

Nayala Lirio Gomes Gazola

**EFEITOS DOS FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE
SOBRE A MECÂNICA RESPIRATÓRIA**

Florianópolis, SC.

2008

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO

NAYALA LIRIO GOMES GAZOLA

EFEITOS DOS FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE
SOBRE A MECÂNICA RESPIRATÓRIA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação – Mestrado em Ciências do Movimento Humano, da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Walter Celso de Lima.
Co-orientador: Prof. Dr. Fernando Machado.

Florianópolis - SC.

2008

NAYALA LIRIO GOMES GAZOLA

**EFEITO DOS FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE
SOBRE A MECÂNICA RESPIRATÓRIA**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção de grau de Mestre, no Programa de Mestrado em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

Banca Examinadora:

Orientador: _____
Prof. Dr. Walter Celso de Lima
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Co-Orientador: _____
Prof. Dr. Fernando Osni Machado
Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC

Membro: _____
Profa. Dra. Anamaria Fleg Mayer
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro: _____
Prof. Dr. Alexandro Andrade
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Florianópolis, 08 de setembro de 2008.

Dedico este trabalho ao meu marido Evandro Gazola, pelo amor, paciência, dedicação e convivência diária, mas principalmente compartilhar este momento Catarina.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que contribuíram para a realização deste trabalho, em especial:

Ao meu marido Evandro Gazola pela paciência, pelo amor, pela dedicação, pelo incentivo diário e por tantos almoços e jantares o qual não estava ao seu lado durante o preparo por estar em frente ao computador.

A nossa filha Catarina, que ela nasça com muita saúde e saiba o quanto a amamos e o quanto ela é ansiosamente esperada.

A minha mãe Cleuza Maria Lírio Gomes por me paparicar, pelo amor e dedicação, mas principalmente pelas orações diárias.

Ao meu pai Izidoro Omar Gomes, pelo amor, pelo incentivo e por me proporcionar o oportunidade de estudar e freqüentar uma universidade. Pela escolha de 22 anos atrás de trocar uma vida segura numa cidade do interior do Rio Grande do Sul para oferecer um futuro melhor aos seus filhos.

Ao meu irmão Giano Lírio Gomes pelo amor e pela convivência.

A minha amiga Juliana El-Hage Meyer de Barros Gulini pelo companheirismo, amizade e por acreditar que tudo daria certo mesmo quando nem eu não acreditava mais.

A minha amiga Daysi Jung da Silva Ramos pela amizade, dedicação e companheirismo.

Ao meu orientador Prof. Dr. Walter Celso de Lima pela confiança, por acreditar neste trabalho e pela orientação prestada.

Ao Prof. Dr. Fernando Osni Machado, meu chefe e amigo. Pela idéia deste trabalho, por batalhar junto os equipamentos necessários para a coleta de dados, mas principalmente por me escutar e me acalmar nos momentos de angústia.

Aos membros da banca por aceitarem participar deste trabalho.

Ao engenheiro Humberto Pereira da Silva, pela presença diária na coleta de dados, pelo compromisso, dedicação e por sacrificar seus horários de almoço para me ajudar.

Ao Prof. Dr. Fernando Mendes de Azevedo e ao Prof. Dr. Renato Garcia Ojeda coordenadores do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina por cederem o engenheiro e os equipamentos necessários para a coleta de dados.

Ao meu amigo Pedro Léo Gulini pela paciência e ajuda na estatística deste trabalho.

A Prof. Dr. Susana Domenech pela orientação na parte estatística do trabalho.

A todos os funcionários, médicos, enfermeiros e técnicos de enfermagem da UTI do HU-UFSC pela paciência e compreensão. Mas principalmente ao enfermeiro Hilário pela extrema dedicação em conseguir todos os filtros utilizados neste trabalho.

Ao Hospital Universitário e a Universidade do Sul de Santa Catarina –
UNISUL por permitirem a realização deste mestrado.

RESUMO

Os filtros HME são dispositivos que combinam propriedades de umidificação com propriedades de retenção bacterianas através de membranas que, desta forma, protegem pacientes mecanicamente ventilados. Objetivou-se analisar, em um modelo experimental, os efeitos de diferentes marcas de filtros HME, em diferentes tempos de uso, sobre a mecânica respiratória de pacientes com suporte ventilatório artificial. Esta pesquisa caracterizou-se como sendo de natureza experimental. A amostra foi composta de 30 filtros HMEs de três diferentes marcas que foram utilizados ao longo de 48 horas por pacientes internados na Unidade de Terapia Intensiva - UTI do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina HU/UFSC. Os instrumentos para a coleta de dados foram: filtros HMEs, analisador de fluxo e pressão, ventilador mecânico e simulador de pulmão. As variáveis estudadas consistiram na complacência e na resistência ao fluxo de ar e estas foram analisadas nos momentos 0, 24 e 48 horas para cada marca de filtro HME. Como resultado obteve-se que tanto para a complacência quanto para a resistência ao fluxo de ar não houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas no tempo de uso 24 horas ($p= 0,489$) e 48 horas ($p=0,374$), sendo que apenas no momento 0 hora de utilização houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,027$) entre as marcas estudadas. Os resultados também demonstraram que dentro da mesma marca não observou-se diferença estatisticamente significativa na complacência e na resistência ao fluxo de ar com o tempo de uso. Concluiu-se a utilização dos filtros HMEs não interferem na complacência e na resistência ao fluxo de ar de pacientes mecanicamente ventilados.

Palavras chaves: Filtros trocadores de calor e umidade. Complacência. Resistência ao fluxo de ar.

ABSTRACT

Filters HME are devices that combine properties of humidification properties with retention through bacterial membranes, thus protecting mechanically ventilated patients. The objective was to examine, in an experimental model, the effects of different brands of filters HME, at different times of use, on the breathing of patients with mechanical ventilatory support artificial. This research characterized as being of an experimental nature. The sample was composed of thirty HMEs filters of three different brands that were used over 48 hours for patients admitted to the Intensive Care Unit - ICU at University Hospital, Federal University of Santa Catarina HU / UFSC. The instruments for data collection were: filters HMEs, analyzer flow and pressure, mechanical ventilator and simulated lung. The variables studied consisted of compliance and resistance to the airflow and these were analyzed at times 0, 24 and 48 hours for each brand of filter HME. The result is that both returned for compliance as the resistance to the flow of air there was no statistically significant difference between the brands in time for use 24 hours ($p = 0489$) and 48 hours ($p = 0374$), and that only in 0 hours of use time there was a statistically significant difference ($p = 0027$) between the brands studied. The results also showed that within the same brand there was no statistically significant difference in compliance and resistance to the airflow over time of use. It was the use of filters HMEs not interfere in compliance and resistance to the airflow of mechanically ventilated patients.

Key words: Heat and moisture exchangers filters. Compliance. Resistance to the airflow.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ventilador mecânico e umidificador aquecido (UA)	31
Figura 2 – Filtro trocador de calor e umidade (HME)	31
Figura 3 – Filtro Hygrobac S DAR	43
Figura 4 – Filtro BB100MFS PALL	43
Figura 5 – Filtro Humid Vent Compact S	44
Figura 6 – Analisador de fluxo e pressão – VT PLUS HF	45
Figura 7 – Ventilador mecânico Savina da Dräger	46
Figura 8 – Simulador de pulmão SMS	46
Figura 9 – Sistema montado	48
Figura 10 – Posicionamento do filtro HME no sistema	48
Figura 11- Mediana da resistência ao fluxo de ar da marca A no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização	53
Figura 12 - Mediana da resistência ao fluxo de ar da marca B no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização	54
Figura 13 - Mediana da resistência ao fluxo de ar da marca C no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização	55

Figura 14 – Mediana da complacência da marca A no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização	60
Figura 15 - Mediana da complacência da marca B no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização	61
Figura 16 - Mediana da complacência da marca C no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média e desvio padrão do perfil demográfico dos pacientes que utilizaram os filtros HMEs	50
Tabela 2 – Mediana e percentil da resistência ao fluxo de ar dos filtros da marca A, B e C	55
Tabela 3 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis para a resistência ao fluxo de ar das 3 marcas de filtros HMEs nos 3 tempos de utilização	56
Tabela 4 – Resultado do teste U de Mann-Whitney para a resistência ao fluxo de ar para o tempo 0 hora de utilização	56
Tabela 5 – Resultado do teste Anova Medidas Repetidas para resistência ao fluxo de ar.....	57
Tabela 6 – Mediana e percentil da complacência dos filtros da marca A, B e C	62
Tabela 7 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis para a complacência das 3 marcas de filtros HMEs nos 3 tempos de utilização	63
Tabela 8 – Resultando do teste U de Mann-Whitney para a complacência para o tempo 0 hora de utilização	63
Tabela 6 – Resultado do teste Anova Medidas Repetidas para a complacência	64

LISTA DE ABREVIATURAS

AlCl_2 Cloreto de Alumínio

CaCl_2 Cloreto de Cálcio

C_{cw} Complacência da Parede Torácica

C_{dyn} Complacência Dinâmica do Sistema Respiratório

C_{eq} Complacência do Circuito do Ventilador

C_L Complacência Pulmonar

CO_2 Dióxido de Carbono

C_{sr} Complacência do Sistema Respiratório

CTOT Complacência Total

DPOC Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

FiO_2 Fração Inspirada de Oxigênio

FR Frequência Respiratória

HME Trocadores de Calor e Umidade, do inglês “Heat and Moisture Exchange”.

HU Hospital Universitário

IEB Instituto de Engenharia Biomédica

IRpA Insuficiência Respiratória Aguda

ISO International Organization of Standardization

LiCl Cloreto de Lítio

MgCl₂ Cloreto de Magnésio

O₂ Oxigênio

PaCO₂ Pressão Arterial de Dióxido de Carbono

PEEP Pressão Positiva Expiratória Final

Pes Pressão Esofágica

Pmva Pressão Média das Vias Aéreas

Ppi Pressão de Pico

Ppl Pressão de Platô

Pva Pressão das Vias Aéreas

Rsr Resistência do Sistema Respiratório

SARA Síndrome da Angústia Respiratória Aguda

UA Umidificadores Aquecidos

UFSC Universidade Federal de Santa Catarina

UTI Unidade de Terapia Intensiva

VAS Vias Aéreas Superiores

VM Ventilação Mecânica

Vt Volume Corrente

Wsr Trabalho do Sistema Respiratório

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 PROBLEMA	17
1.2 OBJETIVO GERAL	19
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
1.4 JUSTIFICATIVA	20
1.5 HIPÓTESES.....	21
1.6 DELIMITAÇÃO DA PESQUISA	21
1.7 DIFICULDADES DO ESTUDO	22
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1 FUNÇÃO FISIOLÓGICA DAS VIAS AÉREAS	23
2.2 VIA AÉREA ARTIFICIAL	25
2.3 VENTILAÇÃO MECÂNICA	26
2.4 MONITORIZAÇÃO DA MECÂNICA PULMONAR DURANTE VENTILAÇÃO MECÂNICA	27
2.5 UMIDIFICAÇÃO E AQUECIMENTO DURANTE A VENTILAÇÃO MECÂNICA	29
2.6 FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE	31
2.7 EFEITOS DOS FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE SOBRE A MECÂNICA PULMONAR	36

3 MÉTODO	40
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	40
3.2 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	40
3.3 CARACTERIZAÇÃO DOS PACIENTES.....	41
3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	41
3.4.1 Critérios de inclusão	41
3.4.2 Critérios de exclusão	42
3.5 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS E TERMOS	42
3.5.1 Complacência pulmonar (Csr)	42
3.5.2 Resistência ao fluxo de ar (Rsr)	42
3.6 INSTRUMENTOS PARA COLETA DE DADOS	43
3.6.1 Filtros HMEs da Marca A	43
3.6.2 Filtros HMEs da Marca B	43
3.6.3 Filtros HMEs da Marca C	44
3.6.4 Analisador de fluxo e pressão	45
3.7. MATERIAIS COMPLEMENTARES	45
3.6.5 Ventilador mecânico	45
3.6.6 Simulador de pulmão	46
3.8 PROCEDIMENTO PARA COLETA DE DADOS	46
3.9 PROCEDIMENTO PARA ANÁLISE DOS DADOS	49
4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	50
4.1 RESULTADO DOS PACIENTES	50
4.2 RESULTADO DAS VARIÁVEIS	52
4.2.1 Resistência ao fluxo de ar	52
4.2.2 Complacência pulmonar	59
5 CONCLUSÕES	66
REFERÊNCIAS	68
APÊNDICES	75
APÊNDICE A – PROTOCOLO DE COLETA DE DADOS	76
APÊNDICE B – FICHA DOS DADOS DOS PACIENTES	78

ANEXOS	79
ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA	80
ANEXO B – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO VT PLUS HF	81
ANEXO C – CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO SIMULADOR DE PULMÃO	84

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

As vias aéreas superiores (VAS) tem por função filtrar, aquecer e umidificar os gases inalados (DAVID, 2001). Desta forma, o intercâmbio de calor e de umidade é função primária do trato respiratório superior, principalmente do nariz. O revestimento mucoso nasal é mantido úmido por secreções oriundas das glândulas mucosas, das células caliciformes e da transudação de líquido através da parede celular. A mucosa nasal também é ricamente vascularizada, fornecendo a base para uma transferência eficaz de calor. Como a mucosa nasal é resfriada durante a inspiração, ela pode recuperar quantidades significativas de calor e de água durante a expiração. A mucosa que reveste os seios, a traquéia e os brônquios também auxilia no aquecimento e umidificação dos gases inspirados (SCALAN, WILKINS e STOLLER, 2000).

Na unidade de terapia intensiva (UTI), pacientes com insuficiência respiratória aguda (IRpA) ou crônica agudizada, de diferentes etiologias, muitas vezes necessitam de suporte ventilatório mecânico.

O suporte ventilatório mecânico tem por finalidade prover, com menor dano e custo possível, a melhor ventilação e oxigenação capazes de suprir a demanda do paciente (II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, 2000).

Durante este processo são necessários a umidificação e o aquecimento do sistema, pois a intubação traqueal e a traqueostomia não permitem adequado

aquecimento e saturação do gás inalado. Esta umidificação inadequada das vias aéreas produz lesão das glândulas mucosas, destruição epitelial com degeneração nuclear e citoplasmática, destruição ciliar, alteração da membrana basal, descamação da mucosa brônquica, reação inflamatória, broncoconstrição e diminuição da atividade do surfactante (LE BOURDELLES et al, 1996).

Para prevenir estes efeitos deletérios da intubação endotraqueal dois tipos de umidificadores são comumente utilizados: 1) os umidificadores aquecidos (UA) e, 2) os trocadores de calor e umidade (HMEs, do inglês heat and moisture exchange) (LE BOURDELLES et al, 1996).

