



República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) PI 0718919-2 A2



(22) Data de Depósito: 12/11/2007
(43) Data da Publicação: 03/12/2013
(RPI 2239)

(51) Int.Cl.:
A62B 9/02

(54) Título: DISPOSITIVO E MÉTODO DE TERAPIA RESPIRATÓRIA

(57) Resumo:

(30) Prioridade Unionista: 13/11/2006 US 11/559,288

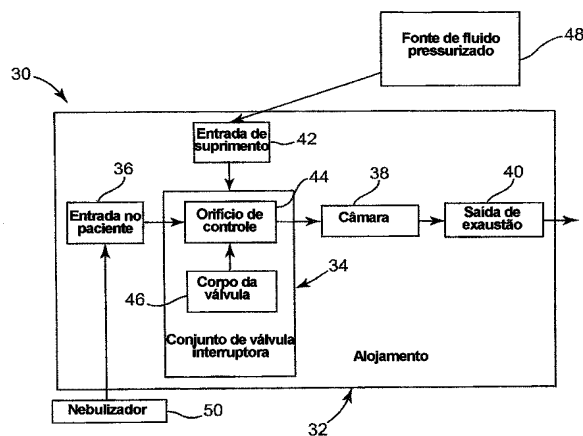
(73) Titular(es): Allegiance Corporation

(72) Inventor(es): Christoph J. Matice, Christoph L. Gillum, Geoffrey C. Wise, Shanno Rice Read, Thomas C. Wilschke, Thomas J. Dunsmore

(74) Procurador(es): Nellie Anne Daniel-Shores

(86) Pedido Internacional: PCT US2007084448 de 12/11/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/063966 de 29/05/2008



“DISPOSITIVO E MÉTODO DE TERAPIA RESPIRATÓRIA”

Antecedentes da Invenção

A presente divulgação diz respeito a dispositivos e métodos de terapia respiratória para administrar tratamentos relacionados à respiração (por exemplo, oscilatório, contínuo, etc.) em um paciente. Mais particularmente, ela diz respeito a dispositivos de terapia respiratória que podem criar pulsos de pressão respiratória oscilatórios em resposta ao fluxo de ar expiratório do paciente, sozinhos ou quando conectados em uma fonte de fluido em pressão positiva (por exemplo, ar, oxigênio), ou ambos. Uma ou mais terapias adicionais (por exemplo, pressão positiva contínua na via aérea, pressão positiva contínua expiratória, distribuição de medicamento aerossolizado, etc.) são opcionalmente disponíveis em algumas modalidades.

Uma ampla variedade de dispositivos de terapia respiratória está atualmente disponível para auxiliar, tratar ou melhorar a saúde respiratória de um paciente. Por exemplo, pressão positiva na via aérea (PAP) tem sido reconhecida há muito tempo como uma efetiva ferramenta para promover higiene bronquial pela facilitação da oxigenação, aumento dos volumes pulmonares e redução do retorno venoso em pacientes com falha cardíaca congestiva. Mais recentemente, pressão positiva na via aérea foi reconhecida como útil na promoção de mobilização e depuração de secreções (por exemplo, mucosas) dos pulmões de um paciente. Neste aspecto, pressão positiva expiratória na via aérea (EPAP) na forma de oscilação em alta frequência (HFO) da coluna de ar do paciente é uma técnica reconhecida que facilita a remoção de secreção. Em termos gerais, HFO reduz a viscosidade do espectro *in vitro* que, por sua vez, tem um efeito positivo na depuração induzida por uma tosse simulada *in vitro*. Neste aspecto, HFO pode ser distribuída ou criada por meio de uma força aplicada na parede do peito do paciente (isto é, terapia física do peito (CPT), tal como uma plataforma eletricamente acionada que vibra contra o peito do paciente) ou pela aplicação de forças diretamente na via aérea do paciente (isto é, tratamento respiratório, tal como oscilação na via aérea em alta frequência). Muitos pacientes e profissionais da saúde preferem a abordagem do tratamento respiratório, uma vez que ela é menos invasiva e pode ser mais facilmente administrada. Para este fim, técnicas de higiene bronquial PAP emergiram como uma alternativa efetiva à CPT para expandir os pulmões e mobilizar as secreções.

No contexto dos tratamentos respiratórios oscilatórios em alta frequência, vários dispositivos estão disponíveis. Em termos gerais, tipicamente, dispositivos de terapia respiratória incluem um ou mais corpos tubulares por meio dos quais um paciente respira, com o corpo ou corpos tubulares criando ou definindo um circuito respiratório do paciente. Com isto em mente, o efeito do fluxo de ar oscilatório pode ser criado pela geração periódica de uma pressão ou fluxo de ar positivo no circuito respiratório do paciente durante um ou ambos de uma fase inspiratória ou de uma fase expiratória do ciclo respiratório do paci-

ente. Por exemplo, uma pressão expiratória positiva (PEP) pode funcionar “contra” a respiração do paciente durante a fase expiratória da respiração. A pressão pode ser gerada pela criação de uma resistência ou restrição periódica (ou, em alguns exemplos, contínua) no circuito respiratório do paciente para o fluxo de ar expiratório do paciente, ou pela introdução de um fluxo de fluido forçado (de uma fonte de gás em pressão positiva) no circuito respiratório do paciente em uma direção oposta ao ar exalado do paciente. Com uma abordagem da resistência ao fluxo de ar, uma fonte de gás em pressão positiva separada não é exigida. Mais particularmente, muitos dispositivos de terapia em pressão expiratória positiva oscilatória (“PEP oscilatória”) utilizam somente a respiração do paciente para acionar uma restrição ao fluxo do fluido respiratório e, assim, podem ser referidos como dispositivos “passivos” (ao contrário de um dispositivo de terapia respiratória “ativo” que se baseia em uma fonte separada de gás em pressão positiva, da forma descrita a seguir). Dispositivos de PEP oscilatória são autoadministrados e portáteis.

O dispositivo de depuração de muco Flutter® (disponível pela Axcan Scandipharm Inc., de Birmingham, AL) é um exemplo de um dispositivo de terapia PEP oscilatória passiva disponível. Em termos gerais, o dispositivo Flutter tem forma de tubo, com uma esfera de aço em uma parte de “copo” de um alojamento que é frouxamente coberta por uma tampa perfurada. A esfera fica situada em uma trajetória da via aérea definida pelo alojamento do dispositivo. Então, quando o paciente exala para o interior do alojamento, a esfera obstrui temporariamente o fluxo de ar, assim, criando uma pressão positiva expiratória na via aérea. O copo no qual a esfera fica localizada permite que a esfera se mova repetidamente (por exemplo, role e/ou salte) ou tremule para criar uma resistência oscilatória ou vibratória no fluxo de ar exalado. Embora relativamente econômico e viável, o dispositivo Flutter é razoavelmente sensível, exigindo que o paciente mantenha o dispositivo em um ângulo em particular para alcançar um efeito PEP consistente. Outros dispositivos passivos de pressão expiratória positiva oscilatória, tais como o sistema de terapia PEP vibratória Acapella® (disponível por Smiths Medical de Londres, Inglaterra) e o dispositivo de terapia de depuração de secreção Quake® (disponível por Thayer Medical Corp., de Tucson, AZ), são alternativas conhecidas ao dispositivo Flutter, e dizem-se ser menos sensíveis à posição na qual o paciente segura o dispositivo em uso. Embora estes e ainda outros dispositivos de terapia PEP oscilatória portáteis sejam viáveis, permanecem oportunidades para melhoria, e pacientes continuam a desejar resultados mais uniformes de PEP oscilatória.

Como uma alternativa aos dispositivos PEP oscilatória passivos supradescritos, sistemas de tratamento oscilatório em alta frequência contínua (CHFO) também estão disponíveis. Em termos gerais, o sistema CHFO inclui um dispositivo de mão que estabelece um circuito respiratório do paciente no qual uma fonte de gás em pressão positiva (por exemplo, ar, oxigênio, etc.) é fluidicamente conectada. A fonte de pressão e/ou o dispositivo incluem

adicionalmente mecanismos apropriados (por exemplo, válvulas de controle fornecidas como parte de uma unidade acionadora separada do dispositivo de mão) que efetua fluxo de gás intermitente no circuito respiratório do paciente e, assim, ventilação percussiva dos pulmões do paciente. Com esta abordagem, o paciente respira por meio de um bocal que distribui “minirrajadas” de gás em alto fluxo. Durante estas rajadas percussivas, é mantida uma pressão contínua da via aérea acima da ambiente, enquanto o fluxo de ar percussivo pulsátil aumenta periodicamente a pressão na via aérea. Cada ciclo percussivo pode ser programado pelo paciente ou profissional da saúde com certos sistemas, e pode ser usado tanto na fase inspiratória quanto na fase expiratória do ciclo respiratório.

Exemplos de dispositivos CFHO incluem o dispositivo ventilador IPV® (da PercussionAire Corp., de Sandpoint, ID) e um sistema PercussiveNeb™ (de Vortran Medical Technology 1, Inc., de Sacramento, CA). Estes e outros sistemas “ativos” similares podem fornecer facilmente não somente tratamentos CHFO, mas também outros modos de operação de fluxo de ar positivo (por exemplo, pressão positiva contínua na via aérea (CPAP)). Entretanto, uma fonte de pressão positiva é exigida, de maneira tal que sistemas disponíveis de terapia respiratória ativa não sejam facilmente portáteis e sejam relativamente onerosos (especialmente, se comparado com os dispositivos PEP oscilatória passivos supradescritos). Então, frequentemente, sistemas de tratamento respiratório ativos são somente disponíveis na instalação do profissional da saúde, e o paciente não pode continuar a terapia respiratória em casa. Em vez disto, um dispositivo separado, tal como um dispositivo passivo PEP oscilatória portátil supradescrito, também deve ser fornecido. Adicionalmente, a parte de mão de alguns sistemas ativos convencionais de terapia respiratória deve ser conectada em uma unidade acionadora apropriada que, por sua vez, é programada para efetuar o fluxo de fluido desejado ao paciente (por exemplo, CHFO, CPAP, etc.). Ou seja, a parte de mão de alguns sistemas ativos não é autooperacional, mas, em vez disto, se baseia na unidade acionadora para aplicações. Todos os esforços para abordar estas e outras limitações dos dispositivos ativos disponíveis de terapia respiratória serão bem recebidos. Esta limitação representa um inconveniente significativo.

À luz do exposto, existe uma necessidade de dispositivos respiratórios que podem fornecer terapia PEP oscilatória utilizando somente a respiração do paciente, bem como terapia CHFO (e, opcionalmente, outras terapias, tal como CPAP), quando conectados em uma fonte de pressão positiva. Além do mais, melhores dispositivos de terapia PEP oscilatória passiva ou respiratória ativa também são necessários.

Sumário da Invenção

Alguns aspectos de acordo com os princípios da presente divulgação dizem respeito a um dispositivo para fornecer terapia respiratória a um paciente durante pelo menos uma parte de um ciclo respiratório do paciente que inclui, normalmente, uma fase inspiratória e

uma fase expiratória. O dispositivo inclui um alojamento e um conjunto de válvula interruptora. O alojamento inclui uma entrada no paciente, uma saída de exaustão, uma câmara e uma entrada de suprimento de fluido pressurizado. A câmara fica fluidicamente disposta entre a entrada no paciente e a saída de exaustão. O conjunto de válvula interruptora é associado com o alojamento e inclui um orifício de controle que conecta fluidicamente a entrada no paciente e a câmara. Adicionalmente, o conjunto de válvula interruptora inclui um corpo da válvula adaptado para obstruir seletivamente o fluxo de fluido através do orifício de controle. Com isto em mente, o dispositivo é adaptado para operar em um primeiro modo passivo e em um segundo modo ativo. No modo passivo, não ocorre fluxo de ar positivo na entrada de suprimento. O conjunto de válvula interruptora interage com o ar exalado do paciente para criar um efeito de pressão expiratória positiva oscilatória durante pelo menos a fase expiratória. Inversamente, no modo ativo, ocorre fluxo de fluido positivo na entrada de suprimento de fluido, e o conjunto de câmara interior interage com este fluxo de fluido para criar um efeito de oscilação em alta frequência contínua. Então, com esta configuração, o dispositivo respiratório pode servir como dispositivo passivo PEP oscilatória para uso por um paciente em virtualmente qualquer local. Além do mais, quando conectado em uma fonte de gás em pressão positiva, o dispositivo de terapia respiratória fornece terapia ativa. Em algumas modalidades, o conjunto de válvula interruptora inclui um mecanismo de acionamento semelhante a um soprador tipo roots invertido que utiliza ar forçado (por exemplo, tanto o fluxo de ar exalado pelo paciente quanto o fluxo de ar proveniente de uma fonte de gás positiva separada) para ocasionar a rotação dos lóbulos do soprador tipo roots que, por sua vez, fazem com que o corpo da válvula abra e feche periodicamente o orifício de controle. Em outras modalidades, o dispositivo pode fornecer ou facilitar uma ou mais terapias adicionais, tais como PEP contínua, CPAP, distribuição de medicamento aerossolizado, etc.

Outros aspectos de acordo com a presente divulgação dizem respeito a um misturador estático para fornecer terapia respiratória a um paciente durante pelo menos uma parte do circuito respiratório de um paciente, incluindo uma fase inspiratória e uma fase expiratória. O método inclui fornecer um dispositivo de terapia respiratória que inclui um alojamento e um conjunto de válvula interruptora. O alojamento inclui uma entrada no paciente, uma saída de exaustão e uma entrada de suprimento de fluido pressurizado. O conjunto de válvula interruptora é adaptado para interromper seletivamente o fluxo de fluido a favor e contra a entrada do paciente. Uma fonte de fluido pressurizado é fluidicamente acoplada na entrada do suprimento de fluido. Tratamento de oscilação em alta frequência contínua é administrado ao paciente por meio do dispositivo de terapia, com o dispositivo de terapia operando em um modo ativo. O fluxo de fluido da fonte de fluido pressurizado até a entrada de suprimento de fluido é descontinuado. Então, o paciente é estimulado a realizar repetidamente um circuito respiratório do paciente usando o dispositivo de terapia. Neste aspecto, o dispo-

sitivo de terapia administra um tratamento de pressão expiratória positiva oscilatória no paciente, embora operando em um modo passivo. Em algumas modalidades, o modo passivo de operação é caracterizado pelo nível do tratamento de pressão expiratória positiva oscilatória, que é em função de um esforço respiratório do paciente, enquanto que o modo ativo da operação é caracterizado por um nível do tratamento de oscilação em alta frequência contínua, que é independente do esforço respiratório do paciente. Em ainda outras modalidades, o método inclui adicionalmente administrar uma ou mais terapias adicionais no paciente por meio do dispositivo, tais como CPAP, PEP contínua, distribuição de medicamento aerossolizado, etc.

10 Descrição Resumida dos Desenhos

A figura 1 é um diagrama de blocos que ilustra um dispositivo de terapia respiratória de acordo com os princípios da presente divulgação;

A figura 2 é uma vista em perspectiva explodida de um dispositivo de terapia respiratória de acordo com princípios da presente divulgação;

15 A figura 3A é uma vista em perspectiva de uma parte do alojamento do dispositivo da figura 2;

A figura 3B é uma vista de base do alojamento da figura 3A;

A figura 4A é uma vista seccional transversal longitudinal do alojamento da figura 3A tomada ao longo de uma entrada de suprimento no paciente;

20 A figura 4B é uma vista em perspectiva traseira de uma parte de avanço do alojamento da figura 3A;

A figura 4C é uma vista seccional transversal longitudinal do alojamento da figura 3A tomada ao longo de uma entrada de suprimento do acionamento;

25 A figura 5A é uma vista em perspectiva explodida de uma parte do mecanismo de acionamento do dispositivo da figura 2;

A figura 5B é uma vista em perspectiva do mecanismo de acionamento da figura 5A em montagem final;

A figura 6A é uma vista em perspectiva que ilustra montagem parcial do dispositivo da figura 2;

30 A figura 6B é uma vista seccional transversal longitudinal do dispositivo da figura 2 em montagem final tomada ao longo de uma entrada de suprimento no paciente;

As figuras 7A e 7B ilustram o uso do dispositivo da figura 2 em um modo passivo;

As figuras 8A – 8C ilustram o uso do dispositivo da figura 2 em um modo ativo;

35 A figura 9 é uma vista em perspectiva explodida de um dispositivo de terapia respiratória alternativo de acordo com princípios da presente invenção;

A figura 10 é uma vista plana frontal de uma parte de fuga do alojamento do dispositivo da figura 9;

A figura 11 é uma vista em perspectiva com corte que mostra o interior de uma parte do dispositivo da figura 9 em montagem final.

A figura 12 é uma vista em perspectiva explodida que ilustra a montagem do dispositivo da figura 9;

5 A figura 13A é uma vista em perspectiva do dispositivo da figura 9;

A figura 13B é uma vista em perspectiva longitudinal do dispositivo da figura 9;

As figuras 14A e 14B ilustram o uso do dispositivo da figura 9 no qual o fluxo de ar passa de uma entrada no paciente até uma câmara;

10 As figuras 15A e 15B ilustram o uso do dispositivo da figura 9 no qual o fluxo de ar é obstruído de uma entrada no paciente até uma câmara;

A figura 16 é uma vista seccional lateral simplificada de um dispositivo de terapia respiratória alternativo de acordo com princípios da presente divulgação;

A figura 17 é uma vista em perspectiva explodida de uma outra modalidade do dispositivo de terapia respiratória de acordo com princípios da presente divulgação;

15 A figura 18A é uma vista seccional transversal longitudinal do dispositivo da figura 17;

A figura 18B é uma vista ampliada de uma parte da figura 18A;

As figuras 19A e 19B ilustram o uso do dispositivo da figura 17;

20 A figura 20 é uma ilustração esquemática de um conjunto de válvula interruptora usado com o dispositivo da figura 17;

As figuras 21A e 21B são ilustrações esquemáticas simplificadas de um conjunto de válvula interruptora alternativo usado com o dispositivo da figura 17;

A figura 22 é uma vista seccional transversal longitudinal de uma outra modalidade do dispositivo de terapia respiratória de acordo com princípios da presente divulgação;

25 A figura 23A é uma vista em perspectiva explodida de uma outra modalidade do dispositivo de terapia respiratória de acordo com princípios da presente divulgação;

A figura 23B é uma vista em perspectiva com corte que mostra o interior do dispositivo da figura 23A em montagem final;

30 A figura 24 é uma vista em perspectiva ampliada de uma parte do conjunto de orifício do dispositivo da figura 23A;

A figura 25 é um diagrama elétrico esquemático do sistema de circuitos de controle usado com o dispositivo da figura 23A;

As figuras 26A e 26B ilustram o dispositivo da figura 23A em montagem final;

As figuras 27A e 27B ilustram o uso do dispositivo da figura 23A; e

35 A figura 28 é uma vista seccional transversal longitudinal de uma outra modalidade do dispositivo de terapia respiratória de acordo com os princípios da presente divulgação.

Descrição Detalhada da Invenção

Em termos gerais, aspectos da presente divulgação dizem respeito a dispositivos de terapia respiratória e métodos relacionados de uso que são: 1) capazes de operar tanto em um modo ativo (por exemplo, CHFO) quanto em um modo passivo (por exemplo, PEP oscilatória); ou 2) melhores dispositivos PEP oscilatória somente passivos; ou 3) melhores dispositivos somente ativos (CHFO e/ou CPAP). Da forma usada por toda esta especificação, um dispositivo de terapia “ativo” diz respeito a um dispositivo que exige uma fonte separada de fluido em pressão positiva para efetuar uma terapia respiratória designada, enquanto que um dispositivo de terapia “passivo” diz respeito a um dispositivo que distribui uma terapia respiratória designada nele e dele (isto é, uma fonte separada de fluido em pressão positiva não é necessária). Assim, um dispositivo de terapia “somente ativo” é um que deve ser conectado em uma fonte separada de fluido em pressão positiva. Inversamente, um dispositivo de terapia “somente passivo” é um que não é configurado para receber fluido pressurizado de uma fonte separada. Dadas estas definições, diversas modalidades associadas com esta divulgação têm construções de base apropriadas para aplicações PEP oscilatória somente passivas, bem como construções de base modificadas que promovem o uso do dispositivo tanto como um dispositivo de terapia PEP oscilatória quanto, quando fluidicamente conectado em uma fonte de fluido pressurizado, como um dispositivo de terapia CHFO. Em ainda outras modalidades, a construção de base pode ser empregada com um dispositivo de terapia “somente ativo” que fornece terapia CHFO (e, em algumas modalidades, outras terapias respiratórias, tal como CPAP) quando conectada em uma fonte de fluido em pressão positiva. Com qualquer uma destas modalidades, recursos opcionais podem ser incluídos para facilitar a distribuição de medicamento aerossolizado.

Tendo em mente o entendimento exposto, a figura 1 é um diagrama de blocos que ilustra recursos de um dispositivo de terapia respiratória 30 de acordo com alguns aspectos da presente divulgação. Em termos gerais, o dispositivo de terapia respiratória 30 é adaptado para operar em um modo passivo (por exemplo, PEP oscilatória) e em um modo ativo (por exemplo, CHFO e, opcionalmente, CPAP) e, no geral, inclui um alojamento 32 e um conjunto de válvula interruptora 34. O alojamento 32 forma ou mantém uma entrada no paciente 36, pelo menos uma câmara 38, uma saída de exaustão 40 e pelo menos uma entrada de suprimento de fluido pressurizado 42. O conjunto de válvula interruptora 34 inclui pelo menos um orifício de controle 44 e um corpo da válvula 46. O(s) orifício(s) de controle 44 conecta fluidicamente a entrada no paciente 36 e a câmara 38, enquanto que o corpo da válvula 46 é adaptado para obstruir ou interromper seletivamente o fluxo de fluido através do(s) orifício(s) de controle 44. Detalhes sobre os vários componentes são fornecidos a seguir. Entretanto, em termos gerais, pelo controle ou operação do corpo da válvula 46 para obstruir seletivamente (parcial ou completamente) o(s) orifício(s) de controle 44, o conjunto de válvula interruptora 34 altera as características de fluxo de ar / pressão em relação à en-

trada no paciente 36. Por exemplo, onde a entrada de suprimento 42 não for conectada em uma fonte separada de fluido pressurizado 48, à medida em que um paciente (não mostrado) exala para o interior da entrada no paciente 36, o conjunto de válvula interruptora 34 opera para, periodicamente, fechar pelo menos parcialmente o(s) orifício(s) de controle 44, desse modo, estabelecendo uma resistência ao fluxo de ar ou contrapressão na entrada no paciente 36. Por sua vez, esta contrapressão periódica fornece uma terapia PEP oscilatória. Além do mais, quando a entrada de suprimento 42 for fluidicamente conectada na fonte de fluido pressurizado 48, o conjunto de válvula interruptora 34 opera para, periodicamente, interromper pelo menos parcialmente o fluxo de fluido da entrada de suprimento 42 até a entrada no paciente 36. Este suprimento de pressão interrompido na direção do paciente serve como uma terapia CHFO. Da forma descrita a seguir, o dispositivo 30 pode incluir opcionalmente recursos que desabilitam seletivamente todo o conjunto de válvula interruptora 34, ou uma parte dele, em conjunto com o suprimento de fluido pressurizado até a entrada de suprimento 42 no fornecimento de uma terapia CPAP (tanto juntamente quanto simultaneamente com a terapia CHFO).

À luz do exposto, o dispositivo de terapia respiratória 30 fornece modos de operação tanto ativo quanto passivo, permitindo que o paciente (não mostrado) receba tratamentos PEP oscilatória com o dispositivo 30 em virtualmente qualquer local, bem como tratamentos CHFO (e, opcionalmente, outros tratamentos ativos, tal como CPAP) quando o paciente estiver em um local no qual a fonte de fluido pressurizado 48 estiver disponível. O dispositivo de terapia respiratória 30 pode ser adicionalmente configurado para facilitar tratamentos de terapia respiratória adicionais, tal como a distribuição de medicamento aerossolizado (por exemplo, por meio de um nebulizador 50). O nebulizador 50 pode ser conectado em um orifício (não mostrado) fornecido pelo alojamento 32, ou pode incluir uma parte de conexão apropriada (conector T ou tubo) que é fluidicamente conectada no alojamento 32 (por exemplo, na entrada no paciente 36) quando desejado. Finalmente, embora a fonte de fluido pressurizado 48 seja mostrada separada do alojamento 32, em outras modalidades, a fonte de fluido pressurizado 48 pode ser anexada ou conduzida pelo alojamento 32 (por exemplo, uma lata pressurizada montada no alojamento 32).

Tendo em mente o exposto, o dispositivo de terapia respiratória 30 pode assumir uma variedade de formas que podem operar em um modo passivo (por exemplo, terapia PEP oscilatória) e um modo ativo (por exemplo, terapia CHFO). Uma modalidade de um dispositivo de terapia respiratória 60 que fornece estes recursos é mostrada na figura 2. No geral, o dispositivo de terapia 60 inclui um alojamento 62 (referenciado no geral) e um conjunto de válvula interruptora 64 (referenciado no geral). O alojamento 62 inclui uma seção dianteira 66, uma seção traseira 68 e uma placa de extremidade 69. A seção dianteira 66 define uma entrada no paciente 70, enquanto que a seção traseira 68 define uma primeira

câmara 72, uma segunda câmara (escondida na vista da figura 2), uma saída de exaustão (escondida na vista da figura 2) e uma ou mais entradas de suprimento 74. O conjunto de válvula interruptora 64 inclui uma placa 76 que forma um ou mais orifícios de controle 78 (por exemplo, os orifícios de controle 78a, 78b), um corpo da válvula 80 e um mecanismo de acionamento 82. Detalhes dos vários componentes são fornecidos a seguir. Entretanto, em termos gerais, o mecanismo de acionamento 82 fica retido na segunda câmara do alojamento 62 e é montado no corpo da válvula 80 para ocasionar sua rotação. Por sua vez, o corpo da válvula 80 fica localizado em proximidade imediata em relação aos orifícios de controle 78 de maneira tal que a rotação do corpo da válvula 80 abra e feche seletivamente (por exemplo, obstrução parcial ou completa) os orifícios de controle 78 em relação à primeira câmara 72 e à entrada no paciente 70. Finalmente, a(s) entrada(s) de suprimento 74 é(são) fluidicamente conectada(s) em pontos de distribuição no alojamento 62. Durante o uso, e em um modo de operação passivo, o dispositivo de terapia 60 gera PEP oscilatória por meio da operação do mecanismo de acionamento 82 em resposta à respiração exalada do paciente. Além do mais, o dispositivo de terapia 60 fornece um modo ativo de operação no qual o conjunto de válvula interruptora 64 ocasiona a distribuição do fluxo de fluido CHFO na entrada no paciente 70 em ação mediante fluxo de fluido positivo proveniente da(s) entrada(s) de suprimento 74. Neste aspecto, pode ser fornecido um dispositivo de controle 84 (referenciado no geral) que facilita a operação do dispositivo de terapia 60 de um modo desejado.

O alojamento 62 é mostrado com mais detalhes nas figuras 3A e 3B em montagem final. No geral, o alojamento 62 é dimensionado e modelado para manuseio conveniente por um paciente, com a seção dianteira 66 formando um bocal 86 dimensionado para colocação na boca do paciente e através do qual o ciclo respiratório do paciente interage com a entrada no paciente 70. O bocal 86 pode ser integralmente formado com um ou mais outro(s) componente(s) do alojamento 62 ou pode ser separadamente formado e subsequentemente nele(s) montado.

O alojamento 62 pode formar ou definir recursos de fluxo de fluido além das entradas de suprimento 74. Por exemplo, e da forma mais bem mostrada na figura 3A, a seção traseira 68 forma uma fenda 90 como parte do conjunto de controle 84 (figura 2). Da forma descrita a seguir, o conjunto de controle 84 pode assumir uma variedade de formas, mas, em algumas modalidades, pode incluir um corpo disposto de forma deslizável na fenda 90. Entretanto, com construções alternativas, a fenda 90 pode ser eliminada.

Em relação à vista em perspectiva de topo da figura 3A, o alojamento 62 pode formar adicionalmente primeiro e segundo arranjos de orifício de alívio 92, 94. Um terceiro arranjo de orifício de alívio 96 também pode ser fornecido da forma mostrada na vista de base da figura 3B. Finalmente, da forma mais bem mostrada na figura 2, um quarto arranjo de orifício de alívio 98 é fornecido no interior do alojamento 62. A operação do dispositivo de

terapia 60 em conjunto com os arranjos de orifício de alívio 92-98 é descrita com mais detalhes a seguir. Entretanto, em termos gerais, cada um dos arranjos de orifício de alívio 92-98 inclui uma ou mais aberturas 99 e é adaptado para manter uma estrutura de válvula (não mostrada), tal como uma válvula tipo guarda-chuva unidirecional, que permite o fluxo de fluido para o interior ou para fora da(s) abertura(s) 99 do arranjo de orifício correspondente 92-98 em somente uma única direção. Como tal, os arranjos de orifício de alívio 92-98 podem assumir uma variedade de configurações deferentes daquelas ilustradas. Similarmente, arranjos de orifício de alívio adicionais podem ser fornecidos e, em outras modalidades, um ou mais dos arranjos de orifício de alívio 92-98 podem ser eliminados.

Voltando para a figura 2, em algumas modalidades, as entradas de suprimento 74, normalmente conduzidas ou formadas pelo alojamento 62, incluem primeira e segunda entradas de suprimento no paciente 74a, 74b, bem como uma entrada de suprimento do acionamento 74c. As entradas de suprimento no paciente 74a, 74b são fluidicamente conectadas nos primeiro e segundo bicos 100a, 100b, respectivamente, cada qual posicionado para fluxo direto de fluido na direção de um orifício de controle correspondente dos orifícios de controle 78a, 78b (normalmente formados pela placa 76). Um relacionamento dos bicos 100a, 100b e dos orifícios de controle 78a, 78 em relação aos recursos internos do alojamento 62 é fornecido a seguir. Entretanto, entende-se no princípio que, embora dois dos orifícios de controle 78b, 78a sejam mostrados e descritos, em outras modalidades, um ou três (ou mais) orifícios de controle também são aceitáveis. Similarmente, um bico / entrada de suprimento no paciente não precisa ser fornecido para cada um dos orifícios de controle 78a, 78b (por exemplo, a entrada de suprimento no paciente 74b / o bico 100b pode ser eliminada), ou dois ou mais bicos / entradas de suprimento podem ser colocados na direção de um único dos orifícios de controle 89. Ainda adicionalmente, duas ou mais entradas de suprimento 74 podem ser fluidicamente associadas com um único bico 100.

