



## ARTIGO ORIGINAL

# Medida da resistência ao fluxo aéreo em peças nasais de CPAP

## Mensuration of airflow resistance in neonatal prongs of nasal CPAP

Viviana Intriago Sampietro<sup>1</sup>, Maria Paulina de Oliveira Azevedo<sup>2</sup>, Jefferson Guimarães de Resende<sup>3</sup>**Resumo**

**Objetivo:** 1. Medir a resistência ao fluxo aéreo em peças de CPAP nasal: a) com a utilização de diferentes fluxos de admissão de gases (FAG) no circuito de ventilação; b) em diferentes diâmetros internos das peças nasais.

2. Verificar se um FAG que atenda apenas às demandas do triplo do volume minuto (VM) é suficiente para que o circuito não seja causa de retenção de CO<sub>2</sub>.

**Método:** Foram utilizadas peças nasais, montadas nos circuitos originais, com as peças nasais de CPAP mantidas abertas à atmosfera. As pressões eram lidas em um monitor de pressão, em centímetros de água, conectado na entrada apropriada do circuito. Foi utilizado um fluxômetro compensado a pressão, calibrado a 50 psi, instalado na rede de oxigênio do Hospital, conectado ao ramo aferente do circuito do CPAP. Inicialmente, utilizando-se fluxo de 8 l/min e o ramo exalatório do circuito fechado, eliminaram-se as peças nasais maiores que a de número 2, já que a resistência medida foi zero. Seleccionadas as peças nasais números zero, 1 e 2 para o estudo, montou-se o sistema como se aplica no RN: ramo inspiratório na fonte de gases e o ramo exalatório mergulhado em profundidades diferentes no selo d'água (2, 4, 6 e 8 centímetros). Na fase de aplicação no paciente, para avaliação da retenção de CO<sub>2</sub>, foi utilizado um aparelho de ventilação pulmonar mecânica (AVPM) como fonte de gases e um circuito de CPAP nasal montado nos locais adequados do aparelho. Os valores de FAG e a FiO<sub>2</sub> eram determinados nos próprios comandos do AVPM. As aferições das concentrações dos gases no circuito de ventilação foram feitas durante a assistência a dois recém-nascidos. Obtinham-se amostras de gases dentro do circuito de ventilação, no ramo aferente ao sistema (amostras A), e logo após a peça nasal de CPAP distal à entrada de gases (amostras B). Para a determinação do VM, multiplicou-se o volume corrente (considerado 10 ml/kg) pela frequência respiratória dos pacientes; o FAG era 3 vezes o VM.

**Resultados:** Até um FAG máximo de 8 litros/min, apenas as peças nasais de número zero, 1 e 2 exercem resistência ao fluxo, mensurável pelo método utilizado. Observou-se ampliação da resistência proporcionalmente ao aumento do FAG e inversamente proporcional ao diâmetro interno de algumas peças nasais. A diferença máxima na pressão parcial de CO<sub>2</sub> obtida entre os gases ofertados ao circuito de ventilação e aquela captada na peça nasal foi, em média, 0,43 mmHg (p < 0,5).

**Conclusões:** A diferença de média de concentração de CO<sub>2</sub> entre as amostras não teve significância estatística. Ainda que esta diferença máxima fosse estatisticamente significativa, o aumento em 0,43 mmHg nos níveis da pressão parcial de CO<sub>2</sub> no circuito de ventilação seria suficiente para fazer decrescer o pH do paciente em apenas 0,002 ponto, portanto, clinicamente desprezível e seguro para o paciente. Considerando que durante a assistência ventilatória através de CPAP nasal existe a possibilidade do FAG acarretar elevação da resistência, o que implicará em maior esforço do recém-nascido para vencer esta resistência durante a exalação dentro do sistema (podendo criar um CPAP imprevisto), e que o FAG mínimo atualmente determinado é aquele suficiente para atender ao triplo do VM, deve-se utilizar peças nasais de maior diâmetro interno possível e FAG apenas o necessário para atendimento das demandas do triplo do VM, durante este procedimento terapêutico.

