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

(21) PI 0715563-8 A2

* B R P I 0 7 1 5 5 6 3 A 2 *

(22) Data de Depósito: 12/10/2007
(43) Data da Publicação: 02/07/2013
(RPI 2217)

(51) Int.Cl.:
A61M 16/00

(54) Título: VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL

(30) Prioridade Unionista: 13/10/2006 US 60/829,502

(73) Titular(es): SPACELABS HEALTHCARE , LLC

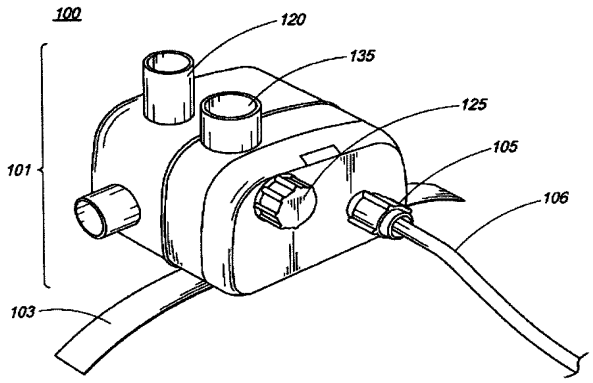
(72) Inventor(es): NICHOLAS ONG, RICHARD HENRY COOKE, ROY HAYS

(74) Procurador(es): David do Nascimento Advogados Associados

(86) Pedido Internacional: PCT US2007081198 de 12/10/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/048876de 24/04/2008

(57) Resumo: VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL. A presente invenção refere-se de maneira geral ao campo dos ventiladores, e mais especificamente a um sistema de ventilação que se aplica ao sofrimento respiratório devido ao início de um estado de doença epidêmica ou pandêmica. Em particular, a presente invenção é um sistema de ventilação que pode ser manufaturado rapidamente com requisitos de habilidade mínimos e é empregado rapidamente em resposta às condições de doença respiratória epidêmica.



VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL

CAMPO DA INVENÇÃO

A presente invenção refere-se de maneira geral ao campo dos ventiladores, e, mais especificamente, a um sistema de ventilação que se aplica a sofrimentos respiratórios devido ao início de um estado de doença epidêmica ou pandêmica. Mais especificamente, a presente invenção é um sistema de ventilação que tem o controle e a faixa de operação de modo que satisfaz as necessidades de pacientes com a síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA) em vários estágios de um estado comprometido até a recuperação. Em particular, a presente invenção é um sistema de ventilação que pode ser manufaturado rapidamente com requisitos de habilidade mínimos e é empregado rapidamente em resposta às condições de doença respiratória epidêmica.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

O sofrimento respiratório pode ser causado pelo início de uma epidemia de um agente infeccioso em uma população anteriormente saudável. O sofrimento respiratório pode ser causado por diversos estados de doença, incluindo, mas sem ficar a elas limitado, a Síndrome Respiratória Aguda Severa (ou "SRAS") e a Gripe Aviária ("gripe das aves"). A Síndrome Respiratória Aguda Grave (ou "SRAS"), uma forma grave de pneumonia que resulta em sofrimento respiratório e algumas vezes na morte, transformou-se em uma ameaça epidêmica emergente. Cada caso novo de SRAS e/ou gripe aviária relatado ainda tem o potencial de iniciar um outro surto e, ainda pior, uma pandemia global. Os sintomas mais característicos de SRAS incluem a febre, a tosse, a dificuldade respiratória e/ou outros sintomas respiratórios. Na maior parte dos casos, cuidados de suporte tais como a utilização de oxigênio suplementar, fisioterapia de tórax e/ou ventilação mecânica são necessários. A gripe aviária é

uma outra ameaça epidêmica emergente que resulta em sofrimento respiratório grave com um ataque ainda mais rápido dos sintomas.

O sofrimento respiratório, entre outros sintomas, inclui a capacidade prejudicada do paciente de manter uma oxigenação eficiente. Independentemente do agente epidêmico ou infeccioso, no entanto, o desconforto respiratório de pessoas criticamente doentes que é associado com estas condições de doença pode ser facilitado e, em muitos casos, a recuperação é acelerada ao conectar o paciente a um ventilador. Convencionalmente, para facilitar a respiração prejudicada, o paciente é sedado e mecanicamente ventilado ao utilizar a ventilação por pressão ou volume.

Um ventilador típico é operado ao forçar o gás pressurizado (tal como em um ventilador de pressão positiva) nos pulmões ou ao expandir a cavidade torácica do paciente para direcionar o gás aos pulmões (tal como em um ventilador de pressão negativa) sob uma programação predeterminada e efetuada pela entrada do operador da composição de gás, de pressão e do padrão de fluxo.

Atualmente, os ventiladores convencionais empregam microprocessadores para controlar os parâmetros de ventilação e para conter transdutores de medição de pressão e de fluxo, que apresentam dados elétricos (através dos conversores analógicos em digital) aos microprocessadores para a exibição dos parâmetros monitorados e para a ativação do alarme ou das condições de alerta.

Além disso, os ventiladores convencionais requerem a utilização de uma ampla maquinaria de fabricação com uma configuração complicada para produzir as várias peças de metal ou processos avançados de ferramentas e de moldes que são necessários para produzir as peças de plástico altamente duráveis. À medida que novas características e modos de

ventilação são adicionados, a complexidade da operação aumenta, uma vez que os controles existentes e as áreas de exibição ficam sobrecarregados com a necessidade de facilitar a entrada e a exibição das novas características. Desse modo, os ventiladores convencionais são dispositivos complexos e são caros de manufaturar e operar.

Além disso, os sistemas ventiladores convencionais são projetados para lidar com uma ampla faixa de condições dos pacientes. Por exemplo, um paciente na unidade de cuidados intensivos de um hospital é tipicamente dominado por uma série de distúrbios ou estados de doença, em que os sistemas do corpo estão em perigo de falência. A unidade de cuidados intensivos também deve lidar com uma ampla faixa de pacientes com uma ampla faixa de queixas, incluindo cirurgia, trauma, doença cardíaca, infecção, etc. Desse modo, os ventiladores convencionais têm um grande número de modos operacionais, produzidos por um conjunto complicado de componentes, que requerem que um técnico hábil configure o sistema.

Portanto, o que se faz necessário é um ventilador que tenha simplicidade física e operacional. O que também é necessário é um ventilador que seja manufaturado com materiais que sejam facilmente disponíveis. O que também é necessário é um ventilador que possa ser fabricado com ferramentas e métodos mais simples e de baixo custo.

