Jeanette Janaina Jaber Lucato

**Avaliação e comparação de diferentes tipos de
trocaadores de calor e umidade**

Tese apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Doutor em Ciências

Área de concentração: Pneumologia
Orientador: Dr. Rogério de Souza

**São Paulo
2005**

FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Lucato, Jeanette Janaina Jaber

Avaliação e comparação de diferentes tipos de trocadores de calor e umidade /
Jeanette Janaina Jaber Lucato.-- São Paulo, 2005.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Departamento de Cardio-Pneumologia.

Área de concentração: Pneumologia.

Orientador: Rogério de Souza.

Descritores: 1.AVALIAÇÃO 2.ESTUDO COMPARATIVO
3.EQUIPAMENTOS E PROVISÕES/efeitos adversos 4.RESPIRAÇÃO
ARTIFICIAL 5.CALOR 6.UMIDADE 7.VENTILAÇÃO PULMONAR

USP/FM/SBD-179/05

DEDICATÓRIA

**Aos meus pais Armando e Suzete,
ao meu marido Leandro,
aos meus irmãos Jefferson e Jeffrey,
pelo amor e suporte incondicionais
em todos os momentos da minha vida.**

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por estar presente em todos os momentos da minha vida.

Aos meus queridos pais, **Armando e Suzete**, por todo amor, apoio, confiança e ajuda durante todos os anos da minha vida. A minha vida não teria sentido sem vocês, que participaram e comemoraram cada etapa, inclusive esta. Se hoje estou terminando o doutorado, foi graças a vocês, que sempre me incentivaram a estudar. Obrigada por tudo que fizeram por mim e por compreenderem minha ausência relativa durante a preparação da tese. Eu amo muito vocês.

Ao meu marido **Leandro**, por me mostrar a cada dia o que é o amor e o companheirismo e por completar tanto a minha vida. Não consigo imaginar a minha vida sem você. Obrigada pelos ensinamentos constantes e por fazer a revisão desta tese. Você é muito importante para mim. Eu te amo muito.

Aos meus irmãos **Jefferson e Jeffrey**, pelo apoio, estímulo, companheirismo e acima de tudo pelo carinho, amor e amizade. Obrigada por compreenderem os momentos em que estive afastada preparando a tese.

Aos meus sogros **Armando e Alice**, e a minha cunhada **Juliana**, por todo carinho e apoio, por fazerem parte da minha vida e estarem sempre ao meu

lado e por compreenderem minha ausência em alguns momentos durante a realização desse trabalho.

Às minhas avós **Aparecida e Fátima**, meu avô **Amadeu** e meu tio **Antônio Carlos**, agradeço pelos momentos felizes compartilhados e a compreensão pela minha ausência relativa causada pela realização deste estudo.

Às amigas **Cíntia, Gabriella, Clóris, Valéria e Carla**, pela amizade e apoio.

Ao amigo **Alex Adams**, por me receber tão bem em seu laboratório de pesquisa no Regions Hospital (Minnesota) e pelo auxílio inestimável na construção dos modelos experimentais e na coleta de dados. Agradeço as valiosas informações, além da rica troca de experiências. Seus ensinamentos contribuíram muito para minha vida profissional.

Ao **Dr. John J. Marini**, por deixar à minha disposição o seu laboratório de pesquisa no Regions Hospital, além de disponibilizar todos os materiais utilizados durante o estudo. Suas sugestões e auxílio foram fundamentais.

A todos que conheci no **Regions Hospital**, por me receberem tão bem e por estarem sempre prontos para me ajudar.

Aos **coordenadores do Centro Universitário São Camilo**, por todo apoio, por acreditarem em mim e por concederem algumas manhãs livres durante a elaboração da tese.

Aos meus colegas **professores** e aos meus **alunos e ex-alunos** do **Centro Universitário São Camilo**, por todo carinho e apoio durante a realização deste trabalho.

Aos amigos do serviço de fisioterapia do ICHC (**Mayumi, Valéria, Juliana, Andréa, Adriana, Keila, Líria, Marco, Karin, Hirota, Alessandra, Fabiane, Marcelo, Soraya, Dênis, Mirian, Kano, Jamili, Cristina, Kim, Sandra, Carol e Clarice**), pela amizade, apoio e compreensão.

Às amigas **Andréa Diogo, Carolina Fu e Sandra Giordani**, por estarem sempre dispostas a ajudar durante a preparação deste trabalho.

A **Letícia, Vanessa, Cláudia e Cíntia** e a todos os **alunos e ex-alunos** do **curso de graduação em fisioterapia da USP e do curso de especialização e aprimoramento do HC**, pelo constante apoio.

Ao **Dr. Carlos Carvalho**, pelas sugestões valiosíssimas que contribuíram para enriquecer este trabalho, além de me proporcionar a oportunidade de realizar pesquisa em outro país.

Ao meu orientador **Rogério de Souza**, a quem devo o ingresso no doutorado, pelo incentivo constante e pelos ensinamentos, além de todas as oportunidades, confiança e apoio que sempre deu às minhas pesquisas. Obrigada por acreditar em mim e por possibilitar novos caminhos na minha vida acadêmica.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE SÍMBOLOS

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 Umidade	3
1.2 Umidificação e aquecimento das vias aéreas.....	5
1.3 Umidificação e aquecimento durante a ventilação mecânica	8
1.3.1 Umidificadores aquecidos	8
1.3.2 Trocadores de calor e umidade	9
1.4 Umidificadores Aquecidos X Trocadores de calor e umidade	12
1.5 Cuidados com os trocadores de calor e umidade.....	14
1.6 Efeitos dos trocadores de calor e umidade na mecânica respiratória	17
1.7 Efeito dos trocadores de calor e umidade na umidificação	22
2. OBJETIVOS	26
3. MATERIAL E MÉTODOS	28
3.1 Trocadores de calor e umidade	29
3.2 Modelo experimental com pulmão de suíno.....	34
3.2.1 Procedimento	38
3.2.2 Aquisição de dados	41

3.3 Modelo mecânico utilizado para avaliar o impacto dos HMEs na ventilação alveolar	41
3.3.1 Sistema de saturação (umidificação) dos trocadores de calor e umidade	45
3.3.2 Procedimento	46
3.3.3 Aquisição de dados	47
4. RESULTADOS	48
4.1 Análise da reprodutibilidade do modelo	49
4.1.1 Modelo experimental utilizado para avaliar a capacidade de umidificação	49
4.1.2 Modelo mecânico utilizado para avaliar o impacto dos HMEs na ventilação alveolar.....	50
4.2. Capacidade de umidificação e aquecimento	51
4.3 Ventilação alveolar	67
5. DISCUSSÃO.....	77
5.1 Modelo experimental com pulmão de suíno e modelo mecânico	79
5.1.1 Modelo experimental	79
5.1.2 Modelo mecânico.....	82
5.2 Trocadores de calor e umidade.....	85
5.3 Umidificação e aquecimento	85
5.4 Ventilação alveolar	93

6	CONCLUSÕES	96
7.	ANEXOS.....	98
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	107

LISTA DE ABREVIATURAS

Lista de abreviaturas

AH	Umidade absoluta (<i>absolute humidity</i>)
AHi	Umidade absoluta inspiratória
AHe	Umidade absoluta expiratória
DIS	<i>Draft International Standard</i>
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
ETCO ₂	Concentração de dióxido de carbono ao final da expiração
exp	Expiratório(a)
f	Frequência respiratória
FIO ₂	Fração inspirada de oxigênio
HME	Trocador de calor e umidade (<i>heat and moisture exchanger</i>)
insp	Inspiratório(a)
ISB	Limite de saturação isotérmico (<i>isothermic saturation boundary</i>)
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
P0,1	Pressão durante os primeiros 100 milissegundos do esforço inspiratório
PaCO ₂	Pressão parcial de gás carbônico no sangue arterial
PaO ₂	Pressão parcial de oxigênio no sangue arterial
PEEP	Pressão positiva no final da expiração (<i>positive end-expiratory pressure</i>)
RAH	Recuperação da umidade absoluta (<i>recovery of absolute humidity</i>)
RH	Umidade relativa (<i>relative humidity</i>)
RHi	Umidade relativa inspiratória
RHe	Umidade relativa expiratória

SDRA	Síndrome do desconforto respiratório agudo
T	Temperatura
Ti	Temperatura inspiratória
Te	Temperatura expiratória
UA	Umidificador aquecido
UTI	Unidade de terapia intensiva
VMNI	Ventilação mecânica não invasiva
Vt	Volume corrente (<i>tidal volume</i>)

LISTA DE SÍMBOLOS

Lista de símbolos

°C	graus Celsius
cm	centímetros
CO ₂	dióxido de carbono (gás carbônico)
g	gramas
h	horas
H ₂ O	água
Hg	mercúrio
=	igual a
kg	quilogramas
L	litros
>	maior que
<	menor que
mg	miligramas
min	minutos
mL	mililitros
mm	milímetros
O ₂	oxigênio
%	porcentagem
s	segundos

RESUMO

Lucato JJJ. *Avaliação e comparação de diferentes tipos de trocadores de calor e umidade* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2005. 123p.

Introdução: Quando a intubação endotraqueal é necessária, durante o suporte ventilatório, os mecanismos fisiológicos de aquecimento e umidificação do ar inspirado são suprimidos, sendo então imprescindível o condicionamento dos gases inspirados com o objetivo de proporcionar conteúdo de água e calor similar ao usualmente proporcionado pelas vias aéreas superiores. As tarefas de umidificação e aquecimento podem ser realizadas por meio de trocadores de calor e umidade (HMEs - Heat and moisture exchangers). **Objetivos:** 1- Avaliar e comparar a capacidade de umidificação e aquecimento de oito diferentes tipos de HMEs em um modelo experimental com pulmão animal isolado. 2- Avaliar o impacto de cada um dos HMEs na ventilação alveolar em um modelo mecânico do sistema respiratório. **Materiais e métodos:** A capacidade de umidificação e aquecimento de oito diferentes HMEs foi avaliada utilizando um modelo experimental com pulmão de suíno. O sistema incluía um umidificador aquecido e o pulmão de suíno preservado dentro de uma caixa mantida a 37 °C, um higrômetro, circuitos e ventilador mecânico. Os níveis de umidade e temperatura foram medidos durante a situação controle (nenhum HME) e com os oito diferentes HMEs quando os seguintes parâmetros ventilatórios foram variados: volume corrente (200, 500 e 1000 mL); frequência respiratória (5, 10 e 20/min) e fluxo (30, 60 e 90 L/min). A recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração (% RAH) foi calculada. A avaliação do impacto na ventilação foi feita através de um modelo mecânico, com adição de CO₂ a um fluxo de 0,65L/min, onde foi medida a variação de ETCO₂ com os diferentes HMEs e após a saturação dos mesmos. **Resultados:** % RAH aumentou com o uso do HME comparado ao controle. O volume corrente teve um significativo efeito na % RAH, isto é, quando aumentamos o volume corrente houve uma importante

redução na % RAH. A % RAH não foi afetada por alterações na frequência respiratória ou fluxo. O aumento do ETCO_2 foi proporcional ao aumento do espaço morto dos HMEs. A magnitude do efeito deletério do espaço morto dos HMEs no ETCO_2 foi maior durante ventilação com baixa frequência ou volume corrente. As alterações de fluxo ou a saturação não determinaram relevantes alterações no ETCO_2 . **Conclusão:** Nossos dados indicam que HMEs são mais eficientes quanto a umidificação quando ventilação com baixo volume corrente é utilizada. O papel do fluxo e frequência respiratória foram menos importantes, sugerindo que os seus ajustes têm pouco efeito na performance dos HMEs. HMEs com espaço morto pequeno devem ser utilizados a fim de diminuir seus efeitos negativos na ventilação alveolar.

SUMMARY

Lucato JJJ. *Evaluation and comparison among different heat and moisture exchangers* [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2005. 123p.

Introduction: When tracheal intubation is necessary during ventilatory support, the physiological mechanisms of heating and humidifying the inspired air are suppressed, so it is vital the preconditioning of the inspired gases with the goal of offering water and heat contents similar to those normally provided by the upper airways. These tasks of humidification and heating can be accomplished through the use of heat and moisture exchangers (HMEs). **Objectives:** 1- Evaluate and compare the humidification and heating capacity of eight different types of HMEs in a respiratory system analog using preserved swine lung. 2- Evaluate the impact of each one of the tested HMEs over alveolar ventilation in a mechanical model of the respiratory system. **Materials and methods:** The humidification and heating capacity of eight different types of HMEs was evaluated through a model using a swine lung. The system was assembled including a heated chamber (plastic container heated to 37 °C), a preserved swine lung, hygrometer, circuitry and ventilator. Measurements of humidity and temperature were performed during the control situation (no HME) and then using each one of the tested HMEs, as ventilatory parameters were varied: tidal volume (200, 500, 1000 mL); respiratory rate (5, 10, 20/min) and flow rate (30, 60, 90 L/min). The recovery of absolute humidity (% RAH) was calculated. The evaluation of the impact over ventilation was studied by means of a mechanical model, adding CO₂ with a flow rate of 0.65 L/min, and the variations in ET-CO₂ were analyzed using all the studied HMEs before and after their saturation. **Results:** % RAH increased as the HMEs were interposed in comparison to the control scenario. Tidal volume caused significant effects over % RAH, what means that when we increased the tidal volume, we noticed an important decrease in % RAH. % RAH was not affected by changes in respiratory rate or flow. ET-CO₂ increased

proportionally to the increase in the dead space of the HME. The magnitude of the deleterious effect of the dead space of the HMEs over ETCO_2 was more important when low respiratory frequency or low tidal volumes were employed. Flow rate changes and saturation did not determine relevant alterations in ETCO_2 . **Conclusions:** Our data indicate that HMEs are more efficient regarding humidification when ventilation with low tidal volumes is applied. The role played by flow and respiratory rates were less important, suggesting that changes in these parameters have small effect over the performance of HMEs. HMEs with a small dead space should be used in order to lessen their negative effect over alveolar ventilation.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da ventilação mecânica nos últimos 30 anos como forma de suporte e tratamento de várias formas de insuficiência respiratória criou situações que levam à modificação dos mecanismos fisiológicos de manutenção de calor e umidade do ar inspirado. Durante o suporte ventilatório através do tubo endotraqueal estes mecanismos fisiológicos são suprimidos ¹⁻³, pois além da via aérea superior não desempenhar sua função normal de aquecer e umidificar o ar devido à presença da via aérea artificial, os gases medicinais provenientes de tanques ou sistemas de tubo centrais são completamente desprovidos de umidade ⁴. Este déficit de aquecimento e umidade tem sido reconhecido de maneira inequívoca como lesivo para a mucosa traqueobrônquica, podendo levar a repercussões clínicas indesejáveis ^{3, 5-7}.

1.1 Umidade

Umidade é um termo genérico usado para descrever a quantidade de vapor d'água contida em uma mistura gasosa ^{1, 2}. A máxima quantidade de vapor d'água que uma mistura de gás pode conter depende de vários fatores, sendo a temperatura do sistema um dos mais importantes ¹. A mensuração da umidade pode ser expressa através de duas formas: umidade absoluta e umidade relativa ^{1, 2, 8, 9}.

Umidade absoluta (AH) é a quantidade de vapor d'água presente em uma mistura de gás; é expressa em miligramas de água por litro de volume do gás (mg H₂O/L) ^{1, 2, 8, 10} e seu valor máximo depende diretamente da temperatura do gás ¹⁰. O aumento da temperatura ocasiona um aumento da quantidade de vapor d'água que pode estar contida em determinado volume de gás ². Quando uma mistura de gás alcança sua capacidade máxima de vapor d'água a uma dada temperatura, é definida como “saturada”, e nesta situação a umidade absoluta do gás saturado representa a máxima quantidade de vapor d'água que pode ser retida no gás a uma dada temperatura ^{1, 2, 10}. A fórmula da umidade absoluta do gás saturado é:

$$AH = (16,42 - 0,73T) + 0,04T^2, \text{ onde } T = \text{temperatura (graus Celsius)}^8$$

A tabela abaixo (tabela 1) representa os valores da umidade absoluta em função da temperatura para um gás saturado com vapor d'água.

Tabela 1 - Umidade absoluta em função da temperatura para um gás saturado com vapor d'água (adaptado da referência 8)

Temperatura (°C)	Umidade absoluta (mg H₂O/L)
0	4,8
5	6,8
10	9,4
15	12,8
16	13,6
17	14,5
18	15,4
19	16,3
20	17,3
21	18,4
22	19,4
23	20,6
24	21,8
25	23,0
26	24,4
27	25,8
28	27,2
29	28,8
30	30,4
31	32,0
32	33,8
33	35,6
34	37,6
35	39,6
36	41,7
37	43,9
38	46,2
39	48,6
40	51,1
41	53,7
42	56,5
43	59,5
44	62,5
100	598,0

Umidade relativa (RH) (expressa em %) é a relação entre a umidade absoluta do gás e a capacidade máxima de vapor d'água (umidade absoluta do gás saturado) a uma dada temperatura ^{1, 2, 8, 10, 11}.

$$RH = \frac{AH}{AH_{\text{gás saturado}}} \times 100$$

A umidade relativa de um gás saturado com vapor d'água é 100 % ^{10, 12}.

