

**Jair de Castro Júnior**

**Avaliação dos níveis de umidificação e aquecimento durante a ventilação artificial com a estação de trabalho de anestesia Primus da Dräger com baixo fluxo de gases frescos e permutador de calor e umidade**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Anestesiologia, da Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP, para a obtenção do título de Doutor em Anestesiologia.

Orientador: Prof.Titular José Reinaldo Cerqueira Braz

**Botucatu**

**2009**

## **Dedicatórias**

*Às pessoas mais importantes de minha vida:*

*Mônica, minha esposa, pelo companheirismo e compreensão;*

*Lígia e Filipe, meus filhos, minhas fontes de alegria.*

*Aos meus pais,*

*Jair e Isabel, por terem proporcionado este momento;*

*presentes na minha vida e coração, sempre!*

*Ao meu irmão, **Fabício**.*

*Ao Professor José Reinaldo Cerqueira Braz,  
pelo inestimável apoio nos momentos mais árduos, pela  
confiança depositada, pelas orientações imprescindíveis e  
pela paciência de educador nos momentos de dúvida.*

## **Agradecimentos**

*A todas as pessoas que possibilitaram a realização deste trabalho.*

*Em especial:*

*ao Corpo Diretivo da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Medicina de Marília;*

*à Professora Titular Yara Marcondes Machado Castiglia, por ter me acolhido como pós-graduando nesta renomada Instituição;*

*à Professora Doutora Adjunta Giane Nakamura (médica do HC);*

*ao Professor Doutor Leandro Gobbo Braz;*

*à Professora Doutora Lídia Raquel de Carvalho pelos valiosos ensinamentos em estatística;*

*à aluna de Graduação Fernanda Bolfi;*

*às bibliotecárias: Helena Maria da Costa Lima; Josefina Barbosa de Faria e Selma Maria de Jesus;*

*aos Funcionários da Faculdade de Medicina de Botucatu: Neli Aparecida Pavan, Joana Jacirene Costa Teixeira e André Renato Passaroni.*

*O meu eterno respeito e agradecimento pela concretização de um sonho.*

**de Castro Júnior J.** Avaliação dos níveis de umidificação e aquecimento durante ventilação artificial com a estação de trabalho de anestesia Primus da Dräger com baixo fluxo de gases frescos e permutador de calor e umidade. Botucatu, 2009. 156p. Tese (Doutorado em Anestesiologia) – Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP.

## **RESUMO**

Durante anestesia geral com intubação traqueal para manutenção das vias aéreas, a umidificação e o aquecimento artificial dos gases inalados são essenciais para a prevenção de alterações na mucosa traqueobrônquica e diminuição do risco de hipotermia não intencional durante a cirurgia. A estação de trabalho de anestesia Primus (Dräger, Lübeck, Alemanha) tem placa de metal aquecida, situada na parte expiratória do circuito, para a prevenção da condensação de água no sistema respiratório. Esta placa aquecida também pode ajudar na manutenção da temperatura do gás no circuito respiratório em valores adequados. O presente estudo teve como objetivo a determinação da temperatura esofágica e da temperatura e umidade dos gases anestésicos no circuito respiratório do aparelho Primus da Dräger usando baixo fluxo de gases frescos (FGF) associado ou não ao uso do permutador de calor e umidade (PCU). Participaram do estudo trinta pacientes adultas com estado físico ASA I e II submetidas a cirurgias ginecológicas eletivas. As pacientes foram distribuídas aleatoriamente em dois grupos sob ventilação com baixo FGF de 1 L.min<sup>-1</sup> com ou sem PCU durante anestesia geral com sistema circular respiratório com absorvedor de CO<sub>2</sub>. Todas as pacientes receberam aquecimento ativo da superfície cutânea por meio de manta térmica colocada sobre os membros inferiores. A temperatura e umidades relativa e absoluta dos

gases e a temperatura esofágica foram medidas aos 15 minutos (tempo controle) após instalação do sistema de ventilação nas pacientes e, então, a cada 30 minutos até 120 minutos após o tempo controle. A temperatura e a umidade relativa e absoluta dos gases inalados no grupo com baixo FGF ao PCU apresentaram valores mais elevados comparados aos do grupo com baixo FGF sem PCU ( $p < 0,05$ ). Não houve redução na temperatura esofágica no grupo com PCU, mas houve redução na temperatura esofágica no grupo sem PCU ( $p < 0,05$ ). O sistema respiratório circular da estação de trabalho Primus e baixo FGF tem propriedades inerentes de umidificação dos gases inalados suficientes para reduzir o risco de desidratação do trato respiratório somente após 90 minutos de anestesia. A introdução do PCU aumentou a temperatura e a umidade relativa e absoluta dos gases inalados durante todo o período de estudo. O PCU associado ao aquecimento ativo da superfície cutânea evitou a ocorrência de hipotermia no intra-operatório.

**Palavras-chave:** baixo fluxo de gases frescos; Permutador de calor e umidade; Primus Dräger; Sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub>; Umidificação e aquecimento do gás inalado.

**de Castro Junior J.** The effects of a heat and moisture exchanger on temperature and humidity in a low-flow anaesthesia workstation. Botucatu, 2009. 156p. Thesis (PhD degree in Anesthesiology) – Botucatu Medical School, UNESP.

## **ABSTRACT**

In general anesthesia with endotracheal intubation, maintenance of airway humidity and temperature is important to prevent damage to the tracheobronchial mucosa and to risk the drop in body temperature during surgery. The anesthesia Primus's work station (Dräger, Lübeck, Germany) has a built-in hot plate coupled to heat expired gases to prevent water condensation in the breathing system, but this heating plate also may help maintaining gas temperature in the respiratory system at adequate levels. In the present study, we measured the inspired gas temperature and humidity of the anesthetic circuit in the Dräger Primus machine using low fresh gas flow with or without a heat and moisture exchanger (HME). Thirty adult ASA I and II women patients scheduled to gynaecologic surgeries were randomly assigned into two groups to received low fresh gas flow of  $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  with or without HME in the circle anesthesia system. All patients received active skin-surface warming with a specific blanket from a warming device. Relative humidity, absolute humidity, and temperature of inspired gases and esophageal temperature were measured at 15 min and then every 30 min up to 120 min after the installation of the respiratory system. There was a significantly higher relative humidity, absolute humidity and temperatures of the inspired gases in the HME group compared to without HME group ( $p < 0.05$ ). The esophageal temperature did not decrease in

the group HME ( $p > 0.05$ ), but decreased significantly intraoperatively in without HME group ( $p < 0.05$ ). Low-flow with the breathing system of the Dräger Primus anesthesia workstation have inherent humidifying properties sufficient to reduce the risk of respiratory tract dehydration only after 90 minutes of anaesthesia. The addition of HME improves the inspiratory absolute humidity, relative humidity and temperature of the anesthetic gases during the whole study period. The HME in association with active skin-surface warming was able to prevent a body temperature drop during low flow anesthesia.

**Keywords:** low-flow gas; Heat and moisture exchanger; Dräger Primus; Circle rebreathing circuit; Gas humidity and temperature.

## Sumário

*Resumo*

*Abstract*

<b>1 INTRODUÇÃO E LITERATURA</b> .....	11
1.1 Umidificação e Aquecimento do Ar.....	12
1.1.1 Princípios Físicos da Umidificação do Ar.....	13
1.1.2 Medição da Umidade do Ar.....	16
1.2 Fisiologia do Aquecimento e da Umidificação dos Gases Inspirados no Trato Respiratório.....	17
1.3 Sistema de Transporte Mucociliar.....	22
1.4 Alterações Causadas pela Inalação de Gases Secos e Frios.....	29
1.4.1 Função Mucociliar e Pulmonar.....	29
1.4.2 Hipotermia.....	33
1.5 Alterações Causadas pela Inalação de Gases com Aquecimento e Umidificação Excessivos.....	36
1.6 Valores Ideais de Aquecimento e Umidificação do Gás Inalado.....	37
1.7 Métodos de Aquecimento e Umidificação Artificial Durante a Anestesia.....	39
1.7.1 Sistemas Respiratórios Circulares Valvulares com Absorvedor de Dióxido de Carbono (CO <sub>2</sub> ).....	41
1.7.2 Sistemas Respiratórios Circulares Valvulares com Absorvedor de Dióxido de Carbono (CO <sub>2</sub> ) e Baixo Fluxo de Gases Frescos.....	45
1.7.3 Permutador de Calor e Umidade (PCU).....	53
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	62
<b>3 PACIENTES E MÉTODO</b> .....	63
3.1 Pacientes e Grupos Estudados.....	63
3.2 Monitorização e Procedimento Anestésico.....	64
3.3 Estação de Trabalho.....	66
3.4 Permutador de Calor e Umidade com Filtro (PCU).....	69
3.5 Medidas Termo-Higrométricas.....	69
3.6 Determinação dos Atributos.....	71
3.7 Análise Estatística.....	73
<b>4 RESULTADOS</b> .....	74
4.1 Atributos Antropométricos.....	74
4.2 Atributos Respiratórios.....	74
4.3 Temperatura e Umidade do Ar da Sala de Operação.....	75
4.4 Temperaturas Esofágica, da Placa Aquecida e do Caníster da Cal Sodada.....	76
4.5 Temperatura e Umidades Relativa e Absoluta dos Gases no Ramo Inspiratório.....	78

4.6 Temperatura, Umidades Relativa e Absoluta dos Gases Inalados Junto ao Tubo Traqueal.....	80
4.7 Correlação Entre as Temperaturas da Sala de Operação e Esofágica.....	82
4.8 Correlação Entre as Temperaturas da Sala de Operação e Caníster da Cal Sodada.....	82
4.9 Correlação Entre as Temperaturas da Sala de Operação e Placa Aquecida .....	83
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	84
5.1 Atributos Antropométricos.....	84
5.2 Atributos Respiratórios.....	84
5.3 Temperatura e Umidade do Ar da Sala de Operação.....	86
5.4 Temperatura Esofágica.....	88
5.5 Temperatura do Caníster da Cal Sodada.....	93
5.6 Temperatura dos Gases no Ramo Inspiratório na Saída da Estação de Trabalho nos grupos BF e BFP e Junto ao Tubo Traqueal no Grupo BF.....	96
5.7 Umidades Relativa e Absoluta dos Gases no Ramo Inspiratório na Saída da Estação de Trabalho nos Grupos BF e BFP e Junto ao Tubo Traqueal no grupo BF.....	103
5.8 Temperatura e Umidades Relativa e Absoluta entre o PCU e o Traqueal no Grupo BFP.....	122
<b>6 CONCLUSÕES</b> .....	136
<b>7 REFERÊNCIAS</b> .....	137

## 1 INTRODUÇÃO E LITERATURA

O condicionamento do ar inspirado nas vias aéreas superiores é indispensável para preservar a integridade da mucosa do trato respiratório e manter intacta a função pulmonar para a realização de trocas gasosas eficientes (Shelly, 1992; Williams et al., 1996; Williams, 1998; Keck et al., 2000). Entende-se, por condicionamento, uma série de eventos fisiológicos que tem por finalidade aquecer, umidificar e filtrar as partículas inaladas. Essas funções são exercidas durante a passagem do ar pelas vias aéreas, as quais, necessariamente, representam o sítio de maior interação entre os gases inspirados e o aparelho respiratório (Merck e Toremalm, 1976; Saldiva, 1990; Keck et al., 2000).

A intubação traqueal é realizada como procedimento de rotina para a manutenção das vias aéreas livres durante a anestesia geral, especialmente para as especialidades cirúrgicas que requerem longos períodos de ventilação artificial. Como resultado, as vias aéreas superiores são excluídas da respiração, reduzindo a capacidade do trato respiratório em condicionar os gases medicinais, secos e frios, ficando essa função para as vias aéreas mais profundas (Williams, 1998). As vias aéreas inferiores podem não fazer frente às solicitações hídricas, quando fluxos de gases frios e secos são liberados diretamente na traquéia, durante ventilação artificial (Shelly, 1992). Se o aquecimento e a umidificação do ar inspirado não forem adequados, ocorrerá prejuízo funcional da mucosa das vias aéreas com aumento na frequência de complicações perioperatórias e pós-operatórias, incluindo o espessamento das

secreções com resultante obstrução das pequenas vias aéreas e do tubo traqueal, atelectasias e aumento no gradiente alvéolo-arterial da pressão de oxigênio ( $PO_2$ ) (Roustan et al., 1992; Williams et al., 1996), além de aumento na colonização bacteriana (Saldiva, 1990).

Com isso, a provisão de gases aquecidos e umidificados às vias aéreas dos pacientes, ventilados mecanicamente através de tubo traqueal ou tubo subglótico, é essencial para preservar a integridade das vias aéreas e da função pulmonar, devendo ser um dos objetivos da assistência à saúde dos pacientes durante a anestesia.

### **1.1 Umidificação e Aquecimento do Ar**

A umidificação envolve a adição de vapor de água ao gás. A água é constituída de moléculas com variada energia. Em um recipiente parcialmente preenchido de água, algumas das moléculas têm energia suficiente para escapar da água e entrar no ar na forma de vapor de água. As moléculas de vapor de água no ar exercem uma determinada pressão. Quando o ar está saturado com vapor de água, diz-se que as moléculas exercem a pressão de vapor de saturação. Essa pressão de saturação depende da temperatura da água líquida. Se a temperatura da água aumenta, a energia das moléculas da água aumenta e mais moléculas escapam da superfície da água, aumentando pressão de vapor de saturação (Wilkes, 2001).

### 1.1.1 Princípios Físicos da Umidificação do Ar

Umidade é o termo usado para descrever a quantidade de água suspensa na forma de vapor de água num determinado volume de ar ou mistura gasosa. A umidade pode ser expressa de várias formas. Na área médica, os termos mais comumente utilizados são: umidade absoluta, umidade máxima e umidade relativa (Chalon et al., 1979a; Branson, 1999; Dubini e Fumero, 2000; Wilkes, 2001; Agarwal e Griffiths, 2006).

Umidade Absoluta (UA) – é a massa de vapor de água por unidade de volume de gás a uma dada temperatura e pressão. É comumente expressa em miligrama ou grama de vapor de água por litro de gás ou metro cúbico –  $\text{mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  ou  $\text{g.m}^{-3}$ .

Umidade Máxima (UM) – é a quantidade máxima de vapor de água que um determinado volume de gás pode conter a uma dada temperatura e pressão. A quantidade máxima de vapor de água que o ar pode conter depende da temperatura ambiente (Figura 1). Como pode ser visto na Figura 1, com o aumento na temperatura, a quantidade de água que o volume de gás pode conter na forma de vapor também aumenta. Assim, um litro de gás à 20°C contém, no máximo, 17  $\text{mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ . No entanto, à 37°C, o mesmo volume gasoso poderá conter 44  $\text{mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ . Com isso, o gás pode ser visto como uma mistura de ar seco e vapor de água em quantidades variáveis na dependência de sua temperatura.

Umidade Relativa (UR) – é a quantidade de umidade contida num volume gasoso até a sua saturação. É determinada comparando-se a umidade absoluta (vapor de água presente no gás) com a umidade máxima (quantidade

máxima de vapor de água possível) que o gás pode conter a uma dada temperatura e pressão. Umidade relativa é expressa em percentagem (%) e calculada pela seguinte equação:

$$\text{Umidade relativa (\%)} = \frac{\text{Umidade absoluta}}{\text{Umidade máxima}} \times 100$$

---

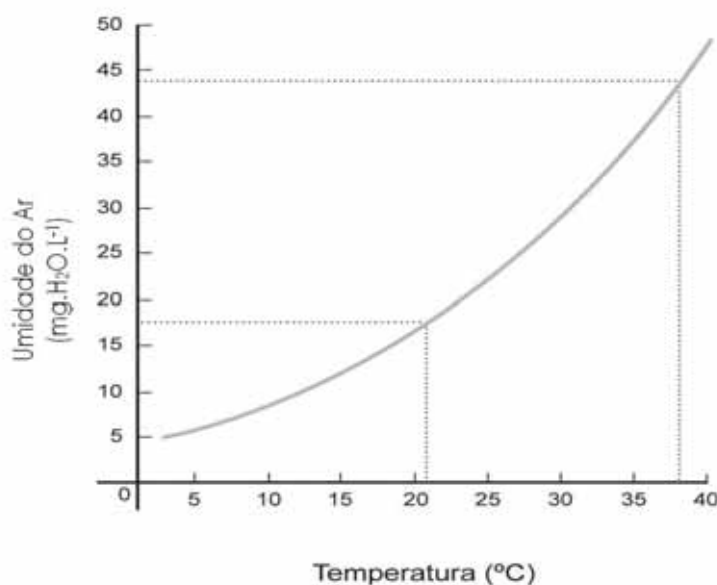


Figura 1 - Relação entre temperatura e umidade (mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>).

A relação entre a temperatura, umidade absoluta e relativa do gás pode ser interpretada através da Figura 2. Essas medidas são úteis para compreender as causas de alguns fenômenos clínicos. Como mencionado anteriormente, um litro de gás à temperatura de 20°C pode, no máximo, conter cerca de 17,24 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> de vapor de água, quando é referido estar saturado ou ter 100% de umidade relativa. Se o mesmo volume de gás for aquecido a 37°C, mas mantendo-se a umidade absoluta nos mesmos valores, sua capacidade de conter umidade aumentará e tornar-se-a insaturado com

umidade relativa menor do que 100%. No caso citado, a umidade relativa diminuirá para 39%, porque a 37°C um litro de gás contém aproximadamente 44 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> de vapor de água quando saturado (17/44 x 100 = 39%). Nesse caso, o ar possui energia para absorver água das superfícies úmidas por evaporação, como a água das secreções presentes no tubo traqueal e das gotas de muco que recobrem a superfície da membrana mucosa traqueobrônquica (Miyao et al., 1992). Numa situação inversa, com a temperatura do ar a 20°C e umidade relativa de 100%, o seu resfriamento tornará o ar supersaturado; isto é, umidade relativa maior que 100% com resultante condensação de vapor de água nas vias aéreas ou acúmulo de água no circuito respiratório.

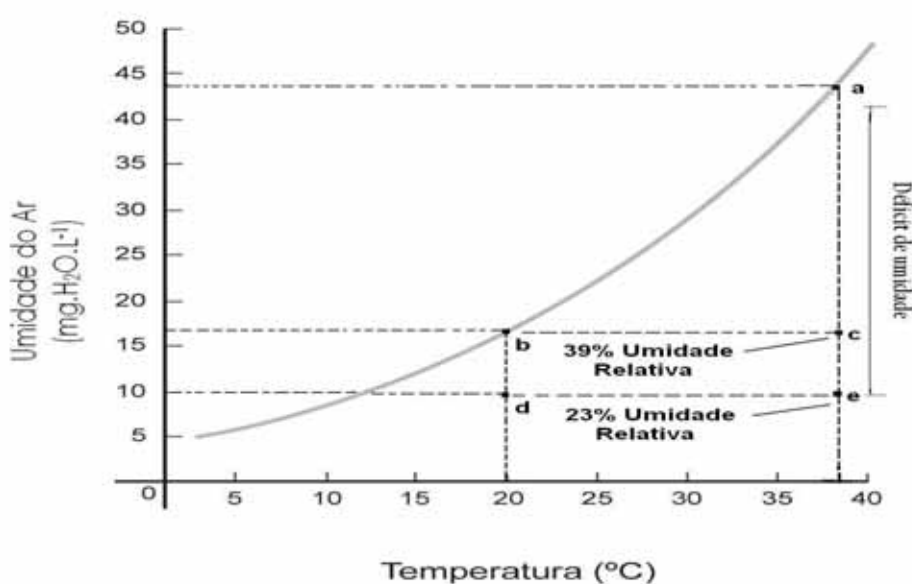


Figura 2 – Umidade do ar, saturação em várias temperaturas. Déficit de umidade indica que vapor de água que deve ser adicionada ao ar para aumentar a sua umidade para condição (a) (37°C, 44 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, UR de 100%); (b) ar saturado (20°C, 17 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, UR de 100%); (c) ar saturado aquecido a 37°C; (d) típico ar da sala de operação (20°C e UR de 50%); (e) ar da sala aquecido a 37°C (UR de 23% e déficit de umidade de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>).

### 1.1.2 Medição da Umidade do Ar

A medida do conteúdo hídrico é feita através dos higrômetros, os quais atuam através de três princípios físicos: condensação, evaporação e absorção. São constituídos de materiais, como sais higroscópicos, carbono, cerâmicas, metais etc, que reagem à umidade presente na atmosfera. Isso é refletido por alterações em suas propriedades físicas, elétricas ou químicas. Conseqüentemente, a quantificação de tais alterações possibilita estimar a umidade do ar ambiente (kleemann, 1994; Bisinotto et al., 1999a). A maioria dos higrômetros fornece o valor da umidade relativa e, alguns, também a temperatura – os termos-higrômetro. Existem vários tipos de termos-higrômetro utilizados para determinar a umidade dos gases respiratórios ou anestésicos (kleemann, 1994), sendo, o mais utilizado em anestesia, o termo-higrômetro elétrico. Entre esses, os capacitativos são os mais utilizados para estudo da umidade dos gases respiratórios, devido à sua rápida resposta e precisão do método. Nos higrômetros capacitativos, a umidade ambiente altera a constante dielétrica do sensor, resultando em alteração linear da capacitância.

Conhecendo-se a umidade relativa e a temperatura da mistura gasosa, pode-se determinar a umidade absoluta por fórmulas analíticas, tais como:

$$UA = (3,939 + 0,5019T + 0,000046157T^2 + 0,0004188T^3) \times UR/100 \text{ (Henriksson et al., 1997)}$$

ou

$$UA = UR \times P_{\text{sat}} / [0,945 \times (1 + T/273)] \text{ (Yamashita et al., 2007)}$$

Onde, UA é a umidade absoluta, UR é a umidade relativa, T é a temperatura do gás inspirado e Psat é a pressão de vapor saturado.

Porém, existem tabelas ou gráficos que permitem facilitar o cálculo da umidade absoluta a partir da temperatura e umidade relativa da mistura gasosa como a proposta por Tubelis e Nascimento (1980). Por exemplo, uma mistura gasosa, com umidade relativa de 50% (0,5) à temperatura de 20 °C, possui 8,62 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> de umidade absoluta. Segundo a tabela específica (Tubelis e Nascimento, 1980), a umidade máxima a 20 °C é de 17,24 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>. Assim, tem-se:

$$\underline{\underline{UR = UA/UM \longrightarrow UA = UR \times UM \longrightarrow UA = 0,5 \times 17,24 = 8,62 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}}}$$

## 1.2 Fisiologia do Aquecimento e da Umidificação dos Gases Inspirados no Trato Respiratório

O aquecimento e a umidificação dos gases são duas das principais funções das vias aéreas de condução. As vias aéreas são sistemas canaliculares de condução constituídas pelas vias aéreas superiores e inferiores. As vias aéreas superiores incluem o nariz, os seios da face, a faringe, a epiglote e a laringe. As inferiores contêm a traquéia e as várias divisões dos brônquios.

O processo de condicionamento do ar ganha grande importância na nasofaringe, responsável por dois terços da umidificação e do aquecimento do ar. No nariz, pelas suas características anatômicas, o ar inspirado sofre um processo de turbilhonamento nos cornetos, de superfície irregular e, desta forma, os gases entram em contato com ampla área da membrana mucosa

altamente vascularizada e úmida, otimizando o processo de condicionamento. A umidade é fornecida ao ar inspirado pela transudação de líquidos do epitélio da mucosa das vias aéreas de condução, irrigada por um sistema delicado de vasos altamente responsivo a alterações nas condições ambientais. Outras fontes incluem a secreção das glândulas seromucosas e células caliciformes presentes em grande densidade, principalmente, na parte anterior do septo nasal e cornetos. A orofaringe, a laringe e a traquéia também contribuem com esse processo, mas com menor eficiência (Saldiva, 1990; Branson, 1999; Keck et al., 2000; Dias et al., 2005).

Durante a respiração normal, a temperatura e a umidade relativa do ar inspirado aumentam progressivamente à medida que ele passa pelo trato respiratório. O ar remove calor e umidade da mucosa alcançando a temperatura de 37°C e umidade relativa de 100%, correspondendo a 43,75 mg de vapor de água por litro de volume gasoso. O ponto nas vias aéreas onde o ar inalado alcança a saturação à temperatura central (37°C e UR de 100%) é conhecido como zona de saturação isotérmica (ZSI) (Figura 3) (Déry, 1971, 1973; Bisinotto et al., 1999a; Branson, 1999). No interior da via aérea existe um gradiente de temperatura entre o nariz e a zona de saturação isotérmica, com a rinofaringe apresentando temperatura cerca de 3-4°C inferior à temperatura central ou em nível alveolar (Ingelstedt, 1956; McFadden, 1983; McFadden et al., 1985; Shelly et al., 1988; Keck et al., 2000). Acima da ZSI, as vias aéreas atuam como sistema de contracorrente de troca de calor e umidade entre o ar inspirado e expirado. Abaixo dela, a temperatura e o conteúdo de água permanecem relativamente constantes, com alterações quase imperceptíveis entre o ar inspirado e expirado.

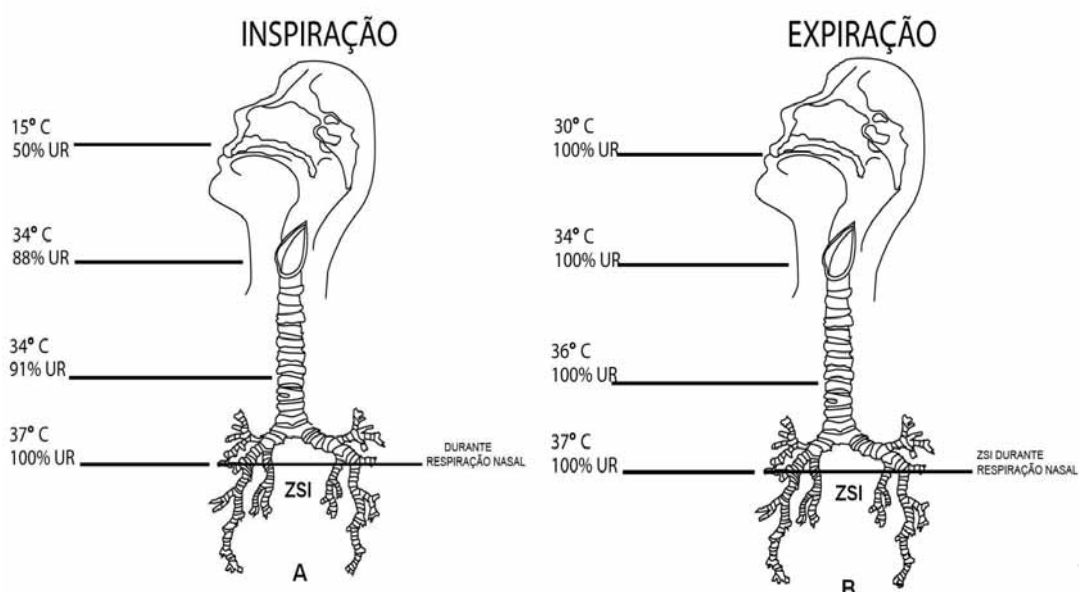


Figura 3 – Umidificação e aquecimento do ar durante respiração nasal (A - inspiração e B - expiração), com indicação da zona de saturação isotérmica (ZSI).

Na expiração, o processo se inverte, isto é, a mucosa das vias aéreas recuperam parte do calor e da umidade adicionada ao ar durante a inspiração prévia. O ar que flui dos alvéolos, saturado com vapor de água à temperatura central, encontra acima da ZSI, uma mucosa que foi resfriada e perdeu umidade pela evaporação da água e para o aquecimento do ar. O contato com a mucosa com menor temperatura promoverá condensação do vapor de água e, conseqüentemente, transferência do calor específico e calor latente de vaporização, de volta para a mucosa (Figura 3) (Déry et al., 1967; McFadden et al., 1985; Shelly, 1992; Williams, 1998).

Embora calor e umidade sejam recuperados durante a expiração, mesmo sob respiração nasal, aproximadamente 250 ml de água e 350 kcal são perdidos pelos pulmões por dia. Essa perda de calor e umidade é predominantemente atribuída ao vapor de água que escapa com o gás

expirado pelo alto calor latente de vaporização da água que é retirado do organismo. Pouco calor é perdido pelo aquecimento do ar inspirado devido ao calor específico do ar ser muito baixo (Williams, 1998; Wilkes, 2001).

A capacidade das vias aéreas superiores em condicionar o ar inspirado é extraordinária, mesmo sob condições extremas de temperatura e umidade, mantendo as condições dentro das vias aéreas inferiores e alvéolos estáveis para a realização de trocas gasosas eficientes (Déry, 1973; McFadden et al., 1985; Shelly, 1992). Como exemplo, cita-se o trabalho realizado por Ingelstedt (1956). Este autor registrou no espaço subglótico de homens durante respiração nasal de ar frio (0-4 °C e UR de 50-60%) valores de temperatura e umidade relativa de 30,7 °C e 99% aos 2 minutos e de 31,5 °C e 100% após 10 minutos, respectivamente.

Sob condições normais de respiração, a ZSI situa-se abaixo da carina, entre a quarta e a quinta geração de brônquios. A posição da ZSI é razoavelmente constante, sofrendo alguma mudança de acordo com a temperatura e umidade do ar ambiente, pelo tipo de respiração (nasal ou oral) (Ingelstedt, 1956) e padrão da ventilação (Déry, 1971; McFadden et al., 1985). Entretanto, a doença pulmonar e a ventilação mecânica através de tubo traqueal podem causar grande desvio da ZSI (Déry, 1971; Shelly, 1992).

A ZSI é de grande importância para os anestesiólogos e intensivistas porque mudanças para cima ou para baixo de seu posicionamento na árvore respiratória têm grandes implicações na produção do muco e na fisiologia da atividade ciliar, todos responsáveis pela integridade da membrana mucosa e da função pulmonar (Déry, 1971). A consequência da mudança da ZSI para as partes mais inferiores do trato respiratório é que os brônquios, que

normalmente experimentam ótimas condições de umidade, são agora partes das trocas de calor e umidade. Isso pode superar a capacidade da membrana mucosa de condicionamento dos gases inspirados com resultante desidratação e muco mais viscoso (McFadden et al., 1985; Hedley e Allt-Graham, 1994; Branson, 1999; Wilkes, 2001). Por outro lado, a sua mudança para cima nas vias aéreas, pelo excesso de umidificação, leva à condensação de água nas vias aéreas, tornando o muco menos viscoso e aumentando o seu volume (Shelly et al., 1988; Wilkes, 2001). Ambas as mudanças causam alterações desfavoráveis do transporte mucociliar.

Déry, em 1973, determinou a posição da ZSI em pacientes submetidos à anestesia sob ventilação artificial por tubo traqueal, com sistema circular “semifechado” e sistema sem reinalação, comparada a indivíduos respirando ar ambiente espontaneamente pelo nariz. Nos indivíduos com respiração nasal, a ZSI localizou-se 5 cm abaixo da carina. Durante a ventilação com sistema circular, a ZSI deslocou-se para uma posição 10 cm abaixo da carina. Alcançou posição ainda mais baixa, 15 cm abaixo da carina, durante a ventilação com sistema sem reinalação (Figura 4).

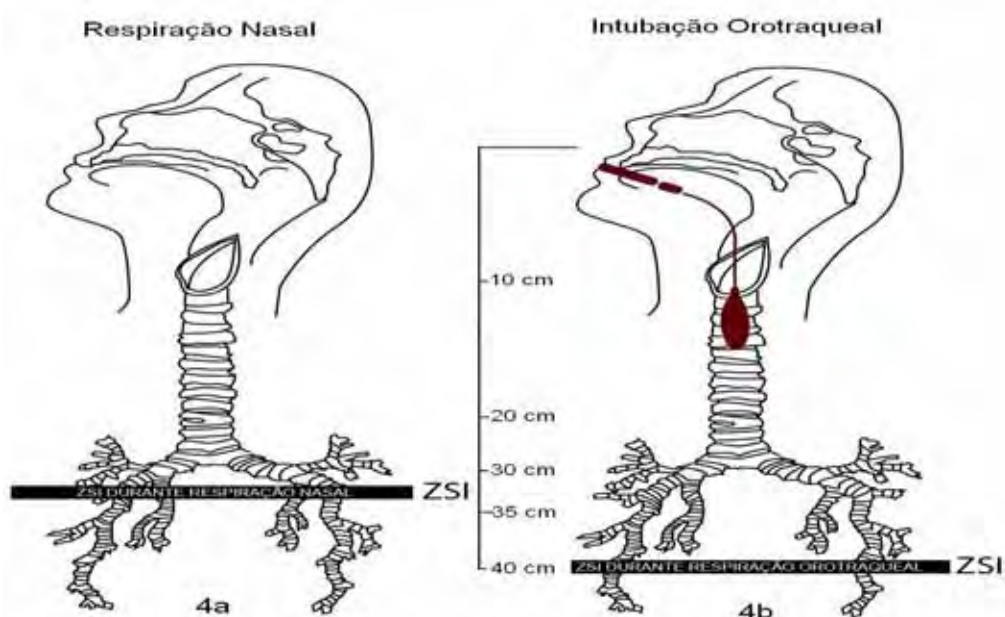


Figura 4 – Umidificação e aquecimento durante respiração nasal (4a) e artificial sob intubação traqueal (4b), com indicação da zona de saturação isotérmica.

