

1271

SISTEMAS DE INALAÇÃO

I — Análise Funcional (*)

DR. EDISIO PEREIRA, E.A. (**)

DR. ZAIRO E. G. VIEIRA, E.A. (***)

Os autores analisam e discutem o comportamento dos vários sistemas de inalação de uso corrente no Brasil, sob o ponto de vista da reinalação ou retenção de CO₂, utilizando como único critério diferencial a presença ou não de um absorvedor de CO₂, afirmam que nos sistemas classificados por Napleson a reinalação de CO₂ pode ser evitada total ou parcialmente na dependência do fluxo, de admissão e do padrão da curva da ventilação espontânea ou controlada. Relacionados exclusivamente com o sistema de inalação, são apontados os fatores que na prática clínica devem ser ajustados para manter a PCO₂ dentro dos limites da normalidade.

No sistema circular o arranjo ou a disposição dos seus diversos componentes determina características e comportamentos funcionais próprios que podem ser agrupados para obtenção de um sistema econômico e de baixa poluição ambiental. São analisados os arranjos D, E, H e F classificados por Eger, sendo a reinalação de volume considerada em função do fluxo de admissão e da ventilação minuto, independente do arranjo.

O arranjo ou a disposição seqüencial de válvulas, tubos corrugados, absorvedor de CO₂, entrada do fluxo de admissão, saída dos gases expirados e bolsa reservatório de um sistema

(*) Trabalho realizado na Divisão de Anestesiologia da Unidade Integrada de Saúde de Sobradinho, Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília, Brasília, DF.

(**) Professor Assistente (Anestesiologia). Departamento de Medicina Complementar, Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília — DF.

(***) Professor Titular (Anestesiologia). Departamento de Medicina Complementar, Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília, DF.

Recebido em 06/06/78

Aprovado em 02/04/79

AP.1617

de inalação é que determina seu comportamento funcional; cada disposição corresponde funcionalmente a um sistema que terá características próprias e diferentes dos demais.

Os critérios para classificação dos sistemas de inalação utilizáveis em anestesia são variáveis, tornando muitas vezes ambígua a nomenclatura apresentada por vários autores (10,11,20,36). Para esta revisão utilizaremos como único critério diferencial a presença, ou não, de um absorvedor de CO₂ (32) (Fig. 1).

SISTEMAS SEM ABSORVEDOR DE CO₂ —

1. Sistemas A, B, C, D, E e F (34,53).
2. Sistema com válvula sem reinalação.

SISTEMAS COM ABSORVEDOR DE CO₂ —

1. Sistema circular.
2. Sistema vai e vem.

O critério de reinalação não influencia esta classificação já que aquela é dependente do fluxo de admissão, da ventilação alveolar e do arranjo dos componentes do sistema. Em qualquer sistema é possível obter-se um comportamento de reinalação parcial, total, ou mesmo sem reinalação, variando apenas o fluxo de admissão. Exclue-se apenas o sistema com válvula sem reinalação onde teoricamente todo o gás expirado é eliminado para a atmosfera, constituindo sempre um sistema sem reinalação.

SISTEMAS SEM ABSORVEDOR DE CO₂

1. *Sistemas A, B, C, D e F* (Fig. 1)

Classificados de A a E por Mapleson (34) que utilizou como principal critério diferencial os pontos de entrada do fluxo de admissão e de saída dos gases, em relação a extremidade do sistema que está em conexão com o paciente. O tubo reservatório e a localização da bolsa respiratória também são elementos diferenciais, e permitiram Willis, Pender e Mapleson (53) conceituar como sistema F o arranjo proposto por Jackson-Rees (43).

Embora os sistemas A e D não sejam rotineiramente utilizados em nosso meio, eles serão revistos como base para as modificações do T de Ayre introduzidas por Jackson-Rees (43), Baraka (7) e Bain (2), que funcionalmente são semelhantes àqueles.

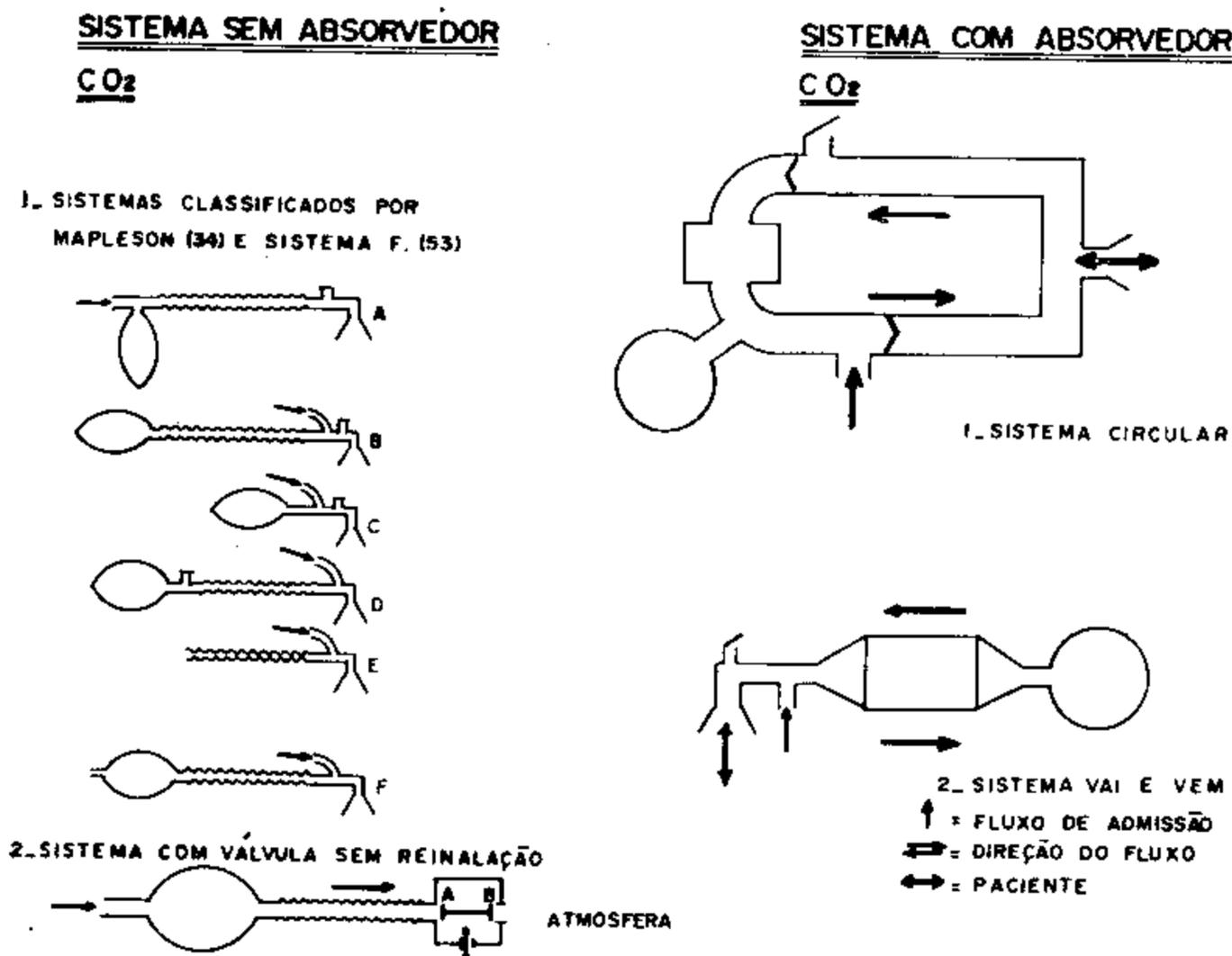


FIGURA 1

Diagrama dos sistemas de inalação classificados de acordo com a presença, ou não, do absorvedor de CO₂. (32)

Sistema A (Magill)

Respiração espontânea (Fig. 2).

Um fluxo constante de gás entra no sistema pela extremidade distal, enquanto a válvula expiratória é colocada próxima à máscara facial ou tubo traqueal. A válvula abre no instante em que a pressão no interior do sistema ultrapassa a pressão atmosférica, dando saída ao excesso de volume existente.

No fim de uma inspiração o sistema contém somente gás do fluxo de admissão (Fig. 2-A). Durante a expiração o fluxo de admissão segue diretamente para a bolsa, enquanto o gás expirado (espaço morto e alveolar) desloca-se ao longo do tubo corrugado, em direção distal. Com o aumento gradativo de pressão no interior do sistema haverá um instante em que a pressão interna será suficiente para abrir a válvula expiratória.

Admitindo-se a inexistência de mistura longitudinal dos gases dentro do tubo corrugado, no momento que antecede a abertura da válvula expiratória o gás do espaço morto anatómico (mesma composição do fluxo de admissão) está con-

tido na região do tubo próxima à bolsa, enquanto o restante do volume expirado (composto de gás alveolar) fica na porção próxima à válvula (Fig. 2-B). Quando finalmente a válvula abre (geralmente no fim da expiração) o gás alveolar é expulso do sistema. Como o fluxo de admissão é contínuo, o gás alveolar que se acumulou no tubo corrugado é "empurrado" para a atmosfera através da válvula. O gás expirado do espaço morto anatômico somente será eliminado após saída total do gás alveolar do sistema de inalação, desde que o fluxo de admissão ultrapasse a ventilação alveolar (Fig. 2-C).