1.2 Umidificação e aquecimento das vias aéreas

Durante um período de 24 horas, aproximadamente 350 mL de água e 1512 calorias são perdidas pelo trato respiratório. Esta perda de calor e umidade é uma ocorrência normal. Calor e umidade são adicionados aos gases durante a inspiração, enquanto o trato respiratório superior retira umidade da expiração. Esta troca de calor é essencial para a função normal da via aérea superior. A perda de água através do trato respiratório é um fenômeno esperado, que é denominado clinicamente como perda de água insensível ¹³.

O ar nas condições ambientes tem temperatura ao redor de 22 °C e umidade relativa de 50 %, que corresponde à umidade absoluta de 9,7 mg H₂O/L ². Durante a respiração espontânea, o ar inspirado é aquecido e umidificado durante a passagem através da cavidade oral, nasal e faringe ^{1, 2, 14}. Sendo assim, a via aérea superior é responsável por fornecer gás a aproximadamente 32 °C e umidade relativa maior que 90 % para o trato respiratório inferior, no nível da carina ¹⁵. Ao atingir os alvéolos, o ar inspirado se encontra aquecido à temperatura do corpo (cerca de 37 °C) e

saturado de vapor d'água (44 mg/L) ^{1, 10, 14, 16}. O ponto em que os gases igualem a temperatura corporal e se encontram saturados de vapor d'água é conhecido como limite de saturação isotérmica (ISB - *Isothermic Saturation Boundary*) ¹³, localizado em condições normais aproximadamente 5 cm abaixo da carina ¹⁷. Uma redução da temperatura e umidade ambientes, respiração bucal, um aumento no volume corrente, ou intubação endotraqueal / traqueostomia deslocam o ISB para porções mais distais das vias aéreas ¹⁸.

Vapor d'água no gás inspirado é essencial para um trato respiratório saudável ^{18, 19}. Gases medicinais provenientes de tanques ou sistemas de tubo centrais são completamente livres de umidade para evitar danos nas válvulas e reguladores, que poderiam ser causados pela condensação de água na rede de distribuição ^{1, 20}. No entanto, estes gases disponíveis para uso médico necessitam de umidificação a fim de não causarem lesão ao trato respiratório dos pacientes ⁴. A administração de gás seco através do tubo endotraqueal tem sido reconhecida como lesiva para a mucosa traqueobrônquica, podendo levar a repercussões clínicas indesejáveis ^{3, 5-7}.

Pode-se esperar um aumento na incidência de complicações pulmonares depois de um breve período de ventilação mecânica, e que se acentua na medida em que a duração da ventilação também aumenta ^{3, 5}. A incidência destas complicações, porém, pode ser reduzida através da umidificação e aquecimento dos gases administrados ⁶. No entanto, umidificação e aquecimento insuficientes podem resultar em ressecamento da mucosa traqueobrônquica, o que diminui a atividade ciliar e aumenta a

viscosidade do muco, podendo levar à obstrução da via aérea ^{2, 3, 6}, infecção ², atelectasia ^{2, 6} e necrose de células do epitélio respiratório. Além disso, podem causar perda excessiva de calor ².

Estes distúrbios estruturais e funcionais podem ocorrer após um período de apenas 10 minutos de ventilação mecânica sem sistema de umidificação e aquecimento ²¹. Uma vez estabelecida a lesão da mucosa traqueobrônquica, a camada ciliada é reparada em aproximadamente 3 dias, enquanto a reparação de lesões de toda espessura do epitélio levam entre 2 e 3 semanas ³.

Além das lesões por falta de umidificação, podem ocorrer lesões em virtude do excesso de umidificação. Os mecanismos de lesão devido ao excesso de vapor d'água nas vias aéreas não são bem compreendidos. Alterações observadas na relação ventilação-perfusão, diminuição da capacidade vital e da complacência, além de atelectasias, são sugestivas de oclusão parcial ou total de vias aéreas pequenas; já as mudanças na tensão superficial e no gradiente de oxigenação alvéolo-arterial são consistentes com inundação do alvéolo ²².

Em virtude destes fatos, é então imprescindível o condicionamento dos gases inspirados de forma a promover o aquecimento e umidificação adequados ^{2, 17, 23-26}. Isto é essencial para assegurar a integridade das vias aéreas e uma adequada função mucociliar. O objetivo de condicionarmos artificialmente o gás inspirado é proporcionar similar conteúdo de água e calor àquele usualmente proporcionado pela via aérea superior. ¹¹

1.3 Umidificação e aquecimento durante a ventilação mecânica

Conforme já mencionado, durante a ventilação mecânica é necessário o condicionamento dos gases utilizados a fim de se evitar os efeitos deletérios da umidificação e aquecimento inadequados.

As tarefas de umidificação e aquecimento podem ser realizadas tanto ativamente, através de umidificadores aquecidos (UAs), como passivamente por meio de trocadores de calor e umidade (HMEs - *Heat and moisture exchangers*), que também são conhecidos como narizes artificiais^{2, 23, 27, 28}.

1.3.1 Umidificadores aquecidos

UAs são bastante utilizados devido às suas habilidades em promover adequado aquecimento e umidificação (em torno de 100 % de RH)²⁹. O princípio básico dos UAs é fazer passar o gás seco e frio através de uma câmara preenchida parcialmente com água aquecida onde, através de evaporação, o vapor d'água é misturado ao gás, elevando sua temperatura e umidade². Entretanto os UAs apresentam algumas desvantagens, tais como: relativo alto custo^{24, 27, 29-32} e condensação do vapor d'água no circuito de ventilação (levando a um potencial de contaminação bacteriana)^{27, 33}; necessitando ainda de fornecimento de energia^{17, 29} e de constante suprimento de água^{16, 29, 34}.

Além disso, o uso incorreto dos UAs pode causar aquecimento e umidificação excessivos ou insuficientes², podendo levar a hipertermia ou hipotermia, lesão térmica de via aérea ou pouca fluidificação da secreção²³.

Várias técnicas são utilizadas para minimizar os efeitos relacionados ao condensado do circuito ventilatório, como a colocação de reservatórios de água nos pontos baixos do circuito (tanto na extremidade inspiratória, quanto expiratória), utilização de resistência elétrica interna ou substituição por HMEs. A queda de temperatura no trajeto entre o umidificador e a via aérea é responsável pela condensação. Um método prático de eliminar o resfriamento do circuito é manter o circuito com uma temperatura constante utilizando uma resistência elétrica interna. Quando circuitos com resistência elétrica são utilizados, o umidificador deve funcionar numa temperatura mais baixa (32 °C a 36 °C) do que a dos circuitos convencionais (45 °C a 50 °C). A redução do condensado resulta em uma menor utilização de água, além de um menor risco de infecção ³⁵.

1.3.2 Trocadores de calor e umidade

O uso de HMEs para umidificação e aquecimento do ar enviado a pacientes em ventilação mecânica tem aumentado recentemente, visando à redução da perda de água, da condensação de água no circuito do ventilador, além de oferecer outras vantagens, tais como: baixo custo ^{24, 27, 29-32}, facilidade de uso ³³, papel de filtro microbiológico ^{25, 36, 37} e não necessitar de uma fonte de energia ³⁸.

Os HMEs são dispositivos colocados entre o tubo endotraqueal e o conector em “Y” do circuito do ventilador do paciente ^{2, 25, 39, 40}. Os princípios básicos dos HMEs foram descritos no final da década de 50 e no início da de 60, mas têm apresentado considerável desenvolvimento desde o final da

década de 70. Seu uso era inicialmente limitado à sala de cirurgia, e em meados dos anos 80 estendeu-se para as unidades de cuidados intensivos

⁴¹.

São umidificadores de ação passiva ³¹, que basicamente retêm a umidade e o calor durante a expiração e então os liberam para o ar seco inspirado, retornando o aquecimento e a umidade para as vias aéreas do paciente ^{2, 4, 29, 31, 36, 42-44}. Eles preservam os níveis de água e aquecimento das vias aéreas do paciente e, globalmente, recuperam cerca de 70% do calor e umidade expirados ^{20, 31}.

Os HMEs são divididos em três grandes categorias: os higroscópicos, os hidrofóbicos e os mistos (hidrofóbicos-higroscópicos) ²⁵.

- Higroscópicos

Os higroscópicos são os mais populares tipos de HMEs, variando enormemente em forma e tamanho ³¹. O HME higroscópico é constituído de camadas de material com baixa condutividade térmica impregnado com um sal higroscópico ², usualmente cloreto de cálcio ou cloreto de lítio, para aumentar a conservação de umidade ³¹; durante a expiração ocorre a condensação e retenção da água aquecida no elemento higroscópico e durante a inspiração o gás é umidificado e aquecido com a água previamente retida ². Esses HMEs têm melhor qualidade de umidificação ^{31, 45}, menor volume interno e menor resistência ^{28, 46} quando comparados aos HMEs que possuem componente hidrofóbico.

- Hidrofóbicos

Já nos HMEs hidrofóbicos a área de superfície é aumentada por várias pregas (dobraduras) ³¹. Eles apresentam uma superfície recoberta por material que, ao invés de absorver a água, impede sua passagem para o meio externo; de forma análoga aos higroscópicos, o gás inspirado é umidificado e aquecido com a água retida durante a expiração na superfície interna do HME. Os HMEs hidrofóbicos funcionam também como filtros de bactérias ², porém são relativamente pobres em termos de umidificação, tendo sido responsabilizados por oclusão do tubo endotraqueal em relatos anteriores ^{47, 48}.

- Mistos

A adição de um componente hidrofóbico ao higroscópico cria os HMEs mistos ³¹. Eles apresentam tanto propriedades de filtro contra bactérias, como satisfatória capacidade de umidificação ^{25, 36, 37}. O material higroscópico fica entre os gases expirados pelo paciente e o componente hidrofóbico. O material de filtração típico é feito de polipropileno que, carregado eletrostaticamente, atrai partículas suspensas no ar, retendo-as. O componente hidrofóbico não funciona bem como um trocador de calor e umidade, mas quando combinado a um elemento higroscópico, parece aumentar a capacidade de umidificação ^{31, 47, 49}. Os mistos, como os hidrofóbicos, têm um maior volume interno e maior resistência ⁴⁶.

1.4 Umidificadores Aquecidos X Trocadores de calor e umidade

Os HMEs representam uma alternativa mais barata que os UAs ^{24, 27, 29-32}, sem as desvantagens já citadas anteriormente relacionadas à utilização dos UAs. Além disso, permitem uma simplificação do circuito do ventilador ^{27, 29, 31} e reduzem o trabalho da equipe da unidade de terapia intensiva (UTI), que costuma ser maior quando utilizados os UAs ³³.

Como fazem aquecimento passivo, os HMEs não requerem monitorização de temperatura apropriada e alarmes para que o fornecimento de gás não seja muito quente, nem requerem monitorização periódica do nível de água no umidificador para uma adequada umidificação. Não necessitam ainda de apropriada limpeza e desinfecção do umidificador ³⁸, como acontece nos UAs.

No estudo de Kirton et al. ³⁰, o HME utilizado diminuiu a frequência de pneumonia nosocomial em comparação com um UA, porém nos estudos de Branson et al. ^{24, 27} e Boots et al. ³², estes diferentes métodos de fornecer umidificação não influenciaram a frequência de pneumonia. Em virtude das diferenças metodológicas entre os vários estudos, o efeito dos umidificadores na incidência de pneumonia nosocomial ainda não foi completamente elucidado, havendo necessidade de estudos mais bem controlados, uma vez que a pneumonia nosocomial permanece sendo um importante problema em pacientes submetidos a ventilação mecânica, associada com alta mortalidade e morbidade, além de consideráveis gastos

Hurni et al.³⁶ estudaram a integridade do epitélio respiratório. Seu estudo mostrou que o uso de um HME misto em longo tempo de ventilação mecânica (5 dias) não causou danos morfológicos para o epitélio traqueobrônquico além daquele já conhecido quando usado um UA.

A eficácia clínica dos HMEs é comparável com a dos UAs, embora o poder de umidificação do HME possa ser discretamente menor. Um UA utilizado adequadamente garante temperatura fisiológica ao gás e umidade na traquéia. Isso não é sempre verdade nos HMEs, cuja performance depende de vários fatores, incluindo tipo de dispositivo, temperatura externa e do paciente, volume corrente e possíveis vazamentos ao redor do *cuff* do tubo endotraqueal. Portanto, quando em uso de HMEs, o inapropriado condicionamento dos gases inspirados pode ser uma preocupação, especialmente no caso de ventilação mecânica prolongada³⁹.

Alguns estudos foram feitos comparando HME hidrofóbico e UA quanto à oclusão do tubo endotraqueal, e entre eles, resultados diferentes foram obtidos. Em três estudos foi observada uma frequência de oclusão maior com o HME^{47, 48, 51} e em outro não houve diferença estatisticamente significativa entre HME e UA³⁰. Thomachot et al.²⁰ compararam HME trocado após 24 horas com o mesmo HME trocado após 48 horas e com UA, quanto à eficácia em umidificar e aquecer o ar inspirado, e observaram que o grupo que usou UA foi o que teve valores maiores de temperatura e umidade dos gases inspirados.

Entre outros estudos comparando HME e UA, o de MacIntyre et al.⁵² não encontrou diferença estatisticamente significante na complacência

pulmonar estática, resistência das vias aéreas, pressão parcial de oxigênio no sangue arterial (PaO_2) e pressão parcial de gás carbônico no sangue arterial (PaCO_2). Já o de IOTTI et al.²⁸ não observou mudança na complacência pulmonar e na $\text{P}_{0,1}$ (índice de *drive* respiratório que se correlaciona adequadamente com o trabalho respiratório do paciente, aumentando com o acréscimo do trabalho respiratório. É o valor de queda da pressão de via aérea no início do esforço inspiratório durante a manobra de oclusão nos primeiros 0,1 segundos depois do ponto de fluxo zero^{53, 54}); porém, notou com o uso do HME um aumento da ventilação minuto (devido ao aumento do espaço morto), da resistência das vias aéreas e do trabalho inspiratório total da respiração, além de estar associado com um leve, mas significativo aumento na PaO_2 . Em outro estudo, Girault et al.⁵⁵ observaram que o HME aumentou todas as variáveis de esforço inspiratório de forma significativa: trabalho da respiração inspiratório, produto pressão x tempo, pressão esofágica, pressão transdiafragmática e auto-PEEP (pressão positiva no final da expiração) dinâmico; além de produzir um aumento na PaCO_2 .

1.5 Cuidados com os trocadores de calor e umidade

Os HMEs são contra-indicados de maneira relativa para os pacientes em algumas situações, tais como:

- Presença de secreção espessa^{23, 31, 56}, abundante^{23, 31, 56, 57} e sanguinolenta^{23, 31, 58}, pois pode haver oclusão do HME resultando em excessiva resistência^{31, 56, 58, 59} e hiperinsuflação pulmonar³¹.

- Pacientes com fístula broncopulmonar volumosa, ou pacientes com ausência ou problema no funcionamento do *cuff* do tubo endotraqueal^{23, 31}, porque o HME requer a coleta do calor e umidade expirado; portanto, qualquer alteração que permita ao gás expirado escapar para a atmosfera sem passar através do dispositivo irá reduzir a eficácia do HME³¹.
- Pacientes com temperatura corporal menor do que 32 °C^{23, 31}, pois o HME funciona passivamente e retorna somente uma porção do calor e umidade exalados^{20, 31, 60}. Portanto, se o paciente estiver hipotérmico, o HME não proverá um aquecimento adequado³¹.
- Pacientes com grande volume minuto^{23, 45, 48, 61} ou grande volume corrente^{45, 57, 61-64}, pois diminuem a eficiência de umidificação dos HMEs. No estudo de Eckerbom e Lindholm⁵⁷ concluiu-se que um maior volume corrente resulta em uma perda de água maior em se considerando a mesma ventilação minuto, o que leva a piora na performance de umidificação dos HMEs.
- Durante tratamento com aerosol, quando o nebulizador é colocado no circuito do paciente²³, pois o vapor d' água e as drogas aerossóis podem aumentar a resistência porquanto se tornam retidas no HME⁶⁵. Nesta situação o HME deve ser removido do circuito do paciente²³. A necessidade de uso freqüente de aerossóis pode determinar a opção por UA³¹. Este fato pode levar à conclusão de que pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) e dificuldades em

expelir as secreções, os que mais usam aerosóis, não são os melhores candidatos ao uso dos HMEs ²⁴.

