

**ESCALAS DE UMIDIFICAÇÃO DE VIAS AÉREAS
DURANTE VENTILAÇÃO MECÂNICA: TRADUÇÃO,
VALIDAÇÃO E AVALIAÇÃO DA CONFIABILIDADE**

ANA CAROLINA SERIGATTO DE OLIVEIRA

**Dissertação apresentada à Fundação Antônio
Prudente para obtenção do título de mestre**

Área de concentração: Oncologia

Orientador: Dr. Mauro Tucci

São Paulo

2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pela Biblioteca da Fundação Antônio Prudente

Oliveira, Ana Carolina Serigatto de

Escalas de umidificação de vias aéreas durante ventilação mecânica: tradução, validação e avaliação da confiabilidade / Ana Carolina Serigatto de Oliveira -- São Paulo, 2008.

48p.

Dissertação (Mestrado)-Fundação Antônio Prudente.

Curso de Pós-Graduação em Ciências - Área de concentração:
Oncologia.

Orientador: Mauro Tucci

Descritores: 1. VENTILAÇÃO MECÂNICA 2. UMIDADE 3. UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais **Loester** e **Roseli**. Simplesmente obrigada por todo o amor.

Ao **Julio Flavio Fiore Junior**. – “Porque nada perde ou repete, porque tudo cria e renova”. Obrigada pelo companheirismo e todo o auxílio durante o desenvolvimento deste estudo.

Ao **Mauro Roberto Tucci** pela paciência, carinho e dedicação à orientação. É uma honra poder contar com seu exemplo. Obrigada por todo o aprendizado.

A todos da **equipe da UTI do Hospital A.C. Camargo** que direta ou indiretamente colaboraram para a realização deste estudo.

A **equipe de fisioterapia (AFINT)** pelo apoio e participação no estudo.

“O saber não é tranquilizador. Com ele, nunca chegamos ao fim. Toda resposta conduz a outras perguntas. O saber deve ser constantemente reaprendido, enquanto a ignorância é estável. E durável. Quando se procura saber, é por certo tempo. Quando se decide não saber, é para sempre.”

Jean-Claude Carrière

RESUMO

Oliveira ACS. **Escalas de umidificação de vias aéreas durante ventilação mecânica: Tradução, validação e avaliação da confiabilidade.** São Paulo; 2008. [Dissertação de Mestrado-Fundação Antônio Prudente].

Introdução: A análise da umidificação das vias aéreas em pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva (VMI) não é realizada habitualmente na prática clínica devido à falta de instrumentos apropriados. Alguns estudos buscaram formas simples de avaliar a eficiência da umidificação utilizando escalas visuais de formação de gotículas no tubo orotraqueal. **Objetivos:** Tradução das escalas de umidificação propostas por BEYDON et al. (1997) e RICARD et al. (1999) para língua portuguesa, avaliação do grau de concordância interobservador da versão em português e avaliação da correlação entre os dados obtidos através das escalas e a umidade absoluta do ar inspirado, mensurada através de um psicrômetro digital. **Métodos:** Estudo realizado na UTI do Hospital A. C. Camargo. Foram incluídos pacientes submetidos à VMI através de tubo orotraqueal com uso de trocador de calor e umidade (HME). Para a tradução das escalas foi realizada tradução inicial, *back-translation* e revisão por um comitê. A validação das escalas foi feita através da comparação do grau de umidificação obtidos através das escalas com a umidade absoluta do ar inspirado avaliado através de um psicrômetro digital (por impedância elétrica). **Resultados:** Foram realizadas 105 mensurações em 33 pacientes. A tradução proposta mostrou-se adequada. A escala Beydon demonstrou

boa concordância interobservador (Kappa = 0,743), enquanto a escala Ricard apresentou grau de concordância moderado (Kappa = 0,584). Ambas as escalas, no entanto, apresentaram baixa correlação com UA inspiratória (Escala Beydon $r_s = 0,065$ e Ricard $r_s = 0,038$, $p > 0,05$). **Conclusões:** Apesar de apresentarem concordância interobservador adequada, as escalas de Beydon e Ricard não apresentam adequada correlação com o grau de umidade absoluta do ar inspirado.

SUMMARY

Oliveira ACS. **[Humidification airway scales during mechanical ventilation: Translation, validation and reliability evaluation]**. São Paulo; 2008. [Dissertação de Mestrado - Fundação Antônio Prudente].

Introduction: The evaluation of airway humidification during mechanical ventilation is not usually performed in clinical practice due to the lackness of appropriate instruments. Some studies purpose that the evaluation of the amount of moisture in the endotracheal tube could be an efficient and objective measure to assess if airway humidification is adequate. **Objective:** Translate the humidification scales purposed by BEYDON et al. (1997) e RICARD et al. (1999) to portuguese, evaluate the interobserver reliability of the portuguese version and evaluate the correlation between the data obtained by the scales with the absolute humidity measured with a digital pycrometer. **Methods:** Study performed in the Hospital AC Camargo ICU, including patients under invasive mechanical ventilation using heat and moisture exchangers. The translation of the scales to portuguese were performed through initial translation, back translation and committee revision. The scales validation was performed through the correlation of the data obtained by the scales with the absolute humidity measured with a digital pycrometer. **Results:** 105 measures were obtained from 33 patients. The purposed translations to Portuguese have shown to be adequate. Beydon scale had good interobeserver reliability (Kappa value 0,743), while Ricard scale had a moderate reliability (Kappa value 0,584). Both scales showed a poor correlation with inspiratory absolute humidity (Beydon scale $r_s = 0,065$ and Ricard scale $r_s = 0,038$, $p > 0,05$). **Conclusions:** Although Beydon and Ricard scales showed adequate interobeserver reliability, both had a poor correlation with inspiratory absolute humidity.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Processo de Tradução das Escalas Beydon (Escala B) e Ricard (Escala R) de condensação no tubo traqueal para a língua portuguesa	16
Figura 2	Psicrômetro digital portátil modelo 605-H1 (Testo® - Alemanha)	18
Figura 3	Circuito intermediário com o psicrômetro acoplado e conectado ao paciente	19
Figura 4	Freqüência da Umidade absoluta inspiratória (mgH ₂ O/L)	25
Figura 5	Freqüência Umidade absoluta expiratória (mgH ₂ O/L)	25
Figura 6	Mediana da umidade absoluta inspiratória e expiratória (mgH ₂ O/L). Box plot com mediana, intervalo 25-75% e limite de 5 e 95%	26
Figura 7	Valores de mediana de UA _i (mgH ₂ O/L) das marcas de HMEs. Box plot com mediana, intervalo 25-75% e limite de 5 e 95%	27
Figura 8	Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta inspiratória (mgH ₂ O/L) e escala Beydon	29
Figura 9	Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta inspiratória (mgH ₂ O/L) e escala Ricard	29
Figura 10	Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta expiratória (mgH ₂ O/L) e escala Beydon	31
Figura 11	Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta expiratória (mgH ₂ O/L) e escala Ricard	31
Figura 12	Diagrama de dispersão mostrando a relação entre temperatura inspiratória (°C) e temperatura da UTI (°C)	32
Figura 13	Diagrama de dispersão mostrando a relação entre UA inspiratória (mgH ₂ O/L) e temperatura da UTI (°C)	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características dos pacientes do estudo	23
Tabela 2	Dados da ventilação mecânica dos pacientes	24
Tabela 3	Concordância, em número absoluto, entre os observadores para a escala Beydon	28
Tabela 4	Concordância, em número absoluto, entre os observadores para a escala Ricard	28

LISTA DE ABREVIATURAS

HME	Trocador de calor e umidade (<i>Heat and Moisture Exchanger</i>)
ISB	Limite de saturação isotérmica (<i>Isothermic Saturation Boundary</i>)
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
PaCO₂	Pressão parcial arterial de dióxido de carbono
PAV	Pneumonia associada à ventilação
PEEP	Pressão positiva ao final da expiração (<i>Positive End Expiratory Pressure</i>)
Tins	Temperatura inspiratória
UA	Umidade absoluta
UAq	Umificador aquecido
UR	Umidade relativa
UTI	Unidade de terapia intensiva
VM	Ventilador mecânico
VMI	Ventilação mecânica invasiva

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Umidade	1
1.2	Umidificação e aquecimento das vias aéreas	2
1.3	Umidificação e aquecimento em Ventilação mecânica invasiva	3
1.4	Umidificadores Aquecidos	5
1.5	Trocadores de calor e umidade	6
1.6	Dispositivos de aferição de temperatura e umidade	8
1.7	Métodos subjetivos para avaliação do desempenho de umidificadores em VMI	9
2	OBJETIVOS	11
3	MATERIAL E MÉTODO	12
3.1	Seleção da amostra	12
3.2	Cálculo da amostra	13
3.3	Protocolo	13
3.3.1	Tradução das Escalas de condensação no tubo traqueal para a língua portuguesa	14
A	Tradução	14
B	Tradução de volta para a língua de origem (<i>back-translation</i>)	14
C	Avaliação por um grupo de juizes	14
D	Pré-teste	15
3.4	Avaliação das propriedades de medida da versão final das escalas Beydon e Ricard	16
3.4.1	Confiabilidade e Validade	16
3.5	Mensurações	17
3.5.1	Dispositivos para umidificação e aquecimento utilizados	17
3.5.2	Avaliação da umidificação e aquecimento dos gases medicinais	18

3.6	Análise estatística	20
4	RESULTADOS	22
4.1	Escalas Beydon e Ricard	22
4.2	Características dos pacientes estudados e ajustes da VMI durante as mensurações	23
4.3	Umidade absoluta dos HMEs	24
4.4	Confiabilidade das escalas Beydon e Ricard	27
5	DISCUSSÃO	34
5.1	Considerações finais	38
6	CONCLUSÕES	41
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42

ANEXO

Anexo 1 Ficha de avaliação diária do estudo da umidificação

1 INTRODUÇÃO

A utilização de tubo traqueal leva a perda da capacidade de intercâmbio de calor e de umidade realizada nas vias aéreas superiores. A respiração prolongada de gases inadequadamente condicionados pode acarretar efeitos deletérios no sistema respiratório, levando a destruição do epitélio das vias aéreas, espessamento do muco brônquico e diminuição da atividade mucociliar (INGELSTEDT 1956; MARTIN et al. 1990; AARC-American Association for Respiratory Care 1992). Estas alterações são consideradas possíveis fatores de risco para o desenvolvimento de atelectasias e infecções pulmonares (MARTIN et al. 1990; AARC 1992).

O principal objetivo da umidificação e aquecimento do ar em pacientes submetidos à ventilação mecânica invasiva (VMI) é a manutenção das condições fisiológicas normais nas vias aéreas inferiores (INGELSTEDT 1956). Diversos dispositivos geradores de calor e umidade são descritos na literatura e extensivamente utilizados na prática clínica.

Apesar da umidificação e aquecimento inadequado dos gases medicinais poderem influenciar negativamente o prognóstico dos pacientes em VMI, a avaliação dessas variáveis não é realizada habitualmente na prática clínica devido à falta de instrumentos apropriados (ZUCHNER 2006).

1.1 UMIDADE

Umidade é um termo genérico usado para descrever a quantidade de vapor de água (moléculas de água) contida em uma mistura gasosa. A umidade pode ser

expressa de duas formas: umidade absoluta e umidade relativa (SOTTIAUX et al. 1993; BONASSA 1997).

A umidade absoluta (UA) é a quantidade de vapor de água em um volume de gás (expressa em miligramas de água por litro – $\text{mgH}_2\text{O/L}$). Seu valor é diretamente dependente da temperatura do gás, sendo assim, alterações na temperatura ocasionam alterações na quantidade de vapor de água que pode estar contida em um determinado volume de gás. O ar que retém a máxima quantidade de vapor de água à determinada temperatura é denominado saturado (SOTTIAUX et al. 1993; DIAS 2001).

Umidade relativa (UR) é a relação entre a quantidade de água contida em um volume de gás (umidade absoluta) e a capacidade que este gás poderia reter a uma dada temperatura (umidade absoluta do gás saturado). A umidade relativa é expressa em porcentagem (%) (SOTTIAUX et al. 1993; DIAS 2001).

