

Física para o Anestesiologista

Carlos Alberto Cagnolati, EA-SBA ¶

Cagnolati C A – Física para o anestesiologista: Rev Bras Anest 30: 5: 363 - 371, 1980

O anestesiologista, na prática clínica diária de anestesia, está em permanente contato com uma grande variedade de fenômenos físicos para os quais sua atenção deve estar voltada.

Neste artigo serão abordados aqueles fenômenos de maior interesse, procurando descrevê-los associados às suas aplicações práticas. Dada a extensão do assunto, o enfoque principal será dirigido para a vaporização e sua aplicação nos princípios de funcionamento dos vaporizadores.

Unitermos: FÍSICA: leis dos gases, vapores, vaporização, vaporizador.

PROPRIEDADES FÍSICAS DOS GASES

A matéria encontra-se em três diferentes estados: sólido, líquido ou gasoso, dependendo do grau de coesão de suas moléculas. As moléculas estão em movimento constante, sendo que nos sólidos movimentam-se pouco, oscilando em torno de um ponto fixo. Nos líquidos, as forças de coesão são menores, suficientes para manter o volume, mas não a forma. Num gás, a tendência de coesão é nula e a substância expande-se indefinidamente, desconsiderando o espaço.

Nas moléculas de um gás, as forças de coesão são insuficientes para vencer o efeito de sua grande velocidade: colidem umas contra as outras e chocam-se contra as paredes do recipiente que as contém, originando a pressão exercida pelo gás.

Desde que o volume e a pressão de um gás podem ser função de massa, é importante ter alguma idéia de sua magnitude. Segundo Avogrado, 1811, a uma dada temperatura e pressão, volumes iguais de todos os gases contêm o mesmo número de moléculas: $6,02 \cdot 10^{23}$ (número de Avogrado) e a molécula-grama de qualquer gás, nas condições normais de temperatura e pressão (0° e 1 atmosfera), ocupa um volume de 22,4 litros¹.

TEORIA CINÉTICA DOS GASES

A teoria cinética aplicada ao estado gasoso compõe-se de uma série de fatos complexos para explicar o compor-

tamento das moléculas gasosas. Simplificadamente, a teoria cinética dos gases consiste em quatro postulados elementares:

a) gases são compostos de partículas extremamente minúscula chamadas moléculas, átomos, ou mesmo íons, dependendo de sua estrutura ou estado;

b) estas partículas estão em movimento rápido e constante, conhecido como atividade cinética. Cada molécula gera sua própria energia quantificada pela fórmula $E_c = 1/2 m v^2$, onde m é a massa e v é a velocidade da partícula;

c) como estas moléculas estão em movimento constante e são um grande número, é óbvio que elas colidem de tempo em tempo. Estas colisões são perfeitamente elásticas, pois parece não haver perda ou ganho de energia no processo. A colisão entre as partículas e as paredes do recipiente não são elásticas, como se verifica pelas variações de pressão e temperatura observadas em amostras de gases sob várias condições;

d) finalmente, a distância entre as partículas é considerável, sendo que uma percorre grande distância antes de colidir com outra. Portanto, um gás pode ser considerado como um grande número de partículas ocupando um grande espaço.

AS LEIS DOS GASES

Tem sido observado que, em condições de baixas pressões (1 ou 2 atmosferas) e altas temperaturas, todos os gases obedecem às três leis físicas relacionadas às suas propriedades básicas: pressão, temperatura, volume e massa. Pela descrição das leis, notaremos que, em cada caso, dois dos parâmetros permanecem fixos enquanto os outros variam.

LEI DE BOYLE = "Quando a temperatura absoluta de uma dada massa de gás permanece constante, o volume do gás é inversalmente proporcional à sua pressão".

$P = K/V$ ou, o produto PV é constante.

Uma segunda equação pode ser citada para comparar as propriedades de uma massa gasosa sob várias condições:

$$P_1 V_1 = P_2 V_2 = \dots = P_n V_n$$

O ato de respirar é um exemplo da ação da Lei de Boyle; considera a mudança na pressão intratorácica quando o diafragma contrai. De acordo com a Lei, quando o volume aumenta, a pressão diminui, sendo o resultado desta atividade a criação de um gradiente de pressão entre os pulmões e a atmosfera, de modo que o fluxo de ar continua até que haja o equilíbrio.

¶ Membro do CET-SBA da Santa Casa de Misericórdia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, SP

Correspondência para Carlos Alberto Cagnolati
Rua Frei Santo, 325 - 14.100 - Ribeirão Preto, SP

Recebido em 18 de fevereiro de 1980

Aceito para publicação em 1 de julho de 1980

© 1980, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

Muitos ventiladores mecânicos fundamentam-se nesta Lei para mover gases para dentro e para fora dos pulmões.

LEI DE CHARLES = "Quando a pressão e a massa permanecem constantes, o volume de um gás varia diretamente com sua temperatura absoluta"

$$V/T = K$$

Desde que o valor absoluto expresso por esta relação seja constante, pode-se escrever:

$$V_1/T_1 = V_2/T_2 = \dots = V_n/T_n$$

Uma aplicação desta Lei está contida nos equipamentos de provas de função pulmonar. O gás exalado por um paciente à temperatura de 37°C chega ao reservatório do equipamento, onde a temperatura é 20°C; de acordo com a Lei de Charles, o ar exalado diminui de volume ao atingir o reservatório, e esta variação deve ser considerada ao se fazerem os cálculos dos resultados das provas.

LEI DE GAY-LUSSAC = "Quando o volume e a massa de um gás são mantidos constantes, a temperatura e a pressão são diretamente proporcionais".

