

Modelo Analógico Pulmonar Neonatal para Avaliação Laboratorial de Ventiladores

R.A. Saraiva, TSA¹

Saraiva R A – Neonatal analogic pulmonary model for laboratory investigation of automatic lung ventilators.

A laboratory method and a neonatal analogic pulmonary model for investigation of automatic lung ventilators are described and discussed. The model was tested under different situations, simulating: normal lung (compliance = 2 ml.cmH₂O⁻¹ and resistance 20 cmH₂O.L⁻¹.s⁻¹), low compliance, low compliance and increased resistance, and low compliance with excessive resistance. The results and the pressure curves registered in each situation are presented, demonstrating the effectiveness and the accuracy of the proposed method and model. They are both compared, especially regarding practicability, with other publications in the literature.

Os ventiladores pulmonares automáticos são máquinas construídas para trabalhar ininterruptamente durante horas e até dias. A avaliação do funcionamento destes aparelhos poderá mostrar o seu desempenho no pulmão normal e no pulmão patológico.

Os ventiladores pediátricos necessitam mais ainda dos testes funcionais, considerando os valores das variáveis respiratórias da criança, de modo especial o volume corrente em recém-nascidos e lactentes. Muitas vezes, determinadas variações de volume que para o adulto são insignificantes poderão ser extremamente graves para estes pequenos pacientes¹.

O teste deve ser desenvolvido tomando como base um modelo de analógico pulmonar que possa representar as variáveis respiratórias da criança com pulmão normal e também patológico.

Este estudo tem como objetivo descrever e analisar um método para avaliação laboratorial do funcionamento de ventiladores pulmonares para neonatos, tendo como base o uso de um analógico pulmonar especialmente construído, de forma que se possa verificar e registrar “*continuamente*” a pressão administrada ao nível da boca, a pressão alveolar, o fluxo inspiratório e o fluxo expiratório.

Trabalho desenvolvido no Laboratório de Anestesiologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília

¹ Professor de Anestesiologia

Correspondência para Renato Angelo Saraiva
SQS 107/202 Bl. J
70346 - Brasília - DF

Recebido em 6 de março de 1989
Aceito para publicação em 28 de março de 1989
© 1989, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

MATERIAL E MÉTODO

Material

O analógico pulmonar

O analógico pulmonar para neonatos (experimental), desenvolvido no Laboratório de Anestesiologia do Departamento de Medicina Complementar da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, é constituído por 3 (três) tubos de cobre, cada um tendo 30 cm de comprimento, com diâmetro interno muito próximo de 2 cm, verticalmente paralelos e interligados. Na parte superior se ligam ao ventilador e na parte inferior a dois reservatórios de material inelástico com capacidade de 2 litros cada, contendo palha de aço (120 ml em cada). A palha de aço absorve calor e mantém as condições isotérmicas (Figura 1).

Os tubos representam a via aérea cuja resistência varia de acordo com aquele que está sendo usado. Neles, há telas metálicas de microporos superpostas de forma a oferecer resistência em cada tubo. Os microporos das telas são expressos em micra (μ).

Para resistência de 20 cmH₂O.L⁻¹.s⁻¹ (R20) a distribuição das telas é 25 μ + 5 μ (duas telas); para resistência de 50 cmH₂O.L⁻¹.s⁻¹ (R50), três telas com microporos de 16 μ + 2 μ + 16 μ ; e para resistência de 200 cmH₂O.L⁻¹.s⁻¹ (R200) são sete telas: 25 μ + 16 μ + 2 μ + 2 μ + 2 μ + 16 μ + 25 μ ². Com as torneiras dos três tubos abertas, obteve-se a menor resistência. Ao fechar-se a torneira do tubo de menor resistência, obteve-se a resistência intermediária, e fechando-se também a torneira deste, ficando ocluídos os tubos com telas de maiores diâmetros, foi obtida a maior resistência.

