



ESTUDO CLÍNICO

Desenvolvimento histórico do aparelho de anestesia: de Morton à integração do ventilador mecânico

Pablo Romero-Ávila^{1*}, Carlos Márquez-Espinós², Juan R. Cabrera Afonso³

¹ Department of Anesthesiology and Resuscitation, Hospital Costa del Sol. Marbella, Espanha.

² Department of Anesthesiology and Resuscitation, Hospital La Línea, La Línea de la Concepción, Cádiz, Espanha.

³ Department of the History of Science. School of Medicine, University of Cádiz, Cádiz, Espanha.

*Autor correspondente: Pablo Romero-Ávila, MD (deromeroyavila@gmail.com)

Resumo

Os primeiros dispositivos de anestesia surgiram após a demonstração pública realizada por Morton em 1846. Os primeiros dispositivos eram inaladores rudimentares que se baseavam na evaporação do agente anestésico. Exibiam como principal problema a perda de eficácia subsequente ao resfriamento. Posteriormente, inaladores mais complexos foram desenvolvidos, que se distinguiam principalmente pela possibilidade da administração de múltiplos agentes. Além disso, apresentavam controle mais eficaz da concentração do anestésico inalado.

No início do século XX, foram introduzidos dispositivos que possibilitaram a administração do fluxo de anestésico independente do esforço inspiratório do paciente. Esses aparelhos incorporaram inovações tecnológicas como rotâmetros, sistemas de absorção de dióxido de carbono e vaporizadores de alta precisão. Nesse período, no campo da cirurgia torácica, houve a introdução da ventilação artificial intraoperatória com pressão positiva que ajudou a contornar o desafio do pneumotórax consequente à abertura da cavidade pleural. A partir da década de 1930, os aparelhos de anestesia foram equipados com ventilador pulmonar, que na década de 1950, tornou-se componente básico do aparelho de anestesia. Mais tarde, na década de 1980, foram incorporados sistemas de alarme e monitores, dando origem às atuais estações de trabalho de anestesia.

Palavras-chave: Aparelho de anestesia; Ventilador mecânico; Vaporizadores; Monitorização de segurança; Medicina moderna.

Introdução

Uma das ferramentas mais importantes para o anestesiológico é o aparelho de anestesia, e compreender suas características e funções é essencial para a prática anestésica. Além disso, a tecnologia dos aparelhos de anestesia está continuamente sujeita a mudanças e inovações, por isso os profissionais da área devem se manter permanentemente atualizados¹.

Genericamente, o termo máquina, aparelho ou equipamento de anestesia significa o conjunto de componentes com a função de fornecer gases medicinais e anestésicos ao paciente durante a anestesia, seja durante respiração espontânea ou controlada.

Os aparelhos de anestesia evoluíram de inaladores rudimentares para as atuais estações de trabalho, resultado da integração ao aparelho de anestesia de sistemas de monitorização, alarme e proteção.² São componentes do aparelho de anestesia os sistemas de fornecimento e evacuação de gases, vaporizadores, rotâmetros de fluxo eletrônicos e ventilador.³

O objetivo deste artigo é examinar como evoluíram os principais componentes do aparelho de anestesia e descrever a gradual integração desses componentes em um único equipamento, desde seu início incipiente até a introdução do ventilador mecânico.

Dispositivos anestésicos pioneiros: inaladores simples (1846-1876)

O inalador de éter de Morton (figura 1), introduzido em 16 de outubro de 1846 no Massachusetts General Hospital (Boston, EUA), é considerado o primeiro legítimo dispositivo para anestesia. Embora o éter fora usado para fins anestésicos anteriormente, ele foi administrado aplicando-se sobre o nariz do paciente uma toalha dobrada, embebida em éter.^{4,5}

O inalador de éter de Morton era uma esfera pequena feita de cristal contendo uma esponja e equipada com dois gargalos. O éter era depositado por um dos gargalos e através de um bico de madeira acoplado ao outro gargalo a passagem do gás era regulada e conectava o inalador à boca do paciente.⁶ Rapidamente, Morton modificou e aprimorou o protótipo, e na demonstração pública realizada no dia seguinte, 17 de outubro, já havia incorporado válvulas no bocal de saída, conforme observou Henry Jacob Bigelow em sua carta ao Boston Medical and Surgical Journal.^{7,8}

Em apenas dois meses, a notícia do sucesso da demonstração pública de Morton espalhou-se para a Europa, levando ao súbito aumento da fabricação de dispositivos para anestesia entre o final de 1846 até meados de 1847. Esses primeiros dispositivos eram baseados na descrição do inalador de Morton existente na carta de Bigelow, surgindo na Inglaterra dispositivos como o inalador de éter de Squire, o inalador de éter de Robinson e o inalador de éter Hooper; na França, o dispositivo Charrière; e o inalador Dieffenbach, na Alemanha.⁹

Esses dispositivos compartilhavam algumas propriedades: consistiam em um recipiente de vidro para o éter com um orifício de entrada e outro de saída no qual era acoplado uma mangueira ou tubo. A extremidade distal desse componente intermediário conectava-se com o trato respiratório do paciente. Obedecendo ao princípio básico de vaporização uma esponja era introduzida no recipiente para aumentar a superfície de evaporação.

A técnica foi significativamente aprimorada com o inalador de éter de Snow (1847). John Snow percebeu logo que a administração de éter com esses aparelhos pioneiros não era satisfatória. Ele acreditava ser necessário administrar o éter através de tubos de grande calibre, proporcionando adequada superfície de exposição. Também, para manter a temperatura e, portanto, o éter em estado gasoso, era crucial aquecer a

câmara de vaporização. Com base nesses conceitos, projetou um inalador (figura 2) com a câmara de vaporização localizada dentro de um reservatório de estanho ou cobre, que servia como banho-maria impedindo a queda da temperatura do éter ao usar o dispositivo.¹⁰

Em novembro de 1847, James Young Simpson introduziu o uso do clorofórmio em anestesia. Para a administração do agente, ele recomendou verter um pouco do líquido em uma esponja oca, lenço, pedaço de tecido ou papel, e colocar o material sobre a boca e narinas do paciente.¹¹ Essa recomendação foi muito bem recebida pelos cirurgiões, que assim ficaram livres do uso de dispositivos de éter desajeitados e às vezes ineficazes, e cuja produção começou a declinar. Nos 20 anos seguintes, a anestesia com clorofórmio ou éter era habitualmente administrada primeiro pela aplicação de uma compressa embebida, e mais tarde por cones de arame e máscaras. Todos esses métodos eram abertos ou semiabertos.¹²

Em 1862, Joseph Thomas Clover inventou um dispositivo para administração de anestesia com clorofórmio que permitia a medição e administração de misturas precisas de clorofórmio e ar (figura 3), auxiliando na prevenção de sobredoses (às vezes fatais) que habitualmente ocorriam durante o uso deste anestésico.¹³ Outros dispositivos para uso do clorofórmio também foram concebidos, como o inalador de Sansom¹⁴ em 1865 e o aparelho de Junker em 1867 (figura 4), que possuía um fole que, operado manualmente, impelia a mistura dos gases em direção ao paciente.¹⁵

No entanto, os acidentes com clorofórmio ainda eram comuns,^{16,17} o que motivou os médicos a avaliarem outros anestésicos e exigirem dispositivos de anestesia mais precisos.

Inaladores complexos (1876-1908)

O desenvolvimento de inaladores complexos ocorreu como consequência de duas necessidades clínicas: ajustar a concentração inspirada do agente anestésico e administrar mais de um agente inalatório.¹⁸

Desde o final do século XVIII, as propriedades hilariantes e analgésicas do óxido nitroso eram conhecidas. A desvantagem do óxido nitroso era que o seu armazenamento e administração exigiam equipamentos grandes e de alta complexidade, dificultando a portabilidade e basicamente restringindo o uso para cirurgias odontológicas, quando era utilizado como analgésico gasoso.¹⁹ Em 1870, entretanto, tanto George Barth como Coxeter & Son, na Grã-Bretanha conseguiram comprimir e armazenar o óxido nitroso na forma líquida em cilindros de aço. Em 1873, a companhia Johnston & Brother repetiu o feito em Nova York.^{20,21} Essa inovação facilitou acentuadamente o emprego do óxido nitroso nas cirurgias.