Além disso, o que se faz necessário é um ventilador que possa responder ao sofrimento respiratório causado por um agente infeccioso em uma população anteriormente saudável. O que também é necessário é um ventilador que possa responder a várias necessidades dos pacientes. O que também é necessário é um ventilador que seja possa satisfazer as necessidades dos pacientes com SDRA que variam de um estado crítico até que o paciente possa ser desabituado com segurança do ventilador.

O que também é necessário é um ventilador que possa ser facilmente manufaturado e seja de baixo custo em qualquer momento no qual o início de uma epidemia respiratória é detectado, em volumes escalonáveis.

Além disso, o que se faz necessário é um ventilador que possa ser manufaturado em qualquer local rapidamente, antes do período de pico da epidemia. O que também é necessário é um ventilador que possa facilitar a sobrecarga de recursos do ventilador em determinadas comunidades.

DESCRIÇÃO RESUMIDA DA INVENÇÃO

A presente invenção refere-se a ventiladores mecânicos controláveis. Em uma realização, o ventilador mecânico controlável compreende uma entrada de gás conectada a um reservatório de gás, um conduto de inalação conectado ao dito reservatório de gás para receber o gás e direcionar o mesmo a uma interface do paciente, uma válvula de controle de fluxo operável para controlar o fluxo de gás do conduto de inalação a uma área de penetração de ar, em que a dita área de penetração de ar é conectada, através de um primeiro conduto e um segundo conduto, a uma porta para receber o ar atmosférico, uma interface do paciente conectada à dita área de penetração de ar por um conduto; e um mecanismo de desligamento de gás que detecta um estado da pressão no dito conduto de inalação. Opcionalmente, uma válvula é posicionada no primeiro conduto para impedir que o ar passe para fora da porta e para a atmosfera. Opcionalmente, o segundo conduto tem uma primeira extremidade conectada ao dito primeiro conduto e uma segunda extremidade conectada à dita área de penetração de ar e em que o segundo conduto tem um diâmetro que se estreita da dita primeira extremidade à dita segunda extremidade, que tem, desse modo, um diâmetro que é maior na dita primeira extremidade do que na dita segunda extremidade. Opcionalmente, a quantidade de ar atmosférico aplicada

através da dita interface do paciente pode ser modificada pela obstrução da dita porta.

Em uma outra realização, a presente invenção compreende uma entrada de gás conectada a um reservatório de gás, uma válvula de controle de fluxo do paciente conectada de maneira operacional para controlar a entrada de gás do dito reservatório de gás através de um conduto de inalação, uma interface do paciente separada do dito conduto de inalação pela dita válvula de controle de fluxo, um mecanismo de desligamento de gás que detecta um estado da pressão no dito conduto de inalação, em que o dito ventilador pode responder a várias necessidades do paciente através de pelo menos um controle.

Em uma outra realização, o ventilador mecânico controlável da presente invenção compreende uma entrada de gás conectada a um reservatório de gás, uma válvula de controle de fluxo do paciente conectada de maneira operacional para controlar a entrada de gás do dito reservatório de gás através de um conduto de inalação, uma interface do paciente, separada do dito conduto de inalação pela dita válvula de controle de fluxo, um mecanismo de desligamento de gás que detecta um estado da pressão no dito conduto de inalação, em que o dito ventilador compreende adicionalmente um dispositivo para controlar pelo menos um dentre: PIP, PEEP, nível de oxigenação e taxa respiratória.

Opcionalmente, o ventilador compreende adicionalmente um filtro umidificador para capturar a umidade e o calor, e material esterilizável. Opcionalmente, a válvula de controle de fluxo do paciente é ajustável para prover uma vazão de gás específica e a vazão de gás pode ser ajustada a pelo menos um dos modos: adulto, pediátrico e infantil. Opcionalmente, o PIP fica compreendido na faixa de 20 cm de H_2O a 35 cm de H_2O. Opcionalmente, a entrada de gás

compreende adicionalmente uma interface de gás para a conexão a uma fonte de gás pressurizado. Opcionalmente, a interface do paciente compreende adicionalmente uma interface do paciente para receber o gás exalado do paciente e uma interface do paciente para aplicar o gás ao paciente e é um entre um conjunto de máscara de respiração, um tubo endotraqueal ou um dispositivo de máscara laríngea das vias aéreas.

Opcionalmente, a válvula de controle de fluxo fica em comunicação estrutural com um botão, que pode ser fisicamente manipulado para controlar a taxa respiratória. Opcionalmente, o ventilador compreende adicionalmente um conduto de expiração e uma válvula de expiração conectada de maneira operacional à interface do paciente ou um detector de pressão e um circuito de alarme conectado de maneira operacional ao detector de pressão, em que o dito circuito de alarme gera um sinal de alarme com base em uma mudança de pressão detectada pelo dito detector de pressão. Opcionalmente, a taxa respiratória é variada ao manter o tempo de inspiração fixo e variar o tempo de expiração, e a PEEP é um controle variável que varia de 5 cm de H_2O a 20 cm de H_2O. Opcionalmente, o ventilador compreende adicionalmente um calibre de pressão integrado, localizado próximo à interface do paciente, para medir e exibir a pressão da via aérea instantânea no circuito.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

Estas e outras características e vantagens da presente invenção serão apreciados, à medida que se tornam mais bem compreendidas pela referência à seguinte descrição detalhada quando considerada em relação aos desenhos em anexo, nos quais:

a Figura 1 é uma ilustração de uma primeira realização do ventilador da presente invenção;

a Figura 2 é um diagrama esquemático dos componentes do sistema de uma primeira realização do ventilador da presente invenção;

a Figura 3 é um diagrama esquemático de uma primeira realização do ventilador da presente invenção;

a Figura 4 é um diagrama de circuito esquemático de uma realização de um circuito de alarme que é utilizado no ventilador da presente invenção; e

a Figura 5 é um diagrama esquemático de uma outra realização do ventilador da presente invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

A presente invenção refere-se a um sistema de ventilação que pode ser manufaturado rapidamente com requisitos de habilidade mínimos e pode ser rapidamente desdobrado em resposta às condições de doença respiratória epidêmica.

A presente invenção refere-se a múltiplas realizações. A linguagem utilizada neste relatório descritivo não deve ser interpretada como uma desaprovação geral de nenhuma realização específica ou ser utilizada para limitar as reivindicações além do significado dos termos utilizados na presente invenção. A referência será feita agora em detalhes às realizações específicas da invenção. Embora a invenção seja descrita conjuntamente com realizações específicas, ela não se presta a limitar a invenção a uma realização.

