



Comparação dos níveis de pressão positiva contínua nas vias aéreas através de dois sistemas

A comparison of the continuous positive airway pressures produced by two systems

Marcela Raquel de Oliveira Lima¹, Ana Lúcia de Gusmão Freire²,
Lívia Barboza de Andrade³, Leopoldino Gomes Santos⁴

Resumo

Objetivo: Comparar a geração de pressão positiva contínua nas vias aéreas através de um sistema artesanal (selo d'água) e um sistema integrado a um ventilador mecânico (Inter 3[®]).

Metodologia: Foi realizado um estudo de experiências controladas através de simulações em laboratório, no qual foram comparados dois sistemas de geração de pressão positiva nas vias aéreas, um deles produzido de forma artesanal (selo d'água), e outro oferecido por um ventilador mecânico neonatal Inter 3[®] (Intermed - São Paulo). Foram excluídos os registros onde se constatava descalibração do ventilador mecânico ou variação no fluxo de gases da rede (oscilação da esfera do fluxômetro). Os registros foram avaliados quanto à capacidade de produzir as pressões desejadas (3, 5 e 6 cmH₂O) quando submetidos a três valores de fluxo (8, 10 e 12 l/min). Para isso, foram aplicados o teste *t* de Student para uma amostra pareada e o teste não-paramétrico de Mann-Whitney para amostras independentes.

Resultados: Verificamos que os sistemas se comportam de maneira diferente para as mesmas condições de fluxo e pressão positiva expiratória final. O comportamento da pressão média na pressão positiva contínua nas vias aéreas (ventilador mecânico) com 3 cmH₂O e fluxos de 8, 10 e 12 l/min foi, respectivamente, 2,26±0,41, 2,22±0,37 e 2,04±0,41; com pressão positiva expiratória de 5 cmH₂O, encontramos 3,96±0,41, 3,87±0,43 e 3,75±0,52; e com pressão positiva expiratória de 6 cmH₂O, os valores registrados foram 4,94±0,40, 4,85±0,41 e 4,72±0,37. Já o comportamento da pressão média na pressão positiva contínua nas vias aéreas (selo d'água) com 3 cmH₂O e fluxos de 8, 10 e 12 l/min foi, respectivamente, 4,24±0,24, 4,46±0,26 e 4,72±0,37; com 5 cmH₂O, os valores foram 5,97±0,17, 6,28±0,18 e 6,47±0,31; e com 6 cmH₂O, registramos 6,85±0,20, 7,17±0,29 e 7,53±0,31. Todos os registros realizados apresentaram significância estatística (*p* = 0,000).

Conclusão: Através dos nossos registros, foi possível observar que o sistema pressão positiva contínua nas vias aéreas no Inter 3[®] comportou-se de forma mais estável e linear do que a pressão positiva contínua nas vias aéreas no selo d'água, uma vez que esta apresentou grandes variações pressóricas.

J Pediatr (Rio J). 2004;80(5):401-6. Pressão positiva contínua nas vias aéreas, ventilação mecânica, prematuridade, neonatologia.

Abstract

Objective: To compare the generation of continuous positive airway pressure using a hand-made device (underwater seal) or a ventilator (Inter 3[®]).

Method: Two positive airway pressure generation systems were compared through laboratory simulations. Measurements were not considered if the mechanical ventilator required calibration or in the presence of gas flow variation (flowmeter sphere oscillation). Recordings were assessed in terms of the capacity to produce the desired pressure (3, 5 and 6 cmH₂O) when submitted to three different flow values (8, 10 and 12 l/min). For that end, Student's *t* test for paired samples and the nonparametric Mann-Whitney test for independent samples were employed.