Em um aprimoramento posterior em 1876, Clover fabricou um aparelho para uso do óxido nitroso e éter, tentando pela primeira vez sequenciar a administração desses gases anestésicos. O aparelho consistia de um vaporizador de éter, um cilindro de aço contendo óxido nitroso líquido com uma torneira para gás acoplada, um balão de borracha e uma máscara facial (figura 5). Tanto o vaporizador como o cilindro de óxido nitroso eram conectados a um componente intermediário, que era acoplado através de outra conexão ao balão de borracha contendo os gases anestésicos e que, por sua vez, era conectada à peça facial. O vaporizador de éter podia ser usado isoladamente ou em conjunto com óxido nitroso, através da torneira existente na base do cilindro. Na parte superior do componente intermediário, uma chave de controle permitia que o óxido nitroso passasse pela câmara de éter ou fosse direcionado diretamente ao paciente. Desta maneira, a indução da anestesia poderia ser realizada com óxido nitroso, e a seguir a manutenção da anestesia era obtida usando o vaporizador de éter, que constituía em

método mais agradável para o paciente.²²

Em 1877, para ajustar a concentração do agente anestésico inspirado, Clover produziu um inalador regulável e portátil de éter. O dispositivo consistia em uma pequena câmara esférica metálica, parcialmente preenchida com éter, atravessada por dois tubos concêntricos, cujas extremidades eram conectadas a um balão de borracha e uma máscara, respectivamente (figura 6). Girando a esfera em torno do tubo central, duas aberturas na base abriam-se gradualmente e o ar respirado pelo paciente passava pelo éter. Um pequeno reservatório de água preso à esfera atenuava o resfriamento do éter à medida que o agente evaporava.²³ Esse dispositivo foi o primeiro a regular adequadamente a quantidade de ar inspirado e se tornou muito popular no Reino Unido, onde era usado em unidades médicas da força aérea britânica até a Segunda Guerra Mundial.²⁴

O uso de oxigênio na mistura de gases não foi considerado necessário até o início do século XX, embora em 1868 Edmund Andrews, cirurgião da Northwestern University, tenha sugerido adicionar oxigênio ao óxido nítrico. Essa recomendação foi seguida por Paul Bert e por Clover. Assim, em 1879, Bert combinou 15% de oxigênio com 85% de óxido nítrico para produzir anestesia em uma câmara de pressão hiperbárica, entretanto a solução permaneceu impraticável até 1885 porque a tecnologia disponível era insuficiente para armazenar oxigênio puro em cilindros de alta pressão.²¹

Dentre os dispositivos pioneiros que combinavam óxido nítrico com oxigênio, um exemplo interessante é o modelo produzido por Hewitt em 1893 (figura 7). O aparelho era composto por dois cilindros de óxido nítrico, um cilindro de oxigênio, uma estrutura para suportar e combinar os cilindros, um tubo duplo de borracha (interno e externo), balão de borracha duplo, torneira e máscara facial.^{25,26} Uma característica interessante desse aparelho era a presença de torneira que regulava a administração dos dois gases. O controle tinha posições para administrar ar, óxido nítrico ou uma mistura de oxigênio-óxido nítrico, em proporções variáveis.²⁷

A introdução de válvulas redutoras de pressão melhorou muito o desempenho dos aparelhos de anestesia, permitindo ao operador reduzir a alta pressão interna do cilindro, de forma gradual, para uma pressão de saída baixa e constante, mesmo quando a pressão dentro do cilindro baixasse de 130 a 10 atmosferas.²⁸

No princípio do século XX, os anestésicos inalatórios rotineiramente usados na prática clínica eram o éter, o clorofórmio e o óxido nítrico, enquanto o cloreto de etileno e o etileno, introduzidos na segunda metade do século XIX, eram menos populares.²⁹ Consequentemente, o desenvolvimento contínuo de novos dispositivos de anestesia baseava-se nas propriedades daqueles três agente inalatórios. Em 1901, Hewitt lançou seu inalador de éter, que era uma variação do precedente dispositivo de Clover (figura 8). A principal mudança foi o aumento do calibre do tubo de respiração central, diminuindo o desconforto dos primeiros esforços respiratórios executados pelo paciente ainda consciente, e reduzindo o risco de estertores, cianose e desconforto respiratório, que ainda eram frequentemente observados nos pacientes anestesiados. No dispositivo proposto por Hewitt a câmara não girava ao redor da coluna central, mas permanecia fixa; em vez disso, o tubo central, que foi dividido em duas partes, podia ser girado dentro da câmara, um procedimento que permitia introduzir éter à câmara sem remover o inalador da face do paciente.³⁰

No início do século XX, na Alemanha surge outro dispositivo anestésico inovador. Apesar de seu nome, aparelho para oxigênio e clorofórmio de Roth-Dräger, o dispositivo facilitou a administração simultânea de éter e clorofórmio. O primeiro protótipo foi apresentado pelo cirurgião Otto Roth em Berlim no 31º Congresso Alemão Anual de Cirurgiões em 1902. O dispositivo foi um dos pioneiros no fornecimento contínuo de oxigênio e permi-

tia a administração controlada e segura da mistura de oxigênio e gases anestésicos, mecanicamente propulsores.^{31,32}

No Reino Unido, avanços importantes na administração de clorofórmio foram obtidos com os dispositivos propostos por Hartcourt e por Waller em 1903, e com o inalador Levy em 1904. Em 1901, a Associação Médica Britânica formou um comitê para investigar a mortalidade por clorofórmio e o químico Vernon Harcourt chefou a investigação. Harcourt concebeu um aparelho (figura 9), descrito em 1903 no *British Medical Journal*, projetado para fornecer mistura com no máximo 2% de clorofórmio em ar, e com a capacidade de compensar uma diminuição na concentração na mistura provocada pela variação da temperatura.³³ Outro pioneiro, August Waller, também sugeriu que os acidentes com clorofórmio fossem causados mais provavelmente por sobredose do que pela idiosincrasia inicialmente atribuída à droga. Waller dedicou-se em estudos laboratoriais para determinar as doses crítica, fatal e mínima eficaz do anestésico. Com base nos resultados, fabricou um dispositivo de anestesia que regulava a proporção fornecida de vapor de clorofórmio, através de uma balança que integrou no dispositivo, por ele denominado Balança de Clorofórmio de Waller.³⁴

Em 1904, em um aperfeiçoamento ulterior para controlar a concentração de clorofórmio na mistura de gases, A.G. Levy desenvolveu um inalador que permitia ao operador produzir uma concentração máxima de 3,5% de clorofórmio no ar inspirado. A contribuição mais relevante de Levy foi a introdução de mecanismo compensador para evitar a interferência do esforço respiratório na concentração de clorofórmio, já que a musculatura respiratória atuava como a força motriz do dispositivo. Antes de qualquer respiração profunda ser feita, o mecanismo compensador era ativado manualmente para reduzir a concentração de clorofórmio, evitando assim a sobredose.³⁵

Finalmente, para encerrar esta seção relativa aos inaladores complexos, devemos discutir o dispositivo Ombredanne de 1908 (figura 10), que se tratava de outra modificação do inalador de Clover. O cirurgião parisiense Louis Ombredanne, por considerar o clorofórmio um agente muito perigoso, fazia uso principalmente do éter. No entanto, ele criticava os aparelhos que eram disponíveis para administração do agente. Embora aceitasse que a eficiência do éter fosse determinada pela inalação do vapor em um espaço fechado, ele defendia a introdução intermitente de ar fresco para impedir a administração de mistura de gases que provocasse hipóxia. Assim, ele projetou um novo dispositivo com um controle que regulava a quantidade de vapor de éter inspirado, a fração de ar exalado reinalado e a quantidade de ar novo que era adicionada a cada inspiração.

Equipamentos de gases (1906-1930)

O progresso tecnológico também levou ao desenvolvimento de equipamentos de administração de óxido nítrico. Esses dispositivos incorporaram vários componentes originalmente projetados para outras aplicações, mas que melhoraram muito o desempenho e a segurança do aparelho de anestesia. Na Alemanha em 1906, Franz Kuhn projetou um aparelho de anestesia com circuito inalatório fechado com dois *canisters* de cal sodada para absorção de dióxido de carbono e válvulas direcionais para o fluxo de gases. Este aparelho que permitia a ventilação pulmonar com pressão positiva foi fabricado pela companhia Dräger e ficou conhecido como aparelho de anestesia Kuhn-Dräger. No entanto, o desenvolvimento do equipamento foi limitado pelo receio da possível interação entre o clorofórmio e a cal sodada.³⁷

Em 1908, Karl Küppers concebeu e patenteou o rotâmetro de fluxo de gás, que permitiu a administração dos gases com maior precisão. Em 1910, Maximilian Neu projetou um aparelho para fornecer óxido nítrico e oxigênio, dotado de rotâ-

metro de fluxo para a medição do fluxo cada gás (figura 11). No entanto, o alto custo do aparelho de anestesia restringiu seu desenvolvimento.³⁸

Nos Estados Unidos, Elmer McKesson introduziu conceito inovador para fornecimento de fluxo de gás durante anestesia que se baseava na demanda e, em 1910, propôs um dispositivo de fluxo intermitente para a administração de gases anestésicos (figura 12). Foi o primeiro aparelho de anestesia que incorporou a função de interrupção automática do fluxo regulada pela respiração do paciente. O dispositivo liberava o fluxo de ar apenas enquanto o paciente inspirava e bloqueava-o quando o paciente expirava, proporcionando considerável economia de gases anestésicos e medicinais. O aparelho era capaz de fornecer óxido nitroso, oxigênio e éter, isoladamente ou combinados.³⁹

Em Boston, dois anos depois, em 1912, Cotton e Boothby desenvolveram um aparelho de anestesia que fornecia um fluxo ininterrupto de gases anestésicos e oxigênio. Além disso, incorporava um novo método para medir visualmente o fluxo de gás. O método, denominado “garrafa de bolhas” [*bubble bottle*], consistia em passar separadamente cada gás através de uma câmara de mistura feita de vidro e repleta de água (motivo pelo qual também eram conhecidos como medidores de fluxo úmido ou de água). A velocidade das bolhas através da água foi usada para estimar o fluxo e a proporção de cada gás.^{40,41} O aparelho Cotton & Boothby foi posteriormente utilizado como protótipo para a fabricação de outros aparelhos de anestesia, como aquele exibido por Crile e Teter durante o 27º Congresso Internacional de Medicina, realizado em Londres em 1912. No congresso estavam presentes, entre outros, James Tayloe Gwathmey, o primeiro presidente da Sociedade Americana de Anestesiologistas, e o Dr. H. Edmund G. Boyle, que mais tarde fabricou outros aparelhos de anestesia alterando e aperfeiçoando o modelo inicial de Cotton & Boothby.⁴²

