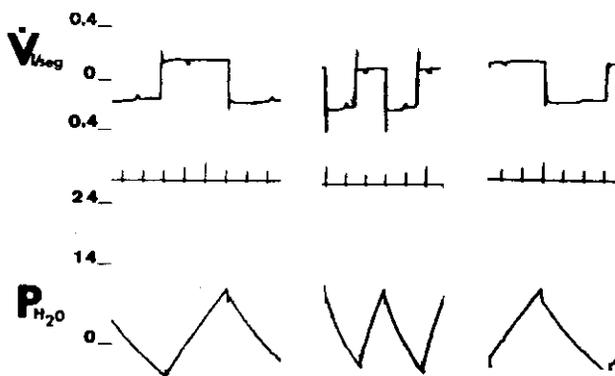


FIGURA 3

Respirador de Takaoka: curvas de fluxo (V) e pressão (P). Da esquerda para a direita: a) compliância e resistência normais (Cr); b) compliância reduzida a metade (Cr); c) resistência quadruplicada (Cr).

*Performance:* (fig. 3) — O fluxo inspiratório é sempre baixo, em média 0,2 l/seg (12 l/min), conseqüentemente o tempo respiratório é relativamente longo (2 a 3 seg). A pressão da câmara inferior do ventilador e a pressão nos pulmões é praticamente a mesma.

O volume corrente depende da pressão pré-fixada no controle e das características dos pulmões. Para qualquer pressão (e volume corrente) a duração da inspiração depende do fluxo de entrada. A duração da expiração depende das características do Venturi, que é especialmente construído com um fator de aspiração de 1:1 nos modelos comuns. Neste caso, a ventilação total é sempre igual à metade do fluxo de entrada e depende exclusivamente desse fluxo. A frequência depende da pressão pré-fixada para um mesmo fluxo de entrada e vice-versa.

O fluxo expiratório também é baixo repetindo as características do fluxo inspiratório.

Modificações do controle de pressão variam o volume corrente, sem alterar a ventilação total (volume minuto), enquanto modificações do fluxo de entrada, variam a ventilação total, sem alterar o volume corrente.

Quando a compliância é reduzida pela metade (fig. 3-b), o volume corrente cai e a frequência aumenta, porém a ventilação total (volume minuto) é a mesma, pois o aparelho cicla por pressão.

Quando a resistência é quadruplicada (fig. 3-c) o volume corrente e a frequência pouco se alteram, porque o fluxo é baixo. Todavia, se a resistência aumentar demasiadamente (obstrução da árvore brônquica ou angulação do tubo endotraqueal), a frequência torna-se extremamente alta, insuflando pequenos volumes correntes. Quando há vazamentos, o respirador tranca na inspiração.

#### ANÁLISE FUNCIONAL:

*Inspiração: gerador de fluxo constante; gerador de altíssima pressão e grande resistência em série, Ciclagem I/E: por pressão.*

*Expiração: gerador de fluxo constante, porém, teoricamente gerador de pressão constante negativa com resistência à expiração. No final da expiração há pressão negativa de aproximadamente 5 cm H<sub>2</sub>O.*

*Ciclagem E/I: por pressão.*

#### VENTILADOR DE TAKAOKA

*Características* — Planejado e construído para ventilação com ar ou mistura de ar-oxigênio que pode carrear anestésicos inalatórios. Fundamentalmente concebido para ser empregado em sistemas sem reinalação<sup>(13)</sup>, pode ser adaptado para sistemas com reinalação total ou parcial.

*Descrição:* (fig. 4) — Um fole(1) dentro de uma câmara de plástico rígido(2) liga-se com o paciente através de uma válvula sem reinalação(3) e com a atmosfera por uma válvula unidirecional(4). Um respirador Takaoka(5), gera pressão na câmara(2), comprimindo o fole(1), que insufla seu conteúdo no sistema ventilador-paciente, fechando a válvula unidirecional(4) e a válvula sem reinalação(3). Quando o fole(1) esvazia totalmente, a pressão na câmara(2) sobe rapidamente e o respirador(5) cicla I/E. Termina a inspiração.