Os umidificadores aquecidos (UA) têm como princípio básico 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 umidade (BONASSA in CARVALHO et al, 1997). As desvantagens são referentes ao relativo alto custo, condensação do vapor d'água no circuito de ventilação (levando a um potencial risco de contaminação bacteriana), necessidade de fornecimento de energia e constante suprimento de água (BRANSON et al, 1993).

Os filtros HME são dispositivos que combinam propriedades de umidificação com propriedades de retenção bacterianas através de membranas que, desta forma, protegem pacientes mecanicamente ventilados (THOMACHOT et al, 1998).

Os HMEs são colocados entre o tubo endotraqueal e a peça Y do ventilador mecânico (LUCATO et al, 2005). São umidificadores de ação passiva, que basicamente retêm a umidade e o calor durante a expiração do paciente e então os liberam para o ar seco inspirado, retornando o aquecimento e a umidade para as vias aéreas do paciente. Eles preservam os níveis de água e aquecimento das vias aéreas do paciente e, globalmente, recuperam cerca de 70% do calor e umidade expirados (LUCATO, 2005).

Os tipos e padrões de desempenho dos trocadores de calor e umidade foram estabelecidos pela International Organization of Standardization ou ISO. Como descrito anteriormente, o trocador de calor e umidade ideal deve operar com uma eficácia de 70% ou mais (fornecendo pelo menos 30 mg/l de vapor de água),

utilizar conexões padrão, possuir uma baixa complacência e adicionar um mínimo peso, de espaço morto e de resistência ao fluxo ao circuito ventilatório (SCALAN, WILKINS e STOLLER, 2000).

O uso de filtros HMEs podem ser eficazes na preservação da temperatura corporal e umidade da via aérea enquanto diminui o acúmulo de líquido no circuito e desta forma reduz a contaminação do sistema respiratório (WHITELOCK e BEER, 2006).

Por outro lado, muitos estudos são controversos, alguns apontam que a utilização destes dispositivos não aumenta o trabalho respiratório devido ao suposto aumento da resistência do circuito (RICARD et al, 2000; LE BOURDELLES et al, 1996; MANTHOUS e SCHMIDT et al, 1994); em contrapartida, outros afirmam que a resistência imposta pelos trocadores de calor e umidade pode não ser tolerada por alguns pacientes, principalmente aqueles com doença pulmonar prévia (LUCATO et al, 2005; LANNOY et al, 2008; TURNBULL et al, 2005).

Diante disto, este trabalho pretende responder a seguinte questão: Quais os efeitos dos filtros trocadores de calor e umidade (HMEs) sobre a mecânica respiratória?

1.2 OBJETIVO GERAL

Analisar, em um modelo experimental, a resistência e a complacência de três diferentes marcas de filtros HME, em diferentes tempos de utilização em pacientes com suporte ventilatório artificial.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar a resistência ao fluxo de ar e a complacência das três diferentes marcas de filtros trocadores de calor e umidade sem terem sido utilizados nos pacientes com suporte ventilatório artificial.
- Avaliar a resistência ao fluxo de ar e a complacência de três diferentes marcas de filtros HME após 24 horas de utilização em pacientes mecanicamente ventilados.
- Avaliar a resistência ao fluxo de ar e a complacência de três diferentes marcas de filtros HME após 48 horas de utilização em pacientes mecanicamente ventilados.

1.4 JUSTIFICATIVA

A utilização dos ventiladores mecânicos na prática clínica iniciou-se há cerca de 60 anos com os ventiladores com pressão negativa (nas epidemias de poliomielite). Posteriormente, as dificuldades de se ventilar pacientes com lesões parenquimatosas graves levaram o desenvolvimento de aparelhos que aplicavam uma pressão positiva diretamente nas vias aéreas através de uma prótese traqueal (BARBAS, AMATO e RODRIGUES in KNOBEL, 1998). Junto a isto, vieram todas as desvantagens da prótese traqueal na depuração normal das vias aéreas superiores.

Assim, a umidificação e o aquecimento do ar em pacientes submetidos a ventilação mecânica são fundamentais, e devem ser controlados rigorosamente pelo fisioterapeuta respiratório visto que estes mecanismos naturais inexistem quando se instala uma via aérea artificial (KANEKO, MURAKAMI e SILVA in KNOBEL, 1998).

A utilização de filtros trocadores de calor e umidade (HMEs) com capacidade de filtração microbiana pode ser uma solução simples para os problemas de condicionamento dos gases inspirados e eventualmente reduzir a

contaminação dos circuitos ventilatórios e subseqüentemente pneumonia bacteriana (THOMACHOT et al, 1998).

Os princípios básicos dos HMEs foram descritos no final da década de 50 e início da de 60, mas tem apresentado considerável desenvolvimento desde o final da década de 70. Seu uso era inicialmente limitado a sala de cirurgia, e em meados dos anos 80 estendeu-se para as unidades de cuidados intensivos (RICARD et al, 2002).

Por esta razão, conhecer a resistência imposta por estes dispositivos ao paciente criticamente doente recebendo suporte ventilatório em unidades de terapia intensiva é de fundamental importância, pois o aumento na resistência ao fluxo de ar, aumenta o trabalho respiratório podendo causar fadiga da musculatura respiratória e possivelmente interferir no processo de desmame da prótese ventilatória (PELOSI et al, 1996).

Além disto, saber com que freqüência deve se trocar os filtros visando menor custo possível sem acarretar prejuízo ao doente, se faz necessária para a rotina da unidade de terapia intensiva dando maior segurança aos profissionais e a certeza que o melhor ao paciente está sendo realizado.

Desta forma, a eficiência dos filtros HME em preservar a umidificação e o aquecimento da via aérea por 48 ou mais horas, além de prevenir pneumonia nosocomial e contaminação cruzada já estão descritos na literatura (RICARD et al, 1999; BRANSON et al, 1993; HURNI et al, 1997; BOOTS et al, 1997; KIRTON et al, 1997 e THOMACHOT et al, 1998) e tem sido convergentes, porém a existência de resultados controversos a respeito da influência dos trocadores de calor e umidade na mecânica respiratória de pacientes em ventilação mecânica justifica a realização deste trabalho.

1.5 HIPÓTESES

H0 – A utilização dos filtros HMEs não interferem na complacência e na resistência ao fluxo de ar de pacientes mecanicamente ventilados.

H1 – A utilização dos filtros HMEs interferem na complacência e na resistência ao fluxo de ar de pacientes mecanicamente ventilados.

1.6 DELIMITAÇÃO DA PESQUISA

A amostra estudada foi composta de três diferentes marcas de filtros HMEs que foram utilizados ao longo de 48 horas por pacientes internados na Unidade de Terapia Intensiva - UTI do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina HU/UFSC. Estes pacientes foram randomizados com o objetivo apenas de umidificarem estes dispositivos para posterior análise dos dados. As variáveis estudadas consistiram na complacência e na resistência ao fluxo de ar e estas foram analisadas nos momentos 0, 24 e 48 horas de utilização nos pacientes descritos acima.

Esta pesquisa teve início em janeiro de 2008 e seu término em junho do mesmo ano e utilizou-se do analisador de fluxo e pressão cedido pelo Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina IEB-UFSC para realização da coleta de dados.

1.7 DIFICULDADES DO ESTUDO

A dificuldade principal deste estudo concentrou-se na coleta de dados, pois como para a leitura dos filtros necessitava de um equipamento apenas manipulado por um engenheiro cedido pela IEB-UFSC, muitas vezes este possuía falta de disponibilidades de horários em função de suas atividades profissionais.

Percebeu-se também a dificuldade de encontrar artigos recentes nas revistas nacionais e internacionais sobre o tema estudado.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 FUNÇÃO FISIOLÓGICA DAS VIAS AÉREAS

À medida que o ar passa pelo nariz, as cavidades nasais desempenham três funções respiratórias normais distintas: 1) O ar é aquecido pelas extensas superfícies das conchas e do septo, com área total de cerca de 160 centímetros quadrados. 2) O ar é quase totalmente umidificado, mesmo antes de deixar o nariz. 3) O ar é parcialmente filtrado. Essas funções são denominadas em conjunto, função de condicionamento de ar das vias aéreas superiores (GUYTON e HALL, 2002).

Durante a inspiração, o ar nas condições ambientais apresenta temperatura em torno de 22°C e umidade relativa de 50%, que corresponde a uma umidade absoluta de 9,7 mgH₂O/L. Quanto atinge a mucosa da nasofaringe é aquecido e umidificado atingindo 33°C e umidade relativa de 100% no nível traqueal (BONASSA in CARVALHO et al, 1997). Normalmente, a temperatura do ar inspirado eleva-se 0,6°C em relação à temperatura corporal e em 2 a 3% da saturação total com vapor d' água antes de chegar na traquéia (GUYTON e HALL, 2002). Desta forma, 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 (LUCATO in SARMENTO et al, 2006). Por fim, ao atingir os alvéolos, o ar inspirado encontra-se aquecido com 37°C de temperatura e saturado a 100% de vapor d' água (LUCATO in SARMENTO et al, 2006).

Este aquecimento e umidificação são explicados pelo fato das vias aéreas superiores serem extremamente irrigadas. No nariz, o ar inspirado sofre um processo de turbilhonamento através das superfícies irregulares que permitem que a maior parte do ar entre em contato com sua mucosa, altamente irrigada, otimizando estas funções (LUCATO in SARMENTO et al, 2006).

As vias aéreas superiores, a partir da traquéia, possuem um sistema de irrigação extremamente peculiar, com duas redes de capilares interligadas pelos vasos perfurantes, o que permite uma regulação na quantidade de fluxo sanguíneo destinado à mucosa das vias aéreas superiores (AULER e AMARAL, 1998).

A filtração pelo nariz ocorre através dos pêlos localizados na entrada das narinas e são importantes para filtrar as grandes partículas. Muito mais importante, entretanto, é a remoção das partículas por precipitação turbulenta. Isto é, o ar que passa pelas vias nasais choca-se com diversos obstáculos: as conchas (também denominados “turbinados”, pelo fato de produzirem turbulência de ar), o septo nasal e a parede da faringe. Toda vez que se choca com um destes obstáculos, o ar deve mudar de direção, desta forma, as partículas suspensas no ar, que tem muito mais massa e impulso do que o ar, não mudam a direção do seu percurso tão rapidamente quanto o ar e seguem em frente, colidindo com a superfície dos obstáculos, assim são aprisionadas na camada de muco e transportadas pelos cílios em direção a faringe para serem deglutidas (GUYTON e HALL, 2002).

O mecanismo de turbulência no nariz para a remoção de partículas existentes no ar é tão eficaz que quase nenhuma partícula com diâmetro superior a 6 micrômetros chega aos pulmões através do nariz (GUYTON e HALL, 2002).

Das partículas remanescentes, muitas das que apresentam diâmetro entre 1 e 5 micrômetros depositam-se nos bronquíolos menores, em consequência de sua precipitação gravitacional. Algumas partículas ainda menores (com diâmetro inferior a 1 micrômetro) difundem-se contra as paredes dos alvéolos e aderem ao líquido alveolar. Entretanto muitas partículas com diâmetro inferior a 0,5 micrômetro permanecem em suspensão no ar alveolar, sendo posteriormente expelidas com a expiração (GUYTON e HALL, 2002).

Por fim, muitas das partículas que ficam retidas nos alvéolos são removidas pelos macrófagos alveolares, enquanto outras são levadas pelos linfáticos pulmonares (GUYTON e HALL, 2002).

2.2 VIA AÉREA ARTIFICIAL

Consiste na introdução de um tubo na via aérea até a traquéia com o objetivo de administrar a pressão positiva durante a ventilação mecânica (COSTA, 2004).

O acesso à via aérea inferior geralmente é realizado através da intubação orotraqueal, nasotraqueal ou traqueostomia (DAVID, 2001 e COSTA, 2004). Com a presença da prótese traqueal ocorre a perda das funções fisiológicas das vias aéreas, como filtração, aquecimento e umidificação dos gases inalados (CAMPOS e NASRALA in SARMENTO; VEGA e LOPES, 2006).

Diante disto, estas vias aéreas artificiais podem gerar complicações, sendo as principais: traumas nas vias aéreas superiores, aspiração do conteúdo gástrico, infecções (SCANLAN; WILKINS e STOLLER, 2002). Além de edema de glote, estenose da traquéia, traqueomalácia, paralisia das cordas vocais, hemorragia e pneumotórax (CINTRA; NISHIDE; NUNES, 2003).

O tubo endotraqueal reduz a capacidade de defesa fisiológica realizada pelas narinas e pulmões, e conseqüentemente os pacientes intubados estão propensos a desenvolverem pneumonia nosocomial (ZEITOUN et al, 2001). Esse tipo de paciente possui elevado risco de desenvolver infecção respiratória. A colonização bacteriana da orofaringe e do sistema gástrico associada ao refluxo gástrico e a aspiração predispõem o paciente a infecções, principalmente pneumonia (CINTRA; NISHIDE; NUNES, 2003). Vicent; Bihari; Suter (1995) *apud* Costa; Rieder; Vieira (2005), descrevem que a pneumonia e as lesões pulmonares associadas à VM elevam consideravelmente a taxa de morbidade e mortalidade dessa técnica.

Somado a isto, pode causar a sinusite paranasal que geralmente não é diagnosticada (II CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2000 e DAVID, 2001); sua fisiopatologia está relacionada ao decúbito dorsal, aumento da pressão venosa e ao tempo de intubação nasotraqueal (DAVID, 2001). Na traqueobronquite a causa está associada à umidificação inadequada dos gases inspirados e a presença do tubo traqueal (II CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2000).

2.3 VENTILAÇÃO MECÂNICA

A ventilação mecânica (VM), ou seja, o suporte ventilatório consiste em um método de suporte para o tratamento de pacientes com insuficiência respiratória aguda ou crônica agudizada (III CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2006).

O modo invasivo de ventilação caracteriza-se pela oferta de pressão positiva a via aérea do paciente, sendo realizada através de uma prótese traqueal (tubo orotraqueal, nasotraqueal ou traqueostomia) (BARBAS, AMATO e RODRIGUES in KNOBEL, 2006).

A VM se faz através da utilização de aparelhos que insuflam as vias respiratórias com volumes de ar. O gás movimenta-se para dentro dos pulmões devido à geração de um gradiente de pressão entre as vias aéreas superiores e os alvéolos, de forma cíclica, permitindo intervalos para que o volume inspirado seja exalado passivamente (BONASSA in CARVALHO, 2000; III CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2006).