Devemos ter cuidado em usar um HME, por poder adicionar uma excessiva carga resistiva, em doentes críticos e pacientes debilitados, especialmente quando um alto fluxo é associado com uso prolongado; a adição de carga respiratória imposta pelo HME pode ser substancial para estes pacientes e pode causar fadiga muscular respiratória e conseqüente falência ventilatória ou interferir com o desmame ³⁸.

Devido a esta importante variação das propriedades resistivas destes dispositivos relacionada ao fluxo ^{38, 61} e duração do uso ^{38, 65-67}, deve-se ter cuidado ao usar HME em DPOC. Chiaranda et al. ⁵⁶ dizem que a resistência suplementar do HME seco pode ser aceitável para a maioria dos pacientes em ventilação mecânica assistida/controlada, mas, teoricamente, esta resistência ao fluxo de ar pode causar problemas em pacientes com DPOC severa; pois esta resistência adicional é somada com a já alta resistência das vias aéreas desses pacientes, contribuindo para hiperinsuflação dinâmica.

Conti et al. ⁴³ avaliaram 13 pacientes com DPOC, mas 3 não completaram o estudo por causa da variação maior do que 10% da mecânica pulmonar basal durante o período de estudo, sendo então excluídos da análise. Os seus resultados mostraram que o HME não produziu variação no auto-PEEP em pacientes com DPOC submetidos a ventilação mecânica controlada com volume minuto menor ou igual a 10 L. Foram estudadas as condições com um novo HME (após 1 hora de uso) e

depois de 12 horas de uso. Mas devemos lembrar que 3 pacientes foram excluídos, alertando para que seja usado com cautela no paciente com DPOC.

Já Girault et al.⁵⁵ observaram que em pacientes com falência respiratória crônica, o tipo de umidificação das vias aéreas pode negativamente influenciar a eficácia mecânica da ventilação. Sendo assim, concluiu em seu estudo que HMEs não devem ser usados no desmame desses pacientes, quando este for difícil.

O uso dos HMEs durante ventilação com volume corrente reduzido em pacientes com síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA) tem demonstrado aumento da PaCO_2 . Hurni et al.³⁶ observaram que em dois pacientes recebendo hipoventilação controlada por severo desconforto respiratório, com volumes correntes entre 400 e 500 mL, a remoção do HME e conseqüente redução do espaço morto externo induziram a uma dramática redução na PaCO_2 . De forma geral, a retirada do HME durante ventilação com hipercapnia permissiva pode resultar em uma significativa queda na PaCO_2 .

Com base nas situações acima mencionadas, os HMEs não devem ser usados em todas as circunstâncias; podendo também ser interessante avaliar a utilização de HMEs com volumes internos menores^{41, 68}.

1.6 Efeitos dos trocadores de calor e umidade na mecânica respiratória

Os HMEs podem causar problemas clínicos que podem contra-indicar seu uso. Complicações associadas com seu uso incluem aumento da

resistência^{28, 38, 65, 66, 69, 70}, aumento do trabalho da respiração^{28, 34, 55, 59, 66, 71, 72} e hipercapnia devido ao aumento do espaço morto^{28, 36, 55, 69, 73-77}.

Os determinantes da pressão resistiva em pacientes ventilados mecanicamente incluem não somente a resistência das vias aéreas do paciente e o fluxo inspiratório, mas também a resistência de partes do ventilador, do tubo endotraqueal e do HME⁶⁶.

A resistência ao fluxo de gás ao longo de um HME aumenta com o aumento da densidade do material^{31, 56} e pode aumentar com o aumento do fluxo^{38, 61} e com a duração do seu uso^{38, 45, 65-67, 70}. Durante o uso, enquanto a água vai sendo absorvida, a resistência irá aumentar levemente e, depois de prolongado uso, o aumento na resistência ao fluxo expiratório pode causar aprisionamento de ar e auto-PEEP³¹. Este aumento da resistência no circuito do ventilador pode levar a uma avaliação incorreta da mecânica do sistema respiratório, a uma terapêutica não apropriada (broncodilatadores) ou a uma dificuldade no desmame da ventilação mecânica⁶⁶, além de aumentar o trabalho da respiração do paciente^{34, 66}.

Nosso grupo realizou um estudo⁷⁰ onde avaliamos e comparamos, em modelo mecânico, as alterações impostas por oito diferentes tipos de HMEs (um hidrofóbico, três higroscópicos e quatro mistos) quanto à resistência inspiratória. Avaliamos ainda o efeito da saturação (umidificação) e da variação do fluxo respiratório sobre os mesmos parâmetros, nos diferentes HMEs. Concluimos que nenhum dos valores de resistência obtidos com os HMEs secos e após umidificação excedeu o valor estipulado pelos padrões da *International Standard* para os HMEs - ISO/DIS 9360-2 (segundo estudos

prévios ^{65, 67}, os padrões da ISO/DIS 9360-2 determinam um aumento máximo de pressão resistiva que não exceda 5 cm H₂O com um fluxo de 1,0 L/s, mesmo quando molhados). Concluímos também que os HMEs higroscópicos foram os que menos interferiram na mecânica respiratória. Além disso, mostramos que as alterações de fluxo não determinaram alterações relevantes da resistência e que a saturação do HME determinou aumento da resistência, principalmente nos HMEs com membrana hidrofóbica.

Ainda é motivo de discussão na literatura qual é a melhor frequência de troca do HME. Fabricantes recomendam que os HMEs sejam trocados a cada 24 horas. Alguns estudos foram feitos utilizando o HME por mais de 24 horas e observaram que não houve diferença na ocorrência de oclusão do tubo traqueal e de outras complicações mecânicas ou infecciosas consideráveis se os HMEs forem trocados depois de dois ^{20, 40, 60}, três ⁷⁸, quatro ⁷⁹ ou sete dias de uso ^{25, 80, 81}.

Apesar destes estudos mostrarem a segurança dos HMEs ao serem usados por longo tempo de ventilação mecânica, os HMEs foram responsáveis por obstrução do tubo endotraqueal em outros estudos, como o de Villafane et al. ⁴⁷ e Cohen et al. ⁴⁸, sendo que esta obstrução parece ser consequência de insuficiente umidificação das vias aéreas e ocorreu principalmente com HMEs exibindo somente propriedades hidrofóbicas.

Devido ao seu volume interno, não desprezível, os HMEs aumentam o espaço morto do circuito ^{25, 28, 31, 62, 71-74, 77}. Em uma comparação entre dois HMEs com configuração e composição química idênticas, porém com

tamanhos diferentes, concluiu-se que o menor HME era preferível, pelo menor volume interno, para pacientes respirando espontaneamente. O HME maior aumentou o esforço do paciente, embora sem nenhum sinal de desconforto respiratório; enquanto o HME menor não adicionou carga detectável ⁸².

O uso do HME determina aumento do espaço morto em uma quantidade igual ao seu volume interno. O volume interno depende principalmente do desenho do HME. Os filtros são usualmente feitos de membrana com pregas (dobraduras), que resulta em um aumento no volume do dispositivo. Em geral, os HMEs sem a função de filtro são os que apresentam volume interno menor ⁴⁶.

Para manter a ventilação alveolar normal, na presença de aumento do espaço morto relacionado ao uso do HME, o paciente deve aumentar a frequência respiratória, o volume corrente ou ambos ^{31, 55, 77}. Quando os pacientes são capazes de aumentar a frequência respiratória ou o volume corrente, o gás carbônico (CO₂) arterial permanece constante. Quando os pacientes são incapazes de aumentar o volume minuto, por conta de fraqueza ou fadiga da musculatura respiratória, ou em pacientes curarizados, a concentração de CO₂ aumenta ^{31, 55, 69, 77}.

Conclui-se então que HMEs com grande espaço morto podem causar um impacto negativo na função respiratória de pacientes ventilando espontaneamente, pelo aumento do trabalho respiratório, ou levar à retenção de CO₂ em pacientes curarizados ⁷⁷.

O impacto clínico direto disso pode ser visto, por exemplo, durante o desmame do ventilador mecânico, onde, se a adição do espaço morto alterar a ventilação alveolar, a eficiência de ventilação espontânea pode ser prejudicada ^{55, 73}, influenciando assim no processo de desmame. Esses efeitos adversos da adição do espaço morto relacionados ao HME podem ser ainda mais pronunciados em pacientes já com baixo volume corrente e/ou com uma PaCO_2 alta ⁷⁴.

Existe uma significativa diferença entre o espaço morto dos diferentes HMEs. Uma significativa redução na PaCO_2 tem sido observada com a redução do espaço morto do HME ^{36, 75, 76}. O adicional espaço morto do HME pode reduzir a ventilação alveolar, aumentando a PaCO_2 ^{55, 69, 73, 74, 77}.

Recentemente, têm sido estudados os efeitos dos HMEs em pacientes recebendo ventilação mecânica não invasiva (VMNI). Lellouche et al. ⁷² estudaram o esforço do paciente comparando HME e UA durante VMNI e concluiu-se que o HME diminui a eficácia da VMNI em reduzir o esforço comparativamente ao UA, ou seja, o HME aumentou consideravelmente o trabalho da respiração em comparação com o UA. Para ele, a principal hipótese para explicar o aumento do trabalho da respiração com o HME é o aumento no espaço morto do circuito causado pelo HME.

O estudo de Jaber et al. ⁷⁴, também em VMNI, concluiu que durante a VMNI, o aumento do espaço morto pode negativamente afetar a função ventilatória e a troca de gás. Concluiu-se que o uso do HME pode levar a um relevante aumento da PaCO_2 , apesar do significativo aumento do volume minuto. Nesse estudo, não se mediu o trabalho da respiração, mas a $\text{P}_{0,1}$,

que aumentou significativamente quando o HME foi adicionado no circuito ventilatório, sugerindo que o HME pode alterar a eficiência da VMNI em alguns pacientes, especialmente em pacientes muito debilitados. Sendo assim, o aumento do volume minuto resultante do espaço morto adicional e o aumento da $P_{0,1}$ podem levar a uma sobrecarga dos músculos respiratórios.

1.7 Efeito dos trocadores de calor e umidade na umidificação

A quantidade de umidade proporcionada por um HME é tipicamente referida como produção de umidade. A produção de umidade é avaliada em mg H_2O/L . Existe controvérsia na literatura quanto à produção de umidade necessária de um HME ⁸³. Valores publicados variam entre 17 e 44 mg H_2O/L para manter a função do trato respiratório ⁸³⁻⁸⁶. O padrão para os UAs sugere um mínimo de 33 mg H_2O/L ¹⁰. Autores acreditam que o tipo de umidificador usado e a produção de umidade requerida deva se basear na condição do paciente e duração da ventilação ^{27, 45}, ou seja, o nível necessário de temperatura e umidade depende da doença do paciente, temperatura do paciente e duração de uso de ventilação mecânica pretendida ⁸⁷.

A AH do ar retida e retornada ao paciente é um importante indicador da performance de umidificação do HME. Quanto mais baixa a AH do gás inspirado, mais alto é o total de água perdida pelo paciente durante a ventilação mecânica ³⁷. Isto é importante desde que a oclusão do tubo endotraqueal ou traqueostomia tem ocorrido quando o fornecimento de umidade é insuficiente ^{47, 48, 51, 88}. Devemos lembrar também que quando um

HME é inserido no sistema, já ocorre um aumento da temperatura e da umidade absoluta do gás inspirado ⁸⁹.

Relatos tem sugerido que alto volume corrente (V_t) ^{45, 57, 61-64}, fluxo ^{61, 90} ou volume minuto ^{45, 48, 61} irão diminuir a eficiência de umidificação do HME.

Quando V_t aumenta, a produção de umidade diminui e a quantidade em que diminui depende da eficiência do dispositivo e do espaço morto ^{31, 45}. Em um estudo comparando vários HMEs, entre eles higroscópicos, hidrofóbicos e mistos, os autores puderam observar que um aumento no espaço morto foi associado com aumento na produção de umidade ⁴⁵. Dispositivos maiores tendem a ser menos afetados pelo V_t devido a re-inalação. Isto é, se um HME com um volume interno de 100 mL for usado, 100 mL de cada inspiração irá conter gás expirado ³¹. Já Eckerbom e Lindholm ⁵⁷ observaram em seu estudo uma pobre correlação entre a performance do HME e o volume interno. Um aumento na frequência respiratória (f) ou uma diminuição do tempo inspiratório irá diminuir a produção de umidade, isto é, a diminuição do tempo em que o gás passa pelo HME reduz a habilidade do dispositivo em remover a umidade do gás exalado e adicionar no gás inspirado ³¹.

Sabendo-se que minimizar a perda de calor respiratório total é um importante objetivo durante a ventilação mecânica, Thomachot et al. ⁸³ resolveram avaliar se mudanças na temperatura traqueal (um parâmetro clínico fácil de medir) era um índice confiável da perda de calor respiratório total em pacientes ventilados mecanicamente. Dez pacientes sedados foram

ventilados por 3 períodos consecutivos de 24 horas com um UA, HME hidrofóbico e HME higroscópico. A perda de calor respiratório e a temperatura traqueal foram simultaneamente obtidas em cada paciente. Medidas de temperatura traqueal não revelaram diferenças significantes entre UA e os HMEs, porém a perda de calor respiratório foi duas vezes maior com os HMEs do que com o UA. Isto sugere que maior quantidade de calor foi extraída do trato respiratório pelo HME comparado ao UA. Dentre os HMEs, os dois alcançaram os mesmos níveis de RH, porém, com respeito a AH, o higroscópico teve uma significativa melhor performance do que o hidrofóbico. A temperatura traqueal não pareceu ser uma estimativa confiável da perda de calor respiratório total.

Roustan ⁵¹ observou que a performance de um HME hidrofóbico depende da T ambiente (a alta T ambiente reduz o gradiente térmico entre os dois lados do HME). Em condições de alta T e quando alto Vt é usado, o risco de oclusão do tubo aumenta com o tempo.

A umidificação inadequada pode levar ao depósito de secreção viscosa na parede interna do tubo endotraqueal. A obstrução parcial do tubo pode ter duas importantes conseqüências: pode promover uma súbita oclusão do tubo levando à troca emergencial do tubo; e durante a respiração espontânea ou assistida através do tubo, pode levar a um aumento considerável da carga imposta nos músculos respiratórios ⁴⁷. Este estudo, de Villafane et al. ⁴⁷, mostrou que a permeabilidade das vias aéreas artificiais pode ser modificada no curso da ventilação mecânica prolongada, e isto pode ser influenciado pelo tipo de umidificação de via aérea. Foi observada

uma progressiva redução no diâmetro do tubo em alguns pacientes, sugerindo que o lúmen do tubo pode ser gradualmente obstruído por permanente depósito de secreção brônquica nas paredes internas. Neste estudo comparou-se HME hidrofóbico, HME misto e UA; e observou-se que a redução foi significativamente maior com o HME hidrofóbico. A capacidade de umidificação foi maior em HME misto em comparação ao hidrofóbico, o que resulta em uma menor incidência de obstrução do tubo traqueal.

A aparência da secreção traqueal é diretamente dependente da capacidade de umidificação do HME. A fluidificação da secreção é uma meta relevante para evitar obstrução do tubo endotraqueal e para facilitar a aspiração de secreção, sendo assim, os mais eficientes HMEs devem ser usados. Estudos concluíram que a avaliação visual do condensado no tubo flexível proporciona uma estimativa da eficiência da umidificação dos HMEs

37, 91.

Uma consistente medida da eficiência da umidificação e do aquecimento não foi determinada para o uso do HME sobre diferentes condições ventilatórias e a capacidade de umidificação e aquecimento dos disponíveis HMEs em nosso meio não foi ainda relatada.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

1) Avaliar e comparar a capacidade de umidificação e aquecimento de oito diferentes tipos de HMEs, em um modelo experimental com pulmão animal isolado, sob diferentes parâmetros ventilatórios.

2) Avaliar o impacto de cada um dos HMEs na ventilação alveolar (através da medida do ETCO_2) em um modelo mecânico do sistema respiratório e sob diferentes parâmetros ventilatórios.

MATERIAL E MÉTODOS

3. MATERIAL E MÉTODOS

Para a avaliação da eficiência dos HMEs em manter umidificação e aquecimento do ar utilizamos um modelo experimental com pulmão de suíno isolado, enquanto que para a avaliação do efeito dos HMEs na ventilação alveolar utilizamos um modelo mecânico do sistema respiratório. Em cada um dos modelos utilizamos oito diferentes HMEs, em diversas situações simuladas.

