



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 0812285-7 B1



(22) Data do Depósito: 30/05/2008

(45) Data de Concessão: 18/06/2019

(54) Título: DISPOSITIVO DE RESSUSCITAÇÃO ELETRICAMENTE OPERÁVEL

(51) Int.Cl.: A61H 31/00; A61M 16/00.

(30) Prioridade Unionista: 30/05/2007 NZ 555581.

(73) Titular(es): GILBERT JACOBUS KUYPERS; RICHARD ANTHONY MCCULLOCH.

(72) Inventor(es): GILBERT JACOBUS KUYPERS; RICHARD ANTHONY MCCULLOCH.

(86) Pedido PCT: PCT NZ2008000128 de 30/05/2008

(87) Publicação PCT: WO 2008/147229 de 04/12/2008

(85) Data do Início da Fase Nacional: 30/11/2009

(57) Resumo: DISPOSITIVO DE RESSUSCITAÇÃO ELETRICAMENTE OPERÁVEL A presente invenção refere-se a um dispositivo de ressuscitação eletricamente operável compreendendo uma bomba que inclui um cilindro rígido que inclui pelo menos uma entrada de gás e uma saída de gás, um pistão para deslocar o dito cilindro, e pelo menos uma válvula, o ou cada válvula configurada para permitir que o gás seja deslocado para dentro do dito cilindro através da dita pelo menos uma entrada de gás durante pelo menos uma de uma primeira direção de percurso e segunda direção de percurso do dito pistão no dito cilindro, e para permitir que o gás seja deslocado através da dita pelo menos uma saída de gás durante uma oposta da dita pelo menos uma primeira direção de percurso e segunda direção de percurso do dito pistão no dito cilindro; um motor, selecionado de um de um motor escalonador com realimentação e motor linear, conectado operativamente no dito pistão para mover o dito pistão no dito cilindro; uma interface de paciente (8) em conexão fluida com duto com a dita bomba para receber gás por meio da dita pelo menos uma saída de gás e para distribuir o dito gás para o dito paciente.(...).

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**DISPOSITIVO DE RESSUSCITAÇÃO ELETRICAMENTE OPERÁVEL**".

CAMPO DA INVENÇÃO

[001] A presente invenção refere-se a aperfeiçoamentos para ressuscitadores.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

[002] Ressuscitadores que podem suprir ar pressurizado ou oxigênio a um paciente são bem-conhecidos. Exemplos incluem ressuscitadores do tipo saco ou foles e ressuscitadores do tipo bomba e ressuscitadores limitados por pressão. No entanto, existem limitações em certos ressuscitadores. Por exemplo, existe um risco de superinflar os pulmões do paciente distribuindo um volume de ar que é maior que o desejável. Existe também um risco de que a pressão do ar ou oxigênio distribuído possa estar em níveis indesejavelmente altos. Tais características indesejáveis do ar sendo distribuído ao paciente podem ter efeitos adversos no paciente. Se uma passagem aérea do paciente é ou se torna bloqueada e o ar é distribuído pelos dispositivos conhecidos, então pressões indesejáveis podem ser atingidas. Adicionalmente, tal pressão aumentada pode causar deslocamento súbito do bloqueio e pode levar a sérias consequências para o paciente. Dispositivos conhecidos não levam facilmente à predeterminação de pressões e volumes de vias aéreas aos quais os pulmões do paciente estão sendo submetidos pelo operador do dispositivo. O operador pode sentir uma resistência quando estão aplicando uma força no dispositivo para distribuir ar ou oxigênio. O operador pode aumentar a força para superar o bloqueio. No entanto, quando o bloqueio afasta-se, existe um risco de superpressurização ou superenchimento dos pulmões, desse modo causando barotrauma ou volutrauma ou ambos.

[003] Eliminar a operação humana de um ressuscitador para distribuir ar para um paciente é vantajoso. Eliminando o operador, o risco

de distribuir um volume de ar muito grande para o paciente e superinflar os pulmões do paciente, causando volutrauma, é reduzido. Eliminando o operador, o risco de distribuir uma pressão de ar muito grande dentro do paciente e, portanto, superpressurizando os pulmões do paciente, causando barotrauma, é reduzido. Em ressuscitação, é desejável começar no procedimento de risco menor para o paciente. O procedimento de risco menor é ressuscitação de volume em vez de ressuscitação limitada por pressão ou ressuscitação controlada manualmente.

[004] Em dispositivos conhecidos existe o risco de que um operador pode deslocar um volume de ar muito grande para dentro do paciente e, portanto, superinflar os pulmões do paciente. Existe também o risco de aplicar uma pressão que é muito grande para os pulmões do paciente. Por exemplo, quando a passagem de via aérea é bloqueada, sistemas da técnica anterior não sinalizam que o operador deve parar e remover o bloqueio.

[005] Portanto, seria uma vantagem fornecer aperfeiçoamentos para ressuscitadores que tratam ou se aproximam pelo menos um pouco de tratar pelo menos algumas das desvantagens acima mencionadas e/ou tratam pelo menos algumas das vantagens acima mencionadas ou que pelo menos fornecerão o público ou indústria ou ambos com uma escolha útil.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[006] Consequentemente em um primeiro aspecto, a presente invenção consiste em um dispositivo de ressuscitação eletricamente operável compreendendo:

[007] (a) uma bomba incluindo:

[008] um cilindro rígido que inclui pelo menos uma entrada de gás e pelo menos uma saída de gás,

[009] um pistão para deslocar-se no dito cilindro, e

[0010] pelo menos uma válvula, ao ou cada válvula configurada para permitir que o gás seja retirado de dentro do dito cilindro através da dita pelo menos uma entrada de gás durante pelo menos uma de uma primeira direção de percurso e/ou uma segunda direção de percurso do dito pistão no dito cilindro, e para permitir que o gás seja deslocado através da dita pelo menos uma saída de gás durante uma oposta de pelo menos uma da primeira direção de percurso e/ou segunda direção de percurso do dito pistão no dito cilindro,

[0011] (b) motor de controle de posição preciso de preferência selecionado de um motor escalonador e motor de realimentação ou um motor escalonador com realimentação e motor linear, operativamente conectados no dito pistão para mover o dito pistão no dito cilindro com controle de velocidade preciso,

[0012] (c) uma interface de paciente em conexão fluida de duto com a dita bomba para receber gás por meio da dita pelo menos uma saída de gás e para distribuir o dito gás ao dito paciente.

[0013] De preferência, a dita interface do paciente é uma máscara facial ou tubo endotraqueal ou tubo nasal.

[0014] De preferência, o dito motor é um motor escalonador linear que pode também ter realimentação.

[0015] De preferência, o dito motor é um servomotor que pode também ter realimentação.

[0016] De preferência, o dito motor é um motor escalonado linear e é diretamente conectado ao dito pistão.

[0017] De preferência, o motor é conectado indiretamente com o dito pistão, por meio de uma ligação.

[0018] De preferência, o dito pistão inclui uma haste de conexão com a qual o dito motor está em conexão operativa.

[0019] De preferência, o dito pistão é ou inclui uma parte (por exemplo, uma barra de ferro e montagem de ímã de terra rara) do mo-

tor linear de duas partes móveis.

[0020] De preferência, o motor e o cilindro são conectados juntos (e são de preferência engatados um no outro).

[0021] De preferência, em que intermediário à interface do paciente e a pelo menos uma saída do cilindro e na dita conexão de fluido de duto com a mesma, está um controlador de fluxo de gás.

[0022] De preferência, o controlador de fluxo de gás inclui uma válvula de uma via que permite que o gás seja deslocado da saída do cilindro para a interface do paciente e impede o gás de fluir através da válvula de uma via na direção oposta.

[0023] De preferência, o controlador de fluxo de gás inclui um orifício de exaustão com válvula por meio do qual o gás pode esgotar para aliviar a pressão na interface do paciente.

[0024] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula assume uma condição fechada quando o pistão está se movendo em uma direção para deslocar gás para a interface do paciente e assume uma condição aberta quando o pistão está se movendo na direção oposta para permitir que o gás, devido à exalação de ou pelo paciente, passe através do orifício de exaustão.

[0025] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode se fechar por uma válvula, a dita válvula montada em ou para ou em associação operativa com um atuador para controlar ativamente o movimento da válvula com relação à abertura.

[0026] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode se fechar por uma válvula, a dita válvula montada para movimento com relação à abertura em uma maneira passiva sob a influência de diferencial de pressão no gás do controlador e/ou entre o controlador de fluxo de gás e pressão de gás ambiente.

[0027] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula é movido para uma condição fechada quando o gás deve ser deslocado para dentro do dito paciente e para uma condição aberta para permitir que o gás, devido à exalação de ou pelo paciente, passe através do orifício de exaustão.

[0028] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode se fechar por uma válvula, a dita válvula montada em ou para ou em associação operativa com um atuador para controlar ativamente o movimento da válvula com relação à abertura.

[0029] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode se fechar por uma válvula, a dita válvula montada para movimento com relação à abertura em uma maneira passiva sob a influência de diferencial de pressão no gás do controlador e/ou entre o controlador de fluxo de gás e pressão de gás ambiente.

[0030] De preferência, quando o orifício de exaustão de válvula está na condição aberta, o dito motor para ou reduz a velocidade do pistão.

[0031] De preferência, um controlador é acoplado ao dito motor para controlar pelo menos a velocidade e a posição do motor.

[0032] De preferência, o dito controlador é acoplado ao dito atuador para mover o dito atuador, de preferência em uma maneira em sincronismo com o controle do dito motor.

[0033] De preferência, uma fonte de eletricidade é conectada ao dito motor.

[0034] De preferência, a dita fonte de eletricidade é conectada ao dito motor por meio do dito controlador.

[0035] De preferência, por meio de uma interface, o controlador pode ser instruído a operar o dispositivo em uma maneira adequada.

[0036] De preferência, a interface permite que a informação relacionada ao paciente seja introduzida no controlador, a informação incluindo pelo menos uma selecionada de uma idade e peso do paciente.

[0037] De preferência, o controlador recebe dados de outras partes do dispositivo, incluindo pelo menos uma de pressão de gás na interface de paciente e taxa de fluxo de volume periódico na interface do paciente.

[0038] De preferência, um monitor é fornecido para exibir as condições de operação do dito dispositivo.

[0039] De preferência, as condições de operação mostradas podem incluir pressão de gás de entrada, pressão de gás de interface de paciente, volume periódico na interface de paciente, taxa de oscilação de pistão, comprimento de percurso de pistão, energia de bateria, duração de operação.

[0040] De preferência, as condições de operação podem também ser gravadas para referência subsequente.

[0041] De preferência, a conexão fluida entre a dita saída do dito cilindro e a interface do paciente é definida em parte por um conduto flexível.

[0042] De preferência, a conexão fluida entre a dita saída do dito cilindro e a interface do paciente é definida em parte por um conduto flexível e o dito controlador de fluxo está localizado mais próximo da dita interface do paciente que o dito cilindro.

[0043] De preferência a conexão de fluido com duto e/ou a interface do paciente inclui uma válvula de alívio de pressão para permitir a redução de pressão do gás na dita interface do paciente.

[0044] De preferência, a válvula de alívio de pressão torna-se operativa para aliviar a pressão quando a pressão na dita interface de paciente atinge um certo limite.

[0045] De preferência, a dita bomba inclui uma voluta de entrada.

[0046] De preferência, a voluta de entrada inclui uma abertura para permitir que ocorra alívio de pressão da dita voluta de entrada.

[0047] De preferência, a dita voluta de entrada inclui uma válvula de uma via para permitir que ocorra o alívio de pressão dentro da voluta de entrada.

[0048] De preferência, a dita voluta de entrada inclui uma válvula de alívio de pressão para permitir que ocorra alívio de pressão fora da dita voluta de entrada.

[0049] De preferência, a dita entrada do dito cilindro está em conexão fluida com um suprimento de gás suplementar para permitir que o gás do dito suprimento de gás suplementar passe dentro do dito cilindro para distribuição subsequente para o paciente. Mais preferivelmente, o gás é oxigênio.

[0050] De preferência, o dito cilindro é dividido em duas zonas pelo dito pistão, uma primeira zona sendo em um lado do dito pistão e uma segunda zona sendo no outro lado do dito pistão e em que as ditas entradas de gás são fornecidas para permitir que o gás dentro da primeira zona, e as ditas saídas de gás são fornecidas para permitir gás fora da dita segunda zona, em que uma válvula de bomba de um sentido é fornecida para permitir transferir gás da dita primeira zona para a dita segunda zona e restringir o fluxo na direção oposta.