Gwathmey apresentou seu aparelho de anestesia em Minneapolis em 1912 (figura 13). Este dispositivo incorporou medidores de fluxo de água de Cotton e Boothby e foi manufaturado pela companhia Foregger a partir de 1914. Através do uso de uma torneira, o aparelho permitia a administração de oxigênio, óxido nitroso e éter, isoladamente ou combinados. Além disso, ajustava a proporção de gases anestésicos inalados e era equipado com uma lâmpada que aquecia os gases.⁴²⁻⁴⁴

Pouco depois, em 1915, em St. Louis (EUA), D.E. Jackson construiu um aparelho de anestesia com circuito inalatório fechado para reaproveitar o gás exalado e, assim, reduzir os custos da anestesia. Além disso, possuía absorvedor de CO₂, constituído por uma solução de hidrato de sódio e hidrato de cálcio, por onde os gases exalados passavam. Dentre os gases anestésicos, o aparelho podia administrar óxido nitroso, cloreto de etila, éter, clorofórmio ou brometo de etila, além do oxigênio. Também fazia parte do aparelho um pequeno motor elétrico que operava como uma bomba de ar.⁴⁵

A crescente aceitação dos dispositivos de gases e o desenvolvimento contínuo de instrumentos que facilitavam o controle das vias aéreas levaram ao aparecimento da anestesia baseada na insuflação endotraqueal. Na Inglaterra, em 1916, Shipway construiu um dispositivo que permitia a insuflação de “vapores anestésicos aquecidos” e destacou as vantagens dessa forma de administração em artigo publicado no *The Lancet*.⁴⁶

Um ano depois, em 1917, Boyle desenvolveu seu aparelho de anestesia inspirado no modelo básico de Gwathmey e o apresentou em Londres, na Royal Society of Medicine, em 1918. O protótipo original era composto por uma estrutura de madeira em forma de caixa, que funcionava como moldura, com duas barras transversais das quais eram suspensos os cilindros de gás comprimido (dois de oxigênio e dois de óxido nitroso), um vaporizador de éter e um medidor de vazão de água (o *bubble bottle* do aparelho Cotton & Boothby). Além disso, o aparelho possuía um manômetro para medir a pressão nos cilindros, válvulas

reduzidoras de pressão de precisão e uma lâmpada a álcool (para evitar que o óxido nitroso congelasse e obstruísse o cilindro). O aparelho de anestesia de Boyle, inicialmente fabricado pela Coxeter & Sons, e posteriormente adquirido pela British Oxygen Company, é considerado o desenho padrão da estrutura física dos aparelhos de anestesia contemporâneos, embora tenha sofrido inúmeras alterações desde o seu advento (figura 14), à medida que surgiam avanços tecnológicos.^{47,48} (Tabela 1)

Contemporâneo da primeira versão do aparelho de Boyle, o aparelho de anestesia proposto em 1917 pelo comandante de barcaça inglês Geoffrey à companhia Coxeter tratava-se de projeto pessoal para um aparelho de anestesia sequencial (inspirado no dispositivo de Gwathmey) que fornecia óxido nitroso, oxigênio e éter. Coxeter decidiu fabricar o dispositivo que se transformaria no aparelho de anestesia padrão do Royal Army Medical Corps durante as etapas finais da Primeira Guerra Mundial. Entretanto, Marshall não publicou sua invenção, e Boyle, que assistiu à demonstração do aparelho de Marshall, fez algumas pequenas alterações e o apresentou como seu próprio dispositivo.⁴⁹

Em 1921, adotando o conceito proposto por Shipway, Magill introduziu seu primeiro dispositivo para a insuflação traqueal de vapor de éter em ar aquecido. Tratava-se de modelo portátil que foi muito bem recebido pelos anestesistas, que habitualmente praticavam anestesia de forma itinerante. Entre 1923 e 1932, sucessivas modificações dos projetos iniciais possibilitaram a administração concomitante de óxido nitroso e oxigênio e a incorporação de rotâmetros para medir o fluxo de gás.^{50,51}

Em 1924, Ralph Waters introduziu o uso de grânulos para a absorção de dióxido de carbono.⁵² Com base no circuito inalatório fechado proposto por Jackson em 1915, Brian C. Sword projetou em 1930 um aparelho de anestesia que incorporava o primeiro sistema inalatório circular fechado com absorção de carbono de dióxido por grânulos de Waters, que eram compostos por 50% de óxido de cálcio e 50% de hidróxido de sódio. Esses grânulos, acondicionados em *canisters*, também agiam como agente desidratante dos gases exalados.⁵³

Vaporizadores modernos (1937-1952)

Dois episódios do século XX são, de maneira especial, significativos para o desenvolvimento dos vaporizadores. Durante a primeira viagem de Macintosh à Espanha, em 1937, ao constatar a lamentável situação da anestesia, projetou um inalador para éter portátil que pudesse ser usado em condições adversas. Depois de entrar em contato com Epstein, um físico berlinense, e com químicos e fisiologistas, Macintosh projetou o que ficaria conhecido como vaporizador Oxford (figura 15). Esse dispositivo mantinha o éter em temperatura elevada e constante, fornecendo o vapor de éter de forma contínua e em concentração elevada. Essa propriedade permitia ao operador administrar concentração de gás anestésico pré-determinada, de acordo com escala existente no dispositivo. O vaporizador Oxford tinha três câmaras concêntricas. A mais interna era preenchida com 400cc de água aquecida. A câmara intermediária era fechada hermeticamente e continha 1300 g de cristais de cloreto de cálcio hidratado. Finalmente, a mais externa era preenchida com éter. Essa disposição mantinha o éter a uma temperatura constante e, portanto, a pressão de vapor dentro da câmara também permanecia constante. Além disso, o vaporizador dispunha de conexão que permitia a administração de oxigênio.^{54,55}

Outro grande progresso foi observado em 1952, quando Lucien Morris introduziu um novo vaporizador para a administração de agentes anestésicos líquidos. Até então, os vaporizadores disponíveis eram de vidro e desviavam parte do fluxo do gás para o líquido a ser vaporizado, para controlar a concentração final. No entanto, esse método fornecia apenas um ajuste grosseiro.

Morris substituiu o recipiente de vidro, que habitualmente permitia o resfriamento do agente anestésico, por um manufaturado em cobre que retinha mais eficazmente o calor. Além disso, Morris fez alterações no projeto do circuito e na área de vaporização para obter volumes conhecidos e constantes de vapor saturado, obtendo acurada vaporização dos gases anestésicos a serem inalados.⁵⁶

O vaporizador Morris ficou conhecido como ‘*Copper Kettle*’ e foi manufaturado pela primeira vez pela companhia Foregger nos Estados Unidos (figura 16). Posteriormente, cópias do modelo com certas modificações, surgiram no Reino Unido, Japão e América do Sul, transformando-se no vaporizador de escolha para a administração de halotano.⁵⁷

Após o surgimento dos anestésicos inalatórios halogenados em 1956, outras concepções de vaporizadores foram desenvolvidas, incluindo o Fluotec (Cyprane Ltd.) e o Vapor (Drägerwerk),⁵⁸ a maioria das quais claramente influenciadas pelo ‘*Copper Kettle*’, processo que continua até hoje.

Integração do ventilador (1930-1960)

De acordo com Wilkinson, os ventiladores mecânicos foram introduzidos na prática anestésica no princípio dos anos 1950 e rapidamente se tornaram componentes básicos dos aparelhos de anestesia, fazendo parte de equipamentos como o Blease Pulmoflator, e dos aparelhos Engström, Cape e Barnet.⁵⁹

Essa evolução foi pontuada por diversos avanços significativos. A ventilação artificial intraoperatória foi introduzida pela primeira vez na anestesia para cirurgia torácica, área que oferece um desafio único, pois quando o espaço pleural é aberto, provoca pneumotórax, cuja magnitude é intimamente relacionada à extensão da toracotomia. Por muitos anos, o pneumotórax foi o principal problema dos cirurgiões torácicos, uma vez que essa condição poderia levar ao colapso do pulmão exposto, respiração paradoxal e alterações hemodinâmicas.⁶⁰

Dois abordagens antagônicas foram propostas para contornar o problema. Desde 1828, quando Leroy revelou que a ventilação com pressão positiva produzia barotrauma e pneumotórax⁶¹, a comunidade científica demonstrava grande ceticismo quanto a esse tipo de ventilação. Consequentemente, o campo da ventilação mecânica era dominado por sistemas de ventilação com pressão negativa, todos operando de maneira semelhante: o corpo do paciente era colocado dentro de uma câmara relativamente hermética, com a cabeça sendo posicionada fora da câmara. A pressão negativa era então aplicada no interior da câmara, produzindo a expansão torácica. Subsequentemente, a pressão atmosférica era restaurada no interior da câmara ocorrendo a expiração.⁶²