No ar inspirado (volume corrente), fornece-se a concentração de oxigênio, controla-se a velocidade com que o ar será administrado (fluxo inspiratório e ondas de fluxo), além do número de ciclos respiratórios realizados em um minuto (frequência respiratória) que será consequência do tempo inspiratório e expiratório (III CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2006). Este volume corrente gera pressão positiva, que podem ser obtidas ao final da inspiração

(pressão de pico), ao final do período de pausa inspiratória (pressão de platô) e ao final da expiração (pressão positiva expiratória final - PEEP) (POMPÍLIO e CARVALHO in CARVALHO, 2000).

A VM apresenta os seguintes objetivos: manutenção das trocas gasosas, ou seja, correção da hipoxemia e da acidose respiratória associada à hipercapnia; diminuir o trabalho respiratório em situações aguda de alta demanda metabólica; evitar e reverter fadiga muscular respiratória; diminuir o consumo de oxigênio; além de manter a adequada ventilação alveolar (III CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2006; DAVID, 2001 e GAMBAROTO, 2006).

É indicada nos casos de insuficiência respiratória, podendo ser causada por vários distúrbios, entre eles: síndrome do desconforto respiratório no adulto, pneumonia, doença pulmonar obstrutiva crônica, trauma torácico, edema pulmonar e fraqueza muscular respiratória (PRYOR e WEBBER, 2002). Segundo Machado (2008), está indicada nos casos de apnéia, para prevenir e tratar atelectasias e supressão respiratória intencional nos casos de cirurgia e paralisação dos músculos respiratórios.

Além das complicações relacionadas com a intubação; existem as complicações ligadas à VM sendo as mais comuns as infecções nosocomiais, o barotrauma, os distúrbios hemodinâmicos e as alterações na motilidade gastrointestinal (PRYOR e WEBBER, 2002). Outras complicações comuns são: edema pulmonar, atelectasias, fístula broncopleural, lesão por toxicidade de oxigênio, elevação da pressão intracraniana, alterações da função renal, alterações da função hepática, dependência do ventilador (CINTRA; NISHIDE; NUNES, 2003), pneumonia associada à ventilação, maior tempo de hospitalização, necessidade de sedação e atrofia muscular por desuso (GAMBAROTO, 2006). Scanlan; Wilkins e Stoller (2000); descrevem hipoventilação, alcalose respiratória, lesão ao parênquima pulmonar e complicações nas vias aéreas como efeitos adversos da VM.

Segundo Auler e Amaral (1995), as principais complicações da VM estão relacionadas às vias aéreas e não ao tecido pulmonar. De acordo com o II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica (2000) e David (2001), as

complicações advindas da VM são divididas em complicações não infecciosas e infecciosas. As não infecciosas englobam polineuromiopia, volutrauma, barotrauma e toxicidade pelo oxigênio. Já as complicações infecciosas são constituídas por sinusite paranasal, traqueobronquite e pneumonia.

2.4 MONITORIZAÇÃO DA MECÂNICA PULMONAR DURANTE A VENTILAÇÃO MECÂNICA

Todo paciente com insuficiência respiratória aguda (IRpA) em ventilação mecânica deve ter sua mecânica respiratória adequadamente monitorizada com o objetivo de otimizar seu entendimento e seu manejo, além de auxiliar no planejamento da retirada da ventilação mecânica (VIEIRA, PLOTNIK e FÍALKOW in CARVALHO, 2000; AULER e AMARAL, 1995).

Medidas acuradas de pressões, volumes e fluxos, bem como o cálculo das propriedades fisiológicas, como complacência, resistência e trabalho respiratório permitem compreender as condições do paciente e um manejo ventilatório adequado (LOPES et al in SARMENTO, VEGA e LOPES, 2006).

De acordo com Vieira, Plotnik e Fíalkow in Carvalho (2000), os parâmetros mensurados rotineiramente na UTI, estão descritos abaixo:

- a) Pressão das Vias Aéreas (Pva): proporciona informações da mecânica e do trabalho respiratório do paciente em ventilação mecânica;
- b) Pressão de Pico (Ppi): representa a pressão total e máxima resultante de todas as forças envolvidas na movimentação do sistema respiratório;
- c) Pressão de Platô (Ppl): corresponde à pressão obtida após o equilíbrio do sistema respiratório, que ocorre após a interrupção do fluxo, representa as pressões elásticas;
- d) Pressão Média das Vias Aéreas (Pmva): é a pressão média de abertura das vias aéreas em todo o ciclo respiratório, ou seja, é a pressão que distende os alvéolos e a parede torácica passivamente, correlaciona-se com o tamanho e

recrutamento dos alvéolos. A P_{mva} é uma variável importante na determinação das trocas gasosas, assim como nos efeitos cardiovasculares associados à VM;

e) Complacência: refere-se ao grau de expansão dos pulmões que ocorre para cada unidade de aumento da pressão transpulmonar. A complacência do sistema respiratório representa a soma do sistema pulmonar (CL) e da parede torácica (C_{cw});

f) Complacência Total (CTOT): compreende a soma da complacência do sistema respiratório (C_{sr}) com a do circuito do ventilador (C_{eq}). $CTOT = C_{sr} + C_{eq}$;

g) Complacência Estática do Sistema Respiratório: inclui a participação de um componente pulmonar e um componente da parede torácica. É definida como as variações de volume pulmonar por mudanças na pressão estática aplicada. $C_{st, sr} = V_t / P_{pi} - PEEP_{tot}$. Os valores normais em um adulto em posição supina situa-se ao redor de 75 mL/cmH₂O;

h) Complacência Dinâmica do Sistema Respiratório (C_{dyn}): é um índice dinâmico de relação pressão-volume (P-V), obtido dividindo-se o volume fornecido pelo ventilador (V_t) pelo P_{pi} menos o PEEP. Não é uma medida real da complacência do sistema respiratório, pois engloba a pressão resistiva aplicada e pode variar com variações do fluxo inspiratório. $C_{dyn} = V_t / P_{pi} - PEEP$;

i) Resistência (R_{sr}): é a oposição ao fluxo de gases devido a forças de fricção na parte interna do sistema respiratório. A resistência consiste na soma de três componentes: a resistência da passagem de ar pelas vias aéreas, a resistência gerada pelos componentes viscoelásticos do parênquima pulmonar e a resistência gerada pelas forças de recolhimento elástico da caixa torácica. $R = \Delta P / \text{fluxo}$. Os valores normais em adultos jovens se situa abaixo de 4 cmH₂O/L/s;

j) Trabalho Respiratório (W_{sr}): um trabalho ocorre quando ao se aplicar uma pressão sobre o sistema respiratório ocorre variação de seu volume. O trabalho durante a ventilação mecânica é realizado para sobrepujar a resistência ao fluxo inspiratório, bem como para expandir os pulmões e a caixa torácica. $W_{sr} = (P_{va} - P_{atm} \text{ (pressão atmosférica)}) \times \text{volume insuflado}$. Os valores normais são 0,47 j/L e/ou 3,9 j/min;

l) Trabalho Inspiratório Imposto: é definido como o trabalho realizado pelo paciente ao respirar através do tubo endotraqueal e do circuito do ventilador.

2.5 UMIDIFICAÇÃO E AQUECIMENTO DURANTE A VENTILAÇÃO MECÂNICA

O desenvolvimento da ventilação mecânica nos últimos 30 anos como forma de suporte no tratamento de insuficiência respiratória de varias etiologias criou situações que leva à necessidade de modificação dos mecanismos fisiológicos de manutenção de calor e umidade do ar inspirado (LUCATO in SARMENTO et al, 2006).

O sistema de umidificação dos respiradores mecânicos tem sido constantemente apontado como uma importante fonte de bactérias, principalmente a água que permanece condensada dentro dos circuitos. A colonização da água pode provir do paciente ou de outras fontes, pois nem sempre os germes são coincidentes (DIAS, PELLACINE e ZECHINELI, 1997).

Além disto, a respiração prolongada de gases inadequadamente condicionados através do tubo endotraqueal pode acarretar em espessamento das secreções podendo levar à obstrução da via aérea e infecções (BONASSA in CARVALHO, 1997), destruição do epitélio das vias aéreas, atelectasia e hipotermia (GALVÃO et al, 2006; THOMACHOT et al, 1998). Somado a isso, os gases secos e frios na via aérea são potentes broncoconstritores em pessoas suscetíveis (MACINTYRE et al, 1983).

De acordo com Lucato (2005), estes distúrbios estruturais e funcionais podem ocorrer com apenas 10 minutos de ventilação mecânica sem sistema de umidificação e aquecimento.

Por outro lado, podem ocorrer lesões por excesso de umidificação como mudanças na tensão superficial e no gradiente de oxigenação alvéolo-arterial indicando inundação dos alvéolos (WILLIAMS, 1998).

De acordo com Poolacherla e Nickells (2006), as principais características de um umidificador ideal incluem: capacidade de promover adequados níveis de

umidificação; baixa resistência ao fluxo de ar; pequeno espaço morto; promover proteção microbial ao paciente, aos equipamentos de anestesia ou ventilador mecânico; manter temperatura corporal; segurança e facilidade de uso; ser econômico.

A umidificação dos gases inspirados durante a ventilação mecânica pode ocorrer basicamente de duas formas: através dos umidificadores aquecidos (UAs) e através dos filtros trocadores de calor e umidade (HMEs- do inglês, heat and moisture exchanges).

O princípio básico de funcionamento dos UAs consiste na passagem do ar seco e frio vindo do ventilador mecânico através de um reservatório preenchido parcialmente por água aquecida sendo que, através de evaporação, o vapor d' água é misturado ao gás, elevando sua temperatura e umidade (Figura 1) (BONASSA in CARVALHO, 1997).

As desvantagens dos UAs consistem no alto custo, condensação do vapor d' água no circuito do ventilador mecânico (propiciando a contaminação bacteriana), necessidade de energia elétrica e constante reabastecimento de água (BRANSON et al, 1993).



Figura 1 – Ventilador mecânico e umidificador aquecido (UA).

Outro sistema de umidificação e aquecimento consiste em um condensador higroscópico ou trocador de calor e umidade (HME) colocado próximo à cânula de

intubação ou de traqueostomia que tem a propriedade de conservar calor e umidade das vias aéreas. Este dispositivo é conhecido como “nariz artificial” e com seu uso dispensa-se o nebulizador, que é retirado do circuito (Figura 2) (DIAS, PELLACINE e ZECHINELI, 1997).



Figura 2 – Filtro trocador de calor e umidade (HME).

2.6 FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE

Os filtros HMEs são dispositivos colocados entre o tubo endotraqueal ou traqueostomia e a peça “Y” do circuito do ventilador mecânico de pacientes mecanicamente ventilados (BONASSA in CARVALHO, 1997) com o objetivo de promover aquecimento e umidificação dos gases inspirados (MARTIN et al, 1993).

O uso de HME começou a ser difundido nas UTIs em anos recentes, devido sua simplicidade de uso e suas vantagens econômicas. A estrutura da nova geração de filtros HMEs consistem em multicamadas de membranas água-repelente com potente capacidade de filtração eletrostática e mecânica, e uma membrana higroscópica que provê a função de trocador de calor e umidade. Estas membranas são colocadas em um molde plástico (LE BOURDELLES et al, 1996).

Uma importante vantagem na estrutura dos filtros HMEs foi a introdução de espumas, plásticos ou papel da superfície condensada impregnada com

substâncias higroscópicas como elemento ativo. Diferentes elementos higroscópicos são usados para promover a capacidade de retenção de água: cloreto de cálcio (CaCl_2), cloreto de alumínio (AlCl_3), cloreto de magnésio (MgCl_2) e cloreto de lítio (LiCl) (THOMACHOT et al, 1998).

Alguns filtros HMEs combinam propriedades de umidificação com propriedades de retenção bacteriana na membrana do filtro. Eficiência na filtração bacteriana pode ser especialmente importante em pacientes imunocomprometidos em UTI e podem ajudar a proteger o paciente e o ventilador da contaminação bacteriana cruzada (THOMACHOT et al, 1998). Estes HMEs possuem poros menores que 0,6 micrômetros, sendo chamados de filtros bacterianos e virais ou filtros biológicos, pois alguns patógenos possuem dimensões maiores ficando retidos na membrana do dispositivo (GALVÃO et al, 2006).

Um HME ideal deve operar com eficácia de 70% ou mais, utilizar conexões padrão, possuir baixa complacência e adicionar um mínimo de peso, espaço morto e de resistência ao fluxo de um circuito ventilatório (GALVÃO et al, 2006).

Encontra-se basicamente quatro tipos de filtros HMEs descritos na literatura, dentre eles:

a) Os umidificadores com condensadores simples com condutividade térmica elevada, são compostos por uma malha metálica, metal dobrado ou tubos metálicos paralelos e recapturam cerca de 50% da umidade expirada pelo paciente, com eficácia em torno de 50% (GALVÃO et al, 2006);

b) Os umidificadores com condensadores higroscópicos possuem uma maior eficácia por utilizar um condensador de baixa condutividade térmica (como papel, algodão ou espuma) e estão impregnados por um sal higroscópico (cloreto de cálcio ou cloreto de lítio). A baixa condutividade ajuda a reter mais calor e o sal ajuda a reter mais umidade (GALVÃO et al, 2006; POOLACHERLA e NICKELLS, 2006). Esses HMEs tem melhor qualidade de umidificação, menor volume interno e menor resistência (LUCATO, 2005). Estes dispositivos atingem uma eficácia de aproximadamente 70% (40 mg/L expirado; 27 mg/L recuperado) (GALVÃO et al, 2006). Eles não apresentam propriedades de filtração antimicrobial (RICARD et al, 2000).

c) Os umidificadores hidrofóbicos possuem pregas de um elemento de fibra cerâmica (POOLACHERLA e NICKELLS, 2006). Este elemento repele a água com uma grande área de superfície e baixa condutividade (GALVÃO et al, 2006), ou seja, eles apresentam uma superfície recoberta por um material que, ao invés de absorver a água, impede sua passagem para o meio externo, o gás inspirado é umidificado e aquecido com a água retida durante a expiração na superfície interna do HME (LUCATO, 2005). Sua área de superfície é aumentada por várias pregas (dobraduras) (LUCATO, 2005) e apresentam maior volume interno e maior resistência (IOTTI, OLIVEI e BRASCHI, 1999). A eficácia desses dispositivos é de 70% (GALVÃO et al, 2006). Segundo Ricard et al (2000), estes dispositivos apresentam altas propriedades antimicrobial, mas pobre performance em termos de produção de umidificação;

d) Os umidificadores mistos, ou seja, higroscópico e hidrofóbico possuem satisfatoriamente propriedades de produção de umidade e antimicrobial (RICARD *et al*, 2000). De acordo com Lucato (2005), o material higroscópico fica entre os gases expirados pelos pacientes 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 adequadamente como trocador de calor e umidade, mas quando combinado com um elemento higroscópico, aumenta a capacidade de umidificação. Estes apresentam maior volume interno e maior resistência (IOTTI, OLIVEI e BRASCHI, 1999).