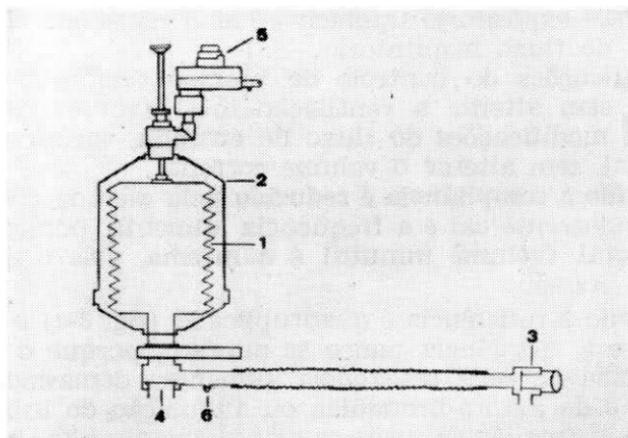


FIGURA 4

Ventilador de Takaoka (Cortesia de K. Takaoka S/A).

Os gases nos pulmões são eliminados espontaneamente para a atmosfera através a válvula sem reinalação(3). Ao mesmo tempo as características do respirador(5) em expiração fazem com que a pressão na câmara(2) torne-se negativa, expandindo progressivamente o fole(1), que aspira ar atmosférico pela válvula unidirecional(4), até a câmara atingir a pressão crítica, negativa, de ciclagem E/I do respirador(5). Termina a expiração.

Oxigênio adicional ou misturas anestésicas podem ser admitidos pela tomada(6).

Existem quatro tamanhos do conjunto câmara-fole com capacidade de 1400 ml, 1000 ml, 350 ml e 100 ml. Um limitador mecânico adicional pode reduzir a excursão do fole, na expiração, diminuindo a sua capacidade útil.

*Performance:* (fig. 5) — O fluxo inspiratório repete as características do respirador(5), baixo, em média 0,2 l/seg, e o tempo inspiratório é relativamente longo.

O volume corrente é fixo e corresponde ao volume contido no fole. Para qualquer volume corrente, a duração da inspiração e a frequência dependem do fluxo de entrada do respirador(5), para uma mesma pressão e vice-versa. Qualquer fluxo suplementar na tomada(6) impõe um aumento no volume corrente do paciente em relação ao volume contido no fole. Se a relação I/E do respirador(5) fôr de 1:1, o aumento da ventilação total será igual à metade do fluxo suplementar. A compressibilidade do gás e a distensibilidade dos tubos do sistema (principalmente quando se utilizam tubos corrugados) impõem uma redução do volume corrente em relação aquele marcado pelo fole.

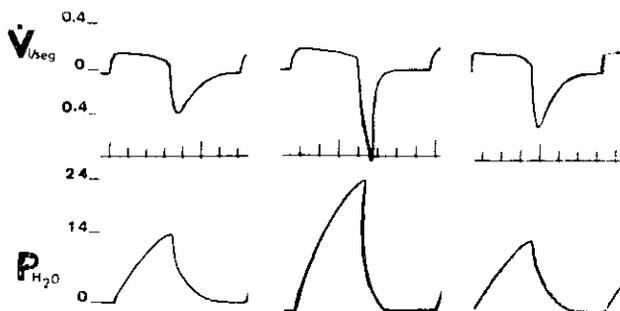


FIGURA 5

Ventilador de Takaoka: curvas de fluxo (V) e pressão (P). Da esquerda para a direita: a) compliância e resistência normais (Cr); b) compliância reduzida a metade (Cr); c) resistência quadruplicada (Cr).

O fluxo expiratório é livre e espelha as características pneumáticas dos pulmões.

Quando a compliância foi reduzida pela metade (fig. 5-b) houve discreta queda do fluxo inspiratório no final da fase, devido a compressibilidade do gás no sistema. O fluxo expiratório aumentou consideravelmente. A frequência permaneceu praticamente inalterada. A pressão na boca aumentou, pois o aparelho estava regulado a ciclar com limite de volume. Nessas condições o ventilador compensou totalmente a alteração da compliância assegurando o mesmo volume corrente anterior.

Quando a resistência foi quadruplicada (fig. 5-c) praticamente não houve modificações, exceto uma queda do fluxo inspiratório, isto não ocorreu porque o fluxo inspiratório é baixo e o aumento da resistência foi de apenas 1:4. Com maiores resistências certamente ocorreria o previsto.

## ANÁLISE FUNCIONAL EM SISTEMA SEM REINALAÇÃO:

*Inspiração*: gerador de fluxo constante. derivado do respirador (5).

*Ciclagem I/E*: fundamentalmente é ciclado por pressão, característica do respirador (5), porém há um limite de volume imposto pela capacidade do fole, ou pelo limitador mecânico, como mostra a figura 5. Também pode funcionar apenas com ciclagem por pressão, quando a pressão pré-fixada no contrôlo do respirador (5) fôr insuficiente para esvaziar totalmente o fole. Neste caso o volume corrente varia com modificações das características pneumáticas dos pulmões.