Assim, a combinação de intubação traqueal e ventilação mecânica, com gás não adequadamente umidificado, desloca a zona de saturação isotérmica para posições mais distais nas vias aéreas, com resultantes perdas de calor e água da mucosa respiratória e, em casos extremos, causa lesão do epitélio respiratório com suas implicações clínicas.

### 1.3 Sistema de Transporte Mucociliar

O aparelho mucociliar do trato respiratório executa papel de extrema importância na homeostase do organismo, sendo o principal responsável pela eliminação de partículas que se depositam ao longo da árvore respiratória, impedindo que os mesmos alcancem os alvéolos e, também, evitando a retenção de secreções nas vias aéreas. Além de desempenharem papel

importante de umidificação dos gases, as secreções respiratórias desempenham função importante de carregador de partículas. Para isso, devem possuir características biofísicas (viscosidade e hidratação) adequadas para o aproveitamento, de forma mais eficiente, da energia dos movimentos ciliares.

A mucosa das vias aéreas é constituída de três camadas: camada celular, camada de muco aquoso (Sol) e camada de muco viscoelástico (Gel) (Figura 5). A inter-relação entre essas camadas constitui o suporte do transporte mucociliar (Saldiva, 1990; Hedley e Allt-Graham, 1994; Williams et al., 1996; Bisinotto et al., 1999a).

Camada Celular (Cílios) - histologicamente, a camada celular é constituída de epitélio pseudoestratificado ciliado entremeado por outros tipos de células da traquéia aos bronquíolos. Cada célula ciliada tem aproximadamente 200 cílios em sua superfície, que oscilam continuamente em sincronia com os cílios das células vizinhas a 100 batimentos por minuto e transportam o muco a uma velocidade de 12 a 15 mm por minuto, para que o muco junto com os contaminantes sejam propulidos para a hipofaringe, onde serão deglutidos ou eliminados para o exterior através da tosse (Saldiva, 1990; Williams et al., 1996)

Camada de Muco - o muco é formado por duas camadas ou fases: uma camada superficial ou externa, a epifase gel, constituída de 95% de água e 5% de glicoproteínas e lipídios, conferindo ao muco propriedade viscoelástica; e por outra mais profunda, a hipofase sol ou fluido periciliar, constituída de líquido seroso que, por ser menos viscosa, permite melhor movimento ciliar em seu interior.

O controle da secreção da hipofase sol pelas células de secreção serosa glandular é fundamental para a eficiência do transporte mucociliar, de forma a manter os cílios em contato ideal com a epifase gel. A profundidade do fluido periciliar é resultante do equilíbrio entre alguns fatores: evaporação e condensação da água, secreção, absorção celular e transporte ciliar. Um aumento em sua espessura promove desacoplamento entre o muco e o cílio, ao passo que uma hipofase reduzida altera o transporte mucociliar por interferência mecânica com a fase de recuperação do cílio após o seu impulso.

As zonas especializadas na troca gasosa (bronquíolos respiratórios a alvéolos) são altamente vulneráveis, cabendo às vias aéreas de condução, desde as suas porções mais superiores até as regiões mais distais (bronquíolo terminal), o papel principal de defesa pulmonar. As principais funções do trato respiratório são resumidas na Tabela 1.

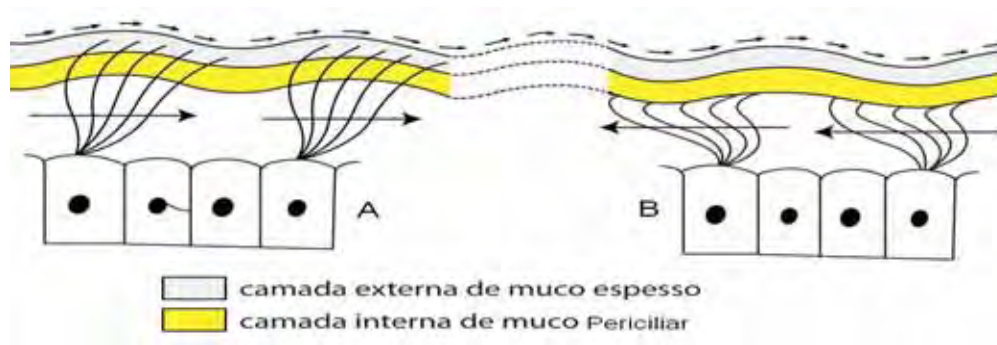


Figura 5 – Mucosa das vias aéreas e transporte mucociliar. Células epiteliais, camada de muco periciliar e camada de muco viscoelástico. O batimento dos cílios direciona o muco com as partículas em direção cefálica, para a hipofaringe. A – impulso dos cílios; B – fase de recuperação.

No paciente sob intubação traqueal pode ocorrer alteração aguda do epitélio respiratório e vários dos mecanismos de defesa do pulmão podem ser eliminados. O sistema de transporte mucociliar é o único sistema mecânico de defesa que ainda permanece.

Com adequado calor e umidade aos gases inspirados, a integridade do transporte mucociliar é mantida e as secreções são adequadamente removidas pelo fluxo mucociliar. Isso mantém as vias aéreas livres, previne a infecção e preserva intacta a membrana e a complacência pulmonar. O resultado é a realização eficiente das trocas gasosas nos alvéolos (Shelly, 1992; Williams et al., 1996; Williams, 1998; keck et al., 2000; Wilkes, 2001).

Ótimo transporte mucociliar é usualmente definido como aquele que elimina os contaminantes e o excesso de secreções do trato respiratório o mais rapidamente. A velocidade do transporte mucociliar é criticamente dependente da relação entre os movimentos ciliares e da reologia do fluido periciliar e do muco viscoelástico da mucosa das vias aéreas. Alteração nas características ou quantidade de qualquer uma das camadas da mucosa pode alterar desfavoravelmente a magnitude do transporte mucociliar.

O comportamento mecânico do muco respiratório e, conseqüentemente, sua transportabilidade pelo sistema mucociliar é o indicador mais sensível de apropriada umidade, e parece ser otimizado sob condições de gases inspirados à temperatura de 37°C e umidade relativa de 100% (Merck et al., 1974; Hirsch et al., 1975; Saldiva, 1990; Williams et al., 1996).

Tabela 1 – Principais funções do trato respiratório (Williams et al., 1996)

Função	Aspectos Específicos
Trocas gasosas	Ventilação, mecânica pulmonar <sup>1</sup> , condicionamento dos gases <sup>1</sup>
Metabólica	Produção/inativação de substâncias bioativas, metabolismo e absorção de substâncias, produção de surfactante
Defesa	Filtração <sup>2</sup> , tosse <sup>2</sup> , espirro <sup>2</sup> , transporte mucociliar <sup>1</sup> , imunidade celular e humoral
Conservação	Troca de calor e umidade <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Alterado pelo calor e umidade dos gases inspirados; <sup>2</sup> Alterado pela presença do tubo traqueal.

Williams et al. (1996) realizaram revisão da literatura sobre a interação entre a temperatura e a umidade dos gases inspirados com a função do sistema de transporte mucociliar. Essa relação pode ser representada graficamente (Figura 6).

O gás inspirado à temperatura central (37°C) e umidade relativa de 100% representa um ambiente neutro, onde nem evaporação e nem condensação de vapor de água ocorrem nas vias aéreas, com máxima velocidade do transporte mucociliar. Em valores mais baixos de umidade inspirada (do centro para a esquerda na Figura 6), água será removida da mucosa e do fluido periciliar por evaporação em taxa maior que sua reposição, por secreção ou condensação, aumentando a viscosidade do muco e diminuindo a profundidade do fluido periciliar. Com muco mais espesso, haverá dificuldade para a movimentação ciliar, diminuindo ou até paralisando o transporte mucociliar. O transporte mucociliar insuficiente pode prejudicar a eliminação do muco e do fluido periciliar das vias aéreas periféricas, levando à

sua oclusão e causando atelectasias. Caso continue o ressecamento da mucosa, ocorrerão alterações celulares.

A permeabilidade das vias aéreas pode ser reduzida por edema reacionário e constrição dos bronquíolos.

Inversamente, com umidade relativa de 100% e temperatura superior a 37°C dos gases (do centro para a direita na Figura 5), ocorrerá condensação, com diminuição da viscosidade do muco e, possivelmente, aumento da profundidade do fluido periciliar. Excessiva profundidade do fluido periciliar causa perda de contato entre o cílio e o muco, reduzindo o transporte mucociliar. O excesso de água condensada pode provocar diluição da substância surfactante. Dessa forma, tanto valores baixos como elevados de umidade dos gases inspirados podem prejudicar o transporte mucociliar e, conseqüentemente, a função pulmonar e as trocas gasosas.

Pela Figura 6, é possível definir quatro níveis de umidificação: 1 – um nível ótimo, que ocorre caso todas as células das mucosas estejam saudáveis, com a insuflação pulmonar, o condicionamento do gás inalado, o transporte mucociliar, a permeabilidade das vias aéreas e a recuperação do calor e umidade estarão maximizados; 2 – nível adequado, que ocorre quando a velocidade do transporte mucociliar está diminuída, mas a função pulmonar e a permeabilidade das vias aéreas estão em condições normais; 3 – nível mínimo, que ocorre quando o transporte mucociliar cessa em áreas localizadas, já existem áreas focais de alterações celulares irreversíveis, a insuflação pulmonar e a permeabilidade das vias aéreas estão comprometidas, mas ainda de maneira reversível; e 4 – nível prejudicial, que ocorre quando as alterações celulares são irreversíveis, o transporte mucociliar cessa nas regiões proximais

e ocorrem atelectasias e curto-circuito pulmonar e aumento no gradiente alvéolo-arterial da  $PO_2$ .

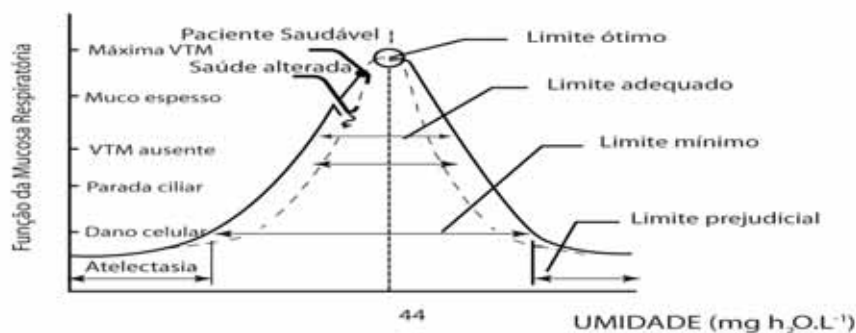


Figura 6 – Modelo teórico da função da mucosa traqueobrônquica com alteração da umidade dos gases inspirados, a partir da temperatura central, umidade relativa de 100% e umidade absoluta de  $44 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  (ponto médio) em paciente sem e com alteração da saúde. VTM – velocidade do transporte mucociliar.

Adaptado de Williams et al. (1996).

As vias aéreas são tolerantes às alterações por curtos períodos de tempo. Contudo, os limites de alteração reversível para um determinado paciente pode não ser predito. A forma da curva da relação entre o transporte mucociliar e a umidade pode variar nos indivíduos e de acordo com o seu estado de saúde. Pacientes criticamente enfermos possivelmente são menos tolerantes às alterações do conteúdo de água no ar inspirado, podendo ocasionar estreitamento da curva e os valores de umidade (ótimo, adequado e mínimo) podem diminuir com o aumento do tempo de exposição, acelerando o aparecimento das alterações (Shelly, 1992; Williams et al., 1996; Williams, 1998).

## 1.4 Alterações Causadas pela Inalação de Gases Secos e Frios

### 1.4.1 Função Mucociliar e Pulmonar

A inalação de gases não umidificados causa uma série de alterações histológicas na mucosa traqueobrônquica. As alterações estruturais descritas incluem ressecamento e ruptura das gotas de muco, redução no comprimento dos cílios, áreas de agrupamento ciliar e outras de destruição dos mesmos, desorganização do padrão celular, degeneração citoplasmática nuclear, perda das glândulas mucosas, descamação epitelial, reação inflamatória do epitélio acompanhado de hiperemia, erosão e ulceração da mucosa e destruição da membrana basal (Chalon et al., 1972; Marfatia et al., 1975; Kleemann, 1990; Martins et al., 1996; Hurni et al., 1997; Branson et al., 1998; Bisinotto et al., 1999b; Nakagawa et al., 2000).

As consequências dessas alterações começam com a redução fisiológica da atividade mucociliar e alteração na reologia do muco, com desidratação e aumento nas propriedades viscoelásticas das secreções mucosas (Kleemann, 1990; Bisinotto et al., 1999b; Nakagawa et al., 2000) e resultante diminuição dos movimentos ciliares e do fluxo mucoso (Merck e Toremalm, 1976; Horstmann et al., 1977; Tsuda et al., 1977; Eckerbom et al., 1991; Branson et al., 1998; Nakagawa et al., 2000). A diminuição no transporte mucociliar dificulta a eliminação do muco, predispondo ao acúmulo de secreções viscosas e à formação de rolhas na árvore respiratória, incluindo o tubo traqueal, com possibilidade de obstrução parcial ou total (Villafane et al., 1996; Martin et al. 1990; Roustan et al., 1992; Nakagawa et al., 2000) e

facilitando a contaminação por agentes infecciosos (Saldiva, 1990; Martins et al., 1996; Williams, 1998). A lesão da membrana basal, junto com a descamação celular, leva à reação inflamatória, com edema da mucosa, diminuição da elasticidade tecidual, colapso dos bronquíolos e aumento na resistência das vias aéreas (Van Oostdam et al., 1986; Martins et al., 1996). A atividade da substância surfactante é prejudicada com aumento na tensão da superfície e tendência a atelectasias com colapso das unidades pulmonares (Fonkalsrud et al., 1975; Tsuda et al., 1977). Isso, por sua vez, leva a um possível prejuízo da função pulmonar pelo decréscimo na capacidade residual e complacência pulmonar (Noguchi et al., 1973; Horstmann et al., 1977; Tsuda et al., 1977; Williams, 1998). Essas alterações parecem estar associadas com aumento no curto-circuito arteriovenoso intrapulmonar e no gradiente alvéolo-arterial da  $PO_2$  (Noguchi et al., 1973; Fonkalsrud et al., 1975; Tsuda et al., 1977; Shelly, 1992).

Há consenso da necessidade de umidificação dos gases secos em pacientes submetidos a longos períodos de ventilação mecânica, como naqueles internados nas Unidades de Terapia Intensiva. Porém, pelo menor tempo de exposição das vias aéreas aos gases de uso medicinal, as possíveis alterações da inalação de gases secos podem não ser adequadamente consideradas após curtos períodos de anestesia, e com potenciais maiores de disfunções morfofuncionais durante a anestesia prolongada.

No epitélio traqueobrônquico pseudoestratificado, somente a camada superficial apresenta cílios e, quando há traumatismo esfoliativo das células ciliadas, elas são substituídas por células da camada subjacente. A recuperação da estrutura e da função da mucosa traqueobrônquica também

parece estar relacionada à duração da exposição aos gases secos inspirados, isto é, com a gravidade da lesão. Nas lesões mais superficiais, o restabelecimento pode necessitar de um a três dias, enquanto que nas lesões mais profundas que comprometem todas as camadas, a recuperação pelas células da camada basal pode requerer de duas a três semanas (Chalon et al., 1972; Hirsch et al., 1975; Marfatia et al., 1975; Shelly et al., 1988).

A importância da umidificação dos gases inspirados é a redução da morbidade pulmonar. No entanto, é muito difícil avaliar os efeitos da umidificação por causa das muitas variáveis envolvidas. Assim, Knudsen et al. (1973) compararam a ocorrência de complicações pulmonares até sete dias de pós-operatório em 84 pacientes submetidos à anestesia geral para procedimentos operatórios torácicos ou abdominais com gases umidificados (umidificador aquecido, saturado a 32°C) e não umidificados (sistema respiratório sem reinalação). Utilizaram, como método para estimar a morbidade pulmonar, o raio-X de tórax e sinais e sintomas clínicos. Não observaram diferença significativa na incidência de complicações pulmonares pós-operatórias entre os grupos de pacientes recebendo gases umidificados e não umidificados durante anestesia geral com duração aproximada de 5 horas.

Por outro lado, Chalon et al. (1979b) avaliaram a incidência de complicações pulmonares em 202 pacientes através de um sistema de pontuação que incluía a elevação da temperatura, sinais físicos ao exame do tórax e sinais positivos ao raio-X de tórax para a graduação da incidência e intensidade das complicações pulmonares até sete dias de pós-operatório. Os pacientes foram distribuídos em dois grupos: os que foram ventilados com gases secos (sistema sem reinalação) e os que foram ventilados com gases

umidificados (umidificador aquecido, saturado a 32 °C). Demonstraram que as alterações pulmonares aumentaram exponencialmente com a diminuição da umidade dos gases inspirados durante a anestesia geral. Constataram também que essas alterações estavam correlacionadas ao aumento da morbidade pulmonar no pós-operatório. Concluíram que o uso de gases anestésicos secos para operação com duração superior a uma hora pode comprometer a saúde do paciente.

De maneira semelhante ao estudo anterior, dois outros estudos clínicos, realizados por Fonkalsrud et al. (1980) em neonatos e Gawley e Dundee (1981) em adultos, relataram menor ocorrência de complicações pulmonares no pós-operatório de pacientes que receberam gases umidificados em relação a grupos de pacientes que inspiraram gases secos, com menor incidência de atelectasias, de secreções menos espessas, de tosse e escarros purulentos e de alterações nos testes da função pulmonar (capacidade vital forçada).

Outros fatores comumente presentes durante a anestesia geral podem alterar o transporte mucociliar. A eliminação das secreções durante a anestesia está prejudicada no caso de pacientes com hipersecreção brônquica por infecções virais e bacterianas das vias aéreas (Saldiva, 1990), nos casos de lesão da mucosa durante aspiração traqueal (Nakagawa et al., 2000), pelo contato do balonete do tubo traqueal com a mucosa traqueal (Hurni et al., 1997; Martins et al., 2004), por ação de fármacos com atividade antisialorréica, por inspiração de altas concentrações de oxigênio e pela ação depressora de alguns anestésicos inalatórios sobre a atividade ciliar (Kesimci et al., 2008).

É possível que as alterações da mucosa traqueobrônquica e da substância surfactante, decorrentes da inalação de gases anidro, associadas

ao tempo de recuperação das alterações e outros fatores durante a anestesia, possam desempenhar papel importante para o aumento na morbidade pulmonar pós-operatória, principalmente em pacientes com comprometimento prévio da função pulmonar e com diminuição da efetividade da ventilação e da capacidade para tossir, provocada pela dor da ferida operatória nas cirurgias tóraco-abdominais (Gawley e Dundee, 1981; Villafane et al., 1996; Ricard et al., 2000).

#### **1.4.2 Hipotermia**

A ventilação artificial dos pulmões com gases frios e secos durante a anestesia também contribui para o desenvolvimento de hipotermia (temperatura central abaixo de 36°C) no intra e no pós-operatório, porque o aquecimento dos gases inspirados e a evaporação de água da superfície do trato respiratório requerem consumo de calor corporal.

Hipotermia, quando não intencional, pode causar importantes alterações fisiológicas, incluindo coagulopatia e maior perda de sangue no perioperatório (Schmied et al., 1996), prolongamento da ação dos fármacos anestésicos (Kurz et al., 1995; Caldwell et al., 2000), imunossupressão e risco de infecção da ferida cirúrgica com prolongamento da hospitalização (Kurz et al., 1996; Qadan et al., 2009). No período pós-operatório, o reaquecimento e o tremor pós-operatório aumentam a demanda metabólica que podem ser extremamente prejudiciais em várias populações de pacientes, particularmente em neonatos, crianças e idosos, pela limitada reserva fisiológica e cardiorrespiratória. O coração é o órgão mais sensível à redução da temperatura central, e o

paciente com doença coronariana tem risco aumentado de isquemia miocárdica (Frank et al., 1995, 1997; Greif et al., 2003). Além disso, há grande desconforto para o paciente no pós-operatório imediato (Frank et al., 1995; Kurz et al., 1995).

Hipotermia não intencional é o distúrbio térmico mais comum nos pacientes submetidos à anestesia e cirurgia quando nenhum método de prevenção é utilizado (Hynson et al., 1993; Smith et al., 1998; Sessler, 2000; Vanni et al., 2003, 2007). A sua ocorrência é resultante da combinação de vários fatores: idade (Kurz et al., 1993; Frank et al., 1992), sexo (Lopez et al., 1994; Kongsayreepong et al., 2003), baixa temperatura e umidade do ar da sala de operação (Morris e Wilkey, 1970; Morris, 1971; Frank et al., 1992; El-Gamal et al., 2000; Agarwal e Griffiths, 2006; Sunwoo et al., 2006), inalação de gases secos e frios (Bickler e Sessler, 1990; Gregorini e Cangini, 1996; Yam e Carli, 1990; Goldberg et al., 1992), ação dos anestésicos sobre o sistema termorregulador (Kurz et al., 1995; Matsukawa et al., 1995; Ikeda et al., 1999), redistribuição interna do calor central para os tecidos periféricos pela anestesia (Matsukawa et al., 1995; Ozaki et al., 1994, Sessler, 2000).

A perda de calor pela respiração normal é estimada em  $33,5 \text{ kJ.h}^{-1}$  equivalente a 10%-12% do calor produzido pelo metabolismo. Essa perda resulta de duas fontes principais: 1) do calor necessário para a evaporação da água que escapa no ar expirado, representando cerca de 10% do calor metabólico, e 2) adicional perda de 1% ou 2% para aquecimento do ar inalado por irradiação da parede do trato respiratório. Todos os gases possuem baixo calor específico ( $3 \times 10^{-4} \text{ cal.cm}^{-3}$ ). Por isso, pouca quantidade de calor está envolvida no aquecimento de grandes volumes gasosos. Muito mais importante

é o calor necessário para evaporar a água devido ao elevado calor latente de vaporização da água ( $578 \text{ cal.g}^{-1}$  de água) (Clark et al., 1954; Caldwell et al., 1969; Haslam e Nielsen, 1986; Bickler e Sessler, 1990; Branson e Chatburn, 1983; Eckerbom e Lindholm 1990b).

Na presença do tubo traqueal, o nariz e as vias aéreas superiores são excluídas da respiração, eliminando o mecanismo de contracorrente de troca de calor e água da respiração. Isto leva a maior perda de calor e água durante a ventilação artificial do que durante respiração espontânea normal, especialmente com elevado volume minuto (Rashad e Benson, 1967; Shelly et al., 1988; Bissonnette et al., 1989a, b; Bickler e Sessler, 1990; Eckerbom e Lindholm 1990a; Branson e Chatburn, 1993; Moringal e Granry, 1999). Como pode ser visto na Figura 2, cada litro de gás inspirado à temperatura corporal de  $37^\circ\text{C}$  contém 44 mg de vapor de água em nível alveolar. A ventilação artificial com gases à  $20^\circ\text{C}$  e 50% de umidade relativa contém  $10 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ . Quando este ar é aquecido à  $37^\circ\text{C}$ , mantendo-se a umidade absoluta, a sua umidade relativa diminui para somente 22%. Assim, a mucosa da árvore traqueobrônquica do paciente deve prover a diferença de conteúdo de vapor de água entre o ar em condições ambientais e o gás saturado à temperatura de  $37^\circ\text{C}$  ( $44-10 = 35 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ ) para alcançar 100% de umidade relativa.

A utilização de métodos de prevenção da perda de calor pela respiração deve ser rotina na prática anestesiológica para aumentar a segurança e a qualidade dos cuidados aos pacientes anestesiados, reduzindo potenciais efeitos colaterais da hipotermia no intraoperatório e no pós-anestésico imediato.

### 1.5 Alterações Causadas pela Inalação de Gases com Aquecimento e Umidificação Excessivos

Aquecimento e umidificação artificial excessiva dos gases inspirados produzem situação não fisiológica tanto quanto a ventilação com gases secos, incluindo diminuição no transporte mucociliar e perturbação da mecânica pulmonar (Fonkalsrud et al., 1975; Tsuda et al., 1977; Shelly et al., 1988; Shelly, 1992; Williams, 1998; Wilkes, 2001). Além disso, pode ocorrer condensação do vapor de água no circuito respiratório, que pode ser fonte de infecção (Craven et al., 1984), aumento na resistência do circuito respiratório e dano às válvulas do circuito respiratório e aos monitores (Severinghaus, 1989; Martin et al., 1990; Amaral et al., 1991; Wilkes, 2002a). As alterações mais frequentemente observadas sobre a estrutura e função da mucosa traqueobrônquica decorrentes da inalação de gases com excessiva umidificação são resumidas na Tabela 2.

Tabela 2 – Alterações causada pela excessiva umidificação do ar inalado durante ventilação mecânica através de via aérea artificial

---

Degeneração e adesão dos cílios dos brônquios (Tsuda et al., 1977; Bisinotto et al., 1999b)
Reação inflamatória aguda (John et al., 1980; Martins et al., 1996)
Irregularidade das gotas de muco (Tsuda et al., 1977; Bisinotto et al., 1999b)
Muco mais fluido e volumoso (Knudsen et al., 1973)
Diminuição do transporte mucociliar (Eckerbom et al., 1991; Nakagawa et al., 2000)
Atelectasias (Noguchi et al., 1973; Fonkalsrud et al., 1975)
Diminuição da complacência estática e da CRF (Fonkalsrud et al., 1975)
Hipertermia e queimadura das vias aéreas (Williams, 1998)
Sobrecarga hídrica e acidose progressiva (Bengtson et al., 1987; Martins et al., 1996)

---

CRF – Capacidade Residual Funcional

## 1.6 Valores Ideais de Aquecimento e Umidificação do Gás Inalado

Adequado aquecimento e umidificação dos gases inspirados representam padrão da qualidade de cuidados aos pacientes ventilados mecanicamente por meio de via aérea artificial. Porém, o questionamento sobre os valores ideais de temperatura e umidade dos gases liberados diretamente à traquéia para preservação da estrutura e função da mucosa traqueobrônquica e pulmonar ainda continua. A literatura sobre os requerimentos de temperatura e umidade é oriunda de trabalhos realizados em diferentes animais (Forbes, 1973, 1974; Noguchi et al., 1973; Marfatia et al., 1975; Mercke, 1975; Kleemann, 1990; Branson et al., 1998; Bisinotto et al., 1999b). Estudos no homem apresentam problemas, como pequeno número de pacientes estudados ou falta de padronização das medicações, da profundidade da anestesia e das diferenças nas técnicas de medida utilizadas com suas inerentes fontes de erro, que repercutem nas disparidades de resultados obtidos pelos vários investigadores.

Williams et al. (1996), após análise dos dados obtidos da literatura, sugeriram que os valores ideais para o aquecimento e a umidificação dos gases inalados durante prolongados períodos de ventilação mecânica são temperatura de 37°C e umidade relativa de 100%, equivalente a 43,75 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> de umidade absoluta. Esses valores, segundo os autores, mantêm a reologia, o volume das secreções das vias aéreas e ótimo fluxo mucociliar.

Ótimo aquecimento e umidificação do ar inspirado deve simular o estado fisiológico obtido pela respiração normal pelas vias aéreas para que a zona de

saturação isotérmica seja mantida em sua posição original no trato respiratório (Williams et al., 1996).

Alguns autores realizaram investigação do condicionamento dos gases realizados pelas vias aéreas superiores durante respiração espontânea. Ingelstedt (1956), em investigação realizada em voluntários respirando ar ambiente, registrou no espaço subglótico, por meio de punção da membrana cricotireóidea, valores médios de 32,3°C (31,2°-33,6°C) e de 98% (95%-100%) para a temperatura e umidade relativa, respectivamente, durante respiração nasal. Durante respiração pela boca, os respectivos valores registrados foram de 30,5°C (28,6° -31,2°C) e de 90% (80%-96%). Os correspondentes valores para a umidade absoluta durante respiração nasal e pela boca foram de 32,9 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e 27,2 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente.

Déry (1973) aferiram, por meio de sensor de rápida resposta, a temperatura e a umidade relativa nas vias aéreas superiores e inferiores de três pacientes conscientes, em repouso, durante respiração nasal de ar ambiente com 45% de umidade relativa. O ar inspirado apresentou umidade relativa e temperatura, respectivamente, de 65% à temperatura de 32°C na nasofaringe, 69,5% e 33,2°C na abertura glótica e 88% e 35°C em ponto localizado a nove cm abaixo da corda vocal. Os respectivos valores para a umidade absoluta nos locais registrados foram de 22, 25 e 35 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>.

McFadden et al. (1985) registraram, em voluntários, valor de 32°C para a temperatura do ar inspirado, durante respiração espontânea de ar ambiente, à temperatura de 26,5°C, por meio de sensor flexível colocado dois cm abaixo da abertura glótica.

Keck et al. (2000) verificaram a temperatura e a umidade relativa nas cavidades nasal e nasofaríngea em voluntários, durante respiração de ar ambiente, com umidade relativa de 35%, à temperatura de 25°C. Utilizaram, para essa finalidade, um pequeno sensor acoplado a uma sonda de sucção. Ao final da inspiração, as médias da temperatura e umidade relativa na área da valva nasal (1,5 cm de profundidade) foram de 28,9°C e 69%, respectivamente. Na nasofaringe (6,0 cm de profundidade), houve aumento na temperatura e umidade relativa dos gases inspirados, com o valor médio para a temperatura de 32,6°C e de 90% para a umidade relativa, equivalente a 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> para a umidade absoluta.

A American Association for Respiratory Care - AARC (1992) recomendou que os dispositivos utilizados para o condicionamento dos gases liberados às vias aéreas do paciente durante a ventilação mecânica, através de via aérea artificial, proporcione um conteúdo de vapor de água de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> à temperatura de 30°C.

### **1.7 Métodos de Aquecimento e Umidificação Artificial Durante a Anestesia**

Uma das principais deficiências dos aparelhos de anestesia utilizados, tanto para operações em adultos como para cirurgias pediátricas, é a falta de dispositivos para tornar mais eficiente o aquecimento e a umidificação dos gases inspirados (Berry e Hughes-Davies, 1972; Rayburn e Watson, 1980). A montagem dos sistemas respiratórios é focada na eliminação do risco de hipoxia, hipercarbia e economia do absorvedor de CO<sub>2</sub> e dos gases anestésicos (Chalon et al., 1978; Bengtson et al., 1989b).

Muitos anesthesiologistas não empregam, em sua rotina, métodos de umidificação dos gases inalados em sua rotina. Citam, como motivo para isso, a inclusão de custo financeiro, o aumento de resistência e de espaço morto nas vias aéreas, complexidade do sistema respiratório, e adicional potencial sítio de vazamento e de desconexão do circuito (Turtle et al., 1987; McIndoe, 2003).

Os gases medicinais provenientes de cilindros ou da rede hospitalar são secos e frios (Berry et al., 1975; Poolacherla e Nickells, 2006). Durante ventilação mecânica através de tubo endotraqueal, gases com condições de temperatura e umidade muito próximas às de suas fontes são inevitavelmente liberados diretamente à traquéia do paciente, com seus efeitos deletérios sobre a estrutura e a função mucociliar e pulmonar, a menos que se disponham de meios externos de umidificação.

Diferentes dispositivos para liberar gases aquecidos e umidificados às vias aéreas dos pacientes estão disponíveis comercialmente (Branson, 1999; Dubini e Fumero, 2000; McIndoe, 2003). As propriedades de um ideal dispositivo de umidificação são resumidas na Tabela 3.

Tabela 3 – Características de um umidificador ideal do ar inspirado

---

Prover adequados níveis de umidificação e aquecimento
Manter a temperatura central
Proteção microbiológica do paciente e do sistema respiratório
Segurança – nenhum risco de mau funcionamento, perigo elétrico, vazamentos ou de interação com fármacos
Propriedades físicas adequadas em relação ao tamanho, resistência, espaço morto
Conveniência – fácil limpeza e armazenamento
Número mínimo de conexões
Economia

---

Adaptado de Poolacherla e Nickells (2006)

### 1.7.1 Sistemas Respiratórios Circulares Valvulares com Absorvedor de Dióxido de Carbono (CO<sub>2</sub>)

O sistema mais comumente utilizado para umidificação e aquecimento dos gases inspirados durante a anestesia sob ventilação mecânica controlada em adultos é o sistema circular valvular com absorvedor de CO<sub>2</sub> (Tohmo e Antila, 2005), também com uso crescente em anestésias para cirurgia pediátrica (Wilkinson et al., 1991; Moringal e Granry, 1997; Luchetti et al., 1999). As vantagens do circuito ventilatório valvular com absorvedor de CO<sub>2</sub> em relação ao sistema sem reinalação incluem: a economia dos anestésicos, o menor custo, a menor poluição ambiental, a estabilidade da concentração dos gases inspirados e o aquecimento e umidificação dos gases inspirados (Tohmo e Antila, 2005; Lu et al., 2008).

