



8

Princípios do Funcionamento dos Ventiladores Artificiais

Jorge Bonassa

■ Introdução

Um dos principais objetivos da ventilação mecânica é aliviar, de maneira total ou parcial, o trabalho respiratório do paciente. O trabalho respiratório representa a energia necessária para movimentar determinado volume de gás através das vias respiratórias e expandir o pulmão, possibilitando a ocorrência de trocas gasosas no nível alveolar. O movimento de gases através das vias respiratórias, tanto durante a inspiração como durante a expiração, produzirá forças de atrito opostas à direção do movimento. A expansão dos pulmões irá distender estruturas viscoelásticas, envolvendo parede torácica e diafragma, dando origem a forças de natureza viscoelásticas. Durante a ventilação espontânea, o paciente deve desenvolver, por meio dos músculos respiratórios, uma força inspiratória suficiente para vencer as forças de atrito e viscoelásticas. A ocorrência da patologia pulmonar invariavelmente representa um aumento das forças que se opõem ao movimento dos gases, exigindo níveis elevados de esforço por parte do paciente e predispondo à fadiga muscular.

Nessa situação, é indicado o uso de equipamentos – ventiladores artificiais – capazes de “bombear” os gases para dentro dos pulmões, de modo cíclico, tornando possível intervalos para que o volume inspirado seja exalado passivamente. Essa forma de ventilação, utilizando pressão positiva para bombear o gás para o interior dos pulmões, é a maneira mais comum, embora existam equipamentos capazes de produzir pressão negativa. Na ventilação com pressão negativa, esta é aplicada ao redor da caixa torácica do paciente, por meio de coletes rígidos, promovendo a expansão do tórax e a inspiração, entretanto, esse meio não será abordado neste capítulo.

■ Sistema de ventilação

Os ventiladores atuais têm uma arquitetura similar em diversos aspectos. A utilização de microprocessadores, sensores eletrônicos e válvulas eletropneumáticas tornam possível uma flexibilidade muito grande no controle dos parâmetros envolvidos na ventilação mecânica. As diferenças entre os ventiladores estão principalmente na concepção das válvulas, que devem ter tempo de resposta reduzido, baixo consumo de energia, alta confiabilidade e precisão.

O esquema básico de um ventilador eletrônico é constituído por válvula de fluxo, válvula de exalação, transdutores de pressão e fluxo, painel de controles e monitoramento e circuito de controle (Figura 8.1).

A partir dos controles efetuados pelo painel de controles e monitoramento realizado pelos transdutores de pressão e fluxo, é realizado o controle das válvulas de fluxo e exalação por meio do circuito de controle do ventilador.

A ventilação mecânica é realizada por meio de ciclos ventilatórios, em duas fases: inspiratória e expiratória. O ventilador inicia a fase inspiratória abrindo a válvula de fluxo e fechando a válvula de exalação. Nessa fase, ocorre o enchimento dos pulmões com o ventilador exercendo a pressão necessária para vencer o atrito nas vias respiratórias e expandir os pulmões.

O final da fase inspiratória irá coincidir com o início da fase expiratória, com o ventilador fechando a válvula de fluxo e abrindo a válvula de exalação. Nessa fase, ocorre o esvaziamento dos pulmões, sendo a força motriz a própria pressão no interior desses, ou seja, em geral, a exalação é passiva.

Diversas concepções são utilizadas na construção das válvulas de fluxo e exalação. Geralmente os ventiladores são acionados por fontes pressurizadas de ar e oxigênio, e a válvula de fluxo se constitui basicamente em uma resistência variável, acionada por motores de passo, bobinas eletromagnéticas ou solenoides (Figura 8.2).

Alguns ventiladores incorporam uma turbina, admitindo o ar ambiente e eliminando a necessidade de fonte de ar pressurizada. Em alguns ventiladores desse tipo, o controle de fluxo é feito diretamente pela rotação da turbina, enquanto em outros existe uma válvula controladora de fluxo. Pelo fato da turbina ser um gerador de alto fluxo e baixa pressão, é muito utilizada em equipamentos destinados à ventilação não invasiva.

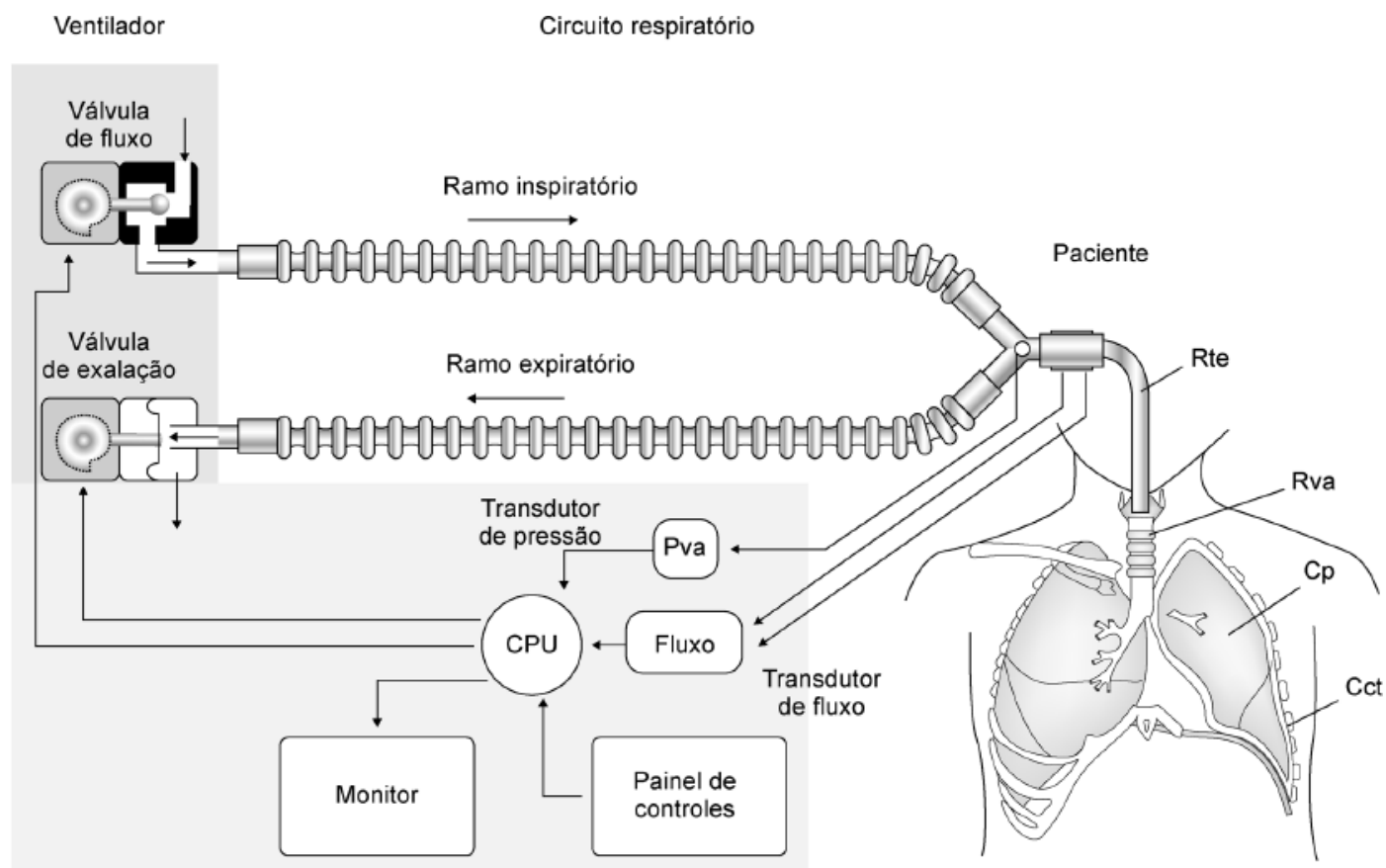


Figura 8.1 Representação esquemática de um ventilador conectado ao paciente. A partir dos controles efetuados pelo painel de controles e pelo monitoramento realizado pelos transdutores de pressão e fluxo, é realizado o controle das válvulas de fluxo e exalação por meio do circuito de controle do ventilador. O ventilador inicia a fase inspiratória abrindo a válvula de fluxo e fechando a válvula de exalação. O paciente é representado pelas vias respiratórias, pulmões e caixa torácica. Cct = complacência da caixa torácica; Cp = complacência do pulmão; CPU = unidade de processamento central; Pva = pressão nas vias respiratórias; Rva = resistência das vias respiratórias; Rte = resistência do tubo endotraqueal.

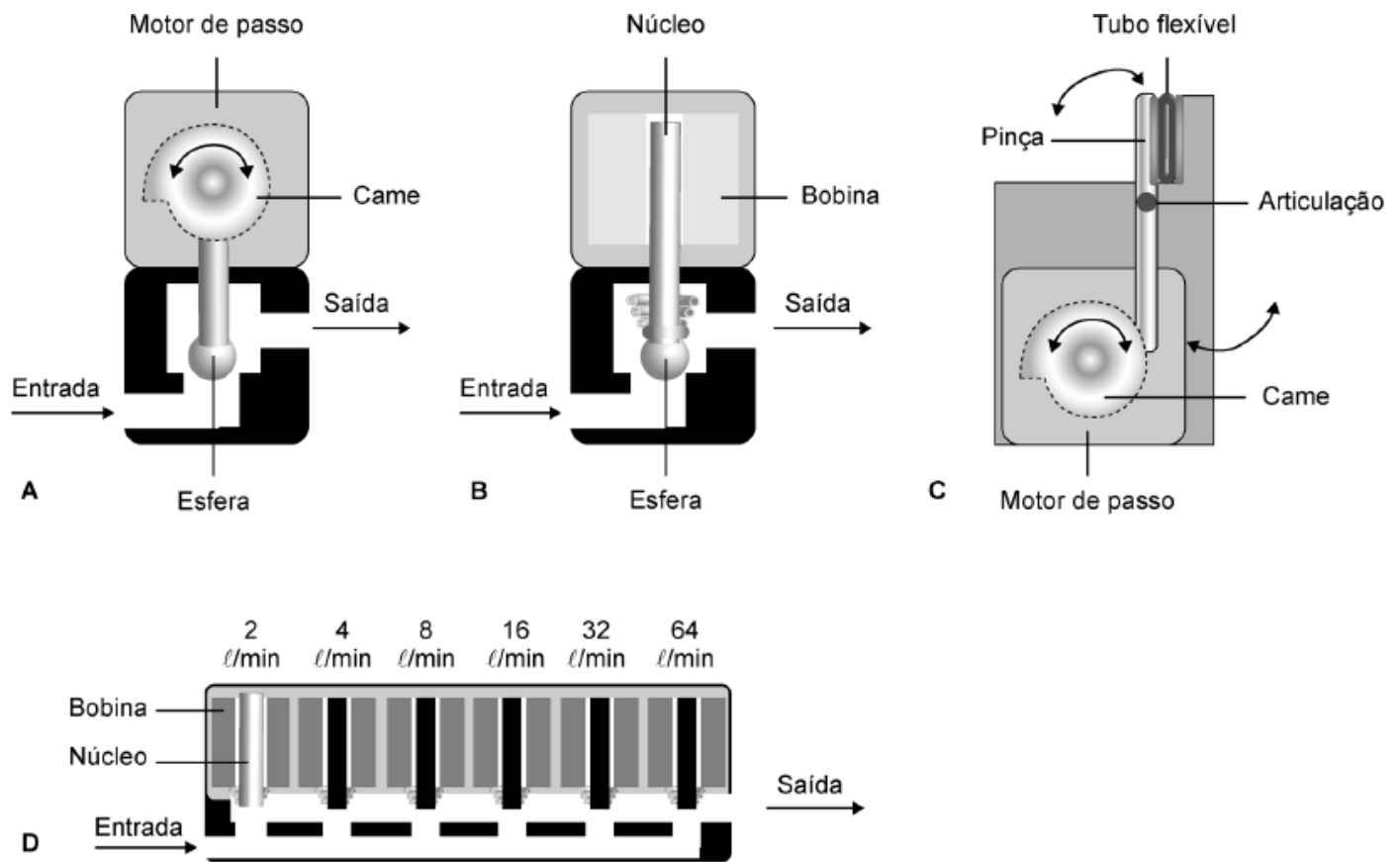


Figura 8.2 Representação esquemática de diversos modelos construtivos de válvula de fluxo. **A.** Um motor de passo atuando sobre uma esfera controla a abertura da passagem do fluxo. **B.** O acionamento da esfera, nesse caso, é realizado por um solenoide proporcional. **C.** Um mecanismo tipo pinça, acionado por motor de passo, atua sobre um tubo flexível, controlando a área de passagem do fluxo. **D.** Uma série de solenoides, calibrados com fluxos discretos, obedecendo à relação 2^n , ao serem acionados (abertos) na combinação apropriada, possibilitam o ajuste do fluxo requerido. Por exemplo: fluxo 6 l/min = solenoides 2 e 4 l/min acionados; 50 l/min = solenoides 2, 16 e 32 l/min acionados.

As válvulas de exalação, assim como as de fluxo, representam uma resistência variável no final do ramo expiratório do circuito do paciente. Por meio de um diafragma acionado por solenoides, bobinas ou motores de passo, possibilita a oclusão total, a manutenção de um limite de pressão ou pressão expiratória final positiva (PEEP, *positive end-expiratory pressure*) ou total abertura do circuito do paciente (Figura 8.3).

A medição de pressão é feita por meio de transdutores de estado sólido, sendo uma tecnologia acessível e utilizada em diversas áreas de aplicação (aeroespacial, industrial etc.). A medição da pressão é realizada com o sensor de pressão em paralelo, ou seja, a pressão é transmitida do ponto de medida, próximo à via respiratória do paciente, para o sensor no interior do ventilador, não existindo fluxo de gás através do sensor. A medição de fluxo apresenta dificuldades inerentes à aplicação em ventilação mecânica, sendo necessário que o sensor esteja posicionado em série com o circuito. O sensor deve ser posicionado idealmente próximo à via respiratória do paciente, apresentar pequeno volume interno e baixa resistência, ser relativamente insensível ao acúmulo de secreções e água, possibilitar esterilização etc. (Figura 8.4).

Os sinais de pressão, fluxo e volume podem ser representados graficamente, facultando uma análise detalhada do funcionamento do ventilador (Figura 8.5), utilizando um exemplo numérico:

- Fluxo (l/min) $\times$ tempo (s): a válvula de fluxo é aberta no instante 1 s. – início da fase inspiratória – e o fluxo atinge o valor de 30 l/min. O valor positivo indica que o fluxo é inspiratório. O fluxo é mantido constante em 30 l/min até o instante 2 s. A válvula de fluxo, então, é fechada, e o fluxo cai a zero (eixo horizontal). Simultaneamente, a válvula de exalação é aberta – início da fase expiratória – e o gás no interior dos pulmões é exalado pela própria pressão no interior dos pulmões. O fluxo atinge o valor máximo de -40 l/min. O valor negativo indica que o fluxo é expiratório.

À medida que o pulmão esvazia, diminui a pressão no seu interior e, consequentemente, o fluxo expiratório. O fluxo expiratório zero indica o esvaziamento total dos pulmões no instante 3 s. No instante 4 s, é iniciado um novo ciclo

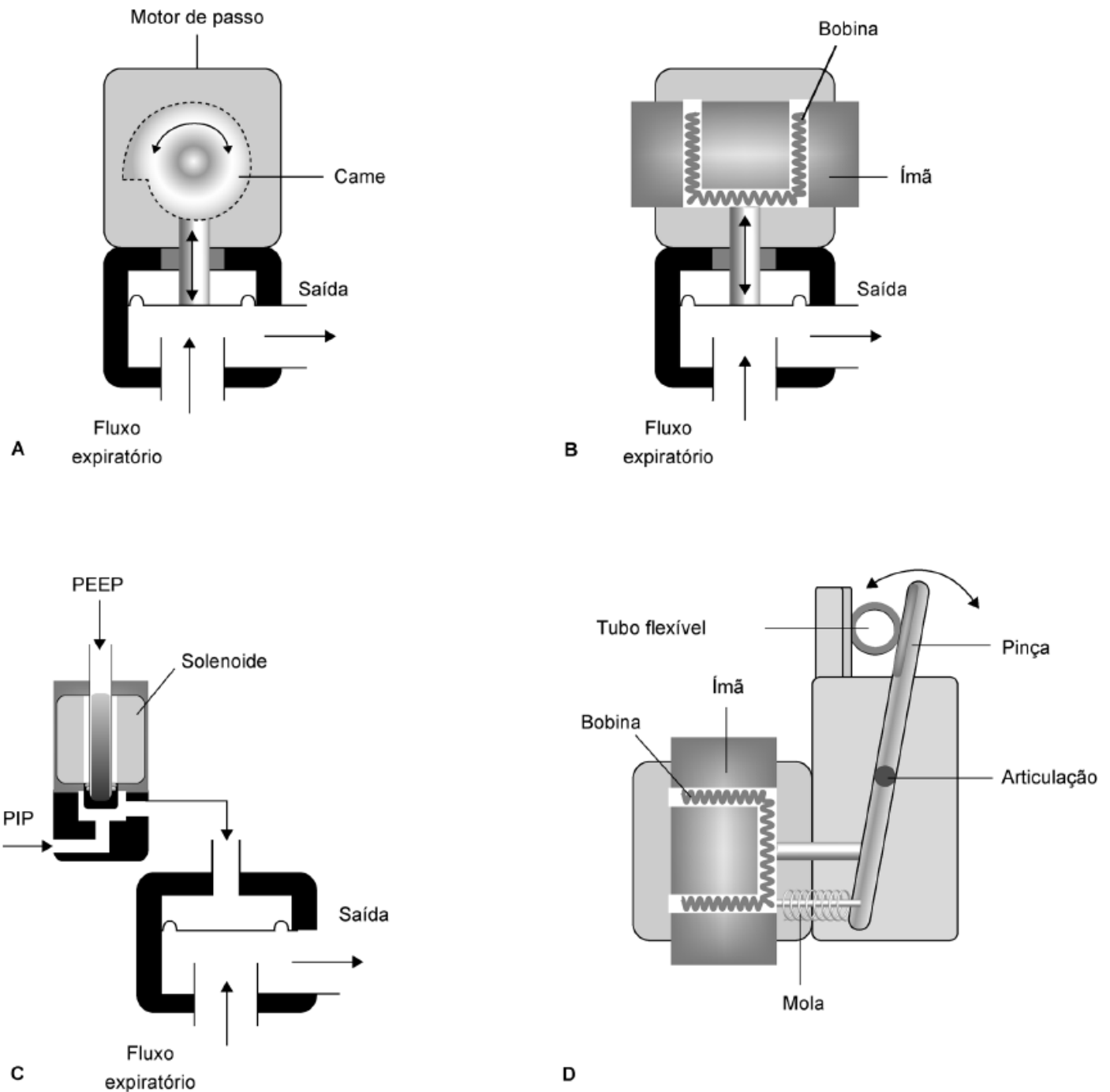


Figura 8.3 Representação esquemática de diversos modelos construtivos de válvula de exalação. **A.** Um motor de passo atuando sobre um diafragma flexível controla a abertura do ramo expiratório. **B.** O acionamento do diafragma é realizado por uma bobina eletromagnética. **C.** Um solenoide comuta as pressões inspiratória e expiratória, provenientes de válvulas pneumáticas, que atuam sobre o diafragma. **D.** Uma bobina eletromagnética aciona um mecanismo tipo pinça, que controla a área de passagem de um tubo flexível. PEEP = pressão expiratória final positiva; PIP = pico de pressão inspiratória

A. Pneumotacógrafo tipo Fleisch

B. Pneumotacógrafo de área fixa

C. Pneumotacógrafo de área variável

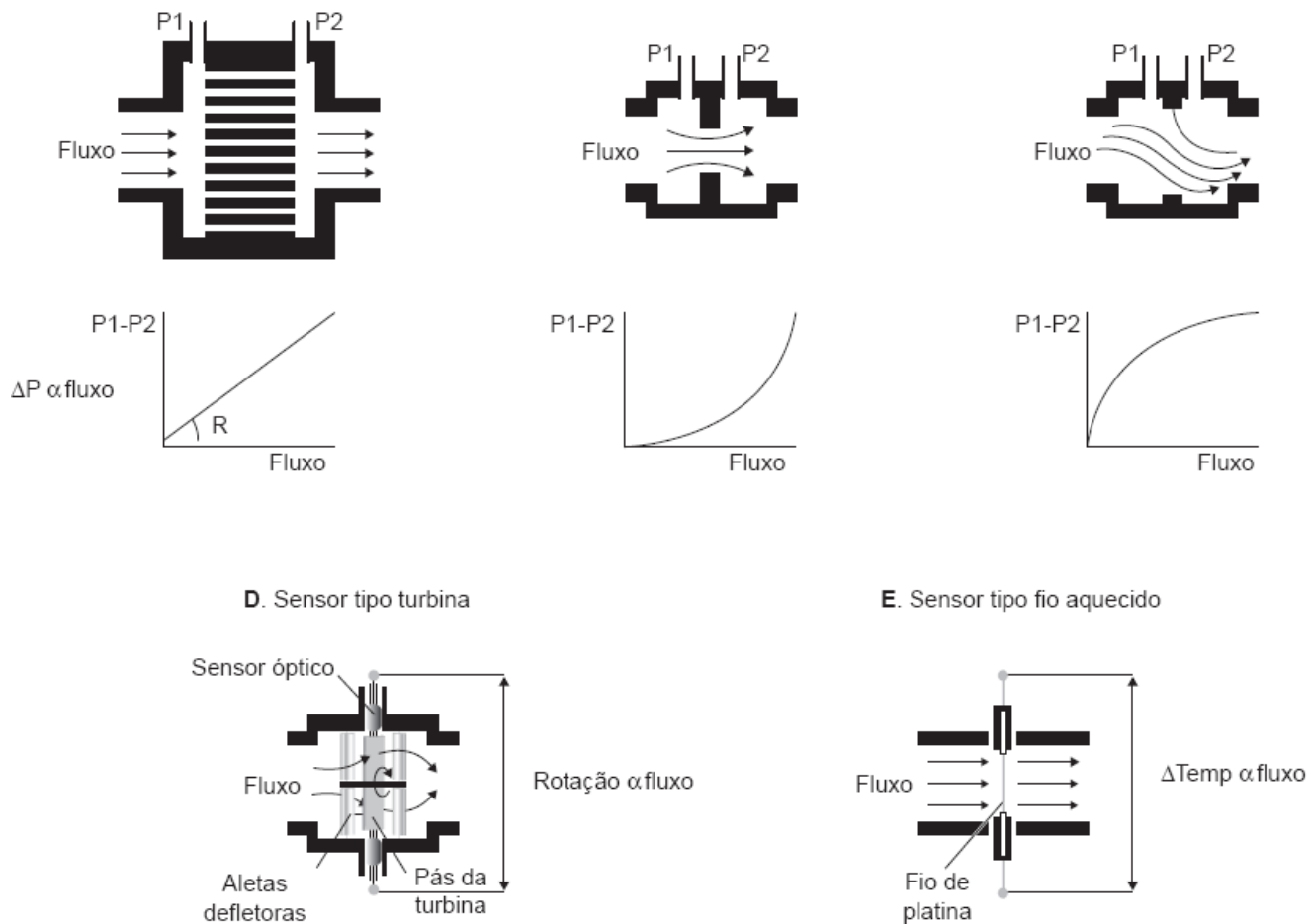


Figura 8.4 Representação esquemática de diversos tipos de sensores de fluxo. **A.** Nos pneumotacógrafos, a passagem do fluxo por uma restrição calibrada ocasiona uma queda de pressão. Tal queda, proporcional ao fluxo, é medida por um transdutor de pressão diferencial. Nos pneumotacógrafos tipo *Fleisch*, que utilizam um arranjo de tubos de pequeno diâmetro em paralelo, a relação entre o fluxo e a queda de pressão ($P1 - P2$) é linear. **B.** Nos pneumotacógrafos que utilizam uma restrição fixa de maior diâmetro, a relação pressão $\times$ fluxo aumenta com o fluxo e exige a linearização por meio de algoritmos e/ou circuitos eletrônicos. **C.** A utilização de uma lâmina flexível, resultando em uma área variável, aumenta a sensibilidade do pneumotacógrafo para baixos fluxos. **D.** A passagem do gás através de pás fixas direcionadoras de fluxo causa a rotação das pás rotativas da turbina. A rotação é proporcional ao fluxo e/ou volume deslocado. Os sensores de turbina apresentam pouca sensibilidade para baixos fluxos, influenciados pelo atrito e inércia, sendo mais utilizados para expirometria. **E.** A passagem do fluxo por um fio de platina aquecido promove a troca de calor. Por meio de um circuito de controle, a corrente elétrica através do fio é aumentada de modo a manter a temperatura constante. A corrente de realimentação é proporcional ao fluxo.