Results: We verified that the systems behave in different manners under the same conditions of flow and positive end expiratory pressure. For the mechanical ventilator, the mean pressure behavior under continuous positive airway pressure at 3 cmH₂O with flows of 8, 10 and 12 l/min were 2.26±0.41, 2.22±0.37, 2.04±0.41, respectively; under positive end-expiratory pressure at 5 cmH₂O we found 3.96±0.41, 3.87±0.43 and 3.75±0.52; and under positive end-expiratory pressure at 6 cmH₂O the values recorded were 4.94±0.40, 4.85±0.41 and 4.72±0.37. For the underwater seal, the mean pressure behavior under continuous positive airway pressure at 3 cmH₂O with flows of 8, 10 and 12 l/min were 4.24±0.24, 4.46±0.26, 4.72±0.37, respectively; at 5 cmH₂O the values were 5.97±0.17, 6.28±0.18, 6.47±0.31; and at 6 cmH₂O we recorded 6.85±0.20, 7.17±0.29 and 7.53±0.31. All the comparisons were statistically significant (*p* = 0.000).

Conclusion: Through our recordings it was possible to observe that the Inter 3[®] continuous positive airway pressure system was more stable than the underwater seal.

J Pediatr (Rio J). 2004;80(5):401-6. Continuous positive airway pressure, mechanical ventilation, prematurity, neonatology.

1. Fisioterapeuta do grupo Pulmocárdio, Recife, PE.
2. Fisioterapeuta especialista em disfunções infantis. Professora do curso de Fisioterapia, Univ. de Ciências da Saúde de Alagoas (Uncisal), Maceió, AL.
3. Especialista em Fisioterapia cardiorespiratória pela Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). Mestranda em Fisiologia pela UFPE. Professora do curso de Fisioterapia da Faculdade Integrada do Recife (FIR), Recife, PE.
4. Engenheiro eletricitista da Kesa/Intermed[®], Recife, PE.

Artigo submetido em 05.12.03, aceito em 09.06.04.

Como citar este artigo: Lima MRO, Freire ALG, Andrade LB, Santos LG. Comparação dos níveis de pressão positiva contínua nas vias aéreas através de dois sistemas. *J Pediatr (Rio J)*. 2004;80:401-6.

Introdução

Os distúrbios pulmonares constituem importante causa de morbimortalidade no período neonatal. Porém, com o avanço das técnicas de terapia intensiva, observam-se melhores resultados no tratamento das doenças e melhor evolução clínica dos recém-nascidos. Nesse contexto, salienta-se a importância da assistência respiratória como principal determinante dessas mudanças¹⁻³. Existem vários tipos de suporte ventilatório para os neonatos, todos com o objetivo de otimizar as trocas gasosas e reduzir o esforço respiratório. Dentre eles está a pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP), que é um recurso não-invasivo, de fácil manuseio e com menos complicações em relação à ventilação mecânica invasiva^{1,4,5}.

A CPAP pode ser definida como um sistema artificial que gera uma pressão transpulmonar positiva durante a respiração espontânea e permite, assim, um aumento da capacidade residual funcional (CRF), que é de extrema importância para os recém-nascidos, pois funciona como um reservatório de oxigênio durante os períodos em que não há fluxo aéreo inspiratório, como no choro e na alimentação, além de interferir no trabalho respiratório⁵⁻¹⁰.

Durante muito tempo, a CPAP nasal era reservada aos casos de doença da membrana hialina de leve a moderada gravidade ocorridos em prematuros maiores^{5,11}. Porém, a CPAP vem sendo empregada como uma terapêutica de sucesso em cerca de 37% dos recém-nascidos com menos de 1.000 g, em 59% dos recém-nascidos com peso entre 1.000 e 1.500 g e em 83% dos pré-termos com peso maior do que 1.500 g^{11,12}. Na verdade, a utilização da CPAP em recém-nascidos prematuros com muito baixo peso é discutível. Entretanto, nos dias atuais, existe a alternativa de utilização do surfactante exógeno, podendo esses neonatos se beneficiar de um breve período de intubação para a aplicação do surfactante, seguido do uso de CPAP nasal, evitando-se, com isso, o risco de ventilação com pressão positiva prolongada^{2,4,7,12-14}.

A CPAP produz aumentos na oxigenação sem aumentar a ventilação alveolar, porque promove reexpansão de áreas previamente colapsadas, diminuindo o *shunt* intrapulmonar e aumentando a superfície de trocas gasosas, e melhorando, assim, a relação ventilação-perfusão¹⁵.

