

Artigo Científico

Estudo da Resistência ao Fluxo de Ar nas Válvulas Unidirecionais do Sistema de Bloomquist *

Neuber Martins Fonseca, TSA¹; Marcos Antonio de Souza Barrozo²

Fonseca NM, Barrozo MAS - Study of the Resistance to Air Flow in Valves of the Bloomquist System

Background and Objectives - *The Bloomquist system model available in our country has shown to be inappropriate for pediatric anesthesia. With the purpose of identifying a possible determinant factor of such inefficacy, we evaluated the resistance to air flow in the unidirectional valves of this system.*

Methods - *The study design included increasing flows of dry and humid air and a "U" shaped manometer filled with water. Variables tested were: flow/resistance ratio for the closure of the unidirectional valves and pressure/minimum flow ratio required for maintaining valves closed.*

Results - *The flow/resistance ratio for the closure of the inspiratory and expiratory valves with dry air were 4.83 L/min (23.7 mmH₂O) and 5.16 L/min (16.0 mmH₂O) respectively; with humid air (20 gH₂O/kg dry air) they were 4.5 L/min (15.7 mmH₂O) and 5.08 L/min (9.7 mmH₂O) respectively. The minimum flow for maintaining the inspiratory valve closed was 1.33 L/min.*

Conclusions - *The inefficacy of the inspiratory and expiratory valves evaluated in this study may lead to insufficient ventilation or reinhalation of the expired gas, when the system is used in patients in whom flow is insufficient for the closure of the valves. This observation may explain the clinical alterations observed during anesthesia with this system. It is suggested that other types of valves be tested as to find those compatible with the characteristics proposed for the Bloomquist system.*

KEY WORDS - ASSESSMENT TECHNIQUES: resistance to air flow; EQUIPMENTS: Bloomquist system, valves

Os sistemas circulares empregados em anestesia e que utilizam válvulas unidirecionais com a função de orientar o fluxo inspiratório e expiratório apresentam nas válvulas um fator de grande importância para o aumento da resistência ao trabalho respiratório do paciente¹⁻³, principalmente em crianças⁴.

Bloomquist⁵ desenvolveu um sistema

circular para anestesia pediátrica com válvulas unidirecionais dispostas junto à conexão em Y, oferecendo direcionamento do gás exalado, teoricamente sem possibilidade de retorno ao ramo inspiratório. Observações com o uso do protótipo deste sistema, desenvolvido no mercado brasileiro, não revelaram reais e significantes vantagens, uma vez que o nível da anestesia era inconstante, muitas vezes com alterações hemodinâmicas, como acentuada taquicardia, o que levou ao abandono do sistema em procedimentos anestésicos.

O objetivo deste estudo foi analisar a resistência das válvulas unidirecionais do circuito de Bloomquist ao fluxo de ar, como possível justificativa para as alterações observadas durante a anestesia com este sistema.

MÉTODOS

A resistência ao fluxo de ar das válvulas unidirecionais do Sistema de Bloomquist foi determinada com as variáveis físicas obtidas a par-

* Trabalho realizado no Laboratório de Pesquisa e Desenvolvimento do Departamento de Engenharia Química da Universidade Federal de Uberlândia - Minas Gerais.

1 Prof. Adjunto da Disciplina de Anestesiologia da Universidade Federal de Uberlândia e Co-responsável pelo CET-SBA do Serviço de Anestesiologia da Universidade Federal de Uberlândia

2 Prof. Adjunto da Área de Sistemas Particulados do Curso de Engenharia Química da Universidade Federal de Uberlândia.

Correspondência para Neuber Martins Fonseca

Rua José Andraus 888/101-2

38401-075 Uberlândia, MG

Apresentado em 21 de maio de 1996

Aceito para publicação em 30 de julho de 1996

© 1997, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

unidirecionais do Sistema de Bloomquist foi determinada com as variáveis físicas obtidas a partir do método descrito a seguir.