3.1 Trocadores de calor e umidade

Oito diferentes HMEs foram estudados. A escolha dos HMEs baseou-se em pesquisa prévia a respeito dos mais utilizados em alguns dos principais hospitais públicos e privados de São Paulo, sendo estes HMEs os mesmos utilizados em um estudo anterior realizado pelo nosso grupo, onde foi avaliada e comparada as alterações na mecânica respiratória impostas por eles ⁷⁰. Os HMEs estudados e suas características segundo os fabricantes são:

- 1) BB100MFS da *Pall, Newquay, Cornwall, Reino Unido* (PALL) (Figura 1).

Hidrofóbico, peso de 44 g, espaço morto de 90 mL, resistência de aproximadamente 2,5 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes maiores ou iguais a 150 mL.

Figura 1 - PALL

2) HYGROSTER DAR[®] da *Mallinckrodt Medical S.p.A., Mironda, Itália* (Hygroster) (Figura 2).

Higroscópico e hidrofóbico, peso de 53 g, espaço morto de 95 mL, resistência de 1,7 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes maiores que 150 mL.

Figura 2 - Hygroster

3) HYGROBAC S DAR[®] da *Mallinckrodt Medical S.p.A., Mironda, Itália* (Hygrobac S) (Figura 3).

Higroscópico e hidrofóbico, peso de 30 g, espaço morto de 45 mL, resistência de 2,5 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes maiores que 150 mL.

Figura 3 - Hygrobac S

4) THERMOVENT I200 da *SIMS Portex Ltda, Hythe, Kent, Reino Unido* (PORTEX) (Figura 4).

Higroscópico, peso de 19 g, espaço morto de 33 mL, recomendado para volumes correntes menores que 1200 mL.

Figura 4 - PORTEX

5) HUMID-VENT® FILTER COMPACT da *Gibeck, Upplands-Väsby, Suécia* (G compact) (Figura 5).

Higroscópico e hidrofóbico, peso de 31 g, espaço morto de 35 mL, resistência de 2,4 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes entre 150 e 1000 mL.

Figura 5 - G compact

6) HUMID-VENT® FILTER LIGHT da *Gibeck, Upplands-Väsby, Suécia* (G light) (Figura 6).

Higroscópico e hidrofóbico, peso de 30 g, espaço morto de 60 mL, resistência de 1,4 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes entre 250 e 1500 mL.

Figura 6 - G light

7) HUMID-VENT® 2S da *Gibeck, Upplands-Väsby, Suécia* (G 2S) (Figura 7).

Higroscópico, peso de 19,9 g, espaço morto de 29 mL, resistência de 0,7 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes entre 150 e 1500 mL.

Figura 7 - G 2S

8) Umidificador Condensador Higroscópico (HCH) da *Newmed®*, *Bromma, Suécia* (HCH) (Figura 8).

Higroscópico, peso de 10 g, espaço morto de 35 mL, resistência de 1,8 cm H₂O/L/s e recomendado para volumes correntes entre 150 e 1500 mL.

Figura 8 - HCH

3.2 Modelo experimental com pulmão de suíno

Um sistema respiratório analógico (Figura 9) foi construído usando pulmões de suíno preservado (*BioQuest Inflatable Lungs, NASCO, Fort Atkinson, WI, EUA*) (Figura 10). Esses pulmões eram de suíno adulto saudável, já processados com a traquéia. Os pulmões foram removidos de animais sacrificados no matadouro para consumo humano. Depois que estes animais eram sacrificados, a traquéia e ambos os pulmões eram colocados em um recipiente com gelo; então, os pulmões eram perfundidos com solução salina hipertônica e congelados a -20 °C por uma semana. Posteriormente, os pulmões eram preservados em uma solução de propilglicol 25 %.

No modelo experimental desenvolvido, os pulmões foram colocados no interior de uma caixa plástica mantida a 37 °C, onde também foram

colocados um umidificador aquecido (*Fisher & Paykel Heated Humidifier, Laguna Hills, CA, EUA*) utilizado para a saturação do sistema e circuitos apropriados (Figura 11). A caixa plástica era mantida a 37 °C por um secador de cabelo inserido em um orifício da caixa. O modelo construído foi conectado ao ventilador mecânico *Bennett 840 (840, Nellcor Puritan Bennett, Carlsbad, CA, EUA)* usado para simular diferentes condições ventilatórias variando V_t , f e fluxo no modo volume controlado.

A via aérea simulada era constituída de circuitos e conectores plásticos, semi-rígidos e de baixa complacência, externos a caixa. Neste segmento de via aérea, os oito diferentes HMEs foram seqüencialmente testados. Um higrômetro (*Vaisala, HMI 32, Woburn, MA, EUA*) foi utilizado, e o seu sensor foi posicionado entre o HME e o sistema respiratório analógico para continuamente medir umidade relativa e temperatura inspiratória e expiratória (Figura 12).

Quando o ventilador mecânico *Bennett 840* entrava em ação, o fluxo de ar era transmitido pelos tubos plásticos e semi-rígidos, atravessando inicialmente o HME, para aí alcançar o conector onde estava inserido o sensor do *Vaisala*. Na saída deste conector foi colocado uma peça em “Y”, onde uma das partes direcionava o fluxo de ar para os pulmões. Neste segmento foi colocado uma válvula unidirecional. Quando o fluxo de ar retornava dos pulmões, era impedido de fazer o mesmo caminho da inspiração (devido a válvula unidirecional), sendo então transportado através de um tubo “T” (colocado entre esse ramo do “Y” e o pulmão) para um umidificador aquecido, que estava devidamente preenchido com água

destilada; nesse percurso foi colocado uma outra válvula unidirecional. Desse umidificador aquecido saía um outro circuito, também com uma válvula unidirecional, que terminava na outra parte do “Y”, retornando então o ar para o conector onde estava inserido o *Vaisala* e posteriormente atravessando o HME.

A temperatura da caixa foi continuamente checada usando um *Thermostat (Digitec, model 5810, United Systems corporation, Dayton, OH, EUA)*.

A temperatura do local onde foi realizado o experimento não variou durante o período de estudo.

Legenda:

- 1- caixa plástica
- 2 e 3- pulmão de porco
- 4, 5 e 6- válvulas unidirecionais
- 7- umidificador tipo cascade
- 8- *Vaisala*
- 9- HME
- 10- Ventilador mecânico *Bennett 840*

Figura 9 – Modelo experimental com pulmão de suíno

Figura 10 - Pulmões de suíno preservado

Figura 11 - Pulmões de suíno preservado e umidificador aquecido dentro da caixa plástica

Figura 12 – Caixa plástica com os devidos circuitos, termômetro e higrômetro

3.2.1 Procedimento

Após introduzir os pulmões do suíno e o umidificador aquecido dentro da caixa plástica, juntamente com os seus devidos conectores, a caixa foi fechada e foi ligado o secador de cabelo (conectado a um dos orifícios da caixa), a fim de manter a temperatura interna em torno de 37 °C. Quando a temperatura interna da caixa estabilizava em 37 °C, eram iniciadas as medidas (Figura 13).

Inicialmente foram coletados os dados de umidade relativa e temperatura inspiratória e expiratória na situação controle, ou seja, na situação em que não havia nenhum HME conectado no sistema. Foi programado no *Bennett 840* o modo volume controlado onde os parâmetros comuns em cada situação foram PEEP = 0 cm H₂O, onda de fluxo quadrada e fração inspirada de oxigênio (FIO₂) = 50 % e foram variados V_t, f ou fluxo

conforme tabela 2. As diferentes condições ventilatórias mostradas na tabela foram seguidas na situação controle (sem HME) e foram repetidas para cada HME testado.

Após a colocação do HME no sistema, um período de estabilização de uma hora foi seguido para cada HME para o protocolo testado.

Após esse período, aguardava-se um intervalo mínimo de quatro ciclos respiratórios em cada parâmetro antes de anotar os resultados. A escolha de quatro ciclos foi feita após testes com vários tempos, a fim de se determinar se o valor obtido era o mesmo a despeito de períodos variáveis de ventilação; e este valor praticamente não se alterava em relação àquele já encontrado após quatro ciclos.

Posteriormente, foram calculadas umidade absoluta e porcentagem de recuperação da umidade absoluta (% RAH – porcentagem da umidade absoluta que é recuperada da expiração durante a próxima inspiração). Umidade absoluta e a % RAH do grupo controle (sem HME) e de cada HME em todas as situações foram determinadas pelas fórmulas:

$$AH = (RH) \times (AH_{\text{gás saturado}}) / 100$$

$$\% RAH = (AH_{\text{inspiratória}} / AH_{\text{expiratória}}) \times 100$$

Tabela 2 – Parâmetros ventilatórios utilizados para a situação controle e para cada um dos HMEs

VOLUME CORRENTE (mL)	FLUXO (L/min)	FREQÜÊNCIA RESPIRATÓRIA (/min)
200	30	10
500	30	10
1000	30	10
500	30	5
500	30	10
500	30	20
500	30	10
500	60	10
500	90	10

Figura 13 – Caixa plástica fechada e mantida a 37 °C

3.2.2 Aquisição de dados

Umidade relativa e temperatura inspiratória e expiratória foram medidas através de um higrômetro (*Vaisala, HMI 32, Woburn, MA, EUA*), posicionado entre o HME e o sistema respiratório analógico.

Umidade absoluta e % RAH do grupo controle (sem HME) e de cada HME em todas as situações foram determinadas pelas fórmulas citadas no ítem **3.2.1**.

3.3 Modelo mecânico utilizado para avaliar o impacto dos HMEs na ventilação alveolar

Utilizamos um simulador do sistema respiratório, o TTL 1600 (*Michigan Instruments, Grand Rapids, MI, EUA*) (Figura 14), que é composto

por dois foles independentes dispostos paralelamente. Ele contém um par de molas, com comportamento não linear para o grau de estiramento e que permite o ajuste independente da complacência de ambos os foles. Determinamos previamente qual o posicionamento da mola acoplada ao segundo fole definindo o valor de complacência de 105 mL/cm H₂O (Figura 15).

Conectamos um circuito plástico, semi-rígido e de baixa complacência no segundo fole do TTL, representando as vias aéreas. Nesta mesma via aérea, os oito diferentes HMEs foram seqüencialmente testados quando secos e após serem saturados.

Um capnógrafo (*NICO[®] Cardiopulmonary Management System, Model 7300, Novametrix, Wallingford, CN, EUA*) foi usado nesta mesma via aérea (entre o segundo compartimento do TTL e o HME) para coletar os dados de ETCO₂ (concentração de dióxido de carbono ao final da expiração).

Optamos por acrescentar CO₂ (dióxido de carbono) ao sistema a um fluxo de 0,65 L/min, diretamente no segundo fole do TTL.

O sistema todo foi conectado ao ventilador mecânico *Bennett 840* (840, *Nelcor Puritan Bennett, Carlsbad, CA, EUA*) para simular ventilação mecânica no modo volume controlado.

A Figura 16 representa o esquema do modelo mecânico.

Figura 14 – Modelo mecânico TTL 1600

Figura 15 – Mola para ajuste da complacência do segundo fole do modelo mecânico TTL 1600

Legenda:

- 1- Primeiro folio do TTL 1600
- 2- Segundo folio do TTL 1600
- 3- Barra de metal
- 4- Fonte de CO₂
- 5- Capnógrafo *Nico*®
- 6- HME
- 7- Ventilador mecânico *Bennett 840*

Figura 16 – Modelo mecânico

3.3.1 Sistema de saturação (umidificação) dos trocadores de calor e umidade

Optamos por avaliar o efeito da saturação no impacto dos HMEs sobre a ventilação alveolar, para isso, as medidas foram feitas inicialmente com os HMEs secos e algumas delas foram repetidas após a saturação dos mesmos. Dentre as instruções de uso do HME é recomendado que seja substituído a cada 24 horas ou quando necessário, a fim de se evitar o acúmulo de muco. Após estas 24 horas de uso no paciente com via aérea artificial sob ventilação mecânica ocorre um aumento de peso do HME, relacionado à sua umidificação.

Inicialmente foi feita uma amostragem do peso dos HMEs. Eles foram utilizados em diferentes pacientes por 24 horas, sendo então retirados, hermeticamente fechados e pesados em uma balança analítica de alta precisão (*METTER TOLEDO – AG 204*). Observamos que as diferentes condições clínicas de cada paciente determinaram diferentes graus de umidificação dos diferentes HMEs estudados, na comparação entre diferentes amostras de um mesmo HME. O aumento de peso de cada HME após o período de uso de 24 horas não excedeu 2,5 g.

Para obtermos de forma padronizada um aumento de peso dos HMEs dentro do encontrado na nossa amostragem após 24 horas de uso, idealizou-se um sistema no qual um nebulizador foi mantido com fluxo de 5 litros de oxigênio por minuto e onde o HME foi conectado diretamente (Figura 17). Foram colocados no nebulizador 6 mL de soro fisiológico e a inalação foi mantida até o esvaziamento do nebulizador. Estes HMEs foram

então pesados na mesma balança analítica descrita acima. Esta técnica se repetiu para todos os HMEs analisados, permitindo condições semelhantes de estudo para os diferentes HMEs.

Figura 17 – Sistema de saturação

3.3.2 Procedimento

Inicialmente foram coletados os dados de ETCO_2 na situação controle, ou seja, na situação em que não havia nenhum HME conectado no sistema. Foi programado no *Bennett 840* o modo volume controlado onde os parâmetros comuns em cada situação foram $\text{PEEP} = 5 \text{ cm H}_2\text{O}$, $\text{FIO}_2 = 21 \%$ e onda de fluxo quadrada; sendo variados V_t , f ou fluxo conforme tabela 3. As diferentes condições ventilatórias mostradas na tabela foram seguidas na situação controle (sem HME) e foram repetidas para cada HME testado.

Tabela 3 – Parâmetros ventilatórios utilizados para a situação controle e para cada um dos HMEs

CONDIÇÃO VENTILATÓRIA	FREQÜÊNCIA RESPIRATÓRIA (/min)	VOLUME CORRENTE (mL)	FLUXO (L/min)
1	12	600	36
2	20	600	36
3	20	400	36
4	20	600	60

Após a colocação do HME no sistema, um período de estabilização de cinco minutos foi respeitado para cada HME antes do protocolo de teste para coleta dos dados, sendo que sempre que um HME ia ser substituído por outro, em determinado parâmetro ventilatório, era repetida a medida na situação controle, também após um período de estabilização de cinco minutos, para confirmar o resultado da situação controle, permitindo condições semelhantes de estudo.

Após as medidas com os HMEs secos, eles foram saturados (conforme foi explicado no sistema de saturação dos trocadores de calor e umidade) e foram repetidas as condições ventilatórias 2 e 4 da tabela 3.

3.3.3 Aquisição de dados

Os dados de ETCO_2 foram coletados através de um capnógrafo (NICO® Cardiopulmonary Management System, Model 7300, Novamatrix, Wallingford, CN, EUA).

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1 Análise da reprodutibilidade do modelo

Por se tratarem de modelos experimentais, optamos por determinar a reprodutibilidade dos mesmos através da repetição de várias das situações estudadas em cada um dos modelos. Como a maior fonte de variação de nossos modelos seriam as diferentes situações estudadas, optamos por determinar as medidas de dispersão ao longo das mesmas como marcadoras da reprodutibilidade.

4.1.1 Modelo experimental utilizado para avaliar a capacidade de umidificação

O fator que deve apresentar baixa variabilidade ao longo de todas as situações estudadas é a umidade absoluta, podendo ser considerada como fator de exposição do modelo, juntamente com os diferentes tipos de HMEs. Obtivemos os valores de umidade absoluta na inspiração em quatro momentos distintos, com os seguintes parâmetros ventilatórios: volume corrente de 500 mL, fluxo de 30 L/min e frequência respiratória de 10 /min; na situação controle e com cada um dos diferentes HMEs.

Obtivemos então o desvio padrão para a umidade absoluta em cada uma das situações. O maior valor encontrado foi de 0,66 mg H₂O/L. Com isso, para que as medidas do estudo possam ser consideradas diferentes entre si, elas devem diferir em aproximadamente duas vezes o valor desse desvio padrão encontrado (correspondendo ao intervalo de confiança de

95%), ou seja, diferenças maiores que 1,32 mg H₂O/L representam significância estatística ⁹².

4.1.2 Modelo mecânico utilizado para avaliar o impacto dos HMEs na ventilação alveolar

Após a colocação do HME no sistema foi padronizado um período de estabilização de cinco minutos para cada HME, durante o qual foi realizada a coleta dos dados.

Entre a retirada de um HME e a colocação do seguinte, em todas as situações ventilatórias estudadas, eram repetidas as medidas na situação controle (sem HME), onde também foi padronizado um período de estabilização de cinco minutos. Esta repetição da mensuração das variáveis, por nove vezes em cada situação estudada, permitiu corroborar nossos resultados, reafirmando a existência de condições semelhantes de estudo, uma vez que nossos resultados não mostraram variação apreciável das medidas.