Existem basicamente dois sistemas para a geração da CPAP: aquele incorporado ao ventilador mecânico (VM), com características próprias de cada fabricante; e o sistema construído de maneira artesanal (selo d'água). Ambos necessitam de um gerador de fluxo contínuo, um sistema de conexão às vias aéreas e um dispositivo para a geração de pressão positiva^{5,7,9}. O uso de prongas nasais curtas e de menor resistência à passagem do fluxo aéreo (maior diâmetro interno) é a forma mais simples de se ofertar CPAP e produz melhores efeitos terapêuticos, apesar de apresentar algumas desvantagens, como dificuldade na fixação, perda da pressão durante o choro e trauma ao septo nasal^{2,5,16,17}. A CPAP endotraqueal é utilizada menos freqüentemente, pois, apesar de ser uma forma segura para manter a pressão média de vias aéreas (P_{aw}) e controlar a fração inspirada de oxigênio (FiO_2), apresenta as desvantagens

associadas com a intubação traqueal, além de produzir uma resistência ao fluxo aéreo, podendo aumentar o trabalho respiratório¹⁷⁻²¹.

Quando a CPAP é ofertada através do ventilador, as fontes de gás estão interligadas ao aparelho, e os ajustes de fluxo e FiO_2 são feitos em dispositivos específicos para cada parâmetro, enquanto que a pressão positiva é oferecida por uma válvula expiratória no circuito do ventilador mecânico^{5,22}. Na CPAP artesanal - também chamada selo d'água -, utilizam-se fluxômetros junto às fontes de oxigênio e ar comprimido, conhecendo-se o fluxo total por meio da soma dos fluxos dos gases e controlando-se a FiO_2 de acordo com a proporção de cada gás na mistura. A porção expiratória distal do circuito é mergulhada em um recipiente contendo água, cujo nível em centímetros corresponde à pressão positiva expiratória final (PEEP)^{5,7}.

A existência de dois sistemas rotineiramente utilizados para a oferta de CPAP nas unidades de terapia intensiva neonatal despertou o interesse em compará-los, pois acredita-se que ambos ofereçam a mesma condição mecânica. O objetivo deste trabalho foi comparar a geração de pressão positiva contínua nas vias aéreas através de um sistema artesanal (selo d'água) e um sistema integrado ao ventilador mecânico (Inter 3®).

Métodos

Foram analisados dois sistemas de geração de CPAP, um deles oferecido por um ventilador mecânico neonatal Inter 3® (Intermed, São Paulo), programado para o modo CPAP, e o outro produzido artesanalmente através do sistema selo d'água. O estudo foi realizado no laboratório de manutenção da KESA (KESA Comércio e Serviços Ltda.), com o apoio da Intermed.

O protocolo do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde (CEP/CCS) da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Foram excluídos os registros onde se constatava descalibração do ventilador mecânico ou variação nos fluxos de gases da rede (esfera do fluxômetro). Além disso, para uma maior confiabilidade dos resultados, tomamos o cuidado de realizar os registros sempre com o mesmo ventilador mecânico.

Foi realizado um estudo de experiências controladas através de simulações em laboratório, sendo necessário o desenvolvimento de protótipos dos dois sistemas propostos, que simulassem condições semelhantes àsquelas encontradas no sistema de CPAP nasal (selo d'água e Inter 3®) quando aplicado a um recém-nascido (Figuras 1 e 2).

Foram realizados registros contínuos de 60 segundos para análise do comportamento da pressão média (P_M), variando-se os fluxos de 8, 10 e 12 l/min, combinados com pressões de 3, 5 e 6 cm H₂O de PEEP. A partir do cálculo amostral, determinou-se que deveriam ser coletados no mínimo oito amostras em cada sistema. Foram, então, realizados 10 registros para cada pressão e fluxo pré-ajustados, ou seja, 90 registros em cada sistema.