Quanto à climatização dos gases inspirados, as fontes de umidade no circuito respiratório originam-se da: 1- água incorporada pelo fabricante nos grânulos do absorvedor, 2- umidade exalada pelo paciente para o circuito e, principalmente, 3- água formada na reação exotérmica de neutralização do CO<sub>2</sub> pelo absorvedor. Aproximadamente 15% do peso do absorvedor é constituído de água incorporada aos grânulos intencionalmente pelos fabricantes para aumentar a superfície de absorção do CO<sub>2</sub> e reduzir a formação de pó de álcali, o qual, se inalado, pode causar queimadura na mucosa do trato respiratório (Tabela 4). Assim, um sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub> nunca se apresenta totalmente isento de umidade, mesmo antes do início da neutralização do CO<sub>2</sub> pela cal sodada. (Adriani e Rovenstine,

1941; Foregger, 1948; Déry et al., 1967; Chalon et al., 1979b; Flynn et al., 1984; Wilkes, 2004).

Tabela 4 – Composição química da cal sodada

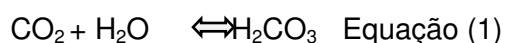
---

Ca(OH) <sub>2</sub> – 95%
NaOH – 4%
KOH – 1%
Sílica (responsável pela dureza do grão – evita a formação de pó)
Violeta de etila (corante – indica o seu esgotamento)
Água -14% a 17% (umidade – fonte inicial de água)

---

No sistema respiratório circular, uma parte do gás exalado retorna ao ramo inspiratório para reinalação dos agentes anestésicos. A mistura gasosa passa inicialmente por um recipiente contendo material absorvedor cuja função é remover o CO<sub>2</sub> exalado do sistema respiratório (Figura 7).

A reação do CO<sub>2</sub> com a cal sodada, absorvedor mais utilizado no Brasil, ou outro absorvedor é uma reação química exotérmica, no qual, para cada mol de CO<sub>2</sub> neutralizado geram-se dois moles de água e calor equivalente a 13,7 quilocalorias (Adriani e Rovenstine, 1941; Wilkes, 2001, 2004). O CO<sub>2</sub> exalado deve inicialmente reagir com a água presente na superfície dos grânulos para formar um ácido fraco, o ácido carbônico (H<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>):



A quantidade de calor e umidade gerada na reação depende da quantidade de dióxido de carbono exalado pelo paciente que passa pelo absorvedor (Berry et al., 1975; Tsuchiya e Ueda, 1989; Liu et al., 1991; Bito e Ikeda, 1994; Hunter et al., 2005). A cal sodada pode absorver até 19% de seu peso em dióxido de carbono. Portanto, 100 g de cal sodada podem reagir com 26 litros de  $\text{CO}_2$ . A quantidade de calor e umidade gerada também depende da capacidade efetiva de absorção dos grânulos (forma, porosidade, tamanho e composição) (Adriani e Rovenstine, 1941; Bengtson et al., 1989b; Bito e Ikeda, 1994; Frink et al., 1992; Wilkes, 2004).

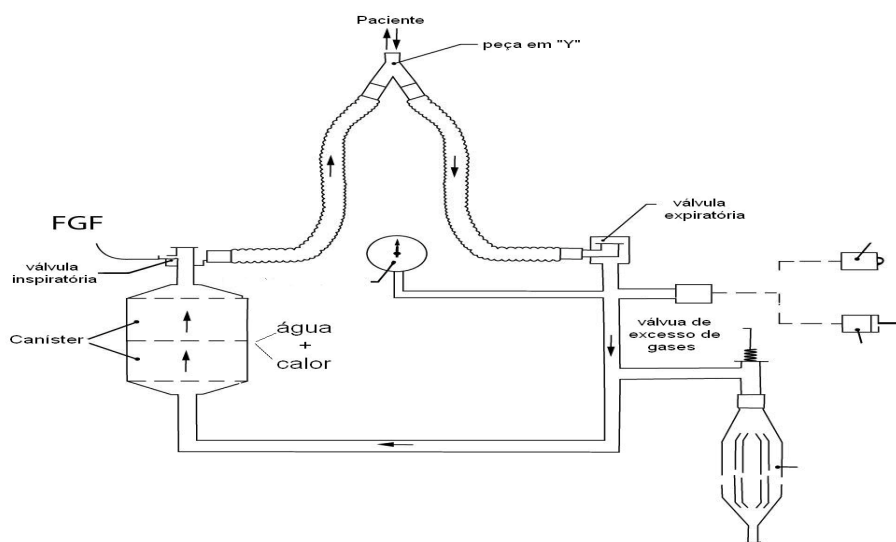


Figura 7 – Representação esquemática do sistema circulatório circular com absorvedor de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ).

Modificações feitas na construção do sistema respiratório circular, na dependência da posição relativa de seus componentes, como posição das

válvulas unidirecionais, posição da bolsa reservatória, local de entrada do FGF e o fluxo de gás fresco empregado podem alterar a produção de calor e água na reação de neutralização do  $\text{CO}_2$  e permitir, de maneira mais ou menos eficiente, a sua incorporação pela mistura gasosa inalada pelo paciente (Eger e Ethans, 1968; Berry et al., 1975; Weeks, 1976; Chalon et al., 1978; Bengtson et al., 1989a, b; Baum e Aitkenhead, 1995).

Convencionalmente, a entrada do FGF no sistema respiratório é localizada próximo ao ramo inspiratório, após o reservatório de cal sodada. Alguns autores demonstraram que o direcionamento do FGF para a sua passagem pelo caníster, antes de ser admitido no ramo inspiratório, proporciona grande melhora na climatização dos gases inalados, porque permite que o FGF entre em equilíbrio com a umidade e temperatura do gás no canister (Berry e Hughes-Davies, 1972; Berry et al., 1975; Chalon et al., 1978; Torres et al., 1997).

O aperfeiçoamento tecnológico dos aparelhos de anestesia constitui-se num dos métodos mais eficientes para aumentar a incorporação do calor e da umidade gerados na reação do  $\text{CO}_2$  com a cal sodada. Os aparelhos de anestesia Dräger (Alemanha) apresentam como aperfeiçoamento técnico, a placa de metal aquecida no circuito expiratório, que tem como função a manutenção dos gases aquecidos no interior do sistema respiratório. Além disso, no desenho de alguns desses aparelhos (Cato e Cícero, Dräger, Alemanha), os gases expirados passam três vezes e o FGF duas vezes pelo reservatório da cal sodada, antes de serem inspirados, com máximo aproveitamento do calor e umidade presente (Wada et al., 2003; Gorayb et al., 2004).

Muitos fatores são fontes de redução do grau de umidade no sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub>, como a colocação da válvula de escape no ramo expiratório, antes do reservatório de cal sodada, para economia do mesmo, mas com prejuízo na climatização dos gases, pois a reação exotérmica com produção de água é diretamente dependente da quantidade de CO<sub>2</sub> neutralizada pela cal sodada e da mistura com gases secos e frios admitidos no ramo inspiratório (Chalon et al., 1978; Flynn et al., 1984).

A temperatura do ar da sala de operação também exerce importante influência nas condições de climatização com que os gases são inspirados pelo paciente. Dependendo das dimensões dos tubos corrugados e de suas propriedades condutivas, poderá ocorrer troca de calor, por convecção, entre o ar no interior dos tubos com o ar ambiente e conseqüente diminuição da temperatura e umidade dos gases nos ramos expiratório e inspiratório (Bengtson et al., 1989b; Kleemann, 1990; Torres et al., 1997; Gorayb et al., 2004; Hunter et al., 2005).

### **1.7.2 Sistemas Respiratórios Circulares Valvulares com Absorvedor de Dióxido de Carbono (CO<sub>2</sub>) e Baixo Fluxo de Gases Fresco (FGF)**

Os pacientes, durante a anestesia, respiram dois tipos de gases do circuito anestésico: o gás liberado pelo aparelho de anestesia, constituindo o fluxo de gás fresco (FGF), e o gás reinalado que foi previamente exalado pelo paciente após a reação do CO<sub>2</sub> com a cal sodada.

Os tubos respiratórios utilizados nos sistemas respiratórios valvulares durante a anestesia são arranjados para formar um círculo. Esse sistema

apresenta muitas vantagens, como mencionado anteriormente, em relação à umidificação e ao aquecimento dos gases inspirados. Para esse fim, é importante que se reduza o fluxo de gases frescos (FGF), frios e desprovidos de água, admitidos no sistema para que se aumente a proporção da reinalação dos gases quentes e úmidos presentes no espaço morto anatômico e fisiológico das vias aéreas do paciente (Baum e Aitkenhead, 1995; Aldrete et al., 1981).

No sistema circular com absorvedor de dióxido de carbono, a reação de neutralização do CO<sub>2</sub> com a cal sodada pode gerar calor e água suficiente para quase saturar o gás presente no absorvedor, uma vez que o gás que deixa o absorvedor possui maior calor e umidade do que o gás que entra no mesmo (Déry et al., 1967; Wilkes, 2004). Dependendo do fluxo de gás fresco empregado, maior ou menor proporção do calor e da água gerados no reservatório do absorvedor, por meio da reação de neutralização do CO<sub>2</sub> da mistura gasosa exalada pela cal sodada, irá recircular no sistema e retornar para os pulmões do paciente (Berry e Hughes-Davies, 1972; Aldrete et al., 1981; Bengtson et al., 1987).

Alguns anesthesiologistas ainda utilizam em sua prática anestesiológica FGF superior a 2 L.min<sup>-1</sup>, apesar de muitos possuírem aparelho de anestesia com recursos tecnológicos para a aplicação de fluxos mais baixos (Baum e Aitkenhead, 1995; Suttner e Boldt, 2000; Tohmo e Antila, 2005). Com altos fluxos, praticamente não há recirculação dos gases, com pouco consumo da cal sodada, pois o FGF elevado fornece todo o volume minuto respiratório ao paciente e promove a “lavagem” do CO<sub>2</sub> exalado pela válvula de excesso de gás, sem a necessidade de absorvedor de CO<sub>2</sub> (Baum, 1999). Como

consequência, esse método expõe as vias aéreas a graus insuficientes de temperatura e umidade, com grande risco de desidratação da mucosa traqueobrônquica (Kleemann, 1990; Bisinotto et al., 1999b; Dias et al., 2005).

Altos e intermediários fluxos de gases têm outras desvantagens inaceitáveis, como elevados custos por causa do grande consumo dos anestésicos voláteis e de oxigênio, bem como a poluição ambiental que se estende além da sala de operação.

O interesse pela técnica de baixo FGF vem aumentando nos últimos anos (Henriksson et al., 1997; Johansson et al., 2003; Yamashita et al., 2007). As vantagens da anestesia com baixo FGF incluem menor custo e diminuição da liberação de anestésicos para o ambiente com possível menor risco ocupacional (Aldrete, 1984; Cotter et al., 1991; Baum, 1999; Nunn, 2008). Contudo, algumas desvantagens associadas a essa técnica têm dificultado a sua utilização de modo universal, como a impossibilidade de rápida alteração da concentração inspirada do anestésico inalatório, maior consumo do absorvedor de CO<sub>2</sub> (quatro vezes mais) com maior risco de hipercarbica, eventual acúmulo de substâncias exaladas pelo paciente (monóxido de carbono, acetona, metano, álcool) (Baum e Aitkenhead, 1995; Baum, 1999; Nunn, 2008), metabólitos tóxicos dos agentes anestésicos (composto A, nitrogênio, argônio) (Frink et al., 1992; Baxter, 1997; Nunn, 2008), além do capital inicial de investimento em monitores e aparelhos de anestesia (Baum, 1999; Nunn, 2008).

Na literatura, não há opinião universalmente aceita sobre a definição de anestesia com baixo fluxo de gases frescos, embora seu conceito implique, certamente, na utilização de fluxos menores que o volume minuto do paciente

empregado nos sistemas respiratórios sem reinalação (Baum e Aitkenhead, 1995; Baum, 1999; Nunn, 2008).

Segundo Baum e Aitkenhead (1995), baixo FGF pode ser definido como a técnica na qual ao menos 50% do ar expirado retornam aos pulmões do paciente após absorção do CO<sub>2</sub>. Esse grau de reinalação é alcançado somente se o FGF é reduzido para cerca de 2 L.min<sup>-1</sup> ou menos. Por exemplo: se durante a anestesia com sistema circular utilizar-se fluxo de gás fresco igual ao volume minuto do paciente (FGF/VM =1), a maior parte do ar expirado pelo paciente, quente e úmido, será ventilado para fora do sistema circular, como excesso de gás, pela válvula de excesso de gás (*pop-off*) e a reinalação será insignificante. Quando se reduz o FGF para 2 L.min<sup>-1</sup>, 50% ou mais do gás inspirado será do gás exalado pelo próprio paciente, quente e úmido após, a neutralização do CO<sub>2</sub> no reservatório da cal sodada, e a outra parte será composta de gás fresco.

Baker (1994), para padronizar a terminologia de fluxo de gás fresco utilizado durante anestesia com sistema circular respiratório com reinalação de gás expirado, propôs classificação que varia de fluxos muito baixos ou fluxo metabólico a fluxos muito altos (Tabela 5).

Para o paciente, a principal vantagem da anestesia com baixo fluxo é a melhora da assistência respiratória durante a ventilação mecânica propiciada pelo aumento na umidificação e aquecimento dos gases inspirados para a manutenção da estrutura e função da mucosa traqueobrônquica (Baxter, 1997; Baum, 1999).

O maior obstáculo para uso da técnica de baixo fluxo é a falta de treinamento dos anestesiológicos, os quais, em sua maioria, aprenderam a

realizar anestesia inalatória com altos fluxos de gases e a crença de que o volume minuto do paciente é determinado pelo FGF. Isto resultou em “medo” de eventual risco de hipoxia, hipercarbia e da disparidade entre a concentração de anestésico ajustado no vaporizador e a presente no sistema respiratório, com resultante inadequada profundidade da anestesia com baixo fluxo de gases (Baker, 1994; Baum e Aitkenhead, 1995; Suttner e Boldt, 2000; Nunn, 2008).

O advento de modernos aparelhos de anestesia aliado ao desenvolvimento tecnológico na área de monitorização e à conscientização da necessidade de redução de custos e de diminuição da poluição ambiental fizeram com que as técnicas de baixo fluxo ganhassem espaço nas últimas décadas (Baker, 1994; Baxter, 1997; Baum, 1999; Nunn, 2008).

A aplicação segura da técnica de baixo FGF começa com o entendimento dos princípios farmacocinéticos para superar as eventuais desvantagens envolvidas na técnica (Baum e Aitkenhead, 1995; Baxter, 1997). Um paciente anestesiado utiliza somente uma pequena fração dos agentes inalatórios através da absorção, distribuição, metabolismo e eliminação. Dependendo do sistema respiratório e do fluxo de gases, até 90% da dose administrada de anestésico pode ser eliminada para a atmosfera (Cotter et al., 1991; Suttner e Boldt, 2000). O objetivo da anestesia com baixo fluxo é fornecer gases ao sistema em quantidade que se iguale à demanda dos órgãos e sistemas do paciente, reduzindo a quantidade desperdiçada (Baxter, 1997; Nunn, 2008).

Tabela 5 – Classificação dos fluxos de gás fresco utilizado em sistema circular anestésico, segundo proposta de Baker (1994)

Classificação	FGF (L.min <sup>-1</sup> )
Fluxo metabólico basal	0,25
Fluxo mínimo	0,25 – 0,5
Fluxo baixo	0,5 – 1
Fluxo médio	1 – 2
Fluxo intermediário	2 – 4
Fluxo alto	> 4

A monitorização moderna tornou a técnica de baixo fluxo de gases muito segura. Como a diferença entre a concentração de gás no sistema respiratório e o FGF aumenta com a extensão da redução do fluxo, a composição dos gases não pode ser confiavelmente estimada da composição do FGF. Assim, a monitorização da concentração do oxigênio inspirado é indispensável. O mesmo se aplica à monitorização da concentração inspirada e expirada dos anestésicos voláteis, do óxido nítrico e da concentração de dióxido de carbono (capnometria). A monitorização da pressão das vias aéreas ou do volume minuto também é indispensável. Com medidas acuradas do fluxo de gases é possível estimar o consumo de oxigênio e a captação dos anestésicos (Baker, 1994; Baum e Aitkenhead, 1995; Baum, 1999; Suttner e Boldt, 2000).

Além da monitorização citada, o aparelho de anestesia precisa ser dotado de suporte técnico para a aplicação segura de baixos fluxos de gases, como sistema de controle de fluxo, sistema respiratório livre de vazamentos (não exceder 100 ml.min<sup>-1</sup> à pressão de 20 mm Hg), liberar volume corrente independente do FGF e fole ascendente, fluxômetros precisos para fluxo

inferior a  $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ , permitindo o controle microprocessado da concentração dos anestésicos (Baxter, 1997; Baum, 1999; Numm, 2008).

Durante a anestesia com sistema circular e absorvedor de  $\text{CO}_2$  associado a baixo fluxo de gases frescos, a literatura evidencia ampla variação nos resultados obtidos em termos de temperatura e umidade dos gases inspirados (Tabela 6). Em alguns casos, os níveis obtidos foram muito baixos, os quais podem repercutir em aumento na incidência de complicações respiratórias durante e após a cirurgia (Poopalalingam et al., 2002; Hunter et al., 2005). Além disso, mesmo com a utilização da técnica de baixos e mínimos FGF há intervalo de uma hora ou mais para que a umidade absoluta dos gases alcance seus valores máximos (Chalon et al., 1973; Bengtson et al., 1987; Kleemann, 1990; Poopalalingam et al., 2002; Gorayb et al., 2004; Wilkes, 2004).

Estratégias suplementares devem ser empregadas para alcançarem valores de aquecimento e umidificação dos gases durante anestesia os mais próximos quanto possíveis dos valores fisiológicos. Assim, as pesquisas realizadas em aparelhos de anestesia que utilizaram estratégias para aumentar a umidificação, como a passagem do FGF pelo reservatório de cal sodada antes de ser inalado pelo paciente, apresentam valores mais elevados da umidade absoluta (Bengtson et al., 1987; Wada et al., 2003; Gorayb et al., 2004).

Tabela 6 – Valores de umidade absoluta e temperatura do gás inalado obtido com FGF de 2, 1 e 0,5 L.min<sup>-1</sup> em diferentes sistemas circulares e aparelhos de anestesia

Autor (Data)	Condição Experimental	FGF (L.min <sup>-1</sup> )	Tempo (min)	T (°C)	Umidade* Absoluta mg.H <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup>	Equipamento (País)
Bengtson et al. (1987)	in vitro	0,5	60	28,5	28,0	Siemens UV-5 (Suécia)
		1,5	60	24,6	22,6	
Kleemann (1994)	Homem	0,6	120	31,5	21,3 ± 3,2	Dräger AV1 (Alemanha)
		1,5	120	26,0	16,7 ± 2,0	
Henriksson et al. (1997)	Homem	< 1	60	27,4	23,0 ± 0,3	Servo 900C Siemens-Elema (Suécia)
		< 2	60	26,4	22,8 ± 1,0	
Torres et al. (1997)	in vitro	0,5	60	20,5	15,0 ± 0,8	K.Takaoka, 676 (Brasil)
		1,0	60	12,4	12,4 ± 1,9	
Bisinotto et al. (1999)	Cão	1,0	180	25,4	17,8 ± 2,3	K.Takaoka, Nikkei (Brasil)
Poopalalingam et al. (2002)	Homem	1,0	60	21,5	16	Ohmeda Excel 210 (EUA)
Johansson et al. (2003)	Homem	1,0	120	32,0	26,6 ± 2,3	Servo 900C Siemens (Suécia)
Wada et al. (2003)	Homem	0,5	120	32,8	34,8 ± 3,5	Cato, Dräger (Alemanha)
		1,0	120	31,5	31,7 ± 4,7	
		0,5	120	27,7	23,6 ± 4,2	Aestiva/5, Datex-Ohmeda (Finlândia)
		1,0	120	25,3	18,8 ± 2,8	
Gorayb et al. (2004)	Homem	0,5	120	27,3	27 ± 4	Cícero, Dräger (Alemanha)
		1,0	120	27,4	28 ± 3	
Hunter et al. (2005)	Lactente	0,6	30	23,0	7	Kion, Siemens (Suécia)
Yamashita et al. (2007)	Homem	2,0	120	29,0	25,2 ± 2,6	Acoma, CT-7II (Japão)

\* Média ± desvio padrão

### 1.7.3 Permutador de Calor e Umidade (PCU)

Os permutadores de calor e umidade (PCU) são colocados entre o tubo traqueal e a peça em Y do sistema respiratório circular. São dispositivos pequenos, de baixo custo e de fácil manuseio, com particular vantagem em algumas situações clínicas, como no transporte de pacientes intubados, pois não necessitam de fonte externa de energia (Primiano et al., 1984; Ogino et al., 1985; Suzukawa et al., 1989; Cigada et al., 1990; Martin et al., 1990; Jackson e Webb 1992). Basicamente, atuam armazenando o calor e a umidade durante a expiração e os liberando para o gás na inspiração seguinte, de modo semelhante a função desempenhada pelas vias aéreas superiores, sendo por isso denominados também de “nariz artificial” e coletivamente referidos como umidificadores passivos, de acordo com a função que desempenham (Gedeon e Mebius, 1979; Weeks e Ramsey, 1983; Shelly et al., 1986; Branson e Hurst, 1987; Mebius, 1992; Branson, 1999; Campbell et al., 2000).

Na expiração, o gás quente e úmido se resfria ao passar pelo PCU e a condensação ocorre, liberando o calor latente de vaporização, o qual é parcialmente retido nos materiais de baixa condutividade térmica do PCU. Na inspiração, a umidade e a temperatura do gás que entram no PCU são usualmente baixas, mas o calor e a umidade retidos promovem o aquecimento e a evaporação do gás inspirado.

Os PCUs estão disponíveis para uso clínico desde a década de 1960. Os primeiros, denominados de condensadores umidificadores, eram constituídos de elementos de metal, tais como tubos de aço inoxidável com ampla área de superfície. Esses dispositivos não eram adequados para uso durante longos

procedimentos com ventilação com gases secos, por liberarem baixa umidade absoluta em volume corrente de 0,5-1,0 L (Mapleson et al., 1963; Weeks, 1976; Branson e Hurst, 1987). O principal inconveniente com esses condensadores se devia às propriedades físicas do próprio material constituinte. A alta condutividade do material de metal não propiciava a geração de efetivo gradiente de temperatura através do dispositivo. O material ideal é o que tem alta capacidade de retenção de calor, mas baixa condutividade térmica. Mapleson et al. (1963), durante investigação laboratorial, concluíram que os condensadores umidificadores da época retornavam de 58% a 62% da umidade expirada pelo paciente quando sob ventilação mecânica com gases secos à temperatura ambiente da sala de operação e volume corrente de 0,5 L.

Já Weeks, em 1981, investigou a performance do umidificador passivo Servo Humidifier 150 (Siemens-Elema, Suécia), constituído de esponja de celulose como elemento condensador, em pacientes sob anestesia. Observou que o umidificador aumentou a temperatura do ar inspirado para valor médio de 30°C, o qual promoveu ganho de calor de 8°C acima da temperatura registrada no ramo inspiratório do sistema circular, com umidade absoluta inspirada de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e umidade relativa de 97,5%.

O desenvolvimento dos PCU progrediu muito nas últimas décadas. Os modernos umidificadores passivos, feitos de novos materiais e desenho, são capazes de produzir maior umidificação e aquecimento dos gases inalados (MacIntyre et al., 1983; Weeks, 1986; Turtle et al., 1987; Johansson et al., 2003; Lemmens e Brock-Utne, 2004; Inui et al., 2006).

Novas terminologias foram incorporadas aos umidificadores passivos: permutadores de calor e umidade hidrofóbicos e higroscópicos.

- Permutador de calor e umidade hidrofóbico – é constituído de material com propriedades hidrorrepelentes pregueado (membrana cerâmica) para fornecer ampla área de superfície. O mecanismo do PCU hidrofóbico é essencialmente semelhante ao dos condensadores, mas com maior eficiência (Figura 8).

Chalon et al. (1984), em estudo laboratorial, demonstrou que o Pall Ultipor BB50T (Pall Biomedical, Nova York, EUA), de área física de 700 cm<sup>2</sup>, mas com superfície de adsorção estimada em 10 m<sup>2</sup>, produziu umidade absoluta de 27,3 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> em 15 minutos e de 28,4 aos 180 minutos com FGF de 1 L.min<sup>-1</sup>.

A maior eficiência da membrana hidrofóbica comparada aos condensadores umidificadores é resultado do amplo gradiente de temperatura que se desenvolve em seu elemento entre a expiração e a inspiração seguinte com liberação de grande massa entálpica de vaporização. Isso é atribuído à baixa condutividade térmica do material, polímero de fibras cerâmicas, que retira calor do gás expirado por evaporação e do ambiente ao redor e, conseqüentemente, cria-se um gradiente de temperatura dentro do umidificador que pode chegar a 15-20°C inferior à temperatura ambiente. Isto leva ao resfriamento do gás na parte distal do PCU, tanto que o gás que deixa o dispositivo, em direção ao ramo expiratório do circuito ventilatório, está saturado, mas com temperatura mais baixa (Croci et al., 1993; Hedley e Allt-Graham, 1994; Bisinotto et al., 1999a; Wilkes, 1998, 2001).

- Permutador de calor e umidade higroscópico – foi desenvolvido na tentativa de se aumentar a produção de umidade de outros condensadores mais simples. Difere do PCU hidrofóbico pela forma de conservação de calor e

umidade expirados, que é realizada por processo físico e por reação química (Figura 9). É constituído por um elemento principal condensador constituído de espiral de papel, celulose ou alumínio corrugado, esponja de polipropileno, fibras de lã ou de outro material de relativa baixa condutividade e cobertos por sal higroscópico, como o cloreto de cálcio ou cloreto de lítio (Turtle et al., 1987; Bickler e Sessler, 1990; Hedley e Allt-Graham, 1992, 1994; Branson, 1999; Wilkes, 2001). Na unidade higroscópica do PCU, o sal higroscópico se liga fracamente às moléculas de água durante a expiração, reduzindo a umidade relativa do gás abaixo do nível de saturação, sem grandes alterações na temperatura. Na inspiração, o gás seco passa inicialmente através da unidade higroscópica e, por causa do grande gradiente de pressão na superfície higroscópica, as moléculas de água são liberadas. Na unidade condensadora do PCU, há liberação de calor com aquecimento e umidificação dos gases inspirados (Gedeon e Mebius, 1979; Wilkes, 2001).

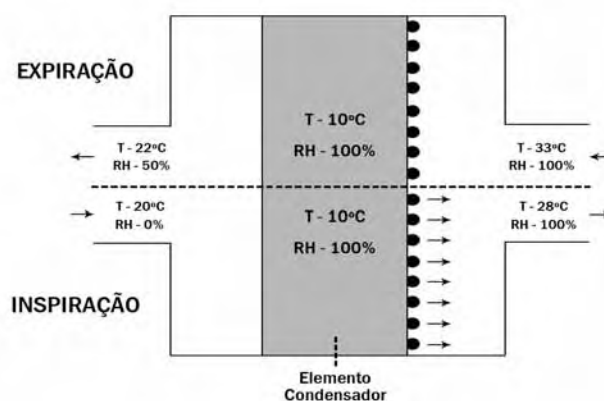


Figura 8 – Permutador de calor e umidade hidrofóbico. Vapor de água no gás expirado condensa no elemento condensador; na inspiração seguinte, o calor e a água são liberados ao paciente.

Mebius (1992) investigou laboratorialmente a eficiência de quatro PCUs higroscópicas de diferentes procedências. Todas as unidades higroscópicas produziram umidade absoluta de  $25 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  com variação do volume corrente de 0,5 a 1,5 L. Observou que as unidades mais eficientes, Edith Humidifier (Engström Medical, Suécia) e Servo Humidifier 150 (Siemens-Elema, Suécia) liberaram umidade absoluta de  $30 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ .

Vários estudos (Mebius, 1983; Weeks, 1983; Cigada et al., 1990; Eckerbom e Lindholm, 1990a; Jackson e Webb, 1992; Branson e Davis, 1996; Branson et al., 1996; Ünal et al., 1998) compararam alguns dispositivos hidrofóbicos com modelos higroscópicos e demonstraram que estes últimos apresentaram melhor desempenho, produzindo maiores valores de umidade absoluta do que os hidrofóbicos, particularmente durante testes com volumes correntes elevados (1,0 a 1,5 L) (Branson et al., 1996).

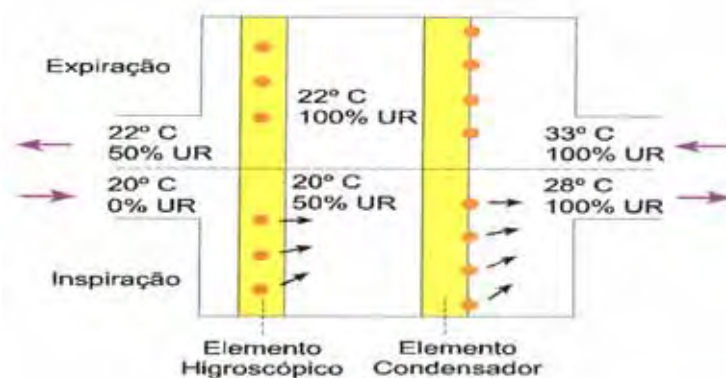


Figura 9 – Permutador de calor e umidade higroscópico. Vapor de água do gás expirado condensa no elemento condensador e alguma água reage com o elemento químico do elemento higroscópico.

Outras pesquisas demonstraram que a eficiência do PCU hidrofóbico é comparável aos do PCU higroscópico com produção de umidade suficiente para substituir a função de umidificação dos gases pela nasofaringe para a

maioria dos pacientes sob ventilação mecânica (Shelly et al., 1986; Weeks, 1986; Branson e Hurst, 1987; Turtle et al., 1987; Kirton et al., 1997; Wilkes, 2004; Inui et al., 2006).

Assim, independentemente, se hidrofóbico ou higroscópico, o PCU constitui-se num método alternativo viável aos umidificadores aquecidos para o condicionamento dos gases inspirados durante a anestesia e unidades de terapia intensiva para prevenção de alterações no epitélio da mucosa traqueobrônquica e preservação do fluxo mucociliar normal (MacIntyre et al., 1983; Hurni et al., 1997; Ünal et al., 1998; Bisinotto et al., 1999b; Nakagawa et al., 2000; Lellouche et al., 2006).

Assim, a escolha do dispositivo artificial de umidificação e aquecimento vai depender do equacionamento entre as necessidades clínicas do paciente e as vantagens e desvantagens específicas do método escolhido (Tabela 7).

O risco de infecção hospitalar é pertinente quando a ventilação mecânica é considerada, principalmente pelo crescente aparecimento de bactérias resistentes aos antibióticos e o aumento na prevalência de vírus das hepatites B, C e HIV (Daniel e Fowler, 2001). O risco de infecção em anestesia é menos tangível do que nas unidades de terapia intensiva, frequentemente associadas a longos períodos de ventilação artificial. Durante a anestesia, a alta concentração de oxigênio e anestésicos inalatórios, a circulação de gases pela cal sodada, após formação de solução aquosa altamente alcalina (pH > 10), resultante da neutralização do CO<sub>2</sub>, podem ter ação bactericida e impedir a contaminação do circuito (du Moulin e Hedley-Whyte, 1982; Murphy et al., 1991). Mas há grande número de variáveis implicadas que podem contribuir com o aumento do risco, como o efeito imunossupressor da anestesia ou da

doença do paciente (Shelly, 1992; Feeley et al., 1981), a presença de circuito quente e úmido que propicia ambiente ideal para a proliferação de microorganismos originados da contaminação bacteriana, pela manipulação dos profissionais da saúde ou das secreções respiratórias do pacientes (saliva, sangue e escarro) durante procedimentos que induzem tosse ou trauma, como a inserção e remoção do tubo traqueal, podendo levar à colonização do trato respiratório e causar pneumonia e septicemia cruzada (Craven et al., 1984; Rathgeber et al., 1997; Stabile et al., 1998; Wilkes, 2000; Daniel e Fowler, 2001).

Tabela 7 – Vantagens e desvantagens dos dispositivos de umidificação (Branson, 1999)

Dispositivo	Vantagens	Desvantagens
Umidificador aquecido	Aplicação universal (neonatos e adultos) Eficiência na umidificação Eficiência no aquecimento Alarmes	Alto custo Uso de água Risco de condensação Risco de superaquecimento Risco de contaminação do circuito Risco de queimadura/choque elétrico Hipotermia ou hipertermia
Umidificador passivo (PCU)	Baixo custo Descartável-não requer esterilização Portátil Fácil uso Fácil armazenament Elimina condensação de água Operação passiva Sem risco de hipertermia ou perigo elétrico Proteção microbiológica (Filtro de bactérias e vírus) Menor sobrecarga de trabalho para a enfermagem	Eficiência depende do VC e FR Não aplicável a todos os pacientes Potencial para risco de oclusão Aumento do espaço morto Aumento na resistência das vias aéreas Risco de dobra do tubo traqueal

VC – Volume corrente; FR – Frequência respiratória

O uso de permutadores de calor e umidade com propriedade filtro, além de sua utilização habitual para manter o ambiente úmido e aquecido nas vias

aéreas, seu uso tem aumentado nos últimos anos para prevenir condensação no circuito respiratório (Severinghaus, 1989; Amaral et al., 1991), a contaminação do circuito respiratório (Gallagher et al., 1987; Martin et al., 1990; Berry e Nolte, 1991; Wilkes, 2000, 2002a, b), reduzir custo com desinfecção (Martin et al., 1990; Kirton et al., 1997; Ricard et al., 2000) e para prevenir o risco de infecção cruzada (Pandit et al., 1967; Branson et al., 1996; Boyer et al., 2003).