Foi utilizado para as medidas de resistência ao fluxo de ar o método proposto por Gaenster e col⁶ e modificado por Fonseca e Goldenberg⁷. Utilizou-se um sistema em que fluxos de ar comprimido^τ passavam por um *kitazato* de 500 ml de capacidade, contendo 50 g de sílica^ψ e provido de um algodão colocado junto à saída (para evitar contaminação com a poeira de sílica), sendo direcionados a um rotâmetro^ξ por meio de uma conexão de mangueira (5 mm de diâmetro). A seguir os fluxos de ar passavam a outro *kitazato* com capacidade de 2000 ml, com o objetivo de evitar o efeito aspirativo (Venturi⁸) durante as medidas de resistências das válvulas unidirecionais do circuito de Bloomquist^φ. A abertura lateral de 9 mm do *kitazato* foi utilizada para a conexão à válvula do circuito a ser testada. Um tubo em U preenchido com água destilada foi utilizado como manômetro, tendo uma extremidade ligada por mangueira à região central do *kitazato* de 2000 ml e a outra extremidade ficando aberta ao meio ambiente. O manômetro era graduado em milímetros de água (Figura 1).

A umidificação do ar comprimido foi realizada com umidificador^φ disposto entre o rotâmetro e o *kitazato* de 2000 ml. O cálculo da umidade real foi feito por psicrometria⁹ a partir

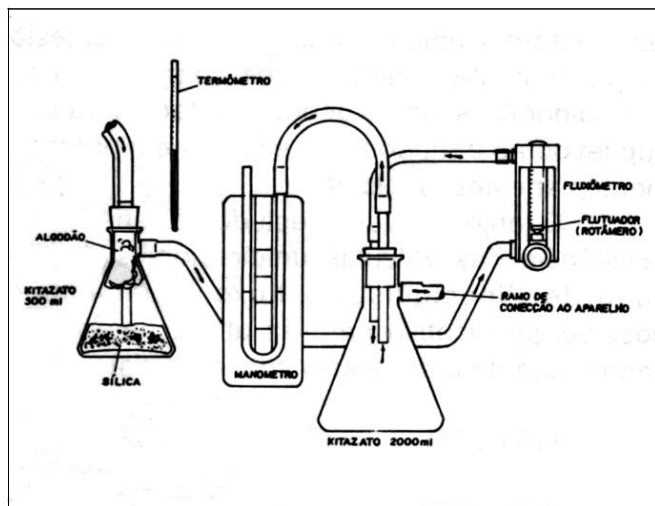


Fig 1- Esquema da unidade experimental

das medidas de temperaturas de bulbo seco e úmido, utilizando termopares^φ de cobre-constantan. Estes foram aferidos com banhos termostáticos, utilizando como referência um termômetro de precisão*.

O experimento foi realizado em quatro etapas:

- 1) Relação vazão/resistência para fechamento das válvulas unidirecionais: Esta medida foi realizada a partir da observação do aumento brusco da diferença de pressão (resistência) que ocorreu no fechamento da válvula. O valor do fluxo correspondente foi obtido a partir do rotâmetro.
- 2) Regressão da vazão/resistência das válvulas unidirecionais: Esta etapa foi realizada alterando o fluxo de ar comprimido que passava pelo sistema e medindo (no manômetro) as respectivas diferenças de pressão.
- 3) Relação pressão/vazão mínima para manter válvula fechada: Esta medida foi obtida a partir do aumento progressivo do fluxo de ar comprimido até a abertura da válvula. Este ponto foi possível ser determinado a partir da observação da diminuição brusca da diferença de pressão (resistência).
- 4) Relação vazão/resistência para fechamento das válvulas unidirecionais em presença de umidade. O procedimento experimental desta etapa é similar ao da primeira, com a diferença da utilização do ar umidificado.

Todos os experimentos foram realizados em capela, sem a influência de corrente de ar

* - Incoterm ASTM 116°C, Alemanha.

- Aferição realizada no Laboratório de Física do Departamento de Física da U.F.U.

ψ - Sílica azul 1/4 mm Labsynth Prod. Laboratórios, Diadema (SP).

ξ - Rotâmetro de precisão graduado de 50 a 800 L/h, 15°C, 1 atm - Alemanha.

τ - Soprador de ar Quimis Aparelhos Científicos, São Paulo (SP).

φ - Narcosul Aparelhos Científicos, Porto Alegre (RS).

φ - Termopar JOTTA PJ-IV.

termômetro de precisão* e sob pressão atmosférica de 681 mmHg#.

Todos as medidas de fluxo e pressão foram repetidas três vezes pela mesma pessoa, e tomando-se como resultado o valor médio.

Para encontrar uma equação que descrevesse a relação entre o fluxo e a resistência, foram consideradas três expressões: linear ($Q = a + b\Delta P$), logarítmica ($Q = a + b \log \Delta P$) e potencial ($Q = a + b\sqrt{\Delta P}$). A escolha da melhor equação foi realizada a partir do método de mínimos quadrados e de procedimento estatístico que levou em consideração a análise de variância, distribuição de resíduos, teste exato de Fisher e coeficiente de correlação. Os coeficientes angulares foram comparados a partir dos calculados desenvolvidos para cada uma das equações de regressão consideradas. Em todos os testes fixou-se em 5% o nível para a rejeição da hipótese de nulidade, assinalando com um asterisco os valores significantes.

