

## VAPORIZADORES

### Conceitos sobre sua mecânica e funcionamento

DR. HECTOR RODRIGUEZ GAMIO (\*)

São apresentados de maneira sucinta, os princípios do funcionamento dos vaporizadores, detalhando-se as principais características mecânicas, daqueles mais utilizados em nosso meio.

### GENERALIDADES

Um líquido volátil, como são a maior parte dos anestésicos que usamos, quando colocado em recipiente fechado, forma vapor, termo este reservado para designar o estado gasoso de uma substância que é à temperatura e pressão ambiental 'esta sob a forma líquida (1). A evaporação de um líquido volátil, em um recipiente fechado, cessa quando a concentração do vapor atinge um determinado teor em relação a temperatura ambiente. Atingido este estado de equilíbrio, evaporam-se apenas tantas moléculas, quantas voltam ao estado líquido, criando-se uma pressão exercida pelas moléculas de vapor, sobre as paredes do recipiente que as contém, e a qual chama-se de *pressão de vapor saturado*, que é própria de cada líquido em particular (2). Quando a temperatura de um líquido aumenta, há também um aumento da concentração e da pressão do vapor no recipiente, e vice-versa (3) (fig. 1, 2).

No processo de vaporização, há um consumo de energia dirigida a vencer a tendência natural de coesão das moléculas do líquido (2). Este gasto de energia, *calor latente de evaporação*, se faz as custas de uma fonte externa de calor, ou do

(\*) Residente em Anestesiologia, do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina de Montevideo — Uruguay — Serviço do Prof. Dr. Antonio Cañellas.

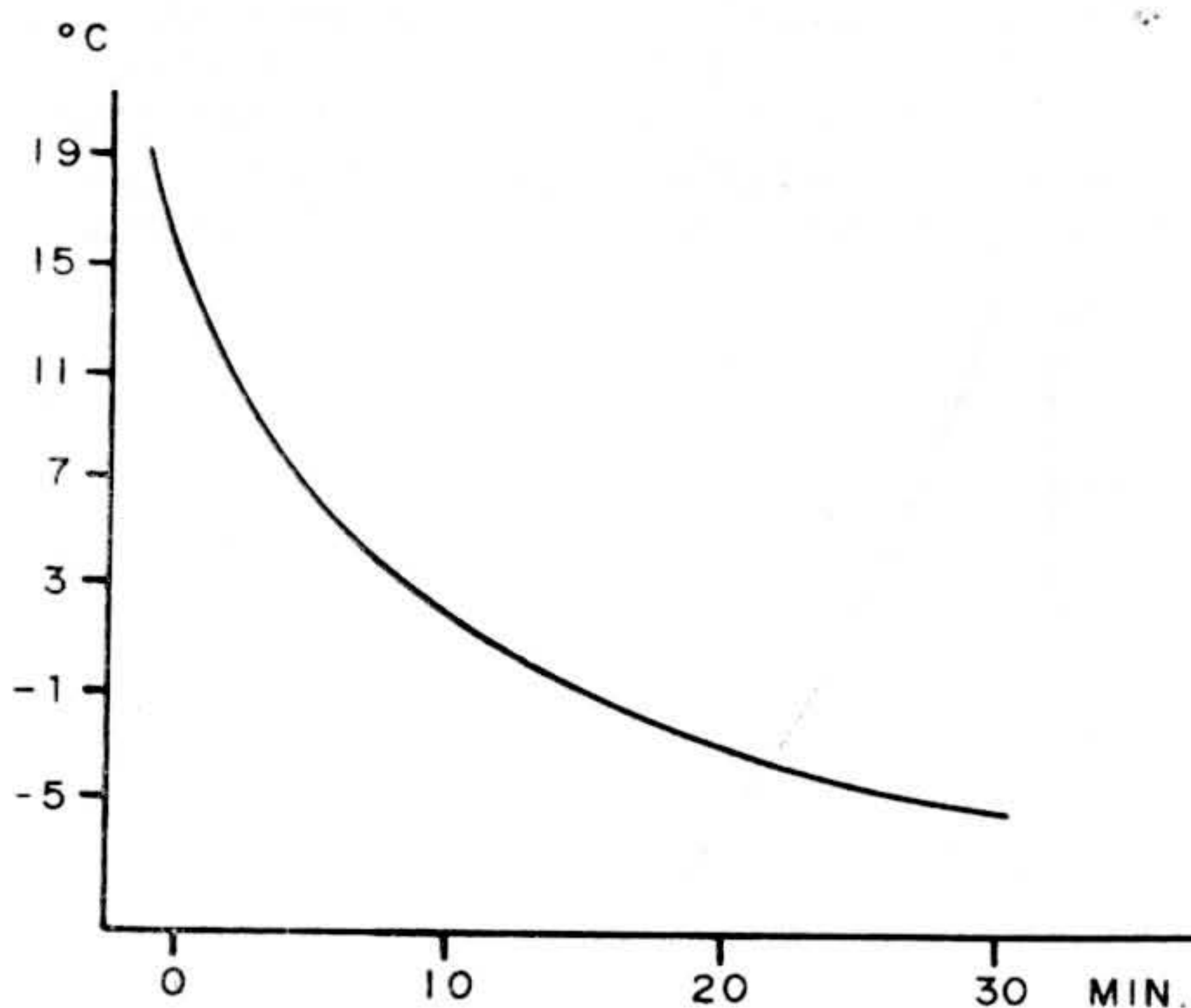


FIGURA 1

Faz-se passar um fluxo de 8L/min, de oxigênio através de um vaporizador tipo "Boyle" que contém 180 ml de éter. O gráfico mostra nas ordenadas a queda de temperatura, em relação ao tempo registrado nas abcissas (3).