A estação de trabalho de anestesia Primus da Dräger (Alemanha) é um dos aparelhos mais utilizados em vários países e em nosso país. O centro cirúrgico do Hospital das Clínicas da Faculdade de Botucatu, Unesp, possui cinco desses aparelhos para um total de 11 salas de operação. A estação de trabalho tem como característica principal, em relação ao circuito respiratório, uma placa de metal aquecida, situada junto ao circuito expiratório, que tem a finalidade principal de evitar a condensação de água do ar expirado pelo resfriamento do mesmo no interior do circuito respiratório, o que poderia interferir no funcionamento de válvulas e monitores. Esta placa aquecida também pode ajudar na manutenção da temperatura do gás no circuito respiratório em valores adequados. Na diagramação de seu circuito respiratório, os gases expirados fluem pelo ramo expiratório, pela válvula expiratória e pela placa aquecida. Após, os gases seguem em direção ao balão reservatório e, em seguida, para o canister de cal sodada, por onde passam uma única vez. Em seguida, misturam-se com o FGF, frio e seco, proveniente da rede hospitalar, que não passa pelo reservatório de cal sodada, e que é admitido entre o canister de cal sodada e a válvula inspiratória, para serem, em seguida, inspirados pelo paciente (Primus, 2002). Na revisão da literatura ao

nosso alcance, não se encontrou os valores de umidificação e aquecimento do gás inspirado no ramo inspiratório da estação de trabalho de anestesia Primus. Conhecendo-se a diagramação de seu circuito respiratório, a hipótese é que a estação de trabalho do Primus deve fornecer valores próximos aos ideais de temperatura, mas não de umidificação do gás no ramo inspiratório aos pacientes. Assim, torna-se necessário a realização de estudo para se verificar os valores de umidificação e aquecimento dos gases no ramo inspiratório fornecidos pela estação Primus, utilizando-se baixo FGF associado ou não ao permutador de calor e umidade. Por outro lado, considerando-se que o uso do PCU fornece calor e umidade ao gás inspirado, também há necessidade de se verificar o seu efeito na temperatura central de paciente sob anestesia geral, submetido a aquecimento corporal pela insuflação de ar aquecido por manta térmica, que isoladamente não evita a ocorrência de hipotermia por redistribuição de calor (Vanni et al., 2003).

## 2 Objetivos

O objetivo principal do presente estudo, foi avaliar a capacidade de aquecimento e umidificação dos gases anestésicos do sistema respiratório circular da estação de trabalho de anestesia Primus da Dräger durante anestesia com baixo fluxo de gases frescos ( $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) associado ou não ao permutador de calor e umidade (PCU).

Secundariamente, a pesquisa teve como objetivo verificar o comportamento da temperatura central de pacientes com uso de aquecimento ativo da superfície cutânea por convecção, por meio da manta térmica, durante anestesia com baixo fluxo de gases frescos associado ou não ao permutador de calor e umidade.

### 3 PACIENTES E MÉTODO

#### 3.1 Pacientes e Grupos Estudados

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (UNESP) e obteve-se consentimento por escrito do termo de participação de todas as pacientes. Participaram do estudo prospectivo, aleatório, trinta pacientes adultas, na faixa etária de 18 a 65 anos, com estado físico ASA - American Society of Anesthesiologists I e II, submetidas a procedimentos cirúrgicos ginecológicos eletivos (mama, útero e ovário) sob anestesia geral com duração de, no mínimo, duas horas. As pacientes foram submetidas à ventilação mecânica controlada com a estação de trabalho Primus (Dräger, Lübeck, Alemanha). O sistema anestésico utilizado foi o sistema circular fechado com absorvedor de gás carbônico ( $\text{CO}_2$ ) e baixo fluxo de gases frescos (FGF) de  $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ , sendo  $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  de oxigênio ( $\text{O}_2$ ) e  $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  de óxido nitroso ( $\text{N}_2\text{O}$ ). Foram excluídas do estudo as pacientes obesas ( $\text{IMC} > 30$ ) e com febre ( $T > 38 \text{ }^\circ\text{C}$ ). As pacientes foram distribuídas, após abertura de envelope fechado, em dois grupos de 15 pacientes, diferenciados pelo uso ou não do permutador de calor e umidade (PCU).

BF – baixo fluxo de gases frescos (FGF) –  $\text{O}_2$  ( $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) e  $\text{N}_2\text{O}$  ( $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ );

BFP – baixo fluxo de gases frescos (FGF) –  $\text{O}_2$  ( $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) e  $\text{N}_2\text{O}$  ( $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ )

e uso do PCU.

### 3.2 Monitorização e Procedimento Anestésico

Após período de jejum de oito horas, as pacientes receberam como medicação pré-anestésica o midazolam, na dose de 7,5 mg por via oral, 60 minutos antes da chegada à sala de operação. A monitorização inicial incluiu eletrocardioscopia (DII e V5), frequência cardíaca, saturação periférica da hemoglobina pelo oxigênio (SpO<sub>2</sub>) e pressão arterial não invasiva (PANI), utilizando-se o biomonitor da Dixtal (DX 2010, Amazonas, Brasil). Para monitorização da transmissão neuromuscular, utilizou-se o método da aceleromiografia. Este método baseia-se no fato de que, se a massa é mantida constante, a aceleração do polegar em resposta a neuroestimulação é proporcional à força de contração. No trajeto do nervo ulnar, próximo ao punho, fixou-se os dois eletrodos de eletrocardioscopia, com distância entre eles de, aproximadamente, cinco centímetros. O eletrodo negativo (preto) foi fixado na posição distal e o positivo (branco) na posição proximal. Fixou-se ao polegar da mão um pequeno transdutor elétrico. O braço e a mão foram fixados a um suporte, ficando somente o polegar livre e em condições de se movimentar. Fixou-se o sensor de temperatura na região hipotenar da mão. Somente após a indução anestésica, o aparelho (TOF-Guard INMT, Dinamarca) foi ligado, passando a funcionar por meio de controle automático, que determinou o nível de estimulação supramáximo necessário para que a contração muscular do primeiro estímulo T1 atingisse 100% (sinal controle), seguido por estimulação automática supramáxima de quatro estímulos (T1 a T4) a cada 12 segundos.

Após a inserção intravenosa de cateter 18G, instalou-se terapia fluida intravenosa com 8 a 10 mL.kg<sup>-1</sup>.h<sup>-1</sup> de Ringer com lactato (RL) em temperatura ambiente. Antes da indução anestésica, as pacientes inalaram O<sub>2</sub> a 100% (5 L.min<sup>-1</sup>) por três minutos através de máscara facial. A indução anestésica foi realizada com sufentanil (0,5 µg.kg<sup>-1</sup>), propofol (2,0 mg.kg<sup>-1</sup>), e brometo de rocurônio (0,6 mg.kg<sup>-1</sup>). A ventilação dos pulmões foi manualmente assistida com oxigênio a 100% até a realização da intubação endotraqueal e conexão ao sistema de ventilação. A anestesia geral balanceada foi mantida com O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, isoflurano e infusão contínua de sufentanil (0,005 – 0,01 µg.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>) e brometo de rocurônio (10 µg.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>), utilizando-se bomba de infusão de dois canais (Anne, Abbot, EUA).

A análise da concentração de O<sub>2</sub> inspirado e expirado, pressão inspiratória e expiratória final do dióxido de carbono (P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub>), concentração inspirada e expirada de isoflurano e de óxido nitroso (N<sub>2</sub>O) foi feita por meio de coleta de amostra do gás inspirado e expirado entre o final do circuito anestésico e o tubo traqueal, empregando-se o biomonitor integrado ao aparelho de anestesia na estação de trabalho Primus (Dräger, Lübeck, Alemanha). Inicialmente, o fluxo de gases frescos (FGF) foi mantido em 2,0 L.min<sup>-1</sup> (N<sub>2</sub>O/O<sub>2</sub> – 1,2:0,8) e isoflurano a duas concentrações alveolar mínima inspirada (2 CAM) por 10 minutos para completo preenchimento do circuito respiratório. Após, o FGF foi reduzido para 1 L.min<sup>-1</sup> com a relação de O<sub>2</sub>:N<sub>2</sub>O ajustada em 1:1, com a concentração expirada final de isoflurano de 0,8%-0,9%. Em ambos os grupos, utilizou-se volume corrente de 8 mL.kg<sup>-1</sup>, com a frequência respiratória ajustada para manutenção de normocapnia (P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> entre 35 a 40 mm Hg) e com relação inspiração/expiração de 1:2.

Após a indução da anestesia, introduziu-se, no terço inferior do esôfago, sensor de monitorização de temperatura esofágica (Mon-a-therm, 90044, Mallinckrodt, EUA). A temperatura ambiente foi mantida entre 20°C e 22°C por controle central do ar condicionado. Após a indução da anestesia, utilizou-se manta térmica (CareDrape 503-0830, Mallinckrodt, EUA), para aquecimento ativo dos membros inferiores, com ajuste inicial máximo de 42°C a 46°C do aparelho de insuflação de ar aquecido (WarmTouch, Mallinckrodt, EUA).

Monitorizou-se a temperatura da placa aquecida, situada junto à parte distal do ramo expiratório do sistema respiratório e a temperatura do caníster da cal sodada, por meio de sensores acoplados a termômetro de dois canais (Thermistor 400, Mallinckrodt, EUA). A temperatura do caníster foi aferida por meio de sensores colocados na parede externa, em sua parte superior e inferior, sendo considerada, para o estudo, a temperatura média obtida dos dois locais.

### **3.3 Estação de Trabalho**

Na pesquisa, utilizou-se a estação de trabalho de anestesia (Primus, Dräger, Lübeck, Alemanha) para administração de gases frescos (oxigênio e óxido nitroso) e isoflurano, por meio de vaporizador especial para este agente (Dräger, Alemanha), e para monitorização dos gases inspirados e expirados e da ventilação dos pacientes (Figura 10).

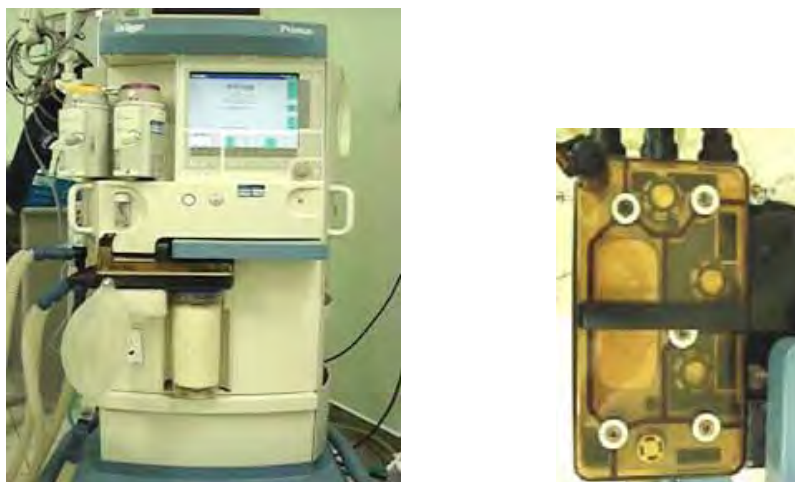


Figura 10 – Ilustração da estação de trabalho de anestesia Primus da Dräger, com destaque para a placa aquecida vista de cima.

O circuito ventilatório da estação de trabalho de anestesia Primus (Dräger, Lübeck, Alemanha) recebe aquecimento adicional por meio da placa de metal aquecida, situada na parte expiratória do circuito (Figura 11). O gás expirado pelo paciente flui, inicialmente, pelo ramo expiratório do sistema respiratório, pela válvula expiratória, localizada próxima ao absorvedor e, em seguida, passa pela placa aquecida, que, por não existir superfície fria dentro do circuito respiratório, acredita-se não haver condensação de água dentro do sistema respiratório situado na estação de trabalho. Em seguida, os gases fluem em direção à cal sodada onde passam uma única vez, com o sentido do fluxo de gases através do caníster de cima para baixo. A válvula de excesso de gás (*pop-off*) está localizada entre a válvula expiratória e o absorvedor. O FGF, constituído por mistura de gases medicinais, é adicionado ao circuito respiratório, entre o absorvedor e a válvula inspiratória, sem entrar em contato com a cal sodada, onde irá

misturar-se com o ar expirado proveniente da cal sodada. Em seguida, os gases expirados, juntamente com o fluxo de gases frescos, constituirão o volume corrente pré-determinado e liberado pelo pistão do respirador para um amplo espaço morto mecânico, que consiste de dois tubos corrugados de silicone secos e limpos, com 1,50 m de comprimento cada, os quais foram trocados antes da realização da anestesia. O reservatório (caníster) com o absorvedor de CO<sub>2</sub> (cal sodada) utilizado (Drägersorb<sup>®</sup> 800 plus, Dräger, Alemanha) está situado no ramo expiratório e tem capacidade de 1,5 litros. O absorvedor de CO<sub>2</sub> também foi trocado antes da realização da anestesia. Os sistemas de tubos corrugados e o caníster do absorvedor têm um volume interno total de 4,5 L. Assim, no sistema respiratório utilizado, o paciente inalou parte do gás expirado, que passou pela cal sodada, e gás fresco que não passaram pela cal sodada.

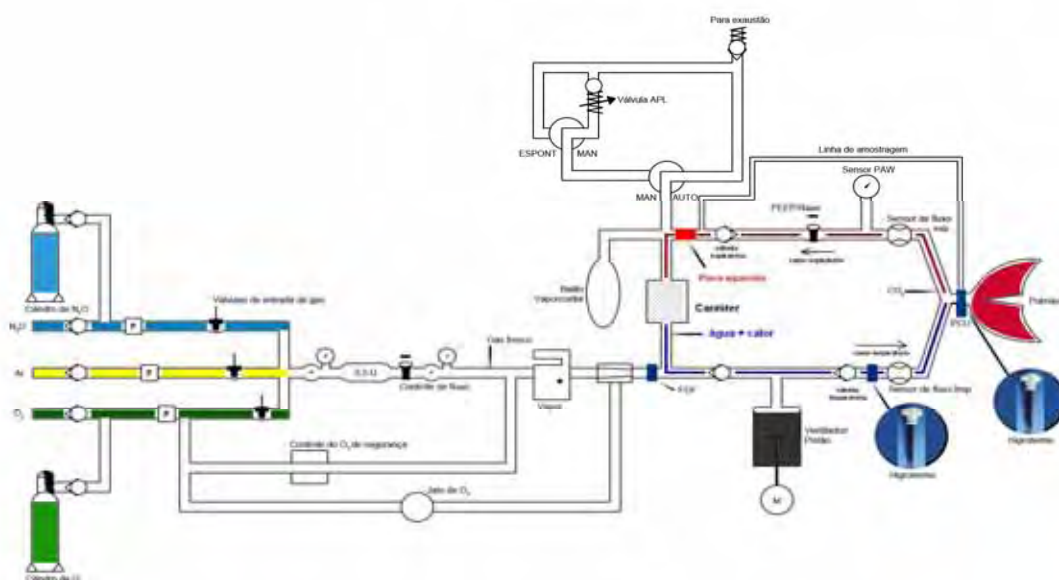


Figura 11 – Diagrama do sistema circular respiratório da estação de trabalho de anestesia Primus (Dräger), com indicação dos locais de registro dos atributos termo-higrométricos.

### 3.4 Permutador de Calor e Umidade com Filtro (PCU)

O permutador de calor e umidade hidrofóbico (Pall Ultipor BB100 MFSLA, Pall Corporation, New York, EUA, 90 mL de espaço morto) utilizado possui, como meio filtrante, fibras cerâmicas inorgânicas pregueadas e hidrofóbicas. De acordo com o fabricante, esse filtro possui eficácia maior que 99,999% para bactérias e vírus, e baixa resistência ( $\sim 2,0$  cm H<sub>2</sub>O a um fluxo de 60 L/min) (Figura 12). O permutador de calor e umidade (PCU) foi conectado ao tubo traqueal por meio de um tubo flexível de 10 cm.



Figura 12 – Permutador de calor e umidade – Pall Ultipor BB100.

### 3.5 Medidas Termo-Higrométricas

O termo-higrômetro utilizado (Higrotermo 95, Gulton do Brasil) emprega, como sensor de umidade relativa, um filme de polímero capacitativo (Panametrics®). A constante dielétrica do sensor se altera de acordo com as variações da umidade relativa, expressa em mostrador digital, juntamente com o da temperatura, resultando em alteração linear da

capacitância e transformação dessa mudança de propriedades elétricas em valores numéricos. A acurácia do termo-higrômetro é de  $\pm 2\%$  para a umidade relativa e  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  para a temperatura, segundo o fabricante. O tempo de resposta é de 1,4 s para 90% de resposta da umidade relativa e  $< 150$  ms para 90% de resposta da temperatura. Cada sequência de registro durou 30 segundos (Figura 13).

**A****B**

Figura 13 – Termo-higrômetro – Higrotermo 95. A – mostrador digital da umidade relativa (visor superior) e da temperatura (visor inferior); B - peça em "T" para conexão no sistema respiratório.

Nos dois grupos, a umidade relativa e a temperatura dos gases foram aferidas no ramo inspiratório do sistema de anestesia, por meio de tubo em T, com o sensor do termo-higrômetro colocado, inicialmente, entre a estação de trabalho e o ramo inspiratório e, após, colocado entre a peça em "Y" do sistema respiratório e o tubo traqueal no grupo sem permutador (BF) ou, no grupo com permutador (BFP), entre o PCU e o tubo traqueal em cada tempo estudado. Em todos os locais de coleta, devido às flutuações dos valores de

temperatura e umidade com o fluxo inspiratório, registrou-se as leituras mínimas desses atributos. O termo-higrômetro também foi utilizado para determinação da temperatura e umidade relativa do ar ambiente com o sensor posicionado próximo à cabeceira da mesa de operação e distante da manta térmica.

Para o cálculo da umidade absoluta, utilizou-se a fórmula:

$$U_A = U_R \times U_M / 100 \text{ onde,}$$

$U_A$  = umidade absoluta ( $\text{mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ );

$U_R$  = umidade relativa (%);

$U_M$  = umidade máxima do ar em condições de saturação ( $\text{mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ ), obtida em tabela específica (Tubelis e Nascimento, 1980), utilizando-se a temperatura do gás ( $^{\circ}\text{C}$ ).

### 3.6 Determinação dos Atributos

Os atributos analisados foram: idade, altura, peso, índice de massa corporal (IMC), frequência respiratória (FR), volume corrente (VC), volume minuto (VM), pressão expiratória final de  $\text{CO}_2$  ( $P_{\text{ETCO}_2}$ ), temperaturas da sala de operação, esofágica, da placa aquecida junto ao circuito expiratório e do caníster da cal sodada. As temperaturas e as umidades relativa (UR) e absoluta (UA) do gás no sistema respiratório foram medidas no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, entre a peça em “Y” e o tubo traqueal no grupo BF, e entre o tubo traqueal e o PCU no grupo BFP (Figura

11). Foram medidas, também, a temperatura e as umidades relativa e absoluta do ar da sala de operação.

As medidas foram realizadas após 15 minutos (Tempo controle – T0) da instalação do sistema de ventilação no paciente e aos 30, 60, 90 e 120 minutos após o tempo controle, nos dois grupos.

Ao término do procedimento, o bloqueio neuromuscular residual foi revertido com atropina e neostigmina, quando a resposta ao train-of-four (TOF) foi menor que 0,80 e a paciente recebeu tramadol (100 mg) e dipirona (1 g) intravenosa como medicações analgésicas. O fluxo de oxigênio foi aumentado para 5 L.min<sup>-1</sup> e o retorno à ventilação espontânea foi permitido. A extubação traqueal ocorreu na sala de operação quando a paciente apresentou suficiente estado de alerta (abertura ocular, protrusão da língua e condições de apertar a mão). A alta da Sala de Recuperação Pós-Anestésica (SRPA) ocorreu após período maior que 30 minutos, com pontuação 10 na escala de Aldrete (1995) modificada, adequada analgesia, controle de náuseas e vômito e sem complicações cirúrgicas.

Nenhuma paciente foi excluída do estudo e todas as anestésias duraram mais de 120 minutos. Não ocorreram intercorrências importantes no intraoperatório e nenhuma paciente necessitou de transfusão de hemocomponentes. Todas as pacientes recuperaram-se bem da anestesia e cirurgia e receberam alta hospitalar de acordo com as normas protocolares para o procedimento cirúrgico.

### 3.7 Análise Estatística

Estudo anterior realizado em nosso meio por Gorayb et al. (2004) verificou que são necessários, no mínimo, 12 pacientes, para detecção de diferença significativa em relação à temperatura do gás na saída da estação de trabalho e a temperatura do gás inalado entre a peça em Y e o tubo traqueal, em torno de 3 graus, com desvio padrão em torno de 3,2, poder do teste de 95% e nível de significância de 5%. Baseando-se nesse estudo e considerando-se que poderia ocorrer a exclusão de pacientes durante a realização do experimento, foram estudados 15 pacientes em cada grupo.

Os valores são expressos como média  $\pm$  desvio padrão (DP). Para as variáveis antropométricas e respiratórias, utilizou-se o teste “t” de Student. Para as demais variáveis, utilizou-se análise de variância (ANOVA), seguida do método de comparação múltipla de Tukey. Para verificar a influência da temperatura ambiente sobre as temperaturas esofágica, da placa e da cal sodada, foram construídos diagramas de dispersão. O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para determinar a correlação entre essas variáveis.

Para avaliar as alterações na temperatura e na umidade absoluta no ramo inspiratório, foi calculada a diferença entre as temperaturas ( $\Delta T$ ) e entre as umidades absolutas ( $\Delta U$ ) na saída da estação de trabalho e entre a peça em Y e o tubo traqueal no grupo GBF. Para esses propósitos, realizou-se análise de variância de medidas repetidas. As estatísticas calculadas foram consideradas significantes quando  $p < 0,05$ .

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Atributos Antropométricos

Os atributos antropométricos não apresentaram diferença significativa entre os grupos ( $p > 0,05$ ) (Tabela 8). Não houve diferença entre os grupos quanto ao tipo de procedimento cirúrgico realizado (mastectomia – 7; histerectomia abdominal ou ooforectomia – 8).

Tabela 8 – Valores (média  $\pm$  DP) dos atributos antropométricos das pacientes nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP), com indicação do valor de p

Atributos	Grupos		Valor de p
	BF	BFP	
Idade (anos)	50,3 $\pm$ 12,6	52,1 $\pm$ 12,4	0,21
Altura (m)	1,61 $\pm$ 0,1	1,63 $\pm$ 0,1	0,25
Peso (kg)	71,2 $\pm$ 10,6	72,5 $\pm$ 8,0	0,35
IMC (kg.m <sup>2</sup> )	27,4 $\pm$ 3,8	27,6 $\pm$ 3,2	0,59

IMC (Peso/Altura<sup>2</sup>) – índice de massa corporal.  
Não houve diferença significativa entre grupos ( $p > 0,05$ ).

### 4.2 Atributos Respiratórios

Os atributos - frequência respiratória e volume minuto - apresentaram diferença significativa entre os grupos do tempo 30 minutos até o final do experimento, com o grupo BFP apresentando os maiores valores ( $p < 0,05$ ). Não houve diferença significativa entre tempos do mesmo grupo ( $p > 0,05$ ) (Tabela 9).

Os valores do volume corrente e da pressão expiratória final do CO<sub>2</sub> (P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub>) não apresentaram diferença significativa entre grupos e tempos ( $p > 0,05$ ) (Tabela).

Tabela 9 – Valores (média ± DP) dos atributos respiratórios das pacientes nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP)

Atributos	Grupos	Tempo (minutos)				
		0	30	60	90	120
FR (mov.min <sup>-1</sup> )	BF	10,6 ± 1,6 A	10,5 ± 1,5 B	10,5 ± 1,2 B	10,5 ± 1,2 B	10,5 ± 1,5 B <sup>(1)</sup>
	BFP	11,3 ± 1,7 A	12,2 ± 1,4 A	12,1 ± 1,3 A	11,9 ± 1,4 A	12,1 ± 1,7 A
VC (mL.kg <sup>-1</sup> )	BF	8,0 ± 0,8 A	8,0 ± 0,8 A	8,0 ± 0,8 A	8,0 ± 0,8 A	8,0 ± 0,8 A
	BFP	8,0 ± 0,5 A	8,0 ± 0,5 A	8,0 ± 0,5 A	8,0 ± 0,5 A	8,0 ± 0,5 A
VM (mL.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	BF	6,0 ± 0,6 A	6,0 ± 0,8 B	6,0 ± 0,8 B	6,0 ± 0,6 B	6,0 ± 0,7 B
	BFP	6,6 ± 0,5 A	7,1 ± 0,6 A	7,0 ± 0,7 A	6,9 ± 0,7 A	7,0 ± 1,0 A
P <sub>ET</sub> CO <sub>2</sub> (mm Hg)	BF	36 ± 1,2 A	35 ± 0,6 A	35 ± 0,4 A	35 ± 0,4 A	35 ± 0,6 A
	BFP	36 ± 0,6 A	35 ± 0,7 A	35 ± 0,7 A	35 ± 0,3 A	35 ± 0,6 A

FR - frequência respiratória; VC - volume corrente; VM (FR x VC) – volume minuto; P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> – pressão expiratória final de CO<sub>2</sub>.

<sup>(1)</sup> Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ). Para FR e VM:

BF < BFP de T30 a T120.

Para os atributos P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub> e VC não houve diferença significativa entre grupos ( $p > 0,05$ ).

#### 4.3 Temperatura e Umidade do Ar da Sala de Operação

A temperatura e as umidades relativa e absoluta do ar da sala de operação não apresentaram diferença significativa entre grupos e tempos estudados ( $p > 0,05$ ) (Tabela 10).

Tabela 10 – Valores (média  $\pm$  DP) da temperatura, umidade relativa e umidade absoluta do ar da sala de operação nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP)

Atributos	Grupos	Tempo (minutos)				
		0	30	60	90	120
Temperatura (°C)	BF	22,0 $\pm$ 1,5	20,8 $\pm$ 1,3	20,4 $\pm$ 1,6	20,7 $\pm$ 1,5	21,7 $\pm$ 1,6
	BFP	21,8 $\pm$ 1,9	20,3 $\pm$ 1,7	20,7 $\pm$ 1,5	20,8 $\pm$ 1,3	21,6 $\pm$ 1,5
Umidade relativa (%)	BF	51,0 $\pm$ 8,4	48,4 $\pm$ 9,2	49,1 $\pm$ 9,3	49,3 $\pm$ 9,1	50,3 $\pm$ 8,9
	BFP	51,4 $\pm$ 7,5	49,3 $\pm$ 6,5	49,5 $\pm$ 5,5	49,4 $\pm$ 6,8	50,5 $\pm$ 6,7
Umidade absoluta (mg H <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> )	BF	10,4 $\pm$ 2,1	9,72 $\pm$ 2,2	9,56 $\pm$ 2,6	9,65 $\pm$ 2,3	9,71 $\pm$ 2,4
	BFP	10,2 $\pm$ 1,9	9,44 $\pm$ 1,4	9,28 $\pm$ 1,4	9,42 $\pm$ 1,4	9,25 $\pm$ 1,6

Não houve diferença significativa entre grupos e tempos ( $p > 0,05$ ).

#### 4.4 Temperaturas Esofágica, da Placa Aquecida e do Caníster da Cal Sodada

A temperatura esofágica no grupo baixo fluxo de gases frescos sem permutador (BF) apresentou redução significativa de seus valores do tempo 30 minutos até o final do experimento, em relação ao tempo controle ( $p < 0,05$ ). Já no grupo baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP), a temperatura esofágica permaneceu sem alteração significativa nos tempos estudados ( $p > 0,05$ ). Houve diferença significativa da temperatura esofágica entre os grupos, do tempo 30 minutos até o final do experimento, com o grupo BFP apresentando os maiores valores ( $p < 0,05$ ) (Tabela 11).

Tabela 11 – Valores (média  $\pm$  DP) da temperatura esofágica nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP)

Tempo (minutos)	Temperatura esofágica ( $^{\circ}$ C)	
	BF	BFP
0	36,2 $\pm$ 0,4 A <sup>(1)</sup> a <sup>(2)</sup>	36,4 $\pm$ 0,4 A a
30	35,9 $\pm$ 0,6 B b	36,4 $\pm$ 0,4 A a
60	35,9 $\pm$ 0,7 B b	36,4 $\pm$ 0,4 A a
90	35,9 $\pm$ 0,6 B b	36,4 $\pm$ 0,6 A a
120	35,9 $\pm$ 0,6 B b	36,4 $\pm$ 0,7 A a

(1) Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ): BFP > BF de T30 a T120.

(2) Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre tempos no grupo ( $p < 0,05$ ). BF: T0 > (30 = 60 = T90 = T120); BFP: sem diferença significativa entre tempos ( $p > 0,05$ ).

A temperatura da placa aquecida não apresentou diferença significativa de seus valores entre grupos e tempos ( $p > 0,05$ ) (Figura 14).

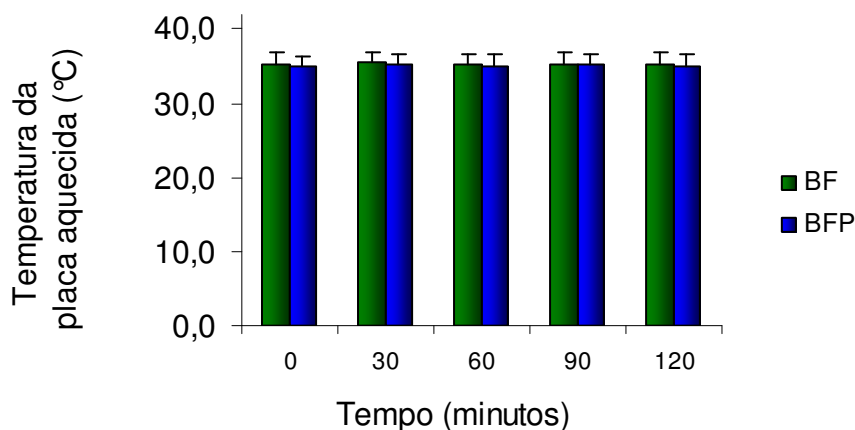


Figura 14 – Valores (média  $\pm$  DP) da temperatura da placa aquecida nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP). Não houve diferença significativa entre grupos e tempos ( $p > 0,05$ ).

A temperatura do caníster da cal sodada não apresentou diferença significativa entre grupos ( $p > 0,05$ ), mas houve aumento significativo de seus

valores durante a primeira hora, após a qual permaneceu até o final do experimento, nos dois grupos ( $p < 0,05$ ) (Tabela 12).

Tabela 12 – Valores (média  $\pm$  DP) da temperatura do caníster da cal sodada nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP)

Tempo (minutos)	Temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ )	
	BF	BFP
0	25,5 $\pm$ 1,7 c <sup>(1)</sup>	25,4 $\pm$ 1,2 c
30	27,4 $\pm$ 2,1 b	27,6 $\pm$ 2,0 b
60	31,5 $\pm$ 2,1 a	31,5 $\pm$ 2,0 a
90	31,4 $\pm$ 2,0 a	31,6 $\pm$ 2,2 a
120	31,4 $\pm$ 2,0a	31,6 $\pm$ 1,9 a

Não houve diferença significativa entre grupos ( $p > 0,05$ ).

<sup>(1)</sup> Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre tempos no grupo ( $p < 0,05$ ).

BF e BFP: T0 < T30 < (T60 = T90 = T120).

#### 4.5 Temperatura e Umidades Relativa e Absoluta dos Gases no Ramo Inspiratório

A temperatura dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho não apresentou diferença significativa de seus valores entre grupos e tempos ( $p > 0,05$ ) (Figura 15).

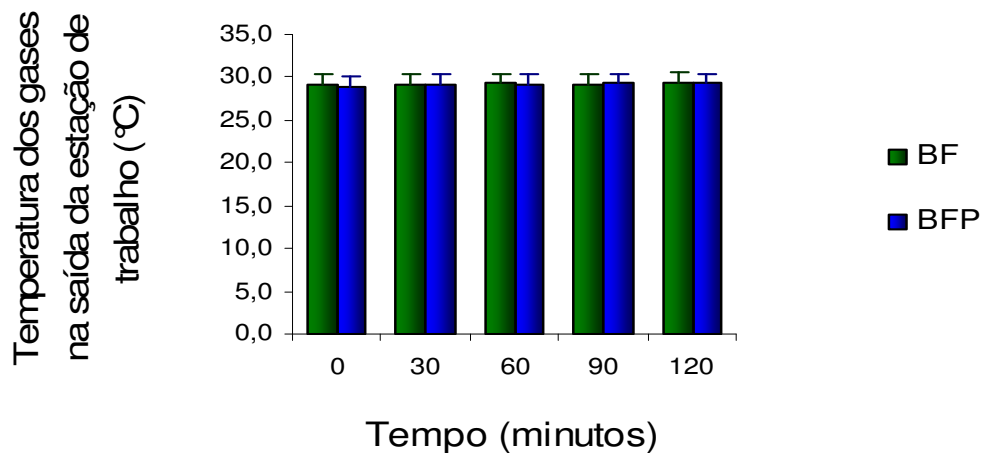


Figura 15 – Valores (média  $\pm$  DP) da temperatura dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP) nos tempos estudados. Não houve diferença significativa entre grupos e tempos ( $p > 0,05$ ).