1.2 UMIDIFICAÇÃO E AQUECIMENTO DAS VIAS AÉREAS

O trato respiratório superior é responsável por realizar intercâmbio de calor e umidade entre o ar ambiente e o organismo através de um processo que envolve perda de água e energia (BONASSA 1997; RATHGEBER 2006; SOTTIAUX 2006). Um adulto em respiração espontânea com volume minuto aproximado de 7 litros em ar ambiente (temperatura de 22°C com umidade próxima a $10\text{mgH}_2\text{O/L}$), por exemplo, perde aproximadamente 250ml de água por dia, gerando um gasto energético de aproximadamente 140kcal/dia (RATHGEBER 2006).

O processo de aquecimento e umidificação do ar ambiente até os pulmões é iniciado na mucosa nasal. Esta estrutura é bem vascularizada e provida de revestimento mucoso que absorve ou repele vapor de água dependendo da fase do

ciclo respiratório (RATHGEBER 2006; SHELLY 2006; SOTTIAUX 2006). Durante a inspiração o fluxo turbulento de ar através do nariz assegura o contato adequado do ar com a mucosa e este ar, por processo de convecção, é aquecido e o vapor de água do revestimento mucoso é então liberado para o gás. Durante a expiração o gás transfere calor e vapor de água novamente para a mucosa (SHELLY 2006; SOTTIAUX 2006).

O gás umidificado e aquecido no trato respiratório superior chega a carina com uma temperatura próxima a 32°C e umidade relativa (UR) em torno de 90%. Ao atingir os alvéolos o ar encontra-se com temperatura equivalente temperatura corpórea (cerca de 37°C) e UR de 100% (TODD et al. 2001; SOTTIAUX 2006). Este ponto onde a temperatura do gás se iguala com a corpórea e está completamente saturado de vapor de água é denominado limite de saturação isotérmica (ISB – *Isothermic Saturation Boundary*) e localiza-se normalmente cerca de 5 cm abaixo da Carina (RATHGEBER 2006; TODD et al. 2001; SOTTIAUX 2006). Acima do IBS, a temperatura e a umidade diminuem durante inspiração e aumentam durante a expiração, abaixo dele, tanto temperatura quanto umidade permanecem constantes (RATHGEBER 2006; SHELLY 2006). O IBS é desviado distalmente em condições em que ocorre inspiração de ar frio e seco, quando ventilação minuto é maior que a normal ou em casos de respiração através de cânula traqueal (FINK e HESS 2002).

1.3 UMIDIFICAÇÃO E AQUECIMENTO EM VENTILAÇÃO MECÂNICA INVASIVA

Durante VMI é necessário o condicionamento dos gases utilizados, visto que, estes gases são provenientes da rede de gases medicinais e conduzidos ao ventilador mecânico (VM) de forma fria e seca. Mesmo quando o VM possui um

compressor de ar (que mistura o ar da rede de gás com o ar ambiente) os valores de umidade ainda estão muito abaixo do recomendável (0–9,7 mgH₂O/L). O nível ótimo de umidificação e aquecimento dos gases em pacientes em ventilação mecânica é difícil de ser determinado (SHELLY 1998) e ainda é controverso na literatura. Os valores mínimos aceitáveis ainda não estão bem estabelecidos (MARTIN et al. 1995). A literatura sobre necessidades de umidificação e aquecimento é baseada principalmente em estudos com modelos experimentais (SHELLY 1998). Em sujeitos normais, a temperatura no nível da traquéia varia entre 32-34°C com umidade absoluta (UA) em torno de 25-35 mgH₂O/L. Os pacientes em VMI parecem necessitar de um mínimo de 26 mgH₂O/L para manter a função mucociliar e prevenir o ressecamento das secreções (BRANSON 1999). Alguns autores sugerem valores mínimos de UA entre 24-27 mgH₂O/L com valores de temperatura entre 29 e 35°C (UNAL et al. 1998). Nos relatos de oclusão do tubo traqueal com uso de trocadores de calor e umidade (HMEs) a UA variou entre 10 a 28 mgH₂O/L, o que pode sugerir que o limite inferior de umidade pode ser em torno de 28 mgH₂O/L (UNAL et al. 1998; BRANSON 1999). As diretrizes sobre umidificação durante VMI da AARC sugerem valores mínimos para os gases inspirados de 30 mgH₂O/L, para UA e de 30°C para temperatura (AARC 1992).

Existem diversos dispositivos disponíveis para gerar aquecimento e umidificação dos gases em VMI, os quais podem ser divididos de acordo com o mecanismo através do qual o calor e umidade são gerados: umidificadores aquecidos (geradores de calor e umidade ativos) e trocadores de calor e umidade (geradores de calor e umidade passivos) (RATHGEBER 2006).

1.4 UMIDIFICADORES AQUECIDOS

Os umidificadores aquecidos (UAqs) têm sido utilizados durante décadas por se tratarem de instrumentos simples e capazes de promover adequado aquecimento e umidificação (SOTTIAUX et al. 1993; RICARD et al. 2002; THIERY et al. 2003). Basicamente são constituídos por um sistema de uma câmara, também conhecida como “panela” ou “jarra”, preenchida com água, e um aquecedor com temperatura regulável. Esta água é aquecida e sofre processo de evaporação, elevando a temperatura e a umidade do ar que atravessa a câmara (BONASSA 1997; SHELLY 1998).

Os UAqs podem ter sua temperatura controlada de duas formas, podem ser não servocontrolados ou servocontrolados. Os não servocontrolados, por definição, mantêm a temperatura do aquecedor conforme aquela ajustada no controle do umidificador. Nestes dispositivos a temperatura pode-se alterar ao longo do circuito do VM, pois sofre influências de variáveis como a temperatura ambiente, fluxo inspiratório e tipo de circuito respiratório utilizado (BONASSA 1997; THIERY et al. 2003). Os UAqs servocontrolados utilizam um sensor de temperatura geralmente próximo ao “Y” do circuito do ventilador mecânico que tem a finalidade de regular constante a temperatura no aquecedor (THIERY et al. 2003). Com a finalidade de se evitar excessiva condensação de água no circuito do respirador alguns UAqs servocontrolados utilizam um fio aquecido (*heated wire*) incorporado no trajeto do circuito inspiratório. Apesar disso, RICARD et al. (2003) observaram que mesmo com a utilização deste tipo de dispositivo a condensação da água ocorreu em mais de 50% dos pacientes ventilados.

Deve-se ressaltar que mesmo sendo eficazes para gerar umidificação e aquecimento dos gases os UAqs apresentam algumas desvantagens, como a

necessidade de fonte de energia elétrica, profissionais treinados para seu manuseio, reposição constante de suprimento de água na câmara. Estas desvantagens acarretam no aumento de seu custo em relação aos HMEs (BRANSON et al. 1993; KIRTON et al. 1997; KOLLEF et al. 1998; MEMISH et al. 2001; THOMACHOT et al. 2002; LACHERADE et al. 2005; RICARD et al. 2006). Outra possível desvantagem deste recurso é a possibilidade de acúmulo de água no circuito, o qual pode gerar colonização bacteriana e aumento do risco de infecção pulmonar (CRAVEN et al. 1984; MEMISH et al. 2001; THOMACHOT et al. 2002; SHELLY 2006). Caso o ajuste da temperatura não seja realizado de forma correta os UAqs podem promover umidificação excessiva ou insuficiente, sendo que ambas as situações causam danos ao epitélio e ao sistema mucociliar (RICARD et al. 2000; SOTTIAUX 2006).

1.5 TROCADORES DE CALOR E UMIDADE

Os Trocadores de calor e umidade (HMEs - "*heat and moisture exchangers*") são também conhecidos como narizes artificiais pois simulam o funcionamento das vias aéreas superiores. Estes dispositivos são colocados entre o "Y" do circuito do ventilador e a interface utilizada para dar suporte ventilatório ao paciente e tem como objetivo reter a umidade e o calor durante a expiração e devolve-los durante a inspiração (SOTTIAUX et al. 1993; HESS 2000; RATHGEBER 2006).

Os HMEs podem ser divididos em três categorias: os higroscópios, os hidrofóbicos e os mistos (BONASSA 1997; RICARD et al. 2000; SHELLY 2006). É importante salientar que diferentes HMEs podem proporcionar diferentes valores de umidade absoluta de acordo com suas características de geração de calor e umidade (MARTIN et al. 1994; THIERY et al. 2003).

O HME higroscópico é constituído de camadas de material com baixa condutividade térmica - usualmente papel ou espuma - impregnado com um sal higroscópico como cloreto de cálcio ou lítio. Seu funcionamento é dependente do nível de umidificação e aquecimento do ar expirado pelo paciente, as partículas de água da expiração são retidas no elemento higroscópico e durante a inspiração essas partículas são emitidas ao gás gerando umidificação e aquecimento (BONASSA 1997; RATHGEBER 2006).

O HME hidrofóbico apresenta uma superfície recoberta por material com propriedades que repelem as moléculas de água. Desta forma a passagem das moléculas de água presentes no ar expirado não atingem o meio externo e o gás da inspiração é umidificado e aquecido com a água retida da superfície interna do filtro. Os HMEs hidrofóbicos são também considerados potentes filtros contra bactérias (RATHGEBER 2006; SHELLY 2006).

Os HMEs mistos (hidrofóbicos e higroscópios) apresentam propriedades de umidificação e aquecimento associadas à capacidade de filtração bacteriana. Este parece ser o tipo de HME mais utilizado na prática clínica (RICARD et al. 2000).

THOMACHOT et al. (2002) e THIERY et al. (2003) sugerem que, devido ao menor risco de infecção e baixo custo, os HMEs são uma alternativa mais atrativa em comparação aos UAqs. Contudo, existem situações clínicas em que o desempenho dos HMEs é prejudicado e o uso de UAqs acaba sendo recomendado (BRANSON et al. 1993). A presença de secreção abundante ou espessa nas vias aéreas que pode gerar aumento da resistência do HME à passagem do ar. Em pacientes que ventilam com um alto volume minuto ($> 10\text{L}/\text{min}$ ou volume corrente $> 1100\text{mL}$) (AARC 1992; UNAL et al. 1998; THOMACHOT et al. 1998; GIRAULT et al. 2003) a eficácia de umidificação do HME é prejudicada. Os pacientes que ventilam com volume corrente muito baixo ($< 300\text{mL}$), por sua vez, podem apresentar

retenção de CO₂ devido espaço-morto gerado pelo HME (ECKERBOM e LINDHOLM 1990; PRASAD e CHEN 1990; CHIARANDA et al. 1993). Nos pacientes em respiração espontânea com baixa reserva ventilatória o uso do deste dispositivo pode gerar aumento no trabalho respiratório (AARC 1992; HESS e BRANSON 1999). Nos casos de fístula broncopleural uma parcela do ar inspirado e expirado é perdida pela fístula e conseqüentemente não há retenção de umidade pelo HME (AARC 1992). Por fim, em casos de hipotermia severa ($T < 32^{\circ}\text{C}$) o uso do HME também é contra indicado (AARC 1992; BRANSON et al. 1999).

1.6 DISPOSITIVOS DE AFERIÇÃO DE TEMPERATURA E UMIDADE

Para assegurar a eficácia dos dispositivos de umidificação disponíveis no mercado, vários estudos mensuram as propriedades de temperatura e umidade dos gases ofertados durante a VMI através de instrumentos termodinâmicos como higrômetros ou psicrômetros (JACKSON e WEBB 1992; BEYDON et al. 1997; RICARD et al. 1999; DIAS 2001).

A psicrometria (do grego, psicro = água fria e metria = medida) estuda as propriedades termodinâmicas do ar úmido e utiliza estas propriedades na análise das condições e processos que envolvem este ar. O psicrômetro ou higrômetro pode mensurar a temperatura e a umidade de diversas formas, sendo as mais descritas na literatura para aferição de gases medicinais os denominados: psicrômetro de bulbos seco e úmido e psicrômetro por impedância elétrica (DIAS 2001; ZUCHNER 2006).

Os psicrômetros de bulbos seco e úmido são constituídos de um par de sensores de temperatura, sendo que o bulbo de um deles é coberto por um tecido molhado com água. Quando o bulbo úmido é colocado em uma corrente de ar, a

água é evaporada do tecido, a temperatura do bulbo cai devido ao calor retirado para evaporar a água. O seu resfriamento é diretamente proporcional à quantidade de umidade do ar. Quanto mais seco o ar, maior o resfriamento, portanto quanto maior a diferença entre as temperaturas de bulbo úmido e de bulbo seco, menor a umidade relativa. Caso o ar estiver saturado, nenhuma evaporação ocorrerá e os dois termômetros terão leituras idênticas (DIAS 2001; ZUCHNER 2006).