- Volume (ℓ) $\times$ tempo (s): no instante 1 s, é iniciado o enchimento dos pulmões por meio do fluxo inspiratório de 30 ℓ/min . O volume é definido como a integral do fluxo em relação ao tempo e pode ser representado graficamente como a área da curva fluxo $\times$ tempo. O volume inspirado é a área definida entre a curva de fluxo inspiratório e o eixo do tempo, e o volume exalado é a área definida pelo fluxo expiratório. Como, nesse caso, o fluxo é mantido constante, o volume aumenta linearmente até o valor de 0,5 ℓ no instante 2 s. Nesse instante, com o fechamento da válvula de fluxo e a abertura da válvula de exalação, inicia-se o esvaziamento dos pulmões, com o volume retornando a zero no instante 3 s. Durante a exalação, o volume diminui de modo exponencial. Caso o volume exalado seja menor que o inspirado, a curva não irá retornar a zero, refletindo a diferença entre os dois valores
- Pressão (cmH_2O) $\times$ tempo (s): com o início do fluxo inspiratório no instante 1 s, ocorre um aumento abrupto de pressão das vias respiratórias (P_{va}), correspondendo à pressão necessária para vencer o atrito e movimentar os gases através delas. À medida que ocorrem a expansão dos pulmões e a distensão das estruturas viscoelásticas, há um

aumento proporcional de pressão, necessária para vencer as forças viscoelásticas. A pressão atinge seu valor máximo no instante 2 s, quando ainda existe fluxo inspiratório e os pulmões atingiram o volume máximo durante o ciclo. A pressão retorna ao valor inicial – linha de base – durante a exalação. A pressão da linha de base, durante a fase expiratória, pode ser mantida acima da pressão atmosférica, com o controle da válvula de exalação, ou seja, esta válvula pode permanecer parcialmente fechada, impedindo a saída de todo o volume de gás do interior dos pulmões. Nesse caso, a pressão expiratória é mantida positiva (PEEP).

Com o uso da análise gráfica, pode-se determinar, utilizando os dados do exemplo:

- Tempo inspiratório (T_{insp}) = $2 \text{ s} - 1 \text{ s} = 1 \text{ s}$
- Tempo expiratório (T_{exp}) = $4 \text{ s} - 2 \text{ s} = 2 \text{ s}$
- Relação I:E = $1:T_{\text{exp}}/T_{\text{insp}} = 1:2/1 = 1:2$

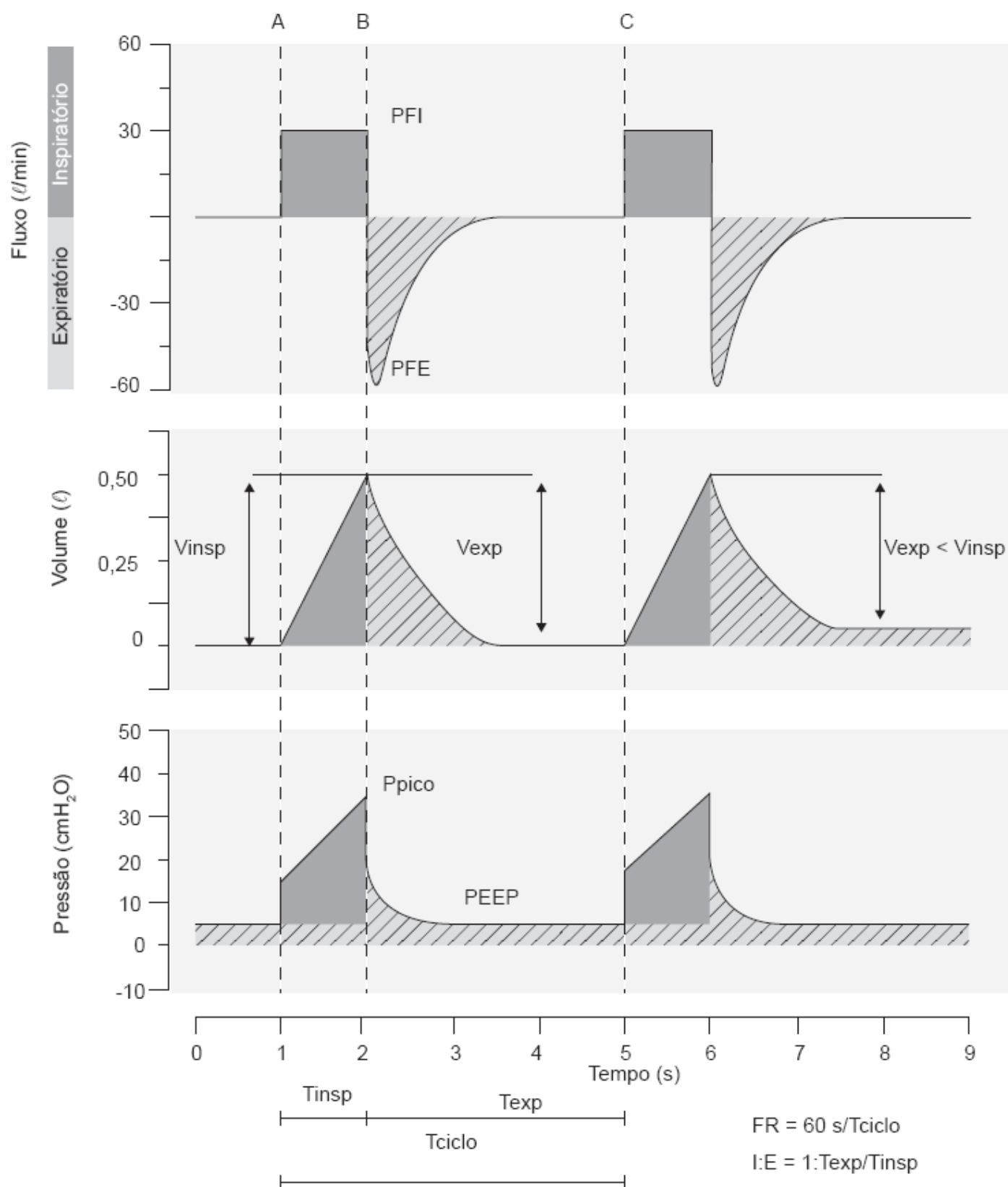


Figura 8.5 Traçados das curvas de fluxo, volume e pressão indicando os principais parâmetros que podem ser extraídos da leitura gráfica. Os instantes A e B correspondem ao início da fase inspiratória (abertura da válvula de fluxo e fechamento da válvula de exalação) e expiratória (fechamento da válvula de fluxo e abertura da válvula de exalação) respectivamente. FR = frequência respiratória; PEEP = pressão expiratória final positiva; PFE = pico de fluxo expiratório; PFI = pico de fluxo inspiratório, Ppico = pico de pressão; Tciclo = período do ciclo ventilatório; Texp = tempo expiratório; Tinsp = tempo inspiratório; Vexp = volume expirado; Vinsp = volume inspirado.

- Período do ciclo ventilatório (T_{ciclo}) = $T_{insp} + T_{exp} = 1 \text{ s} + 2 \text{ s} = 3 \text{ s}$

- Frequência respiratória (FR) = $60 \text{ s/Teiclo} = 60 \text{ s}/3 \text{ s} = 20 \text{ ciclos/min}$
- Fluxo inspiratório máximo = 30 l/min
- Fluxo expiratório máximo = 40 l/min
- Volume inspirado (V_{insp}) = $0,5 \text{ l}$
- Volume expirado (V_{exp}) = $0,5 \text{ l}$
- Pressão inspiratória máxima (pico) Pico = $25 \text{ cmH}_2\text{O}$
- Pressão expiratória (PEEP) = $5 \text{ cmH}_2\text{O}$.

A partir dessa descrição sucinta do funcionamento do ventilador artificial, podem ser detalhadas as propriedades do sistema respiratório e sua interrelação com as variáveis envolvidas na ventilação: resistência das vias respiratórias (R_{va}) e complacência do sistema respiratório (C_{sr}) *versus* pressão, fluxo e volume.

■ Resistência das vias respiratórias

Resistência através de um tubo

Para movimentar um sólido sobre uma superfície, é necessária a aplicação de força suficiente para vencer as forças de atrito. Da mesma maneira, para que o ar e/ou oxigênio se movimente através das vias respiratórias, é necessário que exista uma diferença de pressão positiva na direção do movimento. O fluxo de gás irá se estabelecer em função dessa diferença de pressão e o seu sentido será do ponto de maior para o de menor pressão. A pressão é a força motriz do fluxo.

A descrição de um experimento utilizando um tubo endotraqueal, um manômetro ou transdutor de pressão e um fluxômetro facilitam o entendimento do conceito da resistência (Figura 8.6).

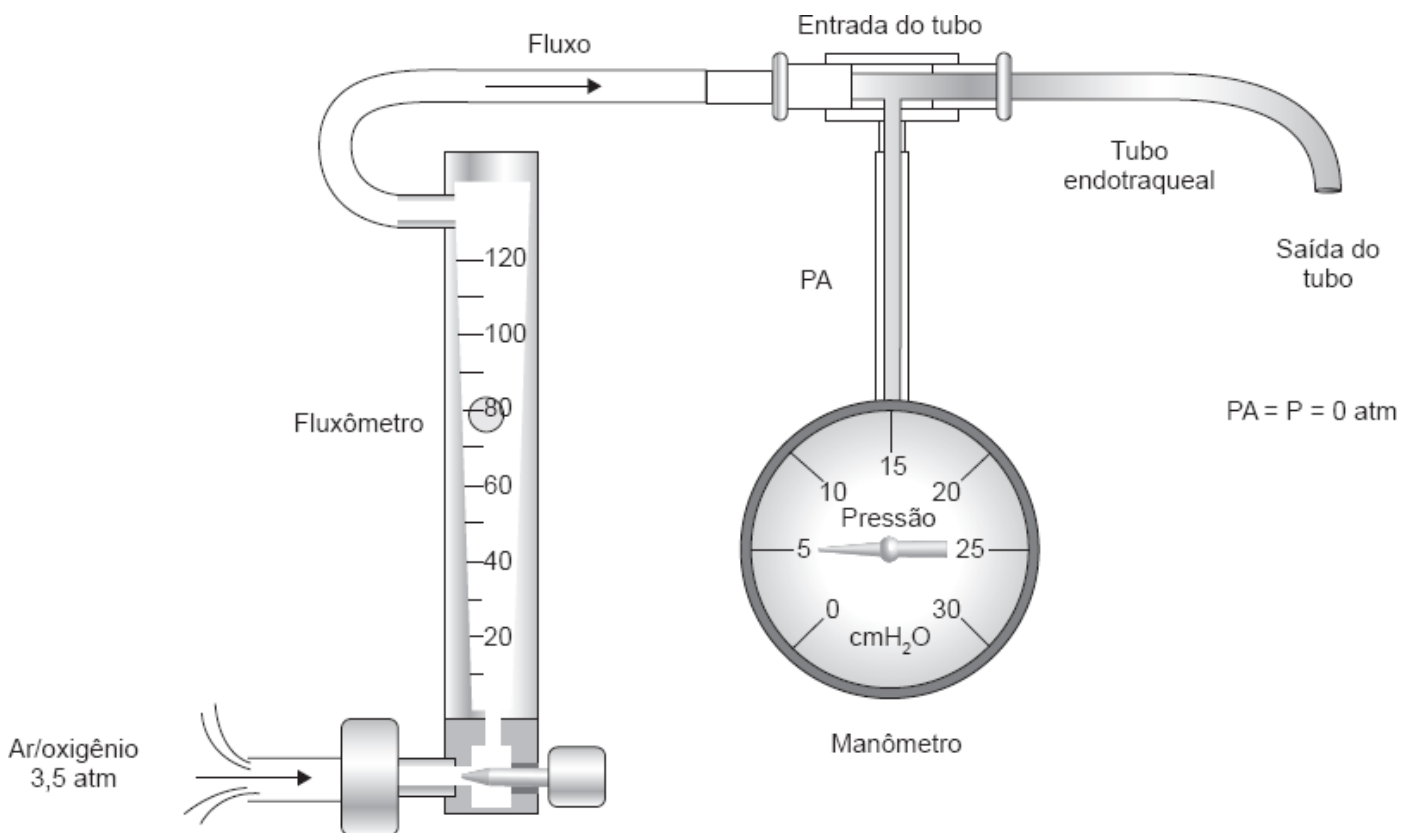


Figura 8.6 Representação esquemática do arranjo para medição de resistência de um tubo endotraqueal. Para cada fluxo ajustado no fluxômetro, é realizada a medição de pressão na entrada do tubo endotraqueal utilizando-se um manômetro ou transdutor de pressão. atm = atmosferas.

O fluxômetro está conectado ao tubo endotraqueal, no ponto em geral conectado ao ventilador. Por meio de um “T”, é realizada a medida da pressão nesse mesmo ponto A (PA), utilizando-se o transdutor de pressão. A outra extremidade do tubo, ponto B (PB), está aberta, ou seja, a pressão no PB é a pressão atmosférica. O experimento é conduzido ajustando-se diversos fluxos e medindo-se a diferença de pressão entre os pontos A e B. Como a pressão no PB é a pressão atmosférica (PB = 0), a diferença de pressão entre os dois pontos (PA-PB) é a própria pressão medida pelo transdutor no PA. Os valores experimentais obtidos estão expressos na Tabela 8.1.

Os dados obtidos com esse experimento revelam que:

- As pressões medidas em dois pontos distintos do tubo são diferentes quando existe um fluxo através do tubo. A pressão diminui no sentido do fluxo
- A diferença de pressão entre dois pontos do tubo é maior para fluxos mais elevados.

A diferença de pressão entre os pontos A e B é a força motriz que movimenta os gases através do tubo, vencendo as forças de atrito.

A relação entre a diferença de pressão entre dois pontos de um tubo, ou via respiratória, e o fluxo através do mesmo tubo representa a Rva entre os dois pontos.

Tabela 8.1 Relação entre o fluxo e a pressão diferencial.

Fluxo (ℓ/min)	PA-PB (cmH ₂ O)
20	0,5
40	1,5
60	3
80	5
100	8
120	11

PA = ponto A; PB = ponto B.

$$Rva = (PA-PB)/fluxo$$

PA: pressão na entrada do tubo endotraqueal (cmH₂O)

PB: pressão na saída do tubo endotraqueal (cmH₂O)

Fluxo: fluxo (ℓ/s)

Obs.: 60 ℓ/min = 1 ℓ/s

Para o tubo do experimento, pode ser calculada a resistência para cada fluxo ensaiado.

$$Rva = (PA-PB)/fluxo$$

Para fluxo = 20 ℓ/min; (PA – PB) = 0,5 cmH₂O

20 ℓ /min = 20/60 ℓ /s = 1/3 ℓ /s

Rva = 20 ℓ /min = 0,5 cmH₂O/0,33 ℓ /s = 1,5 cmH₂O/ℓ /s

Calculando-se Rva para os demais fluxos, obtém-se o que mostra a Tabela 8.2.

Verifica-se que a resistência calculada não é constante e aumenta com a elevação do fluxo. Esse aumento de resistência em função do fluxo é explicado pela natureza do fluxo que se estabelece no tubo (Figura 8.7).

Para fluxos menores, as moléculas dos gases movimentam-se em camadas concêntricas. A camada em contato com a

parede do tubo apresenta velocidade zero, e as demais deslizam entre si, em um movimento ordenado, obedecendo ao mesmo sentido e direção, alcançando velocidade máxima no centro do tubo. Esse tipo de fluxo é denominado laminar. Nesse caso, as forças de atrito são resultantes do movimento relativo das moléculas do gás, resultando em uma espécie de resistência intrínseca do gás, em função da sua viscosidade.

Tabela 8.2 Relação entre fluxo e Rva.

Fluxo (ℓ/min)	Rva (cmH ₂ O/ℓ/s)
20	1,50
40	2,25
60	3
80	3,75
100	4,8
120	5,5

Rva = resistência das vias respiratórias.

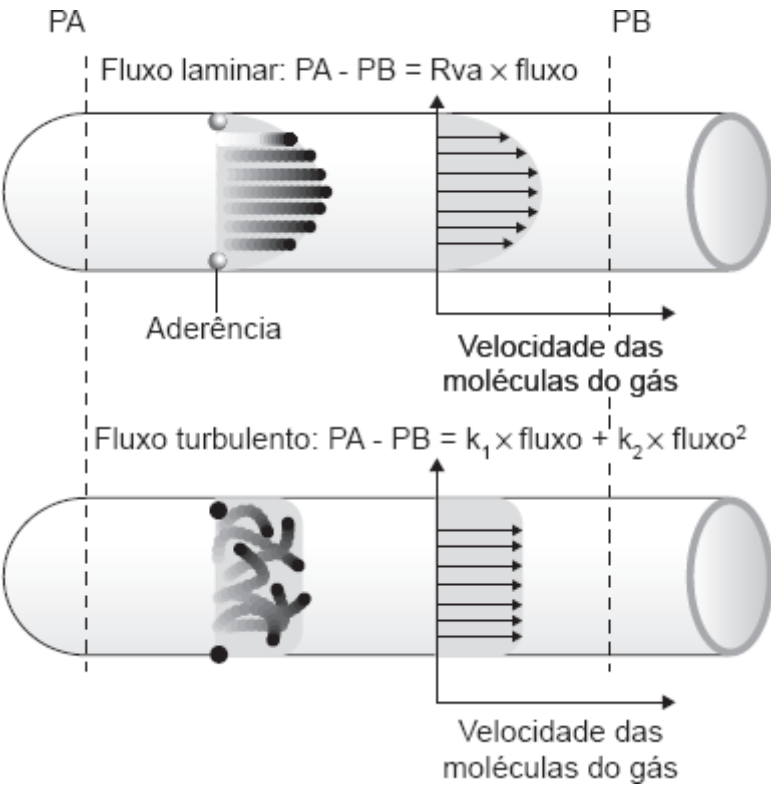


Figura 8.7 Representação dos fluxos laminar e turbulento em um tubo. No fluxo laminar, as moléculas dos gases movimentam-se em camadas concêntricas. A camada em contato com a parede do tubo apresenta velocidade zero, e as demais deslizam entre si, em um movimento ordenado, obedecendo ao mesmo sentido e direção, alcançando velocidade máxima no centro do tubo, apresentando um perfil parabólico. No fluxo turbulento, as moléculas do gás apresentam uma movimentação desordenada, em trajetórias distintas, e o perfil de velocidades apresenta-se achatado. PA = ponto A; PB = ponto B; Rva = resistência das vias respiratórias.

Com o aumento do fluxo, as moléculas do gás apresentam uma movimentação desordenada, em trajetórias distintas. Nesse caso, além da viscosidade, também influem na resistência ao fluxo a densidade do gás e o atrito com as paredes do tubo. Esse é o caso mais comum, presente inclusive no sistema respiratório.

No caso de fluxo turbulento, a equação que relaciona a queda de pressão entre dois pontos de um tubo e o fluxo

através deste é a equação de Rohrer:

$$PA-PB = K_1 \times \text{fluxo} + K_2 \times \text{fluxo}^2$$

As constantes K_1 e K_2 representam os componentes da resistência para fluxo laminar e turbulento.

Para o caso do tubo endotraqueal do experimento, foram obtidos, por meio de regressão linear, os seguintes valores $K_1 = 0,6$ e $K_2 = 2$.

Do ponto de vista prático, o mais comum é determinar a resistência a um determinado fluxo. Ao se proceder dessa maneira, deve-se lembrar que o valor da resistência relaciona exclusivamente a queda de pressão ao fluxo utilizado. Não é correto determinar-se o valor de resistência para um valor de fluxo e utilizá-la indistintamente com outros valores. Conforme visto para o tubo endotraqueal, é necessária a utilização de diversos pontos na faixa de fluxos possíveis para determinar uma equação que descreva adequadamente o comportamento resistivo da via respiratória.

Resistência do sistema respiratório

A mesma relação entre pressão e fluxo encontrada no tubo endotraqueal é válida para o sistema respiratório, ou seja, para as vias respiratórias naturais.

No caso do sistema respiratório, os pontos extremos podem ser considerados como a pressão na boca ou, no caso do paciente em ventilação mecânica, a traqueia (P_{tr}) e a pressão intrapulmonar no nível alveolar (P_{alv}). Conhecendo-se as pressões traqueal e alveolar para um determinado fluxo, é possível calcular a resistência das vias respiratórias do paciente.

Considerando a fase inspiratória, com um fluxo inspiratório constante, pode ser utilizada a fórmula da resistência do tubo endotraqueal, em que $PA = P_{tr}$ e $PB = P_{alv}$

$$R_{va} = (P_{tr} - P_{alv})/\text{fluxo}$$

Por exemplo, se durante a fase inspiratória, com um fluxo de 30 l/min, a pressão traqueal fosse 15 cmH₂O e a pressão alveolar 5 cmH₂O, resultaria:

$$\begin{aligned} 30 \text{ l/min} &= 30/60 \text{ l/s} = 0,5 \text{ l/s} \\ R_{va} &= (15 - 5)\text{cmH}_2\text{O}/0,5 \text{ l/s} = 20 \text{ cmH}_2\text{O/l/s} \end{aligned}$$

As mesmas considerações feitas para o tubo endotraqueal em relação ao fluxo laminar e turbulento se aplicam para o sistema respiratório. Além disso, nem sempre dispõe-se de fluxo constante. Por exemplo, para estimar a resistência expiratória, dispõe-se de um fluxo decrescente e, conseqüentemente, ocorrerão alterações de resistência no decorrer da fase expiratória. Em virtude da natureza elástica das vias respiratórias, também ocorrerão alterações decorrentes da própria deformação das vias respiratórias.

