

ORGANIZADORAS Maria Ignêz Zanetti Feltrim
Emilia Nozawa
Ana Maria Pereira Rodrigues da Silva

Fisioterapia Cardiorrespiratória na UTI Cardiológica



Blucher



O sistema ventilador

Andressa Campos

Marcus Vinicius Herbst Rodrigues

OBJETIVOS

- Trazer ao leitor um breve histórico sobre ventilação mecânica.
- Fornecer informações sobre o atual conhecimento acerca dos sistemas tecnológico e operacional dos ventiladores.
- Fornecer subsídios à compreensão das variáveis de mecânica respiratória e dos principais parâmetros de ajuste do ventilador mecânico.
- Expor as principais interfaces paciente/ventilador.

PALAVRAS-CHAVE

- Ventilação mecânica, ciclo respiratório, ciclagem, disparo, parâmetros ventilatórios, interface paciente/ventilador.

1. INTRODUÇÃO

A ideia de se ventilar os pulmões artificialmente, bem como o fascínio pelo controle da vida, não é um fato recente.

Hipócrates, no *Tratado do Ar*, descreveu a função e o tratamento para situações de sufocamento por meio de um tubo passado na traqueia ao longo do osso mandibular, tendo sido esta, possivelmente, a primeira descrição de intubação orotraqueal¹.

Aristóteles concluiu, ao colocar animais dentro de caixas fechadas, que o ar fresco era essencial para a sobrevivência, pois os animais morriam ao permanecer muito tempo dentro dessas caixas^{1,2}.

Paracelsus, em 1443, iniciou estudos inserindo tubos na boca de pacientes para ajudar a ventilação. Esta foi a primeira forma de ventilação artificial descrita. Em 1541, Vesalius³ introduziu na traqueia de um animal que estava morrendo um “cano” para permitir a entrada de ar e, por meio dessa ventilação, o animal retomou seus batimentos cardíacos¹.

Robert Hooke, realizando estudos em animais, percebeu que era possível manter os pulmões insuflados por meio de um fole conectado a um tubo inserido na traqueia através de um orifício abaixo do pescoço. Nos primeiros resultados, achou que eram os movimentos torácicos os responsáveis por manter a vida; porém, no decorrer do estudo, quando liberou um fluxo constante de ar por meio do tubo, ele notou que os pulmões se mantinham expandidos. Desta forma, pôde verificar que era o ar fresco o componente essencial para a sustentação da vida, e não os movimentos do tórax^{1,4}.

Kite, em 1786, criou o primeiro dispositivo limitado à volume, quando inventou um mecanismo que usava vários foles. Mais tarde, em 1790, foi Courtois que utilizou um pistão e um cilindro juntamente com um balão para realizar a ventilação pulmonar¹.

Trendelenburg, em 1869, em uma cirurgia de retirada de tumor de vias aéreas superiores, criou um balonete adaptado a um tubo, permitindo vedar totalmente a luz traqueal, de forma a se evitar a aspiração de sangue durante a cirurgia⁶.

Ferdinand Sauerbruck, em 1904, tentou, por meio de máscaras faciais, evitar o colapso pulmonar em cirurgias torácicas quando da abertura da cavidade torácica. Ele deu início ao que hoje conhecemos como ventilação não invasiva, porém, naquela época, o método foi abandonado, por ser considerado não fisiológico e provocar grande distensão abdominal devido à aerofagia⁵. Também no início do século XX, Rudolph Matas modificou o sistema de fole para o de pressão positiva no controle da ventilação durante procedimentos de cirurgia torácica⁷.

A partir de 1920, a tecnologia presente nos aparelhos para ventilação mecânica se desenvolveu de forma vertiginosa. Em 1934, compreendeu-se que o controle da ventilação pulmonar em humanos poderia ser realizado por meio da

compressão manual intermitente da bolsa de anestesia, mantendo-se o paciente em apneia durante o processo cirúrgico⁸. Frenkner, nesse mesmo ano, inventou o *Spiropulsator*, que realizava automaticamente a insuflação pulmonar intermitente; este fato creditou a Frenkner a criação da ventilação mecânica controlada⁹.