Os medidores por impedância elétrica possuem vantagens funcionais, pois são digitais e normalmente portáteis, compactos, formados por pequenos sensores de fácil adaptação no circuito de VMI. O princípio de seu funcionamento consiste no uso de um dispositivo higroscópico cujas propriedades se alteram à medida que o mesmo absorve ou repele as moléculas de água. As mudanças na umidade são medidas em termos de alterações na capacitância ou resistência elétrica do sensor (DIAS 2001). Os psicrômetros não estão rotineiramente disponíveis para utilização na prática clínica, pois o produto não é usualmente comercializado para este fim.

1.7 MÉTODOS SUBJETIVOS PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE UMIDIFICADORES EM VMI

Como a umidade dos gases inalados pelos pacientes em VMI não é analisada rotineiramente devido a pouca disponibilidade de instrumentos adequados para este fim, alguns estudos buscaram desenvolver métodos alternativos para viabilizar a avaliação da eficiência dos dispositivos de umidificação na prática clínica. RICARD et al. (1999) propõem a utilização de uma escala visual que, em seu estudo, demonstrou boa correlação com o grau de umidificação das vias aéreas avaliada objetivamente através de psicrômetro de bulbos seco e úmido. Neste estudo foram avaliados pacientes ventilados mecanicamente com tubo orotraqueal, utilizando

como dispositivo de umidificação o HME ou a UAq. A escala proposta possui seis graduações: “1. *dry*; 2. *moisture only*; 3. *moisture + few water droplets*; 4. *moisture + several water droplets*; 5. *numerous water droplets*; e 6. *dripping wet*”.

Utilizando o mesmo princípio, BEYDON et al. (1997) também criaram uma escala visual que foi aplicada em pacientes que utilizavam HMEs. Esta escala é composta de quatro graduações: “0. *dry*; 1. *mist without drops*; 2. *drops without condensation*; e 3. *water condensation*”. Foi observada boa correlação entre essa escala e a umidificação das vias aéreas especificada pelos fabricantes dos produtos testados.

Os dois artigos que propõe o uso de escalas de umidificação foram publicados em revistas americanas, limitando muito sua utilização em UTIs de países que não são de língua inglesa. Não é de nosso conhecimento a existência de publicações que propõe a tradução destas escalas para a língua portuguesa.

Embora as escalas propostas de BEYDON et al. (1997) e RICARD et al. (1999) sejam instrumentos de avaliação bastante subjetivos, nenhum dos artigos originais avalia a reprodutibilidade das escalas. Não é de nosso conhecimento, também, a existência de estudos comparando as duas escalas e demonstrando qual delas é a mais adequada para avaliar a eficiência dos dispositivos de umidificação.

2 OBJETIVOS

- Tradução da língua inglesa para língua portuguesa das escalas de condensação no tubo traqueal propostas por BEYDON et al. (1997) e RICARD et al. (1999).
- Avaliação da confiabilidade (concordância interobservador) das escalas na versão em português.
- Correlacionar a pontuação das escalas com a aferição dos parâmetros psicrométricos (temperatura, umidade absoluta) dos gases, avaliados através do psicrômetro digital.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Fundação Antônio Prudente – Hospital A.C. Camargo. Conforme a orientação deste comitê, não foi necessária a obtenção de termo de consentimento junto aos pacientes envolvidos no estudo ou seus familiares, pois o protocolo não envolvia procedimentos invasivos.

O estudo foi realizado nas UTIs do Hospital A.C. Camargo. Trata-se de uma UTI clínico-cirúrgica que atende pacientes, em geral, portadores de doença neoplásica ou que apresentaram neoplasia durante algum período de suas vidas.

Todos os pacientes internados na UTI que permaneceram por mais de 6 horas em ventilação mecânica invasiva através de tubo orotraqueal foram candidatos à inclusão no estudo. Os pacientes que foram submetidos à reintubação poderiam participar do protocolo mais de uma vez.

Eram excluídos do estudo os pacientes que apresentavam condições clínicas que impossibilitaram a realização das medidas, tais como instabilidade hemodinâmica antes do início das mensurações (pressão arterial média < 70 mmHg e/ou frequência cardíaca > 120 bpm), queda da saturação de O₂ (SpO₂ menor que 90%) durante a mensuração ou desconexão do ventilador, casos de necessidade de PEEP > 12 cmH₂O e hipotermia (T < 32C°).

3.2 CÁLCULO DA AMOSTRA

Segundo CICCHETTI e CONN (1976) , para avaliação de confiabilidade de escalas, que apresentam 4 pontuações como no caso da escala proposta por BEYDON et al. (1997), é necessário um mínimo de 30 amostras. Já escalas com 6 pontuações, como a escala proposta por RICARD et al. (1999), requerem um mínimo de 75 amostras.

3.3 PROTOCOLO

A tradução das escalas propostas por BEYDON et al. (1997) e RICARD et al. (1999) seguiram as etapas do processo de adaptação transcultural, que pressupõe a combinação de duas etapas interligadas: a tradução do instrumento e a validação propriamente dita. A proposta metodológica obedeceu a preconizada por GUILLEMIN et al. (1993), que compreende as seguintes etapas: tradução, tradução de volta a língua de origem (*back-translation*), avaliação das versões original e *back-translated*, versão final e pré-teste.

Após a realização do pré-teste iniciou-se então, a coleta dos dados para a avaliação da confiabilidade (concordância interobservador) das escalas na versão em português e da correlação entre a pontuação das escalas com a aferição dos parâmetros psicrométricos (temperatura, umidade absoluta) dos gases através do psicrômetro digital.

3.3.1 Tradução das escalas de condensação no tubo traqueal para a língua portuguesa

A Tradução

Inicialmente foi realizada a tradução das escalas para a língua portuguesa por três profissionais da área da saúde, atuantes na área de terapia intensiva, conhecedores dos dois idiomas (português/inglês). Os tradutores foram informados dos objetivos da tradução. Após a realização das três traduções de forma independente os tradutores e a pesquisadora principal realizaram a análise conjunta do material e uma tradução consensual das escalas.

B Tradução de volta para a língua de origem (*back-translation*)

A versão final das escalas traduzidas para a língua portuguesa foram então retraduzidas para a língua inglesa por outros três tradutores, profissionais da área da saúde, atuantes na área de terapia intensiva. Estes profissionais não foram informados dos objetivos da *back-translation* e realizaram a tradução de forma individual e independente. Com as três versões obtidas, fez-se a comparação do material pela pesquisadora em conjunto com os três tradutores e uma nova versão final em inglês foi obtida.

Na fase seguinte foi analisada a equivalência das duas versões (tradução original e *back-translated*) por um grupo de juizes.

C Avaliação por um grupo de juizes

A análise foi realizada por um grupo de juizes formado por três profissionais da área da saúde, atuantes na área de terapia intensiva que, mediados pela pesquisadora, discutiram e avaliaram a equivalência de cada item das versões das escalas (da tradução original e da *back-translated*).

Depois de discutida a equivalência entre as versões, foi desenvolvida a versão final das escalas em língua portuguesa, sendo estas denominadas Escala Beydon e Escala Ricard.

D Pré-teste

O pré-teste das escalas foi realizado por quatro fisioterapeutas que atuam na Unidade de Terapia Intensiva do Hospital A. C. Camargo. Após serem esclarecidos sobre objetivos da atividade, estes profissionais aplicaram as escalas em dois pacientes internados na UTI, de forma independente. A comunicação entre estes profissionais não era possível no momento da análise. Ao término da aplicação das escalas, esses profissionais apresentaram sua avaliação para a pesquisadora que os questionava sobre possíveis problemas em sua compreensão ou implementação.

A síntese dos procedimentos realizados no processo de adaptação das escalas de condensação no tubo traqueal encontra-se Figura 1.

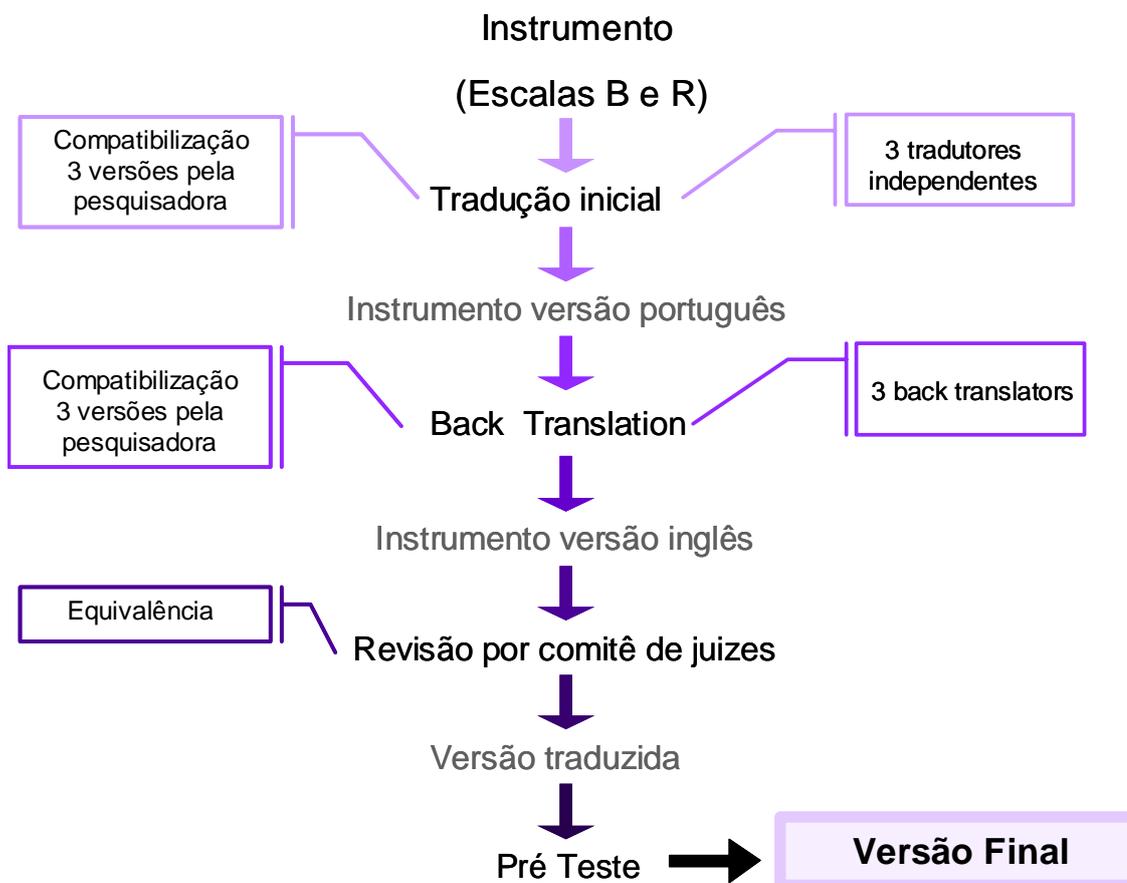


Figura 1 - Processo de tradução das escalas Beydon (Escala B) e Ricard (Escala R) de condensação no tubo traqueal para a língua portuguesa.

3.4 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES DE MEDIDA DA VERSÃO FINAL DAS ESCALAS BEYDON E RICARD

3.4.1 Confiabilidade e validade

A avaliação da confiabilidade das escalas Beydon e Ricard foi realizada através da aplicação das escalas por dois avaliadores, fisioterapeutas da UTI do hospital, escolhidos de forma aleatória. Estes fisioterapeutas, que previamente

havia recebido uma explicação sobre as escalas, realizavam a visualização do tubo orotraqueal e em seguida pontuaram as escalas. As avaliações foram realizadas de forma independente e os avaliadores não podiam se comunicar entre si. Os pontos obtidos eram então relatados a pesquisadora e anotados na ficha de avaliação.

Para a avaliação da validade das escalas, a aferição de dados psicrométricos (temperatura e umidade Relativa) dos gases inspirado e expirado foi realizada no mesmo momento em que os avaliadores pontuavam as escalas.