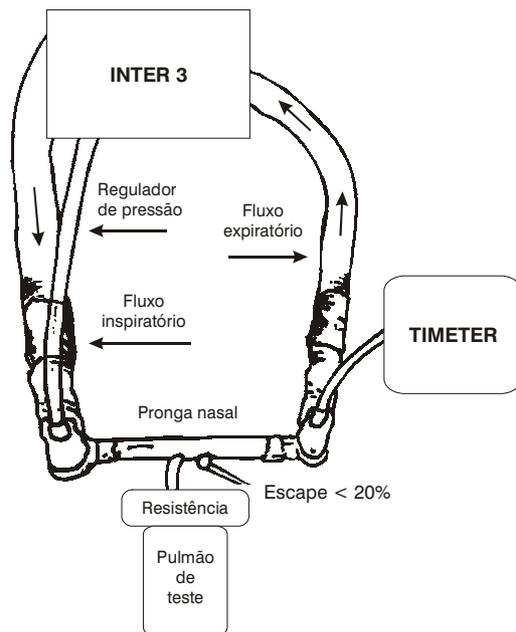


Figura 1 - Protótipo da CPAP no INTER 3®

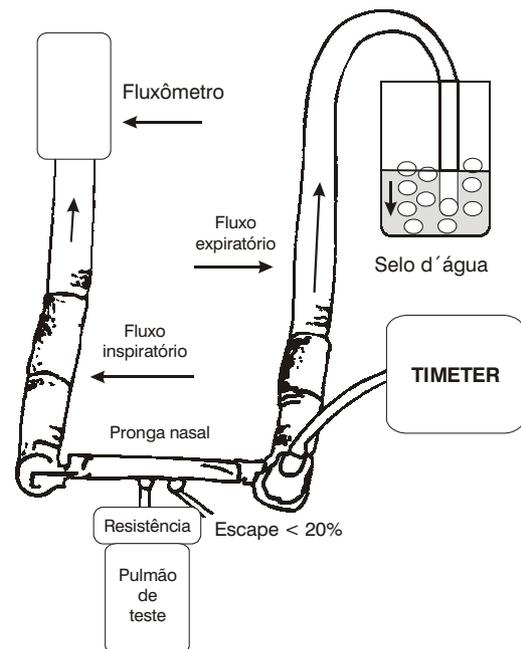


Figura 2 - Protótipo da CPAP em selo d'água

Para a comparação dos sistemas, foram utilizados dois protótipos semelhantes, que conduziam os fluxos aéreos desejados até uma pronga nasal (Hudson®, nº 1) através do ramo inspiratório do circuito. A pronga nasal possui dois prolongamentos anteriores com cerca de 1 cm de comprimento cada, os quais foram utilizados separadamente, ou seja, uma das vias permitiu um escape aéreo $\leq 20\%$ do fluxo total (tendo em vista que a técnica de aplicação de CPAP nasal permite algum escape em volta das narinas e/ou boca do bebê), e ao outro prolongamento da pronga foi adicionada uma resistência fixa de 30 cmH₂O/l/s (simulando a resistência das vias aéreas de um neonato^{20,22}) e um pulmão de teste.

Para os registros da P_M , foi utilizado o Timeter® (Respicall, Allied Healthcare Products, Inc.), que captava os sinais de pressão na porção distal da pronga, antes do ramo expiratório. O Timeter® recebia o sinal e o enviava para um software (Respicall, Allied Healthcare Products, Inc.), o qual ampliava o registro, permitindo visualizar em tempo real o comportamento gráfico da pressão no circuito, além de informar os valores numéricos de P_M , pressão mínima ($P_{mínima}$) e pressão máxima ($P_{máxima}$) gerados pelos sistemas de CPAP.

Os sistema de CPAP no Inter 3® e selo d'água possuem geradores de fluxo e pressão diferentes. Na CPAP do Inter 3® (Figura 1), os fluxos (8, 10 e 12 l/min) e as PEEPs (3, 5, 6 cmH₂O) são ajustados na própria máquina. Na CPAP com

o selo d'água (Figura 2), os mesmos fluxos foram gerados por um fluxômetro de parede (White Martins de 15 l/min, calibrado a 3,5 kgf/cm², 21°), e as PEEPs, por um selo d'água produzido através de um coletor de drenagem mediastinal, com capacidade de 500 ml (14 cm de comprimento por 6 cm de diâmetro), preenchidos com água até o nível em que o tubo interno (12 cm de comprimento por 1 cm de diâmetro) estivesse submerso na coluna de água o suficiente para produzir a PEEP desejada, ou seja, cada centímetro da coluna de água corresponde a 1 cm de água (cmH₂O) de pressão expiratória (PEEP). Durante a realização de todo o experimento, a temperatura do gás foi mantida em 27 °C, e a temperatura ambiente correspondia a 26 °C.

