

# Comparação da resistência imposta pelos filtros artificiais durante a ventilação mecânica

## *Comparison of the resistance imposed by artificial filters during mechanical ventilation*

Denise Cardoso Ribeiro\*, Célia Regina Lopes\*\*, Roberta Zancani de Lima\*, Yara Cordeiro do Nascimento Teixeira\*

Recebido: 10/09/2007  
Aprovado: 14/11/2007

### Resumo

**Introdução:** Os filtros trocadores de calor e umidificadores (HMEs) higroscópicos, hidrofóbicos e mistos, que exercem as funções das vias aéreas superiores na ventilação mecânica, podem promover aumento da resistência no circuito aumentando o trabalho respiratório do paciente. O objetivo deste estudo foi comparar a resistência imposta entre os filtros higroscópico (Medsiz) e misto (Gibeck) ao sistema respiratório artificial, durante a assistência ventilatória mecânica. **Método:** Os filtros da marca Medsize e Gibeck foram testados entre o intermediário Y e o balão de teste, sendo analisada a pressão antes (Pmax) e após cada filtro, com diferentes fluxos e quantidade de solução salina a 0,9%. **Resultados:** Observou-se resistência em ambos os filtros com aumento de no mínimo 1 cmH<sub>2</sub>O. O filtro da marca Gibeck apresentou maior resistência, 10 cmH<sub>2</sub>O, em relação ao filtro da marca Medsize, 5 cmH<sub>2</sub>O. **Conclusão:** Os filtros conectados ao circuito ventilatório artificial apresentaram aumento de resistência relacionado com o incremento de instilação de solução salina a 0,9% e com maiores valores de fluxo.

### Palavras-Chave

Respiração artificial; instrumentação.

### Abstract

**Introduction:** Hygroscopic, hydrophobic and coed heat moisture exchangers (HMEs) that prevent the loss of moisture and heat during prolonged mechanical ventilation may increase resistance and breathing workload. The objective of this study was to compare the increase of resistance between hygroscopic (Medsiz) and coed filter (Gibeck) through an artificial circuit during mechanical ventilation assistance. **Methods:** Medsize and Gibeck filters were tested between the Y intermediary and the test balloon. The pressure before (Pmax) and after the filter were analysed with different air flow and increments of 0.9% saline. **Results:** In both filters was observed a resistance increase of 1 cmH<sub>2</sub>O. Gibeck filter showed higher resistance, 10 cmH<sub>2</sub>O, when compared with Medsize filter, 5 cmH<sub>2</sub>O. **Conclusion:** This study showed that filters resistance were increased with increments of 0.9% saline and higher values was observed with air flows.

### Keywords

Artificial respiration; instrumentation.

### Introdução

O aquecimento e umidificação do ar são fornecidos principalmente pelo nariz e faringe, sendo o restante realizado pela traquéia. As vias aéreas superiores, além de aquecer e umidificar o ar inspirado, também exercem importante papel de filtro, pois apresentam uma superfície irregular e um fluxo de ar turbulento, de tal forma que as partículas maiores do que 5 µm dificilmente atingem a traquéia<sup>1</sup>.

O condicionamento do ar inspirado é também um mecanismo de proteção dos alvéolos, portanto, a disfunção ou falência do transporte mucociliar pode interferir no sistema de proteção e vigilância do sistema respiratório. Esse condicionamento tem como função prevenir atelectasias, a obstrução das vias aéreas e o ressecamento das mucosas respiratórias que com a diminuição da umidade podem ficar retidas<sup>1-3</sup>.

Como forma de suporte e tratamento de variadas insuficiências respiratórias agudas, de maneira artificial, a assistência ventilatória mecânica mantém as trocas gasosas, em indivíduos que apresentam sua demanda metabólica maior que a capacidade de oferta, não sendo, dessa forma, capaz de manter níveis adequados de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> sangüíneos. Tendo em vista que esta é uma técnica invasiva e, não livre de complicações relacionadas a ela, devem ser levado em consideração as altas taxas de morbidade e mortalidade na correlação com tempo de dependência da assistência ventilatória mecânica<sup>4,5</sup>.