Os pulmões são representados pelos dois reservatórios interligados cuja complacência foi previamente determinada (2 ml.cmH₂O⁻¹). Impedindo o

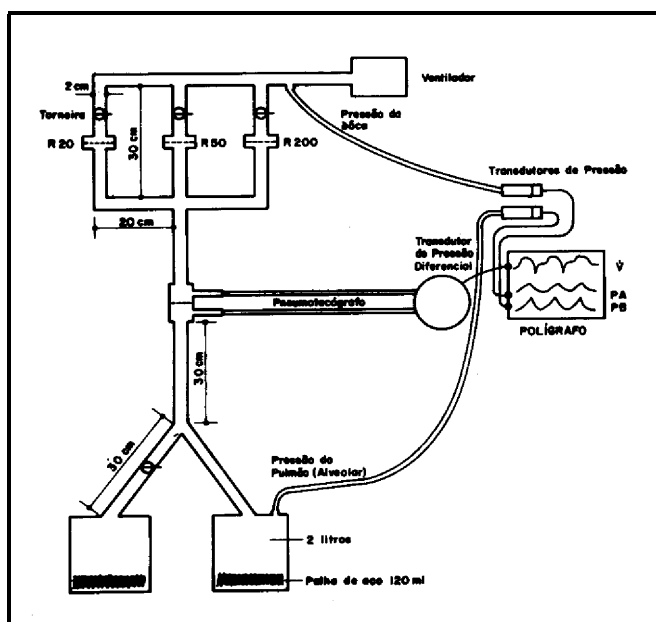


Figura 1 – Analógico pulmonar neonatal

fluxo para um dos reservatórios, a complacência é reduzida pela metade.

As pressões exercidas foram transmitidas aos transdutores, que as transformaram em sinais elétricos e as levaram para o registro.

Os transdutores utilizados foram do tipo Statham P23 AC que gera o sinal elétrico através de alteração da resistência elétrica do aparelho.

No tubo que faz a ligação dos três tubos paralelos com os reservatórios, foi colocado um pneumotacógrafo (Fleish Nº 1) para que, através da diferença de pressão captada por um transdutor diferencial (Grass PT 5A), permitisse a medida e registro do fluxo.

Um polígrafo de três canais (Grass, modelo 7) fez continuamente as inscrições simultâneas das variáveis em estudo. O deslocamento da pena que inscreve o papel gráfico milimetrado é calibrado de acordo com as unidades de pressão e fluxo utilizadas.

Para avaliar o funcionamento do analógico foi testado o desempenho de um ventilador com estas características: caixa de mecanismo unimodular, com fole regulável, tendo controle de fluxo e dos tempos inspiratório e expiratório. O sistema de inalação é de tubos rígidos. É provido de umidificador aquecido. O volume e a pressão podem ser limitados. A frequência é controlada pelos tempos inspiratório e expiratório, que também controlam a relação entre a inspiração e a expiração.

Método

Determinação das pressões de boca e de alvéolo no analógico

A pressão de boca foi medida na parte superior

do analógico através de manômetro de coluna de água (Figura 1). Cada cmH₂O corresponde a 0,1 Kpa.

A pressão pulmonar (alveolar) foi medida no reservatório representativo do pulmão que não tinha torneira para bloquear o fluxo (Figura 1).

Exercendo-se pressões cujos valores eram conhecidos procedia-se à calibração da inscrição no papel milimetrado do polígrafo.

Determinação do fluxo (inspiratório e expiratório) produzido pelo ventilador

Sendo a resistência da via aérea constante nas fases inspiratória e expiratória, o fluxo é conhecido através de ajuste do polígrafo com o transdutor de pressão diferencial já devidamente calibrado de forma que as unidades de pressão (cmH₂O) correspondem a um determinado fluxo (L.s⁻¹), que é inscrito no papel milimetrado.

Determinação da frequência de ciclagem do ventilador

A frequência é obtida calculando-se quantos ciclos respiratórios há em um minuto. Inicialmente, faz-se a leitura no papel do polígrafo, ou seja, no espaço de um segundo quantos ciclos respiratórios ocorrem e depois transforma-se o resultado em ciclos por minuto.

Determinação do volume corrente e do volume minuto fornecido pelo ventilador

O volume corrente foi calculado por integração passo a passo (Regra de Simpson) da área sob a curva de fluxo. O volume minuto é o produto de volume corrente pela frequência.