Os registros foram avaliados quanto à capacidade de produzir as pressões desejadas quando submetidos a três valores de fluxo. Para isso, foi aplicado o teste *t* de Student para uma amostra, ou seja, testamos os valores de pressão média obtidos nos registros em relação aos valores de pressão predeterminados. Como nenhum dos sistemas se comportou conforme o esperado, foi aplicado o teste não-paramétrico para amostras independentes de Mann-Whitney, tentando provar diferenças nas pressões geradas pelos sistemas. Todos os testes foram analisados com 99% de confiabilidade, admitindo-se $p \leq 0,001$. Foi utilizado, para análise, o software SPSS versão 8.0 na aplicação dos testes referidos, e o Excel versão 97 na elaboração e construção das figuras.

Resultados

Os resultados deste estudo mostram que os dois sistemas comparados se comportam de maneira diferente sob condições idênticas de fluxo e PEEP. O comportamento das pressões média, máxima e mínima está demonstrado nas Tabelas 1, 2 e 3, respectivamente.

Comparando-se os registros gráficos obtidos pelo Timer no Inter 3[®] e no selo d'água, verificamos que os sistemas diferem não apenas na manutenção da P_M, como também apresentam comportamentos diferentes da relação pressão *versus* tempo (Figura 3). Além disso, durante os nossos experimentos, observamos que a grande variação de pressão que ocorria na CPAP do selo d'água produzia vibrações no pulmão de teste, as quais podem ser compa-

radas àquelas produzidas por uma ventilação de alta frequência, que é uma forma de ventilação mecânica baseada no fornecimento de pequenos volumes correntes e frequências respiratórias elevadas.

Discussão

Observamos que o comportamento das pressões analisadas (P_M, P_{máxima} e P_{mínima}) possui diferenças quantitativas e qualitativas. A CPAP no selo d'água produziu níveis pressóricos superiores aos esperados em todos os registros analisados e, além disso, quando fluxos maiores foram utilizados, ocorreram aumentos na P_M. Já a CPAP no Inter 3[®] gerou sempre P_M inferiores àquelas ajustadas no equi-

Tabela 1 - Comparação das pressões médias obtidas nos dois sistemas

	8 l/min		10 l/min		12 l/min	
	Artesanal	Ventilador mecânico	Artesanal	Ventilador mecânico	Artesanal	Ventilador mecânico
3 cmH ₂ O	4,24±0,24	2,26±0,41 *	4,46±0,26	2,22±0,37 *	4,72±0,37	2,04±0,41 *
5 cmH ₂ O	5,97±0,17	3,96±0,41 *	6,28±0,18	3,87±0,43 *	6,47±0,31	3,75±0,52 *
6 cmH ₂ O	6,85±0,20	4,94±0,40 *	7,17±0,29	4,85±0,41 *	7,53±0,31	4,72±0,37 *

* p < 0,001 como diferença estatisticamente significativa.
Os valores estão dispostos em média e desvio padrão (MD±DP).

Tabela 2 - Comparação das pressões máximas obtidas nos dois sistemas

	8 l/min		10 l/min		12 l/min	
	Artesanal	Ventilador mecânico	Artesanal	Ventilador mecânico	Artesanal	Ventilador mecânico
3 cmH ₂ O	10,33±0,55	2,60±0,46 *	12,48±0,85	2,51±0,36 *	13,32±0,77	2,37±0,49 *
5 cmH ₂ O	11,81±0,88	4,53±0,41 *	13,52±0,75	4,45±0,45 *	14,76±0,87	4,38±0,51 *
6 cmH ₂ O	12,40±1,26	5,50±0,43 *	13,94±1,13	5,40±0,43 *	14,95±1,16	5,31±0,31 *

* p < 0,001 como diferença estatisticamente significativa.
Os valores estão dispostos em média e desvio padrão (MD±DP).