Com a utilização da via aérea artificial, o epitélio das vias aéreas superiores, que desempenha diversas e relevantes funções na homeostase do organismo, fica excluído. Os gases medicinais inspirados (se não condicionados) são aquecidos e umidificados pelas vias aéreas inferiores com uma grande perda de aquecimento e umidade da mucosa respiratória, levando a modificações desses mecanismos fisiológicos. Esse condicionamento feito pelas vias aéreas inferiores causa danos severos para o epitélio respiratório, alterações nas funções respiratórias e perda de aquecimento<sup>1,3,6</sup>.

Os gases utilizados pelos ventiladores mecânicos provem de circuitos centrais ou cilindros de ar comprimido, com ausência de qualquer umidificação e aquecimento levando a prejuízos do mecanismo mucociliar, com subseqüente retenção de secreções pulmonares levando a atelectasias, redução da capacidade residual funcional, hipóxia, aumento da incidência de pneumonia e perda de aquecimento. Com o intuito de reverter essa situação, vêm-se desenvolvendo e utilizando-se artifícios que revertam essa situação, são eles, os umidificadores aquecidos (HHW) e os trocadores de calor e umidificadores (HME), conhecidos também como "nariz artificial"<sup>7-9</sup>.

\*Curso de Fisioterapia das Faculdades Metropolitanas Unidas (FMU), São Paulo (SP)

\*\*Curso de Fisioterapia do Centro Universitário do Triângulo (UniTRI), Uberlândia (MG)

O princípio básico dos umidificadores aquecidos é transpor o gás seco e frio através de uma câmara preenchida parcialmente de água aquecida, onde por meio da evaporação, o vapor da água é misturado ao gás, elevando sua temperatura e umidade<sup>10</sup>.

Os umidificadores aquecidos apresentam algumas desvantagens, tais como, a condensação do vapor de água no circuito elevando a colonização de bactérias, o fornecimento de energia e constante suprimento de água. O uso incorreto pode causar aquecimento e umidificação excessivos ou insuficientes, produzindo uma situação não fisiológica, podendo levar a repercussões clínicas indesejáveis, a quadros clínicos de hipotermia ou hipertermia, lesão térmica de via aérea, pouca fluidificação da secreção, degeneração e paralisia ciliar. Além disso, podem causar infecções pulmonares, aumentar a quantidade de secreções das vias aéreas e a resistência do sistema e lesar o aparelho mucociliar e a substância surfactante devido ao condensado aquoso<sup>1-3,10-15</sup>.

Os filtros trocadores de calor e umidade (HMEs) são dispositivos colocados entre o tubo endotraqueal/traqueostomia e o conector em "Y" do circuito do ventilador, que possuem freqüentemente um filtro microbiológico e são relativamente eficientes. São umidificadores de ação passiva, cujo princípio de funcionamento é o vazamento do vapor de água e calor proveniente do ar expirado num reservatório de grande superfície interna - porém pouco volume - com várias membranas finas em paralelo que obrigam o ar expirado a se desacelerar e se chocar contra uma superfície tratada, favorecendo a condensação. O calor e a umidade são devolvidos na inspiração seguinte, com a passagem de gás em sentido contrário, preservando assim os níveis de água e aquecimento das vias aéreas do paciente. Tem como vantagens, redução da perda e da condensação de água no circuito, baixo custo, facilidade de uso, papel filtro microbiológico e a não utilização de energia<sup>16-21</sup>.