Determinação da complacência do analógico

A complacência do analógico foi medida adaptando-se uma seringa de volume prefixado na parte superior do tubo que liga os dois reservatórios ao pneumotacógrafo. Verifica-se qual foi a pressão após todo o volume ser injetado. O quociente entre o volume e a pressão é a complacência, expressa em ml.cmH₂O⁻¹.

Determinação da resistência da via aérea do analógico

Estabelecendo-se a relação entre a diferença de pressão (boca e alvéolo) e o fluxo, obtém-se o valor da resistência da via aérea expressa em cm H₂O . L⁻¹s⁻¹.

$$R = \frac{PB - PA}{V}$$

Onde: R é resistência
 PB é a pressão de boca
 PA é a pressão no alvéolo
 v é o fluxo

Regulagem do ventilador

O aparelho foi regulado para oferecer o volume minuto respiratório semelhante ao de uma criança com 2,5 a 3 quilogramas de peso corporal com pulmão normal (1.000 a 1.500 ml).

A pressão da fonte foi regulada em 4 kg.cm⁻² e a temperatura ambiente com uso de ar condicionado estava entre 20 a 24°C.

A pressão de administração (boca) variou entre 8 a 10 cmH2O.

A frequência (deliberadamente elevada) variou entre 84 a 108 ciclos por minuto.

A relação entre o tempo de duração das fases inspiratória e expiratória (I:E) variou de 1:1.7 a 1:1.9.

As válvulas limitadoras de pressão foram reguladas entre 40 e 60 cmH2O.

O volume foi regulado para 50 ml.

Seqüência do teste – Etapas

O analógico pulmonar foi idealizado para simular o pulmão do recém-nato em várias etapas de teste que compreendem desde o pulmão normal até os vários tipos de pulmão com doença mecânica.

- Etapa 1 – Pulmão normal
- Etapa 2 – Complacência pulmonar baixa
- Etapa 3 – Resistência da via aérea aumentada
- Etapa 4 – Complacência baixa e resistência da via aérea muito aumentada.

RESULTADOS

Os resultados estão expressos nos gráficos das Figuras de 2 a 5 e na Tabela I, mostrando o desempenho do ventilador nas quatro etapas, cujos valores da complacência pulmonar e resistência da via aérea do analógico foram os seguintes:

Etapa 1 – Analógico simulando pulmão normal.