Tabela 3 - Comparação das pressões mínimas obtidas nos dois sistemas

	8 l/min		10 l/min		12 l/min	
	Artesanal	Ventilador mecânico	Artesanal	Ventilador mecânico	Artesanal	Ventilador mecânico
3 cmH ₂ O	0,73±0,56	1,92±0,34 *	0,44±0,56	1,89±0,38 *	0,70±0,69	1,72±0,50 *
5 cmH ₂ O	2,09±0,43	3,92±0,41 *	2,16±0,54	3,82±0,45 *	2,00±0,58	3,74±0,51 *
6 cmH ₂ O	2,78±0,64	4,87±0,39 *	3,17±0,38	4,77±0,40 *	2,84±0,51	4,63±0,38 *

* p < 0,001 como diferença estatisticamente significativa.
Os valores estão dispostos em média e desvio padrão (MD±DP).

RespiCal by Allied Healthcare Products, Inc.

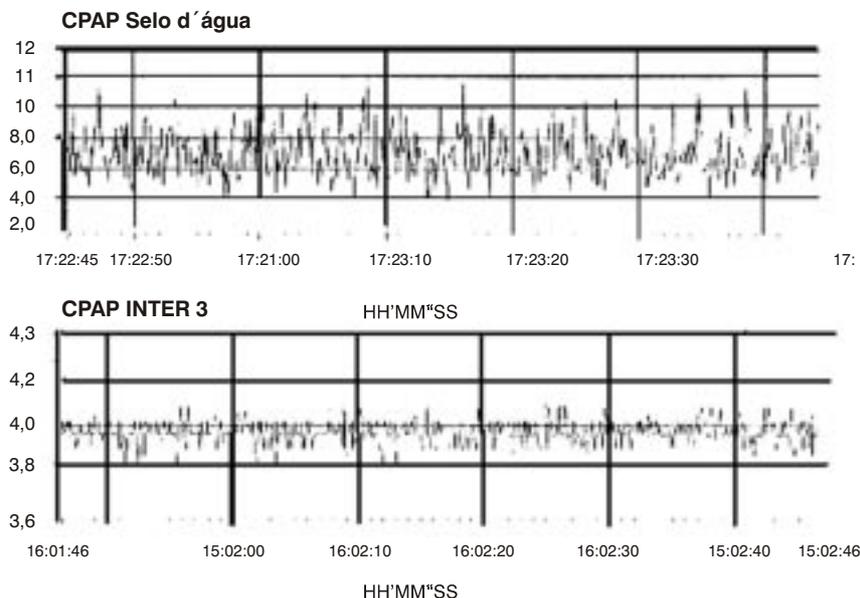


Figura 3 - Registros das pressões no selo d'água e INTER 3[®] obtidos pelo Timeter

pamento e apresentou uma tendência a diminuir quando utilizamos fluxos progressivamente mais altos. No entanto, podemos considerar que essa diferença entre a pressão ajustada no INTER 3[®] e a mensurada pelo Timeter[®] ocorre provavelmente porque o ventilador controla a pressão na porção proximal da pronga (após o ramo inspiratório), enquanto que o Timeter[®] reproduz as pressões na porção distal da pronga, onde o mesmo foi conectado. A perda de pressão ocorrida pode estar relacionada à resistência do circuito entre os dois pontos de medição e ao escape aéreo permitido, uma vez que estamos considerando sistemas parcialmente fechados. Além disso, existe uma faixa de variação considerada aceitável para a calibração do equipamento, ou seja, os ventiladores podem produzir pressões discretamente superiores ou inferiores em relação àquelas visualizadas no manômetro eletrônico.

Tanto no Inter 3[®] quanto no selo d'água, a P_M produzida sofre influência de diversas variáveis, como, por exemplo: o tamanho da pronga nasal, que interfere na resistência ao fluxo aéreo; a resistência das vias aéreas, que está relacionada com a condição patológica do recém-nascido; a acomodação da pronga nasal nas narinas, que vai determinar maior ou menor escape de ar; e vazamentos no circuito ou nos fluxômetros.