As umidades relativa e absoluta dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, não apresentaram diferença significativa de seus valores entre grupos ( $p > 0,05$ ), mas apresentaram aumento significativo nos tempos 90 e 120 minutos em relação ao tempo controle, nos dois grupos ( $p < 0,05$ ) (Tabela 13).

Tabela 13 – Valores (média  $\pm$  DP) das umidades relativa e absoluta dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP)

Umidade	Grupos	Tempo(minutos)				
		0	30	60	90	120
Relativa (%)	BF	52,4 $\pm$ 6,3 b <sup>(1)</sup>	54,5 $\pm$ 7,5 b	57,5 $\pm$ 7,0 b	72,5 $\pm$ 16,4 a	75,7 $\pm$ 16,4 a
	BFP	52,5 $\pm$ 5,7b	54,1 $\pm$ 6,6 b	56,1 $\pm$ 7,2 b	71,6 $\pm$ 13,8 a	75,5 $\pm$ 15,4 a
Absoluta (mg.H <sub>2</sub> O.L <sup>-1</sup> )	BF	15,1 $\pm$ 1,4 b	15,7 $\pm$ 2,3 b	16,6 $\pm$ 2,7 b	21,2 $\pm$ 5,5 a	22,1 $\pm$ 5,0 a
	BFP	15,0 $\pm$ 2,4 b	15,6 $\pm$ 2,2 b	16,2 $\pm$ 4,2 b	20,8 $\pm$ 4,9 a	21,9 $\pm$ 5,4 a

Não houve diferença significativa entre grupos ( $p > 0,05$ ).

<sup>(1)</sup> Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre tempos no grupo ( $p < 0,05$ ). BF e BFP: (T0 = T30 = T60) < (T120 = T90).

#### 4.6 Temperatura, Umidades Relativa e Absoluta dos Gases Inalados Junto ao Tubo Traqueal

A temperatura do gás inalado não apresentou diferença significativa de seus valores entre tempos nos dois grupos ( $p > 0,05$ ), mas apresentou diferença constante e estatisticamente significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ) (Figura 16).

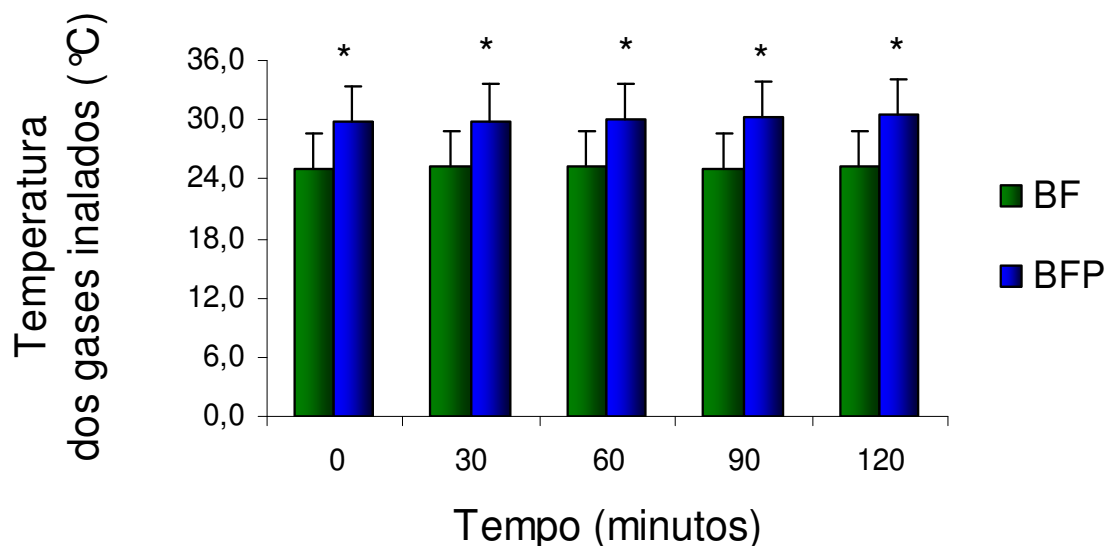


Figura 16 – Valores (média  $\pm$  DP) da temperatura dos gases inalados, junto ao tubo traqueal, nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP). Não houve diferença significativa entre tempos ( $p > 0,05$ ), mas houve diferença significativa entre grupos em todos os tempos estudados ( $p < 0,05$ ).

A temperatura dos gases inalados no grupo baixo fluxo de gás fresco (BF) apresentou diferença constante e significativa em relação à temperatura do gás no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, do mesmo grupo ( $p < 0,05$ ) (Figura 17). Houve significativa correlação entre a temperatura dos

gases no ramo inspiratório e a temperatura do ar da sala de operação ( $r = 0,37$ ;  $p = 0,001$ ).

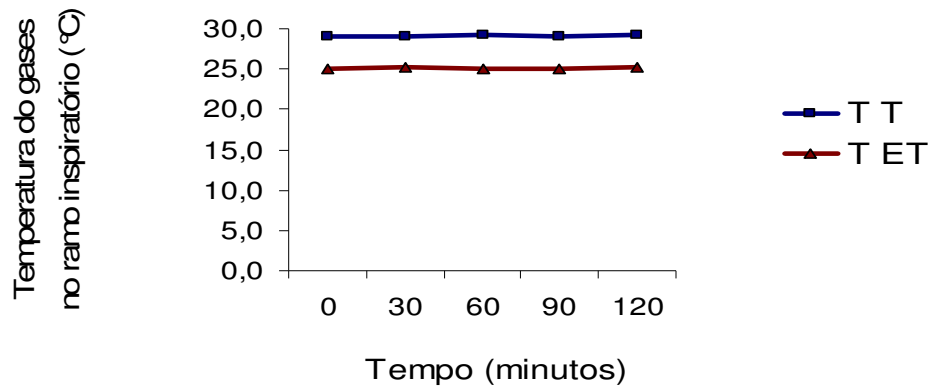


Figura 17 – Valores (média) das temperaturas dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho (TET) e junto ao tubo traqueal (TT), no grupo baixo fluxo de gases frescos (BF). Houve diferença significativa.

As umidades relativa e absoluta dos gases inalados no grupo baixo fluxo de gases frescos (BF) apresentaram aumento significativo de seus valores nos tempos 90 e 120 minutos em relação ao tempo controle (T0) ( $p < 0,05$ ) e aumentaram ao longo do tempo no grupo baixo fluxo de gases frescos com permutador de calor e umidade (BFP) ( $p < 0,05$ ). Houve diferença significativa das umidades relativa e absoluta entre os grupos em todos os tempos estudados ( $p < 0,05$ ) (Tabela 14).

Tabela 14 – Valores (média  $\pm$  DP) das umidades relativa e absoluta dos gases inalados nos grupos baixo fluxo (BF) e baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP)

Umidade	Grupos	Tempo(minutos)				
		0	30	60	90	120
Relativa (%)	BF	61,5 $\pm$ 6,5b <sup>(1)B</sup> ( <sup>2</sup> )	64,1 $\pm$ 9,7bB	67,9 $\pm$ 10,5bB	86,8 $\pm$ 14,8aB	88,0 $\pm$ 16,4aB
	BFP	84,4 $\pm$ 8,0cA	92,0 $\pm$ 1,9bA	94,1 $\pm$ 4,9bA	98,5 $\pm$ 1,3 abA	99,6 $\pm$ 2,3aA
Absoluta (mg.L <sup>-1</sup> )	BF	14,2 $\pm$ 2,2bB	14,9 $\pm$ 2,1bB	15,7 $\pm$ 2,7bB	20,0 $\pm$ 3,5aB	20,5 $\pm$ 3,6aB
	BFP	25,1 $\pm$ 3,0cA	27,6 $\pm$ 3,3bA	28,4 $\pm$ 3,6bA	30,1 $\pm$ 2,4abA	30,7 $\pm$ 2,9aA

<sup>(1)</sup> Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre tempos no grupo ( $p < 0,05$ ). BF: (T0 = T30 = T60) < (T90 = T120) e BFP: T0 < (T30 = T60) < T120, sendo que os valores em T90 foram intermediários aos de T30, T60 e T120.

<sup>(2)</sup> Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ). Para umidade relativa e absoluta: BF < BFP de T0 a T120.

#### 4.7 Correlação entre as Temperaturas da Sala de Operação e Esofágica

Não houve correlação significativa entre os valores da temperatura da sala de operação com a temperatura esofágica nos grupos: BF ( $r = 0,11$ ;  $p = 0,33$ ) e BFP ( $r = -0,06$ ;  $p = 0,61$ ).

#### 4.8 Correlação Entre as Temperaturas da Sala de Operação e do Caníster Cal Sodada

Não houve correlação significativa entre os valores da temperatura da sala de operação com a temperatura do caníster da cal sodada nos grupos: BF ( $r = 0,04$ ;  $p = 0,72$ ) e BFP ( $r = 0,03$ ;  $p = 0,79$ ).

#### 4.9 Correlação Entre as Temperaturas da Sala de Operação e Placa Aquecida

Os diagramas de dispersão para análise da correlação entre as temperaturas da sala de operação e da placa aquecida, nos grupos BF e BFP, podem ser observados nas Figuras 18 e 19, respectivamente. As correlações foram significantes ( $p < 0,05$ ).

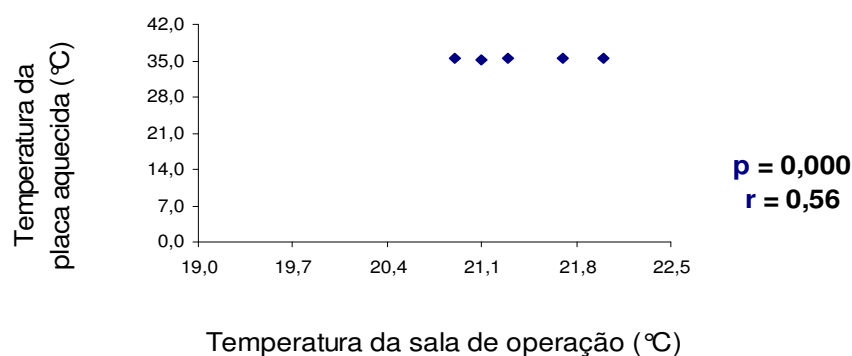


Figura 18 – Diagrama de dispersão referente à temperatura da sala de operação e da placa aquecida da Estação de Trabalho Primus no grupo baixo fluxo de gases frescos (BF). A temperatura da sala de operação se correlacionou positivamente com a temperatura da placa aquecida ( $p < 0,05$ ).

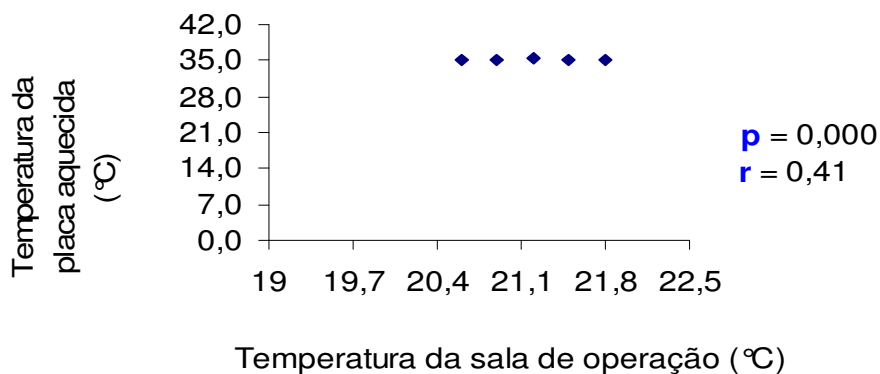


Figura 19 – Diagrama de dispersão referente às temperaturas da sala de operação e da placa aquecida da Estação de Trabalho Primus no grupo baixo fluxo de gases frescos associado ao permutador de calor e umidade (BFP). A temperatura da sala de operação correlacionou-se positivamente com a temperatura da placa aquecida ( $p < 0,05$ ).

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Atributos Antropométricos

A análise dos dados mostrou que os grupos não apresentaram diferença significativa em relação aos atributos: idade, altura, peso e índice de massa corporal (Tabela 8). A idade (Kurz et al., 1993; Frank et al., 1992; Kongsayreepong et al., 2003) e o índice de massa corporal (Kurz et al. 1995; Kongsayreepong et al., 2003) são variáveis que influenciam a temperatura corporal.

Portanto, os grupos mostraram-se homogêneos quanto aos atributos antropométricos, evitando que houvesse influência direta da variabilidade biológica das pacientes nos resultados obtidos.

### 5.2 Atributos Respiratórios

Não houve diferença significativa entre os grupos nos atributos de volume corrente e  $P_{ET}CO_2$  (Tabela 9). Porém, os valores da frequência respiratória foram significativamente maiores no grupo BFP. Algumas pesquisas (Eckerbom e Lindholm, 1990a; Branson e Davis, 1996; Wilkes, 2004) demonstraram que a eficiência do PCU sofre influência do ajuste do volume corrente e, em menor extensão, do volume minuto. Os maiores valores da frequência respiratória e, conseqüentemente, do volume minuto registrados no grupo BFP podem ser atribuídos à adição de espaço morto (PCU) ao sistema

respiratório. Colocando o PCU entre o tubo traqueal e a peça em Y do circuito respiratório, adiciona-se espaço morto (90 mL) ao sistema. Para a manutenção da ventilação alveolar em valores normais, a frequência respiratória, o volume corrente ou ambos devem ser aumentados ou a pressão parcial de CO<sub>2</sub> irá se elevar (Wilkes, 2001; Branson, 1999). Esse efeito é mais pronunciado durante a ventilação espontânea ou alguma modalidade de ventilação assistida. Como exemplo: considerando-se indivíduo de 70 kg (VC - 400 mL, FR – 15 mov.min<sup>-1</sup>, VM - 6 L.min<sup>-1</sup>) e espaço morto anatômico de 150 mL, sua ventilação alveolar será de  $15 \times (400 - 150) = 3,75 \text{ L.min}^{-1}$ . Se um PCU com volume interno de 100 mL for adicionado ao sistema, a ventilação alveolar será de  $15 \times (400 - 150 - 100) = 2,25 \text{ L.min}^{-1}$ . Para restaurar a ventilação alveolar, o paciente deverá aumentar seu volume minuto para  $7,5 \text{ L.min}^{-1}$ .

Na pesquisa realizada em adultos, o PCU adicionou 90 mL de espaço morto, representando aproximadamente 15% do volume corrente utilizado (Tabela 9). Alguns autores (Mebius, 1983; Branson e Davis, 1996; Wilkes, 2004) recomendam que o espaço morto adicional fornecido pelo PCU deve ser inferior a 20% do volume corrente ou, no máximo, de 100 mL. Assim sendo, PCU com menor volume interno deverá ser escolhido para os pacientes pediátricos (Weeks, 1981; Eckerbom e Lindholm, 1990a; Wilkinson et al., 1991; Moringal e Granry, 1997; Branson e Davis, 1996; Branson, 1999; Campbell et al., 2000).

O aumento do volume minuto promove maior reinalação dos gases úmidos exalados no sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub> (Berry e Hughes-Davies, 1972; Bengtson et al., 1987; Kleemann, 1990). Houve diferença significativa nos valores do volume minuto entre os grupos BF e BFP; porém, a

sua repercussão nos valores de umidificação não pôde ser avaliada por causa da adição do PCU, que promoveu grande aumento nos valores de umidade absoluta do gás inalado (Tabela 14).

### 5.3 Temperatura e Umidade do Ar da Sala de Operação

A temperatura do ar da sala de operação manteve-se nos valores de 20°C a 22°C, durante todo o experimento, sem diferença significativa entre os grupos.

Alterações no balanço térmico durante o procedimento anestésico-cirúrgico aumentam a morbidade durante e após a anestesia, especialmente em crianças, idosos e pacientes com limitada reserva fisiológica (Kurz et al., 1993, 1996; Frank et al., 1997).

Praticamente todos os fármacos (Ozaki et al., 1994; Matsukawa et al., 1995; Ikeda et al., 1999) e técnicas anestésicas (Ozaki et al., 1994; Matsukawa et al., 1995) prejudicam a capacidade do paciente manter-se em normotermia em ambientes frios, ficando a temperatura central dependente da temperatura do ar da sala de operação; isto é, o paciente torna-se “pecilotérmico” (Déry, 1971). Por isso, o controle da temperatura do ar da sala de operação é um fator de extrema importância para a manutenção da homeostasia térmica.

Morris (1971) demonstrou haver correlação positiva entre a temperatura da sala de operação e a temperatura central de pacientes adultos (20 a 85 anos), durante procedimentos cirúrgicos envolvendo ou não a abertura da cavidade abdominal. Esse mesmo autor, também, demonstrou que todos os pacientes, no final da cirurgia, encontravam-se hipotérmicos, quando a

temperatura da sala de operação ficou abaixo de 21 °C; 30% dos pacientes tornaram-se hipotérmicos em temperatura ambiente de 21 °C a 24 °C e, finalmente, todos os pacientes permaneceram em normotermia (temperatura central > 36 °C), quando a temperatura da sala de operação variou de 24 °C a 26 °C.

Para Frank et al. (1992) e El-Gamal et al. (2000) a temperatura da sala de operação deve ser mantida de 24 °C a 26 °C para que a temperatura central fique acima de 36 °C na maioria dos pacientes adultos submetidos à anestesia geral com duração superior a duas horas.

Contudo, a recomendação clássica de se manter a temperatura da sala de operação nesses valores, dificilmente é possível na prática clínica, pelo grande desconforto causado à equipe médica, prejudicando o seu desempenho, principalmente quando utiliza roupas impermeáveis. Além disso, muitos hospitais possuem somente sistema de refrigeração, o que torna difícil o aquecimento da sala de operação.

A temperatura do ar da sala de operação exerce importante influência na temperatura e umidade dos gases no sistema circular respiratório. Dependendo das dimensões e do material dos tubos corrugados do sistema respiratório, poderá ocorrer grande transferência de calor entre o gás no interior do sistema respiratório e o ar ambiente, com consequente diminuição da temperatura e umidade absoluta dos gases (Chalon et al., 1978; Kleemann, 1990; Bengtson et al., 1989b; Torres et al., 1997; Gorayb et al., 2004; Hunter et al., 2005). Na presente pesquisa, as temperaturas do ar da sala de operação e dos gases no ramo inspiratório correlacionaram-se positivamente (Figura 17).

Quanto à umidade do ar da sala de operação, umidade relativa inferior a 40% favorece perda excessiva de água e calor, devido à evaporação pela pele e pelas grandes incisões cirúrgicas, e causa desconforto à equipe médica (El-Gamal et al., 2000; Agarwal e Griffiths, 2006; Sunwoo et al., 2006).

Segundo alguns trabalhos (Agarwal e Griffiths, 2006; Sunwoo et al., 2006), a umidade relativa deve ser mantida entre 40% e 60% para se evitar perda de água pela pele. A umidade relativa, na atual pesquisa, permaneceu em torno de 50%, durante o estudo, nos dois grupos (Tabela 10).

Em conclusão, os valores da temperatura do ar da sala de operação ficaram abaixo dos limites inferiores preconizados na literatura para a prevenção de hipotermia na maioria dos pacientes. Com isso, teve importante influência na temperatura e umidade dos gases no circuito respiratório. Os valores da umidade relativa do ar da sala de operação permaneceram dentro da faixa preconizada pelos autores para minimizar a perda de calor pelo paciente através da pele e da ferida cirúrgica, bem como, não causar desconforto para a equipe médica.

#### **5.4 Temperatura Esofágica**

A temperatura central esofágica teve redução significativa de seus valores, de 36,2°C para 35,9°C, no grupo BF. No grupo BFP, houve melhor controle da perda de calor corporal, com a temperatura esofágica mantendo-se acima de 36°C durante todo o experimento (Tabela 11).

Hipotermia central é um evento comum em pacientes submetidos à anestesia e cirurgia e associa-se a complicações em várias populações de

pacientes, elevando o risco da anestesia (Frank et al., 1997; Sessler, 2000). Essencialmente, é resultante da combinação dos efeitos anestésicos sobre o sistema termorregulador, da redistribuição de calor central para os tecidos periféricos (Matsukawa et al., 1995; Sessler, 2000; Vanni et al., 2003) e da exposição do paciente à baixa temperatura da sala de operação (Morris, 1970, 1971; Frank et al., 1992; El-Gamal et al., 2000).

A inspiração de gases secos e frios também reduz a temperatura central, com grandes implicações metabólicas e cardiorrespiratórias no pós-operatório, particularmente em pacientes de alto risco (Frank et al., 1997; Kongsayreepong et al., 2003). Alguns autores demonstraram que de 18% (Rashad e Benson, 1967) a 33% (Marfatia et al., 1975) do calor produzido pelo metabolismo basal de crianças podem ser perdidos para umidificação e aquecimento dos gases inalados, podendo levar à redução superior a 1°C na temperatura central (Fonkalsrud et al., 1980). Bissonnette et al. (1989a), Moringal e Granry (1997) e Luchetti et al. (1999) demonstraram que o uso do PCU pode limitar ou prevenir a ocorrência de hipotermia durante a anestesia geral para cirurgia pediátrica. O grande benefício do PCU durante a anestesia em crianças é atribuído à maior perda de calor pela respiração, devido à grande relação do volume minuto por unidade de peso corporal em relação ao adulto (Fonkalsrud et al., 1980; Luchetti et al., 1999).

Alguns autores demonstraram em estudo clínico (Eckerbom e Lindholm, 1990b; Gregorini e Cangini, 1996; Bickler e Sessler, 1999) e experimental (Bisinotto et al., 1999a) que o uso do PCU, para o aquecimento e umidificação dos gases inspirados, reduz a perda de calor metabólico pela respiração.

Entretanto, há controvérsia, na literatura, sobre a capacidade do PCU na prevenção da hipotermia perioperatória em adultos (Chalon et al., 1984; Yam e Carli, 1990; Goldberg et al., 1992; Gregorini e Cangini, 1996; Johansson et al., 2003).

Chalon et al. (1984) investigaram, em pacientes submetidos à cirurgia no abdômen superior e inferior com duração superior a duas horas, os efeitos da inalação de gás anidro e umidificado, por meio do uso de PCU, na temperatura central e na incidência de tremor no pós-operatório. Observaram no grupo com PCU que não houve alteração significativa da temperatura central, cuja redução foi de 0,2°C, contra 1,5°C no grupo sem umidificação. Também notaram menor incidência de tremor no pós-operatório no grupo com umidificação e aquecimento pelo PCU.

Bisinotto et al. (1999), em estudo experimental em cães sob ventilação mecânica e baixo FGF (1 L.min<sup>-1</sup>) associados ou não ao uso do PCU, observaram redução significativa dos valores da temperatura timpânica nos dois grupos após três horas de experimento. Entretanto, no grupo com PCU, a intensidade de redução nos valores da temperatura timpânica foi menor de 37,8°C para 37,1°C, contra valores de 36,7°C para 35,5°C, no grupo sem PCU.

Johansson et al. (2003), em investigação realizada em pacientes adultos submetidos à cirurgia geral ou urológica durante período de duas horas, observaram que o PCU e o baixo FGF (1 L.min<sup>-1</sup>) aumentaram a temperatura e umidade absoluta do gás inspirado em relação ao grupo sem esse dispositivo. Porém, o PCU isoladamente, isto é, sem o concurso de outros meios de aquecimento, não conseguiu manter a temperatura central timpânica acima de 36°C.

Na presente pesquisa, utilizou-se o sistema de circulação de ar quente, um dos métodos mais eficientes para diminuição de ocorrência de hipotermia durante a anestesia (Hynson et al., 1993; Vanni et al., 2003), como método principal de aquecimento, por meio de manta térmica, colocada sobre os membros inferiores, principais componentes do compartimento periférico (Kurz et al., 1995; Matsukawa et al., 1995; Sessler, 2000), após a indução da anestesia. Porém, este método, isoladamente, não mantém em normotermia os pacientes no intra-operatório (Vanni et al., 2003). Nesse experimento, como não houve correlação significativa entre a temperatura da sala de operação (20°C a 22°C) e a temperatura esofágica, em ambos os grupos, pode-se evidenciar que houve papel importante do método de aquecimento por convecção em associação com o emprego do PCU na prevenção de hipotermia perioperatória.

Por outro lado, de maneira semelhante ao que ocorreu na presente pesquisa, a associação do PCU a outro método de prevenção de hipotermia perioperatória mostrou-se efetivo para essa finalidade. Assim, Smith et al. (1998) também conseguiram prevenir a ocorrência de hipotermia em pacientes submetidas à cirurgia ginecológica por meio da associação do condicionamento dos gases inalados pelo PCU e a utilização de líquidos de hidratação aquecidos a 38-39°C. Nesse grupo, observaram redução da temperatura timpânica dos valores iniciais de 37°C para 36,2°C após período de 60 minutos. No grupo com uso de PCU isoladamente, a temperatura timpânica diminuiu para 35,6°C após o mesmo período de tempo. A temperatura do ar da sala de operação foi mantida em 21°C, em ambos os grupos.

No presente estudo, o tipo de cirurgia, a idade das pacientes, a técnica anestésica, o fluxo de gases frescos, a utilização da manta térmica, a temperatura e a umidade do ar da sala de operação não foram diferentes entre os grupos, exceto pelo uso do PCU. Dessa forma, a diferença na temperatura esofágica entre os grupos BFP e BF deve ser atribuída ao uso do PCU.

Por outro lado, Bissonnette et al. (1989b) verificaram que o condicionamento dos gases inalados por meio de umidificador passivo (PCU) pode superestimar a temperatura central em até 0,35°C acima da temperatura timpânica, quando mensurada por termômetro esofágico. Na atual pesquisa, o sensor esofágico foi introduzido pelo orifício nasal, utilizando-se a sua máxima extensão e verificando-se sempre que não houvesse o enrolamento do mesmo na região faríngea para que, possivelmente, atingisse localização retrocardíaca, no terço inferior do esôfago, refletindo, assim, a temperatura do coração. Nesse local do esôfago, evita-se que o fluxo de gases respiratório pelo tubo traqueal interfira na temperatura do sensor esofágico. É, portanto, improvável que a diferença nos valores da temperatura esofágica entre os grupos possa ser atribuída a artefato técnico.

Potenciais limitações de nosso estudo devem ser destacadas. Primeiro, somente mulheres participaram do estudo. O limiar para as respostas termorregulatórias é maior em mulheres do que em homens, em aproximadamente 0,3°C - 0,5°C (Lopez et al., 1994), e alterações na distribuição do calor corporal causada pela indução anestésica pode diferir entre homens e mulheres, embora sua repercussão clínica seja questionável (Kongsayreepong et al., 2003). Segundo, utilizou-se, como controle, valores da temperatura esofágica após a indução da anestesia. Assim, redução na

temperatura central, nos primeiros minutos, pode ter ocorrido também no grupo BFP, compatível com a redistribuição interna de calor corporal após a indução anestésica (Matsukawa et al., 1995) e com o intervalo de tempo de 5 a 20 minutos que o PCU necessita para alcançar eficiência adequada (Chalon et al., 1984; Bickler e Sessler, 1990; Cigada et al., 1990). Também, é necessário considerar a possível influência na termorregulação relacionada à medicação pré-anestésica (midazolam) utilizada nas pacientes que participaram da pesquisa (Vanni et al., 2003).

Não era esperado que o PCU isoladamente fosse capaz de manter a temperatura central normal em pacientes adultos sob anestesia geral, porque a perda de calor pela respiração representa apenas pequena fração de 10%-12% da perda total do calor metabólico (Clark e Rovenstine, 1954; Caldwell et al., 1969; Bickler e Sessler, 1990).

Em conclusão, a combinação de sistema circular e baixo fluxo de gases frescos associados à circulação de ar aquecido, por meio de manta térmica colocada sobre os membros inferiores, não impediu a ocorrência de hipotermia central em mulheres submetidas à cirurgia ginecológica envolvendo abdômen ou mama. A inclusão do PCU no sistema respiratório possibilitou melhor controle da perda de calor metabólico e manteve em normotermia as pacientes ( $T > 36^{\circ}\text{C}$ ) durante o ato anestésico-cirúrgico.

### **5.5 Temperatura do Caníster da Cal Sodada**

A temperatura média do caníster da cal sodada apresentou comportamento semelhante durante todo o estudo nos dois grupos, com

elevação de seus valores, em média de 6,0 °C, em relação aos valores controle, atingindo temperatura final aproximada de 31,5 °C (Tabela 12).

Berry e Hughes-Davies (1972) destacaram, em estudo experimental, a importância da temperatura do caníster para a climatização dos gases no sistema respiratório. Observaram que o conteúdo de umidade do gás no ramo inspiratório foi diretamente relacionado à temperatura do caníster, ou seja, o calor gerado na reação de neutralização do CO<sub>2</sub> aquece a mistura gasosa e, esta, por conseguinte, terá maior capacidade de incorporar a umidade presente no sistema.

Os menores valores para a temperatura do caníster obtidos na primeira hora podem ser explicados pela montagem do sistema respiratório do Primus. Em sua configuração, a válvula expiratória é posicionada na parte superior do caníster fazendo com que o sentido do fluxo dos gases exalados ocorra de cima para baixo no absorvedor. Assim, nos minutos iniciais do experimento registrou-se valores mais elevados para a temperatura da cal sodada na parte superior do caníster, com a cal sodada na parte inferior tendo aquecimento passivo devido ao fluxo descendente dos gases aquecidos e, com o decorrer do tempo, pela reação com o CO<sub>2</sub> exalado com os grânulos da cal sodada situada na parte inferior do caníster (Chalon et al., 1973; Tsuchiya e Ueda, 1989; Liu et al., 1991). Chalon et al. (1973), durante estudo experimental com sistema circular e baixo fluxo de gases (0,5 L.min<sup>-1</sup>) e com sensores de temperatura colocados no centro do compartimento superior e inferior do caníster, observaram que a temperatura no compartimento superior excedeu a do compartimento inferior nos primeiros sessenta minutos com o fluxo de gases de cima para baixo. Após, as temperaturas ficaram muito próximas. Outros

autores também observaram maior temperatura na camada do absorvedor que primeiramente entrou em contato com o fluxo de gases exalados (Tsuchiya e Ueda, 1989; Liu et al., 1991).

O tipo de absorvedor de CO<sub>2</sub> utilizado também pode interferir na temperatura do canister. Assim, Frink et al. (1992), em estudo clínico com fluxo de gases de 1 L.min<sup>-1</sup>, ao compararem a temperatura de caníster com cal sodada ou cal baritada, observaram temperaturas de 37,8°C e 46,4°C, respectivamente, após quatro horas de anestesia. O valor máximo obtido para a temperatura do caníster em nossa pesquisa foi ao redor de 31 °C (Tabela 12). Há duas explicações possíveis para a diferença encontrada na temperatura do canister quando se utilizou a cal sodada entre essa pesquisa e a nossa: 1) Frink et al. (1992) determinaram os valores da temperatura por meio de sensor colocado no interior do caníster onde se registram temperaturas mais elevadas do que aquelas medidas em sua superfície externa, como realizado na presente pesquisa e, 2) esses autores utilizaram o sevoflurano como agente inalatório que, em condições de baixo fluxo e absorvedor seco, produz calor adicional proveniente da reação exotérmica gerada pela degradação deste anestésico com o absorvedor, o que não foi observado com uso do isoflurano (Liu et al., 1991; Bito e Ikeda, 1994).

Outro método proposto para aumentar a produção de calor e umidade no caníster da cal sodada é a utilização de reservatório de menor tamanho. Segundo Bengtson et al. (1989b), a utilização de caníster de menor volume e com menor massa de absorvedor (0,9 L), comparado ao caníster com grande volume (4,7 L), determina maior efetividade na produção de calor e umidade em seu interior, que serão incorporados pelos gases no sistema circular

respiratório. Os reservatórios maiores possuem ampla superfície de absorção disponível, mas somente pequena parte da mesma é utilizada na reação de neutralização. Por outro lado, no reservatório menor, quando o fluxo de gases expirados se aproxima do espaço aéreo contido entre os grânulos, há distribuição mais uniforme do mesmo no espaço intergranular, com maior contato do CO<sub>2</sub> com os grânulos absorventes, aumentando sua capacidade absorvente por grama de absorvente (Adriani e Rovenstine, 1941). A desvantagem da utilização desse método é o menor intervalo de tempo para exaustão da cal sodada com maior frequência de troca do absorvedor (Déry et al., 1967; Bengtson et al., 1989b; Gorayb et al., 2004).

Em conclusão, a temperatura do canister, aferida em sua superfície externa, com uso de baixo fluxo de gases apresentou valores médios acima de 25°C, no início do experimento, e ao redor de 31,5°C no final do mesmo, nos dois grupos.