Apesar da importância das considerações apresentadas, para os objetivos deste capítulo, é suficiente entender a relação entre os gradientes de pressão e o fluxo ao longo das vias respiratórias.

No paciente em ventilação mecânica, a pressão é medida antes do tubo endotraqueal. Portanto, os valores medidos de resistência utilizando-se a pressão inspiratória proximal, referida como pressão na via respiratória (P_{va}) é, na realidade, a soma das resistências do tubo endotraqueal e das vias respiratórias do paciente.

$$R_{va} = R_{va} \text{ do tubo} + R_{va} \text{ do paciente} = (P_{va} - P_{alv})/\text{fluxo}$$

A soma das resistências do tubo endotraqueal e do sistema respiratório se constitui na própria R_{va} . A diferença de pressão entre a entrada do tubo endotraqueal e a alveolar ($P_{va} - P_{alv}$) é denominada pressão resistiva (P_{res}). A resistência das vias respiratórias pode então ser simplificada:

$$R_{va} = P_{res}/\text{fluxo}$$

■ Complacência

Complacência do sistema respiratório

O aumento do volume pulmonar durante a fase inspiratória ocasiona uma expansão dos pulmões e, consequentemente, da parede torácica, distendendo as estruturas elásticas do sistema respiratório. Analogamente a um sistema de molas, essa estrutura elástica irá exercer uma força contrária e proporcional à deformação, por sua vez proporcional ao volume inspirado. Essa força elástica, distribuída pela superfície do pulmão, produzirá uma pressão intrapulmonar positiva. A relação entre o volume inspirado e a variação de pressão no interior dos pulmões representa a C_{sr} (Figura 8.8).

Na presença de PEEP, a variação de pressão resultante do aumento do volume é a pressão alveolar subtraída da PEEP.

$$C_{sr} = \text{volume} / (\text{Palv} - \text{PEEP}) \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

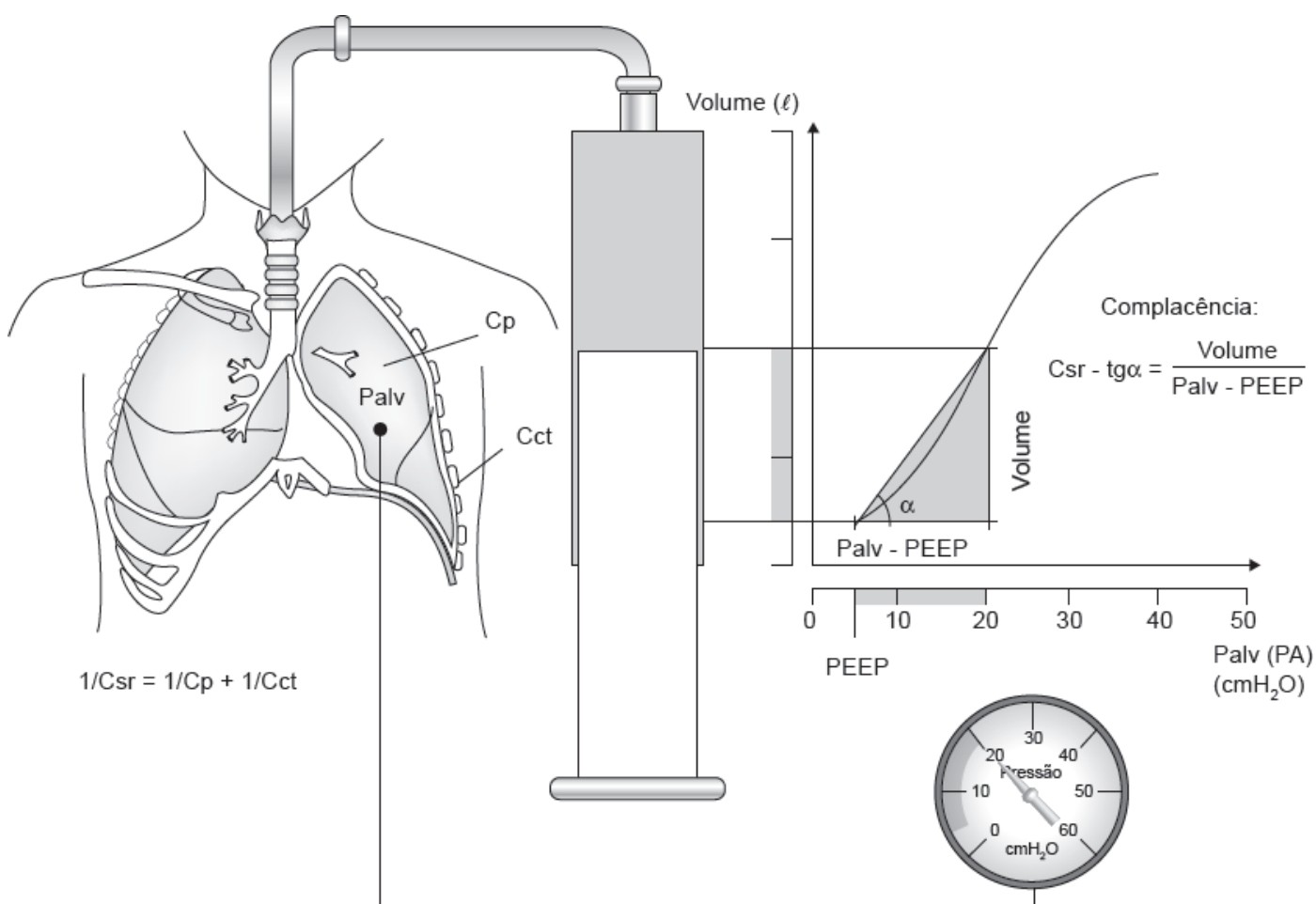


Figura 8.8 Representação de um arranjo para determinação da relação entre o volume inspirado e a variação de pressão no interior dos pulmões, definida como complacência do sistema respiratório. A medida da pressão deve ser realizada em condições estáticas (fluxo zero). A curva pressão $\times$ volume representa a curva de complacência do sistema respiratório (pulmão e parede torácica). A inclinação da curva em um determinado ponto determina a complacência para o volume considerado. Pelo traçado do exemplo, observa-se que, para volumes baixos, a inclinação da curva, ou seja, a complacência é menor. C_{ct} = complacência da caixa torácica; C_p = complacência do pulmão; C_{sr} = complacência do sistema respiratório; P_{alv} = pressão alveolar; PEEP = pressão expiratória final positiva.

O aumento de pressão intrapulmonar ($P_{alv} - \text{PEEP}$) em razão do volume inspirado se constitui na pressão elástica (P_{el}) relativa ao volume. A C_{sr} pode então ser simplificada:

$$C_{sr} = \text{volume} / P_{el}$$

Por exemplo, se durante a ventilação, com PEEP de 5 cmH₂O e volume corrente de 0,5 ℓ, a pressão alveolar no final da inspiração fosse 15 cmH₂O, resultaria o seguinte valor de complacência:

$$C_{sr} = 0,5 \text{ ℓ} / (15 - 5) \text{ cmH}_2\text{O} = 0,05 \text{ ℓ/cmH}_2\text{O}$$

Ou seja, nesse caso, um aumento de volume de 50 mℓ ocasiona um aumento de 1 cmH₂O no interior dos pulmões.

Inversamente, considerando a complacência de 0,05 ℓ/cmH₂O e PEEP 5 cmH₂O, para um volume inspirado de 0,75 ℓ, a pressão no interior dos pulmões resultaria:

$$\begin{aligned} P_{alv} &= Vol (\text{ℓ}) / C_{sr} (\text{ℓ/cmH}_2\text{O}) + PEEP (\text{cmH}_2\text{O}) = \\ &0,75 \text{ ℓ} / 0,05 \text{ ℓ/cmH}_2\text{O} + 5 = 15 + 5 = 20 \text{ cmH}_2\text{O} \end{aligned}$$

Da mesma forma que a resistência, a complacência não apresenta um valor constante. Alterações da complacência podem ocorrer em função de um maior ou menor recrutamento alveolar, propiciado, por exemplo, pela utilização da PEEP. A utilização de volumes elevados pode causar uma hiperinsuflação dos pulmões, com uma diminuição da complacência resultante da restrição imposta pela parede torácica.

Complacência do sistema de ventilação

Além da complacência do sistema respiratório, incorporando a parede torácica e os pulmões, o próprio ventilador, juntamente com o circuito respiratório, apresenta uma complacência intrínseca, cujo efeito poderá interferir na ventilação mecânica.

O circuito do ventilador é formado por tubos, muitas vezes flexíveis, e volumes compressíveis, como as jarras de umidificação. Nos casos de ventiladores utilizados em anestesia, incorporando foles ou bolsas de reinalação, a complacência do sistema de ventilação apresenta valores significativos. O efeito dessa complacência intrínseca dependerá do modo de ventilação utilizado. Por exemplo, se a modalidade ventilatória empregada fornece um volume predeterminado ao paciente, parte desse volume pode ficar comprimida no próprio circuito, não participando da ventilação, diminuindo o volume corrente efetivo.

Para se calcular a complacência intrínseca do sistema de ventilação, é necessário insuflar um volume predeterminado no interior do circuito, obstruindo todas as suas saídas, e verificar a variação de pressão resultante. Na prática, isso pode ser realizado obstruindo-se a saída do “Y” do circuito e certificando-se da inexistência de vazamentos, selecionando a modalidade ciclada a volume, ajustando-se um volume em torno de 100 mℓ e um fluxo de 10 ℓ/min, geralmente disponíveis nos ventiladores. Deve-se então observar qual é a P_{va} obtida no interior do circuito e realizar o cálculo da complacência.

Por exemplo, supondo que a pressão na via respiratória ao final da inspiração fosse 20 cmH₂O, a complacência do circuito (C_{circ}) seria:

$$C_{circ} = \text{volume} / P_{va} = 100 \text{ mℓ} / 20 \text{ cmH}_2\text{O} = 5 \text{ mℓ/cmH}_2\text{O}$$

Isso significa que, durante a ventilação mecânica, 5 mℓ de volume permanecerá no circuito para cada 1 cmH₂O de pressão na via respiratória, ou seja, se durante a ventilação, a pressão inspiratória chegasse a 15 cmH₂O, o volume perdido no circuito seria:

$$\text{Volume perdido} = C_{circ} \times P_{va} = 5 \text{ mℓ/cmH}_2\text{O} \times 15 \text{ cmH}_2\text{O} = 75 \text{ mℓ}$$

O efeito da complacência do sistema de ventilação deve ser avaliado principalmente na ventilação de pacientes com complacência reduzida, principalmente crianças. Nesse caso, o circuito deve ser otimizado, reduzindo-se o comprimento e o diâmetro dos tubos, empregando-se materiais com pouca distensibilidade e reduzindo-se os volumes compressíveis.

Quando a medida da complacência é efetuada no paciente conectado ao ventilador, é importante verificar onde está sendo realizada a medida do volume.

Se o volume considerado nos cálculos é o volume medido no ramo expiratório do circuito, então a complacência

medida incorpora o circuito do paciente. Nesse caso, para determinar a complacência do paciente, deve-se descontar do valor obtido a C_{circ} .

Se o volume utilizado nos cálculos de complacência é medido por um sensor diretamente posicionado na entrada do tubo endotraqueal, então o valor obtido é a própria complacência do paciente.

■ Equação do movimento

A partir das definições de resistência e complacência, é possível relacionar as propriedades do sistema respiratório e do sistema de ventilação com as pressões, fluxos e volumes desenvolvidos durante a ventilação.

Retornando ao modelo do sistema de ventilação (Figura 8.1), a P_{va} é medida na entrada do tubo endotraqueal. Durante a fase inspiratória, considerando-se o paciente em ventilação controlada, sem esforço inspiratório, o valor da P_{va} irá incorporar tanto a componente resistiva P_{res} como a componente elástica P_{el} . Considerando que o volume é medido na mesma posição, ou seja, é o volume efetivamente inspirado pelo paciente:

$$P_{va} = P_{res} + P_{el} + PEEP = R_{va} \times \text{Fluxo} + \text{volume}/C_{sr} + PEEP$$

A partir dessa equação, a curva de pressão pode ser mais bem descrita utilizando-se os conceitos de resistência e complacência.

Considerando como exemplo dois pacientes com mecânicas respiratórias distintas:

$$\text{Paciente 1: } R_1 = 20 \text{ cmH}_2\text{O/l/s; } C_1 = 0,025 \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

$$\text{Paciente 2: } R_2 = 40 \text{ cmH}_2\text{O/l/s; } C_2 = 0,05 \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

Utilizando os mesmos parâmetros ventilatórios do exemplo, volume 0,5 l, fluxo inspiratório constante 30 l/min e PEEP 5 cmH₂O, obtêm-se os seguintes traçados de pressão (Figura 8.9):

- No instante 1 s, a válvula de fluxo é aberta, liberando um fluxo de 30 l/min através das vias respiratórias. Nesse instante, o volume inspirado ainda é zero e a pressão na via respiratória:

$$P_{va} = R_{va} \times \text{fluxo} + \text{volume}/C_{sr} + PEEP$$

$$\text{Paciente 1: } P_{va1} = 20 \text{ cmH}_2\text{O/l/s} \times 0,5 \text{ l/s} + 0 \text{ l}/0,025 \text{ l/cmH}_2\text{O} + 5 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$P_{va1} = 15 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$\text{Paciente 2: } P_{va2} = 40 \text{ cmH}_2\text{O/l/s} \times 0,5 \text{ l/s} + 0 \text{ l}/0,05 \text{ l/cmH}_2\text{O} + 5 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$P_{va2} = 25 \text{ cmH}_2\text{O}$$

- No instante 1,5 s, a válvula de fluxo permanece aberta. Nesse instante, o volume inspirado atingiu 250 ml. Portanto a pressão elástica (P_{el}) no interior dos pulmões aumentou. Como o fluxo foi mantido constante, e considerando-se que não ocorreram mudanças na R_{va} , a pressão resistiva (P_{res}) também permaneceu constante. Calculando-se a pressão na via respiratória para essa nova situação:

$$\text{Paciente 1: } P_{va} = 20 \times 0,5 + 0,25/0,025 + 5 = 10 + 10 + 5 = 25 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$\text{Paciente 2: } P_{va} = 40 \times 0,5 + 0,25/0,05 + 5 = 20 + 5 + 5 = 30 \text{ cmH}_2\text{O}$$

- No final da fase inspiratória, no instante 2 s, o volume atingiu 0,5 l, e a válvula de fluxo ainda está aberta:

$$\text{Paciente 1: } P_{va} = 20 \times 0,5 + 0,5/0,025 + 5 = 10 + 20 + 5 = 35 \text{ cmH}_2\text{O}$$

$$\text{Paciente 2: } P_{va} = 40 \times 0,5 + 0,5/0,05 + 5 = 20 + 10 + 5 = 35 \text{ cmH}_2\text{O}$$

Esse exemplo ilustra uma situação em que dois pacientes com mecânicas respiratórias distintas apresentam o mesmo valor de pressão na via respiratória P_{va} ao final da inspiração, ou pressão de pico (P_{pico}). Entretanto, no Paciente 1, a pressão P_{pico} é composta de 10 cmH₂O de pressão resistiva e 20 cmH₂O de P_{el} , além da PEEP. Ou seja, a pressão

intrapulmonar no paciente 1 é de 25 cmH₂O.

No Paciente 2, a Pres é de 20 cmH₂O e a elástica 10 cmH₂O, resultando em uma pressão intrapulmonar de 15 cmH₂O, inferior à do Paciente 1.

A simples verificação do pico de pressão (Ppico) não reflete corretamente os níveis de pressão a que efetivamente estão submetidos os alvéolos durante a ventilação.

O início da fase expiratória ocorre no fechamento da válvula de fluxo e abertura da válvula de exalação. Durante a fase expiratória, supondo uma válvula de exalação ideal, que não ofereça resistência ao fluxo, ocorre uma rápida despressurização do circuito, e a pressão na via respiratória se reduz ao valor da PEEP programada. Nesse instante, inverte-se o sentido do fluxo, ou seja, a pressão intrapulmonar é maior que a Pva. A força motriz do fluxo expiratório é a própria Pel no interior dos pulmões. No caso do Paciente 1, a Pel atingiu 20 cmH₂O, e no paciente 2, 10 cmH₂O. Essa é a pressão disponível para movimentar os gases através das vias respiratórias. Supondo que a resistência expiratória seja igual à inspiratória, a equação do movimento irá determinar o fluxo expiratório no início da expiração:

$$Pva = Pres + Pel + PEEP$$

$$Pres = Pel$$

$$Rva \times \text{fluxo exp} = \text{volume}/Csr$$

Paciente 1:

$$\text{Fluxo exp1} = \text{volume}/Csr/Rva = 20 \text{ cmH}_2\text{O}/20 \text{ cmH}_2\text{O}/\ell/s = 1 \ell/s = 60 \ell/\text{min}$$

Paciente 2:

$$\text{Fluxo exp2} = 10 \text{ cmH}_2\text{O}/40 \text{ cmH}_2\text{O}/\ell/s = 0,25 \ell/s = 15 \ell/\text{min}$$

Constante de tempo

À medida que ocorre o esvaziamento dos pulmões, diminui a Pel e, conseqüentemente, o fluxo expiratório. O tempo necessário para que o pulmão exale todo o volume dependerá dos valores da complacência e resistência do paciente. Quanto maior a complacência, menor a Pel para um determinado volume e, conseqüentemente, menor a força motriz para exalação. Por outro lado, quanto maior a resistência, menor o fluxo expiratório, para determinada pressão elástica. O produto da resistência e complacência define a constante de tempo do sistema respiratório, relacionada com o tempo de esvaziamento do pulmão:

$$T = Rva \times Csr \text{ (s)}$$

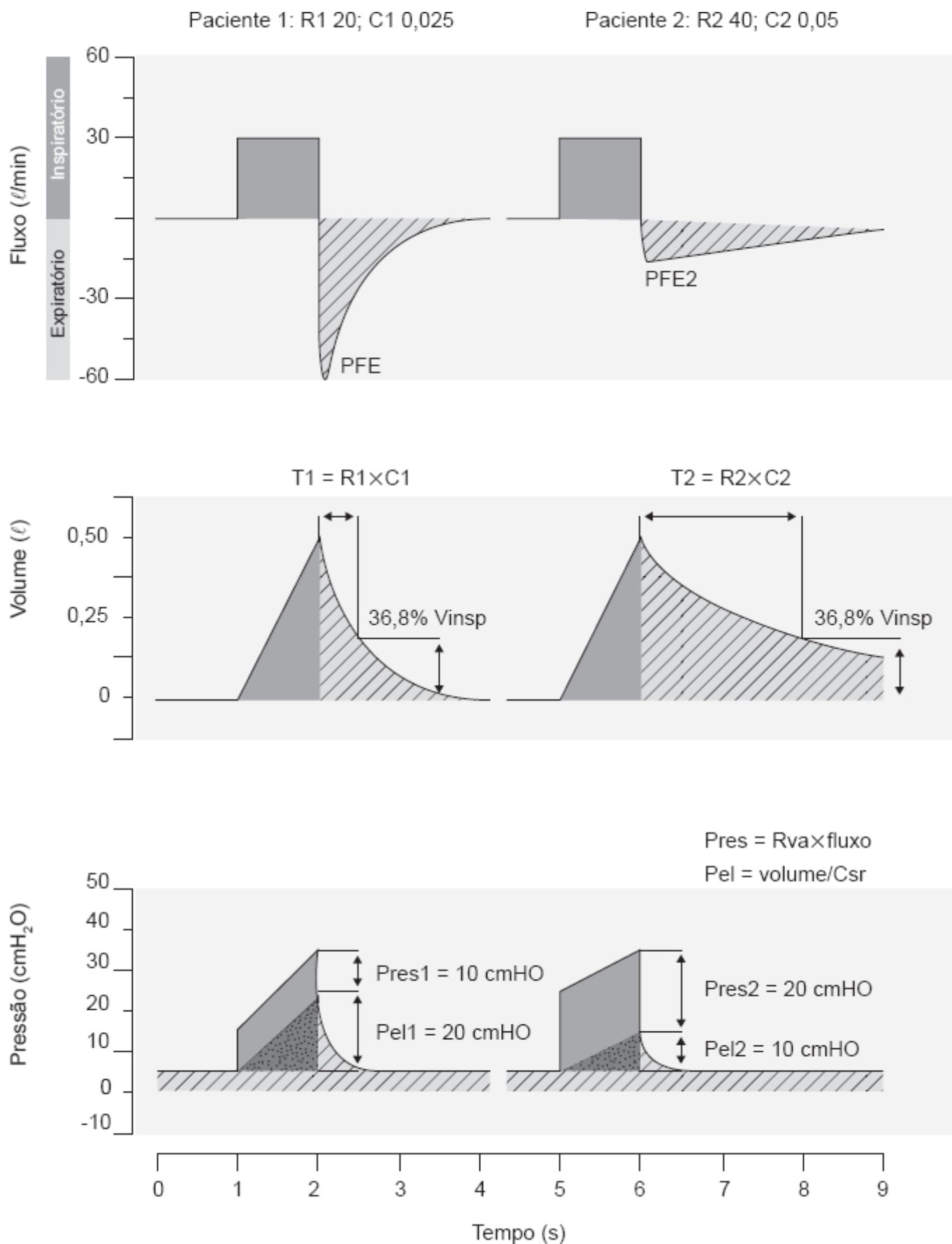


Figura 8.9 Traçados das curvas de fluxo, volume e pressão para dois pacientes com mecânicas respiratórias distintas. No exemplo, foram utilizados fluxo inspiratório (30 l/min) e volume (0,5 l) constantes. Pode-se observar que, apesar de apresentarem o mesmo pico de pressão, as pressões alveolares nos dois pacientes são diferentes. Além disso, no Paciente 2, em virtude de uma constante de tempo maior, a exalação ocorre de maneira mais lenta, com o pico de fluxo

expiratório menor. Csr = complacência do sistema respiratório; Pel = pressão elástica; PFE = pico de fluxo expiratório; Pres = pressão resistiva; Vinsp = volume inspirado; Rva = resistência das vias respiratórias.

Calculando-se a constante de tempo para os casos do exemplo:

$$\text{Paciente 1: } T = 20 \text{ cmH}_2\text{O/l/s} \times 0,025 \text{ l/cmH}_2\text{O} = 0,5 \text{ s}$$

$$\text{Paciente 2: } T = 40 \text{ cmH}_2\text{O/l/s} \times 0,05 \text{ l/cmH}_2\text{O} = 2 \text{ s}$$

O esvaziamento do pulmão obedece a uma equação do tipo exponencial. De acordo com essa equação, a partir do início da exalação, o volume no interior dos pulmões diminui para 36,8%, 13,5%, 5% e 1,8% do volume inicial, respectivamente, após 1, 2, 3, 4 e 5 constantes de tempo (Figura 8.10).

Para o Paciente 1, o tempo necessário para a exalação completa seria de aproximadamente 2,5 s, e para o paciente 2, 10 s.