*Expiração*: gerador de pressão constante, atmosférica, pois os gases expirados são diretamente eliminados no ambiente.

*Ciclagem E/I*: Em qualquer circunstâncias é ciclado por pressão.

## PULMOVENTILADOR DE CABRAL DE ALMEIDA

*Características* — Concebido e construído para ser usado em sistemas sem reinalação (abertos) ou com reinalação total ou parcial (fechados ou semi-fechados), com ar, podendo carrear misturas anestésicas e oxigênio suplementar. Possui uma separação completa entre o sistema inalatório do paciente e o sistema que provê a ventilação artificial (3).

*Descrição*: (fig. 6) — Ar comprimido entra pela tomada (22), flui para a câmara de plástico (6) quando a válvula de "ritmo" (15) está fechada e comprime a bolsa (5) cujo conteúdo é insuflado no paciente. Pela válvula de agulha (21), o ar chega à caixa de distribuição (23), que o distribui para o automático que controla a abertura e o fechamento da válvula de "ritmo" (15).

*Automático* — No início da inspiração, a válvula de "ritmo" (15), está fechada e o diafragma (31) empurrado para baixo. O ar comprimido (22) passa pela válvula de agulha (21), pela caixa de distribuição (23) e chega na câmara inferior (3), enquanto a câmara superior (29), está em contato com a atmosfera. O diafragma (31) é empurrado para cima, levando o êmbolo (28) e comprimindo a mola (27) numa velocidade determinada pela abertura da válvula (21). A alavanca (26) articulada com o êmbolo (28), comprime a mola (19), opondo-se ao peso da válvula de "ritmo" (15), e abrindo-a. A pressão do ar comprimido proveniente do injetor (16) também contribui para a abertura da válvula. Termina a inspiração.

Neste interim, o êmbolo(28) eleva vagarosamente a alavanca(25) contra a resistência do óleo contido no cilindro(33). A passagem do óleo entre as duas metades do cilindro(33) e portanto a maior ou menor resistência, é determinada pelo "contrôle de frequência"(32). Quando a alavanca(25) sobe suficientemente a "mola de inversão" presa na caixa de distribuição(23), atinge um ponto de equilíbrio e muda repentinamente de posição, rodando um tambor interno.

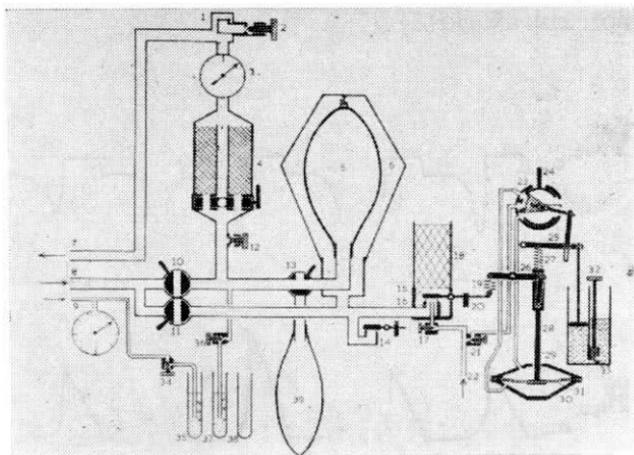


FIGURA 6

Pulmoventilador de Cabral de Almeida (Mushin, W. W. e outros, Automatic Ventilation of the Lungs, Blackwell Publ., com permissão do autor e editor).

As conexões do tambor passam a dirigir o ar comprimido para a câmara superior(29) e ligam a câmara inferior(30) com a atmosfera. O diafragma(31) é empurrado para baixo, puxa o êmbolo(28) e expande a mola(27) numa velocidade determinada pela abertura da válvula de agulha(21). O movimento do êmbolo(28) puxa a alavanca(25) contra a resistência do cilindro(33), bem como move a alavanca(26), que por sua vez puxa a mola(19) fechando progressivamente a válvula de "ritmo". Termina a expiração.

O controle(24) modifica a posição do tambor interno da caixa de distribuição(23) alterando o ponto instável de equilíbrio da "mola de inversão".

Para qualquer posição fixa da válvula de agulha(21) e do controle(32), o diafragma(32) completa um ciclo num tempo constante.

O controle(24) altera a relação inspiração/expiração. O controle(14) permite regular a pressão positiva na câmara(6), funcionando também como válvula de segurança.