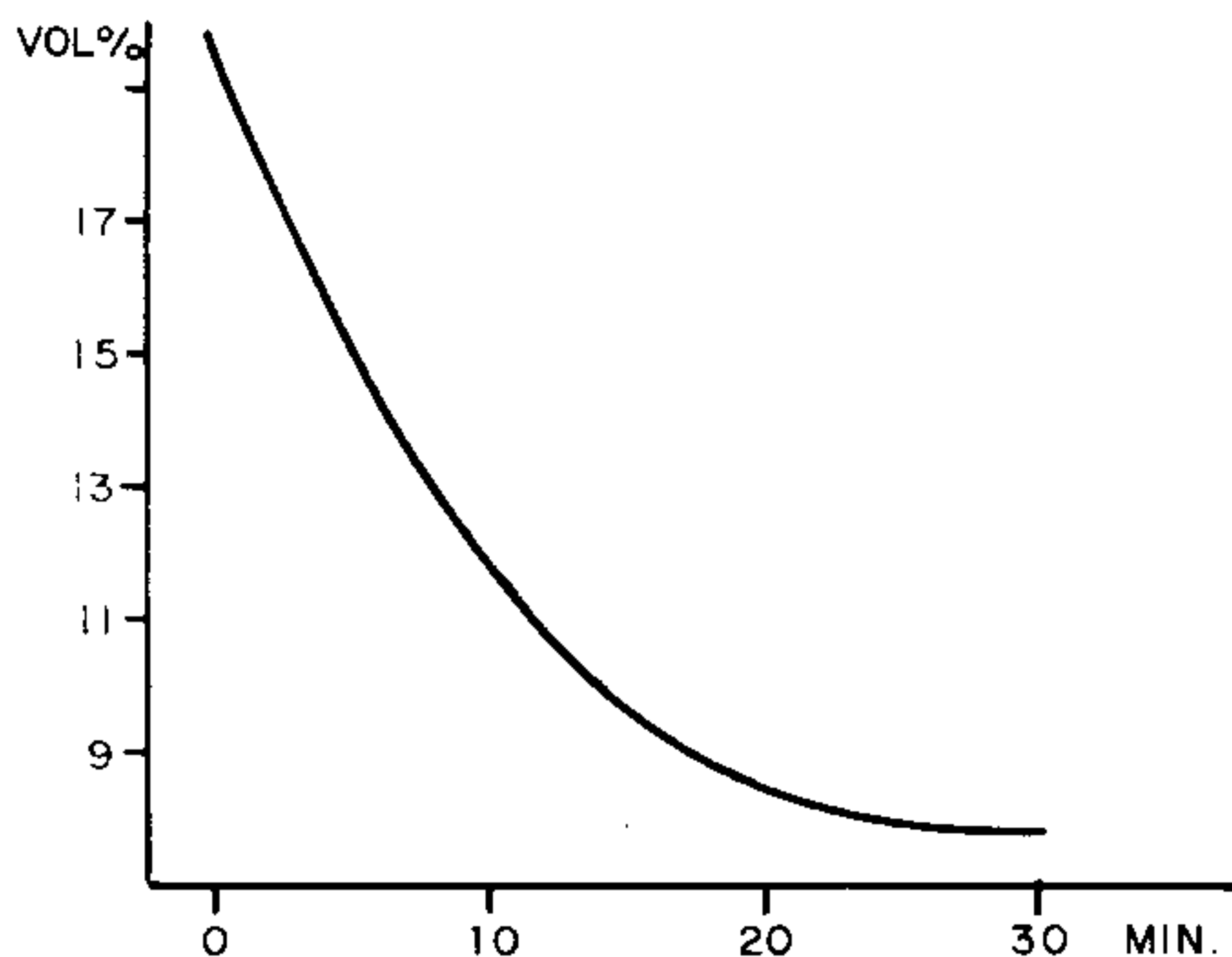
próprio líquido. Define-se como calor latente de evaporação, a quantidade de calor necessária para que um (1) grama de substância líquida passe ao estado de vapor, sem haver alteração na temperatura (4). Exemplificando, necessitam-se 540 calorias para que um grama de água se transforme em vapor, sem modificar a temperatura. Este dado é bastante discutido por outros autores (2, 2-a, 4). É interessante assinalar que o calor latente de evaporação da água é maior que o de qualquer outro líquido.

#### PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO DOS VAPORIZADORES

Denominam-se *vaporizadores* os aparelhos destinados a provocar ou facilitar a evaporação dos agentes anestésicos, com a finalidade de conseguir concentrações capazes de serem utilizadas clinicamente. A pressão de vapor saturado dos anestésicos voláteis à temperatura ambiente é, as vezes, maior que a necessária para produzir anestesia (5). Daí a finalidade principal de um vaporizador, ser a de diluir o vapor saturado de um líquido volátil em outro gás, de modo a obter-se uma mistura com a concentração desejada, do líquido volátil.

AR-1698

A maioria dos vaporizadores possui uma câmara de vaporização, por onde passa um fluxo de gás, proveniente da própria respiração ou do aparelho de anestesia, e que leva o vapor anestésico do paciente. O fluxo que passa pela câmara de vaporização, antes de ser inalado, quase sempre se mistura



TEMPO (MIN.)	0,5	1	2	3	4	6	8
ETER (VOL%)	18	15,5	14	12,5	11,5	10	9

FIGURA 2

O gráfico superior correspondente a experiência da fig. 1 mostrando a diminuição da concentração (ordenadas) em função do tempo (abscissas). A tabela inferior mostra os dados obtidos em experiência similar (3).

com outro fluxo livre de vapor anestésico. Ao primeiro denominamos gás transportador e ao segundo gás de diluição (6).

Genericamente designamos por gás, o fluxo que chega ao vaporizador, seja este ar, ar enriquecido com oxigênio, oxigênio puro ou em mistura com  $N_2O$ .

A concentração do anestésico que chega ao paciente, pode ser controlada de duas formas: determinando a quantidade de líquido vaporizado em um minuto, ou regulando a proporção entre o fluxo de gás transportador e o de gás de diluição. Analizaremos em particular este último método.

Pode-se fazer com que um gás atravesse um vaporizador por uma das seguintes maneiras: I) Desenvolvendo uma pres-

são positiva na proximidade do aparelho, de forma a deslocar o gás em sua direção. Este tipo de vaporizador é denominado "plenum" (7). II) Criando uma pressão negativa na outra extremidade do aparelho, de modo que o gás seja aspirado através dele. São os vaporizadores do tipo "Draw over" ou "inaladores", nos quais a pressão negativa é gerada pela respiração do paciente ou por meios mecânicos. Exemplos deste tipo de vaporizadores são, os outrora populares, "Emo", para éter e tricloroetileno (3, 5, 7).