No Brasil, a aplicação da ventilação mecânica teve início por volta de 1950, por intermédio do Dr. Cabral de Almeida⁹, que desenvolveu um ventilador mecânico ao qual foi dado o nome de *pulmoventilator*. Esse equipamento realizava a respiração controlada com baroinversão. Em 1952, ampliaram-se os trabalhos; o Dr. Kentaro Takaoka idealizou e criou o ventilador Takaoka, que permitia a realização de ventilação pulmonar em sistema aberto com oxigênio, intercalando fases de pressão positiva e negativa.

Ainda em 1952, ocorreu o pior surto epidêmico de poliomielite no mundo, deixando mais de 57 mil pessoas mortas ou com sequelas de paralisia. A poliomielite anterior aguda, também chamada de paralisia infantil, causada por um vírus de três tipos imunológicos distintos, acomete principalmente crianças. Quando ocorreram as epidemias, um pequeno número de doentes apresentava sintomas como cefaleia, febre e rigidez na nuca; em uma fase mais avançada, a infecção comprometia a substância cinzenta do sistema nervoso central, e os casos mais graves evoluíam com envolvimento bulbar, afetando os neurônios motores inferiores com comprometimento respiratório, o que levava a maioria dos acometidos a morrer por insuficiência respiratória e afogada em suas próprias secreções devido à dificuldade de deglutição.

Philip Drinker e Louis A. Shaw¹⁰ desenvolveram o primeiro suporte mecânico usado em uma criança acometida pela poliomielite bulbar que deu entrada no Children's Hospital de Boston, no dia 12 de outubro de 1928. A ventilação pulmonar foi obtida criando-se pressão negativa e positiva intermitente em volta do corpo do paciente por meio de uma câmara, mantendo-se, assim, as vias aéreas em contato com a atmosfera. A criança permaneceu neste suporte ventilatório intermitente, chamado de “pulmão de aço”, por 122 horas, porém faleceu por broncopneumonia e insuficiência cardíaca. A partir desse evento, ficou estabelecido o princípio de uma ventilação mecânica prolongada externamente assistida¹¹. A produção comercial desses aparelhos foi realizada por Warren E. Collins Inc. e, mais tarde, por J. H. Emerson Company (Figura 1.1).

No Brasil, a epidemia chegou primeiramente no interior do Estado de São Paulo, em 1955. Foi nesta mesma época que a Fundação Rockefeller fez a doação de dois pulmões de aço ao Instituto de Ortopedia e Traumatologia da USP. Mais tarde, o Instituto contaria com oito unidades¹².

Morch¹³ descreveu o tratamento do tórax flácido com ventilador mecânico tipo pistão utilizando tubos de traqueostomia sem balonete, sendo chamado de tratamento de “estabilização pneumática interna”. A aplicação de pressão

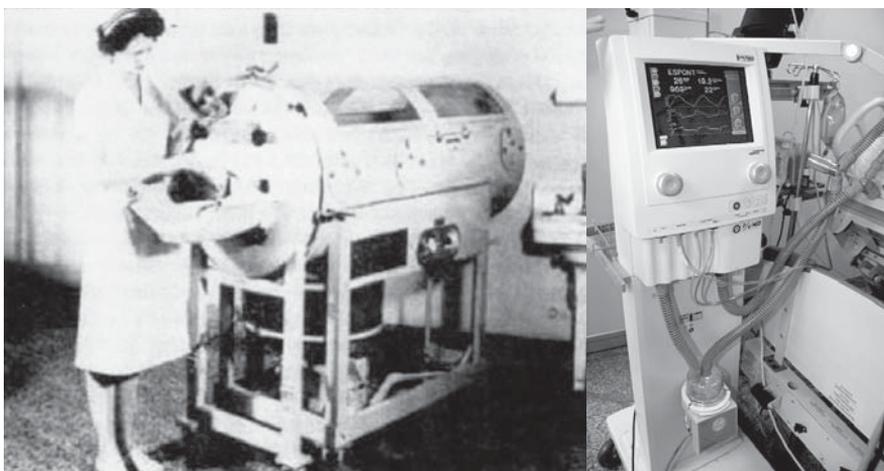


Figura 1.1 Pulmão de aço x ventilador mecânico.

positiva apresentou vantagens em relação ao uso de pressão negativa promovida pelo pulmão de aço, como em casos de complacência pulmonar diminuída ou de aumento da resistência das vias aéreas. Com o surgimento das vacinas contra a poliomielite (Salk e Sabin), a aplicação do pulmão de aço caiu em desuso. Em 1957, foi lançado o ventilador ciclado a pressão, Bird Mark 7, que seguramente foi o ventilador mais vendido em todo o mundo¹².