Durante as nove repetições, a máxima variação encontrada foi de 1 mm Hg entre as diferentes medidas da mesma situação ventilatória, ou seja, os valores encontrados todas as vezes que repetimos a situação controle eram praticamente os mesmos.

4.2. Capacidade de umidificação e aquecimento

Os valores de umidade relativa, temperatura e umidade absoluta inspiratória e expiratória, além da temperatura no interior da caixa plástica, nas diferentes condições ventilatórias encontram-se nos anexos A a G.

As figuras 18, 19 e 20 demonstram os resultados encontrados de umidade relativa inspiratória (RHi), temperatura inspiratória (Ti) e umidade absoluta inspiratória (AHi), respectivamente, na situação em que não foi utilizado nenhum HME no sistema (controle) e quando os diferentes HMEs foram utilizados, em diferentes condições ventilatórias onde apenas o volume corrente foi alterado. Foi programado fluxo = 30 L/min, $f = 10$ /min e V_t de 200, 500 e 1000 mL. Observamos que há diferença entre a situação controle e o uso dos HMEs com respeito aos níveis de umidade e de temperatura no circuito. A RH aumentou com o uso dos HMEs (principalmente com altos V_t) e, nestas situações estudadas, a temperatura também aumentou (com exceção do HME PALL quando alto V_t foi usado). Quando construímos o gráfico da AH, encontramos um aumento da AH com o uso dos HMEs. Os modelos de HMEs aumentaram os níveis de umidificação de forma heterogênea, a depender do modelo utilizado; porém, não parece existir um padrão relacionado ao tipo de material ou ao espaço morto do HME. O PALL foi o que apresentou menor T e o Hygrobac S foi o que apresentou melhor RH e T. Observamos também que o volume corrente afetou a capacidade do HME em manter temperatura e umidade. O uso de volume corrente alto (1000 mL) levou a uma menor manutenção da temperatura e umidade. Quando aumentamos o volume corrente, ocorreu

uma diminuição da RH_i , T_i e conseqüentemente de AH_i . Os HMEs com maior espaço morto não foram aqueles menos afetados pelo aumento do volume corrente com respeito a manter níveis de temperatura e umidade.

Figura 18 – Efeito do volume corrente na umidade relativa inspiratória (RHi), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

Figura 19 – Efeito do volume corrente na temperatura inspiratória (Ti), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

Figura 20 – Efeito do volume corrente na umidade absoluta inspiratória (AHi), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

A figura 21 nos mostra a porcentagem de recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração (% RAH), para a situação controle e para cada HME, quando usamos fluxo = 30 L/min e $f = 10$ /min, nos diferentes V_t utilizados (200, 500 e 1000 mL). Nós observamos diferença entre a situação controle e o uso dos HMEs com respeito a % RAH quando V_t maiores foram usados (500 e 1000 mL); a % RAH aumentou com o uso dos HMEs. Os modelos de HMEs diferem em sua capacidade de manter níveis de umidade, principalmente quando ventilação com volume corrente alto foi usado. O material dos HMEs ou o tamanho de cada um deles não determinaram efeitos sobre os níveis de umidificação, com exceção quando usamos V_t alto, em que o PALL, que possuía somente membrana hidrofóbica, foi o que apresentou menor % RAH. Não houve relação entre o volume de espaço morto e a % RAH. Hygrobac S foi o modelo com melhor RAH. Nós observamos que o V_t afetou a capacidade do HME em manter umidade. Quando foi aumentado o volume corrente, houve uma consistente redução na % RAH. Quando nós usamos $V_t = 200$ mL, em todas as situações (controle e com cada HME), a % RAH foi maior do que 90%. Quando $V_t = 500$ mL foi usado, cada HME recuperou mais do que 80 % de AH, mas a % RAH para a situação controle foi menor do que 70 %. Quando alto volume corrente foi usado ($V_t = 1000$ mL), somente 3 HMEs (G 2S, G compact e Hygrobac S) recuperaram mais do que 80 % de AH. A situação controle recuperou menos do que 40 % RAH e entre os HMEs, o PALL teve a pior recuperação (68,8 %).

Figura 21 – Efeito do volume corrente na % de recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração (% RAH), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

As figuras 22, 23 e 24 demonstram e comparam, respectivamente, a RHi, Ti e AHi na situação em que não foi utilizado nenhum HME no sistema (controle) e quando os diferentes HMEs foram utilizados, em diferentes condições ventilatórias onde apenas a frequência respiratória foi alterada. Foi programado $V_t = 500$ mL, fluxo = 30 L/min, $FiO_2 = 50\%$ e diferentes f (5, 10 e 20 /min). Observamos que mudanças na f não determinaram importantes alterações na temperatura e umidade.

Figura 22 – Efeito da frequência respiratória na umidade relativa inspiratória (RHi), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

Figura 23 – Efeito da frequência respiratória na temperatura inspiratória (Ti), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

Figura 24 – Efeito da frequência respiratória na umidade absoluta inspiratória (AHi), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

A figura 25 nos mostra a porcentagem de recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração, para a situação controle e para cada HME, quando usamos $V_t = 500$ mL, fluxo = 30 L/min e diferentes f (5, 10 and 20 /min). Nós observamos diferença entre a situação controle e o uso dos HMEs com respeito a % RAH; a % RAH aumentou com o uso dos HMEs. Mais uma vez, os modelos de HMEs diferem em sua capacidade de manter os níveis de umidade absoluta, mas, a % RAH não mudou quando do aumento da frequência respiratória.

Figura 25 – Efeito da frequência respiratória na % de recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração (% RAH), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

As figuras 26, 27 e 28 demonstram e comparam, respectivamente, a RHi, Ti e AHi na situação em que não foi utilizado nenhum HME no sistema (controle) e quando os diferentes HMEs foram utilizados, em diferentes condições ventilatórias onde apenas o fluxo foi alterado. Foram programados os parâmetros: $V_t = 500$ mL, $f = 10$ /min e diferentes fluxos (30, 60 e 90 L/min). Observamos que mudanças no fluxo não geraram alterações importantes na temperatura e na umidade. Fluxos grandes não reduziram a capacidade do HME em manter níveis de temperatura e umidade.

Figura 26 – Efeito do fluxo na umidade relativa inspiratória (RHi), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

Figura 27 – Efeito do fluxo na temperatura inspiratória (Ti), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

Figura 28 – Efeito do fluxo na umidade absoluta inspiratória (AHi), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

A figura 29 nos mostra a porcentagem de recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração, para a situação controle e para cada HME, quando usamos $V_t = 500$ mL, $f = 10$ /min e diferentes fluxos (30, 60 e 90 L/min). Nós, de novo, observamos maior % RAH quando usamos os HMEs comparado ao grupo controle e há diferenças entre os modelos de HME; mas a recuperação de AH não foi associada com mudanças no fluxo. Isto é, maiores fluxos não reduziram a capacidade do HME em manter níveis de umidade.

Figura 29 – Efeito do fluxo na % de recuperação da umidade absoluta da expiração durante a próxima inspiração (% RAH), sem o uso de HME (controle) e com o uso dos diferentes HMEs

4.3 Ventilação alveolar:

Os valores de ETCO_2 sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, nas diferentes condições ventilatórias, tanto na situação em que os HMEs se encontravam secos, quanto após serem saturados, estão no anexo H.

A figura 30 nos mostra o efeito da adição do espaço morto do HME na variação do ETCO_2 , utilizando a seguinte condição ventilatória: $f = 12$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 36 L/min. Nela podemos observar um aumento do ETCO_2 proporcional ao aumento do espaço morto ($r = 0,997$; $p < 0,001$).

Através de regressão linear, pudemos construir a seguinte fórmula para avaliar o efeito do espaço morto adicionado sobre a variação do ETCO_2 :

$$\text{Variação do } \text{ETCO}_2 (\%) = - 0,8 + 0,268 \text{ Espaço Morto do HME}$$

Figura 30 – Efeito da adição do espaço morto dos HMEs na variação do ETCO₂

Na figura 31 comparamos o ETCO_2 encontrado na situação controle e em cada HME seco em duas condições ventilatórias diferentes, onde apenas a frequência respiratória foi alterada. Na primeira condição usamos $f = 12$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 36 L/min e na segunda condição usamos $f = 20$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 36 L/min. Como esperado, quando nós aumentamos a frequência respiratória, o ETCO_2 diminuiu, assim como a magnitude do efeito deletério da adição do espaço morto do HME.

Figura 31 – ETCO₂ na situação controle e em cada HME seco quando a frequência respiratória foi alterada
() = espaço morto em mL

Na figura 32 avaliamos o efeito da variação de V_t sobre o $ETCO_2$, na situação controle e em cada HME. Na primeira condição usamos $f = 20$ /min, $V_t = 400$ mL e fluxo = 36 L/min e na segunda condição usamos $f = 20$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 36 L/min. Como esperado, quando nós aumentamos o volume corrente, o $ETCO_2$ diminuiu, assim como a magnitude do efeito deletério da adição do espaço morto do HME.

Figura 32 – ETCO₂ na situação controle e em cada HME seco quando o volume corrente foi alterado
() = espaço morto em mL

Na figura 33 avaliamos o efeito da variação de fluxo sobre o ETCO_2 , na situação controle e em cada HME seco. Na primeira condição usamos $f = 20$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 36 L/min e na segunda condição usamos $f = 20$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 60 L/min. Na figura 34 fizemos a mesma avaliação, porém após os HMEs serem saturados. Observamos que tanto com os HMEs secos, quanto após serem saturados, as mudanças no fluxo não determinaram relevantes alterações no ETCO_2 . Os únicos HMEs que levaram a uma variação do ETCO_2 maior do que 1 mm Hg foram o PALL (2 mm Hg) e o G compact (2,5 mm Hg), somente quando saturados.

Figura 33 – ETCO₂ na situação controle e em cada HME seco quando o fluxo foi alterado

() = espaço morto em mL

Figura 34 – ETCO₂ na situação controle e em cada HME saturado quando o fluxo foi alterado

() = espaço morto em mL

Na figura 35 comparamos o ETCO_2 encontrado em cada HME na situação em que se encontram secos com a situação em que já estavam saturados, utilizando a mesma condição ventilatória, em que usamos $f = 20$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 36 L/min. Na figura 36 também comparamos a situação seca e saturada de cada HME, porém com a condição ventilatória de $f = 20$ /min, $V_t = 600$ mL e fluxo = 60 L/min. Nós observamos em ambas figuras que os HMEs levaram a um aumento do ETCO_2 após saturados, porém a alteração máxima foi de 4 mm Hg (que ocorreu com o HME da PALL e quando utilizamos o maior fluxo).

Figura 35 – ETCO₂ em cada HME seco e saturado quando utilizado um fluxo de 36 L/min
() = espaço morto em mL

Figura 36 – ETCO₂ em cada HME seco e saturado quando utilizado um fluxo de 60 L/min
() = espaço morto em mL

DISCUSSÃO

5. Discussão

A função dos HMEs é recuperar o calor e a umidade durante a expiração e retornar uma porção deles durante a próxima inspiração^{29, 31, 36, 42-44}. O uso do HME para umidificação e aquecimento do ar enviado a pacientes em ventilação mecânica tem aumentado recentemente, visando à redução da perda de água e da condensação de água no circuito do ventilador. Os HMEs oferecem ainda outras vantagens, tais como: baixo custo, facilidade de uso, papel de filtro microbiológico e não necessitar de uma fonte de energia. Vários estudos sobre HMEs foram realizados, porém eles variam muito quanto aos dispositivos utilizados, a metodologia e as variáveis analisadas^{28, 36, 38, 43, 45, 56, 57, 77}.

Um fator importante levado em conta no nosso estudo foi que a escolha dos HMEs se baseou naqueles que mais eram utilizados em nosso meio, devido à necessidade de avaliar e comparar a eficiência da umidificação e do aquecimento de cada um deles, além de seus efeitos sobre a ventilação alveolar, aspecto não abordado em trabalhos anteriores. Estudamos oito HMEs, que apresentavam diferentes propriedades de umidificação e antimicrobiana, dependendo do material com que eram manufaturados. Faziam parte de três categorias diferentes de HMEs (higroscópico, hidrofóbico e misto).

Nosso grupo já realizou um estudo anterior com esses mesmos oito HMEs, porém avaliando e comparando os seus efeitos na mecânica respiratória⁷⁰. Foi a partir deste estudo então que surgiu a necessidade de

avaliarmos outros aspectos, além dos efeitos já conhecidos na mecânica respiratória, quando utilizamos os HMEs; aspectos estes que avaliavam a eficiência na umidificação e no aquecimento e o impacto na ventilação alveolar de cada HME.

Nós avaliamos então a habilidade dos disponíveis HMEs em retornar calor e umidade para uma simulação de via aérea sob algumas condições ventilatórias, e em outro modelo avaliamos seus efeitos na ventilação alveolar, também sob diferentes condições ventilatórias.

5.1 Modelo experimental com pulmão de suíno e modelo mecânico

Este estudo foi realizado no laboratório experimental do Regions Hospital (*University of Minnesota, St. Paul, MN, EUA*), onde construímos um modelo experimental para avaliar e comparar a eficiência da umidificação e do aquecimento dos HMEs e um modelo mecânico para avaliar e comparar o impacto de cada um dos HMEs na ventilação alveolar.

5.1.1 Modelo experimental

A ISO 9360 criou um modelo para testar os HMEs tendo como um dos propósitos determinar a habilidade dos HMEs em conservar calor e umidade. O modelo foi construído usando um umidificador aquecido, circuitos e uma “bolsa” de borracha; e um ventilador mecânico foi ajustado alterando V_t e f ⁴.

Utilizamos no nosso modelo experimental pulmões de suíno preservados, sendo eles de suíno adulto saudável. A idéia inicial era

introduzir água no interior do pulmão e testar cada HME quanto à capacidade de reter e retornar calor e umidade para o pulmão. Porém, nas especificações de uso do pulmão preservado uma contra-indicação consistia em colocar qualquer tipo de líquido no interior do pulmão. Deste fato surgiu a idéia de usar um umidificador aquecido, devidamente preenchido com água destilada, com o intuito de simular a temperatura e umidade de um pulmão normal (como realizado anteriormente pela ISO). Escolhemos utilizar um pulmão de porco ao invés de uma “bolsa” de borracha porque o pulmão de porco simula condições de fluxo mais fisiológicas, evitando dessa forma picos de pressão, além de ser viscoelástico, e não somente elástico como a “bolsa” de borracha. A área de contato do ar com o pulmão de porco é maior do que com a “bolsa” de borracha, funcionando então melhor como um capacitador de umidade. Tentamos com isso simular uma situação mais próxima da encontrada em humanos.

A idéia de conectarmos um secador de cabelo em uma caixa plástica, onde foi inserido o pulmão, surgiu da necessidade de mantermos a temperatura dos pulmões próxima à temperatura corporal de um humano saudável. O mesmo ocorreu com o umidificador aquecido, que foi introduzido dentro da caixa plástica (mantida a 37 °C pelo secador) para tentar proporcionar a umidificação na temperatura corporal ideal. A temperatura da nossa caixa variou entre 36,5 °C e 37,4 °C, simulando a temperatura corporal normal.

Nós conseguimos então com o método empregado simular uma condição muito próxima da situação clínica, exceto pela inadequada

temperatura da via aérea simulada, que permaneceu abaixo do normal durante todo o estudo, ou seja, a temperatura no modelo permaneceu abaixo do valor que normalmente é encontrado em humanos, justificando dessa forma valores relativamente baixos de AH, já que no nosso modelo a AH foi calculada a partir da T e da RH.

O melhor condicionamento do ar inspirado durante a ventilação mecânica ainda não foi bem estabelecido. Sugere-se que 23 a 33 mg H₂O/L seja o desejado ⁸⁴⁻⁸⁶, com uma T traqueal de 32 °C ⁸³. Alguns autores têm sugerido que altas temperaturas (35 a 37 °C) sejam ideais, levando a uma AH de até 44 mg H₂O/L ^{83, 93-95}. Atualmente, valores publicados na literatura variam entre 17 e 44 mg H₂O/L para manter a função do trato respiratório ⁸³. O ideal é que a temperatura do gás inspirado seja mantida entre 32 e 34 °C para pacientes intubados ⁸⁷. Umidificação do gás inspirado neste nível deve preservar a função mucociliar e a função pulmonar em muitos casos ¹⁷. A temperatura que obtivemos no nosso modelo não excedeu 28,2 °C; sendo assim, esta temperatura baixa nos fornece valores relativamente baixos de AH.