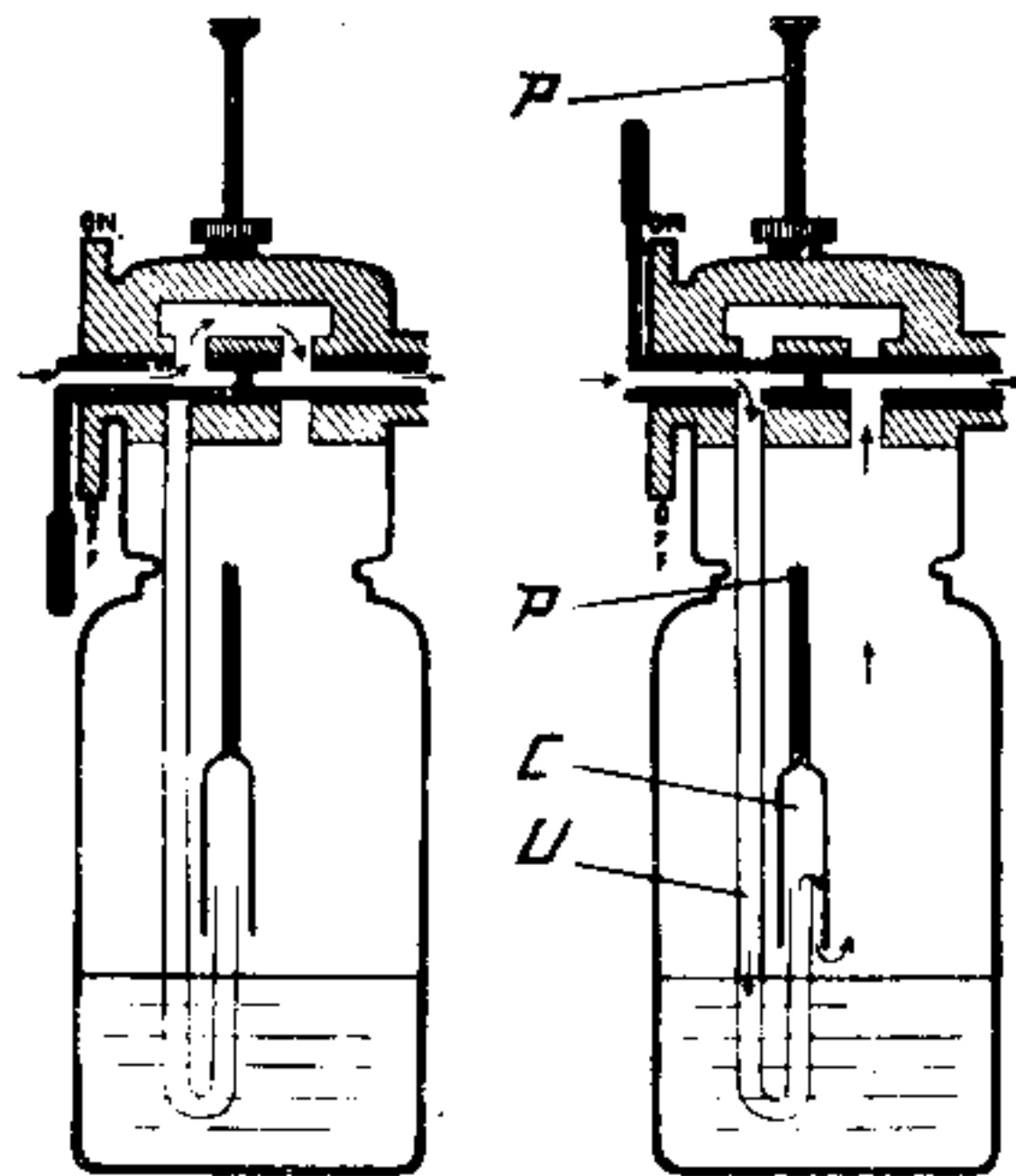


FIGURA 3

Esquema de um vaporizador "Boyle" para éter — a passagem direta dos gases que vem dos fluxômetros é impedida por um septo situado entre os dois orifícios do tubo ligado a alavanca giratória, quando esta está na posição "OFF". Quando na posição "ON" os gases passam pela câmara de vaporização. Entre um e outro extremo pode-se conseguir posições intermediárias (8).

O vaporizador inglês "Boyle", tipo "plenum" é um dos mais antigos e simples (8) (fig. 3, 4). Foi desenhado originalmente para éter e logo depois modificado para tricloroetileno e halotano. Nele o anestésico é depositado em um recipiente de vidro. O gás passa pela câmara de vaporização, através de um sistema de "By Pass" controlado por uma alavanca giratória. O grau de saturação da mistura que sai da câmara de vaporização, depende da velocidade do fluxo. Para controlar esta variante, o aparelho é provido de uma campânula que pode ser aproximada ou afastada da superfície de vaporização e que orienta o fluxo do gás, permitindo o borbulhamento de mesmo, na medida que é aproximada da superfície

líquida. Este artifício não é satisfatório, pois requer dois controles para o uso do aparelho. Por outro lado, conforme foi visto nas considerações preliminares, ao vaporizar o agente anestésico, há diminuição do calor latente e da temperatura das paredes do vaporizador, com conseqüente queda da temperatura do éter e diminuição da pressão de saturação do