Em uma realização, a presente invenção refere-se a um ventilador que tem um número mínimo de controles. Em uma realização, a presente invenção refere-se a um ventilador que é utilizado para prover ventilação ou respiração mecânica a um paciente que sofre de SDRA. Em uma realização, a ventilação mecânica da presente invenção é baseada no

controle da pressão e tem pressão variável, taxa respiratória e oxigenação.

Preferivelmente, o ventilador é rapidamente desdobrável. Ainda preferivelmente, o ventilador é tão fácil e intuitivo de operar quanto possível. Ainda preferivelmente, o ventilador tem a capacidade de sustentar pelo menos 75% das vítimas de sofrimento respiratória epidêmica que requerem ventilação assistida até retomarem a respiração normal.

Em uma outra realização, a presente invenção refere-se a um dispositivo simples, seguro e eficaz para aplicar o ar rico em oxigênio ao ventilador quando o ventilador é utilizado em instalações de emergência e de excedentes fora do ambiente padrão do hospital.

Em uma outra realização, a presente invenção refere-se a um sistema de ventilação com resposta rápida que provê adicionalmente a utilização de um filtro umidificador para capturar a umidade e o calor para pacientes em um uso prolongado.

Em uma outra realização, a presente invenção refere-se a um sistema de ventilação com resposta rápida que pode ser manufaturado e distribuído em volume suficiente e a um custo muito baixo em uma parte substancial do mundo.

Contudo, em uma outra realização, a presente invenção refere-se a um sistema de ventilação com resposta rápida que pode ser descartado com segurança e responsabilidade depois de ser utilizado.

A presente invenção também se refere a um ventilador que tem simplicidade física e operacional. Além disso, a presente invenção refere-se a um ventilador, que, em uma realização, é manufaturado com materiais que estão prontamente disponíveis. Em outras realizações, o ventilador da presente invenção pode ser fabricado com ferramentas e métodos simples e de baixo custo.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é um dispositivo simples moldado que não requer quase nenhum ajuste. O dispositivo simples e moldado e sem ajustes é vantajoso pelo fato de que não representa risco adicional ao paciente. Em uma realização, o ventilador da presente invenção tem controles limitados.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas pré-fabricadas para a armazenagem em locais de manufatura estratégicos.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas fabricadas com menos material durável no início de uma epidemia. Em uma realização, o material da fabricação inclui, mas sem ficar a ele limitado, o alumínio. Deve ser compreendido pelos elementos versados na técnica, que qualquer número de processos de manufatura dos materiais de ferramentas e do kit de ferramentas pode ser utilizado na presente invenção, incluindo, mas sem ficar a elas limitado, a sinterização do bronze e a fabricação do aço. Em uma realização, a escolha do material para ferramentas e a fabricação do kit selecionado depende das necessidades da população e da situação epidêmica e/ou pandêmica. Por exemplo, mas sem ficar limitado a tal exemplo, o volume dos dispositivos necessários pode ser um indicador de que os materiais devem ser utilizados para as ferramentas e os processos do kit de ferramentas.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar peças que são fabricadas em um sistema automatizado. Desse modo, nesta realização, nenhuma ferramenta é realmente criada.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas pré-fabricadas. Preferivelmente, as ferramentas pré-fabricadas

são armazenadas em locais de manufatura estratégicos predeterminados. Esta realização é particularmente útil quando empregada em situações pandêmicas globais, onde um volume elevado de unidades necessitaria ser manufaturado rápida e eficazmente. Desse modo, em uma realização, o ventilador da presente invenção pode ser manufaturado em grandes quantidades a partir de um kit de ferramentas que pode ser utilizado em resposta às situações pandêmicas globais. Em uma realização, o kit de ferramentas é fabricado em aço de alta qualidade.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas fabricadas a partir de um material com uma durabilidade mais baixa do que o aço no início de uma epidemia. Em uma realização, o material com uma durabilidade mais baixa é o alumínio. Preferivelmente, os materiais são prontamente acessíveis para produzir um número mais limitado de unidades para mais surtos de doença localizados e as ferramentas são projetadas de uma maneira tal que podem ser manufaturadas bem rapidamente.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar peças que são fabricadas em um sistema automatizado diretamente a partir da documentação do projeto. Desse modo, nenhuma ferramenta é realmente criada. Esta realização é particularmente útil para dar suporte às áreas remotas onde o objetivo final consiste em transportar os pacientes a centros maiores ao mesmo tempo em que é provido o suporte respiratório provisório. Vantajosamente, nesta realização, o método de manufatura permite que os ventiladores da presente invenção sejam produzidos de acordo com a demanda sem o tempo que é transcorrido para manufaturar as ferramentas.

Em cada uma das realizações de manufatura descritas acima, a montagem é simples e não requer habilidades ou

treinamento altamente especializado. O ventilador pode ser, desse modo, utilizado eficazmente e com segurança por profissionais de saúde minimamente treinados em uma ampla variedade de instalações de cuidados para prover alívio respiratório aos pacientes.

Além disso, o ventilador da presente invenção é eficaz em manter viva a maior parte dos pacientes com infecções respiratórias graves que não têm outras complicações sérias, ou aqueles que seriam colocados tipicamente em ventiladores tradicionais.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é testado para assegurar que o desempenho operacional esteja dentro das faixas ou margens predeterminadas apropriadas. Em uma outra realização, o ventilador da presente invenção pode prover pelo menos um alerta ao operador quando a expectativa de vida ou as faixas ou margens de desempenho operacionais do dispositivo são excedidas ou quebradas.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é operável em uma pluralidade de modos, incluindo os modos adulto, pediátrico e infantil. Em uma realização, um operador seleciona um modo ao ajustar a vazão de gás inspirada, afetando desse modo o tempo de inspiração ou o tempo para atingir a pressão máxima predefinida.

Em uma realização, a pressão máxima é predefinida pelo operador. Em uma realização, o ventilador é operado a uma pressão máxima apropriada para a maior parte dos pacientes sem causar nenhum dano ao paciente. Em uma realização, o ventilador é operado a uma faixa de pressão de 10 cm de H_2O a 70 cm de H_2O. Em uma outra realização, o ventilador pode prover ventilação controlada por pressão até uma pressão predefinida de 20 cm de H_2O. Em uma outra realização, o ventilador pode prover ventilação controlada

por pressão até uma pressão predefinida de 25 cm de H_2O. Contudo, em uma outra realização, o ventilador pode prover opcionalmente um venturi para prover pelo menos 60% de oxigênio. Deve ser observado aqui que qualquer número de pressões distintas pode ser ajustado pelo operador dependendo da avaliação e/ou da necessidade de pacientes individuais.