É muito semelhante à Lei de Charles e as duas são facilmente confundidas:

$$P/T = K \text{ ou } P_1/T_1 = P_2/T_2 = \dots = P_n/T_n$$

Gases estocados em cilindros fechados experimentam variações de pressões em resposta às condições térmicas. Suponhamos um cilindro de oxigênio conectado a um regulador fechado: ao abrirmos a válvula do cilindro, a leitura da pressão será de 15,169 kPa (2.200 libras por polegada quadrada), assumindo que o cilindro estava próximo de uma temperatura de 20°C. Se o cilindro for deslocado para próximo de uma fonte de calor por determinado tempo, verificaremos aumento da pressão no manômetro pela maior atividade molecular determinada pelo aquecimento. É por isso que os dispositivos que usam gases em altas pressões têm válvulas de segurança com escape para evitar aumentos perigosos de pressões.

A LEI GERAL DOS GASES

Combina todas as 3 previamente descritas:

$$PV/T_n = K, P_1/V_1 = P_2/V_2$$

Como já foi assinalado, a lei dos gases rege o comportamento das moléculas gasosas em condições ideais; a grande maioria das moléculas são repelidas mais do que atraídas por qualquer outra. Quando as condições mudam, a temperatura cai ou a pressão se eleva e predominam as forças de atração (forças de Van der Waals) entre as moléculas. As moléculas são compactadas pela alta pressão, enquanto sua atividade está reduzida pela baixa temperatura. Em condições extremas de temperatura e pressão, o gás não desaparece mas muda seu estado para líquido. O comportamento de um gás varia com as condições sob as quais é mantido. Os termos "ideal" e "real" são usados para indicar tal comportamento.

Um comportamento de gás "ideal" é obtido quando ele obedece à lei geral dos gases nos limites de alta temperatura e baixa pressão, um comportamento de gás "real" é visto quando o gás não obedece a esta lei e trans-

forma-se em líquido. A transformação de um gás em líquido, por aplicação de altas pressões e diminuição concomitante da temperatura, é a forma mais econômica de utilizá-lo.

A temperatura na qual um gás é liquefeito, sob pressão, é a temperatura crítica (temperatura acima da qual um gás não pode ser liquefeito qualquer que seja a pressão exercida). A temperatura crítica de oxigênio é de -115°C, de maneira que não se poderá comprimí-lo até a forma líquida em temperatura ambiente; nesta forma ele é estocado no estado gasoso em cilindros, a uma pressão de 12,130 kPa (120 atmosferas ou \cong 1.800 libras por polegada quadrada). Na pressão atmosférica normal o oxigênio se liquefaz a -183°C, enquanto que em pressão de 5,065 kPa (50 atmosferas), sua temperatura de liquefação é -119°C. Assim, o oxigênio é fornecido aos hospitais que possuem instalações central.

O gás carbônico é armazenado na forma líquida, em cilindros a 20°C e 5,065 kPa (50 atmosferas).

O óxido nitroso é recolhido e estocado como líquido na temperatura de 28°C e pressão de 5,065 kPa (50 atmosferas), em cilindros azuis.

Do ponto de vista do controle de saída dos gases nos cilindros, existe diferença em relação ao tipo de armazenamento. A pressão dos gases comprimidos, não liquefeitos, diminui à medida em que eles vão deixando o cilindro. A mudança de pressão em um cilindro contendo um gás liquefeito não guarda relação com a sua saída, enquanto ele existir na forma líquida; aproximadamente 9/10 do conteúdo de um cilindro de óxido nitroso encontra-se na forma líquida e um manômetro destinado a medir a pressão interna mostrará uma leitura constante 5,065 kPa (50 atmosferas), até que não haja mais líquido, quando ocorrerá uma queda rápida de pressão, proporcional à saída do gás restante.

Os gases liquefeitos são fornecidos por peso aos hospitais e os anestesiólogos controlam seu uso através do fluxo empregado. Como correlacionar as duas grandezas, peso e volume, já que devemos fornecer ao hospital o consumo em quilogramas?

Pela aplicação do princípio de Avogrado e da definição de densidade, podemos transformar volume em peso. Por exemplo, para o óxido nitroso: seu peso molecular é 44, a densidade a 5,065 kPa (50 atmosferas) e 20°C é 0,80 e o volume molecular nas mesmas condições ocupa 24 litros.

Se 44 g ocupam 24 l

$$X = 0,436 \text{ l}$$

0,80 g ocupam X l

Por meio de uma segunda regra de três, calcula-se facilmente a quantidade de litros fornecidos por 1 kg:

Se 0,80 g fornecem 0,436 l

$$Y = 545 \text{ l}$$

1000 g fornecem Y l

Portanto, 1 kg de óxido nitroso fornece 540 litros de gás.

LEI DE DALTON DAS PRESSÕES PARCIAIS

Esta lei é importante para o anestesiólogo, pois envolve o uso das pressões parciais dos gases. Ela estabelece

que "a pressão total de uma mistura gasosa é igual à soma das pressões parciais dos gases constituintes". Estabelece ainda que a pressão de cada gás na mistura é a pressão que ele exerceria se ocupasse sozinho o recipiente.

Como ilustração, podemos considerar o ar atmosférico seco, ao nível do mar. Sua composição é a seguinte: oxigênio - 20,93%; gás carbônico - 0,04%; nitrogênio - 79,03%.

A pressão parcial do oxigênio é:

$$PO_2 = 0,2093 \times 101,08 \text{ kPa (760 mm Hg)}$$

$$PO_2 = 21,22 \text{ kPa (159,1 mm Hg)}$$

A pressão parcial do nitrogênio será:

$$PN_2 = 0,7903 \times 101,08 \text{ kPa (760 mm Hg)}$$

$$PN_2 = 79,88 \text{ kPa (600,6 mm Hg)}$$

A pressão parcial do gás carbônico é:

$$PCO_2 = 0,0004 \times 101,08 \times \text{kPa (760 mm Hg)}$$

$$PCO_2 = 0,04 \text{ kPa (0,3 mm Hg)}$$

A pressão total (P_T) será:

$$P_T = PO_2 + PN_2 + PCO_2 = 21,22 (159,1) + 79,88 (600,6) + 0,04 (0,3) = 101,08 \text{ kPa (760 mm Hg)}$$

A unidade de pressão no Sistema Internacional de Unidades é o Pascal ou Newton/metro quadrado, corrigindo a única medida fora do sistema decimal que é mm de Hg. Como o Pascal é uma unidade muito pequena, é conveniente o uso do quilo pascal (kPa). Uma atmosfera (760 mm Hg) é igual a 101,08 kPa. Outros valores equivalentes são: 1 mm Hg = 0,133 kPa; 1 cm H₂O = 0,0981 kPa e 1 libra/polegada quadrada = 6,895 kPa.