Os circuitos e conectores plásticos que representavam a via aérea ficavam posicionados fora da caixa, e foi nesse circuito que medimos a temperatura. Talvez se eles estivessem dentro da caixa, poderíamos conseguir valores de temperatura de via aérea mais elevados e conseqüentemente mais próximos do normal. Outro fator que talvez tenha contribuído para a baixa temperatura na via aérea foi a temperatura alcançada na água do umidificador aquecido. O fato de mantermos o

umidificador aquecido preenchido com água destilada dentro da caixa mantida a 37 °C não quer dizer que conseguimos manter a temperatura da água em 37 °C (não foi mensurada em nosso estudo a temperatura da água no interior do umidificador aquecido). O ideal seria colocarmos a base aquecedora para mantermos a água aquecida a 37 °C. Porém, como a idéia do nosso estudo era comparar os diferentes HMEs e observar a eficiência de cada um deles quanto a porcentagem de recuperação da umidade absoluta e a influência da alteração dos parâmetros ventilatórios na umidificação e aquecimento, o fato da temperatura e conseqüentemente da AH ter valores baixos, não afetou o nosso estudo.

Após a colocação do HME no sistema, um período de estabilização de uma hora foi seguido para cada HME para o protocolo testado, sendo que após esse período, aguardava-se no mínimo quatro ciclos respiratórios em cada parâmetro antes da anotação dos resultados. A escolha de quatro ciclos foi feita após testarmos em várias situações se o valor obtido se mantinha após um período maior de ventilação; e o valor era sempre mantido próximo àquele já encontrado após quatro ciclos.

5.1.2 Modelo mecânico

Utilizamos um simulador do sistema respiratório (TTL 1600) existente no laboratório experimental do Regions Hospital (*University of Minnesota, St Paul, MN, EUA*). O modelo TTL é composto por dois foles (compartimentos) isolados, podendo ser conectados através de uma barra de metal. No nosso

estudo, utilizamos apenas um dos foles (segundo fole), que representava os pulmões.

Como a ventilação alveolar estava sendo avaliada em um modelo mecânico, tivemos a necessidade de introduzir CO₂ diretamente no fole do sistema e esse CO₂ foi introduzido a um fluxo de 0,65 L/min. Devido a este valor de fluxo utilizado, obtivemos valores altos de CO₂; o que não prejudicou o nosso estudo, já que queríamos avaliar quais dos HMEs levavam a uma ETCO₂ menor, e se as modificações nos parâmetros do ventilador e o efeito da saturação também tinham influência.

As medidas foram feitas sem a utilização dos HMEs e com todos os HMEs, secos e saturados, mantendo o sistema intacto, ou seja, mantendo a seqüência das conexões e a posição do capnógrafo e simulando condições normais de impedância, mantendo a mesma complacência, para avaliar e comparar os HMEs estudados.

Após a colocação do HME no sistema, um período de estabilização de cinco minutos foi seguido para cada HME para o protocolo testado, para coleta dos dados, sendo que sempre que um HME ia ser substituído por outro, em determinado parâmetro ventilatório, era repetida a medida na situação controle, também após um período de estabilização de cinco minutos, para confirmar o resultado da situação controle, permitindo condições semelhantes de estudo. Os valores obtidos na situação controle sempre se repetiam. Fizemos um teste mantendo os diferentes HMEs por mais tempo no circuito e os valores de ETCO₂ encontrados eram exatamente os mesmos encontrados após 5 minutos do HME no sistema.

Fato esse explicado por se tratar de um estudo em modelo mecânico confiável.

A técnica utilizada para saturar os HMEs já havia sido utilizada em um estudo anterior ⁷⁰; mantivemos um nebulizador com fluxo de 5 litros de O₂/minuto e colocamos 6 mL de soro fisiológico. O HME foi conectado diretamente nele e a inalação mantida até o esvaziamento do nebulizador, sendo então retirado o HME, pesado e imediatamente conectado ao sistema. Os valores de fluxo e de soro fisiológico foram determinados a fim de se obter um aumento de peso do HME próximo ao observado após 24 horas de uso em pacientes, sendo que fizemos pesagens neste sentido. O líquido de teste escolhido foi o soro fisiológico. Poderíamos utilizar outros líquidos, mas a composição variada das secreções dos pacientes permite que qualquer líquido utilizado como teste possa ser criticado, como discutido no estudo de Morgan-Hughes et al. ⁶⁷.

Uma opção possível seria a utilização de HMEs retirados de pacientes com via aérea artificial submetidos à ventilação mecânica; entretanto, as diferentes condições clínicas de cada paciente determinariam diferentes graus de umidificação dos diferentes HMEs estudados. O desenvolvimento de uma técnica de simulação permite condições semelhantes de umidificação e, portanto, torna mais fidedigna a comparação entre eles.

A idéia em se fazer o experimento em um modelo mecânico foi poder estudar o impacto dos diferentes HMEs na ventilação alveolar e em diferentes condições ventilatórias sem expor o paciente a riscos.

5.2 Trocadores de calor e umidade

Devemos sempre pensar na real necessidade do uso de um HME, lembrando sempre de suas contra-indicações relativas. Em algumas situações, o uso dos UAs pode ser preferível comparado aos HMEs, ou talvez seja interessante utilizar um HME que proporcione efeitos menos desfavoráveis.

Um cuidado especial inicial que devemos ter é com o posicionamento dos HMEs. É importante que seja colocado verticalmente antes do tubo traqueal (por meio de um tubo flexível) para reduzir o risco de obstrução parcial do HME devido ao refluxo de secreção do tubo traqueal.

Algumas considerações devem ser feitas a respeito dos HMEs: muitas vezes, devido ao seu peso, podem tracionar a via aérea artificial, embora em geral o baixo peso da maioria dos HMEs possa ser facilmente suportado sem tração significativa. Uma desvantagem de alguns HMEs é que o invólucro não é transparente e, assim, evita a visualização do acúmulo de secreção. Como observamos em nosso estudo anterior ⁷⁰, a saturação do HME aumenta a resistência; então, quando visualizarmos o preenchimento do HME por secreção devemos trocá-lo a tempo, para não correr o risco do aumento da resistência.

5.3 Umidificação e aquecimento

Durante o suporte ventilatório, através do tubo endotraqueal ou traqueostomia, os mecanismos naturais de aquecimento e umidificação são suprimidos ¹⁻³, sendo então imprescindível o condicionamento dos gases

inspirados de forma a promover o aquecimento e umidificação adequados ^{2, 17, 23-26} para assegurar a integridade das vias aéreas e uma adequada função mucociliar.

Em nosso estudo, buscamos avaliar a capacidade de cada HME em reter calor e umidade da expiração e retorná-los na próxima inspiração; para isso, precisávamos do valor da AH inspiratória e expiratória, já que sabemos que a AH é um importante indicador da capacidade de umidificação do HME. Com o higrômetro (cujo sensor estava conectado na via aérea do sistema) obtínhamos os valores de RH e T inspiratórios e expiratórios. Através da fórmula, calculávamos então os valores de AH inspiratório e expiratório e a partir daí conseguimos saber a % de recuperação da umidade de cada HME da expiração durante a próxima inspiração (% RAH).

Avaliamos a RH, AH e T do gás inspirado, e observamos que foram maiores com o uso dos HMEs comparado ao grupo controle (sem HME), com exceção da T do PALL, quando $V_t = 1000$ mL foi usado. Nossos resultados são consistentes com estudos prévios ^{57, 96-98} que também demonstraram retenção maior de temperatura e umidade com o uso dos HMEs.

A eficiência do HME em manter calor e umidade pode ser afetada pelos parâmetros do ventilador. Nossos dados revelam uma relação inversa entre a eficiência de umidificação e o volume corrente, como já relatado pela ISO 9360-1 ⁴ e por outros estudos ^{45, 57, 61-64}. Com o $V_t = 200$ mL, o HME parece proporcionar adequada umidificação. Quando avaliamos a RH inspiratória, pudemos observar que em quase todas as situações em que

utilizamos o HME, ela se manteve acima de 70 %, exceto em algumas situações com $V_t > 1000$ mL. Já a RH expiratória foi maior do que 80 % em todas as situações em que usamos o HME, inclusive com $V_t > 1000$ mL. A AH do ar fornecido foi menor para $V_t = 1000$ mL comparado com 500 e 200 mL. Quando avaliamos a % de recuperação da umidade absoluta, observamos que quando usamos volume corrente baixo (200 mL), tanto a situação controle quanto cada HME demonstravam uma ótima capacidade de umidificação, recuperando em todos os casos mais de 90 % de AH. Já quando aumentamos V_t para 500 mL (situação essa mais próxima da encontrada na prática clínica), a situação controle forneceu menos do que 70 % da umidade absoluta alcançada na expiração, enquanto todos os HMEs forneciam mais do que 80 %. Quando $V_t = 1000$ mL foi usado, somente 3 HMEs recuperaram mais do que 80 % de AH, enquanto o único HME hidrofóbico era o que mostrava pior capacidade de umidificação com V_t alto (< 70 %). A situação controle fornecia péssima capacidade de recuperação de AH, sendo menor do que 40 %. Dos HMEs que forneciam melhor capacidade de umidificação quando V_t alto era utilizado encontravam-se G 2S, G compact e Hygrobac S. A performance dos HMEs diferiu entre os modelos. Em nosso estudo, o HME mais eficiente foi o Hygrobac S em todos os V_t programados.

Branson e Davis,⁴⁵ Eckerbom e Lindholm⁵⁷ e Wilkes⁶⁴ também observaram em estudos com modelo pulmonar que o HME forneceu maior umidade quando V_t foi 500 mL comparado com 1000 mL.

Alguns estudos concluíram que quando o V_t aumenta, a produção de umidade diminui e a quantidade em que diminui depende da eficiência do dispositivo e do espaço morto ^{31, 45}. Branson et al. ⁴⁵ observaram que um aumento no espaço morto foi associado com um aumento na produção de umidade. Em nosso estudo, não encontramos relação entre o tamanho do HME, cujo espaço morto variou entre 29 e 95 mL, e a % RAH. Por exemplo, os HMEs G compact e o Hygrobac S, que possuem respectivamente 35 e 45 mL de espaço morto, foram menos afetados com o aumento do volume corrente com respeito à capacidade de umidificação comparados aos HMEs PALL e Hygroster, que foram os maiores HMEs utilizados em nosso estudo, tendo respectivamente 90 e 95 mL de espaço morto. Além disso, os HMEs que apresentavam melhor % RAH quando $V_t = 1000$ mL foi utilizado possuíam 29 mL (G 2S), 35 mL (G compact) e 45 mL (Hygrobac S) de espaço morto. A performance do HME foi pobremente correlatada com o volume interno (espaço morto) e o material de cada HME, com respeito à umidificação. Eckerbom e Lindholm ⁵⁷ também relataram pobre correlação com o volume interno. Ogino et al. ⁶² mostrou que uma variação na eficiência dos HMEs pode ser atribuída ao design dos HMEs; observou que unidades com o mesmo volume (10 mL), mas com diferentes métodos de conservar umidade, mostraram discrepância nos resultados. Mostrou também que a unidade mais eficiente era construída com material higroscópico. Em nosso estudo, unidades com o mesmo volume interno (35 mL) mostraram uma discrepância nos resultados, por exemplo, com $V_t = 1000$ mL, o HME HCH recuperou 76,4 %, enquanto o HME G compact recuperou 81,7 %. As

categorias de HMEs não determinaram diferenças na umidificação, com exceção do único HME hidrofóbico, que apresentou a menor % RAH quando $V_t = 1000$ mL foi usado.

Eckerbom e Lindholm ⁵⁷ avaliaram seis HMEs e observaram que a umidade absoluta do ar fornecida para as vias aéreas foi maior com $V_t = 500$ mL comparado a $V_t = 1000$ mL, ou seja, todos os HMEs estudados apresentaram menor valor de perda de água com um $V_t = 500$ mL comparado a $V_t = 1000$ mL e que todos os HMEs alcançaram 23 mg H_2O/L de AH quando ventilados com $V_t = 500$ mL. Porém dois dispositivos (dentre eles o PALL) apresentaram valores abaixo desse nível quando $V_t = 1000$ mL foi usado. Ogino et al. ⁶² avaliaram a umidade relativa de diferentes HMEs, avaliando cada dispositivo com três diferentes V_t (200, 500 e 700 mL). Observaram que a umidificação foi muito eficiente com $V_t = 200$ mL, RH = 100 %, enquanto com $V_t = 500$ mL a RH era de 89 % e com $V_t = 700$ mL era de 67 %. Branson e Davis ⁴⁵ avaliaram a produção de umidade de 21 HMEs, sendo 11 higroscópicos, 7 mistos e 3 hidrofóbicos, de acordo com os padrões da ISO 9360. A produção de umidade foi medida em 3 combinações de f e V_t ($f = 20$ /min e $V_t = 500$ mL, $f = 10$ /min e $V_t = 1000$ mL, e $f = 20$ /min e $V_t = 1000$ mL). Houve uma tendência dos dispositivos fornecerem alta umidade quando V_t e volume minuto eram menores. Os higroscópicos tiveram melhor performance com respeito a produção de umidade do que os hidrofóbicos; porém os mistos foram melhores do que eles. Nosso estudo confirma o estudo de Branson e Davis ⁴⁵ e o de Eckerbom e Lindholm ⁵⁷ que

encontraram que o HME higroscópico era superior ao HME hidrofóbico com respeito à produção de umidade quando altos Vt são usados.

A % RAH foi praticamente constante quando nós mudamos a frequência e o fluxo para o grupo controle e para cada HME, ou seja, nenhum desses parâmetros influenciaram a capacidade de umidificação quando alterados.

Outros estudos sugerem que grande volume minuto ^{45, 48, 61} diminui a eficiência de umidificação do HME. Quando nós comparamos diferentes f, a eficiência de umidificação foi quase constante. A eficiência de umidificação diminuiu quando grande volume minuto foi usado somente por alteração do volume corrente. Nossos dados mostram que o efeito da ventilação minuto na eficiência é devido ao papel do volume corrente.

Cohen et al. ⁴⁸ compararam UA e HME quanto à oclusão do tubo endotraqueal e observaram que durante o estudo, houve 15 oclusões em 170 pacientes avaliados usando HME e 1 oclusão em 81 pacientes usando UA. Observaram que muitos pacientes que apresentaram oclusão necessitavam de volume minuto > 10 L, sugerindo que o HME não proporcionava suficiente umidificação de via aérea.

Quando nós alteramos o fluxo, nós não encontramos mudanças na eficiência de umidificação. Outros estudos ^{61, 90} encontraram que alto fluxo diminui a eficiência de recuperar umidade proporcionada pelo HME.

Unal et al. ⁶¹ avaliaram em um modelo mecânico a produção de umidade e temperatura e a eficiência da umidificação e aquecimento de três diferentes HMEs em seis parâmetros ventilatórios diferentes, sendo esses

HMEs o Hygroster, o PALL e o Humid-vent filter (*Gibeck*). Grande volume corrente, fluxo e volume minuto diminuíram a eficiência de umidificação dos HMEs. O PALL tinha a menor e o Hygroster a maior eficiência de umidificação em quase todos os parâmetros ventilatórios estudados. O Hygroster tinha a mais alta produção de temperatura e umidade de todos os HMEs, o humid-vent filter tinha uma satisfatória produção de umidade somente com baixo volume corrente, fluxo e volume minuto e o PALL nunca alcançou níveis ideais de umidade e temperatura. A produção de temperatura do PALL foi significativamente menor do que os outros HMEs em todos os parâmetros ventilatórios. Martin et al.³⁹ compararam a capacidade térmica e de umidificação de três UAs e dois HMEs (um hidrofóbico e um misto), na UTI, em pacientes submetidos a volume minuto maior do que 10 L/min. Avaliou RA, RH e T traqueal. Dois dos UAs tiveram melhor capacidade térmica e de umidificação do que qualquer outro sistema e isto se manteve com o tempo. O HME misto (hygrobac filter) tinha uma capacidade térmica e de umidificação próxima aos dois UAs, mas a sua capacidade diminuiu após 24 horas. O HME hidrofóbico (PALL) tinha uma pobre capacidade. Em nosso estudo, pudemos observar também que o aquecimento proporcionado pelo PALL era menor quando comparado aos outros HMEs em todos os parâmetros ventilatórios estudados.

Villafane et al.⁴⁷ avaliaram a redução do diâmetro do tubo endotraqueal comparando 3 sistemas de umidificação: UA, HME hidrofóbico e HME misto e observaram que os resultados do HME misto foram similares aos obtidos com o UA e que a redução do diâmetro foi maior com o HME

hidrofóbico. Observaram que no primeiro dia de intubação o diâmetro médio foi similar nos três grupos, porém tendeu a diminuir dia a dia. Sendo assim, durante ventilação mecânica prolongada, significativa alteração na configuração interna do tubo ocorre freqüentemente e é influenciada pelo tipo de dispositivo de umidificação usado.