Os filtros trocadores de calor e umidade (HMEs) são divididos em três tipos (Quadro 1): os filtros higroscópicos, que são constituídos de camadas de material com baixa condutividade térmica, impregnado com sal higroscópico como cloreto de lítio, magnésio ou cálcio para dessa forma reter e conservar a umidade. Durante a expiração ocorre à condensação e retenção de água aquecida no elemento higroscópico e durante a inspiração o gás é umidificado e aquecido com a água previamente retida. Esse HME tem melhor qualidade de umidificação, menor volume interno e menor resistência, quando comparado aos HMEs que possuem componente hidrofóbico, além disso, oferecem uma barreira física à passagem de microorganismos, porém não são considerados filtros<sup>10,18,22-24</sup>.

Já os filtros hidrofóbicos apresentam uma área de superfície aumentada por várias pregas recoberta por material que impede passagem para o meio externo. O gás inspirado é umidificado e a água é retida durante a expiração na superfície interna do filtro. Esse tipo de HME tem como característica a capacidade de filtragem de bactérias, repelindo a água que fica armazenada na porção proximal do nariz artificial em forma de gotículas<sup>10,18,25-28</sup>.

Os filtros trocadores de calor e umidade (HMEs) misto são a adição de componentes hidrofóbico ao higroscópico, portanto, apresentam tanto propriedades de filtro contra bactérias, como satisfatória capacidade de umidificação. O componente higroscópico fica entre os gases expirados pelo paciente e o componente hidrofóbico paralelo ao anterior e mais distal ao paciente, o material de filtração típico é composto de polipropileno que carregado eletrostaticamente atrai as partículas suspensas no ar. Os HMEs mistos, assim como os

hidrofóbicos, apresentam um maior volume interno, e conseqüentemente maior resistência<sup>18,24,29,30</sup>.

O aumento do tempo de contato com agentes agressores e a facilitação de colonização de bactérias predispoem o indivíduo a um risco maior de infecções respiratórias. Cerca de 95% dos sistemas ventilatórios são colonizados após 24 h de uso e 33% de ventiladores são colonizados após duas horas de uso<sup>21,31</sup>.

A infecção do trato respiratório é a segunda causa mais prevalente das infecções hospitalares, precedida somente da infecção do trato urinário<sup>21</sup>.

Trocadores de calor e umidade com capacidade de filtração microbial podem ser uma simples solução para problemas de condicionamento de gases respiratórios e, eventualmente, da redução de contaminação dos aparelhos e pneumonia bacteriana subsequente. Os filtros HMEs combinam propriedades umidificadoras com propriedades de retenção de bactérias na membrana de filtro. A filtração eficiente de bactérias pode ser especialmente importante em pacientes infectados ou imuno-comprometidos que estão na unidade de terapia intensiva (UTI), e os filtros HMEs podem ajudar a proteger tanto os pacientes quando os ventiladores de contaminação microbiana. Entretanto, o acúmulo excessivo de condensação ou secreções do paciente dentro dos filtros, pode aumentar o trabalho respiratório e causar obstruções dos aparelhos ou aumento da resistência ao fluxo aéreo<sup>9,32,33</sup>.

Tem-se considerado que respirar através do tubo endotraqueal consiste em uma considerável batalha ventilatória, cuja gravidade está relacionada a alterações em estruturas e funções, e o período de recuperação das lesões estão diretamente relacionados com a duração da ventilação mecânica. Estudos relatam que os HMEs aumentam todas as variáveis de esforço inspiratório recorrente ao maior espaço morto e a resistência gerada pelo componente, adicionando um aumento da resistência do circuito do trabalho respiratório. Na presença de secreções espessas, o uso desses filtros, devido à perda de água nas vias aéreas, pode aumentar os riscos de oclusão do tubo, aprisionamento aéreo e hipoventilação<sup>3,21,34-40</sup>.

O condensado de água que se forma pode eventualmente ficar acumulado no circuito do ventilador mecânico e não ser retirado, o que eleva a pressão das vias aéreas e aumenta a resistência ao fluxo aéreo, induz a falta de sincronismo entre o paciente e o ventilador, aumentando o trabalho respiratório<sup>3</sup>.