Na década de 1960, os procedimentos relacionados à ventilação mecânica eram realizadas no próprio quarto do paciente ou em enfermarias, inicialmente em hospitais especializados em doenças infecciosas e, mais tarde, nos demais hospitais.

A década de 1970 foi caracterizada por unidades especializadas em problemas respiratórios, com os profissionais tendo um treinamento específico em ventilação mecânica. É dessa década a introdução do modo ventilatório denominado ventilação mandatória intermitente (VMI)¹². Segundo esse conceito, o paciente poderia ter respirações espontâneas enquanto o aparelho promoveria um número predeterminado de ciclos ventilatórios¹⁴.

Os ventiladores microprocessados surgiram em meados da década de 1980, trazendo a possibilidade de se selecionar diversos modos ventilatórios, formas e tipos de fluxos inspiratórios, incluindo novas modalidades, como a ventilação com pressão controlada (PCV), e um modo específico para auxiliar o desmame ventilatório denominado ventilação com pressão de suporte (PSV)¹⁴.

Nos anos 1990, iniciou-se o uso de ventilação mecânica não invasiva, método em que máscaras faciais ou nasais eram utilizadas como interface com o aparelho, evitando-se, assim, a intubação orotraqueal¹⁵.

Atualmente, os ventiladores mecânicos são chamados de “inteligentes”, porque, além de monitorizarem fluxo, pressão e volume, possuem a capacidade de alterar os parâmetros, baseados em informações por eles monitorizadas e em

informações prévias fornecidas pelo operador. A integração dessas informações possibilita uma ventilação mais segura e com menos necessidade de intervenção do operador para ajustes de parâmetros¹⁶.

2. O SISTEMA VENTILADOR E SEUS AJUSTES

Quando o ar entra e sai dos pulmões, ocorre alterações de volume, fluxo e pressão no sistema respiratório. Para um melhor entendimento da ventilação mecânica, é necessário entender estes três elementos básicos: volume, pressão e fluxo¹⁶.

O volume (L) é a quantidade de espaço ocupada por um corpo; é definido como a parte integral do fluxo em relação ao tempo e é representado por unidades cúbicas (cm^3 , m^3 , in^3). A pressão (cmH_2O) é o efeito da aplicação de força sobre uma superfície. O fluxo é caracterizado pelo deslocamento de um volume de gás num determinado período de tempo, ou seja, relaciona-se com a velocidade de entrada ou saída do ar no sistema respiratório^{17,18}.

O fluxo é obtido por meio da divisão do volume pelo tempo, e sua unidade é representada em litros por minuto (L/min) ou litros por segundo (L/seg)¹².

Ventiladores mecânicos são equipamentos que transportam os gases através das vias aéreas, insuflando os pulmões por meio de um determinado volume de ar. O volume de ar flui pela diferença de pressão entre a via aérea superior e os alvéolos. A magnitude deste fluxo e sua duração são determinadas pelo operador. O gradiente de pressão necessário para ventilar é aquele capaz de vencer a soma das pressões resistivas (movimento do gás) e das pressões elásticas (pressões para enchimento e distensão dos alvéolos)¹⁹.

O oxigênio e o ar são derivados de cilindros ou de reservatórios de parede; a pressão do gás é reduzida, e a mistura ocorre conforme a prescrição da quantidade de oxigênio.

A fração inspirada de oxigênio ($F_{\text{I}}\text{O}_2$) é a tensão de O_2 derivada ao paciente, que pode variar de 0,21 a 1,0¹¹.

Convencionalmente, a inspiração é ativa e a expiração é passiva; a troca gasosa ocorre em ambas as fases. Quando acionado, o ventilador deflagra o enchimento dos pulmões, no instante do primeiro segundo, por meio de um fluxo inspiratório; neste momento, há o fechamento da válvula de fluxo; o esvaziamento dos pulmões inicia-se com a abertura da válvula exalatória, com o volume corrente retornando a zero¹².

No início do fluxo inspiratório, no primeiro segundo, ocorre aumento rápido da pressão na via aérea (pressão necessária para movimentar os gases através das vias aéreas); à medida que o volume pulmonar aumenta, ocorre expansão dos pulmões e há um aumento proporcional de pressão, que é necessário para vencer as forças viscoelásticas^{12,19}. Na fase de exalação, a pressão retorna ao seu valor inicial.

