

Umidificação dos Gases Inalados *

Flora Margarida Barra Bisinotto, TSA¹, José Reinaldo Cerqueira Braz, TSA², Regina Hele na Garcia Martins³

Bisinotto FMB, Braz JRC, Martins RHG - Umidificação dos Gases Inalados

Bisinotto FMB, Braz JRC, Martins RHG - Humidification of Inhaled Gases

UNITERMOS: EQUIPAMENTOS: permutador de calor; GASES: umidificação; INTUBAÇÃO: Traqueal; SISTEMA RESPIRATÓRIO: reinalação

KEY WORDS: EQUIPMENTS: heat exchanger; GASES: humidity; INTUBATION: Tracheal; RESPIRATORY SYSTEMS: reinhalational

A intubação traqueal é o método mais utilizado durante a anestesia para a manutenção das vias aéreas, mas este procedimento anula a climatização nasofaríngea dos gases inalados. Como a manutenção da umidade das vias aéreas durante a anestesia é condição importante para preservar a condição do ambiente no qual as trocas respiratórias ocorrem em suas melhores condições, muitos estudos têm procurado demonstrar os melhores métodos de umidificação e estabelecer os níveis ideais de umidade dos gases inalados em pacientes sob ventilação artificial. O objetivo desse artigo é rever alguns conceitos básicos e os principais métodos de umidificação dos gases inalados durante ventilação artificial em pacientes submetidos à anestesia.

CONDICIONAMENTO DO AR INALADO

Durante a respiração, o ar inalado é aquecido e umidificado em sua passagem pelo nariz, seios nasais e paranasais, faringe, laringe e traquéia. As vias aéreas condicionam eficientemente o ambiente inspirado para que alcance a superfície alveolar à temperatura de 37°C e umidade relativa de 100%.¹ O gás inspirado é condicionado durante sua passagem nas vias aéreas, através da incorporação de calor e de umidade da mucosa que cobre o trato respiratório, com conseqüente eventual resfriamento e ressecamento dessa mucosa.

Aproximadamente 75% da umidificação e do aquecimento do ar ocorrem na mucosa do nasofaringe. Abaixo da região da carina o ar apresenta umidade relativa de 100% à temperatura ambiente de 37°C, carreado 44 mg de vapor de água por litro (Figura 1a). Durante a expiração, o ar quente e úmido proveniente dos pulmões aquece e umidifica a mucosa da traquéia e da nasofaringe, com condensação do vapor d'água, o qual será reutilizado no próximo ciclo respiratório.² O ar expirado atinge a rinofaringe com umidade absoluta de 37 mg H₂O.L⁻¹ e umidade relativa próxima de 100%.³ (Figura 1b). O local da via aérea no qual o processo de condicionamento do gás inalado torna-se completo é denominado de zona de saturação isotérmica¹ (Figura 1a). Existe um gradiente de temperatura e umidade ao longo da via aérea - da temperatura e umidade do ambiente, na abertura da via aérea, à temperatura central e umidade relativa de 100% na zona de saturação isotérmica. Esse gradiente e a localização da zona de saturação isotérmica são dinâmicos, alterando-se de acordo com a temperatura e umidade do ar ambiente, tipo de respiração (nasal ou oral), padrão de ventilação e diversão de enfiças. No adulto é normalmente localizada logo abaixo da carina.

Segundo Shelly⁴, o nariz e as vias aéreas superiores agem como um sistema contra corrente de troca de calor e umidade entre os gases expirados e inspirados. Assim, acima da zona de saturação isotérmica, a via aérea age como uma corrente oposta de calor e umidade, formando um sistema de troca, facilitado pela turbulência do fluxo de gases; abaixo desse ponto, os níveis de calor e umidade permanecem constantes e o fluxo de gases torna-se laminar.

A função de conservar o calor e a umidade pelo trato respiratório superior tem sido bem demonstrada. Chaloner e col⁵ mediram no homem, a temperatura e a umidade relativa diretamente, através de punção cricotireoidiana, encontraram temperatura de 32°C e umidade relativa de 98% no espaço subglótico, durante a respiração nasal, e temperatura de 30,5°C com umidade relativa de 90%, durante a respiração bucal. Na respiração nasal, o conteúdo de água inspirado observado foi de 83% do expirado.

Embora o calor e a umidade sejam conservados durante a expiração, sob condições normais, aproximadamente 250 ml de água e 350 kcal de calor são perdidos pelos pulmões

*Trabalho realizado no Departamento de Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Botucatu, SP

1. Pós-Graduanda do Curso de Pós-Graduação em Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP. Bolsa de Mestrado pela FAPESP

2. Professor Titular do CET/SBA do Departamento de Anestesiologista da Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP

3. Professora Assistente Doutora do Departamento de Otorrinolaringologia, Oftalmologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP

Apresentado em 22 de janeiro de 1999

Aceito para publicação 15 de março de 1999

Correspondência para Dra. Flora M. Barra Bisinotto
Rua Antônio Carlos, 80/200 - Jardim Alexandre Campos
38010-350 Uberaba, MG