Considerando que não há mistura longitudinal dos gases (expirado e do fluxo de admissão) e que o fluxo de admissão é igual a ventilação alveolar, somente esta será eliminada do sistema. Nestas circunstâncias, o volume de gás expirado que permanece no sistema quando se inicia a próxima inspiração é o do espaço morto anatômico (Espaço morto anatômico = Volume corrente — Fluxo de admissão/Frequência) (*) (**).

Este volume do gás expirado não contém CO_2 (mesma composição do fluxo de admissão), podendo ser reinalado com segurança. Conseqüentemente, o fluxo mínimo necessário para eliminar o gás alveolar deve ser igual a ventilação alveolar: Fluxo de admissão = (Volume corrente — Espaço morto anatômico). Frequência = Ventilação alveolar (*) (**).

Como durante a anestesia há um aumento do espaço morto fisiológico (^{27,28}), será este que influenciará o comportamento do CO_2 neste sistema de inalação e não o espaço morto anatômico. Por esta razão o espaço morto anatômico será substituído na fórmula pelo espaço morto fisiológico. Assim, a ventilação alveolar efetiva será dada por: Ventilação alveolar = (Volume corrente — Espaço morto fisiológico). Frequência. Desde que o volume correspondente ao espaço morto não seja eliminado do sistema, o volume inspirado constará teoricamente de duas partes com a mesma composição: a) o gás do espaço morto da expiração anterior; b) o gás do fluxo de admissão.

Entretanto, diferente da condição teórica ideal deste modelo matemático proposto por Mapleson (^{33,34}), na prática clínica ocorre uma mistura longitudinal dos gases alveolar e do espaço morto no tubo corrugado, o que determina a presença de uma quantidade de gás contaminado de CO_2 , levando a um certo grau de reinalação de gás carbônico. Por isso

(*) Rearranjo da equação após manipulação algébrica a partir da fórmula clássica da ventilação alveolar: Espaço morto anatômico = Volume corrente — Ventilação alveolar/Frequência.

(**) Fluxo de admissão = Ventilação alveolar (condição essencial para a validade desta equação).

recomenda-se ^(33,34) o uso de um fluxo de admissão igual a ventilação minuto do paciente, visando eliminar totalmente a reinalação de gás expirado (alveolar e espaço morto).

Este modelo matemático foi confirmado em modelos mecânicos ⁽⁸⁾ e em experimentados clínicos ⁽¹²⁾. A análise deste sistema foi objeto de inúmeros trabalhos ^(27,28,35,39,50) que permitem concluir:

- Com um fluxo de admissão igual a ventilação minuto será eliminado o gás alveolar e o volume de gás do

SISTEMA A (Magill) — RESPIRAÇÃO ESPONTÂNEA

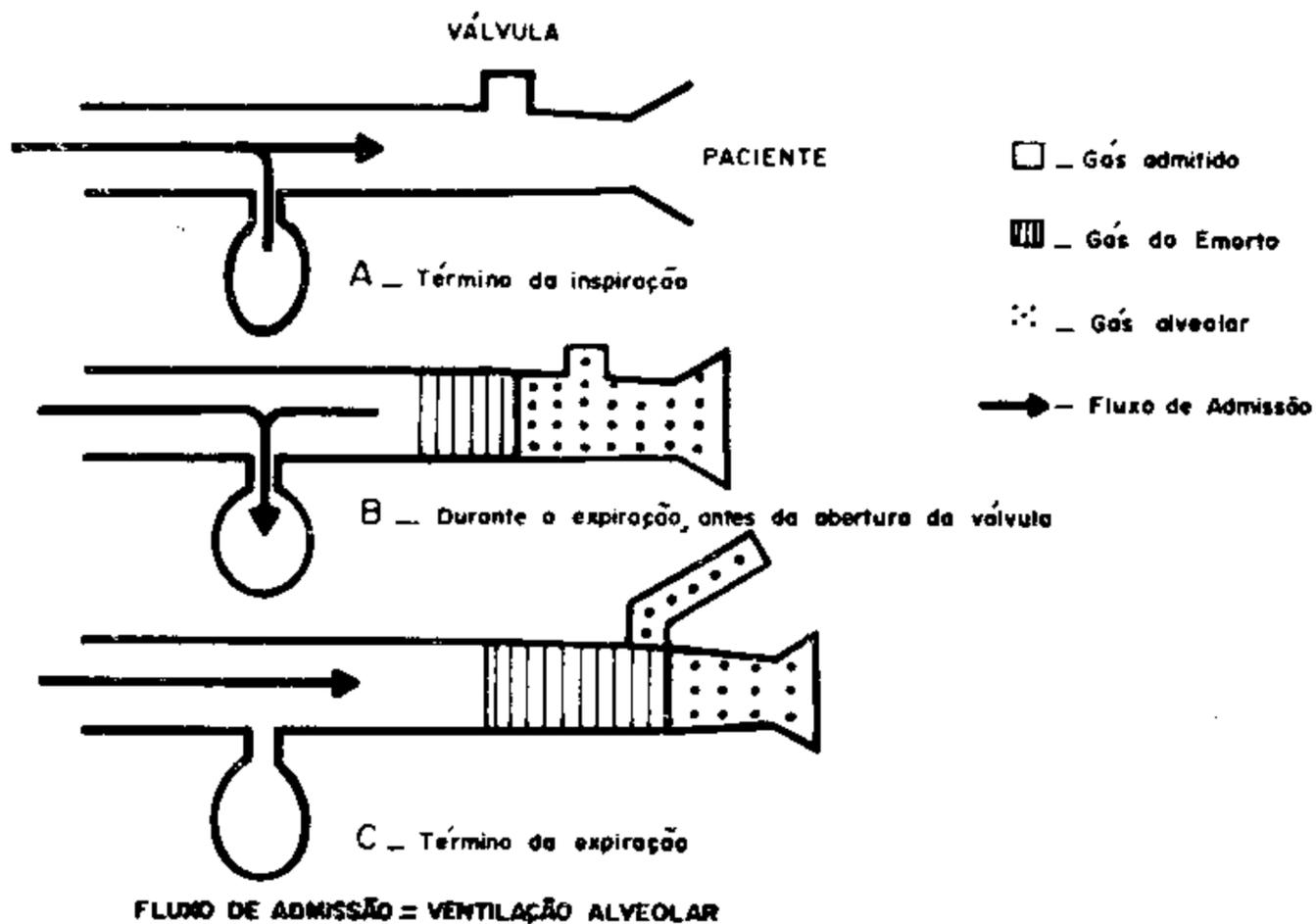


FIGURA 2

Representação esquemática do comportamento dos gases no sistema "A" (Magill), em respiração espontânea: ⁽²⁷⁾

espaço morto; funcionalmente é um sistema sem reinalação.

- É a porção final da expiração, quando reinalada, que acarreta a elevação da PCO_2 . Portanto, somente ela deverá ser totalmente eliminada do sistema, ou seja, um fluxo de admissão no mínimo igual a ventilação alveolar.
- Na prática clínica a $PACO_2$ é mantida dentro dos limites da normalidade com um fluxo de admissão mínimo igual a 70 por cento da ventilação minuto, isto é, Fluxo de admissão/Ventilação minuto = 0,7, tra-

duzindo um fluxo de admissão aproximadamente igual a ventilação alveolar.

Segundo Nunn (42), o valor médio da relação Espaço morto fisiológico/Volume corrente é 0,32 em pacientes entubados. Conseqüentemente, a ventilação alveolar é $0,68 \times$ Ventilação minuto. Embora esta relação seja matemática e fisiologicamente válida, nem sempre é possível a utilização do fluxo numericamente expresso devido as limitações na calibração dos fluxômetros dos nossos aparelhos de anestesia. Mesmo nos sistemas especialmente construídos para crianças, deve-se evitar fluxos abaixo de 1 L/min. quando a sensibilidade do fluxômetro for duvidosa para baixos fluxos, ou quando houver dificuldade em manter-se um adequado volume no balão.

- Para o cálculo aproximado da ventilação minuto pode-se considerar: Ventilação minuto = $7 \text{ ml} \times$ peso em kg \times frequência respiratória.
- As características da curva de fluxo inspiratório não invalidam os dados pré-fixados para o fluxo de admissão.
- Mantido constante o fluxo para o valor calculado, haverá perigo de elevação da PACO_2 caso o paciente tenha aumentada sua produção de CO_2 ou diminuída sua ventilação alveolar.

A depressão respiratória aliada a um aumento no espaço morto fisiológico (alterações no débito cardíaco ou aumento de "shunt" intrapulmonares) levam a uma gradativa hiper-capnia, em função do tempo e da profundidade da anestesia em respiração espontânea, particularmente com o uso do halotano (17,25). Em qualquer situação, a atenção do anestesio- logista em busca de manter uma normocarbia deve estar voltada mais para o paciente do que para o sistema de inalação.

Sistemas D e F

Respiração espontânea (Fig. 3).

A modificação do "T" de Ayre introduzida por Jackson-Rees é aqui denominada sistema F (53). Os sistemas D e F diferem apenas no arranjo dos seus constituintes, sendo funcionalmente idênticos quanto ao comportamento dos gases. Embora existam poucas investigações sobre o sistema F, muitas conclusões são extrapoladas dos resultados obtidos com o sistema D.