De acordo com o Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica, deve-se respeitar o valor máximo de 35 cmH₂O para a pressão de platô e 45 cmH₂O para pressão de pico^{12,20}.

Quando a válvula de fluxo (fluxo inspiratório) e/ou a saída da válvula de exalação (fluxo expiratório) é aberta no primeiro segundo – início da fase inspiratória –, o fluxo atinge o valor de 30 L/min. O valor positivo indica que o fluxo é inspiratório, sendo este mantido constante até 2 segundos; nesse instante, a válvula de fluxo é fechada, diminuindo o fluxo a zero. Concomitantemente, a válvula expiratória é aberta, dando início à fase expiratória, que ocorre de forma passiva¹². Nesse momento, o fluxo atinge o valor máximo de -40 L/min (o valor negativo indica que o fluxo é expiratório).

Para melhor entendimento do funcionamento do ventilador mecânico, é importante definir o ciclo ventilatório e como este é composto¹⁵.

O ciclo ventilatório é um processo contínuo de entrada e saída de ar dos pulmões interrompido e reiniciado por variáveis ajustadas e predeterminadas pelo operador, a saber: fase inspiratória, ciclagem, fase expiratória e disparo.

Na fase inspiratória, o ventilador envia o ar para os pulmões do paciente, vencendo, assim, as propriedades resistivas e elásticas do sistema respiratório.

A ciclagem é a mudança da fase inspiratória para a fase expiratória. O ventilador interrompe o fornecimento de ar e cessa a fase inspiratória, permitindo, desse modo, o início da expiração. Esta interrupção pode ser por critério de tempo, fluxo, pressão ou volume atingido, de acordo com a programação do operador.

A fase expiratória corresponde ao esvaziamento parcial ou completo do ar dos pulmões de forma passiva, por meio da retração elástica do sistema respiratório. O ventilador pode permitir apenas o esvaziamento parcial dos pulmões, mantendo uma pressão positiva residual no final da fase expiratória que aumenta a CRF, denominada pressão positiva expiratória final (PEEP).

O disparo é a mudança da fase expiratória para uma nova fase inspiratória. O paciente não realiza nenhum esforço e o equipamento será acionado por critério de tempo ou por critério de pressão ou fluxo. Quando a opção for a interação do paciente com o equipamento; sendo assim, os esforços do paciente são detectados por sensores de fluxo ou pressão e, ao vencer a resistência pré-programada, um novo ciclo se iniciará.

A ciclagem é o mecanismo pelo qual o ventilador utiliza a operação programada para interromper a fase inspiratória, permitindo o início da expiração. Existem quatro formas de ciclagem: ciclagem a pressão, a volume, a fluxo e a tempo^{21,22}.

Os ventiladores mecânicos ciclados a pressão são os mais antigos; fazem parte da primeira geração, formando o grupo dos pneumáticos, e o primeiro foi o Bird Mark 7, lançado em 1957. Nesses ventiladores, o próprio gás que ventila o paciente é o responsável pelo seu funcionamento, não necessitando de energia

elétrica. Nesse tipo de ventilação, a inspiração é interrompida quando a pressão máxima pré-ajustada é atingida. Neste caso, o volume corrente é variável, sendo dependente da pressão aplicada, do tempo inspiratório, da resistência e da complacência do sistema respiratório.

A ventilação com ciclagem a volume permite o controle do volume corrente durante a fase inspiratória, sendo finalizada por critério de volume. Assim, a pressão nas vias aéreas será influenciada pela complacência e resistência do sistema respiratório, bem como do volume instituído. Nesta forma de ciclagem a monitorização e os ajustes dos alarmes são de suma importância, principalmente os da pressão inspiratória máxima, pois, ao atingir seu valor, o ventilador deve abrir a válvula expiratória, aliviando, assim, a pressão do sistema e evitando barotrauma.

A relação inspiração/expiração (I:E) é determinada pelo ajuste do fluxo – quanto maior o fluxo, menor será o tempo inspiratório.

Pode-se ajustar, também, uma pausa inspiratória quando se opta pela ciclagem a volume; a pausa inspiratória é a presença de pressão na via aérea na fase inspiratória quando não há fluxo, mantendo-se um volume de ar constante ao final da inspiração por um determinado tempo. Neste caso, a ciclagem passa a ser a tempo.