© 1999, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

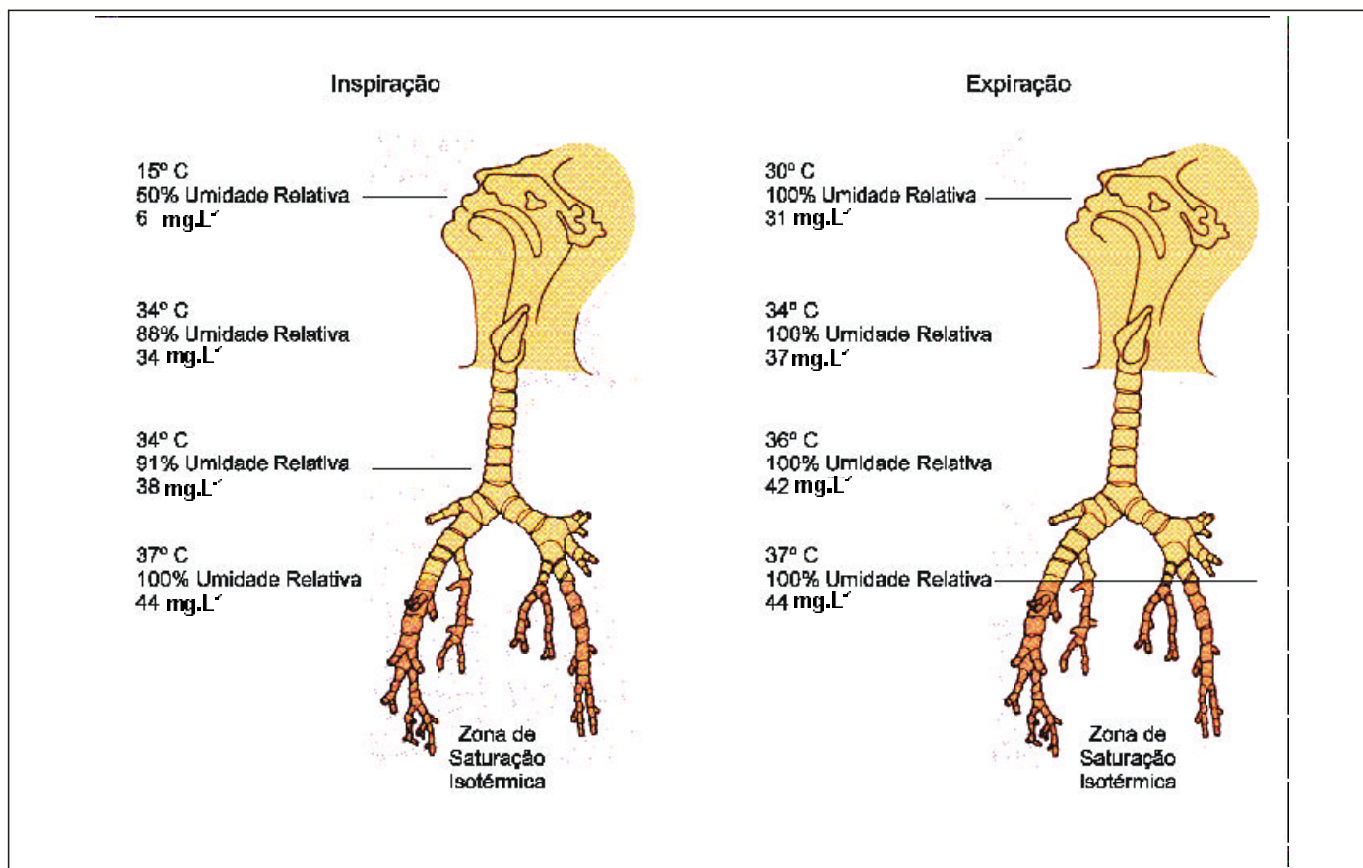


Figura 1a - Troca de calor e umidade na inspiração. O gás inalado passa pelo nariz e pelas vias aéreas superiores onde é aquecido, atingindo a temperatura de 37° e umidade relativa a 100%, na zona de saturação isotérmica.

Figura 1b - Troca de calor e umidade na expiração. O gás expirado ao passar pelas vias aéreas superiores é resfriado. A umidade relativa permanece em torno de 100%, mas a umidade absoluta diminui.

por dia. A água é perdida como vapor saturado nos gases expirados e o calor é perdido como calor latente de vaporização da água, que é retirada do organismo. O calor específico do ar é baixo e, deste modo, pouco calor é perdido, como resultado direto do aquecimento do ar inspirado⁶. Este último pode apresentar ampla variedade de temperatura e umidade, mas o gás alveolar é completamente saturado com vapor de água à temperatura corporal.

Um trocador gasoso eficiente depende do bom funcionamento mecânico dos pulmões, adequada complacência pulmonar, via aérea livre e membrana pulmonar intacta. A umidade inspirada pode alterar a mecânica pulmonar por afetar diretamente a patência e a complacência pulmonar. Excesso de umidade pode comprometer a patência da via aérea, por alterar a viscosidade das secreções traqueobrônquicas, liberar excesso de água, retardar a depuração mucociliar ou causar edema ou broncoconstrição em pacientes asmáticos. A complacência pulmonar é comprometida pelo crescimento na patência das vias aéreas, diluição do surfactante pelo excesso de água, alta/baixa umidade causando edema ou broncoconstrição da via aérea, ou por alteração das características dos tecidos da via aérea, através de lesões térmicas.

EFEITOS DA INALAÇÃO DE GÁS FRIO E SECO

Sob condições de ventilação controlada com gases medicinais comprimidos, que são liberados para o paciente à temperatura inferior do ambiente, o conteúdo de água é negligenciável (umidade relativa inferior a 5%). O gás inalado, frio e seco, altera o movimento ciliar, aumenta a viscosidade do muco, provocando endurecimento e incrustação das secreções, que interferem com a capacidade de traqueia em aquecer e umidificar o gás inalado e formar *mucos* que obstruem as vias aéreas, principalmente as de pequeno calibre e o tubo traqueais⁵. Com a extensão do processo para as vias aéreas mais distais, ocorre aumento da resistência da via aérea e alteração da relação ventilação/perfusão. Depois surgem reações inflamatórias na mucosa, microatelectasias, diminuição da complacência pulmonar e da capacidade residual funcional, e alteração da função do surfactante⁷. O prejuízo funcional da mucosa da via aérea pode ser observado dentro de dez minutos, e a sua recuperação pode levar de duas a três semanas⁶.

A ventilação com gases secos determina considerável perda de umidade pelo trato respiratório resultando, não somente em perda de calor, mas também, em substancial diminuição

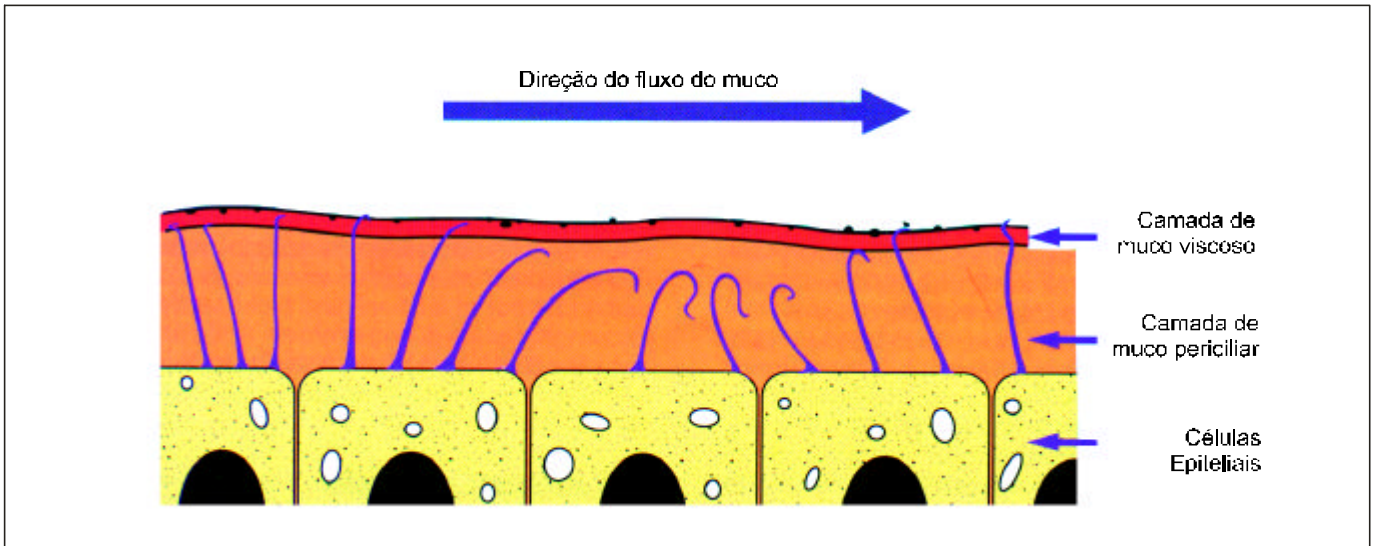


Figura 2 - Representação esquemática da atividade ciliar do epitélio respiratório. Os cílios batem regularmente, movendo o muco viscoso em direção à faringe

do peso corporal devido à desidratação. Assim, perda de peso equivalente a 2% do peso corporal tem sido reportada em coelhos após seis horas de ventilação com gases secos⁷. Burton⁸ estudou, em cães, os efeitos de vários procedimentos anestésicos nas características e velocidade de deslocamento do muco da membrana respiratória, utilizando tinta especial para marcar a atividade ciliar, aplicada através de broncoscopia. A presença do tubo traqueal, quando se empregaram gases completamente saturados à temperatura de 35 a 37 °C, não alterou a atividade da mucosa, mas fez com que o marcador utilizado para senna área do balonete, sendo este o único impedimento para atividade normal da mucosa. Ao usar gases anestésicos secos por 3-4 horas, observou que a movimentação do marcador na traquéia foi grossieramente reduzida, com o transporte de muco se normalizando apenas no prazo de 24 horas.

Chalon e col⁵ demonstraram em pacientes anestesiados, que gases secos administrados através do tubo traqueal por mais de uma hora, causam alterações morfológicas celulares significativas. Posteriormente⁹ relataram que a incidência de complicações pulmonares pós-operatórias decrescia com o aumento da umidade absoluta dos gases anestésicos de 0 para 32,5 mgH₂O.L⁻¹. Encontraram também maior decréscimo na temperatura corporal nos pacientes que respiraram gases secos, o que foi associado com maior incidência de tremores no período pós-operatório.