Caso não se concedesse tempo suficiente para a exalação, iniciandose outro ciclo ventilatório, resultaria em uma pressão positiva no interior dos pulmões ao final da exalação, referida como autoPEEP ou PEEP intrínseca.

Medida da resistência e complacência no ventilador

Para que se possam identificar as componentes resistiva e elástica durante a ventilação, os ventiladores dispõem de um recurso, a pausa inspiratória, que retarda a abertura da válvula de exalação em relação ao momento em que ocorreu o fechamento da válvula de fluxo. Durante a pausa inspiratória, não existe fluxo na via respiratória (fluxo = 0 e Pres = 0), portanto, a Pva, medida pelo ventilador, é a própria pressão intrapulmonar.

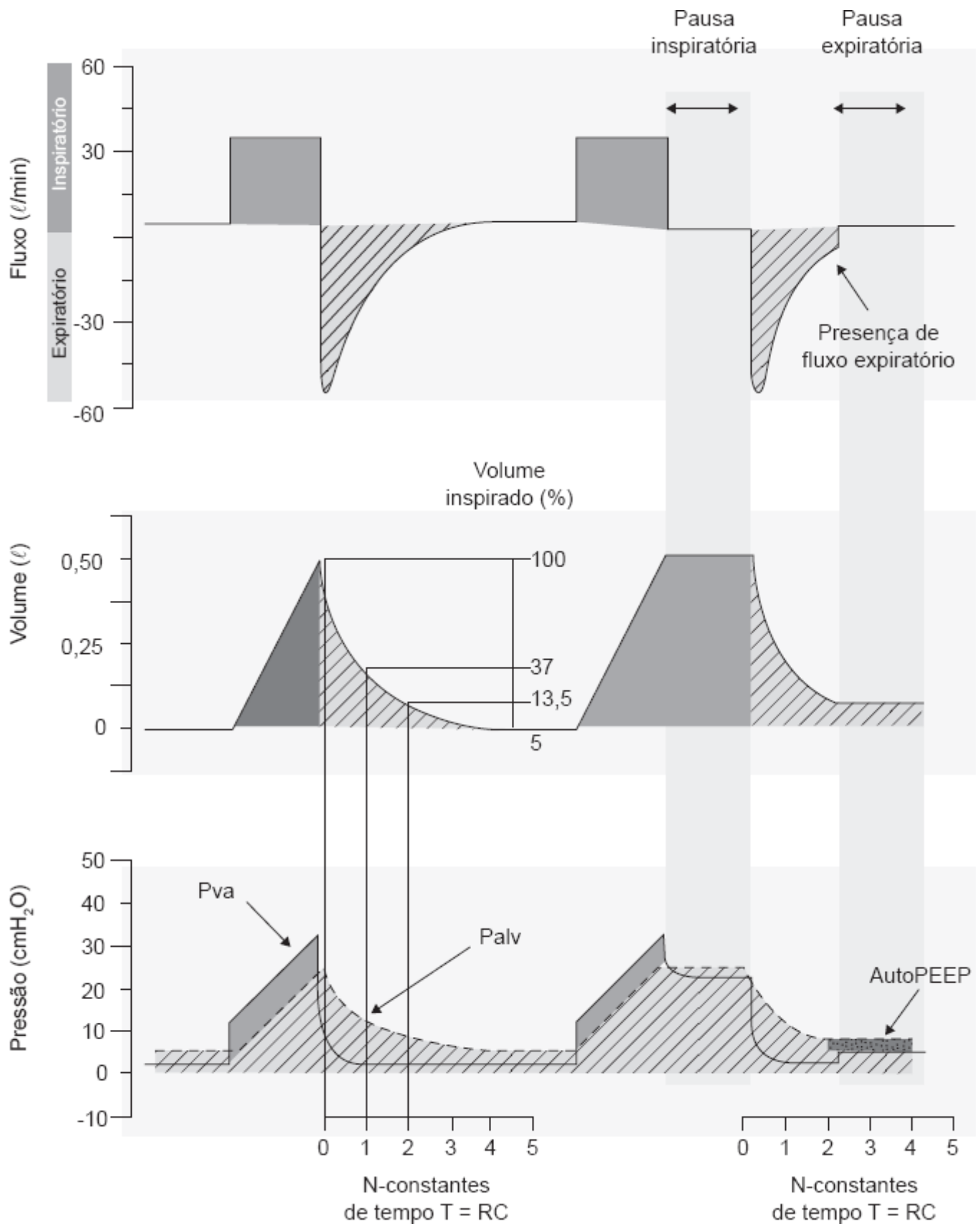


Figura 8.10 Traçados gráficos das curvas de fluxo, volume e pressão, relacionando a constante de tempo com os valores de volume e pressão durante a fase expiratória. São representadas as pausas inspiratória e expiratória, que tornam possível a visualização da pressão alveolar no final da inspiração e exalação, respectivamente. Nos traçados de pressão, a pressão alveolar é representada em linha pontilhada. Palv = pressão alveolar; PEEP = pressão expiratória final positiva; Pva = pressão das vias respiratórias; Rc = resistor/capacitor.

$$P_{va} = R_{va} \times 0 + \text{volume}/C_{sr} + PEEP = \text{volume}/C_{sr} + PEEP = P_{el} + PEEP$$

A pressão da via respiratória na pausa é denominada pressão de platô (P_{Platô}), e a pressão máxima inspiratória, anterior à pausa, P_{pico}. A diferença entre a P_{pico} e a P_{Platô} é a Pres.

$$\begin{aligned} \text{Pausa: } P_{va} &= P_{plat} = P_{el} + PEEP = \text{volume}/C_{sr} + PEEP; \text{ Pres} = 0 \\ \text{Pres} &= P_{pico} - P_{Platô} = R_{va} \times \text{fluxo} \end{aligned}$$

Conhecendo-se P_{pico}, P_{Platô}, PEEP, fluxo no instante da pausa e volume inspirado, é possível determinar os valores de complacência e resistência (Figura 8.11):

$$\begin{aligned} R_{va} &= (P_{pico} - P_{Platô})/\text{fluxo} \\ C_{sr} &= \text{volume}/(P_{Platô} - PEEP) \end{aligned}$$

Trabalho respiratório

O trabalho mecânico representa a energia requerida para deslocar um corpo, ou fluido, vencendo-se as forças opostas ao movimento. No caso da ventilação mecânica, as variáveis que determinam o trabalho são as pressões elásticas e resistivas e o volume. O trabalho respiratório pode ser definido pela equação:

$$\text{Trabalho respiratório} = \text{área curva PV} = \int_{V_o}^{V_i} P \times dV$$

A representação gráfica do trabalho (integral da pressão em relação ao volume) é a área sob a curva da pressão em relação ao volume, ou curva PV, em que podem ser visualizadas as componentes elástica e resistiva (Figura 8.12).

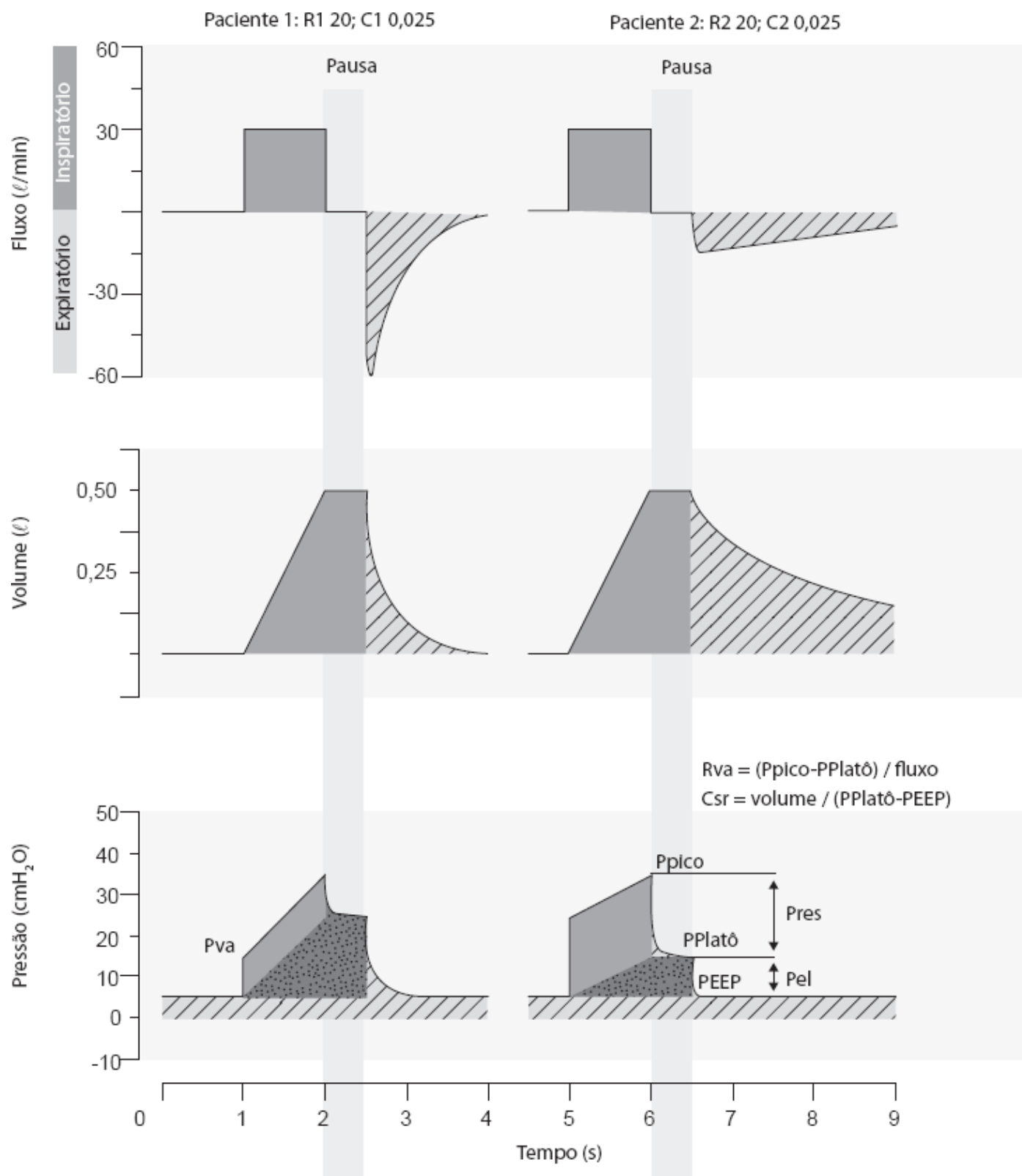


Figura 8.11 Traçados gráficos representando a pausa inspiratória. Medindo-se o pico de pressão (Ppico), a pressão na pausa inspiratória (pressão de platô – PPlatô), a PEEP (pressão expiratória final positiva), o fluxo no instante da pausa e o volume inspirado, é possível determinar os valores de complacência e resistência. Csr = complacência do sistema respiratório; Pel = pressão elástica; Pres = pressão resistiva; Rva = resistência das vias respiratórias.

O trabalho mecânico aumenta à medida que são deslocados maiores volumes e/ou são requeridas pressões mais elevadas durante a ventilação. Geralmente, o trabalho mecânico é medido durante a fase inspiratória, já que a exalação em geral é passiva, e a energia utilizada é a própria força elástica do sistema respiratório. Em uma expiração ativa, os

músculos respiratórios efetivamente realizarão um trabalho mecânico. Durante a ventilação mecânica, a fração de trabalho realizado pelo ventilador e pelo paciente dependerá do modo de ventilação, das características do ventilador e dos parâmetros ajustados durante a ventilação. O cálculo do trabalho baseado na pressão medida na via respiratória resulta no trabalho realizado pelo ventilador. Para cálculo do trabalho realizado pelo paciente, é necessária a utilização da pressão pleural (Figura 8.13). Na prática, é utilizada a pressão esofágica (Pes), medida por um meio menos invasivo, a introdução de um pequeno balão no esôfago. A pressão esofágica reflete o esforço exercido pelos músculos respiratórios durante a inspiração.

■ Modos de ventilação mecânica

Os modos ventilatórios definem como os ciclos ventilatórios são iniciados, mantidos e finalizados. O ciclo ventilatório inclui tanto a fase inspiratória como a expiratória, entretanto, as classificações dos ciclos e dos modos têm se baseado principalmente na fase inspiratória.

Ciclos ventilatórios

Os ciclos ventilatórios podem ser classificados em três tipos:

- Ciclos controlados
- Ciclos assistidos
- Ciclos espontâneos.

Essa classificação leva em conta como os ciclos são iniciados, efetivamente controlados e finalizados.

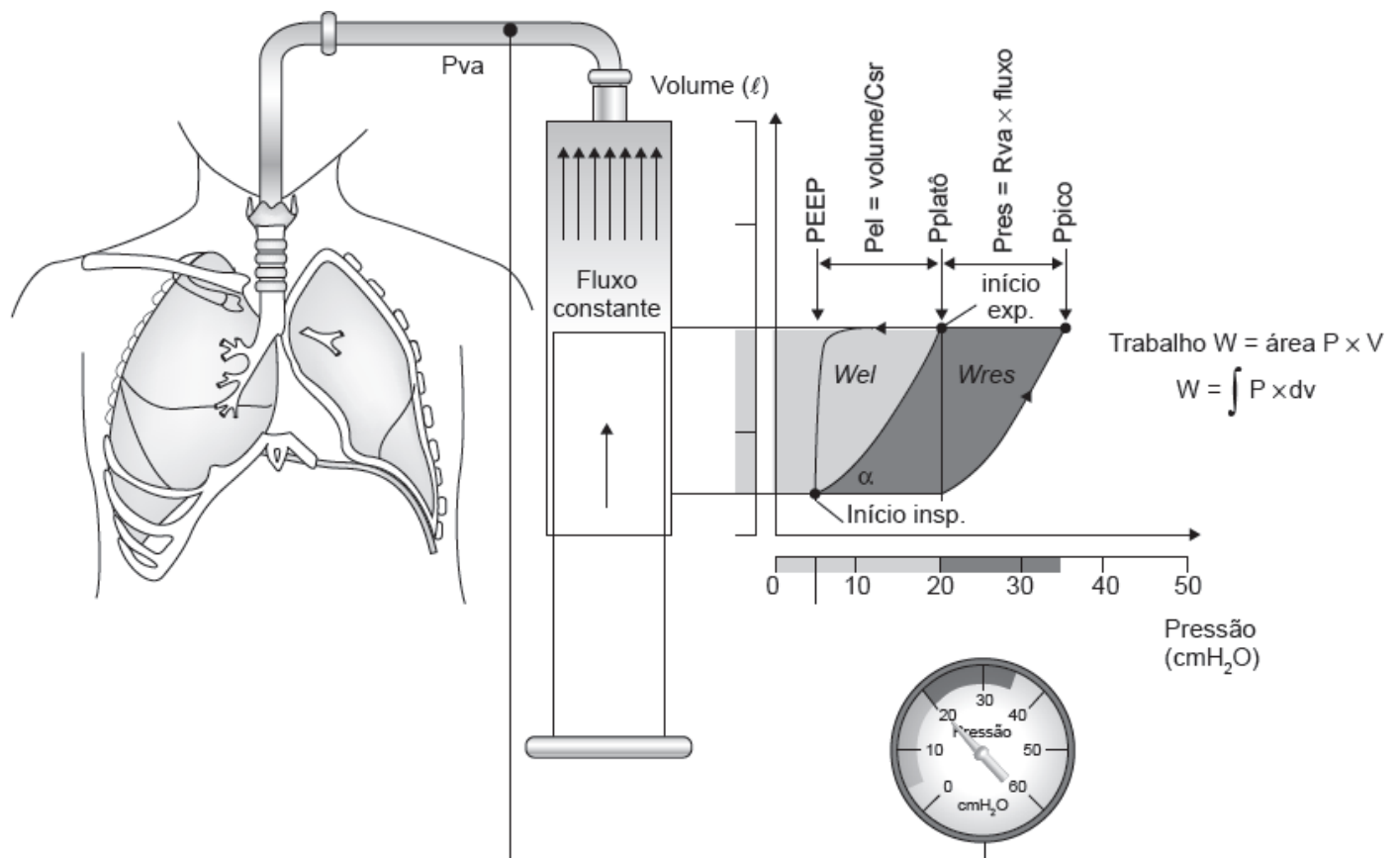


Figura 8.12 A representação gráfica do trabalho mecânico (integral da pressão em relação ao volume) é a área sob a curva da pressão em relação ao volume, ou curva PV, na qual podem ser visualizados os componentes de trabalho para vencer as forças elásticas (Wel) e resistivas (Wres). O cálculo do trabalho baseado na pressão medida na via respiratória representa o trabalho realizado pelo ventilador. Csr = complacência do sistema respiratório; PEEP = pressão expiratória

final positiva; Pel = pressão elástica; Pplatô = pressão de platô; Ppico = Pressão de pico; Pres = pressão resistiva; Pva = pressão da via respiratória; Rva = resistência das vias respiratórias; exp. = expiração; insp. = inspiração.

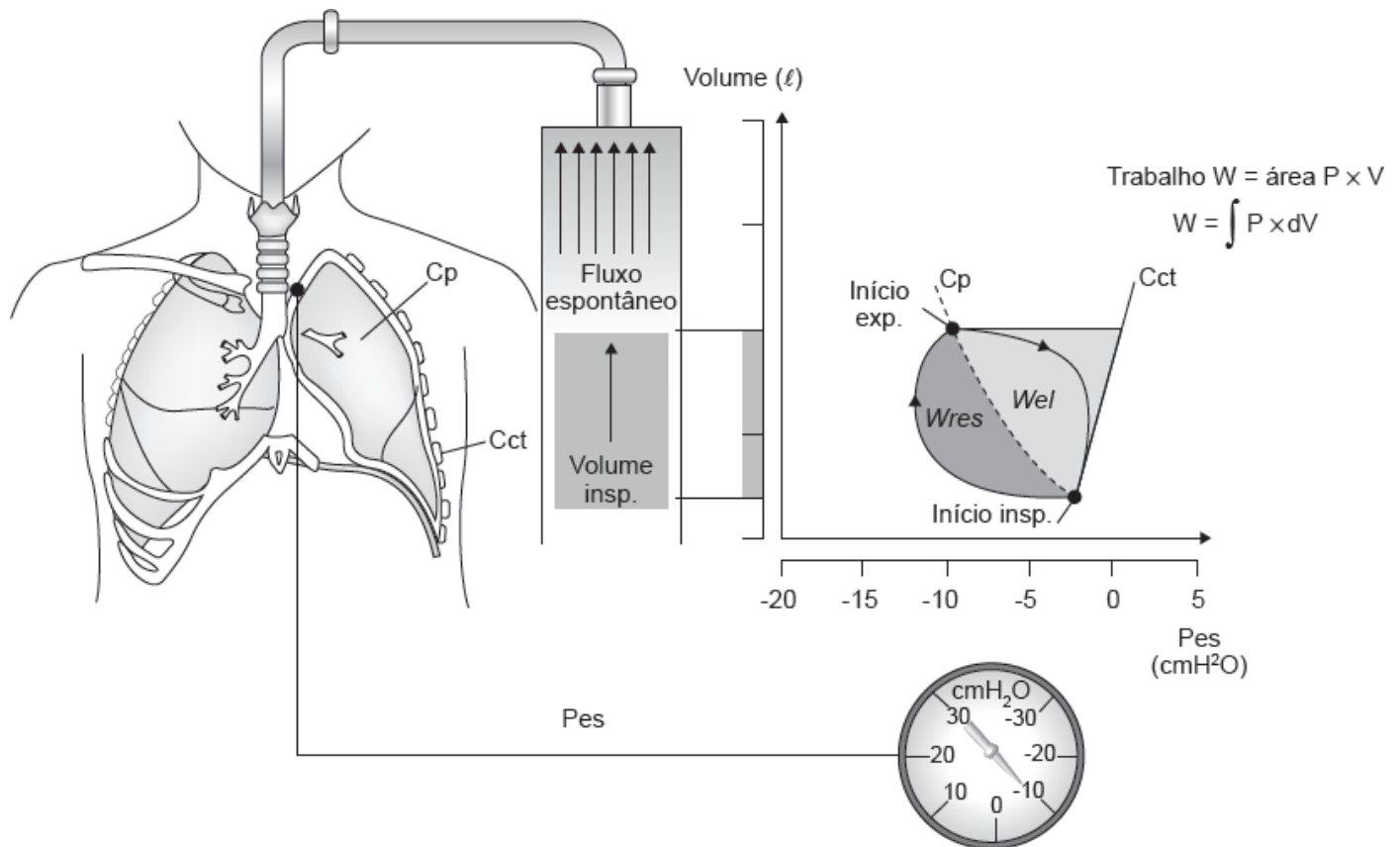


Figura 8.13 Para medida do trabalho realizado pelo paciente, deve ser utilizada a pressão esofágica (Pes), que reflete o esforço exercido pelos músculos respiratórios durante a inspiração. Durante a inspiração espontânea, o trabalho para vencer as forças elásticas é definido pela área entre as curvas da complacência do pulmão e da caixa torácica. Cct = complacência da caixa torácica; Cp = complacência do pulmão; exp. = expiratório; insp. = inspiratório; Pes = pressão esofágica; Wel = trabalho elástico; Wres = trabalho resistivo.

Os ciclos controlados são iniciados, controlados e finalizados exclusivamente pelo ventilador. Os ciclos controlados são iniciados geralmente de acordo com um critério de tempo, pelo ajuste da frequência respiratória ou por um tempo de apneia. A partir do início do ciclo controlado, o ventilador determinará o modo de atuação das válvulas de fluxo e a exalação conforme o controle selecionado. O final do ciclo controlado é determinado em função do critério específico do modo de ventilação.

Os ciclos assistidos são iniciados pelo paciente, controlados e finalizados pelo ventilador. Durante a fase de controle dos ciclos assistidos, dependendo de como é realizado o controle, o ventilador pode permitir que o paciente modifique o ciclo assistido. O início do ciclo assistido (“disparo”) se dá pelo reconhecimento do esforço inspiratório do paciente pelo ventilador, geralmente por uma alteração na pressão ou fluxo na via respiratória (Figura 8.14).

No disparo por pressão, é necessário que não exista fluxo na via respiratória. Assim, a queda na pressão alveolar resultante do esforço inspiratório do paciente é transmitida integralmente à via respiratória, sendo possível sua detecção por um transdutor.

O sinal do transdutor de pressão é comparado com o nível de sensibilidade ajustado, determinando o disparo do ciclo. No disparo por fluxo, é necessário que o ventilador mantenha um fluxo contínuo na via respiratória. A queda de pressão alveolar resultante do esforço do paciente determinará o gradiente de pressão necessário para desviar o fluxo para o interior dos pulmões. O fluxo inspirado é medido por um sensor de fluxo, cujo sinal é comparado com a sensibilidade ajustada.

O desempenho dos diferentes tipos de disparo dependerá das características construtivas de cada ventilador. Uma

menor deflexão de pressão na via respiratória, no caso do disparo por fluxo, não deve ser confundida com uma menor queda de pressão no nível alveolar. Existem, entretanto, situações nas quais a indicação de determinado tipo é mais adequada. Por exemplo, na ventilação neonatal quando se utiliza fluxo contínuo, é impraticável a utilização de disparo por pressão.