A forma de ciclagem a tempo e limitada à pressão é caracterizada por garantir uma pressão constante e predeterminada durante toda a fase inspiratória, sendo interrompida pelo tempo inspiratório predeterminado. O fluxo, neste caso, é sempre livre, independente do volume corrente, que é sempre variável e dependente da pressão instituída, do tempo inspiratório, da complacência e resistência do sistema respiratório.

A grande desvantagem desse tipo de ventilação é que o volume corrente pode sofrer alterações decorrentes das modificações da complacência e resistência do sistema respiratório, podendo ocorrer hipoventilação, hipoxemia e hipercapnia.

Na ventilação com ciclagem a fluxo, o final da fase inspiratória ocorre quando o fluxo inspiratório cai abaixo de níveis críticos, independentemente do tempo transcorrido ou do volume liberado para o paciente. A grande vantagem desse tipo de ciclagem é permitir ao paciente o controle efetivo sobre o tempo e o pico de fluxo inspiratório, e, ainda, sobre o seu volume corrente. Seu funcionamento depende exclusivamente do início do esforço inspiratório do paciente, que deve dispará-lo, a fluxo ou a pressão. Normalmente, o nível de fluxo é de 25% do pico de fluxo ou um valor fixo entre 6 e 10 L/min²³. Por ser totalmente assistida, apresenta o risco de o paciente ficar sem respirar por algum tempo (apneia), seja pela administração de sedação ou oscilação do comando neural respiratório. Caso o estímulo ventilatório cesse, é necessário o ajuste do alarme de *backup*, que garantirá respirações mandatórias em caso de apneia.

Além desses parâmetros ventilatórios, há outros como a pressão positiva expiratória final (PEEP), que é a pressão positiva instituída no final da fase expiratória,

cujo objetivo principal é impedir que a pressão nas vias aéreas se iguale à pressão da atmosfera no final da expiração²⁴. A função da PEEP é abrir e manter as pequenas vias aéreas, aumentar a capacidade residual funcional, redistribuir o fluxo de gás, aumentar a área de difusão alvéolo-capilar e reduzir o trauma alveolar induzido pela ventilação artificial²⁴. O efeito benéfico da PEEP é a prevenção do colapso alveolar expiratório¹³. Existem várias controvérsias quanto aos valores de PEEP a serem utilizados, porém o melhor valor de PEEP é aquele capaz de promover a melhor oxigenação possível, sem provocar hiperinsuflação alveolar excessiva e distúrbios hemodinâmicos^{17,25}. O conceito *open lung* tem sido usado para atenuar a injúria causada pela ventilação mecânica. Ele reduz o estresse cíclico alveolar por repetitiva abertura e fechamento²⁴. Essa estratégia é obtida com manobra de recrutamento alveolar e, em seguida, instituindo uma PEEP suficiente para contrabalançar as forças retráteis do alvéolo, reduzindo a liberação de mediadores inflamatórios²⁶.

A frequência respiratória corresponde ao número de ciclos ventilatórios realizados em 60 segundos. Esta deve ser ajustada para manter os níveis arteriais de PaCO₂ e pH dentro dos valores de normalidade, independentemente da forma de ciclagem ou da modalidade ventilatória escolhida²⁶. Geralmente, inicia-se a ventilação com uma frequência próxima ao fisiológico, entre 12 e 15 respirações por minuto (irpm), para a maioria dos pacientes estáveis. Quando frequências respiratórias elevadas forem utilizadas, deve-se ficar atento para que não haja aprisionamento de ar nos pulmões e, conseqüentemente, desenvolvimento do auto-PEEP.

Volume corrente é a quantidade de ar que entra ou sai dos pulmões a cada respiração tranquila, ou seja, em repouso. Na ventilação mecânica, ajusta-se o volume corrente utilizando o peso ideal do paciente, para o qual é atribuído entre 8 e 10 mL/Kg para indivíduos sem doença pulmonar, 6 mL/Kg para os indivíduos com doença pulmonar com hiperinsuflação pulmonar e 4 mL/Kg para aqueles com síndrome da angústia respiratória aguda (ARDS). Os demais ajustes subsequentes devem ser realizados para manter níveis adequados de PaCO₂¹⁵.

Além disso, durante a ventilação mecânica pode-se aumentar o espaço morto fisiológico, principalmente nos casos de grandes volumes correntes, os quais podem diminuir o retorno venoso e provocar hiperdistensão alveolar, ocasionando compressão dos capilares pulmonares¹⁷.