Complacência 2 ml.cmH20⁻¹
 Resistência 20 cmH20. L⁻¹.S⁻¹

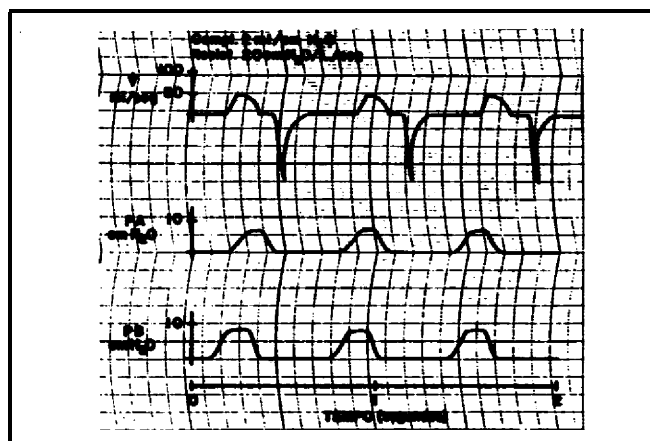


Figura 2 – Desempenho do ventilador Etapa 1

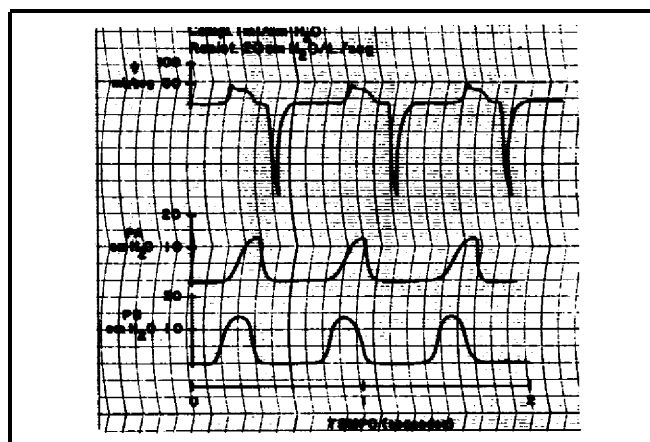


Figura 3 – Desempenho do ventilador Etapa 2

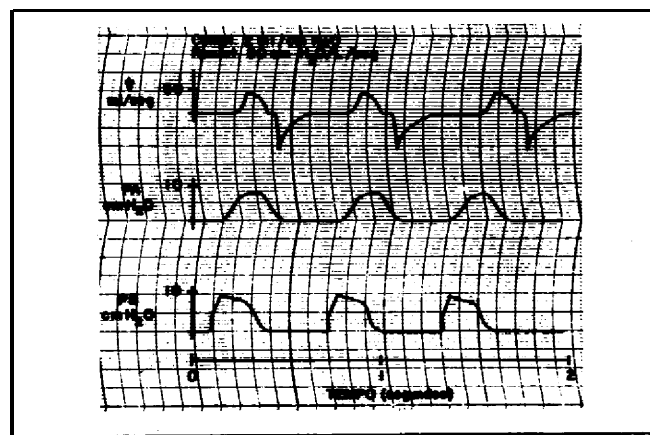


Figura 4 – Desempenho do ventilador Etapa 3

Etapa 2 – Complacência baixa.

Complacência 1 ml.cmH20⁻¹
 Resistência 20 cmH20. L⁻¹.s⁻¹

Etapa 3 – Complacência normal e resistência aumentada.

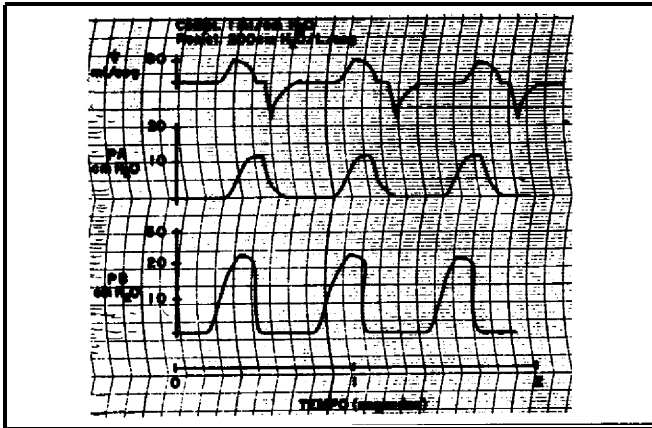


Figura 5 – Desempenho do ventilador
Etapa 4

Tabela I

ETAPAS	ETAPA 1	ETAPA 2	ETAPA 3	ETAPA 4
Complacência (mLcmH2O-1 }	2	1	2	1
Resistência (cm.H ₂ O.L ⁻¹ .s ⁻¹)	20	20	50	200
Pressão de boca (cmH ₂ O)	8	14	10.5	22
Fressão alvéolo (cmH ₂ O)	7	13	8	12
Fluxo (ml.sec ⁻¹)	50	50	50	50
Vol. corrente (ml)	11	8.7	8.8	9.2
Frequência (ciclos.min ⁻¹)	84	84	84	84
Volume minuto (ml.)	924	722	739	772
Rel. Insp: Exp.	1:1,8	1:1,9	1:1,9	1:1,8

depois e fazendo um intervalo sem fluxo de 0,1 seg.

A pressão máxima do alvéolo (7 cmH₂O) é atingida em 0,16 seg.

A pressão na boca tem crescimento imediato em 0,06 seg. chegando a (8 cmH₂O) e aí ficando até o final desta fase.

Fase expiratória

O fluxo é muito rápido (200 ml.s⁻¹), em 0,12 atinge a zero ficando um intervalo sem fluxo de 0,36 seg. A pressão de boca cai imediatamente sendo logo em seguida pela queda da pressão do alvéolo. Devido a grande diferença de pressão, e estando a via aérea livre, com pequena resistência é possível gerar um fluxo alto.