3.5 MENSURAÇÕES

3.5.1 Dispositivos para umidificação e aquecimento utilizados

O HME misto Humid-vent[®] (Gibeck - Suécia) é o dispositivo de umidificação padrão utilizado neste hospital e seu tempo máximo de uso foi estipulado em três dias nesta instituição, caso este não fosse contaminado acidentalmente ou obstruído por secreção. Para a realização do estudo, no entanto, optou-se diversificar os tipos de HMEs utilizados com a finalidade de aplicar as escalas em outros dispositivos mistos e em dispositivos hidrofóbicos. Os demais HMEs utilizados foram: o HME hidrofóbico, BB100MFSLA[®] (PALL - Reino Unido) e o HME misto HigoVent S[®] (Medisize BV - Holanda) com tempo máximo de utilização também de três dias, caso este não fosse contaminado acidentalmente ou obstruído por secreção. O tempo máximo para utilização dos HMEs é controverso na literatura. Os fabricantes dos HMEs recomendam sua troca a cada 24 horas ainda que essa recomendação não seja sustentada pela literatura (THIERY et al. 2003). Os diversos estudos realizados com o intuito de verificar a possibilidade de ampliação do tempo de troca dos HMEs, observaram que estes podem ser utilizados por 48 horas ou até uma semana, sem

provocar risco ao paciente (THOMACHOT et al. 1998; RICARD et al. 2000; THOMACHOT et al. 2002; LELLOUCHE et al. 2004).

3.5.2 Avaliação da umidificação e aquecimento dos gases medicinais

Para aferições da temperatura e umidade relativa do gás inspirado e do gás expirado, foi utilizado um psicrômetro digital portátil modelo 605-H1 (Testo® - Alemanha) (Figura 2). Este aparelho é capaz de medir variações de temperatura entre 0 e +50°C (com variação de medida no display de 0.1°C) e variações de umidade relativa entre +5 e +95%UR (com variação de medida no display de 0.1% UR).



Figura 2 - Psicrômetro digital portátil modelo 605-H1 (Testo® - Alemanha)

Com a finalidade de aferir isoladamente as características do gás inspirado e expirado, um circuito intermediário composto de válvulas unidirecionais proposto por LELLOUCHE et al. (2004) foi utilizado. Este circuito era colocado entre o tubo traqueal e o HME e tinha o objetivo de separar o fluxo de gás inspirado do fluxo de gás expirado. O circuito foi utilizado por cada paciente do início ao fim das medidas e em seguida eram esterilizados para novo uso. O sensor do psicrômetro foi fixado ao

circuito intermediário através de um adaptador que impede a saída de ar para o meio externo (Figura 3).



Figura 3 - Circuito intermediário com o psicrômetro acoplado e conectado ao paciente.

O psicrômetro fornece a umidade relativa e a temperatura do gás que tem contato com seu sensor. O tempo de permanência do dispositivo no circuito foi cerca de 20 minutos (10 minutos para o gás inspirado e 10 minutos para o expirado), tempo necessário para o sensor atingir equilíbrio térmico com o ar. Após a obtenção destes dados, foi possível o cálculo da umidade absoluta, através da expressão (RICARD et al. 1999):

$$\text{Umidade absoluta} = \frac{[16,451563 - (0,731 * T) + (0,03987 * T^2)] * \text{umidaderelativa}}{100}$$

T = temperatura do gás

Existe uma padronização quanto ao procedimento de aspiração traqueal na unidade, o qual consiste na instilação de soro fisiológico no tubo traqueal seguido da aspiração do tubo. Tal procedimento poderia alterar a composição real de gotículas

no tubo traqueal, sendo assim, achou-se prudente realizar a aferição e coleta dos dados em pacientes que não foram submetidos à aspiração traqueal no intervalo de pelo menos 1 hora antes do início da coleta. O mesmo tempo foi considerado em caso de uso aerosolterapia medicamentosa.

Uma ficha de avaliação específica foi desenvolvida para este estudo (Anexo1). Esta incluía os dados demográficos dos pacientes, medidas psicrométricas (temperatura, umidade relativa e absoluta) do ar inspirado e expirado, tipo de HME utilizado, temperatura e umidade da UTI no momento da coleta, temperatura corpórea, volume minuto e volume corrente do paciente, modalidade ventilatória utilizada, frequência respiratória, fração inspirada de oxigênio, pico de fluxo inspiratório, PEEP - Pressão Positiva ao Final da Expiração (*Positive End Expiratory Pressure*), tempo de ventilação total e tempo de uso do HME.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada com uso do programa SPSS 13.0 (SPSS for Windows, Chicago, USA). Para análise da confiabilidade foi utilizado o teste Kappa, que se baseia no número de respostas concordantes. O Kappa corresponde a uma medida de concordância e assume valores de -1 a +1, onde o valor zero indica nenhuma concordância e +1 a concordância perfeita (PEREIRA 1999). De acordo com Pereira (PEREIRA 1999) o grau de concordância pode ser variável de acordo com os valores de confiabilidade, sendo assim, valor de confiabilidade de 0,0 indica pobre grau de concordância, valores entre 0,01-0,20 indicam grau de concordância leve, valores entre 0,21-0,40 um discreto grau de concordância, valores entre 0,41-0,60 moderado grau de concordância, valores entre 0,61-0,80 grau de concordância substancial ou bom e valores entre 0,81-0,90 grau de concordância quase perfeito.

As variáveis contínuas foram descritas como mediana (intervalo interquartil) ou média (\pm desvio padrão) conforme a distribuição fosse não paramétrica ou paramétrica. Para avaliar a correlação entre a umidade absoluta medida pelo psicrômetro e os valores obtidos da pontuação de cada escala foi inicialmente testado se a distribuição das variáveis era normal. Como a distribuição não era normal optamos por utilizar o teste de Spearman.

4 RESULTADOS

4.1 ESCALAS BEYDON E RICARD

Seguindo a proposta metodológica de GUILLEMIN et al. (1993), estão demonstradas abaixo as versões originais em inglês e as versões finais das traduções para a língua portuguesa das escalas Beydon (Quadro 1) e Ricard (Quadro 2).

0. dry	0. seco
1. mist without drops	1. úmido sem gotas
2. drops without condensation	2. gotas sem condensação
3. water condensation	3. condensação de gotas

Quadro 1 - Escala Beydon na versão publicada na língua inglesa e na versão final em português

1. dry	1. seco
2. moisture only	2. úmido apenas
3. moisture + few water droplets	3. úmido + poucas gotículas de água
4. moisture + several water droplets	4. úmido + várias gotículas de água
5. numerous water droplets	5. numerosas gotículas de água
6. dripping wet	6. completamente úmido

Quadro 2 - Escala Ricard na versão publicada na língua inglesa e na versão final em português.

4.2 CARACTERÍSTICAS DOS PACIENTES ESTUDADOS E AJUSTES DA VMI DURANTE AS MENSURAÇÕES

Participaram do estudo 33 pacientes internados na UTI do Hospital A.C. Camargo. Um total de 105 mensurações foi realizado. As características clínicas destes pacientes são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características dos pacientes do estudo.

Número de casos (n)	33
Idade	62,9 ± 13,7
Sexo (Masculino) / (Feminino)	18 (50%) / 18 (50%)
Peso (Kg)	61,47 ± 12,2
Altura (metros)	1,60 ± 8,8
Score SAPSII*	48,1 ± 21,5
Temperatura corpórea (°C)	36,5 ± 0,8

*SAPSII: *Simplified Acute Physiology Score* segundo LE GALL et al. (1993), VMI: Ventilação Mecânica Invasiva. Valores demonstrados através de média ± desvio padrão, salvo quando indicado de outra forma.

Durante as aferições a temperatura da UTI em média manteve-se em 36,3 °C (±1,1) com umidade relativa média de 61,9% (±10,6), seguindo recomendações da literatura (RICARD et al. 1999; LELLOUCHE et al. 2004).

A maioria dos pacientes utilizou cânula orotraqueal número 7.5 (38,8%); 36,1% dos pacientes foram intubados com cânula número 8.0; 22,2% com cânula 8.5 e apenas 2,7% dos pacientes utilizaram cânula número 7.0.

Os respiradores utilizados para ventilar mecanicamente os pacientes foram: Savina[®] (Drager), Bennett 7200[®] (Puritan Bennett), Bennett 840[®] (Puritan Bennett) e Servo 300[®] (Marquet). Em relação à modalidade ventilatória, 12 pacientes foram

ventilados em A/C, 3 pacientes em SIMV, 9 pacientes em BIPAP, 12 pacientes em PSV. Na Tabela 2 são demonstrados os dados da ventilação mecânica dos pacientes estudados.

Tabela 2 - Dados da ventilação mecânica dos pacientes.

Pico de Fluxo inspiratorio (l/s)	61 (57,7 – 76,7)
Frequência respiratória (rpm)	18 (15 – 22)
Volume Minuto (L/minuto)	8,26 (6,30 – 11,43)
Fração de oxigênio inspirado (%)	35 (30 – 40)
PEEP (cmH₂O)	7,8 ± 2,2

Valores demonstrados através de mediana e de média ± desvio padrão.

4.3 UMIDADE ABSOLUTA DOS HMEs

A frequência da umidade absoluta inspiratória e expiratória dos HMEs são demonstradas nas figuras 4 e 5. A mediana da umidade absoluta inspiratória (U_{Ai}) foi de 26,5 (25,2 - 28,3) mgH₂O/L e da expiratória (U_{Ae}) foi de 32,1 (29,6 - 32,1) mgH₂O/L encontradas estão representadas na Figura 6 .

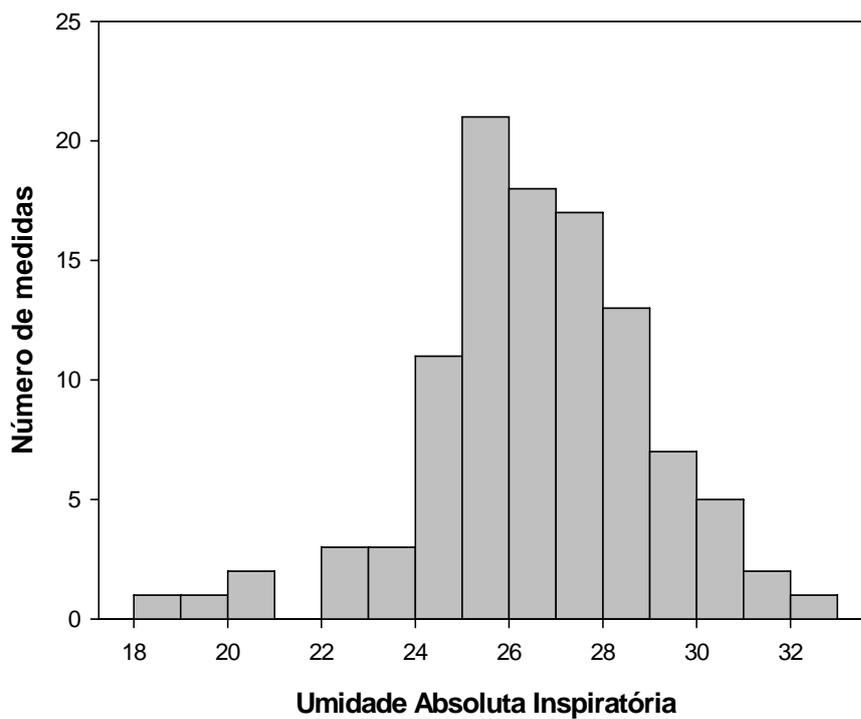


Figura 4 - Frequência da Umidade absoluta inspiratória (mgH₂O/L).