No guchi e col¹⁰ submeteram cães anestesiados com pentobarbital sódico à traqueostomia e inalação de gases sob diferentes umidades (inferior a 40% e a 100%) e temperaturas (15, 20, 25, 30, 35 e 40 °C). Demonstraram que as maiores alterações na função pulmonar ocorreram quando o ar inspirado estava seco, com umidade relativa inferior a 40% e sob baixas temperaturas (15 °C), ou quando a temperatura estava muito elevada (40 °C), mesmo sob umidade de 100%. Em ambas as circunstâncias houve diminuição da tensão arte-

rial de oxigênio e da capacidade residual funcional, aumento na diferença alveolar/arterial de oxigênio, com aumento no curto-circuito pulmonar, e diminuição da complacência pulmonar. Concluíram que, quando o gás inspirado está completamente saturado, a temperatura na qual deve ser administrado deve estar entre 25 e 30 °C.

Mercke¹¹ investigou *in vitro* a influência da relação entre a temperatura e a umidade relativa do ar inspirado, bem como o tempo de exposição, na atividade de mucociliar da traquéia de coelhos. Utilizando temperaturas de 37 °C ± 3 °C, com umidade relativa decrescente de 90% a 20%, observou que a atividade de mucociliar decrescia linearmente com a diminuição da umidade relativa e com o aumento exagerado da temperatura do ar inalado (40 °C). A ação do tempo de exposição foi mais pronunciada quando empregou umidade relativa mais baixa.

INDICADOR DE UMIDIFICAÇÃO ADEQUADA

As superfícies das vias aéreas superiores e inferiores são revestidas por epitélio pseudoestratificado ciliado, com cerca de 200 cílios em cada célula epitelial. Estes oscilam continuamente, 10 a 20 vezes por segundo, dando origem ao fluxo lento do muco, com velocidade de aproximadamente um centímetro por minuto no sentido da faringe (Figura 2). O muco que cobre todo o epitélio das vias respiratórias é secretado por células caliciformes, presentes no revestimento epitelial e por peques glândulas submucosas. Além de umidificar a superfície, ele retira peques partículas de impurezas do ar inspirado impedindo que alcancemos alvéolos². Na faringe, o muco e as partículas nele aprisionadas são deglutidas ou eliminadas para o exterior².

Nos pacientes sob intubação traqueal, o sistema de transporte mucociliar é o único sistema mecânico de defesa que ainda permanece. O mecanismo mucociliar promove uma barreira física extracelular que captura e neutraliza contaminantes, e os transporta para fora da via aérea. Como a zona de saturação isotérmica está tipicamente situada nos brônquios, a maioria do sistema de transporte mucociliar opera com máxima eficiência sob condições de temperatura de 37°C e umidade relativa de 100%. Alteração no conteúdo de calor e umidade do gás inspirado retarda o transporte mucociliar.

A inalação de gases com calor e umidade inadequada causa progressiva disfunção do trato respiratório, que começa com piora do transporte mucociliar. De todas as funções do trato respiratório, o transporte mucociliar é o mais sensível às alterações na umidade dos gases inalados, e, desta forma, o melhor indicador de inalação de gases com condicionamento incorreto¹. Com o paciente em ventilação artificial, as características das secreções também podem ser consideradas como indicador de umidificação adequada, embora em proporção menor que o transporte mucociliar.

Um transporte mucociliar ótimo pode ser definido como aquele que elimina contaminantes e o excesso de secreções da árvore respiratória num menor período de tempo. Este processo depende da relação entre cílios, muco e fluido periciliar. Alteração nas características ou quantidade de qualquer um dos componentes altera a velocidade de transporte de muco. Esta última depende das propriedades reológicas do muco e do fluido periciliar, e da frequência de batimento dos cílios. Todos esses fatores são otimizados sob condições de temperatura de 37°C e umidade relativa de 100%, permitindo ótima velocidade de transporte mucociliar. Qualquer alteração nessas condições, para mais ou para menos, reduz a velocidade de transporte.

A sequência de alterações da função da mucosa do trato respiratório pode ser prevista e representada graficamente em função da umidade dos gases inspirados (Figura 3)¹. Esses, à temperatura central e umidade relativa de 100% de término máxima velocidade de transporte mucociliar (ponto médio da curva). Em menores níveis de umidade do ar inspirado (do centro para a esquerda na figura 3) a água é removida por evaporação do muco e do fluido periciliar, aumentando a viscosidade do muco e diminuindo a profundidade do fluido periciliar. O muco torna-se espesso, diminuindo a velocidade de transporte e a frequência de batimento dos cílios. Uma profundidade insuficiente do fluido periciliar impede que os cílios realizem o seu movimento rítmico, diminuindo e mesmo paralisando-os. Se o ressecamento da mucosa continuar, ocorrerão danos celulares, e sem água disponível para a mucosa, o processo de condicionamento do gás inalado desloca-se mais profundamente para dentro dos pulmões, e a zona de saturação isotérmica migra para regiões mais inferiores. O transporte mucociliar insuficiente pode piorar a eliminação do muco das vias aéreas periféricas, ocluindo as de menor calibre e causando atelectasias. A permeabilidade pode ser reduzida por edema reacional e broncoconstrição.

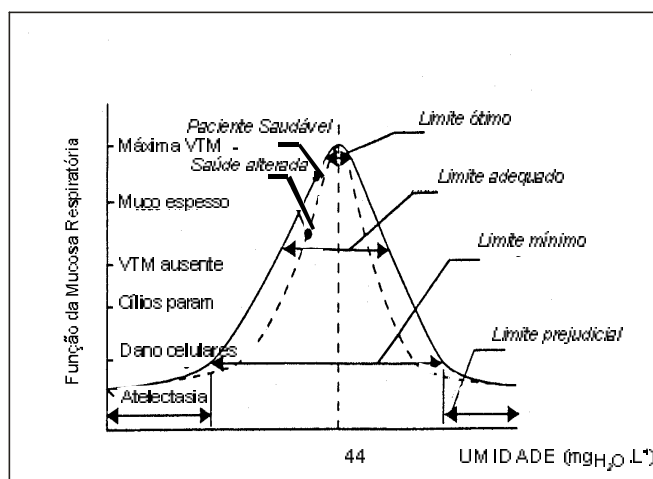


Figura 3 - Modelo teórico de como a função da mucosa respiratória varia com a alteração da umidade dos gases inspirados, a partir da temperatura central, umidade relativa de 100% e umidade absoluta de 44 mgH₂O.L⁻¹, representadas no ponto médio da curva, em pacientes sem e com alteração da saúde. (VTM - velocidade de transporte mucociliar) Modificado de Williams col (1996)¹

Inversamente, se os gases inspirados estiverem à temperatura superior a 37°C e umidade relativa de 100% (do centro para a direita na figura 3), ocorrerá condensação, causando diminuição da viscosidade do muco e possível aumento da profundidade do fluido periciliar. O muco com baixa viscosidade pode fluir em volta da extremidade dos cílios reduzindo a velocidade de transporte. Excessiva profundidade do fluido periciliar causa perda de contato entre os cílios e o muco reduzindo a velocidade de transporte, a qual pode até ser retrógrada por ação da gravidade. Água condensada em excesso pode levar à hipotonicidade das células da mucosa, a alteração da função celular e, possivelmente, diluição do surfactante. Desta forma, a função da mucosa pode ser prejudicada tanto por baixa quanto por elevada umidade dos gases inalados.