Em uma outra realização, o ventilador da presente invenção pode responder à necessidade do paciente. Mais especificamente, em uma realização, se um paciente tornar a respirar espontaneamente, o ventilador da presente invenção pode entrar em um modo passivo. Em uma outra realização, se um paciente não mantiver a respiração não-assistida espontânea, o ventilador começa a operar e auxilia no suprimento de oxigênio ao paciente.

Em uma realização, a presente invenção refere-se a um ventilador descartável. Em uma outra realização, a presente invenção é um sistema de utilização limitado em que as limitações de utilização podem incluir uma pluralidade de limitações, incluindo a utilização, o tempo de execução ou datas no calendário de um paciente único. Em uma realização, a presente invenção é para ser utilizada por um único paciente, sendo que o ventilador descartável não tem nenhuma extensão de vida específica.

A Figura 1 é uma ilustração de uma primeira realização do ventilador da presente invenção. Em uma realização, o ventilador 100 compreende o invólucro principal 101 para envolver os componentes do ventilador. Em uma realização, o ventilador 100 é descartável. Em uma outra realização, o dispositivo do ventilador 100 se presta a uma única utilização pelo paciente. Contudo, em uma outra realização, o ventilador 100 se presta à utilização de múltiplos pacientes e, desse modo, pode ser reutilizado. Preferivelmente, os dispositivos do ventilador que se prestam

à reutilização são projetados e manufaturados de uma maneira tal que possam ser facilmente desmontados e limpos.

Em uma outra realização, o ventilador 100 é manufaturado ao utilizar materiais que podem esterilizados a uma temperatura de esterilização preferida de 138°C ou a uma temperatura de autoclave padrão. Estes materiais incluem os plásticos de alta temperatura, que requerem ferramentas mais avançadas. Em uma realização de utilização múltipla, o ventilador é fabricado com um material de plástico com baixo ponto de fusão, permitindo desse modo a sua manufatura com ferramentas de baixo custo.

Em uma realização, o ventilador de resposta rápida da presente invenção é manufaturado com peças conectáveis. As peças conectáveis do ventilador podem ser unidas por vários métodos, de maneira fixa ou removível, tais como, mas sem ficar a eles limitados, a colagem, o aparafusamento ou a soldagem ou qualquer outro dispositivo de conexão apropriado das peças de ferramentas, como é bem conhecido pelos elementos versados na técnica.

O ventilador 100 compreende adicionalmente uma válvula de controle de fluxo ou botão de controle da taxa respiratória 125, uma etiqueta de ativação de alarme/bateria 103, pelo menos uma interface do paciente ou porta de conexão 120 e uma porta de conexão da fonte de gás 105 que é conectada a uma fonte de gás [não mostrada] através da mangueira 106.

Em uma realização do ventilador da presente invenção, o botão de controle da taxa respiratória 125 é o único controle que deve ser ajustado pelo operador. O botão de controle da taxa respiratória 125 pode ser ajustado para permitir vários modos de operação, incluindo, mas sem ficar a eles limitados, o modo adulto, o modo pediátrico e o modo infantil. Conforme descrito acima, um operador seleciona um

modo ao ajustar a vazão de gás inspirada, afetando desse modo o tempo de inspiração ou o tempo para atingir a pressão máxima predefinida.

Com referência novamente à Figura 1, para começar a utilizar o ventilador de resposta rápida 100 da presente invenção, o operador deve primeiramente remover o ventilador de sua embalagem, que é preferivelmente estéril. Em uma realização, o ventilador 100 é então montado em uma posição segura e estável voltada para cima, mas próxima ao paciente. O operador então remove a etiqueta de ativação de alarme 103 da bateria do ventilador puxando tal como indicado.

Em uma realização, uma vez que o ventilador é desembalado e posicionado, o operador ou qualquer outro pessoal qualificado e treinado seda e intuba o paciente. O ventilador 100 é então conectado ao tubo endotraqueal do paciente ao utilizar um circuito de respiração padrão e, opcionalmente, um filtro umidificador (não mostrado) no ponto de conexão ao paciente 120. Em uma outra realização, o ventilador 100 é conectado ao paciente através de um conjunto de máscara de respiração no ponto de conexão ao paciente 120. Contudo, em uma outra realização, o ventilador 100 é conectado ao paciente através de um dispositivo de máscara laríngea das vias aéreas (LMA). Os vários dispositivos de conexão ao paciente para aplicar oxigênio ao paciente são descritos em maiores detalhes abaixo com respeito às Figuras 3 e 5. O operador então ajusta o controle da ventilação através do botão de controle da taxa respiratória 125. Preferivelmente, as dimensões físicas do paciente, tais como, mas sem ficar a eles limitadas, a altura e o peso, são empregadas para determinar a taxa respiratória. A mangueira de fonte de oxigênio 106, conectada na porta de fonte de gás 105 é então conectada a uma fonte de oxigênio (não mostrada) para permitir a operação do ventilador.

O ventilador 100 também compreende a porta de saída 135, cuja operação é descrita em maiores detalhes abaixo com respeito à Figura 3. Em uma realização, a fonte de oxigênio é operada a uma pressão que varia de 40 PSI a 70 PSI. O controle da Pressão de Expiração Final Positiva (daqui em diante, "PEEP") é então ajustado tal como indicado pelas indicações de oxigenação do paciente. A PEEP refere-se à pressão positiva residual que permanece nas vias aéreas no final do ciclo de expiração. Ela é empregada para impedir que o pulmão entre totalmente em colapso após cada respiração, melhorando desse modo a troca de gás no pulmão.

A ventilação é continuada com a observação freqüente do status de alarme (descrito abaixo) e da oxigenação do paciente. Em uma realização, quando a ventilação é completada ou é interrompida, o ventilador e os componentes do circuito de respiração são lacrados em um saco descartável e são levados ao ponto mais próximo de coleta de descarte para o descarte apropriado. Em uma outra realização, quando a ventilação é completada ou é interrompida, o ventilador e os componentes do circuito de respiração são apropriadamente esterilizados e novamente embalados para o uso subseqüente, tal como descrito acima.

A Figura 2 é uma ilustração detalhada dos componentes do sistema de uma primeira realização do ventilador da presente invenção. Em uma realização, o ventilador 200 compreende a porta do paciente ou interface de conexão 220, a válvula de escape da sobrepressão do gás 202a e a tampa da válvula 202b, o jato de escape 265, o primeiro acionador de diafragma 250, o trajeto do acionador ou o conduto de inalação 215, o disco de jato 206, a vedação de fole 207, a primeira vedação 208, a interface de gás comprimido 205, o conduto de ramificação 245, o anel em "O" 211, a primeira tampa do jato 212, a vedação da tampa

superior 213, o acionador eletrônico 214, a placa de circuito impresso (PCI) 240, o botão de controle da taxa respiratória 225 e a porta de saída 235. Em uma realização opcional, o ventilador 200 compreende adicionalmente um Venturi (não mostrado).