Tendo em mente o exposto, a figura 4A é uma vista seccional transversal longitudinal do alojamento 62 em montagem final tomada através da primeira entrada de suprimento no paciente 74a. No geral, a parte de avanço 66, a parte de fuga 68 e a placa de extremidade 69 são montadas uma na outra da forma mostrada. Como um ponto de referência, a vista da figura 4A ilustra adicionalmente o dispositivo de controle 84 em uma posição aberta em relação ao alojamento 62, e reflete que a placa 76 pode ser um componente integral do alojamento 62. Independente, o alojamento 62 é mostrado na figura 4A definido a primeira câmara 72, bem como uma segunda câmara 101 e uma câmara de exaustão 102. A primeira câmara 72 é definida, em parte, pela placa 76 e uma parede intermediária 104, com a placa 76 separando fluidicamente a entrada no paciente 70 da primeira câmara 72. Neste aspecto, a entrada no paciente 70 fica fluidicamente conectada na primeira câmara 72 por meio dos orifícios de controle 78 (ficando entendido que somente o primeiro orifício de controle 78a

está visível na figura 4A). A primeira câmara 72 é separada da segunda câmara 101 pela parede intermediária 104, com conexão fluídica entre as câmaras 72, 101 sendo fornecida por uma passagem 106. Da forma descrita com mais detalhes a seguir, a passagem 106 pode ser fluidicamente fechada por meio da operação do dispositivo de controle 84. Independentemente, a segunda câmara 101 fica fluidicamente conectada na câmara de exaustão 102 por meio de uma abertura de saída 108. A primeira câmara 72 também fica fluidicamente conectada na câmara de exaustão 102 por meio do quarto arranjo de orifício de alívio 98. Como um ponto de referência, a figura 4A reflete que uma estrutura de válvula unidirecional 110 está associada com o quarto orifício de alívio 98 e é configurada de maneira tal que o fluxo de fluido somente possa ocorrer da primeira câmara 72 até a câmara de exaustão 102. Finalmente, a câmara de exaustão 102 termina em uma saída de exaustão 112 que é normalmente aberta ao ambiente.

Tendo em mente as convenções expostas, o primeiro bico 100a fica posicionado na primeira câmara 72 e inclui ou define uma extremidade de entrada 114 e uma extremidade de saída 116. A extremidade de entrada 114 fica fluidicamente conectada na primeira entrada de suprimento no paciente 74a de maneira tal que o fluxo de fluido através da primeira entrada de suprimento no paciente 74a seja direcionado para a extremidade de saída 116. Por sua vez, a extremidade de saída 116 fica alinhada com o primeiro orifício de controle 78a para direcionar fluxo de fluido do primeiro bico 100a para o primeiro orifício de controle 78a. Em algumas modalidades, o primeiro bico 100a afunila em diâmetro da extremidade de entrada 114 até a extremidade do bico 116 de maneira tal que um fluxo de fluido tipo jato da primeira entrada de suprimento no paciente 74a até o primeiro orifício de controle 78a seja estabelecido. Neste aspecto, o ar ambiente pode ser arrastado para o fluxo de fluido a partir do bico 100a (bem como o bico 100b) por meio do segundo arranjo de orifício de alívio 94. Uma estrutura de válvula unidirecional 118 é ilustrada na figura 4A aplicada no arranjo de orifício de alívio 94, e indica que ar ambiente somente pode entrar na primeira câmara 72 (e, assim, o fluxo de fluido do bico 100). Embora não mostrada, a operação da estrutura de válvula 118 pode ser adicionalmente controlada por um mecanismo de controle que serve para manter seletivamente a estrutura de válvula 118 em um estado fechado (por exemplo, durante um modo passivo de operação descrito a seguir). Em outras modalidades, o fluxo de ar ambiente arrastado na primeira câmara 72 pode ser fornecido de uma maneira diferente (por exemplo, não incluindo o arranjo do orifício de alívio 94) ou pode ser eliminado.

Independente se ar ambiente é introduzido na primeira câmara 72, uma folga 120 (referenciada no geral) é estabelecida entre a extremidade de saída 116 e a placa 76 (e, assim, o primeiro orifício de controle 78a). Da forma descrita com mais detalhes a seguir, a folga 120 é dimensionada para facilitar a montagem e o movimento do corpo da válvula 80 (figura 2). Embora não mostrado, o segundo bico 100b / segunda entrada de suprimento no

paciente 74b (figura 2) tem uma construção e relacionamento similares em relação à placa 76 / segundo orifício de controle 78b. Assim, e da forma mais bem mostrada na figura 4B, o primeiro bico 100a / entrada de suprimento no paciente 74a direciona fluido em pressão positiva de uma fonte separada para o primeiro orifício de controle 78a, e o segundo bico 100b / entrada de suprimento no paciente 74b direciona fluido em pressão positiva para o segundo orifício de controle 78b.

Similarmente, a entrada de suprimento do acionamento 74c (figura 2) é fluidicamente conectada no interior do alojamento 62. Em particular, a entrada de suprimento do acionamento 74c fica fluidicamente conectada na segunda câmara 101, da forma mostrada na figura 4C. Da forma descrita com mais detalhes a seguir, uma parte do mecanismo de acionamento 82 (figura 2) fica retida na segunda câmara 101, com fluxo de fluido proveniente da entrada de suprimento do acionamento 74c servindo para atuar ou acionar o mecanismo de acionamento 82 durante um modo de operação ativo.

Retornando à figura 2, o conjunto de válvula interruptora 64 inclui novamente o corpo da válvula 84 que é acionado pelo mecanismo de acionamento 82. Em algumas modalidades, o corpo da válvula 80 tem uma construção tipo propulsor e inclui uma base 130, um primeiro segmento da placa de válvula 132, e um segundo segmento da placa de válvula 134. A base 130 é configurada para montagem em uma parte correspondente do mecanismo de acionamento 82 da forma descrita a seguir. Os segmentos de placa 132, 134 se estendem de uma maneira radial a partir da base 130, e cada qual tem uma dimensão e forma comensuráveis com uma dimensão e forma de um orifício de controle correspondente dos orifícios de controle 78a, 78b. Por exemplo, uma dimensão e/ou forma dos segmentos de placa da válvula 132, 134 podem ser idênticas, ligeiramente menores ou ligeiramente maiores do que uma dimensão e/ou forma dos orifícios de controle 78a, 78b. Adicionalmente, em algumas modalidades, uma posição circunferencial dos segmentos de placa 132, 134 em relação à base 130 corresponde com aquela dos orifícios de controle 78a, 78b de maneira tal que, quando a base 130 estiver centralmente posicionada entre os orifícios de controle 132, 134, os orifícios de controle 78a, 78b possam ser simultaneamente obstruídos pelos segmentos de placa 132, 134. Assim, com uma modalidade da figura 2, os orifícios de controle 78a, 78b ficam simetricamente opostos, e os segmentos de placa da válvula 132, 134 são similarmente orientados. Alternativamente, uma posição dos segmentos de placa da válvula 132, 134 pode ser espacialmente deslocada em relação a uma posição dos orifícios de controle 78a, 78b. Com esta construção alternativa, os orifícios de controle 78a, 78b não são simultaneamente obstruídos durante o movimento do corpo da válvula 80.

Embora o corpo da válvula 80 seja mostrado incluindo dois dos segmentos de placa da válvula 132, 134, qualquer outro número, seja maior ou menor, também é aceitável, e o número de segmentos de placa 132, 134 fornecidos não precisa ser necessariamente igual

ao número de orifícios de controle 78. Por exemplo, em outras modalidades, o corpo da válvula 80 é configurado e posicionado para fazer interface fluidicamente somente com um dos orifícios de controle 78 descritos a seguir. Ainda adicionalmente, o corpo da válvula 80 pode ter configurações diferentes da construção tipo propulsor mostrada. Independente, o corpo da válvula 80 é construído de maneira tal que todos os orifícios de controle 78 possam ser simultaneamente obstruídos (por exemplo, completamente bloqueados ou menos do que completamente bloqueados) pelo corpo da válvula 80 em algumas modalidades.

O mecanismo de acionamento 82 é mostrado com mais detalhes na figura 5A. Em algumas modalidades, o mecanismo de acionamento 82 assemelha-se a um dispositivo soprador tipo roots invertido e inclui primeiro e segundo conjuntos de lóbulos 140, 142 e primeira e segunda engrenagens 144, 146. Os conjuntos de lóbulos 140, 142 podem ser idênticos, com o primeiro conjunto de lóbulos 140 incluindo um corpo de lóbulo 150 e um eixo 152. O corpo de lóbulo 150 inclui três projeções de lóbulos longitudinais 154, em que aquelas adjacentes são separadas por um vale 156. Embora três das projeções de lóbulos 154 / vales 156 sejam ilustradas na figura 5A, qualquer outro número também é aceitável. Entretanto, preferivelmente, pelo menos duas das projeções de lóbulos 154 / vales 156 são fornecidas. Independente, em algumas modalidades, o eixo 152 é coaxialmente montado no corpo do lóbulo 150, se estendendo de uma primeira extremidade 158 até uma segunda extremidade 160. A primeira extremidade 158 é dimensionada para montagem na base do corpo da válvula 130 (figura 2), enquanto que a segunda extremidade 160 é dimensionada para montagem na primeira engrenagem 144. Outras construções também são contempladas, tais como moldagem ou formação integral de dois ou mais do corpo do lóbulo 150, do eixo 154 e/ou da engrenagem 140. A segunda montagem do lóbulo 142 é similarmente construída e, no geral, inclui um corpo de lóbulo 162 coaxialmente mantido por um eixo 164 que, por sua vez, é dimensionado para montagem e/ou formado como parte da segunda engrenagem 146.

Da forma mostrada na figura 5B, os corpos de lóbulo 150, 162 são configurados para encaixe em malha (por exemplo, uma das projeções de lóbulos 154 do segundo corpo de lóbulo 162 se aninha em um dos vales 156 do primeiro corpo de lóbulo 160), assim como são as primeira e segunda engrenagens 144, 146 (ficando entendido que, em montagem final, o encaixe em malha entre os corpos de lóbulo 150, 162 e entre as engrenagens 144, 146 é simultaneamente alcançado). Então, com esta construção, os conjuntos de lóbulos 140, 142 rotacionam em conjunto, mas em direções opostas (por exemplo, em relação à orientação da figura 5B, a rotação no sentido horário do primeiro corpo de lóbulo 150 se converte em rotação no sentido anti-horário do segundo corpo de lóbulo 162). Os eixos 152, 164 são afixados nos corpos de lóbulos correspondentes 150, 162, respectivamente, por meio dos eixos 152, 164. Assim, as engrenagens 144, 146 servem para manter um relacio-

namento de entrelaçamento desejado entre os corpos de lóbulo 150, 162. Com a configuração do soprador tipo roots invertido desejada do mecanismo de acionamento 82, uma força relativamente pequena (por exemplo, fluxo de fluido) é exigida para iniciar e manter o movimento dos conjuntos de lóbulos 140, 142 em uma velocidade rotacional desejada. Em outras modalidades, o número de projeções de lóbulos 154 pode ser aumentado de forma que os corpos de lóbulo 150, 162 façam interface efetivamente, uma vez que as engrenagens, tais como as engrenagens 144, 146, podem ser eliminadas. Independente, em montagem final, a rotação do primeiro conjunto de lóbulos 140 se converte em rotação do corpo da válvula 80.

A montagem do conjunto de válvula interruptora 64 no alojamento 62 é parcialmente mostrada na figura 6A. Em particular, o corpo da válvula 80 é mantido imediatamente adjacente aos bicos 100a, 100b por meio do eixo 152 que, normalmente, se estende até a primeira câmara 72. O eixo 164 do segundo conjunto de lóbulos 142 (referenciado, no geral na figura 6A, mostrado com mais detalhes na figura 5A) também se estende até a primeira câmara 72, e é nela suportado (ficando entendido que a extremidade oposta de cada um dos eixos 152, 164 também é suportada, por exemplo, na placa de extremidade 69 ou por ela (figura 2). Da forma mostrada na figura 6B, que, normalmente, é uma vista seccional transversal longitudinal tomada através da primeira entrada de suprimento no paciente 74a, o primeiro corpo de lóbulo 150 é mantido na segunda câmara 101, assim como é o segundo corpo de lóbulo 162 (escondido na vista da figura 6B). O eixo 152 mantém o corpo da válvula 80 de maneira tal que os segmentos de placa da válvula 132, 134 (ficando entendido que o segundo segmento de placa 134 está escondido na vista da figura 6B) fiquem localizados na folga 120 entre a extremidade de saída 116 do primeiro bico 100a e a placa 76 (bem como entre o segundo bico 100b, que, de normalmente, é escondido na vista da figura 6B, e a placa 76). Com a rotação do corpo da válvula 80 (por meio do mecanismo de acionamento 82), os segmentos de placa da válvula 132, 134 obstruem e “abrem” repetidamente os orifícios de controle 78 em relação à primeira câmara 72. Em outras palavras, o conjunto de válvula interruptora 64 (referenciado no geral na figura 6B) opera para interromper periodicamente ou interromper substancialmente o fluxo de fluido entre a entrada no paciente 68 e a primeira câmara 72, da forma descrita a seguir. Embora o corpo da válvula 80 tenha sido descrito montado no primeiro eixo 152, em outras modalidades, o segundo eixo 164 rotaciona o corpo da válvula 80. Em outras modalidades, cada um dos eixos 152, 164 pode manter um corpo da válvula.

Tendo em mente o entendimento exposto, o movimento forçado do mecanismo de acionamento 82 pode ocorrer de uma das duas maneiras que, por sua vez, são em função de o dispositivo 60 estar operando em um modo passivo (por exemplo, PEP oscilatória) ou em um modo ativo (por exemplo, CHFO). Por exemplo, no modo passivo, o dispositivo de

terapia respiratória 60 e, em particular, o mecanismo de acionamento 82, operam exclusivamente sobre o ar ou respiração exalado pelo paciente. Neste aspecto, e em relação às figuras 2 e 6B, no modo passivo, o dispositivo de controle 84 fica posicionado de maneira tal que a passagem 106 fique aberta e conecte fluidicamente as primeira e segunda câmaras 72, 101. Em algumas modalidades, o dispositivo de controle 84 inclui uma aba 166 posicionada de forma deslizável na fenda 90. No estado “aberto” das figuras 2 e 6B, a aba 166 fica retraída em relação à fenda 90. O dispositivo de controle 84 pode assumir uma ampla variedade de outras formas que também podem abrir ou fechar seletivamente a passagem 106. As entradas de suprimento 74a – 74c são fluidicamente fechadas ou, de outra forma, fluidicamente isoladas de qualquer fonte externa de fluido em pressão positiva (por exemplo, a fonte de fluido pressurizada 48 da figura 1 é desconectada do dispositivo de terapia respiratória 60, o fluxo de fluido da fonte de fluido pressurizado 48 é desviado das entradas de suprimento 74a – 74c, etc.). Para este fim, em algumas modalidades, as entradas de suprimento 74a – 74c podem ser exteriormente fechadas (por exemplo, por uma montagem de tampa (não mostrada)).

Com o dispositivo de terapia 60 configurado da forma supradescrita, o modo passivo de operação pode exigir que o bocal 86 (ou outra parte de interface do paciente (não mostrada) de outra forma anexada no bocal 86) seja inserido na boca do paciente, e o paciente sendo estimulado a respirar através do dispositivo de terapia 60. Durante uma fase inspiratória do circuito respiratório do paciente, o ar ambiente é facilmente arrastado para o interior do alojamento 62 por meio do terceiro arranjo de orifício de alívio 96 (que normalmente inclui uma estrutura de válvula unidirecional 170 (figura 6B) que controla o fluxo de ar através de si). Assim, o paciente pode inalar ar de maneira fácil e pronta.

Durante a fase expiratória, o fluxo de ar exalado é direcionado do paciente / bocal 86, através da entrada no paciente 68, e até a placa 76. O ar exalado pode passar ou fluir fluidicamente da entrada no paciente 68 até a primeira câmara 72 por meio dos orifícios de controle 78 quando, normalmente, os orifícios de controle 78 não forem completamente obstruídos pelo corpo da válvula 80 (e, em particular, pelos segmentos da placa de válvula 132, 134). Um exemplo deste relacionamento é mostrado na figura 7A, de acordo com o que o corpo da válvula 80 foi rotacionado de maneira tal que os segmentos da placa 132, 134 fiquem “afastados” do orifício de controle 78a (bem como do orifício de controle 78b (escondido na vista da figura 7A)). Assim, o ar exalado flui através dos orifícios de controle 78 e para o interior da primeira câmara 72 (representada pelas setas na figura 7A).

Quando o fluxo de ar para o interior da primeira câmara 72 estiver em uma pressão abaixo da pressão da abertura de uma estrutura de válvula 172 associada com o quarto arranjo de orifício de alívio 98, as aberturas 99 do arranjo de orifício de alívio 98 permanecem fluidicamente fechadas, e todo o fluxo de ar através da primeira câmara 72 flui para o interior

da segunda câmara 101 por meio da passagem 106 (mostrado pelas setas na figura 7A). Inversamente, quando a pressão na primeira câmara 72 estiver acima da pressão do desvio associada com a estrutura da válvula 172, a estrutura da válvula 172 “abre” para permitir que uma parte do fluxo de ar na primeira câmara 72 flua para o interior da câmara de exaustão 102. Desta maneira, a queda de pressão através da segunda câmara 101 permanece aproximadamente igual à pressão da abertura associada com a estrutura da válvula 172. Alternativamente, outras válvulas e/ou dimensões de fluxo também podem ser empregadas.

O fluxo de ar da primeira câmara 72 para o interior da segunda câmara 101 (por meio da passagem 106) serve para acionar o mecanismo de acionamento 82. Em particular, o fluxo de ar na segunda câmara 101 age sobre os conjuntos de lóbulos 140, 142 (o conjunto de lóbulos 142 sendo escondido na figura 7A), ocasionando sua operação como um soprador positivo rotatório. Em termos gerais, e em relação adicional à figura 5B o fluxo de ar através da segunda câmara 101 faz com que os corpos de lóbulo 150, 162 rotacionem, com o fluxo de ar fluindo através dos corpos de lóbulo 150, 165 ou entre eles e, então, até a abertura de saída 108. Neste aspecto, os conjuntos de lóbulos 140, 142 operam como um soprador tipo roots, criando uma queda de pressão através da segunda câmara 101. Da forma mostrada na figura 7B, quando os orifícios de controle 78 forem periodicamente “cobertos” pelos segmentos da placa de válvula 132, 134, o fluxo de ar através dos orifícios de controle 78 fica restrito, criando uma resistência ao fluxo ou contrapressão na entrada no paciente 68. A resistência ao fluxo / contrapressão ocorre periodicamente (isto é, quando os segmentos da placa de válvula 132, 134 forem rotacionados para longe dos orifícios de controle 78, a contrapressão na entrada no paciente 68 é liberada através dos orifícios de controle 78). Em decorrência disto, um efeito PEP oscilatória desejado é criado. Notavelmente, os conjuntos de lóbulos 140, 142 continuam a rotacionar ao mesmo tempo em que o fluxo de ar através da passagem 106 é periodicamente interrompido em função da inércia. Ao longo destas mesmas linhas, os conjuntos de lóbulos 140, 142 podem ser configurados para agir como um volante, desse modo, reduzindo a sensibilidade em relação a um tempo de abertura dos orifícios de controle 78.

Em algumas modalidades, características dimensionais do mecanismo de acionamento 82 são correlacionadas com o corpo da válvula 80 e com o(s) orifício(s) de controle 78 de maneira tal que, em uma vazão de 10 Lpm em 100 Pa, o corpo da válvula 80 gere aproximadamente 15 pulsos por segundo nos orifícios de controle 78, com os pulsos de pressão em aproximadamente 3.000 Pa. Em vazões acima de 10 Lpm, a estrutura da válvula 172 se abrirá e pode tremular para manter a pressão de entrada no mecanismo de acionamento 82. O quarto arranjo de orifício de alívio 98 pode ser configurado para fluir até 20 Lpm em 100 Pa (por exemplo, quando a estrutura da válvula 172 estiver “aberta”) para manter a contrapressão e velocidade aproximadamente consistentes de 10 Lpm até 30 Lpm.

Entretanto, alternativamente, o dispositivo de terapia 60 pode ser configurado para exibir outras características operacionais.

Em relação às figuras 2 e 8A, no modo de operação ativo, o dispositivo de controle 84 é operado para “fechar” fluidicamente a passagem 106 (por exemplo, a aba 166 é fluidicamente inserida na fenda 90). Adicionalmente, as entradas 74a – 74c são fluidicamente conectadas na fonte de fluido pressurizado 48 (figura 1). Por exemplo, em algumas modalidades, um conjunto desviador de fluxo (não mostrado) pode ser empregado para conectar fluidicamente uma única fonte de fluido pressurizado (por exemplo, gás em pressão positiva, tais como ar, oxigênio, etc.) em cada uma das entradas de suprimento 74a – 74c. Alternativamente, duas ou mais fontes de fluido podem ser fornecidas. Independente, ar, oxigênio ou outro gás é forçado ou direcionado para o interior das entradas de suprimento 74a – 74c. Em relação específica à figura 8A, o fluxo de fluido para o interior da primeira entrada de suprimento no paciente 74a é ilustrado com uma seta A e é direcionado pelo bico 100a na direção do orifício de controle 78a. Ar ambiente é arrastado para o interior do fluxo gerado pelo bico 100a por meio do segundo arranjo de orifício de alívio 94, da forma supradescrita. Em casos em que, normalmente, o corpo da válvula 80 e, em particular, os segmentos da placa de válvula 132, 134 não obstruem o orifício de controle 78a (em relação ao bico 100a), o fluxo de ar continua através do orifício de controle 78a e para o interior da entrada no paciente 68. Embora escondido na vista da figura 8A, um relacionamento similar é estabelecido entre a segunda entrada de suprimento no paciente 74b / segundo bico 100b e o segundo orifício de controle 78a.

Inversamente, e da forma mostrada na figura 8B, quando o orifício de controle 78a e o orifício de controle 78b (escondido na figura 8B) forem obstruídos ou “fechados” por meio dos segmentos da placa de válvula 132, 134, o fluxo de ar dos bicos 100a, 100b até a entrada no paciente 68 é efetivamente interrompido (ficando entendido que, na vista da figura 8B, somente a primeira entrada de suprimento no paciente 74a / bico 100a, o primeiro orifício de controle 78a e o primeiro segmento da placa de válvula 132 estão visíveis). Uma vez mais, o mecanismo de acionamento 82 opera para rotacionar continuamente o corpo da válvula 80 em relação aos orifícios de controle 78a, 78b de maneira tal que fluxo de ar positivo das entradas de suprimento 74 até a entrada no paciente 68 seja “cortado” ou oscilado para estabelecer um tratamento CHFO durante o ciclo respiratório do paciente (incluindo pelo menos a fase inspiratória do paciente).

Para mais bem garantir o fluxo de ar positivo na direção da entrada no paciente 68 (e, assim, no paciente), o dispositivo de controle 84 fecha a passagem 106 de maneira tal que todo o ar na primeira câmara 72 seja forçado através dos orifícios de controle 78. Neste aspecto, o mecanismo de acionamento 82 e, em particular, os conjuntos de lóbulos 140, 142 são atuados e acionados por meio de fluxo de fluido através da entrada de suprimento do

acionamento 74c, da forma mostrada na figura 8C. Em particular, fluxo de fluido forçado proveniente da fonte de fluido pressurizado 48 (figura 1) entra na segunda câmara 101 por meio de da entrada de suprimento do acionamento 74c e age sobre os corpos de lóbulo 150, 162, da forma previamente descrita. Em outras palavras, a operação do dispositivo de

5 terapia 60 no modo ativo é independente da respiração do paciente. Adicionalmente, durante a fase expiratória do ciclo respiratório do paciente, fluxo de gás pulsado dos bicos 100a, 100b até a entrada no paciente 70 continua criando um efeito PEP oscilatória. Como um ponto de referência, para minimizar possíveis ocorrências de respiração compacta, ar exalado do paciente pode ser exaurido da entrada no paciente 80 por meio do primeiro arranjo

10 de orifício de alívio 92. Por exemplo, uma estrutura de válvula unidirecional 174 pode ser montada no arranjo de orifício de alívio 92, operando (no modo ativo) para permitir que ocorra fluxo de ar através do arranjo de orifício de alívio 92 somente para baixo da entrada no paciente 70, assim, permitindo livremente a exalação durante períodos em que os orifícios de controle 78a, 78b estão bloqueados. Pode ser adicionalmente fornecido um mecanismo

15 de controle adicional (não mostrado) que “fecha” fluidicamente o arranjo do orifício de alívio 92 / estrutura de válvula 174 quando o dispositivo 60 opera no modo passivo supradescrito (isto é, todo ar exalado do paciente passa através dos orifícios de controle 78a, 78b). Alternativamente, o dispositivo 60 pode incluir outros recursos (não mostrados) que facilitam a exaustão do ar exalado da entrada no paciente 70, e/ou o primeiro arranjo do orifício de alívio

20 92 pode ser eliminado. Ao longo destas mesmas linhas, no modo ativo, o terceiro arranjo de orifício de alívio 96 / estrutura de válvula 170 pode ser permanentemente “fechado” de maneira tal que todo o fluxo de ar inspiratório seja fornecido por meio dos orifícios de controle 78a, 78b.

Embora o dispositivo 60 tenha sido descrito fornecendo a terapia CHFO, essencialmente, por meio do fluxo de fluido idêntico proveniente de ambas as entradas no paciente

25 74a, 74b, em outras modalidades, o dispositivo 60 pode ser configurado para fornecer a um usuário a capacidade de selecionar ou mudar o nível de CHFO. Por exemplo, pode ser fornecido um mecanismo (não mostrado) que faz com que não ocorra o fluxo de fluido proveniente de uma das entradas de suprimento 74a ou 74b (em que um nível inferior de CHFO é

30 desejado) e que “bloqueia” continuamente o orifício de controle correspondente 78a ou 78b (por exemplo, a entrada de suprimento 74a ou 74b pode ser fluidicamente desacoplada de uma fonte de pressão, e um dispositivo de encerramento (não mostrado) pode ser atuado em relação ao orifício de controle correspondente 78a ou 78b). Ainda adicionalmente, o dispositivo 60 pode ser modificado para incorporar três dos bicos / entradas de suprimento

35 100 / 74 e três dos orifícios de controle 78, com os respectivos bicos / entradas de suprimento 100 / 74 sendo seletivamente ativados / desativados, e os correspondentes orifícios de controle 78 sendo seletivamente bloqueados para fornecer três níveis de CHFO. Alternativa-

mente, as três entradas de suprimento 74 podem se fundir em um único bico 100, novamente permitindo que um usuário selecione um nível de CHFO desejado pela “ativação” de um número desejado de entradas de suprimento 74.

Além dos modos passivo (por exemplo, PEP oscilatória) e ativo (por exemplo, CHFO) supradescritos, o dispositivo de terapia 60 pode ser adicionalmente configurado para fornecer formas adicionais de terapia respiratória. Por exemplo, e retornando à figura 1, o nebulizador 50 (figura 1) pode ser fluidicamente conectado (e, opcionalmente, desconectado) na entrada no paciente 36 para fornecer medicamento aerossolizado e outro tratamento ao paciente. Então, em relação ao dispositivo de terapia 60 exemplar da figura 2, o alojamento 62 pode formar ou incluir um orifício adicional (não mostrado) no qual o nebulizador 50 é fluidicamente conectado. Em algumas modalidades, o orifício do nebulizador é fornecido no bocal 86, ou adjacente a ele, de maneira tal que o fluxo do nebulizador seja diretamente ao paciente e não seja ativado pelo conjunto de válvula interruptora 64. Alternativamente, o orifício do nebulizador pode ser formado na placa de extremidade 69 ou em qualquer outro ponto ao longo do alojamento entre a placa de extremidade 69 e o bocal 86. Em outras modalidades, um ou mais dos orifícios de entrada 74a – 74c podem servir como um orifício do nebulizador. Em ainda outras modalidades, o nebulizador 50 pode incluir uma parte de conexão que é fisicamente anexada no bocal 86. Independente, ar nebulizado pode ser fornecido durante a operação do conjunto de válvula interruptora 64 (tanto no modo passivo quanto no modo ativo). Alternativamente, o dispositivo de terapia respiratória 60 pode ser configurado de maneira tal que, quando em um modo de operação do nebulizador, o conjunto de válvula interruptora 64 fique temporariamente “travado” de maneira tal que o corpo da válvula 80 não rotacione e os segmentos da placa de válvula 132, 134 não obstruam os orifícios de controle 78.