A eficiência da umidificação dos HMEs hidrofóbicos é um assunto controverso, sua performance é notavelmente dependente do volume corrente ofertado ao paciente, além de estudos relatarem a oclusão do tubo endotraqueal devido a inadequada umidificação da via aérea com o uso de HMEs em pacientes na UTI (THOMACHOT et al, 1998).

Os HMEs higroscópicos tem um elemento composto por papel, espuma ou outra substância com baixa condutividade térmica impregnada com a química higroscópica, sua eficácia é supostamente maior desde que o material

higroscópico absorva a água adicional da expiração e esta esteja disponível aos gases inspirados (THOMACHOT et al, 1998).

Em geral, a performance dos HMEs depende de alguns fatores tais como; tipo de artefato, temperatura do paciente e do ambiente, volume corrente ofertado ao paciente e possíveis vazamentos ao redor do balonete do tubo endotraqueal (MARTIN et al, 1993).

Segundo Lucato (2005), alguns cuidados devem ser tomados com os HMEs e apresentam contra-indicação relativa para pacientes em situações especiais, tais como:

a) Presença de secreção espessa, abundante e sanguinolenta, pois pode levar a oclusão do filtro levando ao aumento da resistência e hiperinsuflação pulmonar;

b) Pacientes que apresentam fístula broncopleural volumosa ou pacientes com ausência ou problemas de vazamento ao redor do balonete do tubo endotraqueal, pois o HME se usa da calor e umidade expirado, assim qualquer alteração que permita um escape do gás expirado sem passar pelo filtro reduzirá sua eficácia;

c) Pacientes hipotérmicos, temperatura abaixo de 32°C, pois o HME funciona passivamente retornando somente o calor e umidade exalados. Desta forma, não proverá aquecimento adequado;

d) Pacientes com grandes volumes correntes ou volume minuto pois diminuem a eficácia de umidificação dos HMEs;

e) Pacientes em tratamento com aerossóis, quando o nebulizador é colocado no circuito do ventilador, pois o vapor d'água e as drogas ficam retidas no filtro HME aumentando a resistência;

f) Pacientes debilitados e doentes críticos podem apresentar fadiga muscular respiratória ou interferir no desmame do ventilador mecânico com a introdução de um HME por adicionar excessiva carga resistiva, especialmente se um alto fluxo é associado com uso prolongado;

g) Pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) necessitam de uma maior atenção, pois a alta resistência das vias aéreas somada à

resistência ao fluxo de ar imposta pelo HME podem contribuir para a hiperinsuflação dinâmica;

h) Pacientes com síndrome da angústia respiratória aguda (SARA) que necessitam ser ventilados com volumes correntes baixos podem com a presença do HME, devido ao aumento do espaço morto, agravar a hipercapnia.

O quadro abaixo demonstra as principais vantagens e desvantagens dos filtros HMEs:

Vantagens	Desvantagens
<ul style="list-style-type: none">- Baixo custo.- Facilidade de uso.- Pequeno e baixo peso.- Confiável.- Formato simples.- Silencioso durante o uso.- Baixa complacência e resistência quando seco.- Não necessitar de energia externa, monitor de temperatura e alarmes.- Não possuir perigo como excesso de hidratação, hipertermia, queimadura ou choque elétrico.- Não apresentar condensação de água.- Ação de filtração bacterial e viral, reduzindo a incidência de pneumonia nosocomial e contaminação dos sistemas respiratórios.	<ul style="list-style-type: none">- Possuem umidificação limitada, produzindo o máximo de umidade relativa de 70%.- Temperatura conservada não é significativa.- Podem aumentar o espaço morto, especialmente danoso em pacientes pediátricos.- Pode ser obstruído com secreções, sangue, fluidos e drogas nebulizadas.- Quando pesados podem deslocar o tubo orotraqueal.- Líquidos podem atravessar o filtro HME e contaminar o circuito do ventilador.- Alguns HME possuem partículas que podem ser inaladas pelos pacientes.- Podem ser facilmente desconectados por acidente.

Quadro 1 – Vantagens e desvantagens dos filtros HMEs.

Fonte: Anaesthesia and Intensive Care Medicine, 2006.

2.7 EFEITOS DOS FILTROS TROCADORES DE CALOR E UMIDADE SOBRE A MECÂNICA PULMONAR

Alguns fatores podem ser apontados como responsáveis pelo aumento da resistência das vias aéreas de pacientes ventilados mecanicamente, tais como a resistência dos circuitos do ventilador mecânico e a resistência do tubo endotraqueal. Outra contribuição é a adição de um umidificador ao circuito, como um filtro HME (MANTHOUS e SCHMIDT, 1994).

A utilização dos filtros HMEs durante o suporte ventilatório pode trazer algumas alterações na mecânica respiratória que incluem tanto o aumento da resistência ao fluxo de ar quanto o aumento do trabalho respiratório e hipercapnia devido ao aumento do espaço morto (LUCATO in SARMENTO, VEJA e LOPES, 2006; LAWES, 2003).

Muitos estudos tem focado um aumento na resistência com a utilização dos filtros HMEs. Em vitro, a resistência de um HME varia com a taxa de fluxo, a maioria da nova geração de filtros HME tiveram um aumento na resistência de 1,5 a 3,0 cmH₂O com um fluxo de 60 L/min. Porém, esta pequena adição na resistência provavelmente tem um efeito irrisório sob o trabalho respiratório associado com a ventilação espontânea durante o teste de desmame (LE BOURDELLES et al 1996).

Em nenhum estudo encontrado na literatura, os valores da resistência obtidos com os HMEs secos e após umidificação excedeu o valor estipulado pelos padrões do *International Standard* para os HMEs – ISO/DIS 9360-2, que

recomendam que o aumento máximo de pressão resistiva não exceda 5 cmH₂O com um fluxo de 1,0 L/s, mesmo após usados (LUCATO in SARMENTO, VEJA e LOPES, 2006).

Por outro lado, a adição no espaço morto não pode ser negligenciada, pois um filtro HME com cerca de 75 mL de volume, pode prejudicar a ventilação alveolar requerendo um aumento no volume minuto para manter uma PaCO₂ constante (LE BOURDELLES et al 1996).

Um estudo realizado por Manthous e Schmidt (1994), analisou o pico de pressão de 33 pacientes criticamente doentes internados em uma UTI. Nos pacientes que utilizavam filtros HME houve um aumento significativo na resistência do circuito do ventilador o que pode contribuir para uma terapêutica inadequada (utilização de broncodilatadores) ou uma dificuldade no processo de desmame do ventilador mecânico.

Em contraste, Chiaranda et al (1993), estudou 96 pacientes internados em uma UTI, com suporte ventilatório mecânico por insuficiência respiratória de várias etiologias e gravidade, concluíram que a introdução de um filtro HME ao circuito e após 24 horas de uso, não aumentou significativamente a resistência ao fluxo de ar, porém ressaltou que esta modesta alteração pode juntamente com o aumento do espaço morto, interferir na mecânica respiratória e na ventilação alveolar de pacientes em respiração espontânea ou recebendo suporte ventilatório parcial.

Algumas características dos filtros HMEs devem ser apontadas como responsáveis ou não pelo aumento da resistência ao circuito, como o seu estado (seco ou molhados), a frequência de troca e o tamanho destes dispositivos.

A eficácia do trocador pode diminuir com o aumento do fluxo, da frequência e dos volumes respiratórios elevados, assim como níveis elevados de fração inspirada de O₂. Além disso, a resistência ao fluxo através do trocador também é importante. Quando ele é seco, a resistência através da maioria dos dispositivos é mínima. No entanto, em virtude da absorção da água, a resistência ao fluxo do trocador aumenta após algumas horas de uso (GALVÃO et al, 2006).

Sendo assim, a resistência ao fluxo de gás ao longo de um HME aumenta com o aumento da densidade do material, com o aumento do fluxo e com o tempo de uso. Enquanto está sendo utilizado, a água absorvida pelo filtro HME irá aumentar levemente a resistência, porém um tempo prolongado de uso este aumento na resistência poderá causar aprisionamento de ar e auto-PEEP (BRANSON, HESS e CHATBUM in LUCATO, 2005).

Desta forma, deve haver cuidado em relação à frequência de troca do filtro HME, os fabricantes recomendam a troca a cada 24 horas, porém muitos estudos demonstraram que estes dispositivos podem ser trocados após 48 horas (THOMACHOT et al, 1998) e até 7 dias (RICARD et al, 2000) sem prejuízo a umidificação dos gases inspirados, sem ocorrência de oclusão do tubo endotraqueal por rolhas de secreção ou aumento na taxa de pneumonia nosocomial (LUCATO, 2006 in SARMENTO, VEJA e LOPES, 2006).

Outro fato consiste que o tamanho, ou seja, volume interno dos HMEs podem aumentar o espaço morto do circuito. LUCATO et al (2005), comparou dois HMEs com configuração e composição química idênticas, porém com tamanhos diferentes, concluiu que para pacientes respirando espontaneamente o menor era preferível pelo menor volume interno. O filtro HME maior aumentou o esforço do

paciente, embora sem nenhum sinal de desconforto respiratório, enquanto o filtro HME menor não adicionou carga detectável.

Em relação à utilização dos filtros HMEs durante a ventilação mecânica não-invasiva, Lellouche et al (2002), estudou 9 pacientes recebendo ventilação mecânica não-invasiva (VNI) por moderada a grave insuficiência respiratória hipercapnica e observou um aumento significativo no volume minuto e no trabalho respiratório destes com o uso do filtro HME, o que diminuiu a eficácia da ventilação não invasiva. Resultados similares foram descritos por Jaber et al (2002), onde o uso de filtros HME em pacientes com IRpA recebendo VNI aumentou o espaço morto e afetou negativamente a função ventilatória e as trocas gasosas diminuindo, desta forma, os benefícios da VNI.

Por fim, como citado, muitos são os fatores que contribuem para o aumento da resistência com a colocação de um filtro HME ao circuito do ventilador mecânico.

Deve-se lembrar que para manter a ventilação normal, na presença de aumento do espaço morto relacionado ao uso do filtro HME, o paciente deve aumentar a frequência respiratória e/ou o volume corrente. Quando os pacientes são capazes disto, a PaCO_2 permanece normal, sem aumento do trabalho respiratório. Por outro lado, quando os pacientes são incapazes (como no caso de pacientes DPOCs) de aumentar o volume minuto, ocorre a retenção CO_2 sinalizando a fadiga muscular respiratória.

Desta forma, um HME com grande espaço morto, seja pelo seu volume interno ou pelo excesso de uso, pode causar um impacto negativo na função respiratória de pacientes ventilando espontaneamente pelo aumento do trabalho

respiratório e o impacto clínico disto poderá ser observado no prejuízo processo de desmame.

3 MÉTODO

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Esta pesquisa caracteriza-se como sendo de natureza experimental. A pesquisa experimental manipula diretamente as variáveis relacionadas com o objeto de estudo. Neste tipo de pesquisa, a manipulação das variáveis proporciona o estudo da relação entre causas e efeitos de um determinado fenômeno. Através da criação de situações de controle, procura-se evitar a interferência de variáveis intervenientes (CERVO e BERVIAN, 2002). Desta forma, este estudo é experimental pois analisou a complacência e a resistência ao fluxo de ar de filtros HME após serem utilizados em pacientes mecanicamente ventilados.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra constou de 03 diferentes marcas de filtros HME, de fabricantes diferentes e, em 03 diferentes tempos de utilização (0 hora, 24 horas e 48 horas). Sendo que a hora 0 caracterizou o pré-uso; com 24 horas e com 48 horas de utilização em pacientes sob ventilação mecânica internados na UTI (unidade de terapia intensiva) do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina (HU-UFSC). Sendo assim, a amostra totalizou 30 filtros HMEs.

Desta forma a amostra foi distribuída da seguinte maneira:

Grupo da Marca A (Marca: Hygrobac S DAR) que foi analisada com 0 (pré-uso), 24 e 48 horas de utilização, composto por 10 filtros, .

Grupo da Marca B (Marca: BB100MFS da Pall) que foi analisada com 0 (pré-uso), 24 e 48 horas de utilização, composto por 10 filtros.

Grupo da Marca C (Marca: Humid Vent Compact S) que foi analisada com 0 (pré-uso), 24 e 48 horas de utilização, composto por 10 filtros.

Os filtros foram obtidos através de um levantamento nas UTIs da grande Florianópolis. Assim os filtros da marca A foram usados pelo Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago, Hospital de Caridade Senhor Jesus dos Passos, SOS Cardio. Os filtros da marca B são usados por todos os hospitais do Estado de Santa Catarina, dentre eles; Hospital Regional de São José Homero de Miranda Gomes, Instituto de Cardiologia do Estado de Santa Catarina, Hospital Governador Celso Ramos e Hospital Nereu Ramos. Por fim, a marca C é utilizada atualmente pelo Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago.

3.3 CARACTERIZAÇÃO DOS PACIENTES

A amostra desta pesquisa foi composta por filtros HMEs porém estes filtros foram utilizados em pacientes (sujeitos do estudo) internados na UTI do HU/HFSC que preencherem os critérios de inclusão para participarem do estudo. Os familiares destes pacientes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Dos pacientes selecionados, para utilizarem os filtros HMEs, foram coletados a idade, o peso corporal, o tempo de ventilação mecânica, a temperatura corporal, frequência respiratória e o volume corrente.

Os pacientes foram escolhidos para prover a umidificação do filtro HME e reproduzir desta forma as condições ambientais encontradas no uso clínico.

3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO DOS PACIENTES

3.4.1 Critérios de Inclusão

- Pacientes com tubo orotraqueal ou traqueostomia em suporte ventilatório mecânico internado na UTI do HU/UFSC;
- Pacientes os quais os responsáveis assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido para participarem da pesquisa.

3.4.2 Critérios de Exclusão

- Pacientes com temperatura corporal abaixo de 36° e acima de 40° graus centígrados, pois a hipertermia bem como a hipotermia podem afetar o desempenho do filtro HME ;
- Pacientes com expectativa de retirada da prótese ventilatória dentro das 48 horas do estudo pois não preencheriam o tempo necessário de utilização do filtro para ocorrer a coleta dos dados.