*J. pediatr. (Rio J.). 2000; 76(2): 133-137: mecânica ventilatória, pressão positiva contínua na via aérea, peça nasal de CPAP.*

**Abstract**

**Objective:** To measure airflow resistance in prongs of nasal CPAP, making use of different gas admission flow (GAF) in the ventilation circuit, in different internal diameters of the nasal prongs, besides verifying whether a GAF responding only to the demand of three times the minute-volume (MV) is enough to the circuit not to be cause of CO<sub>2</sub> retention.

**Methodology:** Nasal prongs, assembled in the original circuits, were used, having their prongs kept open to the atmosphere. Pressure was read at a pressure monitor, in water centimeters, connected to the appropriate entrance of the circuit. A flowmeter balanced to the pressure was used, gauged at 50 psi, installed to the oxygen net of the Hospital, connected to the assessing set of the CPAP circuit. Initially, making use of the 8 l/min flow and keeping the exhaling set of the circuit closed, it was possible to eliminate the nasal prongs larger than two once the measured resistance was equal to zero. Having nasal parts number zero, 1 and 2 selected for this study, the system was then assembled as for the neonate: the inhaling set to the gas source and the exhaling set sunk into different depths in the water seal (2, 4, 6 and 8 centimeters). At the level of patient analysis, in order to assess the CO<sub>2</sub> retention, a mechanical pulmonary ventilation device was used as gas source and a nasal CPAP circuit was assembled to the device in adequate places. GAF values and FiO<sub>2</sub> were determined in the commands of the mechanical ventilation device. The assessment of gas concentration in the ventilation circuit was made while assisting two newborns. Gas samples were obtained within the ventilation circuit in the system assessing set (samples A), and right after the distal prong to the gas entrance (samples B). To determine MV the Tidal Volume (considered 10ml/kg) was multiplied by the respiratory frequency of the patient; GAF was three times MV.

**Results:** To a maximum GAF of 8 litres/min, only prongs sized zero, 1 and 2 showed resistance to the flow, measurable by the method used. There was an increase in resistance in proportion to the raise of GAF and proportionally opposite to the internal diameter of some prongs. Maximum difference in CO<sub>2</sub> partial pressure obtained from the gas given to the ventilation circuit and the one obtained from the nasal prongs was, in average, 0.43mmHg (p < 0.5).

**Conclusions:** Taking into account that during ventilation assistance through nasal CPAP there is the possibility of GAF incurring in the increase in resistance, what would involve a greater effort from the newborn to overcome such resistance during exhaling into the system (generating possibly an unexpected CPAP), and minimum GAF determined is that sufficient to meet no more than three times the MV, the conclusion is that prongs with the largest internal diameter possible and GAF only the necessary to meet, at least, the needs of the demand three times the MV should be used during this therapeutic procedure.

*J. pediatr. (Rio J.). 2000; 76(2): 133-137: ventilation mechanism, continuous positive airway pressure, nasal prong.*

1. Residente de 3º ano da Unidade de Neonatologia do Hospital Materno-Infantil de Brasília/FHDF.

2. Enfermeira da Unidade de Neonatologia do Hospital Materno-Infantil de Brasília/FHDF.

3. Médico Intensivista Neonatal Assistente da Unidade de Neonatologia do Hospital Materno-Infantil de Brasília/FHDF.

## Introdução

Desde 1971, a partir do trabalho pioneiro de Gregory<sup>1</sup>, a pressão positiva contínua na via aérea (CPAP) vem sendo amplamente utilizada como método terapêutico de diversas patologias no período neonatal, principalmente a Doença de Membrana Hialina. Em 1973, Kattwinkell<sup>2</sup> descreve uma peça nasal para fornecer CPAP, considerando que o recém-nascido(RN) é um respirador nasal obrigatório.

Estimulados pelos resultados de Wung<sup>3</sup> que, nos EUA, obtém enorme sucesso ampliando índices de sobrevivência de pequenos prematuros com menor ocorrência de casos de Displasia Bronco Pulmonar, utilizando circuitos e peças nasais mais convenientes, a utilização do CPAP nasal se espalha e ganha enorme prestígio no Brasil.