Etapa 2 – Complacência pulmonar baixa

Fase inspiratória

Complacência 2 ml.cmH₂O⁻¹
Resistência 50 cmH₂O. L⁻¹.s⁻¹

Etapa 4 – Complacência baixa e resistência muito aumentada.

Complacência 1 ml.cmH₂O⁻¹
Resistência 200 cmH₂O. L⁻¹.s⁻¹.

Etapa 1 – Pulmão normal

Fase inspiratória

O fluxo cresce imediatamente, e em 0,03 seg. atinge seu valor máximo (50 ml.s⁻¹), decrescendo

O fluxo atinge seu pico (50 ml.s⁻¹) imediatamente, entretanto torna-se descendente, e faz um intervalo (sem fluxo) de 0,08 seg.

A pressão de inflação alveolar está aumentada (13 cmH₂O) em relação à etapa anterior (7cmH₂O) e exige uma maior pressão de boca (14 cmH₂O), enquanto na etapa anterior era 8cmH₂O. Ambas crescem muito rapidamente, sendo que obviamente a pressão de boca atinge primeiro o seu valor máximo.

Fase expiratória

O fluxo é altíssimo (300 ml.s⁻¹). A pressão alveolar está elevada no final da inspiração (13 cmH₂O), e a pressão de boca atinge zero imediatamente (0,03 seg.) após o início da expiração, fazendo com que a diferença entre as pressões seja muito grande. Estando a via aérea com pequena resistência, o fluxo é muito rápido.

Etapa 3 – Resistência da via aérea aumentada

Fase inspiratória

O fluxo cresce verticalmente e depois torna-se ascendente horizontalmente até atingir seu valor máximo (50 ml.s^{-1}), depois decresce e mantém um intervalo sem fluxo. A pressão no alvéolo atinge seu valor máximo ($8 \text{ cm H}_2\text{O}$) rapidamente ($0,04 \text{ seg.}$) e se mantém. A pressão de boca cresce, chega a $10,5 \text{ cmH}_2\text{O}$, quase imediatamente ($0,02 \text{ seg.}$) e se mantém com tendência a decrescer.

Fase expiratória

O fluxo é mais baixo (lento) do que nas etapas anteriores, chega a 100 ml.s^{-1} , levando $0,2 \text{ seg.}$ para atingir a zero. Deve ser considerado que a pressão alveolar do final da expiração não está muito alta ($8 \text{ cmH}_2\text{O}$) e que a resistência da via aérea está aumentada ($50 \text{ cmH}_2\text{O.L}^{-1}.\text{s}^{-1}$).

Etapa 4 – Complacência pulmonar baixa e resistência da via aérea muito aumentada

Fase inspiratória

O fluxo máximo é atingido imediatamente (50 ml.s^{-1}) depois vai se tornando descendente até fazer um pequeno intervalo sem fluxo de $0,08 \text{ seg.}$ A pressão de enchimento alveolar está aumentada ($12 \text{ cmH}_2\text{O}$). Este valor é logo atingido e se mantém até o final da fase. A pressão de boca cresce imediatamente, chegando a $22 \text{ cmH}_2\text{O}$, mas depois é declinante.

Fase expiratória

O fluxo é baixo, a exemplo da etapa anterior (100 ml.s^{-1}) comparando com as etapas 1 e 2, levando $0,18 \text{ seg.}$, para atingir zero, depois faz uma pausa de $0,26 \text{ seg.}$ Mesmo a pressão alveolar estando elevada no final da inspiração ($12 \text{ cmH}_2\text{O}$) e a pressão de boca atingido zero imediatamente após o início da expiração, o fluxo é lento devido à altíssima resistência da via aérea ($200 \text{ cmH}_2\text{O.L}^{-1}.\text{s}^{-1}$).

DISCUSSÃO

Após os testes funcionais em ventiladores de adulto, surgiram mais recentemente as avaliações laboratoriais em ventiladores pulmonares pediátricos.

Simbruner³ desenvolveu uma analogia para estudar o desempenho dos ventiladores para neona-

tos quando há variações de complacência pulmonar e resistência da via aérea. Mathewson⁴ descreveu método semelhante para avaliar o desempenho dos ventiladores pediátricos. Carr⁵ utilizou o método de Simbruner para realizar avaliação comparativa com três ventiladores para neonatos.