Após a detecção do esforço inspiratório, são acionados os sistemas de controle para abertura da válvula de fluxo e fechamento da válvula de exalação. O intervalo entre a detecção do esforço e o acionamento do fluxo é um período crítico, no qual o trabalho respiratório pode assumir valores elevados, no caso de uma oferta de fluxo insuficiente no início do ciclo. A partir do início do ciclo assistido, o controle de término ocorre exatamente como o verificado nos ciclos controlados.

Os ciclos espontâneos são iniciados pelo paciente, podendo ser controlados e finalizados parcial ou totalmente pelo paciente. Os ciclos espontâneos podem ser controlados exclusivamente pelo paciente ou podem ser parcialmente assistidos pelo ventilador. O ventilador pode manter, por exemplo, um fluxo contínuo no circuito, o paciente pode respirar espontaneamente, controlando totalmente a frequência, o fluxo e o volume.

Outro tipo de ciclo espontâneo, parcialmente assistido, ocorre quando o ventilador, de algum modo, auxilia a inspiração do paciente, aumentando, por exemplo, o fluxo e/ou pressão na via respiratória em resposta a um esforço espontâneo, como ocorre com a ventilação com pressão suporte. Nesse caso, o paciente mantém um controle parcial sobre o fluxo, o volume e o instante de término do ciclo.

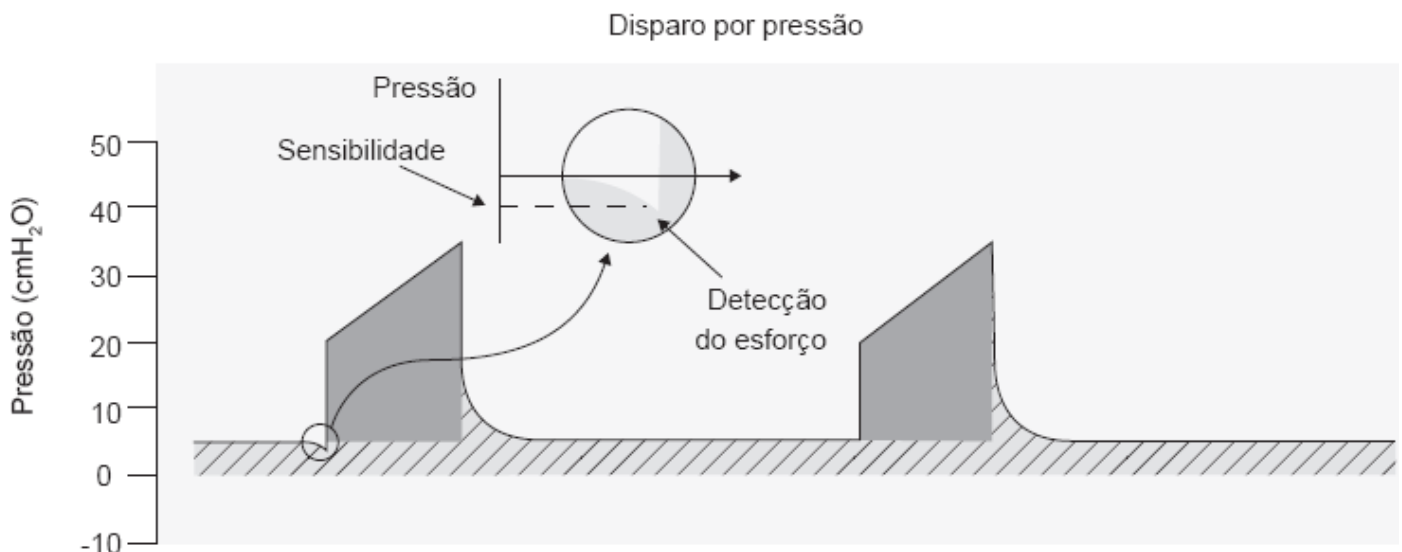
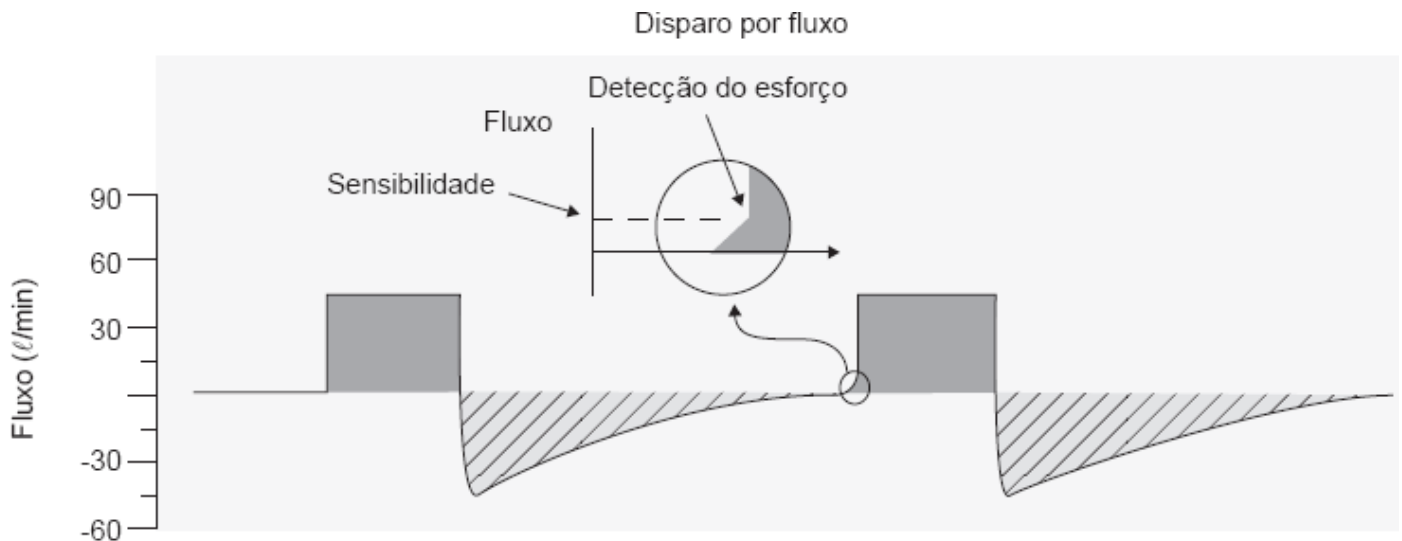


Figura 8.14 A detecção do esforço inspiratório para o início do ciclo ventilatório (“disparo”) pode ser feita pela pressão ou pelo fluxo. No disparo por pressão, na ausência de fluxo, o esforço inspiratório do paciente (pressão alveolar negativa) é transmitido integralmente à via respiratória (condição isométrica), causando a queda de pressão. No disparo por fluxo, o esforço do paciente desvia um fluxo contínuo presente na via respiratória, detectado por um sensor de fluxo. Nesse caso, a pressão alveolar negativa não é transmitida à via respiratória, não sendo detectada queda de pressão na via respiratória.

Modos básicos de ventilação mecânica

Geralmente os ventiladores apresentam quatro modos de ventilação, baseados nos tipos de ciclos disponibilizados pelo ventilador: controlado, assistido, ventilação intermitente sincronizada (SIMV, *synchronized inspiratory mandatory ventilation*) e pressão positiva contínua nas vias respiratórias (CPAP, *continuous positive airway pressure* (Figura 8.15).

Modo controlado

Durante o modo controlado, geralmente designado pela sigla CMV (*controlled mandatory ventilation*), o ventilador disponibiliza apenas ciclos controlados, baseados na frequência respiratória programada. A frequência respiratória pode ser programada diretamente, ou derivada de outros parâmetros.

Por exemplo:

- O ventilador dispõe de controles de tempo inspiratório (T_{insp}) e expiratório (T_{exp}): $FR = 60 \text{ s} / (T_{\text{insp}} + T_{\text{exp}})$
- O ventilador dispõe de controle de volume minuto (V_{min}) e volume corrente (V_c): $FR = V_{\text{min}} / V_c$.

A partir da frequência respiratória programada, o ventilador definirá o período entre os ciclos controlados. Cada período corresponde a uma “janela” de tempo, no qual o ventilador iniciará um ciclo controlado:

$$\text{Janela de tempo} = \text{período } T = 60 \text{ s} / \text{Freq}$$

Modo assistido

No modo assistido, o ventilador disponibiliza ciclos controlados e assistidos. Geralmente, o modo assistido é denominado assistido/controlado, já que o ventilador pode, na ausência de esforço inspiratório do paciente, manter os ciclos controlados na frequência programada. Nesse modo, além da frequência respiratória, é necessário programar o nível de sensibilidade assistida ou *trigger* para reconhecimento do esforço inspiratório do paciente.

No modo assistido, assim como no controlado, o ventilador define as janelas de tempo com base na frequência respiratória programada. No caso de ausência de esforço inspiratório, o ventilador inicia cada janela de tempo com um ciclo controlado. Ao ser detectado o esforço inspiratório, o ventilador envia um ciclo assistido e reinicia a contagem da janela de tempo. Dessa maneira, o paciente pode aumentar a frequência respiratória além da programada, recebendo sempre ciclos mandatórios (controlados ou assistidos).

Modo SIMV

No modo de ventilação intermitente sincronizada, em geral denominado SIMV, o ventilador disponibiliza os ciclos controlados, assistidos e espontâneos. Nesse modo, o ventilador também utiliza as janelas de tempo. Entretanto, diferente do que ocorre no modo assistido, a contagem da janela de tempo não é reiniciada a cada ciclo, e a duração da janela se mantém constante. Em uma janela de tempo, o primeiro esforço após um ciclo controlado resulta em um ciclo assistido, e os demais esforços após o ciclo assistido são espontâneos. Uma janela de tempo é iniciada com um ciclo controlado, apenas se, na janela anterior, não tiver sido detectado nenhum esforço inspiratório. Caso contrário, o ventilador aguarda a ocorrência do esforço e envia um ciclo assistido.

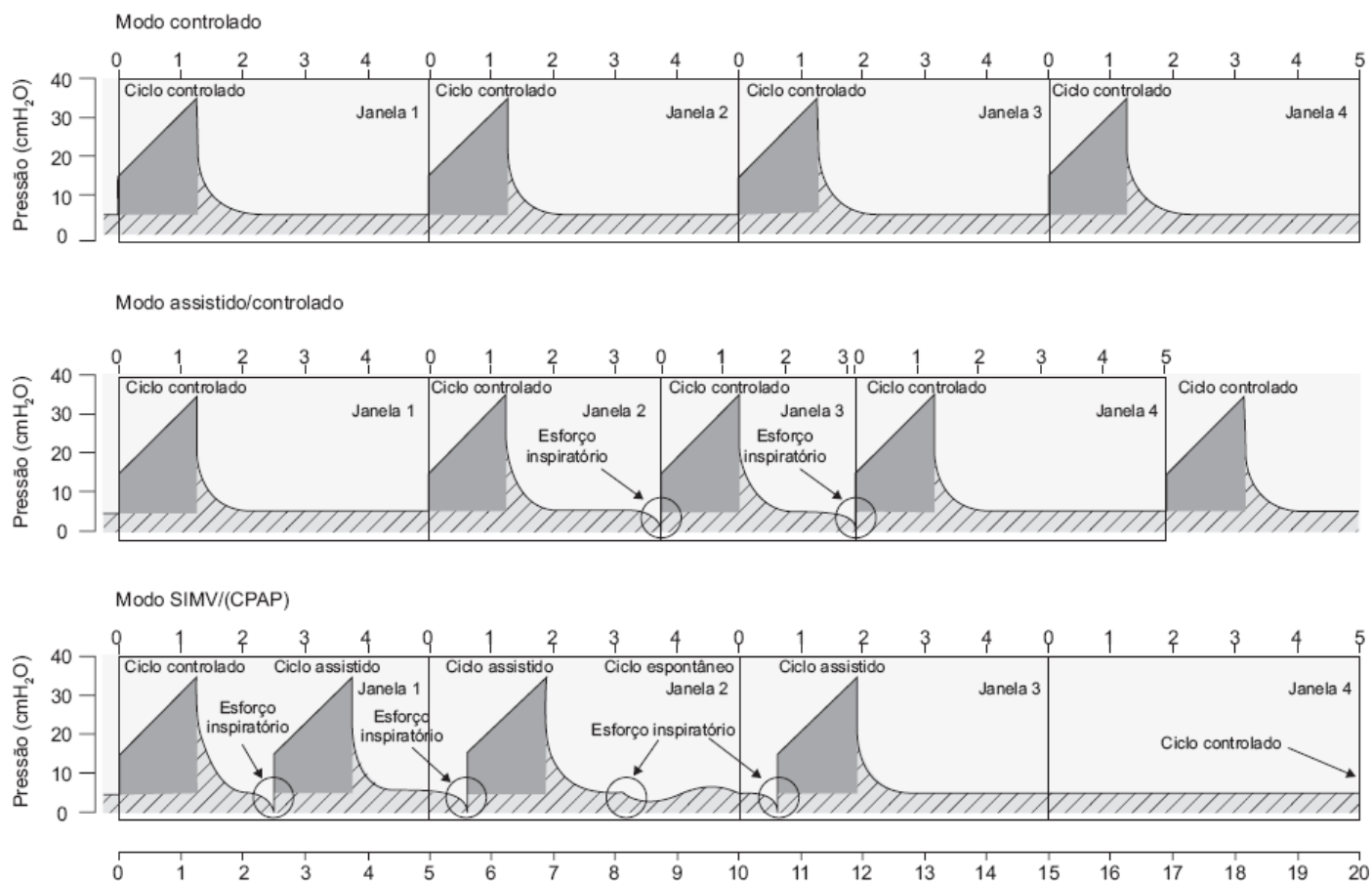


Figura 8.15 No modo controlado, o ventilador inicia um ciclo controlado a cada janela de tempo, definida a partir da frequência respiratória programada (janela = FR/60 s). No modo assistido/controlado, o ventilador inicia um ciclo assistido na ocorrência do esforço do paciente, reiniciando a contagem da janela de tempo (janelas variáveis); ao final da janela, na ausência de esforço, é iniciado um ciclo controlado. No modo SIMV (ventilação mandatória intermitente sincronizada) o ventilador mantém as janelas fixas e torna possível apenas um ciclo assistido por janela, atendendo aos demais esforços inspiratórios com ciclos espontâneos. Um ciclo controlado só ocorre após uma janela de apneia ou após uma janela na qual só ocorreu um ciclo controlado. O modo CPAP (pressão positiva contínua nas vias respiratórias) é um caso particular do SIMV, em que a frequência respiratória é ajustada em zero, possibilitando apenas ciclos espontâneos (sem janelas).

Modo CPAP

No modo CPAP, o ventilador disponibiliza apenas ciclos espontâneos. O modo CPAP é caracterizado pela manutenção de uma pressão positiva constante nas vias respiratórias. Em alguns ventiladores, o modo CPAP é obtido programando-se frequência respiratória zero no modo SIMV. Nesse caso, a modo é designado SIMV/CPAP.

Os modos básicos apresentados e os ciclos disponibilizados em cada um são apresentados sinteticamente na Tabela 8.3.

Modos de controle

Além dos modos básicos anteriormente descritos, os ventiladores apresentam modos específicos, como volume controlado, pressão controlada, pressão suporte, ventilação volumétrica assistida com pressão de suporte (VAPS, *volume assisted pressure support ventilation*), que se referem ao tipo de controle exercido sobre os ciclos ventilatórios.

Tabela 8.3 Modos ventilatórios básicos e característicos dos ciclos disponibilizados.

Modo	Ciclo		
	Controlado	Assistido	Espontâneo

Controlado	X		
Assistido/Controlado	X	X	
SIMV	X	X	X
CPAP			X

SIMV = ventilação intermitente sincronizada; CPAP = pressão positiva contínua nas vias respiratórias.

Volume controlado

O modo volume controlado atua sobre os ciclos controlados e assistidos nos modos básicos controlado, assistido/controlado e SIMV.

Nesse modo, o ventilador controla a válvula de fluxo para manter o fluxo programado durante a fase inspiratória, ou seja, o fluxo é o parâmetro controlado (“fixo”) e a pressão na via respiratória é resultante (“livre”). Diversos padrões de fluxo podem ser utilizados: constante, acelerado, desacelerado, senoidal. O ciclo será finalizado quando o volume inspirado atingir o valor de volume controlado programado (Figura 8.16).

A principal característica do modo volume controlado é a manutenção do fluxo e volume controlados, independentemente da impedância (resistência e complacência) do sistema respiratório. Essa característica pode trazer alguns inconvenientes durante os ciclos assistidos, quando o paciente apresenta esforço inspiratório mais intenso.

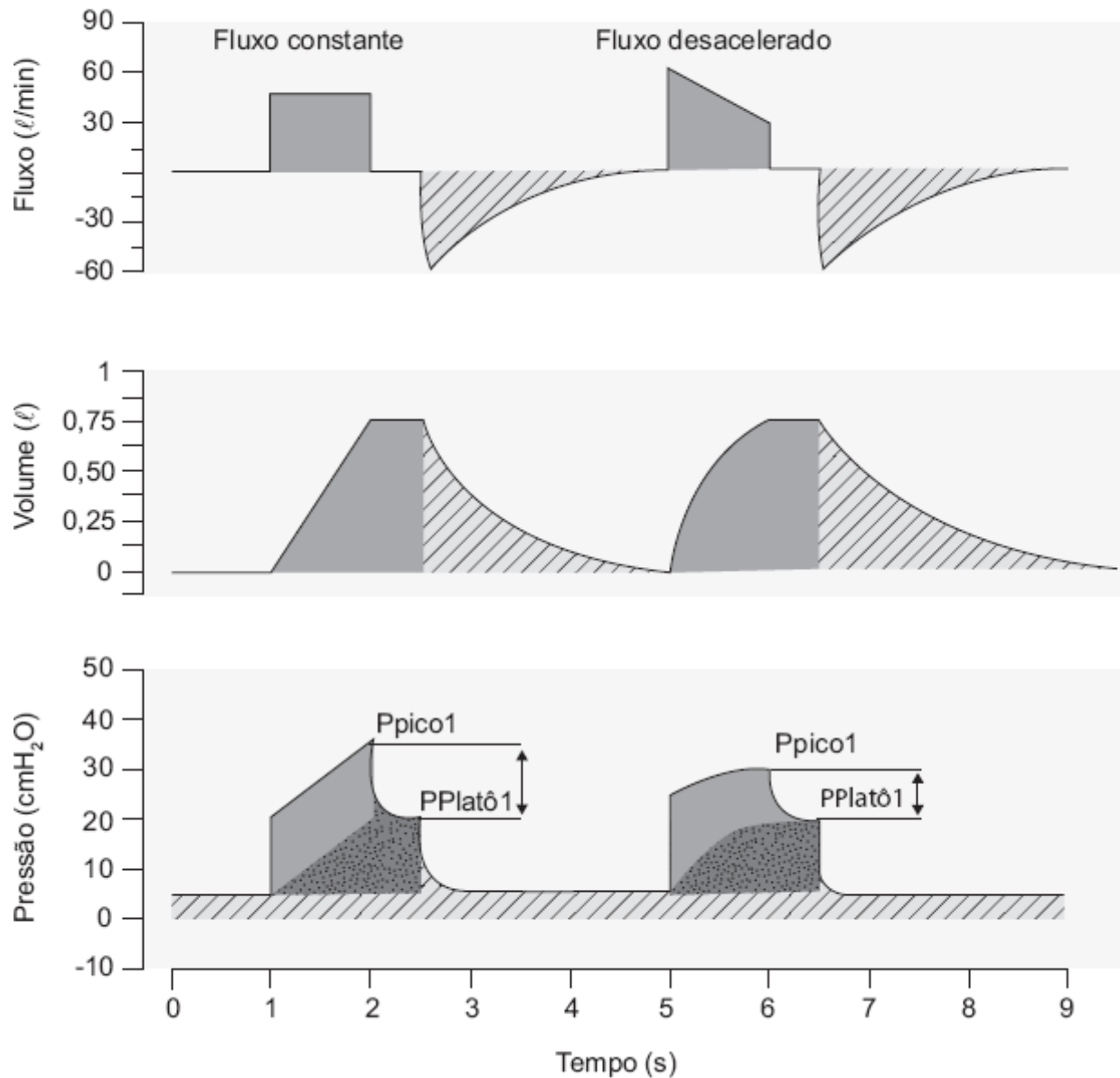


Figura 8.16 No modo volume controlado, o ventilador apresenta padrão de fluxo fixo, terminando a fase inspiratória ao ser alcançado o volume programado. Durante o período de pausa inspiratória, é possível visualizar a pressão no nível alveolar. A utilização de fluxo controlado decrescente resulta em uma diminuição do pico de pressão (P_{pico}), em relação ao fluxo constante. Isso decorre da diminuição da pressão resistiva no final da inspiração. Csr = complacência do sistema respiratório; $P_{Platô}$ = pressão de platô; Rva = resistência das vias respiratórias.

O controle no modo volume controlado impede que o ventilador altere o fluxo inspiratório em função do esforço do paciente. Quando o paciente exerce um esforço, como o fluxo e o volume a cada instante permanecem fixos, ocorre uma queda de pressão na via respiratória, proporcional ao esforço (Figura 8.17).

O esforço representa a demanda de fluxo do paciente, e uma oferta insuficiente de fluxo do ventilador resultará em um aumento acentuado do trabalho respiratório do paciente. Durante os ciclos assistidos no modo volume controlado, o fluxo inspiratório ajustado no ventilador deve ser suficiente para atender a demanda do paciente e minimizar as incursões negativas de pressão na via respiratória.

Pressão controlada

O modo pressão controlada atua sobre os ciclos controlados e assistidos nos modos básicos assistido/controlado e

SIMV.

Nesse modo, o ventilador controla a válvula de fluxo para manter a pressão na via respiratória constante, no valor programado, durante a fase inspiratória. A partir desse tipo de controle, a cada instante o fluxo será resultante do nível de pressão controlada programada e da mecânica respiratória do paciente, ou seja, a pressão na via respiratória é o parâmetro controlado (“fixo”) e o fluxo o parâmetro resultante (“livre”). O fluxo resultante é proporcional ao gradiente de pressão entre a via respiratória e o interior dos pulmões e inversamente proporcional à resistência das vias respiratórias. No início do ciclo, os pulmões estão vazios, e o gradiente de pressão, e consequentemente o fluxo, são máximos.

À medida que ocorre o enchimento dos pulmões, diminuem o gradiente de pressão e o fluxo. O fluxo será zero quando a pressão no interior dos pulmões atingir o valor da pressão controlada na via respiratória. Isso só ocorrerá se o tempo inspiratório for suficientemente longo.

No modo pressão controlada, o tempo inspiratório é controlado diretamente, ou seja, o ciclo é terminado quando for atingido o tempo inspiratório programado. Dessa maneira, o volume inspirado será resultante dos ajustes da pressão controlada, do tempo inspiratório e da mecânica respiratória do paciente. Para entender a dinâmica do ciclo no modo pressão controlada, é necessário utilizar o conceito da constante de tempo.

A constante de tempo representa o produto da resistência pela complacência e está relacionado com o tempo requerido para que ocorra o enchimento completo dos pulmões, ou ainda, para que a pressão no interior dos pulmões atinja o mesmo valor da pressão na via respiratória, em uma situação de equilíbrio.