O objetivo é comparar a resistência imposta entre os filtros higroscópico (Medsized) e misto (Gibeck) ao sistema respiratório artificial durante a assistência ventilatória mecânica com diferentes padrões de fluxo e de instilações de solução salina a 0,9%.

**Quadro 1**  
**Principais características dos filtros umidificadores**

Características	Tipo de filtro	
	Higroscópico	Hidrofóbico
Membrana	Polipropileno	Fibra de cerâmica
Superfície de condensação	Papel impregnado (CaCl <sub>2</sub> )	Resina hidrofóbica
Propriedade principal	Umidificação da inspiração	Filtração de bactéria
Propriedade secundária	Filtração da partícula	Umidificação parcial
Exemplo	MedSize®	BB 100® (Pall)

## Método

Após a aprovação da instituição, a pesquisa foi realizada no laboratório experimental K. Takaoka (Empresa de Assistência Respiratória), em parceria com a FMU, em que dois tipos de filtros umidificadores foram testados, os filtros da marca Medsize, higroscópico e Gibeck, misto.

Os filtros foram acoplados a um circuito descartável ligado ao ventilador mecânico - Servo Ventilador Color, pré-ajustados em curva descendente e modo VCV, com os seguintes parâmetros: Volume Corrente (VC): 500 mL, Frequência Respiratória (FR): 12 ipm e Pausa Inspiratória: 0,5 s. Após o ajuste dos parâmetros no ventilador, instalou-se o manômetro Takaoka MA - 127 ao KT Vent (no local do adaptador de O<sub>2</sub>) previamente calibrado para avaliação da pressão dada por cm/H<sub>2</sub>O.

Para a realização das medidas, os filtros foram conectados ao intermediário Y e ao balão de teste e as pressões foram extraídas antes do filtro (parte do circuito respiratório) e após o filtro (parte do balão de teste).

Os filtros foram testados de maneira randomizada, sendo o primeiro momento a seco e os seguintes com instilações de solução salina 0,9% a 5, 10 15 e 20 mL<sup>33</sup> com variações de fluxo de 40, 50 e 60 L/min<sup>32,33</sup>.

Entre o intermediário Y e o balão de teste, foi colocado o primeiro filtro a ser testado, o da marca MedSize, primeiramente com fluxo de 40 L/min, seguido de 50 e 60 L/min sem solução salina a 0,9%. Foi retirado o balão de teste, instilou-se 5 mL de solução salina a 0,9% em uma seringa (BD Plastipak - 5 mL) encharcando o filtro. Após essa etapa, a pressão antes do filtro (Pmax) e após o filtro (manômetro) foi avaliada, sendo que após mudar a quantidade de fluxo, esperava-se estabilizar a quantidade de VC para que os dados obtidos fossem fidedignos. Logo após, era acrescentado 5 mL de soro fisiológico a cada instilação até somar 20 mL. O mesmo procedimento foi realizado com o filtro Gibeck.

## Resultados

Analisando os resultados, observa-se que para o filtro Medsize (Figura 1), com fluxo de 40 L/min, a resistência obtida para o momento a seco e para as instilações de 5 até 15 mL de solução salina a 0,9% foi a mesma, de 1 cmH<sub>2</sub>O, ocorrendo variação de resistência de 2 cmH<sub>2</sub>O apenas com instilação de soro fisiológico a 20 mL. No