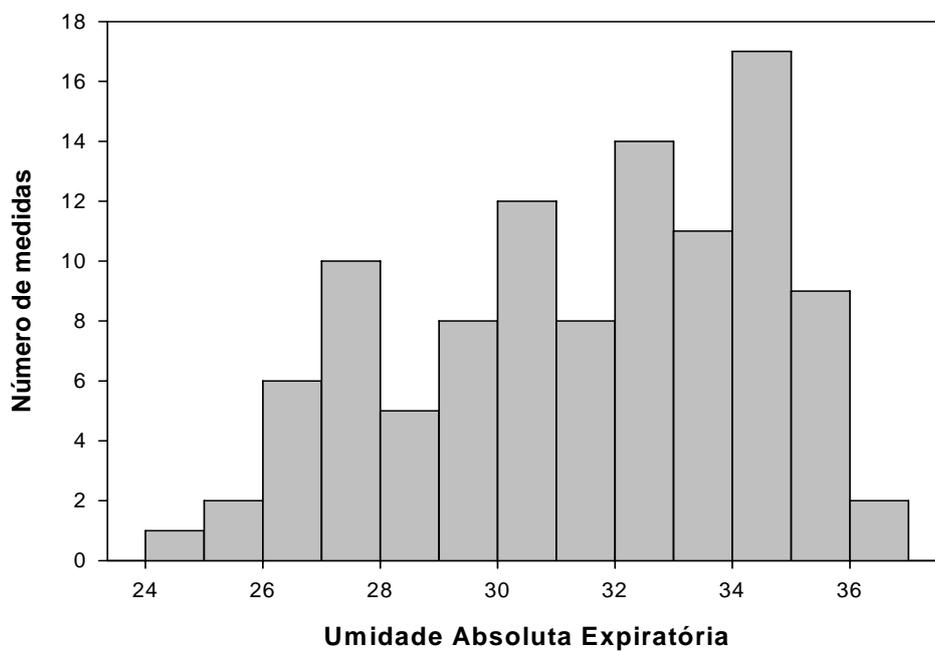


Figura 5 - Frequência Umidade absoluta expiratória (mgH₂O/L).

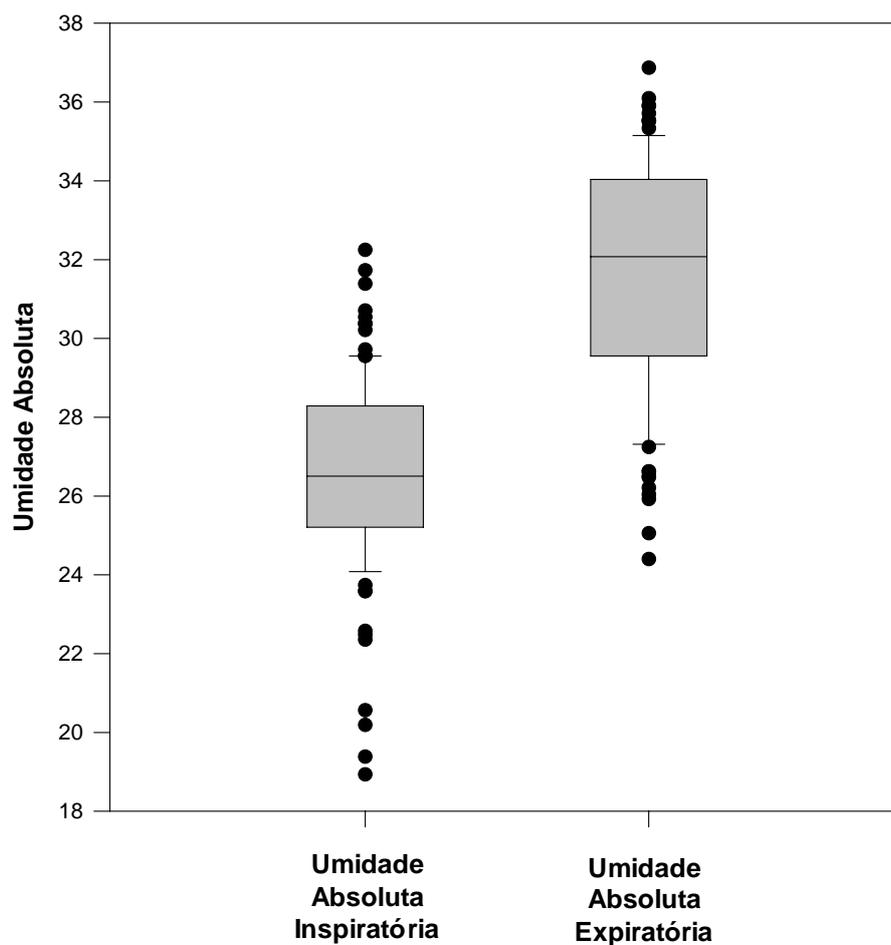


Figura 6 - Mediana da umidade absoluta inspiratória e expiratória (mgH₂O/L). Box plot com mediana, intervalo 25-75% e limite de 5 e 95%.

Foram realizadas 48 mensurações com HME da marca Gibeck, 40 com a marca PALL e 17 com a marca Medisize. Na figura 7 estão representados os valores de mediana da umidade absoluta inspiratória de cada marca de HME utilizada no estudo.

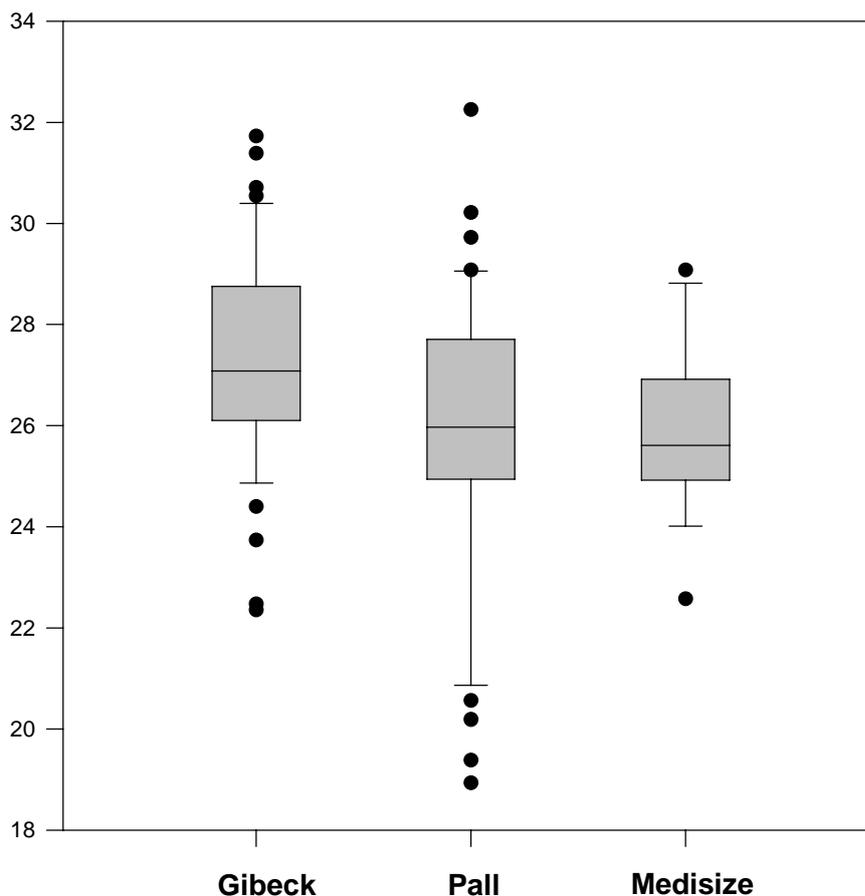


Figura 7 - Valores de mediana de UAi (mgH₂O/L) das marcas de HMEs. Box plot com mediana, intervalo 25-75% e limite de 5 e 95%.

4.4 CONFIABILIDADE DAS ESCALAS BEYDON E RICARD

Nas tabelas 3 e 4 estão demonstradas, respectivamente, as concordâncias entre os observadores para as escalas de Beydon e Ricard.

A interpretação dos valores de Kappa (PEREIRA 1999) mostra que a escala Beydon apresentou bom grau de concordância interobservador, com Kappa de 0,743. Já a escala Ricard apresentou um Kappa de 0,584, indicando grau moderado de concordância interobservador.

Tabela 3 – Concordância, em número absoluto, entre os observadores para a escala Beydon.

		Observador 2				Total
		0	1	2	3	
Observador 1	0	12	1	0	0	13
	1	0	9	2	2	13
	2	0	0	41	9	50
	3	0	0	4	25	29
Total		12	10	47	36	105

Tabela 4 – Concordância, em número absoluto, entre os observadores para a escala Ricard.

		Observador 2						Total
		1	2	3	4	5	6	
Observador 1	1	12	1	0	0	0	0	13
	2	0	9	4	0	0	0	13
	3	0	0	10	5	2	2	19
	4	0	0	6	8	7	0	21
	5	0	0	0	4	9	1	14
	6	0	0	0	0	4	21	25
Total		12	10	20	17	22	24	105

A correlação entre a umidade absoluta inspiratória e as escalas Beydon e Ricard estão representadas nas Figuras 8 e 9. Estas medidas foram pouco correlacionadas como demonstrado pelos baixos valores encontrados utilizando coeficiente de correlação de Spearman: r_s 0,065 ($p > 0,05$) para escala de Beydon e r_s 0,038 para escala de Ricard ($p > 0,05$).

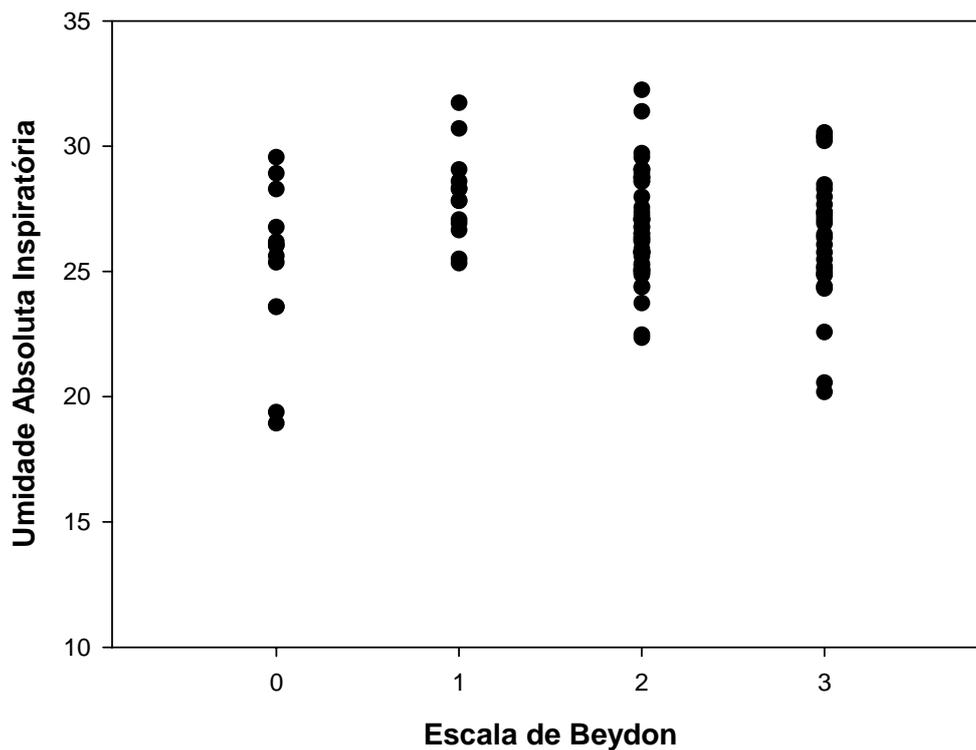


Figura 8 - Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta inspiratória (mgH₂O/L) e escala Beydon.

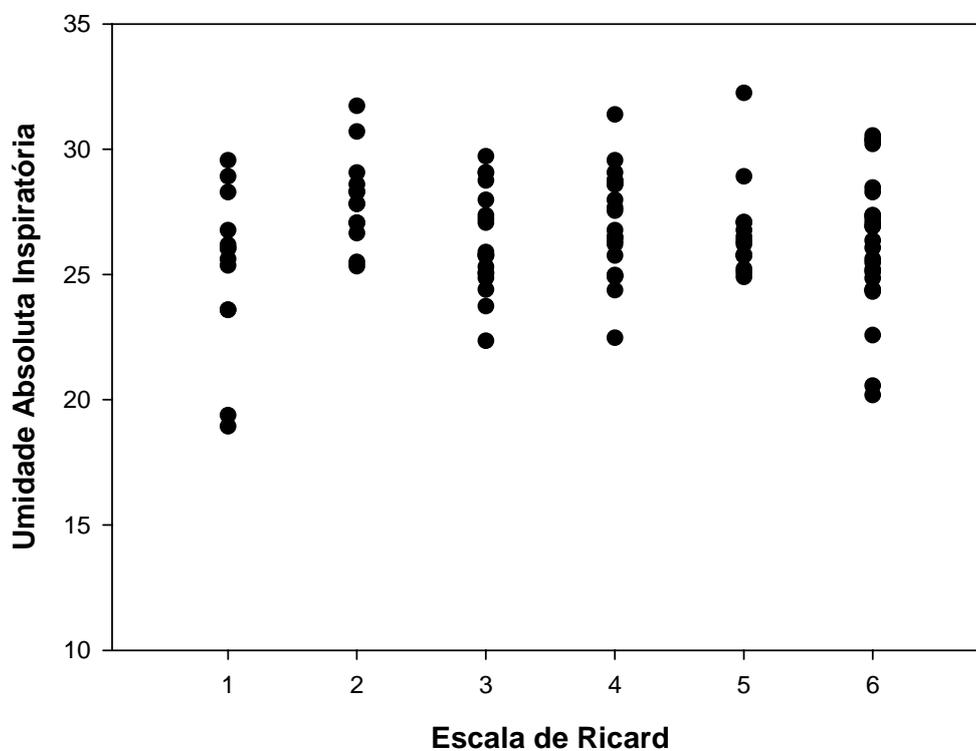


Figura 9 - Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta inspiratória (mgH₂O/L) e escala Ricard.