[0051] De preferência, a válvula de bomba de um sentido é suportada pelo pistão para operar em uma passagem através do pistão.

[0052] De preferência, gás na dita primeira zona é ou torna-se suficientemente pressurizado, no movimento do pistão em sua primeira direção de percurso, para permitir que algum gás desloque-se através da válvula de bomba de um sentido dentro da segunda zona.

[0053] De preferência, a válvula de bomba de um sentido é uma válvula de uma via passiva que se move entre uma condição aberta e fechada dependente do diferencial de pressão através da válvula de

bomba de um sentido.

[0054] De preferência, uma válvula de uma via (válvula de uma via de entrada) pode ser fornecida para permitir o gás de ser sugado para a primeira zona no movimento do pistão em sua segunda direção de percurso e que restringe o fluxo de gás na direção oposta através da dita válvula de uma via de entrada no movimento do pistão na primeira direção de percurso.

[0055] De preferência, a válvula de uma via de entrada é uma válvula de uma via passiva que se move entre uma condição aberta e fechada dependente do diferencial de pressão através da válvula de uma via de entrada.

[0056] De preferência, uma ou cada uma das válvulas de um sentido mencionada, são válvulas sob controle ativo para estar nas condições aberta e fechada em correspondência com a direção de movimento do pistão.

[0057] De preferência, o cilindro e o comprimento de percurso do pistão são de um tamanho que permite que um volume suficiente de gás seja deslocado do dito cilindro através das ditas saídas de gás, durante o movimento na dita segunda direção do pistão para distribuir um volume desejado e taxa de fluxo de gás para uma única inalação para um paciente neonatal para propósitos de ressuscitação.

[0058] De preferência, o dito cilindro é dividido em duas zonas pelo dito pistão, uma primeira zona sendo em um lado do dito pistão e uma segunda zona estando no outro lado do dito pistão, e em que a bomba é uma bomba de atuação dupla que inclui:

[0059] (a) uma primeira válvula de uma via para:

i) permitir que o gás entre na primeira zona por meio de uma dita entrada de gás (doravante "primeira entrada de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua segunda direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita primeira entrada de gás durante o movimento do pistão na primeira direção de movimento,

[0060] (b) uma segunda válvula de uma via para:

i) permitir que o gás saia da primeira zona por meio de uma dita saída de gás (doravante "primeira saída de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua primeira direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita primeira saída de gás durante o movimento do pistão na segunda direção de movimento,

[0061] (c) uma terceira válvula de uma via para:

i) permitir que o gás entre na segunda zona por meio de uma dita saída de gás (doravante "segunda entrada de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua primeira direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita segunda entrada de gás durante o movimento do pistão na segunda direção de movimento,

[0062] (d) uma quarta válvula de uma via para:

i) permitir que o gás saia da segunda zona por meio de uma dita saída de gás (doravante "segunda saída de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua segunda direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita segunda saída de gás durante o movimento do pistão na primeira direção de movimento,

[0063] (e) uma tubulação ou conduto para canalizar gás das ditas primeira e segunda saídas para a dita interface de paciente.

[0064] De preferência, cada uma ou pelo menos uma das primeira

a quarta válvulas de um sentido está controlando ativamente ou passiva no movimento entre suas condições aberta e fechada.

[0065] De preferência, o cilindro e o comprimento de percurso do pistão são de uma dimensão, e o motor é capaz de mover e ser controlado, para permitir um volume de gás suficiente a ser deslocado do dito cilindro através das ditas saídas de gás durante múltiplas oscilações do pistão para distribuir um volume desejado e a taxa de fluido de gás para uma única inalação para um paciente para propósitos de ressuscitação ou propósitos de ventilação ou ambos.

[0066] De preferência, a bomba é uma bomba de atuação dupla e o motor é de uma velocidade suficiente para, em múltiplos percursos do pistão, distribuir um volume periódico único de gás para uma única inalação para um paciente para propósitos de ventilação e/ou ressuscitação.

[0067] De preferência, o dispositivo é portátil.

[0068] De preferência, pelo menos uma da bomba e interface de paciente e motor é portátil e de preferência unitário e de preferência capaz de ser mantido em uma mão por um usuário.

[0069] De preferência, pelo menos um do controlador e suprimento de energia e monitor, é também portátil e de preferência unitário e de preferência capaz de ser mantido em uma mão por um usuário.

[0070] De preferência, a comunicação para e do controlador pode ser sem fio.

[0071] Um segundo aspecto da presente invenção, consiste em um ressuscitador para distribuir gás para um paciente a ser ressuscitado que inclui uma bomba de deslocamento positivo que é operado por um motor linear.

[0072] De preferência, a bomba é de um tipo que permite que ocorra o deslocamento contínuo de gás para um paciente durante a operação da bomba e a velocidade do motor linear é controlada para

deslocar gás para o paciente de modo a facilitar a ressuscitação.

[0073] De preferência, o controle do motor linear é tal de modo a mudar sua velocidade para fornecer uma variação no volume do gás distribuído.

[0074] De preferência, a bomba é uma bomba de deslocamento positivo (de preferência uma bomba de pistão e cilindro).

[0075] De preferência, o motor linear atua o pistão para múltiplas oscilações para distribuir um volume periódico único de gás para o paciente.

[0076] Um aspecto adicional da presente invenção consiste em um controlador de fluxo de gás para um ressuscitador que inclui uma bomba para pressurizar um gás para distribuição a um paciente e uma interface de paciente, o controlador é interposto entre a dita bomba e a interface, e inclui uma válvula de uma via que permite que o gás seja deslocado da bomba para a interface do paciente e impede o gás de fluir através da válvula de uma via na direção oposta.

[0077] De preferência, o controlador de fluxo de gás inclui um orifício de exaustão com válvula por meio do qual o gás pode se esgotar para aliviar a pressão na interface do paciente.

[0078] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula assume uma condição fechada quando a bomba está operando em um modo para deslocar gás para a interface do paciente e assume uma condição aberta durante a exalação de ou pelo paciente para passar e permitir o gás exalado passar através do orifício de exaustão.

[0079] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula assume uma condição aberta quando o dispositivo está em um modo não-operativo ou não-operacional. Mais preferivelmente, o orifício de exaustão com válvula assume uma condição aberta quando a bomba está em um modo não-operativo ou não-operacional.

[0080] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula inclui

pelo menos uma abertura que pode ser fechada por uma válvula, a dita válvula montada em ou para ou em associação operativa com um atuador para controlar ativamente o movimento da válvula com relação à abertura.

[0081] De preferência o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode ser fechada por uma válvula, a dita válvula montada para movimento relativo da abertura em uma maneira passiva sob a influência de diferencial de pressão no gás do controlador e/ou entre o controlador de fluxo de gás e pressão de gás ambiente.

[0082] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula é movido para uma condição fechada quando o gás deve ser deslocado para dentro do dito paciente e para uma condição aberta para permitir que o gás, devido à exalação de ou pelo paciente passe através do orifício de exaustão.

[0083] De preferência, o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode ser fechada por uma válvula, a dita válvula montada em ou para ou em associação operativa com um atuador para controlar ativamente o movimento da válvula com relação à abertura.

[0084] De preferência o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode ser fechada por uma válvula, a dita válvula montada para movimento relativo da abertura em uma maneira passiva sob a influência de diferencial de pressão no gás do controlador e/ou entre o controlador de fluxo de gás e pressão de gás ambiente.

[0085] Em um aspecto adicional, a presente invenção consiste em um dispositivo ressuscitador que opera para definir um período de inalação durante o qual um gás é deslocado do dispositivo para o paciente e um período de exalação durante o qual nenhum gás é deslocado

do dispositivo para o paciente e qualquer gás que é recebido do paciente é exaurido do dispositivo, em que o dispositivo utiliza um motor de controle de posição preciso (por exemplo, um motor linear ou um motor escalonador rotativo) que controla uma bomba, o motor sendo controlado para operar a bomba durante o período de inalação e o motor sendo controlado para parar a bomba durante o período de exalação.

[0086] De preferência, a bomba sofre uma pluralidade de oscilações durante qualquer período de inalação.

[0087] De preferência, a bomba sofre não mais que uma oscilação durante qualquer período de inalação.

[0088] Em um aspecto adicional, a presente invenção consiste em um ressuscitador como descrito aqui anteriormente e como aqui descrito com referência aos desenhos anexos.

[0089] Em um aspecto adicional, a presente invenção consiste em um ressuscitador como descrito aqui com referência aos desenhos anexos.

[0090] Esta invenção pode também consistir amplamente nas partes, elementos e aspectos referidos a ou indicados no relatório do pedido, individual ou coletivamente, e qualquer uma ou todas as combinações de quaisquer duas ou mais das ditas partes, elementos ou aspectos, e onde inteiros específicos são mencionados aqui que têm equivalentes conhecidos na técnica à qual esta invenção refere-se, tais equivalentes conhecidos são incorporados aqui como se individualmente descrito.

[0091] Como usado aqui, o termo "e/ou" significa "e" ou "ou" ou ambos.

[0092] Como usado aqui "(s)" seguindo um substantivo significa o plural e/ou formas singulares do substantivo.

[0093] O termo "compreendendo" como usado neste relatório sig-

nifica "consistindo pelo menos em parte de". Quando se interpreta as declarações neste relatório que incluem este termo, os aspectos, prefaciados por este termo em cada declaração, tudo precisa estar presente, mas outros aspectos podem também estar presentes. Os termos relacionados tais como "compreender" e "compreendido" devem ser interpretados da mesma maneira.

[0094] É pretendido que a referência a uma faixa de números descrita aqui (por exemplo, 1 a 10) também incorpora referência a todos os números racionais dentro desta faixa (por exemplo, 1, 1,1, 2, 3, 3,9, 4, 5, 6, 6,5, 7, 8, 9 e 10) e também qualquer faixa de números racionais dentro desta faixa (por exemplo, 2 a 8, 1,5 a 5,5 e 3,1 a 4,7).

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[0095] Uma forma preferida da presente invenção será agora descrita com referência aos desenhos anexos em que:

[0096] a figura 1 é uma vista esquemática de um ressuscitador e é mostrada para descrevê-lo na fase de inalação;

[0097] a figura 2 é uma vista esquemática de um ressuscitador e é mostrada para descrevê-lo na fase de exalação,

[0098] a figura 3 mostra o ressuscitador em um modo C-pap em que o gás suplementar é suprido no ressuscitador,

[0099] a figura 4 é uma vista esquemática de uma variação do ressuscitador mostrado nas figuras 1-3, também em um modo C-pap em que um conduto flexível estende-se entre partes do ressuscitador para fornecer independência de movimento da máscara facial com relação a alguns dos outros componentes do ressuscitador,

[00100] a figura 5 é uma vista esquemática de uma variação do ressuscitador mostrado em uma fase de exalação com referência às figuras 1-4,

[00101] a figura 6 é uma vista esquemática do ressuscitador da figura 5 mostrado em operação, movendo em uma fase de inalação,

[00102] a figura 7 é uma vista esquemática do ressuscitador da figura 5 mostrado em uma fase de inalação,

[00103] a figura 8 mostra o ressuscitador da figura 5 em um modo de inalação e em que um suprimento de oxigênio é fornecido para permitir a operação do ressuscitador em um modo C-pap,

[00104] a figura 9 ilustra o ressuscitador da figura 5, em que um conduto flexível é fornecido intermediário de certas partes do ressuscitador para fornecer, até certo ponto, independência de movimento da máscara facial com relação a alguns dos outros componentes do ressuscitador,

[00105] a figura 10 é uma vista em seção da máscara facial mostrada para incluir um sensor de volume periódico e fluxo em que o fluxo de gás é mostrado em uma direção de inalação, e

[00106] a figura 11 é uma variação àquela mostrada na figura 10 em que é mostrado em uma condição de exalação.

DESCRIÇÃO DETALHADA DE MODALIDADES PREFERIDAS

[00107] Com referência à figura 1, é mostrado um ressuscitador 1. O ressuscitador 1 consiste em um corpo de ressuscitador 2. Pode também incluir hardware associado tal como um controlador 3, um monitor 4 e suprimento de energia 5, conectados um no outro e/ou no corpo do ressuscitador 2.