Na figura 3 é possível definir quatro limites para a umidade¹:

- 1) Um *limite ótimo*, que ocorre sob as seguintes circunstâncias: todas as células da mucosa são saudáveis, a insuflação pulmonar, o condicionamento do gás inalado, o transporte mucociliar, a permeabilidade das vias aéreas e a recuperação do calor e da umidade pela mucosa estão maximizados.
- 2) Um *limite adequado* ocorre quando a velocidade de transporte mucociliar e a recuperação do calor e da umidade pela mucosa já estão diminuídas, mas as células estão saudáveis, podendo ainda sofrer alterações osmóticas e térmicas; a insuflação pulmonar, o condicionamento do gás inalado e a permeabilidade das vias aéreas estão normais.
- 3) Um *limite mínimo* ocorre quando o transporte mucociliar cessa em áreas localizadas, a recuperação do calor e da umidade pela mucosa está reduzida, as células da mucosa proximal estão sob alteração osmótica e/ou térmica, e já existem áreas focais de alterações celulares irreversíveis; a zona de saturação isotérmica desloca-se para regiões mais inferiores dos brônquios; a

Tabela I - Resumos dos Dados Obtidos da Literatura quanto aos Níveis Ideais de Temperatura e de Umidade Relativa e Absoluta dos Gases Inalados.

Autor	Condição experimental	T (°C)	UR (%)	UA (mgH ₂ O.L ⁻¹)
Ingelstedt & Torealm (1956) ¹³	homem	32 - 33	98	25,0-33,0
Chamney (1969) ¹⁴	homem	20 - 37		13 - 34
Noguchi (1973) ¹⁰	cães	20 -30	100	17,4 - 30,5
Dery (1973) ¹⁵	homem	33,2	69,5	25,0
Forbes (1973) ¹⁶	cães	37	75	33,5
Forbes (1974) ¹⁷	cães	32-37		33,0
Mercke (1975) ¹¹	coelhos	35-37	60-65	23,9-29,0
Tsuda e col (1977) ⁷	cães	25-30	100	23,2-30,5
Chalon e col (1979) ⁹	homem	32,0	88	35,0
Weeks & Ramsey (1981) ¹⁸	Homem - função ciliar mecânica pulmonar			14,0-22,0 17,0-30,0
Weeks (1983) ¹⁹	Experimental	25	100	23,0-30,0
Tur tle e col (1987) ²⁰	homem			30,0
Co hen e col (1988) ²¹	homem	29-39		21,0-24,0
Cornaggia e col (1994) ²²	homem	30		28,0
Mar tins e col (1997) ²³	cães	27-37	100	23,0-36,0

T = temperatura; UR = umidade relativa; UA = umidade absoluta

insuflação pulmonar e a permeabilidade das vias aéreas são comprometidas, mas de maneira ainda reversível. 4) Um *limite prejudicial* ocorre quando as alterações celulares são irreversíveis e disseminadas, o transporte mucociliar cessa nas regiões proximais, a recuperação do calor e da umidade pela mucosa está reduzida e a zona de saturação isotérmica desloca-se ainda mais para baixo, ocorrendo até letargia e curto-circuito.

A função da mucosa em relação a umidade dos gases inalados, como representada na figura 3, não é estática e provavelmente apresenta variação individual e, no mesmo indivíduo, de acordo com o seu estado de saúde. Pacientes criticamente enfermos podem se tornar menos tolerantes às alterações do conteúdo de água e térmicas da mucosa, determinando o estreitamento da curva.

Outro fator a ser considerado é o tempo de exposição da mucosa respiratória aos gases condicionados de maneira inadequada. A seqüência de disfunção da mucosa das vias aéreas progride mais rapidamente se este tempo se prolongar, acelerando o aparecimento das alterações.

NÍVEIS NECESSÁRIOS DE UMIDIFICAÇÃO

Embora Chalon e col⁵ tenham demonstrado inicialmente que uma umidade absoluta de 14 mgH₂O.L⁻¹ era suficiente para prevenir lesões morfológicas celulares e ciliares da árvore traqueobrônquica, a maioria dos autores têm concluído que são necessários níveis superiores de umidade absoluta, com a finalidade de prevenir as alterações pulmonares. Alguns anos mais tarde, o próprio Chalon e col⁹ verificaram que níveis de umidade absoluta entre 28 e 32 mgH₂O.L⁻¹ no ar inalado, em pacientes intubados ou traqueostomizados, submetidos a anestesia com duração superior a uma hora, se associavam a pequenas perdas calóricas mínimas alte-

rações do epitélio traqueal. Para períodos inferiores a uma hora de anestesia, o nível mínimo de umidade absoluta para a prevenção de efeitos deletérios sobre o sistema respiratório sobre a homeostase térmica seria de 12 mgH₂O.L⁻¹. Em cirurgias de longa duração, a adequada umidificação e o aquecimento do gás inalado parecem ter papel importante na prevenção de complicações respiratórias no período pós-operatório¹².

Na Tabela I são visualizados os valores obtidos na literatura em relação aos níveis ideais de temperatura, umidade relativa e umidade absoluta do gás inalado no homem e em animais de experimentação sob intubação traqueal.

MEDIDAS DO CONTEÚDO HÍDRICO DO AR

Umidade é um termo genérico para descrever a quantidade de vapor de água contida em uma mistura gasosa, e pode ser expressa de três formas distintas:

Umidade máxima (UM) - representa a quantidade máxima de vapor de água que pode existir na fase gasosa de uma determinada atmosfera. Quanto maior a temperatura, maior a umidade máxima e absoluta, e maior a pressão de vapor de água (Figura 4).

Umidade absoluta (UA) - representa a quantidade de massa de vapor de água presente em determinada do volume de gás, sendo usualmente expressa em mg de água por litro de volume de gás (mgH₂O.L⁻¹).

Umidade relativa (UR) - representa a relação entre a massa de vapor de água presente em determinada do volume de gás e a massa máxima de vapor de água que esse volume de gás poderia conter na mesma temperatura. Pode ser expressa também pela razão entre a umidade absoluta e a umidade máxima, em valores percentuais.

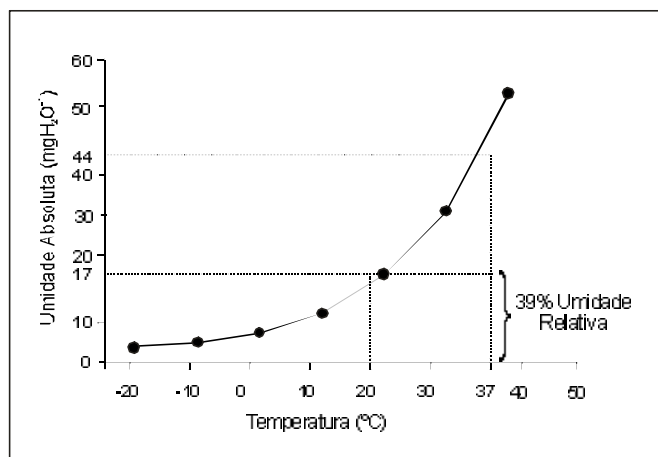


Figura 4 - Relação entre a temperatura e a umidade absoluta

Caso a umidade relativa, a temperatura ambiente e a pressão atmosférica forem conhecidas, a umidade absoluta pode ser determinada pelas Leis de Charles e Avogadro. Porém, existem tabelas²⁴ ou gráficos que fornecem esses valores, facilitando o cálculo (Tabela II).

A medição do conteúdo hídrico do ar é feita através dos higrômetros, constituídos de metais que reagem à umidade da atmosfera, alterando suas propriedades físicas, elétricas ou químicas. A quantificação dessas alterações permite o conhecimento da umidade do ar.