Em ambos os sistemas a entrada de gases fica próxima à máscara facial ou tubo traqueal e a saída na extremidade distal junto à bolsa respiratória. Entre estes pontos há um ramo expiratório ou tubo reservatório, com um volume maior que o volume corrente do paciente.

Como o fluxo de admissão é contínuo, durante a expiração há uma mistura do gás do fluxo de admissão com os gases expirados (espaço morto e alveolar) que seguem pelo tubo corrugado em direção à bolsa. A válvula expiratória (sistema D) será aberta quando a pressão no interior do sistema atin-

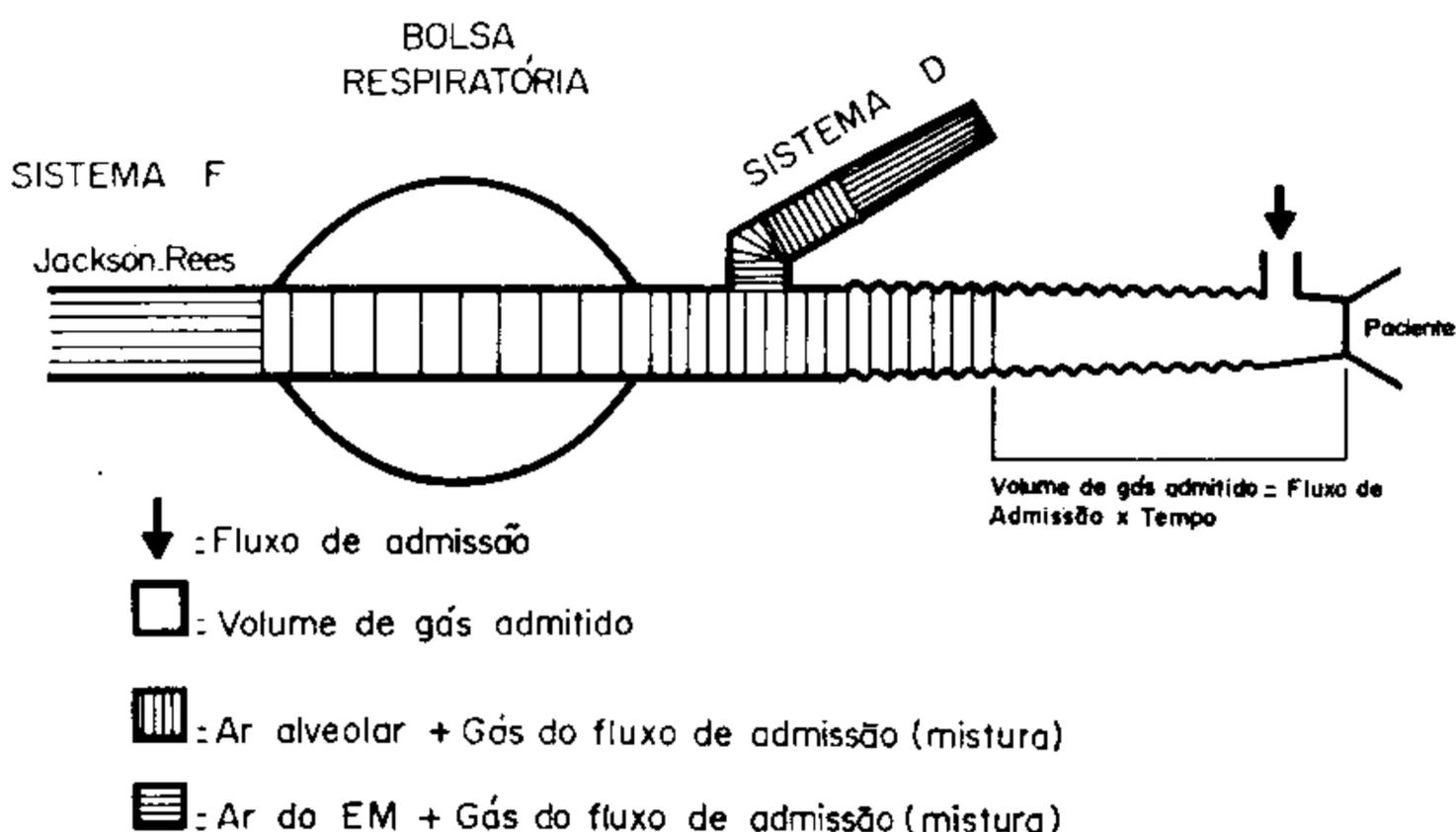


FIGURA 3

Distribuição estática dos gases nos sistemas "D" e "F", quando se inicia a inspiração, durante o ciclo respiratório após uma pausa expiratória "t".

gir um valor pouco maior que seu valor crítico de abertura, acima da pressão atmosférica. Embora o sistema F não possua válvula, funcionalmente a eliminação do excesso de gás é semelhante àquele processando-se por uma saída na bolsa respiratória.

Numa visão simplificada e didática, é eliminado em primeiro lugar a mistura de gás do espaço morto + gás do fluxo de admissão; em seguida elimina-se parte da mistura formada pelo gás alveolar (rico em CO_2 + gás do fluxo de admissão).

Durante a pausa expiratória (tempo "t") acumula-se no tubo reservatório um volume de gás do fluxo de admissão igual a: $\text{Volume de gás admitido} = \text{Fluxo de admissão} \times \text{tempo}$. Este volume "empurra" a mistura de ar alveolar + gás do fluxo de admissão acumulada no tubo reservatório, em direção à bolsa. Ao iniciar a próxima inspiração a distri-

buição dos gases ao longo do tubo mostra que a mistura de ar alveolar com gás do fluxo de admissão está localizada na sua porção mais distal. Durante a inspiração o volume inspirado é fornecido pelo fluxo que está sendo continuamente admitido no sistema, mais os gases acumulados no tubo reservatório. Esta última fração é formada pelo gás do fluxo de admissão que se acumulou no sistema durante a pausa expiratória ("t") e pela mistura do gás do fluxo de admissão com o ar alveolar da expiração anterior, que permaneceu no tubo reservatório (Fig. 4). O gás expirado que permaneceu no tubo é, portanto, aquele que teve contato com os alvéolos.

Para eliminar a possibilidade de reinalação é necessário que exista acumulado no tubo reservatório um volume resi-

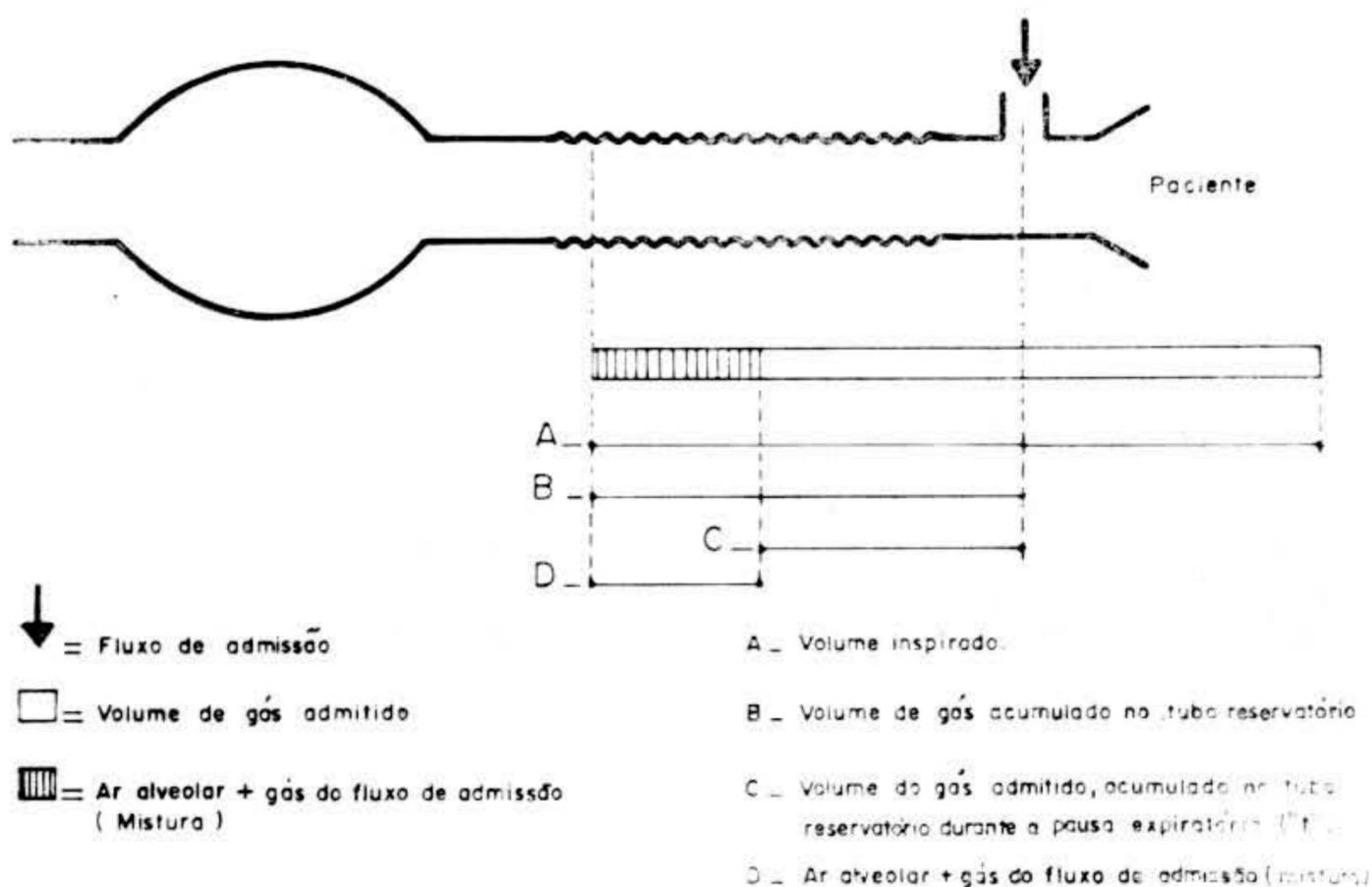


FIGURA 4

Dissociação teórica dos componentes do volume inspirado no sistema "F".