[00108] O corpo de ressuscitador 2 consiste em uma unidade de bomba 6, uma unidade de controle de fluxo 7 e uma interface de paciente 8.

[00109] Falando amplamente, a unidade de bomba 6 inclui uma bomba que distribuirá ar para a unidade de controle de fluxo 7. A unidade de controle de fluxo 7 controlará o fluxo de gás entre a interface do paciente e a unidade de controle de fluxo 7 em conjunto com ou sem a unidade de bomba 6 dependendo do estado da operação do ressuscitador 1.

[00110] Na forma mais preferida, a unidade de bomba 6 e a unidade de controle de fluxo 7 são parte do mesmo corpo, por exemplo, como mostrado na figura 1. Um conduto 9 estendendo-se entre a unidade de controle de fluxo 7 e a interface do paciente 8 facilita o fluxo de gás entre a interface e a unidade de controle de fluxo 7.

[00111] Nos exemplos mostrados nos desenhos anexos, a interface é de preferência uma máscara facial. No entanto, alternativamente, a interface pode ser um tubo endotraqueal ou tubo nasal que estende-se parcialmente dentro das vias aéreas do paciente.

[00112] A unidade de bomba 6 consiste em um pistão 10 que se localiza em um cilindro 11 para deslocar gás através de uma saída 12 do cilindro e para a unidade de controle de fluxo 7. O pistão e o cilindro são de um formato complementar e garantem a existência de uma vedação suficientemente justa entre o pistão e o cilindro para propósitos de deslocar positivamente o gás através da saída 12.

[00113] O cilindro 11 pode ser cilíndrico em seção transversal ou pode ser de qualquer outro formato em seção transversal.

[00114] O pistão é atuado por meio de sua haste de conexão 14, por um motor 13. Na forma mais preferida, o motor é um atuador, de preferência um motor linear. Em uma forma alternativa, o atuador pode ser um servomotor, motor escalonador ou dispositivo similar. A haste de conexão 14 pode ser o reator para operar em conjunto com o motor 13 para o propósito de deslocar o pistão 10 no cilindro 11 em uma maneira oscilante. Alternativamente, a haste de conexão 14 pode suportar uma placa de reator ou superfície em conjunto com o motor 13. Nas figuras, a haste de conexão 14 é atuada diretamente pelo motor 13. A placa de reator pode também ser incorporada como parte do pistão para ser integral com o mesmo. Nenhuma haste de conexão pode então ser fornecida. Mecanismos alternativos podem ser empregados onde tal ação é indireta por meio de um mecanismo de ligação. Tal

ligação pode incluir um rotor e manivela e haste de conexão.

[00115] Na forma mais preferida, o motor 13 é um motor linear ou qualquer outro motor que tenha capacidades de controle de posição preciso e rápido. O controlador 3 por meio de uma conexão 15 com o motor 13 operará o motor de maneira que a taxa de fluxo desejada, volume e pressões estão sendo distribuídos através da abertura de saída 12.

[00116] A unidade de controle de fluxo 7 consiste em uma entrada que pode coincidir com ou definir a saída 12 da unidade de bomba. A unidade de controle de fluxo inclui uma saída e uma passagem estendendo-se entre a entrada e a saída. A passagem permite a transmissão de gás sendo deslocada da unidade de bomba 6 para a saída 20. A saída 20, de preferência por meio de um conduto 9, permite a distribuição deste gás para a interface do paciente 8.

[00117] Intermediário da entrada e saída da unidade de controle de fluxo está uma válvula de uma via 21. A válvula de uma via permite que o gás desloque-se da entrada para a saída por meio da passagem, mas impede o fluxo de gás da saída para a entrada.

[00118] A válvula 21 pode ser montada em uma maneira fixa no alojamento 22 da unidade de controle de fluxo 7 ou alternativamente e como mostrado na figura 1, pode ser montada em uma montagem móvel 23 para mover a montagem de válvula.

[00119] Na forma preferida, a montagem móvel 23 forma parte de um atuador de bobina da voz 24 que pode deslocar a montagem móvel 23 entre duas posições. A primeira posição é como mostrada na figura 1 e a segunda posição é como mostrada na figura 2. Esta cria uma válvula referida aqui como a válvula de exalação ou exaustão. Na figura 1, a montagem móvel 23 está localizada em uma posição de modo que pelo menos no lado de saída 20 da válvula 21, nenhuma outra abertura para a passagem da unidade de controle de fluxo 7 é

criada. Todo o gás que é deslocado pela unidade de bomba 6 é capturado para fluir para a interface do paciente 8.

[00120] Na segunda posição da montagem como mostrado na figura 2, uma abertura 27 é criada entre parte do alojamento 22 da unidade de controle de fluxo 7 e a montagem móvel 23. Nesta posição o gás pode escapar desta parte da passagem da unidade de controle de fluxo 7 intermediária da válvula 21 e da saída de unidade de controle de fluxo 20. Nesta posição da montagem móvel 23, o gás que pode ser exalado do paciente pode deslocar-se através da abertura 27, por exemplo, para a atmosfera circundante através da abertura 29. A abertura 27 pode ser uma abertura anular que é criada entre uma parte de montagem substancialmente em formato de disco e um assento em formato circular 30 do alojamento 22 da unidade de controle de fluxo 7.

[00121] Como uma consequência de um diferencial de pressão entre o lado do paciente e o lado de bomba da válvula de uma via 21, a válvula de uma via 21 assumirá uma posição fechada como mostrado na figura 2 durante a fase de operação de exalação do ressuscitador. Este diferencial de pressão negativa pode ser estabilizado por uma ou mais de uma combinação de expiração do paciente, a retração do pistão em seu cilindro afastado da saída 12 e o movimento do atuador de bobina da voz 24 de maneira a estabelecer a abertura 27. Na forma mais preferida, é o atuador de bobina da voz 24 que estabelece primeiramente a condição aberta e fechada entre a abertura 27 e esta parte da passagem da unidade de controle de fluxo 7 entre a saída da unidade de controle de fluxo 20 e a válvula de uma via 21. No entanto, onde um paciente está respirando sozinho e é capaz de criar pressão suficiente, pode ocorrer o movimento da montagem móvel 23 da válvula 21 para criar a abertura 27 sem auxílio do atuador de bobina da voz. Será apreciado que outros atuadores podem ser usados. Os atuadores que movem outros componentes diferentes da válvula 21 para criar tal

abertura para gases exalados a serem descarregados, podem ser usados.

[00122] Na fase de operação de exalação do ressuscitador, o pistão é retirado pelo motor 13 de preferência de volta a uma posição de partida predeterminada. O pistão se retrai uma vez que se deslocou seu percurso desejado completo durante a fase de operação de inalação e distribuiu o volume periódico exigido ou interrompeu enquanto retém a pressão de vias aéreas máxima durante o período de inalação. O controle da posição ou movimento do atuador de bobina de voz 24 pode ocorrer pelo controlador 3 e é de preferência sincronizado com o movimento do pistão.

[00123] Em um modo "PEEP" (pressão expiratória final positiva) os parâmetros podem ser predeterminados usando a PEEP do controlador ou do painel de monitor de modo que a pressão é controlada pelo atuador de bobina da voz. O atuador de bobina da voz 24 exercerá uma força de fechamento para a válvula de exalação igual à pressão PEEP predeterminada. A pressão PEEP é medida pelo sensor de pressão de vias aéreas 31. O controlador 3 ativará o atuador de bobina de voz 24 quando a pressão de vias aéreas expiratórias atingiu o nível predeterminado.

[00124] Na operação do ressuscitador mostrada nas figuras 1 e 2, o volume periódico distribuído ao paciente pode ser predeterminado pelo controlador 3 ou o painel de monitor 4. O volume periódico é controlado pelo comprimento de percurso do pistão 10. O volume corrente é distribuído ao paciente sobre o percurso de compressão do pistão 10 e a exalação para o paciente é facilitada durante o percurso de retração do pistão 10. Consequentemente, ocorre uma inalação e exalação do paciente durante um movimento do pistão 10 de um ponto de partida para seu deslocamento final oposto e de volta ao ponto de partida. Para um dado tamanho de cilindro, quanto mais longo o percurso do pis-

tão, maior o volume periódico.

[00125] O controlador 3 instrui o motor 13 a mover o pistão 10 uma distância predeterminada a uma velocidade predeterminada.

[00126] A realimentação do sensor de pressão de vias aéreas 31 e de um sensor de fluxo e volume periódico 36, pode fornecer controle adicional. Estes sensores podem variar a operação normal do pistão 10 e/ou atuador de bobina da voz 24, a partir de condições de operação predeterminadas por um operador, e instruída para o dispositivo por meio do painel de monitor 4 e/ou controlador 3. O comprimento de percurso e posição do pistão 10 podem em adição ser monitorados por um sensor (um sensor de posição de pistão) de ou associado com o motor 13 e/ou pistão 10. A operação do ressuscitador controlará a taxa de respiração e relação de inalação /exalação. Isto pode ser predeterminado usando o controlador e/ou painel de monitor e pode ser controlado pelo menos em parte por um cronômetro do controlador. Parâmetros dependentes do paciente podem também controlar a operação. Por exemplo, a informação de entrada no controlador 3 pode inclui o peso e a idade do paciente.

[00127] Em uma situação onde o sensor de pressão de vias aéreas 31 detecta que a pressão de vias aéreas predeterminada máxima foi atingida, o controlador 3 pode instruir o motor 13 a reduzir a velocidade ou parar. Isto pode resultar em uma manutenção da pressão de vias aéreas predeterminada para a duração do período de tempo de inalação. No caso de um excesso de pressão ou falha do sistema, uma válvula de segurança 37 pode ser atuada para abrir e aliviar a pressão nas vias aéreas do paciente. A válvula de segurança 37 pode ser uma válvula passiva que tem condições de operação predeterminadas. Alternativamente, pode ser uma válvula de segurança conectada com o controlador 3 e controlada pelo controlador para operação. Como alternativa à válvula de segurança 37, o sensor de pressão de vias aé-

reas 31 e/ou o sensor de volume de corrente e fluxo 36 podem se comunicar com o controlador 3 para direcionar o movimento do atuador de bobina de voz e casos onde condições indesejáveis estão sendo detectadas para desse modo aliviar a pressão e/ou o fluxo exaurindo o gás através da abertura 29.

[00128] Esta primeira forma de ressuscitador descrita, bem como a forma a ser descrita, permitem que dados do sensor de pressão de vias aéreas 31, do sensor de posição de pistão, do sensor de volume periódico e fluxo 36 e de um cronômetro sejam usados para registrar os dados e desempenho da operação. Uma representação gráfica no painel de monitor 4 pode também ser gerada. A representação gráfica pode ser usada pelo operador para monitorar o desempenho e determinar se são exigidos ajustes de vazamento, bloqueio ou outros para o ressuscitador. O gráfico/ou dados relacionados podem ser armazenados para auxiliar na instalação de outros sistemas de suporte de vida e para análise clínica. Tal informação estatística pode oferecer benefícios significantes para situações futuras.

[00129] A conexão elétrica 15 assegurará que o controlador 3 pode controlar apropriadamente o motor linear para, desse modo, controlar a posição e movimento do pistão. O cilindro 11 tem uma voluta de entrada 16 que inclui uma entrada primária 17. É através da entrada primária que o ar ambiente pode ser sugado para dentro da voluta de entrada quando o pistão desloca-se dentro do cilindro na direção da saída 12. Esta direção de deslocamento é mostrada na figura 1. O pistão 10 suporta uma válvula de uma via 18 que opera para estar em uma condição fechada quando o pistão está desloca-endo para a saída 12. Isto resultará em uma aspiração do ar ambiente para dentro da voluta de entrada 16. Quando o pistão 10 desloca-se na direção oposta, sendo uma direção de exalação do ressuscitador, a válvula de uma via 18 pode se abrir para permitir o ar na voluta de entrada 16 deslocar-se

dentro da região entre o pistão 10 e a saída 12 como, por exemplo, mostrado na figura 2. A entrada primária 17 pode incluir uma válvula de uma via para auxiliar tal deslocamento através da abertura criada pela válvula de uma via através do pistão impedindo o ar na voluta de entrada 16 de deslocar-se de volta para fora através da entrada primária 17. O gás que se deslocou dentro do espaço entre o pistão 10 e a abertura de saída 12 pode então, no percurso de retorno durante a fase de inalação da operação, ser deslocado pelo menos em parte através da abertura de saída 12 e para a unidade de controle de fluxo 7.