Em uma realização, a interface do paciente 220 compreende adicionalmente a interface do paciente 220a para receber o ar do paciente e a interface do paciente 220b para aplicar oxigênio ao paciente.

As características operacionais dos componentes do sistema da Figura 2 são descritas em detalhes com respeito à Figura 3. Além disso, a PCI do circuito de alarme 240, que em uma realização é conectada de maneira operacional ao ventilador da presente invenção através do acionador eletrônico 214, é discutida em detalhes com respeito à Figura 4 abaixo.

A Figura 3 é um diagrama esquemático de uma primeira realização do ventilador da presente invenção. As características operacionais da primeira realização do ventilador de resposta rápida da presente invenção serão descritas com respeito ao diagrama esquemático da Figura 3. Deve ser outra vez observado que as descrições operacionais abaixo são exemplificadoras e que a linguagem utilizada neste relatório descritivo não deve ser interpretada como uma desaprovação geral de nenhuma realização específica.

Com referência agora à Figura 3, o ventilador 300 compreende uma interface de gás comprimido 305, que compreende adicionalmente um reservatório de gás comprimido 399, que em uso, é conectado a uma fonte de gás pressurizado (não mostrada). Em uma realização, o gás pressurizado é o oxigênio. Em uma outra realização, o gás pressurizado é o ar comprimido médico. Em uma realização, a interface de gás comprimido 305 é uma porta de entrada.

O ventilador 300 compreende adicionalmente a válvula de controle de gás 310. A válvula de controle de gás 310 é conectada ao reservatório de gás comprimido 399 em uma extremidade. Na extremidade oposta, a válvula de controle de gás 310 é conectada ao conduto de inalação 315. O conduto de inalação 315 é conectado operacionalmente à interface do paciente 320 através da válvula de controle de fluxo 325. Em uma realização, a válvula de controle de fluxo 325 é um botão que pode ser manipulado para controlar a taxa respiratória. Em uma outra realização, a válvula de controle de fluxo 325 é um jato fixo, que aplica uma taxa respiratória proporcional ao tamanho do paciente.

Em uma realização, a interface do paciente compreende adicionalmente a interface do paciente 320a para receber o ar do paciente e a interface do paciente 320b para aplicar oxigênio ao paciente.

Em uma realização, as interfaces do paciente 320a e 320b são conectadas a uma máscara respiratória. Em uma outra realização, as interfaces do paciente 320a e 320b são conectadas a um tubo endotraqueal. Contudo, em uma outra realização, as interfaces do paciente 320a e 320b são conectadas a um dispositivo de máscara laríngea das vias aéreas (LMA). Os dispositivos de máscara laríngea das vias aéreas são bem conhecidos dos elementos versados na técnica e são utilizados em anestesia e emergência médica para o controle das vias aéreas. Mais especificamente, é um tubo com uma braçadeira inflável, que é introduzido na faringe. Ele causa menos dor e tosse do que um tubo endotraqueal e é mais fácil de introduzir. Deve ser observado, no entanto, que a máscara laríngea das vias aéreas não é recomendada para qualquer um devido ao risco de aspiração pulmonar.

O conduto de inalação 315, que fica próximo a 320b, se estende a partir da interface do paciente 320b em uma

interface de exalação, que compreende a porta de saída 335. A porta de saída 335 é controlada pela válvula de expiração 340, em comunicação com o conduto de ramificação 345 e conectada ao conduto de inalação 315, que fica próximo à válvula de controle de gás 310. Em uma realização, um mecanismo de controle de PEEP é conectado à válvula de expiração 340. O controle de PEEP é então ajustado, ao utilizar a válvula de PEEP externa 385, conforme indicado pelas indicações de oxigenação do paciente.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção também compreende um detector de pressão 314. Em uma realização, o detector de pressão 314 é empregado como uma interface ao sistema de alarme descrito na Figura 4. Em uma realização, o detector de pressão 314 é um acionador de diafragma eletrônico que traduz a atividade dentro do ventilador em um sinal que pode ser utilizado para avisar o operador sobre eventos predeterminados, tal como descrito em maiores detalhes abaixo.

O acionador de diafragma 350 é conectado à interface do paciente 320b através do conduto 355 e da válvula de não-retorno 395. O acionador de diafragma 350 é vedado à válvula de controle de gás 310, com a haste de compressão 360. O acionador de diafragma 350 pode ser lacrado na válvula de controle de gás por meio de qualquer dispositivo de vedação conhecido pelos elementos versados na técnica, incluindo, mas sem ficar a ela limitados, a vedação de borda. A haste de compressão 360 aciona a válvula de controle de gás 310 em resposta ao movimento do acionador de diafragma 350. O acionador de diafragma 350 também é equipado com uma válvula auxiliar 365, que é descrita em maiores detalhes abaixo.

Em operação, um gás comprimido é aplicado ao ventilador 300 a partir de uma fonte, tal como um tanque,

preferivelmente a uma pressão maior do que 5 PSI. Em uma realização, o gás comprimido é o oxigênio. Um regulador de gás (não mostrado) regula a distribuição de gás comprimido a uma pressão apropriada para o uso dentro da unidade do ventilador 300. Em uma realização, uma pressão apropriada para a fonte de gás comprimido fica compreendida na faixa de 5 PSI a 60 PSI. Em uma realização, uma pressão apropriada para a fonte de gás comprimido é de 50 PSI. Em uma outra realização, uma pressão apropriada para a fonte de gás comprimido é de 30 PSI.

A inalação é acionada ao aplicar oxigênio regulado através da válvula de controle de gás 310 e através do conduto de inalação 315 e da válvula de controle de fluxo 325, aumentando desse modo a pressão no conduto de inalação 315. A contrapressão resultante no conduto de inalação 315 causada pela válvula de controle de fluxo 325 é passada através da válvula de não-retorno 390 ao conduto de ramificação 345, que aciona subseqüentemente a válvula de expiração 340. Uma vez acionada, a válvula de expiração 340 veda a porta de saída 335, permitindo a distribuição do oxigênio ao paciente e resultando em um aumento da pressão.

O acionador de diafragma 350 detecta o aumento resultante na pressão através da válvula de não-retorno 395 e do conduto 355 e faz com que a haste de compressão 360 seja movida para cima até que a válvula de controle de gás 310 seja acionada e, desse modo, fechada, e o fluxo de gás seja subseqüentemente interrompido.