Em situações específicas como pacientes com DPOC ou asma, recomenda-se que a normalização da PaCO₂ não deva ser realizada por ajustes do volume corrente. Esses pacientes necessitam de volumes correntes menores para evitar a hiperdistensão pulmonar e, conseqüentemente, geração de auto-PEEP²².

A fração de oxigênio no ar inspirado (F_IO₂) ideal é aquela suficiente para manter a saturação periférica de oxigênio (SpO₂) maior que 95%, sem expor o paciente ao risco de toxicidade causado por altas concentrações de oxigênio. Costuma-se iniciar com uma F_IO₂ mais alta e, gradativamente, reduzir o valor da fração até uma mais segura¹¹.

A programação dos tempos inspiratório e expiratório (I:E) deve manter relação com os dados fisiológicos. Durante uma respiração normal espontânea, a relação I:E é de 1:2 a 1:3, com tempos inspiratórios que variam de 0,8 a 1,2 segundos. Na ventilação mecânica, a relação depende do volume corrente, da frequência respiratória, do fluxo inspiratório e da pausa inspiratória.

Outro ajuste necessário é o da sensibilidade de disparo, que é o esforço despendido pelo paciente para disparar uma nova inspiração assistida pelo ventilador mecânico. O sistema de disparo por pressão é encontrado na maioria dos ventiladores, sendo recomendado os valores de -0,5 a -2 cmH₂O. O disparo a fluxo pode ser encontrado nos ventiladores microprocessados e parece proporcionar ao paciente melhor interação com o ventilador mecânico. Recomenda-se o valor em torno de 5 L/min¹⁵.

2.1. Sistemas de umidificação artificiais, aquecimento e filtragem

A ventilação mecânica com o uso de tubo orotraqueal, nasotraqueal ou mesmo traqueostomia, leva à perda da umidificação, filtragem e aquecimento fisiológico da via aérea.

Para tentar suprir essa perda, deve-se adicionar ao circuito do ventilador um sistema que, de forma artificial, minimize ou elimine essa deficiência. Esses sistemas são classificados de acordo com a passagem do fluxo de gás, podendo ser sistemas ativos e sistemas passivos.

Entre os sistemas ativos, temos:

Umificadores de passagem: o gás passa sobre a superfície aquecida da água, onde as moléculas de água se encontram em estado de vapor, sendo carregadas, então, pelo gás (Figura 1.2).

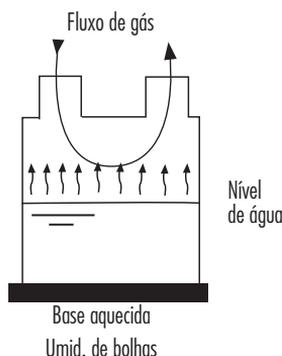


Figura 1.2 Sistema de umidificação ativo de passagem.

Umificadores de bolhas: o fluxo de gás passa através de um tubo submerso na superfície da água, criando bolhas. Dessa forma, a troca de massa de água ocorre por toda a superfície da bolha, aumentando a eficiência da umidificação.

A maioria dos sistemas é de passagem. O sistema de bolhas apresenta maior resistência ao fluxo comparado ao de passagem (Figura 1.3).

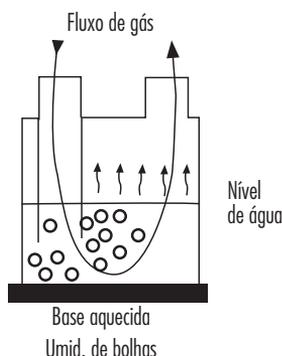


Figura 1.3 Sistema de umidificação ativo de bolhas.

Aquecimento: Outra diferenciação entre os umidificadores refere-se ao controle de temperatura do gás inspirado, sendo classificados em servo controlado e não servo controlado.

O *sistema servo controlado* é um aquecedor que possui um fio aquecido e duplo controle de temperatura, para manter a temperatura constante ao longo do tubo do circuito, evitando a condensação do vapor d'água. É empregado um sensor de temperatura próximo à via aérea do paciente, que monitora a temperatura no aquecedor de forma a manter o valor escolhido. Este sistema apresenta algumas desvantagens, sendo elas o aumento da colonização bacteriana e a possível contaminação da água que fica condensada no reservatório, bem como mal funcionamento e alto custo de manutenção.