A correlação entre a umidade absoluta expiratória e as escalas Beydon e Ricard estão representadas nas Figuras 10 e 11. Estas medidas estão pouco correlacionadas como demonstrado pelos baixos valores encontrados do coeficiente de Spearman: para escala de Beydon $r_s = 0,022$ ($p > 0,05$) e para escala de Ricard $r_s = 0,010$ ($p > 0,05$). Foi encontrada correlação entre temperatura ambiente (temperatura da UTI) e a temperatura inspiratória fornecida pelos HMEs ($r = 0,487$ - $p < 0,001$) conforme Figura 12. A mesma correlação foi encontrada entre a UA inspiratória ($r = 0,466$ - $p < 0,001$) e a temperatura da UTI (Figura 13).

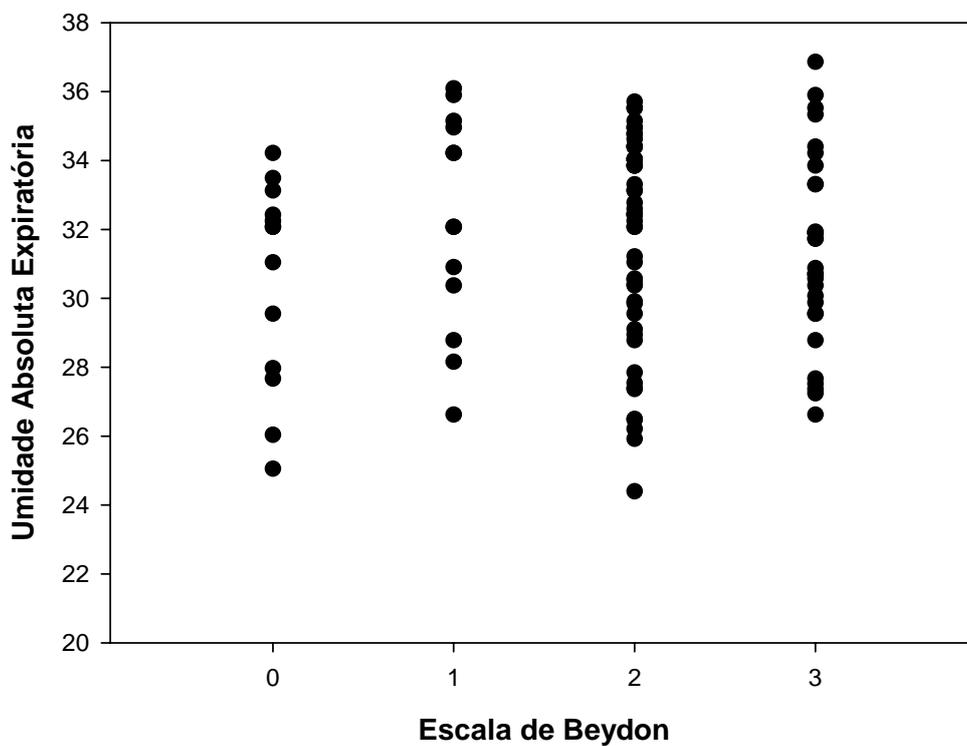


Figura 10 - Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta expiratória (mgH₂O/L) e escala Beydon.

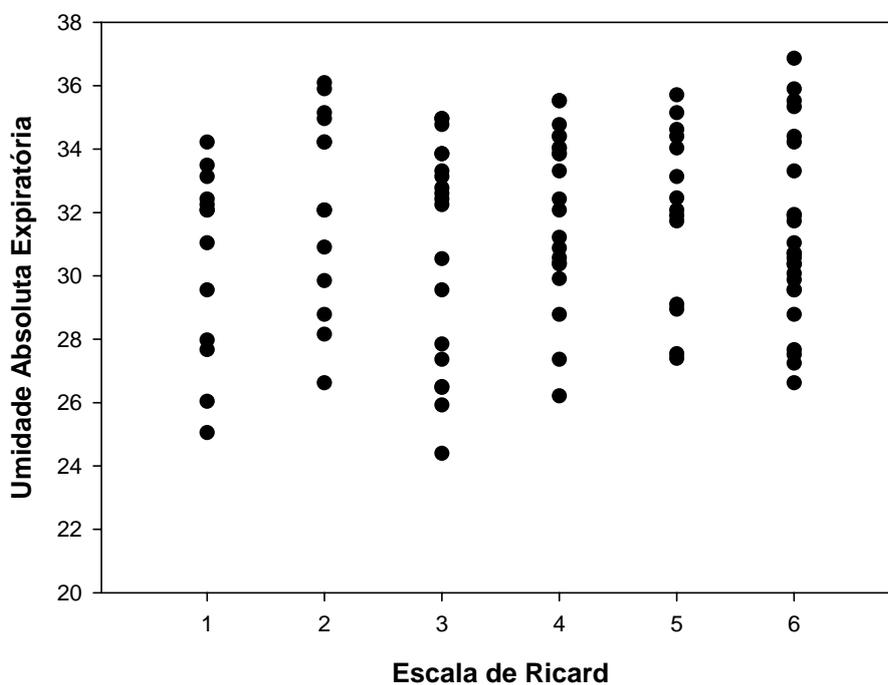


Figura 11 - Diagrama de dispersão mostrando a relação entre umidade absoluta expiratória (mgH₂O/L) e escala Ricard.

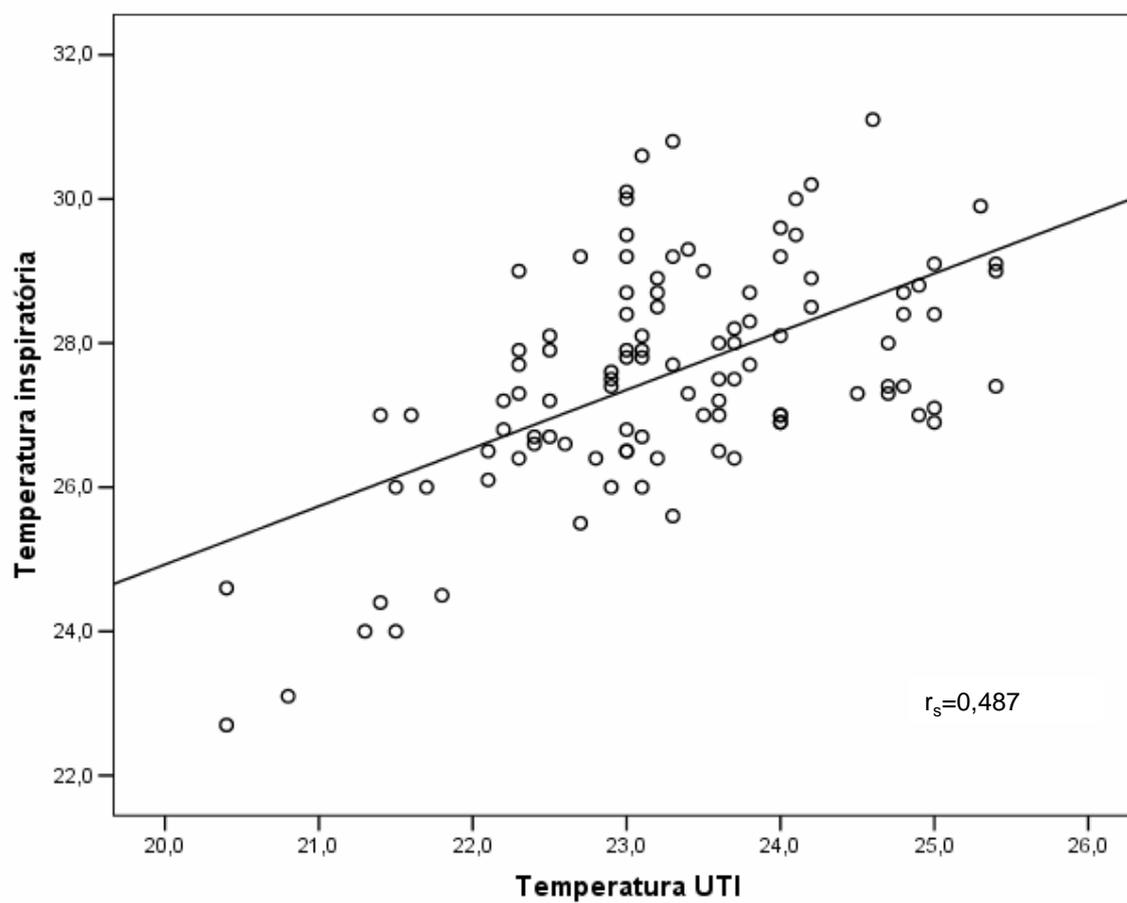


Figura 12 - Diagrama de dispersão mostrando a relação entre temperatura inspiratória (°C) e temperatura da UTI (°C).

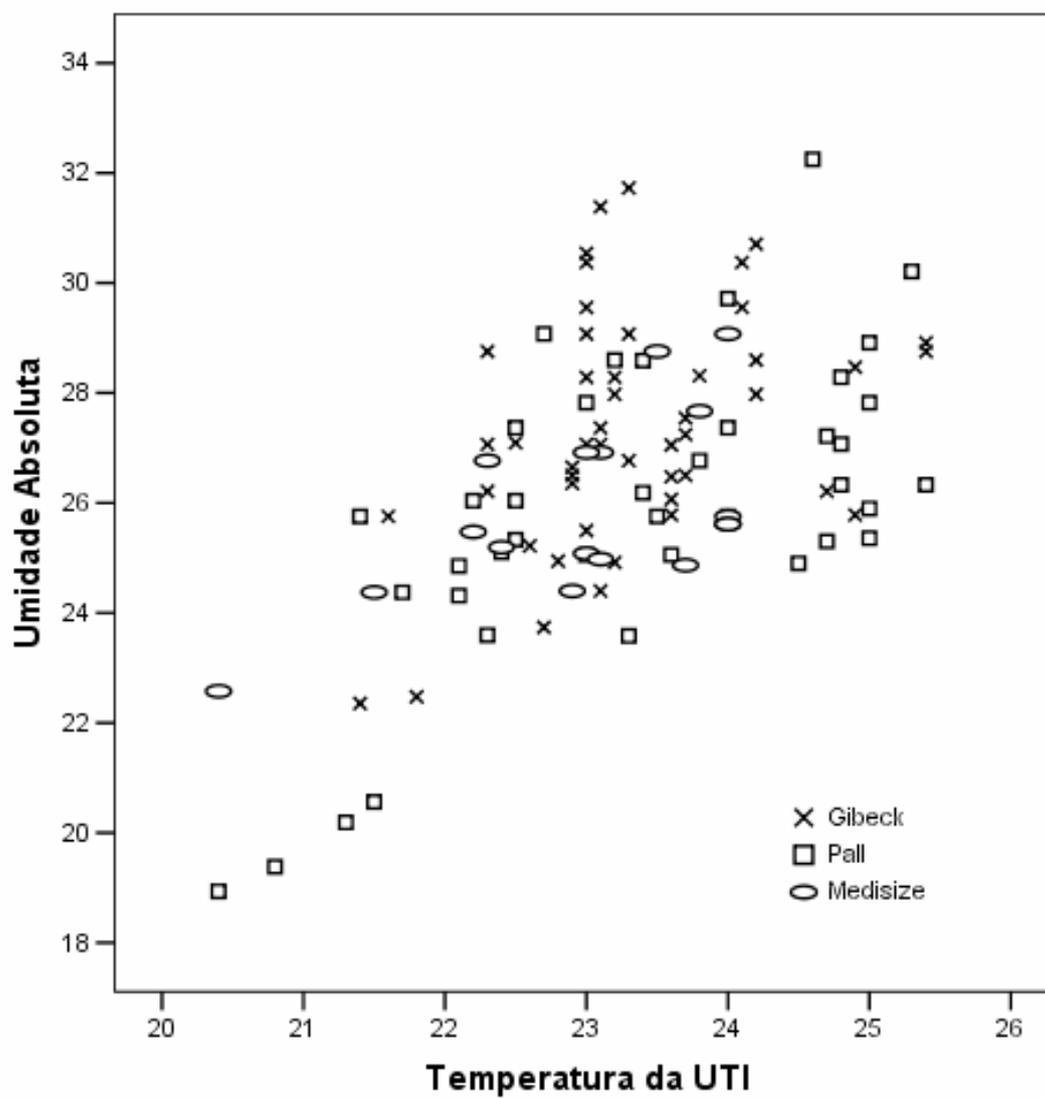


Figura 13 - Diagrama de dispersão mostrando a relação entre UA inspiratória (mgH₂O/L) e temperatura da UTI (°C).