*Sistemas de inalação* — Os ramos inspiratórios(7) e expiratório(8) são providos de válvulas unidirecionais.

Quando a torneira(11) está fechada, a torneira(10) aberta e a torneira(4) dá entrada para o depósito de cal sodada, há reinalação total, se não houver escape, ou reinalação parcial, se houver escape pela válvula "blow off"(12). O volume gasoso entra pelo ramo inspiratório(7) e retorna pelo ramo expiratório(8).

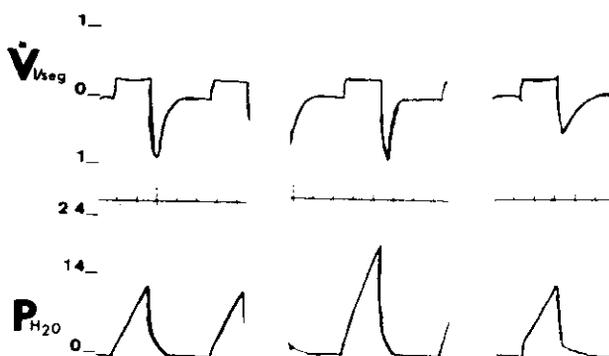


FIGURA 7

Pulmoventilador de Cabral de Almeida; curvas de fluxo (V) e pressão (P) na modalidade gerador de fluxo constante na inspiração. Da esquerda para a direita: a) compliância e resistência normais (Cr); b) compliância reduzida a metade (Cr); c) resistência quadruplicada (Cr).

Quando a torneira(10) está fechada e a torneira(11) aberta, o sistema é sem reinalação; a torneira(4) dá passagem direta sem contato com a cal sodada. Neste caso o conjunto de absorção de gás carbônico pode ser retirado do sistema. O volume gasoso entra pelo ramo inspiratório(7) e a expiração é eliminada pela válvula de "ritmo"(15). Ar atmosférico pode ser admitido na bolsa(15) através da válvula(2) durante a expiração, em virtude da pressão negativa da Câmara de plástico(6), provida pelo efeito do injetor(16). O volume de ar admitido depende do fluxo de ar comprimido que passa no injetor(16), o qual por sua vez é controlado pela válvula de agulha(17).

O ajuste da válvula(12) limita a pressão máxima na bolsa(5).

Um ventilômetro(3), manômetro aneróide(9) e válvulas(34 e 36) para colher amostras de gases expirados e inspirados, completam os controles clínicos.

*Performance* (fig. 7, 8, 9 e 10) — O fluxo inspiratório pode ser regulado para valores baixos (0,5 l/seg), ou altos (1,0 l/seg). Os traçados foram feitos com fluxos baixos para efeito comparativo.

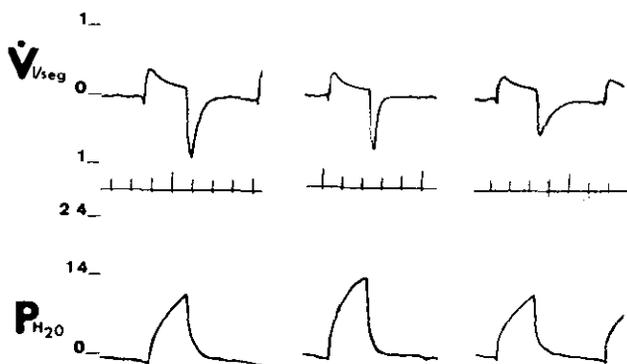


FIGURA 8

Pulmoventilador de Cabral de Almeida: curvas de fluxo (V) e pressão (P) na modalidade gerador de fluxo, decrescente na inspiração. Da esquerda para a direita: a) compliância e resistência normais (Cr); b) compliância reduzida a metade (Cr); c) resistência quadruplicada (Cr).

O volume corrente será constante e independente das características pneumáticas dos pulmões (fig. 7 e 10) desde que não sejam atingidos os limites de volume (fig. 8) ou de pressão (fig. 9).

O fluxo expiratório é livre e espelha as características pneumáticas dos pulmões.

Fluxo suplementar no ramo inspiratório impõe um aumento do volume corrente do paciente em relação ao volume marcado no ventilômetro (3) em qualquer modalidade de operação. Esse aumento depende do fluxo suplementar, da duração da inspiração e do escape pela válvula "blow off".

A compressibilidade dos gases e a distensibilidade dos tubos corrugados impõem uma redução do volume corrente em relação ao volume marcado no ventilômetro (3).