Seguindo esses preceitos, em 1904, Ferdinand Sauerbruch, um cirurgião alemão, construiu uma câmara de pressão negativa, dentro da qual a cirurgia da cavidade torácica poderia ser realizada sem desencadear colapso pulmonar. Após obter bons resultados com este dispositivo, Sauerbruch viajou pelos EUA e vários países europeus para divulgar sua câmara de pressão diferencial.⁶³

No entanto, outros pioneiros neste campo adotaram uma abordagem oposta. Em 1896, dois cirurgiões franceses, Tuffier e Hallion, propuseram um método para contornar o problema através da insuflação de ar pela laringe ou traqueia para obter a expansão pulmonar. Eles sugeriram o método após experiências bem-sucedidas em cães sob ventilação com pressão positiva e intubação laringotraqueal.⁶⁴ Os resultados promissores obtidos nesses experimentos estimularam Tuffier e Hallion a usarem ventilação intraoperatória artificial em pacientes humanos,⁶⁵ um feito possibilitado pelo profundo conhecimento da fisiologia respiratória que possuíam, e pela regulação eficaz da anestesia inalatória durante a ventilação artificial.⁶⁶

Um ano depois, Milton publica no *The Lancet* o artigo com o título *Mediastinal Surgery*. Nele, o autor se referiu à cavidade torácica como um terreno desconhecido [“do latim *terra incognita*”] para o cirurgião e destacou a necessidade de ventilação com pressão positiva no intraoperatório de cirurgia torácica.⁶⁷

Os benefícios potenciais da ventilação artificial em cirurgia torácica também foram evidentes para Rudolph Matas, um cirurgião de New Orleans de origem espanhola. Matas estava convencido de que, através do emprego da respiração artificial, a cirurgia intratorácica poderia ser realizada com êxito.^{68,69} Assim, em 1902 Matas colaborou com John Smythe no projeto de um novo dispositivo baseado no aparelho de Fell-O’Dwyer (figura 17), que consistia em um cilindro graduado para a precisa administração do volume de ar desejado (até 1500mL), um manômetro de mercúrio para medir a pressão intrapulmonar e uma cânula de Fell-O’Dwyer modificada com abertura para facilitar a administração de oxigênio ou clorofórmio durante a respiração artificial.⁷⁰

Conforme descrevemos antes, o aparelho de anestesia Kuhn-Dräger, que fornecia ventilação com pressão positiva por meio de fole, foi fabricado na Alemanha em 1906. No entanto, o desenvolvimento do aparelho foi refreado pela preocupação ligada à possível interação da cal sodada com o clorofórmio, aliada à hostilidade à ventilação com pressão positiva orquestrada por Sauerbruch, personagem influente na época.³¹

Apesar da oposição generalizada ao uso da ventilação com pressão positiva fora da sala de cirurgia, havia indivíduos projetando soluções para superar o dilema do pneumotórax em cirurgia torácica. Eles elaboraram dispositivos que integravam um ventilador manual para a aplicação de pressão positiva, associado a vaporizadores de anestésicos ou cilindros de óxido nítrico. Esses dispositivos incluíam os aparelhos projetados por Brat & Schmieden (1908) (figura 18), por Tiegel (1908 e 1909) e o aparelho de pressão positiva de Lotsch (1910)⁶⁰ (figuras 19 e 20 respectivamente).

Os médicos nova-iorquinos Nathan W. Green e Henry H. Janeway trabalhavam na mesma linha e, em 1910, publicaram um artigo descrevendo experimentação em animais submetidos a ventilação mecânica durante cirurgia torácica. Em particular, um cão que após receber curare foi submetido a cirurgia torácica, e foi mantido vivo por quatro horas através da ventilação intermitente com pressão positiva. Esses autores também observaram que as condições para a cirurgia torácica eram mais favoráveis quando realizada sob ventilação artificial.⁷¹ Também nessa área, Janeway e Green descreveram um aparelho para a aplicação de ventilação mecânica. Era uma adaptação da invenção de Brauer para a aplicação de pressão positiva nas vias aéreas durante cirurgia torácica. A maior sofisticação do aparelho e fornecimento de sincronização permitiu que os pacientes recebessem ventilação independentemente de sua própria respiração.⁷²

Em 1916, através experimentação animal, Giertz demonstrou que a ventilação artificial com insuflação rítmica era preferível à respiração assistida com diferencial de pressão constante proposta por Sauerbruch. A partir dessas observações, o cirurgião sueco Frenckner desenvolveu um ventilador mecânico por ele denominado Spiropulsator, que administrava a mistura de anestésicos durante ventilação artificial (figura 21). Em 1933, Frenckner, trabalhando com dois suecos, o engenheiro Anderson e o cirurgião Crafoord, projetou um aparelho de anestesia que fornecia ventilação positiva intermitente. Esse novo equipamento, conhecido por aparelho de ‘Frenckner-Crafoord-Anderson’, combinava o Spiropulsator a um dispositivo de anestesia manufaturado pela companhia AGA e foi usado por Crafoord para prover anestesia a várias centenas de pacientes submetidos a cirurgia torácica de grande porte.⁷³ O aparelho de Frenckner-Crafoord-Anderson pode ser considerado o primeiro aparelho de anestesia híbrido, no qual um ventilador pulmonar elétrico

era componente integral.

Apesar dos bons resultados obtidos com a ventilação intraoperatória com pressão positiva, em 1937 Sauerbruch ainda considerava essa técnica perigosa e desnecessária ⁷⁴.

Trier Moersch, médico dinamarquês e membro da resistência durante a ocupação alemã na Segunda Guerra Mundial, recebeu permissão para estudar anestesiologia no Instituto Karolinska, Estocolmo, em 1943. Durante sua estada na Suécia, aprendeu a usar o Spiropulsator e após retornar à Dinamarca, desenhou e produziu um respirador, não obstante a escassez de materiais disponíveis pelo bloqueio durante a guerra. ⁷⁵ Moersch combinou seu respirador com o dispositivo para anestesia de McKesson-Nargraf e produziu um novo aparelho híbrido (figura 22), que consistia de bomba a pistão operada eletricamente, que, acoplada ao circuito inalatório fechado substituiu o balão de ventilação. ⁷³

Em 1945, em Liverpool (Reino Unido), John H. Blease projetou um ventilador de pressão positiva intermitente. Após a guerra, em 1947, foi produzido um modelo aperfeiçoado, denominado Pulmoflator, (figura 23). Este foi o primeiro ventilador de pressão positiva manufaturado na Grã-Bretanha, e sucessivos aprimoramentos e sofisticacões foram patenteadas. Em 1953, Blease incorporou o Pulmoflator P.1 a um dispositivo de anestesia, e denominou o equipamento 'combined Pulmoflator', P.2. O novo modelo incluía rotâmetros para gases, ciclo propano, além de cilindros de gás, aparelho para medição de pressão arterial, aspirador, acessórios para o broncoscópico e uma bandeja para o material de anestesia. ^{76,77}

Concomitante ao desenvolvimento de ventiladores de pressão positiva, o emprego generalizado da ventilação com pressão positiva intermitente na prática anestésica foi impulsionado no final dos anos 1940 e início dos anos 1950 por dois eventos importantes: a introdução do curare na prática anestésica ⁷⁸ e a supremacia da ventilação com pressão positiva sobre ventilação com pressão negativa em 1952, durante a epidemia de poliomielite de Copenhagen. ⁷⁹

Esses eventos impulsionaram a aceitação do ventilador como parte integrante do aparelho de anestesia. Assim, durante a década de 1950, além do aparelho de anestesia equipado com ventilador descrito por Wilkinson, a companhia Dräger produziu o Dräger Pulmomat em 1952. Este foi um novo tipo de ventilador projetado como um componente que podia ser acoplado a qualquer dispositivo de anestesia que contasse com um sistema inalatório circular. O modelo Dräger Romulus de 1952 (figura 24), foi um dos aparelhos de anestesia anestésicas nos quais o Pulmomat foi incorporado. Mais tarde, em 1959, foi projetado o aparelho de anestesia Spiromat 5000 que combinava o ventilador de uso prolongado Spiromat 4900 com o equipamento de anestesia Romulus. ⁸⁰

A partir da década de 1960, a Ohio Medical Products começou a incorporar ventiladores em seus equipamentos de anestesia, nos modelos da série 4000 e no modelo DM 5000 ⁸¹ (figura 25). Desde então, o ventilador se tornou um componente essencial do aparelho de anestesia.

Conclusões

Em pouco mais de um século, os dispositivos para a administração de gases anestésicos evoluíram de simples inaladores a sofisticados aparelhos anestésicos, estimulados pela necessidade de precisão cada vez maior para as misturas a serem inaladas. Outro fator importante para esse progresso foi a questão econômica, juntamente com a preocupação com a segurança do paciente. Inicialmente, os anestesiologistas desempenharam um papel de liderança no desenho e fabricação de novos equipamentos. Com o passar do tempo, entretanto, eles foram substituídos pelas grandes companhias, tornando-se meros usuários da

tecnologia. Também, o desenvolvimento histórico dos agentes anestésicos inalatórios influenciou o aprimoramento do aparelho de anestesia, uma vez que muitos dispositivos foram projetados baseados na propriedades físico-químicas de agentes específicos. Finalmente, a integração do ventilador ao aparelho de anestesia foi um passo decisivo, mudando fundamentalmente as funções do anestesiologista. A ventilação mecânica liberou as mãos do anestesiologista, possibilitando a realização de outras tarefas intraoperatórias, inovação a qual as necessidades e particularidades da cirurgia torácica tiveram participação decisiva.