RESULTADOS

A avaliação isolada da relação vazão/resistência para fechamento das válvulas unidirecionais com ar seco mostrou que a válvula inspiratória necessita de um fluxo de 290 L/h (4,83 L/min), correspondendo a uma resistência (diferença de pressão - ΔP) de 23,7 mmH₂O para que o diafragma feche o orifício de passagem de fluxo da válvula. A mesma relação para a válvula expiratória ocorreu com fluxo de 310 L/h (5,16 L/min), correspondendo a uma resistência de 16 mmH₂O.

Através do processo de umidificação do ar, foi possível obter uma umidade relativa (UR) de 90% a 26,5°C, equivalente a uma umidade absoluta (UM) de 20 gH₂O/kg ar seco.

A avaliação da relação vazão/resistência para fechamento das válvulas unidirecionais com ar umedecido mostrou que a válvula inspiratória se fecha com fluxo de 270 L/h (4,5 L/min), correspondendo a uma resistência (diferença de pressão) de 15,7 mmH₂O e a expiratória com 305 L/h (5,08 L/min), correspondendo a uma re-

sistência (diferença de pressão) de 9,7 mmH₂O. O fluxo mínimo para manter a válvula inspiratória fechada (ar seco) foi de 80 L/h (1,3 L/min). Não foi possível medir este dado para a válvula expiratória (ar seco e úmido), bem como a relação vazão resistência devido a perfeita vedação da válvula.

A avaliação da relação da vazão/resistência da válvula inspiratória com o ar seco é mostrada na Tabela I e Figura 2. O tratamento estatístico dos dados mostrou que a melhor expressão para o ajuste dos dados foi a equação $Q = a + b\sqrt{\Delta P}$.

Tabela I - Relação entre o fluxo de ar seco (L/min) e a diferença de pressão (milímetros de água) para a válvula inspiratória do sistema de Bloomquist

Fluxo (litros/hora)	Dif. de pressão (ΔP)
350	31,1
320	27,4
300	25,5
270	20,8
250	18,5
220	13,9
200	11,2
170	9,3
150	6,4
120	4,6
100	3,1
90	2,4

DISCUSSÃO

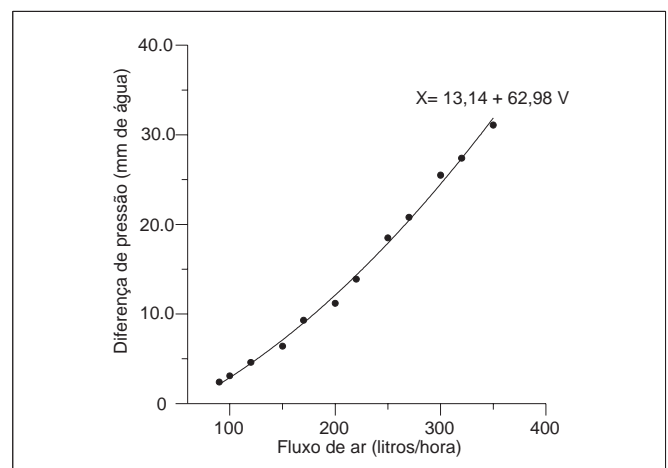


Fig 2 - Diferença de pressão (mmH₂O) na válvula inspiratória do sistema de Bloomquist, em função do fluxo de ar seco (litros/hora)

A anestesia inalatória em pediatria tem sido amplamente realizada, utilizando sistemas avalvulares (tipo Mapleson A a E), por oferecerem mínima resistência ao trabalho ventilatório ^{3,4,10-12}. Porém, estes sistemas apresentam desvantagens em relação aos sistemas circulares, decorrentes principalmente do não aproveitamento dos gases expirados e da administração de gases secos e frios, com respectiva poluição ambiental e perda de vapor de água e calor pelo paciente ¹³.

Com o objetivo de minorar estes efeitos, os sistemas circulares utilizados em adultos foram modificados por diversos autores para uso em crianças. Adriani e Griggs ¹⁴ incorporaram ao sistema circular uma pera de borracha acionada manualmente, com o objetivo de ajudar intermitentemente a circulação dos gases. Revell ¹⁵ e Roffey ¹⁶ introduziram uma ventoinha para obter circulação constante dos gases no circuito, eliminando assim o espaço morto e a resistência do sistema. Todas estas modificações falharam pelas dificuldades técnicas e práticas apresentadas ¹⁰.