O *sistema não servo controlado* é composto por uma base aquecida na qual recebe o copo umidificador; a temperatura se mantém constante no elemento aquecedor, de acordo com o valor ajustado no botão de controle do umidificador. A temperatura do gás inspirado irá variar de acordo com a temperatura ambiente, o fluxo inspirado e o tipo de circuito respiratório, entre outros (Figura 1.4).



Figura 1.4 Sistema de umidificação não servo controlado.

O sistema passivo de umidificação, aquecimento e filtração, conhecido como nariz artificial, é colocado entre o circuito do ventilador e a prótese artificial, permitindo a retenção de até 70% da umidade e o calor do ar do próprio paciente^{19,20,21}. A recomendação dos fabricantes é sua troca a cada 24 horas, mas não há embasamento científico quanto a isso. Estudos mostram que a segurança e a eficácia dos filtros não mudaram após até sete dias de uso consecutivo em pacientes adultos, representando economia sem comprometimento do tratamento^{20,19}. O importante é sempre posicionar o filtro de forma que fique acima da cabeça do paciente, evitando refluxo de água condensada e de secreções, que diminuem a vida útil do material e podem permitir obstruções^{27,28}.

2.2. Circuitos dos ventiladores mecânicos

Esses são itens de fundamental importância para a interface paciente/ventilador. É por meio do circuito que o ar do ventilador chega ao paciente. Existem diferentes classificações para os circuitos considerando diferentes aspectos, como números de tubos, aspectos de superfície, tamanho do paciente a que se destinam, entre outros.

Os circuitos simples são aqueles que possuem somente o ramo inspiratório e a exalação se dá por meio de uma válvula exalatória acoplada na face distal do próprio circuito. Geralmente, esse circuito está presente nos ventiladores de transporte e também é usado no Bird Mark 7.

Os circuitos duplos são aqueles que possuem dois ramos, um inspiratório e outro expiratório, cuja saída e entrada de ar estão conectadas diretamente ao ventilador mecânico.

Os circuitos corrugados são corrugados por fora e lisos na sua parte interna. Esses circuitos são mais seguros em prevenir acotovelamento (Figura 1.5).

Os circuitos lisos atualmente estão quase em desuso. Eles estão presentes nos ventiladores Bird Mark 7. São menos flexíveis, podendo levar a acotovelamento; apresentam desvantagens de acúmulo e deslocamento de líquido no seu interior, alterando as pressões na via aérea.

Os circuitos podem ser de uso adulto e pediátrico. Seu uso é padronizado e deve sempre respeitar as especificações de cada fabricante. Diferenciam-se basicamente pelo diâmetro dos circuitos, com o pediátrico sempre de menor diâmetro.

Há circuitos descartáveis, pediátrico e adulto; estes substituem os circuitos convencionais em aparelhos de anestesia e ventiladores mecânicos. Eles previnem a tração do tubo endotraqueal e da cânula de traqueostomia devido ao seu menor peso, em torno de 169 gramas. O custo é reduzido, pois não há necessidade de reprocessamento, e seu uso otimiza o tempo dos profissionais envolvidos. O paciente utiliza um único circuito durante sua permanência no hospital, sem a necessidade de troca. Ocupa um espaço de, aproximadamente, 11 mL.