A Figura 26 (painéis A à D) mostra a evolução no tempo dos inaladores simples, inaladores complexos, máquina de gás e a integração do ventilador ao aparelho de anestesia. Nos painéis vemos de forma resumida os principais progressos no desenvolvimento desses equipamentos.

Agradecimentos

Os autores agradecem apoio recebido da equipe de pesquisa do Hospital Costa del Sol. Também agradecemos as seguintes instituições: Association of Anesthetists Heritage Center, Geoffrey Kaye Museum of Anesthetic History, López Piñero Museum of History of Medicine and Science, Anesthesia Museum of the Besançon Hospital, Harry Daly Museum, Wellcome Collection, Drägerwerk AG & Co, Elsevier e Wiley & Sons, pela permissão para reproduzir as figuras utilizadas.


Referências

1. Venticinque SG, Andrews JJ. Anestesia Inhalatoria. Sistemas de Administración. In: Miller RD, Cohen NH, Eriksson LI, et al, editors. Miller. Anestesia, 8th ed. Barcelona: Elsevier; 2016. p.752-820.
2. Soro M, Belda FJ, Llórens J, et al. Estructura de los Equipos de Anestesia. In: Belda FJ, Llórens J, editors. Ventilación Mecánica en Anestesia y Cuidados Críticos. Madrid:Arán; 2009.p. 313-49.
3. Patil VP, Shetmahajan MG, Divatia JV. The modern integrated anaesthesia workstation. Indian J Anaesth. 2013;57:446-54.
4. Thompson PW, Wilkinson DJ. Development of anaesthetic machines. BJA. 1985; 57: 640-8.
5. Anaya-Prado R, Schadegg-Peña D, Crawford Williamson Long: The True Pioneer of Surgical Anesthesia. J Invest Surg. 2015;28(4): 181-7.
6. King AC. History and development of anaesthetic apparatus. BMJ. 1946; 2:536-9.
7. Bigelow HJ. Insensibility during surgical operations produced by inhalation. Boston Med Surg J. 1846;35:309-17.
8. Haridas RP, Bause GS. Correspondence by Charles T. Jackson containing the earliest known illustrations of a Morton ether inhaler. Anesth Analg. 2013;117:1236-40.
9. Duncum BM. The Development of Inhalation Anaesthesia. London: Oxford University Press; 1947. p.131-4.
10. Snow J. On the Inhalation of Vapors of Ether in Surgical Operations. Containing a Description of the Various Stages of Etherization and a Statement of the Results of Nearly Eighty Operations in Which Ether Has Been Employed at St. George's and University College hospitals. London: John Churchill; 1847.p.1-15.
11. Simpson JY. On a new anaesthetic agent, more efficient than sulphuric ether. The Lancet. 1847; 50(1264):549-50.
12. Franco Grande A, Álvarez Escudero J, Cortés Laño J. El Aparato de Anestesia en España. Aspectos Tecnológicos y Evolución Durante los Primeros 100 años de la Moderna Anestesia. In: Franco Grande A, Álvarez Escudero J, Cortés

- Laíño J, editors. *Historia de la Anestesia en España 1847 - 1940*. Madrid: Arán; 2005.p. 287-307.
13. Rushman GB, Davies NJH, Atkinson RS. *A Short History of Anaesthesia. The First 150 Years*. Oxford: Butterworth Heinemann; 1996.p.28.
 14. Sansom AE. *Chloroform: Its Action and Administration*. London: Churchill; 1865.
 15. Junker FE. Description of a new apparatus for administering narcotic vapours. *Med Tim Gaz*. 1867;2:590.
 16. Clover JT. Chloroform accidents. *Br Med J*. 1871; 8:33.
 17. Lister J. Chloroform Accidents. *Br Med J*. 1871;2(552):117-9.
 18. Nuñez CM. The evolution of anesthesia machine. *Bull Anesth Hist*. 1996;15(4):12 -5.
 19. Franco Grande A, Álvarez Escudero J, Cortés Laíño J. Historia de la Anestesia por el Óxido Nitroso. In: Franco Grande A, Álvarez Escudero J, Cortés Laíño J, editors. *Historia de la Anestesia en España 1847 - 1940*. Madrid: Arán; 2005.p.275-81.
 20. Smith WDA. A history of nitrous oxide and oxygen anaesthesia. Part X: the early manufacture, storage and purity of nitrous oxide. *BJA*. 1967; 39:351-81.
 21. Dorsch JA, Dorsch SE. *Anaesthesia Machines and Breathing Systems: An Evolutionary Success Story*. In: Eger-II EI, Saidman LJ, Westhorpe RN, editors. *The Wondrous Story of Anaesthesia*. New York: Springer; 2014.p.703-14.
 22. Clover JT. On an apparatus for administering nitrous oxide gas and ether, singly or combined. *Br Med J*. 1876;2(811): 74-5.
 23. Clover JT. Portable regulating ether inhaler. *Br Med J*. 1877;1:69 -70.
 24. Atkinson RS, Boulton TB. Clover's portable regulating ether inhaler (1877). A notable one hundredth anniversary. *Anaesthesia*. 1977;32(10):1033-6.
 25. Hewitt FW. *Anaesthetic and their administration*. London:Robinson;1893.
 26. Hewitt FW. *The Administration of Nitrous Oxide and Oxygen for Dental Operations*. London: Ash & Son;1897.
 27. Hewitt FW. Further observations on the Use of Oxygen with Nitrous Oxide. *J Brit Dent Assn*. 1893;15: 380-7.
 28. Epstein HG, Hunter AR. Anaesthetic apparatus. A Pictorial Review of the Development of the Modern Anaesthetic Machine. *BJA*.1968; 40:636-47.
 29. Whalen FX, Bacon DR, Smith HM. Inhaled anesthetics: an historical overview. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2005;19(3):323-30.
 30. Edwards G. Frederic William Hewitt (1857-1916). *Ann R Coll Surg Engl*.1951;8(3):233-45.
 31. The Roth-Drager oxygen and chloroform apparatus. *Br Med J*.1907;1(2418):1067-8.
 32. Goerig M . The Development of Anaesthesiology in German-Speaking Countries. In: Eger-II EI, Saidman LJ, Westhorpe RN, editors. *The Wondrous Story of Anaesthesia*. New York: Springer; 2014.p. 371-90.
 33. Davison MH, Essex L, Pask EA. Older methods of the vaporisation of liquid anaesthetics. *Anaesthesia*. 1963;18:302-10.
 34. Thomas KB. The development of Anaesthetic Apparatus. A History based on the Charles King Collection of the Association of anaesthetists of Great Britain and Ireland. Oxford: Blackwell Scientific Publications;1975.
 35. Zuck D. The development of the anaesthetic vaporizer. The contribution of A.G. Levy. *Anaesthesia*.1988;43(9):773-5.
 36. Ombredanne L. Un Appareil pour l'anesthésie par l'éther. *Gaz des Hopitaux*. 1908;81:S1095.
 37. Thierbach A. Franz Kuhn, his contribution to anaesthesia and emergency medicine. *Resuscitation*. 2001;48:193-7.
 38. Goerig M, Schulte am Esch J. History of nitrous oxide—with special reference to its early use in Germany. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2001; 15(3): 313-38.
 39. McKesson EI. Nitrous oxyde-oxygen Anaesthesia. With a description of a new apparatus. *Surg Gynecol Obstet*. 1911;13:456-62.
 40. Cotton FJ, Boothby WM. Intratracheal Insufflation Anaesthesia: Considered from its Physiological and Clinical Aspects. *Ann Surg*. 1913;57(1):43-63.
 41. Bause GS. The Cotton-Boothby apparatus. *Anesthesiology*. 2009;111(4):708.
 42. Cope DK. James Tayloe Gwathmey: Seeds of a Developing Specialty. *Anesth Analg*. 1993;76:642-7.
 43. New inventions. The Gwathmey gas oxygen apparatus. *The Lancet*. 1916;188(4857):607.
 44. Ball CM. The Foregger Midget. A Machine that Traveled. *Anesthesiology*. 2013; 119:1023-30.
 45. Jackson DE. A New Method for the Production of General Anesthesia and Anesthesia With a Description of the Apparatus Used. *Anesth Analg*.1971;50(2):181-9.
 46. Shipway FE. The advantages of warm anaesthetic vapours, and an apparatus for their administration. *The Lancet*. 1916;187(4819): 70-4.
 47. Gurudatt C.The basic anaesthesia machine. *Indian J Anaesth*. 2013;57(5):438-45.
 48. Watt OM. The evolution of the Boyle apparatus, 1917-67. *Anaesthesia*. 1968; 23(1):103-18.
 49. Metcalfe NH. Sir Geoffrey Marshall (1887-1982): respiratory physician, catalyst for anaesthesia development, doctor to both Prime Minister and King, and World War I Barge Commander. *J Med Biogr*. 2011;19:10-14.
 50. Waters RM, Rovenstine EA, Guedel AE. Endotracheal Anesthesia and Its Historical Development. *Anesth Analg*. 1933;12(5):196-203.
 51. McLachlan G. Sir Ivan Magill KCVO, DSc, MB, BCh, BAO, FRCS, FFARCS (Hon), FFARCSI (Hon), DA, (1888-1986). *Ulster Med J*. 2008;77(3):146-52.
 52. Waters RM. Clinical scope and utility of carbon dioxide filtration anesthesia. *Anesth Analg*. 1924;3:20 -2.
 53. Sword BC. The Closed Circle Method of Administration of Gas Anesthesia. *Anesth Analg*. 1930;9(5):198-202.
 54. Unzueta-Merino MZ - Influencia de la escuela de Oxford en el desarrollo de la Anestesiología moderna en España: La huella de Robert Macintosh. PhD thesis, Universidad Autónoma de Barcelona;1999.
 55. Epstein HG, Macintosh R. An anaesthetic inhaler with automatic thermo-compensation. *Anaesthesia*.1956;11(1):83-8.
 56. Morris LE. A new vaporizer for liquid anesthetic agents. *Anesthesiology*. 1952;13:587-93.
 57. Srinivasa NR. Copper Kettle Revisited. *Anesthesiology*. 2006; 104:881-4.
 58. Hill DW. Halothane concentrations obtained with a Dräger "Vapor" vaporizer. *BJA*. 1963;35:285-9.
 59. Wilkinson DJ. Evolution of the Anesthesia Machine. *Curr Anaesth Crit Care*. 1991;2(1):51-6.
 60. Mushin WW, Rendell-Baker L. *The principles of Thoracic Anaesthesia. Past and Present*. Oxord: Blackwell Scientific Publications; 1953.
 61. Chopin C. L'histoire de la ventilation mécanique: des machines et des hommes. *Réanimation*. 2007;16: 4-12.
 62. Yano R, Gonzalo JA, Fernández M. Historia de la ventilación mecánica. In: González A, Gonzalo JA, Del Blanco A, editors. *Manual de ventilación mecánica en medicina intensiva, anestesia y urgencias*. Oviedo: Imprenta Gofer; 2005.p.1-9.
 63. Cherian SM, Nicks R, Lord RS. Ernest Ferdinand Sauerbruch: Rise and fall of the pioner of thoracic surgery. *World J Surg*. 2001;25(8):1012-20.
 64. Tuffier T, Hallion L. Respiration artificielle par insufflations pulmonaire dans certaines operations intrathoraciques. *Gaz Hebd Med Chir*. 1896;43:1131.