Em fisiologia respiratória a letra F é usada para indicar a concentração (fração) de um gás; I, para o inspirado; E, para o expirado; A, para alveolar; a, para arterial; e v, para venoso.

Assim, FIO₂ representa a fração de oxigênio em uma mistura inspirada.

Pode-se expressar a definição da pressão parcial de oxigênio como:

$$PO_2 = P_T \cdot FO_2$$

É uma equação com três variáveis e, conhecendo-se duas delas, calcula-se a terceira.

O conhecimento e a aplicação da Lei de Dalton permitem aos anestesiólogos, na ausência de um monitor de oxigênio, calcular a FIO₂ de uma mistura ar-oxigênio fornecida a um paciente durante a anestesia ou a assistência ventilatória. Suponhamos que devemos ventilar um paciente com um volume minuto de 5000 ml, composto de uma mistura ar-oxigênio. Qual deverá ser o fluxo de oxigênio adicional para que FIO₂ seja de 50%?

Os cálculos são os seguintes:

$$\begin{aligned} \text{Se em } 100 \text{ ml deseja-se ter } 50 \text{ ml de } O_2, \\ \text{em } 5000 \text{ ml tem-se } X = 2.500 \text{ ml de } O_2 \end{aligned}$$

Nestes 2.500 ml de oxigênio, 21% são do ar atmosférico, ou seja, $0,21 \cdot 2500 = 525$ ml. A diferença $2500 - 525 = 1975$ ml corresponderá ao oxigênio adicional que deve ser fornecido. Desprezando-se, para efeito de cálculo, o gás carbônico e os gases inertes, o outro componente da mistura será o nitrogênio na quantidade 5000 -

$(1975 + 525) = 2500$ ml. Portanto, se o paciente for ventilado com 3025 ml de ar e 1975 ml de oxigênio adicional, a sua FIO₂ será de 50%.

A fórmula abaixo, deduzida através da Lei de Dalton, permite o cálculo direto da fração de oxigênio inspirada:

$$\% \text{ de } O_2 = 21 + 79 \cdot \frac{O_2 \text{ adicional (1/min)}}{\text{Volume Minuto (1/min)}}$$

VAPORES E VAPORIZAÇÃO

As moléculas de um líquido acham-se continuamente em movimento e não se desintegram pelas forças de atração que exercem entre si. Na superfície do líquido, algumas se movem verticalmente com velocidade suficiente para vencer as forças atrativas escapando para a atmosfera e adquirindo o estado gasoso denominado de vapor. Os termos vapor e gás são usados correntemente como sinônimos. Entretanto, o termo vapor refere-se ao estado gasoso de uma substância que, nas condições ambientes da temperatura e pressão, existe como líquido.

Quanto mais alta for a temperatura do líquido, maior número de moléculas escaparão para a superfície, aumentando a vaporização. Os líquidos são classificados em fixos e voláteis, de acordo com a maior ou menor capacidade de vaporização. Quanto maiores as moléculas, maiores serão as forças de atração entre si, diminuindo a volatilidade. A volatilidade diminui com o aumento do peso molecular.

A vaporização ao ar livre constitui a evaporação. Num recipiente em contato com a atmosfera, esta cessa quando a concentração do vapor acima do líquido atinge um determinado valor para uma temperatura. Num recipiente fechado, as moléculas, ao chocarem entre si e com as paredes do recipiente, exercem uma pressão: a pressão do vapor, que depende diretamente da temperatura do líquido; à medida que a temperatura aumenta, o número de moléculas com energia cinética suficiente para vencer as forças de coesão também crescerá, originando uma maior pressão de vapor que se igualará à pressão atmosférica quando a temperatura atingir o ponto de ebulição do líquido (denomina-se ponto de ebulição de um líquido a temperatura em que ele ferve sob pressão normal).

Calor Latente de Vaporização: corresponde ao número de calorías necessárias para converter uma dada quantidade de líquido em vapor. Esta energia é retirada do próprio líquido ou de uma fonte externa fornecedora de calor. Depende da temperatura, pois, quanto mais frio o líquido, maior a quantidade de calor necessária para vaporizá-lo. Ao contrário, quanto mais quente estiver o líquido, menor será o calor latente, e, na sua temperatura crítica, ele se vaporiza sem nenhuma modificação térmica.

A pressão de vapor dos líquidos pode ser obtida com o auxílio de uma câmara barométrica: colocando-se uma quantidade de um líquido sob uma coluna de mercúrio, no vácuo, ele se vaporiza espontaneamente e o desnível que se observa na coluna de mercúrio corresponde à pressão de vapor do líquido na temperatura considerada. Se o procedimento prossegue, atingir-se-á um ponto em que uma quantidade adicional de líquido provocará a condensação de parte do vapor na câmara. Neste momento, coexistindo o líquido e seu vapor, a pressão do vapor é dita

saturante. Desta maneira é possível construir, para todos os líquidos voláteis, a curva de pressão do vapor, utilizando a relação entre a temperatura e a pressão de saturação do vapor (Fig 1). Observa-se a relação inversa entre o ponto de ebulição e a pressão do vapor, aliados ao conceito de segurança, pois todos anestésicos com ponto de ebulição elevado e baixa pressão de vapor oferecem grande margem de segurança para a prática anestésica, já que o número de moléculas sob a forma de vapor na superfície do líquido é pequena, o que limita a introdução de uma grande quantidade do agente durante a indução. O metoxifluorano é o anestésico volátil de menor pressão de vapor e ponto de ebulição mais alto, oferecendo a maior margem de segurança.