Dentre os objetivos do suporte ventilatório estão facilitar a troca gasosa e diminuir o trabalho respiratório. O gasto energético para o trabalho respiratório nas doenças pulmonares restritivas ou obstrutivas pode ser elevado e possibilitar que alguns recém-nascidos e lactentes entrem em exaustão respiratória. O trabalho respiratório é o produto do gradiente de pressão necessário para produzir o volume corrente. O aumento da resistência implica um incremento do trabalho respiratório

A peça nasal que utilizamos em nosso serviço é fabricada pela Hudson Respiratory Care Inc, Temecula, Califórnia, EUA, em silicone, com duas projeções (peças nasais) de cerca de 1 cm de comprimento e diâmetro interno variável, que são introduzidas nas narinas do RN; é ligada a duas mangueiras plásticas corrugadas, convenientemente leves, através de dois Joelhos plásticos, um deles com porta de entrada *luer* para inserir conexão do monitor de pressão. As peças nasais são dimensionadas para permitir sua entrada nas delicadas narinas dos RN e, de acordo com o peso do RN, o diâmetro interno dessas peças nasais será maior ou menor. Considerando que se utiliza gases no circuito de ventilação, e que este fluxo necessariamente passará através das peças nasais, é de se esperar a ocorrência de resistência à sua passagem, que será tanto maior quanto maiores forem os valores de fluxo e menor o diâmetro interno das peças nasais<sup>4-7</sup>.

Está determinado<sup>8-10</sup> que deve haver um fluxo aéreo mínimo dentro de circuitos de ventilação com o objetivo não somente de atender a demandas de volume corrente (VC) como também fazer a varredura do dióxido de carbono eliminado pelo paciente no circuito de ventilação. Este FAG deve ser suficiente para atender 2,5 a 3 vezes o Volume Mínimo (VM). O acúmulo de CO<sub>2</sub> no sangue poderá acarretar queda do pH, à razão de 0,005 ponto<sup>11</sup> para cada mmHg de CO<sub>2</sub>, se não houver tamponamento.

Este estudo tem o objetivo de avaliar a resistência ao fluxo aéreo em diferentes diâmetros internos de peças nasais e verificar se, ao utilizar-se apenas um FAG suficiente para atender ao triplo dos valores do VM, há acúmulo de CO<sub>2</sub> dentro do circuito de ventilação.

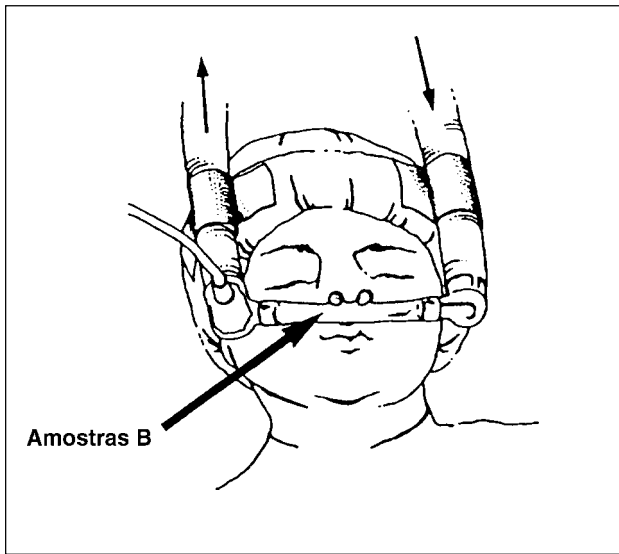
## Materiais e Método

Foram utilizados circuitos completos de CPAP adquiridos no comércio, marca Hudson. O fluxo aferente de gases provinha de um fluxômetro de oxigênio marca White-Martins, Brasil, compensado a pressão, calibrado a 50 psi, conectado à rede de oxigênio do Hospital. Um vácuo-manômetro, em centímetros de água, de procedência alemã e produzido para a Schinköeth Equipamentos Médico-Hospitalares Ltda, Brasília, Brasil, era conectado na entrada apropriada à aferição das pressões na peça nasal, através de mangueira plástica cuja complacência pode ser considerada zero.

As peças nasais eram mantidas abertas à atmosfera e, inicialmente, o ramo exalatório ocluído totalmente. Determinou-se, com fluxo de 8 litros/min, que apenas as peças nasais de número zero, 1 e 2 exerciam alguma resistência nestes níveis de fluxo e, portanto, teriam importância prática, já que, habitualmente, se utiliza 8 l/minuto de FAG durante a aplicação de CPAP nasal nos recém-nascidos.