65. Tuffier T, Hallion L. Operations intrathoraciques avec respiration artificielle par insufflation. *C R Soc Biol.* 1896;48: 951-4.
66. Tuffier T, Hallion L. Sur la régulation de la pression intra-bronchique et de la narcose dans la respiration artificielle par insufflation. *C R Soc Biol.* 1896;48:1086-8.
67. Milton H. Mediastinal Surgery. *Lancet.* 1897; 1:872-5.
68. Hutson LR Jr, Vachon CA. Dr. Rudolph Matas: innovator and pioneer in anesthesiology. *Anesthesiology.* 2005;103(4): 885-9.
69. Matas R. Intralaryngeal insufflation. *JAMA.* 1900; 1468-73.
70. Matas R. Artificial respiration by direct intralaryngeal intubation with a modified O'Dwyer tube and a new graduated air-pump, in its applications to medical and surgical practice. *Am Med.* 1902; 1-2.
71. Green NW, Janeway HH. Artificial respiration and intrathoracic oesophageal surgery. *Ann Surg.* 1910;52:58-66.
72. Somerson JS, Sicilia MR. Historical perspectives on the development and use of mechanical ventilation. *AANA J.* 1992;60(1):83-94.
73. Moerch ET. Controlled Respiration by Means of Special Automatic Machines as Used in Sweden and Denmark. *Anaesthesia.* 1948;3:4-11.
74. Brodsky JB, Lemmens HJ. The history of anesthesia for thoracic surgery. *Minerva Anesthesiol.* 2007;73(10):513-24.
75. Rosenberg H, Axelrod JK. Ernst Trier Mørch: Inventor, Medical Pioneer, Heroic Freedom Fighter. *Anesth Analg.* 2000;90:218-21.
76. McKenzie AG. The inventions of John Blease. *BJA.* 2000;85(6):928-35.
77. Mushin WW, Rendell-Baker L. Modern Automatic Respirators. *BJA.* 1954; 26: 131-47.
78. Bennet AE. The History of the Introduction of Curare Into Medicine. *Anesth Analg.* 1968;47(5):484-92.
79. Slutsky AS. History of Mechanical Ventilation. From Vesalius to Ventilator -induced Lung injury. *Am J Respir Crit Care Med.* 2015; 191(10): 1106-15.
80. Haupt J. The History of Anesthesia at Dräger. Hamburg: Lübeck: Dräger Druck;2014.
81. Scheiber P. Anaesthesia Equipment. Performance, Classification and Safety. Berlin: Springer-Verlag;1972.

Tabela 1: Evolução da aparelho de anestesia de Boyle



1920	Introdução do vaporizador de clorofórmio
1921-1924	Instalação do Sistema de absorção de CO ₂ de Waters
1926	Introdução de controles <i>bypass</i> para regular a quantidade de éter/clorofórmio
1927	Inclusão de rotâmetro de fluxo de dióxido de carbono
1930	Inclusão de dispositivo para controlar a superfície de vaporização do vaporizador
1931-1933	Substituição dos rotômetros de fluxo de água por rotômetros de fluxo secos
1937	Substituição de rotômetros de fluxo seco por fluxômetros
1941	Incorporação de unidade de absorção circular “ <i>Coexeter-Mushim Mark I</i> ” no aparelho de anestesia de Boyle - modelo EMS
1952	Incorporação de conectores de gases medicinais não-intercambiáveis
1958	Incorporação do anel de vedação Bodok nas conexões de gases ^{46,47}

Figura 1. Réplica do inalador de Morton, usado em sua primeira demonstração (outubro de 1846). Cortesia de Anaesthetists Heritage Center. Reference LDBOC: 1.1.3. Reproduzido com autorização.

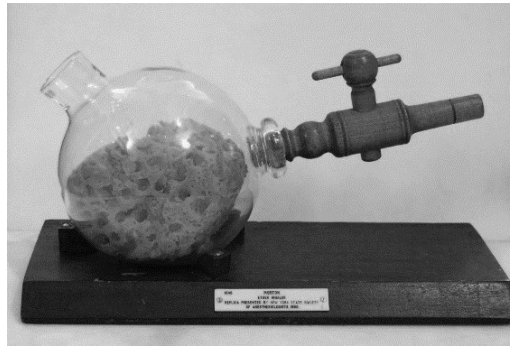


Figura 2. Réplica do inalador de éter de Snow. Imagem cortesia de Geoffrey Kaye Anesthesia History Museum, Melbourne, Australia. Registration number 4575. Reproduzida com autorização.

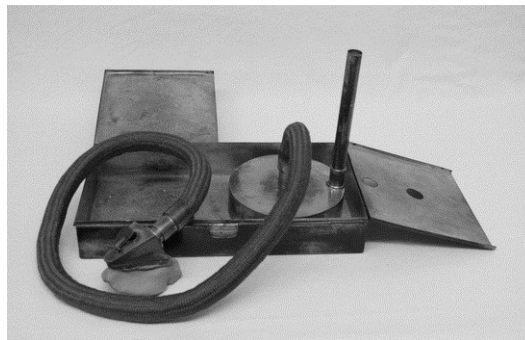


Figura 3. Aparato de clorofórmio de Clover (1862). Imagem com acesso livre. Wellcome Collection. CC BY.

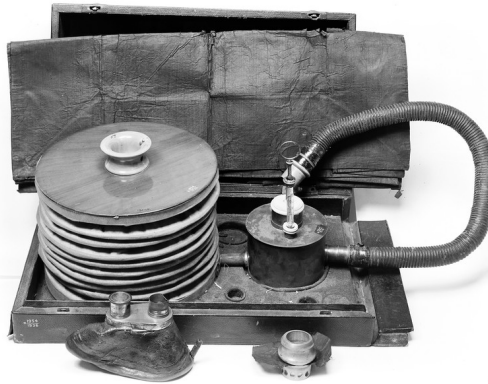


Figura 4. Inalador para anestesia de Junker-type. London, England (1867). Domínio público. Science Museum, London. CC BY.



Figura 5. Aparato de óxido nitroso/éter (1876). Catálogo do fabricante, p. 325. Domínio público. Wellcome Collection. CC BY.

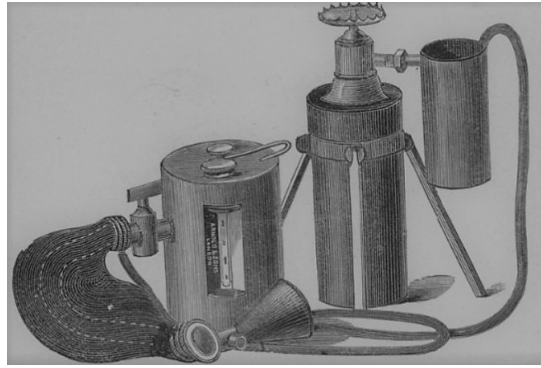


Figura 6. Inalador de éter regulável de Clover (1877). Imagem cortesia de Geoffrey Kaye Anesthesia History Museum, Melbourne, Austrália. Registration number 1792.