Alternativamente, ou além do mais, o dispositivo de terapia 60 pode ser adaptado para fornecer terapia CPAP (com ou sem tratamento por medicamento aerossolizado simultâneo), quando desejado, pela conexão fluídica da fonte de fluido pressurizado 48 (figura 1) em uma ou em ambas as entradas de suprimento no paciente 74a, 74b, ainda, novamente, “travando” o conjunto de válvula interruptora 64. Em particular, o conjunto de válvula interruptora 64 fica preso em uma posição travada, de acordo com o que o corpo da válvula 80 não rotaciona, e os orifícios de controle 78a, 78b não são obstruídos pelos segmentos da placa de válvula 132, 134 de maneira tal que fluxo de ar positivo ao paciente ocorra continuamente. Por exemplo, e em relação às figuras 5A e 8A, podem ser fornecidos um ou mais mecanismos que, quando atuados, desacoplam o primeiro eixo de acionamento 152 do primeiro corpo de lóbulo 150 (de forma que o eixo de acionamento 152 não rotacione com a rotação do corpo de lóbulo 150) e retêm o corpo da válvula 80 na posição “aberta” da figura 8A (por exemplo, imã, corpo que captura um ou ambos os segmentos da placa de válvula

132, 134, etc.). Ao longo destas mesmas linhas, o dispositivo 60 pode ser modificado para distribuir uma terapia CPAP com pressão básica constante com ou sem tratamento CHFO simultâneo. Por exemplo, o conjunto de válvula interruptora 64 pode ser configurado de maneira tal que o corpo da válvula 80 somente afete o fluxo do fluido proveniente da primeira entrada de suprimento 74a, enquanto que o fluxo de fluido proveniente da segunda entrada de suprimento 74b é continuamente suprido na entrada no paciente 70. Com esta abordagem, a segunda entrada de suprimento 74b fornece uma pressão básica específica (por exemplo, 5 cm de água) como terapia CPAP, enquanto que o conjunto de válvula interruptora 64 age sobre o fluxo de fluido da primeira entrada de suprimento 74a na criação de um efeito CHFO, da forma supradescrita. Neste aspecto, o conjunto de válvula interruptora 64 pode ser “travado” da forma supradescrita durante períodos em que a terapia CHFO não é desejada. Em uma ainda outra modalidade relacionada o dispositivo 60 pode ser configurado para fornecer um nível selecionável variável de CPAP. Por exemplo, pode ser incluído um mecanismo (não mostrado) que restringe parcialmente (em uma base contínua) a extremidade de entrada 114 (figura 4A) e/ou a extremidade de saída 116 (figura 4A) do(s) bico(s) 100, ou a entrada de suprimento 74 correspondente em uma extensão desejada (assim, indicando um nível de CPAP distribuída). Alternativamente, um vazamento controlado pode ser introduzido no sistema (por exemplo, um arranjo de orifício de alívio e válvula de controle correspondente que exaure até o ambiente podem ser fornecidos em uma ou em ambas as entradas no paciente 70 e/ou na primeira câmara 72). Ainda adicionalmente, uma ou ambas das entradas no paciente 74 podem ser seletivamente “ativadas” para fornecer terapia CPAP da forma supradescrita (ficando entendido que o nível de CPAP será maior quando o fluxo de fluido for fornecido através de ambas as entradas no paciente 74 se comparado com somente uma das entradas no paciente 74).

Em ainda outras modalidades, o dispositivo pode ser configurado para fornecer opcionalmente uma terapia PEP contínua no modo passivo. Em particular, o conjunto de válvula interruptora 64 fica “travado” em um estado aberto, da forma previamente descrita, e as entradas de suprimento 74 são desconectadas da fonte de fluido pressurizado 48 (figura 1). Em decorrência disto, os orifícios de controle 78 servem como restritores de fluxo ao ar exalado, assim, criando ou distribuindo o efeito PEP.

Independente se os modos de operação adicionais são fornecidos, o dispositivo de terapia 60 fornece uma notável vantagem em relação a desenhos anteriores por ser operável tanto no modo passivo quanto no modo ativo. Por exemplo, pode ser dado a um paciente o dispositivo de terapia 60 imediatamente após a cirurgia, após a admissão à instalação do profissional da saúde (por exemplo, hospital), etc., e pode-se instruir usar o dispositivo de terapia 60 no modo passivo. Isto permite que o paciente comece a receber tratamentos de terapia PEP oscilatória imediatamente. Subsequentemente, mediante observação (raios x,

sons respiratórios, análise sanguínea, etc.) pelo profissional da saúde de que uma terapia oscilatória mais agressiva é exigida para assistência na depuração da via aérea e/ou na expansão da via aérea, então, o dispositivo de terapia 60 pode ser conectado em uma fonte pressurizada (por exemplo, a fonte de fluido pressurizada 48 da figura 1) e comutado para o modo ativo. Depois do tratamento ativo, o terapeuta pode deixar o dispositivo de terapia 60 com um paciente para permitir que o paciente continue a terapia passiva sem a necessidade de o profissional da saúde estar presente. Em outras palavras, o paciente pode continuar a usar o mesmo dispositivo de terapia 60 em virtualmente qualquer local longe da instalação do profissional da saúde.

Embora o dispositivo de terapia respiratória 60 tenha sido descrito fornecendo modos de operação tanto passivo quanto ativo, em outras modalidades de acordo com a presente divulgação, princípios de operação similares podem ser empregados em um dispositivo somente passivo ou PEP oscilatória (que, normalmente, interage com a respiração do paciente). Por exemplo, uma modalidade alternativa do dispositivo de terapia respiratória 186 é mostrada de forma explodida na figura 9. O dispositivo de terapia 186 é similar em muitos aspectos ao dispositivo de terapia respiratória 60 (figura 2) supradescrito, e inclui um alojamento 188 (referenciado no geral) e um conjunto de válvula interruptora 190. O alojamento 188 inclui uma seção dianteira 192, uma placa intermediária 194, uma seção traseira 196 e uma placa de extremidade 198. O conjunto de válvula interruptora 190 inclui um ou mais orifícios de controle 200a, 200b, um corpo da válvula 202 e um mecanismo de acionamento 204. Da forma descrita com mais detalhes a seguir, o mecanismo de acionamento 204 rotaciona com o corpo da válvula 202 em resposta ao fluxo de ar exalado do paciente para obstruir ou fechar periodicamente os orifícios de controle 200a, 200b.

A seção dianteira 192 do alojamento 188 inclui um bocal afunilado 208 e forma ou define uma entrada no paciente 210, enquanto que a seção traseira 196 forma uma primeira câmara 212. A placa 194 separa a entrada no paciente 210 e a primeira câmara 212, e forma os um ou mais orifícios de controle 200a, 200b. Como com as modalidades anteriores, embora dois dos orifícios de controle 200a, 200b sejam mostrados, qualquer outro número, seja menor ou maior, também é aceitável. Independente, o fluxo de fluido entre a entrada no paciente 210 e a primeira câmara 212 é por meio do(s) orifício(s) de controle 200a, 200b.

A seção traseira 196 forma adicionalmente uma segunda câmara 220 e, em algumas modalidades, uma câmara de exaustão (escondida na vista da figura 9). A segunda câmara 220 é dimensionada para receber uma parte correspondente do mecanismo de acionamento 204 da forma descrita a seguir, e fica fluidicamente isolada da primeira câmara 212 por uma parede intermediária 222. Neste aspecto, e da forma mais bem mostrada na figura 10, a parede intermediária 222 forma uma passagem 224 através da qual o fluxo de fluido da primeira câmara 212 (figura 9) até a segunda câmara 220 (referenciada, no geral,

na figura 10) pode ocorrer. Além do mais, a parede intermediária 222 define os primeiro e segundo orifícios 226a, 226b dimensionados para receber componentes correspondentes do mecanismo de acionamento 204 da forma descrita a seguir. Finalmente, e retornando para a figura 9, a placa de extremidade 198 é adaptada para montagem na seção traseira 196 e serve para fechar a segunda câmara 220. Da forma mostrada, a placa de extremidade 198 pode formar ranhuras 228 dimensionadas para reter rotatoriamente componentes correspondentes do mecanismo de acionamento 204 da forma descrita a seguir.

O corpo da válvula 202 é similar ao corpo da válvula 80 (figura 2) supradescrito e, em algumas modalidades, inclui uma base 230, um primeiro segmento da placa de válvula 232 e um segundo segmento da placa de válvula 234. Os segmentos da placa de válvula 232, 234 são modelados e dimensionados de acordo com os orifícios de controle 200a, 200b de maneira tal que, quando alinhados, os segmentos da placa de válvula 232, 234 possam obstruir ou “bloquear” simultaneamente os orifícios de controle 200a, 200b. Independente, os segmentos da placa de válvula 232, 234 se estendem radialmente a partir da base 230, que é normalmente configurada para afixação em um componente correspondente do mecanismo de acionamento 204.

O mecanismo de acionamento 204 é semelhante a um conjunto soprador tipo roots invertido e inclui primeiro e segundo conjuntos de lóbulos 240, 242 e primeira e segunda engrenagens 244, 246. Cada um dos conjuntos de lóbulos 240, 242 inclui um corpo de lóbulo 250a, 250b coaxialmente montado, ou integralmente formado, em um eixo 252a, 252b, respectivamente. Por sua vez, os eixos 252a, 252b são montados, ou integralmente formados, em uma engrenagem respectiva das engrenagens 244 ou 246, com o corpo da válvula 202 sendo montado no eixo 252a do primeiro conjunto de lóbulos 240. Mediante montagem final, os corpos de lóbulo 250a, 250b fazem interface um com o outro em uma forma de malha, assim como o fazem as engrenagens 244, 246.

Em relação inicial à figura 11, a montagem do dispositivo de terapia respiratória 186 inclui a instalação dos corpos de lóbulo 250a, 250b / engrenagens 244, 246 na segunda câmara 220 definida pelo alojamento 188. Da forma mostrada, os eixos 252a, 252b se estendem da segunda câmara 220 e para o interior da primeira câmara 212. O corpo da válvula 202 é montado no eixo 252a do primeiro conjunto de lóbulos 240 (ou o eixo 252b do segundo conjunto de lóbulos 242) e, assim, fica localizado com a primeira câmara 212. A parede intermediária 222 serve para isolar fluidicamente as primeira e segunda câmaras 212, 220, exceto na passagem 224.

Então, a placa intermediária 194 e a seção dianteira 192 são montadas na seção traseira 196, da forma mostrada na figura 12 (ficando entendido que, em algumas modalidades, a seção dianteira 192 e a placa 194 podem ser integralmente formadas). Em particular, mediante montagem da seção dianteira 192 / placa 194, o corpo da válvula 202 fica associ-

ado com o(s) orifício(s) de controle 200a, 200b. Por exemplo, o corpo da válvula 202 fica posicionado de maneira tal que os segmentos da placa de válvula 232, 234 se alinhem seletivamente com os respectivos orifícios de controle 200a, 200b com a rotação do corpo da válvula 202. A figura 13A ilustra o dispositivo de terapia 186 em montagem final.

Um relacionamento dos vários componentes do dispositivo de terapia 186 é mais bem mostrado na vista seccional transversal da figura 13B. Uma vez mais, a entrada no paciente 210 fica fluidicamente conectada na primeira câmara 212 por meio dos orifícios de controle 200a, 200b (ficando entendido que somente o primeiro orifício de controle 200a está visível na figura 13B). O corpo da válvula 202 é mantido na primeira câmara 212 de maneira tal que os segmentos da placa de válvula 232, 234 (ficando entendido que somente o primeiro segmento da placa de válvula 232 é visto na vista da figura 13B) fiquem seletivamente alinhados com os orifícios de controle 200a, 200b para obstruir o fluxo de fluido entre a entrada no paciente 210 e a primeira câmara 212. A primeira câmara 212 fica fluidicamente conectada na segunda câmara 200 por meio da passagem 224. A segunda câmara 220 mantém os conjuntos de lóbulos 240, 242 (ficando entendido que somente o primeiro conjunto de lóbulos 240 está visível na vista da figura 13B). Adicionalmente a segunda câmara 220 fica fluidicamente conectada em uma câmara de exaustão 254 por meio de uma abertura de saída 256. A primeira câmara 212 também fica fluidicamente conectada na câmara de exaustão 254 por meio de um arranjo de orifício de alívio 258 no qual um conjunto de válvula 260 (por exemplo, uma válvula tipo guarda-chuva unidirecional) é montado. Finalmente, a câmara de exaustão 245 é aberta ao ambiente em uma saída de exaustão 262. Como um ponto de referência, a câmara de exaustão 254 serve para minimizar a oportunidade de uma ou de ambas as aberturas de saída 256 e/ou o arranjo do orifício de alívio 258 ser não intencionalmente obstruídos durante o uso. Entretanto, em outras modalidades, a câmara de exaustão 254 pode ser eliminada.

Durante o uso, a operação do conjunto de válvula interruptora 190 inclui os conjuntos de lóbulos 240, 242 que rotacionam em resposta ao fluxo de ar que entra na segunda câmara 220, da forma descrita com mais detalhes a seguir. A rotação do primeiro conjunto de lóbulos 240 faz com que o corpo da válvula 202 rotacione similarmente, assim, movendo periodicamente os segmentos da placa de válvula 232, 234 em alinhamento e fora de alinhamento com os orifícios de controle 200a, 200b correspondentes, criando um efeito PEP oscilatória na entrada no paciente 210 à medida em que o paciente exala.

Por exemplo, em relação às figuras 14A e 14B, o bocal 208 (ou outro componente anexado no bocal 208, tal como um conector de nebulizador) é colocado na boca do paciente (não mostrada) e o paciente realiza um ciclo respiratório através da entrada no paciente 210. Durante a fase inspiratória, ar ambiente entra facilmente na entrada no paciente 210 por meio de um arranjo de orifício de alívio 266, cujo fluxo é controlado por uma estrutura de

válvula unidirecional 268 (tal como uma válvula tipo guarda-chuva). Durante a fase expiratória, o ar exalado do paciente é direcionado através da entrada no paciente 210 e na direção da placa 194. Com o arranjo do corpo da válvula 202 em relação aos orifícios de controle 200a, 200b das figuras 14A e 14B, os segmentos da placa de válvula 232, 234 não ficam alinhados com os orifícios de controle 200a, 200b de maneira tal que o ar exalado do paciente flua da entrada no paciente 210 através dos orifícios de controle 200a, 200b e para o interior da primeira câmara 212. Este padrão de fluxo é representado pelas setas nas figuras 14A e 14B. O fluxo de ar na primeira câmara 212 flui através da passagem 224 e para o interior da segunda câmara 220 e, então, interage com os conjuntos de lóbulos 240, 242. Em particular, o fluxo de ar na segunda câmara 220 faz com que os conjuntos de lóbulos 240, 242 rotacionem, com o fluxo de ar, então, saindo da segunda câmara 220 (na abertura de saída 256 da figura 14A) até a câmara de exaustão 254. Então, o ar na câmara de exaustão 254 é exaurido até o ambiente por meio da saída de exaustão 262.

Da forma mostrada nas figuras 14A e 14B, a estrutura de válvula 260 controla o fluxo de fluido através do arranjo de orifício de alívio 258 entre a primeira câmara 212 e a câmara de exaustão 254. Em algumas modalidades, a estrutura de válvula 260 é uma válvula de desvio unidirecional com uma pressão da abertura ou do desvio pré-determinada. Com isto em mente, contanto que o fluxo de ar na primeira câmara 212 fique abaixo da pressão da abertura da estrutura de válvula 260, a estrutura de válvula 260 permanece fechada, de maneira tal que todo o ar flua para o interior da segunda câmara 220, da forma supradescrita. Entretanto, quando a pressão na primeira câmara 212 estiver acima da pressão da abertura da estrutura de válvula 260, a estrutura de válvula 260 “abrirá” e permitirá que uma parte do ar na primeira câmara 212 desvie da segunda câmara 220 / conjuntos de lóbulos 240, 242 e flua diretamente para o interior da câmara de exaustão 254 por meio do arranjo de orifício de alívio 258. Desta maneira, a queda de pressão através da segunda câmara 220 permanece aproximadamente igual à pressão da abertura da estrutura de válvula 260.

Com a rotação dos conjuntos de lóbulos 240, 242 em resposta ao ar exalado que entra na segunda câmara 220, faz-se com que o corpo da válvula 202 rotacione. Considerando exemplos nos quais o corpo da válvula 202 fica inicialmente alinhado com os orifícios de controle 200a, 200b (e, assim, pode impedir o fluxo de ar desejado para o interior da segunda câmara 200 suficiente para iniciar a rotação dos conjuntos de lóbulos 240, 242), pode ser fornecido dispositivo (não mostrado) pelo qual um usuário pode auto-atuar o movimento do corpo da válvula 282, pode ser fornecido um conduíte com válvula que conecta fluidicamente de forma direta a entrada no paciente 210 com a segunda câmara 220, etc. Independentemente, os segmentos da placa de válvula 232, 234 ficarão periodicamente alinhados com um respectivo orifício de controle 200a, 200b mostrado, por exemplo, nas figuras 15A e 15B. Quando assim alinhados, o ar exalado do paciente na entrada no paciente 210 é substanci-

almente impedido de passar através dos orifícios de controle 200a, 200b. Em decorrência disto, é gerada uma contrapressão na entrada no paciente 210 que, por sua vez, é transmitida ao paciente. Este fluxo de ar é representado pelas setas nas figuras 15A e 15B. Em virtude de o corpo da válvula 202 ser, essencialmente, rotacionando continuamente em resposta ao ar exalado, esta contrapressão é criada em uma base periódica ou oscilatória. Em outras palavras, “pulsos” de contrapressão são estabelecidos na entrada no paciente 210, com a contrapressão sendo “liberada” da entrada no paciente 210 à medida em que os segmentos da placa de válvula 232, 234 se movem para longe dos orifícios de controle 200a, 200b. Em algumas modalidades, o dispositivo de terapia respiratória 186 é configurado de maneira tal que, em uma vazão de 10 Lpm em 100 Pa, o fluxo de ar exalado acione o conjunto de válvula interruptora 190 para criar 15 pulsos por segundo nos orifícios de controle 200a, 200b, com os pulsos de pressão ficando em aproximadamente 3.000 Pa. Em vazões acima de 10 Lpm, a estrutura de válvula 260 abrirá e poderá tremular para manter a pressão na entrada do mecanismo de acionamento 204. Em modalidades relacionadas, a estrutura de válvula 260 é configurada para estabelecer fluxo de até 20 Lpm em 100 Pa que, substancialmente, mantém a contrapressão desejada na entrada no paciente 210 e uma velocidade rotatória constante na faixa de 10 Lpm – 30 Lpm. Entretanto, alternativamente, o dispositivo de terapia respiratória 186 pode ser configurado para exibir inúmeras características de desempenho diferentes daquelas supradescritas.

Uma outra modalidade do dispositivo de terapia respiratória 280 é mostrada, no geral, na figura 16, e tem construção similar à do dispositivo 60 (figura 2) supradescrito. Em particular, o dispositivo 280 inclui um alojamento 282 e um conjunto de válvula interruptora 284. O alojamento 282 é semelhante ao alojamento 62 (figura 2, supradescrita) e define, no geral, uma entrada no paciente 286, uma primeira câmara 288, uma segunda câmara 290 e entradas de suprimento 292 (uma das quais é mostrada na figura 16). Se comparado com o alojamento 62, as primeira e segunda câmaras 288, 290 são fluidicamente isoladas de forma permanente uma da outra (isto é, a fenda 106 (figura 4A) não é fornecida). O conjunto de válvula interruptora 284 é semelhante ao conjunto de válvula interruptora 64 (figura 2) e inclui orifícios de controle 294 (um dos quais é mostrado) entre a entrada no paciente 286 e a primeira câmara 288, um corpo da válvula 296 e um mecanismo de acionamento 298.

Em termos gerais, o dispositivo 280 opera uma configuração “somente ativa”, de acordo com o que as capacidades de desconectar a fonte de fluido pressurizado 48 (figura 1) das entradas de suprimento 292 e de realizar uma terapia PEP oscilatória passiva manual não são fornecidas. Entretanto, terapia CHFO (e, opcionalmente, CPAP) é alcançada da forma previamente descrita de uma maneira que representa uma notável melhoria em relação aos dispositivos CHFO existentes. Por exemplo, o dispositivo 280 pode ser diretamente conectado em virtualmente qualquer fonte de fluido pressurizado e ainda fornecer terapia

CHFO (isto é, uma unidade “acionadora” separada não é exigida, uma vez que o próprio dispositivo 280 modifica o fluxo de entrada de fluido com pressão constante para o interior do fluxo oscilatório no paciente). Similarmente, e diferente dos desenhos existentes, o dispositivo 280 pode ser modificado da forma supradescrita em relação ao dispositivo 60 (figura 2) para fornecer modos de operação adicionais, tais como distribuição de medicamento aerossolizado, CPAP, etc., separada ou simultaneamente ao tratamento CHFO.

Em uma ainda outra modalidade alternativa, o dispositivo de terapia respiratória 300 de acordo com os princípios da presente divulgação é mostrado na figura 17. O dispositivo de terapia respiratória 300 inclui um alojamento 302 (referenciado no geral) e um conjunto de válvula interruptora 304. O alojamento 302 inclui, no geral, uma parte externa do alojamento 306 e uma parte interna do alojamento 308 que combinam para definir uma primeira câmara 310 (referenciada, no geral, na figura 17 em relação à parte externa do alojamento 306) e uma entrada no paciente 312. O conjunto de válvula interruptora 304 inclui um corpo da válvula 314, um mecanismo de acionamento 316 e um orifício de controle 318. Detalhes sobre os vários componentes são fornecidos a seguir. Entretanto, em termos gerais, em montagem final, o corpo da válvula 314 é seletivamente associado com o orifício de controle 318 (normalmente formado pela parte interna do alojamento 308). O mecanismo de acionamento 316 controla seletivamente o movimento do corpo da válvula 314 a favor e contra o orifício de controle 318, por exemplo, em resposta ao ar exalado por um paciente durante uma fase expiratória de um ciclo respiratório, para estabelecer uma contrapressão periódica na entrada no paciente 312. Por sua vez, esta contrapressão fornece uma terapia PEP oscilatória ao paciente.

A parte externa do alojamento 306 é cilíndrica e é dimensionada para receber e manter a parte interna 308. Em relação adicional à figura 18A, a parte externa do alojamento 306 define uma primeira extremidade 320, uma segunda extremidade 322 e uma seção intermediária 324. A primeira extremidade 320 forma uma passagem 326 com um diâmetro ou dimensão principal comensurável com aqueles de um segmento correspondente da parte interna do alojamento 308 de maneira tal que, em montagem, a parte externa 306 e a parte interna 308 fiquem fluidicamente vedadas na primeira extremidade 320. Inversamente, a segunda extremidade 322 forma uma abertura 328 com um diâmetro ou dimensão principal maior do que uma dimensão correspondente da parte interna do alojamento 308 (e quaisquer outros componentes anexados a ela). Com esta configuração, o alojamento 302 fica fluidicamente aberto ao ambiente na segunda extremidade 322. Finalmente, o segmento intermediário 324 define similarmente um diâmetro ou dimensão principal maior do que aquele da parte interna do alojamento 308 para definir a primeira câmara 310 entre a parte interna do alojamento 308 e o segmento intermediário 304 da parte externa do alojamento 306.

Em algumas modalidades, a parte interna do alojamento 308 inclui um bocal 330 e um tubo 332. O bocal 330 é adaptado para colocação conveniente na boca de um paciente (ou montagem no componente separado (por exemplo, uma parte de conexão do nebulizador) que, por sua vez, é adaptado para colocação na boca de um paciente) e, assim, pode ter, em algumas modalidades, uma forma tipo oval mostrada na figura 17. Independente, o bocal 330 é conectado no tubo 332, com os componentes combinando para definir a entrada no paciente 312 na forma de uma passagem contínua.

O tubo 332 pode assumir uma variedade de diferentes construções e inclui ou define uma seção proximal 334 e uma seção distal 336. Da forma mostrada nas figuras 17 e 18A, o tubo 332 inclui um ressalto exterior 338 na seção proximal 334. Da forma descrita com mais detalhes a seguir, o ressalto 338 serve como um suporte ou fulcro para o mecanismo de acionamento 316 em montagem final. Independente, o orifício de controle 318 é formado na seção distal 336, ou adjacente a ela, e estabelece uma conexão fluídica entre a entrada no paciente 312 e a câmara 310. Então, embora mostrado como parte da parte interna do alojamento 308, o orifício de controle 318 é efetivamente parte do conjunto de válvula interruptora 304.

Além do orifício de controle 318, o conjunto de válvula interruptora 304 inclui o corpo da válvula 314 e o mecanismo de acionamento 316, da forma mostrada na figura 18A. Em algumas modalidades, o corpo da válvula 314 é um disco com uma dimensão e forma comensuráveis com uma dimensão e forma do orifício de controle 318 (por exemplo, o corpo da válvula 314 pode ter as mesmas dimensões de forma do orifício de controle 318, ou pode ser maior ou menor do que o orifício de controle 318). Em algumas modalidades, o disco do corpo da válvula 314 é dimensionado para ser ligeiramente maior do que o orifício de controle 318 para mais bem alcançar uma obstrução seletiva mais completa do orifício de controle 318. Da forma mais bem mostrada na figura 18B, o disco do corpo da válvula 314 define primeira e segunda superfícies principais opostas 340, 342. Com a modalidade da figura 18B, a primeira superfície 340 é chata. Entretanto, em outras modalidades, a primeira superfície 340 pode assumir uma forma diferente, tais como hemisférica, cônica, etc. Independentemente, a primeira superfície 340 é configurada para, no geral, casar com uma superfície exterior 344 da parte interna do alojamento 308 na qual o orifício de controle 318 é definido.

Retornando para a figura 18A, em algumas modalidades, o mecanismo de acionamento 316 é semelhante a um balancim ou outro dispositivo tipo cantiléver, e inclui uma extremidade dianteira 350 e uma extremidade traseira 352. A extremidade traseira 350 é afixada no corpo da válvula 314, enquanto que a extremidade traseira 352 é adaptada para montagem no ressalto 338 da parte interna do alojamento 308. Da forma descrita a seguir, o mecanismo de acionamento 316 serve como um balancim em cantiléver e, assim, exibe uma rigidez desejada para deflexão cíclica repetida.

Finalmente, e da forma mostrada nas figuras 17 – 18B, em algumas modalidades, o dispositivo de terapia respiratória 300 inclui adicionalmente um conjunto de válvula 354 montado na parte interna do alojamento 308. O conjunto de válvula 354 pode assumir uma variedade de configurações, e pode ser semelhante a uma válvula unidirecional (por exemplo, válvula de retenção tipo chapeleta ou tipo guarda-chuva). Assim, em algumas modalidades, o conjunto de válvula 354 inclui uma armação 356 que forma uma ou mais aberturas 358, juntamente com uma estrutura de válvula 360 que obstrui seletivamente as aberturas 358. Com esta configuração, o conjunto de válvula 354 permite o fluxo de ar ambiente para o interior do tubo 332 / entrada no paciente 312, mas restringe ou impede o fluxo de ar para fora do tubo 332 / entrada no paciente 312.

A montagem do dispositivo de terapia respiratória 300 inclui afixação do conjunto de válvula 354 na seção distal 336 da parte interna do alojamento 308. A extremidade traseira 352 do balancim do mecanismo de acionamento 316 é montada (por exemplo, soldada, ligada, etc.) no ressalto 338 da parte interna do alojamento 308. Da forma mostrada na figura 18A, em montagem, o balancim do mecanismo de acionamento 316 é substancialmente reto, e posiciona ou alinha o corpo da válvula 314 no orifício de controle 318, ou “sobre” ele.

Então, no estado neutro ou de repouso da figura 18A, o corpo da válvula 314 fica em proximidade altamente imediata em relação ao orifício de controle 318 para restringir evidentemente o fluxo de fluido através do orifício de controle 318. Em algumas modalidades, e da forma mais bem mostrada na figura 18B, o mecanismo de acionamento 316 é configurado de maneira tal que, com o balancim do mecanismo de acionamento 316, no estado neutro ou de repouso, uma pequena folga 362 seja estabelecida entre o corpo da válvula 314 e a superfície exterior 344 da parte interna do alojamento 308 (normalmente definindo o orifício de controle 318). Um tamanho da folga 362 indica um nível de queda na pressão na entrada no paciente 312, com uma dimensão da folga 362 tendo um relacionamento invertido com a queda na pressão na entrada no paciente 312. Com isto em mente, em algumas modalidades, a folga 362 é menor do que 2,54 milímetros (0,1 polegada) e, em outras modalidades, menor do que 2,032 milímetros (0,08 polegada) e, em ainda outras modalidades, menor do que 1,016 milímetros (0,04 polegada). Entretanto, alternativamente, outras dimensões também são aceitáveis, incluindo a eliminação da folga 362. Por exemplo, surpreendentemente, descobriu-se que, quando o orifício de controle 318 tiver um diâmetro na ordem de 7,112 milímetros (0,28 polegada), o corpo da válvula 314 for um disco com um diâmetro na ordem de 9,144 milímetros (0,36 polegada) e uma massa de 11,6 gramas, em que o balancim do mecanismo de acionamento 316 é formado em aço inoxidável e tem um comprimento da ordem de 6,35 centímetros (2,5 polegadas), é alcançada uma queda na pressão / resposta desejadas do dispositivo de terapia respiratória 300 em vazão de 20 Lpm com uma dimensão da folga 362 sendo de 0,2794 milímetro (0,011 polegada). Em particular, em al-

gumas modalidades, o dispositivo de terapia respiratória 300 exibiu uma queda na pressão em vazão de 20 Lpm na faixa de 100 – 2.500 Pa.

Durante o uso, o dispositivo de terapia 300 é fornecido a um paciente juntamente com instruções sobre orientação desejada durante o uso. Neste aspecto, e em algumas modalidades, o dispositivo de terapia 300 fornece desempenho ideal quando o orifício de controle 318 ficar espacialmente posicionado em um “lado” do dispositivo de terapia 300 segurado por um paciente. A forma oval ou retangular do bocal 330 fornece ao paciente um sinal visual desta orientação desejada. Embora o dispositivo de terapia 300 possa operar quando espacialmente orientado de maneira tal que o orifício de controle 318 fique voltado para “baixo” (por exemplo, nas orientações das figuras 18A e 18B) ou “para cima”, uma orientação ereta pode ser mais bem considerada em relação aos efeitos da gravidade durante a operação do conjunto de válvula interruptora 304.