Bloomquist ⁵ introduziu um sistema circular com diminuição dos componentes do sistema circular de adulto, que mostrou ser viável para anestesia em pediatria. Todavia, o protótipo utilizado em nosso país não se mostrou satisfatório e não teve boa aceitação.

Os resultados apresentados neste estudo explicam em parte os problemas encontrados na anestesia pediátrica com a utilização deste protótipo do sistema de Bloomquist. O circuito de anestesia em pediatria é responsável pelo aumento do espaço morto e da resistência ventilatória, imposta pelo absorvedor de dióxido

de carbono, pelas válvulas e pelos tubos ventilatórios ^{4,11,12,17}, podendo levar rapidamente a fadiga respiratória ^{4,14,18}.

Algumas considerações dos parâmetros respiratórios normais nas diversas idades devem ser feitos. A frequência respiratória, o volume corrente, os fluxos e a seqüência dos tempos inspiratório e expiratório são importantes itens para a avaliação e aplicabilidade de um sistema circular de anestesia, em crianças, nas quais a resistência ao fluxo de ar é maior, justificado pela equação de Hangen-Poiselle ⁸ que relaciona o diâmetro das vias aéreas à quarta potência do raio ^{1,8}. Em crianças, o tempo do ciclo ventilatório é da ordem de 3 segundos, resultando numa frequência de 20 ciclos por minuto. Em lactentes o ciclo pode ser de 1 a 2 segundos, resultando numa frequência de 30 a 40 ciclos por minuto ²⁰. Estes valores são variáveis de acordo com diversas situações, podendo diminuir em 10% se a criança estiver dormindo e elevar-se em 9 para cada grau Celsius de febre ou 8% para cada 1000 metros de altitude acima do mar. Radford ²⁰ desenvolveu nomograma para prever o valor normal aproximado do volume corrente baseado no peso da criança e na frequência respiratória (Tabela II).

Diante destas considerações, e mediante os resultados do presente estudo, observamos que no ciclo inspiratório o fechamento da válvula expiratória pode não ocorrer se o sistema for utilizado em crianças abaixo de 3 anos de idade, podendo haver uma ventilação insuficiente por desvio do fluxo inspiratório para o ramo expiratório. Isto poderia ser diminuído pela ventilação assistida ou controlada, onde fluxos adicionais poderiam ser acrescentados à fase inspiratória,

Tabela II - Variáveis respiratórias fisiológicas de acordo com Radford ²⁰

Idade (anos)	Peso (kg)	VT (ml)	F. Respir.	Relação insp/expir	Fluxo inspirat. (L/min)	Fluxo expirat. (L/min)
1	10	70	25	1:1,3	4,0	3,1
3	12	100	22	1:1,5	5,5	3,6
5	18	130	20	1:1,8	7,8	4,0
8	24	180	18	1:2	9,7	4,7
12	30	260	16	1:2	12,5	6,2

levando ao fechamento da válvula expiratória. Este mesmo princípio poderá ser aplicado ao ciclo expiratório. Observou-se também que a incompetência parcial de oclusão do orifício de passagem dos gases na válvula inspiratória a torna ineficiente em evitar que fluxos expiratórios retornem ao ramo inspiratório. Como consequência deste fato poderá ocorrer reinalação de CO₂, mesmo em altos fluxos.

As válvulas utilizadas em circuitos anestésicos são geralmente constituídas de um disco que fecha o orifício da válvula pelo próprio peso e portanto devem trabalhar em posição vertical. Uma importante característica é que o disco seja hidrofóbico a fim de que a condensação de água no interior da válvula não determine aderência ao orifício de passagem da válvula, reduzindo assim o fluxo de forma significativa ou aumentando o trabalho ventilatório^{1,2}.

Quando o disco da válvula em posição vertical fecha o orifício de saída, a pressão necessária para vencer a resistência e abri-la dependerá de diversos fatores expressos pela equação⁸:

onde: R é a resistência, W é o peso, d é o diâmetro da válvula e π corresponde a 3,1416. Compreende-se assim que o tamanho e o peso do disco são fatores

$$R = \frac{4 \times W}{\pi \times d^2}$$

determinantes da resistência da válvula^{8,14,21}.