A tabela I relaciona ponto de ebulição, pressões de vapor a 20°C, concentrações de saturação e de indução dos quatro principais anestésicos voláteis de uso corrente em anestesia.

A tabela I mostra que a concentração necessária para a indução de uma anestesia é muito menor que a concentração de saturação (calculada a partir da Lei de Dalton, pela aplicação dos valores de pressão de vapor e pressão atmosférica), com exceção do metoxifluorano. Por isso, o vapor anestésico deve ser diluído de maneira controlada, independente de mudança na temperatura ambiente e do fluxo de gases que os perfundem. Isto é obtido com

o auxílio dos vaporizadores, que consistem basicamente em uma câmara de vaporização perfundida, com uma fração do fluxo de gases frescos à qual se adiciona o vapor anestésico. A maior parte do fluxo de gases frescos se soma ao que sai da câmara de vaporização, de modo a diluir o vapor e obter a concentração desejada.

Para se usar cada vaporizador eficientemente, é essencial entender suas características e conhecer as propriedades físicas dos vários anestésicos (tabela II): o éter exemplifica a necessidade de calor; o metoxifluorano, a necessidade das grandes interfaces gás-líquido; e o halotano, a necessidade do fluxo acurado.

A vaporização dos líquidos anestésicos pode ser feita de várias maneiras, por:

a) - Gotejamento. Faz-se gotejar o líquido sobre uma gaze colocada num anteparo de metal, onde o pano absorve o líquido, permitindo ampla superfície de vaporização. Durante muito tempo, foram usados os vaporizadores de gotejamento nos quais a abertura de uma válvula de agulha pode regular o número e o tamanho das gotas que caem numa câmara de vaporização incorporada ao sistema por onde passam os gases ventilatórios. Com este método pode-se administrar uma quantidade conhecida de líquido num tempo determinado. A natureza do líquido e o volume contido no sistema influem na concentração anestésica obtida.

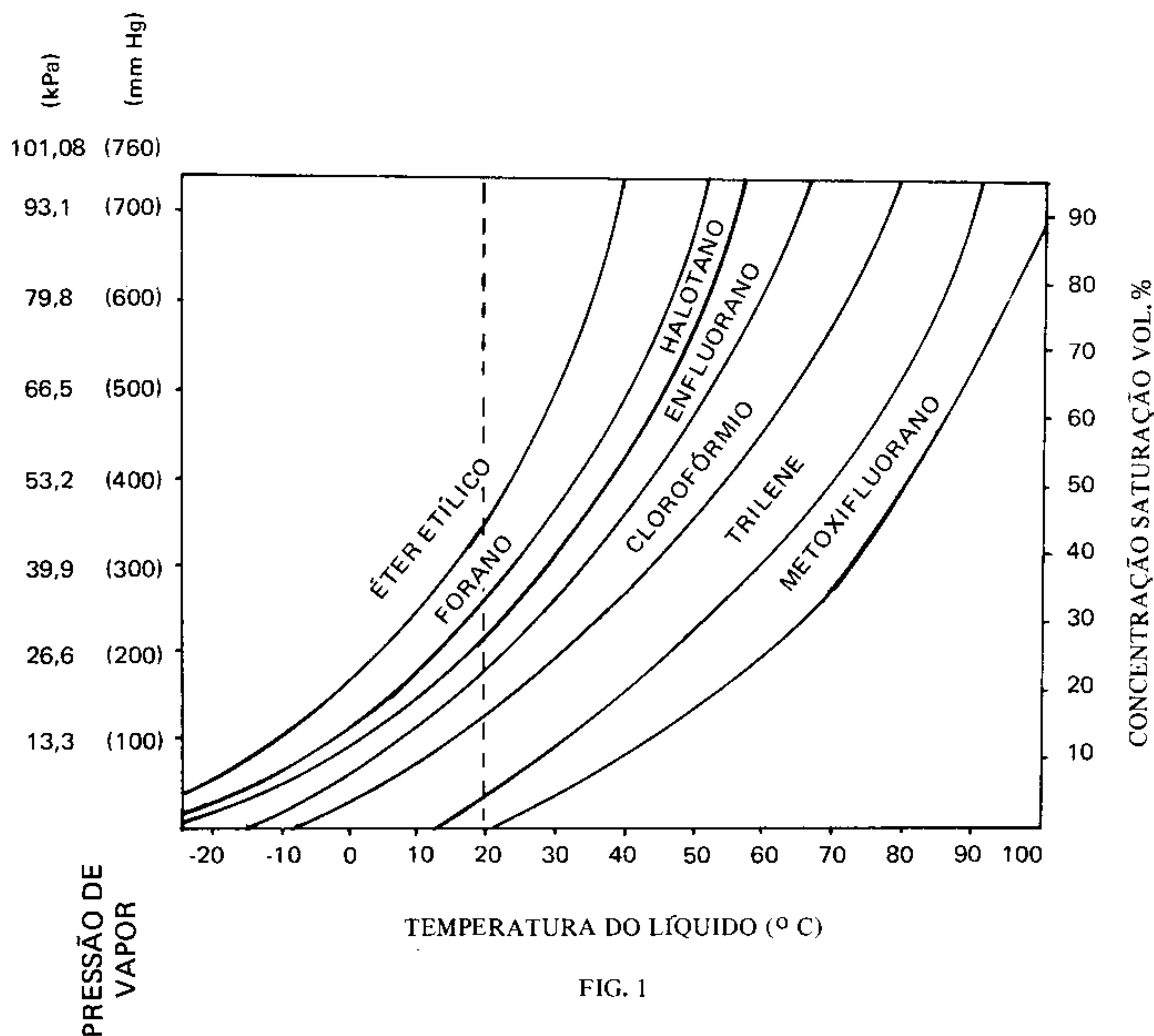


FIG. 1

Curva de pressão de vapor dos anestésicos voláteis

Adaptada de Andriani¹

TABELA I

	P_V		P_E	C_S %	INDUÇÃO %
	kPa	(mm Hg)			
ÉTER ETÍLICO	58,78	(442)	35	58	10 – 40
HALOTANO	32,31	(243)	50	32	1 – 4
METOXIFLUORANO	3,05	(23)	105	3	3
ENFLURANO	23,142	(174)	57	24	3 – 7

P_V – Pressão de vapor a 20°C em kPa (mm Hg).