O ventilador pode compensar os vazamentos do sistema, assegurando uma ventilação total invariável, desde que o volume de escape não seja maior do que a capacidade da válvula "blow off". Quando há vazamentos o volume marcado

no ventilômetro (3) não tem relação com o verdadeiro volume corrente do paciente.

Quando reduzimos a compliância pela metade o resultado dependeu dos contrôles pré-fixados, a saber:

a — volume corrente foi mantido, havendo compensação total como mostram as figuras 7-b e 10-b;

b — pequena redução do volume corrente, havendo compensação parcial como mostra a figura 8-b;

c) queda evidente e acentuada do volume corrente, como mostra a figura 9-b.

Quando quadruplicamos a resistência houve alterações mínimas no fluxo inspiratório, porque o fluxo é baixo, porém o fluxo expiratório caiu em todas as modalidades de operação (figuras 7-c, 8-c, 9-c e 10-c).

#### ANÁLISE FUNCIONAL EM SISTEMAS SEM REINALÇAÇÃO:

*Inspiração* — Fundamentalmente é um gerador de fluxo constante, com fonte de pressão altíssima e uma grande resistência do ventilador (fig. 7). Todavia esta característica pode ser modificada para:

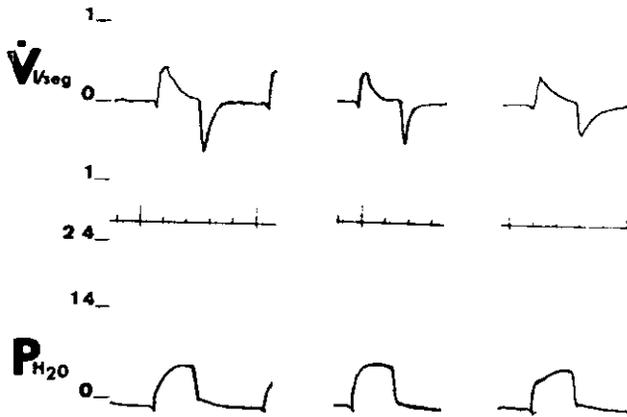


FIGURA 9

Fulmoventilador de Cabral de Almeida: curvas de fluxo (V) e pressão (P) na modalidade gerador da pressão constante na inspiração. Da esquerda para a direita: a) compliância e resistência normais (Cr); b) compliância reduzida a metade (Cr); c) resistência quadruplicada (Cr).

a — gerador de fluxo variável quando por manipulação das válvulas de agulha (17 e 21), a válvula de "ritmo" (15) fecha (ou abre) vagarosamente, permitindo fluxos progressi-

vamente menores (ou maiores) antes do fechamento (ou abertura) total (fig. 8).

b — *gerador de pressão constante*, quando a válvula “blow off” (12) ou controle (14) introduz um “limite de pressão operante” (fig. 9).

c — *gerador de fluxo zero no fim da inspiração*, quando a bolsa esvazia totalmente (limite de volume) antes da ciclagem I/E (fig. 10).

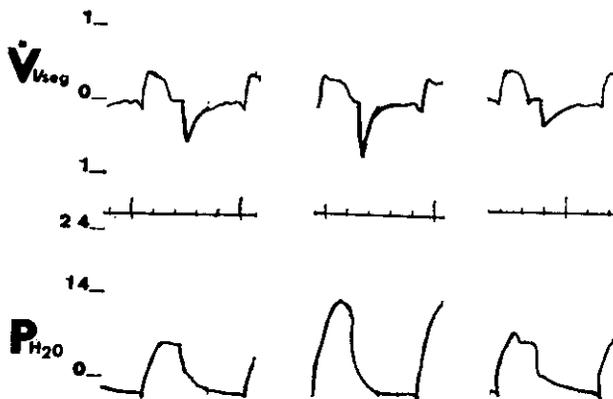


FIGURA 10

Pulmoventilador de Cabral de Almeida: curvas de fluxo (V) e pressão (P) na modalidade gerador de fluxo zero no fim da inspiração. Da esquerda para a direita: a) compliância e resistência normais (Cr); b) compliância reduzida a metade (Cr); c) resistência quadruplicada (Cr).