Posteriormente o circuito foi montado da maneira como se utiliza no paciente, ou seja, o final do ramo exalatório mergulhado em um frasco com água e uma escala, em centímetros, com o "zero" coincidindo com o nível da água. Definia-se o FAG no mesmo fluxômetro e mergulhava-se o ramo exalatório a 2, 4, 6 ou 8 cm de profundidade para cada peça nasal (número zero, número 1 e número 2), mantendo as peças nasais abertas à atmosfera (pressão de zero cm de água). Dessa forma, a pressão lida no manômetro seria aquela produzida pela resistência à passagem dos gases através das peças nasais, já que estavam abertos à atmosfera; o fluxo que passasse através das peças nasais seria o fluxo excedente àquele que não passasse pelo selo de água, já que, se o fluxo de gases passasse livremente através das peças nasais, não haveria passagem de gases pelo selo de água e a pressão lida no manômetro seria zero. Se houvesse máxima resistência nas peças nasais, todo o fluxo seria liberado apenas no selo de água.

Para avaliar a possível retenção de dióxido de carbono no circuito de ventilação, medimos a concentração de CO<sub>2</sub> em amostras de gases no circuito aferente de ventilação (amostra A) e imediatamente após a peça nasal distal (Figura 1) ao FAG (amostra B), em dois pacientes que recebiam assistência através de CPAP nasal; o local escolhido para recolher as amostras de gases eferentes foi aquele que mais provavelmente poderia ter gases, contaminados com maiores concentrações de CO<sub>2</sub> e que poderiam ser re-inhalados. O FAG provinha de um Aparelho de Ventilação Pulmonar Mecânica (AVPM), Takaoka 920 Plus, produzido pela Takaoka, São Paulo, Brasil. Os gases eram aquecidos e umidificados. O FAG e a FiO<sub>2</sub> eram definidos nos próprios comandos do AVPM, mantido no modo CPAP. Foram extraídas médias e desvios-padrão para os valores encontrados e aplicado o teste *t* para análise diferencial entre as médias da PCO<sub>2</sub> nas amostras. Previamente, no início da coleta de amostra de gases, recolheu-se uma amostra de sangue arterial de cada um dos recém-nascidos.



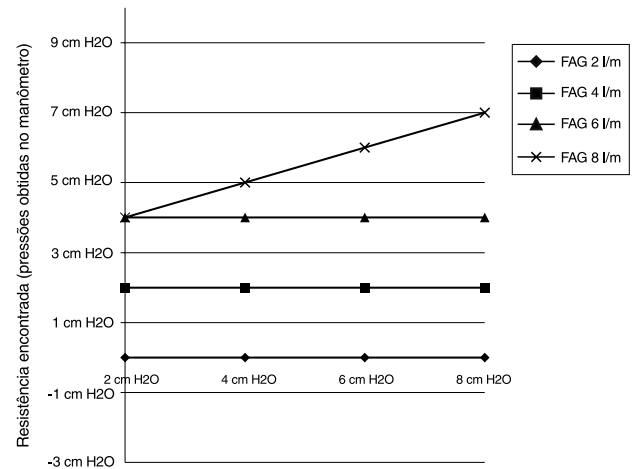
**Figura 1** - Desenho de um recém-nascido com um circuito (parcial) de CPAP nasal instalado, assinalando o local da coleta das amostras de gases exalados (amostras B)

Para a análise dos gases, utilizou-se um aparelho de gasometria, ABL 330 Acid-Base Analyser, produzido pela Radiometer, Copenhagem, Dinamarca. O equipamento permite medir gases no sangue e diversos outros líquidos, além de amostras de gases.

**Resultados**

A Tabela 1 e as Figuras 2, 3 e 4 mostram que houve aumento da resistência à medida que se ampliou o FAG e se reduziu o diâmetro interno de algumas peças nasais, situação com maior importância quando se tratou de peças nasais número zero, destacado na Figura 4. O resultado com a peça nasal 2 é mostrado apenas na Tabela 1, já que somente houve resistência, mensurável pelo método utilizado, com FAG de 8 litros/minuto.