[00130] O ressuscitador pode (por exemplo, mostrado na figura 3) operar em um modo de C-pap e oxigênio suplementar. O reservatório de oxigênio suplementar 40 (que pode ou não ser conectado ao suprimento suplementar por meio da entrada 41) pode ser engatado na entrada primária 17 da unidade de bomba 6. Em vez de sugar o ar ambiente para dentro da unidade de bomba, o oxigênio ou outro gás ou mistura de gases pode ser suprido a um paciente por meio do ressuscitador. Isto permitirá que o operador controle a distribuição de uma mistura de ar/oxigênio pelo uso de, por exemplo, um misturador externo. O gás suplementar tal como oxigênio pode ser distribuído por meio da entrada primária 17 para a unidade de bomba, sob pressão. No caso de uma falha ou suprimento de gás que excede as capacidades do ressuscitador, então uma válvula de segurança 42 pode se abrir para exaurir o gás de pelo menos parte da unidade de bomba 6. Um sensor de pressão pode estar localizado em uma localização apropriada para estes propósitos. Se ocorrer uma falha com o suprimento de gás suplementar, ou a entrada primária 17 se torna bloqueada, então uma válvula de segurança 43 pode se abrir para permitir que o ar ambiente seja sugado para dentro da unidade de bomba 6 permitindo a operação contínua do ressuscitador a despeito de problema com o suprimento de gás suplementar.

[00131] Em um modo de C-pap, as condições operacionais podem ser especificadas e predeterminadas usando o controlador e/ou painel de monitor. Onde a taxa de distribuição e pressão para o reservatório de gás suplementar 40 é determinada a um nível de fluxo apropriado, o ventilador pode operar no modo C-pap. O motor 13 interromperá a operação e o fluxo do reservatório de oxigênio suplementar 40 passará através da válvula de uma via 18 através da válvula de uma via 21 para a interface do paciente 8. O sensor de pressão de vias aéreas 31 determinará a pressão de vias aéreas do paciente. Quando a pressão C-pap predeterminada foi atingida, o atuador de bobina de voz 24 exercerá uma força de fechamento na válvula de exalação para a pressão C-pap predeterminada.

[00132] Com referência à figura 4, é mostrada uma variação ao ressuscitador descrito com referência às figuras 1-3 em que um conduto flexível 56 é fornecido para estende-ser entre a unidade de bomba 6 e a unidade de controle de fluxo 7. O conduto flexível 56 pode ser encaixado entre a unidade de bomba e a unidade de controle de fluxo para permitir a distribuição de gás deslocado pelo pistão 10 para a interface do paciente 8. A unidade de controle de fluxo 7 e os sensores de pressão de vias aéreas e os sensores de volume periódico bem como a válvula de segurança 37 estar perto das vias aéreas do paciente, assegura uma distribuição de volume periódico e pressão mais precisa. Também o controlador pode fazer ajustes para a deformação na máscara do paciente. Também é possível, mas menos vantajoso, fornecer um conduto 9 que é de um comprimento desejado para permitir uma localização mais distal entre a interface do paciente 8 e a unidade de bomba 6. No entanto isto tem a desvantagem de espaço morto entre os aspectos da unidade de controle de fluxo 7 e a interface do paciente 8.

[00133] O ressuscitador das figuras 1-4, em que o pistão está atu-

ando sozinho, leva particularmente à ressuscitação e ventilação de pacientes neonatais. Uma unidade de bomba com dimensão manejável pode ser fornecida, em que em um percurso do pistão, um volume periódico suficiente de ar pode ser distribuído a um paciente neonatal para inalação. É desejável que a unidade seja relativamente portátil e, portanto, o tamanho pode ser uma restrição de desenho. No entanto, onde o tamanho não é um problema, a unidade de bomba 6 pode ser aumentada de modo que o percurso de compressão único do pistão pode distribuir um volume periódico suficiente de gás para pacientes maiores. No entanto, isto aumentará pelo menos o tamanho da unidade de bomba 6 tornando-a menos conveniente para propósitos de portabilidade.

[00134] Uma configuração alternativa do ressuscitador pode ser utilizada onde o tamanho pode ser menor. Este ressuscitador é mostrado, por exemplo, na figura 5. O ressuscitador 101 inclui uma interface de paciente 108, uma unidade de controle de fluxo 107 e componentes relacionados que são de preferência os mesmos que aqueles descritos com referência ao ressuscitador das figuras 1-4.

[00135] Esta forma alternativa de ressuscitador também inclui uma unidade de bomba 106. A unidade de bomba 106 varia da unidade de bomba 6 descrita com referência às figuras 1-4. É fornecido um motor 113 tal como um motor linear ou servomotor controlado por um controlador 103 que pode ser engatado com um painel de monitor 104. O motor linear opera um pistão 110 por meio de uma conexão tal como uma haste de conexão 114 que opera em um cilindro 111. A unidade de bomba 106 inclui uma voluta de entrada 116. A voluta de entrada por meio de uma entrada primária 117 pode sugar o ar ou suprimento de gás suplementar através da mesma, como resultado da ação do pistão e para dentro da voluta de entrada 116.

[00136] O cilindro inclui duas aberturas capazes de estar em comu-

nicação com a voluta de entrada 116. Uma primeira abertura 160 é fornecida no lado de extensão do pistão 110. Uma segunda abertura 161 é fornecida no lado de retração do pistão 110. A abertura 160 pode ser fechada por uma válvula de uma via 162. A abertura 161 pode ser fechada por uma válvula de uma via 163. A válvula de uma via 162 é capaz de assumir uma condição de abertura durante o percurso de retração do pistão e está em uma condição fechada durante o percurso de extensão do pistão. A válvula de uma via 163 é capaz de assumir uma posição aberta durante o percurso de extensão do pistão e está em uma condição fechada quando o pistão está retraindo. No lado de extensão do pistão 110, está uma abertura de saída 164 do cilindro 111. A abertura de saída pode ser fechada por uma válvula de uma via 165. A válvula de uma via 165 está em uma condição fechada durante o percurso de retração do pistão e é capaz de assumir uma condição aberta durante o percurso de extensão do pistão. A válvula de uma via 165, portanto, funciona essencialmente em um modo oposta à válvula de uma via 162 para o cilindro. A abertura de saída 164 é capaz de criar uma conexão fluida desta parte do cilindro no lado de compressão do pistão com uma voluta de saída 166. A voluta de saída 166 inclui uma abertura de saída 112 através da qual o gás deslocado pelo pistão pode passar para a unidade de controle de fluxo 7. A voluta de saída 166 é separada da voluta de entrada 116. O alojamento da unidade de bomba 106 pode incluir a voluta de entrada 116 e a voluta de saída 166 e as divisões 167, e o cilindro 111 pode separar as volutas. No lado de retração do pistão 110, o cilindro inclui uma abertura 168 para a voluta de saída 166. A abertura 168 inclui uma válvula de uma via 169. A válvula de uma via é posicionada de modo que durante o percurso de retração do pistão, o gás pode deslocar no lado de retração do cilindro através da válvula de uma via 169 para dentro da voluta de saída 166. A válvula de uma via 169 assumirá uma condição

fechada durante o percurso de extensão do pistão 110.

[00137] Em operação durante o percurso de extensão do pistão como mostrado na figura 6, a válvula de uma via 163 abre-se permitindo que o ar seja sugado para dentro do lado de retração do cilindro. O ar no lado de extensão do pistão durante o percurso de extensão pode ser deslocado através da válvula de uma via 165 para ser distribuído para dentro da voluta de saída. A válvula de uma via 169 será fechada desse modo oferecendo somente uma saída para a voluta de saída 166, sendo a saída 112. Durante o percurso de extensão do pistão, o lado de retração do cilindro é carregado com gás sendo sugado através da válvula de uma via 163. Quando o pistão desloca-se em seu percurso de retração como mostrado na figura 7, o gás que foi aspirado para dentro do lado de retração do cilindro pode então ser deslocado através da válvula de uma via 169 dentro da voluta de saída 166. A válvula de uma via 163 se fechará durante o percurso de retração, criando desse modo somente uma saída do cilindro em seu lado de retração, a saber a abertura para descarregar o gás dentro da voluta de saída 166. Durante o percurso de retração, a válvula de uma via 165 é fechada, desse modo oferecendo somente uma saída para o gás sendo distribuído dentro da voluta de saída, a saber, a abertura de saída 112. Durante o percurso de retração, o lado de extensão do cilindro é carregado com gás da voluta de entrada 116 por meio da válvula de uma via 162 que está nesta condição aberta. Como pode ser visto, a unidade de bomba 106, portanto opera em uma maneira de dupla atuação. Durante o percurso de extensão e de retração do pistão, o gás é deslocado para a abertura 112 para distribuição para o paciente. Com o uso de um motor linear ou servomotor tendo capacidades de alta frequência e sincronismo de partida e de parada preciso e imediato, um pistão operando em alta frequência pode distribuir gás para o paciente em uma maneira efetivamente contínua durante os percursos de

retração e extensão. Cada volume periódico distribuído para o paciente pode envolver um alto número de percursos do pistão. Isto permite que uma unidade compacta e de preferência portátil seja fornecida. Na exalação do paciente, a unidade de controle de fluxo 107 pode ser operada para abrir a válvula de exaustão para permitir que a exalação ocorra, pode coincidir com a operação de interrupção de motor linear. Alternativamente, o motor linear pode continuar a oscilar o pistão, mas onde uma válvula de escape pode ser aberta para descarregar o ar deslocado do pistão de atingir a válvula de controle de fluxo. Alternativamente tal escape pode ocorrer por meio da válvula de exaustão do controle de fluxo.

[00138] Com referência à figura 8, o ressuscitador descrito com referência às figuras 5-7 é também capaz de operar em um modo de gás suplementar e/ou C-pap. Isto é mostrado, por exemplo, na figura 8. Além do mais um conduto de extensão 156 pode ser utilizado como mostrado na figura 9.

[00139] O número de oscilações que o pistão pode experimentar pode ser predeterminado. As oscilações determinam o volume periódico que é distribuído para o paciente. Um operador pode interagir com a unidade de controle e/ou monitor para determinar os parâmetros de operação do ressuscitador. Como o ressuscitador descrito com referência às figuras 1-4, a detecção do comprimento de percurso e a posição do pistão, bem como as pressões das vias aéreas e o fluxo de volume periódico e volume pode ocorrer e ser gravada e exibida.

[00140] A pressão de vias aéreas pode ser monitorada pelo sensor de pressão. Quando o sensor de pressão detecta que a pressão de vias aéreas predeterminada máxima foi alcançada, o controlador então instrui o motor linear a parar ou desacelerar para manter a pressão de vias aéreas predeterminada máxima para a duração do período de inalação. Alternativamente, o controlador pode instruir o motor linear a

parar para reduzir a pressão. No caso de qualquer excesso de pressão ou falha de sistema, uma válvula de segurança como aquela descrita com referência às figuras 1-4 pode se abrir.

[00141] O atuador de bobina de voz pode ser pré-carregado de modo que o orifício de exaustão tende a uma condição orientada aberta que permite que o ar externo entre nas vias aéreas do paciente.

[00142] O ressuscitador das figuras 5-9 pode também operar em um modo PEEP como descrito previamente. No modo C-pap de operação todas as válvulas de um sentido para o cilindro são abertas. Isto permite a transferência direta de gás da voluta de entrada 116 para a voluta de saída 166 e para o paciente. Sensores de pressão e válvulas de alívio podem ser incluídos para propósitos de falha de segurança.

[00143] Com referência aos ressuscitadores nas figuras 1-9, partes do ressuscitador podem ser descartáveis. Em particular aquelas partes do ressuscitador que foram expostas à respiração exalado ou ar de um paciente, podem ser descartáveis. Elas podem ser fabricadas e montadas de maneira a facilitar seu uso descartável. Por exemplo, a interface do paciente 8, a unidade de controle de fluxo 7, e a válvula de uma via 21 e/ou o atuador de bobina de voz 24, o bocal móvel 23 e o alojamento 22, podem ser todos desengatáveis da unidade de bomba 6 e ser descartados depois do uso. Os circuitos que permitem uma rápida conexão do controlador 3 em uma montagem de substituição de tais partes podem ser fornecidos através de disposição de plugue/soquete simples. Um plugue/soquete único pode ser fornecido. Isto pode se tornar automaticamente acoplado no engate dos componentes descartáveis com a unidade de bomba 6.