#### **5.6 Temperatura dos Gases no Ramo Inspiratório na Saída da Estação de Trabalho nos grupos BF e BFP e Junto à Peça ao Tubo Traqueal no Grupo BF**

A temperatura dos gases na saída da estação de trabalho não apresentou diferença significativa entre os grupos, com valor médio de 29°C durante todo o experimento (Figura 15). Esse resultado está em conformidade com o desenho do circuito respiratório do aparelho Primus, provido de placa de metal aquecida, situada junto ao circuito expiratório, que rapidamente atingiu valores aproximados de 35°C, nos dois grupos (Figura 14).

Um dado importante é que a temperatura da placa ficou aproximadamente 2°C acima da temperatura dos gases exalados registrados por autores no vestíbulo nasal ou boca de  $33,2 \pm 0,7^\circ\text{C}$ , a qual é 2°C a 4°C abaixo da temperatura central (Ingelstedt, 1956; McFadden, 1983; Keck et al., 2000). Dessa forma, a placa de metal aquecida que, segundo o fabricante (Primus, 2002), tem a finalidade principal de evitar a condensação de água do ar expirado pelo resfriamento do mesmo no interior do circuito respiratório, o que poderia interferir no funcionamento das válvulas, sensores eletrônicos e monitores (Severinghaus, 1989; Amaral et al., 1992), também ajudou a manter a temperatura do gás no sistema respiratório em valores adequados. Entretanto, houve correlação positiva entre as temperaturas da sala de operação e da placa aquecida, o que pode ter impedido maiores elevações de sua temperatura, com conseqüente repercussão nos valores da temperatura dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho.

Os valores da temperatura dos gases no ramo inspiratório são influenciados por alguns fatores como: temperatura dos gases expirados, quantidade de calor produzido na reação de neutralização do  $\text{CO}_2$  pela cal sodada, temperatura dos gases frescos, FGF no interior do aparelho respiratório, temperatura ambiente e montagem do circuito (Baum e Aitkenhead, 1995; Gorayb et al., 2004).

Assim, alguns autores obtiveram maior aumento da temperatura dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho do aparelho de anestesia, através do aperfeiçoamento no desenho técnico do circuito respiratório e uso de baixo FGF ( $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) (Gorayb et al., 2004). Esses autores utilizaram o aparelho de anestesia Cícero da Dräger (Alemanha), obtendo

valores medianos de 32,5°C para a temperatura da mistura gasosa, que são maiores do que os valores da temperatura aferida na presente pesquisa de 29°C, após os mesmos 120 minutos de anestesia. No aparelho Cícero da Dräger, o gás expirado passa três vezes e o FGF duas vezes pelo reservatório da cal sodada antes de atingir o ramo inspiratório, tornando possível grande incorporação do calor gerado no canister antes de atingir o ramo inspiratório.

Na presente pesquisa, o calor gerado na reação química exotérmica da cal sodada com o CO<sub>2</sub> e na placa aquecida não foi totalmente acrescido aos gases. Nos dois grupos, a temperatura dos gases na saída da estação de trabalho (Figura 15), após 120 minutos de anestesia, foi menor do que a temperatura do canister (Tabela 12), medida em sua superfície externa, e da placa aquecida (Figura 14). Na diagramação do circuito respiratório do aparelho de anestesia do Primus, os gases expirados fluem pela válvula expiratória e pela placa aquecida. Após, os gases seguem em direção ao balão reservatório e, em seguida, para o canister, por onde passam uma única vez. Em seguida, misturaram-se com o FGF, seco e frio, proveniente da rede hospitalar e admitido no sistema circular entre o canister e a válvula inspiratória, causando resfriamento da mistura gasosa anteriormente aquecida no canister da cal sodada (Figura 11).

Hunter et al. (2005), durante anestesia em lactentes (2-12 meses), com sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub> e baixo FGF (1 L.min<sup>-1</sup>), observaram temperatura máxima para os gases no ramo inspiratório, em sua parte proximal, de 23,0 ± 2,2°C, isto é, aproximadamente 6°C em média menor do que a temperatura aferida na atual pesquisa. A diferença da temperatura entre

os dois estudos pode ser atribuída ao menor volume de CO<sub>2</sub> exalado pelos lactentes, espelhado pela menor temperatura do caníster (~ 27°C).

Estudos realizados por alguns autores mostraram que a baixa temperatura da sala de operação exerce importante influência na temperatura do gás no circuito respiratório (Chalon et al., 1978; Bengtson et al., 1989a, b; Kleemann, 1990; Torres et al., 1997; Gorayb et al., 2004; Hunter et al., 2005).

Assim, na presente pesquisa, parte do calor incorporado pelos gases em seu fluxo, pela placa aquecida e cal sodada, transferiu-se para o ar da sala de operação, cuja temperatura foi mantida de 20°C a 22°C durante o experimento, ou para outras partes do sistema respiratório. A temperatura do gás inspirado, junto ao tubo traqueal no grupo BF, apresentou importante redução em relação à temperatura do gás aferida na saída da estação de trabalho, com diferença média de 4°C (Figura 17).

A distância entre o caníster do absorvedor e o paciente é uma variável importante na temperatura final dos gases que chegam ao paciente. Além do mais, a intensidade com que o calor é perdido para o ambiente depende do coeficiente de transferência do material dos tubos corrugados e de suas dimensões (Bengtson et al., 1987; Torres et al., 1997; Hunter et al., 2005).

Em nossa pesquisa, utilizou-se tubos corrugados de silicone com extensão de 1,50 m enquanto a temperatura da sala de operação foi de 20°C a 22°C. No grupo BF, houve correlação significativa entre as temperaturas dos gases no ramo inspiratório e as do ar ambiente, fato observado também por Gorayb et al. (2004). No grupo BFP, a análise da influência da temperatura da sala de operação sobre a temperatura do gás no ramo inspiratório ficou prejudicada por causa da introdução do PCU no sistema respiratório.

Modificações foram propostas para melhorar a eficiência do aquecimento e umidificação do gás inspirado em pacientes submetidos à anestesia geral com sistema circular e absorvedor de CO<sub>2</sub>, mas com variável eficiência.

Berry e Hughes-Davies (1972) utilizaram uma fita elétrica para o aquecimento externo ao redor do canister e ao longo do ramo inspiratório. Conseguiram maiores valores para a temperatura e umidade dos gases inspirados em relação aos aferidos no sistema sem esse dispositivo e com igual FGF. Entretanto, o método apresenta como desvantagens o risco de acidente elétrico e térmico para o anestesiológista, bem como, o risco de hipertermia e de queimadura das vias aéreas para o paciente. Além disso, pode causar redução na umidade relativa dos gases inalados com risco de ressecamento do muco e de obstrução do tubo traqueal e das pequenas vias aéreas (Miyao et al., 1992).

Alguns autores, como Henriksson et al. (1997), Johansson et al. (2003) e Yamashita et al. (2007), utilizaram sistema respiratório de menores dimensões, com volume interno total variando de 2,4 L a 3,2 L, incluindo o volume do reservatório da cal sodada, obtendo maiores valores para a temperatura e para a umidade dos gases inalados que as registradas na atual pesquisa no grupo sem PCU. No presente estudo, o volume interno total do circuito respiratório externo à estação de trabalho, incluindo o canister, foi de 4,5 L.

Torres et al. (1997) demonstraram que o isolamento térmico dos tubos corrugados empregados no sistema circular respiratório, com três camadas de folha de alumínio, reduziu a perda de calor pelos tubos de plástico, de elevado

coeficiente de transferência, com maiores valores para a temperatura e umidade absoluta dos gases inalados em relação ao sistema sem isolamento.

Outros autores propuseram o uso de sistema coaxial, onde o tubo inspiratório fica localizado no interior do ramo expiratório como método para aumentar a climatização dos gases inspirados (Chalon et al., 1978; Rayburn e Watson, 1980; Bengtson et al., 1989a, b). O gás expirado atua como sistema de contracorrente de troca de calor com o gás inspirado, mantendo sua temperatura aproximadamente 3°C maior que a temperatura da sala e aumentando a sua umidade absoluta em até 2 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> em relação ao sistema comum (Chalon et al., 1978; Bengtson et al., 1989 b). Entretanto, sua eficiência depende do FGF empregado, sendo maior com baixo FGF (Weeks, 1976; Branson et al., 1998; Bengtson et al., 1989a, b). Nessa condição, há risco de reinalação de CO<sub>2</sub> quando o FGF for menor que 2,5-3,5 L.min<sup>-1</sup>. Porém, nesses fluxos, o sistema é pouco útil na climatização dos gases durante a anestesia pediátrica (Weeks, 1976; Hunter et al., 2005).

Assim, pela complexidade de alguns sistemas, adicional custo e risco de problemas elétricos e mecânicos de outros, esses métodos não têm sido implementados nos aparelhos de anestesia pelos fabricantes ou mesmo pelos anestesiológicos.

A atividade ciliar e a reologia do muco são muito sensíveis às alterações das condições ambientais (Saldiva, 1990; Williams et al., 1996). Assim sendo, além da temperatura corporal, a temperatura dos gases inalados também pode comprometer a integridade e função normal da mucosa respiratória, especialmente o sistema mucociliar do trato respiratório (Merck et al., 1974; Horstmann et al., 1977; Forbes, 1974; Williams et al., 1996).

Segundo alguns autores a temperatura do ar inspirado na parte superior da traquéia do homem durante respiração normal varia de 30°C a 33°C (Ingelstedt, 1956; Déry, 1973; McFadden et al., 1985; Keck et al., 2000). Mercke et al. (1974) investigaram *in vitro*, por reflexão luminosa, o movimento dos cílios do epitélio da traquéia de coelhos expostos a gases com temperatura de 20°C a 40°C e umidade relativa de 90% a 100% por período de cinco horas. Observaram que a frequência dos movimentos mucociliares aumentou em quase três vezes (340 para 840 ondas.min<sup>-1</sup>), com a elevação da temperatura dos gases de 20°C para 40°C, com a máxima uniformidade da atividade mucociliar observada, com temperaturas de 35-40°C. Concluíram que o aumento da temperatura dos gases em direção à temperatura central resultou em maior frequência e uniformidade dos movimentos ciliares e atribuíram esse comportamento à preservação da reologia das camadas de muco.

Em conclusão, os gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, não incorporaram plenamente o calor gerado na placa aquecida e no caníster da cal sodada, mas mantiveram-se com valores próximos aos encontrados na parte superior da traquéia durante a respiração normal. Entretanto, a temperatura do gás no ramo inspiratório, entre a peça em Y e o tubo traqueal, que foi inalado pelas pacientes no grupo BF, sofreu grande influência da temperatura ambiente e das propriedades condutivas de calor dos tubos corrugados de silicone do circuito respiratório, com redução significativa de seus valores.

### **5.7 Umidades Relativa e Absoluta dos Gases no Ramo Inspiratório na Saída da Estação de Trabalho nos Grupos BF e BFP e Junto ao Tubo Traqueal no grupo BF**

A umidade relativa dos gases no ramo inspiratório apresentou menores valores na saída da estação de trabalho, em cada tempo estudado, em relação aos valores do gás inspirado pelas pacientes no grupo BF. Durante o estudo, a umidade relativa na saída da estação de trabalho não apresentou diferença entre os grupos, mas apresentou aumento de seus valores atingindo valor máximo ao redor de 75% aos 120 minutos (Tabela 13).

Apesar de os valores ótimos de temperatura e umidade permanecerem ainda desconhecidos, é importante se definir valores mínimos necessários para o condicionamento dos gases inspirados durante a ventilação mecânica controlada. Um meio para tentar solucionar essa questão é investigar os efeitos da temperatura e umidade sobre a morfologia e funções mucociliar e pulmonar.

Alguns autores preconizam para a umidade relativa dos gases inalados, valores de 100% para a otimização do fluxo mucociliar e preservação da mecânica pulmonar (Merck et al., 1974; Williams et al., 1996). Entretanto, na dependência da temperatura dos gases inalados (Noguchi et al., 1973; Tsuda et al., 1977), pode ocorrer excesso de umidificação das vias aéreas, com resultante balanço hídrico positivo (Bengtson et al., 1987), alteração histológica (Tsuda et al., 1977; Martins et al., 1996) e alteração na substância surfactante e da função pulmonar (Noguchi et al., 1973; Tsuda et al., 1977).

Outras pesquisas sugerem que valores diferentes do ideal para a umidade do gás inalado podem manter a função mucociliar e pulmonar, cujo

valor vai depender do tempo de exposição das vias aéreas a esses gases (Chalon et al., 1972; Forbes, 1973; Kleemann, 1994; Martins et al., 1996; Branson et al., 1998; Bisinotto et al., 1999b).

Chalon et al. (1972) investigaram os valores da umidade inspirada necessários para prevenção de lesões no epitélio da árvore traqueobrônquica, cujas amostras celulares foram obtidas por lavado traqueobrônquico, em três grupos de pacientes sob ventilação mecânica via tubo endotraqueal: G1 - exposto à gases anidro através de sistema sem reinalação, G2 - temperatura de 22-26°C e umidade relativa de 60% e G3 - gases saturados a 37°C. Observaram importantes alterações celulares causadas pela inalação de gases secos durante a anestesia superior a uma hora. No grupo G1, após totalização de três horas de anestesia, 39% das células apresentaram alterações dos cílios e alterações citoplasmáticas e 48% das células apresentaram alterações nucleares em relação às condições observadas no início da anestesia. Já nos grupos G2 e G3 não houve evidências de alterações celulares após um período de três horas em relação à amostra controle obtida um minuto após a intubação traqueal. Os correspondentes valores para a umidade absoluta no grupo G2 foram de 12-15 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e para o grupo G3 de 43,7 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>.

Forbes (1973) analisou os efeitos da inspiração de gases durante a ventilação mecânica sobre o fluxo mucoso na traquéia de cães por meio de esporos de *lycopodium* colocados abaixo do tubo traqueal. Os cães inalaram gases com temperatura mantida em 37°C e diferentes umidades relativas de 25%, 50%, 75% e 100% durante período de quatro horas. Com a umidade relativa de 25%, o fluxo mucoso cessou em 30 minutos em todos os sete cães envolvidos no experimento. Com umidade relativa de 50%, o fluxo mucoso

cessou em cinco dos sete cães após 40 minutos. Já com umidade relativa de 75%, o fluxo mucoso apresentou velocidade de deslocamento próximo a da umidade relativa de 100%. Concluíram que a umidade relativa mínima deve ser superior a 50%, preferencialmente de 75%, para manutenção do fluxo mucociliar de cães inalando gases via tubo endotraqueal.

Noguchi et al. (1973) relataram que a inspiração de gases com a temperatura entre 20°C e 30°C e umidade relativa de 100%, correspondente à umidade absoluta de 17 e 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente, possibilita condições satisfatórias da função pulmonar durante a ventilação artificial por 24 horas. O estudo experimental foi realizado em cães ventilados por tubo de traqueostomia. Os efeitos dos gases sobre a função pulmonar foram analisados por medidas da complacência estática pulmonar, capacidade residual funcional e diferença alvéolo-arterial da PO<sub>2</sub>.

Em 1976, Mercke e Toremalm, investigaram em coelhos a relação entre a atividade mucociliar e diferentes condições de temperatura (34°C, 37°C e 40°C) e umidade relativa (20% a 90%) dos gases inspirados. Relataram que com gases a temperatura de 37°C, a atividade ciliar é bem mantida durante o experimento de uma hora, caso a umidade relativa não fosse inferior a 50%. Com umidade relativa superior a 70% e variação da temperatura de 34°C a 40°C, o risco de parada ciliar é insignificante. Concluíram que quanto menor a umidade relativa, menor deve ser o tempo de exposição aos gases inspirados. Ainda, uma variação de umidade relativa de 40% a 60% representa um intervalo crítico para a manutenção da atividade ciliar.

Tsuda et al. (1977) avaliaram os efeitos da inalação de gases, em diferentes condições de temperatura e umidade relativa, sobre a mucosa das

vias aéreas e sobre a função pulmonar de cães ventilados artificialmente por meio de tubo traqueostomia. No grupo que inalou gás com 100% de umidade relativa a 35°C, a atividade do surfactante permaneceu similar ao do controle por somente 3 horas, mas com grande alteração após 6 horas, enquanto que no grupo que inalou gás saturado a 40°C, a atividade do surfactante sofreu grande alteração logo após 3 horas de experimento. Nenhuma alteração na atividade da substância surfactante foi observada após 24 horas nos cães que inalaram gases a 25°C e saturados ou após 6 horas a 30°C.

Kleemann (1990) propôs que o valor mínimo de umidade absoluta para os gases inspirados deve ser, ao menos, de  $20 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , para que não ocorram lesões à árvore traqueobrônquica. Para essa conclusão, realizaram estudo experimental em porcos ventilados mecanicamente por 10 horas. No final do experimento, o autor removeu a árvore traqueobrônquica para estudo por microscopia eletrônica de varredura: GI – grupo controle, remoção da árvore traqueobrônquica 20 minutos após a indução da anestesia. Em GII, ventilados com alto FGF ( $6,0 \text{ L.min}^{-1}$ ), observaram consideráveis alterações na forma e tamanho das gotas de muco na traquéia e nos brônquios primários dos animais, que se romperam e se aderiram aos cílios. Os cílios diminuíram de tamanho e vários cílios se agruparam. Observaram, também, amplas áreas de rarefação ciliar expondo as células epiteliais. No grupo GIII, ventilados com FGF mínimo ( $0,6 \text{ L.min}^{-1}$ ), não observaram alterações dos cílios e das gotas de muco. O mesmo autor determinou a temperatura e umidade dos gases inspirados durante anestesia em pacientes com FGF alto ( $6 \text{ L.min}^{-1}$ ) e mínimo ( $0,6 \text{ L.min}^{-1}$ ). O valor de umidade absoluta com alto FGF após duas horas de

anestesia foi de  $14 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ . Nos pacientes ventilados com FGF mínimo, o valor de umidade absoluta registrado foi superior a  $20 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ .

Martins et al. (1996), após investigação experimental em cães submetidos à ventilação artificial por quatro horas e distribuídos em quatro grupos com diferentes temperaturas e umidades absolutas dos gases inspirados por tubo traqueal, concluíram que o aquecimento do ar inspirado de  $27^\circ\text{C}$  a  $36^\circ\text{C}$  e umidade absoluta de 23 a  $36 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  mantêm inalterada a mucosa da árvore traqueobrônquica de cães.

Branson et al. (1998) realizaram estudo experimental em cães, com a finalidade de verificar os efeitos de diferentes graus de umidade sobre a morfologia do epitélio traqueobrônquico e a velocidade do fluxo mucoso (VFM): G1 – umidade absoluta não excedeu  $5 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , G2 –  $8 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  à uma hora e  $15 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  às seis horas e G3 –  $13 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  à uma hora e  $23 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  às seis horas. No grupo G1, a VFM sofreu dramática redução após uma hora de inalação dos gases secos e apresentou valores muito baixos do VFM na terceira hora. No grupo G2, a máxima redução da VFM ocorreu na segunda hora, após a qual permaneceu praticamente constante até o término de seis horas. Já no grupo G3, a máxima redução na VFM ocorreu na primeira hora; na segunda hora, com aumento da umidade absoluta para valores superiores a  $15 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , a VFM aproximou-se dos valores controle e permaneceu estável até o término das seis horas de experimento. Concluíram que os valores de umidade absoluta mínimos de 12 a  $15 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  são necessários para prevenir efeitos adversos na função mucociliar durante anestesia com duração de até seis horas de ventilação mecânica em pulmões sem comprometimento fisiológico.

Bisinotto et al. (1999b) estudaram a árvore traqueobrônquica, por microscopia eletrônica de varredura de cães inalando gases por tubo traqueal com temperatura variando de 24°C a 26°C e sob diferentes níveis de umidade relativa por um período de três horas. Observaram que a mucosa traqueobrônquica exposta a gases com umidade relativa de 37% a 39% (8 a 9 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>) apresentou intensas alterações dos cílios e do muco. Os cílios perderam a característica de distribuição regular, com alguns se agrupando, e surgiram áreas de rarefação ciliar. As gotas de muco sofreram ressecamento com aderência aos cílios. Diferentemente, quando exposta à umidade relativa de 70% a 75% (15 a 17 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>), as alterações no sistema mucociliar, apesar de presentes, foram menores e mais superficiais. Sugeriram que os valores de temperatura e umidade absoluta devem ser superiores a 26°C e 24 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente.

Com base nessas pesquisas, o valor mínimo de umidade relativa clinicamente relevante para evitar desidratação das secreções, aumento da viscosidade do muco e manter a integridade do fluxo mucociliar e da função pulmonar parece estar acima de 50%, prioritariamente acima de 70%-75% durante curtos períodos de ventilação artificial.

Na presente pesquisa, no grupo BF a umidade relativa dos gases no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, apresentou valores limítrofes nos primeiros 60 minutos do experimento. Valores acima de 70% e, principalmente, acima de 75%, foram obtidos somente aos 90 e 120 minutos de anestesia, respectivamente (Tabela 13).

Os gases de uso medicinal são, em sua essência, desprovidos de água para evitar risco de corrosão, danos às válvulas e reguladores do sistema

respiratório (Wilkes, 2001, 2004; Poolacherla e Nickells, 2006), mas representam um fator redutor de calor e umidade no sistema circular. Dessa forma, quando entram no sistema respiratório, entre o absorvedor e a válvula inspiratória, resfriam a mistura gasosa e diluem o nível de umidade no ramo inspiratório reduzindo a quantidade de umidade disponível para o paciente (Chalon et al., 1979a; Wilkes, 2004). No aparelho Primus utilizado neste trabalho, a entrada do FGF no sistema circular segue padrão tradicional, após o canister da cal sodada e antes da válvula inspiratória. Assim, a temperatura e a umidade relativa do gás obtida inicialmente refletiram, respectivamente, a maior incorporação do calor do gás expirado pelas pacientes ao passar pela placa aquecida e pelo canister do absorvedor e a menor incorporação do vapor de água gerada no canister, compatível com o desenho técnico do Primus, dotado de placa aquecida situada próxima à válvula expiratória e entrada do FGF não direcionada para a cal sodada.

Deve-se ressaltar também que os baixos níveis de umidade relativa, obtidos nos primeiros minutos de anestesia, podem ser atribuídos ao maior FGF ( $2 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ), para que se pudesse preencher rapidamente todo o sistema, e atingir rapidamente a concentração desejada do anestésico inalatório. Aldrete et al. (1981) demonstraram que a umidade relativa apresenta relação inversamente proporcional ao FGF que entra no circuito respiratório, ou seja, a saturação dos gases aumenta com o aumento do volume de gás que é reinalado no sistema circular com absorvedor de  $\text{CO}_2$ .

Um importante dado de nosso experimento foi o aumento da umidade relativa no ramo inspiratório no grupo BF, atingindo valores próximos de 70%,

junto ao tubo traqueal, na primeira hora de experimento, e próximo a 90% aos 120 minutos de experimento (Tabela 14).

A quantidade de vapor de água que uma mistura gasosa pode conter varia com a temperatura (Figuras 1). Quando há diminuição da temperatura da mistura gasosa, mantendo-se constante sua umidade absoluta, sua capacidade de conter vapor de água ou umidade máxima é reduzida, mas há aumento de sua umidade relativa (Figura 2) (Chalon et al., 1979a; Miyao et al., 1992; Wilkes, 2001, 2004). A consequência desse aumento é a possibilidade de condensação de água no ramo inspiratório, o que pode interferir no funcionamento adequado das válvulas e ser fonte de contaminação do circuito respiratório, situação esta muito comum com os umidificadores aquecidos (Chalon et al., 1979a; Craven et al., 1984; Severinghaus, 1989; Branson, 1999). Nesse experimento, a redução da temperatura ao longo do ramo inspiratório, como resultado da troca de calor por convecção com o ar ambiente, combinado ao aumento da umidade absoluta no sistema, aumentou a umidade relativa do gás inspirado no grupo BF. Condensação do vapor de água é bom índice de umidade relativa acima de 100%. Não se visualizou condensação de água, uma vez que em nenhum momento durante o experimento, a umidade relativa atingiu 100% em ambos os locais analisados do ramo inspiratório.

Miyao et al. (1992) e Henrikson et al. (1997) relataram que, mesmo na presença de adequada umidade absoluta, a baixa umidade relativa pode desidratar as secreções e causar obstrução do tubo traqueal. Segundo esses autores, gás com baixa umidade relativa e elevada temperatura apresenta grande energia térmica, determinando, rapidamente, a absorção de água de uma área restrita da membrana mucosa da via aérea. Já o gás com menor

temperatura e maior umidade relativa gradualmente absorve água ao longo da membrana mucosa de toda a via aérea, até a sua saturação com vapor de água à temperatura corporal. Assim, neste último caso, a mesma quantidade de água é absorvida de uma grande área da membrana mucosa com menor risco de produção de muco mais viscoso. Dessa forma, para se evitar o risco de desidratação e aumento da viscosidade do muco é recomendável que o gás inalado tenha maiores valores de umidade relativa do que de temperatura para um mesmo conteúdo de massa de água.

As amostras obtidas no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho nos dois grupos e junto ao tubo traqueal no grupo BF, apresentaram o mesmo conteúdo de vapor de água ao redor de  $22 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ . No entanto, apresentaram diferentes valores médios para a temperatura e umidade relativa, isto é, diferentes energias térmicas, ao redor de  $29^\circ\text{C}$  e 75%, respectivamente, na saída da estação de trabalho, e de  $25^\circ\text{C}$  e 88%, respectivamente, junto ao tubo traqueal no grupo BF.

Desse modo, o desenho técnico dos sistemas circulares deve ser de tal forma que propicie a máxima incorporação de vapor de água para o calor gerado, para a produção de valores mais elevados de umidade relativa dos gases inalados pelo paciente.

Os valores da umidade absoluta no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, aumentaram durante o experimento, alcançando valores médios de  $16 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  e  $22 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , respectivamente, aos 60 e aos 120 minutos de experimento, nos dois grupos. Outros autores também observaram que a umidade absoluta no sistema circular com baixo FGF requereu uma hora ou mais para atingir seus maiores valores (Bengtson et al., 1989b; Kleemann,

1990, 1994; Gorayb et al., 2004). Diferentemente do que ocorreu com a umidade relativa, a umidade absoluta aferida junto ao tubo traqueal no grupo BF não apresentou diferença significativa quando comparada com a umidade absoluta do gás aferida na saída da estação de trabalho (Tabelas 13 e 14). Certamente, tal fato se deve à ausência de condensação no ramo inspiratório, isto é, umidade relativa com valores superiores a 100%, apesar de ter ocorrido redução na temperatura da mistura gasosa no ramo inspiratório entre a saída da estação de trabalho e o tubo traqueal.

Em geral, o grau de umidade dos gases inspirados no sistema circular com alto FGF depende da configuração do sistema respiratório, da posição relativa de seus componentes, como válvulas unidirecionais, válvula de escape de gases, bolsa reservatório e canister (Eger e Ethans, 1968; Chalon et al., 1978, 1979a; Berry et al., 1975; Flynn et al., 1984; Bengtson et al., 1989a, b). Para aumentar a incorporação do calor e da água pelo gás no sistema circular durante anestesia, alguns autores realizaram alterações nas montagens do sistema respiratório (Berry e Hughes-Davies, 1972; Torres et al., 1997). Esses autores observaram que o circuito respiratório, com a entrada do FGF diretamente para o canister do absorvedor, produziu maiores valores para a temperatura e umidade do gás quando comparado com as montagens cuja entrada do FGF ocorria diretamente no ramo inspiratório. Com o direcionamento do FGF para o canister, possibilita-se que o mesmo entre em equilíbrio com a temperatura e umidade do gás presente no canister. Além disso, previne-se que o gás medicinal, seco e frio, resseque e resfrie os gases provindos do canister.

Outra forma para aumentar a umidade absoluta dos gases anestésicos no sistema circular é a utilização da água condensada que se acumula em algumas partes do sistema devido ao seu uso prévio e recente, possibilitando que outros pacientes se beneficiem da umidade já presente no sistema respiratório (Chalon et al., 1973; Chalon et al., 1979a; Branson et al., 1998; Wilkes, 2004). Porém, nestes casos, há necessidade de se utilizar filtros entre o paciente e o circuito respiratório para que não haja colonização do sistema pela flora bacteriana presente nas secreções provindas da árvore respiratória do paciente com risco de ocorrência de pneumonia nosocomial (Pandit et al., 1967; Craven et al., 1984; Branson et al., 1996; Ricard et al., 2000; Boyer et al., 2003). Na presente pesquisa, utilizou-se caníster com cal sodada e sistema respiratório secos, sem uso prévio recente, antes de cada experimento, eliminando-se assim essas variáveis de nossos resultados. Por outro lado, o PCU utilizado na pesquisa também atua como filtro de bactérias e vírus.

Alguns autores advogaram que o uso de sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub> associado a baixo FGF possui propriedades inerentes de umidificação e aquecimento dos gases, que possibilitam a redução do risco de desidratação da mucosa do trato respiratório (Bengtson et al., 1987; Kleemann, 1990, 1994; Henriksson et al., 1997; Poopalalingam et al., 2002; Johansson et al., 2003).

Assim, Bengtson et al. (1987) compararam laboratorialmente a capacidade de umidificação do sistema circular e baixo FGF (0,5 L.min<sup>-1</sup>) com sistema sem reinalação e umidificador aquecido (Bennett Cascade Humidifier, EUA). O sistema circular com baixo FGF (0,5 L.min<sup>-1</sup>) produziu umidade absoluta de 28 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, após período de 60 minutos, contra valores de 33

mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> após trinta minutos de experimento com o sistema sem reinalação e umidificador aquecido.

Kleemann (1994) investigou os valores de temperatura e umidade produzidos por diferentes FGF durante anestesia em pacientes adultos. No grupo I, utilizou o aparelho AV1 da Dräger (Alemanha) e FGF de 0,6 L.min<sup>-1</sup>, e nos grupos II, III e IV utilizou o aparelho Sulla 800V da Dräger (Alemanha) e FGF de 1,5 L.min<sup>-1</sup>, 3,0 L.min<sup>-1</sup> e 6,0 L.min<sup>-1</sup>, respectivamente. Com FGF de 0,6 L.min<sup>-1</sup>, os valores de temperatura e umidade absoluta dos gases inalados produzidas no sistema foram de 31 °C e 21,3 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente, aos 120 minutos, e de 33 °C e 27 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente, após dez horas de anestesia. Nos outros grupos, a temperatura e a umidade absoluta dos gases ficaram abaixo de 26 °C e 17 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente, após duas horas de anestesia. Concluiu que o uso de baixo FGF constitui alternativa de climatização dos gases durante anestésias prolongadas.

Henriksson et al. (1997) investigaram em pacientes a temperatura e a umidade dos gases inspirados durante anestesia com o sistema circular do aparelho de anestesia Servo 900C (Siemens-Elema, Suécia) e três diferentes FGF (< 1, < 2 e < 5 L.min<sup>-1</sup>). Com FGF < 1 e < 2 L.min<sup>-1</sup>, a umidade absoluta e a temperatura do gás inspirado alcançaram valores ao redor de 23-22mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e 27°-26 °C, respectivamente, após uma hora de anestesia, sem diferença significativa entre os grupos. Com alto FGF (< 5 L.min<sup>-1</sup>), os valores de umidificação do sistema foram menores de 17,6 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>. Nessa situação, a inserção do PCU (Humid Vent 2, Gibeck, Suécia) no sistema aumentou a umidade absoluta dos gases inspirados para 29 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>. Concluíram que o uso do sistema circular com absorvedor de CO<sub>2</sub> e baixo FGF

produz umidificação suficiente para reduzir o risco de desidratação do trato respiratório. Por outro lado, com alto FGF o uso do PCU tornou-se praticamente obrigatório para aumentar a temperatura e a umidade absoluta do gás inalado.

No entanto, diferenças na capacidade de climatização dos gases no circuito respiratório produzidas por diferentes aparelhos e sistemas respiratórios são consideráveis e, nem sempre, se obtém adequada climatização do gás inalado.

Assim, Bisinotto et al. (1999b), em estudo realizado em cães, obtiveram piores condições de umidificação ao avaliarem a climatização dos gases inalados durante anestesia e ventilação artificial com o aparelho Nikkei (K. Takaoka, Brasil), baixo FGF ( $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) e sistema circular com absorvedor de  $\text{CO}_2$ . Obtiveram valores para a temperatura de  $25^\circ\text{C}$  e, para as umidades relativa e absoluta dos gás inspirado, valores ao redor de 75% e  $17 \text{ mg}\cdot\text{H}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ , respectivamente, após 180 minutos de anestesia. Nessas condições de umidificação, houve, em relação ao grupo controle, que não teve ventilação artificial, algumas alterações no epitélio ciliado da árvore traqueobrônquica à microscopia eletrônica de varredura, com os cílios formando grupamentos devido à aderência provocada pela desidratação das gotas de muco com perda de conteúdo.

Igualmente, Poopalalingam et al. (2002), durante anestesia em adultos com FGF de  $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  utilizando o aparelho de anestesia Ohmeda Excel 210 (EUA), registram valores médios baixos para a temperatura e umidade absoluta dos gases inalados de  $21^\circ\text{C}$  e  $16 \text{ mg}\cdot\text{H}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ , respectivamente, após 60 minutos de anestesia.