3.5 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

3.5.1 Complacência pulmonar (Csr)

Variável dependente, definida como o inverso matemático da elastância, sendo esta última definida como a quantidade de pressão necessária para modificar o volume do pulmão. Clinicamente, trabalha-se mais com complacência. A complacência pulmonar mede a complacência do pulmão, excluindo a participação da parede torácica (VIEIRA, PLOTNIK e FÍALKOW in CARVALHO, 2000). A complacência do pulmão humano é de cerca de 200 mL/ cmH₂O (WEST, 2002).

3.5.2. Resistência ao fluxo de ar (Rsr)

Variável dependente, definida como a oposição ao fluxo de gases devido às forças de fricção na parte interna do sistema respiratório (VIEIRA, PLOTNIK e FÍALKOW in CARVALHO, 2000). A resistência pulmonar pode ser desmembrada em dois sub-componentes: a resistência das vias aéreas e a resistência tecidual (ZIN in BETHLEM, 2002). Os valores normais de Rsr em adultos jovens se situam abaixo de 4 cmH₂O/L/s (VIEIRA, PLOTNIK e FÍALKOW in CARVALHO, 2000).

3.6 INSTRUMENTOS PARA COLETA DE DADOS

3.6.1 Filtros HMEs da marca A

A marca A foi composta de filtros HME da Marca: Hygrobac S DAR. Fabricante: Mallinckrodt DAR. Cidade: Mirandola, Itália) - Filtro eletrostático, hidrofóbico, higroscópico, conservador de calor e umidade 92-98% a 32°C. Recomendado para volume corrente de 150-1200 mL. Espaço morto de 51 mL. Peso 28 g (Figura 3).



Figura 3 – Filtro Hygrobac S DAR.

3.6.2 Filtros HMEs da marca B

A marca B foi composta de filtros HMEs da Marca: BB100MFS. Fabricante: Pall Medical Corporation. Cidade: East Hills – New York, USA. Filtro hidrofóbico, peso de 44g, espaço morto de 90 mL, resistência de aproximadamente 2,5 cmH₂O/L/s. Recomendado para volumes correntes maiores ou iguais a 150 mL (Figura 4).

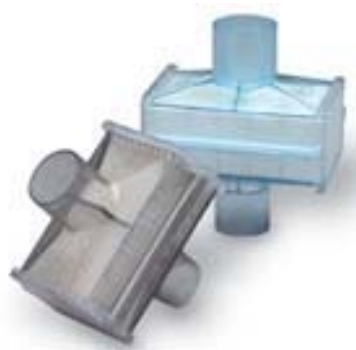


Figura 4 – Filtro BB100MFS PALL.

3.6.3 Filtros HMEs da marca C.

A marca C foi composta de filtros HMEs da Marca: Humid Vent Filter Compact S. Fabricante: Hudson RCI. Cidade: Kamunting, Malásia. Filtro higroscópico associado a um filtro bacteriano e viral hidrofóbico. Uso adulto e recomendado para volumes correntes entre 150 a 1000 mL (Figura 5).



Figura 5 – Filtro Humid Vent Compact S.

3.6.4 Analisador de fluxo e pressão

Analisador de fluxo e pressão pertencente ao IEB-UFSC (Instituto de Engenharia Biomédica). Marca: VT PLUS HF. Fabricante: Fluke Biomedical. Cidade: Everett - WA, USA. O VT PLUS HF tem como proposta geral analisar o fluxo do gás em diferentes modos, designado especialmente para testar a ventilação mecânica de pacientes. O VT PLUS HF mensura basicamente sinais de pressão, fluxo e oxigenação. Além disso, o equipamento é capaz de analisar, especificamente, os seguintes parâmetros: Tempo Inspiratório; Tempo Expiratório; Relação Inspiração-Expiração; Pressão de Platô Inspiratória; Pressão Positiva Expiratória Final; Pico de Pressão Inspiratória; Volume Corrente; Volume Minuto; Pico de Fluxo Inspiratório; Pico de Fluxo Expiratório; Complacência; Frequência Respiratória (Figura 6) (OPERATORS MANUAL DO VT PLUS HF, 2005).

Desta forma foram calculadas as variáveis do estudo: 1) Complacência resultante do volume corrente dividido pela subtração da pressão de platô inspiratória e a pressão positiva expiratória final. 2) Resistência ao fluxo de ar calculada pelo pico de pressão inspiratória menos a pressão de platô inspiratória dividida pelo fluxo inspiratório (EMMERICH, 2001).



Figura 6 – Analisador de fluxo e pressão – VT PLUS HF.

3.7. MATERIAIS COMPLEMENTARES

3.7.1 Ventilador mecânico

Ventilador mecânico pertencente ao HU-UFSC. Marca: Dräger. Modelo: Savina. Fabricante: Dräger Medical e Siemens Company. Cidade: Lübeck, Germany. É um ventilador de cuidados intensivos avançado com operação simples e versátil, disparador de fluxo altamente responsivo. Possui recursos como gráficos avançados, monitorização de CO₂, modos ventilatórios convencionais e especializados (Figura 7).



Figura 7 – Ventilador mecânico Savina da Dräger.

3.7.2 Simulador de pulmão

Simulador de pulmão pertencente ao IEB-UFSC. Marca: SMS. Modelo: CM19 5TL. Fabricante: SMS Technologies LTDA. Cidade: Harlow – Essex, England.



Figura 8 – Simulador de pulmão SMS

3.8 PROCEDIMENTO PARA COLETA DE DADOS

O projeto desta pesquisa foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC sendo aprovado sem restrições – número de referência 91/2007 (Anexo A). Com a aprovação foi iniciada a coleta de dados em janeiro de 2008 nas dependências da UTI do HU/UFSC.

Para a coleta de dados foi utilizado o analisador de fluxo VT PLUS HF (gas flow analyzer) disponibilizado pelo laboratório do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina – IEB/UFSC. Este equipamento foi manipulado e calibrado pelo engenheiro da IEB, presente durante todo o período de coleta dos dados.

A leitura dos dados analisados foi realizada na UTI do HU-UFSC, desta forma existiu uma proximidade entre o paciente que estava utilizando o filtro e o local de coleta de dados, não exigindo cuidados especiais no transporte do filtro.

O procedimento de coleta transcorreu da seguinte forma, seguindo o protocolo de coleta de dados (Apêndice A):

a) Foram registrados os dados dos pacientes (Apêndice B) em que foram colocados os filtros HME através da leitura dos prontuários, do ventilador mecânico e do monitor cardíaco;

- b) A seqüência dos filtros analisados foi sorteada para então serem colocados nos pacientes internados na UTI do HU/UFSC a partir do leito 01;
- c) Desta forma, no momento 0 hora de utilização, ou seja, os filtros pré-uso analisou-se a complacência e a resistência ao fluxo de ar destes através do VT PLUS HF antes de serem colocados no paciente;
- d) Em seguida, foram colocados no circuito ventilatório do paciente e permaneceram por 24 horas. Após este período, os filtros HME foram retirados e analisados os valores de complacência e resistência ao fluxo de ar;
- e) Posteriormente, os filtros foram recolocados no paciente por mais 24 horas, totalizando 48 horas de utilização. Em seguida, foram novamente retirados dos pacientes e verificados os valores de complacência e resistência ao fluxo de ar;
- f) Para análise, toda vez que o filtro foi retirado do paciente, estes foram conectados no ventilador mecânico com os seguintes parâmetros: VC=500 mL, FR=12 rpm, PEEP=3 cmH₂O, FiO₂=21%, Tempo inspiratório=1,0 s, Trigger=1,5 L/min.

Estes foram conectados ao analisador VT PLUS HF e este ao simulador de pulmão (com complacência de 50 mL/cmH₂O e resistência de 3 cmH₂O/L/s, ocorrendo então a leitura dos dados. Os ajustes dos parâmetros ventilatórios foram baseados no estudo de Conti et al (1990) e Chiaranda et al (1993). O ajuste da complacência do simulador de pulmão foi baseado no estudo de Nishimura et al (1990) e da resistência ao fluxo de ar foi baseado no estudo de Lucato et al (2005). Os filtros HMEs foram colocados entre o ventilador mecânico e o equipamento VT PLUS HF. A estrutura está demonstrada na Figura 9 e o posicionamento do filtro HME na Figura 10;

- g) Finalmente, os dados coletados foram protocolados para posterior análise.



Figura 9 – Sistema montado.



Figura 10 – Posicionamento do filtro HME no sistema.

3.9 PROCEDIMENTO PARA ANÁLISE DOS DADOS

Primeiramente, os dados dos pacientes e dos filtros foram tabulados no programa Excel.

Para os dados dos pacientes foi realizado uma análise descritiva com média e desvio padrão no programa Excel.

Para os dados dos filtros, foi utilizado o programa estatístico SPSS, para realização dos testes descritos a seguir:

O Teste de Shapiro Wilk para verificar a normalidade dos dados encontrados.

Posteriormente, como os dados não apresentavam uma distribuição normal, a estatística descritiva dos dados foi apresentada com mediana e o intervalo entre o percentil de 25-75% dos dados mais típicos.

Com o objetivo de verificar a diferença de resistência ao fluxo de ar e complacência entre as marcas utilizou-se o teste Kruskal – Wallis. Em seguida, no tempo 0 hora de utilização dos filtros HMEs, onde houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas, realizou-se o teste de Mann – Whitney para verificar a diferença entre as marcas neste momento.

Por fim, para verificar a diferenças entre os tempos de utilização dos filtros na mesma marca utilizou-se o teste Anova Medidas Repetidas.

Para todas as análises, considerou-se um nível de significância de 5%, ou $p < 0,05$.

4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os filtros HME foram colocados nos pacientes com suporte ventilatório artificial entre a peça T e o tubo orotraqueal ou traqueostomia com o objetivo de promover a adequada umidificação. Foram analisados 36 filtros HMEs, destes 03 filtros foram colocados em pacientes que evoluíram com óbito ao longo das 48 horas da coleta de dados e em 03 filtros acumularam secreção traqueal no seu interior e tiveram que serem trocados, totalizando 30 filtros ao final da coleta dados.

4.1. RESULTADOS DOS PACIENTES

Os filtros foram colocados em 30 pacientes, sendo que alguns destes participaram do estudo por mais de uma vez, internados na UTI do HU-UFSC com diagnóstico de insuficiência respiratória de diversas etiologias e gravidade. Para participarem do estudo os pacientes necessitavam preencher os critérios de inclusão e, o perfil demográfico destes está descrito abaixo.

Tabela 1 – Média e desvio padrão do perfil demográfico dos pacientes que utilizaram os filtros HMEs.

Média/ Desvio Padrão	Pacientes que utilizaram os filtros da Marca A	Pacientes que utilizaram os filtros da Marca B	Pacientes que utilizaram os filtros da Marca C
Idade (anos)	57,2 ± 20,9	43,6 ± 17,4	48,4 ± 16,7
Peso Corporal (Kg)	72,5 ± 10,6	65,0 ± 21,2	105,0 ± 7,0
Tempo de Ventilação Mecânica (dias)	17,5 ± 13,4	4,5 ± 2,1	13,5 ± 14,8
Temperatura Corporal (°C)	37,04 ± 0,5	36,83 ± 0,8	38,14 ± 1,5
Frequência Respiratória (rpm)	18,4 ± 3,4	17,2 ± 4,5	19,2 ± 4,5
Volume Corrente (mL)	506,5 ± 111,7	550,8 ± 158,1	636,1 ± 53,9

Observando a tabela acima verifica-se os dados dos pacientes eram semelhantes.

Quanto à idade, os resultados encontrados neste estudo, são similares ao estudo de Chiaranda et al (1996) com 96 pacientes que utilizaram filtros HME, onde a média de idade foi de 42 anos, com mínima de 16 anos e máxima de 72 anos. Assim como, a média de idade dos pacientes que utilizaram a marca B e C corroboram com o estudo de Kirton et al (1997), onde a média de idade foi de 46 anos e 48 anos nos grupos estudados.

Quanto ao peso corporal, no estudo de Chiaranda et al (1996), a média do peso dos pacientes incluídos em sua amostra foi de 66 kg com mínima de 46 kg e máxima de 99 kg, corroborando com o peso dos pacientes que utilizaram a marca A e B.

Quanto ao tempo de ventilação mecânica, no estudo realizado por Martin et al (1990), a média de dias em ventilação mecânica dos pacientes usando filtros HME foi de 9,7 (± 10) e 13,5 (± 10) dias, valores similares aos pacientes que utilizaram as marcas A e C. Boots et al (1997), estudou três grupos de pacientes que utilizaram filtros HME, o tempo de ventilação mecânica em um dos grupos foi de 5,2 dias, assemelhando-se ao pacientes da marca B deste trabalho. Pode-se observar com estes dados, que de modo geral, os pacientes internados nesta UTI permanecem períodos longos em VM e que a troca dos filtros com uma frequência superior a 24 horas, diferente da recomendada pelos fabricantes, proporcionaria uma economia significativa para a instituição.

Quanto à temperatura corporal, os pacientes estudados por Martin et al (1995), apresentavam a média de temperatura corporal de 37,5 ($\pm 1,5$) °C, corroborando com os dados encontrados nesta pesquisa. Como os filtros HME são trocadores passivos de calor e umidade, condições de hipotermia ou hipertermia podem interferir no desempenho destes, diminuindo ou aumentando sua capacidade de transferência de calor e umidade ao paciente (LANNOY et al, 2008, CHIUMELO et al, 2002).

Quanto ao volume corrente e a frequência respiratória, o volume minuto consiste no produto do volume corrente pela frequência respiratória (EMMERICH,

2001), desta forma o aumento da freqüência respiratória levará o aumento do volume minuto que proporcionará alterações no desempenho dos filtros HMEs.

Martin et al (1995), estudou a eficácia dos filtros HME numa amostra com pacientes que apresentavam uma média de freqüência respiratória similar ao deste trabalho, 17, 6 (\pm 1,9) rpm. Lannoy et al (2008), Martin et al (1993) e Martin et al (1995), demonstraram em seus estudos que altos volumes minutos, acima de 10 L/min, reduzem a eficácia dos filtros HME, principalmente os hidrofóbicos. Neste trabalho apenas os filtros da marca C apresentaram valores superiores porém não observou-se alterações relacionadas com este fato.

Segundo as recomendações sugeridas pelos fabricantes, a marca A e B devem ser utilizadas em pacientes com volume corrente acima de 150 mL. A marca C recomenda a utilização em pacientes com volume corrente maior que 150 mL e menor que 1000 mL. Desta forma, todos os pacientes da amostra preenchem estas recomendações.