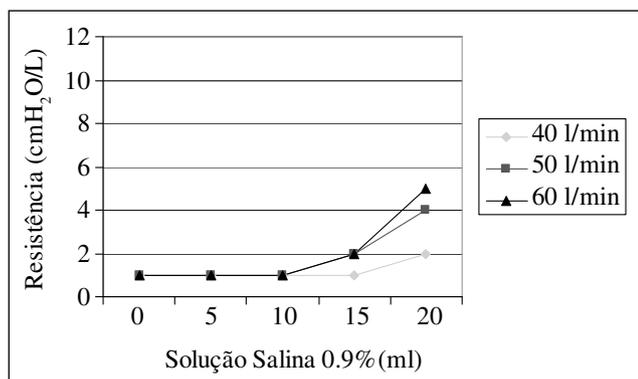


Figura 1

Análise das resistências obtidas no filtro da marca MedSize

fluxo de 50 L/min, nota-se que tanto para o momento a seco quanto com 5 e 10 mL de solução salina a 0,9% ocorre um aumento de resistência de 1 cmH<sub>2</sub>O, sendo que com 15 e 20 mL, a resistência foi maior, de 2 e 4 cmH<sub>2</sub>O, respectivamente. Com o fluxo de 60 L/min, os resultados do momento a seco e das instilações de soro fisiológico a 5 e 10 mL foram iguais aos outros fluxos, apresentando 1 cmH<sub>2</sub>O de resistência, porém com 15 mL de solução salina a 0,9% obteve-se 2 cmH<sub>2</sub>O de resistência e com 20 mL observa-se a maior resistência obtida nesse filtro, de 5 cmH<sub>2</sub>O.

Comparando os resultados para o filtro da marca Gibeck (Figura 2), nota-se que com fluxo de 40 L/min, há resistência de 1 cmH<sub>2</sub>O para o momento a seco e com 5 mL de instilação de solução salina a 0,9%, sendo que nas instilações de 10, 15 e 20 mL de soro fisiológico a resistência apresenta um aumento significativo para 2, 6 e 6 cmH<sub>2</sub>O, respectivamente. Já com o fluxo de 50 L/min, observa-se que a resistência obtida para o momento a seco e para 5 ml de instilação de solução salina a 0,9% foi a mesma comparada com o fluxo a 40 L/min, ou seja, de 1 cmH<sub>2</sub>O, porém com 10 mL de soro fisiológico a resistência passa a ser 3 cmH<sub>2</sub>O, e aumenta para 6 cmH<sub>2</sub>O com 15 mL e para 7 cmH<sub>2</sub>O com 20 mL de instilação de soro fisiológico. Por fim, com fluxo de 60 L/min, os resultados para o momento a seco e com 5 e 10 mL de instilação foi o mesmo que com o fluxo anterior, porém com 15 mL de solução salina a 0,9%, há uma resistência de 8 cmH<sub>2</sub>O e com 20 mL o maior valor apresentado, de 10 cmH<sub>2</sub>O.

## Discussão

Observa-se que a resistência das vias artificiais aumenta gradativamente com o incremento de fluxo aéreo e de instilação de solução salina 0,9%, consequentemente tais valores promovem um aumento da resistência à via aérea.

Respirar através de um instrumento altamente resistivo sob elevadas taxas de pico de fluxo inspiratório, o trabalho imposto pode exceder o trabalho fisiológico de respirar. Com isso, para um funcionamento adequado que promova conforto ao paciente, a via artificial deverá apresentar o mínimo de resistência possível para se manter púrvia<sup>41</sup>.

O acúmulo excessivo de condensação ou secreções do paciente dentro dos filtros HMEs, além de aumentar o trabalho respiratório, pode causar obstruções dos aparelhos ou um aumento da resistência ao fluxo aéreo<sup>20,32,33</sup>.

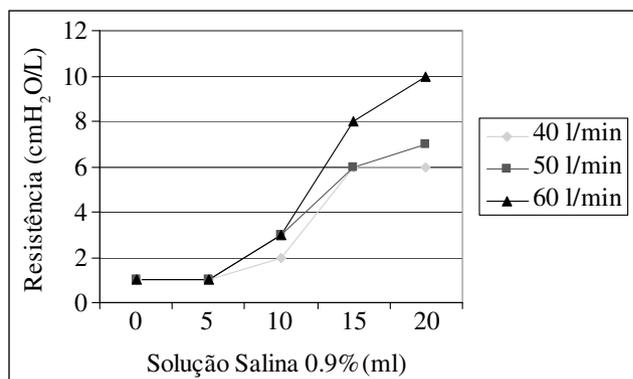


Figura 2

Análise das resistências obtidas no filtro da marca Gibeck

Faz-se necessário a troca constante dos filtros artificiais, já que o aumento do tempo de contato com agentes agressores e a facilitação de colonização de bactérias predispõem o indivíduo a um risco maior de infecções respiratórias<sup>31,21</sup>.