Existem vários tipos de higrômetros²⁵, sendo o mais utilizado em anestesia, atualmente, o higrômetro elétrico. Entre esses, os capacitivos são os mais utilizados para estudo da umidade dos gases respiratórios, devido à sua rápida resposta e precisão do método. Neles, a umidade altera a constante dielétrica do sensor, resultando em alteração linear da capacitância.

Ampliadores de higrômetros fornecem os valores de umidade relativa e alguns, também temperatura (termo-higrômetros). Assim, conhecendo-se a temperatura, pode-se calcular a umidade absoluta. Por exemplo, se a mistura gasosa apresentar umidade relativa de 50% (0,5) à temperatura de 30°C, a umidade absoluta será 15,12 mgH₂O.L⁻¹. Segundo a tabela específica (Tabela II)²⁴, a umidade máxima a 30°C é de 30,24 mgH₂O.L⁻¹. Como a umidade relativa (UR) é razão entre a umidade absoluta (UA) e a umidade máxima (UM), tem-se:

$$UR = UA/UM \text{ ou } UA = UR \times UM$$

$$\text{ou seja: } UA = 0,5 \times 30,24 = 15,12 \text{ mgH}_2\text{O.L}^{-1}$$

CONDICIONAMENTO ARTIFICIAL DO GÁS INALADO

Atualmente há concordância quanto à necessidade e à obrigatoriedade de umidificação e aquecimento dos gases utilizados para ventilação de pacientes sob intubação traqueal ou traqueostomia, tanto em Unidade de Terapia Intensiva quanto em procedimentos anestésicos.

Muitos umidificadores são disponíveis para condicionamento artificial dos gases inspirados. As propriedades de se já-veis deses dispositivos são: promover a adequação nível de umidificação, manter a temperatura corporal, diminuir o risco de infecção para o paciente, propriedades físicas adequadas, fácil manuseio e baixo custo.

Essas propriedades podem variar dependendo do tipo de umidificador e de sua posição dentro do sistema respiratório. Entretanto, tamanho, resistência, espaço morto funcional e complacência interna devem ser sempre considerados.

Há possibilidade de aumento do risco de infecção para o paciente, sempre que as funções protetoras das vias aéreas superiores são excluídas pela intubação traqueal, porque os microorganismos podem penetrar diretamente para a árvore brônquica. Pacientes imunodeprimidos ou gravemente infectados são particularmente de risco. Os microorganismos não devem ser capazes de sobreviver ou multiplicar dentro dos equipamentos e nem devem aumentar a incidência de colonização dentro do sistema respiratório⁶.

Para a umidificação e o aquecimento do gás inalado, durante a ventilação controlada em anestesia, foram propostos vários métodos: adição de umidificadores, ventilação com sistemas circulares valvulares com absorção de CO₂ e os permutadores de calor e umidade.

ADIÇÃO DE UMIDIFICADORES

Os *umidificadores sem aquecimento*, por não fornecerem aquecimento e se reminefizes na umidificação do gás inalado, e os *nebulizadores ultra-sônicos*, por produzirem aerossóis supersaturados que, com frequência associam-se a complicações pulmonares com aumento da resistência das vias aéreas e ocorrência de atelectasias, por não produzem vapor de água, mas uma mistura supersaturada de água, raramente são empregados⁶.

Os *umidificadores com sistema de aquecimento de água*^{6,26} são os mais empregados nos ventiladores de terapia intensiva e, algumas vezes, em aparelhos de anestesia. Os gases secos e frios do ramo inspiratório passam por um recipiente com água aquecida por resistência elétrica, associada a um termostato para controle da temperatura de saída. Através da evaporação, o vapor de água é misturado ao gás a ser inalado, elevando sua temperatura e umidade.

Os umidificadores aquecidos podem ser classificados de acordo com o sistema de arraste do fluxo de gás, em umidificadores de arraste e umidificadores de bolhas²⁶. No umidificador de arraste, o fluxo de gás ao passar sobre a superfície aquecida da água carrega as moléculas do vapor de água. Alguns também possuem papel absorvente que em contato com a água aquecida aumenta a superfície de contato e de troca e, conseqüentemente, a umidificação e o aquecimento da mistura inalada.

Nos umidificadores de bolhas, o fluxo de gás é dirigido através de um pequeno tubo submerso na superfície da água, formando pequenas bolhas, aumentando a superfície de troca e, conseqüentemente, a eficiência do aquecimento e da umidificação.

UMIDIFICAÇÃO DOS GASES INALADOS

Table II - Umidade Absoluta do Ar em Condição de Saturação ($\text{mgH}_2\text{O.L}^{-1}$). Segundo Tubelis e Nascimento (1980)²⁴

Temperatura (°C)	0,0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
0	4,83	4,86	4,90	4,93	4,97	5,00	5,05	5,07	5,11	5,14
1	5,18	5,21	5,25	5,28	5,32	5,36	5,39	5,43	5,47	5,51
2	5,54	5,58	5,62	5,66	5,70	5,74	5,78	5,82	5,82	5,90
3	5,94	5,98	6,02	6,06	6,10	6,13	6,17	6,21	6,26	6,30
4	6,34	6,38	6,43	6,47	6,51	6,56	6,60	6,65	6,69	6,73
5	6,76	6,82	6,87	6,91	6,96	7,01	7,05	7,10	7,15	7,20
6	7,24	7,28	7,33	7,38	7,43	7,48	7,53	7,58	7,63	7,66
7	7,72	7,78	7,83	7,88	7,93	7,99	8,02	8,08	8,10	8,19
8	8,25	8,30	8,36	8,40	8,46	8,51	8,57	8,63	8,68	8,74
9	8,79	8,85	8,94	8,97	9,02	9,08	9,14	9,20	9,26	9,32
10	9,37	9,43	9,43	9,56	9,61	9,67	9,74	9,80	9,85	9,92
11	9,96	10,05	10,11	10,17	10,24	10,34	10,36	10,43	10,50	10,56
12	10,63	10,70	10,76	10,83	10,90	10,96	11,03	11,10	11,16	11,24
13	11,31	11,38	11,45	11,52	11,59	11,66	11,74	11,81	11,89	11,96
14	12,03	12,11	12,17	12,25	12,32	12,40	12,48	12,55	12,63	12,71
15	12,79	12,86	12,94	13,03	13,10	13,19	13,26	13,35	13,42	13,51
16	13,56	13,67	13,75	13,84	13,92	14,01	14,09	14,18	14,26	14,34
17	14,43	14,51	14,61	14,69	14,78	14,87	14,95	15,05	15,13	15,23
18	15,32	15,41	15,50	15,59	15,68	15,68	15,79	15,87	15,96	15,15
19	16,25	15,35	16,45	16,54	16,64	15,74	16,84	16,93	17,04	17,14
20	17,24	17,33	17,44	17,54	17,64	17,75	17,85	17,95	18,06	18,17
21	18,27	18,38	18,48	18,59	18,69	18,80	19,92	19,03	19,14	19,25
22	19,36	19,47	19,58	19,69	19,81	19,91	20,04	20,15	20,27	20,38
23	20,50	20,62	20,73	20,85	20,97	21,09	21,22	21,34	21,45	21,57
24	21,70	21,82	21,95	22,08	22,20	22,32	22,45	22,50	22,71	22,84
25	22,96	23,09	23,22	23,30	23,48	25,61	23,75	23,87	24,01	24,15
26	24,28	24,42	24,56	24,69	24,83	24,96	25,11	25,24	25,39	25,52
27	25,67	25,82	25,96	25,10	26,24	26,34	26,54	26,68	26,83	26,98
28	27,12	27,27	27,42	27,58	27,73	27,54	28,03	28,19	28,34	28,49
29	28,65	28,81	28,96	29,12	29,28	29,44	29,60	29,76	29,92	30,09
30	30,24	30,42	30,58	30,75	30,91	31,08	31,24	31,41	31,58	31,75
31	31,93	32,10	32,26	32,44	32,61	32,79	32,96	33,14	33,32	33,49
32	33,67	33,86	34,04	34,21	34,40	34,58	34,76	34,95	35,16	35,32
33	35,51	35,70	35,79	26,08	36,26	36,42	36,65	36,85	37,04	37,24
34	37,43	37,62	37,82	38,02	38,22	38,42	38,62	38,82	39,03	39,21
35	39,44	39,64	39,84	40,06	40,27	40,48	40,69	40,90	41,11	41,32
36	41,53	41,75	41,96	42,18	42,40	42,62	42,84	43,06	43,28	43,50
37	43,75	43,95	44,17	44,60	44,63	44,86	45,09	45,32	45,55	45,79
38	46,02	46,25	46,48	46,72	46,95	47,29	47,43	47,68	47,92	48,15
39	48,41	48,66	48,90	49,14	49,40	49,65	49,90	50,15	50,40	50,65
40	50,90	51,15	51,41	51,67	51,93	52,19	52,45	52,71	52,97	53,24
41	53,51	53,78	54,04	54,31	54,58	54,85	55,13	55,49	55,69	55,95
42	56,23	56,50	56,78	57,06	57,34	57,63	57,91	58,19	58,48	58,77
43	59,06	59,35	59,64	59,95	60,22	60,32	60,82	61,12	61,42	61,72
44	62,02	62,31	62,62	62,95	62,23	63,54	63,85	64,15	64,47	64,78