P_E – Ponto de ebulição (°C).

C_S % – Concentração de saturação.

INDUÇÃO % – Concentração para indução anestésica.

TABELA II

PROPRIEDADES FÍSICAS DE ALGUNS ANESTÉSICOS VOLÁTEIS

ADAPTADA DE ADRIANI, HILL, WYLIE^{1, 5, 8}

	Éter Dietílico	Halo- tano	Cloro- fórmio	Enflu- rano	Forano	Metoxi- fluorano	Tricloro- etileno	Água
Peso molecular	74	197	119	184	184	165	131	18
Ponto Ebulição °C 101,3 kPa (760 mm Hg)	34,6	50,2	61,2	56,5	48,5	104,6	87	100
Pressão Vapor kPa a 20°C (mm Hg)	58,52 (440)	32,3 (243)	21,28 (160)	23,27 (175)	31,78 (239)	3,059 (23)	7,98 (60)	2,32 (17,5)
Densidade do líquido, g/cm ³ 20°C	0,71	1,86	1,5	1,51	1,51	1,42	1,47	1
Densidade do vapor g/l a 20°C	2,55	6,9	4,12	7,54	7,54	6,68	4,53	—
Calor latente de va- porização (cal/g)	87	35	64	42	41	58	58	540

Calor latente de vaporização (cal/cm ³)	62	65	96	63	62	83	85	540
Calor específico do líquido (cal/g) (§)	0,52	0,19	0,23	—	—	0,28	0,22	1
Calor específico do líquido (cal/cm ³)	0,28	0,35	0,35	—	—	0,41	0,32	1
Volume do vapor (ml) produzido por 1 ml do líquido	220	215	275	184	—	192	250	—

(§) Calor específico — É o número de calorias necessárias para elevar em 1°C a temperatura de 1 grama ou 1 cc de uma substância.

b) - Transporte em superfície. Criando-se uma pressão subatmosférica em uma das extremidades do aparelho, o gás é aspirado através dele. Estes aparelhos são inaladores, nos quais a pressão negativa é gerada pela própria ventilação do paciente ou por meios mecânicos. Portanto, é colocado dentro do sistema ventilatório da aparelhagem, o que exige aberturas amplas de modo a oferecer resistência mínima à ventilação.

c) - Fluxo Contínuo de gases. A maioria dos vaporizadores atualmente em uso segue este princípio. O gás passa sobre a superfície do anestésico, carregando-o consigo.

De maneira geral, os fatores que influem na vaporização são representados pela natureza do líquido (pressão do vapor e densidade), temperatura, área de superfície e tempo de contato líquido/gás, os três primeiros já comentados. No entanto, o problema decorrente do esfriamento progressivo do líquido vaporizado ainda é complexo e muito se tem feito na tentativa de contorná-lo. Duas medidas podem ser atualmente adotadas. Primeira, evita-se a queda da temperatura no vaporizador, usando um reservatório de calor, de forma a não ser necessária a mudança contínua dos controles do aparelho durante a anestesia. Segunda, é a adaptação periódica da relação gás transportador/gás diluente, em função das alterações na temperatura.

A primeira das soluções propostas (uso do reservatório de calor) baseia-se no princípio termodinâmico da transferência do calor do reservatório para o líquido em vaporização, à medida em que o calor latente de vaporização se altera. Entre as soluções encontradas incluem-se as seguintes: banho-maria, no qual o vaporizador é colocado dentro de um recipiente metálico contendo água; a temperatura do anestésico vai abaixando, a água cedendo calor, o que evita resfriamento rápido. Alguns vaporizadores aproveitam o calor de cristalização de substâncias como cloreto de cálcio e paradichlorobenzeno, com vantagem de dispor de calor de maneira mais constante do que o banho-maria. Por fim, alguns vaporizadores são

construídos, total ou parcialmente, com metais que conduzem muito bem o calor, retirando-o de estruturas adjacentes e conduzindo-o até a câmara de vaporização.

Todas as soluções acima propostas são paliativas minimizam o problema, sem resolvê-lo em definitivo.

Nos vaporizadores mais modernos, para contornar os mesmos problemas, consegue-se provocar alteração na relação gás transportador/gás diluente em função da mudança de temperatura, de maneira que, quando esta diminui, se aumenta o fluxo que passa pela câmara de vaporização, mantendo a concentração final do anestésico. O controle desta relação pode ser feito manual ou automaticamente. Os sistemas de regulação automática utilizam válvulas com orifícios cujos diâmetros variam em função da temperatura, deixando passar fluxos variáveis para a câmara de vaporização. Estas válvulas são feitas com lâmina bimetálica, constituída por duas fitas de metais diferentes unidas uma à outra e cujos coeficientes de dilatação térmica são diversos. Conforme muda a temperatura do líquido durante a vaporização, a lâmina vai modificando a sua forma e com isto o dispositivo de oclusão se aproxima ou se afasta do orifício da válvula, variando assim o fluxo de gás que passa pela câmara de vaporização.