dual de gás do fluxo de admissão, que somado àquele fornecido pelo fluxo de admissão durante a inspiração seja pelo menos igual ao volume inspirado pelo paciente. Nestas condições, mesmo havendo reinalação de gás alveolar isto ocorrerá somente no final da inspiração, utilizando um volume derivado do final da expiração anterior. Conseqüentemente, esta porção de gás reinalado ficará localizada nos espaços mortos mecânico e anatômico, sem efeito nas trocas gasosas a nível alveolar. Ocorre reinalação em termos de volume gasoso, mas não em termos de trocas gasosas (42). Além do mais o gás carbônico deste volume reinalado está diluído, desde

que, tanto durante a expiração precedente como durante esta inspiração o gás alveolar mistura-se com o gás do fluxo de admissão.

A fração do volume inspirado constituída pelo volume acumulado no tubo reservatório vai depender do fluxo de admissão e da curva do fluxo inspiratório. No instante em que o fluxo de admissão for menor que a aceleração máxima do fluxo inspiratório (peak inspiratory flow rate), o paciente utilizará o gás acumulado no tubo reservatório. Não haverá reinalação de gases expirados quando o fluxo de admissão for pelo menos igual a aceleração máxima do fluxo inspiratório. Na prática, não há necessidade de fluxos desta magnitude desde que o ramo expiratório funciona como reservatório do fluxo de admissão durante a pausa expiratória e no espaço de tempo em que o fluxo inspiratório é inferior ao fluxo de admissão. Para detalhes sobre as curvas de fluxo, aconselhamos a leitura do trabalho de Harrison (21).

Modelos matemáticos e mecânicos (21,22,26,33,34,53,55) sugerem um fluxo de 2 a 3 vezes o volume minuto do paciente para eliminar completamente a reinalação no sistema, desde que o padrão ventilatório seja sinusoidal. Estes fluxos são também indicados por Rees (43). Segundo Eger (14) não há alterações na $PACO_2$ ou na ventilação usando a modificação do T de Ayre preconizada por Jackson Rees (sistema F) com um fluxo de admissão igual a 1,5 vezes o volume minuto expirado.

CONCLUSÕES

- O volume inspirado é uma mistura de gases do fluxo de admissão e do tubo reservatório. A relação entre estes volumes depende do fluxo de admissão e da forma da curva (aceleração) do fluxo inspiratório.
- O gás reinalado do tubo reservatório é uma mistura de gás alveolar expirado e gás do fluxo de admissão. A relação entre estes volumes depende do fluxo de admissão e da forma da curva (aceleração) do fluxo expiratório.
- Na prática clínica um fluxo de 1,5 a 2 vezes o volume minuto é suficiente para eliminar a reinalação de CO_2 .
- Desde que o fluxo seja suficiente, mesmo que o volume do ramo expiratório seja maior que o volume corrente não há aumento da reinalação. Fenômeno explicado pelo fato de que o gás inspirado não é fornecido pela extremidade distal do tubo onde há maior concentração de CO_2 . Esta afirmação poderá não ser ver-

dadeira para ramos expiratórios de diâmetro maior que 22 mm.

— Havendo depressão respiratória a hipercapnia independe do fluxo de admissão.

Respiração controlada (Fig. 5).

Na mesma maneira anteriormente analisada, ao iniciar-se a inspiração o tubo reservatório contém uma mistura de gases provenientes do fluxo de admissão e da expiração (ar alveolar). Como existe uma mistura longitudinal destes gases

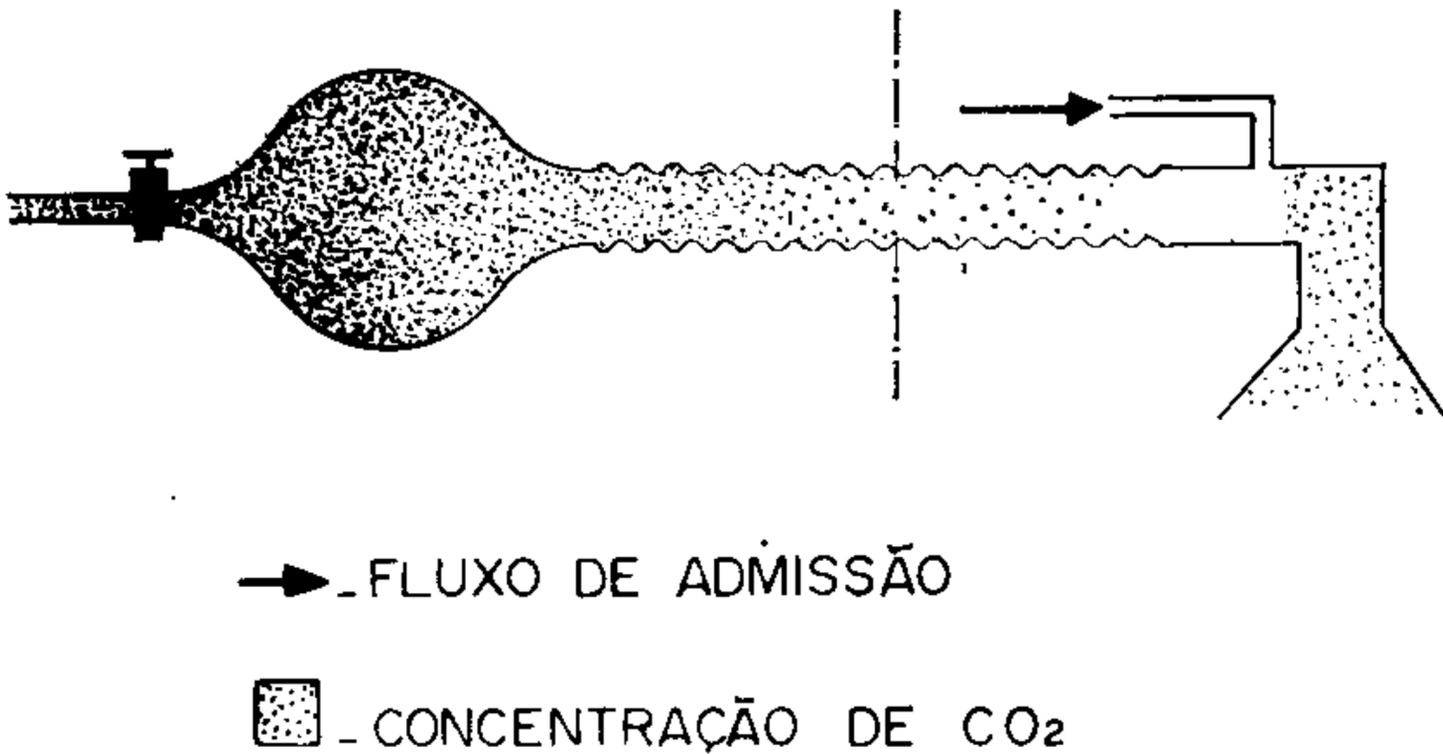


FIGURA 5

Concentração de CO₂ (representada pela intensidade do pontilhado) no sistema "F" ao término da expiração (Adaptado de Waters 52).

(não analisada no item anterior por razões didáticas) a concentração de CO₂ aumenta gradativamente ao longo do tubo, em direção à bolsa. Como o fluxo de admissão é contínuo, durante a expiração vai misturar-se gradativamente com os gases expirados e esta mistura acumula-se no tubo reservatório.

Durante a insuflação dos pulmões o fluxo de admissão vai diretamente para os alvéolos e a fração complementar do volume corrente é dada pelo volume acumulado no tubo reservatório. Analisando-se a figura 5, percebemos que esta fração é composta por gás com baixa concentração de CO₂, enquanto o volume próximo à extremidade distal (maior concentração de CO₂) penetra na bolsa durante a expiração seguinte e será eliminado para a atmosfera (sistema F). No sistema D esta eliminação se faz através da válvula (Fig. 3) durante a compressão do balão para a insuflação dos pulmões.

Harrison (21,22) Rees (43) sugerem um fluxo de 2 a 3 vezes o volume minuto do paciente para prevenir a reinalação nestes sistemas, quando utilizados em respiração controlada. Entretanto, na prática clínica a intenção não é prevenir a reinalação, mas evitar a retenção de CO_2 . Como em ventilação controlada a ventilação minuto deve ser superior a ventilação de repouso, a completa eliminação de CO_2 da fração inspirada (obtida com os fluxos recomendados por Harrison) produzirá acentuada queda na PaCO_2 . Busca-se um fluxo capaz de manter a normocarbia, mesmo em hiperventilação, permitindo-se uma reinalação parcial. Segundo Nightingale (38) a retenção da CO_2 pode ser prevenida com um fluxo de admissão de 220 ml/kg/min, sendo 3 litros o fluxo mínimo (crianças abaixo de 13,5 kg) e 8 litros o fluxo máximo.