Não obstante o exposto, a operação do dispositivo de terapia 300 é descrita em relação às figuras 19A e 19B, com o dispositivo de terapia 300 em uma orientação normalmente “para baixo” para facilidade de ilustração. Entretanto, entende-se que, em outras modalidades, preferivelmente, o dispositivo de terapia 300 é espacialmente segurado por um paciente de maneira tal que o orifício de controle 318 / corpo da válvula 314 fique em um “lado” do dispositivo de terapia segurado (isto é, na página das figuras 19A e 19B). Com isto em mente, depois da inserção do bocal 330 (ou outro componente montado no bocal 330) na boca do paciente, o paciente realiza múltiplos ciclos respiratórios. Durante a fase inspiratória, o fluxo de ar ambiente entra facilmente na entrada no paciente 312 por meio da abertura 358 / conjunto de válvula 354. Durante a fase expiratória, o ar exalado do paciente é forçado através da entrada no paciente 312 e na direção da seção distal 336 do tubo 332. O conjunto de válvula 354 impede que o ar exalado saia do tubo 332 por meio das aberturas 358. Em vez disto, o fluxo de ar exalado é direcionado ao orifício de controle 328 e através dele. O fluxo de ar que sai do orifício de controle 318 exerce uma força sobre o corpo da válvula 314 em uma direção para longe do tubo 332 (e, assim, para longe do orifício de controle 318), da forma mostrada pelas setas na figura 19A. O balancim do mecanismo de acionamento 316 deflexiona para permitir o movimento do corpo da válvula 314 em resposta à força, pivotando no ressalto 338. À medida em que o corpo da válvula 314 se move para longe do orifício de controle 318, a pressão cai na entrada no paciente 312, e o fluxo de ar prossegue até a câmara 310 e, então, até o ambiente por meio da abertura 328.

O balancim do mecanismo de acionamento 316 é configurado para defletir somente em uma extensão limitada em resposta às forças esperadas no corpo da válvula 314 (isto é, pressões do fluxo de ar esperadas no orifício de controle 318 em conjunto com a fase expiratória da respiração de um paciente adulto) e, assim, resiste a movimento visível do corpo da válvula 314 para longe do orifício de controle 318. Além do mais, à medida em que o cor-

po da válvula 314 é adicionalmente espaçado do orifício de controle 318, a força colocada sobre o corpo da válvula 314 pelo fluxo de ar / pressão do orifício de controle 318 diminui inerentemente em função de uma maior área da folga 362. Em um ponto de deflexão máxima (figura 19A), um atributo tipo mola do balancim do mecanismo de acionamento 316 força subsequentemente o corpo da válvula 314 de volta na direção do orifício de controle 318, de maneira tal que o corpo da válvula 314 novamente obstrua mais evidentemente o fluxo de ar através do orifício de controle 318. Em última análise, o balancim do mecanismo de acionamento 316 retorna à posição quase neutra da figura 19B na qual o corpo da válvula 314 fecha substancialmente o orifício de controle 318, e uma contrapressão é novamente estabelecida na entrada no paciente 312. Então, a força presente no corpo da válvula 314 aumenta, fazendo com que o balancim do mecanismo de acionamento 315 deflexione novamente da forma supradescrita. O movimento cíclico do conjunto de válvula interruptora 304 continua por toda a fase expiratória, desse modo, criando uma contrapressão de ocorrência periódica na entrada no paciente 312. Por sua vez, o paciente passa por um tratamento PEP oscilatória, com o ar exalado pelo paciente servindo como a força de entrada exclusiva no balancim do mecanismo de acionamento 316.

Embora o dispositivo de terapia respiratória 300 tenha sido descrito em conjunto com um conjunto de válvula interruptora 304 ressonador tipo cantiléver, em outras modalidades, uma configuração diferente pode ser empregada. Por exemplo, a figura 20 ilustra esquematicamente uma modalidade alternativa do conjunto de válvula interruptora 370 em conjunto com um tubo 372 que normalmente forma uma entrada no paciente 373 e um orifício de controle 374. Como um ponto de referência, o tubo 372 da figura 20 é semelhante ao tubo 332 da figura 18A. Independente, o conjunto de válvula interruptora 730 emprega um arranjo tipo oscilante e inclui um corpo da válvula 376 e um mecanismo de acionamento 378. Neste aspecto, o mecanismo de acionamento 378 inclui um braço 380, um suporte 382 e um dispositivo de predisposição 384.

O braço 380 mantém o corpo da válvula 376 e é montado a pivô no suporte 382 em um ponto pivô 386. O braço 380 inclui um primeiro lado 388, no qual o corpo da válvula 376 é formado ou afixado, e um segundo lado oposto 390. Da forma mostrada, o segundo lado 390 é configurado para fornecer massa adicional para deslocar uma massa do corpo da válvula 376. Independente, o suporte 382 mantém o braço 380 a pivô e pode ser montado no tubo 372, ou formado como parte dele.

O dispositivo de predisposição 384 exerce uma força de predisposição sobre o corpo da válvula 376 oposta ao orifício de controle 374. Em algumas modalidades, o dispositivo de predisposição 384 é uma mola espiral presa em uma primeira extremidade 392 no corpo da válvula 376 / braço 380 e, em uma segunda extremidade oposta 394, em uma estrutura de suporte 396 (desenhada, no geral, na figura 20). Como um ponto de referência, em al-

gumas modalidades, a estrutura de suporte 396 pode ser formada pela parte externa do alojamento 306 (figura 18A), ou fornecida como parte dela.

Independente de construção exata, o conjunto de válvula interruptora 370 fornece um arranjo tipo oscilante equilibrado, com o dispositivo de predisposição 384 servindo como um elemento de enrijecimento. Durante o uso, o corpo da válvula 376 limita o fluxo de ar proveniente da entrada no paciente 373 / orifício de controle 374, com a distância ou folga entre o corpo da válvula 376 e o orifício de controle 374 (e, assim, a resistência ao fluxo de ar expiratório) sendo ciclicamente indicadas pelo dispositivo de predisposição 384. Uma vez mais, à medida em que o corpo da válvula 376 se aproxima do orifício de controle 374, uma contrapressão é criada na entrada no paciente 373 (em conjunto com o fluxo de ar contínuo proveniente do paciente durante a fase expiratória da respiração). Então, com este arranjo, uma terapia PEP oscilatória pode ser distribuída, com o conjunto de válvula interruptora 370 operando independente de uma orientação espacial do dispositivo de terapia respiratória / alojamento correspondente. Embora não mostrado(s), um(s) orifício(s) adicional(s) do nebulizador pode(m) ser fornecido(s) com o alojamento 302, ou formado(s) por ele, através do(s) qual(s) o medicamento aerossolizado pode ser distribuído ao paciente.

Uma ainda outra modalidade do conjunto de válvula interruptora 400 é esquematicamente mostrada nas figuras 21A e 21B. Da forma mais bem mostrada na figura 21B, o conjunto de válvula interruptora 400 fica associado com um tubo 402, que é semelhante ao tubo 332 (figura 18A) supradescrito, e normalmente define uma entrada no paciente 404 e um orifício de controle 406.

Tendo em mente as convenções expostas, o conjunto de válvula interruptora 400 inclui o orifício de controle 406, um corpo da válvula 408, e um mecanismo de acionamento 410. Uma vez mais, o corpo da válvula 408 é dimensionado e modelado de acordo com a dimensão e forma do orifício de controle 406, da forma previamente descrita (por exemplo, idêntico, ligeiramente maior, ligeiramente menor, etc.). Com a modalidade das figuras 21A e 21B, o mecanismo de acionamento 410 é semelhante ao sistema massa-mola proporcional e inclui um volante 412 e um dispositivo de predisposição 414. O volante 412 é rotatoriamente montado em relação ao tubo 402, por exemplo, por um fuso 416. Por exemplo, da forma mostrada na figura 21A, o fuso 416 pode ser montado ou preso em várias superfícies 418a, 418b fornecidas com um alojamento (não mostrado) do dispositivo de terapia correspondente. Independente, o volante 412 pode rotacionar livremente.

O dispositivo de predisposição 414 define uma primeira extremidade 420 e uma segunda extremidade 422. A primeira extremidade 420 fica presa no corpo da válvula 408, enquanto que a segunda extremidade 422 fica presa no volante 412, por exemplo, por um dedo 424 mostrado na figura 21A. Em algumas modalidades, o dispositivo de predisposição 414 é uma mola linear, mas, em outras modalidades, pode tomar outras formas, tal como

uma mola de torção espiral.

Independente de construção exata, durante o uso, o corpo da válvula 408 serve para restringir o fluxo de ar proveniente da entrada no paciente 404 através do orifício de controle 406. Neste aspecto, um nível de resistência ao fluxo de ar (e, assim, contrapressão criada na entrada no paciente 404 durante a fase expiratória do circuito respiratório de um paciente) é em função de uma folga 426 (figura 21B) entre o corpo da válvula 408 e o orifício de controle 406. Por sua vez, o mecanismo de acionamento 410 indica um tamanho e dimensão desta folga. Em particular, à medida em que o ar exalado é direcionado através do orifício de controle 406, o corpo da válvula 408 é forçado para longe do orifício de controle 406, com o dispositivo de predisposição 414 fornecendo uma resistência à força do fluxo de ar colocada sobre o corpo da válvula 408. Adicionalmente, à medida em que o corpo da válvula se move para longe do orifício de controle 406, a força é convertida sobre o dispositivo de predisposição 414 e, então, sobre o volante 412. Em decorrência disto, o volante 412 rotaciona ligeiramente (por exemplo, no sentido anti-horário em relação à orientação da figura 21B). Em um certo ponto, uma força elástica do dispositivo de predisposição 414 supera uma força do fluxo de ar através do orifício de controle 406, de maneira tal que o dispositivo de predisposição 414 force o corpo da válvula 408 de volta na direção do orifício de controle 406. Neste aspecto, o volante 412 serve como um guia para o movimento do corpo da válvula 408, garantindo que o corpo da válvula 408 se mova de volta na direção do alinhamento com o orifício de controle 406. Então, desta maneira, uma contrapressão periódica é criada na entrada no paciente 404, assim, efetuando uma terapia PEP oscilatória no paciente durante a fase expiratória da respiração do paciente.

Embora o dispositivo de terapia respiratória 300 (figura 17), juntamente com os vários conjuntos de válvula interruptora 370 (figura 20), 400 (figuras 21A, 21B), tenha sido descrito no contexto de um dispositivo somente passivo (por exemplo, fornecendo terapia PEP oscilatória em resposta à respiração exalada pelo paciente), em outras modalidades, configurações de desenho similares podem ser empregadas para fornecer um dispositivo de terapia respiratória que pode operar tanto em um modo passivo (por exemplo, PEP oscilatória) quanto em um modo ativo (por exemplo, CHFO). Por exemplo, a figura 22 ilustra uma outra modalidade alternativa do dispositivo de terapia respiratória 440 de acordo com aspectos da presente invenção. O dispositivo de terapia respiratória 440 é altamente similar ao dispositivo de terapia respiratória 300 (figura 17) supradescrito, e inclui um alojamento 442 e um conjunto de válvula interruptora 444 que inclui um primeiro subconjunto de válvula interruptora 446 e um segundo subconjunto de válvula interruptora 448. Uma vez mais, o alojamento 442 inclui uma parte externa 450 e uma parte interna 452 que combinam para definir uma câmara 454. A parte interna 452 inclui um bocal 456 e um tubo 458 que combinam para definir uma entrada no paciente 460. Adicionalmente, o tubo 458 forma um primeiro orifício

de controle 462 que conecta fluidicamente a entrada no paciente 460 e a câmara 454. Neste aspecto, o primeiro subconjunto de válvula interruptora 446 é semelhante ao conjunto de válvula interruptora 304 (figura 17) supradescrito e fornece contrapressão oscilatória na entrada no paciente 460 em resposta ao ar exalado. Em outras palavras, o primeiro subconjunto de válvula interruptora 446 opera da forma supradescrita, estabelecendo a terapia PEP oscilatória.

Além do exposto, o alojamento 442 inclui uma entrada de suprimento 464 que se estende da parte interna do alojamento 452 e exteriormente a partir da parte externa do alojamento 450. A entrada de suprimento 464 é configurada para conexão fluídica em uma fonte externa de fluido pressurizado (não mostrada, mas semelhante à fonte de fluido pressurizado 48 da figura 1), e é fluidicamente conectada em um segundo orifício de controle 466 formado pelo tubo 458, ou nele conectado.

Tendo o exposto em mente, o segundo subconjunto de válvula interruptora 448 é semelhante ao primeiro subconjunto de válvula interruptora 446 e inclui o segundo orifício de controle 446, um corpo da válvula 468 e um mecanismo de acionamento 470. O corpo da válvula 468 tem uma dimensão e forma comensuráveis com uma dimensão e forma do segundo orifício de controle 466, de maneira tal que o corpo da válvula 468 possa obstruir o fluxo de fluido através do segundo orifício de controle 466. Embora não mostrados, vários arranjos de orifício de alívio e estruturas de válvula relacionadas podem ser adicionalmente incluídos em conjunto com o segundo subconjunto de válvula interruptora 448, para garantir que pressão adequada seja alcançada para produzir pulso de pressão / volume desejados, e/ou para arraste do ar ambiente.

Em algumas modalidades, o mecanismo de acionamento 470 é um balancim alongado com uma primeira extremidade 472 e uma segunda extremidade 474. A primeira extremidade 472 mantém o corpo da válvula 468, enquanto que a segunda extremidade 474 é configurada para montagem em um ressalto interior 476 que, em algumas modalidades, é formado ou fornecido pelo tubo 458.

Então, em montagem final, o corpo da válvula 468 / mecanismo de acionamento 470 ficam interiormente posicionados no tubo 458, com o corpo da válvula 468 ficando alinhado com o segundo orifício de controle 466. Durante o uso, fluxo de ar positivo é estabelecido na entrada no paciente 460, com o fluxo de fluido sendo direcionado ao segundo orifício de controle 466. O segundo subconjunto de válvula interruptora 448 opera para interromper periodicamente o fluxo de fluido através do segundo orifício de controle 466 e para o interior da entrada no paciente 460. Em particular, e da forma supradescrita, o balancim do mecanismo de acionamento 470 move o corpo da válvula 468 de uma maneira cíclica em relação ao segundo orifício de controle 466, desse modo, criando uma obstrução variável ao fluxo de fluido para o interior da entrada no paciente 460. Assim, durante a operação em um

modo ativo (isto é, quando o dispositivo de terapia 440 for conectado na fonte de fluido pressurizado 48 da figura 1), o dispositivo de terapia respiratória 440 fornece tratamento CHFO ao paciente durante o ciclo respiratório do paciente (incluindo a fase inspiratória). Inversamente, o dispositivo de terapia 440 pode ser desconectado da fonte de fluido pressurizado (e a entrada de suprimento 464 fluidicamente fechada) e opera no modo passivo para fornecer terapia PEP oscilatória. Embora não mostrado, o dispositivo de terapia 440 pode incorporar recursos adicionais que facilitam o uso do dispositivo de terapia 440 para distribuir medicamento aerossolizado, terapia CPAP (constante ou variável), etc., da forma supra-descrita em relação ao dispositivo 60 (figura 2). Ainda adicionalmente, o dispositivo de terapia 440 pode ser modificado para servir como um dispositivo "somente ativo", por exemplo, pela eliminação do primeiro subconjunto de válvula interruptora 446.

Uma ainda outra modalidade alternativa do dispositivo de terapia respiratória 500 é mostrada nas figuras 23A e 23B. O dispositivo de terapia respiratória 500 inclui um alojamento 502 (referenciado no geral) e um conjunto de válvula interruptora 504 (referenciado no geral). Detalhes sobre os vários componentes são fornecidos a seguir. Entretanto, em termos gerais, o alojamento 502 mantém o conjunto de válvula interruptora 504, e forma uma entrada no paciente 506 fluidicamente conectada em uma câmara 508 por meio de um orifício de controle 510. O conjunto de válvula interruptora 504 inclui um conjunto de válvula 512 e um mecanismo de acionamento 514 (referenciado no geral). Durante o uso, o mecanismo de acionamento 514 move o corpo da válvula 512 em relação ao orifício de controle 510 de maneira tal que o corpo da válvula 512 restrinja variavelmente o fluxo de ar através do orifício de controle 510. Desta maneira, uma contrapressão pulsada é criada na entrada no paciente 506, desse modo, distribuindo uma terapia PEP oscilatória.

O alojamento 502 inclui uma parte externa 520, uma parte interna 522 e um corpo de orifício 524. A parte externa 520 fornece uma armação exterior contornada para manuseio conveniente do dispositivo de terapia 500 por um usuário, e mantém os seus vários componentes.

A parte interna do alojamento 522 inclui um bocal 526 e um tubo 528. O bocal 526 é dimensionado e modelado para colocação conveniente na boca de um paciente (ou montagem em um componente separado adaptado para colocação na boca de um paciente, tal como uma parte conectora do nebulizador), e pode ser integralmente formado com o tubo 528. Independente, o bocal 526 e o tubo 528 combinam para definir a entrada no paciente 506 através da qual o fluxo de ar até o paciente ocorre diretamente. Neste aspecto, o tubo 528 se estende do bocal 526 até um lado traseiro 530.

Em relação adicional à figura 24, o corpo de orifício 524 é montado ou formado como parte do tubo 528 no seu lado traseiro 530. O corpo de orifício 524 inclui um aro 532 e uma parede 534. Da forma mais bem mostrada na figura 24, o orifício de controle 510 é for-

mado na parede 534. Além do mais, a parede 534 forma um arranjo de orifício de alívio 536, que consiste em uma ou mais aberturas 538. O arranjo de orifício de alívio 536 mantém uma estrutura de válvula 540 que normalmente permite o fluxo de ar através das aberturas 538 em somente uma única direção. Independente, o aro 532 forma uma fenda 542 que é adja-
 5 cente ao orifício de controle 510. Com esta configuração, um corpo inserido através da fenda 542 pode obstruir seletivamente todo ou parte do orifício de controle 510.

Retornando às figuras 23A e 23B, o corpo da válvula 512 é dimensionado para inserção deslizável na fenda 542 e inclui um segmento dianteiro 544 e um segmento traseiro 546. O segmento dianteiro 544 é dimensionado para instalação deslizável na fenda 542 e,
 10 em algumas modalidades, tem uma forma afunilada. Independente, o segmento traseiro 546 é configurado para anexação em componentes correspondentes do mecanismo de acionamento 514 descrito a seguir.

Com a modalidade das figuras 23A e 23B, o mecanismo de acionamento 514 é configurado para operar como um ressonador EMF e inclui um sistema ressonador 548
 15 (composto por um balancim 550 e um conjunto micromotor 552), sistema de circuitos de controle 554, um atuador 556 e uma fonte de alimentação 558. Em termos gerais, a fonte de alimentação 558 energiza o conjunto micromotor 552. Em resposta a um usuário estimular o atuador 556, o sistema de circuitos 554 ativa o micromotor 552 que, por sua vez, faz com que o balancim 550 ressoe, em algumas modalidades, em uma frequência natural do ba-
 20 lancim. Independente, o balancim 550 vibra, fazendo com que o corpo da válvula anexado 512 se mova em relação ao orifício de controle 510.

O balancim 550 é relativamente fino e é formado por um material rígido. Em algumas modalidades, o balancim 550 é formado por aço que, normalmente, exibe baixas características de amortecimento. Alternativamente, outros materiais, tais como plástico, cerâmica, etc., também podem ser empregados. Por exemplo, quando o balancim 550 for formado
 25 por aço, ele pode ter uma espessura da ordem de 0,254 milímetro (0,01 polegada). Quando diferentes materiais forem empregados, uma espessura nominal do balancim 550 pode ser aumentada ou diminuída.

Da forma descrita com mais detalhes a seguir, durante o uso, o balancim 550 é su-
 30 jeito a uma força vibratória, fazendo com que uma parte de avanço 560 deste ressoe (enquanto que uma parte de fuga 562 é mantida estacionária). Com isto em mente, em algumas modalidades, o balancim 550 é construído (por exemplo, em termos de material e dimensões) para não somente encaixar em uma zona de projeção desejada da parte externa do alojamento 520, mas para também exibir uma frequência natural acima de um nível dese-
 35 jado de maneira tal que, quando o conjunto micromotor 552 e o corpo da válvula 512 forem anexados na seção dianteira 560, a frequência natural resultante do sistema ressonador 548 se aproxime de uma frequência natural desejada. Por exemplo, em algumas modalidades,

uma frequência natural desejada do sistema ressonador 548 (na seção dianteira 560 do balancim 550) é de aproximadamente 15 Hz. Então, na ausência de uma massa do conjunto micromotor 552 e do corpo da válvula 512, o balancim 550 exibe, em algumas modalidades, uma frequência natural bem acima de 15 Hz (por exemplo, na ordem de 40 – 80 Hz). Então, com uma massa do corpo da válvula 512 e o conjunto micromotor 552 em mente, massa adicional pode ser adicionada no balancim 550 para “fazer o ajuste fino” da frequência natural geral do sistema ressonador 548 em aproximadamente 15 Hz. Certamente, em outras modalidades, também são aceitáveis outras frequências exibidas pelo balancim 550 sozinho e/ou em conjunto com o conjunto micromotor 552 e o corpo da válvula 512.

Da forma mais bem mostrada na figura 23A, o conjunto micromotor 552 inclui um micromotor de velocidade variável 570 que rotaciona em eixo de saída 572. Uma massa desequilibrada 574 é montada no eixo de saída 572. Então, com esta configuração, a operação do conjunto micromotor 552 gera uma carga de força vibratória na frequência operacional. O micromotor 570 pode assumir uma ampla variedade de formas e, em algumas modalidades, o micromotor é um motor de escovas de corrente contínua (CC), adaptado para rotacionar o eixo de saída 572 em uma velocidade rotatória proporcional à tensão de entrada suprida no micromotor 570. Por exemplo, o micromotor 570 pode ser semelhante a um micromotor usado em aplicação de telefone celular para gerar uma força vibratória, por exemplo, um micromotor fabricado por Maduchi Motor Co., com o nome comercial Modelo RF-J2WA. Independente, o micromotor 570 é eletronicamente conectado no sistema de circuitos 554 que, por sua vez, regula o suprimento de tensão ao micromotor 557 proveniente da fonte de alimentação 558.

Em algumas modalidades, o sistema de circuitos 554 é um chip de controle ou placa de circuito adaptado para regular a tensão aplicada no micromotor 570, e limita corrente no micromotor 570 com base no deslocamento e frequência do corpo da válvula 512 / balancim 550. Neste aspecto, o sistema de circuitos de controle 554 é adaptado para monitorar o balancim 550, visualizando efetivamente o balancim 550 como um capacitor. Com esta abordagem, pode ser feita uma medição tanto do deslocamento quanto da frequência. Mais particularmente, a medição da frequência pode ser usada para controlar a tensão de saída no micromotor 570 e manter uma velocidade desejada, embora a medição do deslocamento possa ser usada para alterar a velocidade do micromotor 570, para evitar chegar a paradas “definitivas” no balancim 550. Como um ponto de referência, se o balancim 550 chegar a uma parada “definitiva”, o balancim 550 irá parar de oscilar e exigirá tempo para recuperar as corretas aberturas e frequência de válvula. Uma configuração esquemática exemplar do sistema de circuitos de controle 554 é fornecida na figura 25. Entretanto, entende-se que esta é somente uma configuração aceitável.

Retornando às figuras 23A e 23B, o atuador 556 é configurado para estimular o sis-

tema de circuitos de controle 554 para iniciar ou interromper a distribuição de energia ao micromotor 570. Neste aspecto, o atuador 556 pode assumir uma variedade de formas e, em algumas modalidades, é um botão ou corpo similar que se projeta a partir da parte externa do alojamento 520. Alternativamente, o atuador 565 pode assumir uma variedade de outras formas, por exemplo, um sensor baseado em membrana, atuador sem fios, etc.

Finalmente, a fonte de alimentação 558 fornece energia apropriada ao micromotor 570 e ao sistema de circuitos de controle 554. Em algumas modalidades, a fonte de alimentação 558 é conduzida em um compartimento 576 do alojamento 502 e pode assumir qualquer forma apropriada (por exemplo, uma ou mais baterias).

O dispositivo de terapia respiratória 500 é mostrado em formas montadas nas figuras 26A e 26B. Em particular, o corpo da válvula 512 é montado na seção dianteira 560 do balancim 550 de maneira tal que o segmento dianteiro 544 se estenda para longe do balancim 550. O conjunto micromotor 552 é montado no segmento traseiro 546 do corpo da válvula 512 da forma mais bem mostrada na figura 26A. Neste aspecto, embora o segmento traseiro 546 seja adaptado para receber o conjunto micromotor 552, em outras modalidades, o conjunto micromotor 552 pode ser montado diretamente no balancim 550.

O corpo do orifício 524 é acoplado no lado traseiro 530 do tubo 528 de maneira tal que a parede 534 se estenda através do tubo 528. Da forma mostrada, na figura 26A, a estrutura de válvula unidirecional 540 é montada no arranjo de orifício de alívio 536 para controlar o fluxo de fluido através das aberturas 538.

Então, o balancim 550 é montado no alojamento 502 de maneira tal que a seção traseira 562 seja afixada em relação ao alojamento 502, e o corpo da válvula 512 se estende de forma deslizável na fenda 542 do corpo do orifício 524. Da forma mais bem mostrada na figura 26B, em um estado natural do balancim 550, o segmento dianteiro 544 do corpo da válvula 512 obstrui parcialmente o orifício de controle 510. Adicionalmente, e da forma mais bem mostrada na figura 26A, uma pequena folga 582 (referenciada no geral) é estabelecida entre o corpo da válvula 512 e a parede 534 do corpo do orifício 524 (e, assim, do orifício de controle 510).

A fonte de alimentação 558 é montada no alojamento 502 da forma mostrada, e é eletricamente conectada no sistema de circuitos de controle 554 e no micromotor 570, por exemplo, por meio de fiação (não mostrada). O sistema de circuitos de controle 554, bem como o atuador 556, são similarmente montados no alojamento 502.

Durante o uso, o conjunto micromotor 552 é operado para ressonar o balancim 550 e, assim, o corpo da válvula 512. Da forma indicada anteriormente, em algumas modalidades, o sistema ressonador 548 (isto é, o balancim 550, o micromotor 552 e o corpo da válvula 512) é construído para exibir uma frequência de ressonância natural que se aproxima de uma frequência desejada do movimento do corpo da válvula 512 em relação ao orifício de

controle 510. Pela excitação do sistema ressonador 548 (e, assim, do balancim 550) na frequência natural selecionada, a força e função de entrada podem ser menores do que a força exigida para defletir o balancim 550 sozinho, assim, resultando em menores exigências de energia. Assim, à medida em que o conjunto de motor 552 vibra, o balancim 550 ressona, fazendo com que o corpo da válvula 512 se mova contra e a favor (por exemplo, para cima e para baixo em relação à orientação da figura 26B) em relação ao orifício de controle 510. Como tal, com a ressonância do balancim 550, o corpo da válvula 512 “abre” e obstrui seletivamente o orifício de controle 510 de uma maneira oscilante.

Independente se o micromotor 570 estiver energizado, durante a fase inspiratória do circuito respiratório de um paciente, o ar ambiente entra facilmente na entrada no paciente 506 por meio do arranjo de orifício de alívio 536. Durante a fase expiratória (e com ativação apropriada do mecanismo de acionamento 514 por meio do atuador 556), o mecanismo de acionamento 514 faz com que o corpo da válvula 512 abra e feche o orifício de controle 510 de uma maneira oscilante. Por exemplo, e em relação à figura 27A, à medida em que o balancim 550 ressona para baixo (em relação à orientação da figura 27A), essencialmente, o corpo da válvula 512 fecha o orifício de controle 510 de maneira tal que o fluxo de ar exalado na entrada no paciente 506 não possa fluir através do orifício de controle 510. Em decorrência disto, uma contrapressão é criada na entrada no paciente 506. Inversamente, e da forma mostrada na figura 27B, à medida em que o balancim 550 ressona para cima (em relação à orientação da figura 27B), o corpo da válvula 512 é radialmente deslocado do orifício de controle 510 de maneira tal que o fluxo de ar na entrada no paciente 506 passe facilmente através do orifício de controle 510 e para o interior da câmara 508 (e, assim, seja exaurido para o ambiente). Neste aspecto, o sistema de circuitos de controle 554 opera para regular o suprimento de energia ao conjunto de motor 570 para ressonar consistentemente o balancim 550 em uma frequência desejada (por exemplo, 15 Hz). Independente, a contrapressão periódica criada na entrada no paciente 506 (e dela liberada) durante a fase expiratória do circuito respiratório do paciente efetua um tratamento PEP oscilatória para o paciente. Em outras modalidades, um ou mais orifício(s) do nebulizador (não mostrado(s)) pode(m) ser fornecido(s) com o alojamento 502, ou formado(s) por ele, para facilitar a distribuição de medicamento aerossolizado ao paciente. Similarmente, uma parte de conexão no nebulizador (não mostrada) pode ser fluidicamente conectada, alinhada ao bocal 526.

Embora o dispositivo de terapia respiratória 500 tenha sido descrito operando ou fornecendo somente um modo passivo (por exemplo, PEP oscilatória), em outras modalidades, características de desenho similares podem ser empregadas no fornecimento de um dispositivo de terapia capaz de operar tanto em um modo passivo bem como em um modo ativo (por exemplo, CHFO). Por exemplo, a figura 28 ilustra uma outra modalidade do dispositivo de terapia respiratória 600 que é altamente similar ao dispositivo de terapia 500 (figura

22A) supradescrito. Mais particularmente, o dispositivo de terapia respiratória 600 inclui o alojamento 502 e os componentes do conjunto de válvula interruptora 504 da forma supra-descrita, bem como uma entrada de suprimento 602. A entrada de suprimento 602 é adaptada para conexão fluídica em uma fonte externa de fluido pressurizado (não mostrada, mas semelhante à fonte de fluido pressurizada 48 da figura 1), e termina em uma extremidade de bico 604. Da forma mostrada, a extremidade de bico 604 direciona fluxo de fluido da entrada de suprimento 602 na direção do orifício de controle 510. Adicionalmente, uma posição da extremidade de bico 604 em relação a um exterior do alojamento 502 permite o arraste do ar ambiente para o interior do fluxo de fluido proveniente da extremidade de bico 604. Válvulas adicionais (não mostradas) podem ser opcionalmente fornecidas para impedir ocorrências de respirações compactas.