Nossos registros também mostram que a CPAP do Inter 3[®] se comportou de forma quase estática, ocorrendo uma pequena faixa de variação nos níveis pressóricos (menor do que 1 cmH₂O), provavelmente porque o sistema de geração de PEEP no Inter 3[®] consiste de uma válvula de resistência variável, a qual permite uma relativa manutenção da pressão e confere ao sistema maior segurança e estabilidade. A CPAP do selo d'água apresentou um comportamento dinâmico, com uma ampla faixa de variação dos valores pressóricos (em torno de 2 a 4 cmH₂O), que provavelmente foi produzida pelo borbulhamento da coluna d'água, gerando variações constantes, produzindo diferentes resistências ao fluxo aéreo e interferindo sobre as PEEPs. Essa diferença poderia talvez ser melhor visualizada se os registros tivessem sido obtidos na mesma escala gráfica, porém o software utilizado não permite ajustes da escala de pressão, os quais são feitos automaticamente.

A forma de onda (pressão *versus* tempo) produzida pela CPAP no selo d'água é semelhante àquela produzida pela ventilação de alta freqüência²². Esta tem sido considerada uma modalidade ventilatória vantajosa em relação à ventilação mecânica convencional em algumas condições clínicas, mostrando-se eficiente na eliminação de CO₂ e capaz de reduzir o tempo de suporte ventilatório e oxigenoterapia,

por possuir mecanismos de transporte de gás diferentes daqueles da ventilação mecânica convencional^{21,22}. Lee et al. observaram, em estudos com recém-nascidos, vibrações semelhantes às encontradas em nosso estudo. Eles relatam que as vibrações produzidas pelo borbulhamento da CPAP no selo d'água são transmitidas para o tórax dos bebês sob este tipo de suporte ventilatório, podendo contribuir para as trocas gasosas⁸. Os mecanismos pelos quais ocorrem as trocas gasosas durante a ventilação de alta frequência não estão completamente elucidados, mas devem incluir a ventilação direta das unidades alveolares proximais e difusão aumentada através da maior atividade das moléculas gasosas ou mesmo através da difusão coaxial dos gases, na qual a entrada dos gases ocorreria pelo centro, enquanto que a exalação do CO₂ e outros gases se daria pela periferia das vias respiratórias^{1,21,22}.

Considerações finais

Apesar da CPAP no selo d'água ser uma forma de baixo custo para aplicar pressão positiva contínua em vias aéreas, talvez existam momentos em que os riscos inerentes a esse tipo de CPAP se tornem aumentados, propiciando o desenvolvimento de efeitos e/ou complicações indesejáveis, como a síndrome de extravasamento de ar. Da mesma maneira, a CPAP no Inter 3[®] parece ser uma forma mais segura, porém, diante de algumas condições, pode tornar-se uma terapêutica menos eficaz. Além disso, não podemos deixar de considerar que, em muitas unidades de terapia intensiva neonatal, não há um ventilador disponível para cada recém-nascido que precisa de CPAP nasal, o que incentiva o uso da CPAP no selo d'água.

Através dos nossos registros, foi possível observar que a CPAP no Inter 3[®] comportou-se de forma mais estável e linear do que a CPAP em selo d'água, a qual, por sua vez, apresentou grandes variações pressóricas. Portanto, tentamos alertar para a necessidade de outros estudos que levem em consideração o comportamento dessas pressões sobre o sistema respiratório dos neonatos, para que seja possível a aplicação da assistência necessária de forma cada vez mais eficiente.

Referências

1. Carlo WA, Martin RJ. Principles of neonatal assisted ventilation. *Pediatr Clin North Am*. 1986;33:221-37.
2. Chang HK. Mechanisms of gas transport during ventilation by high-frequency oscillation. *J Appl Physiol*. 1984;56:553-63.
3. Gregory GA, Kitterman JA, Phibbs RH, Tooley WH, Hamilton WK. Treatment of the idiopathic respiratory distress syndrome with continuous positive airway pressure. *N Engl J Med*. 1971;284:1333-40.