CONCLUSÕES

- Em condições normais de produção de CO_2 a FACO_2 (*) é determinada pelo fluxo de admissão, desde que a ventilação minuto do paciente exceda este fluxo.
- O volume corrente deve ser igual a 7 ml/kg.
- O sistema deve possuir o mínimo espaço morto possível, visando evitar queda da FIO_2 (**) e elevação da FICO_2 (**).
- Os fluxos indicados por Nightingale são de fácil aplicação e evitam a retenção de CO_2 .

Modificação de Baraka do T de Ayre (Fig. 6).

Largamente empregado na anestesia pediátrica em pacientes até o limite de 7 anos de idade (7). Utilização de duas peças em "T", separadas por um tubo com capacidade de 60 ml e uma bolsa reservatório na extremidade distal. Sua construção fundamentou-se, possivelmente, no trabalho de Waters (51).

O duplo "T" permite modificar as posições de entrada e saída dos gases. Funciona como o sistema de Magill (Mapleson A) quando o fluxo de admissão entra no "T" distal, saindo os gases pelo "T" proximal (difere do sistema original de Magill pela ausência da válvula). Este arranjo é usado de preferência em ventilação espontânea, com um fluxo de admissão igual a ventilação minuto do paciente. Funciona

(*) FACO_2 — Fracional alveolar de CO_2 .

(**) FICO_2 — Fracional inspirada de CO_2 .

(***) FIO_2 — Fracional inspirada de O_2 .

semelhante ao sistema de Jackson-Rees (sistema F) quando o fluxo se faz pelo "T" proximal e a eliminação pelo "T" distal. Em ventilação controlada com pressão positiva intermitente um fluxo igual ao volume minuto do paciente mantém a normocarbia. O sistema F quando utilizado em respiração espontânea exige um fluxo de admissão igual a duas vezes o volume minuto, para evitar a reinalação de CO_2 .

Para previsão do volume minuto no paciente pediátrico pode ser utilizado o produto de 7 ml por quilo de peso \times frequência respiratória ou tomar como base a superfície corpórea (Tabela I) (7). Em qualquer circunstância não devem ser usados fluxos inferiores a 1 L/min.

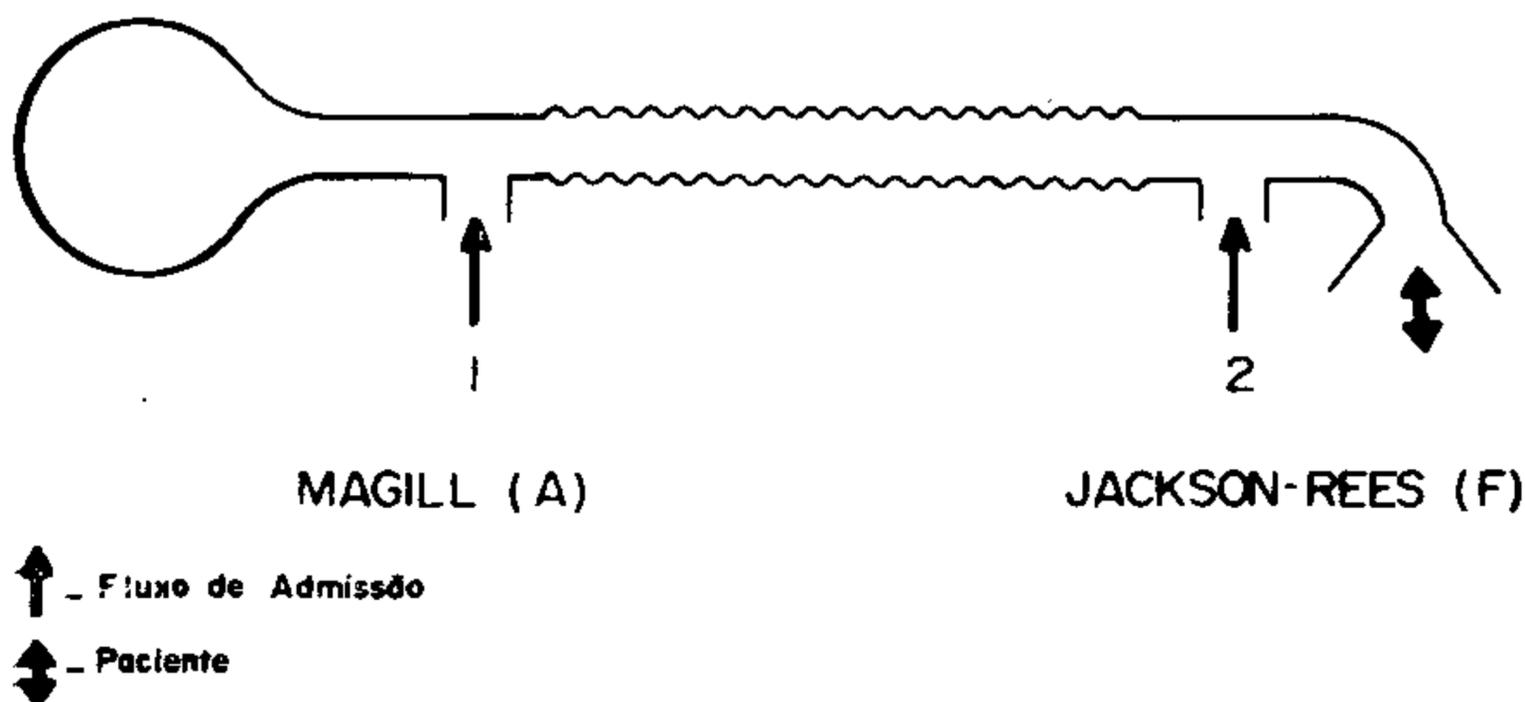


FIGURA 6

Modificação de Baraka, do "T" de Ayre. Entrada do fluxo em 1, funciona como sistema "A"; Entrada do fluxo em 2, o comportamento dos gases é semelhante ao sistema "F".

Independente do arranjo (A modificação ou F), o sistema de Baraka pode ser empregado em ventilação controlada com o mesmo fluxo de admissão (1 vez o volume minuto) (7). A ausência de válvulas permite que a dinâmica dos gases expi-

TABELA I
 RELAÇÃO ENTRE SUPERFÍCIE CORPÓREA DA CRIANÇA E DO ADULTO ESTABELECIDO PROPORCIONALIDADE PARA CÁLCULO DO VOLUME MINUTO (7)

Idade	Superfície corpórea da criança	Volume minuto (L/min)
	Superfície corpórea do adulto	
R N	1/8	1.0
1 ano	1/4	2.0
3 anos	1/3	2.7
7 anos	1/2	4.0
14 anos	3/4	6.0
Adulto	1	8.0

rados e do fluxo de admissão no interior do sistema elimine satisfatoriamente o gás alveolar em ambas situações. Funcionando como o Mapleson "A" modificado (sem válvula) a eliminação se faz durante a expiração do mesmo ciclo respiratório, enquanto que atuando como sistema F, a eliminação ocorre durante a expiração do ciclo seguinte. A composição da mistura inspirada será a mesma nos dois arranjos.

Por razões de ordem prática, em ventilação controlada prefere-se o arranjo segundo o sistema F.

"Sistema de Bain" (1,2,3,4,5) (Fig. 7).

Idealizado por Bain (2), incorpora em sua construção os sistemas D e E, sendo sua análise funcional semelhante ao sistema D (ou E). Um fluxo mínimo de admissão igual a 70 ml/kg é satisfatório para manter a normocarbúria em ventila-