4.2 RESULTADO DAS VARIÁVEIS

4.2.1 Resistência ao fluxo de ar

Com o objetivo de verificar os efeitos dos filtros HME sobre a resistência ao fluxo de ar comparou-se as marcas utilizadas e posteriormente o tempo de uso das mesmas.

Os filtros HME da marca A apresentaram uma mediana da resistência ao fluxo de ar no tempo 0 hora de utilização de $1,915 \pm 0,762$ cmH₂O/L/s, no tempo 24 horas de utilização de $2,102 \pm 0,757$ cmH₂O/L/s e no tempo 48 horas de utilização a mediana da resistência ao fluxo de ar foi de $2,427 \pm 0,728$ cmH₂O/L/s, estes resultados podem ser visualizados na figura 11.

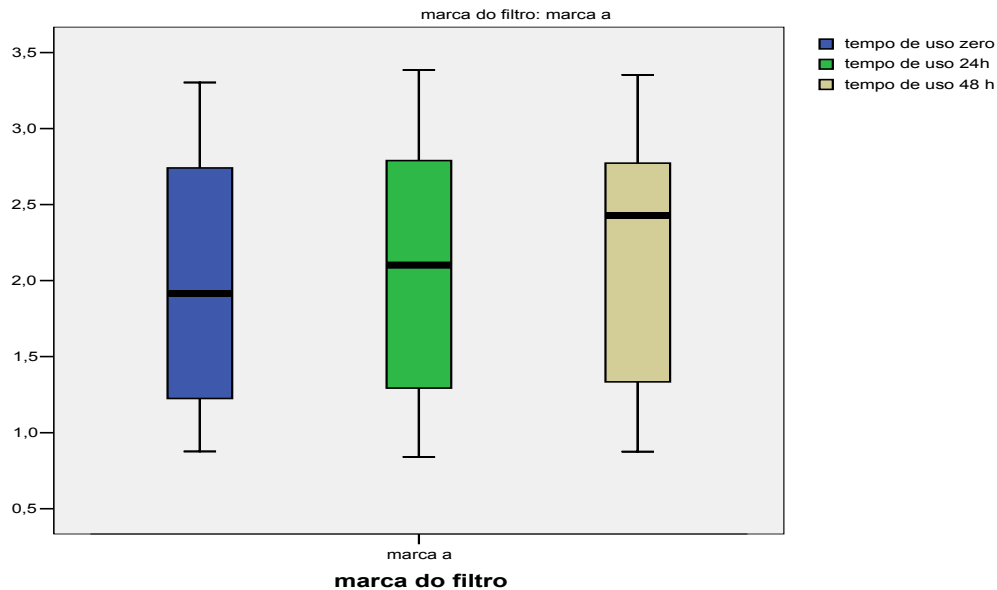


Figura 11 – Mediana da resistência ao fluxo de ar da marca A no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização.

Os filtros HME da marca B apresentaram uma mediana da resistência ao fluxo de ar no tempo 0 hora de utilização de $2,180 \pm 0,716$ cmH₂O/L/s, no tempo 24 horas de utilização de $2,036 \pm 0,738$ cmH₂O/L/s e no tempo 48 horas de utilização a mediana da resistência ao fluxo de ar foi de $1,693 \pm 0,772$ cmH₂O/L/s, estes resultados podem ser visualizados na figura 12.

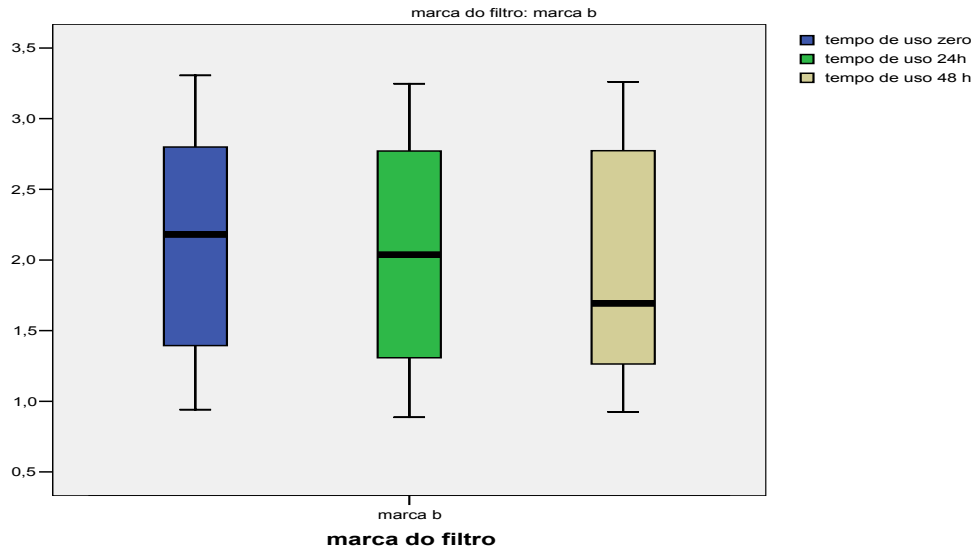


Figura 12 – Mediana da resistência ao fluxo de ar da marca B no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização.

Os filtros HME da marca C apresentaram uma mediana resistência ao fluxo de ar no tempo 0 hora de utilização de $1,492 \pm 0,679$ cmH₂O/L/s, no tempo 24 horas de utilização de $1,934 \pm 0,775$ cmH₂O/L/s e no tempo 48 horas de utilização a mediana da resistência ao fluxo de ar foi de $1,889 \pm 0,749$ cmH₂O/L/s, estes resultados podem ser visualizados na figura 13.

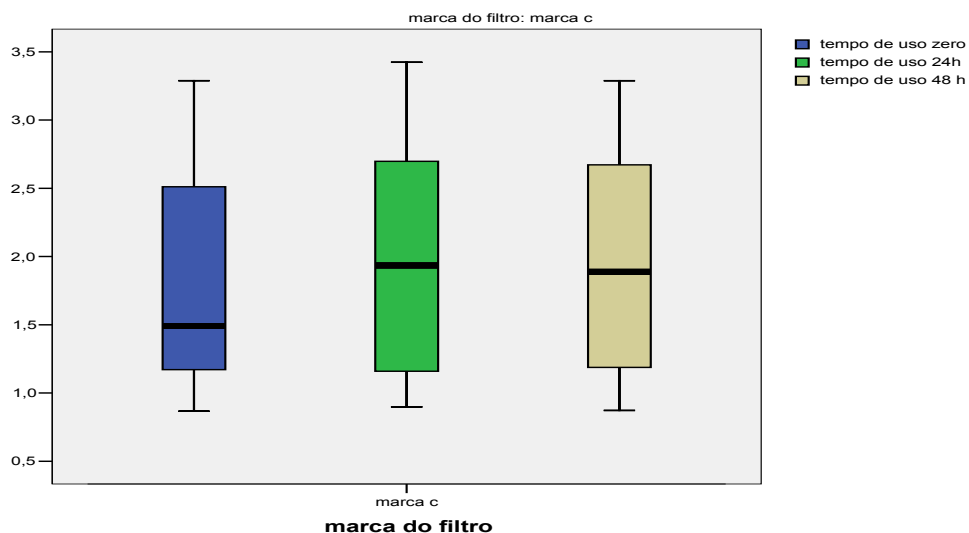


Figura 13 - Mediana da resistência ao fluxo de ar da marca C no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização.

Os dados da mediana da resistência ao fluxo de ar nas marcas A, B e C nos tempos 0, 24 e 48 horas de utilização estão demonstrados na tabela 2:

Tabela 2 – Mediana e percentil da resistência ao fluxo de ar dos filtros da marca A, B e C.

Mediana / Percentil	Marca A	Marca B	Marca C
0 hora	1,915 ± 0,762	2,180 ± 0,716	1,492 ± 0,679
24 horas	2,102 ± 0,757	2,036 ± 0,738	1,934 ± 0,775
48 horas	2,427 ± 0,728	1,693 ± 0,772	1,889 ± 0,749

Para determinar se haveria uma diferença estatisticamente significativa na resistência ao fluxo de ar entre as 3 marcas de filtros utilizadas, foi realizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. O teste demonstrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas no tempo de uso 24 horas ($p= 0,489$) e 48 horas ($p=0,374$), sendo que apenas no momento 0 hora de

utilização houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,027$) entre as marcas estudadas (tabela 3).

Tabela 3 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis para a resistência ao fluxo de ar das 3 marcas de filtros HMEs nos 3 tempos de utilização

	Resistências no tempo 0 horas	Resistência no tempo 24 horas	Resistência no tempo 48 horas
Chi-square	7,202	1,430	1,964
Df	2	2	2
P	0,027*	0,489	0,374

* Diferença estatisticamente significativa.

Como apenas no tempo 0 hora, ou seja, no momento em que os filtros não haviam sido utilizados, houve diferença estatisticamente significativa foi utilizado o teste Mann-Whitney, para verificar quais as marcas eram diferentes entre si. O teste demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa entre a marca B e C (tabela 4). Desta forma, pode-se inferir que a marca C foi a que impôs uma menor resistência ao fluxo de ar, quando ainda não tinham sido utilizadas, quando comparada com as demais. Entretanto, todas as marcas apresentavam resistência ao fluxo de ar abaixo de 4 cmH₂O/L/s, ou seja, subnormal para valores em ventilação mecânica de seres humanos.

Tabela 4 – Resultado do teste U de Mann-Whitney para a resistência ao fluxo de ar no tempo 0 hora de utilização

Grupos de Comparação	U	p/2
Marca A B	1586,500	0,131
Marca A C	1513,000	0,066
Marca B C	1287,000	0,0035*

U – Teste de Mann-Whitney

p/2 – Valor de significância dividido por 2.

* Diferença estatisticamente significativa.

Por fim, para comparar a resistência entre os tempos, ou seja, a diferença entre o tempo 0, 24 e 48 horas de utilização dos filtros, dentro da mesma marca utilizou-se o teste Anova Medidas Repetidas. O resultado deste teste demonstrou que dentro da mesma marca não observou-se diferença estatisticamente significativa na resistência ao fluxo de ar com o tempo de uso (tabela 5). Concluindo-se, desta forma, que ao longo de 48 horas de uso em nenhuma das marcas houve um aumento significativo da resistência ao fluxo de ar.

Tabela 5 – Resultado do teste Anova Medidas Repetidas para a resistência ao fluxo de ar

Marcas	P	η^2
Marca A	0,599	0,009
Marca B	0,523	0,11
Marca C	0,414	0,15

p – Valor de significância.

η^2 – Eta parcial ao quadrado.

A resistência inspiratória é resultado da fricção de gases nas vias aéreas artificiais e do paciente durante todo o ciclo respiratório, seu valor normal está situado abaixo de 15 cmH₂O/L/s. A resistência expiratória é o resultado da fricção do fluxo de gases nas vias aéreas artificiais, nas vias aéreas do paciente e no ramo expiratório dos circuitos do ventilador durante a expiração, seu valor normal é de 2-5 cmH₂O/L/s (EMMERICH, 2001). Observando os dados deste estudo, todos os valores antes e após 24 e 48 horas de umidificação estavam dentro dos valores esperados pela literatura, desta forma pode-se inferir, que quando colocados nos pacientes estes filtros não apresentariam um prejuízo adicional à resistência à passagem de ar e conseqüentemente, aumento no trabalho respiratório.

Lannoy et al (2008), estudou diversas marcas de filtros HME, dentro destas estavam as marcas A e C deste trabalho, com o objetivo de verificar a resistência dos filtros antes de ser umidificado e após 24 horas de umidificação. Os resultados encontrados demonstraram que em ambas as marcas, antes e após 24 horas de

umidificação a resistência aumentou, porém estes resultados foram maiores comparandos com os achados deste estudo.

Das três marcas estudadas apenas a marca B demonstrou uma diminuição na resistência ao fluxo de ar após ter sido utilizada, resultados similares foram encontrados no estudo de Turnbull et al (2005), onde a resistência ao fluxo de ar diminuiu ao longo do tempo e estes sugeriram que foi devido ao desenvolvimento de canais no meio do filtro HME.

Apesar da grande aceitação do uso de filtros HME, algumas complicações podem ocorrer como aumento do trabalho respiratório, obstrução da via aérea e intoxicação por lítio. A obstrução ocorre quando secreções dos pacientes, drogas nebulizadas ou excesso de umidificação dentro do circuito leva a oclusão dos poros dos filtros HME, aumentando significativamente a resistência. Entretanto, os níveis de umidificação vistos na rotina não resultam em obstrução e conseqüentemente no aumento na resistência ao fluxo de ar. Por outro lado, o excesso de umidificação dentro do filtro pode não ser aparente levando a dificuldade na ventilação (TURNBULL et al, 2005; MORGAN-HUGHES, MILLS e NORTHWOOD, 2001).

Em uma revisão sistemática Chiumello et al (2002), afirmou que a presença do filtro HME no circuito ventilatório do paciente pode afetar a resistência ao fluxo de ar e aumentar o espaço morto. Neste caso, a resistência pode estar aumentada devido ao tempo de uso e especialmente na presença de secreções espessas levando eventualmente ao aumento do volume minuto e do trabalho respiratório.

No estudo de Ikuta et al (2007), foi instilado 0,5 mL de água dentro do filtro HME, observou-se que a absorção da água levou a um aumento na resistência ao fluxo de ar demonstrando que estes dispositivos quando em contato com água ou corpo estranho pode causar distúrbios ventilatórios.

Em estudo semelhante, Turnbull et al (2005), 14 marcas de filtros HME foram instilados 5 mL de solução salina, observou-se que os filtros hidrofóbicos não acumularam água e a resistência ao fluxo de ar foi a mesma de quando o filtro estava seco. Em contrapartida, os filtros compostos por fibra de celulose tenderam a absorver mais água e a um aumento não estatisticamente significativo da

resistência ao fluxo de ar porém, segundo os autores, este aumento pode levar a uma hiperinsuflação durante a ventilação controlada ou espontânea e conseqüentemente trazer repercussões clínicas.

Pelosi et al (1996), estudaram 14 pacientes sob suporte ventilatório por insuficiência respiratória aguda por diversas etiologias. O estudo consistiu de dois períodos consecutivos de 90 minutos, no primeiro período o condicionamento dos gases realizou-se com umidificador aquecido e no segundo período utilizou-se um HME. Dois tipos de HME foram utilizados, um com alto espaço morto e baixa resistência e outro com baixo espaço morto e alta resistência. Em cada período do estudo 03 diferentes níveis de pressão de suporte foram aplicados, basal, 05 cmH₂O acima e 05 cmH₂O abaixo do basal. Não houve aumento significativo no volume minuto, PEEP_i, drive respiratório, trabalho respiratório e no espaço morto de todos os pacientes que utilizaram o HME. O estudo demonstrou que não houve aumento significativo na complacência e na resistência, nem alterações da PaO₂, PaCO₂ e pH. Concluiu-se que o aumento no trabalho respiratório pode ser compensado pelo aumento da pressão de suporte de 5 para 10 cmH₂O. Sugere-se que com o aumento do tempo de uso podem ocorrer efeitos negativos sobre a respiração.