A pressão dentro do acionador de diafragma 350 é retida por uma válvula auxiliar 365. A válvula auxiliar 365 é controlada através do acionador de diafragma auxiliar 380. Em particular, o jato de escape 382 reduz a pressão dentro do acionador de diafragma auxiliar 380 até que a válvula de controle de gás 310 se abra. Quando a válvula de controle de

gás 310 se abre, a válvula auxiliar 365 se abre e descarrega subseqüentemente a pressão de gás que mantém o acionador de diafragma 350 na posição, interrompendo desse modo o fluxo de gás através da válvula de controle de fluxo 325. Quando a válvula auxiliar 365 é fechada, o fluxo de oxigênio retorna ao paciente, repetindo desse modo o ciclo.

A contrapressão inicial responsável pelo fechamento da válvula de expiração 340 é equalizada através da válvula de controle de fluxo 325. A contrapressão se deteriora através do jato de escape 375, que controla o tempo de inspiração, permitindo desse modo que a válvula de expiração 340 se abra para a atmosfera. A exalação é espontânea quando a sobrepressão armazenada nos pulmões durante a inalação é liberada. A sobrepressão nos pulmões do paciente é descarregada através da porta de saída 335, na forma de fluxo de gás. Além disso, o jato de escape 382 ajusta o tempo de expiração. Desse modo, a ação dos jatos de escape 375 e 382 ajusta a taxa respiratória e, portanto, a relação entre a inalação e a exalação.

Com referência novamente à Figura 3, em uma realização do ventilador da presente invenção, o tempo de expiração é predefinido a pelo menos 1,5 segundo através do ajuste do tamanho do jato de escape 382 e do ajuste do volume interno do diafragma auxiliar 380. Em uma realização, o tempo de expiração é predefinido a 2 segundos. Em uma realização do ventilador da presente invenção, a taxa respiratória é ajustada a uma faixa entre 10 e 45 respirações por minuto (BPM).

Em uma realização da presente invenção, a válvula de controle de fluxo ou o botão de controle da taxa respiratória 325 são os únicos controles que devem ser ajustados pelo operador. O botão de controle da taxa respiratória 325 pode ser ajustado para permitir vários modos

de operação, incluindo, mas sem ficar a eles limitados, o modo adulto, o modo pediátrico e o modo infantil.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é operado no Modo de Controle de Pressão. Em uma realização da presente invenção, o controle da pressão da via aérea 381, localizado próximo à interface do paciente 320b, é empregado para ajustar a pressão do paciente alvo no sistema de controle. Em uma realização, a pressão de ventilação é fixa e ajustada pelas dimensões do acionador de diafragma 350 e pelos ajustes disponíveis do regulador. Em uma realização, a pressão é apropriada para a maior parte dos pacientes sem causar nenhum dano ao paciente. Em uma realização, a pressão da ventilação é variável e ajustada pelo operador. Em uma realização, o ventilador 300 é operado a uma faixa de 10 cm de H_2O a 70 cm de H_2O. Em uma outra realização, o ventilador 300 é operado a uma faixa de 20 cm de H_2O a 35 cm de H_2O. Em uma realização, o ventilador 300 é operado em um máximo de 20 cm de H_2O. Em uma outra realização, o ventilador 300 pode prover ventilação controlada por pressão a uma pressão predefinida 25 cm de H_2O. A válvula de escape de pressão 302 é localizada no circuito ao paciente que é ajustado para assegurar que uma super-pressão não seja aplicada ao paciente.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas pré-fabricadas. Preferivelmente, as ferramentas são pré-fabricadas e armazenadas em locais de manufatura estratégicos predeterminados. Esta realização é particularmente útil quando empregada em situações pandêmicas globais, onde um volume elevado de unidades necessitaria ser manufaturado rápida e eficazmente. Desse modo, em uma realização, o ventilador da presente invenção pode ser manufaturado em grandes quantidades a partir de um kit de ferramentas que

pode ser utilizado em resposta às situações pandêmicas globais. Em uma realização, o kit de ferramentas é fabricado em aço de alta qualidade.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas fabricadas a partir de um material com uma durabilidade mais baixa do que o aço no início de uma epidemia. Em uma realização, o material com uma durabilidade mais baixa é o alumínio. Preferivelmente, os materiais são prontamente acessíveis para produzir um número mais limitado de unidades para mais surtos de doença localizados. As ferramentas podem ser manufaturadas bem rapidamente.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar peças que são fabricadas em um sistema automatizado diretamente a partir da documentação do projeto. Desse modo, nesta realização, nenhuma ferramenta é realmente criada. Esta realização é particularmente útil para dar suporte às áreas remotas onde o objetivo final consiste em transportar os pacientes a centros maiores, mas independentemente do suporte respiratório provisório ser requerido. Vantajosamente, o método de manufatura da presente invenção permite que os ventiladores sejam produzidos de acordo com a demanda sem o tempo que é transcorrido para manufaturar as ferramentas.

Em cada uma das realizações de manufatura descritas acima, a montagem é simples e não requer habilidades ou treinamento altamente especializado.

O ventilador pode ser utilizado eficazmente e com segurança por profissionais de saúde minimamente treinados em uma ampla variedade de instalações de cuidados para proporcionar alívio respiratório aos pacientes.

Além disso, o ventilador da presente invenção é eficaz em manter viva a maior parte dos pacientes com

infecções respiratórias graves que não têm outras complicações graves ou aqueles que seriam colocados tipicamente em ventiladores tradicionais.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é testado para assegurar que o desempenho operacional esteja dentro das faixas ou margens predeterminadas apropriadas. Em uma outra realização, o ventilador da presente invenção pode prover pelo menos um alerta a um operador quando a expectativa de vida ou as faixas ou margens de desempenho operacionais do dispositivo são excedidas.

Em uma realização do ventilador de resposta rápida da presente invenção, o ventilador pode ser operado independentemente das fontes de alimentação elétricas.

Em uma outra realização, o ventilador de resposta rápida é movido a oxigênio a uma pressão regulada.

Em uma outra realização, o ventilador de resposta rápida da presente invenção é operado por meio de bateria.

Em uma realização, o ventilador de resposta rápida da presente invenção compreende adicionalmente um sistema de alarme.