Há algumas diferenças consideráveis entre “este” modelo de analógico, utilizando neste trabalho, e o descrito por Simbruner.

Este analógico é constituído de peças fixas cujas combinações entre complacência pulmonar e resistência da via aérea são feitas através de fechamentos e aberturas de torneiras, enquanto no analógico de Simbruner as peças são móveis e as combinações são feitas através de trocas.

Devido as peças deste analógico serem fixas, movimentando apenas as torneiras, é possível fazer o teste continuamente, mesmo mudando as condições de complacência e resistência. Enquanto que com o analógico de Simbruner o teste é interrompido para troca das peças.

Neste analógico as resistências são produzidas por superposição de telas metálicas de microporos (material inoxidável). No analógico de Simbruner, é através de afunilamento da tubulação e tela de papel de filtro. Obviamente a durabilidade deste é bem maior.

Tendo registros simultâneos e contínuos em três canais, e sendo as unidades de pressão e fluxo devidamente calibradas, este analógico mostrou a importância das diferenças de pressão para que houvesse o deslocamento do Volume de gás da boca para o pulmão na fase inspiratória e do pulmão para boca na fase expiratória.

Sempre que havia redução da complacência, verificava-se aumento da pressão pulmonar, ou seja, na pressão necessária para inflar o alvéolo, isto implicava no aumento da pressão de boca para dirigir o fluxo. Estes achados podem ser vistos nas Figuras 3 e 5.

Nestas condições de complacência pulmonar, o fluxo era sempre muito rápido na fase expiratória, devido à grande diferença de pressão alvéolo-boca no início da fase, considerando que a resistência da via aérea estava normal.

Quando a resistência da via aérea estava aumentada não se verificava aumento na pressão pulmonar. Ao contrário, havia queda nestes valores. Ao pressão de boca não se alterava ou aumentava muito pouco porque a resistência imposta não permitia a passagem de fluxos muito rápidos. Isto pode ser visto nas Figuras 4 e 5.

Simulando a complacência pulmonar baixa e resistência da via aérea elevada na inspiração, houve o registro do aumento da pressão de boca para vencer a resistência da via aérea e inflar um pulmão bem menos elástico. A pressão pulmonar não apresenta-

va grande elevação no registro, devido ao aumento da resistência da via aérea impedir que a pressão exercida a nível de boca fosse rapidamente transmitida até o alvéolo. Na expiração observa-se o registro da grande queda do fluxo em consequência da altíssima resistência imposta pela via aérea. Pode-se comprovar esta ocorrência pela redução muito lenta da pressão alveolar (Figuras 4 e 5).

As curvas de fluxo, além de mostrar o desempenho do ventilador em dirigir um certo volume na unidade de tempo no sentido boca-alvéolo (inspiração) e vice-versa (expiração), em condições que era simulado o pulmão normal e também o pulmão doente com complacência diminuída a resistência da via aérea aumentada, mostraram também as suas características físicas.

Observando-se as curvas de fluxo do ventilador, pode-se afirmar que este é predominantemente gerador de fluxo, na fase inspiratória, e gerador de pressão na fase expiratória, porque as formas das curvas se mantêm quaisquer que sejam as condições do pulmão⁶ (Figuras 2 a 5).

A deliberação para administrar frequência respiratória elevada pelo ventilador, além de verificar o desempenho deste nesta situação, teve o propósito de comprovar a eficiência do analógico pulmonar em captar todas as alterações dos parâmetros respiratórios nas mais variadas condições, sempre com ciclagem muito rápida. Deste modo, foi possível observar que o fluxo inspiratório começa a crescer em alguns centésimos de segundo e, depois, atinge o valor máximo em mais outros centésimos de segundo.

Com a frequência muito elevada, o volume corrente é baixo com possibilidade de reduzir mais ainda quando a complacência está baixa e a resistência da via aérea elevada.

Saraiva R A – Modelo analógico pulmonar neonatal para avaliação laboratorial de ventiladores.