A superfície de contato entra as fases desempenha papel relevante e alguns artifícios são utilizados para torná-la a maior possível, garantindo um vapor exercendo sempre a pressão de saturação. Tais artifícios são representados por mechas de pano mergulhadas no líquido volátil, paredes internas dos vaporizadores construídas com feltro e pelo borbulhamento. Um fluxo de gás que borbulha dentro do líquido aumenta a superfície de contato e será tanto mais eficiente quanto maior o número de bolhas formadas na unidade tempo, para um determinado líquido. A formação de microbolhas obtidas pelo uso de uma esfera de bronze trançada (Porex) facilita e aumenta o borbulhamento, como acontece no Copper Kettle, Vaporizador Universal de Takaoka e Narcopen. Quanto maior o tempo de contato gás/líquido, mais próximo estará também o ponto de saturação. A altura da coluna de

líquido dentro do vaporizador pode influenciar o tempo de contato nos vaporizadores de borbulha.

Os vaporizadores de borbulha são, regra geral, os menos eficazes, porém apresentam uma vantagem que pode ser importante nos países de baixo poder aquisitivo: com pequenas modificações poderão ser usados mais de um tipo de agente volátil, tornando-se "universais".

Resumindo, um vaporizador, para ser eficiente, deve apresentar alguns requisitos básicos:

- permitir compensações para mudança na temperatura;
- grande interfase gás/líquido;
- amplo tempo de contato gás/líquido;
- um fluxo separado para calibração mais eficiente da concentração.

O "copper-kettle" foi planejado por Morris para permitir uma concentração conhecida de vapores anestésicos na temperatura da sala cirúrgica; absorve o calor da sala regularizando a vaporização do líquido anestésico. Com fluxos baixos (0,5 a 1 litro/min) funciona bem, porém, com fluxos de 2 a 8 litros/minuto, não consegue manter a temperatura do líquido e a vaporização diminui. O seguinte cálculo é aplicável a qualquer agente vaporizador no "copper-kettle" (ou similares, "vapor-kettle", "vernitrol"). Suponhamos que uma mistura contendo 1,5% de halotano seja desejada num fluxo de 5 litros/min, pressão atmosférica de 101,08 kPa (760 mm Hg) e temperatura de 20°C (pressão de vapor de 32,319 kPa (243 mm Hg)). Devemos calcular qual o fluxo de oxigênio que deve passar pelo vaporizador, ou seja, o fluxo de borbulhamento.

Se 100 ml da mistura têm 1,5 ml
5000 ml terão X ml

X = 75 ml de vapor de halotano

Através da aplicação da Lei de Dalton, obtem-se a porcentagem em volume:

$$\% \text{ volume} = \frac{32,319 \times 101,08}{100} = 32\%$$

Se 32% é halotano, a diferença 100-32,68% corresponde ao oxigênio. Portanto, se a relação oxigênio/halotano é aproximadamente 2/1 (ou seja, 67,32/32,68) e se 75 ml são de vapor de halotano, deverão passar pelo vaporizador 150 ml de oxigênio. Nestas condições o fluxo de gases diluentes será 5000 - (150 + 75) = 4775 ml

Fórmula Geral:

$$F = FO_2 \cdot \frac{P_V}{P_{atm} - P_V} \cdot \frac{100}{C_V}$$

P_V = pressão da vapor do anestésico para uma dada temperatura

P_{atm} = pressão atmosférica local

FO_2 = fluxo de borbulhamento em ml/min

F = fluxo total = fluxo de borbulhamento +
fluxo diluente +
fluxo de vapor anestésico

Este cálculo pode ser aplicado para todo vaporizador em que o fluxo de borbulhamento é o próprio fluxo que passa pelo vaporizador. Nos casos em que o fluxo de borbulhamento é uma fração do fluxo diluente (vaporizador universal de Takaoka) e pode ser variado pela abertura da válvula de agulha, a concentração de saída no vaporizador só pode ser determinada com o auxílio de régua de cálculo. A construção desta régua leva em consideração o consumo de anestésico na unidade de tempo, fundamentando-se na pressão de vapor do anestésico e na quantidade de vapor produzida por 1 ml do anestésico líquido. Como exemplo, para o éter, temos:

$$\begin{aligned} \text{densidade} &= 0,719 \\ \text{peso molecular} &= 74 \\ \text{massa} &= 0,719 \cdot 1 = 0,719 \text{ g} \end{aligned}$$

Se 74 g ocupam 22,4 litros ou 22 400 ml
0,710 g ocupam X

X = 227 ml, quantidade de vapor produzida por 1 ml éter líquido, nas condições normais de temperatura e pressão

A análise das concentrações anestésicas, conforme a colocação do vaporizador no sistema de anestesia, foi feita por Mapleson, Mushin e Gallon. Quando o vaporizador é usado num sistema sem reinalação, a concentração do anestésico é conhecida, sendo semelhante à que sai do vaporizador durante todo o tempo. Entretanto, em sistemas com reinalação, outros fatores influenciam. De acordo com sua colocação no sistema, os vaporizadores podem ser divididos em dois grupos:

a) Vaporizador fora do sistema

Colocado na linha dos gases frescos de admissão ao sistema, pode ser usado tanto com o método de vai - e - vem, como com o circular;

b) Vaporizador dentro do sistema

O método de preferência é o circular: tanto o gás inspirado como o expirado podem passar dentro do vaporizador. O rendimento, além de depender do fluxo de gases que vai ao paciente, é influenciado também pela posição de colocação na parte ins ou expiratória do sistema. Quando é colocado na parte expiratória, o rendimento aumenta, pois os gases que passam sobre a superfície do líquido estão aquecidos.

Influenciam as concentrações obtidas pelos vaporizadores e as concentrações inspiradas e alveolares em quaisquer condições, os seguintes fatores:

concentração no vaporizador dentro do sistema
fluxo de admissão de gases frescos
ventilação pulmonar
fluxo de vaporização (vaporizador fora do sistema)
consumo de oxigênio e anestésico, pelo paciente.