A Tabela 8.4 demonstra os tempos requeridos para que a pressão intrapulmonar e o volume inspirado alcancem as porcentagens indicadas de pressão controlada e do volume máximo possível a essa pressão.

O volume máximo é o volume do pulmão quando a pressão intrapulmonar atingir o valor da pressão controlada.

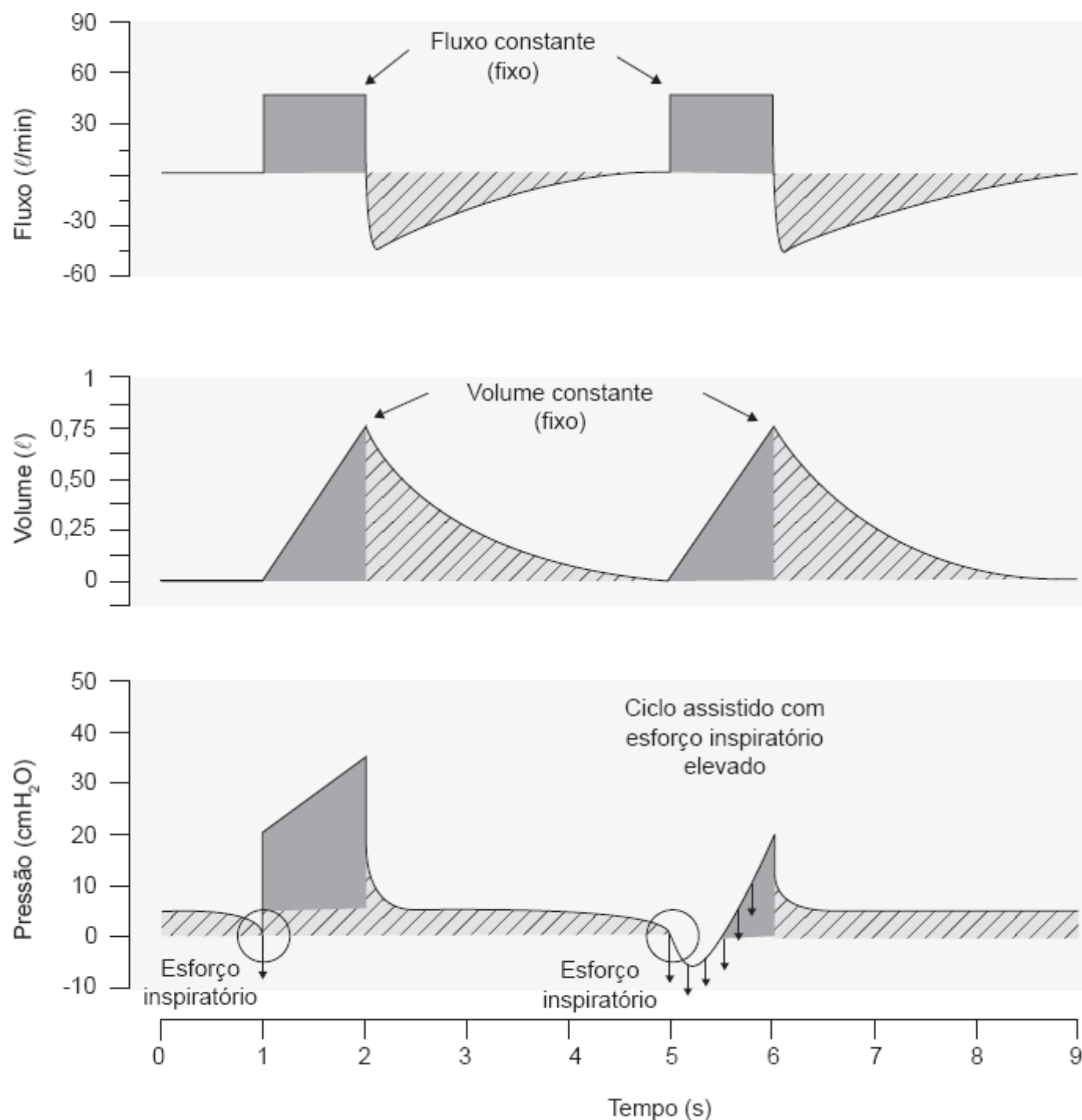


Figura 8.17 No modo volume controlado, os ciclos assistidos também apresentam padrão de fluxo fixo. No caso de esforços inspiratórios intensos, ocorre uma queda de pressão na via respiratória, em virtude da insuficiência do fluxo ofertado pelo ventilador em relação à demanda do paciente.

Tabela 8.4 Relação entre o número das constantes de tempo e a porcentagem da pressão controlada.

n. const. tempo	pressão controlada (%)
1	63
2	86,5
3	95
4	98,2

A principal característica do modo pressão controlada é a dependência entre a mecânica respiratória do paciente e o fluxo e volume inspiratórios. Ao se manter constante a pressão na via respiratória, evita-se a ocorrência de pressões elevadas, determinantes no mecanismo de lesão pulmonar na presença de diferenças de resistência e complacência em nível alveolar. Em contrapartida, a deterioração da mecânica respiratória resulta em diminuição dos volumes inspirados.

Conforme visto, o modo volume controlado não permite a alteração de fluxo durante os ciclos assistidos (fluxo “fixo”), o que pode resultar em aumento de trabalho respiratório do paciente.

Como no modo pressão controlada, o ventilador ajusta automaticamente o fluxo para manter constante a Pva (fluxo “livre”), o resultado de um esforço inspiratório do paciente é o aumento proporcional de fluxo (Figura 8.18).

Ou seja, o efeito do esforço inspiratório do paciente é equivalente ao aumento da pressão controlada, já que esse esforço atua no sentido de aumentar o gradiente de pressão entre a via respiratória e o interior dos pulmões, resultando em um aumento de fluxo e evitando a queda de pressão observada no modo volume controlado. Dessa maneira, o modo pressão controlada torna possível a redução do trabalho respiratório do paciente durante os ciclos assistidos, não assegurando, entretanto, o volume corrente.

Pressão de suporte

O modo de controle de pressão de suporte atua exclusivamente sobre os ciclos espontâneos nos modos básicos SIMV e CPAP, tanto no modo volume controlado como pressão controlada.

O tipo de controle exercido sobre os ciclos espontâneos no modo pressão suporte é idêntico ao exercido sobre os ciclos assistidos durante o modo pressão controlada, no qual a pressão é o parâmetro controlado (“fixo”) e o fluxo é o parâmetro resultante (“livre”). Entretanto, diferente do modo pressão controlada no qual o término do ciclo ocorre por tempo, no modo pressão suporte, o ventilador monitora continuamente o valor do fluxo inspiratório e termina o ciclo quando for atingido um determinado valor mínimo, ou fluxo de corte. Esse valor de fluxo mínimo para término do ciclo pode ser um valor fixo ou uma porcentagem do fluxo inicial.

O tempo inspiratório dos ciclos no modo pressão de suporte depende do esforço e da mecânica respiratória do paciente. A pressão de suporte atua no sentido de complementar o esforço do paciente, possibilitando que sejam vencidas as forças resistivas e elásticas do sistema respiratório e de ventilação. Considerando que a soma do esforço inspiratório e da pressão de suporte se constitui na força motriz do ciclo, para uma determinada demanda inspiratória do paciente, a pressão suporte pode ser ajustada para propiciar desde um suporte total (PSV 100%, pressão de esforço intrínseco – P_{ei} 0%) até a ausência de suporte (PSV 0%, pressão de esforço entrínseco – P_{ei} 100%). Esse suporte faculta uma redução relativamente controlada do trabalho respiratório do paciente, favorecendo a retirada gradual do suporte ventilatório.

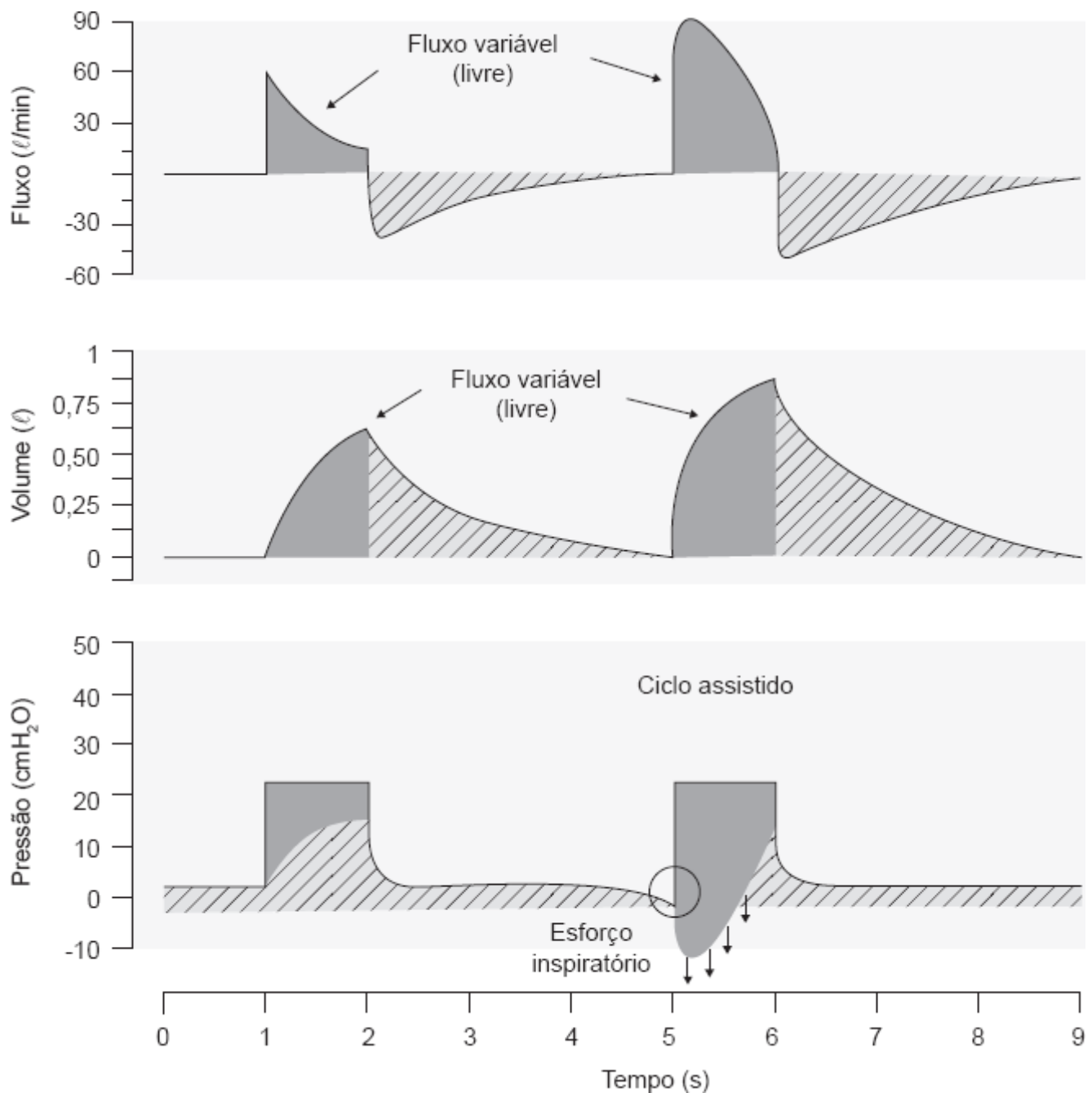


Figura 8.18 No modo pressão controlada, o ventilador apresenta fluxo livre para manter a pressão na via respiratória constante, e os ciclos são terminados por tempo. O volume inspirado depende dos ajustes da pressão controlada, do tempo inspiratório e da mecânica respiratória do paciente. Durante os ciclos assistidos, o ventilador aumenta o fluxo proporcionalmente ao esforço do paciente, otimizando o sincronismo.

O volume inspirado depende tanto dos níveis de pressão suporte, da mecânica respiratória e do esforço inspiratório do paciente.

Os protocolos clínicos adotam geralmente como pressão suporte mínima o valor de 5 cmH₂O, que seria a requerida para vencer as resistências intrínsecas do sistema de ventilação. Quando o paciente consegue manter a ventilação com esse nível de suporte, é possível retirar o suporte ventilatório.

Os ciclos com pressão suporte apresentam fluxo, volume e tempo inspiratório dependentes do esforço inspiratório e da mecânica respiratória do paciente (Figura 8.19).

Os efeitos observados sobre fluxo, volume e T_{insp} durante o modo pressão de suporte, embora possam ser definidos teoricamente com relativa precisão, são influenciados na prática pelas características específicas de cada do ventilador.

O aumento do nível de pressão suporte ou do esforço inspiratório representa um aumento tanto no fluxo como no volume inspirados. O tempo inspiratório será predominantemente influenciado pela constante de tempo do sistema respiratório e pela duração do esforço inspiratório.

O aumento da resistência diminui o fluxo inspiratório, aumentando o tempo inspiratório e podendo comprometer o tempo expiratório, predispondo a ocorrência de autoPEEP.

Ventilação volumétrica assistida com pressão de suporte

O modo de controle ventilação volumétrica assistida com pressão de suporte (VAPS, *volume assisted pressure support ventilation*) se aplica aos ciclos controlados e assistidos nos modos básicos controlado, assistido e SIMV.

O principal objetivo desse modo é reduzir o trabalho respiratório do paciente durante os ciclos assistidos, quando o paciente demanda um suporte ventilatório com controle de volume.

A dificuldade de sincronismo e aumento de trabalho respiratório observado no modo volume controlado se deve basicamente ao padrão de fluxo fixo. Por outro lado, o fluxo livre observado nos modos pressão controlada e pressão de suporte não assegura o volume corrente, existindo o risco de hipoxia no caso de deterioração da mecânica respiratória ou diminuição do esforço inspiratório.

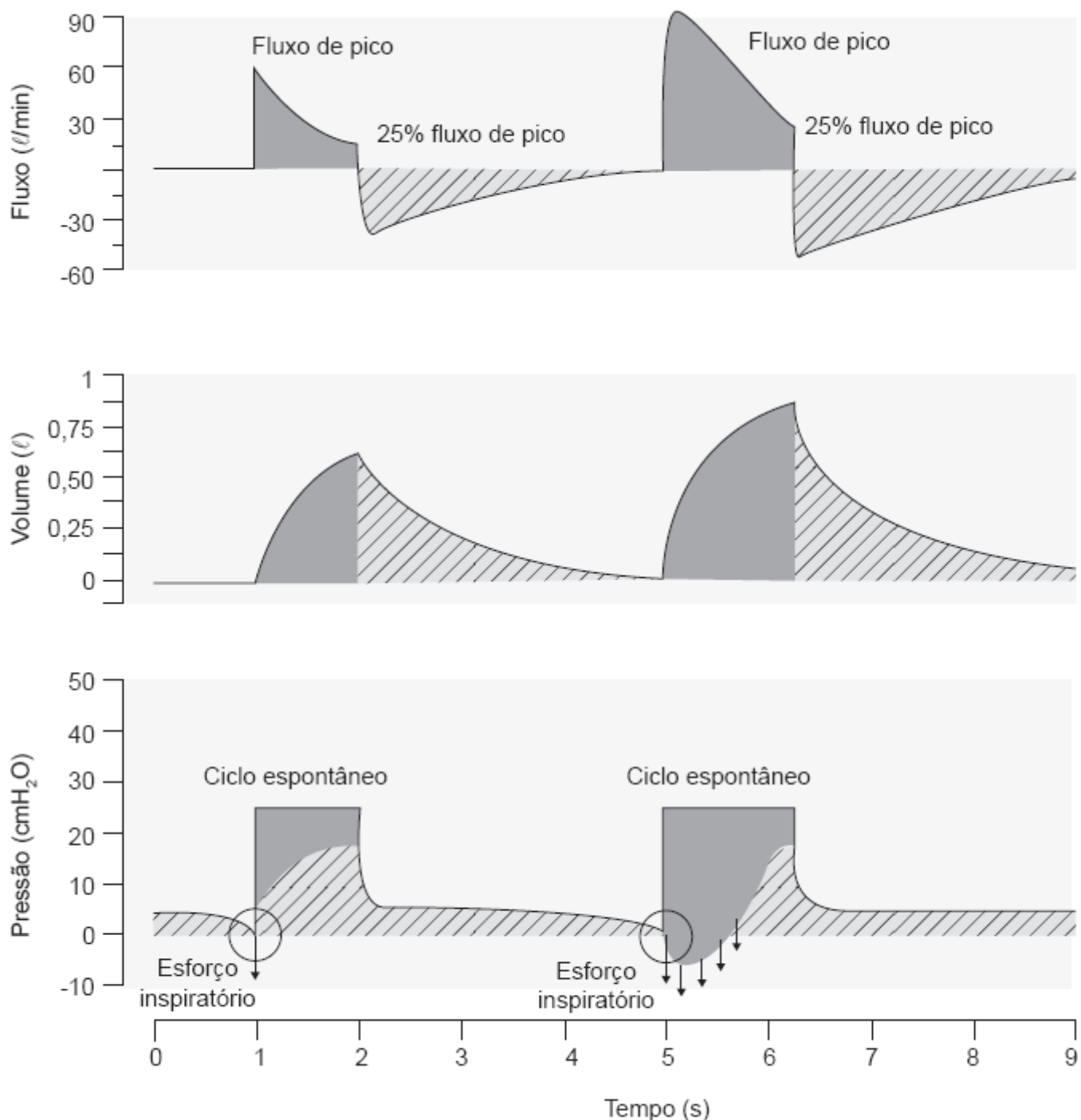


Figura 8.19 O modo de controle pressão suporte (PS) se aplica exclusivamente aos ciclos espontâneos. O ventilador auxilia a inspiração do paciente aumentando a pressão na via respiratória, liberando um fluxo livre similar ao encontrado no modo pressão controlada. O ventilador continuamente monitora o valor do fluxo inspiratório e termina o ciclo quando for atingido um determinado valor mínimo, ou fluxo de corte. O tempo inspiratório e o volume dos ciclos no modo PS dependem do esforço e da mecânica respiratória do paciente.

No modo VAPS, o ventilador exerce um duplo controle, combinando os fluxos fixo e livre para assegurar que, durante a fase inspiratória dos ciclos controlados e assistidos, até que seja alcançado o volume controlado:

- O fluxo resultante na via respiratória seja maior ou igual ao fluxo controlado
- A pressão resultante na via respiratória seja maior ou igual à pressão controlada.

No modo VAPS, por meio de um duplo controle, combinando-se os algoritmos dos modos volume controlado e pressão de suporte, o ventilador evita a queda observada de pressão nos ciclos assistidos, elevando o fluxo inspiratório

“livre”, além do fluxo controlado “fixo”, sempre que a pressão na via respiratória estiver abaixo de um nível mínimo ajustado (Figura 8.20).

O modo VAPS requer o ajuste de fluxo, volume e pressão de suporte. Se, em função dos ajustes dos controles de fluxo e volume, a pressão resultante na via respiratória for superior ao valor ajustado de pressão de suporte, prevalecerá o controle tipo volume controlado, caso contrário prevalecerá o controle tipo pressão controlada/suporte.

Na concepção original do modo VAPS, os ciclos são terminados como o ciclo no modo volume controlado, ao ser alcançado o volume programado, sendo possível também a programação de pausa inspiratória. Nesse caso, a pausa mantém o controle da pressão na via respiratória, possibilitando a ocorrência do fluxo “livre”. Existem variações nas quais o término do ciclo segue o critério de término do modo pressão de suporte, por meio de um valor de fluxo de corte. Nesse caso, pode ocorrer aumento do volume inspirado em relação ao controlado.

Volume controlado com pressão regulada

O modo volume controlado com pressão regulada (PRVC, *pressure regulated volume control*) aplica-se aos ciclos controlados e assistidos nos modos assistido/controlado e SIMV. O operador ajusta o volume corrente e o ventilador regula continuamente o nível de pressão controlada de modo a atingir o valor desejado.

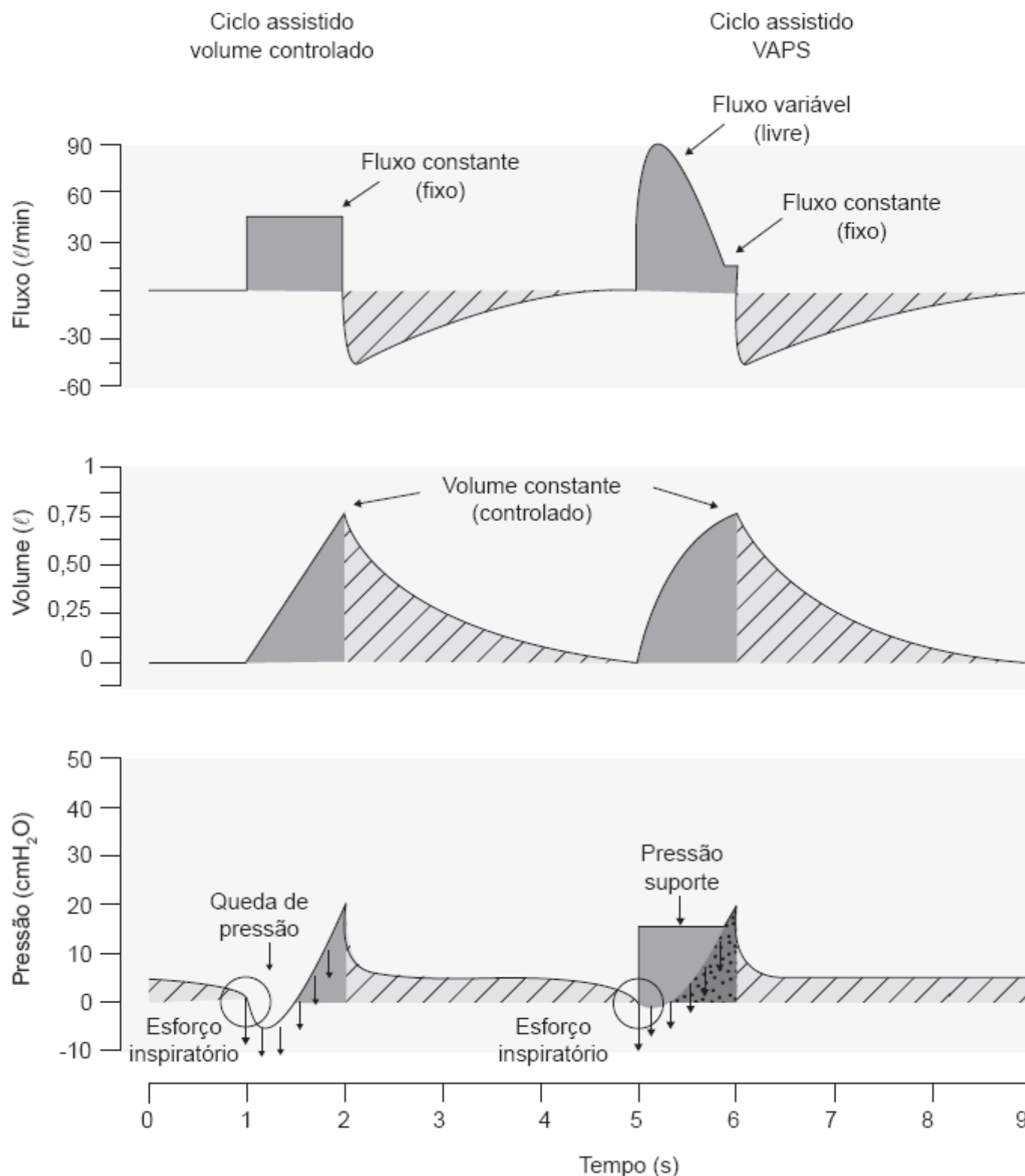


Figura 8.20 No modo VAPS (ventilação volumétrica assistida com pressão de suporte) aplicável aos ciclos controlados e assistidos, o ventilador controla simultaneamente os níveis de fluxo e a pressão na via respiratória. Nos ciclos assistidos no modo volume controlado, o esforço do paciente ocasiona uma depressão na curva de pressão, indicando que o paciente assumiu uma parcela do trabalho respiratório. No modo VAPS, por meio de um duplo controle, combinando-se os algoritmos dos modos volume corrente e pressão de suporte, o ventilador evita a queda observada de pressão nos ciclos assistidos, elevando o fluxo inspiratório “livre” além do fluxo controlado “fixo”.