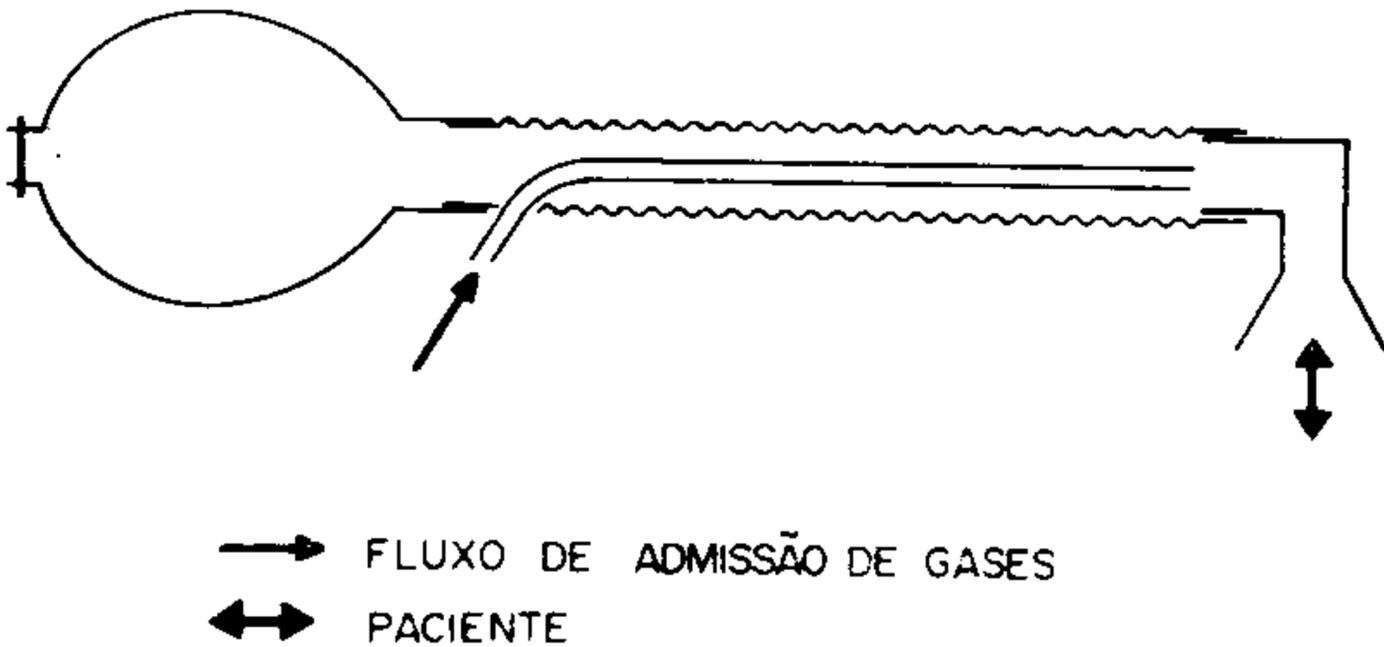


FIGURA 7

Arranjo dos componentes do "sistema de Bain" (2).

ção controlada, com frequência respiratória de 12-14 por minuto e um volume corrente de 10 ml/kg, desde que o volume minuto exceda o fluxo de admissão(*). Em caso de hipertermia é necessário um aumento de 10% no fluxo de admissão para cada grau centígrado acima de 37° C, seguido o normograma de Radford (3), neste ou em qualquer dos "sistemas de Mapleson".

Pode ser utilizado em adultos ou crianças de qualquer idade, sendo recomendado o fluxo mínimo de 3,5 L/min. em pacientes até 50 kg de peso.

(*) Fluxo de admissão/volume minuto < 1. Condição essencial para manutenção da normocarbúria segundo a equação: $PaCO_2 = \text{Produção de } CO_2 / \text{Fluxo de admissão}$.

2. *Sistema com válvula sem reinalação* (Fig. 1).

A reinalação pode ser evitada com o uso de válvulas mecânicas que lançam na atmosfera o gás expirado. Uma grande variedade de tipos diferentes de válvulas sem reinalação tem sido descrito^(37,48) e o desenho básico de todas obedece ao mesmo princípio: uma válvula inspiratória (A) para prevenir a reinalação e outra expiratória (B) para impedir a diluição do ar inspirado com o ar ambiente. Podem apresentar imperfeições durante o funcionamento dentro das seguintes hipóteses⁽³¹⁾:

- No início da expiração, antes que a válvula inspiratória (A) se feche, parte do ar expirado penetra na bolsa reservatório.
- Em respiração controlada, no momento inicial da insuflação a válvula expiratória (B) não estando ainda completamente fechada, ocasiona perda parcial para a atmosfera do volume que sai da bolsa reservatório, reduzindo o volume corrente (redução da ventilação alveolar).
- Em respiração espontânea, quando a válvula expiratória (B) não fecha completamente, há aspiração de ar atmosférico diluindo as concentrações inspiradas.

A eliminação de CO₂ é praticamente total, pois mesmo na primeira hipótese o volume expirado que volta à bolsa é parte da ventilação do espaço morto (sem contaminação de CO₂). O grau de reinalação dependerá exclusivamente da relação entre espaço morto mecânico e volume corrente, desde que a válvula seja competente. Sendo o espaço morto mecânico negligenciável em relação ao volume corrente, considera-se desprezível esta reinalação de CO₂.

Neste sistema o fluxo de admissão deve ser no mínimo igual a ventilação minuto do paciente. Em respiração espontânea o fluxo deve ser ajustado para conservar a bolsa respiratória com tamanho constante, ao fim de cada expiração (não deve colabar, nem hiperdistender).

SISTEMA COM ABSORVEDOR DE CO₂

1. *Sistema Circular* (Fig. 1 e 8).

Composto essencialmente de dois ramos, um inspiratório e outro expiratório, além de válvulas unidirecionais (inspiratória e expiratória) que mantêm o fluxo de gases numa só

direção e separam o paciente do absorvedor de CO_2 , da bolsa ventilatória e do ponto de entrada do fluxo de admissão. Uma válvula de escape (pop-off) para expulsão do excesso de gás pode assumir várias posições relativas no sistema (Fig. 8).

Primariamente o interesse no uso deste sistema é eliminar do seu interior o maior percentual de gás alveolar, prolongando o tempo de vida útil do absorvedor de CO_2 além de possibilitar menor poluição ambiental e máxima economia de gases e vapores anestésicos, pelo uso de baixos e médios fluxos (9,14,15).

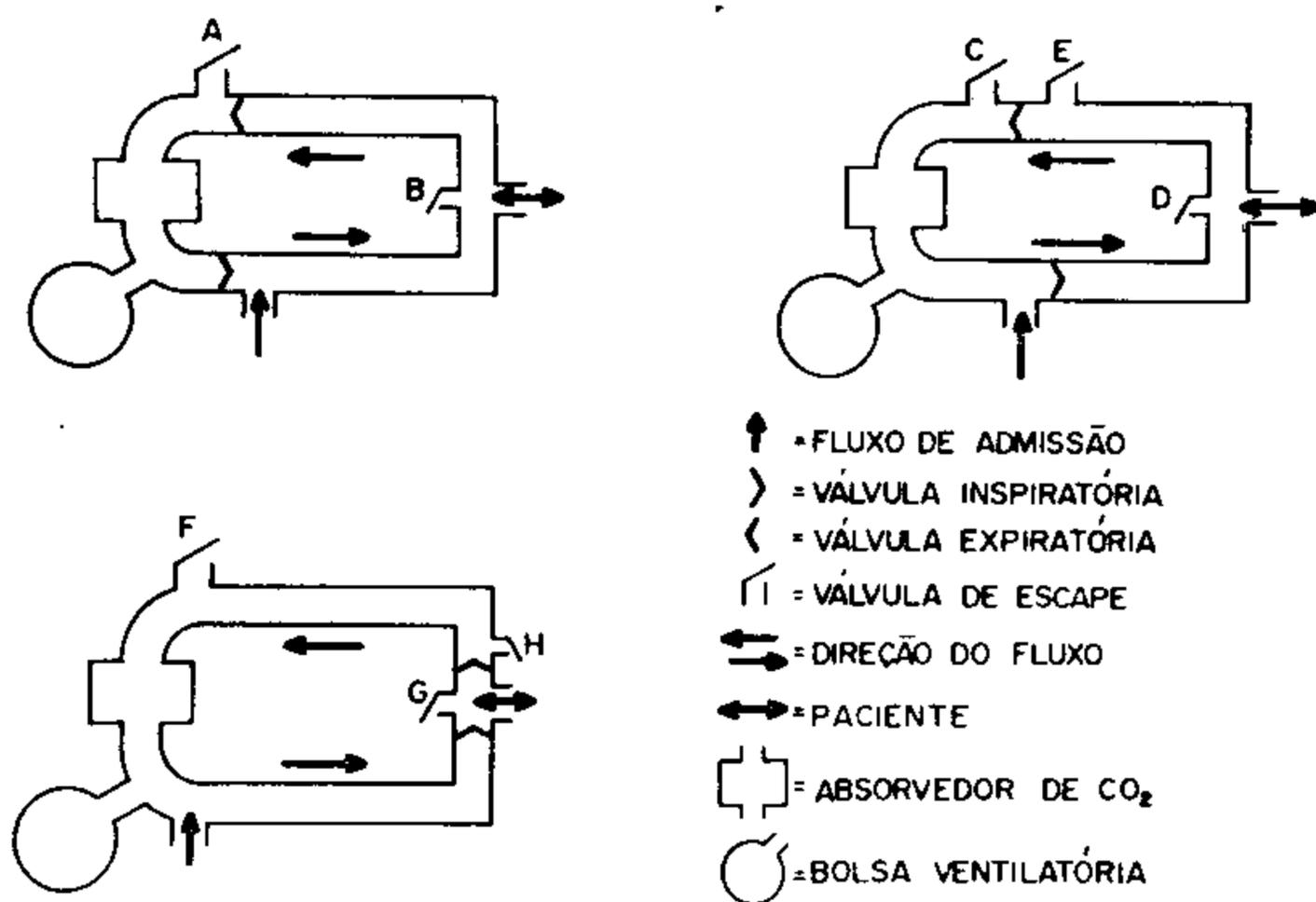


FIGURA 8

Sistema circular nos arranjos de "A" a "H", diferindo entre si pela localização das válvulas de escape ("pop-off") inspiratória, expiratória e do fluxo de admissão (15).

Para obtenção destas vantagens a disposição dos vários elementos componentes do sistema como, entrada do fluxo de admissão, válvula de escape, válvulas inspiratórias e expiratória, devem obedecer as especificações propostas por Eger e Ethans (15), que classificaram neste sistema os arranjos de A a H (Fig. 8). Vale lembrar que esta classificação não guarda relação com a de Mapleson (34), existindo apenas uma coincidência alfabética.