Em um modo de operação passivo (isto é, a entrada de suprimento 602 é desconectada da fonte de fluido pressurizado), o dispositivo de terapia 600 opera da forma supra-descrita (por exemplo, durante a fase expiratória do ciclo respiratório do paciente, o mecanismo de acionamento 514 ressona o corpo da válvula 512 em relação ao orifício de controle 510 para estabelecer uma contrapressão periódica na entrada no paciente 506 no fornecimento de terapia PEP oscilatória). Em um modo de operação ativo, o fluxo de fluido positivo é forçado através da entrada de suprimento 602 e direcionado pela extremidade de bico 604 na direção do orifício de controle 510. Em conjunto com o suprimento forçado de fluxo de ar, o mecanismo de acionamento 514 novamente faz com que o corpo da válvula 512 ressoe em relação ao orifício de controle 510, assim, interrompendo ciclicamente o fluxo de fluido da extremidade de bico 604 através do orifício de controle 510 e, assim, para o interior da entrada no paciente 506. Assim, no modo de operação ativo, o dispositivo de terapia respiratória 600 opera para fornecer tratamento CHFO ao paciente durante a íntegra de um ciclo respiratório (incluindo pelo menos a fase inspiratória da respiração). Embora não mostrado, o dispositivo de terapia 600 pode incorporar recursos adicionais que facilitam o seu uso para distribuir medicamento aerossolizado, terapia CPAP, etc. da forma supradescrita em relação ao dispositivo 60 (figura 2). Ainda adicionalmente, o dispositivo de terapia 600 pode ser modificado para servir como um dispositivo "somente ativo", por exemplo, pelo fornecimento de um arranjo de válvula de exaustão entre o bocal 506 e o orifício de controle 510.

O dispositivo de terapia respiratória da presente invenção fornece uma notável melhoria em relação aos desenhos anteriores. Em algumas modalidades, é fornecido um dispositivo de terapia respiratória independente que pode operar em um modo passivo e em um modo ativo. No modo passivo, o dispositivo de terapia efetua um tratamento PEP oscilatória no paciente e, em muitas modalidades, o faz exclusivamente em resposta à respiração exalada do paciente. No modo de operação ativo, uma fonte externa de fluido pressurizado

é conectada no dispositivo, com o dispositivo afetando independentemente o fluxo de fluido proveniente da fonte externa para fornecer tratamento CHFO. Diferente das configurações existentes, modalidades da presente divulgação que fornecem um modo de operação ativo podem ser conectadas em virtualmente qualquer fonte de fluido pressurizado (por exemplo, fonte de parede regulada ou não regulada, compressor doméstico, tanque de oxigênio, um interruptor ou “acionador” de fluxo mecânico / pneumático, sistema ventilador independente, etc.). Neste aspecto, quando conectado em um interruptor / acionador de fluxo existente que, normalmente, gera fluido pressurizado de forma pulsada, o acionador pode fornecer a capacidade de “adaptar” a terapia real distribuída a um paciente em particular. Em ainda outras modalidades, o dispositivo de terapia respiratória fornece terapia passiva (por exemplo, PEP oscilatória) de uma maneira não previamente considerada. Em ainda outras modalidades, um melhor dispositivo de terapia “somente ativo” é fornecido. Adicionalmente, com qualquer uma das modalidades, terapias adicionais podem ser fornecidas, tais como CPAP e/ou tratamentos com nebulizador.

Embora a presente invenção tenha sido descrita em relação às modalidades preferidas, versados na técnica percebem que mudanças podem ser feitas na forma e detalhes sem fugir do espírito e do escopo da presente invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo para fornecer terapia respiratória a um paciente durante pelo menos uma parte do circuito respiratório de um paciente, incluindo uma fase inspiratória e uma fase expiratória, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o dispositivo compreende:

5 um alojamento que inclui uma entrada no paciente, uma saída de exaustão, uma primeira câmara fluidicamente disposta entre a entrada no paciente e saída de exaustão, e uma primeira entrada de suprimento de fluido pressurizado; e

 um conjunto de válvula interruptora associado com o alojamento e incluindo um orifício de controle que conecta fluidicamente a entrada no paciente e a primeira câmara, e um
10 corpo da válvula adaptado para obstruir seletivamente o fluxo de fluido através do orifício de controle;

 em que o dispositivo é adaptado para:

 operar em um primeiro modo passivo, no qual não ocorre o fluxo de fluido até a primeira entrada de suprimento de fluido pressurizado e o conjunto de válvula interruptora
15 interage com ar exalado para criar um efeito de pressão expiratória positiva oscilatória durante a fase expiratória, e

 operar em um segundo modo ativo, no qual ocorre o fluxo de fluido até a entrada de suprimento de fluido pressurizado e o conjunto de válvula interruptora interage com o fluxo de fluido para criar um efeito de oscilação em alta frequência contínua.

20 2. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui uma pluralidade de orifícios de controle, e o corpo da válvula é configurado para obstruir seletivamente os respectivos orifícios de controle.

 3. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui adicionalmente um eixo de acionamento rotatório que mantém o corpo da válvula de maneira tal que a rotação do eixo de acionamento
25 faça com que o corpo da válvula obstrua seletivamente o orifício de controle.

 4. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui adicionalmente um mecanismo de acionamento para rotacionar o eixo de acionamento.

30 5. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o mecanismo de acionamento inclui primeiro e segundo corpos de lóbulo.

 6. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 5, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o alojamento inclui adicionalmente uma segunda câmara adjacente à primeira câmara, e em que os corpos de lóbulo são mantidos na segunda câmara.

35 7. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 6, **CARACTERIZADO** pelo fato de que as primeira e segunda câmaras são fluidicamente conectadas por uma abertura de maneira tal que o fluxo de fluido da primeira câmara até a segunda câmara aja sobre os corpos

de lóbulo para ocasionar sua rotação.

8. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 7, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que a segunda câmara forma uma abertura de saída fluidicamente conectada na saída de exaustão.

5 9. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 7, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o alojamento forma adicionalmente um arranjo de orifício de alívio na primeira câmara, separado do orifício de controle, o dispositivo incluindo adicionalmente uma estrutura de válvula que controla o fluxo de fluido através do arranjo de orifício de alívio de maneira tal que, quando uma pressão de fluido na primeira câmara exceder um nível pré-determinado, a
10 estrutura de válvula abra fluidicamente o arranjo do orifício de alívio.

10. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 9, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o alojamento forma adicionalmente uma câmara de exaustão que define uma saída de exaustão e fica fluidicamente conectada na primeira câmara por meio do arranjo de alívio.

11. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 10, **CHARACTERIZADO** pelo fato de
15 que a câmara de exaustão fica fluidicamente conectada na segunda câmara por meio de uma abertura de saída.

12. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que a primeira entrada de fluido pressurizado fica fluidicamente conectada na primeira câmara.

20 13. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 12, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o dispositivo inclui adicionalmente um bico com um lado de entrada fluidicamente aberto para a primeira entrada de fluido pressurizado, e um lado de saída fluidicamente aberto para o orifício de controle, e em que adicionalmente o corpo da válvula é móvel entre o lado de saída do bico e o orifício de controle para obstruir seletivamente o fluxo de fluido do lado de
25 saída do bico até o orifício de controle.

14. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 13, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui adicionalmente um eixo de acionamento que conduz o corpo da válvula de maneira tal que, com a rotação do eixo de acionamento, o corpo da válvula cubra seletivamente o orifício de controle, e um mecanismo de acionamento para rotacionar o eixo de acionamento.

30 15. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 14, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o alojamento forma adicionalmente uma segunda câmara na qual pelo menos uma parte do mecanismo de acionamento é mantida, uma segunda entrada de suprimento de fluido pressurizado fluidicamente conectável em uma fonte de fluido pressurizado, e em que adicionalmente o dispositivo é adaptado de maneira tal que, no modo ativo, o fluxo de fluido da
35 segunda entrada de suprimento de fluido pressurizado até a segunda câmara acione o mecanismo de acionamento.

16. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 15, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o mecanismo de acionamento inclui primeiro e segundo corpos de lóbulo mantidos na segunda câmara.

5 17. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 16, **CARACTERIZADO** pelo fato de que compreende adicionalmente:

uma placa disposta entre as primeira e segunda câmaras, a placa formando uma passagem que conecta fluidicamente as primeira e segunda câmaras; e

dispositivo de controle associado com a passagem para abrir e fechar seletivamente a passagem.

10 18. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o dispositivo é configurado de maneira tal que:

no modo passivo, um nível do efeito de pressão expiratória positiva oscilatória seja em função de um esforço respiratório do paciente; e

15 no modo ativo, um nível do efeito de oscilação em alta frequência contínua seja independente do esforço respiratório do paciente.

19. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o alojamento forma adicionalmente um arranjo de orifício de alívio de inalação, e o dispositivo inclui adicionalmente uma estrutura de válvula unidirecional montada no arranjo de orifício de alívio de inalação para permitir o fluxo de ar ambiente para o interior da entrada
20 no paciente durante a fase inspiratória.

20. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui adicionalmente um mecanismo de travamento para travar seletivamente o corpo da válvula em uma posição aberta na qual o orifício de controle é aberto de maneira tal que o dispositivo seja operável em um terceiro modo contínuo no qual o fluxo de fluido passivo positivo até a entrada de suprimento de fluido pressurizado ocorre para criar um efeito de pressão positiva contínua na via aérea.
25

21. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui adicionalmente um mecanismo de acionamento para controlar uma posição do corpo da válvula em relação ao orifício de controle, o mecanismo de acionamento incluindo um balancim em cantiléver.
30

22. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 21, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o mecanismo de acionamento inclui adicionalmente um motor vibratório montado em uma extremidade de avanço do balancim.

23. Método para fornecer terapia respiratória a um paciente durante pelo menos uma parte do ciclo respiratório de um paciente, incluindo uma fase inspiratória e uma fase expiratória, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o método compreende:

fornecer um dispositivo de terapia respiratória que inclui:

um alojamento que inclui uma entrada no paciente, uma saída de exaustão, e uma entrada de suprimento de fluido pressurizado, e

um conjunto de válvula interruptora para interromper seletivamente o fluxo de fluido até a entrada no paciente;

5 acoplar fluidicamente a fonte de fluido pressurizado na entrada de suprimento de fluido pressurizado;

administrar terapia de oscilação em alta frequência contínua ao paciente por meio do dispositivo de terapia, enquanto em um modo de operação ativo;

10 descontinuar o fluxo de fluido da fonte de fluido pressurizado até a entrada de suprimento de fluido pressurizado;

estimular o paciente para realizar repetidamente o ciclo respiratório de um paciente;

e

administrar terapia de pressão expiratória positiva oscilatória no paciente por meio do dispositivo, enquanto em um modo de operação passivo.

15 24. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o modo de operação passivo é composto por um nível de terapia de pressão expiratória positiva oscilatória que é em função de um esforço respiratório do paciente.

25. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o modo de operação ativo é composto por um nível de terapia de oscilação em alta frequência contínua que é independente de um esforço respiratório do paciente.

20 26. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o conjunto de válvula interruptora inclui pelo menos um orifício de controle que conecta fluidicamente a entrada no paciente com uma câmara, um corpo da válvula que obstrui seletivamente o orifício de controle, e um mecanismo de acionamento que controla uma posição
25 do corpo da válvula em relação ao orifício de controle, e em que adicionalmente a administração de terapia de pressão expiratória positiva oscilatória inclui atuar o mecanismo de acionamento em resposta ao fluxo de ar expiratório do paciente.

27. Método, de acordo com a reivindicação 26, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o mecanismo de acionamento inclui primeiro e segundo conjuntos de lóbulo, o primeiro conjunto de lóbulos mantendo o corpo da válvula, e em que adicionalmente administrar terapia
30 de pressão expiratória positiva oscilatória inclui fluxo de ar expiratório do paciente que faz com que os conjuntos de lóbulos rotacionem.

28. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a entrada de suprimento de fluido pressurizado é fluidicamente conectada no conjunto de
35 válvula interruptora, e o conjunto de válvula interruptora inclui pelo menos um orifício de controle que conecta fluidicamente a entrada no paciente com uma câmara, um corpo da válvula que obstrui seletivamente o orifício de controle, e um mecanismo de acionamento que

controla uma posição do corpo da válvula em relação ao orifício de controle, e em que adicionalmente administrar terapia oscilatória em alta frequência contínua inclui fluxo de fluido proveniente da fonte de fluido pressurizado atuando o mecanismo de acionamento.

29. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que
5 compreende adicionalmente:

selecionar um modo de operação do dispositivo antes de administrar uma terapia.

30. Método, de acordo com a reivindicação 29, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que
o dispositivo inclui adicionalmente uma aba de controle que abre e fecha seletivamente uma
abertura fluidicamente entre a entrada no paciente e a saída de exaustão, em que adicio-
10 nalmente selecionar um modo de operação inclui mudar uma posição da aba de controle em
relação à abertura.

31. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que
compreende adicionalmente:

travar o conjunto de válvula interruptora em um estado aberto;

15 acoplar fluidicamente a fonte de fluido pressurizado na entrada de suprimento de
fluido pressurizado; e

administrar terapia de pressão expiratória positiva contínua ao paciente por meio do
dispositivo em um modo de operação CPAP.

32. Método, de acordo com a reivindicação 31, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que
20 o modo de operação CPAP compreende o conjunto de válvula interruptora permanecendo
estacionário.

33. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que
o dispositivo inclui adicionalmente um orifício nebulizador fluidicamente acoplado na entrada
no paciente fluidicamente entre uma extremidade de entrada da entrada no paciente e o
25 conjunto de válvula interruptora, em que o método compreende adicionalmente:

acoplar fluidicamente um nebulizador no orifício do nebulizador; e

suprir fluido aerossolizado no paciente durante pelo menos um do modo de opera-
ção ativo e do modo de operação passivo.

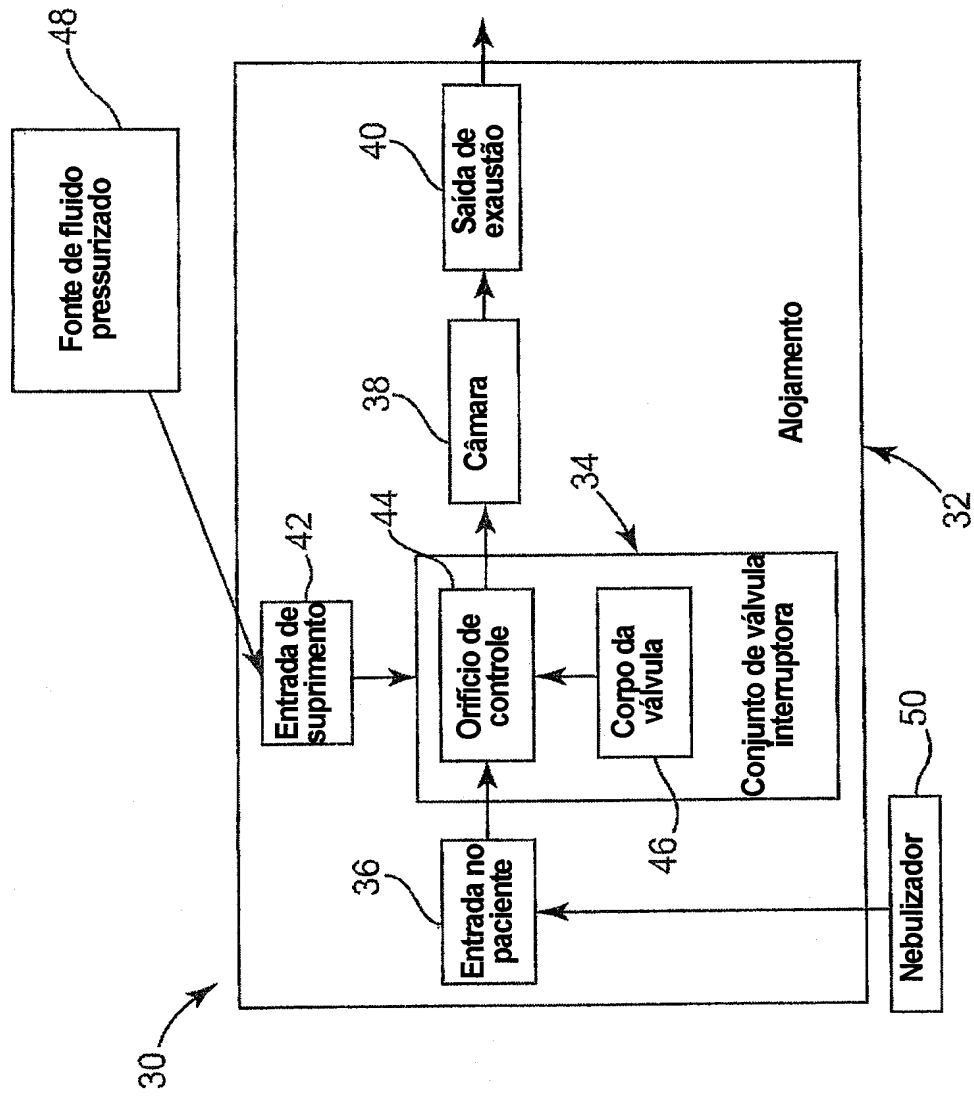


Fig. 1

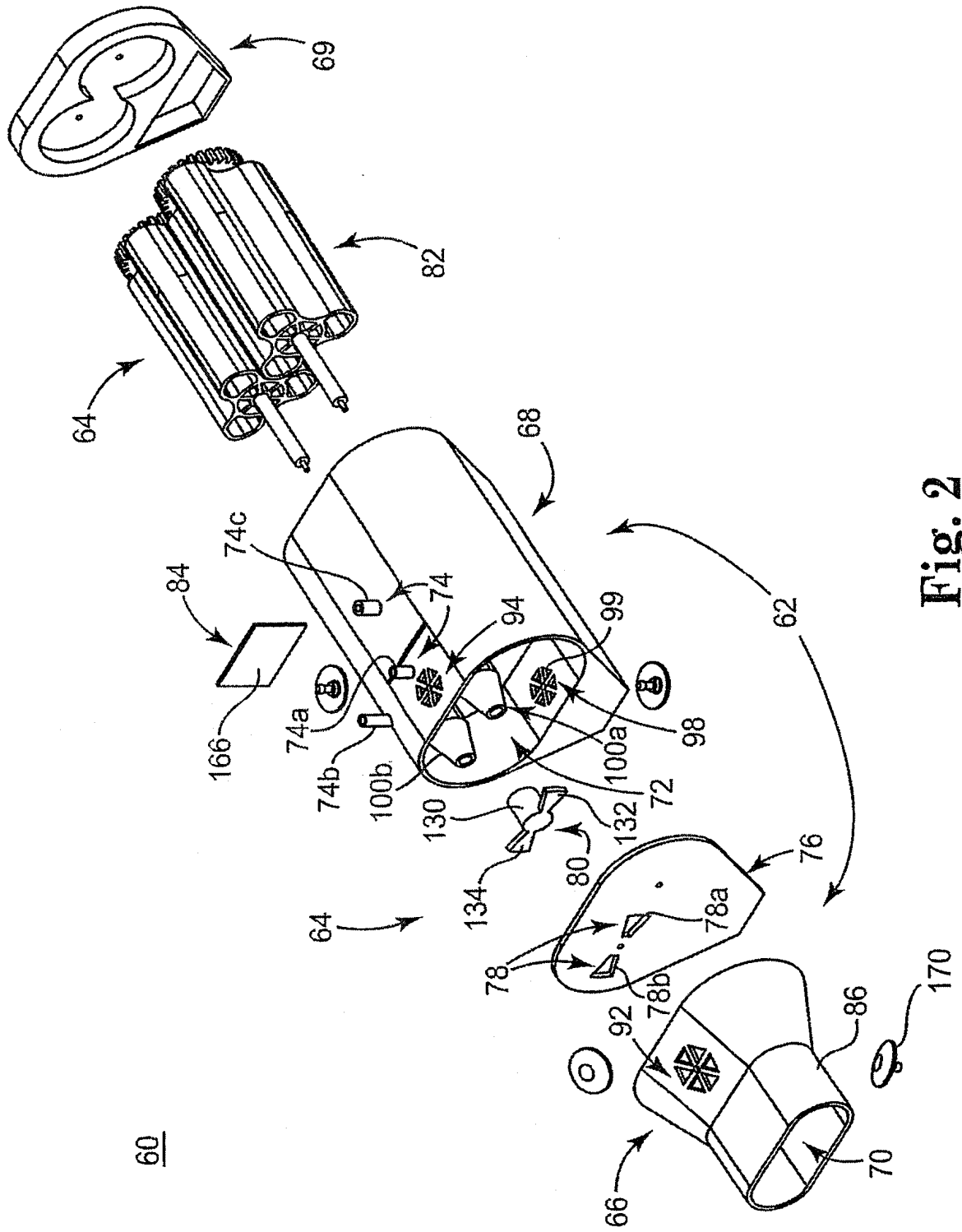
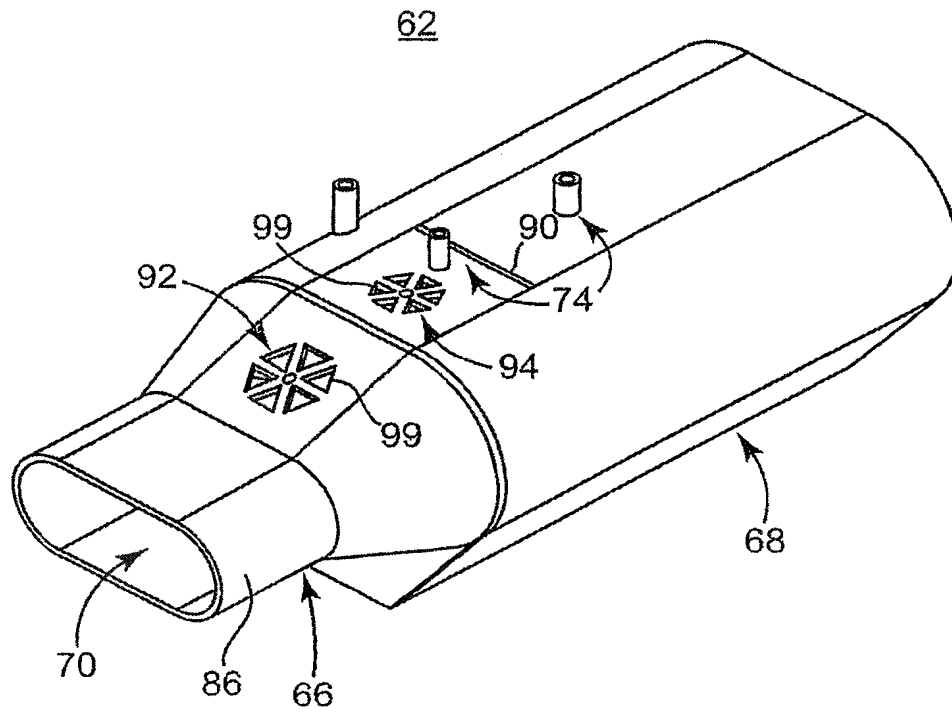
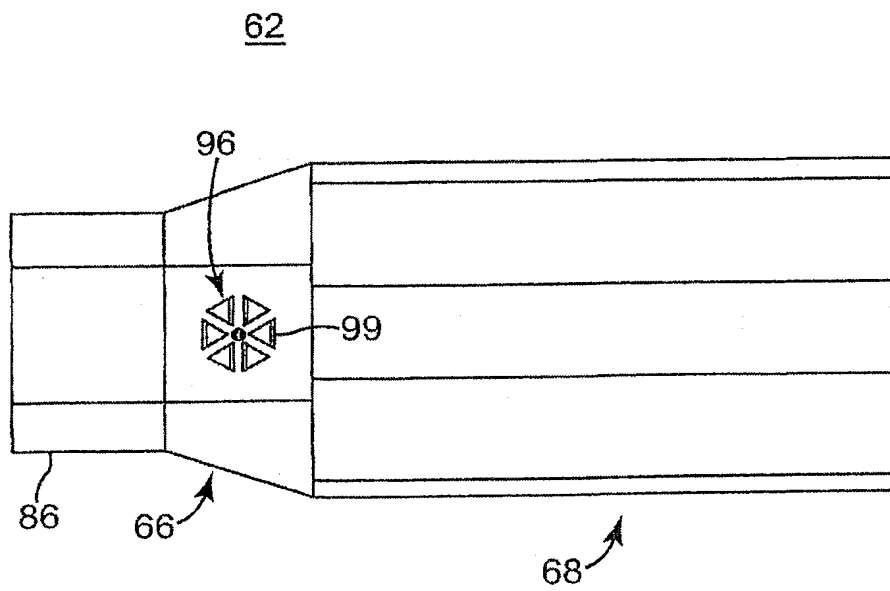


Fig. 2

**Fig. 3A****Fig. 3B**

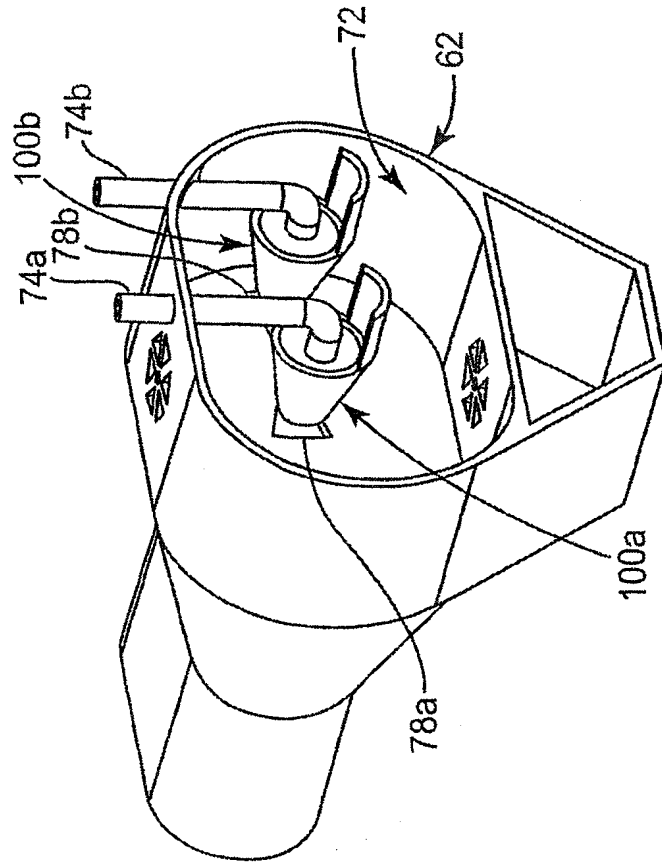


Fig. 4B

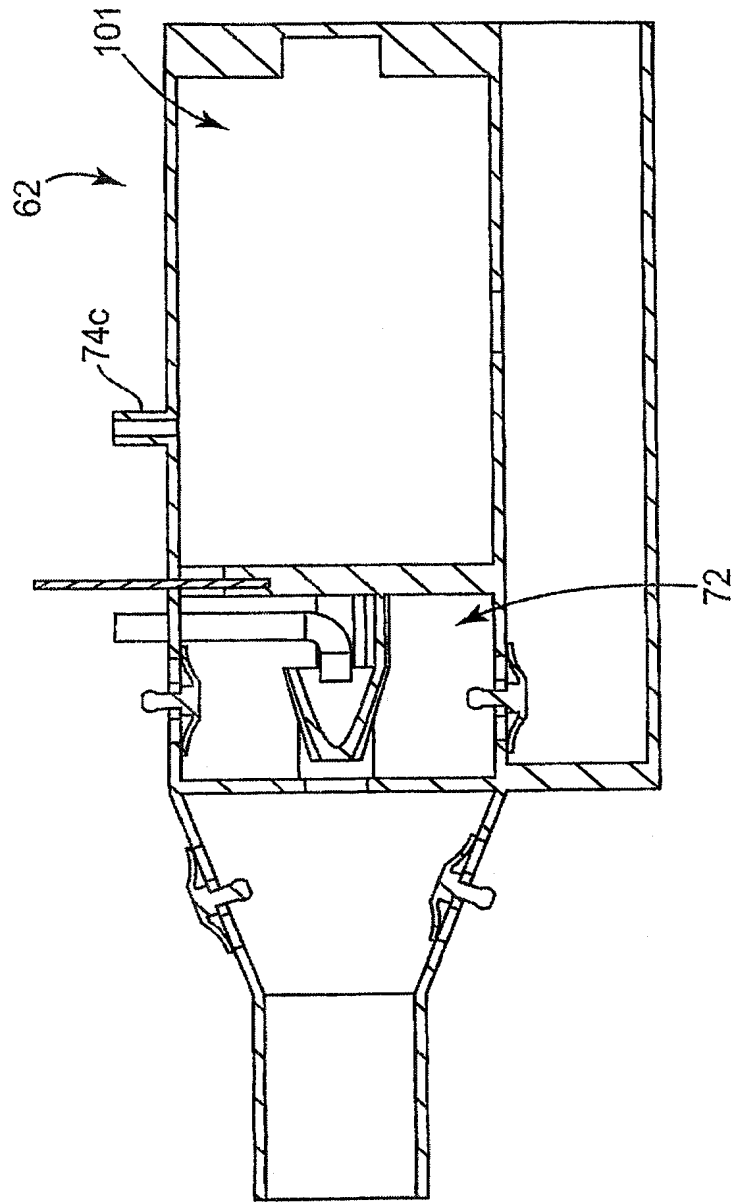
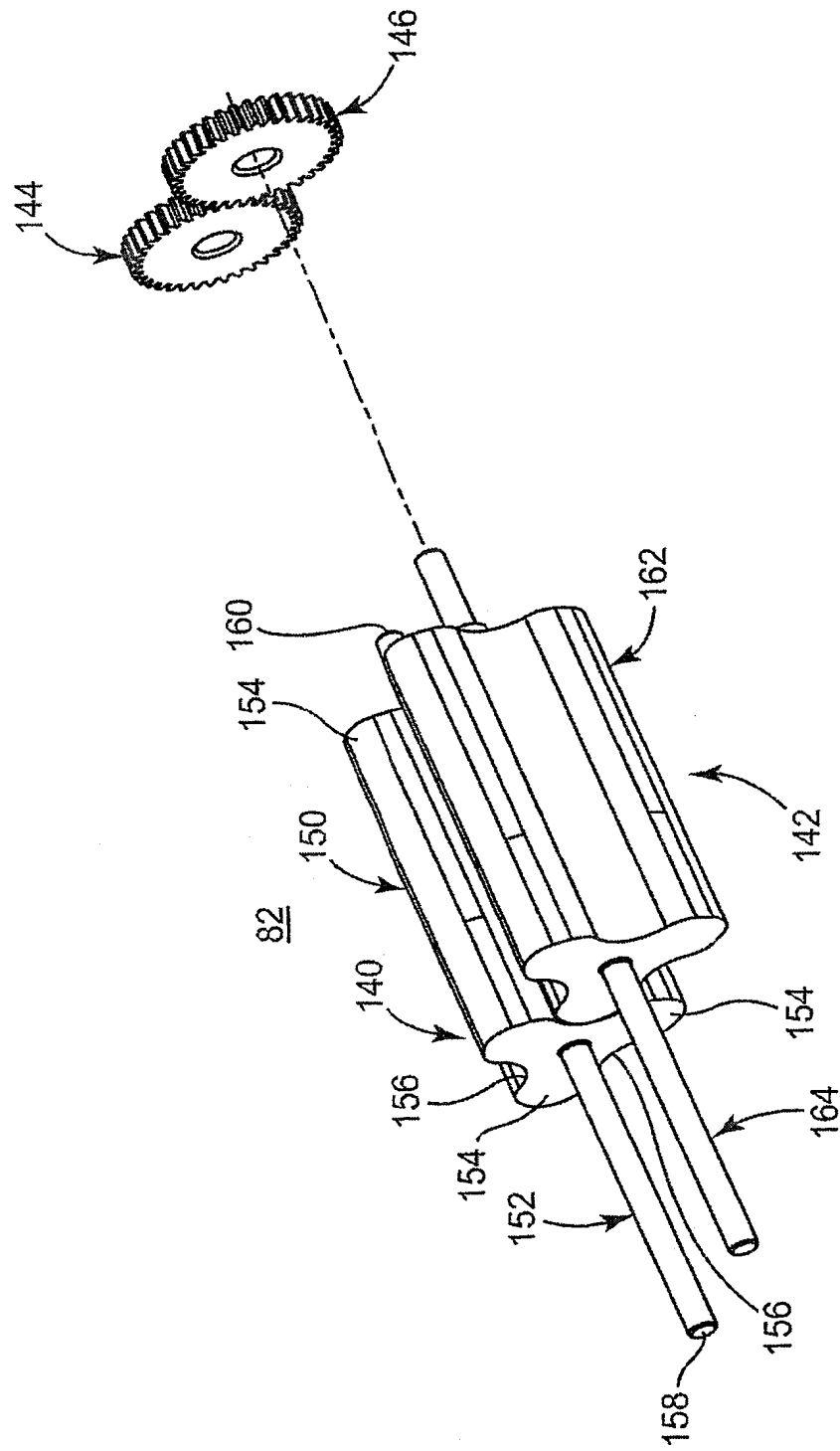