5 DISCUSSÃO

Este estudo visou traduzir, validar e avaliar a confiabilidade de escalas subjetivas de umidificação em pacientes que utilizam HME. Estas escalas avaliam a formação de gotículas no tubo traqueal para determinar se o nível de umidificação das vias aéreas se encontra adequado. Primeiramente foi realizada a tradução dos instrumentos (escala Beydon e Ricard) com o objetivo tornar acessível o uso destas escalas em nosso país, visto que estas encontravam-se disponíveis apenas na língua inglesa. Posteriormente, a reprodutibilidade das escalas já traduzidas foi avaliada. Ambas as escalas foram publicadas sem que fosse avaliada a existência de concordância interobservador aceitável para sua aplicação na prática clínica. Contudo, no presente estudo teve-se o cuidado de avaliar o grau de concordância interobservador das escalas e, se estas de fato fossem reprodutíveis, avaliar sua efetividade verificando a existência de correlação entre as medidas obtidas através das escalas e o nível de umidificação das vias aéreas obtido através de um psicrômetro - aparelho especificamente utilizado para mensuração da temperatura e umidade de gases.

Ambas as escalas apresentaram um grau de concordância interobservador satisfatório. A escala Beydon, possivelmente por ser mais simples e composta por menos graduações, apresentou um melhor grau de concordância em relação à escala Ricard.

Embora as escalas traduzidas para a língua portuguesa sejam reprodutíveis, ambas apresentaram baixa correlação com os parâmetros de temperatura e umidade absoluta inspiratória mensurado através do psicrômetro, indicando que possuem baixa acurácia para avaliação da umidificação de pacientes ventilados

mecanicamente que utilizam HME. Tentou-se também correlacionar as escalas com a umidade absoluta expiratória, pois a formação de gotículas no tubo pode se dar também pelo gás expirado que contém maior UA em relação ao gás inspirado, contudo nenhuma correlação foi observada.

O resultado observado neste estudo não está de acordo com os estudos que propuseram a utilização destas escalas como um método confiável para avaliação da umidade. No estudo BEYDON et al. (1997) observou-se boa correlação entre a escala proposta e a umidificação absoluta que o dispositivo atinge em teste de bancada feito pelo fabricante ($r = 0,82$ e $p < 0,0001$). Isto é, a mensuração da umidade absoluta não foi realizada neste estudo. RICARD et al. (1999) verificou boa correlação de sua escala com a umidade absoluta inspiratória medida ($r_s = 0,7$ e $p < 0,0001$).

Uma possível causa da divergência de nossos resultados com os resultados obtidos por RICARD et al. (1999) poderia ser o tipo de psicrômetro utilizado para aferição da temperatura das vias aéreas. O estudo de RICARD et al. (1999) utilizou um psicrômetro de bulbo seco e úmido. No presente estudo utilizamos um psicrômetro digital (por impedância elétrica). Não é de nosso conhecimento a existência de estudos avaliando qual o melhor tipo de psicrômetro para aferição de T e UR de gases medicinais. Optamos pelo uso do psicrômetro digital por se tratar de dispositivo de baixo custo e rápida leitura. Além disso, este dispositivo possui um sensor de pequeno diâmetro, reduzindo a possibilidade de causar efeitos deletérios ao paciente, como aumento resistência e do trabalho respiratório durante a mensuração dos dados. Para assegurar que o psicrômetro utilizado estava aferindo adequadamente os dados, durante o estudo piloto utilizamos uma segunda marca de psicrômetro digital (Hygropalm[®] - Rotronic, Holanda) e foram observados valores idênticos de aferição da temperatura e umidade relativa. Outra preocupação foi em

relação a procedimento como aspiração traqueal e aerosolterapia medicamentosa dos pacientes incluídos no estudo, visto que tais procedimentos poderiam alterar o grau de formação de gotículas no tubo traqueal. Os estudos de BEYDON et al. (1997) e RICARD et al. (1999) não relataram tais preocupações.

No presente estudo procurou-se manter a temperatura ambiente da UTI entre os níveis encontrados em outros estudos, a temperatura média foi de $23,2 (\pm 1,1) ^\circ\text{C}$, com mínimo de $20,4 ^\circ\text{C}$ e máximo de $25,4 ^\circ\text{C}$. Estes valores talvez acabaram sendo inferiores aos relatados por outros estudos. Por exemplo, no estudo de RICARD et al. (1999) a temperatura ambiente era mantida entre $23,5$ a $25 ^\circ\text{C}$, o mesmo valor que foi usado posteriormente no estudo de BOYER et al. (2003). Encontramos correlação entre temperatura ambiente e a temperatura inspiratória fornecida pelos HMEs ($r_s = 0,487$, $p < 0,001$). A mesma correlação foi encontrada com a UA inspiratória ($r_s = 0,466$, $p < 0,001$), pois como a umidade relativa de todos os HME testados estão próximas a 100%, a UA inspiratória é diretamente proporcional à temperatura inspiratória do gás medicinal. Esta influência da temperatura ambiente e, também, da temperatura corpórea sobre o valor de UA dos HMEs já havia sido referida por ROUSTAN et al. (1992) e THIERY et al. (2003). CROCI et al. (1993) já havia relatado que a temperatura ambiente interferia nos valores de umidade em pacientes que utilizavam HME do tipo hidrofóbico. LELLOUCHE et al. (2004) observaram o mesmo tipo de interferência, porém em pacientes que utilizavam UAqs.

Quando observado o desempenho das 3 marcas de HMEs utilizadas no estudo, nossos dados demonstram que eles têm performance diferente ($p=0,004$). O HME misto da marca Gibeck teve maiores valores de UA, mediana de $27\text{mgH}_2\text{O/L}$ ($22,3 - 31,7$), do que o HME misto da marca Medisize com mediana de $25,6\text{mgH}_2\text{O/L}$ ($22,6 - 29,1$) e o HME hidrofóbico da marca PALL, com mediana de $25,96\text{mgH}_2\text{O/L}$

(18,9 - 32,3). Estas diferenças de desempenho já haviam sido relatadas por outros autores, principalmente com os HMEs do tipo hidrofóbico (SOTTIAUX et al. 1993; BRANSON e DAVIS 1996; RICARD et al. 1999; THIERY 2003).

A literatura é controversa em relação ao limite inferior de UA do ar que será ofertado ao paciente durante a VMI. Alguns autores defendem limites baixos de UA como DERY (1973), que recomenda valores entre 25 e 28mgH₂O/L e BRANSON et al. (1993) que recomenda valores entre 22 e 28mgH₂O/L. Outros sugerem limites mais elevados de UA como SHELLY (1988), que recomenda valores limites entre 25 e 30mgH₂O/L. DREYFUSS et al. (1991); MARTIN et al. (1994) e THOMACHOT et al. (1998) sugerem UA maior ou igual a 30mgH₂O/L. Outros sugerem valores próximos ao fisiológico: em torno de 44 mgH₂O/L com temperatura de 35-37°C (LAWRENCE 1998; LUCHETTI et al. 1998; RYAN et al. 2002). Importante salientar que diferentes HMEs podem proporcionar diferentes valores de umidade absoluta de acordo com suas características e dependendo da patologia do paciente (MARTIN et al. 1994; BRANSON e DAVIS 1996; RICARD et al. 1999; THIERY et al. 2003; SOTTIAUX 2006), mas frequentemente nem atingem o valor mínimo 33 mgH₂O/L sugerido pela norma ISO 8185 :1997 (RATHGEBER 2006).

Um estudo recente (LORENTE et al. 2006) avaliou incidência de pneumonia em pacientes usando umidificador aquecido e HME; os autores relataram maior incidência de pneumonia no grupo HME e uma das explicações é que, diferente de quase todos os outros estudos, o autor aquecia o gás para atingir um valor de umidade absoluta que é fisiológico – 44 mgH₂O/L (os HME nunca atingem esse valor).

Em nosso estudo encontramos pacientes com UA inspirada inferior a 25mgH₂O/L em 20% das medidas realizadas (21 em 105 medidas), contudo não foi observada a ocorrência de situações indesejáveis, como oclusão do tubo traqueal ou

hipotermia severa. Valores semelhantes de UA foram também observados em outros estudos (MARTIN et al. 1995; BEYDON et al. 1997; RICARD et al. 1999).

5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do presente estudo mostram que as escalas subjetivas de avaliação do nível de umidificação do gás inspirado durante a VMI, embora sejam reproduzíveis, não apresentam boa correlação com os valores de UA avaliados através da psicrometria.

O objetivo principal do nosso estudo era verificar se essas escalas traduzidas poderiam ser utilizadas para identificar pacientes que, usando HME (respeitada as suas contra-indicações), estivessem com valores inadequados de umidificação das vias aéreas.

Conforme já discutimos, existem divergências em relação à definição dos valores ideais de umidade absoluta que um HME deveria produzir para não produzir danos às vias aéreas do paciente. Os estudos que avaliaram a segurança dos HMEs por até sete dias foram realizados, geralmente, com os umidificadores mais eficazes disponíveis e respeitando as contra-indicações ao seu uso. No entanto, sabemos que alguns modelos têm um desempenho muito ruim e, além disso, em algumas situações clínicas, possivelmente, mesmo utilizando os HMEs mais eficazes do mercado a umidificação poderá ser ineficaz aumentando risco de complicações para os pacientes (THIERY et al. 2003).

A aceitação do uso do HME como um dispositivo seguro e eficaz é variável conforme o país. Um estudo que avaliou o uso desses dispositivos na França e Canadá (RICARD et al. 2002) verificou que o uso de HME era maior na França do

que no Canadá (63% X 13% dos pacientes), sendo que no Canadá se dava preferência ao uso do HME por curto período (59% X 7% na França) e utilizava-se mais o umidificador aquecido.

Outro ponto a ser considerado é o fato de existir uma porcentagem elevada de uso incorreto do HME e falta de monitorização da umidade e temperatura em pacientes sob ventilação mecânica no Brasil. Segundo uma monografia (FLAUTO et al. 2004) que avaliou uma amostra de UTIs de alguns estados brasileiros, verificou-se que diversas UTIs consultadas não possuem protocolos definidos para monitorar a umidade e temperatura dos gases. Em 30% das UTIs avaliadas o HME é utilizado para todos os pacientes, desconsiderando assim as recomendações da literatura para situações clínicas que contra-indicam o uso desses dispositivos, como: secreção abundante ou espessa; volume minuto alto ($> 10\text{L}/\text{min}$ ou volume corrente $> 1100\text{mL}$); volume corrente muito baixo ($< 300\text{mL}$); pacientes com baixa reserva ventilatória em respiração espontânea; pacientes com fístulas e pacientes hipotérmicos ($T < 32^{\circ}\text{C}$) (AARC 1992). Tais negligências podem prejudicar a evolução clínica do paciente (SOTTIAUX 2006), o que poderia ser minimizado com uma avaliação rotineira da umidificação das vias aéreas.