Conti et al (1990), analisaram os efeitos do uso de três tipos de HME sobre a hiperinsuflação dinâmica e a mecânica pulmonar de 13 pacientes com DPOC. Os pacientes foram sedados e curarizados e avaliou-se a resistência, a complacência, o auto-PEEP e a hiperinsuflação dinâmica em níveis basais, com 60 min e após 12 horas de uso do HME. Concluiu-se que não houve modificações significativas no auto-PEEP ou na hiperinsuflação dinâmica após 12 horas de uso dos 3 HMEs nos pacientes DPOCs sob ventilação mecânica.

Por outro lado, Manthous e Schmidt (1994), estudaram 23 pacientes clínicos e cirúrgicos com suporte ventilatório mecânico usando um filtro HME entre o TOT e peça T. o estudo analisou a resistência através do pico de pressão e da pressão de platô obtidos no monitor do ventilador mecânico, nos pacientes sem filtro HME, com o filtro HME e após 24 horas de uso. Concluiu que houve um aumento significativo na resistência após a adição do filtro HME o que pode levar

a uma avaliação incorreta da mecânica do sistema respiratório levando a uma terapia desnecessária, além de prejudicar o desmame da ventilação mecânica.

4.2.2. Complacência pulmonar

Com o objetivo de verificar os efeitos dos filtros HME sobre a complacência comparou-se as marcas utilizadas e posteriormente o tempo de uso das mesmas.

Os filtros HME da marca A apresentaram uma mediana complacência no tempo 0 hora de utilização de $34,253 \pm 8,241$ mL/cmH₂O, no tempo 24 horas de utilização de $36,781 \pm 8,172$ mL/cmH₂O e no tempo 48 horas de utilização a mediana da complacência foi de $40,823 \pm 8,828$ mL/cmH₂O, estes resultados podem ser visualizados na figura 14.

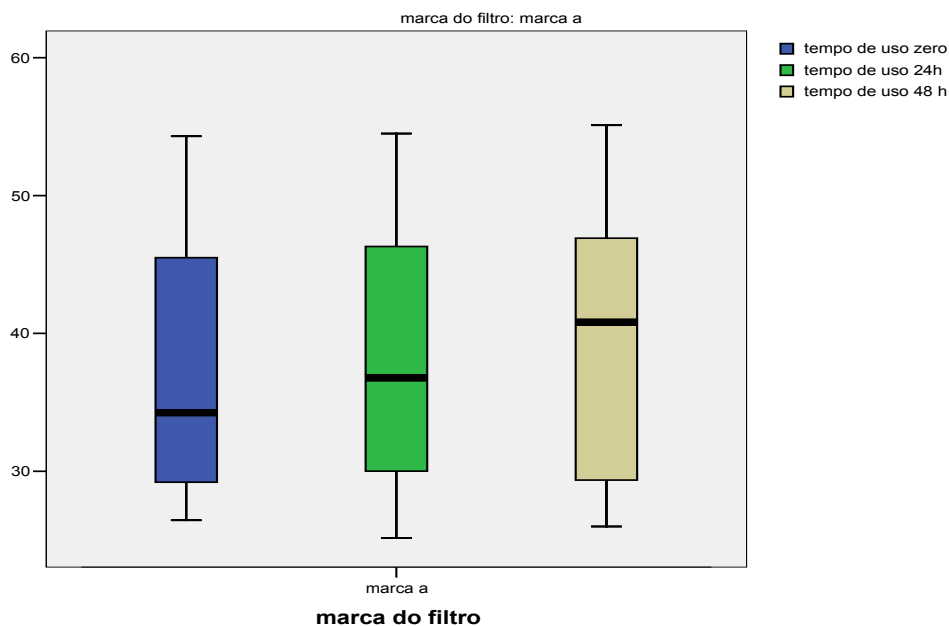


Figura 14 - Mediana da complacência da marca A no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização.

Os filtros HME da marca B apresentaram uma mediana complacência no tempo 0 hora de utilização de $36,374 \pm 8,636$ mL/cmH₂O, no tempo 24 horas de

utilização de $35,495 \pm 8,930$ mL/cmH₂O e no tempo 48 horas de utilização a mediana da complacência foi de $35,352 \pm 9,241$ mL/cmH₂O, estes resultados podem ser visualizados no figura 15.

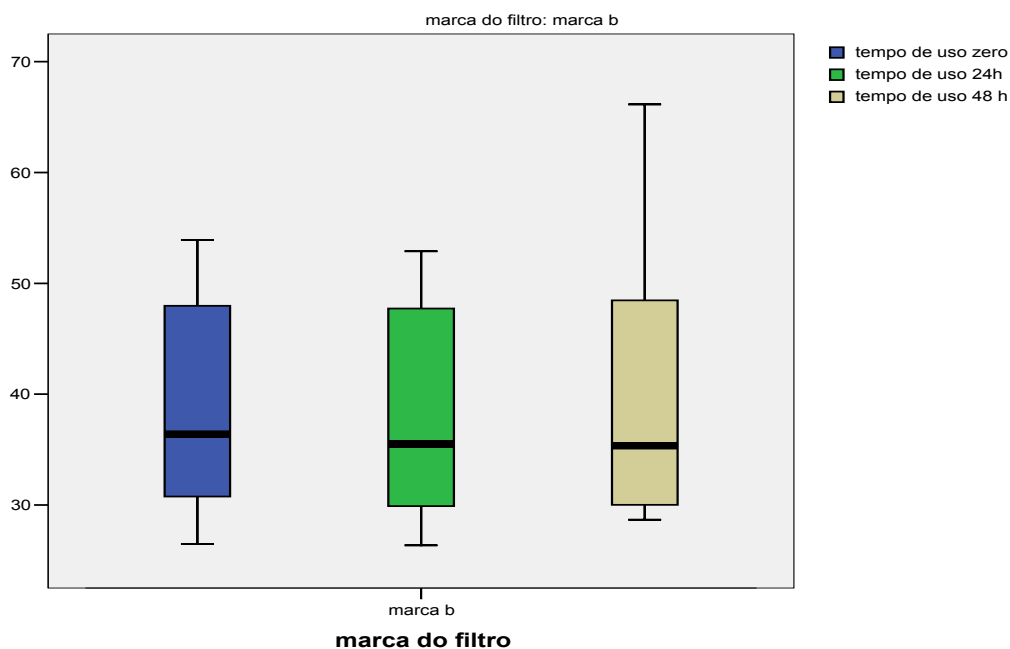


Figura 15 - Mediana da complacência da marca B no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização.

Os filtros HME da marca C apresentaram uma mediana complacência no tempo 0 hora de utilização de $31,848 \pm 7,097$ mL/cmH₂O, no tempo 24 horas de utilização de $35,109 \pm 9,012$ mL/cmH₂O e no tempo 48 horas de utilização a

mediana da complacência foi de $37,048 \pm 7,845$ mL/cmH₂O, estes resultados podem ser visualizados na figura 16.

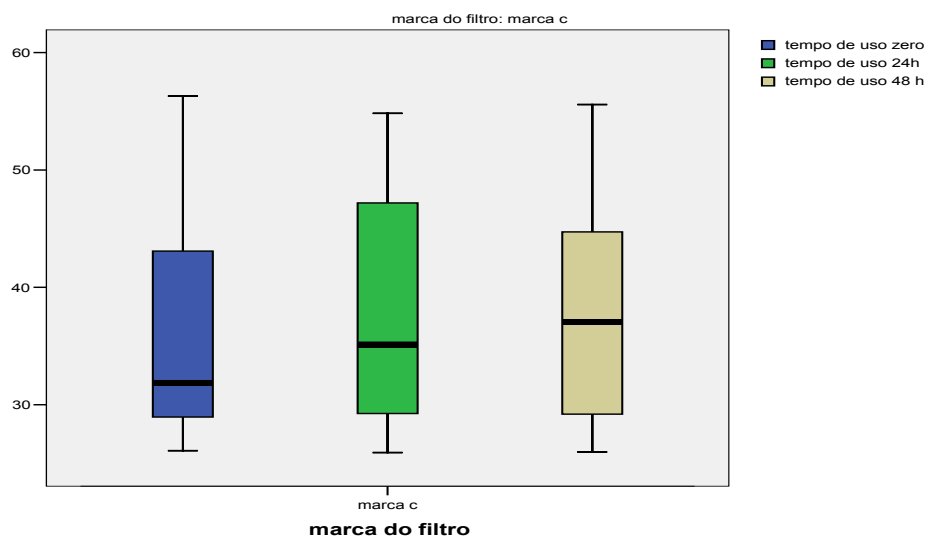


Figura 16 – Mediana da complacência da marca C no tempo 0, 24 e 48 horas de utilização.

Os dados da mediana da complacência nas marcas A, B e C nos tempos 0, 24 e 48 horas de utilização estão agrupados na tabela abaixo:

Tabela 6 – Mediana e percentil da complacência dos filtros da marca A, B e C.

Mediana / Percentil	Marca A	Marca B	Marca C
0 hora	$34,253 \pm 8,241$	$36,374 \pm 8,636$	$31,848 \pm 7,097$
24 horas	$36,781 \pm 8,172$	$35,495 \pm 8,930$	$35,109 \pm 9,012$
48 horas	$40,823 \pm 8,828$	$35,352 \pm 9,241$	$37,048 \pm 7,845$

Para determinar se houve uma diferença estatisticamente significativa na complacência entre as 3 marcas de filtros utilizadas, foi realizado o teste não

paramétrico de Kruskal-Wallis. O teste demonstrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas no tempo de uso 24 horas ($p=0,866$) e 48 horas ($p=0,521$), sendo que apenas no momento 0 hora de utilização houve uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,028$) entre as marcas estudadas (tabela 7).

Tabela 7 – Resultado do teste de Kruskal-Wallis para a complacência das 3 marcas de filtros HMEs nos 3 tempos de utilização

	Complacência no tempo 0 horas	Complacência no tempo 24 horas	Complacência no tempo 48 horas
Chi-square	7,178	0,287	1,305
Df	2	2	2
P	0,028*	0,866	0,521

* Diferença estatisticamente significativa.

Como apenas no tempo 0 hora, ou seja, no momento em que os filtros não haviam sido utilizados, houve diferença estatisticamente significativa foi utilizado o teste Mann-Whitney, para verificar quais as marcas eram diferentes entre si. O teste demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa entre a marca B e C (tabela 8). Desta forma, podemos inferir que a marca B foi a apresentava uma maior complacência no tempo 0 hora quando comparada com as demais.

Tabela 8 – Resultado do Teste U de Mann-Whitney para complacência no tempo 0 hora de utilização.

Grupos de Comparação	U	p/2
Marca A B	1514,000	0,066
Marca A C	1580,000	0,124
Marca B C	1290,500	0,0035*

U – Teste de Mann-Whitney

p/2 – Valor de significância dividido por 2.

* Diferença estatisticamente significativa.

Por fim, para comparar a complacência entre os tempos, ou seja, a diferença entre o tempo 0, 24 e 48 horas de utilização dos filtros, dentro da mesma marca utilizou-se o teste Anova Medidas Repetidas. O resultando do teste demonstrou que dentro da mesma marca não observou-se diferença estatisticamente significativa (tabela 9) na complacência com do tempo de uso. Inferindo-se, desta forma, que ao longo de 48 horas de uso em nenhuma das marcas houve um aumento significativo da complacência.

Tabela 9 – Resultado do Teste Anova Medidas Repetidas para a complacência

Marcas	P	η^2
Marca A	0,549	0,10
Marca B	0,813	0,003
Marca C	0,251	0,23

p – Valor de significância.

η^2 – Eta parcial ao quadrado

Neste trabalho, a complacência, assim como a resistência dos filtros HMEs, foram mensurados quando não estão conectados no circuito ventilatório do paciente para não ocorrer interferência da mecânica pulmonar do paciente e, assim os dados pudessem trazer apenas informações dos filtros analisados. A resistência ao fluxo de ar do sistema variou de 1,2 a 3,4 cmH₂O/L/s e a complacência do sistema ao longo do estudo variou de 21,4 a 37,7 mL/cmH₂O.

Vale ressaltar, que a introdução do filtro HME não alterou nem a resistência ao fluxo de ar nem a complacência do simulador de pulmão em nenhum momento do estudo.

Poolacherla e Nickells (2006), afirmam que os filtros HME devem possuir uma baixa complacência e resistência quando secos, como pode-se observar nos resultados obtidos, onde a complacência não apresentou diferença estatística entre as marcas e nem ao longo do tempo corroborando com esta afirmação.

A administração de gases secos durante a ventilação mecânica pode levar à danos no trato respiratório como ressecamento da mucosa, espessamento das secreções brônquicas e redução função ciliar. Além disso, pode ocorrer um prejuízo na atividade do surfactante levando a atelectasia, obstrução e colapso de unidades alveolares. Somado a diminuição da capacidade residual funcional e da complacência pulmonar (POOLACHERLA e NICKELLS, 2006).

MacIntyre et al (1983), estudou a mecânica pulmonar de 26 pacientes que utilizaram os filtros HME por período superior a 72 horas e no resultado deste estudo não encontraram diferença estatisticamente significativa na complacência pulmonar estática destes pacientes antes e após o filtro.

Assim como o estudo de Iotti et al (1997), onde não houve mudança na complacência pulmonar dos pacientes utilizando filtros HME, sendo que os valores são similares ao encontrados neste estudo.

5 CONCLUSÕES

Este trabalho teve por objetivo geral verificar os efeitos dos filtros trocadores de calor e umidade (HME) sobre a mecânica respiratória. Para isto, utilizou três diferentes marcas de filtros HME (marca A, B e C) e após 0, 24 e 48 horas de utilização em pacientes mecanicamente ventilados avaliou a complacência e a resistência ao fluxo de ar destes dispositivos.

Em resposta ao primeiro objetivo específico que foi de verificar a resistência ao fluxo de ar e a complacência das três diferentes marcas de filtros trocadores de calor e umidade sem terem sido utilizados nos pacientes com suporte ventilatório artificial, ou seja, no momento 0 hora, quando os filtros ainda estavam secos, afirma-se que este foi alcançado.