Na Tabela 2, estão as médias das concentrações dos gases coletadas na fonte de emissão do FAG e no ramo eferente e também na amostra de sangue do paciente 1; este estava em CPAP com peças nasais zero e com FAG de 1,5 l/min, adequado para o peso (875 g) e para sua frequência respiratória (48 irpm). Aplicado o teste t, o p encontrado foi < 0,5, ou seja, não houve diferença estatisticamente significativa na PCO<sub>2</sub> entre as amostras nos gases.



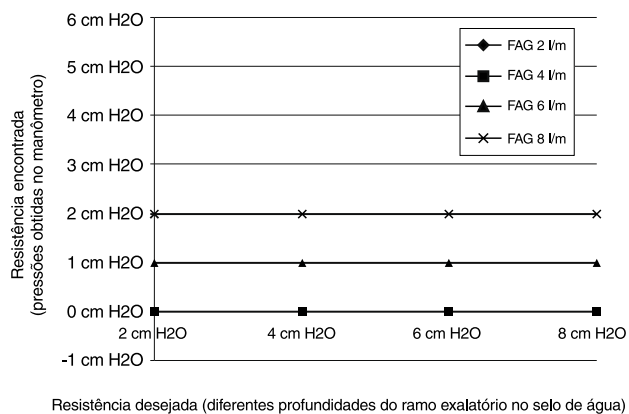
**Figura 2** - As coordenadas representam as pressões obtidas no manômetro e as abcissas representam as diferentes profundidades do ramo exalatório no selo de água

Na Tabela 3, estão as médias das concentrações dos gases coletadas na fonte de emissão do FAG e no ramo eferente e também na amostra de sangue do paciente 2 que estava em CPAP com peças nasais zero e com FAG de 2,5 l/min., adequado para o peso (1.070g) e para sua frequência respiratória (80 irpm). Aplicado o teste t, o p encontrado foi, também, < 0,5, ou seja, também aqui não houve diferença estatisticamente significativa na PCO<sub>2</sub> entre as amostras de gases.

**Tabela 1** - Aferição da pressão nas peças nasais zero, 1 e 2 com diferentes fluxos de admissão de gases; para cada situação o ramo exalatório era mergulhado em 4 profundidades diferentes na água

Peças nasais	FAG = 2 l/min	FAG = 4 l/min	FAG = 6 l/min	FAG = 8 l/min
<b>Zero</b>	2,4,6,8/0	2/2;4/2;6/2/8/2	2/4;4/4;6/4;8/4	2/4;4/5;6/6;8/7
<b>1</b>	2,4,6,8/0	2,4,6,8/0	2/1;4/1;6/1;8/1	2/2;4/2;6/2;8/2
<b>2</b>	2,4,6,8/0	2,4,6,8/0	2,4,6,8/0	2/1;4/1;6/1;8/1

Os números colocados antes da barra representam a profundidade em que o ramo exalatório era mergulhado na coluna de água; à direita da barra, representam os valores de pressão lidos no manômetro, em cm de água



**Figura 3** - As coordenadas representam as pressões obtidas no manômetro e as abcissas representam as diferentes profundidades do ramo exalatório no selo de água

**Discussão**

Existe uma resistência mensurável e não intencional quando usamos FAG maior em peças nasais de menor diâmetro, isto podendo, quando em uso pelo paciente, traduzir-se em maior esforço respiratório do mesmo para vencer esta resistência ao exalar, podendo levar a uma expiração incompleta e uma pressão positiva imprevista no final da expiração, com indesejáveis repercussões hemodinâmicas e ventilatórias para o paciente<sup>12</sup>, dependendo de sua amplitude

Os valores lidos no manômetro (em cm de água) eram a expressão da resistência ao fluxo de gases que passava através das peças nasais, já que se não houvesse resistência à sua passagem, a medida seria zero, tendo em vista que as extremidades das peças nasais estavam abertas à atmosfera.