O uso incorreto dos filtros artificiais pode causar aquecimento e umidificação excessivos ou insuficientes, produzindo uma situação não fisiológica, podendo levar a repercussões clínicas indesejáveis<sup>1-3,10-12,14,15</sup>. É importante ressaltar que os filtros não devem ser utilizados conjuntamente com umidificadores ou nebulizadores<sup>21</sup>.

Confrontando os nossos resultados, estudos concluíram que não há modificações significativas no muco traqueal com o uso de filtros HMEs após 48 horas de VM e que os filtros HMEs não criam obstáculos ao fluxo aéreo, mas que devem ser utilizados com cautela em pacientes com muita secreção pulmonar<sup>42</sup>.

Comparando as resistências obtidas em ambos os filtros artificiais, nota-se que mesmo ocorrendo aumento de resistência em todas as situações para ambos, o filtro da marca Gibeck (misto), apresentou resistências elevadas quando comparado com o filtro da marca Medsize (higroscópico).

Esses resultados são confirmados pela literatura, afirmando que os HMEs higroscópicos apresentam menor volume interno e menor resistência, quando comparado aos HMEs que possuem componente

hidrofóbico e misto, que por sua vez apresentam um maior volume interno e conseqüentemente uma maior resistência<sup>10,18,22-24,29,30</sup>.

Porém, vale ressaltar a importância do filtro artificial de característica mista, que apresenta ambos os componentes hidrofóbicos e higroscópicos, ou seja, possuem tanto propriedades de filtro contra bactérias, como satisfatória capacidade de umidificação.

Em decorrência disso, faz-se necessário tanto o uso quanto a seleção adequada de HMEs, pois a presença de secreções espessas ou de condensado de água que pode eventualmente ficar acumulado no circuito do ventilador mecânico, pode aumentar a resistência ao fluxo aéreo, como visto neste estudo. É de grande importância a realização de pesquisas que envolvam também parâmetros ventilatórios compensatórios que dêem suporte pressórico ao trabalho total da ventilação, diminuindo com isso a sobrecarga imposta ao paciente e oferecendo menor resistência à passagem de ar.

## Agradecimentos

À Dra. Maria Cecília Senise Martinelli, por gentilmente ceder os filtros para o estudo, e ao engenheiro Marcelo Costa do Santos, do Laboratório experimental K. Takaoka (Empresa de Assistência Respiratória), pelo auxílio técnico.