Pacientes de UTI são um grupo heterogêneo e muitos pacientes recebem ventilação com pressão positiva através de intubação oro/nasotraqueal ou traqueostomia. Apesar da tendência da estratégia protetora em usar volumes correntes baixos ⁹⁹, em algumas outras situações, altos volumes correntes podem ser usados. Nós sugerimos que para grandes volumes correntes, o uso de UA deva ser considerado, porque com altos volumes correntes, a eficácia da umidificação pode ser insuficiente quando usamos HME e nós sabemos que se a umidificação é insuficiente, oclusão do tubo endotraqueal ou traqueostomia pode ocorrer ^{47, 48, 51, 88}. Nossos dados indicam que o papel do fluxo e freqüência respiratória são de menor importância e seus ajustes têm mínimo efeito na performance do HME.

Há algumas importantes características do HME: produção de umidade, espaço morto, resistência, custo e filtração. Na UTI a característica mais importante é a produção de umidade, espaço morto, resistência e custo. A filtração não tem mostrado valor na UTI ⁸⁷.

Branson recomenda que o HME usado em UTI tenha produção de umidade (UA) maior do que 28 mg H₂O/L, espaço morto menor do que 50

mL e resistência menor do que 2,5 cm H₂O. Se formos considerar isto, de acordo com o nosso estudo, os higroscópicos parecem ser os preferíveis ⁸⁷.

5.4 Ventilação alveolar

Grande espaço morto pode afetar negativamente a função respiratória de pacientes respirando espontaneamente, pois esses muitas vezes aumentam a frequência respiratória e volume minuto para tentar manter a ventilação alveolar ^{55, 77}, aumentando conseqüentemente o trabalho da respiração ou pode levar a retenção de CO₂ em pacientes curarizados ou totalmente dependentes do ventilador mecânico ⁷⁷. Observamos em nosso estudo um aumento do ETCO₂ proporcional ao aumento do espaço morto.

HME aumenta o espaço morto em uma quantidade igual ao seu volume interno. O volume interno depende principalmente do desenho do HME. Os filtros são usualmente feitos de membrana com pregas (dobraduras), que resulta em um aumento no volume do dispositivo. Em geral, os HMEs sem a função de filtro são os que tem mais baixo volume interno ⁴⁶.

Como esperado, quando aumentamos a frequência, o ETCO₂ diminui, assim como a magnitude do efeito deletério da adição do espaço morto do HME.

Essa magnitude do efeito deletério da adição do espaço morto do HME foi também menos pronunciado em pacientes com alto V_t; o mesmo foi encontrado no estudo de Jaber et al. ⁷⁴.

As mudanças no fluxo não determinaram relevantes alterações no ETCO_2 ; o mesmo aconteceu após o HME ser saturado, cuja variação máxima foi de 4 mm Hg (que ocorreu com o HME da PALL e quando utilizamos fluxo de 60 L/min).

Do ponto de vista clínico, quando nós pensamos em como compensar a ventilação adicional imposta pelo HME, nós devemos distinguir entre os pacientes curarizados ou que não apresentam *drive* respiratório, dos pacientes que respiram espontaneamente e ventilam no modo pressão de suporte. No primeiro caso, a compensação pode ser feita somente por ajuste manual nos parâmetros do ventilador. Durante o modo volume controlado, nós devemos aumentar o volume corrente em um valor igual ao do espaço morto do HME, ou, alternativamente, nós podemos combinar um pequeno aumento do volume corrente com um aumento da frequência respiratória. Durante a pressão controlada, nós podemos apenas aumentar o nível de pressão controlada, ou, alternativamente, nós devemos combinar um pequeno aumento na pressão inspiratória com um aumento na frequência respiratória. Entretanto, esse ajuste pode resultar em alto volume corrente, alto pico de pressão de via aérea e alta pressão média de via aérea. Esses efeitos podem ser clinicamente negligenciados em pacientes com pulmão normal ou com pouca lesão pulmonar, mas podem representar um risco adicional de barotrauma e volutrauma em pacientes com alterações severas da mecânica respiratória, como por exemplo, os pacientes com asma severa, SDRA e fibrose pulmonar. Por outro lado, a hipoventilação alveolar que resulta do espaço morto do HME pode ser significativa, especialmente

em pacientes com as mais severas alterações na mecânica respiratória. Durante ventilação com pressão de suporte, a ventilação adicional requerida devido ao espaço morto do HME pode ser compensada ou pelo paciente, ou por um aumento na pressão de suporte do ventilador ⁴⁶.

Devemos tomar cuidado com o espaço morto dos HMEs em algumas situações, como por exemplo na estratégia protetora, que preconiza utilizar menos do que 6 mL/kg ⁹⁹. Por exemplo, se o paciente tem 50 Kg, e é programado um $V_t = 200$ mL, um HME de 95 mL (que foi o HME com maior espaço morto que usamos) pode causar efeito deletério, pois o V_t será de apenas 105 mL, aumentando assim o CO_2 do paciente. Isso é de fundamental importância, pois sabemos que o espaço morto aumenta o $ETCO_2$ e os cuidados com isso ainda são poucos.

Quando se escolhe um HME, devemos selecionar o que tenha menor espaço morto e que proporcione adequada umidificação e aquecimento. De acordo com os nossos resultados, levando em conta todos os parâmetros ventilatórios, os HMEs que apresentaram melhor capacidade de umidificar e aquecer o ar inspirado foram aqueles que possuíam membrana higroscópica (higroscópicos e mistos) e os que possuíam o menor espaço morto foram os puramente higroscópicos.

CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

1) a - O uso dos HMEs aumentou a capacidade de umidificação de forma heterogênea em relação à situação controle, a depender do modelo utilizado; porém, não existe um padrão relacionado ao tipo de material ou ao espaço morto dos HMEs.

b - Em linhas gerais, o uso dos HMEs aumentou a capacidade de aquecimento em relação à situação controle, sendo que o HME hidrofóbico testado (PALL) foi o que apresentou menor capacidade de aquecimento em todos os parâmetros ventilatórios testados.

c - O volume corrente afetou a capacidade dos HMEs em manter temperatura e umidade, sendo que os HMEs eram mais eficientes quando baixo volume corrente foi utilizado. Já mudanças na frequência e fluxo não afetaram a performance dos HMEs.

2) a - O ETCO_2 aumentou de acordo com o aumento do espaço morto dos diferentes HMEs. A magnitude do efeito deletério do espaço morto dos HMEs no ETCO_2 foi maior durante ventilação com baixa frequência ou volume corrente

b - As alterações de fluxo ou a saturação dos HMEs não determinaram relevantes alterações no ETCO_2

ANEXOS

7. ANEXOS

Anexo A - Umidade relativa inspiratória (RHi) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

RHi			Controle	G 2S	PORTEX	HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	77,0	80,6	80,5	81,4	80,5	83,6	80,0	82,0	79,3
500	30	10	56,0	77,6	74,5	78,8	78,9	81,6	76,4	78,0	74,1
1000	30	10	30,1	72,8	67,1	70,8	73,9	78,6	70,9	63,5	66,0
500	30	5	49,7	77,0	74,1	76,3	77,9	80,1	75,4	72,5	71,9
500	30	10	51,4	77,5	73,8	77,7	78,8	81,2	76,7	74,2	73,8
500	30	20	50,5	79,5	74,7	79,7	80,6	83,6	77,5	76,7	76,1
500	30	10	48,6	77,1	74,0	77,3	79,8	82,6	77,2	73,4	75,5
500	60	10	58,5	77,6	74,5	78,0	80,1	82,9	77,4	76,4	78,8
500	90	10	59,3	77,7	74,3	78,4	79,9	83,6	77,6	79,5	79,8

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo B - Umidade relativa expiratória (RHe) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

RHe			Controle	G 2S	PORTEX	HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	81,1	84,4	83,8	85,0	84,0	86,2	84,0	85,7	83,7
500	30	10	80,2	86,3	85,6	87,1	86,4	87,4	85,9	87,4	85,3
1000	30	10	75,7	87,9	87,0	90,0	88,4	89,4	87,2	89,4	87,0
500	30	5	77,1	86,1	85,0	86,8	86,0	87,0	86,2	85,8	85,2
500	30	10	77,2	86,0	85,0	87,1	86,1	87,2	85,9	86,1	85,3
500	30	20	74,6	86,6	85,4	87,9	87,0	89,0	86,3	86,9	86,3
500	30	10	73,2	86,1	84,6	86,9	86,8	88,0	86,4	85,4	85,6
500	60	10	74,7	85,6	84,0	86,4	85,9	87,7	85,9	85,9	85,8
500	90	10	75,2	84,8	83,5	86,0	85,4	87,7	85,2	86,2	85,7

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo C – Temperatura inspiratória (Ti) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

Ti			Controle	G 2S	PORTEX HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster	
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	26,5	27,2	27,4	27,7	27,6	28,1	27,5	26,8	27,5
500	30	10	26,4	27,1	27,2	27,3	27,4	27,9	27,5	26,6	27,3
1000	30	10	26,4	26,8	26,9	26,9	27,2	27,5	27,3	26,1	27,1
500	30	5	27,1	27	27,1	27,1	27,3	27,6	27,3	26,8	27,2
500	30	10	27,1	27,1	27,2	27,1	27,4	27,5	27,3	26,6	27,1
500	30	20	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	30	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	40	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	50	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	60	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	70	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	80	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	90	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	100	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	120	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	140	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	160	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	180	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	200	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	220	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	240	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	260	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	280	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	300	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	320	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	340	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	360	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	380	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	400	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	420	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	440	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	460	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	480	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	500	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	520	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	540	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	560	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	580	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	600	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	620	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	640	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	660	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	680	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	700	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	720	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	740	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	760	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	780	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	800	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	820	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	840	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	860	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	880	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	900	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	920	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	940	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	960	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	980	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1000	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1020	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1040	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1060	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1080	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1100	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1120	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1140	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1160	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1180	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1200	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1220	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1240	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1260	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1280	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1300	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1320	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1340	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1360	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1380	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1400	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1420	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1440	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1460	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1480	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1500	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1520	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1540	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1560	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1580	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1600	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1620	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1640	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1660	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1680	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1700	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1720	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1740	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1760	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1780	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1800	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1820	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1840	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1860	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1880	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1900	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1920	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1940	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1960	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	1980	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	2000	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	2020	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	2040	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	2060	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	27,0
500	30	2080	27,1	27,1	27,1	27,1	27,4	27,4	27,3	26,5	

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo D – Temperatura expiratória (Te) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

Te			Controle	G 2S	PORTEX	HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	26,5	27,4	27,5	27,8	27,8	28,2	27,7	26,9	27,6
500	30	10	26,7	27,4	27,5	27,6	27,7	28,1	27,7	26,8	27,5
1000	30	10	26,8	27,3	27,4	27,4	27,6	28,0	27,6	26,7	27,4
500	30	5	27,4	27,3	27,4	27,4	27,6	27,8	27,5	27,0	27,4
500	30	10	27,4	27,4	27,4	27,4	27,6	27,7	27,6	26,9	27,4
500	30	20	27,3	27,4	27,4	27,3	27,6	27,6	27,6	26,7	27,2
500	30	10	27,6	27,5	27,4	27,4	27,6	27,7	27,5	26,8	27,2
500	60	10	27,6	27,6	27,5	27,4	27,7	27,6	27,6	26,8	27,3
500	90	10	27,7	27,6	27,6	27,5	27,7	27,5	27,8	26,9	27,3

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo E – Umidade absoluta inspiratória (AHi) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

AHi			Controle	G 2S	PORTEX	HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	19,3	20,9	21,2	21,8	21,4	22,9	21,2	20,9	21,0
500	30	10	13,9	20,0	19,4	20,6	20,7	22,1	20,2	19,6	19,4
1000	30	10	7,5	18,5	17,1	18,1	19,2	20,8	18,5	15,6	17,1
500	30	5	12,8	19,8	19,1	19,7	20,4	21,3	19,7	18,4	18,7
500	30	10	13,3	20,0	19,2	20,1	20,7	21,5	20,0	18,7	19,1
500	30	20	13,0	20,5	19,3	20,6	21,2	22,0	20,3	19,2	19,5
500	30	10	12,8	20,0	19,1	20,0	20,9	21,7	20,1	18,5	19,4
500	60	10	15,4	20,3	19,4	20,3	21,1	21,7	20,2	19,1	20,2
500	90	10	15,7	20,4	19,4	20,5	21,1	21,7	20,6	20,0	20,6

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo F – Umidade absoluta expiratória (AHe) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

AHe			Controle	G 2S	PORTEX	HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	20,3	22,2	22,2	22,9	22,6	23,7	22,5	21,9	22,3
500	30	10	20,2	22,7	22,6	23,2	23,1	23,9	23,0	22,2	22,6
1000	30	10	19,2	23,0	22,9	23,7	23,5	24,3	23,2	22,6	22,9
500	30	5	20,3	22,5	22,3	22,8	22,9	23,4	23,0	22,0	22,4
500	30	10	20,3	22,6	22,4	22,9	22,9	23,3	22,8	22,0	22,4
500	30	20	19,5	22,8	22,6	23,0	23,1	23,7	22,9	22,0	22,4
500	30	10	19,5	22,8	22,2	22,8	23,1	23,5	22,8	21,7	22,2
500	60	10	19,9	22,8	22,2	22,7	23,0	23,3	22,8	21,8	22,4
500	90	10	20,1	22,6	22,2	22,7	22,8	23,2	22,9	22,0	22,4

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo G – Temperatura no interior da caixa (Tcaixa) sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas

T caixa			Controle	G 2S	PORTEX HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster	
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)									
200	30	10	37,0	37,2	37,0	36,6	37,4	37,4	37,4	36,8	37,0
500	30	10	36,8	37,3	37,1	36,5	37,3	37,4	37,2	36,9	37,1
1000	30	10	36,8	37,2	37,0	36,5	37,3	37,3	37,1	36,9	37,1
500	30	5	37,4	37,0	36,5	36,6	36,9	36,9	36,8	36,5	36,5
500	30	10	37,1	37,3	37,0	36,5	37,2	37,2	37,2	36,8	37,0
500	30	20	37,1	37,3	37,0	36,7	37,2	37,2	37,3	36,9	37,0
500	30	10	36,7	36,9	36,9	36,7	36,7	37,2	37,0	36,7	36,8
500	60	10	37,0	37,3	37,0	36,9	37,1	37,3	37,2	37,2	36,9
500	90	10	37,1	37,3	37,1	37,0	37,1	37,2	37,3	37,3	37,0

Legenda: Vt = volume corrente
f = frequência respiratória

Anexo H – ETCO₂ sem a utilização de HME (controle) e com a utilização dos diferentes HMEs estudados, em todas as condições ventilatórias testadas, quando secos e após se tornarem saturados

ETCO ₂				Controle	G 2S	PORTEX	HCH	G compact	Hygrobac S	G light	PALL	Hygroster
Espaço Morto (mL)					29	33	35	35	45	60	90	95
Vt (mL)	fluxo (L/min)	f (/min)										
600	36	12	Seco	89,5	96,5	96,0	98,0	98,0	101,0	104,0	111,0	112,0
600	36	20	Seco	58,0	62,0	61,5	62,0	64,0	64,5	67,0	71,0	72,0
400	36	20	Seco	90,0	102,5	99,5	101,0	106,0	109,0	117,5	130,0	130,0
600	60	20	Seco	56,5	62,5	60,5	61,5	64,5	64,0	66,0	70,0	71,5
600	36	20	Sat	58,0	63,5	63,0	64,0	64,5	65,0	68,0	72,0	72,5
600	60	20	Sat	57,5	62,5	63,5	64,5	67,0	65,0	67,0	74,0	73,5

Legenda: Vt = volume corrente
 f = frequência respiratória
 Seco = HME seco
 Sat = HME saturado

REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rau JL. Humidity and aerosol therapy. In: Barnes TA. *Core textbook of respiratory care practice*. 2a ed. St. Louis: Mosby; 1994. 179-97.
2. Bonassa J. Umidificação na Ventilação Pulmonar Mecânica. In: Carvalho WB, Bonassa J, Carvalho CRR, Amaral JLG, Beppu OS, Auler JOC. *Atualização em Ventilação Pulmonar Mecânica*. 1a ed. São Paulo: Atheneu; 1997. 17-29.
3. Chalon J, Loew DA, Malebranche J. Effects of dry anesthetic gases on tracheobronchial ciliated epithelium. *Anesthesiology*. 1972;37:338-43.
4. International Organization for Standardization. *Anaesthetic and respiratory equipment - Heat and moisture exchangers (HMEs) for humidifying respired gases in humans (ISO9360-1)*. Genebra: International Organization for Standardization Technical Committee; 2000.
5. Van Oostdam JC, Walker DC, Knudson K, Dirks P, Dahlby RW, Hogg JC. Effect of breathing dry air on structure and function of airways. *J Appl Physiol*. 1986;61:312-7.
6. Chalon J, Patel C, Ali M, Ramanathan S, Capan L, Tang CK, Turndorf H. Humidity and the anesthetized patient. *Anesthesiology*. 1979;50:195-8.