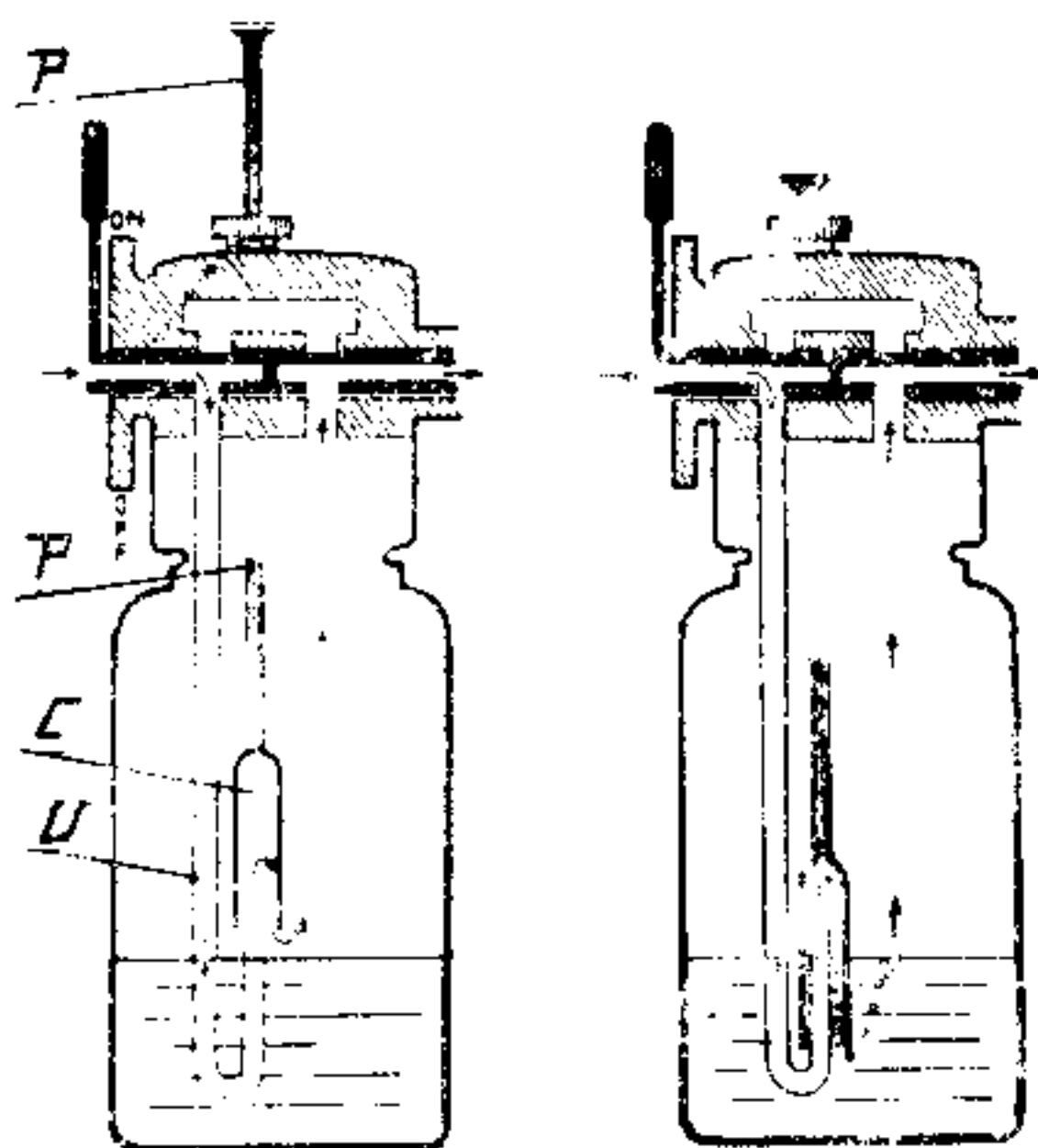


FIGURA 4

Esquema de um vaporizador "Boyle" para éter — a medida que desce a campânula (c) através da alavanca (a) os gases que vem pelo tubo (U) aproximam-se cada vez mais do líquido, podendo até borbulhar nele, aumentando assim a concentração do anestésico, que vai ao paciente (8).

vapor (fig. 1, 2, 3, 4) o que provocará uma queda na concentração final do vapor, a menos que se reajuste continuamente os controles do vaporizador.

#### CARACTERES ESTRUTURAIS DE ALGUNS VAPORIZADORES

Nos vaporizadores modernos tem sido introduzidas modificações, sempre no intuito de contornar as inconveniências da dependência da velocidade do fluxo e das alterações da temperatura.

Inicialmente, consideraremos o problema da dependência da velocidade do fluxo, que pode ser controlado se fizermos com que a totalidade do gás que sai da câmara de vaporização esteja saturado, com qualquer que seja a velocidade do fluxo. Isto é possível quando há uma superfície grande de vaporização, que pode ser conseguida com o uso de hastes metálicas,

ou de outro material, colocadas na câmara de vaporização, com uma de suas extremidades submersas no líquido volátil e a outra por cima do mesmo (3, 8) (fig. 5). O líquido sobe pelas hastes por capilaridade, aumentando a superfície de vaporização (fig. 5). Os vaporizadores "Fluotec", "Dräger" e "Takaoka Mod. 1200", entre outros, pertencem a este grupo.

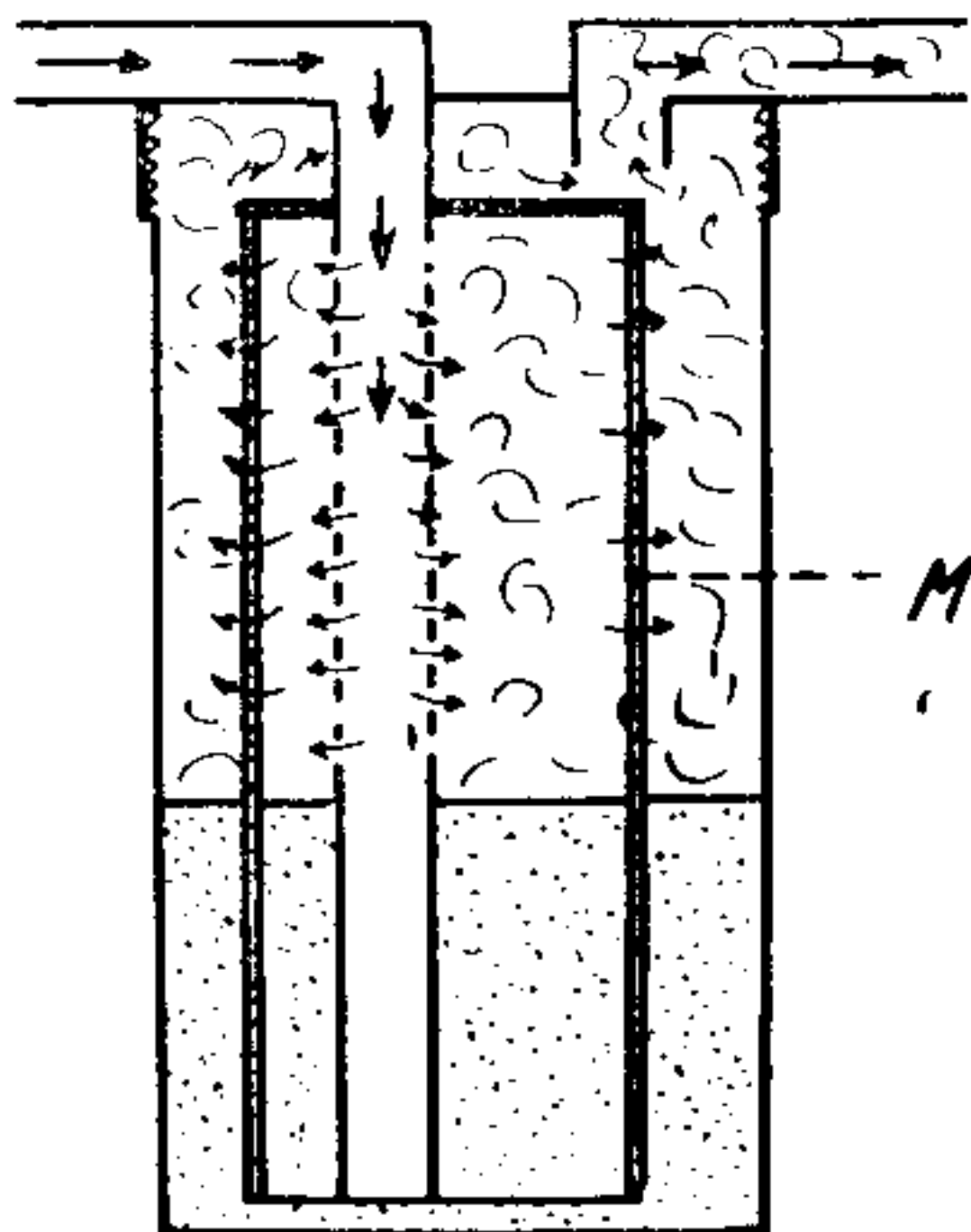


FIGURA 5

O esquema mostra a ação das mechas. Estas estão montadas em marco de metal. Os gases passam sobre a superfície de vaporização. A extensão e espessura das mechas é escolhida de acordo com a capacidade de evaporação do agente (10).