Figura 7. Aparato de Hewitt para administração de óxido nitroso e oxigênio. Domínio público. Wellcome Collection. CC BY.



Figura 8. Modificação de Hewitt do inalador portátil de éter de Clover (c. 1901). Domínio público. Science Museum, London. CC BY.



Figura 9. Inalador de clorofórmio Harcourt. Dudley W. Buxton (London: John J. Griffin, 1904). Domínio público. Wellcome Collection. CC BY.

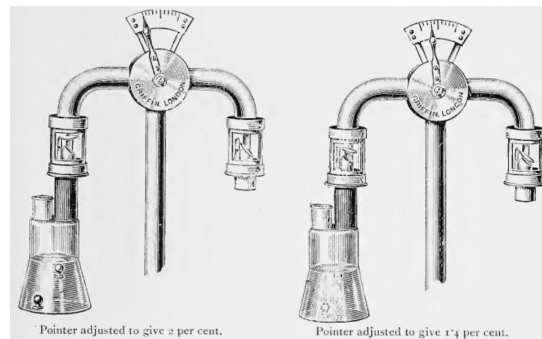


Figura 10. Aparato de Ombredanne. Imagem cortesia de Museum of the History of Medicine and Science Institute López Piñero, Universitat de València-CSIC, Spain. Reproduzida com autorização.



Figura 11. Aparato de Neu. Reimpressa de Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology, Vol 15 (3). M. Goerig, J. Schulte am Esch, History of nitrous oxide with special reference to its early use in Germany, 331-8. Copyright (2001) com permissão da Elsevier.

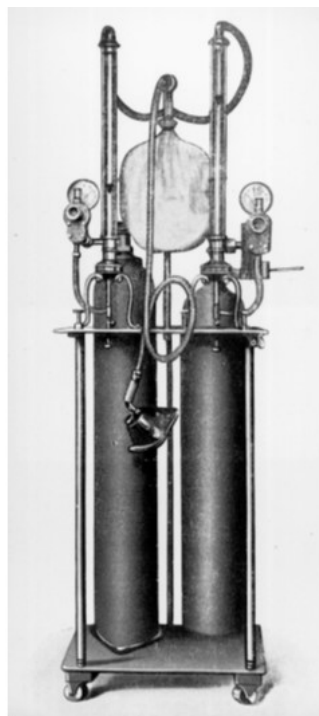


Figura 12. Aparato de McKesson conectado a cilindros de oxigênio e óxido nitroso. Domínio público. Cortesia de HathiTrust. Disponível em: <https://babel.hathitrust.org/cgi/ptid=hvd.32044103003448&view=1up&seq=483>.



Figura 13. Aparato de óxido nitroso-oxigênio de Gwathmey-Woolsey com cilindros. O, válvula de oxigênio; O₂, tanque de oxigênio; N₂O, tanque de óxido nitroso. Imagem original de Gwathmey JT. Anesthesia. Nova York: Appleton; 1914.

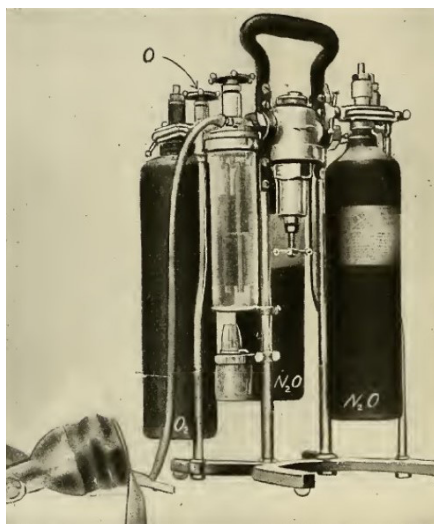


Figura 14. Máquina de Boyle. À esquerda, primeiro modelo com moldura de madeira, 1917. À direita, modelo de 1958, com estrutura de metal. Os cilindros de gás e reguladores de pressão são presos à moldura da mesa. Na parte superior está o bloqueador de rotâmeros e vaporizadores. reproduzido de Watt OM. The evolution of the Boyle apparatus, 1917-67. Anaesthesia 1968, com permissão de Wiley & Sons.

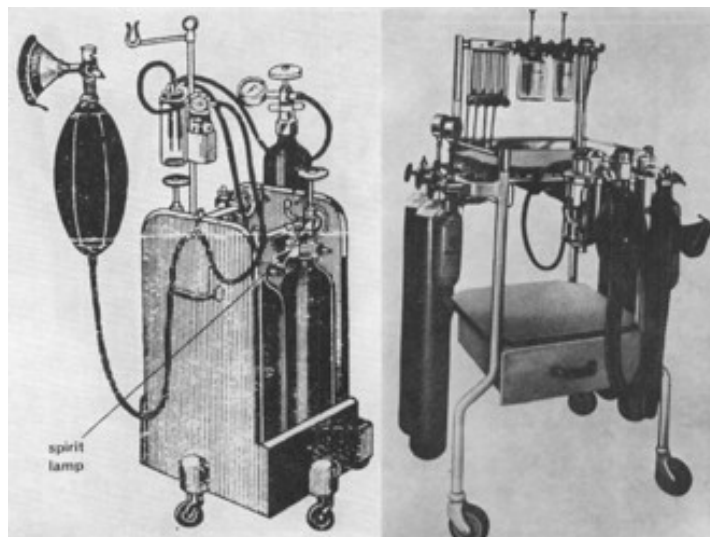


Figura 15. Vaporizador Oxford . Imagem cortesia de Geoffrey Kaye Anesthesia History Museum, Melbourne, Australia. Registration number 4724. Reproduzida com permissão.



Figura 16. Foregger Copper Kettle. Imagem cortesia de Harry Daly Museum (Australian Society of Anaesthetists).



Figura 17. O aparato de Fell-O´Dwyer modificado por Matas-Smythe para ventilação artificial. Imagem original da referência 70.

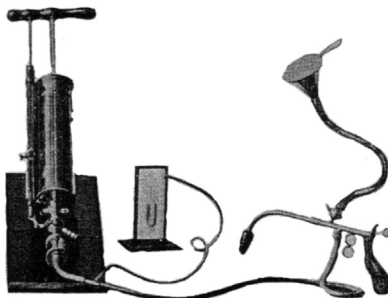


Figura 18. Aparato de Brat & Schmieden's (1908). Reproduzido da referência 60 com permissão de Wiley & Sons.

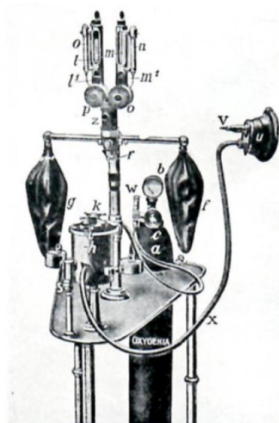


Figura 19. Aparatos de Tiegel. À esquerda: versão de 1908. À direita: versão de 1909. Reproduzida da referência 60 com permissão de Wiley& Sons.

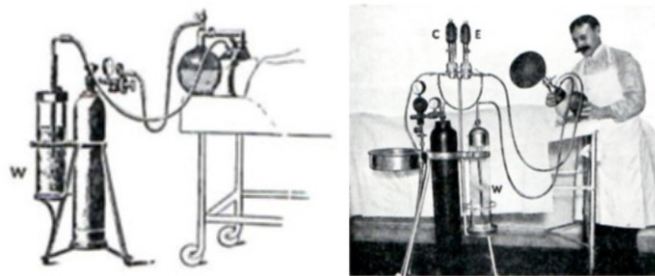


Figura 20. Aparato de pressão positiva Lotsch (1910). Reproduzido da referência 60 com a permissão de Wiley & Sons.

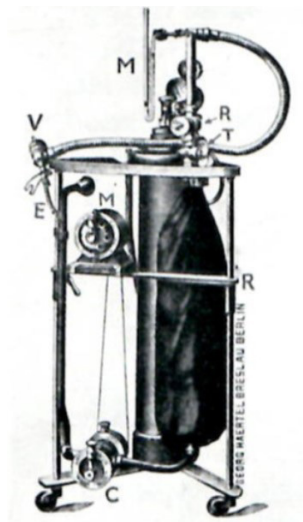


Figura 21. Spiropulsator de Frenckner. Imagem cortesia de Anesthesia Museum of the Besanc, on Hospital, França. Reproduzida com permissão.

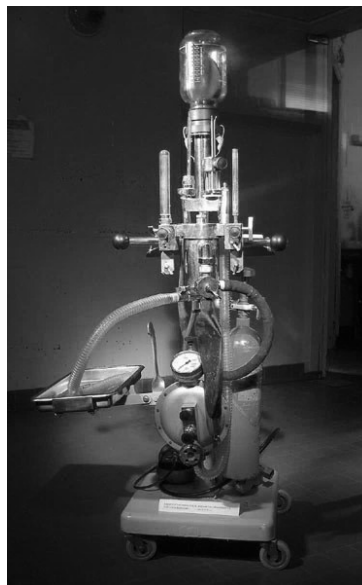


Figura 22. Máquina de McKesson com respirador Trier Moersch. Figura de Moersch ET. Controlled Respiration by Means of Special Automatic Machines as Used in Sweden and Denmark. Anaesthesia 1948, com permissão de Wiley and Sons.