Fig. 4C

**Fig. 5A**

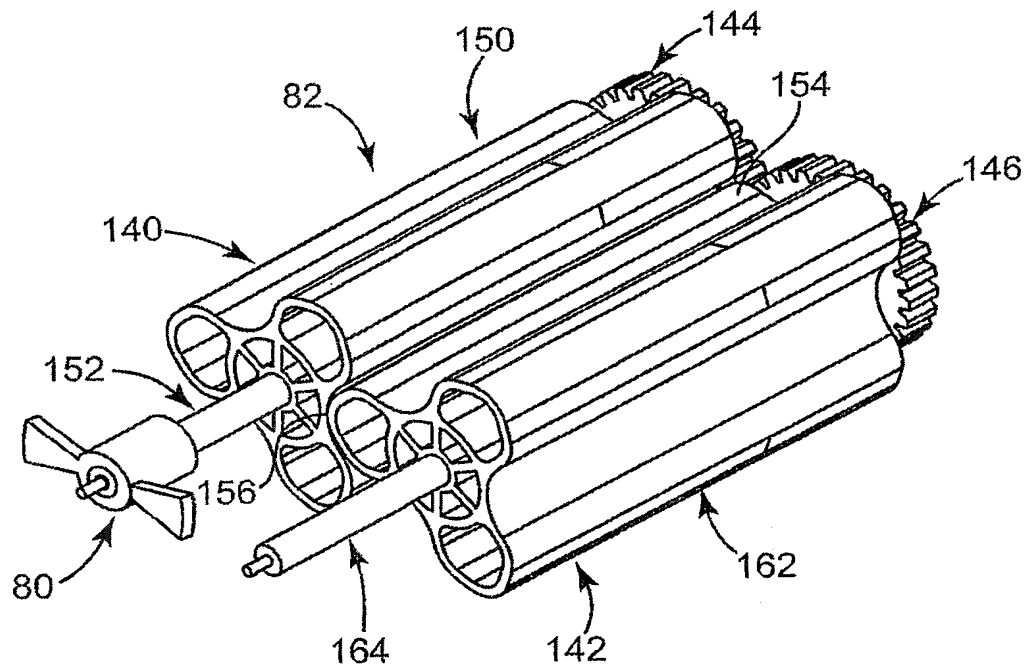
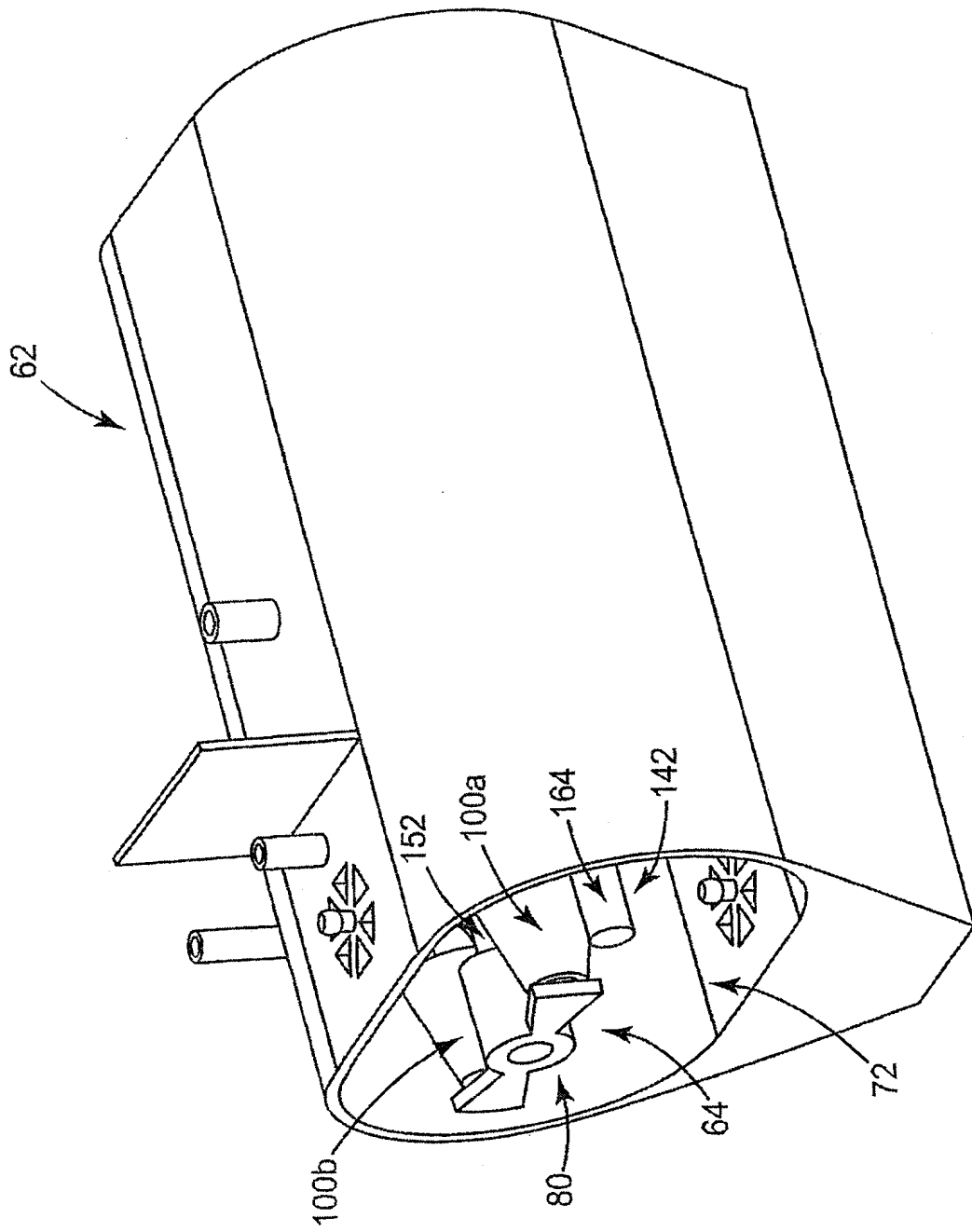


Fig. 5B

**Fig. 6A**

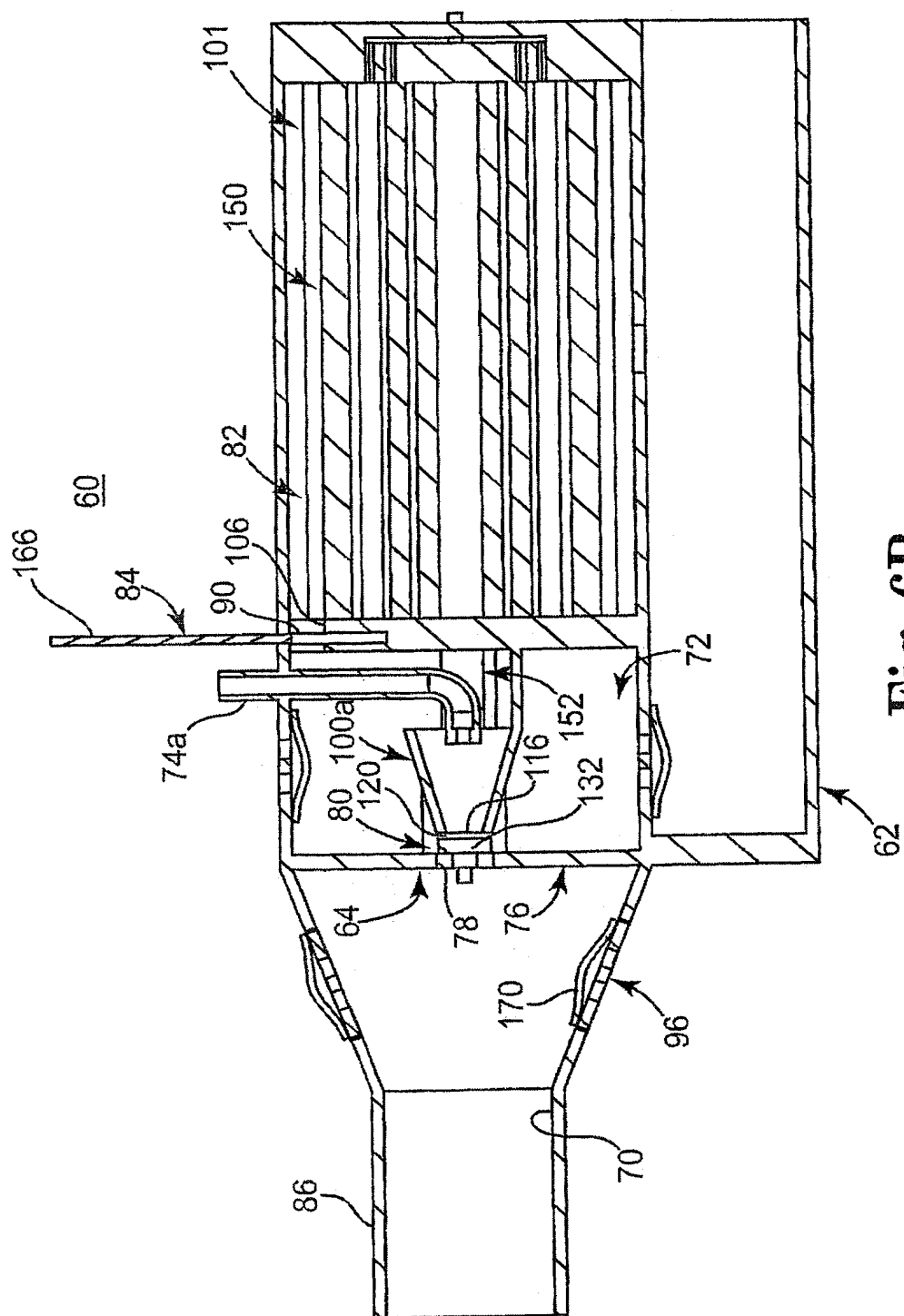
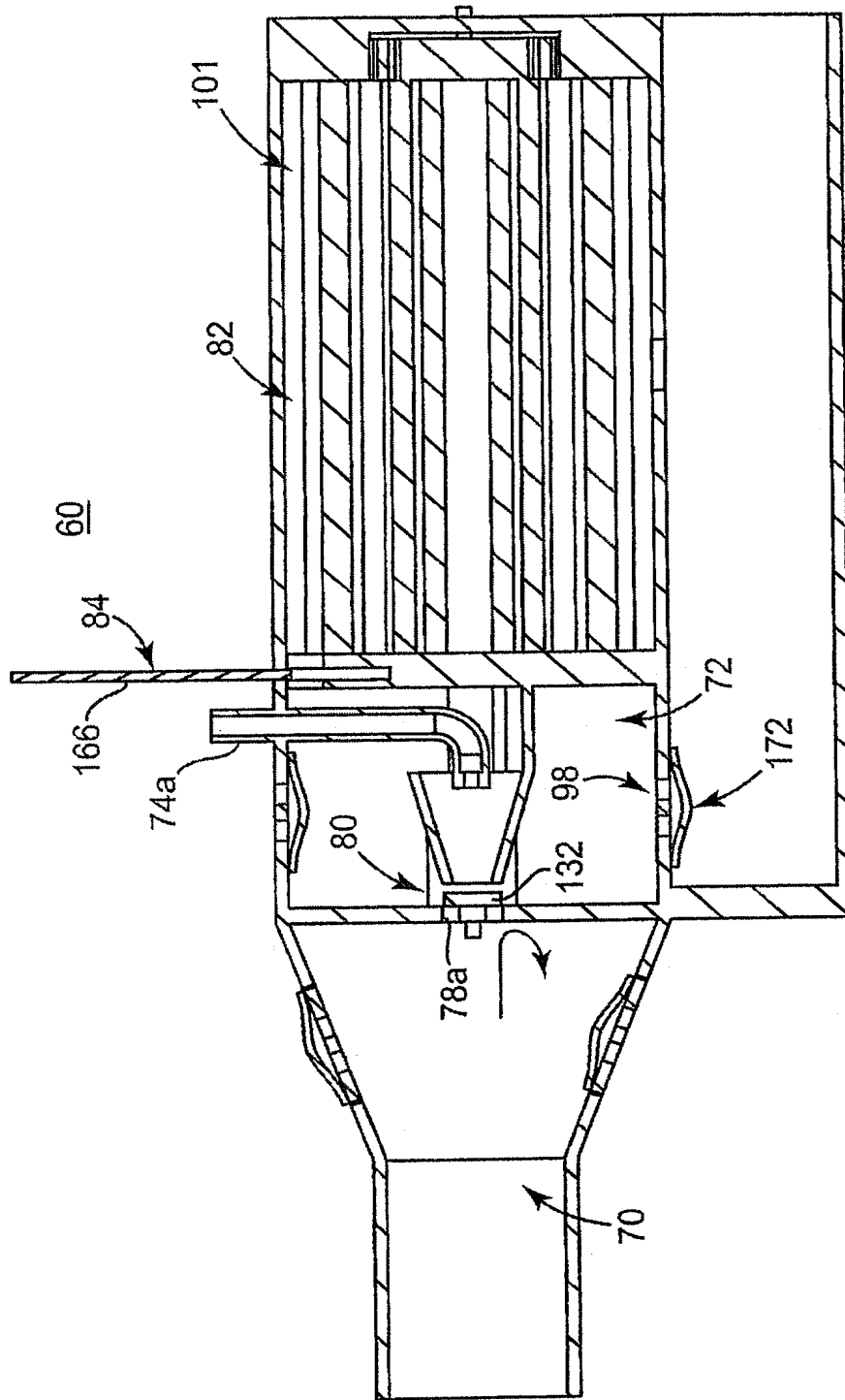