Por outro lado, Yamashita et al. (2007) utilizando o aparelho de anestesia CT-7FII (Acoma, Japão) e FGF de 2 L.min<sup>-1</sup>, após os mesmos 60 minutos, registraram maiores valores para a temperatura e umidade absoluta dos gases inalados de 25°C e 24,0 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente. Também, Johansson et al. (2003), ao avaliarem a climatização dos gases durante anestesia em adultos ventilados com o aparelho de anestesia Servo 900C (Siemens-Elima, Suécia) e FGF de 1,0 L.min<sup>-1</sup>, obtiveram boa climatização dos gases inalados. O valor médio registrado para a umidade absoluta da mistura gasosa inalada foi de 26,6 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> aos 120 minutos de anestesia.

Recentemente, Lu et al. (2008) compararam a temperatura e umidade absoluta dos gases inspirados durante anestesia com o aparelho de anestesia Datex-Ohmeda (AS/4, Datex, Finlândia) e testaram dois sistemas respiratórios circulares, um fechado (SCF) com FGF de 250 ml.min<sup>-1</sup> e o outro semifechado (SCS) com FGF de 3 L.min<sup>-1</sup>. Após 120 minutos de anestesia, os valores para a temperatura e umidade absoluta dos gases inalados foram significativamente mais elevados no grupo SCF do que no grupo SCS, respectivamente, os quais foram de 23,6°C e 21,6°C e 22,1 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e 19,3 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>.

Alguns modernos aparelhos de anestesia apresentam aperfeiçoamento técnico que permitem aumentar a incorporação da umidade e do calor gerado no sistema respiratório pela mistura gasosa (Wada et al., 2003; Gorayb et al., 2004). Assim, Wada et al. (2003) e Gorayb et al. (2004) analisaram a temperatura e a umidade absoluta dos gases inalados durante anestesia em pacientes adultos com os aparelhos Cato e Cícero, respectivamente, ambos da Dräger (Alemanha). Após 120 minutos de anestesia, obtiveram valores de temperatura e umidade absoluta mais elevados do que os obtidos na presente

pesquisa, com similar FGF de  $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ . Os valores registrados por esses autores para a temperatura foram de  $31,5^\circ\text{C}$  e  $27,4^\circ\text{C}$ , respectivamente, e para a umidade absoluta dos gases inalados foram de  $31,7$  e  $27 \text{ mg}\cdot\text{H}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ , respectivamente. Em ambos os aparelhos da Dräger, Cato e Cícero, os gases exalados são também aquecidos pela presença de uma placa aquecida situada na estação de trabalho, junto ao ramo expiratório, como na presente pesquisa. Outra modificação importante apresentada por esses aparelhos é que o gás exalado passa três vezes e o FGF duas vezes pelo reservatório da cal sodada antes de chegarem ao ramo inspiratório. Dessa forma, há efetiva incorporação do calor e da água presentes no canister de cal sodada.

As diferenças no grau de umidificação e aquecimento dos gases obtidos na atual pesquisa e por outros autores podem ser, em parte, explicados pelas alterações técnicas na montagem dos diferentes sistemas respiratórios e aparelhos de anestesia, e pelos diferentes métodos utilizados para as medidas higrométricas empregadas.

Durante a anestesia, pode-se ter dificuldade na estimativa acurada da temperatura e da umidade dos gases inspirados decorrentes de alterações na velocidade do fluxo gasoso, pela condensação de água no sensor e, principalmente, pela influência dos gases úmidos e aquecidos exalados pelo paciente quando o sensor do higrômetro é colocado entre a peça em Y e o tubo traqueal do sistema respiratório (Bengtson et al., 1989a; Croci et al., 1993; Kleemann, 1994; Dubini e Fumero, 2000). Durante a pausa expiratória, o FGF entra no ramo inspiratório e, com início da inspiração, o FGF flui pelo sensor, o qual registra os valores mínimos para a temperatura e umidade dos gases (Chalon et al., 1973). Chalon et al. (1973) relataram que a diferença entre os

valores máximos e mínimos para a umidade é reduzida com a redução do FGF para valores mínimos de  $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ . O registro dos valores mínimos deve estimar, de forma fidedigna, os valores da temperatura e umidade dos gases inspirados, como foi realizado na presente pesquisa (Wada et al., 2003).

Outra possível explicação para as divergências de resultados entre os diferentes autores pode ser atribuída ao volume minuto do paciente e a sua relação com o FGF utilizado. Assim, Berry e Hughes-Davies (1972), Bengtson et al. (1987) e Kleemann (1994) demonstraram que o fator relevante para aumento do conteúdo de vapor de água na mistura gasosa inalada não é somente a redução do FGF, mas também a relação entre o FGF e o volume minuto (FGF/VM). Quando o FGF é igual ou superior ao volume minuto (FGF/VM  $\geq 1$ ), não há reinalação de gases, pois a mistura gasosa inalada terá grande proporção de gases frescos, que são secos e frios. Por outro lado, quando há redução dos valores dessa relação, eleva-se a proporção da reinalação dos gases exalados, quentes e úmidos, pelo paciente após a neutralização do  $\text{CO}_2$  pela cal sodada no sistema circular, com consequente aumento dos valores da umidade no sistema.

A relação FGF/VM assume particular importância durante as anestésias pediátricas. Nessa população, há relativa alta relação FGF/volume minuto em relação aos adultos, mesmo em situação de baixo fluxo de gases, com consequente menor reinalação do ar expirado (Hunter et al., 2005).

Assim, o nível de umidade com que os gases alcançam o paciente no sistema circular com absorvedor de  $\text{CO}_2$  depende de muitas variáveis, como o desenho técnico do sistema respiratório e do aparelho de anestesia, o volume do absorvedor, o FGF, a proporção da reinalação dos gases exalados pelo

paciente (FGF/VM), a duração do procedimento cirúrgico, a temperatura da sala, e do material e das dimensões dos tubos corrugados utilizados nos sistemas respiratórios.

Os valores da umidade absoluta dos gases aferidos no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, não apresentaram diferença significativa entre os grupos (Tabela 13). O PCU utilizado no grupo BFP tem como princípio a retenção da umidade e do calor dos gases exalados para, em seguida, retorná-los ao paciente na inspiração seguinte (Branson, 1999; Dubini e Fumero, 2000). Dessa forma, uma das fontes de umidificação do sistema circular poderia estar reduzida, pois somente a umidade exalada e não retida no PCU entraria no ramo expiratório para ser adicionada à umidade gerada da cal sodada (Wilkes, 2004). Assim, era esperado no grupo BF valores mais elevados da umidade absoluta no ramo inspiratório, na saída da estação de trabalho, do que os do grupo BFP, o que não ocorreu.

No sistema circular com absorvedor de dióxido de carbono, além das fontes de umidade descritas anteriormente, há também alguns fatores que podem reduzir o conteúdo de vapor de água nesse microambiente anestésico: 1) condensação do vapor de água exalado pelo paciente no ramo expiratório, 2) parcial condensação do vapor formado na reação de neutralização do CO<sub>2</sub> com a cal sodada quando os gases deixam o caníster e entram nos canais expostos à temperatura ambiente, 3) colocação da válvula de excesso de gás no ramo expiratório, entre a válvula expiratória e o canister, para economizar a cal sodada, e 4) adicional redução da umidade pelos gases frios e secos admitidos usualmente no ramo inspiratório (Chalon et al., 1972, 1979a; Martin et al., 1990).

Kleemann (1990) demonstrou que os gases exalados perdem até 40%-50% de sua umidade através da condensação no circuito respiratório, com conseqüente diminuição do conteúdo de vapor de água reinalado pelo paciente no sistema circular.

Para alguns autores a inalação de gases secos durante curtos procedimentos operatórios, isto é, com duração inferior a uma hora, não levaria a alterações importantes da função mucociliar do trato respiratório nem da mecânica pulmonar (Bengtson et al., 1987). No entanto, algumas investigações demonstraram importantes alterações na morfologia epitelial (Chalon et al., 1972) e na atividade ciliar (Forbes, 1973; Horstmann et al., 1977) poucos minutos após a ventilação com gases secos. Marfatia et al. (1975) atribuíram o desenvolvimento de insuficiência respiratória em lactente de quatro meses de idade submetido à cirurgia reconstrutiva do trato urinário à anestesia prolongada sob ventilação mecânica com gases não umidificados. Nesse caso, o paciente desenvolveu rolha de muco no tubo traqueal ao término da cirurgia, o que necessitou substituição imediata do mesmo.

À luz das investigações dos autores citados anteriormente, fica evidente que o nível de umidade absoluta para a manutenção da integridade da mucosa traqueobrônquica depende da duração do procedimento operatório. Valores de 20 a 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> para a umidade absoluta são recomendados para a preservação de alterações na função mucociliar e na mecânica pulmonar. No entanto, Chalon et al. (1972) e Branson et al. (1998) sugeriram que valores mínimos de umidade absoluta de 12 a 15 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> podem ser adequados para curtos procedimentos.

É importante lembrar que as pesquisas citadas foram realizadas no homem ou em animais aparentemente saudáveis. Pacientes que possuem alteração das condições broncopulmonares podem ser menos tolerantes aos desvios fisiológicos da umidade.

Na atual pesquisa, os valores da umidade absoluta do gás no ramo inspiratório, junto ao tubo traqueal, no grupo BF, manteve-se em valores de 14 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> durante a primeira hora de experimento. Valores ao redor de 20 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> somente foram obtidos após 90 minutos de anestesia em ambos os grupos (Tabela 14). Estes resultados são compatíveis com os obtidos por outros autores quando utilizaram sistema circular e baixo FGF em intervalo de tempo similar (Chalon et al., 1973; Bengtson et al., 1987; Kleeman, 1990; Poopalalingam et al., 2002; Gorayb et al., 2004).

Em conclusão, considerando-se apenas os valores da umidade absoluta do gás inspirado no grupo BF, que foram sempre superiores a 14 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, atingindo valores ao redor de 20 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> após 90 minutos de anestesia. Esses valores são considerados satisfatórios para curtos procedimentos cirúrgicos em pacientes com função pulmonar normal. Assim, o circuito respiratório do aparelho de anestesia Primus associado a baixo FGF (1 L.min<sup>-1</sup>) possibilitou a substituição marginal da umidade absoluta fornecida pela nasofaringe à árvore traqueobrônquica durante respiração normal. Por outro lado, o aumento da umidade relativa que ocorreu ao longo do ramo inspiratório no grupo BF pode evitar a ocorrência de maior ressecamento da mucosa traqueobrônquica. Déficit de água com alteração morfofuncional mucociliar e na mecânica pulmonar, contudo, poderão ocorrer em alguns pacientes com aumento na produção de secreções após longos períodos de anestesia sob

intubação traqueal, na ausência de dispositivo de umidificação suplementar do circuito respiratório.

### **5.8 Temperatura e Umidades Relativa e Absoluta entre o PCU e o Tubo Traqueal no Grupo BFP**

O PCU representa alternativa viável aos umidificadores aquecidos para melhorar a climatização dos gases inalados durante a anestesia (Johansson et al., 2003) e unidades de terapia intensiva (Ünal et al., 1998; Nakagawa et al., 2000). São dispositivos de fácil manuseio, de baixo custo e eliminam a condensação no circuito respiratório (Martin et al., 1990; Jackson e Webb, 1992).

Estudos clínicos (Hurni et al., 1997; Ricard et al., 2000; Johansson et al., 2003; Nakagawa et al., 2000), experimentais (Eckerbom et al., 1991; Bisinotto et al., 1999b) e *in vitro* (Mebius, 1983; Eckerbom e Lindholm, 1990a) demonstraram que os modernos umidificadores passivos disponíveis comercialmente, feitos de novos materiais e desenhos, são capazes de produzir adequado aquecimento e umidificação dos gases inalados durante a ventilação artificial, com alguns tendo eficiência comparáveis aos umidificadores aquecidos (MacIntyre et al., 1983; Nakagawa et al., 2000).

A American Association for Respiratory Care - AARC (1992) recomenda que o dispositivo escolhido para substituir os mecanismos naturais de umidificação e aquecimento das vias aéreas superiores deve prover um mínimo de umidade absoluta de  $30 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  à temperatura de  $30^\circ\text{C}$  do gás inalado para preservar a reologia do muco e a integridade da mucosa

traqueobrônquica. Esses valores de temperatura e umidade absoluta do gás inalado são semelhantes aos que foram obtidos pelos autores durante a respiração espontânea no homem em regiões próximas à área subglótica (Ingelstedt, 1956; Déry, 1973; McFadden et al., 1985; Keck et al., 2000).

Na presente pesquisa, os gases inalados com a adição do PCU no sistema respiratório apresentaram valores de umidade absoluta acima de 25 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> (Tabela 14) e de temperatura acima de 29°C (Figura 16) durante todo o experimento. Umidade absoluta de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e temperatura de 30°C, como recomendado pela AARC (1992), foram alcançados aos 90 minutos de ventilação artificial.

Para as determinações dos valores da temperatura e umidade relativa do gás inspirado, o sensor foi colocado entre o tubo traqueal e o PCU. Nessa posição, a fase do ciclo respiratório interfere com as medidas (Chalon et al., 1973; Bengtson et al., 1989a). Na pesquisa, utilizou-se termo-higrômetro de rápida resposta (1,4 s para alterações na temperatura e umidade relativa). Para garantir que as amostras foram correspondentes à fase inspiratória do ciclo respiratório, registraram-se os valores mínimos obtidos dos atributos mensurados.

Os valores mais baixos registrados para a umidade absoluta nos primeiros minutos de anestesia podem ser explicados pela menor eficiência do PCU nesse período. Inúmeros experimentos demonstraram que o PCU demora de 10 a 20 minutos para atingir maior eficiência na produção de umidade (Chalon et al., 1984; Turtle et al., 1987; Bickler e Sessler, 1990; Luchetti et al., 1999). Na presente pesquisa, a primeira análise termohigrométrica foi realizada

10 minutos após a instituição do baixo FGF ( $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ), correspondente ao tempo controle (T0) da pesquisa.

Um aspecto de relevância na atual pesquisa é que a adição do PCU no sistema respiratório no grupo BFP possibilitou rápido aumento na temperatura (Figura 16) e nas umidades relativa e absoluta do gás inalado (Tabela 14), que foram sempre maiores em relação a esses atributos quando aferidos junto ao tubo traqueal no grupo BF.

A adição de PCU ao circuito respiratório com a utilização de baixo FGF nem sempre produz valores de umidade absoluta próximos dos ideais, como os que foram obtidos na atual pesquisa.

Assim, Poopalalingam et al. (2002) compararam a umidade absoluta e temperatura gerada no circuito respiratório do ventilador do aparelho de anestesia Ohmeda Excel 210, durante anestesia em adultos distribuídos em quatro grupos com fluxos de gases frescos de  $1$  e  $3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  com e sem uso do PCU (Portex Thermovent HEPA, Kent, England) durante período de 60 minutos. A adição do PCU no grupo  $3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$  produziu valores significativamente maiores de temperatura e umidade absoluta dos gases inalados ao redor de  $23^\circ\text{C}$  e  $17 \text{ mg}\cdot\text{H}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ , em relação ao grupo com fluxo de  $3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ , de  $19^\circ\text{C}$  e  $10 \text{ mg}\cdot\text{H}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ , respectivamente. Porém, não aumentou significativamente a umidade absoluta quando comparado ao grupo de baixo fluxo ( $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ), cujos valores máximos ficaram abaixo de  $20 \text{ mg}\cdot\text{H}_2\text{O}\cdot\text{L}^{-1}$ .

Bisinotto et al. (1999b) estudaram, em cães, os efeitos da ventilação mecânica com baixo FGF ( $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ ) isoladamente e associada ao PCU hidrofóbico (Hygrobac S, DAR, Itália), em relação à climatização dos gases inalados, utilizando o aparelho de anestesia Nikkei (K. Takaoka, Brasil).

Avaliaram também as alterações morfológicas produzidas pelos gases na mucosa traqueobrônquica, por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os autores observaram que o uso de baixo FGF produziu valores de umidade relativa e absoluta de 75% e  $17,8 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , respectivamente, após 180 minutos de anestesia. Esses valores de temperatura e umidade absoluta produziram alterações no epitélio ciliado da árvore traqueobrônquica, com os cílios formando grupamentos devido à aderência provocada pela moderada desidratação das gotas de muco. Essas alterações da mucosa traqueobrônquica foram significativamente maiores em relação ao grupo controle, que não teve ventilação artificial. A associação do PCU e baixo FGF resultou em significativo aumento no condicionamento dos gases inalados, produzindo valores para a temperatura e para as umidades relativa e absoluta ao redor de 93% e  $23,8 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , respectivamente. Essa melhora na climatização dos gases refletiu-se no exame da mucosa traqueobrônquica com menores alterações no epitélio ciliado e das gotas de muco em relação ao grupo sem PCU, mas ainda maiores em relação ao grupo controle. Esses resultados, segundo os autores, reforçam a conclusão de que os níveis de umidificação com PCU não foram ideais.

Por sua vez, Yamashita et al. (2007) obtiveram resultados expressivos no condicionamento dos gases com a introdução do mesmo PCU hidrofóbico, utilizado na pesquisa anterior (Hygroback S, DAR, Itália), no sistema circular com absorvedor de  $\text{CO}_2$  durante anestesia em adultos, quando utilizaram o aparelho de anestesia modelo CT-7FII (Acoma, Japão). Com FGF de 2 e 4  $\text{L.min}^{-1}$ , a adição do PCU no sistema respiratório promoveu rápida elevação nos valores da umidade absoluta de 22 para 28  $\text{mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  e de 17 para 28

mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>, respectivamente, logo aos 5 minutos de ventilação. Aos 60 minutos, os grupos com PCU atingiram valores de umidade absoluta de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> contra valores máximos ao redor de 25 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> nos grupos sem PCU.

Wada et al. (2003) obtiveram valores de umidade absoluta e temperatura dos gases inalados ao redor de 36 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> e 33,7°C, respectivamente, após 120 minutos de anestesia com baixo FGF (1 L.min<sup>-1</sup>), associado ao uso do PCU (Humid Vent 1, Gibeck, Alemanha) e ventilador Cato da Dräger (Alemanha). Esses elevados valores obtidos para a umidade absoluta e temperatura podem ser em parte explicados pela maior umidade dos gases presentes no ramo inspiratório antes do PCU produzido pelo circuito respiratório do Dräger Cato. O desenho técnico do circuito respiratório desse aparelho de anestesia possibilita grande incorporação da umidade gerada na cal sodada e aumento da umidade dos gases no ramo no lado inspiratório do PCU, como vimos anteriormente.

A capacidade de produção de umidade dos umidificadores passivos depende essencialmente da condutividade de calor e da capacidade de retenção de vapor de água dos seus componentes. Porém, alguns fatores podem implicar em menor desempenho do PCU, como a baixa temperatura central do paciente (Lellouche et al., 2006), a baixa temperatura da sala de operação (Crocì et al., 1993), vazamentos no circuito respiratório (Mebius, 1983), além da diagramação do circuito respiratório antes do PCU (Crocì et al., 1993; Bisinotto et al., 1999b).

Lemmens e Brock-Utne (2004) também demonstraram que a eficiência de alguns dispositivos foi significativamente menor em ambiente clínico em

relação às especificações relatadas pelos fabricantes, os quais utilizam métodos laboratoriais diferentes e suas inerentes fontes de erro para quantificação da umidade produzida (Branson e Davis, 1996; Ünal et al., 1998). Assim, testes laboratoriais podem não prever, de maneira absoluta, o desempenho dos PCUs durante a prática anestesiológica.

Também, alguns autores demonstraram que a produção de umidade de diferentes PCUs diminui com o aumento do volume corrente de 0,5 para 1,5 L (Eckerbom e Lindholm, 1990a; Mebius, 1992; Wilkes, 2004). O desempenho desses dispositivos também pode ser alterado por ajustes respiratórios que favoreçam a rápida passagem dos gases pelo PCU, como decréscimo no tempo inspiratório e aumento na frequência respiratória. Em ambas as situações, ocorrem redução na habilidade do PCU em remover umidade do gás exalado e adicioná-lo ao gás inspirado (Wilkes, 1998; Branson, 1999).

Assim, Mebius (1992) demonstrou que o nível de umidificação depende da eficiência do PCU e do volume corrente utilizado. Esse autor realizou estudo com seis PCUs diferentes e observou que os mais eficientes retornaram entre 80% e 85% da umidade expirada, com volume corrente de 0,5 L, e entre 70% e 80%, com o aumento do volume corrente para 1,5 L. Já com os PCUs menos eficientes, o aumento do volume corrente, de 0,5 para 1,5 L, reduziu a eficiência de 70% para valores próximos a 50%. Esse desempenho pode ser inadequado em algumas situações clínicas.

Também, Branson e Davis (1996) avaliaram laboratorialmente a eficiência de vinte e um umidificadores passivos de diferentes fabricantes com volume corrente de 0,5 L e 1,0 L. Com o menor volume corrente, observaram que dez alcançaram umidade absoluta de  $30 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ . Com a ventilação

com volume corrente de 1,0 L, somente seis produziram umidade absoluta de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup>.

O volume corrente, na presente pesquisa, foi estabelecido em 8 mL.kg<sup>-1</sup> nos grupos BF e BFP, produzindo valores médios ao redor de 0,54 L, em ambos os grupos (Tabela 9). A relação inspiração/expiração foi estabelecida em 1:2. Somente a frequência respiratória foi significativamente maior no grupo BFP para que não ocorresse aumento da P<sub>ET</sub>CO<sub>2</sub>, em decorrência da adição de espaço morto (PCU) ao circuito respiratório. O espaço morto dos PCUs também pode influenciar o seu desempenho. O aumento no espaço morto atua como segunda fonte de troca de calor e umidade, com aumento na produção de umidade pela maior reinalação (Branson e Davis, 1996; Branson, 1999).

O PCU utilizado na atual pesquisa possui espaço morto de 90 mL contra valores de até 60 mL ou menos de outros PCUs, o que contribuiu para sua eficiência durante a presente pesquisa.

Outro ponto de relevância clínica é a localização do PCU no sistema respiratório. Inui et al. (2006) confrontaram a produção de umidade de dois PCUs, Hygroback S (Mallinckrodt Dar, Mirandola, Itália) e Thermovent HEPA (Smiths Medical International, Kent, UK), em duas posições diferentes no sistema respiratório: na posição 1, cada PCU foi conectado diretamente ao tubo traqueal e, na posição 2, cada PCU foi separado do tubo traqueal por adicional tubo flexível de 10 cm. Observaram diferença de valores de 1-2 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> para a umidade absoluta e de 1 a 2°C para a temperatura em favor das unidades na posição 1.

Na pesquisa, utilizou-se o PCU separado do tubo traqueal por tubo flexível de 10 cm, para se evitar o risco de acotovelamento do tubo traqueal.

Conseqüentemente, melhor climatização dos gases poderia ter sido obtida com a conexão direta do PCU ao tubo traqueal. Assim, atenção à posição do PCU no circuito respiratório deve ser dada quando dispositivo de menor desempenho for escolhido como método de umidificação para operações prolongadas, principalmente quando outros fatores que reduzem sua eficiência estão presentes.

Embora os PCUs sejam relativamente seguros, algumas precauções devem ser tomadas durante o uso dos umidificadores passivos. A resistência ao fluxo gasoso com uso dos umidificadores passivos aumenta com o aumento na densidade do material e a redução do espaço morto. Esse aumento pode afetar adversamente o trabalho respiratório dos pacientes. No entanto, comparado à adicional resistência do tubo endotraqueal, esse aumento é pequeno. A maioria dos dispositivos tem resistência inferior a 3,5 cm H<sub>2</sub>O. Aumento na resistência ao fluxo expiratório pode causar pressão expiratória positiva (auto-PEEP) (Branson, 1999). Grande aumento na resistência também pode ocorrer nos casos de secreção espessa, copiosa ou sanguinolenta, acúmulo de fármacos durante terapia com aerossol, com risco de oclusão do PCU, sendo contraindicado nessas situações (Branson, 1999; Ricard et al., 2000; Poolacherla e Nickells, 2006).

Alguns autores sugeriram que alguns PCUs hidrofóbicos podem produzir inadequada umidade dos gases em alguns pacientes submetidos a longos períodos de ventilação mecânica sob tratamento na UTI, com risco de oclusão do tubo traqueal (Cigada et al., 1990; Eckerbom e Lindholm, 1990a; Martin et al., 1990; Jackson e Webb, 1992; Mebius, 1992). Entretanto, o volume minuto utilizado nesses pacientes geralmente foi alto, superior a 10 L.min<sup>-1</sup>. Além

disso, pacientes em UTI são heterogêneos em relação às diferentes necessidades metabólicas e aos requerimentos respiratórios.

MacIntyre et al. (1983) compararam a capacidade de umidificação dos gases inalados do umidificador aquecido (Puritan Bennett 1905) e do PCU (Servo Humidifier 150, Siemens-Elcoma, Suécia) durante 24 horas de suporte ventilatório em pacientes internados na UTI. As repercussões pulmonares foram avaliadas por meio de análise dos gases sanguíneos arteriais ( $PO_2$  e  $PCO_2$ ), complacência torácica estática e volume das secreções. Não observaram diferença significativa entre os métodos de umidificação dos gases nos parâmetros estudados. Concluíram que o PCU utilizado, com produção de umidade de  $30 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$ , propiciou adequado condicionamento das vias aéreas.

Hurni et al. (1997), em pacientes submetidos à ventilação mecânica com duração superior a 48 horas, avaliaram a integridade do epitélio traqueobrônquico através de exame citológico por aspirado endotraqueal e por parâmetros clínicos - rolhas de muco identificadas por broncoscopia e casos de obstrução do tubo traqueal. Os pacientes respiraram gases com umidade absoluta de  $30 \text{ mg.H}_2\text{O.L}^{-1}$  produzidos pelo uso do PCU hidrofóbico Hygroster DAR (Itália). Observaram pequenas, mas significante redução do sistema e pontuação atribuída às alterações citológicas do primeiro ao quinto dia, mas relacionaram essa alteração à agressão do tubo traqueal e às aspirações da traqueia à mucosa traqueal. Não registram nenhum caso de obstrução do tubo traqueal.

Nakagawa et al. (2000) compararam o desempenho do PCU hidrofóbico (Pall BB100F, Pall Biomedical, New York, NY), ou seja, similar ao que foi

utilizado na presente pesquisa, com umidificador aquecido (Bear Cascade Humidifier VH820) sobre a reologia do muco e transportabilidade ciliar de pacientes sob ventilação mecânica na UTI. O termostato do umidificador foi ajustado à temperatura de 32°C e o PCU foi trocado a cada 24 horas. Observaram que o condicionamento dos gases, por ambos os sistemas umidificadores, produziram similar efeito sobre a função mucociliar durante o período de 72 horas de ventilação artificial.

Não há evidências que o aumento da umidade absoluta acima de 30 mg.H<sub>2</sub>O.L<sup>-1</sup> possa conferir maiores benefícios durante a ventilação mecânica. Pelo contrário, a excessiva umidificação artificial dos gases inspirados produz situação não fisiológica sobre a função mucociliar e pulmonar tanto quanto a ventilação com gases secos (Shelly et al., 1988; Wilkes, 2001), como prejuízo da substância surfactante e microatelectasias (Tsuda et al., 1977), alteração na mecânica pulmonar (Noguchi et al., 1973), balanço hídrico positivo (Bengtson et al., 1987). Além disso, causa condensação de vapor de água no circuito respiratório, com aumento na resistência do circuito, danos às válvulas e monitores (Severinghaus, 1989; Amaral et al., 1992) e risco de contaminação (Craven et al., 1984).

Paralelamente ao desenvolvimento do PCU como método de umidificação dos gases inalados pelo paciente, a nova geração de PCU, como o empregado na pesquisa, é constituída de material com propriedade de filtro de bactérias e vírus, incrementando a utilização desses dispositivos.

Estudos microbiológicos realizados por alguns autores como Rathgeber et al. (1997) e Stabile et al. (1998) comprovaram conclusivamente que o circuito anestésico rapidamente torna-se contaminado com microorganismos.

Ainda, Stabile et al. (1998) mostraram que os métodos atualmente padronizados na limpeza dos circuitos têm limitações químicas, necessitando de processos de esterilização ou desinfecção a cada nova anestesia, com razoável custo operacional e alta carga de trabalho para a equipe de enfermagem. Além disso, nem todas as peças do aparelho de anestesia podem ser submetidas a processos de esterilização, como válvulas, tubulações de conexão e ventilador (Hedley e Allt-Graham, 1994).

Os relatos que implicam o circuito anestésico como fontes de infecção não são conclusivos e falham em provar a origem bacteriológica da infecção. Entretanto, pacientes submetidos à cirurgia, principalmente as torácicas e abdominais, são considerados de alto risco para desenvolvimento de pneumonia hospitalar com elevada taxa de mortalidade (Feeley et al., 1981; Daniel e Fowler, 2001). Com isso, a infecção por contaminação do aparato anestésico para o paciente deve ser considerada uma importante via e métodos que limitem o potencial risco de infecção cruzada é fortemente recomendado (Wilkes, 2002a, b).

Dois tipos principais de permutadores de calor e umidade com capacidade de filtro são utilizados durante a anestesia e unidades de terapia intensiva: PCU hidrofóbico, composto de material hidrofóbico, cerâmica ou similar substância, extremamente compacto e denso, formando pequenos poros que, sob condições normais, não permitem a passagem de líquidos através da membrana. Seu elemento forma ampla área de superfície para manter baixa a resistência ao fluxo de ar e possui natural interação eletrostática com os microrganismos. PCU higroscópico e filtro, composto de membrana higroscópica e camada de filtro com amplos poros (Hedley e Allt-Graham,

1994; Shelly, 1992; Wilkes, 2002a). Às vezes, o filtro é carregado de material eletrostático que lhe confere polaridade elétrica. Esta polaridade aumenta a remoção de partículas e é repelente de água pela criação de um campo magnético (Hedley e Allt-Graham, 1992, 1994).

Alguns estudos demonstraram que o PCU de característica hidrofóbica apresenta maior efetividade como filtro do que as membranas eletrostáticas (Mebius, 1992; Hedley e Allt-Graham, 1992; Wilkes, 2000, 2002a, b). As primeiras, por serem formadas de fibras entrelaçadas de maneira compacta apresentam hidrofobicidade, isto é, impedem que a água e secreções que, atuam como veículo de microorganismos, penetrem em seus poros. Os dispositivos higroscópicos e filtro apresentam poros maiores e, como resultado, água é capaz de passar através de sua membrana, reduzindo a sua eficiência de filtração (Shelly, 1992; Hedley e Allt-Graham, 1994).

A hidrofobicidade tem implicações não somente para o controle da contaminação do aparelho, mas também para a segurança. Os higroscópicos apresentam como filtro material com carga eletrostática, porém, diferentemente dos hidrofóbicos, podem permitir acúmulo de água ou secreção no dispositivo com risco de aumento da resistência e dificuldade de ventilação (Hedley e Allt-Graham, 1992).

Segundo estudos clínicos (Gallagher et al., 1987; Martin et al., 1990) e laboratorial (Berry e Nolte, 1991), o PCU provido de propriedade de filtro com efetividade de 99,999% é suficiente para prevenção da contaminação do circuito respiratório.

O Pall BB100 utilizado nessa pesquisa é constituído de membrana 100% hidrofóbica (Figura 12), cujo fabricante relata ter eficiência de 99,999% para a

remoção de bactérias, como o *Mycobacterium tuberculosis* e vírus, incluindo os vírus das hepatites A, B e C, e HIV.

Assim, a utilização do PCU e filtro apresenta como atrativa vantagem, além da umidificação e aquecimento dos gases inspirados, que são fundamentais para manutenção da integridade da membrana mucosa e na preservação dos mecanismos de defesa das vias aéreas, reduz custo com a desinfecção do sistema respiratório (Martin et al., 1990; Kirton et al., 1997; Ricard et al., 2000), menor trabalho para a equipe de enfermagem (Suzukawa et al., 1989; Ricard et al., 2000) e previne o risco de infecção cruzada (Branson et al., 1996; Boyer et al., 2003).

A escolha entre os diferentes PCUs presentes no mercado, com variada eficiência, para substituir a função das vias aéreas superiores durante intubação traqueal vai depender, além da produção de umidade, de outros fatores como custo, peso, espaço morto, resistência ao fluxo gasoso e propriedade de filtro de bactérias e vírus.

Nessa pesquisa, o Pall BB100 foi escolhido por sua eficiência como trocador de calor e umidade e por sua capacidade de filtro bacteriano e viral. Em nosso meio, o circuito respiratório é reutilizado entre os pacientes, mas atualmente o uso único do PCU é utilizado, de forma obrigatória, para prevenção de infecção nosocomial em todos os pacientes adultos submetidos à anestesia sob ventilação artificial, segundo exigência da Comissão de Controle de Infecção Hospitalar. À época da realização da pesquisa, o uso do PCU com filtro não era obrigatório durante as anestésias.

Em conclusão, a introdução do PCU no circuito respiratório da estação de Trabalho Primus, em associação com baixo FGF, aumentou a umidade e

temperatura dos gases inalados para valores próximos aos dos valores obtidos em condições fisiológicas, representando um método simples e eficiente para condicionamentos dos gases durante intubação endotraqueal com ventilação artificial em anestesia, devendo seu uso ser fortemente estimulado.