Ampliadores de umidificadores é do tipo de arraste, sendo de bolhas utilizado principalmente nos pacientes adultos, quando fluxos mais elevados são utilizados, exigindo umidificação mais eficiente.

Como o umidificador se posiciona a uma certa distância da conexão do circuito ao paciente, o gás pode se resfriar durante a passagem pelo ramoinspiratório, devendo à troca de calor com o meio ambiente, pelo isolamento oferecido

pelos tubos. Em consequência, pode ocorrer condensação e acúmulo de água no sistema respiratório, o que pode danificar as válvulas do ventilador e outros equipamentos, levando ao mau funcionamento do aparelho e aumento de risco de edema pulmonar para o paciente. Por isso, é importante a constante observação das condições do circuito, sendo recomendada a utilização de drenos nos ramos inspiratório e expiratório. Outros problemas do umidificador de água aquecida incluem a possibilidade de mau funcionamento dos termos ta, além da alta complexidade interna, o tamanho relativamente grande que pode causar dificuldades no seu armazenamento e também durante o uso, necessitando de utilização após cada uso e são de custo elevado, e podem degradar o halo no a produtos de natureza indetermiada e tóxicos⁶. Desde que os umidificadores de água aquecida são capazes de liberar vapor saturado a alta temperatura, além de excessiva umidificação pode ocorrer hipertermia, queimaduras do trato respiratório, alterações do epitélio ciliar, atelectasias, modificações na função dos surfactantes pulmonares e proliferação de microorganismos nos ventiladores e circuitos⁶.

VENTILAÇÃO COM SISTEMAS RESPIRATÓRIOS CIRCULARES VALVULARES COM ABSORVEDOR DE CO₂

O emprego de umidificação adicional é sempre importante para a ventilação durante a anestesia, particularmente quando se utiliza sistema respiratório sem absorvedor de gás carbônico. Quando se utilizam sistemas respiratórios circulares com absorvedor de CO₂, a umidade e a temperatura do gás inalado podem se originar da conservação do vapor d'água que é expirado e reinhalado, ou de outras duas fontes, representadas pela reação química de neutralização do CO₂, liberando água e calor, ou a umidade extraída da hidratação dos grânulos da calso da da.

Com o sistema circular com absorvedor de CO₂ pode-se encontrar grandes alterações na umidade dos gases inspirados, através de variações do fluxo de gases frescos, do volume minuto e da liberação de CO₂²⁷.

O absorvedor de CO₂ mais utilizado no Brasil é a calso da da, cuja função é retirar o CO₂ da mistura a ser reinhalada pelo paciente, através de reação de neutralização, onde a base é um hidróxido e o ácido é o ácido carbônico^{28,29}. A reação do CO₂ com a calso da da ou com outro absorvedor é uma reação química exotérmica, com formação de água durante o processo de neutralização do CO₂. A reação de cada mol de CO₂ com a calso da da libera 14 quilocalorias e dois mols de água.

Na composição química da calso da da, a água constitui de 14% a 17% do seu peso. Conseqüentemente, um sistema respiratório circular com absorvedor de CO₂ nunca se apresenta totalmente isento de umidade, mesmo antes do início da neutralização do ácido carbônico pela calso da da. A utilização prévia do ventilador e/ou do sistema respiratório, também se constitui em fonte inicial de vapor d'água.

Na dependência da montagem do sistema respiratório dos aparelhos de anestesia, de seu acoplamento ao ventilador e do fluxo de gases frescos empregados, o calor e a água libe-

rados na reação do CO₂ com a calso da da podem ser incorporados, de maneira mais ou menos eficiente, ao gás inalado pelos pacientes^{12,25,27,30}. Em princípio, quanto menor o fluxo de gases frescos maior será o aproveitamento do calor e da umidade.

Vários estudos têm descrito alterações na temperatura e umidade relativa em uma variedade de sistemas anestésicos. Aldrete e col³⁰, ao utilizar sistema respiratório valvular com absorvedor de CO₂ e fluxo de gases frescos de 5, 2, 0, 5 e 0, 3 L.min⁻¹ em pacientes submetidos a cirurgias abdominais, demonstraram que a umidade medida no ramo inspiratório tornou-se gradativamente mais elevada com a diminuição do fluxo de gases frescos, chegando a 98% com fluxo de 0, 3 L.min⁻¹. A alteração da temperatura do gás inalado foi relativamente pequena e mostrou relação inversa com o fluxo de gases frescos. Esses autores consideraram como alternativa para a umidificação dos gases inalados, o uso de sistemas circulares com absorvedores de CO₂ e fluxos de gases entre 0, 5 e 2, 0 L.min⁻¹.

Torres e col²⁷ estudaram, em modelo experimental, a capacidade de aquecer e umidificar os gases inalados em diferentes montagens de sistemas respiratórios de aparelhos de anestesia, e com diferentes fluxos de gases frescos. Demonstraram que utilizando-se circuitos respiratórios com o fluxo de gases frescos passando através do absorvedor de CO₂ antes de ser admitido no ramo inspiratório, bem como a utilização de baixos fluxos, ou tubos corrugados com isolante térmico, obtém-se significativa melhora na climatização dos gases inalados.

PERMUTADORES DE CALOR E UMIDADE (PCU)

Os PCU, conhecidos internacionalmente pela sigla HME (*Heat and Moisture Exchanger*), são dispositivos colocados entre o tubo traqueal e a peça em "Y" do circuito respiratório e basicamente conservam o calor e a umidade da expiração e os fazem retornar para o gás inspirado, de modo semelhante ao que ocorre normalmente nas vias aéreas superiores com a troca de calor e umidade, sendo chamados por isso de *nariz artificial*.

A maioria deles é capaz de condicionar os gases inspirados em níveis semelhantes aos da dos pela respiração na sala no homem em repouso. Entretanto, sua eficiência depende do volume corrente e do volume minuto empregados. Tem sido sugerido que os PCU podem reter até 70% da umidade expirada⁶.