Analisando a variável resistência ao fluxo de ar observou-se que apenas no momento 0 hora de utilização houve uma diferença estatisticamente significativa entre a marca B e C. Analisando a mediana das três marcas estudadas pode-se inferir que a marca C foi a que impôs uma menor resistência ao fluxo de ar quando comparada com as demais, entretanto todos os valores encontravam-se dentro dos limites de normalidade.

Para a variável complacência foram encontrados resultados similares, pois apenas no momento 0 hora de utilização houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas. E a marca B e C foram a que apresentaram diferença significativa entre si. Desta forma, pode-se concluir que a marca B foi a apresentava uma maior complacência no tempo 0 hora quando comparada com as demais, porém todos os valores estão nos limites esperados.

Em relação ao segundo e terceiro objetivos específicos de avaliar a resistência ao fluxo de ar e a complacência de três diferentes marcas de filtros HME após 24 horas de utilização em pacientes mecanicamente ventilados e avaliar a resistência ao fluxo de ar e a complacência de três diferentes marcas de filtros HME após 48 horas de utilização em pacientes mecanicamente ventilados,

afirma-se que estes foram alcançados. Analisando as variáveis, resistência ao fluxo de ar e complacência, observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre o tempo 24 e 48 horas de utilização entre as marcas.

Posteriormente com o objetivo de verificar se ao longo do tempo, ou seja, com o uso dos filtros HME nos pacientes mecanicamente ventilados estes não afetariam a resistência ao fluxo de ar e a complacência. Tanto a variável resistência ao fluxo de ar quanto à complacência não tiveram alterações significativas no período do estudo concluindo-se, desta forma, que ao longo de 48 horas de uso nenhuma das marcas dos filtros apresentaram um aumento significativo da resistência ao fluxo de ar e da complacência, sendo seguro para o uso clínico nas condições analisadas.

Sendo assim, as três marcas de filtros HMEs estudadas neste trabalho podem ser usados com segurança ao longo de 48 horas em pacientes mecanicamente ventilados pois não houve aumento significativo na resistência ao fluxo de ar e o pequeno aumento que ocorreu na marca A e C são facilmente absorvidos pelo aumento dos parâmetros ventilatórios do ventilador mecânico, principalmente na pressão e suporte, como recomendado pela literatura. O aumento da pressão de suporte, desta forma, não refletira em prejuízos da função pulmonar e nem no aumento do trabalho respiratório destes pacientes que poderiam futuramente influenciar negativamente a retirada da prótese ventilatória.

Estes resultados são de extrema importância para a rotina de uma unidade de terapia intensiva, pois a troca destes filtros com um tempo superior a 24 horas, diferente do recomendado pelos fabricantes, representa uma economia de aproximadamente R\$ 13.000 reais ao ano, isto, sem trazer prejuízos ou perda na qualidade ao serviço prestado aos usuários destes locais.

Enfim, atingidos os objetivos deste trabalho, recomenda-se a trabalhos futuros que venham a desenvolver temática similar, que estenda o tempo de uso dos filtros HME após 48 horas pois, estudos sobre a preservação de sua eficácia em preservar calor e umidade já foram realizados e apresentaram resultados positivos, assim, conhecer a influência sobre a mecânica respiratória tornariam seu uso mais seguro ao paciente.

REFERÊNCIAS

AULER, C.; AMARAL, G. **Assistência Ventilatória Mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1998. 471 p.

BARBAS, C. S. V., AMATO, M. B. P.; RODRIGUES, M. Técnicas de Assistência Ventilatória. In: KNOBEL, E. **Condutas no Paciente Grave**. 2. ed. v. 1. São Paulo: Atheneu, 1998. 823 p. p. 321-352.

BONASSA, J. Umidificação na Ventilação Mecânica. In: CARVALHO, W. B. et al. **Atualização em Ventilação Pulmonar Mecânica**. São Paulo: Atheneu, 1997. 281 p. p. 17-29.

BONASSA, J. Princípios básicos dos ventiladores mecânicos. In: **Ventilação mecânica. Básico**. v. 1. São Paulo: Atheneu, 2000. 459 p. p. 69-124.

BOOTS, R. J. et al. Clinical utility of hygroscopic heat and moisture exchangers in intensive care patients. **Critical Care Medicine**, 1997; 25 (10): 1707-12.

BRANSON, R. D. et al. 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.

BRANSON, HESS e CHATBUM. Respiratory care equipment. In: LUCATO, J. J. **Avaliação e comparação de diferentes tipos de trocadores de calor e umidade**. 2005. 123 p. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

CAMPOS, A. P.; NASRALA, M. L. S. Manutenção da via aérea artificial. In: SARMENTO, G. J. V.; VEJA, J. M.; LOPES, N. S. **Fisioterapia em UTI. Avaliação e Procedimentos**. V. 1. São Paulo: Atheneu, 2006. 353 p. p. 179-198.

CERVO, A. L.; BERVIAN, P. A. **Metodologia Científica**. 5. ed. São Paulo: Editora Prentice Hall, 2002.

CHIARANDA, M. et al. Use of heat and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance. **Intensive Care Medicine**, 1993; 19(8): 462-6.

CHIUMELLO, D. et al. The conditioning of the gases in mechanically ventilated. **Pneumon**, 2002; 1 (15): 61-8.

CINTRA, E. A.; NISHIDE, V. M.; NUNES, W. A. **Assistência de enfermagem ao paciente gravemente enfermo**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2003.

CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 2. **Jornal de Pneumologia**, 2000. 26 (supl 2).

CONSENSO BRASILEIRO DE VENTILAÇÃO MECÂNICA, 3. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, 2007; 33 (supl 2).

CONTI, G. et al. Effects of the heat-moisture exchangers on dynamic hyperinflation of mechanically ventilated COPD patients. **Intensive Care Medicine**, 1990; 16 (7): 441-3.

COSTA, A. D.; RIEDER, M. M.; VIEIRA, S. R. R. Desmame da ventilação mecânica utilizando pressão suporte ou tubo T. Comparação entre pacientes cardiopatas e não cardiopatas. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, 2005; 85 (1): 32-8

COSTA, D. **Fisioterapia respiratória básica**. São Paulo: Atheneu, 2004. 127p.

DAVID, C. M. **Ventilação Mecânica. Da Fisiologia à Prática Clínica**. Rio de Janeiro: Revinter, 2001. 600 p.

DIAS, M. D.; PELLACINE, E. N.; ZECHINELI, C. A. Aerossol bacteriano gerado por respiradores mecânicos: estudo comparativo. **Revista da Associação Médica do Brasil**, 1997; 43 (1): 15-20.

EMMERICH, J. C. **Monitorização Respiratória: Fundamentos**. 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001. 198 p.

GALVÃO, A. M. Estudo comparativo entre os sistemas de umidificação aquoso aquecido e trocadores de calor e umidade na via aérea artificial de pacientes em ventilação mecânica invasiva. **Revista Brasileira de Fisioterapia de São Carlos**, 2006; 10 (3): 303-308.

GAMBAROTO, G. **Fisioterapia respiratória em unidade de terapia intensiva**. São Paulo: Atheneu, 2006. 329 p.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 973 p.

HURNI, J. M. et al. Safety of combined heat and moisture exchangers filters in long-term mechanical ventilation. **Chest**, 1997; 111: 686-91.

IKUTA, Y. et al. Increased airway in the prone position associated with heat and moisture exchangers with integral bacterial/viral filters. **Journal of Anesthesia**, 2007; 21: 291-2.

IOTTI, G. A. et al. Unfavorable mechanical effects of heat and moisture exchangers in ventilated patients. **Intensive Care Medicine**, 1997; 23: 399-405.

IOTTI, G. A.; OLIVEI, M. C.; BRASCHI, A. Mechanical effects of heat-moisture exchangers in ventilated patients. **Critical Care**, 1999; 3: 77-82.

JABER, S. et al. Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during non-invasive ventilation. **Intensive Care Medicine**, 2002; 28: 1590-4.

KANEKO, M.; MURAKAMI, S. H.; SILVA, A. B. Fisioterapia na ventilação mecânica convencional. In: KBOBEL; E. **Conduas no Paciente Grave**. 2. ed. v. 2. São Paulo: Atheneu, 1998. 1751 p. p. 1599-1610.

KIRTON, O. C. et al. A prospective, randomized comparison of an in-line heat moisture exchange filter and heat wire humidifiers. **Chest**, 1997; 112 (4): 1055-9.

LANNOY, D. et al. Évaluation de l'humidification de quatre filtres échangeurs de chaleur et d'humidité selon norme ISO 9360: 2000. **Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation**, 2008; 27: 148-153.

LAWES, E. G. Hidden hazards and dangers associated with the use of HME/filters in breathing circuits. Their effect on toxic metabolite production, pulse oximetry and airway resistance. **British Journal of Anaesthesia**, 2003; 91 (2): 249-64.

LE BOURDELLES, G. et al. 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: 1294-98.

LELLOUCHE, F. et al. Effect of the humidification device on the work of breathing during noninvasive ventilation. **Intensive Care Medicine**, 2002; 28 (11): 1582-9.

LOPES, N. S. *et al.* Monitorização Respiratória. In SARMENTO, G. J. V.; VEJA, J. M.; LOPES, N. S. **Fisioterapia em UTI. Avaliação e Procedimentos**. v. 1. São Paulo: Atheneu, 2006. 353 p. p 67-96.

LUCATO, J. J. J. et al. Evaluation of resistance in 8 different heat and moisture exchangers: Effects of saturation and flow rate/profile. **Respiratory Care**, 2005; 50 (5): 636-43.

LUCATO, J. J. J. **Avaliação e comparação de diferentes tipos de trocadores de calor e umidade**. 2005. 123 p. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

LUCATO, J.J.J. Umidificação e aquecimento das vias aéreas dos pacientes submetidos à ventilação mecânica: o papel dos trocadores de calor e umidade. In: SARMENTO, et al. **Fisioterapia em UTI. Avaliação e Procedimentos**. v. 1. São Paulo: Atheneu, 2006. 353 p. p. 323-338.

MACHADO, M. G. R. **Bases da Fisioterapia Respiratória. Terapia Intensiva e Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. 557 p.

MACINTYRE, N. R. et al. Pulmonary function in mechanically-ventilated patients during 24-hour use of a hygroscopic condenser humidifier. **Chest**, 1983; 84: 560-4.

MANTHOUS, C. A.; SCHMIDT, G. A. Resistive pressure of a condenser humidifier in mechanically ventilated patients. **Critical Care Medicine**, 1994; 22 (11): 1792-5.

MARTIN, C. et al. Comparing two heat and moisture exchangers with one vaporizing humidifier in patients with minute ventilation greater than 10 l/min. **Chest**, 1995; 107: 1411-5.

MARTIN, C. et al. Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit. **Chest**, 1990; 97: 144-9.

MARTIN, et al. 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

MARTIN, C. et al. Performance evaluation of three vaporizing humidifiers and two heat and moisture exchangers in patients with minute ventilation > 10 L/min. **Chest**, 1993; 102: 1347-50.

MORGAN-HUGHES, N. J.; MILLS, G.H.; NORTHWOOD, D. Air flow resistance of three heat and moisture exchanging filter designs under wet conditions: implications for patient safety. **British Journal of Anaesthesia**, 2001; 87 (2): 289-91.

NISHIMURA, M. et al. Comparison of flow-resistive work load due to humidifying devices. **Chest**, 1990; 97: 600-4.

OPERATORS MANUAL. VT PLUS HF. Gas Flow Analyser. Everett: Fluke Biomedical. 2005.

PELOSI, P. et al. Effects of heat and moisture exchangers on minute ventilation, ventilatory drive, and work of breathing during pressure-support ventilation in acute respiratory failure. **Critical Care Medicine**, 1996; 24: 1184-88.

POMPÍLIO, C. E.; CARVALHO, C. R. R. Ventilação mecânica: definição e classificação. In: **Ventilação mecânica. Básico**. v. 1. São Paulo: Atheneu, 2000. 458 p. p. 125-134.

POOLACHERLA, R.; NICKELLS, J. Humidification devices. **Anaesthesia and Intensive Care Medicine**, 2006; 7 (10): 351-3.

PRYOR, J. A.; WEBBER, B. A. **Fisioterapia para problemas respiratórios e cardíacos**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 366 p.

RICARD, J. D. et al. Bedside evaluation of efficient airway humidification during mechanical ventilation of the critically ill. **Chest**, 1999; 115 (6): 1646-52

RICARD, J. D. et al. Efficiency and safety of mechanical ventilation with a heat and moisture exchangers changed only once a week. **American Journal of Respiratory Critical Care**, 2000; 16: 104-9.

RICARD, J. D. et al. Physicians' attitude to use heat and moisture exchangers or heat humidifiers. **Intensive Care Medicine**, 2002; 28 (6): 719-25.

SCALAN, G. L.; WILKINS, R. L.; STOLLER, J. K. **Fundamentos da Terapia Respiratória de Egan**. 7. ed. São Paulo: Manole, 2000. 1285 p.

THOMACHOT, L. et al. Comparing two heat and moisture exchanger, one hydrophobic and one hygroscopic, on humidifying efficacy and the rate of nosocomial pneumonia. **Chest**, 1998; 114: 1384-1389.

THOMACHOT, L. et al. Efficacy of heat and moisture exchangers after changing every 48 hours rather than 24 hours. **Critical Care Medicine**, 1998; 26 (3): 477-81.

TURNBULL, D. et al. Performance of breathing filters under wet conditions: a laboratory evaluation. **British Journal of Anaesthesia**, 2005; 94 (5): 675-82.

VIEIRA, S. R. R.; PLOTNIK, R.; FÍALKOW, L. Monitorização da Mecânica Respiratória Durante a Ventilação Mecânica. In: CARVALHO, C. R. R. **Ventilação Mecânica**. v. 1. São Paulo: Atheneu, 2000. 458 p. p. 215-252.

ZEITOUN, S. S. et al. Incidência de pneumonia associada à ventilação mecânica em pacientes submetidos à aspiração endotraqueal pelos sistemas abertos e fechados: estudo prospectivo – dados preliminares. **Revista Latino-Americana de Enfermagem** 2001; 9 (1): 46-52.

ZIN, W. Fisiologia do Sistema Respiratório. In: Bethlem, N. **Pneumologia**. 4. ed. São Paulo: Atheneu, 2002. 957 p. 39-54.

WEST, J. B. **Fisiologia Respiratória**. 6. ed. São Paulo: Editora Manole, 2002. 199 p.

WHITELOCK, D. E.; BEER, D. A. The Use of Filters with Small Infants. **Respir Care Clin N Am**, 2006 Jun; 12(2): 307-20.

WILLIAMS, R. B. The effects of excessive humidity. **Respiratory Care Clinics North America**, 1998; 4: 215-28.