**Tabela 2** - Aferição do CO<sub>2</sub> aferente e eferente no circuito de CPAP nasal com FAG mínimo possível. Paciente 1 = Peso 875g, Freq. Resp =48, peças nasais 0, FAG 1,5 l/min

	X amostras A ± DP	X amostras B ± DP		sangue
% O <sub>2</sub>	38,2 ± 02	37,96 ± 0,24		
% CO <sub>2</sub>	0,10 ± 0,03	0,12 ± 0,02		
PaCO <sub>2</sub> mmHg	0,30 ± 0,22	0,73 ± 0,43	p. <0,5	31,1 mmHg
PaO <sub>2</sub>	238,50 ± 0,94	237,50 ± 1,5		111,2 mmHg

Amostra A = fonte Amostra B = ramo eferente

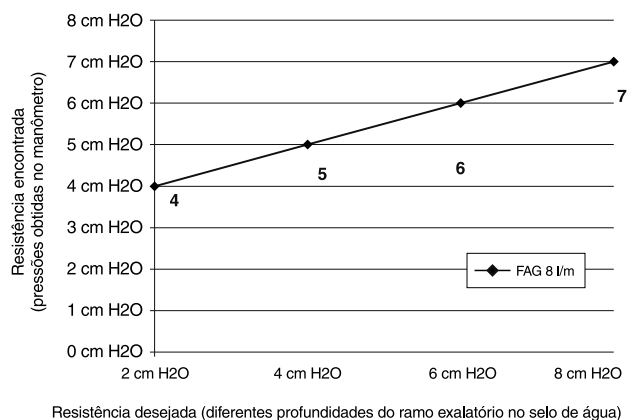
Aqui não se determinavam os valores de fluxo através das peças nasais, uma vez que parte do FAG vencida a resistência da água e ia à atmosfera por esta via. Este fato era irrelevante, pois o que interessava era avaliar a resistência que o RN teria que vencer para exalar numa hipotética situação de uso; esta seria a pressão a ser vencida para se contrapor ao fluxo que afere às narinas, se esta fosse maior que aquela determinada pelo nível de água em que o ramo exalatório estava mergulhado.

A diferença de 0,43 mmHg nos níveis de CO<sub>2</sub> no circuito de ventilação não teve significância estatística (p<0,5). De toda forma, seria suficiente para fazer decrescer o PH do paciente em apenas 0,002 ponto<sup>11</sup>, o que pode ser considerado clinicamente desprezível, portanto, seguro para o paciente.

**Tabela 3** - Paciente 2 = Peso 1.070 g, Freq. Resp=80, peças nasais 0, FAG 2,5 l/min

	X amostras A ± DP	X amostras B ± DP		sangue
% O <sub>2</sub>	30,06 ± 0,05	29,87 ± 0,13		
% CO <sub>2</sub>	0,10 ± 2,4	0,11 ± 0,01		
PaCO <sub>2</sub> mmHg	0,43 ± 0,1	0,62 ± 0,19	p. <0.5	11,1 mmHg
PaO <sub>2</sub>	187,85 ± 0,33	186,8 ± 0,70		86,2 mmHg

Amostra A = fonte Amostra B = ramo eferente



**Figura 4** - As coordenadas representam as pressões obtidas no manômetro e as abcissas representam as diferentes profundidades do ramo exalatório no selo de água

Analisando o resultado da gasometria do sangue arterial do paciente 1, observamos que a  $PCO_2$  no sangue foi de 31,1 mmHg, o que representava o  $CO_2$  que era exalado no sistema de ventilação (Pet $CO_2$ ). Como a diferença que se mediu no gás eferente (amostras B) foi de 0,43 mmHg, podemos inferir que a varredura do  $CO_2$ , foi de 98,6%. Os dados no paciente 2 sugerem uma varredura de 98,3%. Ainda que não tenha sido objeto do estudo avaliar de forma direta o percentual de varredura de  $CO_2$  e sim se a peça nasal seria fator de retenção de  $CO_2$ , estes números ampliam nossa convicção de segurança quanto ao uso do triplo do VM para FAG no circuito do CPAP nasal.

Nossos achados obedecem à equação de Poiseuille, na qual a resistência à passagem de um gás através de um tubo é diretamente proporcional à velocidade com que este gás passa através deste tubo e inversamente proporcional ao diâmetro deste tubo<sup>4-7</sup>. Provavelmente está aqui a explicação do porquê alguns recém-nascidos demonstram hiperinflação pulmonar ao Rx, mesmo estando com pequenos níveis de CPAP, de acordo com o que se mergulha de ramo exalatório no selo de água.