Outro artifício utilizado para melhorar o rendimento de um vaporizador consiste em fazer com que o gás transportador borbulhe no líquido volátil, enriquecido para tal, de um disco poroso, de metal ou de vidro instalado no fundo da câmara. As bolhas formadas aumentam a superfície de vaporização porque ampliam a interfase gás-líquido. Quanto mais finas as bolhas maior será a superfície de vaporização.

Os vaporizadores de bolhas, são em regra geral, os menos eficazes (10). A quantidade de vapor formado varia na dependência de fatores como: 1) alterações da temperatura do líquido durante a vaporização; 2) tamanho e número das bolhas; 3) velocidade do fluxo do gás transportador; 4) temperatura do mesmo e 5) profundidade da coluna líquida através da qual se processa o borbulhamento. Este último fator é de grande importância pois determina, em grande parte, a duração do contato entre as bolhas e o líquido (10).

Entretanto, estes vaporizadores tem uma vantagem, que pode ser importante em países de baixo poder econômico como o nosso, pois com pequenas modificações (principalmente no tamanho do recipiente) poderão vaporizar mais de um tipo de agente anestésico, tornando-se "universais".

O contato das bolhas com o líquido é de curta duração, permitindo que apenas uma fração da capacidade do vapor passe à bolha. Aumentando o volume do gás que passa pela câmara de vaporização, aumenta-se a quantidade de

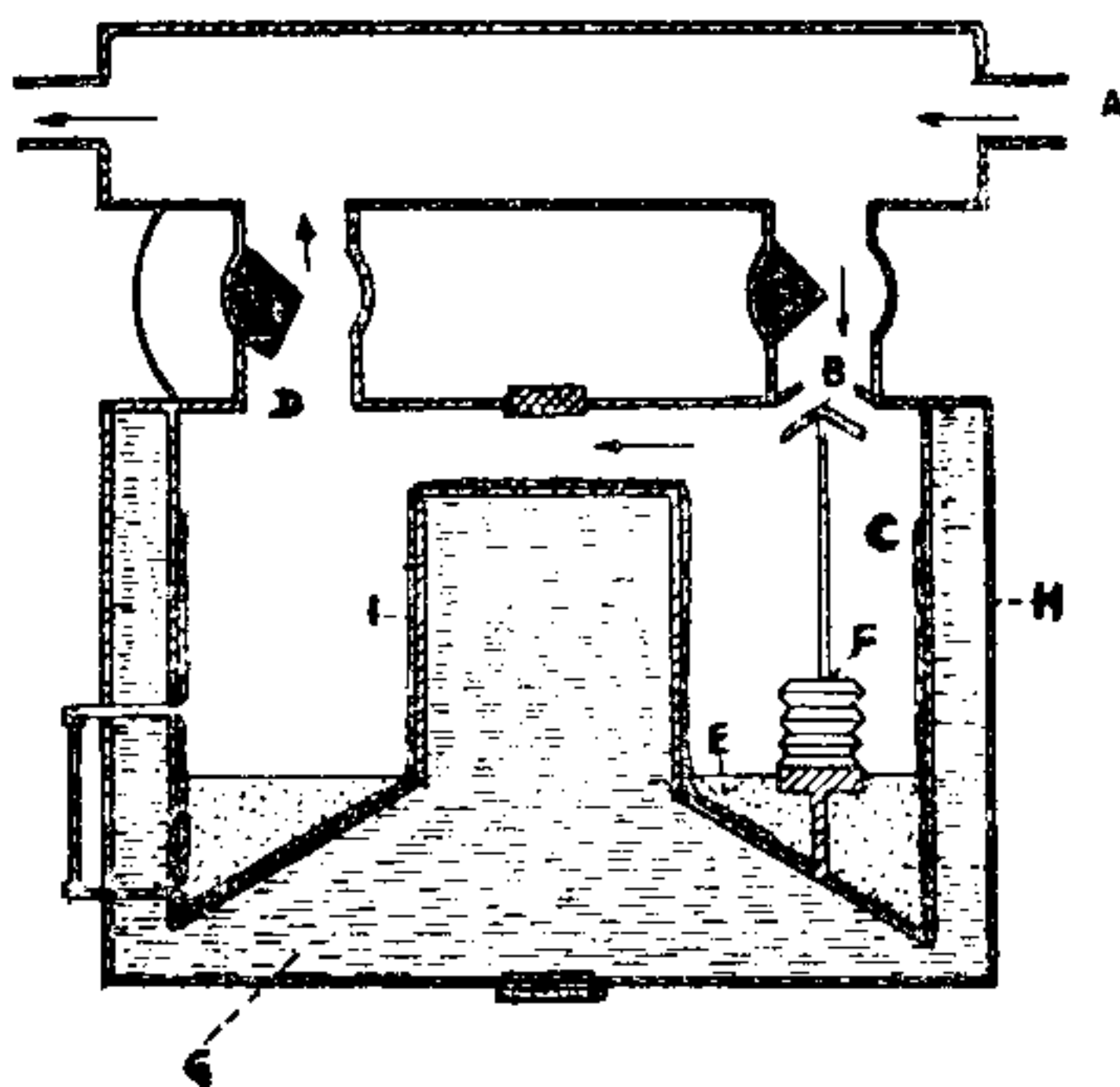


FIGURA 6

Esquema do funcionamento do vaporizador "EMO" — o ar entra por (A) e passa em parte à câmara, (C) pela abertura (B). A vaporização, esfria o líquido (E) provocando a contração ou expansão do fole (F), regulando desta maneira a abertura (B). O banho de água (G), garante o fornecimento de calor. O recipiente metálico (H), está coberto interiormente por mechas (I) com a finalidade de aumentar a superfície de vaporização (10).

vapor transportado (concentração da mistura) até um ponto crítico além do qual, começa a diminuir a concentração do vapor. Portanto, com altas velocidades de fluxo, a concentração de vapor obtida poderá ser menos que a alcançada com fluxos de baixa velocidade, especialmente quando já decorrido algum tempo de uso do aparelho, e o líquido da câmara tenha diminuído sua temperatura. Mesmo quando não há mudanças na quantidade total administrada por vaporização, a concentração obtida poderá ser menor com fluxos de velocidade elevada, devido a diluição que a mistura sofrerá.

A problemática decorrente da queda de temperatura é um pouco mais complexa. São duas as medidas adotadas na tentativa de solucioná-la. Primeiramente, evitando a queda da temperatura no vaporizador, usando para tal um reservatório de calor, de forma que não seja necessária a mudança contínua dos controles do aparelho, durante a anestesia. A outra maneira seria adaptando periodicamente a relação gás transportador — gás de diluição, em função das alterações da temperatura.