O diafragma do sistema de Bloomquist avaliado é de silicone, com diâmetro de 18 mm e peso de 210 mg. Aplicando-se estes dados à fórmula acima obtém-se o valor da resistência imposta pelo diafragma, que corresponde a 0,0825 g/cm². Porém, ela não se aplica completamente a este sistema, uma vez que a característica da válvula estudada tem o diafragma fixado a parte lateral do orifício de passagem de gases. Este processo distancia o diafragma do orifício, exigindo altos fluxos de ar e, conseqüentemente, alta pressão para vencer a elasticidade

da fixação, como foi observado pelo presente estudo, seja com ar seco ou ar úmido.

A principal resistência em um sistema circular é devido às válvulas, e por isso é essencial que apresentem baixa resistência à passagem do fluxo de gás e alta eficiência²¹, ou seja, que abram livremente sob baixa pressão e que fechem rápida e completamente quando o fluxo se interrompe. Sugere-se que o mecanismo de oclusão seja aperfeiçoado por meio de um disco que feche a abertura da válvula pelo próprio peso, trabalhando em posição vertical, uma vez que o presente estudo identificou falha no mecanismo de vedação das válvulas.

Concluí-se que a ineficiência das válvulas inspiratória e expiratória estudadas pode justificar as alterações clínicas apresentadas no curso da anestesia em que se utiliza este sistema. Assim, sugere-se que outros tipos de válvulas sejam testadas, a fim de que haja desempenho compatível com as características próprias para um sistema utilizável em pediatria.

Fonseca NM, Barrozo MAS - Estudo da Resistência ao Fluxo de Ar nas Válvulas Unidirecionais do Sistema de Bloomquist

Justificativa e Objetivos - *O modelo do sistema de Bloomquist, existente em nosso país, tem se mostrado ineficiente em anestesia pediátrica. Com o propósito de identificar o possível fator determinante nas repercussões anestésicas avaliou-se a resistência ao fluxo de ar na válvula unidirecional deste sistema.*

Método - *Com fluxos progressivos de ar seco ou úmido, utilizando manômetro em "U" preenchido com água, foram avaliadas a relação vazão/resistência para fechamento das válvulas unidirecionais, a regressão da vazão/resistência das válvulas unidirecionais e a relação pressão/vazão mínima para manter as válvulas fechadas.*

Resultados - *A relação vazão/resistência para fechamento das válvulas inspiratória e expiratória com ar seco foi respectivamente de 4,83 L/min (23,7 mmH₂O) e 5,16 L/min (16,0 mmH₂O), e com ar úmido (20 gH₂O/kg ar seco)*

foi respectivamente de 4,5 L/min (15,7 mmH₂O) e de 5,08 L/min (9,7 mmH₂O). O fluxo mínimo para manter a válvula inspiratória fechada foi de 1,33 L/min.

Conclusões - A ineficiência das válvulas inspiratória e expiratória estudadas podem implicar em ventilação insuficiente ou reinalação do gás expirado, quando o sistema for utilizado em pacientes que não tenham fluxo suficiente para seu fechamento. Esta observação pode explicar as alterações clínicas observadas durante anestesia em que se utiliza este sistema. Sugere-se que outros tipos de válvulas sejam testadas, a fim de que haja desempenho compatível com as características propostas para a utilização do sistema.

UNITERMOS - EQUIPAMENTOS: Sistema de Bloomquist, válvulas unidireccionais; TÉCNICAS DE MEDIÇÃO: Resistência ao fluxo de ar

Fonseca NM, Barrozo MAS - Estudio de la Resistencia al Flujo de Aire en la Válvulas Unidireccionales del Sistema de Bloomquist

Justificativa y Objetivos - El modelo del sistema de Bloomquist existente en nuestro país, se ha mostrado ineficiente en anestesia pediátrica. Con el propósito de identificar el posible factor determinante en las repercusiones anestésicas, fue evaluada la resistencia al flujo de aire en la válvula unidireccional de este sistema.

Método - Con progresivos flujos de aire seco o húmedo, utilizando monómetro en "U" lleno con agua, fueron evaluadas la relación vaciamiento/resistencia para el cerramiento de las válvulas unidireccionales, la regresión de la vaciamiento/resistencia de las válvulas unidireccionales y la relación presión/vaciamiento mínima para mantener las válvulas cerradas.