Inicialmente, o ventilador envia um ciclo com pressão controlada de 5 cmH₂O e realiza o cálculo da complacência dinâmica. Por meio da complacência, calcula-se o valor de pressão necessária para alcançar o volume corrente objetivo. Nos três ciclos seguintes, aplica-se 75% do valor de pressão calculada. Nos demais ciclos, o ventilador ajusta o nível de

pressão controlada em degraus de 3 cmH₂O até alcançar o volume desejado.

O nível de pressão é regulado continuamente com base no volume medido no ciclo anterior (Figura 8.21).

Na ocorrência de esforço inspiratório intermitente e/ou instável, ocorre uma variação do volume corrente a da pressão controlada a cada ciclo.

A principal vantagem desse modo é possibilitar um fluxo livre e, ao mesmo tempo, ajustar o nível de pressão face às mudanças de mecânica respiratória. Entretanto, deve-se atentar para o fato de que variações de esforço do paciente podem afetar negativamente o controle.

No caso de aumento de demanda ventilatória do paciente, por exemplo, o aumento de seu volume inspirado resulta em diminuição do nível de pressão nos ciclos subsequentes, inversamente ao que seria desejado (Figura 8.22).

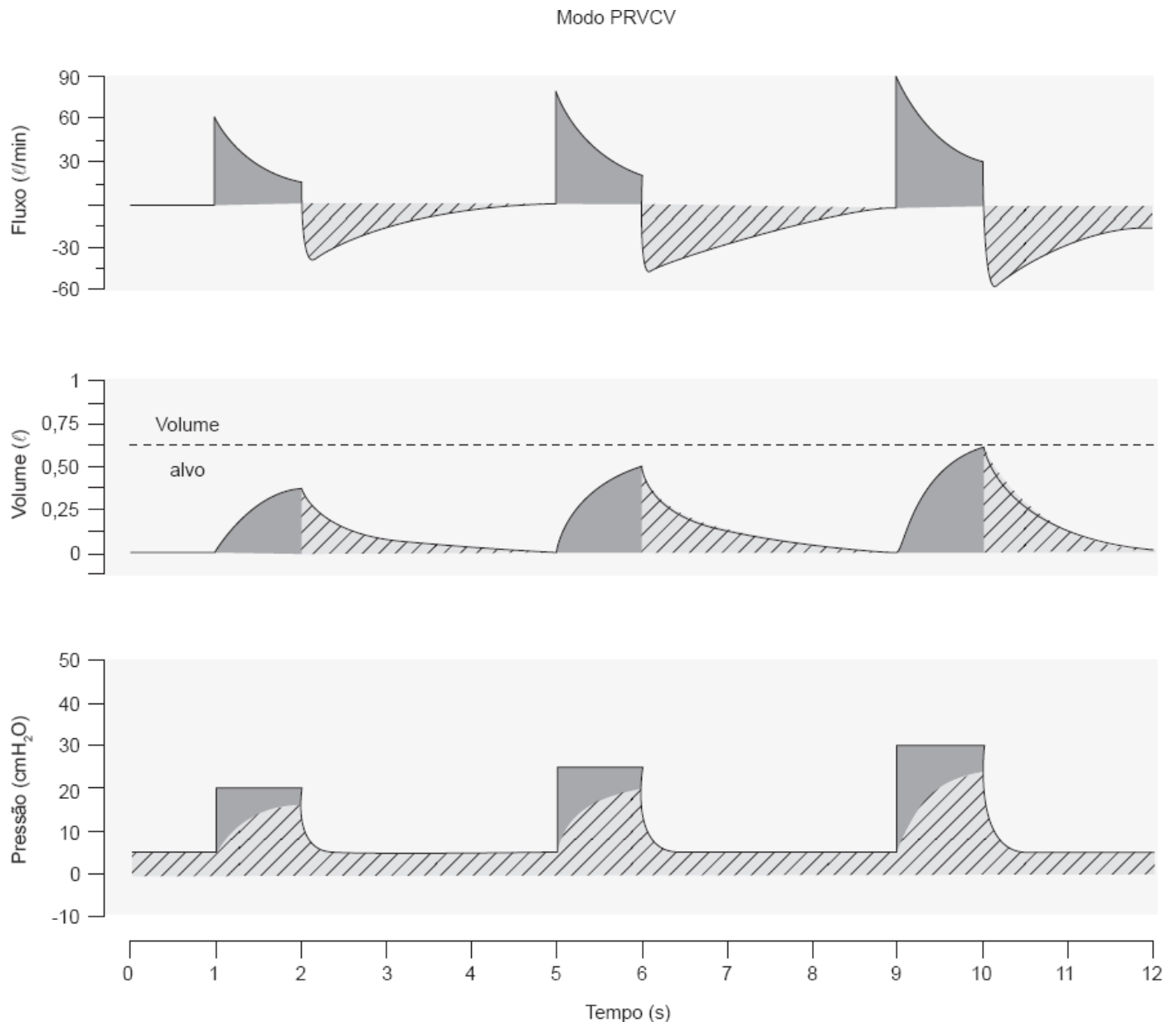


Figura 8.21 No modo volume controlado com pressão regulada, aplicável aos ciclos controlados e assistidos, o ventilador regula o nível de pressão controlada para manter o volume corrente desejado (alvo). A pressão é continuamente regulada, ciclo a ciclo, com base no volume medido no ciclo anterior. PRVCV = pressão ventilação com controle de volume regulado.

Ventilação com pressão positiva bifásica

O modo ventilação com pressão positiva bifásica (BIPAP, *bilevel positive pressure airway*) é caracterizado por manter

dois níveis de pressão contínua na via respiratória, em que o paciente pode respirar de maneira espontânea. Analogamente à respiração espontânea ao nível da PEEP, é possível a respiração espontânea na pressão inspiratória, caracterizando um segundo nível de pressão de CPAP.

Atualmente, essa modalidade se confunde com a própria pressão controlada, em ventiladores que apresentam válvula expiratória ativa durante a fase inspiratória. A válvula de exalação ativa é caracterizada por controlar e manter o limite de pressão igual à pressão controlada durante toda a fase inspiratória: caso o paciente exerça um esforço expiratório durante a fase inspiratória, a válvula de exalação abre e torna possível a saída de volume, limitando a pressão.

Compensação automática do tubo

Durante os ciclos espontâneos ou assistidos, o paciente deve exercer um esforço inspiratório suficiente para vencer a resistência das vias respiratórias e do tubo endotraqueal. Quanto maior o fluxo inspiratório, ou maior a resistência do tubo endotraqueal, maior será a diferença de pressão através do tubo (pressão de boca – pressão traqueal).

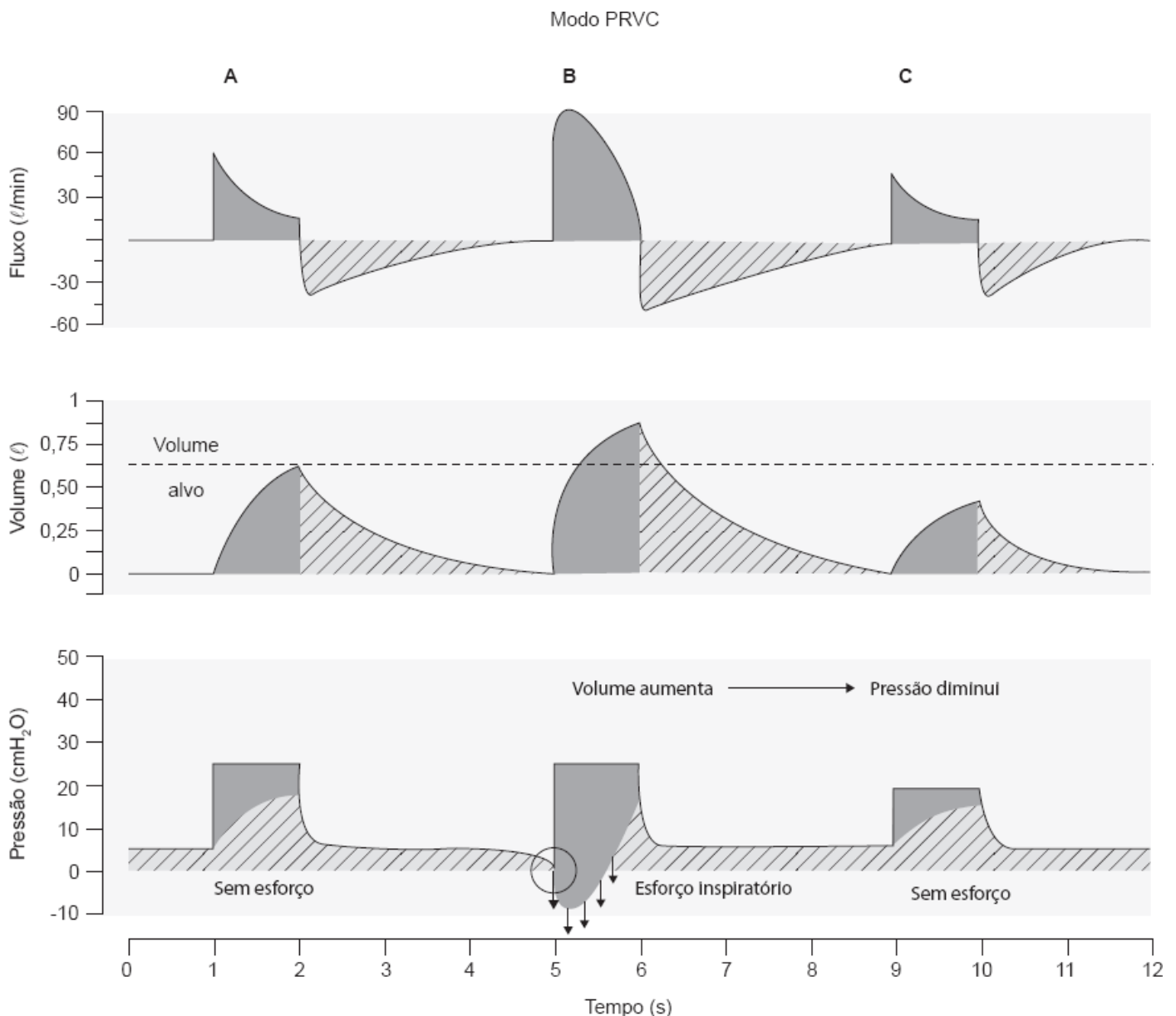


Figura 8.22 No modo volume controlado com pressão regulada (PRVC) na ocorrência de esforço inspiratório intermitente e/ou instável, ocorre uma variação do volume corrente a da pressão controlada a cada ciclo. Pode ocorrer uma diminuição da pressão quando o paciente demanda mais volume, inversamente ao que seria desejado.

O recurso da compensação da resistência do tubo endotraqueal (ATC, *automatic tube compensation*) é caracterizado

por aumentar o nível de suporte de pressão instantaneamente, obedecendo a uma equação que caracteriza o comportamento resistivo do tubo. Para realizar a compensação, deve-se introduzir o número do tubo endotraqueal utilizado e a porcentagem de compensação desejada. O ventilador mede, a cada instante, o fluxo na via respiratória e calcula a pressão necessária para vencer a resistência do tubo endotraqueal (Pres), adicionando esse suporte adicional (porcentagem desejada) ao nível de suporte preestabelecido durante os ciclos com pressão controlada ou pressão de suporte (Figura 8.23).

A relação utilizada para cálculo da Pres é do tipo:

$$\text{Pres} = K \times \text{fluxo}^2$$

Este modelo é uma simplificação da relação que se estabelece no tubo endotraqueal em função do fluxo turbulento:

$$\text{Pturb} = K1 + K2 \times \text{fluxo}^2.$$

O acúmulo de secreções no tubo endotraqueal representa um aumento da Rva, diminuindo a eficiência da compensação.

Em situação de demanda inspiratória elevada, o modo ATC, ao elevar o nível de suporte, possibilita uma redução do trabalho respiratório do paciente maior que a obtida com o uso da pressão de suporte apenas.

Ventilação de suporte adaptativa

O modo ventilação de suporte adaptativa (ASV, *adaptive support ventilation*) incorpora um algoritmo que estabelece automaticamente a frequência respiratória e o volume corrente para o paciente baseando-se no peso ideal e em uma fórmula estabelecida por Otis em 1950. A fórmula de Otis determina a frequência respiratória que minimiza o trabalho respiratório do paciente, levando-se em consideração a constante de tempo do sistema respiratório, o volume do espaço morto alveolar e o volume-minuto (Vm) baseado no peso ideal.

Inicialmente, o operador introduz, via painel de controle do ventilador, o peso ideal do paciente e a porcentagem de Vm ideal a ser mantida.

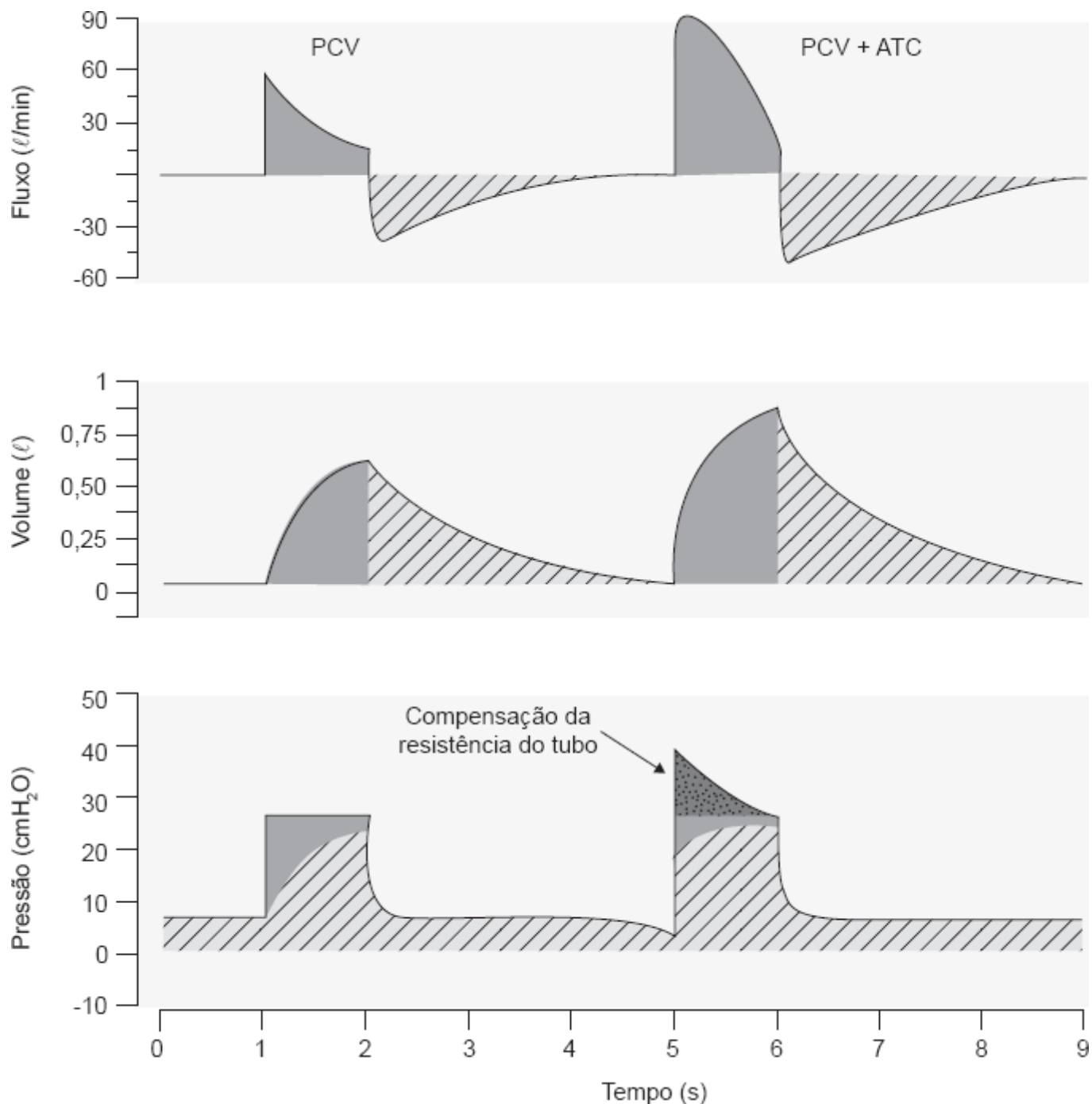


Figura 8.23 O recurso da compensação automática do tubo endotraqueal (ATC) é caracterizado por aumentar o nível de suporte de pressão instantaneamente, obedecendo a uma equação que caracteriza o comportamento resistivo do tubo. PCV = ventilação controlada à pressão.

O V_m ideal é calculado a partir do peso ideal pela relação:

$$V_m = 0,1 \text{ l/min/kg para peso ideal maior que 15 kg}$$

$$V_m = 0,2 \text{ l/min/kg para peso ideal menor que 15 kg}$$

A porcentagem de volume minuto pode ser ajustada entre 25 e 350%, levando-se em conta as variações na relação ventilação/perfusão e na ventilação alveolar.

A partir desses parâmetros iniciais, o ventilador administra uma série de cinco ciclos mandatórios com pressão controlada de 15 cmH₂O. Por meio desses ciclos iniciais, é possível calcular a constante de tempo a ser aplicada na fórmula de Otis para cálculo da frequência respiratória ideal:

$$F = (1+2 \times a \times R_{Ce} \times (V_M - f \times V_D)/V_D - 1)^{2/a} \times R_{Ce}$$

Em que:

a = fator de onda de fluxo (constante)

R_{Ce} = constante de tempo expiratória

V_m = volume-minuto

V_D = volume do espaço morto anatômico = 2,2 ml/kg, de acordo com o nomograma de Radford

A partir da frequência e do volume-minuto, o ventilador determina o volume corrente objetivo dos ciclos mandatórios.

Os ciclos mandatórios são do tipo pressão controlada autoajustada para atingir o volume corrente objetivo. Ao detectar os esforços espontâneos do paciente, o ventilador torna possível ciclos com pressão suporte, diminuindo a frequência dos ciclos mandatórios.

Entre as potenciais vantagens do modo ASV, está um ajuste mais adequado dos padrões ventilatórios do paciente resultando em redução do trabalho respiratório e aumento do conforto. Entretanto, deve-se sempre considerar as variáveis usadas no algoritmo de controle. Alterações no espaço morto alveolar e na mecânica respiratória poderiam conduzir a ajustes inadequados do ponto de vista clínico.

Ventilação proporcional assistida

No modo ventilação proporcional assistida (PAV, *proportional assist ventilation*), o ventilador altera instantaneamente o nível da pressão na via respiratória, durante os ciclos espontâneos, de modo a contrabalançar seletivamente os efeitos da resistência das vias respiratórias e da complacência do sistema respiratório. Esse controle é feito com base na equação de movimento do sistema respiratório, considerando-se o esforço inspiratório do paciente:

$$P_{av} = R \times \text{fluxo} + E \times \text{volume} + PEEP - \text{esforço inspiratório}$$

R – resistência das vias respiratórias

E = elastância do sistema respiratório = $1/C$

C = complacência do sistema respiratório

O ventilador controla a Pva por meio da pressão de suporte proporcional, que será calculada a partir da medida do fluxo e do volume inspirado e de dois fatores de amplificação de fluxo e volume, que seriam equivalentes a resistência (R) e elastância (E) na equação do movimento.

Quanto maior o esforço inspiratório do paciente, maiores o fluxo e o volume. A aplicação dos fatores de amplificação aumenta o nível de pressão de suporte proporcionalmente ao esforço do paciente.

Caso ocorra diminuição do nível de esforço do paciente, ocorrerá diminuição do suporte de pressão. Essa situação seria indesejada, por exemplo, em pacientes que estão iniciando o processo de desmame e apresentam instabilidade de *drive* respiratório e força muscular. Por outro lado, um aumento do esforço inspiratório do paciente poderia causar elevação excessiva da pressão de suporte, conduzindo a uma situação designada tecnicamente de *run away*, apenas limitada por alarmes. Como os fatores de amplificação estão associados à mecânica respiratória do paciente, qualquer mudança na complacência pulmonar ou Rva pode alterar sobremaneira os níveis de ventilação e pressão aplicados ao paciente.