Em uma realização, o ventilador de resposta rápida da presente invenção tem um alarme de áudio e/ou visual que alerta quando ocorre uma falha da bateria, ou quando a voltagem da bateria cai abaixo de um nível predeterminado aceitável. Desse modo, em uma realização, os componentes eletrônicos do sistema de alarme são alimentados por uma bateria, tal como uma bateria alcalina de manganês, uma bateria do tipo de mercúrio ou qualquer outra bateria apropriada conhecida pelos elementos versados na técnica. Quando a voltagem da bateria alcança um nível de voltagem predeterminado definido na fábrica, um alarme visual é ativado, tal como um diodo emissor de luz, que irá começar a

piscar em VERMELHO. Opcionalmente, o alarme também irá emitir um alarme audível, tal como um som de estalo. Isto é indicativo de que a bateria precisa ser trocada. Em uma realização, a condição de baixa voltagem da bateria é ajustada para detectar quando a voltagem da bateria é inferior a 2,5 volts.

O sistema de alarme também pode detectar a atividade interna do ventilador e, ao detectar uma condição de alarme, irá fornecer uma saída visual e/ou audível. Em uma realização, uma condição de alarme significa baixo suprimento de pressão de gás. Em uma outra realização, uma condição de alarme significa a desconexão do paciente. Contudo, em uma outra realização, uma condição de alarme significa falha na ventilação.

Desse modo, o sistema de alarme é utilizado para prover um alarme de apnéia audível e/ou visual. Em uma realização, o sistema de alarme faz com que um diodo emissor de luz emita uma luz piscante curta, preferivelmente verde, em cada respiração, para confirmar que o sistema de ventilação da presente invenção está adaptado e funcionando corretamente. Se nenhuma respiração for detectada dentro de um período de tempo predeterminado, um bipe audível e pulsante é emitido conjuntamente com um diodo emissor de luz piscante, preferivelmente VERMELHO, para identificar que o sistema de alarme do ventilador da presente invenção está em um estado de alarme. Em uma realização, o período de tempo predeterminado entre a detecção da respiração é predefinido na fábrica e fica compreendido na faixa de quinze a vinte segundos.

Em uma realização, tal como descrito acima com respeito à Figura 3 e novamente com referência à Figura 3, o sistema de alarme é conectado de maneira operacional ao ventilador da presente invenção através de um acionador de

diafragma eletrônico 314. Especificamente, o acionador de diafragma 314 é conectado de maneira operacional a uma PCI (não mostrada), através de um êmbolo no acionador de diafragma eletrônico, que se move uma vez por respiração sob a ação pneumática do ventilador e inicia desse modo a detecção da atividade do sistema de alarme. A PCI também provê o suporte para os componentes de energia/bateria através da conexão aos terminais da bateria, tal como mostrado na Figura 4. Além disso, o alarme audível e os diodos emissores de luz são alinhados com o sistema de ventilação da presente invenção para permitir que o som e a luz passem de uma maneira tal que possam operar como alertas visíveis e audíveis ao operador. Em uma realização, uma mudança de pressão é detectada pelo acionador de diafragma que traduz a atividade dentro do ventilador em um sinal que pode ser utilizado pela PCI para avisar sobre um evento predeterminado, tal como o deslocamento do diafragma sob pressão devido a um aumento na pressão.

Em uma realização, quando da inalação da primeira respiração pelo paciente, a bateria provê a energia ao sistema de alarme de modo que ela seja distribuída e, desse modo, o alarme está pronto para detectar automaticamente uma condição de alarme na ocorrência da primeira respiração, minimizando o risco de um operador se esquecer de ativar o alarme. As respirações subseqüentes se alternam entre a inspiração durante a qual o ar é provido pelo ventilador aos pulmões do paciente e a expiração, durante a qual o ar passa para fora da válvula de exalação.

A Figura 4 é um diagrama de circuito esquemático de uma realização do circuito de alarme (PCI) tal como empregado no ventilador da presente invenção. Com referência novamente à Figura 2, a PCI 240 é empregada para prover um circuito de alarme ao sistema de ventilação da presente invenção. Com

referência agora à Figura 4, o circuito de alarme 400 é formado preferivelmente em uma placa de circuito impresso que abriga os componentes eletrônicos. Em uma realização, o circuito de alarme 400 compreende adicionalmente a porção de circuito de detecção da respiração do primeiro estágio 405, que compreende adicionalmente o Comutador de Tecla de Compressão TAC ou a membrana 406, que é acionada pelo pistão do acionador eletrônico (não mostrado), descrito com respeito à Figura 3. O pistão do acionador eletrônico se move uma vez por respiração e, desse modo, uma vez por respiração "abre" ou "fecha" o interruptor Comutador TAC 406, dependendo da orientação do pistão.

Em um primeiro estágio do circuito de alarme, quando o Comutador TAC 406 é fechado e desse modo acionado, um pulso de corrente é passado através do circuito, através do capacitor 407, e ao diodo emissor de luz 408 para gerar o flash de confirmação curto descrito acima. O flash esvanece à medida que o capacitor 407 é carregado para minimizar o consumo da bateria. A corrente de pico é ajustada para prover um efeito de umidificação para os contatos do comutador 406. A corrente transiente é detectada pela porta 409, que então se liga ao capacitor de descarga 410. Se o interruptor 406 não for fechado ou acionado, e desse modo permanecer aberto, então o capacitor 410 será carregado até que a voltagem no terminal de entrada negativo do comparador 411 exceda a voltagem no comparador de terminal de entrada positivo 411. Subseqüentemente, o pino de saída de dreno aberto 1 do comparador 411 se liga para indicar e avisar sobre a condição. Em uma realização, o comparador 411 é um chip de comparador de voltagem dedicado.

O segundo estágio do circuito de alarme 400 é um oscilador assimétrico. Este sinal de oscilação provê a modulação liga-desliga para o alarme audível, eliminando

desse modo a necessidade do operador distinguir a fonte de ruído, especialmente em ambientes com ruídos de fundo desafiadores e elevados. Quando o pino 1 do comparador 411 está abaixado, o circuito oscila desse modo para gerar pulsos aproximados. O ciclo e o período de operação são ajustados pelos valores dos resistores 414, 415 e pelo capacitor 416. O ciclo e o período de operação são ajustados na fábrica e podem ser ajustados se diferentes períodos e ciclos de operação forem requeridos. Em uma realização, o circuito oscila para gerar pulsos de 100 milissegundos a cada 250 milissegundos.

O terceiro estágio do circuito de alarme 400 é um oscilador, que, em uma realização, é fixado na faixa entre 400 Hz e 1 kHz e provê a saída do diodo emissor de luz quando ocorre uma condição de alarme. Quando o pino 2 do comparador 412 está abaixado, a junção dos resistores 417, 418 é levada até a metade do trilho e o oscilador é ativado. A freqüência nominal é determinada pela constante do tempo do resistor 419 e do capacitor 420. Quando a saída do comparador 421 está baixa, o diodo emissor de luz 422 pisca em VERMELHO e o alarme audível é tocado na freqüência nominal do alarme. A saída do comparador 421 pode, em uma realização, ser protegida se correntes de movimentação mais elevadas forem necessárias pelo alarme audível particular empregado.