A primeira das soluções propostas, uso do reservatório de calor, baseia-se no princípio termodinâmico da transferência de calor, que se faz do reservatório, para o líquido em vaporização, conforme vai caindo o calor latente de vaporização. A tentativa mais antiga é a do “banho de água” colocada em torno da câmara de vaporização do “Boyle”, vaporizador para éter que pode ser submerso parcialmente dentro de um recipiente metálico, adaptado com esta finalidade, donde se coloca água à temperatura ambiente. Conforme se processa a vaporização do éter, seu calor latente diminui e há transferência de calor partindo do banho de água, cujo alto calor específico permite ceder o máximo de calor para determinada queda de temperatura. Entretanto, este sistema só amortece a velocidade com que cai a temperatura, pois o calor latente continua a diminuir, a medida que se processa a vaporização. Por outro lado, verifica-se sempre uma diferença de temperatura entre o éter contido na câmara e o banho de água, devido a má condução de calor pelo vidro que contém o anestésico. Os vaporizadores “Emo” para éter e “Emotrill” para tricloroetileno são também exemplos em que se usa este sistema diferenciando-se do vaporizador “Boyle”, porque o recipiente de vaporização é metálico permitindo uma condução de calor mais eficaz.

O calor latente da cristalização de substâncias como o cloreto de cálcio ( $\text{CaCl}_2$ ) ou o paradiclorobenzeno, também tem sido utilizado para impedir a queda da temperatura na câmara de vaporização. Este método tem a vantagem teórica de dispor de calor a uma temperatura constante, e em maior quantidade em relação a uma determinada massa de substância.

O vaporizador “Oxford” para éter, aproveita o calor latente da cristalização do cloreto de cálcio ( $\text{CaCl}_2$ ), utilizando para tal três recipientes, colocados uns dentro dos outros. O interno contém o éter a ser vaporizado, o do meio contém cristais de  $\text{CaCl}_2$ , e o externo serve para colocar água quente ao iniciar uma anestesia. Esta última faz derreter o  $\text{CaCl}_2$  gerando calor, capaz de compensar a diminuição do calor



latente decorrente da vaporização do éter, evitando assim a queda da temperatura (10, 11).

Outra tentativa para conseguir este objetivo, foi a de acoplar os vaporizadores a uma fonte de calor, através de um bom condutor térmico tipo cobre, que graças a sua capacidade de armazenamento e alta condutibilidade, permite a captação de calor das estruturas adjacentes. Este método é usado no "Vapor" da Dräger e no "Cooper Kettle", que em contato direto com a mesa do aparelho de anestesia, que também pode ser de cobre, possibilitam a captação de calor do mesmo, conduzindo-o até a câmara de vaporização (5,10).

Todos os sistemas comentados e outros não mencionados, apresentam soluções paliativas, minimizando o problema, sem dar uma solução definitiva. Nos vaporizadores mais modernos, procurando controlar os mesmos problemas, conseguiu-se uma maior precisão, fazendo que a relação gás transportador/gás diluente possa ser alterada em função da mudança de temperatura, de forma a permitir que quando esta diminua aumente o fluxo que passa pela câmara de vaporização, mantendo assim a concentração final do anestésico. O controle desta relação poderá ser feita manual ou automaticamente.

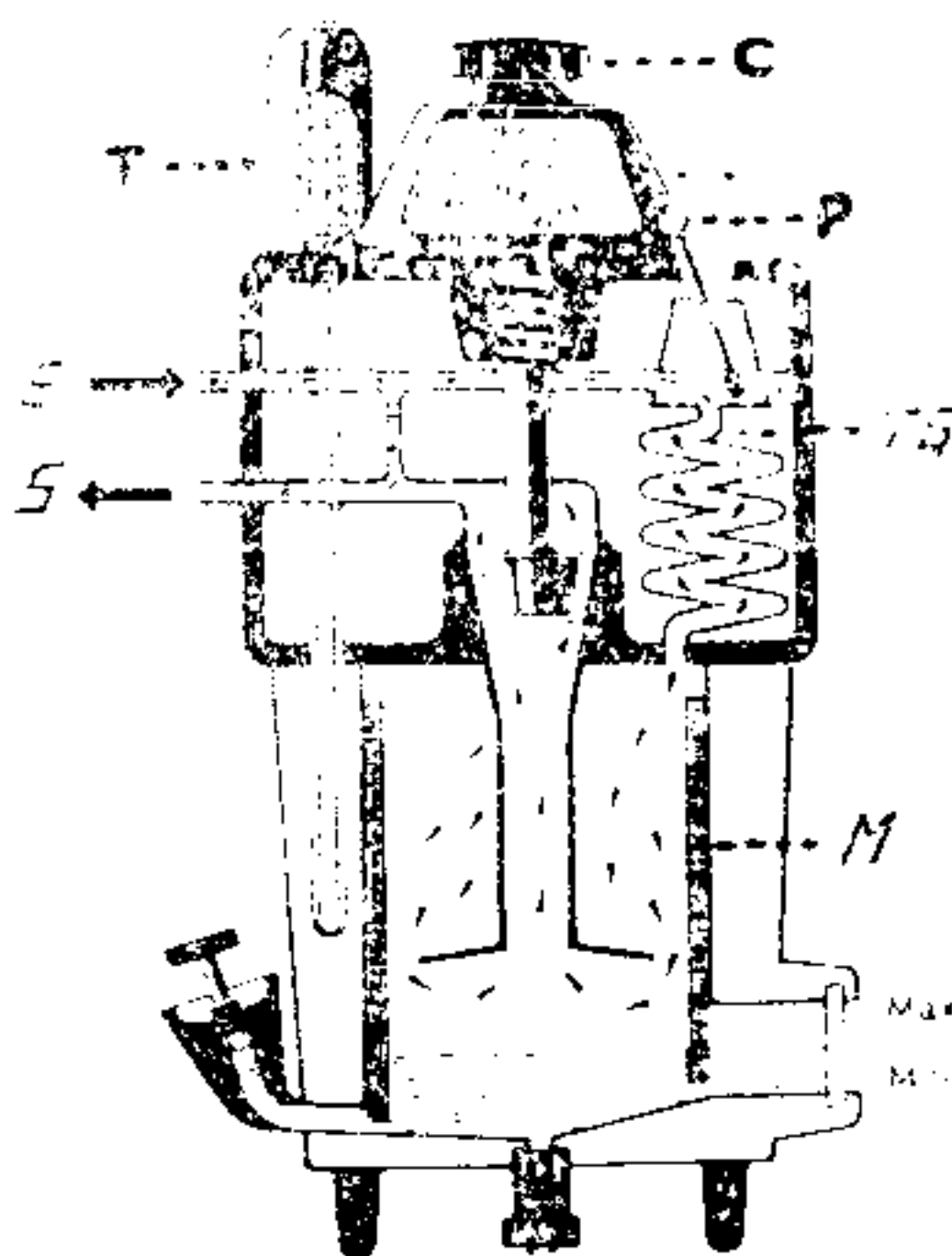


FIGURA 7

Corte esquemático do vaporizador "Vapor" — os gases que vem do fluxometro entram pelo tubo (E) e saem por (S). A letra (P) identifica a alavanca que põe o aparelho em funcionamento; (TG) é o tubo pelo qual os gases penetram na câmara; (C) é o parafuso seletor das concentrações de acordo com a temperatura marcada no termômetro (T). As mechas estão identificadas pela letra (M)