Em 1962, foi descrita a influência da pressão positiva intermitente sobre o rendimento dos vaporizadores colocados fora do sistema e perfundidos com fluxos baixos de gases⁵. Tal influência recebeu o nome de "efeito bomba": a pressão de insuflação é transmitida ao vaporizador e o volume de gases aumentado recolhe mais vapor anestésico; na fase expiratória, os vapores contidos na câmara do vaporizador se juntam ao gás diluente pela via normal e pela via de entrada da câmara. Este adicional aumento de gases acarreta elevação da concentração na saída do vaporizador. Por exemplo, encontrou-se concentração de halotano de 4,1% (quando o dial do Fluotec MK indicava 3%) ao se usar fluxo de 500ml no vaporizador e regime de ventilação com pressão positiva intermitente, com frequência de 10 incursões por minuto e pressão de insuflação de 1,962 kPa (20 cm H₂O).

Para abolir ou diminuir este fenômeno, recomenda-se o uso de uma câmara de vaporização pressurizada, com pressão acima da insuflação⁷. O vaporizador universal de Takaoka possui uma válvula que equilibra a pressão e como tem um orifício de saída com resistência elevada, há boa compensação em fluxo alto⁵. Uma válvula unidirecional de mola também pode ser utilizada, de modo que a pressão retrógrada não penetre na câmara de vaporização (vaporizadores universais da Oftec).

Vaporização sob condições hiper e hipobáricas

A pressão de vapor de um agente anestésico é função somente da temperatura do líquido. Já vimos que para o halotano é 32,319 kPa (243 mm Hg) a 20°C, dando uma concentração de saturação de 32%. Quando a pressão é aumentada para duas atmosferas, a concentração passa para 16%. Embora a concentração seja a metade, a massa liberada por minuto permanece sensivelmente constante, desde que a densidade do vapor duplicou e a tensão permaneceu a mesma.

Portanto, quase nenhuma diferença clínica deve ser esperada quando se utilizam vaporizadores em salas hiperbáricas. Considerações semelhantes, mas inversas, encontram-se nas condições hipobáricas das grandes altitudes.

NEBULIZAÇÃO

É o fenômeno pelo qual produz-se névoa, ou seja, a suspensão das partículas líquidas em um gás, fazendo o líquido chocar-se contra um anteparo. As gotículas resultantes deste choque possuem tamanhos variados, podendo ser incorporadas ao ar inspirado por um paciente e ter finalidade terapêutica. São os aerossóis. Na atmosfera em que vivemos, as partículas de aerossóis situam-se entre 0,005 e 50 micra de diâmetro. Em clínica, o limite de diâmetro de maior importância está entre 1 e 3 micra.

Há acordo geral que a terapia por aerossóis é uma forma útil e, como resultado, esta modalidade tem sido amplamente usada nos processos patológicos pulmonares. Os locais de deposição das partículas variam com o seu tamanho e com o regime de ventilação pulmonar. A pro-

fundidade da penetração dentro do trato respiratório aumenta à medida que o diâmetro da partícula diminui. O quadro abaixo ilustra a deposição das partículas de aerossóis na árvore traqueobrônquica, de acordo com os diâmetros:

Traquéia	60 micra
Brônquios	20-60 micra
Bronquíolos	3-20 micra
Alvéolos	1-3 micra

Os nebulizadores usados rotineiramente em clínica ou terapia intensiva podem ser classificados em:

a) Nebulizadores de Reservatório Pequeno

São aqueles com capacidade máxima para 10 ml, usados por período limitado, o suficiente para a administração de aerossóis medicamentosos. Consistem em um recipiente para o líquido, uma armação que incorpora um jato de gás nebulizador, um tubo capilar que capta o líquido e, finalmente, um anteparo que regula o tamanho da partícula. O jato de gás produz um gradiente de pressão ao nível do orifício superior do tubo capilar e, desde que a superfície do reservatório está sujeita à pressão atmosférica, o líquido é forçado para cima dentro do tubo capilar. A ação de sucção resultante do jato puxa o líquido, que é arremessado contra o anteparo em forma de bola, produzindo gotículas de vários tamanhos.

b) Nebulizadores de Reservatório Grande

Basicamente, o princípio de funcionamento é o mesmo descrito acima. A diferença entre ambos é que estes são dotados de um grande reservatório para o líquido a ser nebulizado, geralmente água destilada, sendo projetados para uso prolongado, em anestesia e assistência ventilatória. O aumento da deposição de partículas ocorre com o aumento do volume corrente e diminuição da frequência ventilatória e os efeitos de ambos são, usualmente, aditivos. Então, um padrão ventilatório constituído por ventilação lenta e profunda é o ideal para a penetração e deposição dos aerossóis nos bronquíolos e alvéolos.

c) Nebulizadores Ultra Sônicos

Construídos com dois componentes, uma unidade de potência e outra nebulizadora. A unidade de potência utiliza corrente alternada padrão, converte a corrente em frequências ultra-elevadas que são transmitidas ao compartimento onde a energia acústica é concentrada em um transdutor piezoelétrico em forma de um pequeno disco de cerâmica. Com a solução sobre a sua superfície côncava, a vibração do disco é transmitida à solução, fragmentando-a em partículas de vários tamanhos.

A terapia por aerossóis, como uma modalidade específica de cuidados respiratórios, atingiu uma nova era com a introdução dos nebulizadores ultra-sônicos, há alguns anos. Comparando-se com os nebulizadores operados pneumaticamente em relação às três características mais importantes da névoa formada, as conclusões são as seguintes:

Rendimento - Enquanto o rendimento máximo dos pneumáticos em fluxo de 40 l/min atinge somente 0,5 ml de água por minuto, o rendimento dos ultra-sônicos é muito maior, da ordem de até 6 ml por minuto.