Para prevenção da retenção de CO_2 , três regras básicas devem ser obedecidas nos arranjos dos componentes do sistema (14).

- Colocação de válvulas unidirecionais nos ramos inspiratório e expiratório, separando o paciente da bolsa ventilatória e do absorvedor de CO_2 .
- A entrada do fluxo de admissão não deve situar-se entre a válvula expiratória e o paciente.
- A válvula de escape não pode ser colocada entre o paciente e a válvula inspiratória.

Embora todos os arranjos apresentados na figura 8 previnam com igual eficiência a retenção de CO_2 , haverá entre eles diferenças de performance, tanto na eliminação de gás alveolar, como na manutenção em seu interior de gases sem contaminação de CO_2 (espaço morto e fluxo de admissão). Isto torna os arranjos diferentes entre si no que tange a economia e poluição ambiental.

Como a utilização do absorvedor de CO_2 está diretamente relacionada com a quantidade de gás alveolar que permanece no sistema, pode-se genericamente inferir que o arranjo mais econômico deve eliminar maior percentual de gás carbônico através da válvula de escape, tornando mínimo o uso de cal sodada.

A figura 9 estabelece uma comparação entre os arranjos D, E, H e F. Sua análise evidencia que para qualquer destes arranjos o percentual de CO_2 expirado e eliminado pela válvula de escape é diretamente proporcional ao fluxo de admissão, ficando por conclusão, o uso do absorvedor reduzido às custas de maior fluxo (maior eliminação de CO_2). Como o custo da

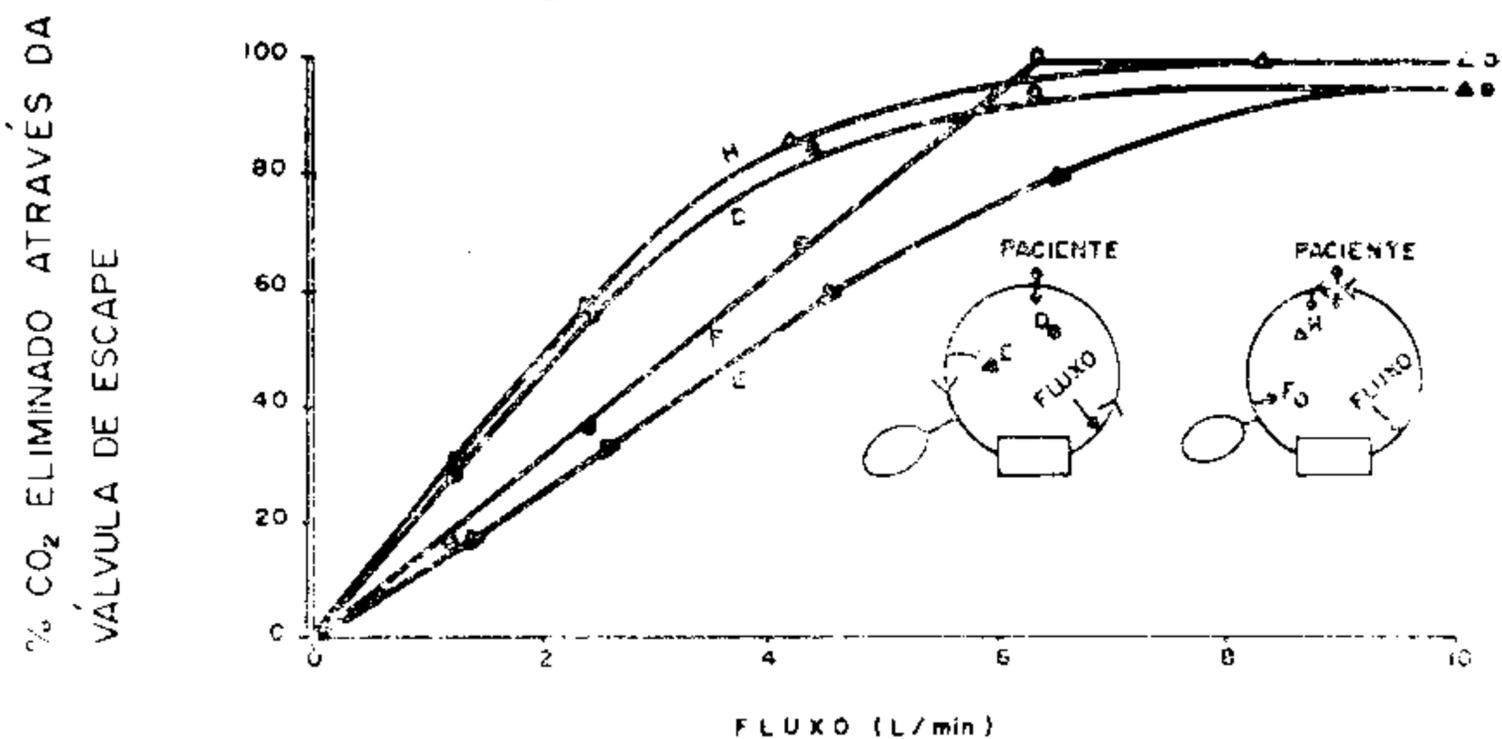


FIGURA 9

Comparativamente, em respiração espontânea os arranjos "D" e "H" eliminam maior percentual de CO_2 do que "E" e "F". O aumento do fluxo de admissão reduz a utilização do absorvedor de CO_2 (15).

cal sodada é mais baixo que o custo operacional do oxigênio e anestésicos inalados, o aumento do fluxo de admissão é uma incoerência, por tornar o arranjo anti-econômico pelo desperdício de gases e vapores anestésicos. Além do mais, a medida que cresce o fluxo de admissão, o sistema em qualquer dos seus arranjos elimina também o gás expirado do espaço morto anatômico, contribuindo para aumentar a poluição ambiental.

Com um baixo fluxo (0,3 a 0,5 L/min) estes arranjos em respiração espontânea apresentam diferenças pouco significativas na eliminação do CO₂; neste caso a possibilidade de reinalação de gás alveolar, em qualquer dos arranjos, dependerá da eficiência do absorvedor e da competência das válvulas inspiratória e expiratória, sendo máxima a economia e mínima a poluição. Este ponto fundamenta o atual renascimento da utilização de baixo fluxo de admissão, permitindo uma reinalação dos gases expirados após eficiente absorção do gás carbônico.

Quando são usados fluxos médios (2 a 3 L/min) é evidente que igual volume deve ser eliminado do sistema pela válvula de escape; nestas circunstâncias prefere-se o arranjo que para um mesmo fluxo de admissão elimine maior percentual de gás alveolar. Pela análise da figura 9 conclue-se que, em respiração espontânea a máxima eficiência na eliminação de CO₂ ocorre quando a válvula de escape está colocada próxima ao paciente (arranjos D e H); quando o escape de gases situa-se num ponto mais distante (arranjos E e F), o sistema elimina menor percentual de gás alveolar, levando a maior utilização do absorvedor de CO₂ para um mesmo fluxo de admissão.

O arranjo que permite a eliminação de maior percentual de gás alveolar pela válvula de escape é mais econômico (menor consumo de cal sodada), previne mais eficazmente a retenção de CO₂, conserva gás que contém anestésico (fluxo de admissão e espaço morto anatômico) e determina pequena poluição do ambiente, quando são utilizados baixos e médios fluxos de admissão.

A medida que o fluxo de admissão cresce em relação a ventilação minuto, o sistema circular em qualquer dos seus arranjos torna-se gradativamente em um sistema sem reinalação (reinalação de volume), já que o volume de ar expirado (gás alveolar e do espaço morto) eliminado do sistema é diretamente proporcional ao fluxo de admissão⁽¹⁴⁾. Quando o fluxo de admissão é inferior a ventilação minuto o sistema circular pode ser considerado como um sistema com reinalação. inversamente, quando o fluxo de admissão é igual ou

maior que a ventilação minuto o sistema pode ser essencialmente considerado como sem reinalação.

Segundo Eger ⁽¹⁵⁾ e considerando apenas os arranjos mais utilizados em nosso meio (D, E, H e F'), conclue-se:

- Os arranjos mais eficientes devem conservar o maior volume de gás expirado não contaminado de CO₂ (espaço morto anatómico) e eliminar a maior porcentagem de gás alveolar (D e H).
- Em ventilação espontânea os arranjos mais econômicos são aqueles com a válvula de escape ("pop-off") próxima ao paciente (arranjos D e H) em comparação àqueles onde a eliminação do gás expirado se faz no ramo expiratório, longe do paciente (E e F').
- O arranjo E é menos econômico que F'.
- Com exceção do arranjo H, quando a válvula de escape ("pop-off") está próxima ao paciente a economia aproxima-se de zero durante ventilação controlada. Todo o gás alveolar passa através do absorvedor e somente gás do fluxo de admissão é eliminado.
- A economia dos arranjos E e F' permanece constante em ventilação espontânea ou controlada.
- Em respiração espontânea ou controlada o arranjo H é o mais econômico.
- Construído dentro dos princípios mecânicos estabelecidos, a completa eliminação de CO₂ depende da eficiência do absorvedor.
- O uso de baixos e médios fluxos torna qualquer dos arranjos mais econômico e menos poluente.