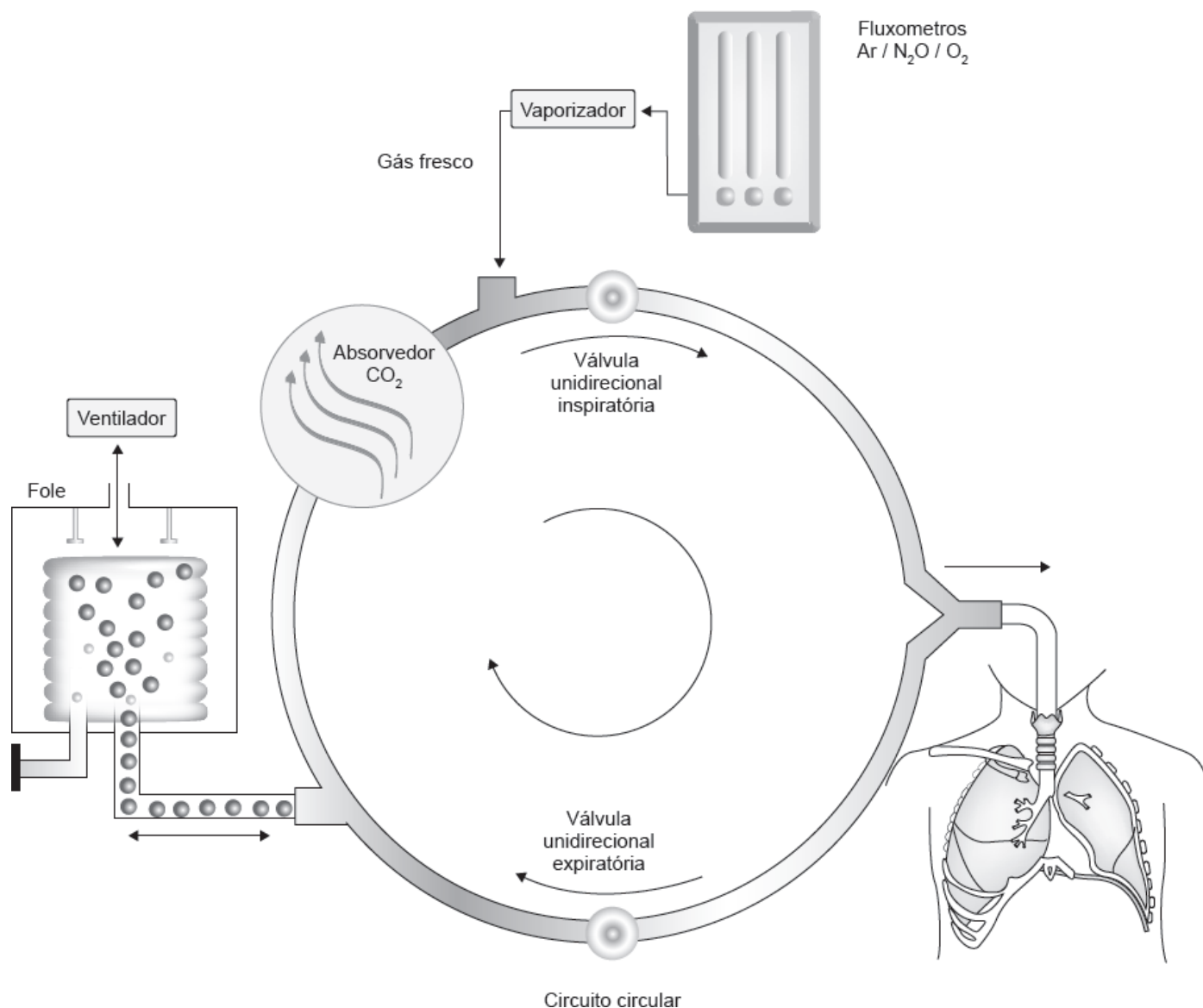


Figura 8.24 Composição do aparelho de anestesia com os quatro componentes: circuito respiratório fechado, sistema de administração de gases, vaporizadores e ventilador pulmonar. CO₂ = gás carbônico; N₂O = óxido nitroso; O₂ = oxigênio.

■ Ventiladores pulmonares para anestesia

Os ventiladores pulmonares utilizados em anestesia geralmente estão integrados a um sistema ou aparelho de anestesia.

Os aparelhos de anestesia são equipamentos destinados sobretudo à administração de anestesia por via inalatória, por meio de agentes anestésicos vaporizados no gás inspirado pelo paciente.

Em razão do alto custo dos agentes anestésicos e do risco de contaminação do ambiente, os aparelhos de anestesia empregam um tipo de circuito respiratório que possibilita a reinalação da maior parte do gás expirado pelo paciente e é denominado circuito fechado ou circular. O aparelho de anestesia pode ser dividido em quatro subsistemas principais esquematizados na Figura 8.24: circuito respiratório fechado, sistema de administração de gases, vaporizadores e ventilador pulmonar.

O funcionamento do sistema pode ser mais bem entendido a partir do circuito respiratório. O circuito fechado é constituído pelos tubos inspiratório e expiratório, como em um circuito de ventilação convencional. Entretanto, o gás inspirado pelo paciente não provém diretamente do ventilador, mas de um reservatório em forma de um fole colapsável. O fole é previamente preenchido com uma mistura de gases ajustada a partir de fluxômetros de ar, oxigênio e óxido nitroso do sistema de administração de gases. Essa mistura passa pelo vaporizador, onde é enriquecida pelo agente

anestésico. Durante a fase inspiratória, o ventilador pulmonar pressuriza a câmara rígida do fole, consequentemente movimentando os gases para a o tubo inspiratório e para o paciente; durante a exalação, o ventilador despressuriza a câmara, possibilitando o retorno do gás exalado para o interior do fole. Para tornar possível a reinalação do gás exalado, é utilizado um sistema de válvulas acoplado a um reservatório de cal sodada com a propriedade de reter o CO_2 da mistura.

Geralmente, o reservatório é colocado na via inspiratória para minimizar a resistência durante a exalação. O sistema de válvulas no circuito direciona o fluxo exalado diretamente para o fole e o fluxo inspirado, passando pelo reservatório absorvedor de CO_2 .

Obviamente, durante a respiração, há consumo de oxigênio, além de vazamentos inerentes à ventilação. Dessa maneira, é necessário um fluxo contínuo de gases e anestésicos, provenientes dos fluxômetros e do vaporizador. Esse fluxo, denominado fluxo de gás fresco, está relacionado com o consumo de oxigênio e vazamentos, e não com o V_m do paciente, já que a maior parte do gás é reinalado. Assim, é possível uma economia substancial de agente anestésico e da poluição do ambiente.

Entretanto, não é viável controlar exatamente qual é o fluxo de gás fresco requerido para evitar o esvaziamento do circuito em razão do consumo e escapes no circuito. Na prática, utiliza-se um fluxo de gás fresco superior à soma do consumo fisiológico e dos eventuais vazamentos. Como o circuito é fechado, um excesso de gás causa a pressurização do circuito. Para evitar essa ocorrência e manter a pressão no circuito apenas controlada pelo ventilador, existe um sistema de válvula de alívio de pressão que libera o excedente para o ambiente, uma vez completado o volume do circuito. Para evitar a poluição do ambiente, o gás que escapa do circuito é canalizado até uma via de exaustão fora do local de aplicação.

O ventilador nesse caso é empregado para pressurizar o fole e movimentar os gases no circuito, o que ocorre de modo direcionado através das válvulas. Em muitos equipamentos, utiliza-se apenas o ar comprimido no ventilador, já que este não compõe a mistura inspirada pelo paciente. Em outros, o ventilador é constituído por um pistão, que possibilita o acionamento direto da mistura.

Nas Figuras 8.25 a 8.27, estão ilustradas as diversas fases do ciclo respiratório em um circuito fechado.

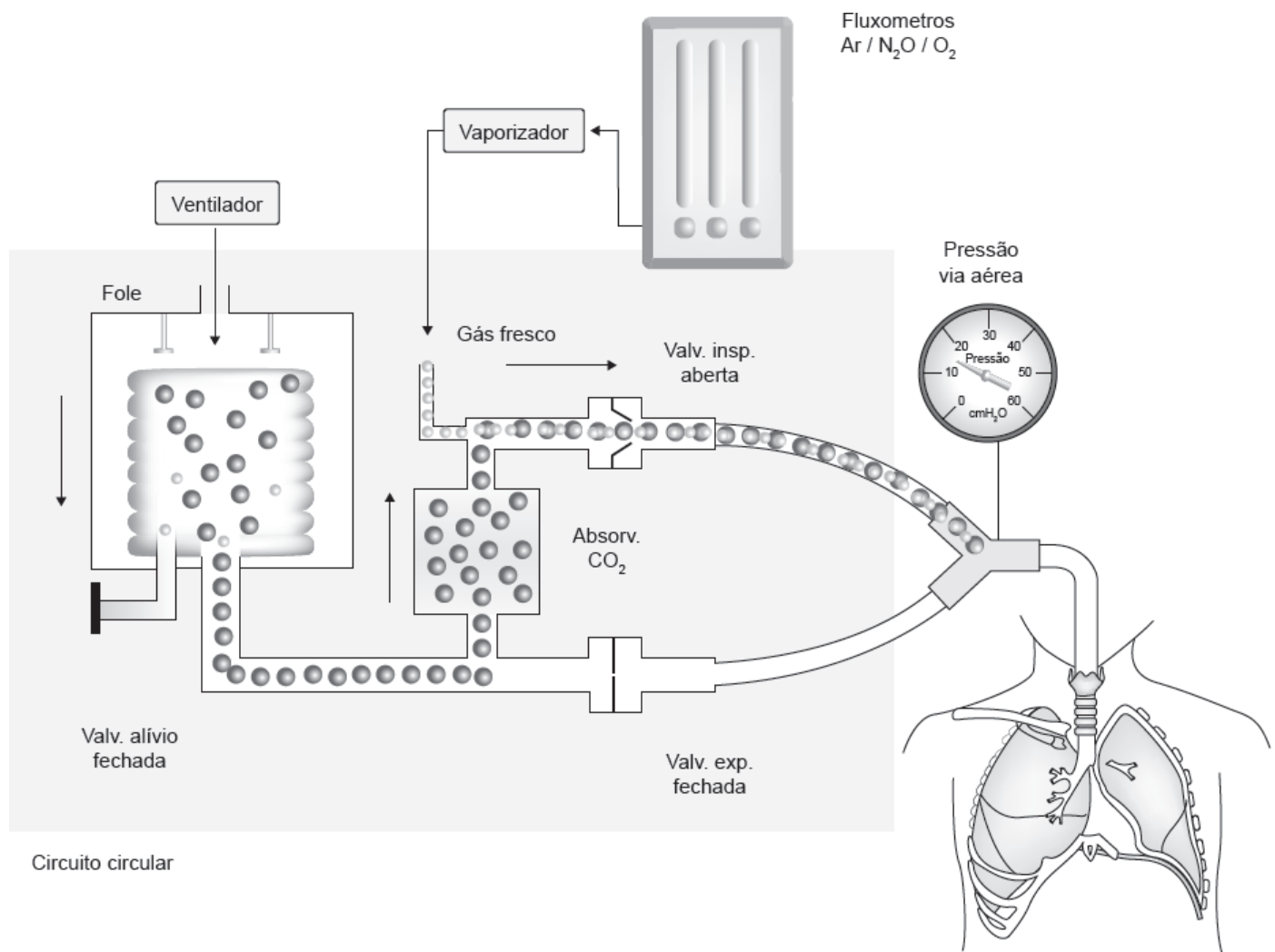


Figura 8.25 Fase inspiratória com pressurização do fole. CO₂ = gás carbônico; N₂O = óxido nitroso; O₂ = oxigênio.

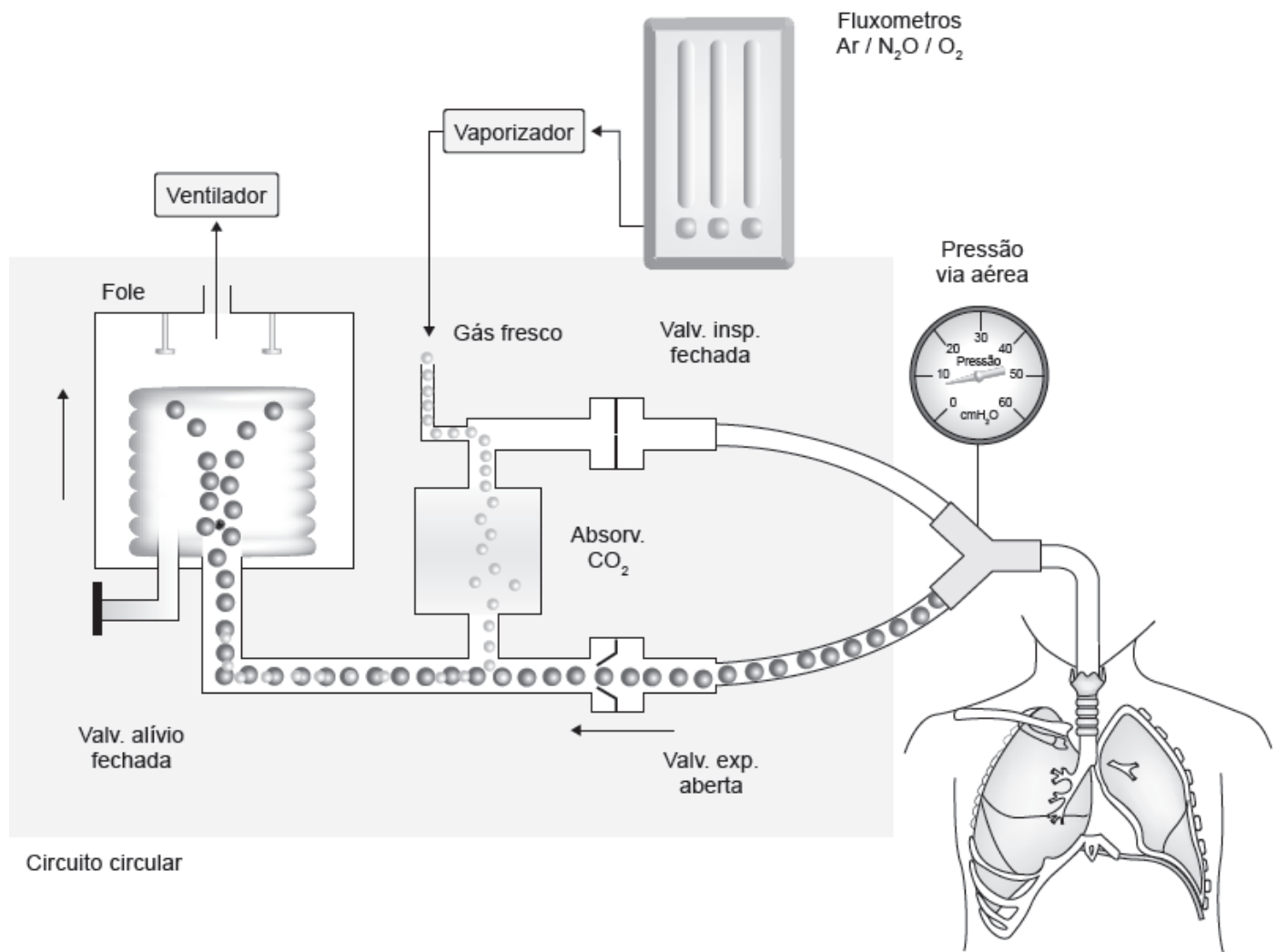


Figura 8.26 Fase expiratória com retorno do gás exalado para o fole. CO₂ = gás carbônico; N₂O = óxido nitroso; O₂ = oxigênio.

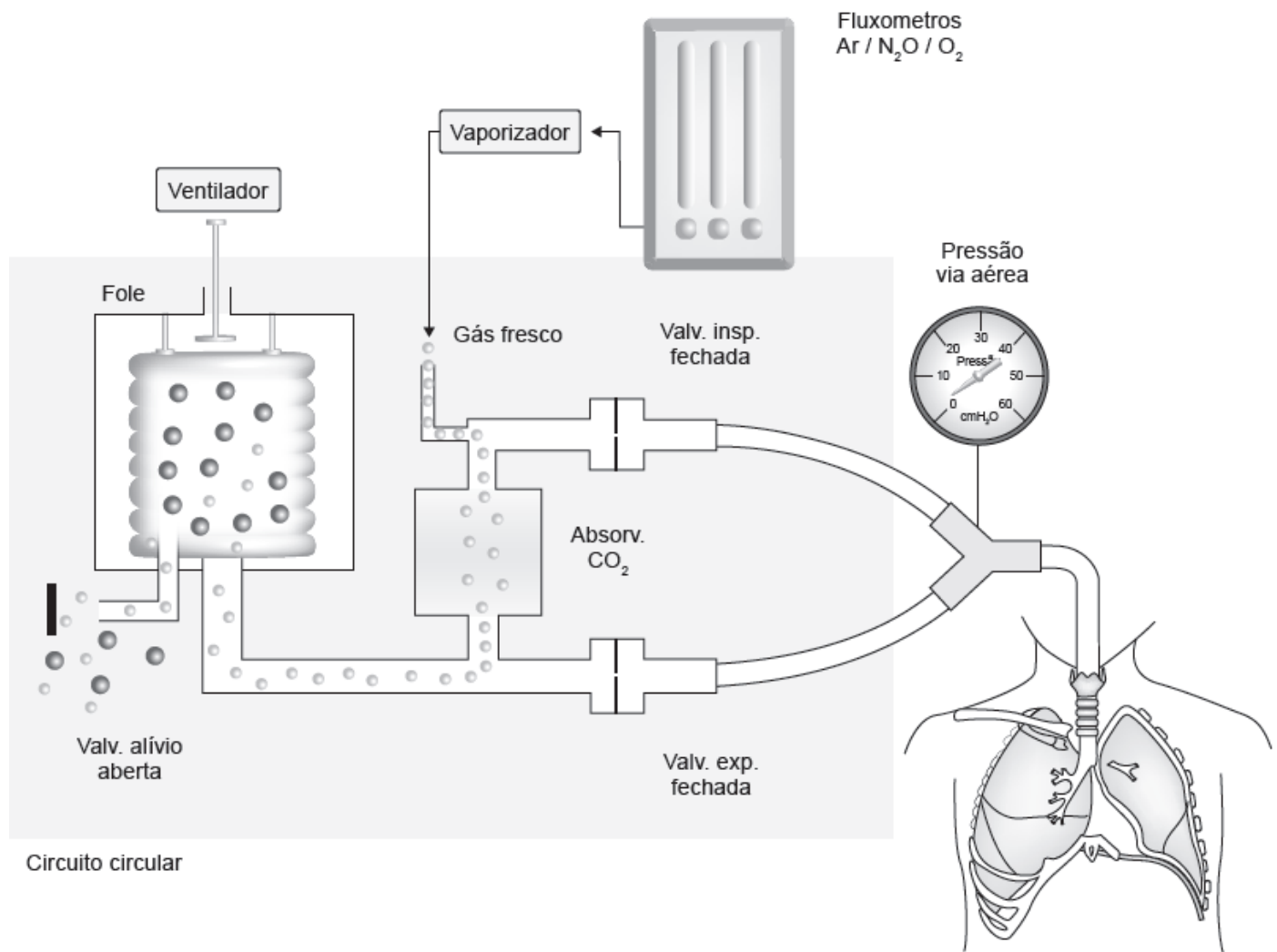


Figura 8.27 Fase expiratória com alívio do excesso de gás fresco. CO₂ = gás carbônico; N₂O = óxido nitroso; O₂ = oxigênio.

■ Bibliografia

- Amato MB, Barbas CS, Bonassa J, Saldiva PH, Zin WA, de Carvalho CR. Volume assured pressure support ventilation (VAPSV) – a new approach for reducing muscle workload during acute respiratory failure. *Chest*. 1992;102(4):1225-34.
- Auler JO Jr., Saldiva PH, Martins MA, Carvalho CR, Negri EM, Hoelz C et al. Flow and volume dependence of respiratory system mechanics during constant flow ventilation in normal subjects and in adult respiratory distress syndrome. *Crit Care Med*. 1990;18(10):1080-6.
- Bates JH, Rossi A, Milic-Emili J. Analysis of the behaviour of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol*. 1985;58(6): 1840-8.
- Branson RD, Chatburn RL. Dual control modes of mechanical ventilation. *Respir Care*. 2007;52(4):478-85; discussion 485-8.
- Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis*. 1989;139(2):513-21.
- Brochard L, Pluskwa F, LeMaire F. Improved efficacy of spontaneous breathing during inspiratory pressure support. *Am Rev Respir Dis*. 1987 Aug;136(2):411-5.
- Brody AW. Mechanical compliance and resistance of the lung thorax calculated from the flow recorded during passive expiration. *Am J Physiol*. 1954;178(2):189-96.
- Carvalho CRR, Franca SA, Okamoto VN (orgs.). III Consenso brasileiro de Ventilação Mecânica. *J Bras Pneumol*. 2007;33(Supl 2):S 54-S 70.
- Chatburn RL, Khatib MF, Smith PG. Respiratory system behavior during mechanical inflation with constant inspiratory pressure and flow. *Respir Care*. 1994;39:979-88.
- Dreyfuss D, Soler P, Basset G, Saumon G. High inflation pressure pulmonary edema. Respective effects of high airway pressure, high

tidal volume and positive end expiratory pressure. *Am Rev Respir Dis.* 1988; 137(5):1159-64.

Ferreira JC, Valiatti J, Schettino GPP, Bonassa J, Iwata L, Carvalho CRR. Comparação do modo VAPS com os modos volume controlado e pressão controlada em pacientes com insuficiência respiratória aguda. *Rev Bras Terapia Intensiva.* 2005;17:89-93.

Grasso S, Puntillo F, Mascia L, Ancona G, Fiore T, Bruno F et al. Compensation for increase in respiratory workload during mechanical ventilation. Pressure-support versus proportional-assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000;161(3 Pt 1):819-26.

Haake R, Schlichtig R, Ullstad DR, Henschen RR. Barotrauma: pathophysiology, risk factor and prevention. *Chest.* 1987;91(4):608-13.

Jaber S, Delay JM, Matecki S, Sebbane M, Eledjam JJ, Brochard L. Volume-guaranteed pressure-support ventilation facing acute changes in ventilatory demand. *Intensive Care Med.* 2005;31(9):1181-8.

Kacmarek RM. Basic principles of ventilator machinery. In: Tobin JM. Principles and practice of mechanical ventilation. McGrawHill, 1994. p.65-110.

Katz JA, Zinn SE, Ozanne GM, Fairley HB. Pulmonary chest wall and lung thorax elastances in acute respiratory failure. *Chest.* 1981;80(3):304-11.

MacIntyre NR. Respiratory function during pressure support ventilation. *Chest.* 1986;89(5):677-83.

MacIntyre NR, Leatherman NE. Ventilatory muscle loads and the frequency tidal volume pattern during inspiratory pressure assisted (pressure supported ventilation). *Am Rev Respir Dis.* 1990;141(2): 327-31.

Marini JJ. Lung mechanics determinations at the bedside: instrumentation and clinical application. *Respir Care.* 1990;35:669-96.

Marini JJ, Capps JS, Culver BH. The inspiratory work of breathing during assisted ventilation. *Chest.* 1985;87(5):612-8.

Marini JJ, Rodriguez RM, Lamb V. The inspiratory workload of patient initiated mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis.* 1986;134(5): 902-9.

Marini JJ, Smith TC, Lamb VJ. External work output and force generation during synchronized intermittent mechanical ventilation – effect of machine assistance on breathing effort. *Am Rev Respir Dis.* 1988; 138(5): 1169-79.

Mead J. Mechanical properties of lungs. *Physiol Rev.* 1961;41(2):281-330.

National Heart, Lung and Blood Institute. Respiratory muscle fatigue. *Am Rev Respir Dis.* 1990;142:474-80.

Otis AB. The work of breathing. *Physiol Rev.* 1954;34:449-58.

Pepe PE, Marini JJ. Occult positive end expiratory pressure in mechanically ventilated patients with airflow obstruction: the auto-PEEP effect. *Am Rev Respir Dis.* 1982;126(1):166-70.

Rossi A, Gottfried SB, Higgs BD, Zocchi L, Grassino A, Milic-Emili J. Respiratory mechanics in mechanically ventilated patients with respiratory failure. *J Appl Physiol.* 1985;58(6):1849-58.

Rossi A, Gottfried SB, Zocchi L, Higgs BD, Lennox S, Calverley PM et al. Measurement of static compliance of the total respiratory system in patients with acute respiratory failure during mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis.* 1985;131(5):672-7.

Tobin MJ, Jubran A, Laghi F. Patient-ventilator interaction. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;163(5):1059-63.

Wright PE, Marini JJ, Bernard GR. In vitro *versus in vivo* comparison of endotracheal tube airflow resistance. *Am Rev Respir Dis.* 1989;140(1): 10-6.