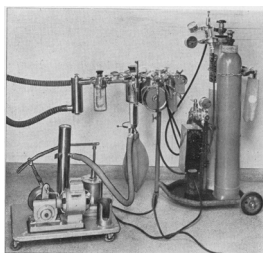


Figura 23. Blease Pulmoflator. Reimpresso de British Journal of Anaesthesia, Vol 26 (2). Mushin WW, Rendell-Baker L. Modern Automatic Respirators, 131-47, Copyright (1954), com permissão da Elsevier.

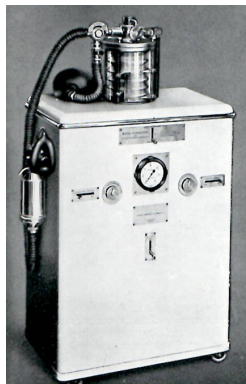


Figura 24. Dräger Romulus (1952). Image courtesy of Drägerwerk AG & Co. KGaA, Lubeck. Todos os direitos reservados. Reproduzida com permissão.



Figura 25. Máquina de anestesia Ohio DM 5000 Domínio público. Disponível em: <https://www.flickr.com/photos/gehealthcare/5101978942/in/album-72157625084928691/>.

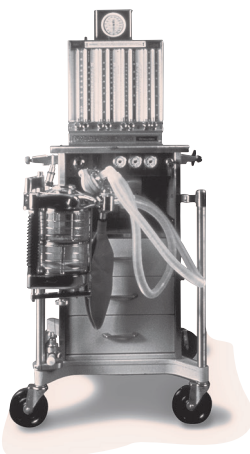


Figura 26A. Inaladores simples (1846-1876)

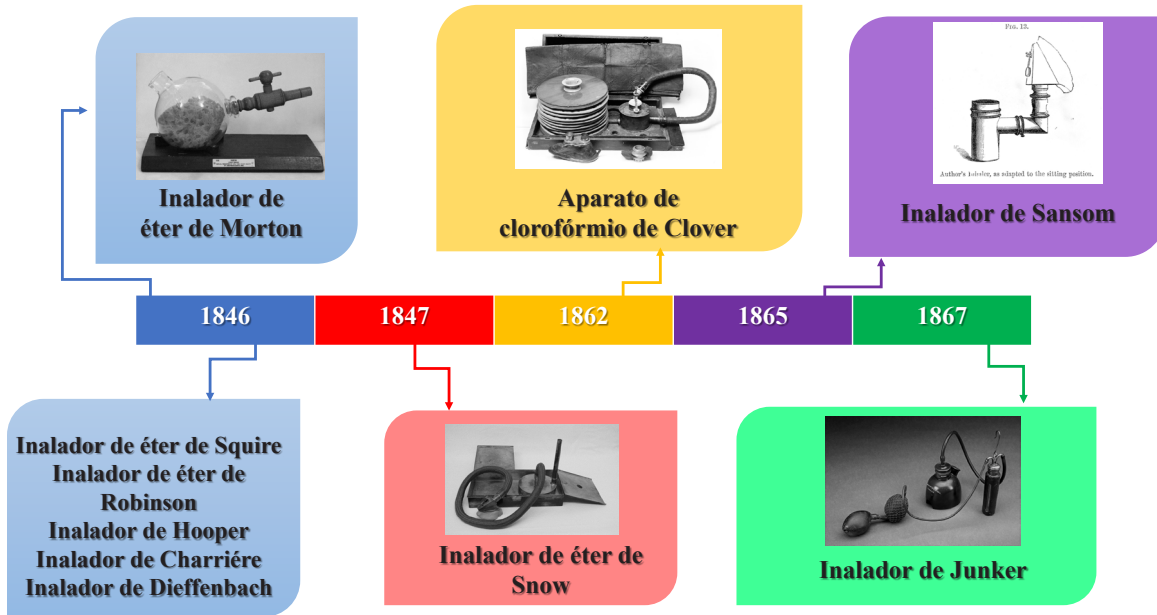


Fig.26B. Inaladores complexos (1876-1908).

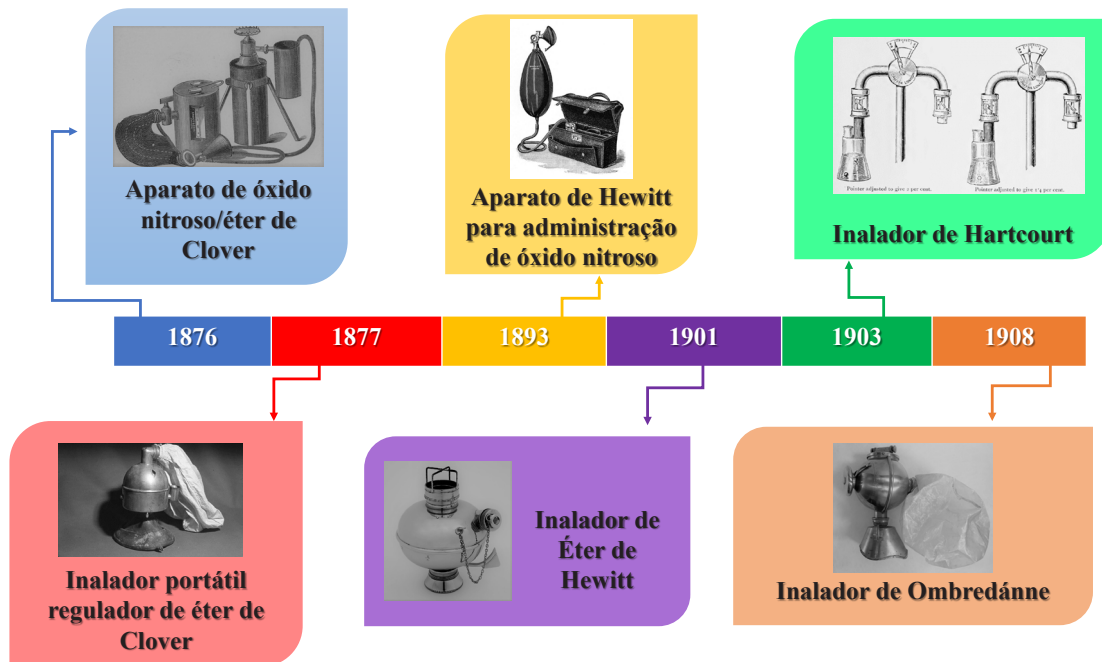


Figura 26C. Máquinas de gás (1906-década de 1930)

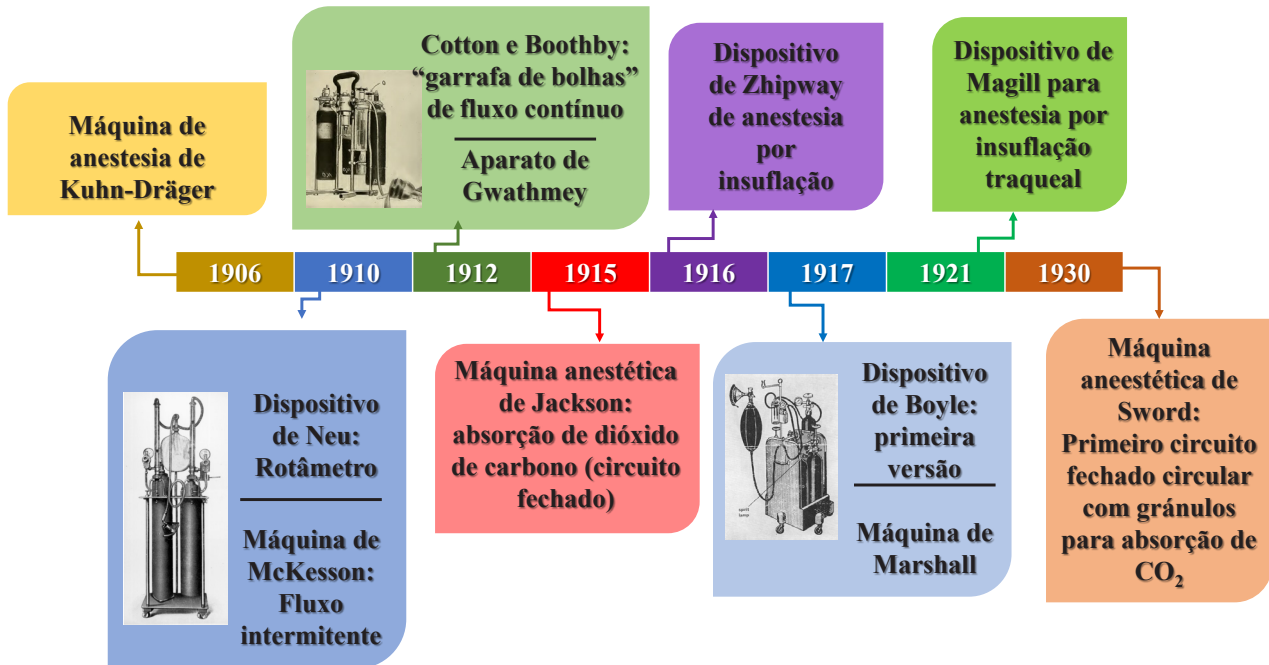


Figura 26D. Integração do ventilador.