Embora o arranjo H seja teoricamente o ideal, as válvulas unidirecionais funcionam com menor eficiência do que aquelas colocadas mais distante (arranjo E), oferecendo ainda maior resistência à respiração.

Sob o ponto de vista prático, desde que o arranjo H não possa ser utilizado o mais coerente será empregar o arranjo D em respiração espontânea e o arranjo E em respiração controlada.

2. *Sistema Vai e Vem* (Fig. 1).

Em sua forma original caiu em desuso e é considerado obsoleto como sistema de inalação, face as inúmeras desvantagens ^(10,14,32). Dentre outros problemas, o absorvedor de CO₂ fica situado muito próximo a via aérea do paciente, levando o perigo de inalação da poeira do absorvedor e/ou ins-

piração de ar aquecido acima da temperatura do corpo. Por outro lado, durante o uso há um aumento progressivo do espaço morto mecânico que se adiciona ao espaço morto anatómico do paciente.

SUMMARY

INHALATION SYSTEMS. I — FUNCTIONAL ANALYSES

The AA review and analyse the functional behaviour of inhalation systems currently used in Brazil, emphasizing rebreathing and/or CO₂ retention. Selecting the presence or absence of a CO₂ absorber as their sole classification criteria and they state that total or partial CO₂ rebreathing is fresh gas flow dependent and directly related to the pattern of the flow curve during spontaneous or controlled ventilation in all inhalation systems described in Mapleson's classic work. Fresh gas flow and ventilation pattern must be properly adjusted in clinical practice to maintain PCO₂ within normal limits.

The arrangement of the components of the circle system will determine its the functional characteristics. Different arrangements may be grouped to obtain inhalation systems that are economic and reduce pollution. Eger's arrangements D, E, H and F are discussed in detail, pointing out that volume rebreathing is fresh gas flow dependent and minute volume dependent, regardless of the arrangement that is used.

REFERÊNCIAS

1. Alberto C Jr & Conceição M J — Uso do circuito de Bain (Mapleson "D" modificado) em crianças. Rev Bras Anest 27:225, 1977.
2. Bain J A & Spoerel W E — A streamlined anaesthetic system. Canad Anaesth Soc J 19:426, 1972.
3. Bain J A & Spoerel W E — Flow requirements for a modified Mapleson D system during controlled ventilation. Canad Anaesth Soc J 20:629, 1973.
4. Bain J A & Spoerel W E — Prediction of arterial carbon dioxide tension during controlled ventilation with a modified Mapleson D system. Canad Anaesth Soc J 22:34, 1975.
5. Bain J A & Spoerel W E — Carbon dioxide output in anaesthesia. Canad Anaesth Soc J 23:153, 1976.
6. Baraka A — PCO₂ control by fresh gas flow during controlled ventilation with a semi-open circuit. Br J Anaesth 41:527, 1969.
7. Baraka A et alii — Rebreathing in a double T-piece system. Br J Anaesth 41:47, 1969.
8. Bracken A & Sanderson D M — Carbon dioxide concentrations found in various anaesthetic circuits. Br J Anaesth 27:428, 1955.
9. Brown E S, Seniff A M & Elam J O — Carbon dioxide elimination in semi-closed systems. Anesthesiology 25:31, 1964.
10. Collins V J — Principles of Anesthesiology, 2nd ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1976. cap. 15.
11. Conway C M — Anesthetics circuits. In Scurr C & Feldman S(eds): Scientific Foundations of Anaesthesia, Philadelphia, F. A. Davis, 1970, cap. 4.
12. Davies R M, Verner I R & Bracken A — Carbon dioxide elimination from semiclosed systems. Br J Anaesth 28:196, 1956.
13. Do Val H R — Uma válvula sem reinalação. Rev Bras Anest 15:396, 1965.
14. Eger E I, II — Anesthetic Uptake and Action. Baltimore, Maryland, Williams & Wilkins, 1974, cap. 12.

15. Eger E I, II & Ethans C T — The effects of inflow, overflow and valve placement on economy of the circle system. *Anesthesiology* 29:93, 1968.
16. Fink B R — A nonrebreathing valve of new design. *Anesthesiology* 15:471, 1954.
17. Fourcade H E et alii — Effects of time on ventilation during halothane and cyclopropane anesthesia. *Anesthesiology* 36:83, 1972.
18. Foregger R — The classification and performance of respiratory valves. *Anesthesiology* 20:296, 1959.
19. Frumin M J, Lee A S J & Papper E M — New valve for nonrebreathing systems. *Anesthesiology* 20:383, 1959.
20. Gonçalves B — Uma metodização dos sistemas de anestesia inalatória. *Rev Bras Anest* 18:73, 1968.
21. Harrison G A — The effect of the respiratory flow pattern on rebreathing in a T — piece system. *Br J Anaesth* 36:206, 1964.
22. Harrison G A — Ayre's — piece: A review of its modifications. *Br J Anaesth* 36:115, 1964.
23. Henville J D & Adams A P — The Bain anaesthetic system. *Anaesthesia* 31:247, 1976.
24. Henville J D & Adams A P — Assessment of the Bain anaesthetic system during controlled ventilation. *Br J Anaesth* 47:1024, 1975.
25. Hickey R F et alii — The effects of ether, halothane and forane on apneic thresholds in man. *Anesthesiology* 35:32, 1971.
26. Inkster J S — The T — piece technique in anaesthesia. *Br J Anaesth* 28:512, 1956.
27. Kain M L & Nunn J F — Fresh gas economics of the Magill circuit. *Anesthesiology* 29:964, 1968.
28. Kain M L, Panday J & Nunn J F — The effect of intubation on the deadspace during halothane anaesthesia. *Br J Anaesth* 41:94, 1969.
29. Leigh M D & Kester H A — Endotracheal anesthesia for operations on cleft lip and cleft palate. *Anesthesiology* 9:32, 1948.
30. Lewis G — Nonrebreathing valve. *Anesthesiology* 17:618, 1956.
31. Loehning R W, Davis G & Safar P — Rebreathing with "nonrebreathing" valves. *Anesthesiology*, 25:854, 1964.
32. Mapleson W W — Gas exchange characteristics of anaesthetics systems. In Gray & Nunn J F (eds): *General Anaesthesia*, 3rd ed. London, Butterworths, 1973. V. 2, cap. 47.
33. Mapleson W W — Theoretical considerations of the effects of rebreathing in two semiclosed anaesthetics systems. *Br Med Bull* 14:64, 1958.
34. Mapleson W W — The elimination of rebreathing in various semiclosed anaesthetic systems. *Br J Anaesth* 26:323, 1954.
35. Molyneux L & Pask E A — The flow of gases in a semi-closed anaesthetic system. *Br J Anaesth*, 23:81, 1951.
36. Moyers J — A nomenclature for methods of inhalation anesthesia. *Anesthesiology* 14:609, 1953.
37. Mushin W W et alii — *Automatic Ventilation of the Lungs*. 2nd ed. Oxford, Blackwell, 1969, cap. 92.
38. Nightingale D A, Richards C C & Glass R A — An evaluation of reabreathing in a modified T — piece system during controlled ventilation of anaesthetized children. *Br J Anaesth* 37:762, 1965.
39. Norman J, Adams A P & Sykes M K — Rebreathing with the Magill attachment. *Anaesthesia* 23:75, 1968.
40. Norman J et alii — Rebreathing with the Magill circuit. *Br J Anaesth* 39:517, 1967.
41. Nunn J F — Factors influencing the arterial oxygen tension during halothane anaesthesia with spontaneous respiration. *Br J Anaesth* 36:327, 1964.
42. Nunn J F & Newman H C — Inspired gas, rebreathing and apparatus deadspace. *Br J Anaesth* 36:5, 1964.

43. Rees G J — Anaesthesia in the newborn. *Br Med J* 2:1419, 1950.
44. Ruben H — A new nonrebreathing valve. *Anesthesiology* 16:643, 1955.
45. Shuman R C — Modified nonrebreathing valve. *Anesthesiology* 17:749, 1956.
46. Sperhacker D — Uma válvula sem reinalação com nova concepção. *Rev Bras Anest* 21:940, 1971.
47. Stephen C R & Slater H M — A nonresisting, nonrebreathing valve. *Anesthesiology* 9:550, 1948.
48. Sykes M K — Nonrebreathing valves. *Br J Anaesth* 31:450, 1959.
49. Sykes M K — Three nonrebreathing valves for use in anaesthesia. *Br J Anaesth* 31:446, 1959.
50. Sykes M K — Rebreathing circuits. A review. *Br J Anaesth* 40:666, 1968.
51. Waters D J — A composite semiclosed anaesthetic system suitable for controlled or spontaneous respiration. *Br J Anaesth* 33:417, 1961.
51. Waters D J & Mapleson W W — Rebreathing during controlled respiration with various semiclosed anaesthetic systems. *Br J Anaesth* 33:374, 1961.
53. Willis B A, Pender J W & Mapleson W W — Estimation of rebreathing in the Jackson-Rees modifications of Ayre's T — piece system. *Br J Anaesth* 47:638, 1975.
54. Willis B A, Pender J W & Mapleson W W — Rebreathing in a T — piece: volunteer and theoretical studies of the Jackson-Rees modification of Ayre's T-piece during spontaneous respiration. *Br J Anaesth* 47:1239, 1975.
55. Woolmer R & Lind B — Rebreathing with a semi-closed system. *Br J Anaesth* 26:316, 1954.