É descrito e analisado um método de avaliação laboratorial de ventiladores pulmonares para recém-nascidos, bem como um modelo analógico pulmonar especialmente desenvolvido. O modelo foi testado simulando pulmão normal (complacência = 2 ml.cmH₂O⁻¹ e resistência de 20cm H₂O. L⁻¹.s⁻¹). situação de baixa complacência, de complacência normal com resistência aumentada e complacência baixa com resistência excessiva. Os resultados numéricos e as curvas de pressão registradas em cada uma das etapas analisadas são apresentados, demonstrando a eficiência e exatidão do modelo e do método proposto. O método e o modelo analógico são comparados, em termos de praticidade, com outras publicações.

Devido à eficiência do analógico em ciclagens rápidas dos ventiladores, foi possível obter dados de volume corrente de 5 ml.

As medidas de pressão de boca e de alvéolo, e também o fluxo foram tomados de pontos específicos do analógico pulmonar, conforme descrito. Além da importância própria, estes parâmetros são elementos indispensáveis para o cálculo de outros como a complacência pulmonar, resistência da via aérea, volume corrente, frequência respiratória etc.

Evidentemente, cresce a importância do conhecimento dos valores destes parâmetros quando são registrados continuamente em forma de curvas, exatamente como mostram os gráficos das Figuras 2 a 5.

Este analógico certamente ajudará no desenvolvimento de protótipos de ventiladores e também para analisar periodicamente os modelos fabricados pela indústria nacional.

A exemplo, após a realização deste teste, o fabricante optou pelo melhor aperfeiçoamento do aparelho testado. Isto indica uma grande evolução da indústria Brasileira nesta área.

Substituindo os reservatórios de dois litros por outros de cinco a 10 litros, o analógico pulmonar poderá simular o pulmão de crianças maiores.

Há também a possibilidade de incorporar ao analógico uma resistência maior, cerca de 500 cmH₂O. L⁻¹.s⁻¹. Para isto é necessário colocar um outro tubo metálico paralelo no sistema de tubos que simula a via aérea. Este tubo deve conter um maior número de telas cuja distribuição permita atingir o valor da resistência desejada.

Segundo Mapleson², este analógico está dentro dos padrões da International Organization for Standardization – ISO 5369 (1987)⁷.

Saraiva R A – Modelo analógico pulmonar neonatal para evaluación laboratorial de ventiladores.

Se describe y analiza un método de evaluación laboratorial de ventiladores pulmonares para recién nacidos, bien como un analógico pulmonar especialmente desarrollado. El modelo fué testado simulando pulmón normal (complacencia = 2 ml. cmH₂O⁻¹ y resistencia de 20 cm H₂O⁻¹.s⁻¹), situación de baja complacencia, de complacencia normal con resistencia aumentada y complacencia baja con resistencia excesiva. Los resultados numéricos y las curvas de presión registradas en cada una de las etapas analizadas son presentadas, demostrando la eficacia y exactitud del modelo y método propuestos. El método y el modelo analógico son comparados, en términos de practicidad, con otras publicaciones.

REFERÊNCIAS

1. Mushin W W, Rendell-Baker L, Thompson P W, Mapleson W W – Automatic Ventilation of the Lungs. Third Edition. Oxford. Blackwell Scientific Publication 1980, pg. 168.
2. Mapleson, W W – Personal Communication (1983).
3. Simbruner, G, Gregory, G A – Performance of neonatal ventilators The effect changes in resistance and compliance. Crit. Care Med., 1981;9:500.
4. Mathewson, H S, Lunn, C R, Gisch, G B – Pediatric mechanical ventilators and evaluation of performance characteristic J. Kansas Med. Soc. 1983; 84(5): 255-62, 282.
5. Carr, D J, Rich, M, Muszkowski, K, Neu, J A - comparative evaluation of three neonatal ventilators. 1986; Crit. Care. Med. 14:234.
6. Mapleson, W W – The effect of changes of lung characteristics on the functioning of automatic ventilation. Anaesthesia 1962; 17: 300.
7. International Organization Standardization. Breathing Machines for medical use-Lung Ventilators. International Standard. ISO-5369: 1987 (E).