Densidade das partículas - É cerca de 20 vezes maior nos ultra-sônicos, pois a quantidade do gás transportado é muito menor.

Tamanho das partículas - Nos nebulizadores pneumáticos há diferentes faixas de tamanho das partículas, na dependência dos vários tipos de orifícios e anteparos, e diferentes pressões de operações. Nos ultra-sônicos, as partículas são mais homogêneas.

UMIDIFICAÇÃO

Enquanto na nebulização o objetivo é conseguir um número máximo de partículas com um tamanho específico, a umidificação se caracteriza por obter uma quantidade máxima de água na forma de vapor, com conteúdo mínimo de partículas de água. O conteúdo de água do ar é denominado umidade absoluta. Umidade relativa é a umidade do ar parcialmente seco comparada àquela do ar saturado, na mesma temperatura. Os dispositivos usados para aumentar o conteúdo de vapor d'água são conhecidos como umidificadores. Por outro lado, os usados para produzir os aerossóis são os nebulizadores. Há, contudo, alguns dispositivos disponíveis capazes de desempenhar as duas funções.

Os principais tipos de umidificadores são os seguintes:

a) Umidificadores de Superfície

Empregam o princípio de aumentar o conteúdo de vapor de água do gás a ser inspirado, fazendo-o passar sobre uma grande superfície de água a uma baixa velocidade. É o tipo mais simples, fornecendo umidade na faixa de 30 a 35% da umidade corporal. Durante este processo, a água sofre um resfriamento de até 13°C, o que acarreta uma diminuição maior do grau de umidade.

b) Umidificadores de Borbulha

O gás a ser inspirado é borbulhado dentro da água à semelhança dos vaporizadores de bolhas.

O aumento da superfície gás/líquido intensifica a evaporação, o que os torna mais eficazes que os umidificadores de superfície. No chamado umidificador de cascata, provido de um aquecedor, o gás penetra por um tubo vertical, através de uma válvula unidirecional e deprime a superfície aquosa abaixo do tubo, forçando a água contra uma rede de pequenos furos. A resultante agitação cria uma espuma que provoca uma enorme área de interface, ensejando evaporação rápida e intensa. A temperatura da água no umidificador pode ser aumentada por meio de aquecedor incorporado ao sistema, de modo a garantir 100% de saturação do gás na temperatura desejada.

Cagnolati C A – Física para o anestesiolegista. *Rev Bras Anest* 30: 5: 363 - 371, 1980

The most important principles of physics applied to anaesthesia are reviewed, with special reference to vaporization.

Key-Words: PHYSIC: gas' laws, vapour, vaporization, vaporizer

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adriani J – Chemistry and Physics of Anaesthesia, 2nd ed, Springfield, Charles C Thomas, 1962.
2. Collins V J – Princípios de Anestesiologia, 2.^a ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1978.
3. Dorsh J A L, SE – Understanding Anaesthesia Equipment Baltimore, The Williams & Wilkins Company, 1979.
4. Gray T C, Nunn J F, Utting J E – General Anaesthesia-fourth edition, London, Butterworks, 1979.
5. Hill D W – Physics Applied to Anaesthesia, London, Butterworks Co, 1976.
6. Scurr C, Feldman S (editors) – Scientific Foundations of Anaesthesia, London, W Heinemann Books Ltd, 1970.
7. Takaoka K – Vaporizador Universal de Takaoka. *Rev Bras Anest* 15: 18 – 24, 1965.
8. Wylie W D, Churchill-Davidson H C – Anestesiologia, 3.^a ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1974.
9. Yong J A, Crocker D – Principles and Practice of Respiratory Therapy, Chicago, Year Book Med Publ, Inc, 1977.

EXCREÇÃO DE HORMÔNIO ANTIDIURÉTICO DURANTE VENTILAÇÃO ARTIFICIAL NO HOMEM

Observam-se com frequência retenção de líquidos e diminuição do débito urinário em pacientes mantidos sob ventilação artificial prolongada. Foram sugeridos dois mecanismos para o fenômeno: liberação de hormônio antidiurético e alterações da função renal.

Os autores observaram a excreção de hormônio antidiurético bem como as funções cardiovasculares e renal, em oito pacientes com traumas torácicos mantidos sob ventilação controlada prolongada, em quatro condições:

- 1 Ventilação com pressão positiva contínua (VPPC).*
- 2 Ventilação com pressão positiva intermitente (VPPI).*
- 3 Ventilação espontânea com pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP).*
- 4 Ventilação espontânea*

Cada uma destas condições foi mantida por 6 - 8 dias.

A excreção de hormônio antidiurético foi significativamente elevada durante VPPC, em relação às três outras condições. A depuração da água livre foi significativamente mais negativa durante ventilação controlada do que durante ventilação espontânea, do que resultaram retenção de fluidos e balanço hídrico negativo durante ventilação controlada.

Débito cardíaco, pressão venosa central e pressão arterial média não apresentaram diferenças significativas nas quatro condições.

Os autores concluem que a excreção de hormônio antidiurético está aumentada durante ventilação controlada com pressão positiva contínua e isto pode constituir um possível mecanismo para a retenção hídrica observada durante este tipo de ventilação.

(Hemmer M , Viquerat C E , Suter P M , Vallotton M B – Urinary antidiuretic hormone excretion during mechanical ventilation and weaning in man. Anesthesiology 52:395 - 400, 1980).

COMENTÁRIO: *É sabido que a ventilação controlada com pressão positiva impõe obstáculo ao retorno venoso, elevando a pressão de átrio direito e diminuindo o débito cardíaco. Um dos mecanismos compensatórios desenvolvidos pelo organismo é o aumento do volume circulante, às custas de mobilização de sangue da circulação pulmonar e de retenção de líquido. Parece que o débito elevado de hormônio antidiurético desempenha portanto algum papel neste mecanismo compensatório. (Nocite J R)*