## Referências

1. Nakagawa KN. Efeitos dos sistemas de umidificação artificial em cascata. Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo. São Paulo; 1997. p. 2-16.
2. David CM. Ventilação mecânica: da fisiologia à prática clínica. Revinde; 2001. p. 587.
3. Chiumello D, Pelosi P, Park G, Candiana A, Bottino N, Storelli E, Severgnini P, D'onofrio D, Gattioni L, Chiaranda M. In: In vitro and in vivo evaluation of a new active heat moisture exchanger. *Crit Care* 2004;8(5):281-8.
4. Amaral G, Vaz R. Assistência ventilatória mecânica. São Paulo: Atheneu; 1995.
5. Orlando C, Kirton C, Dehaven B, Morgan JP, Windsor J, Civetta JM. Elevated imposed work of breathing masquerading as ventilator weaning intolerance. *Chest* 1995;108:1021-5.
6. Rau JL. Humidity and aerosol therapy. In: Barnes TA. Core textbook of respiratory care practice. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1994. p. 179-97.
7. International Organization for Standardization. Anesthetic and respiratory equipment - Heat and moisture exchangers (HMEs) for humidifying respired gases in humans (ISO9360-1). In: International Organization for Standardization Technical Committee: Geneva; 2000.
8. Iott GA, Olivei MC, Palo A, Galbusera C, Veronesi R, Comelli A, Brunner JX, Braschi A. Unfavorable mechanical effects of heat and moisture exchangers in ventilated patients. *Intensive Care Med* 1997;23:399-405.
9. Thomachot L, Violet R, Arnaud S, Barberon B, Michael-nguyen A, Martin C. Do the components of heat and moisture exchanger filters affect their humidifying efficacy and the incidence of nasocomial pneumonia? *Crit Care Med* 1999;27(5):923-8.
10. Bonassa J. Umidificação na ventilação pulmonar mecânica. In: Carvalho WB, Boassa J, Carvalho CRR, Amaral JLG, Beppu OS, Auler JOC. Atualização em ventilação pulmonar mecânica. 1ª ed. São Paulo: Atheneu; 1997. p. 17-29.
11. AARC. Clinical Practice Guideline. Humidification during mechanical ventilation. American Association for Respiratory Care. *Respir Care* 1992;37:887-90.
12. Branson R, Davis-Junior K, Campbell RS, Johnson DJ, Porembka DT. Humidification in the intensive care unit: prospective study of a new protocol utilizing heated humidification and a hygroscopic condenser humidifier. *Chest* 1993;104:1800-5.
13. Beydon L, Tong D, Jackson N, Dreyfuss D. Group de travail sur les respirateurs. Correlation between simple clinical parameters and the in vitro humidification characteristics of filter heat and moisture exchangers. *Chest* 1997;112(3):739-44.
14. Barra FM, Braz JR, Martins RH, Gregorio EA, Abud TM. Tracheo-bronchial consequences of the use of heat and moisture exchangers in dogs. *Can J Anaesth* 1999;46:897-903.
15. Branson RD, Campbell RS, Johannigman JA, Ottaway M, Davis Jr K, Luchete FA, Frame S. Comparison of convention heated humidification with a new active hygroscopic heat and moisture exchanger in mechanically ventilated patients. *Respir Care* 1999;44:912-7.
16. Ploysongsang Y, Branson R, Rashkin MC, Hurst JM. Pressure flow characteristics of commonly used head-moisture exchangers. *Am Rev Resp Dis* 1988;138:675.
17. Boots RJ, Howe S, George N, Harris FM, Faoagali J. Clinical utility of hygroscopic heat and moisture exchangers in intensive care patients. *Crit Care Med* 1997;25:1707-12.
18. Hess DR, Branson RD. Humidification. In: Branson RD, Hess DR, Chatburn RL. Respiratory care equipment. 2ª ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1999. p. 101-32.
19. Ricard JD, Le'miere E, Markowicz P, Lasry S, Saumon G, Djedaini K, Coste F, Dreyfuss D. Efficiency and safety of mechanical ventilation with a heat and moisture exchanger changed only once a week. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;161:104-9.
20. Thomachot L, Vivand X, Boyadjiev L, Violet R, Martin C. The combination of a heat and moisture exchanger and Boster: a clinical and bacteriological evaluation over 96 h. *Intensive Care Med* 2002;28:147-53.