7. Barra Bisinotto FM, Braz JR, Martins RH, Gregorio EA, Abud TM.
Tracheobronchial consequences of the use of heat and moisture exchangers in dogs. *Can J Anaesth*. 1999;46:897-903.
8. McKibben A. Application of physical principles. In: Hess DR, MacIntyre NR, Mishoe SC, Galvin WF, Adams AB, Saposnick AB. *Respiratory Care: principles & practice*. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 2002. 202-23.
9. Peterson BD. Heated humidifiers. Structure and function. *Respir Care Clin N Am*. 1998;4:243-59.
10. Branson RD. Humidification for patients with artificial airways. *Respir Care*. 1999;44:630-41.
11. Chiumello D, Pelosi P, Candiani A, Bottino N, Aspesi M, Severgnini P, Gattinoni L. The conditioning of the gases in mechanically ventilated patients. *Pneumon*. 2002;15:61-8.
12. Vanderbroucke-Grauls CM, Teeuw KB, Ballemans K, Lavooij C, Cornelisse PB, Verhoef J. Bacterial and viral removal efficiency, heat and moisture exchange properties of four filtration devices. *J Hosp Infect*. 1995;29:45-56.

13. Irlbeck D. Normal mechanisms of heat and moisture exchange in the respiratory tract. *Respir Care Clin N Am*. 1998;4:189-98.
14. McFadden ER, Jr., Pichurko BM, Bowman HF, Ingenito E, Burns S, Dowling N, Solway J. Thermal mapping of the airways in humans. *J Appl Physiol*. 1985;58:564-70.
15. Chatburn RL, Primiano FP. A rational basis for humidity therapy. *Respir Care*. 1987;32:249-54.
16. Branson RD, Campbell RS, Johannigman JA, Ottaway M, Davis K, Jr., Luchette FA, Frame S. Comparison of conventional heated humidification with a new active hygroscopic heat and moisture exchanger in mechanically ventilated patients. *Respir Care*. 1999;44:912-7.
17. Shelly MP, Lloyd GM, Park GR. A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. *Intensive Care Med*. 1988;14:1-9.
18. Fink JB, Hess DR. Humidity and aerosol therapy. In: Hess DR, MacIntyre NR, Mishoe SC, Galvin WF, Adams AB, Saposnick AB. *Respiratory Care: principles & practice*. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 2002. 633-64.

19. Neft MW, Goodman JR, Hlavnicka JP, Veit BC. To reuse your circuit: the HME debate. *Aana J*. 1999;67:433-9.
20. Thomachot L, Vialet R, Viguier JM, Sidier B, Roulier P, Martin C. Efficacy of heat and moisture exchangers after changing every 48 hours rather than 24 hours. *Crit Care Med*. 1998;26:477-81.
21. Dalhamn T. Mucus flow and ciliary activity in the trachea of healthy rats exposed to respiratory irritant gases. *Acta Physiol Scand*. 1956;Suppl:131-60.
22. Williams RB. The effects of excessive humidity. *Respir Care Clin N Am*. 1998;4:215-28.
23. AARC clinical practice guideline. Humidification during mechanical ventilation. American Association for Respiratory Care. *Respir Care*. 1992;37:887-90.
24. Branson RD, Davis K, Jr., Brown R, Rashkin M. Comparison of three humidification techniques during mechanical ventilation: patient selection, cost, and infection considerations. *Respir Care*. 1996;41:809-16.
25. 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.
26. Barnes SD, Normoyle DA. Failure of ventilation in an infant due to increased resistance of a disposable heat and moisture exchanger. *Anesth Analg.* 1996;83:193.
27. Branson RD, Davis K, Jr., 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.
28. Iotti 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.
29. Holt TO. Aerosol generators and humidifiers. In: Barnes TA. *Core textbook of respiratory care practice.* 2a ed. St. Louis: Mosby; 1994. 441-84.
30. Kirton OC, DeHaven B, Morgan J, Morejon O, Civetta J. A prospective, randomized comparison of an in-line heat moisture exchange filter and heated wire humidifiers: rates of ventilator-associated early-onset (community-acquired) or late-onset (hospital-acquired) pneumonia and incidence of endotracheal tube occlusion. *Chest.* 1997;112:1055-9.

31. Hess DR, Branson RD. Humidification. In: Branson RD, Hess DR, Chatburn RL. *Respiratory care equipment*. 2a ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1999. 101-32.
32. 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.
33. Craven DE, Goularte TA, Make BJ. Contaminated condensate in mechanical ventilator circuits. A risk factor for nosocomial pneumonia? *Am Rev Respir Dis*. 1984;129:625-8.
34. Nishimura M, Nishijima MK, Okada T, Taenaka N, Yoshiya I. Comparison of flow-resistive work load due to humidifying devices. *Chest*. 1990;97:600-4.
35. Fink JB, Scanlan CL. Umidificação e aerossolterapia neutra. In: Scanlan CL, Wilkins RL, Stoller JK. *Fundamentos da terapia respiratória de Egan*. 7a ed. Barueri: Manole; 2000. 683-704.
36. 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.

37. Ricard JD, Markowicz P, Djedaini K, Mier L, Coste F, Dreyfuss D. Bedside evaluation of efficient airway humidification during mechanical ventilation of the critically ill. *Chest*. 1999;115:1646-52.
38. Ploysongsang Y, Branson R, Rashkin MC, Hurst JM. Pressure flow characteristics of commonly used heat-moisture exchangers. *Am Rev Respir Dis*. 1988;138:675-8.
39. Martin C, Papazian L, Perrin G, Bantz P, Gouin F. Performance evaluation of three vaporizing humidifiers and two heat and moisture exchangers in patients with minute ventilation > 10 L/min. *Chest*. 1992;102:1347-50.
40. Markowicz P, Ricard JD, Dreyfuss D, Mier L, Brun P, Coste F, Boussougant Y, Djedaini K. Safety, efficacy, and cost-effectiveness of mechanical ventilation with humidifying filters changed every 48 hours: a prospective, randomized study. *Crit Care Med*. 2000;28:665-71.
41. Ricard JD, Cook D, Griffith L, Brochard L, Dreyfuss D. Physicians' attitude to use heat and moisture exchangers or heated humidifiers: a Franco-Canadian survey. *Intensive Care Med*. 2002;28:719-25.
42. Thomachot L, Viviand X, Boyadjiev I, Vialet R, Martin C. The combination of a heat and moisture exchanger and a Booster: a clinical and bacteriological evaluation over 96 h. *Intensive Care Med*. 2002;28:147-53.

43. Conti G, De Blasi RA, Rocco M, Pelaia P, Antonelli M, Bui M, Mattia C, Gasparetto A. Effects of the heat-moisture exchangers on dynamic hyperinflation of mechanically ventilated COPD patients. *Intensive Care Med.* 1990;16:441-3.
44. Mebius C. A comparative evaluation of disposable humidifiers. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1983;27:403-9.
45. Branson RD, Davis K, Jr. Evaluation of 21 passive humidifiers according to the ISO 9360 standard: moisture output, dead space, and flow resistance. *Respir Care.* 1996;41:736-43.
46. Iotti GA, Olivei MC, Braschi A. Mechanical effects of heat-moisture exchangers in ventilated patients. *Crit Care.* 1999;3:R77-82.
47. Villafane MC, Cinnella G, Lofaso F, Isabey D, Harf A, Lemaire F, Brochard L. Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices. *Anesthesiology.* 1996;85:1341-9.
48. Cohen IL, Weinberg PF, Fein IA, Rowinski GS. Endotracheal tube occlusion associated with the use of heat and moisture exchangers in the intensive care unit. *Crit Care Med.* 1988;16:277-9.

49. 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.
50. Richards G. The role of filtration during humidification. *Respir Care Clin N Am.* 1998;4:329-39.
51. Roustan JP, Kienlen J, Aubas P, Aubas S, du Cailar J. Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation. *Intensive Care Med.* 1992;18:97-100.
52. MacIntyre NR, Anderson HR, Silver RM, Schuler FR, Coleman RE. Pulmonary function in mechanically-ventilated patients during 24-hour use of a hygroscopic condensor humidifier. *Chest.* 1983;84:560-4.
53. Marini JJ, Rodriguez RM, Lamb V. The inspiratory workload of patient-initiated mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis.* 1986;134:902-9.
54. Tobin MJ, Gardner WN. Monitoring of the control of breathing. In: Tobin MJ. *Principles and practice of intensive care monitoring.* New York: McGraw-Hill Health Professions Division; 1998. 415-64.
55. Girault C, Breton L, Richard JC, Tamion F, Vandelet P, Aboab J, Leroy J, Bonmarchand G. Mechanical effects of airway humidification devices in difficult to wean patients. *Crit Care Med.* 2003;31:1306-11.

56. Chiaranda M, Verona L, Pinamonti O, Dominioni L, Minoja G, Conti G. Use of heat and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance. *Intensive Care Med.* 1993;19:462-6.
57. Eckerbom B, Lindholm CE. Performance evaluation of six heat and moisture exchangers according to the Draft International Standard (ISO/DIS 9360). *Acta Anaesthesiol. Scand.* 1990;34:404-9.
58. Prasad KK, Chen L. Complications related to the use of a heat and moisture exchanger. *Anesthesiology.* 1990;72:958.
59. Johnson PA, Raper RF, Fisher MM. The impact of heat and moisture exchanging humidifiers on work of breathing. *Anaesth Intensive Care.* 1995;23:697-701.
60. Boisson C, Viviani X, Arnaud S, Thomachot L, Miliani Y, Martin C. Changing a hydrophobic heat and moisture exchanger after 48 hours rather than 24 hours: a clinical and microbiological evaluation. *Intensive Care Med.* 1999;25:1237-43.
61. Unal N, Kanhai JK, Buijk SL, Pompe JC, Holland WP, Gultuna I, Ince C, Saygin B, Bruining HA. A novel method of evaluation of three heat-moisture exchangers in six different ventilator settings. *Intensive Care Med.* 1998;24:138-46.

62. Ogino M, Kopotic R, Mannino FL. Moisture-conserving efficiency of condenser humidifiers. *Anaesthesia*. 1985;40:990-5.
63. Hay R, Miller WC. Efficacy of a new hygroscopic condenser humidifier. *Crit Care Med*. 1982;10:49-51.
64. Wilkes AR. The moisture-conserving performance of breathing system filters during the first three minutes of simulated use. *Anaesthesia*. 2004;59:265-70.
65. Hedley RM, Allt-Graham J. A comparison of the filtration properties of heat and moisture exchangers. *Anaesthesia*. 1992;47:414-20.
66. Manthous CA, Schmidt GA. Resistive pressure of a condenser humidifier in mechanically ventilated patients. *Crit Care Med*. 1994;22:1792-5.
67. 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;87:289-91.
68. Wilkes AR. Heat and moisture exchangers. Structure and function. *Respir Care Clin N Am*. 1998;4:261-79.
69. Briassoulis G, Paraschou D, Hatzis T. Hypercapnia due to a heat and moisture exchanger. *Intensive Care Med*. 2000;26:147.

70. Lucato JJJ, Tucci MR, Schettino GPP, Adams AB, Fu C, Forti Jr G, Carvalho CRR, Souza R. Evaluation of resistance in eight different heat and moisture exchangers: effects of saturation and flow rate/profile. *Respir Care*. 2005;50:636-43.
71. Pelosi P, Solca M, Ravagnan I, Tubiolo D, Ferrario L, Gattinoni L. Effects of heat and moisture exchangers on minute ventilation, ventilatory drive, and work of breathing during pressure-support ventilation in acute respiratory failure. *Crit Care Med*. 1996;24:1184-8.
72. Lellouche F, Maggiore SM, Deye N, Taille S, Pigeot J, Harf A, Brochard L. Effect of the humidification device on the work of breathing during noninvasive ventilation. *Intensive Care Med*. 2002;28:1582-9.
73. Le Bourdelles G, Mier L, Fiquet B, Djedaini K, Saumon G, Coste F, Dreyfuss D. Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during weaning trials from mechanical ventilation. *Chest*. 1996;110:1294-8.
74. Jaber S, Chanques G, Matecki S, Ramonatxo M, Souche B, Perrigault PF, Eledjam JJ. Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during non-invasive ventilation. *Intensive Care Med*. 2002;28:1590-4.

75. Prin S, Chergui K, Augarde R, Page B, Jardin F, Vieillard-Baron A. Ability and safety of a heated humidifier to control hypercapnic acidosis in severe ARDS. *Intensive Care Med.* 2002;28:1756-60.
76. Prat G, Renault A, Tonnelier JM, Goetghebeur D, Oger E, Boles JM, L'Her E. Influence of the humidification device during acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med.* 2003;29:2211-5.
77. Campbell RS, Davis K, Jr., Johannigman JA, Branson RD. The effects of passive humidifier dead space on respiratory variables in paralyzed and spontaneously breathing patients. *Respir Care.* 2000;45:306-12.
78. Davis K, Jr., Evans SL, Campbell RS, Johannigman JA, Luchette FA, Porembka DT, Branson RD. Prolonged use of heat and moisture exchangers does not affect device efficiency or frequency rate of nosocomial pneumonia. *Crit Care Med.* 2000;28:1412-8.
79. Thomachot L, Boisson C, Arnaud S, Michelet P, Cambon S, Martin C. Changing heat and moisture exchangers after 96 hours rather than after 24 hours: a clinical and microbiological evaluation. *Crit Care Med.* 2000;28:714-20.
80. Thomachot L, Leone M, Razzouk K, Antonini F, Vialet R, Martin C. Randomized clinical trial of extended use of a hydrophobic condenser humidifier: 1 vs. 7 days. *Crit Care Med.* 2002;30:232-7.

81. Thiery G, Boyer A, Pigne E, Salah A, De Lassence A, Dreyfuss D, Ricard JD. Heat and moisture exchangers in mechanically ventilated intensive care unit patients: a plea for an independent assessment of their performance. *Crit Care Med*. 2003;31:699-704.
82. Natalini G, Bardini P, Latronico N, Candiani A. Impact of heat and moisture exchangers on ventilatory pattern and respiratory mechanics in spontaneously breathing patients. *Monaldi Arch Chest Dis*. 1994;49:561-4.
83. Thomachot L, Viviand X, Lagier P, Dejode JM, Albanese J, Martin C. Measurement of tracheal temperature is not a reliable index of total respiratory heat loss in mechanically ventilated patients. *Crit Care*. 2001;5:24-30.
84. Noguchi H, Takumi Y, Aochi O. A study of humidification in tracheostomized dogs. *Br J Anaesth*. 1973;45:844-8.
85. Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y, Aochi O. Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs. Scanning electron microscopy and surfactant studies. *Br J Anaesth*. 1977;49:965-77.
86. Weeks DB. Humidification during anesthesia. *N Y State J Med*. 1975;75:1216-8.

87. Branson RD, Campbell RS. Humidification in the intensive care unit. *Respir Care Clin N Am*. 1998;4:305-20.
88. Martin C, Perrin G, Gevaudan MJ, Saux P, Gouin F. Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit. *Chest*. 1990;97:144-9.
89. Henriksson BA, Sundling J, Hellman A. The effect of a heat and moisture exchanger on humidity in a low-flow anaesthesia system. *Anaesthesia*. 1997;52:144-9.
90. 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.
91. Beydon L, Tong D, Jackson N, Dreyfuss D. Correlation between simple clinical parameters and the in vitro humidification characteristics of filter heat and moisture exchangers. Groupe de Travail sur les Respirateurs. *Chest*. 1997;112:739-44.
92. Bland JM, Altman DG. Measurement error. *Bmj*. 1996;313:744.
93. 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.

94. Boys JE, Howells TH. Humidification in anaesthesia. A review of the present situation. *Br J Anaesth*. 1972;44:879-86.
95. Epstein RA. Humidification during positive-pressure ventilation of infants. *Anesthesiology*. 1971;35:532-6.
96. Johansson A, Lundberg D, Luttrupp HH. The effect of heat and moisture exchanger on humidity and body temperature in a low-flow anaesthesia system. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2003;47:564-8.
97. Poopalalingam R, Goh MH, Chan YW. The effect of heat and moisture exchanger and gas flow on humidity and temperature in a circle anaesthetic system. *Singapore Med J*. 2002;43:563-5.
98. Monrignal JP, Granry JC. The benefit of using a heat and moisture exchanger during short operations in young children. *Paediatr Anaesth*. 1997;7:295-300.
99. Amato MB, Barbas CS, Medeiros DM, Magaldi RB, Schettino GP, Lorenzi-Filho G, Kairalla RA, Deheinzelin D, Munoz C, Oliveira R, Takagaki TY, Carvalho CR. Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med*. 1998;338:347-54.