Resultados - La relación vaciamiento/resistencia para cerramiento de la válvula inspiratoria y expiratoria con aire seco fue respectivamente de 4,83 L/min (23,7 mmH₂O) y 5,16 L/min (16,0 mmH₂O), y con aire húmedo (20 gH₂O/kg aire seco) fue respectivamente de 4,5 L/min (15,7 mmH₂O) y de 5,08 L/min (9,7 mmH₂O). El flujo

mínimo para mantener la válvula inspiratoria cerrada fue de 1,33 L/min.

Conclusiones - La ineficiencia de las válvulas inspiratoria y expiratoria estudiadas, pueden implicar en ventilación insuficiente o reinhalación del gas expirado, cuando el sistema sea utilizado en pacientes que no tengan flujo suficiente para cerramiento de las válvulas. Esta observación puede explicar las alteraciones clínicas observadas durante la anestesia en que se utiliza este sistema. Se sugiere que otros tipos de válvulas sean probadas, con la finalidad de que haya un desempeño compatible con las características propuestas para la utilización de este sistema.

REFERÊNCIAS

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. João Abrão, Professor Adjunto de Anestesiologia da Universidade Federal de Uberaba, pela revisão e auxílio na redação deste artigo.

01. Dorsch JA, Dorsch SE - Understanding Anesthesia Equipment: Construction, Care and Complications. 2ª Ed, Los Angeles, Williams & Wilkins, 1984; 137:246.
02. Smith TC, Collins V - Anesthesia Machines and Components. In: Collins V - Principles of Anesthesiology: General and Regional Anesthesia. 3ª Ed, Philadelphia, Lea & Febiger, 1993;150-152.
03. Andrews JJ - Inhaled Anesthetic Delivery Systems. In: Miller RD - Anesthesia, 4ª Ed, New York, Churchill Livingstone, 1994; 203-206.
04. Hatch DJ - Paediatric anaesthetic equipment. Brit J Anaesth, 1985;57:672-684.
05. Bloomquist EA - Pediatric circle absorber. Anesthesiology, 1957;29:787-789.
06. Gaensler EA, Maloney JV, Bjork VO - Bronchoscopiometry II: Experimental observations and theoretical considerations of resistance breathing. J Lab Clinical Med, 1952; 39:935-953.
07. Fonseca NM, Goldemberg S - Sistema circular de anestesia para animais de pequeno porte: estudo das resistências ao fluxo de ar. Rev Bras Anes-

- tesiol, 1993; 43: 303-311.
08. Epstein LI, Kuzava BA - Basic Physics in Anesthesiology. Chicago, Year Book Medical Publisher, 1976; 388p.
 09. McCabe WL, Smith JC, Harriott P - Unit operations of Chemical Engineering. 5ª Ed, New York, McGraw-Hill, 1993; 738-764.
 10. Smith, RM - Anesthesia for Infants and Children, 4ª Ed, London, C.V. Mosby Company, 1980; 133-142.
 11. Miller DM - Breathing systems for use in anaesthesia. Br J Anaesth, 1988; 60:555-564.
 12. Bain JA, Spoerel WE - A streamlined anaesthetic system. Can Anaesth Soc J, 1972; 49:426-435.
 13. Lowe HJ, Ernest EA - The Quantitative Practice of Anaesthesia: Use of Closed Circuit. London, Williams and Wilkins, 1981; 234p.
 14. Adriani J, Griggs T - Rebreathing in pediatric anesthesia: recommendations and descriptions of improvents in apparatus. Anesthesiology, 1953; 14:337-339.
 15. Revell DG - Circulator to eliminate mechanical dead space in circle absorption systems. Can Anaesth Soc J, 1959; 6:98-103.
 16. Roffey PJ, Chir B, Revell DG et al - An assesement of Revell circulator. Anesthesiology, 1961; 22:583-590.
 17. Rasch DK, Bunegin L, Ledbetter J et al - Comparison of circle absorber and Jackson- Rees systems for paediatric anaesthesia. Can J Anaesth, 1988; 35:25-30.
 18. Sthephen CR, Slater HM - Agents and techniques employed in pediatric anesthesia. Anesth Analg, 1950; 29:254-259.
 19. Motoyana EK, Cook CD - Respiratory Physiology. In Smith, RM - Anesthesia for Infants and Children, 4ª Ed, London, C.V. Mosby Company, 1980; 38-62.
 20. Radford EP, Ferris BJ, Kriet BC - Clinical use of nomogram to estimate proper ventilation during artificial respiration. N Engl J Med, 1954:251:877-883
 21. Hunt KH - Resistence in respiratory valves and cannisters. Anesthesiology, 1955; 16: 190-205.