Fig. 6B

**Fig. 7B**

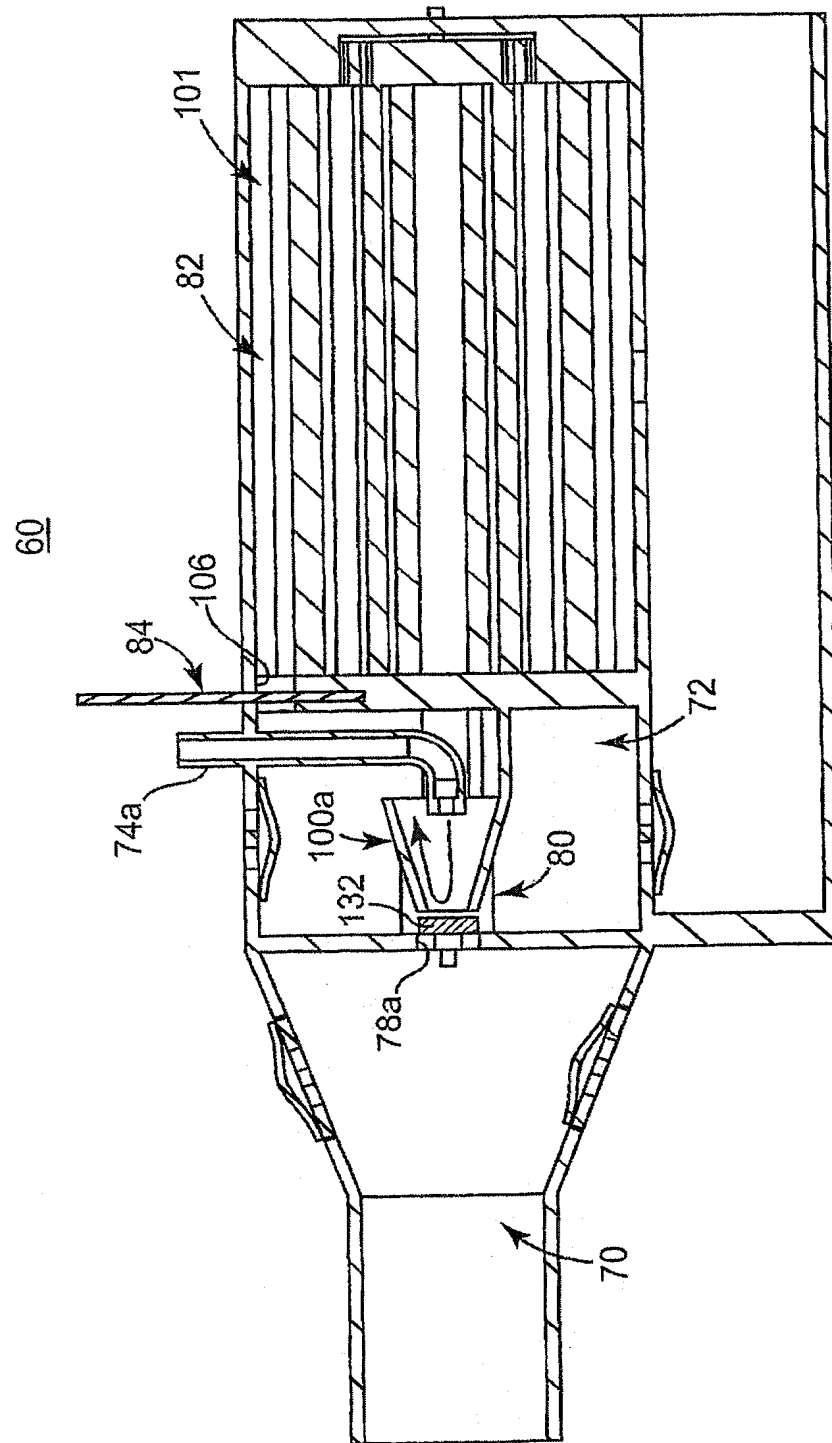


Fig. 8B

60

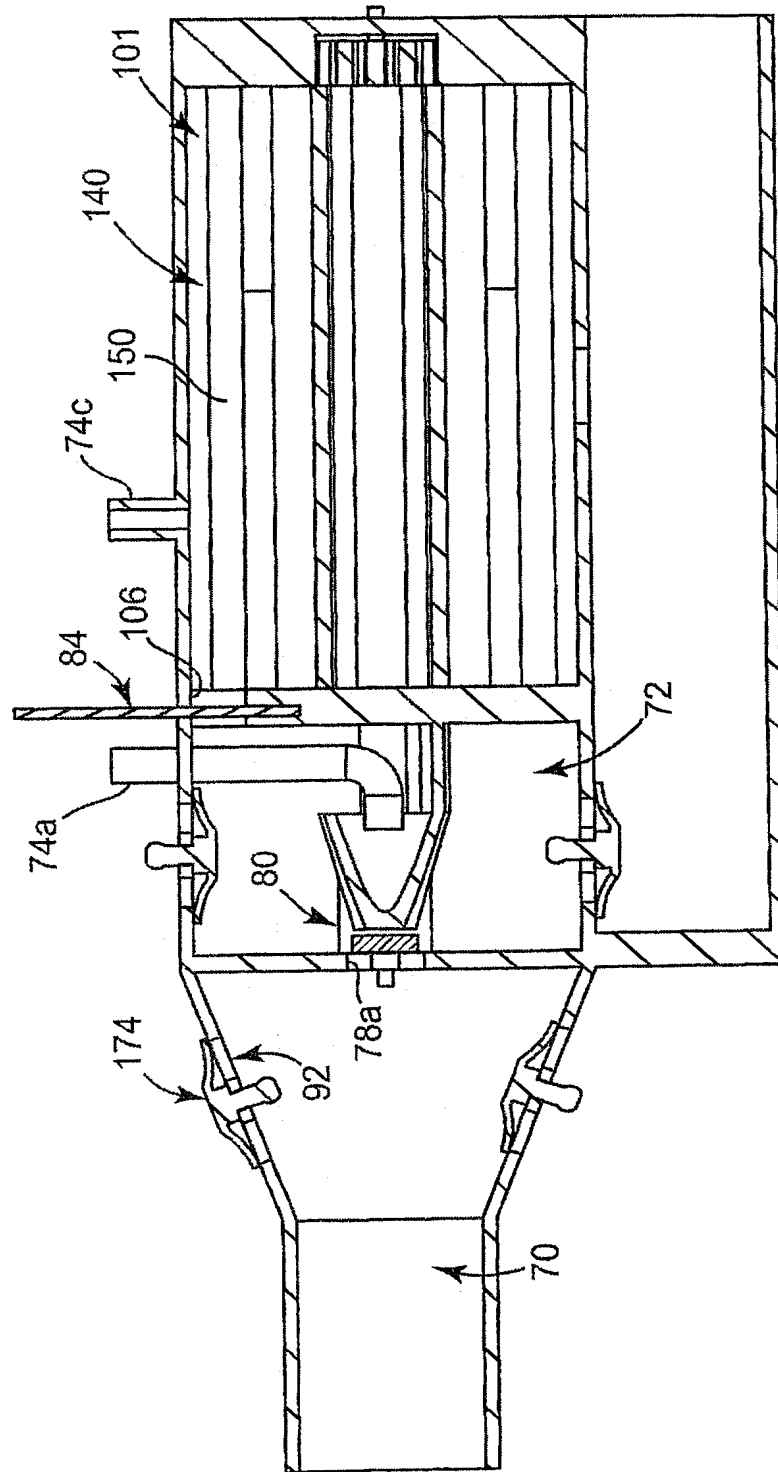


Fig. 8C

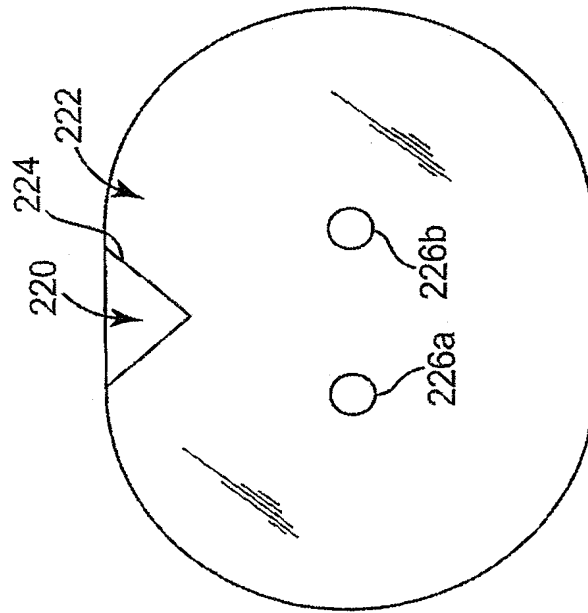


Fig. 10

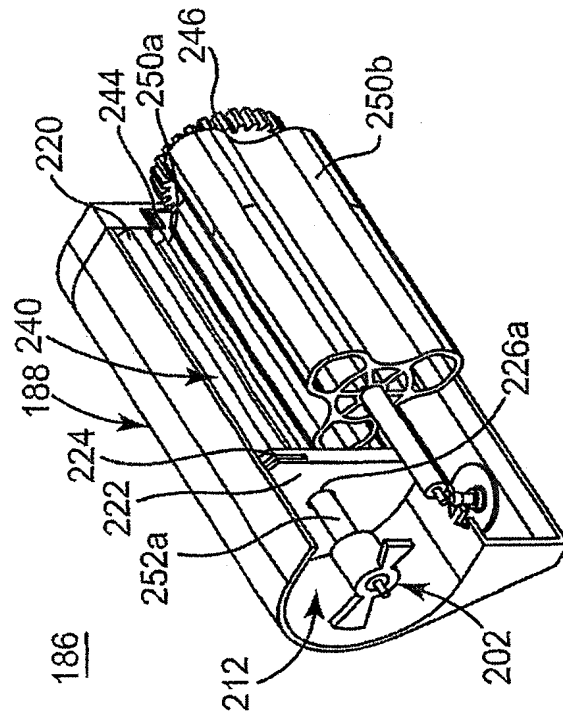


Fig. 11

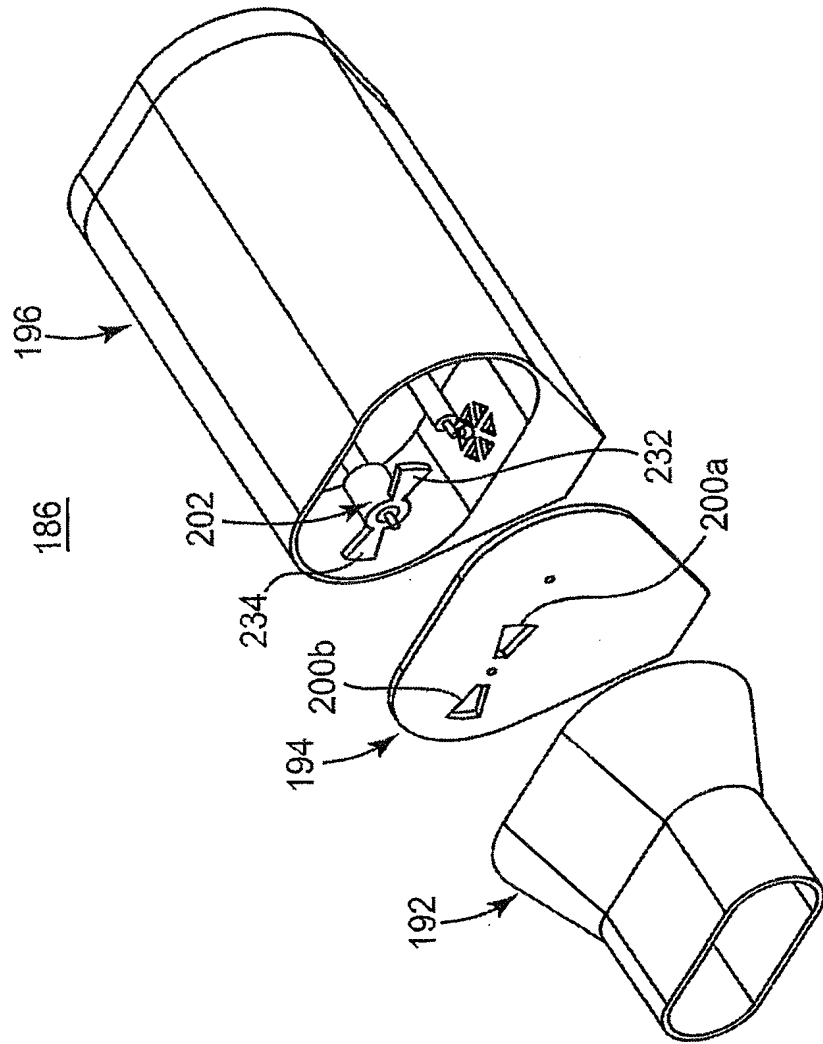


Fig. 12

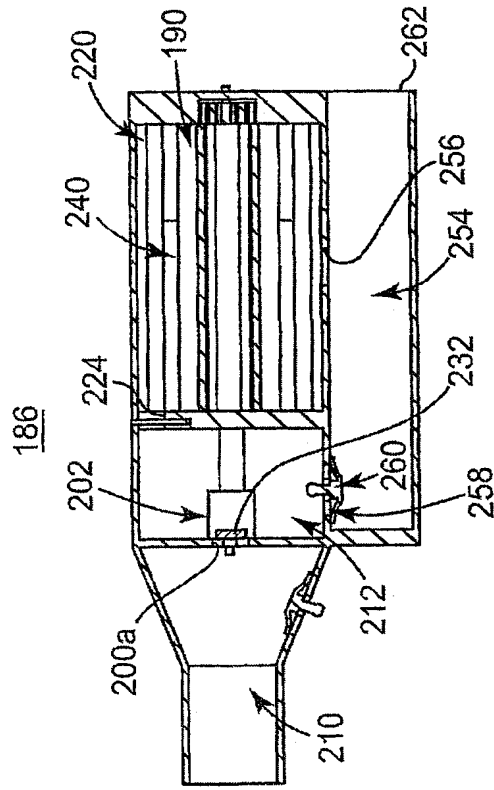


Fig. 13B

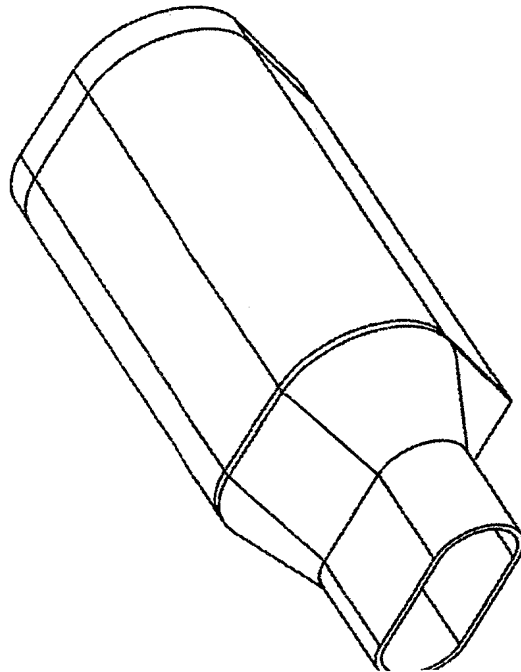


Fig. 13A

186

186

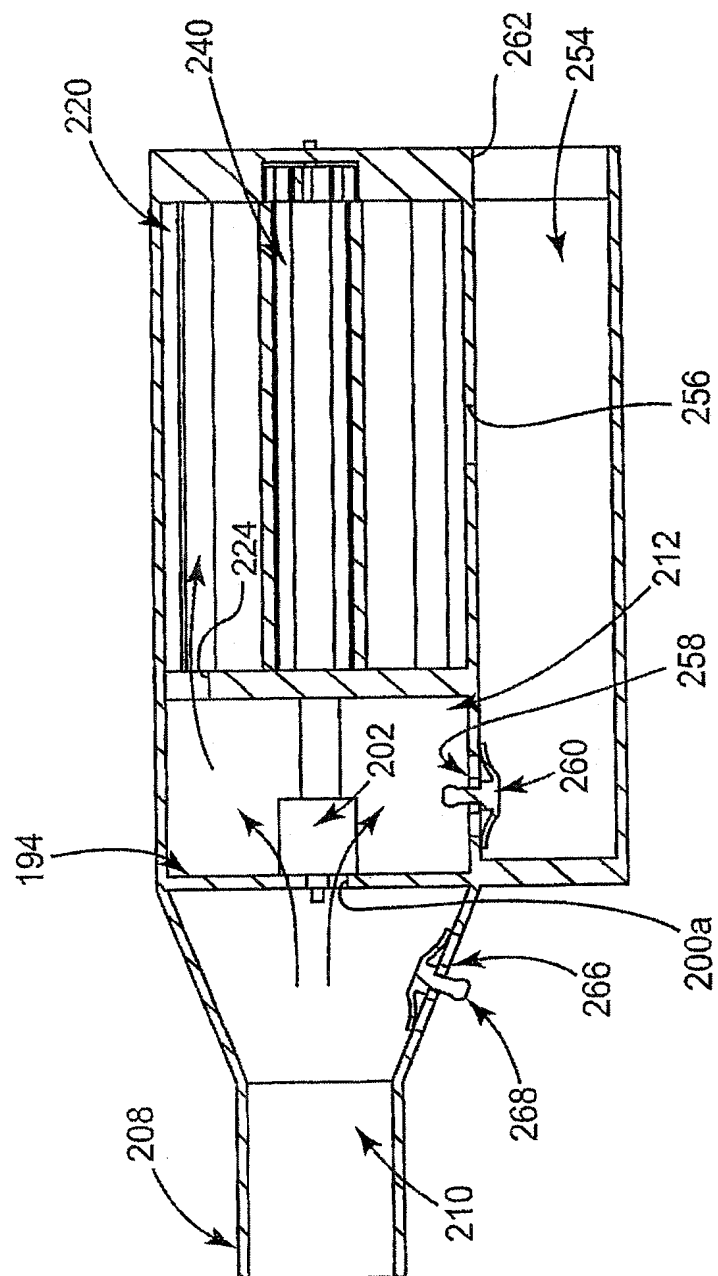


Fig. 14A

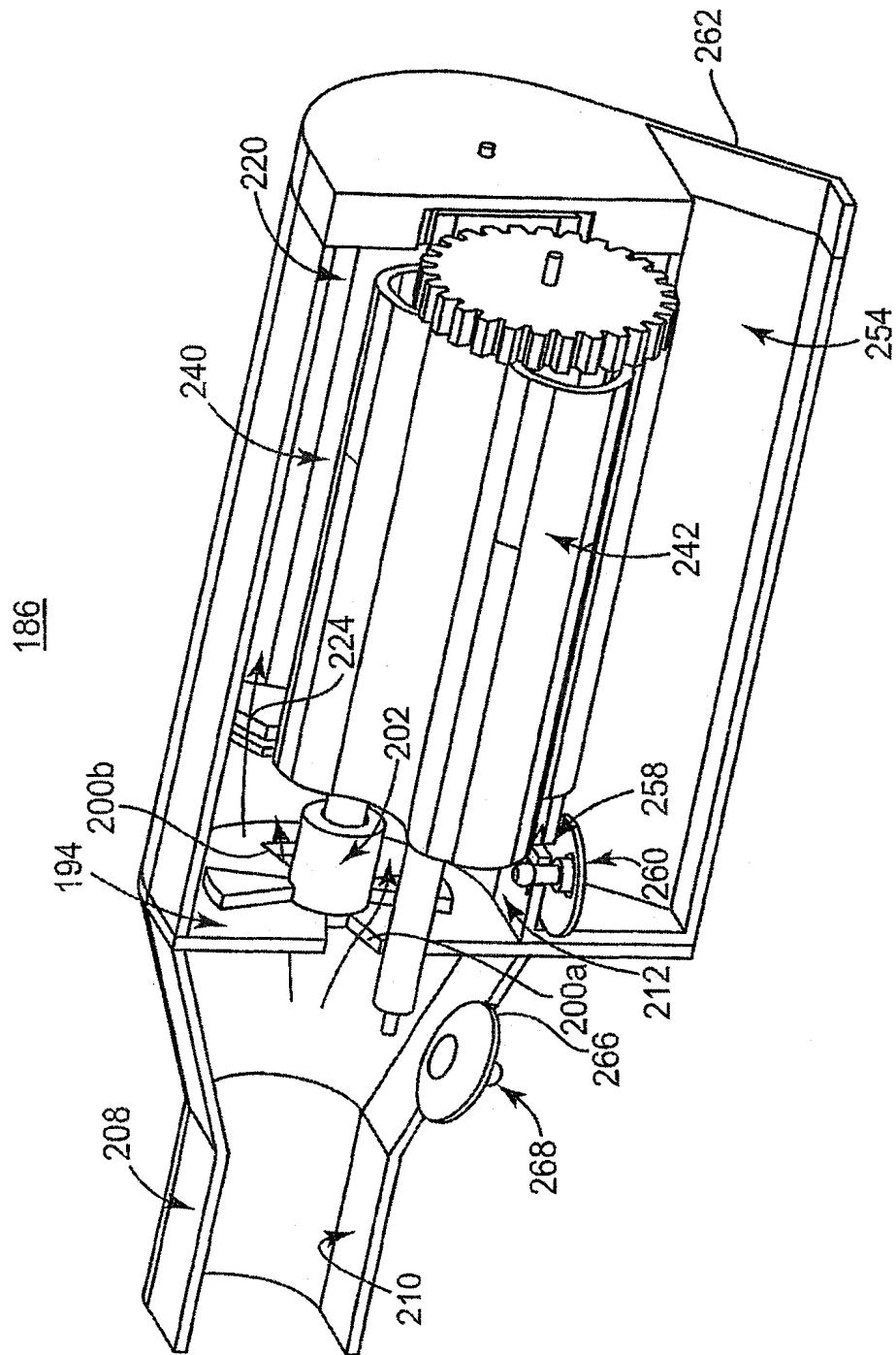
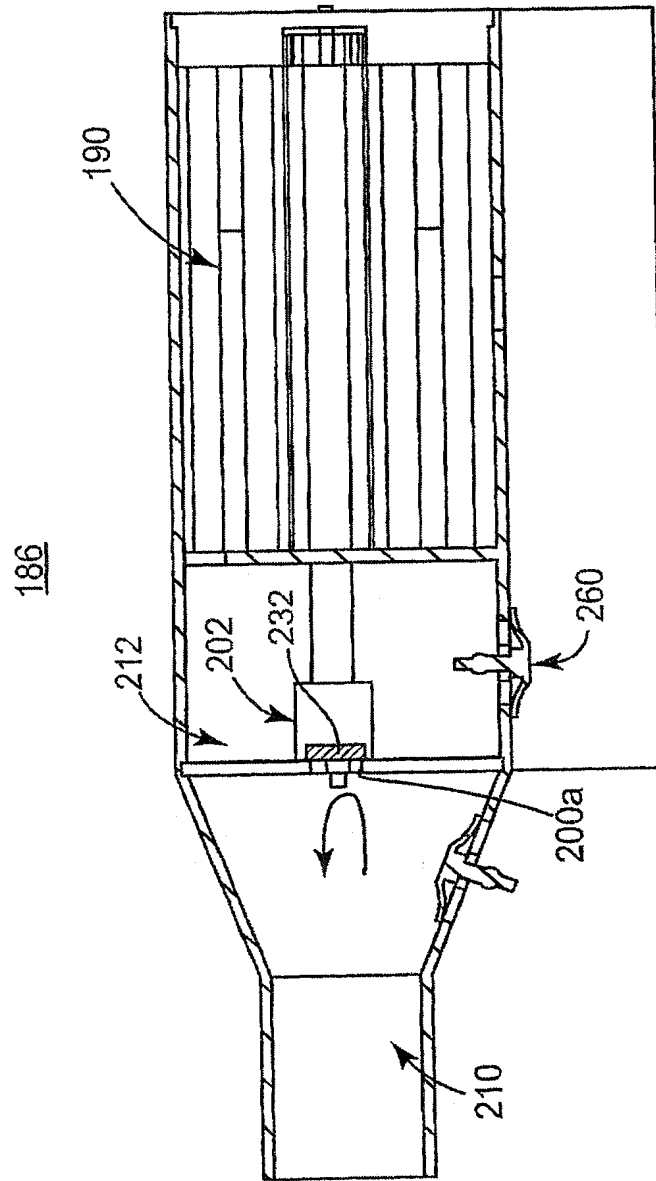


Fig. 14B

**Fig. 15A**

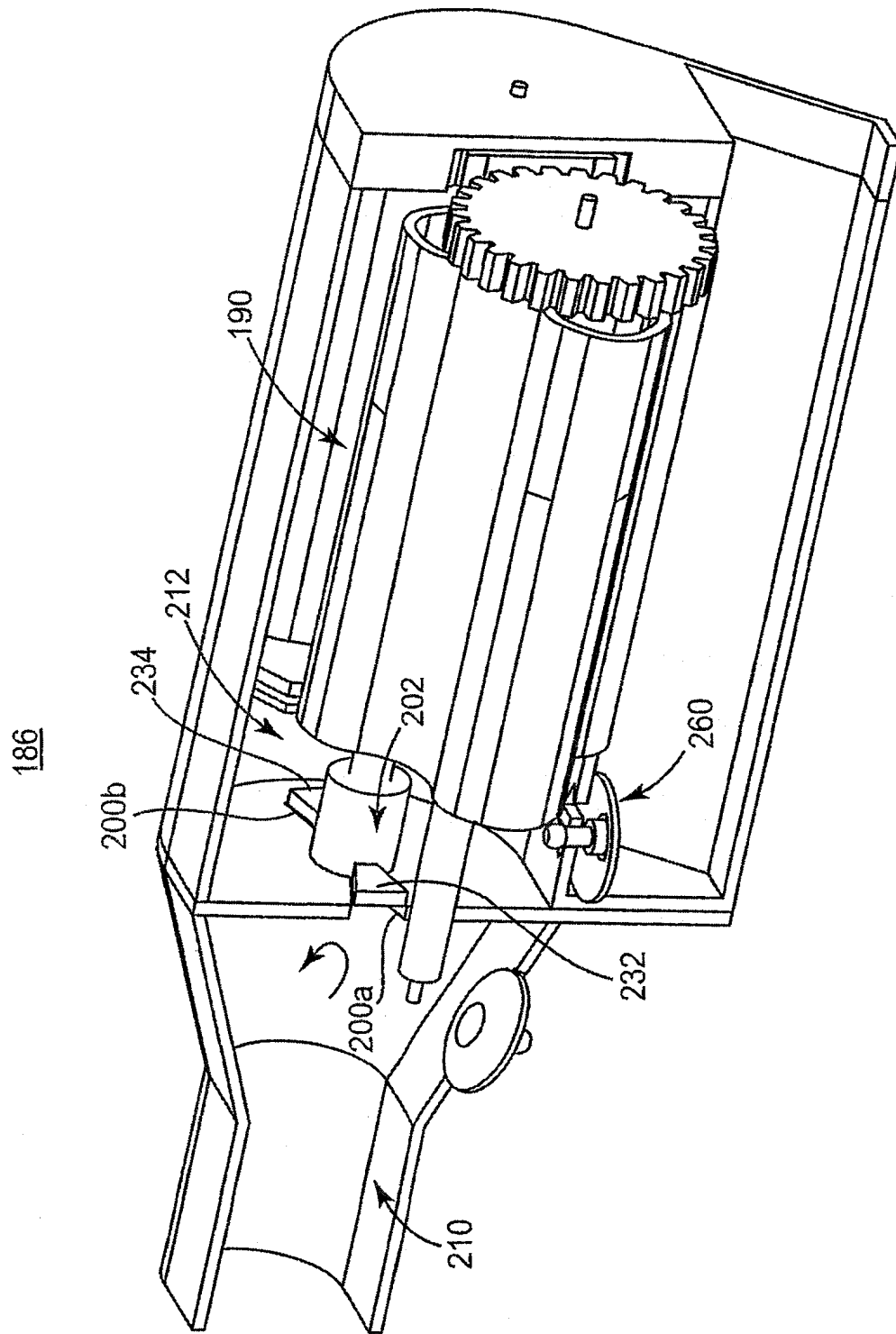
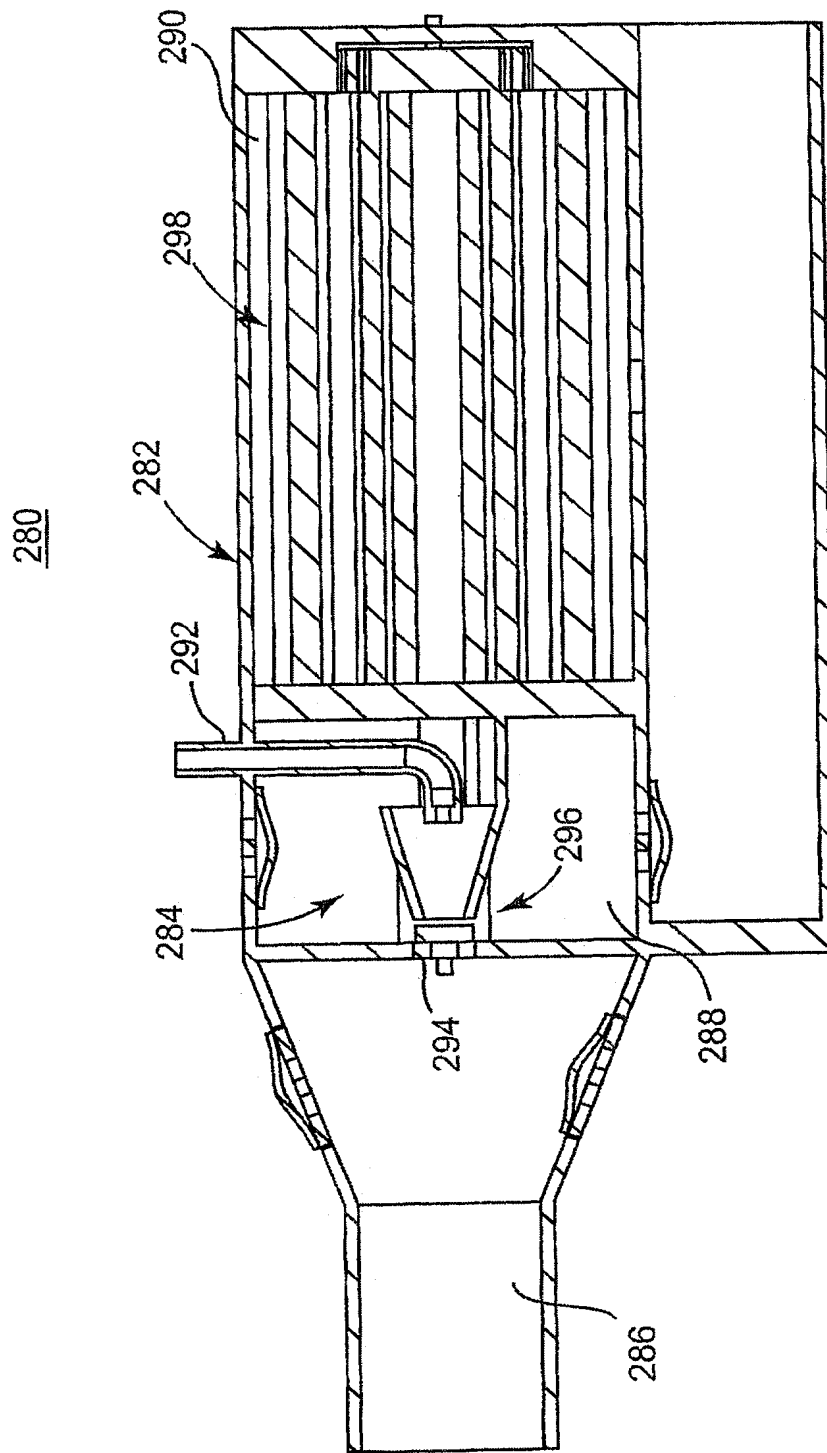


Fig. 15B

**Fig. 16**

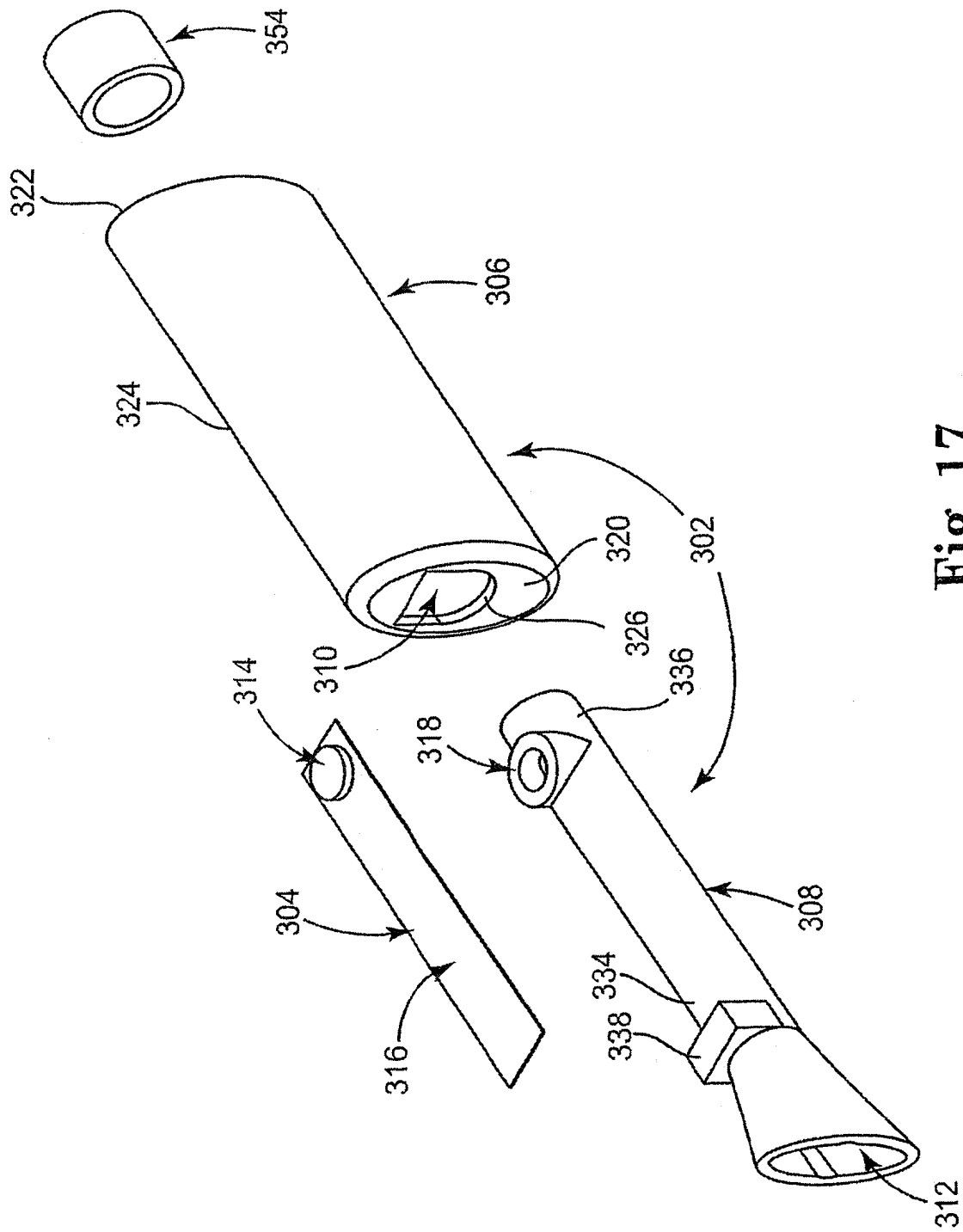


Fig. 17

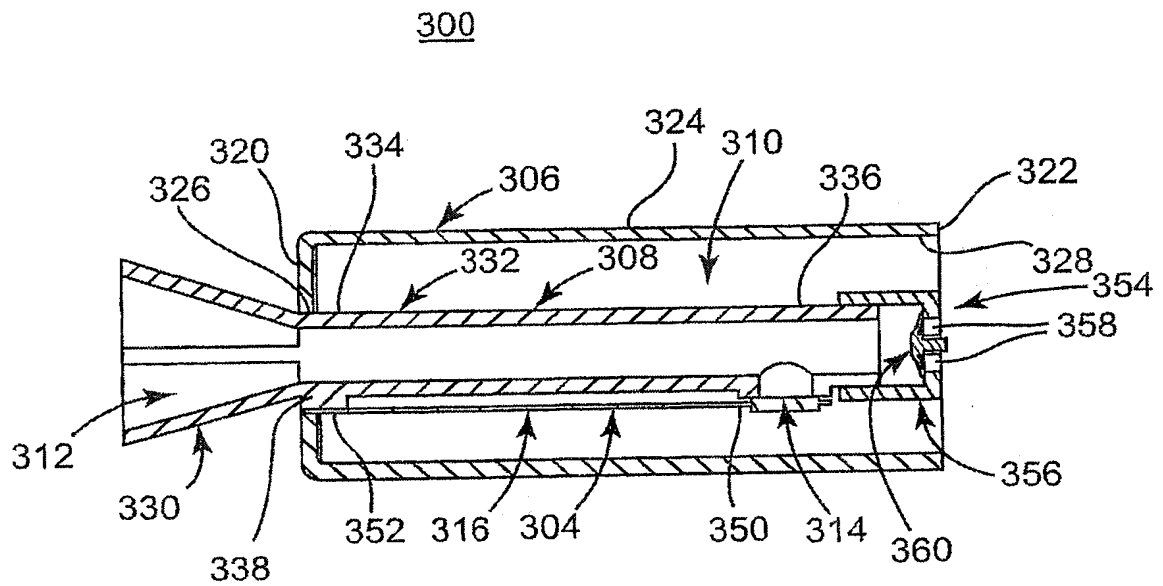


Fig. 18A

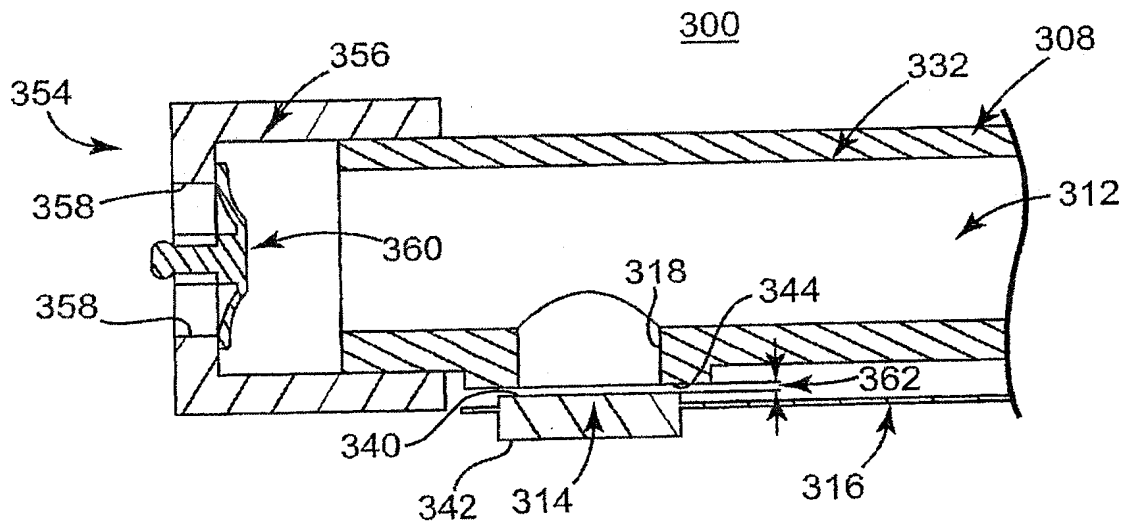


Fig. 18B

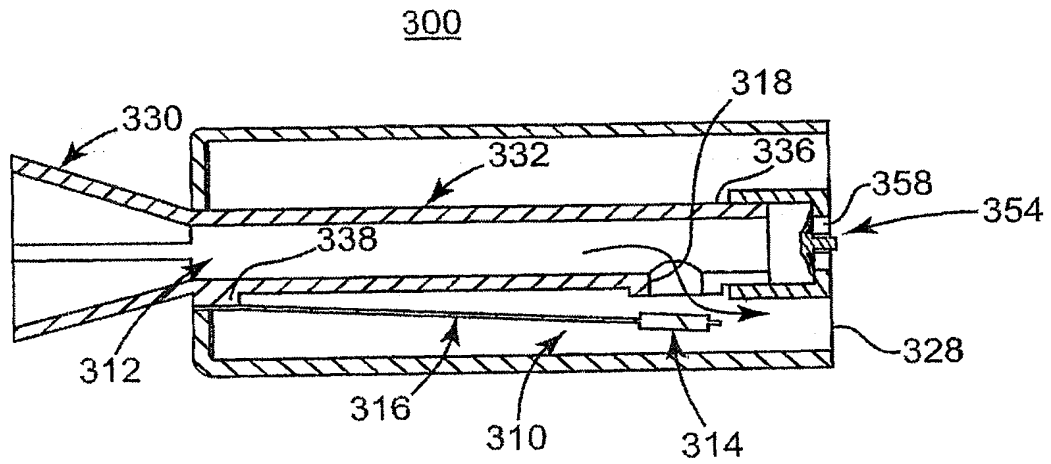


Fig. 19A

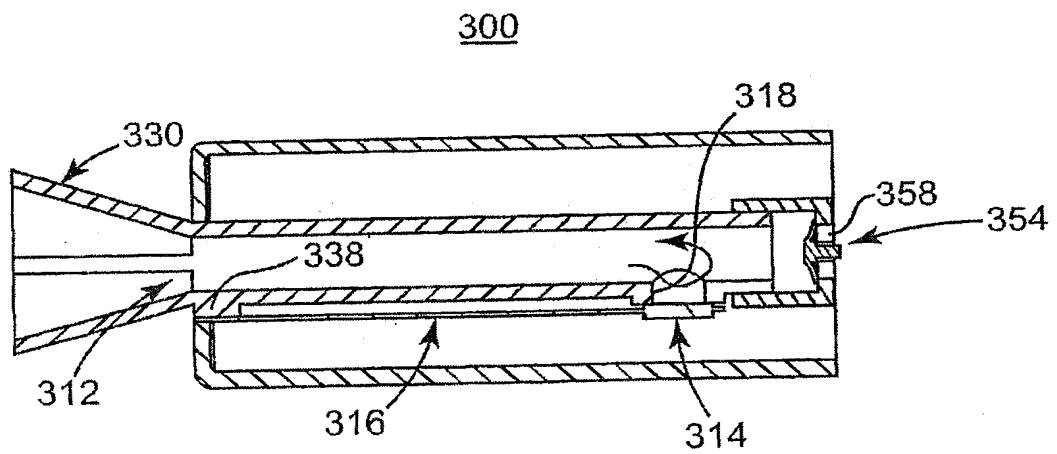
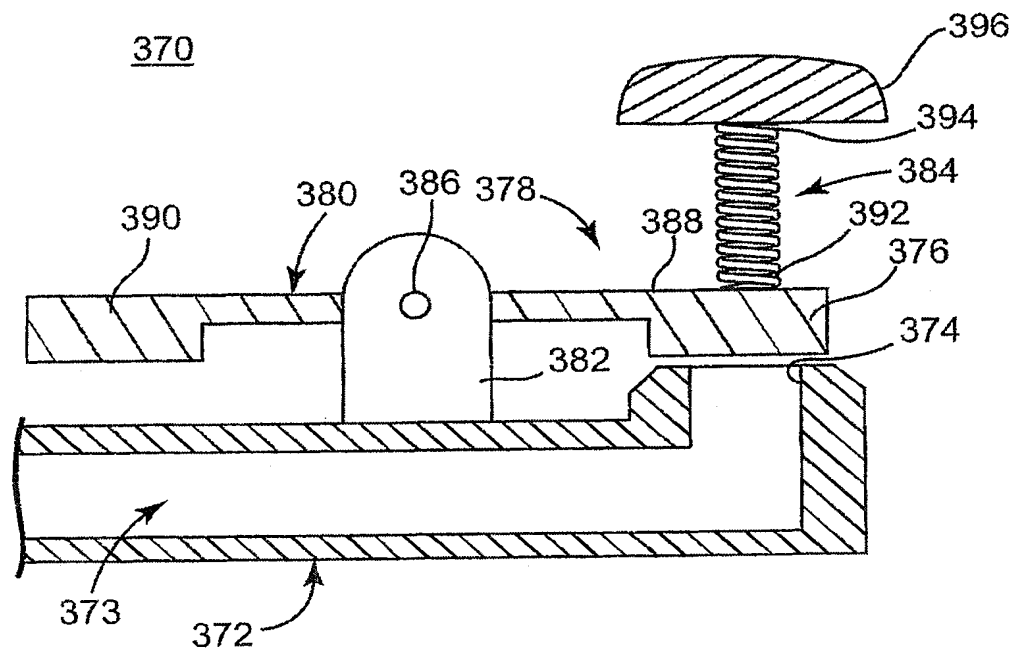