*Ciclagem I/E* — Basicamente é uma ciclagem por tempo (fig. 7 e 8) que depende do movimento do braço de alavanca (25) do automático, que por sua vez depende do fluxo de ar comprimido. Portanto, o tempo de inspiração não depende das características pulmonares. Estas características podem modificar-se para

a — *ciclagem por volume*, quando a bolsa atinge o limite de volume antes de completado o tempo de inspiração do automático (fig. 10).

b — *ciclagem por pressão*, quando a válvula de “ritmo” (15) abre antes de completado o tempo de inspiração do automático ou quando o limite de pressão fôr operante (fig. 9).

*Expiração* — É sempre um gerador de pressão constante, negativa, gerada pelo injetor (16), com pequena ou nenhuma resistência à expiração.

*Ciclagem E/I* — Primariamente é uma ciclagem por tempo, o ventilador controla o tempo de um ciclo respiratório completo.

#### AGRADECIMENTO:

Os autores agradecem ao Prof. Paulo Tavares, responsável pelo Laboratório de Fisiopatologia Respiratória, pelo auxílio e supervisão técnica, e ao Sr. Guilherme Stuckert pelo trabalhos fotográficos.

#### SUMMARY

##### BRASILIAN VENTILATORS A FUNCTIONAL ANALYSIS

Mechanical characteristics of lung ventilators built and in current use in Brasil are described. Their performance is analysed on a mechanical lung analog according to the concepts advanced by Mapleson and Mushin.

Takaoka's respirator behaved as a typical constant flow generator, pressure cycled.

Takaoka's ventilator, a bag-in-the-bottle type, behaved fundamentally as a constant flow generator, pressure cycled, but it may be changed to volume limited (or present) on inspiration.

Cabral de Almeida's pulmoventilator showed to be most versatile. By manipulating the controls it may generate a constant flow, a variable flow, a constant pressure or a no-flow type of curve at end of inspiration. Accordingly it may function as time cycled, volume limited (preset) or pressure limited (preset) on inspiration.

#### REFERÊNCIAS

1. Behr K, Engstrom C G e Norlander O P — Respiration analyser for assessment of respiratory power and work — Acta Anaesth Scandinav; Suppl 23, 1966.
2. Benzer H e outros — Restzustande Nach Behandlung debens Bedr'hender Atemstorungen im Rahmen Einer Intensiv-Behandlung Station — Wiener Medizinische Wochenschrift. 118:(n.º 9 e 10) 1968.
3. Cabral de Almeida J J — Pulmoventilador: Manual de Instruções. Narcosul Ind e Com Ltda, RS, edição 1968.
4. Conroe J H e outros — The Lung Year Book Publ, Chicago, edição 1962.
5. Fairley B e outros — Mechanical ventilators: an assessment of two new machines for use in the operating room — Can Anaesth Soc J 10:(364), 1963.
6. Herzog P e Norlander O P — A precision method for dynamic volume — flow calibration during pneumotachography. Acta Anaesth. Scandinav, Suppl 24, 1967.
7. Hill D W — Physics applied to anaesthesia: II — Mechanics. Brit J Anaesth 27:710, 1965.
8. Mapleson W W — The effect of changes of lung characteristics on the functioning of automatic ventilators. Anaesthesia 17:300, 1962.
9. Mayrhofer O e Benzer H — Um método para analisar e função dos respiradores. Rev Bras Anest 19:623, 1969.

10. Mushin W W e outros — Automatic ventilation of the lungs. Blackwell Scientific Publ, London, edição 1969.
11. Norlander O e outros — Compliance and resistance during anaesthesia with controlled ventilation. Acta Anaesth, Scandinav 12:123, 1968.
12. Takaoka K — Respirador automático de Takaoka. Rev Bras Anest 14:380, 1964.
13. Val H R e Machado A L — Um sistema respiratório utilizando ar atmosférico. Rev Bras Anest 17:494, 1967.
14. Van Bergen F H — The mechanical lung ventilator as another «black box». Can Anaesth Soc J 14:154, 1967.
15. Vieira Z E G — Aparelhos de ventilação pulmonar: sistematização e classificação. Rev Bras Anest 15:541, 1965.
16. Vieira Z E G — Curvas de fluxo do respirador de Takaoka. Rev Bras Anest 16:246, 1966.



#### IV CURSO PREPARATÓRIO PARA O TÍTULO DE ESPECIALISTA EM ANESTESIOLOGIA

IV JORNADA DE ANESTESIOLOGIA DO BRASIL CENTRAL  
BRASÍLIA, 1 A 11 DE AGOSTO DE 1972

*Organização da Sociedade de Anestesiologia  
Do Distrito Federal*

Secretaria: Caixa Postal 13-2005, Brasília D.F. 70.000