Existem três tipos de PCU:

Condensadores da umidificação: foram os primeiros a surgir. O vapor d'água dos gases expirados se condensa na superfície relativamente fria de um dos seus componentes, para em seguida se reevaporar na inspiração seguinte. O componente do condensador umidificador tem alta condutividade térmica e, por isso, o ganho e perda de calor latente de vaporização são rapidamente compensados e a temperatura no com ponente é mantida.

Os condensadores da umidificação originais não foram muito usados devido à sua relativa ineficiência, pois a umidade absoluta inspirada ficava entre 15-25 mgH₂O.L⁻¹ (umidade relativa de 35% a 55% a 37°C)²⁰. Esses dispositivos foram substituídos por PCU mais eficientes, agora disponíveis.

Permutadores de calor umidade higroscópicos: o componente principal (condensador) é de papel, esponja, ou outra substância com condutividade térmica relativamente baixa, e recoberto por substância química higroscópica, frequentemente cloreto de lítio ou de cálcio. Assim, o processo de umidificação tem sua eficiência aumentada pelo material higroscópico, o qual absorve água na expiração e a libera aos gases inspirados, aumentando ainda mais a umidificação, sem significativa troca de temperatura (Figura 5). O desenvolvimento desse modelo foi baseado essencialmente na premissa de que o condensador não pode aumentar a umidificação a menos que o conteúdo de água do gás seco inspire do seja aumentado. A partir dos modelos higroscópicos, os PCU foram considerados como adequados para a umidificação e aquecimento do ar inalado, liberando em média, umidade absoluta de 25-30 mgH₂O.L⁻¹³¹.

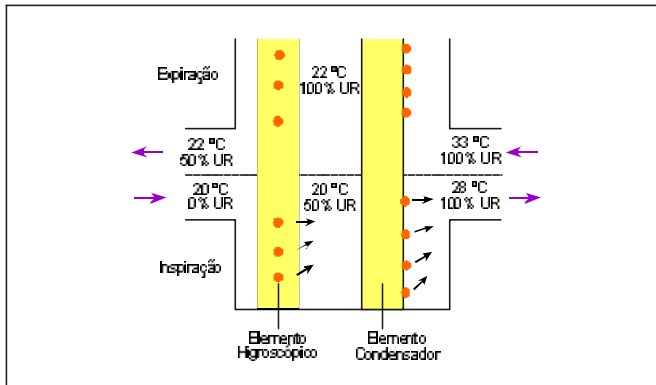


Figura 5 - PCU Higroscópico. Representação esquemática (UR - umidade relativa)

Permutadores de calor umidade hidrofóbicos: apresentam componente hidrorrepelente, que impede a passagem de água para o meio externo, com grande área de superfície e baixa condutividade térmica, para permitir que se desenvolva um gradiente de temperatura dentro do umidificador, que pode chegar entre 15 a 20°C a menos em relação à temperatura ambiente. O calor latente de vaporização é retirado diretamente do condensador do ambiente a seu redor e, consequentemente, um gradiente de temperatura se estabelece dentro do componente. Como o gás que deixa o dispositivo é saturado a temperaturas mais baixas, os umidificadores hidrofóbicos são mais eficientes que os condensadores de umidificação (Figura 6).

As pesquisas têm demonstrado a eficiência comparável dos PCU hidrofóbicos com os higroscópicos³².

O desenvolvimento dos PCU progrediu muito nos últimos dez anos. Os resultados obtidos com os PCU inicialmente nem sempre foram satisfatórios, principalmente quando se

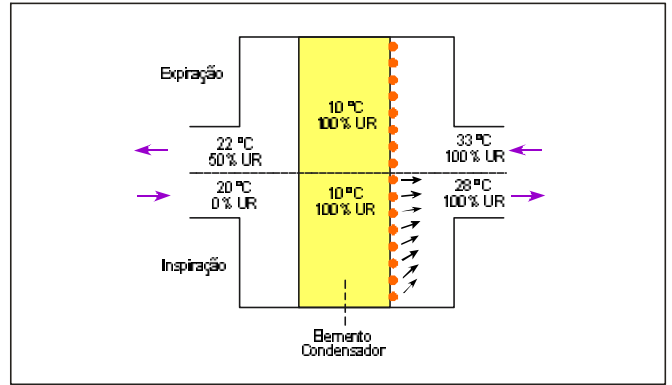


Figura 6 - PCU Hidrofóbico. Representação esquemática (UR - umidade relativa)

empregou PCU com elemento de metal como condensador. Porém, a partir da substituição do metal por outros materiais, nos modernos PCU higroscópicos e hidrofóbicos, os resultados obtidos na umidificação e no aquecimento passaram a ser satisfatórios.

Turtle e col²⁰ testaram seis PCU em pacientes sob ventilação mecânica, empregando sistemas de reinalação ou circular convencional, com fluxo de gases frescos de 6 L.min⁻¹. Todos os PCU forneceram maiores valores de umidade e de temperatura inspirada quando usado em sistema circular, comparado com o sistema sem reinalação. No melhor resultado obtido, o PCU apresentou, no ar inalado, umidade absoluta de 32 mgH₂O.L⁻¹ e temperatura de 31°C, a partir de cinco minutos, quando usado em sistema circular com absorvedor de CO₂, e de 29 mgH₂O.L⁻¹ a 30°C em dez minutos, quando utilizado em sistema sem reinalação.

Cornaggia e col²² compararam a eficiência de vários tipos de PCU, construídos com membrana higroscópica de espuma natural, ou espuma de celulose, em pacientes submetidos à anestesia geral. Observaram que alguns modelos chegaram a liberar o gás à umidade absoluta de 22,5 mgH₂O.L⁻¹, já com dois minutos de uso, alcançando valores superiores a 28 mgH₂O.L⁻¹, em vinte minutos.

Bickler³³, estudando a eficiência de cinco tipos de PCU em pacientes anestesiados, sob intubação e ventilação mecânica, observou que houve redução na perda de água, em média de 60% a 90%, equivalente a uma economia de 3,75 a 5,63 W (1 W = 860 cal.h⁻¹). O equivalente calórico economizado, com a temperatura da via aérea entre 22,6 a 29,4°C, foi de 0,41 W (média de todos os filtros). O aumento na temperatura média da via aérea foi de 2 a 8°C e a redução na perda de calor pela respiração foi equivalente a 6,6% a 8,1% da produção de calor metabólico total estimado durante a anestesia no adulto. Todos os filtros alcançaram a máxima eficiência em reduzir a perda de água dentro de dez minutos do início de seu uso.

Experimento realizado em cães³⁴ por um período de três horas, utilizando-se sistema respiratório valvular sem absorvedor de CO₂, com fluxo de gases frescos de 5 L.min⁻¹, mostrou que os gases inalados apresentam umidade absoluta em tor-

no de $9,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$ e que ao se acrescentar o PCU, a umidade inalada atingiu em média, $23,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$. Ao se utilizar sistema respiratório circular valvular com absorvedor de CO_2 e com fluxo de gases frescos de $1 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$, obtiveram-se gases inalados com umidade absoluta, em média, de $16,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$, e acrescentando-se o PCU a este sistema, a umidade absoluta dos gases inalados também foi, em média, de $23,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$. A árvore traqueobrônquica dos animais foi submetida a exame por microscopia eletrônica de varredura, sendo que aqueles que receberam gases com umidades mais baixas ($9,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$) apresentaram alterações significativas no muco e no epitélio da árvore respiratória. As alterações foram progressivamente menores à medida que a umidade do gás inalado tornou-se mais elevada ($17,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$ e $23,0 \text{ mgH}_2\text{O} \cdot \text{L}^{-1}$).