Talvez, a forma mais adequada de monitorar a eficácia da umidificação seja através de instrumentos específicos para esta medida, como os psicrômetros (ZUCHNER 2006). Estes dispositivos estão disponíveis comercialmente com diferentes formas de mensuração da temperatura e a umidade (leitura por bulbo seco e úmido, por impedância elétrica, por infravermelho, por ponto de orvalho) e muitos possuem leitura rápida dos dados, com sondas de pequeno diâmetro, o que facilitaria seu uso (ZUCHNER 2006). A utilização destes dispositivos na prática clínica, no entanto, ainda é limitado principalmente devido ao fato destes não serem adaptados para a análise de gases medicinais durante VM. Para que o psicrômetro

seja utilizado com esta finalidade são necessárias adaptações, como o uso de um circuito extra, composto por válvulas unidirecionais para o isolamento do gás inspirado e expirado. Além disso, os componentes utilizados para esta adaptação podem prejudicar a ventilação do paciente, levando ao aumento da resistência das vias aéreas. A necessidade de desconexão do paciente do ventilador mecânico para a adaptação do dispositivo também torna inviável seu uso em pacientes instáveis e que utilizam altos níveis pressóricos. No presente momento, ainda não existem instrumentos adequados e de fácil aplicabilidade clínica para a monitorização do nível de umidificação fornecidos pelos HMEs.

6 CONCLUSÕES

- A escala Beydon apresentou boa concordância interobservador (Kappa = 0,743), enquanto que a escala Ricard apresentou grau de concordância moderado (Kappa = 0,584).
- Apesar da adequada concordância interobservador das escalas, nas condições experimentais avaliadas não foi observada correlação entre o grau de umidade absoluta do ar inspirado e as escalas de Beydon e Ricard.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[Anonymus] AARC clinical practice guideline. Humidification during mechanical ventilation. **Respir Care** 1992; 37:887-90.

Beydon L, Tong D, Jackson N, Dreyfuss D. Correlation between simple clinical parameters and the in vitro humidification characteristics of filter heat and moisture exchangers. Groupe de Travail sur les Respirateurs. **Chest** 1997; 112:739-44.

Bonassa J. Umidificação na ventilação pulmonar mecânica. In: Carvalho WB, Bonassa J, Carvalho CRR, Amaral JLG, Beppu OS, Auler JOC, editores. **Atualização em ventilação pulmonar mecânica**. São Paulo: Atheneu; 1997. p.17-29.

Boyer A, Thiery G, Lasry S, et al. Long-term mechanical ventilation with hygroscopic heat and moisture exchangers used for 48 hours: a prospective clinical, hygrometric, and bacteriologic study. **Crit Care Med** 2003; 31:823-9.

Branson RD. Humidification for patients with artificial airways. **Respir Care** 1999; 44:630-42.

Branson RD, Campbell RS, Johannigman JA, et al. Comparison of conventional Heated Humidification with a new active hygroscopic Heat and Moisture exchanger in mechanically ventilated patients. **Respir Care** 1999; 44:912-7.

Branson RD, Davis Jr K. Evaluation of 21 passive humidifiers according to the ISO 9360 standard: moisture output, dead space, and flow resistance. **Respir Care** 1996; 41:736-43.

Branson RD, Davis K, Campbell RS, Johnson DJ, Porembka DT. Humidification in the intensive care unit. Prospective study of a new protocol utilizing heated humidification and a hygroscopic condenser humidifier. **Chest** 1993; 104:1800-5.

Chiaranda M, Verona L, Pinamonti O, Dominioni L, Minoja G, Conti G. Use of heat and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance. **Intensive Care Med** 1993; 19:462-6.

Cicchetti DV, Conn HO. A statistical analysis of reviewer agreement and bias in evaluating medical abstracts. **Yale J Biol Med** 1976; 49:373-83.

Craven DE, Goularte TA, Make BJ. Contaminated condensate in mechanical ventilator circuits. A risk factor for nosocomial pneumonia? **Am Rev Respir Dis** 1984; 129:625-8.

Croci M, Elena A, Solca M. Performance of a hydrophobic heat and moisture exchanger at different ambient temperatures. **Intensive Care Med** 1993; 19:351-2.

Dery R. Water balance of the respiratory tract during ventilation with a gas mixture saturated at body temperature. **Can Anaesth Soc J** 1973; 20:719-27.

Dias JB. **Construção e validação de uma bancada para calibração de sensores para determinação da umidade relativa do ar.** Porto Alegre; 2001. [Dissertação – Mestrado - Universidade Federal do Rio Grande do Sul].

Dreyfuss D, Djedaini K, Weber P, et al. Prospective study of nosocomial pneumonia and of patient and circuit colonization during mechanical ventilation with circuit changes every 48 hours versus no change. **Am Rev Respir Dis** 1991; 143:738-43.

Eckerbom B, Lindholm CE. Performance evaluation of six heat and moisture exchangers according to the Draft International Standard (ISO/DIS 9360). **Acta Anaesthesiol Scand** 1990; 34:404-9.

Fink JB, Hess DR. Humidity and aerosol therapy. In: Hess DR, MacInyre NR, Mishoe SC, Galvin WF, Adams AB, Saposnick AB, editors. **Respiratory care: principles and practice.** Philadelphia: W. B. Saunders; 2002. p.633-64.

Flauto MCD, Saito RY, Moreira VA. **Avaliação da escolha do tipo de umidificação para pacientes adultos sob ventilação mecânica em UTI**. São Paulo; 2004. [Monografia Conclusão de Curso de Pós Graduação Lato Sensu Insuficiência Respiratória e Cardiovascular em UTI: Monitorização e Tratamento-Fundação Antônio Prudente]

Girault C, Breton L, Richard JC, et al. Mechanical effects of airway humidification devices in difficult to wean patients. **Crit Care Med** 2003; 31:1306-11.

Guillemin F, Bombardier C, Beaton D. Cross-cultural adaptation of health-related quality of life measures: literature review and proposed guidelines. **J Clin Epidemiol** 1993; 46:1417-32.

Hess D. Prolonged use of heat and moisture exchangers: why do we keep changing things? **Crit Care Med** 2000; 28:1667-8.

Hess DR, Branson RD. Humidification. In: Branson RD, Hess DR, Chatburn RL, editors. **Respiratory care equipment**. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins; 1999. p.101-32.

Ingelstedt S. Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. **Acta Otolaryngol Suppl** 1956; 131:1.

Jackson C, Webb AR. An evaluation of the heat and moisture exchange performance of four ventilator circuit filters. **Intensive Care Med** 1992; 18:264-8.

Kirton OC, DeHaven B, Morgan J, Morejon O, Civetta J. A prospective, randomized comparison of an in-line heat moisture exchange filter and heated wire humidifiers: rates of ventilator-associated early-onset (community-acquired) or late-onset (hospital-acquired) pneumonia and incidence of endotracheal tube occlusion. **Chest** 1997; 112:1055-9.

Kollef MH, Shapiro SD, Boyd V, et al. A randomized clinical trial comparing an extended-use hygroscopic condenser humidifier with heated-water humidification in mechanically ventilated patients. **Chest** 1998; 113:759-67.

Lacherade JC, Auburtin M, Cerf C, et al. Impact of humidification systems on ventilator-associated pneumonia: a randomized multicenter trial. **Am J Respir Crit Care Med** 2005; 172:1276-82.

Lawrence JC. Humidification practices in the adult intensive care unit, prince of wales hospital. **Respir Care Clin N Am** 1998; 4:301-4.

Le Gall JR, Lemeshow S, Saulnier F. A new Simplified Acute Physiology Score (SAPS II) based on a European/North American multicenter study. **JAMA** 1993; 270:2957-63.

Lellouche F, Taille S, Maggiore SM, et al. Influence of ambient and ventilator output temperatures on performance of heated-wire humidifiers. **Am J Respir Crit Care Med** 2004; 170:1073-9.

Lorente L, Lecuona M, Jimenez A, Mora ML, Sierra A. Ventilator-associated pneumonia using a heated humidifier or a heat and moisture exchanger: a randomized controlled trial. **Crit Care** 2006; 10:R116.

Luchetti M, Stuani A, Castelli G, Marraro G. Comparison of three different humidification systems during prolonged mechanical ventilation. **Minerva Anestesiol** 1998; 64:75-81.

Martin C, Papazian L, Perrin G, Saux P, Gouin F. Preservation of humidity and heat of respiratory gases in patients with a minute ventilation greater than 10 L/min. **Crit Care Med** 1994; 22:1871-6.

Martin C, Perrin G, Gevaudan MJ, Saux P, Gouin F. Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit. **Chest** 1990; 97:144-9.

Martin C, Thomachot L, Quinio B, Viviand X, Albanese J. 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.

Memish ZA, Oni GA, Djazmati W, Cunningham G, Mah MW. A randomized clinical trial to compare the effects of a heat and moisture exchanger with a heated humidifying system on the occurrence rate of ventilator-associated pneumonia. **Am J Infect Control** 2001; 29:301-5.

Pereira JCR. **Análise de dados qualitativos: estratégias metodológicas pra ciências da saúde, humanas e sociais**. São Paulo: EDUSP; 1999.

Prasad KK, Chen L. Complications related to the use of a heat and moisture exchanger. **Anesthesiology** 1990; 72:958.

Rathgeber J. Devices used to humidify respired gases. **Respir Care Clin N Am** 2006; 12:165-82.

Ricard JD, Boyer A, Dreyfuss D. The effect of humidification on the incidence of ventilator-associated pneumonia. **Respir Care Clin N Am** 2006; 12:263-73.

Ricard JD, Cook D, Griffith L, Brochard L, Dreyfuss D. Physicians' attitude to use heat and moisture exchangers or heated humidifiers: a Franco-Canadian survey. **Intensive Care Med** 2002; 28:719-25.

Ricard JD, Hidri N, Blivet A, Kalinowski H, Joly-Guillou ML, Dreyfuss D. New heated breathing circuits do not prevent condensation and contamination of ventilator circuits with heated humidifiers [abstract]. **Am J Respir Crit Care Med** 2003; 167:A861.

Ricard JD, Le Miere E, Markowicz P, et al. Efficiency and safety of mechanical ventilation with a heat and moisture exchanger changed only once a week. **Am J Respir Crit Care Med** 2000; 161:104-9.

Ricard JD, Markowicz P, Djedaini K, Mier L, Coste F, Dreyfuss D. Bedside evaluation of efficient airway humidification during mechanical ventilation of the critically ill. **Chest** 1999; 115:1646-52.

Roustan JP, Kienlen J, Aubas P, Aubas S, du Cailar J. Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation. **Intensive Care Med** 1992; 18:97-100.

Ryan SN, Rankin N, Meyer E, Williams R. Energy balance in the intubated human airway is an indicator of optimal gas conditioning. **Crit Care Med** 2002; 30:355-61.

Shelly MP. Effects of dry inspired gases in anaesthesia. **Br J Hosp Med** 1988; 40:81.

Shelly MP. Conditioning of Inspired Gases. In: Marini JJ, Slutsky AS, editors. **Physiological basis of ventilatory support**. New York: Marcel Dekker; 1998. p.575-99.

Shelly MP. The humidification and filtration functions of the airways. **Respir Care Clin N Am** 2006; 12:139-48.

Sottiaux T, Mignolet G, Damas P, Lamy M. Comparative evaluation of three heat and moisture exchangers during short-term postoperative mechanical ventilation. **Chest** 1993; 104:220-4.

Sottiaux TM. Consequences of under- and over-humidification. **Respir Care Clin N Am** 2006; 12:233-52.

Thiery G, Boyer A, Pigne E, et al. Heat and moisture exchangers in mechanically ventilated intensive care unit patients: a plea for an independent assessment of their performance. **Crit Care Med** 2003; 31:699-704.

Thomachot L, Leone M, Razzouk K, Antonini F, Vialet R, Martin C. Randomized clinical trial of extended use of a hydrophobic condenser humidifier: 1 vs. 7 days. **Crit Care Med** 2002; 30:232-7.

Thomachot L, Vialet R, Viguier JM, Sidier B, Roulier P, Martin C. Efficacy of heat and moisture exchangers after changing every 48 hours rather than 24 hours. **Crit Care Med** 1998; 26:477-81.

Todd DA, Boyd J, Lloyd J, John E. Inspired gas humidity during mechanical ventilation: effects of humidification chamber, airway temperature probe position and environmental conditions. **J Paediatr Child Health** 2001; 37:489-94.

Unal N, Kanhai JK, Buijk SL, et al. A novel method of evaluation of three heat-moisture exchangers in six different ventilator settings. **Intensive Care Med** 1998; 24:138-46.

Zuchner K. Humidification: measurement and requirements. **Respir Care Clin N Am** 2006; 12:149-63.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)