21. Diaz RB, Barbosa DA, Bettencourt AR, Vianna LAC, Gir E, Guimarães T. Avaliação do uso de filtros-umidificadores higroscópicos para prevenção de pneumonia hospitalar. *Acta Paul Enf* 2002;15(4):32-44.
22. Mebius C. Heat and moisture exchanger with bacterial filters: a laboratory evaluation. *Acta Anesth Scand* 1992;36:572-6.
23. Branson RD, Davis Jr K. Evaluation of 21 passive humidifiers according to the ISO 9360 standard: moisture output, dead space, and flow resistance. *Respir Care* 1996;41:736-43.
24. Iotti GA, Olivei MC, Braschi A. Mechanical effects of heat-moisture exchangers in ventilated patients. *Crit Care* 1999;3:R77-82.
25. Revenas B, Lindholm CE. Temperature variations in heat and moisture exchangers. *Acta Anaesth Scand* 1979;23:34-9.
26. Chalon J, Markham JP, Ali MM, Ramanathan S, Turndorf H. The Pall Ultipor breathing circuit filter – an efficient heat and moisture exchanger. *Anesth Analg* 1984;63:566-70.
27. Lloyd G. Heat and moisture exchangers: principles of operation. *Care of the Critically Ill* 1987;3:111.
28. Zurigo CR, Sion NT. Valore dei filtri nella ventilazione meccanica. *Swiss-NOSO* 2000;7.
29. Jackson C, Webb AR. An evaluation of the heat and moisture exchange performance of four ventilator circuit filters. *Intensive Care Med*. 1992; 18: 264-8.
30. Hurni JM, Feihl F, Lazor R, Leuenberger P, Perret C. Safety of combined heat and moisture exchanger filters in long-term mechanical ventilation. *Chest* 1997;111:686-91.
31. Braga PC. Pharmacology of bronchial hypersecretion: theoretical and practical approaches. In: *Bronchial mucology and related diseases*. Allegra L, Braga PC (Editors). Raven Press: New York; 1990. p. 189-99.
32. Hedley RM, Allt-Graham J. A comparison of the filtration properties of heat and moisture exchangers. *Anaesthesia* 1992;47(5):414-20.
33. Morgan-Hughes NJ, Mills GH, Northwood D. Air flow resistance of three heat and moisture exchanging filter designs under wet conditions: implications for patient safety. *Br J Anaesth* 2001;87(2):289-91.
34. Marfatia S, Donahue PK, Henren WH. Effect of dry humidified gases on the respiratory epithelium in rabbits. *J Pediatr Surg* 1975;10:583-92.
35. Chalon J, Loew D, Malebranche J. Effect of dry anaesthetic gases on the tracheobronchial ciliated epithelium. *Anesthesiology* 1972;37:338-43.
36. Stone DR, Downs JB, Paul WL, Perkins HM. Adult body temperature and heated humidification of anesthetic gases during general anesthesia. *Anesth Analg* 1981;60:736-41.
37. Brochard L, Rua F, Lorino H, Lemaire F, Harf A. Inspiratory pressure support compensates for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube. *Anesthesiology* 1991;75(5):739-45.
38. Branson RD, Campbell RS, Chatburn RL, Covington J. AARC Clinical practice guideline. Humidification during mechanical ventilation. *Respir Care* 1992;37:887-90.
39. Habertur C, Elsasser S, Eberhard L, Stocker R, Guttman J. Total versus tube related additional work of breathing in ventilator dependent patients. *Acta Anesthesiol Scand* 2000;44(6):749-57.
40. Giraut C, Breton L, Richard JC, Tamion F, Vandelet P, Aboab J, Bonmarchand G. Mechanical effects of airway humidification devices in difficult to wean patients. *Crit Care Med* 2003;31:1306-11.
41. Banner MJ, Blanch PB, Kirby RR. Imposed work of breathing and methods of triggering a demand flow, continuous positive airway pressure system. *Crit Care Med* 1993;21(2):183-90.
42. Chiaranda M, Verona L, Pinamonti O, Dominioni L, Minoja G, Conti G. Use of head and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance. *Intens Care Med* 1993;19:462-6.

#### **Endereço para correspondência**

Denise Cardoso Ribeiro  
 Faculdades Metropolitanas Unidas  
 Avenida Santo Amaro, 1239 – Vila Nova Conceição  
 CEP 04505-002 – São Paulo (SP)  
 Tels.: (11) 9144-1731 / (11) 5071-9012  
 Fax: (11) 2276-7274  
 E-mail: cardoso.denise@uol.com.br