Nos vaporizadores "Vapor" da Dräger, ela é feita manualmente (fig. 7). Na câmara de vaporização está adaptado um termômetro que informa sua temperatura. O aparelho apresenta duas escalas, uma vertical para temperatura e outra de curvas em espiral, próprias para cada concentração desejada e que pode ser movimentada pelo botão de controle de modo a fazer coincidir a concentração desejada, com a temperatura da câmara de vaporização indicada pelo termômetro. Atualmente o "Vapor" é um dos vaporizadores de maior precisão que existem no mercado, por este motivo tem sido utilizado nos laboratórios experimentais ou como testemunha para calibrar outros vaporizadores. Com este podemos administrar concentrações precisas com fluxos que oscilam entre 100 ml e 10 litros por minuto (5,12).

O "Halox", vaporizador da British Oxygen Company (BOC) para halotano, também é de controle manual, interfere apenas com o gás transportador, sem modificar o fluxo do gás diluente, pois eles são regulados por rotâmetros diferentes (5). Dentro da câmara de vaporização há um termômetro que indica a temperatura do halotano. Para administrar uma determinada concentração, ajustam-se os rotâmetros de acordo a uma régua de cálculo fornecida pelo fabricante. A precisão do "Halox" é relativa.

Tem sido desenvolvidos sistemas de regulação automática para vaporizadores, utilizando válvulas com orifícios cujos diâmetros variam em função da temperatura, e que portanto deixam passar fluxos variáveis para a câmara de vaporização; estas válvulas são feitas utilizando uma lâmina bi-metálica (7). Esta lâmina é constituída por duas fitas de metais diferentes, unidas uma a outra e cujos coeficientes de expansão térmica são muito diferentes. Conforme vai mudando a temperatura, durante a evaporação de um líquido, a lâmina vai modificando sua forma, fazendo com que o dispositivo de oclusão se aproxime ou afaste do orifício da válvula, variando assim o fluxo de gás que passa pela câmara de evaporação. Desta maneira, altera-se a relação gás transportador/gás de diluição. O "Fluotec" (fig. 8) "Tecota" e alguns modelos "Takaoka" utilizam este mecanismo.

Podem ser utilizados também pequenos foles contendo um fluido de alto coeficiente de expansão, para regular o fluxo que vai passar pelo orifício valvular. Eles se contraem ou expandem em função das modificações da temperatura. O vaporizador "Emo" já utilizou este sistema (5, 7) (fig. 6).

Outra solução é a de construir a própria válvula de regulação, com material de alto coeficiente de expansão de modo que as mudanças de temperatura façam com que a

própria válvula seja o elemento que regule a relação gás transportador/gás diluente. O Fluomatic de fabricação americana é assim construído (5, 7).

Com o uso de alguns destes sistemas descritos tem sido possível a fabricação de vaporizadores capazes de formarem concentrações conhecidas e relativamente constantes, apesar das variações de fluxo e temperatura. Entretanto, foi observado que quando utilizamos a ventilação controlada, os vaporizadores tendem a fornecer concentrações acima das previstas.

Esta alteração pode ser explicada se considerarmos que ao criar uma pressão positiva dentro de um circuito, esta será transmitida ao vaporizador, havendo uma reversão de fluxo para o interior do aparelho, especialmente para a câmara de