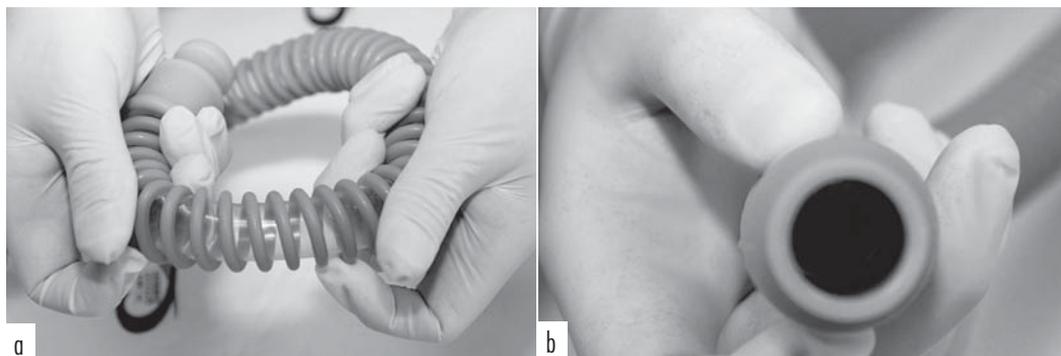


Figura 1.5 Circuito do ventilador mecânico: a) face externa corrugada; b) face interna lisa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Burke CM, et al. A historical perspective on use of the laryngoscope as a tool in anesthesiology. *Anesthesiology*. 2004;100(4):1003-1006.
2. Chaikhouni A. History of medicine: the magnificent century of cardiothoracic surgery. *Heart Views*. 2008;9(1):48-51.
3. Vesalius A. *De humani corporis fabrica libri septem*. s.l. : Basel, 1543.
4. Hook R. An account of an experiment made by Mr. Hook, of preserving animals alive by blowing through their lungs with bellows. *Phil Trans Roy Soc*. 2, 1667.
5. Trendelenberg F. Beitrage zur den operation en na den luftwagen 2. Tamponnade der trachea. *Arch Klin Chir*. 1871;12:121-133.
6. Sauerbruch F. Uber die Ausschaltung der schadli Wirkung des Pneumothorax bei intratorakalen Operationen *Zentralbi Chir*. [local desconhecido]: *Mitteil Grenzgeb Med Chir*; 1904.
7. Matas R. Intralaryngeal insufflation. For the relief of acute surgical penumothorax. Its history and methods with a description of latest devices for this purpose. *JAMA*. 1900;1371(34).
8. Guedel AE, Treweek, DN. Ether apnoeas. *Anesth Analg*. 13, 1934.
9. Almeida JJC. *Fisiopatologia da respiração controlada: fundamento das aplicações clínicas do pulmo-ventilador*. Rio de Janeiro: Gráfica Editora; 1964.
10. Meyer JA. A practical mechanical respirator, 1929: The "iron lung". *Ann Thorac Surg*. 1990;50(3):490:493.
11. Chen K, et al. Mechanical, ventilation: past and present. *J Emerg Med*. 1998;16(3):453-460.
12. Terzi RGG, Carvalho CRR. Histórico da ventilação mecânica. In: Carvalho CRR. *Ventilação mecânica [v. 1, básico]*. São Paulo: Atheneu; 2000.

13. Kirby RR, Anner MJ, Downs JB (Eds), Morch, ET. History of mechanical ventilation. Edinburg : Churchill Livingstone; 1991.
14. Gordon AS. History and evolution of modern resuscitation techniques. Washington, DC : National Academy of Sciences; 1966.
15. Chatburn RL. Classification of mechanical ventilation. In: Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. Columbus: McGraw Hill; 1994. p. 47-64.
16. Bahns E. It began with the pulmotor: one hundred years of artificial ventilation. Luebeck: Dräger; 2007.
17. Mols G, Priebe HJ, Guttman J. Alveolar recruitment in acute lung injury. Br J Anaesth. 2006;96(2):156-166.
18. Tromachot L, et al. Randomized clinical trial of extended use of a hydrophobic condenser humidifier: 1 vs. 7 days. Crit Care Med. 2002;30(1):232-237.
19. Mador MJ. Assist-control ventilation. In: Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. Columbus: McGraw Hill; 1994. p. 207-220.
20. II Consenso Brasileiro de Ventilação Mecânica. J Pneumol. 2000;26(supl 2).
21. Vassilakopoulos T, Petrof BJ. Ventilator-induced diaphragmatic dysfunction. Am J Respir Crit Care Med. 2004;169(3):336-341.
22. Ranieri VM, Rossi A. Positive end-expiratory pressure. In: Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation [v. 10]. Columbus: Mc Graw Hill; 1994. p. 336-341.
23. Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. Columbus: Mc Graw Hill; 1994.
24. Chatburn RL, Priminiano FP Jr. A new system for understanding modes of mechanical ventilation. Respir Care. Jun, 2001;46(6):604-621.
25. Sauerbruch F. Zun pathologie des offenen pneumothorax und die grundlagen meines verfahrens zu seiner ausschaltung. Mitteil Grenzgeb Med Chir. 1904;13:399-482.
26. Lackmann B. Open up the lung and keep the lung open. Intensive Care Med. 1992;18(6):319-321.
27. Astrup P, Severinghaus JW. The history of blood gases, acids and bases. Copenhagen: Munksgaard International Publishers; 1986.
28. Boyer A, Ricard JD. Long-term mechanical ventilation with hygroscopic heat and moisture exchangers used for 48 hours: A prospective clinical, hygrometric, and bacteriologic study. Crit Care Med. 2003;31(3):823-829.