[00144] Com referência às figuras 10 e 11, é mostrado mais detalhe com respeito ao sensor de volume periódico e fluxo. Na figura 10 é mostrada a interface do paciente 208 em que o sensor de fluxo e volume periódico 236 é mostrado durante a fase de inalação da opera-

ção. É conectada no controlador 203 pode meio de uma conexão 283. Com referência à figura 11, o sensor 236 é mostrado na fase de exalação. O sensor 236 é de um tipo que desloca-se dependendo do fluxo de ar além dele. Isto pode não ser ideal para detecção precisa devido à massa inercial do sensor.

[00145] Uma forma alternativa de um sensor é uma que não tem características de retardo de massa inercial. Uma forma alternativa de sensor, que pode ser usada, pode ser um medidor de fluxo de gás que mede o fluxo termicamente. Um exemplo de tal medidor de fluxo é aquele fabricado por Sensirion.com tal como seu sensor de fluxo de gás digital ASF1400/ASF/1430. Pode ser um que é feito de acordo com aquele descrito em US6813944. Tal sensor de fluxo tem uma taxa de resposta alta, dado que, diferente do sensor da figura 10, não tem massa a ser deslocada pelo fluxo. Uma resposta rápida pode ser benéfica. Tais sensores podem comumente ser referidos como um sensor de fluxo de fio quente ou medidores de fluxo de massa térmicos. O sensor ou um sensor alternativo pode também medir a temperatura da respiração exalada. Com um sensor apropriado onde a taxa de resposta é bastante rápida (por exemplo, um décimo de um segundo) é possível durante a exalação de um paciente para medir a temperatura do paciente. Esta informação pode também ser coletada e/ou exibida ou de outro modo usada pelo ressuscitador.

[00146] A invenção pode oferecer as vantagens de ser portátil, manual (incluindo ser capaz de ser segura por uma mão a fim de segurar a interface de paciente na condição apropriada) e autossuficiente em virtude de incluir sua própria fonte de energia (tal como um suprimento de energia de 12v).

[00147] O dispositivo pode ter perfis programados fixos e/ou personalizados para se adequar às exigências de pacientes, médicos e operadores.

[00148] Uma instalação de monitoramento de ritmo cardíaco pode também ser incorporada ao dispositivo, em que o ritmo cardíaco pode ser responsável no controle do dispositivo e ser mostrado pelo dispositivo.

[00149] O monitor pode auxiliar o operador a avaliar a ressuscitação do paciente. O desempenho, parâmetros de operação e estado dos aspectos do dispositivo são capazes de ser gravados. Isto pode auxiliar em análise estatística e colher informação para instalação de outros dispositivos.

[00150] O paciente como aqui definido pode ser um mamífero, tal como uma pessoa ou animal.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de ressuscitação eletricamente operável (1) caracterizado pelo fato de que compreende:

(a) uma bomba (6) incluindo:

um cilindro rígido (11) que inclui pelo menos uma entrada de gás (17) e pelo menos uma saída de gás (12),

um pistão recíproco (10) móvel para deslocar-se no dito cilindro (11) em uma primeira direção de percurso e uma direção de percurso oposta; e

pelo menos uma válvula (18), a ou cada válvula configurada para permitir que o gás seja deslocado de dentro do dito cilindro através da dita pelo menos uma entrada de gás (18) durante pelo menos uma direção de uma primeira direção de percurso e/ou uma segunda direção de percurso do dito pistão (10) no dito cilindro (11), e para permitir que o gás seja deslocado através da dita pelo menos uma saída de gás (12) durante uma direção oposta de pelo menos uma da primeira direção de percurso e/ou segunda direção de percurso do dito pistão (10) no dito cilindro (11),

(b) um motor com precisão posicionalmente controlável (13), selecionado a partir de um motor dentre um motor escalonador, servomotor e motor linear, operativamente conectado no dito pistão (10) para mover o dito pistão (10) no dito cilindro (11),

(c) um controlador (3) configurado para controlar o motor (13) para controlar a posição e o movimento e a velocidade do pistão (10) no cilindro (11) para fornecer um volume corrente pré-definido e uma taxa respiratória pré-definida do gás para entrega a um paciente a uma pressão suficiente para inflar os pulmões do paciente, a pressão não excedendo uma pressão máxima predefinida, em que o controlador (3) recebe dados de outras partes do dispositivo, incluindo pelo menos um sensor de pressão nas vias aéreas na interface do pacien-

te; e

(d) uma interface de paciente (8) em conexão fluida de duto (9) com a dita bomba (6) para receber gás por meio da dita pelo menos uma saída de gás (12) e para distribuir o dito gás ao dito paciente;

em que uma da conexão de fluido de dutos (9) e a interface de paciente (8) inclui uma válvula de alívio de pressão (37) para permitir a redução da pressão do gás na dita interface do paciente (8).

2. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a dita interface do paciente é uma máscara facial ou tubo endotraqueal ou tubo nasal.

3. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o dito motor é um motor escalonador linear que pode também ter realimentação, alternativamente o dito motor é um servomotor que pode também ter realimentação, alternativamente, o dito motor é um motor escalonador linear que é conectado diretamente no dito pistão, alternativamente o dito motor é um motor escalonador linear e é em parte integralmente formado com o dito pistão.

4. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 3, caracterizado pelo fato de que o dito motor é controlado pelo controlador para assegurar controle de velocidade preciso do motor.

5. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o motor é conectado indiretamente com o dito pistão, por meio de uma ligação.

6. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o dito pistão inclui uma haste de conexão com a qual o dito motor está em conexão operativa.

7. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que o dito pistão é ou inclui uma parte do motor line-

ar de duas partes móveis do motor linear.

8. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 7, caracterizado pelo fato de que o motor e o cilindro são conectados juntos (e são de preferência engatados um no outro).

9. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que intermediário à interface do paciente e a pelo menos uma saída do cilindro e na dita conexão de fluido de duto com a mesma, está um controlador de fluxo de gás.

10. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de que o controlador de fluxo de gás inclui uma válvula de uma via que permite que o gás seja deslocado da saída do cilindro para a interface do paciente e impede o gás de fluir através da válvula de uma via na direção oposta.

11. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 9 ou 10, caracterizado pelo fato de que o controlador de fluxo de gás inclui um orifício de exaustão com válvula por meio do qual o gás pode esgotar para aliviar a pressão na interface do paciente.

12. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o dito orifício de exaustão com válvula assume uma condição fechada quando o pistão está movendo-se em uma direção para deslocar gás para a interface do paciente e assume uma condição aberta quando o pistão está movendo-se na direção oposta para permitir que o gás, devido à exalação de ou pelo paciente, passe através do orifício de exaustão.

13. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de que o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode se fechar por uma válvula, a dita válvula montada em ou para ou em associação operativa com um atuador para controlar ativamente o movimento da válvula com relação à

abertura.

14. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de que o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode se fechar por uma válvula, a dita válvula montada para movimento com relação à abertura em uma maneira passiva sob a influência de diferencial de pressão no gás do controlador e/ou entre o controlador de fluxo de gás e pressão de gás ambiente.

15. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o dito orifício de exaustão com válvula é movido para uma condição fechada quando o gás deve ser deslocado para dentro do dito paciente e para uma condição aberta para permitir que o gás, devido à exalação de ou pelo paciente, passe através do orifício de exaustão.

16. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que quando o orifício de exaustão com válvula está na condição aberta, o dito motor para ou reduz a velocidade do pistão.

17. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de que o dito orifício de exaustão com válvula inclui pelo menos uma abertura que pode ser fechada por uma válvula, a dita válvula montada em ou para ou em associação operativa com um atuador para controlar ativamente o movimento da válvula em relação à abertura e em que um controlador é acoplado ao dito motor para controlar pelo menos a velocidade e posição do motor, e em que o dito controlador é acoplado ao dito atuador para mover o dito atuador de uma maneira em sincronia com o controle do dito motor.

18. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 17, caracterizado pelo fato de que um sensor é posicionado em ou próximo à interface do paciente na trajetória de fluxo para e do paciente para detectar pelo menos uma taxa de fluxo de volume

corrente, taxa de respiração e temperatura de respiração de exalação.

19. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 18, caracterizado pelo fato de que um monitor é fornecido para exibir as condições de operação do dito dispositivo, alternativamente em que as condições de operação mostradas podem incluir pressão de gás de entrada, pressão de gás de interface de paciente (8), volume corrente na interface de paciente (8), taxa de oscilação de pistão, comprimento de percurso de pistão, energia de bateria, duração de operação, cada uma detectada por sensores apropriados do dispositivo, alternativamente em que as condições de operação são gravadas e armazenadas para uso subsequente.

20. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a conexão fluida entre a dita saída do dito cilindro e a interface do paciente é definida em parte por um conduto flexível.

21. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 20, caracterizado pelo fato de que a conexão fluida entre a dita saída do dito cilindro e a interface do paciente é definida em parte por um conduto flexível e o dito controlador de fluxo está localizado mais próximo da dita interface do paciente que o dito cilindro.

22. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a dita bomba inclui uma voluta de entrada, em que a voluta de entrada inclui uma abertura para permitir que ocorra alívio de pressão da dita voluta de entrada.

23. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que a dita voluta de entrada inclui uma válvula de alívio de pressão para permitir que ocorra o alívio de pressão fora da voluta de entrada.

24. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que a dita entrada do

dito cilindro está em conexão fluida com um suprimento de gás suplementar para permitir que o gás do dito suprimento de gás suplementar passe dentro do dito cilindro para distribuição subsequente para o paciente, preferivelmente, o gás é oxigênio.

25. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o dito cilindro é dividido em duas zonas pelo dito pistão, uma primeira zona sendo em um lado do dito pistão e uma segunda zona sendo no outro lado do dito pistão e em que as ditas entradas de gás são fornecidas para permitir gás dentro da primeira zona, e as ditas saídas de gás são fornecidas para permitir gás fora da dita segunda zona, em que uma válvula de bomba de uma via é fornecida para permitir transferir gás da dita primeira zona para a dita segunda zona e restringir o fluxo na direção oposta.

26. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de que a válvula de bomba de uma via é suportada pelo pistão para operar em uma passagem através do pistão.

27. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 25 ou 26, caracterizado pelo fato de que o dito gás na dita primeira zona é ou se torna suficientemente pressurizado, no movimento do pistão em sua primeira direção de percurso, para permitir que algum gás desloque-se através da válvula de bomba de uma via dentro da segunda zona.

28. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 25 a 27, caracterizado pelo fato de que a válvula de bomba de uma via é uma válvula de uma via passiva que se move entre uma condição aberta e fechada dependente do diferencial de pressão através da válvula de bomba de uma via.

29. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 25 a 27, caracterizado pelo fato de que uma válvula de uma via (válvula de uma via de entrada) pode ser fornecida para permitir o gás

de ser sugado para a primeira zona no movimento do pistão em sua segunda direção de percurso e que restringe o fluxo de gás na direção oposta através da dita válvula de uma via de entrada no movimento do pistão na primeira direção de percurso.

30. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 29, caracterizado pelo fato de que a válvula de uma via de entrada é uma válvula de uma via passiva que se move entre uma condição aberta e fechada dependente do diferencial de pressão através da válvula de uma via de entrada.

31. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 25 a 27, caracterizado pelo fato de que uma ou cada uma das válvulas de uma via mencionada, são válvulas sob controle ativo para estar nas condições aberta e fechada em correspondência com a direção de movimento do pistão.

32. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 25, caracterizado pelo fato de que o dito cilindro é dividido em duas zonas pelo dito pistão, uma primeira zona sendo em um lado do dito pistão e uma segunda zona estando no outro lado do dito pistão, e em que a bomba é uma bomba de atuação dupla que inclui:

(a) uma primeira válvula de uma via para:

i) permitir que o gás entre na primeira zona por meio de uma dita entrada de gás (doravante "primeira entrada de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua segunda direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita primeira entrada de gás durante o movimento do pistão na primeira direção de movimento,

(b) uma segunda válvula de uma via para:

i) permitir que o gás saia da primeira zona por meio de uma dita saída de gás (doravante "primeira saída de gás") do dito cilindro

durante o movimento do pistão em sua primeira direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita primeira saída de gás durante o movimento do pistão na segunda direção de movimento,

(c) uma terceira válvula de uma via para:

i) permitir que o gás entre na segunda zona por meio de uma dita entrada de gás (doravante "segunda entrada de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua primeira direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita segunda entrada de gás durante o movimento do pistão na segunda direção de movimento,

(d) uma quarta válvula de uma via para:

i) permitir que o gás saia da segunda zona por meio de uma dita saída de gás (doravante "segunda saída de gás") do dito cilindro durante o movimento do pistão em sua segunda direção de movimento, e

ii) restringir o fluxo de gás na direção oposta através da dita segunda saída de gás durante o movimento do pistão na primeira direção de movimento,

(e) uma tubulação ou conduto para canalizar gás das ditas primeira e segunda saídas para a dita interface de paciente (8).

33. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 32, caracterizado pelo fato de que cada uma das pelo menos uma da primeira à quarta válvulas de uma via está controlando ativa ou passivamente ao mover-se entre suas condições aberta e fechada.

34. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 32 ou 33, caracterizado pelo fato de que o cilindro e o comprimento de percurso do pistão são de uma dimensão, e o motor é capaz de mover e ser

controlado, para permitir um volume de gás suficiente a ser deslocado do dito cilindro através das ditas saídas de gás durante múltiplas oscilações do pistão para distribuir um volume desejado e a taxa de fluxo de gás para uma única inalação para um paciente para propósitos de ressuscitação ou propósitos de ventilação ou ambos.

35. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a bomba é uma bomba de atuação dupla e o motor é de uma velocidade suficiente para, em múltiplos percursos do pistão, distribuir um volume presente único de gás para uma única inalação para um paciente para propósitos de ressuscitação.

36. Dispositivo, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o dispositivo é portátil.

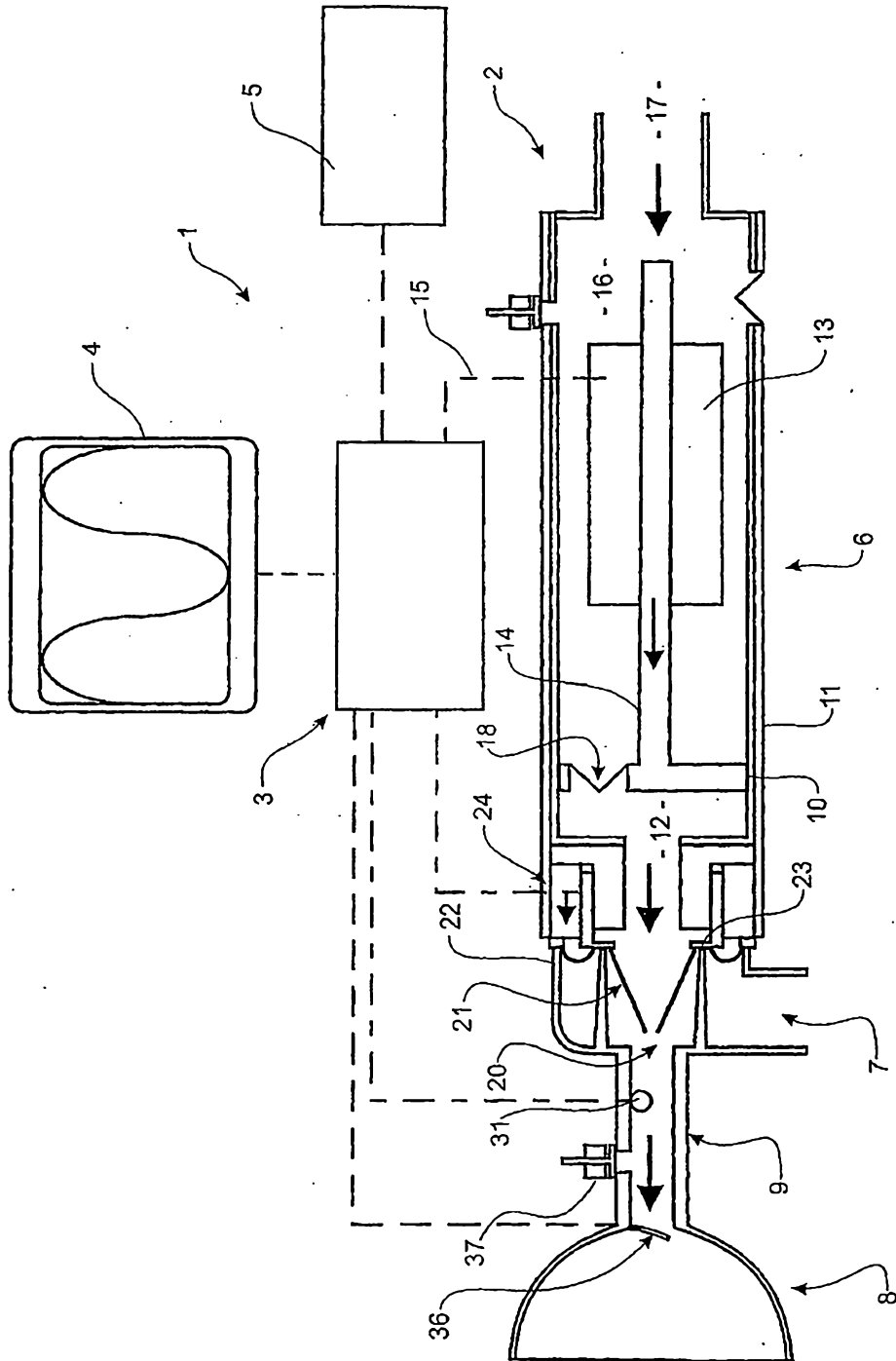


FIG. 1

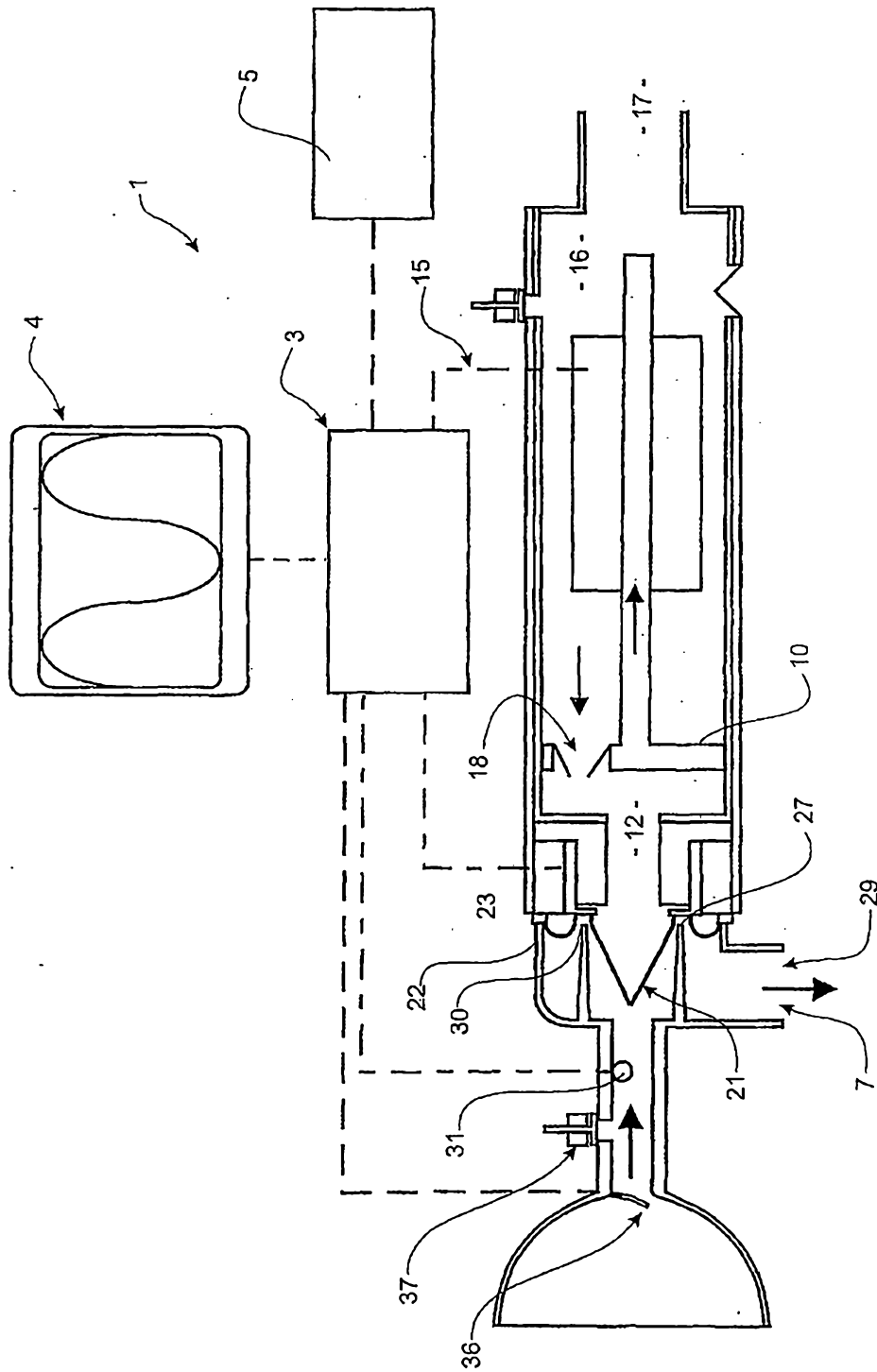


FIG. 2

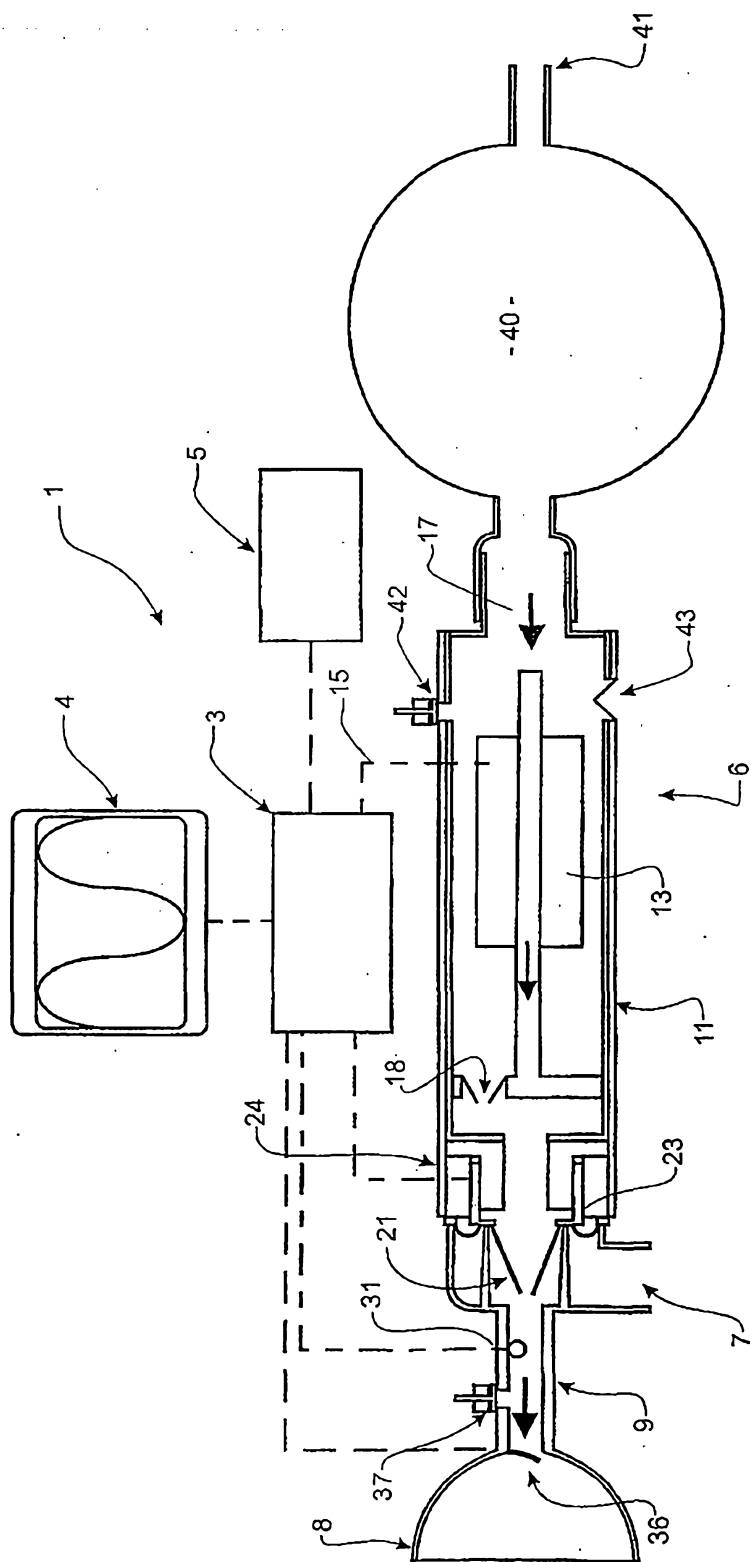


FIG. 3



FIG. 4

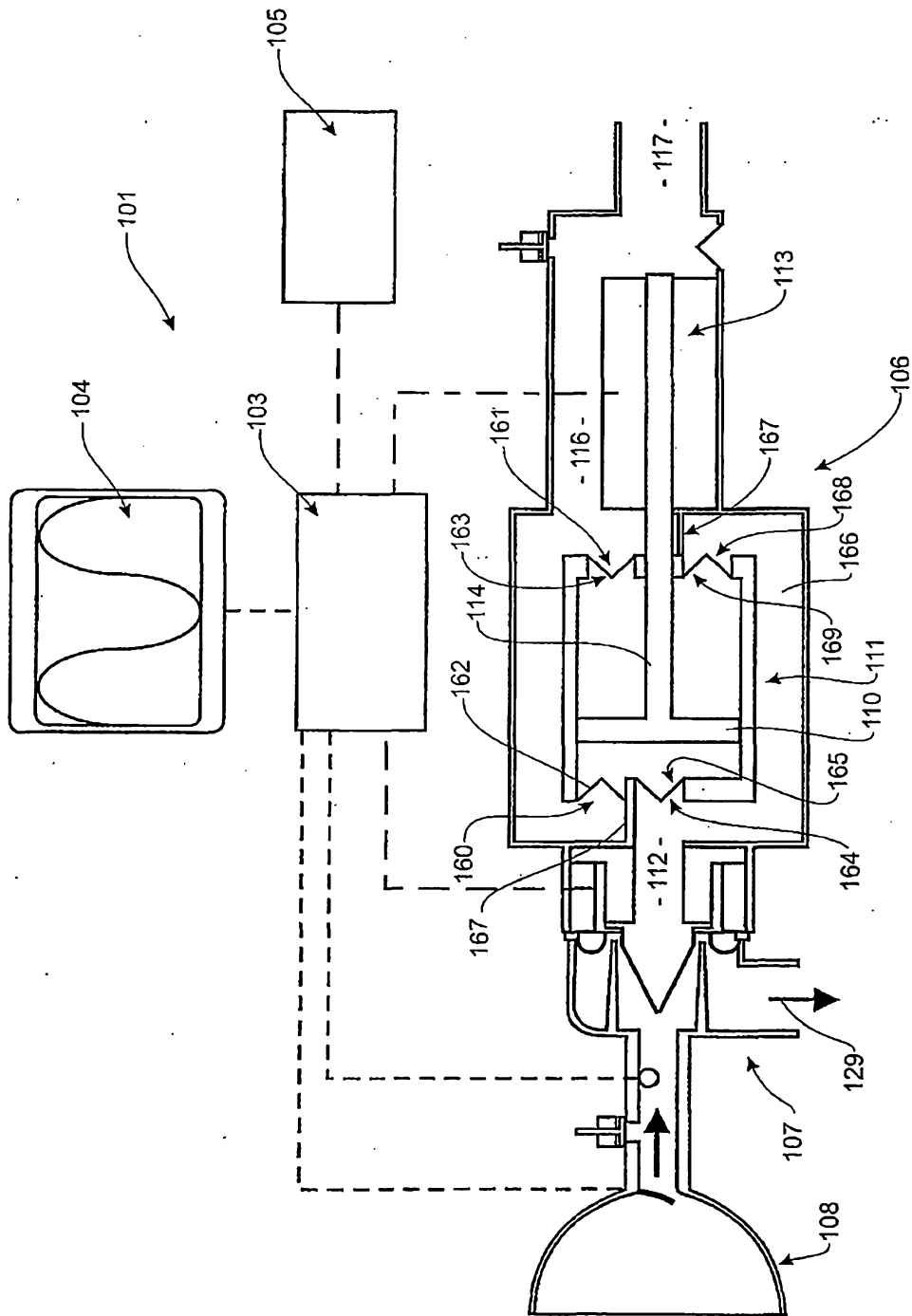


FIG. 5

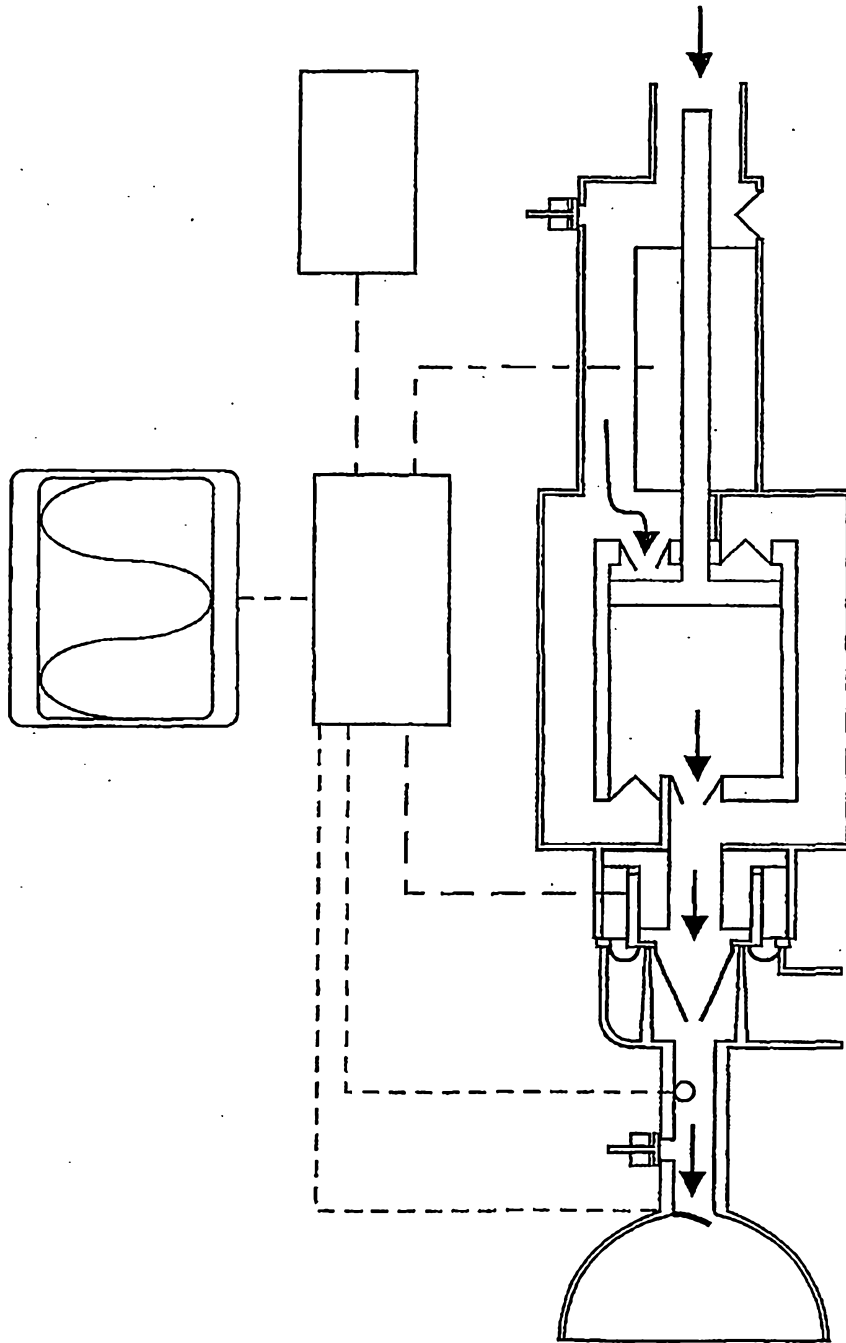


FIG. 6

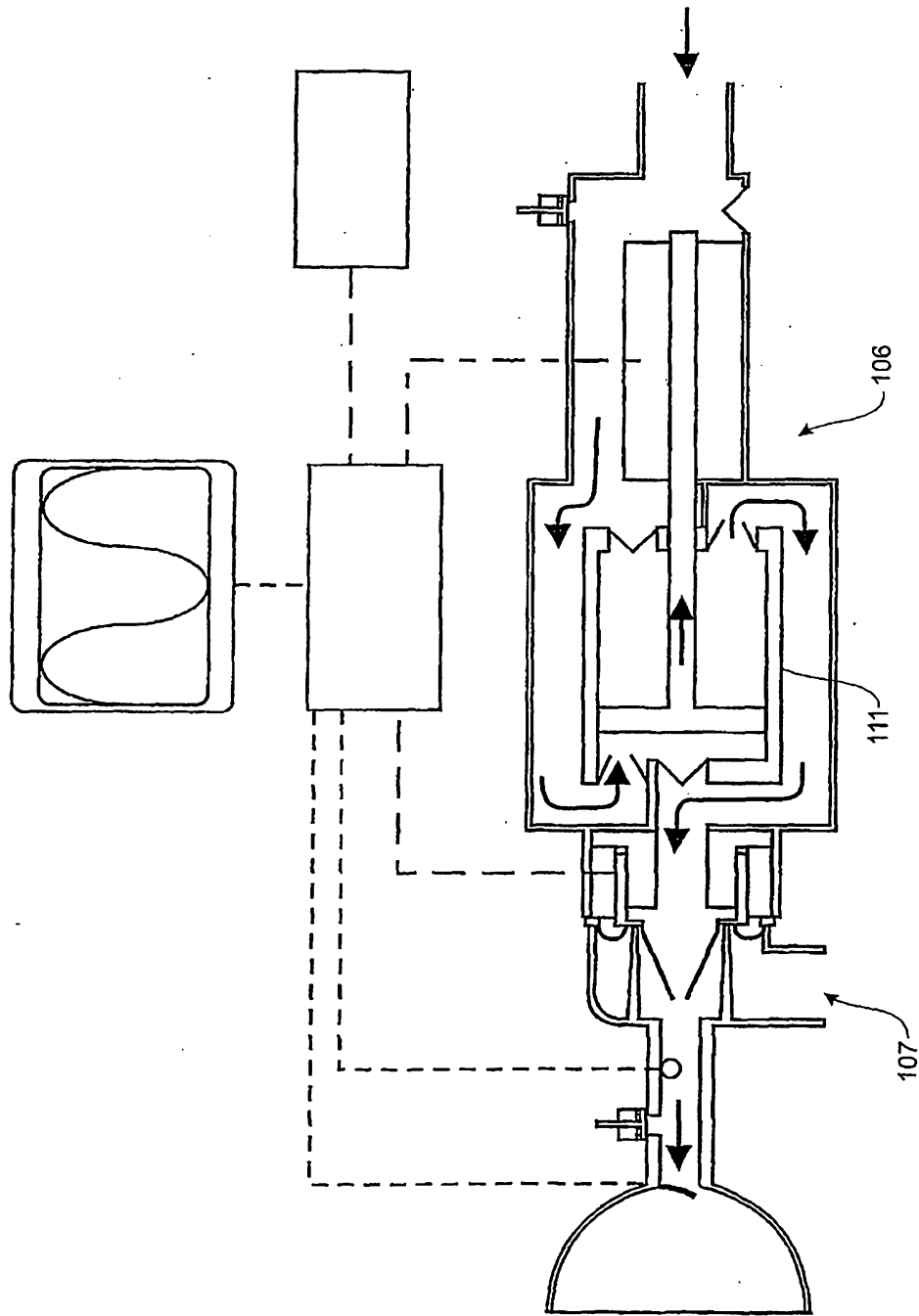


FIG. 7

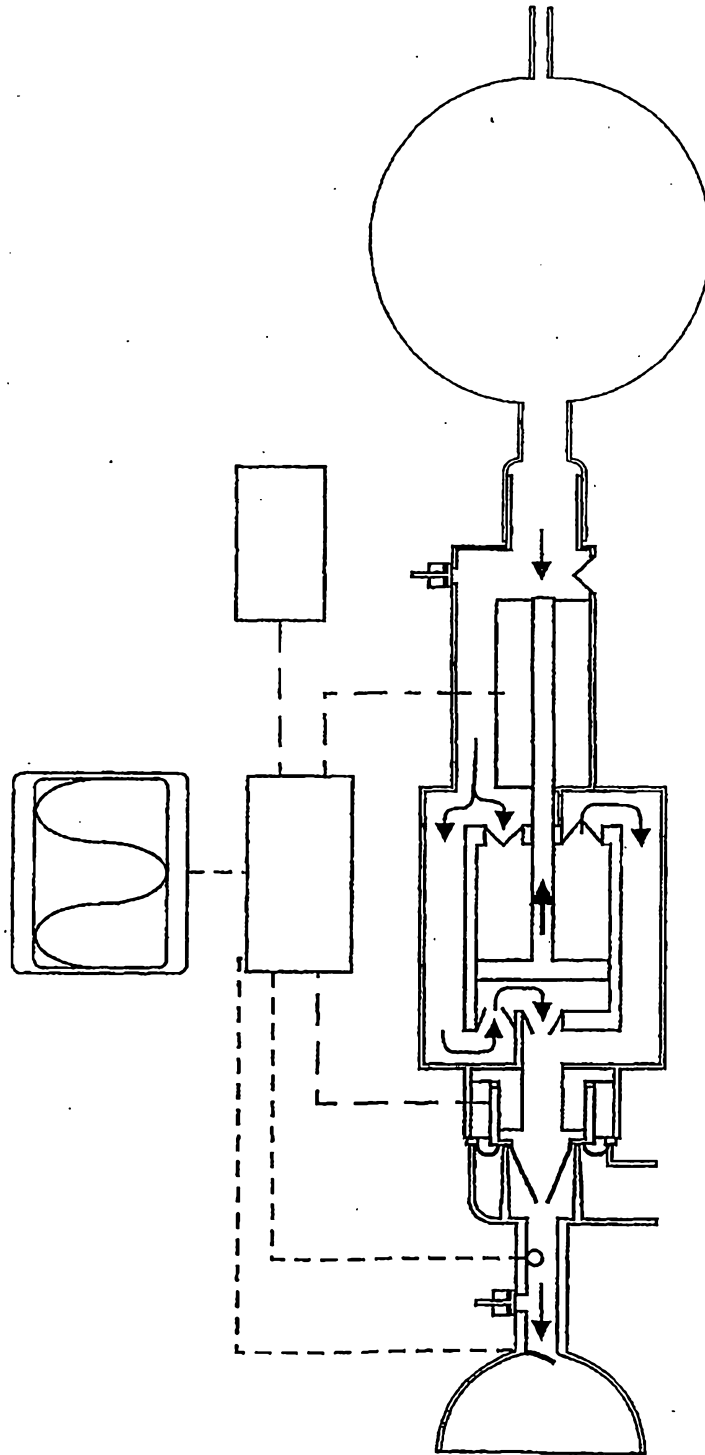


FIG. 8

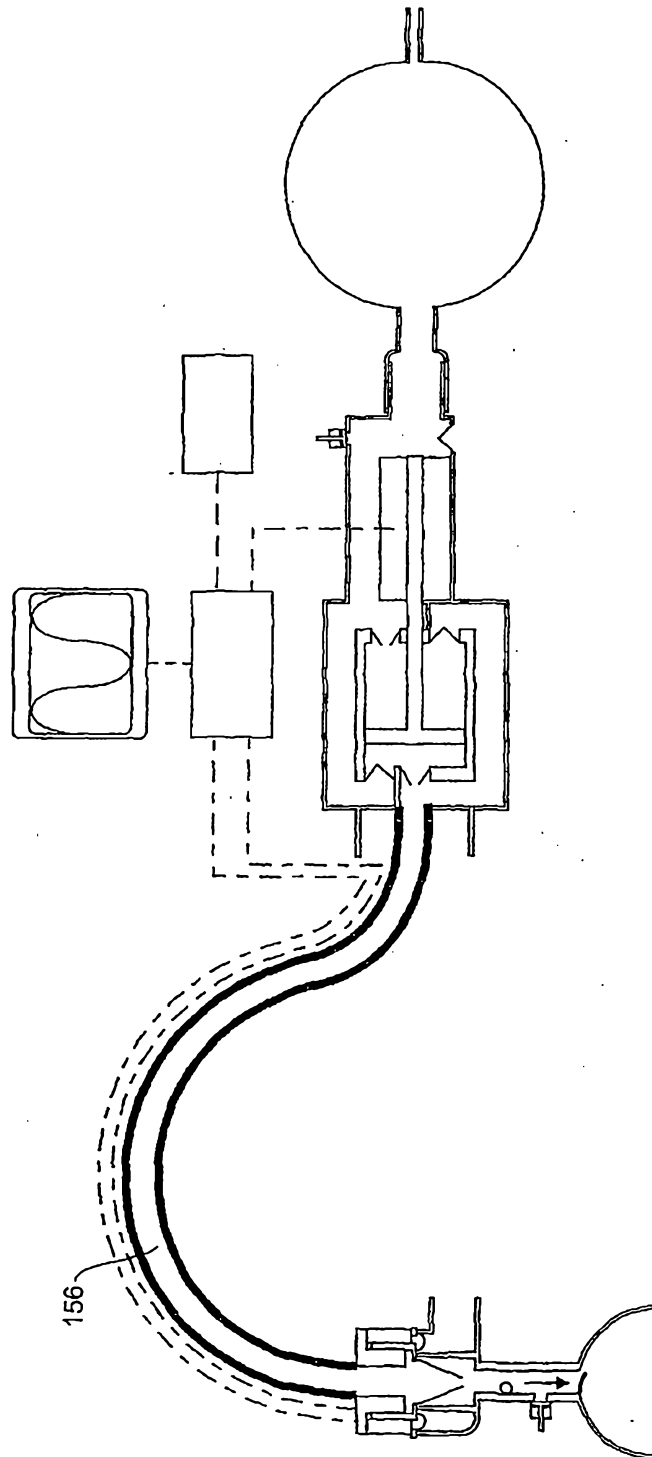


FIG. 9

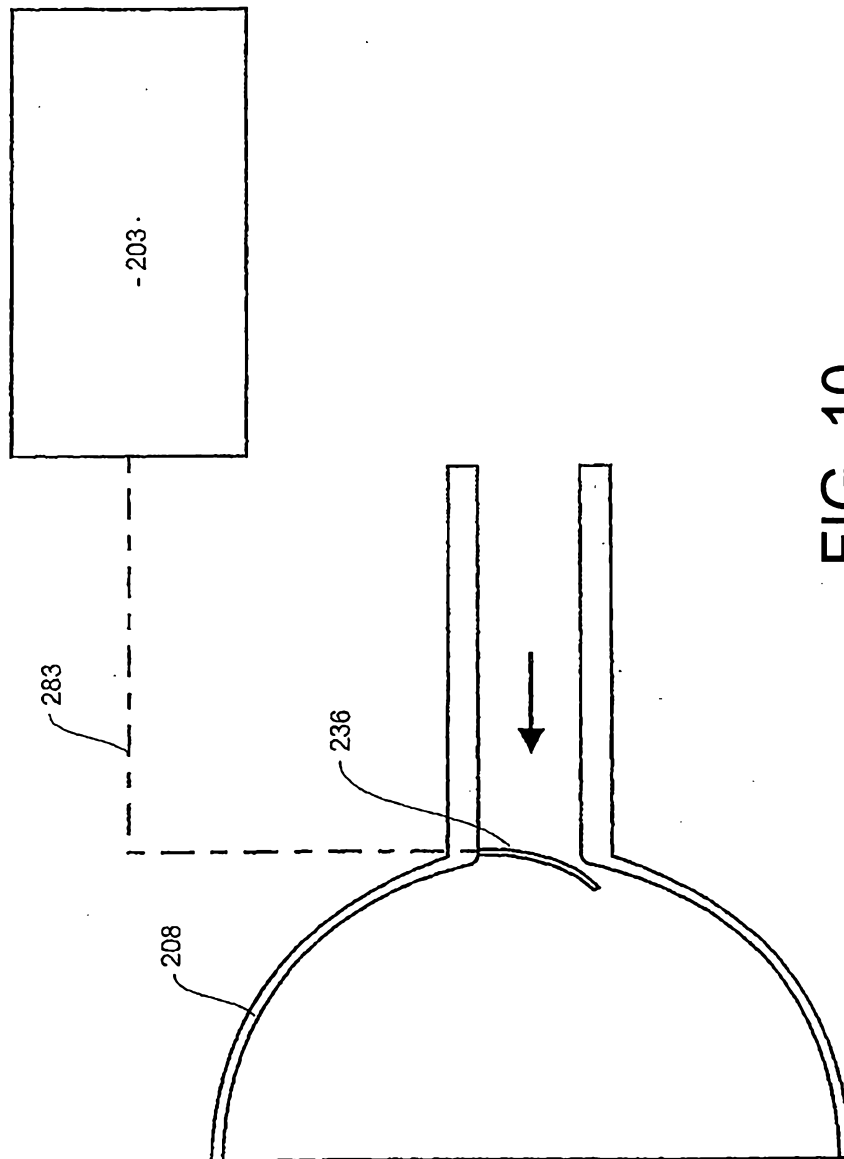


FIG. 10

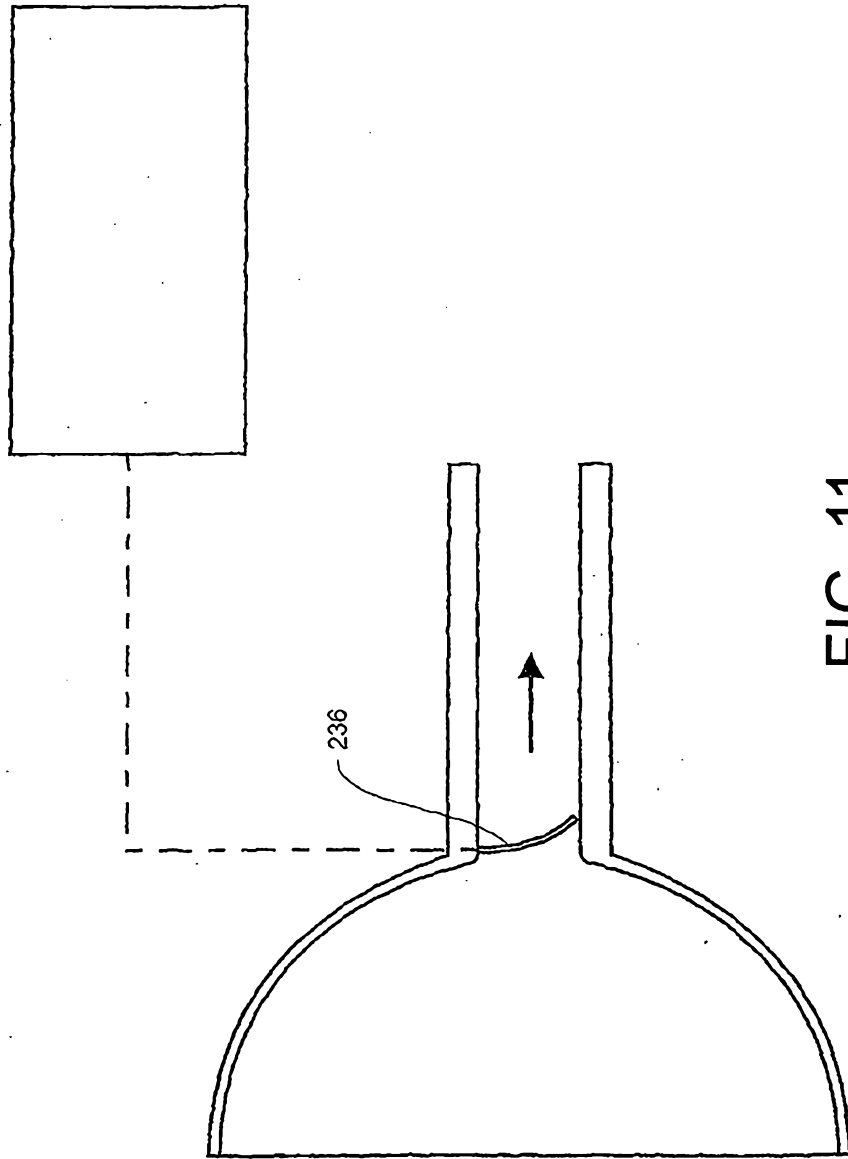


FIG. 11