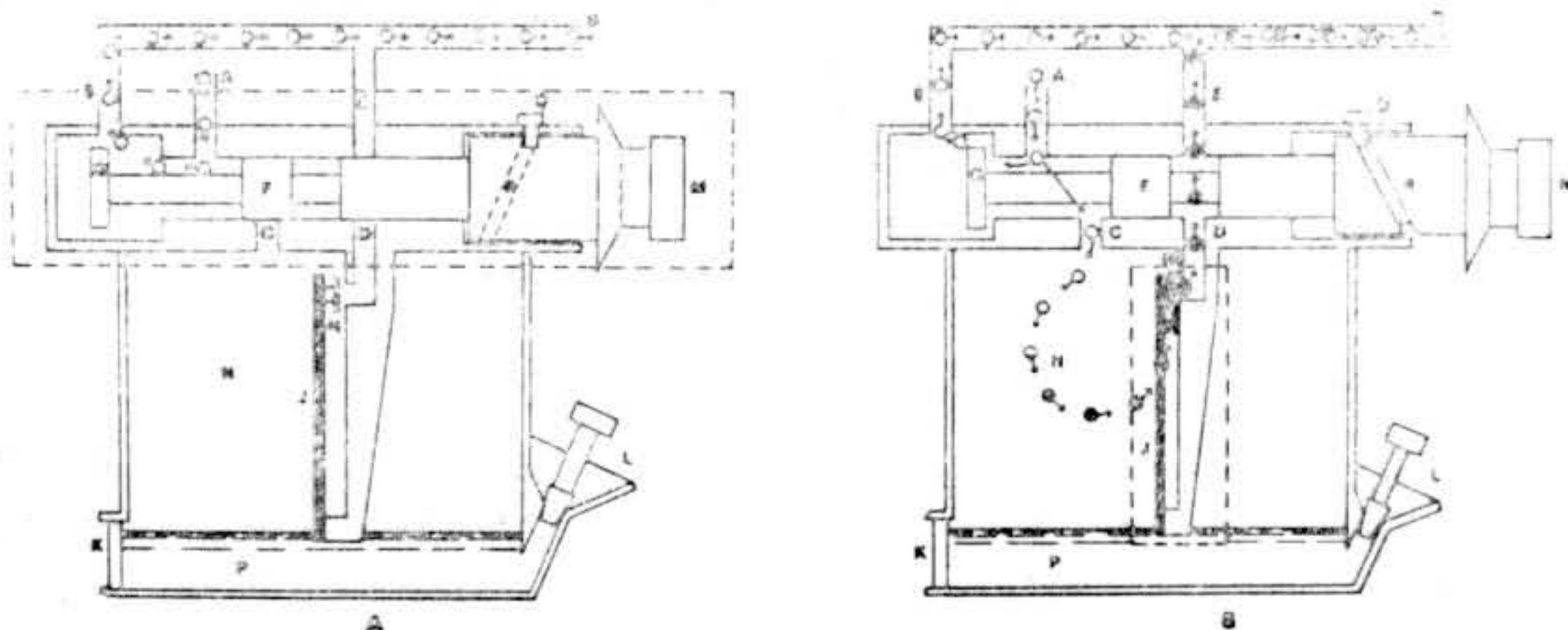


FIGURA 8

Esquema de funcionamento do "Fluotec Mark III" — I. Fechado: os gases penetram por (A), desviados pelo dispositivo (F), contornam o circuito (G) saindo em (B) pelo conduto (S). As aberturas (C) e (D) da câmara de vaporização (N) estão fechadas pelo dispositivo (F) não permitindo a entrada dos gases. II. Aberto: o botão puxador (M) age sobre o tambor (R) deslocando o dispositivo (F). Os orifícios (C) e (D) se abrem, o curto circuito (G) se fecha parcialmente, permitindo a passagem de uma parte do fluxo de gás para a câmara de vaporização. A peça (H) regula a concentração em função da temperatura, abrindo-se quando esta cai, graças a um termostato (J). A vaporização do halotano se faz independente da temperatura externa e a do líquido. Com fluxo inferior a 4 L/min o Fluotec Mark II, perde sua precisão (14).

vaporização. Conseqüentemente, gás saturado com anestésico reflui para o ramo de alimentação do vaporizador, contaminando, por assim dizer, o gás que chega ao aparelho. Quando o paciente expira, cessa a pressão positiva e o gás saturado que refluiu passa a formar parte do gás diluente que em condições normais não contém vapor anestésico. Desta forma, verificamos que a concentração final do vapor na saída do

vaporizador é maior do que a prevista nas escalas de regulação.

Com a finalidade de evitar este fator de erro, foram introduzidas outras modificações. Assim, por exemplo, se faz com que a pressão dentro do vaporizador seja sempre maior que a do circuito do paciente (5, 12). Outros utilizam válvulas unidirecionais entre o vaporizador e o circuito que vai ao paciente, evitando assim o fluxo retrógrado. Uma terceira modificação neste sentido é a utilizada no "Vapor" que usa um tubo bem comprido na entrada do gás no vaporizador (7), colocado depois da válvula que divide o gás, de maneira que, mesmo entrando gás saturado na câmara, durante a inspiração (fase de pressão positiva), o comprimento de tudo, impede que o gás que vem do paciente, reflua e se misture ao gás de diluição. Quando cai a pressão (expiração) o gás passa pela câmara da forma normal, mantendo estável a concentração final do vapor.

Outra solução, é a adotada pelo "Fluotec" Mark III que reduziu o volume da câmara, de 750 ml (Fluotec Mark II) para 270 ml, e aumentou a resistência na saída da mesma com relação a entrada. Assim, quando aumenta a pressão no circuito do paciente, o gás de refluxo é obrigado a passar por fora da câmara de vaporização, penetrando nela pelo orifício de entrada que oferece menor resistência. Com isto consegue-se que o "Fluotec" Mark III ofereça concentrações constantes com fluxos que variam de 250 ml a 10 l/min (5, 7).

### CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nosso trabalho visou apresentar alguns aspectos fundamentais dos vaporizadores, no que se refere a sua construção e funcionamento. Recordamos de forma rápida os princípios físicos, que regem a vaporização dos líquidos e analisamos de maneira sucinta a construção de alguns vaporizadores, principalmente os de uso mais comum em nosso país.

Não pretendendo fazer uma revisão completa do tema, é evidente que o trabalho é incompleto. Assim omitimos por completo em discutir as vantagens e desvantagens do uso dos vaporizadores dentro ou fora do circuito do paciente, assunto muitas vezes debatido.

Para finalizar, citaremos por sua importância e vigência, as palavras de um anestesiológico norte-americano, que ao referir-se aos vaporizadores disse: "os aparelhos utilizados nas salas de operações, melhoraram notavelmente no último decênio. Entretanto, há ocasiões que mesmo os mais sofisticada-

dos falham. No decorrer do tempo, os vaporizadores tem se mostrado propensos as falhas mecânicas e ao uso inadequado. Nos casos comentados, os insucessos decorreram de falha humana, por descuido ou ignorância. Portanto, assim como o piloto de um avião verifica cada instrumento antes de decolar, o anestesiolegista deve fazer a mesma coisa com seu equipamento, antes de administrar qualquer droga potencialmente letal" (13).

#### AGRADECIMENTO

O autor deixa consignado seu agradecimento, à professora Adjunta D. Maria Julia Salsamendi, pelos contínuos e frutíferos debates que mantém com ela.

#### SUMMARY

#### VAPORIZERS

The principles of vaporization applied to the most commonly used vaporizers in our country are reviewed.

#### REFERÊNCIAS

1. Macintosh R, Mushin W, Epstein H — Physics for the Anaesthetist, second ed, p 95. Blackwell Scientific Pub Oxford, 1958.
2. Adriani J — The Chemistry and Physics of Anesthesia, second ed, p 49. Charles C Thomas. Springfield, 1962.
- 2-a. Muraccioli J C — Manual de Biofísica p 177. Buenos Aires, López Libreros. 1975.
3. Epstein H — Principles of Inhalers for Volatile Anaesthetics. Brit Med Bull 14:18, 1958.
4. Macintosh R, Mushin W, Epstein H — Obra citada capítulo III.
5. Hill D — The design and calibration of vaporizers for volatile anaesthetic agents, in Scurr, C and Feldman, S: Scientific Foundations of Anaesthesia second ed Wm Heinemann, London, 1974.
6. Nesi J — Nociones de Física aplicada a la Anestesiología. Rev Arg Anest vol 4, 1974.
7. Hill D — The control of unidirectional as and vapour flows, in Gray, T C and Nunn, J (editors): General Anaesthesia, third ed. Butterworths, London, 1971.
8. Macintosh R, Mushin W, Epstein H — Obra citada, p 278.
9. Collins V — Principles of Anesthesiology, p 128. Henry Kimpton, London, 1966.
10. Adriani J — Obra citada, p 72.
11. Macintosh R, Mushin W, Epstein H — Obra citada, cap VI.
12. Quintana S, Muñuzuri R — Vaporización de los líquidos volátiles anestésicos. Rev Mex Anest 21:319, 1972.
13. McQuinston W — Comentario al artículo Improper Filling of Kettle type vaporizers. Surv Anesth 10:35, 1966.
14. Cavellat H et Cavellat J — Appareillage et méthodes d'anesthésie par inhalation, in Encyclopedie Medico-Chirurgicale, Anesthésie-Reanimation, tomo 1. Editions Techniques. Paris, sin fecha de publicación.