Nossos resultados demonstram ainda que apenas as peças nasais zero têm importância prática, pelo menos até um FAG de 8 l/min. Se considerarmos que o maior desenvolvimento da obstetrícia nos coloca, cada vez mais, diante de recém-nascidos vivos de peso muito pequeno e que necessitarão de peças nasais menores, achamos relevante que se atentem para estes fatos para que se aperfeiçoe a qualidade do cuidado a estes pequenos prematuros.

Na UTI Neonatal do Hospital Materno-Infantil de Brasília, onde trabalhamos, de 1987 a 1997 procedemos assistência ventilatória (ventilação pulmonar mecânica ou CPAP nasal) a 2.305 recém-nascidos, sendo que 995 foram assistidos exclusivamente com CPAP nasal, que foi iniciado apenas em 1990<sup>13</sup>. Durante o ano de 1997 cuidamos de 556 recém-nascidos na UTI neonatal, sendo 8,45% menores de 1.000 gramas; destes 556 recém-nascidos que internamos, 232 fizeram uso de CPAP nasal. O presente estudo interessa sobretudo a recém-nascidos como estes.

#### Referências bibliográficas:

1. Gregory GA, Kitterman JA, Phibbs RH, Tooley WA, Hamilton WK. Treatment of Idiopathic Respiratory Distress Syndrome with Continuous Positive Airway Pressure. *N Engl J Med* 1971;248 no. 24:1333-40.

2. Kattwinkel J, Fleming D, Cha CC, Fanaroff AA, Klaus MH. A device for administration of continuous positive airway pressure by the nasal route. *Pediatrics* 1973;52:131-33.
3. Avery ME, et al. Is chronic lung disease in low birth weight infants preventable? A survey of eight centers. *Pediatrics* 1987; 79:26-30.
4. Rocco PRM, Zin WA. Aspectos fisiológicos da aerodinâmica dos tubos endotraqueais. In: Tavares P. Atualizações em Fisiologia - Respiração. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 1991. p.28-40.
5. West JB. Fisiologia Respiratória Moderna. 3ª ed. Rio de Janeiro: Manole; 1990.
6. Orkin FK. Sistemas anestésicos. In: Miller RD. Tratado de Anestesia. Rio de Janeiro: Manole; 1989. p.115-120.
7. Ferreira ACP, Carvalho WB, Bonassa J. Determinação da resistência ao fluxo aéreo em cânulas endotraqueais pediátricas. *J pediatr (Rio J.)* 1993;69:380-4.
8. Wung, JT. Mechanical ventilation of the newborn. In: Respiratory care of the neonate - A practical approach. The Presbyterian Hospital, 1989, May 9 and 10, 9-16.
9. Parsloe C. Anestesia inalatória - Sistemas sem absorção de  $CO_2$  - Conferência nº 14 - XVIII Curso de Extensão Universitária, Brasília-DF;1986, julho 24 a 31, 2-13.
10. Resende JG, Andrade JMR. Medida da retenção de  $CO_2$  em um novo aparelho para assistência ventilatória manual. *J pediatr (Rio J.)* 1993;69:227-9.
11. Shapiro BA, Harrison RA, Walton JR. Aplicações Clínicas dos Gases Sangüíneos. 2ª ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 1980. p.115-40.
12. Ferreira ACP, Kopelman BI, Carvalho WB, Bonassa J. Auto-PEEP, mecânica respiratória e gases arteriais em pacientes submetidos à ventilação mecânica. *J pediatr (Rio J.)* 1998; 74: 275-283.
13. Margotto PR. Mortalidade Perinatal na Unidade de Neonatologia do HMIB 1997. In: Boletim Informativo Pediátrico, ed. FHDF; 1998, p. 125-162.

Endereço para correspondência:

Dra. Viviana Intriago Sampietro  
SQS 410 Sul Bloco N ap. 201 - entrada A  
CEP 70276140 - Brasília - DF  
Fones: 61 2444839 / 9943648