O PCU hidrofóbico, mas não higroscópico, além da umidificação e aquecimento dos gases inspirados, também pode agir como filtro e barreira efetiva aos microrganismos, por apresentar poros muito pequenos que retêm bactérias potencialmente patogênicas e vírus, especialmente da hepatite A, B e C. Por isso, tem sido recomendado por alguns autores^{15,35,36} para prevenir a contaminação dos reservatórios e do sistema de ventilação, e para minimizar a possibilidade de contaminação cruzada entre os pacientes expostos.

Assim, o uso de filtros respiratórios, que podem, efetivamente, prevenir a contaminação do equipamento anestésico, parece ser uma alternativa lógica aos procedimentos de descontaminação habituais. Há que se considerar que nem todo o PCU age como filtro microbiológico, e sua eficiência, quanto à diminuição da incidência de contaminação, tem mostrado resultados ainda considerados conflitantes^{37,38}.

A questão fundamental sobre os PCU é se eles podem substituir adequadamente os umidificadores aquecidos. A diversidade dos PCU e o crescimento do interesse em seu uso aumentou a necessidade da existência de dados comparativos, não apenas em relação à sua eficiência térmica e umidificadora, mas também quanto às características físicas, tais como, resistência ao fluxo e espaço morto. O comitê técnico da *International Standardization Organization (ISO)* liberou os padrões para testes dos PCU em 1992. As propriedades desejadas de um PCU ideal são: eficiente retenção de calor e umidade, filtração bacteriana efetiva, segurança, número mínimo de conexões estreitas, baixa resistência ao fluxo de ar, espaço morto pequeno, baixo peso, conveniência para estocagem e baixo custo.

REFERÊNCIAS

01. Williams R, Rankin N, Smith T et al - Relationship between the humidity and temperature of inspired gas and the function of the airway mucosa. *Crit Care Med*, 1996;24:1920-1929.
02. Guyton AC - Tratado de Fisiologia Médica. 7ª Ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1989;378-379.
03. Branson RD, Chatburn RL - Humidification of inspired gases during mechanical ventilation. *Respir Care*, 1993;38:461-468.
04. Shelly MP - Inspired gas condensation. *Respir Care*, 1992;37:1070-1080.
05. Chalon J, Loew DAY, Malebranche J - Effect of dry anesthetic gases on the tracheobronchial epithelium. *Anesthesiology*, 1972;37:338-343.
06. Shelly MP - Effects of dry inspired gases in anesthesia. *Br J Hosp Med*, 1988;7:81.
07. Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y et al - Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs. *Scanning electron microscopy and surfactant studies*. *Br J Anaesth*, 1977;49:965-977.
08. Burton JDK - Effects of dry anesthetic gases on the respiratory mucous membrane. *Lancet*, 1962;3:235-238.
09. Chalon J, Ali M, Ramanathan S et al - The humidification of anesthetic gases. Its importance and control. *Can Anaesth Soc J*, 1979;26:361-366.
10. Noguchi H, Takumi Y, Aochi O - A study of humidification in tracheostomized dogs. *Br J Anaesth*, 1973; 45:844-848.
11. Merke U - The influence of varying air humidity on mucociliary activity. *Acta Otolaryngol*, 1975;79:133-139.
12. Bengtson JP, Bengtson B, Stenqvist O - The circle system as a humidifier. *Br J Anaesth*, 1989;63:453-457.
13. Ingelstedt S, Toremalm NG - Aerodynamic within the larynx and trachea. Indications for vapour therapy in acute laryngotracheitis. *Acta Otolaryngol (Suppl)*, 1956;158:81-92.
14. Chamney AR - Humidification requirements and techniques. Including a review of the performance of equipment in current use. *Anaesthesia*, 1969;24:602-617.
15. Déry R - The evolution of heat and moisture in the respiratory tract during anaesthesia with a non-rebreathing system. *Can Anaesth Soc J*, 1973;20:296-309.
16. Forbes AR - Humidification and mucous flow in the intubated trachea. *Br J Anaesth*, 1973;45:874-878.
17. Forbes AR - Temperature, humidification and mucous flow in the intubated trachea. *Br J Anaesth*, 1974;46:29-34.
18. Weeks DB - Evaluation of a disposable humidifier for use during anesthesia. *Anesthesiology*, 1981;54:337-340.
19. Weeks DB, Ramsey FM - Laboratory investigation of six artificial noses for use during endotracheal anesthesia. *Anesth Analg*, 1983;62:758-763.
20. Turtle MJ, Isley AH, Rutten AJ et al - An evaluation of six disposable heat and moisture exchangers. *Anaesth Intensive Care*, 1978;15:317-322.
21. Cohen IL, Weinberg PF, Fein IA et al - Endotracheal tube occlusion associated with the use of heat and moisture exchangers in the intensive care unit. *Crit Care Med*, 1988;16:277-279.
22. Cornaggia G, Chidini G, Stella I - Valutazione clinica comparativa di quattro scambiatori di calore e umidità (HME) in corso di anestesia generale. *Mi Nerva Anestesiol*, 1994;60:649-655.
23. Martins RH, Braz JRC, Defaveri J - Estudo da umidificação e do aquecimento dos gases inspirados durante a ventilação mecânica no cão. *Rev Bras Otorrinolaringol*, 1996;62:206-218.
24. Tubelis A, Nascimento FJL - Umidade do ar, em: *Metereologia Descritiva: fundamentos e aplicações brasileiras*. São Paulo, Editora Distribuidora Brasil, 1980;94-127.
25. Kleemann PP - Humidity of anesthetic gases with respect to low flow anaesthesia. *Anaesth Intensive Care*, 1994;22:396-408.
26. Carvalho WB, Bonassa J, Carvalho CRR et al - Atualização em ventilação pulmonar mecânica. São Paulo, Atheneu, 1997; 17-29.
27. Torres MLA, Carvalho JCA, Bello CN et al - Sistemas respiratórios valvulares com absorção de CO_2 : capacidade de aquecimento e umidificação dos gases inalados em três tipos de montagens utilizadas em aparelhos de anestesia no Brasil. *Rev Bras Anestesiologia*, 1997;47:89-100.

UMIDIFICAÇÃO DOS GASES INALADOS

28. Adriani J, Rovenstine A - Experimental studies on carbon dioxide absorbers for anesthesia. *Anesthesiology*, 1941;2:1-19.
29. Gonçalves B, Spiegel P - Absorção do gás carbônico. *Rev Bras Anesthesiol*, 1970;20:402-421.
30. Aldrete JA, Cubillos P, Sherrill D - Humidity and temperature changes during low flow and closed system anesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1981;25:312-314.
31. Mebius C - A comparative evaluation of disposable humidifiers. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1983;27:403-409.
32. Hedley RM, Graham JA - Heat and moisture exchangers and breathing filters. *Br J Anaesth*, 1994;73:227-236.
33. Bickler PE, Sessler DL - Efficiency of airway heat and moisture exchangers in anesthetized humans. *Anesth Analg*, 1990;71:415-418.
34. Bisinotto FMB - Efeito do permutador de calor e umidade no condicionamento do gás inalado. Estudo experimental no cão. Dissertação de Mestrado - Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, 1997.
35. Lloyd G, Howells J, Liddle C et al - Barriers to hepatitis C transmission within breathing systems: efficacy of a pleated hydrophobic filter. *Anaesth Intensive Care*, 1997;25:235-238.
36. Wilkes AR - Association of Anaesthetists recommendations on filters to prevent cross infection in anaesthetic breathing systems. *Anaesthesia*, 1996;51:1080-1081.
37. Garibaldi RA, Britt MR, Webster C et al - Failure of bacterial filters to reduce the incidence of pneumonia after inhalation anesthesia. *Anesthesiology*, 1981;54:364-368.
38. Martin C, Perrin G, Gevaudan MJ et al - Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit. *Chest*, 1990;97:144-149.