4. Falcão MC. Uso da pressão positiva contínua das vias aéreas (CPAP) no período neonatal. *Pediatria*. 1997;19:209-12.
5. Hoeven MV, Brouwer E, Blanco CE. Nasal high frequency ventilation in neonates with moderate respiratory insufficiency. *Arch Dis Child*. 1998;79:61-3.
6. INTERMED. Manual de instruções: Inter 3 Respirador Neonatal Pediátrico. São Paulo; 1995.
7. Jardim JRB, Cendon Filho SP. Fisiologia Pulmonar. In: Kopelman B, Myoshi M, Guinsburg R. *Distúrbios Respiratórios no Período Neonatal*. 2ª ed. São Paulo: Atheneu; 1998. p. 15-29.
8. Lee KS, Dunn MS, Fenwick M, Shennan AT. A comparison of underwater bubble continuous positive airway pressure with ventilator-derived continuous positive airway pressure in premature neonates ready for extubation. *Biol Neonate*. 1998;73:69-75.
9. Morgan C, Dear PRF, Newell SJ. Effect of change in oscillatory amplitude on PaCO₂ and PaO₂ during high frequency ventilation. *Arch Dis Child*. 2000;82:237-42.
10. Morley C. Continuous distending pressure. *Arch Dis Child*. 1999;81:152-6.
11. Piva J, Chatrkaw P, Choong K, Frndova H, Cox P. Ventilação de alta frequência por oscilação comparada a ventilação mecânica convencional associada a reposição de surfactante em coelhos. *J Pediatr (Rio J)*. 2000;76:349-56.
12. Precioso AR, Ibidi SM, Lyra JC, Quinzani RHA. Assistência respiratória em neonatologia. *Pediatria Moderna*. 1997;33:396-416.
13. Ramírez SV, Cabrales LM, Mora A, Perez EU, Cardona JA. Empleo temprano de presión positiva continua a las vías aéreas nasal en el neonato pretérmino con dificultad respiratoria al nacer. *Boletim Medico del Hospital Infantil del México*. 1994;51:782-7.
14. Ramos JR, Odeh CS, Lopes JMA. Mecânica pulmonar no recém-nascido normal. *J Pediatr (Rio J)*. 1994;70:163-6.
15. Rego MAC, Martinez FE. Repercussões clínicas e laboratoriais do CPAP nasal em recém-nascidos pré-termo. *J Pediatr (Rio J)*. 2000;76:339-48.
16. Rimensberger PC, Beghett M, Hanquinet S, Berner M. First intention high-frequency oscillation with early lung volume optimization improves pulmonary outcome in very low birth weight infants with respiratory distress syndrome. *Pediatrics*. 2000;105:1202-8.
17. Sampietro VI, Azevedo MPO, Resende JG. Medida da resistência ao fluxo aéreo em peças nasais de CPAP. *J Pediatr (Rio J)*. 2000;76:133-7.
18. Sinh SK, Donn SM. Weaning from assisted ventilation: art or science? *Arch Dis Child*. 2000;83:64-70.
19. So BH, Tamura M, Mishina J, Watanabe T, Kamoshita S. Application of nasal continuous positive airway pressure to early extubation in very low birth weight infants. *Arch Dis Child*. 1995;72:191-3.
20. Slutsky AS. Non conventional method of ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 1988;138:175-83.
21. Verder H, Albertsen P, Ebbesen F, Greisen G, Robertson B, Bertelsen A, et al. Nasal continuous positive airway pressure and early surfactant therapy for respiratory distress syndrome in newborns of less than 30 week's gestation. *Pediatrics*. 1999;103:e24.
22. Wilson A, Gardner MN, Armstrong MA, Folck BF, Escobar GJ. Neonatal assisted ventilation: predictors, frequency and duration in a mature managed care organization. *Pediatrics*. 2000;105:822-30.

Correspondência:
Lívia B. Andrade Moraes
Rua do Futuro, 17/1002
CEP 52050-010 - Recife, PE
E-mail: livia@fir.br