Fig. 19B

**Fig. 20**

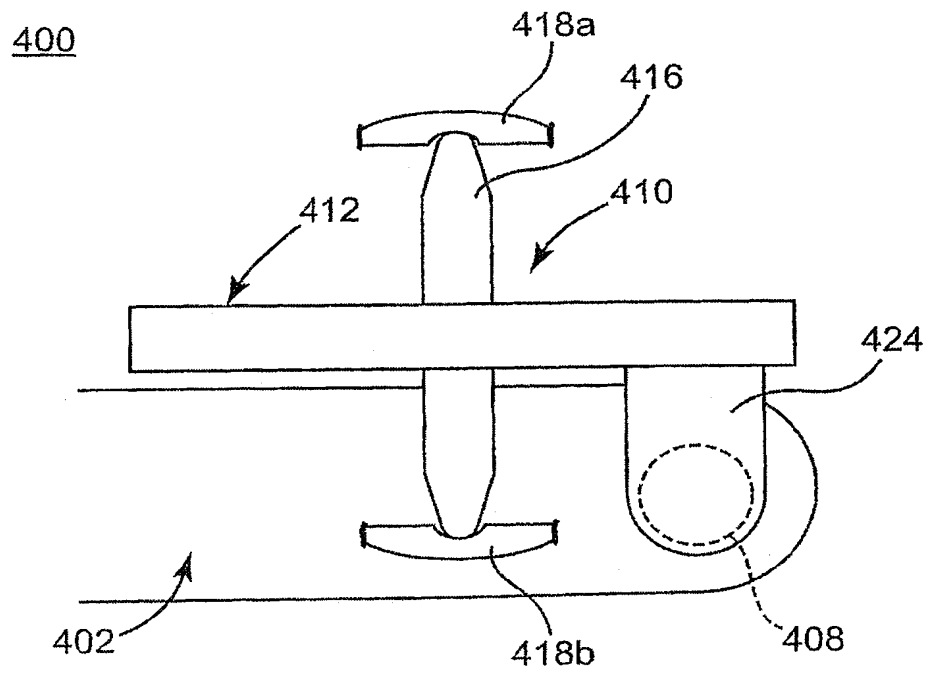


Fig. 21A

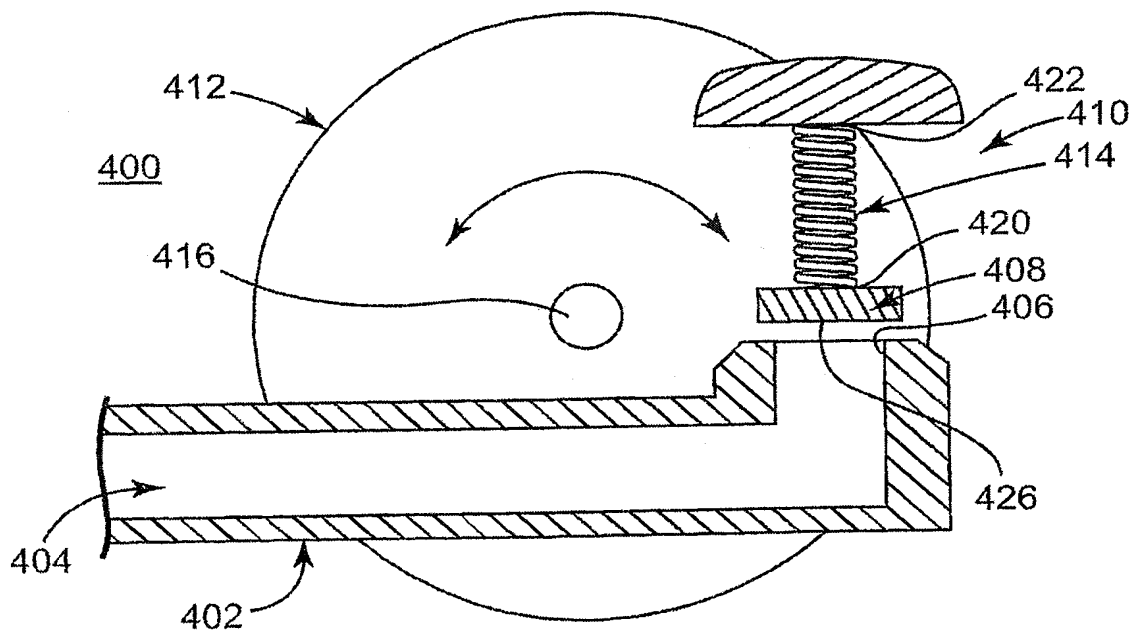
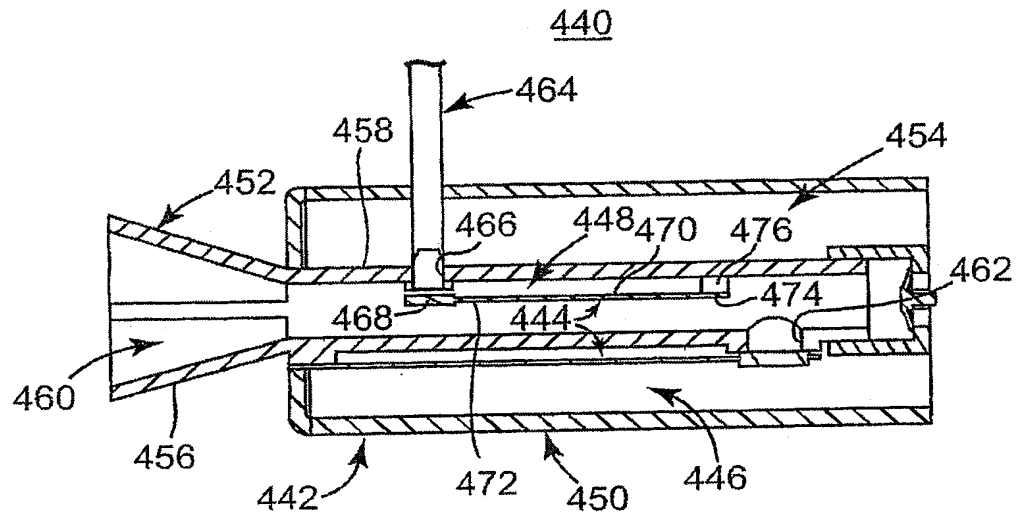


Fig. 21B

**Fig. 22**

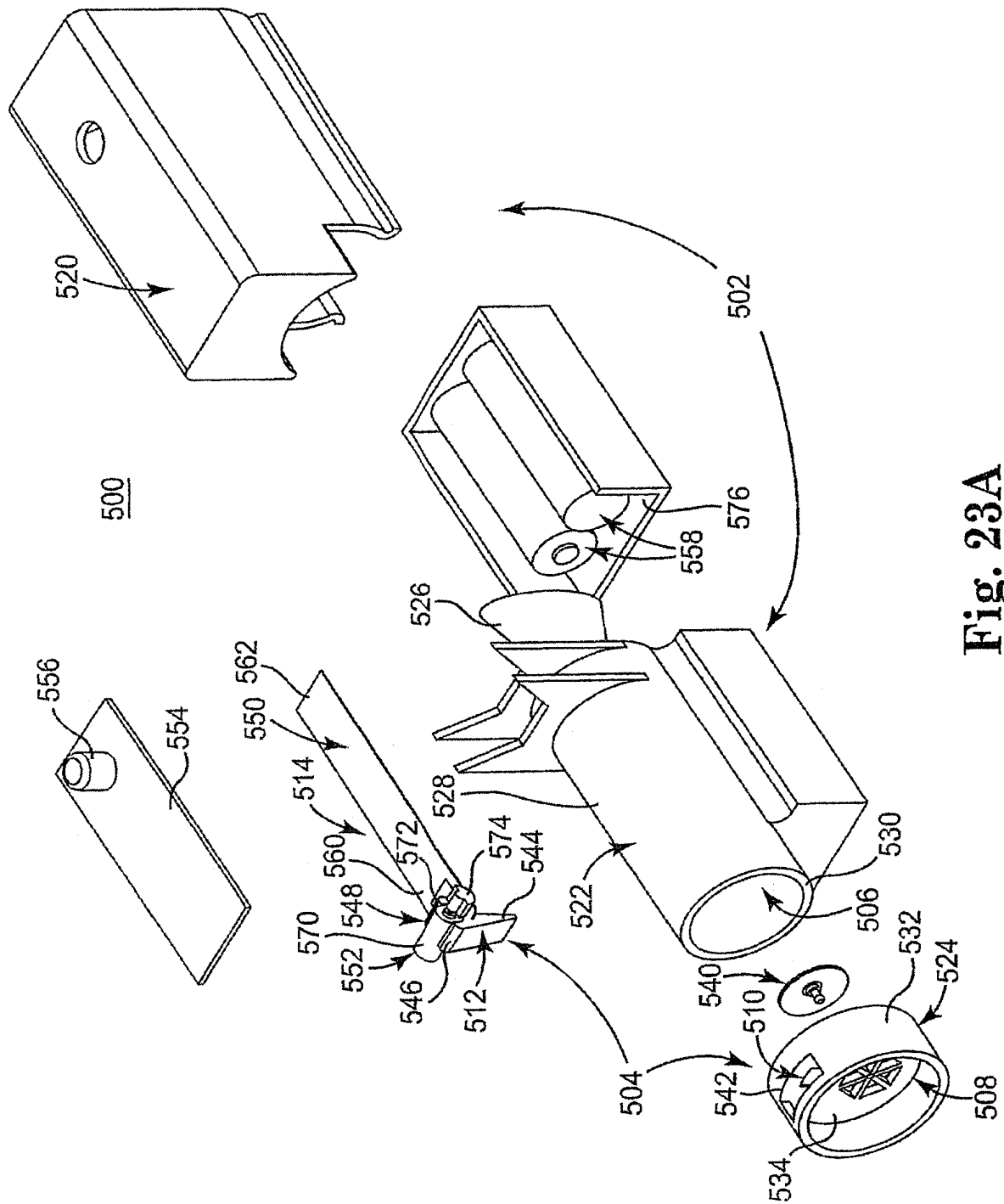


Fig. 23A

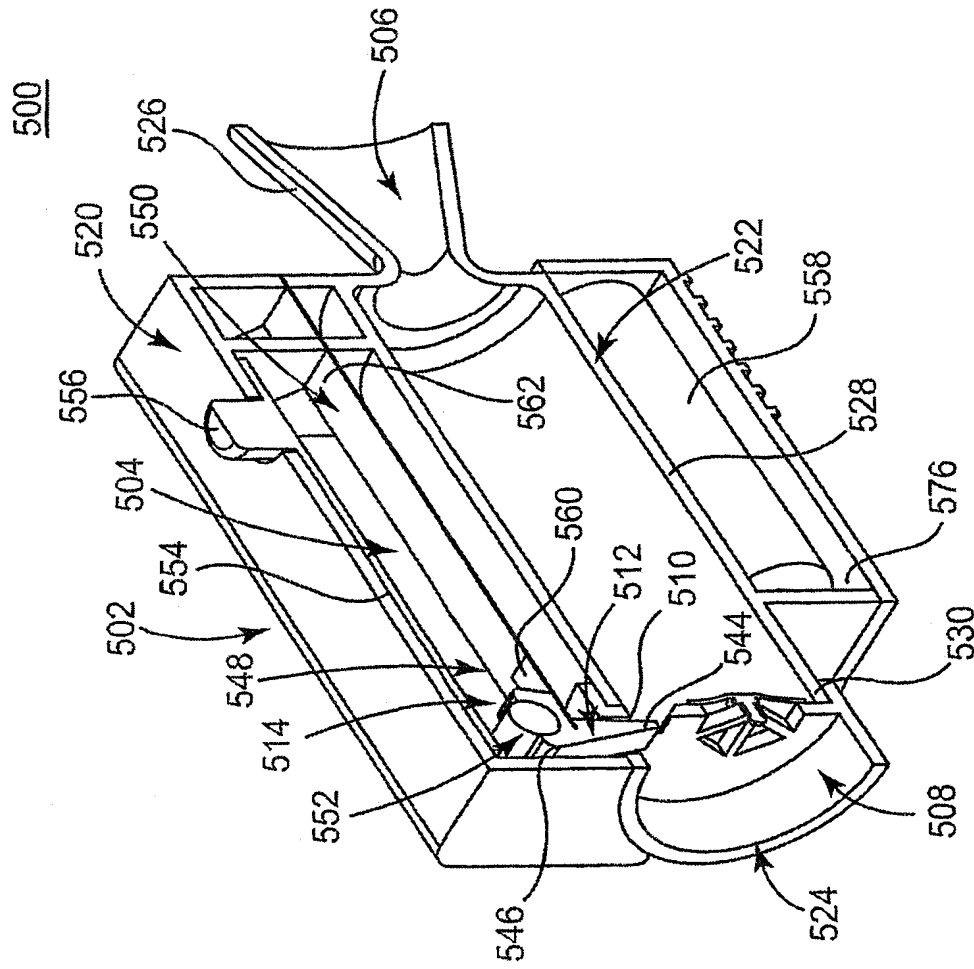
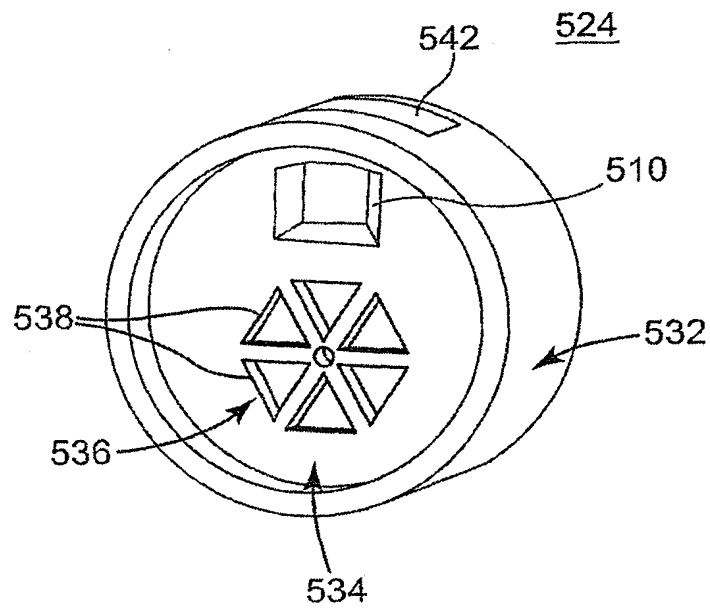
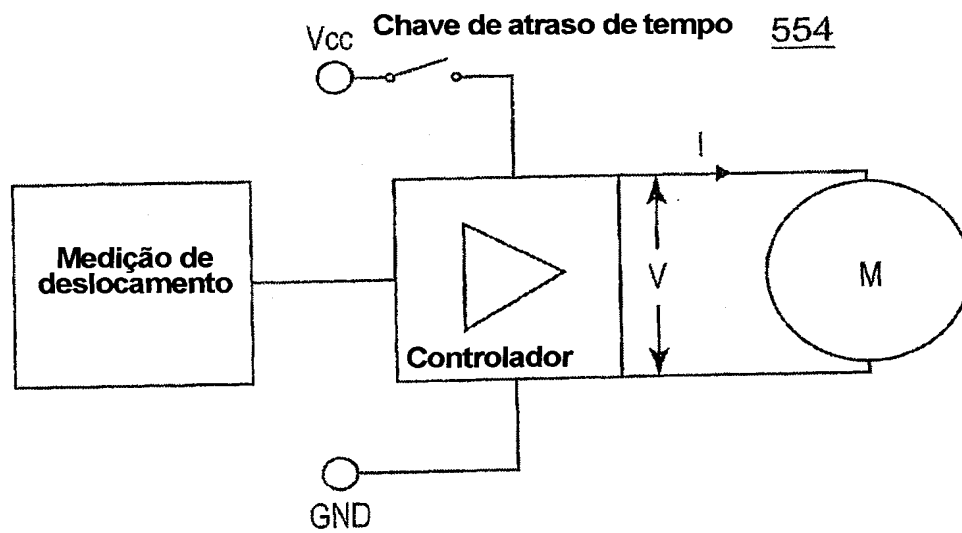


Fig. 23B

**Fig. 24****Fig. 25**

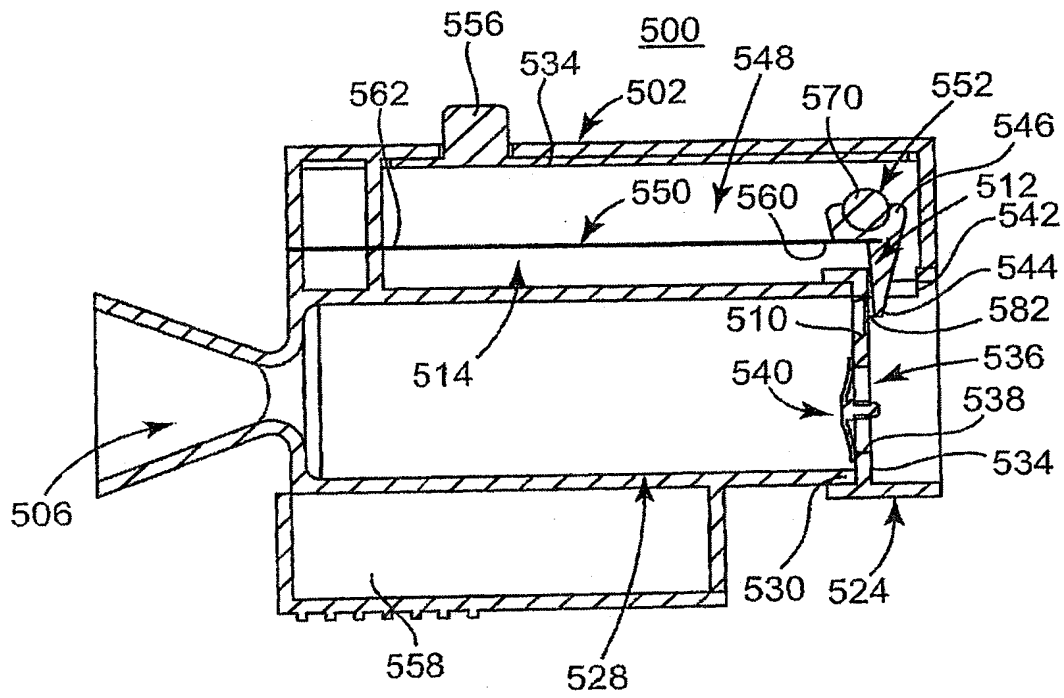


Fig. 26A

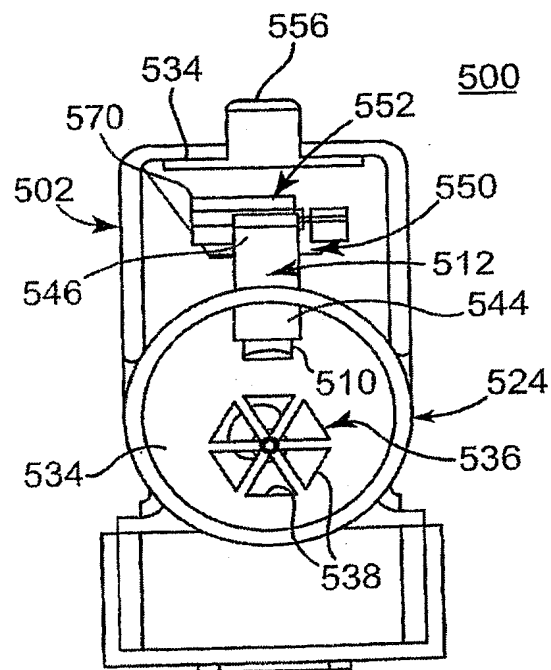
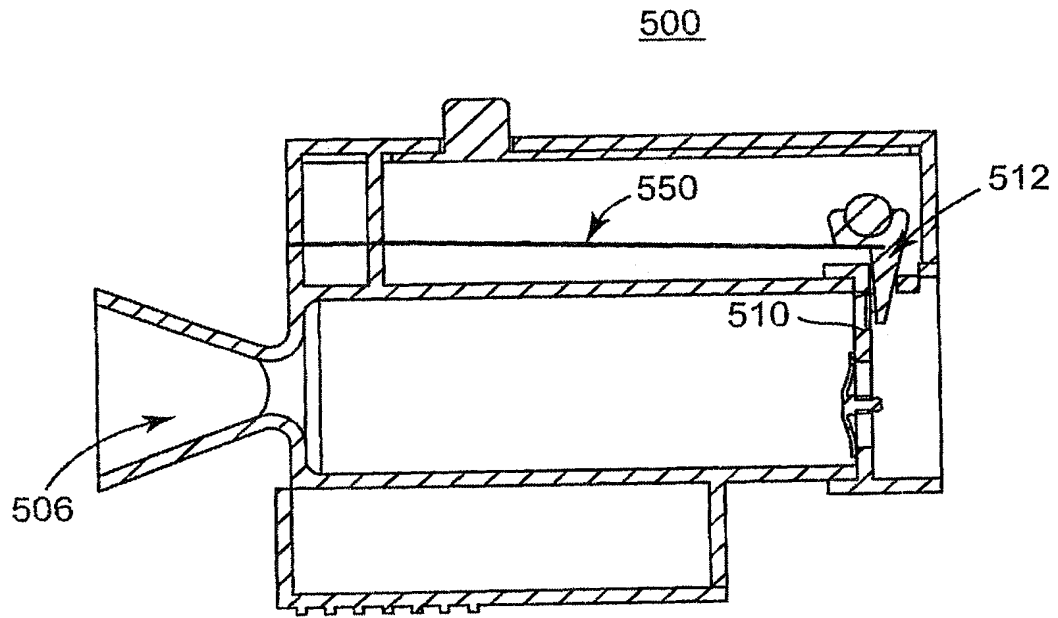
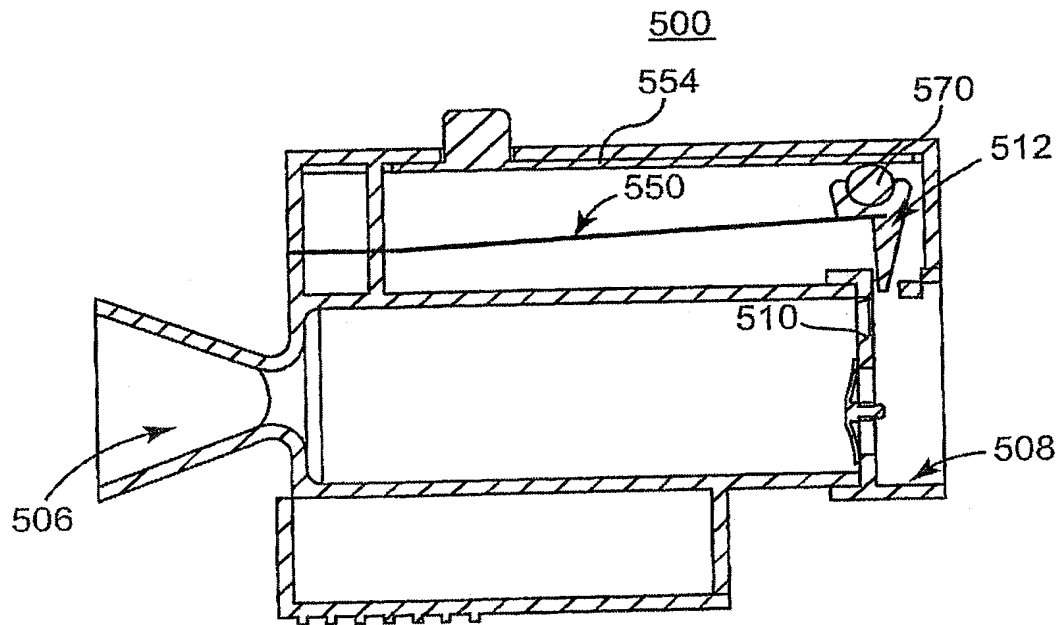
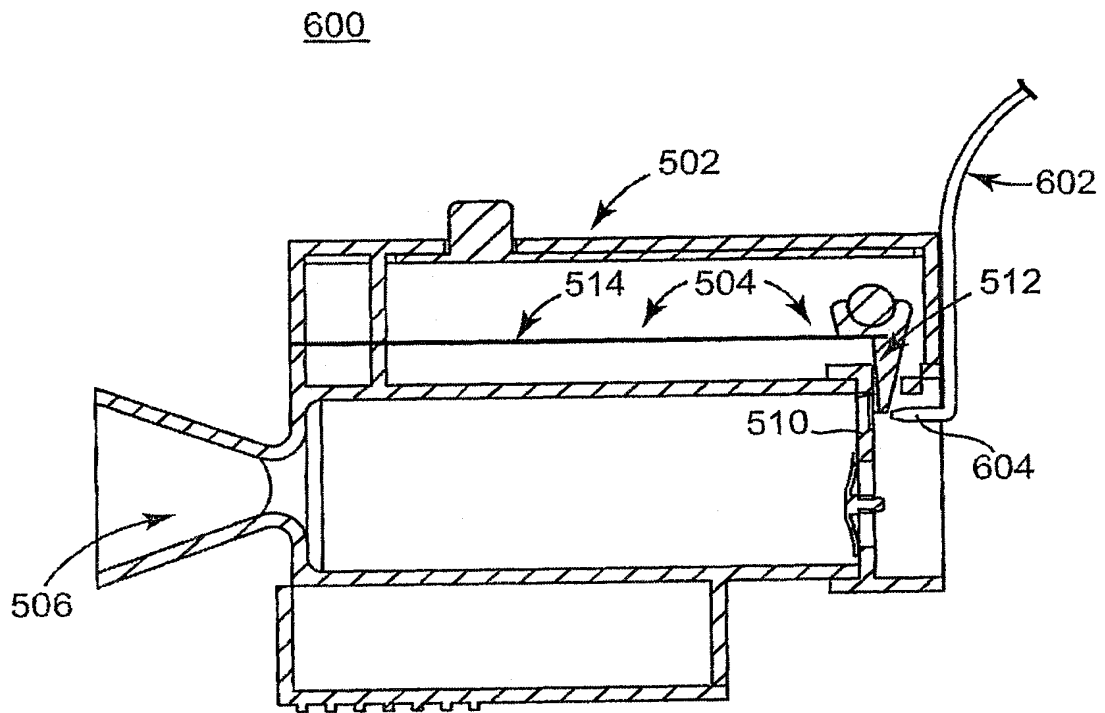


Fig. 26B

**Fig. 27A****Fig. 27B**

**Fig. 28**

RESUMO

“DISPOSITIVO E MÉTODO DE TERAPIA RESPIRATÓRIA”

É descrito um dispositivo de terapia respiratória que inclui um alojamento e um conjunto de válvula interruptora. O alojamento inclui uma entrada no paciente, uma saída de exaustão, uma câmara e uma entrada de suprimento. O conjunto de válvula interruptora fica associado com o alojamento e inclui um orifício de controle que conecta fluidicamente a entrada no paciente e a primeira câmara, e um corpo da válvula adaptado para obstruir seletivamente o fluxo de fluido através do orifício de controle. Em um modo passivo, o fluxo de fluido positivo até a entrada de suprimento não ocorre, e o conjunto de válvula interruptora interage com ar exalado para criar um efeito PEP oscilatória. Em um modo ativo, ocorre o fluxo de fluido até a entrada de suprimento e o conjunto de válvula interruptora opera para criar um efeito CHFO. O dispositivo respiratório pode servir como um dispositivo passivo PEP oscilatória e, quando conectado em uma fonte de pressão positiva, como um dispositivo ativo.