## 6 CONCLUSÕES

O sistema respiratório circular com absorvedor de dióxido de carbono da estação de trabalho de anestesia Primus da Dräger e baixo fluxo de gás fresco teve propriedades inerentes de umidificação do gás inalado, suficiente para reduzir o risco de desidratação do trato respiratório após 90 minutos de anestesia.

A introdução do permutador de calor e umidade no sistema respiratório aumentou a temperatura, a umidade relativa e a umidade absoluta do gás inalado, próximos a valores ótimos durante todo o período de estudo.

O uso do permutador de calor e umidade, associado ao aquecimento ativo da superfície cutânea pela manta térmica, manteve a temperatura central esofágica acima de 36°C.

## 7 REFERÊNCIAS

Adriani J, Rovenstine EA. Experimental studies on carbon dioxide absorbers for anesthesia. *Anesthesiology*. 1941;2(1):1-19.

Agarwal M, Griffiths R. Measurement of humidity. *Anaesth Intensive Care Med*. 2006;7(3):95-6.

Aldrete JA, Cubillos P, Sherrill D. Humidity and temperature changes during low flow and closed system anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand*. 1981;25(4):312-4.

Aldrete JA. A practical perspective on low, minimal and closed system anesthesia. *Acta Anaesthesiol Belg*. 1984;35(4):251-6.

Aldrete JA. The post-anesthesia recovery score revisited. *J Clin Anesth*. 1995;7(1):89-91.

Amaral JLG, Ferreira AP, Ferez D, Geretto P. Monitorização da Respiração: oximetria e capnografia. *Rev Bras Anesthesiol*. 1992;42(1):51- 8.

American Association for Respiratory Care - AARC. Clinical practice guideline: humidification during mechanical ventilation. *Respir Care*. 1992;37(8):887-90.

Baker AB. Low flow and closed circuits [editorial]. *Anaesth Intensive Care*. 1994;22(4):341-2.

Baum JA, Aitkenhead AR. Low-flow anaesthesia. *Anaesthesia*. 1995;50 Suppl:37-44.

Baum JA. Low-flow anesthesia: theory, practice, technical preconditions, advantages, and foreign gas accumulation. *J Anesth*. 1999;13(3):166-74.

Baxter AD. Low and minimal flow inhalational anaesthesia. *Can J Anaesth.* 1997;44(6):643-52.

Bengtson JP, Sonander H, Stenqvist O. Preservation of humidity and heat of respiratory gases during anaesthesia: a laboratory investigation. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1987;31(2):127-31.

Bengtson JP, Bengtson A, Sonander H, Stenqvist O. Humidity of the Bain and circle systems reassessed. *Anesth Analg.* 1989a;69(1):83-6.

Bengtson JP, Bengtson A, Stenqvist O. The circle system as a humidifier. *Br J Anaesth.* 1989b;63(4):453-7.

Berry FA Jr, Hughes-Davies DI. Methods of increasing the humidity and temperature of the inspired gases in the infant circle system. *Anesthesiology.* 1972;37(4):456-62.

Berry FA Jr, Ball CG, Blankenbaker WL. Humidification of anesthetic systems for prolonged procedures. *Anesth Analg.* 1975;54(1):50-4.

Berry AJ, Nolte FS. An alternative strategy for infection control of anesthesia breathing circuits: a laboratory assessment of the Pall HME Filter. *Anesth Analg.* 1991;72(5):651-5.

Bickler PE, Sessler DI. Efficiency of airway heat and moisture exchangers in anesthetized humans. *Anesth Analg.* 1990;71(4):415-8.

Bisinotto FMB, Braz JRC, Martins RHG. Umidificação dos gases inalados. *Rev Bras Anesthesiol.* 1999a;49(5):349-59.

Bisinotto FMB, Braz JRC, Martins RHG, Gregório EA, Abud TMV. Tracheobronchial consequences of the use of heat and moisture exchangers in dogs. *Can J Anesth.* 1999b;46(9):897-903.

Bissonnette B, Sessler DI, LaFlamme P. Passive and active inspired gas humidification in infants and children. *Anesthesiology*. 1989a;71(3):350-4.

Bissonnette B, Sessler DI, LaFlamme P. Intraoperative temperature monitoring sites in infants and children and the effect of inspired gas warming on esophageal temperature. *Anesth Analg*. 1989b;69(2):192-6.

Bito H, Ikeda K. Long-duration, low-flow sevoflurane anesthesia using two carbon dioxide absorbents: quantification of degradation products in the circuit. *Anesthesiology*. 1994;81(2):340-5.

Boyer A, Thiéry G, Lasry S, Pigné E, Salah A, de Lassence A, Dreyfuss D, Ricard JD. 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(3):823-9.

Branson RD, Hurst JM. Laboratory evaluation of moisture output of seven airway heat and moisture exchangers. *Respir Care*. 1987;32(9):741-7.

Branson RD, Chatburn RL. Humidification of inspired gases during mechanical ventilation [editorial]. *Respir Care*. 1993;38(5):461-8.

Branson RD, Davis K Jr. Evaluation of 21 passive humidifiers according to the ISO 9360 Standard: moisture output, dead space, and flow resistance. *Respir Care*. 1996;41(8):736-43.

Branson RD, Davis K Jr, Brown R, Rashkin M: Comparison of three humidification techniques during mechanical ventilation: patient selection, cost, and infection considerations. *Respir Care*. 1996;41(9):809-16.

Branson RD, Campbell RS, Davis K, Porembka DT. Anaesthesia circuits, humidity output, and mucociliary structure and function. *Anaesth Intensive Care*. 1998;26(2):178-83.

Branson RD: Humidification for patients with artificial airways. *Respir Care*. 1999; 44(6):630-41.

Caldwell JE, Heier T, Wright PM, Lin S, McCarthy G, Szenohradszky J, Sharma ML, Hing JP, Schroeder M, Sessler DI. Temperature-dependent pharmacokinetics and pharmacodynamics of vecuronium. *Anesthesiology*. 2000;92(1):84-93.

Campbell R, Davis K Jr, Johannigman J, Branson R. The effects of passive humidifier dead space on respiratory variables in paralyzed and spontaneously breathing patients. *Respir Care*. 2000;45(3):306-12.

Chalon J, Loew DAY, Malebranche J. Effects of dry anesthetic gases on tracheobronchial ciliated epithelium. *Anesthesiology*. 1972;37(3):338-43.

Chalon J, Kao ZL, Dolorico VN, Atkin DH. Humidity output of the circle absorber system. *Anesthesiology*. 1973;38(5):458-65.

Chalon J, Patel C, Ramanathan S, Turndorf H. Humidification of the circle absorber system. *Anesthesiology*. 1978;48(2):142-6.

Chalon J, Ali M, Ramanathan S, Turndorf H. The humidification of anaesthetic gases: its importance and control. *Can Anaesth Soc J*. 1979a;26(5):361-6.

Chalon J, Patel C, Ali M, Ramanathan S, Capan L, Tang CK, Turndorf H. Humidity and the anesthetized patient. *Anesthesiology*. 1979b;50(3):195-8.

Chalon J, Markham JP, Ali MM, Ramanathan S, Turndorf H. The Pall Ultipor breathing circuit filter: an efficient heat and moisture exchanger. *Anesth Analg*. 1984;63(6):566-70.

Cigada M, Elena A, Solca M, Damia G. The efficiency of twelve heat and moisture exchangers: an in vitro evaluation. *Intensive Care World*. 1990;7(2):98-101.

Clark RE, Orkin LR, Rovenstine EA. Body temperature studies in anesthetized man: effect of environmental temperature, humidity, and anesthesia system. *J Am Med Assoc*. 1954;154(4):311-9.

Cotter SM, Petros AJ, Doré CJ, Barber ND, White DC. Low-flow anaesthesia: practice, cost implications and acceptability. *Anaesthesia*. 1991;46(12):1009-12.

Craven DE, Goularte TA, Make BJ. Contaminated condensate in mechanical ventilator circuits: a risk factor for nosocomial pneumonia? *Am Rev Respir Dis*. 1984;129(4):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(6):351-2.

Daniel P, Fowler AJ. Breathing system filter use for infection control and humidification during anesthesia and mechanical ventilation: a review. *Middle East J Anesthesiol*. 2001;16(2):161-84.

Déry R, Pelletier J, Jacques A, Clavet M, Houde JJ. Humidity in anaesthesiology III. Heat and moisture patterns in the respiratory tract during anaesthesia with the semi-closed system. *Can Anaesth Soc J*. 1967;14(4):287-98.

Déry R. Humidity in anaesthesiology IV: Determination of the alveolar humidity and temperature in the dog. *Can Anaesth Soc J*. 1971;18(2):145-51.

Déry R. The evolution of heat and moisture in the respiratory tract during anaesthesia with a non-rebreathing system. *Can Anaesth Soc J.* 1973;20(3):296-309.

Dias NH, Martins RH, Braz JR, Carvalho LR. Larynx and cervical trachea in humidification and heating of inhaled gases. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2005; 114(5):411-5.

Dubini G, Fumero R. Humidity measurements in passive heat and moisture exchangers applications: a critical issue. *J Med Eng Technol.* 2000;24(1):40-4.

Eckerbom B, Lindholm CE. Performance evaluation of six heat and moisture exchangers according to the Draft International Standard (ISO/DIS 9360). *Acta Anaesthesiol Scand.* 1990a;34(5):404-9.

Eckerbom B, Lindholm CE. Heat and moisture exchangers and the body temperature: a preoperative study. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1990b;34(7):538-42.

Eckerbom B, Lindholm CE, Mannting F. Mucociliary transport with and without the use of a heat and moisture exchanger an animal study. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1991;35(4):297-301.

Eger EI 2nd, Ethans CT. The effects of inflow, overflow and valve placement on economy of the circle system. *Anesthesiology.* 1968;29(1):93-100.

El-Gamal N, El-Kassabany N, Frank SM, Amar R, Khabar HA, El-Rahmany HK, Okasha AS. Age-related thermoregulatory differences in a warm operating room environment (approximately 26 °C). *Anesth Analg.* 2000;90(3):694-8.

Feeley TW, Hamilton WK, Xavier B, Moyers J, Eger EI 2nd. Sterile anesthesia breathing circuits do not prevent postoperative pulmonary infection. *Anesthesiology.* 1981;54(5):369-72.

Flynn PJ, Morris LE, Askill S. Inspired humidity in anaesthesia breathing circuits: comparison and examination of effect of Revell circulator. *Can Anaesth Soc J*. 1984;31(6):659-63.

Fonkalsrud EW, Sanchez M, Higashijima I, Arima E. A comparative study of the effects of dry vs. humidified ventilation on canine lungs. *Surgery*. 1975;78(3):373-80.

Fonkalsrud EW, Calmes S, Barcliff LT, Barret CT. Reduction of operative heat loss and pulmonary secretions in neonates by use of heated and humidified anesthetic gases. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1980;80(5):718-23.

Forbes AR. Humidification and mucus flow in the intubated trachea. *Br J Anaesth*. 1973;45(8):874-8.

Forbes AR. Temperature, humidity and mucus flow in the intubated trachea. *Br J Anaesth*. 1974;46(1):29-34.

Foregger R. The regeneration of soda lime following absorption of carbon dioxide. *Anesthesiology*. 1948;9(1):15-20.

Frank SM, Beattie C, Christopherson R, Norris EJ, Rock P, Parker S, Kimball AW Jr. Epidural versus general anesthesia, ambient operating room temperature, and patient age as predictors of inadvertent hypothermia. *Anesthesiology*. 1992;77(2):252-7.

Frank SM, Higgins MS, Breslow MJ, Fleisher LA, Gorman RB, Sitzmann JV, Raff H, Beattie V. The catecholamine, cortisol, and hemodynamic responses to mild perioperative hypothermia: a randomized clinical trial. *Anesthesiology*. 1995;82(1):83-93.

Frank SM, Fleisher LA, Breslow MJ, Higgins MS, Olson KF, Kelly S, Beattie C. Perioperative maintenance of normothermia reduces the incidence of morbid cardiac events. A randomized clinical trial. *JAMA*. 1997;277(14):1127-34.

Frink EJ Jr, Malan TP, Morgan SE, Brown EA, Malcomson M, Brown BR Jr. Quantification of the degradation products of sevoflurane in two CO<sub>2</sub> absorbants during low-flow anesthesia in surgical patients. *Anesthesiology*. 1992;77(6):1064-9.

Gallagher J, Strangeways JEM, Allt-Graham J. Contamination control in long-term ventilation: a clinical study using a heat and moisture-exchanging filter. *Anaesthesia*. 1987;42(5):476-81.

Gawley TH, Dundee JW. Attempts to reduce respiratory complications following upper abdominal operations. *Br J Anaesth*. 1981;53(10):1073-8.

Gedeon A, Mebius C. The hygroscopic condenser humidifier: a new device for general use in anaesthesia and intensive care. *Anaesthesia*. 1979;34(10):1043-7.

Goldberg ME, Epstein R, Rosenblum F, Larijani GE, Marr A, Lessin J, Toriman M, Seltze J. Do heated humidifiers and heat and moisture exchangers prevent temperature drop during lower abdominal surgery? *J Clin Anesth*. 1992;4(1):16-20.

Gorayb SBS, Braz JRC, Martins RHG, Módolo NSP, Nakamura G. Umidificação e aquecimento do gás inalado durante ventilação artificial com baixo fluxo e fluxo mínimo de gases frescos. *Rev Bras Anesthesiol*. 2004;54(1):20-36.

Gregorini P, Cangini D. Control of body temperature during abdominal aortic surgery. *Acta Anaesthesiol Scand*. 1996;40(2):187-90.

Greif R, Laciny S, Rajek A, Doufas AG, Sessler DI. Blood pressure response to thermoregulatory vasoconstriction during isoflurane and desflurane anesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2003;47(7):847-52.

Haslam KR, Nielsen CH. Do passive heat and moisture exchangers keep the patient warm? *Anesthesiology*. 1986;64(3):379-81.

Hedley RM, Allt-Graham J. A comparison of the filtration properties of heat and moisture exchangers. *Anaesthesia*. 1992;47(5):414-20.

Hedley RM, Allt-Graham J. Heat and moisture exchangers and breathing filters. *Br J Anaesth*. 1994;73(2):227-36.

Henriksson BA, Sundling J, Hellman A. The effect of a heat and moisture exchanger on humidity in a low-flow anaesthesia system. *Anaesthesia*. 1997;52(2):144-9.

Hirsch JA, Tokayer JL, Robinson MJ, Sackner MA. Effects of dry air and subsequent humidification on tracheal mucous velocity in dogs. *J Appl Physiol*. 1975;39(2):242-6.

Horstmann G, Iravani J, Melville N, Richter HG. Influence of temperature and decreased water content of inspired air on the ciliated bronchial epithelium: a physiological and electron microscopical study. *Acta Otolaryngol*. 1977;84(1-2):124-31.

Hurni JM, Feihl F, Lazor R, Leuenberger P, Perret C. Safety of combined heat and moisture exchanger filters in long-term mechanical ventilation. *Chest*. 1997;111(3):686-91.

Hunter T, Lerman J, Bissonnette B. The temperature and humidity of inspired gases in infants using a pediatric circle system: effects of high and low-flow anesthesia. *Paediatr Anaesth*. 2005;15(9):750-4.

Hynson JM, Sessler DI, Moayeri A, McGuire J, Schroeder M. The effects of preinduction warming on temperature and blood pressure during propofol/nitrous oxide anesthesia. *Anesthesiology*. 1993;79(2):219-28.

Ikeda T, Sessler DI, Kikura M, Kazama T, Ikeda K, Sato S. Less core hypothermia when anesthesia is induced with inhaled sevoflurane than with intravenous propofol. *Anesth Analg*. 1999;88(4):921-4.

Ingelstedt S. Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. *Acta Otolaryngol Suppl*. 1956;131:7-80.

Inui D, Oto J, Nishimura M. Effect of heat and moisture exchanger (HME) positioning on inspiratory gas humidification. *BMC Pulmon Med*. [serial on the Internet]. 2006 Aug [cited 2009 May 11];6(19):[about 5p.]. Available from: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2466-6-19.pdf>.

Jackson C, Webb AR. An evaluation of the heat and moisture exchange performance of four ventilator circuit filters. *Intensive Care Med*. 1992;18(5):264-8.

Johansson A, Lundberg D, Luttrupp HH. The effect of heat and moisture exchanger on humidity and body temperature in a low flow anaesthesia system. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2003;47(5):564-8.

John E, Ermocilla R, Golden J, Cash R, McDevitt M, Cassady G. Effects of gas temperature and particulate water on rabbit lungs during ventilation. *Pediatr Res*. 1980;14(11):1186-91.

Keck T, Leiacker R, Heinrich A, Kühnemann S, Rettinger G. Humidity and temperature profile in the nasal cavity. *Rhinology*. 2000;38(4):167-71.

Kesimci E, Bercin S, Kutluhan A, Ural A, Yamanturk B, Kanbak O. Volatile anesthetics and mucociliary clearance. *Minerva Anesthesiol*. 2008;74(4):107-11.

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(4):1055-9.

Kleemann PP. The climatisation of anesthetic gases under conditions of high flow to low flow. *Acta Anaesthesiol Belg*. 1990;41(3):189-200.

Kleemann PP. Humidity of anaesthetic gases with respect to low flow anaesthesia. *Anaesth Intensive Care*. 1994;22(4):396-408.

Knudsen J, Lomholt N, Wisborg K. Postoperative pulmonary complications using dry and humidified anaesthetic gases. *Br J Anaesth*. 1973;45(4):636-8.

Kongsayreepong S, Chaibundit C, Chadpaibool, Komoltri C, Suraseranivongse S, Suwannanonda P, Raksamanee EO, Noocharoen P, Silapadech A, Parakkamodom S, Pum-In C, Sojeoyya L. Predictor of core hypothermia and the surgical intensive care unit. *Anesth Analg*. 2003;96(3):826-33.

Kurz A, Plattner O, Sessler DI, Huemer G, Redl G, Lackner F. The threshold for thermoregulatory vasoconstriction during nitrous oxide/isoflurane anesthesia is lower in elderly than in young patients. *Anesthesiology*. 1993;79(3):465-9.

Kurz A, Sessler DI, Narzt E, Bekar A, Lenhardt R, Huemer G, Lackner F. Postoperative hemodynamic and thermoregulatory consequences of intraoperative core hypothermia. *J Clin Anesth*. 1995;7(5):359-66.

Kurz A, Sessler DI, Lenhardt R. Perioperative normothermia to reduce the incidence of surgical-wound infection and shorten hospitalization: study of wound infection and temperature group. *N Engl J Med*. 1996;334(19):1209-15.

Lellouche F, Qader S, Taille S, Lyazidi A, Brochard L. Under-humidification and over-humidification during moderate induced hypothermia with usual devices. *Intensive Care Med.* 2006;32(7):1014-21.

Lemmens HJM, Brock-Utne JG. Heat and moisture exchange devices: are they doing what they are supposed to do? *Anesth Analg.* 2004;98(2):382-5.

Lopez M, Sessler DI, Walter K, Emerick T, Ozaki M. Rate and gender dependence of the sweating vasoconstriction, and shivering thresholds in humans. *Anesthesiology.* 1994;80(4):780-8.

Liu J, Laster MJ, Eger EI 2nd, Taheri S. Absorption and degradation of sevoflurane and isoflurane in a conventional anesthetic circuit. *Anesth Analg.* 1991;72(6):785-9.

Lu CC, Ho ST, Liaw WJ, Chen RM, Chen TL, Lin CY. The effect of heat-moisture exchanger and closed-circuit technique on airway climate during desflurane anesthesia. *J Anesth.* 2008;22(1):7-12.

Luchetti M, Pigna A, Gentili A, Marraro G. Evaluation of the efficiency of heat and moisture exchangers during paediatric anaesthesia. *Paediatr Anaesth.* 1999;9(1):39-45.

MacIntyre NR, Anderson HR, Silver RM, Schuler FR, Coleman RE. Pulmonary function in mechanically ventilated patients during 24-hour use of a hygroscopic condenser humidifier. *Chest.* 1983;84(5):560-4.

Mapleson WW, Morgan JG, Hillard EK. Assessment of condenser-humidifiers with special reference to a multiple gauze model. *Br Med J.* 1963;1(5326):300-5.

Marfatia S, Donahoe PK, Hendren WH. Effect of dry and humidified gases on the respiratory epithelium in rabbits. *J Pediatr Surg.* 1975;10(5):583-92.

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(1):144-9.

Martins RHG, Braz JRC, Defaveri J, Curi PR. Estudo da umidificação e do aquecimento dos gases inspirados durante ventilação mecânica no cão. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 1996;62(3):206-18.

Martins RHG, Dias NH, Braz JRC, Castilho EC. Complicações das vias aéreas relacionadas à intubação endotraqueal. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 2004;70(5):671-7.

Matsukawa T, Sessler DI, Sessler AM, Schroeder M, Ozaki M, Kurz A, Cheng C. Heat flow and distribution during induction of general anesthesia. *Anesthesiology*. 1995;82(3):662-73.

McFadden ER Jr. Respiratory heat and water exchange: physiological and clinical implications. *J Appl Physiol*. 1983;54(2):331-6.

McFadden ER Jr, Pichurko BM, Bowman HF, Ingenito E, Burns S, Dowling N, Solway J. Thermal mapping of the airways in humans. *J Appl Physiol*. 1985;58(12):564-70.

McIndoe AK. Humidification devices. *Anaesth Intensive Care Med*. 2003;4(11):353-4.

Mebius C. A comparative evaluation of disposable humidifiers. *Acta Anaesthesiol Scand*. 1983;27(5):403-9.

Mebius C. Heat and moisture exchangers with bacterial filters: a laboratory evaluation. *Acta Anaesthesiol Scand*. 1992;36(6):572-6.

Mercke U, Hakansson CH, Toremalm NG. The influence of temperature on mucociliary activity: temperature range 20°C-40°C. *Acta Otolaryngol.* 1974;78(5-6):444-50.

Mercke U. The influence of varying air humidity on mucociliary activity. *Acta Otolaryngol.* 1975;79(1-2):133-9.

Mercke U, Toremalm NG. Air humidity and mucociliary activity. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1976;85(1 Pt 1):32-7.

Miyao H, Hirokawa T, Miyasaka K, Kawazoe T. Relative humidity, not absolute humidity, is of great importance when using a humidifier with a heating wire. *Crit Care Med.* 1992;20(5):674-9.

Moringal JP, Granry JC. The benefit of using a heat and moisture exchanger during short operations in young children. *Paediatr Anaesth.* 1997;7(4):295-300.

Morris RH, Wilkey B. The effects of ambient temperature on patient temperature during surgery not involving body cavities. *Anesthesiology.* 1970;32(2):102-7.

Morris RH. Operating room temperature and the anesthetized paralyzed patient. *Arch Surg.* 1971;102(2):95-7.

Moulin GC, Hedley-Whyte J. Bacterial interactions between anesthesiologists, their patients, and equipment. *Anesthesiology.* 1982;57(1):37-41.

Murphy PM, Fitzgeorge RB, Barret RF. Viability and distribution of bacteria after passage through a circle anaesthetic system. *Br J Anaesth.* 1991;66(3):300-4.

Nakagawa NK, Macchione M, Petrolino HM, Guimarães ET, King M, Saldiva PH, Lorenzi-Filho G. Effects of a heat and moisture exchanger and a heated humidifier on respiratory mucus in patients undergoing mechanical ventilation. *Crit Care Med.* 2000;28(2):312-7.

Noguchi H, Takumi Y, Aochi O. A study of humidification in tracheostomized dogs. *Br J Anaesth.* 1973;45(8):844-7.

Nunn G. Low-flow anaesthesia. *Contin Educ Anaesth Crit Care Pain.* 2008;8(1):1-4.

Ogino M, Kopotic R, Mannino FL. Moisture-conserving efficiency of condenser humidifiers. *Anaesthesia.* 1985;40(10):990-5.

Ozaki M, Kurz A, Seesler DI, Lenhardt R, Shroeder M, Moayeri A, Noyes KM, Rotheneder E. Thermoregulatory thresholds during epidural and spinal anesthesia. *Anesthesiology.* 1994;81(2):282-8.

Pandit SK, Mehta S, Agarwal SC. Risk of cross-infection from inhalation anaesthetic equipment. *Br J Anaesth.* 1967;39(11):838-44.

Poolacherla R, Nickells J. Humidification devices. *Anaesth Intensive Care Med.* 2006;7(10):351-3.

Poopalalingam R, Goh MH, Chan YW. The effect of heat and moisture exchanger and gas flow on humidity and temperature in a circle anaesthetic system. *Singapore Med J.* 2002;43(11):563-5.

Primiano FP Jr, Moranz ME, Montague FW Jr, Miller RB, Sachs DP. Conditioning of inspired air by a hygroscopic condenser humidifier. *Crit Care Med.* 1984;12(8):675-8.

Primus<sup>®</sup> Anaesthetic Workstation: instructions for use, 4<sup>th</sup> edn. Lübeck: Dräger Medical; 2002.

Qadan M, Gardner SA, Vitale DS, Lominadze D, Joshua IG, Polk HC Jr. Hypothermia and surgery: immunologic mechanisms for current practice. *Ann Surg.* 2009;250(1):134-40.

Rashad KF, Benson DW. Role of humidity in prevention of hypothermia in infants and children. *Anesth Analg*. 1967;46(6):712-8.

Rathgeber J, Kietzmann D, Mergeryan H, Hub R, Züchner K, Kettler D. Prevention of patients bacterial contamination of anaesthesia-circle-systems: a clinical study of the contamination risk and performance of different heat and moisture exchangers with electret filter (HMEF). *Eur J Anaesthesiol*. 1997;14(4):368-73.

Rayburn RL, Watson RL. Humidity in children and adults using the controlled partial rebreathing anesthesia method. *Anesthesiology*. 1980;52(4):291-5.

Ricard JD, Le Mière E, Markowicz P, Lasry S, Saumon G, Djedaini K, Coste F, Dreyfuss D. Efficiency and safety of mechanical ventilation with a heat and moisture exchanger changed only once a week. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000;161(1):104-9.

Roustan JP, Kienlen J, Aubas P, Aubas S, Cailar J: Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation. *Intensive Care Med*. 1992;18(2):97-100.

Saldiva PHN. Aparelho mucociliar: aspectos funcionais e métodos de estudo. *J Pneumol*. 1990;16(3):161-70.

Schmied H, Kurz A, Sessler DI, Kozek S, Reiter A. Mild hypothermia increases blood loss and transfusion requirements during total hip arthroplasty. *Lancet*. 1996;347(8997):289-92.

Sessler DI. Perioperative heat balance. *Anesthesiology*. 2000;92(2):578-96.

Severinghaus JW. Water vapor calibration errors in some capnometers: respiratory conventions misunderstood by manufacturers? *Anesthesiology*. 1989;70(6):996-8.

Shelly M, Bethune DW, Latimer RD. A comparison of five heat and moisture exchangers. *Anaesthesia*. 1986;41(5):527-32.

Shelly MP, Lloyd GM, Park GR. A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. *Intensive Care Med*. 1988;14(1):1-9.

Shelly MP. Inspired gas conditioning. *Respir Care*. 1992;37(9):1070-80.

Smith CE, Gerdes E, Sweda S, Myles C, Punjabi A, Pinchak AC, Hagen JF. Warming intravenous fluids reduces perioperative hypothermia in women undergoing ambulatory gynecological surgery. *Anesth Analg*. 1998;87(1):37-41.

Stabile Júnior SL, Cicarelli DD, Momi T, Pagnocca ML. Avaliação da contaminação do circuito respiratório do aparelho de anestesia. *Rev Bras Anesthesiol*. 1998;48(6):492-500.

Sunwoo Y, Chou C, Takeshita J, Murakami M, Tochiara Y. Physiological and subjective responses to low relative humidity. *J Physiol Anthropol*. 2006;25(1):7-14.

Suttner S, Boldt J. Low-flow anaesthesia: does it have potential pharmacoeconomic consequences? *Pharmacoeconomics*. 2000;17(6):585-90.

Suzukawa M, Usuda Y, Numata K. The effects on sputum characteristics of combining an unheated humidifier with a heat-moisture exchanging filter. *Respir Care*. 1989;34(11):976-84.

Tohmo H, Antila H. Increase in the use of rebreathing gas flow systems and in the utilization of low fresh gas flows in Finnish anaesthetic practice from 1995 to 2002. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2005;49(3):328-30.

Torres MLA, Carvalho JCA, Bello CN, Cremonesi E, Mathias RS. Sistemas respiratórios valvulares com absorção de CO<sub>2</sub>: capacidade de aquecimento e

umidificação dos gases inalados em três tipos de montagens utilizadas em aparelhos de anestesia no Brasil. *Rev Bras Anesthesiol.* 1997;47(2):89-100.

Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y, Aochi O. Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs: scanning electron microscopy and surfactant studies. *Br J Anaesth.* 1977;49(10):965-77.

Tubelis A, Nascimento FJL. *Meteorologia descritiva: fundamentos e aplicações brasileiras.* São Paulo: Nobel; 1980.

Turtle MJ, Ilsley AH, Rutten AJ, Runciman WB. An evaluation of six disposable heat and moisture exchangers. *Anaesth Intensive Care.* 1987;15(3):317-22.

Tsuchiya M, Ueda W. Heat generation as an index of exhaustion of soda lime. *Anesth Analg.* 1989;68(6):783-7.

Ünal N, Kanhai JKK, Buijk SLCE, Pompe JC, Holland WPJ, Gültuna I, Ince C, Saygin B, Bruining HA. A novel method of evaluation of three heat-moisture exchangers in six different ventilator settings. *Intensive Care Med.* 1998;24(2):138-46.

Van Oostdam JC, Walker DC, Knudson K, Dirks P, Dahlby RW, Hogg JC. Effect of breathing dry air on structure and function of airways. *J Appl Physiol.* 1986;61(1):312-7.

Vanni SMDA, Braz JRC, Módolo NSP, Amorim RB, Rodrigues Júnior GR. Preoperative combined with intraoperative skin-surface warming avoids hypothermia caused by general anesthesia and surgery. *J Clin Anesth.* 2003;15(2):119-25.

Vanni SMDA, Castiglia YMM, Ganem EM, Rodrigues Júnior GR, Amorim RB, Ferrari F, Braz LG, Braz JRC. Preoperative warming combined with intraoperative skin-surface warming does not avoid hypothermia caused by

spinal anesthesia in patients with midazolam premedication. *São Paulo Med J.* 2007;125(3):144-9.

Villafane MC, Cinnella G, Lofaso F, Isabey D, Harf A, Lemaire F, Brochard L. Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices. *Anesthesiology.* 1996;85(6):1341-9.

Wada H, Higuchi H, Arimura S. Temperature and humidity of the Dräger Cato Anesthetic machine circuit. *J Anesth.* 2003;17(3):166-70.

Weeks DB. Provision of endogenous and exogenous humidity for the bain breathing circuit. *Can Anaesth Soc J.* 1976;23(2):185-90.

Weeks DB. Evaluation of a disposable humidifier for use during anesthesia. *Anesthesiology.* 1981;54(4):337-40.

Weeks DB, Ramsey FM. Laboratory investigation of six artificial noses for use during endotracheal anesthesia. *Anesth Analg.* 1983;62(8):758-63.

Weeks DB. A laboratory evaluation of recently available heat-and-moisture exchangers. *Anesthesiol Rev.* 1986;13(3):33-6.

Wilkes AR. Heat and moisture exchangers: structure and function. *Respir Care Clin N Am.* 1998;4(2):261–79.

Wilkes AR, Benbough JE, Speight SE, Harmer M. The bacterial and viral filtration performance of breathing system filters. *Anaesthesia.* 2000;55(5):458-65.

Wilkes AR. Humidification: its importance and delivery. *Cont Educ Anaesth Crit Care Pain.* 2001;1(2):40-3.

Wilkes A.R. Breathing system filters. *Cont Educ Anaesth Crit Care Pain*. 2002a;2(5):151-4.

Wilkes AR. Measuring the filtration performance of breathing system filters using sodium chloride particles. *Anaesthesia*. 2002b;57(2):162-8.

Wilkes AR. The moisture-conserving performance of breathing system filters in use with simulated circle anaesthesia breathing systems. *Anaesthesia*. 2004;59(3):271-7.

Wilkinson KA, Cranston A, Hatch DJ, Fletcher, ME. Assessment of hygroscopic heat and moisture exchanger for paediatric use. *Anaesthesia*. 1991;46(4):296-9.

Williams R, Rankin N, Smith T, Galler D, Seakins P. Relationship between the humidity and temperature of inspired gas and the function of the airway mucosa. *Crit Care Med*. 1996;24(11):1920-9.

Williams RB. The effects of excessive humidity. *Respir Care Clin N Am*. 1998;4(2):215-28.

Yam PC, Carli F. Maintenance of body temperature in elderly patients who have joint replacement surgery: a comparison between the heat and moisture exchanger and heated humidifier. *Anaesthesia*. 1990;45(7):563-5.

Yamashita K, Yokoyama T, Abe H, Nishiyama T, Manabe M. Efficacy of a heat and moisture exchanger in inhalation anesthesia at two different flow rates. *J Anesth*. 2007;21(1):55-8.