Conforme mencionado acima, o circuito de alarme 400 também é empregado para monitorar a voltagem da bateria da bateria 450. Em uma realização, o comparador 430 é utilizado para monitorar a voltagem da bateria versus o diodo de referência 431. Se a voltagem dividida cair abaixo do valor do diodo de referência 431, então o pino 12 do comparador 430 é abaixado e ativa o oscilador de saída descrito acima. O oscilador de saída ativa a duração de pulso curta que faz com

que o alarme emita um ruído de estalo periódico para advertir que a fonte da bateria precisa ser substituída.

O sistema de alarme do ventilador de resposta rápida da presente invenção é, em uma realização, simples de manufaturar e não requer nenhuma calibração.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção pode ser operado pela duração de pico prevista de uma epidemia.

Em uma outra realização, o ventilador da presente invenção é para a utilização de um único paciente, preferivelmente até que o paciente seja desabituado do ventilador e esteja respirando independentemente.

Em uma outra realização, o ventilador é feito de materiais "ecológicos" e pode ser facilmente descartado após a sua utilização em um único paciente ou após uma epidemia.

Em uma segunda realização, a presente invenção é um sistema de ventilação que tem o controle e a faixa de operação de modo que atende as necessidades dos pacientes com SDRA em vários estágios de um estado comprometido até a recuperação.

Além disso, a presente invenção, em uma segunda realização, refere-se a um ventilador que pode responder a várias necessidades dos pacientes rápida e eficazmente.

Além disso, a presente invenção refere-se a um ventilador que pode atender as necessidades dos pacientes com SDRA que variam de um estado crítico até que o paciente possa ser desabituado com segurança do ventilador.

A maior parte cientes que sofrem de insuficiência respiratória em um ambiente pandêmico irá satisfazer os critérios para a lesão pulmonar aguda (LPA) ou a síndrome de sofrimento respiratório agudo (SARA). As diretrizes do paciente atuais suportam a utilização de volumes de maré baixa (aproximadamente 6 característica/kg de peso corpóreo

ideal) e a limitação da pressão de patamar de inspiração (tipicamente menos de 30 cm de H_2O) ao manter a oxigenação adequada, definida como a saturação do oxigênio arterial igual ou maior do que 93%. A oxigenação adequada é provida pela titulação do oxigênio inspirado suplementar e da PEEP.

Além disso, é importante prover a ventilação exata adequada ao controlar a PCO_2 arterial, conforme avaliado por um pH arterial de 7,3 a 7,4. A ventilação exata é o produto do volume e da taxa de maré.

Em um exemplo de utilização da segunda realização da presente invenção, conforme mostrado na Figura 5, um paciente muito doente pode apresentar hipoxemia muito grave, necessitando desse modo utilizar níveis elevados de oxigênio inspirado. O nível de oxigênio inspirado elevado é denotado por F_iO_2 = 1,0, significando que a porcentagem de oxigênio no ar inspirado é de 100%. F_iO_2 representa a fração de oxigênio inspirado, e varia de 0 a 1,0.

Para minimizar a toxicidade do oxigênio, a PEEP será adicionada a uma taxa de 5 cm de H_2O, aumentando em incrementos de 5 cm até um máximo de 15 cm de H_2O. Isto resulta na redução de F_iO_2 ao manter a saturação de oxigênio arterial acima de 92%. Conforme mencionado acima, a PEEP refere-se à pressão positiva residual que permanece nas vias aéreas ao final do ciclo de expiração. Ela é empregada para impedir que o pulmão entre completamente em colapso após cada respiração, melhorando desse modo a troca de gás no pulmão.

Uma vez que o paciente está muito doente, ele terá provavelmente pulmões não-complacentes (ou rígidos). Desse modo, o paciente irá requerer inicialmente uma pressão de inspiração elevada para atingir volumes de maré elevados, que em uma realização variam de 30 a 35 cm de H_2O. Se os volumes de maré forem suficientemente pequenos, a taxa respiratória correspondente poderá ser razoavelmente elevada (25 a 30/min)

para assegurar a eliminação adequada da ventilação exata e do dióxido de carbono. À medida que o paciente melhora, no entanto, a sua complacência pulmonar irá aumentar e a pressão de inspiração terá que ser reduzida (na faixa de 10 a 15 cm de H_2O, por exemplo) para evitar a superdistensão pulmonar. A faixa de complacência do paciente alvo para o ventilador da presente invenção é de 20 a 50 cc/cm de H_2O. Além disso, à medida que o paciente melhora e a troca de gás melhora, menos ventilação exata será requerida para eliminação do dióxido de carbono, de modo que a taxa respiratória também pode ser reduzida (na faixa de 12 a 15 BPM, por exemplo). Além disso, quando o paciente melhora, os requisitos de oxigênio do paciente também diminuem, permitindo uma redução na PEEP (tão baixa quanto 5 cm de H_2O, por exemplo) e uma redução no F_iO_2 (a 40% de seu nível original, por exemplo). A capacidade de medição e de titulação destas variáveis melhora a eficácia e a segurança do ventilador de resposta rápida mecânico da presente invenção.

Desse modo, em uma segunda realização do ventilador da presente invenção, o operador pode manipular a pressão da via aérea alvo (PIP), a PEEP, o nível de oxigenação e a taxa respiratória. O ventilador da presente invenção pode ser utilizado, portanto, mais eficazmente em um perfil mais amplo de pacientes porque compreende controles adicionais.

Agora será feita referência a uma realização específica do ventilador de resposta rápida da presente invenção que tem controles variáveis. Deve ser observado na presente invenção, que embora as faixas e os valores mais favoráveis sejam providos, um elemento versado na técnica deve compreender que cada paciente é diferente e que o ventilador mecânico da presente invenção pode ser operado em níveis apropriados para uma ampla variedade de pacientes.

A Figura 5 é um diagrama esquemático de uma segunda realização do ventilador da presente invenção. Com referência agora à Figura 5, o ventilador 500 compreende uma interface de gás comprimido 505, a qual compreende adicionalmente um reservatório de gás comprimido 599, que em uso é conectado a uma fonte de gás pressurizado (não mostrada) através da interface 505. Em uma realização, o gás pressurizado é o oxigênio. Em uma outra realização, o gás pressurizado é o ar comprimido médico. Em uma realização, a interface de gás comprimido 505 é uma porta de entrada.

Em operação, um gás comprimido é provido ao ventilador 500 a partir de uma fonte, tal como um tanque, preferivelmente a uma pressão maior do que 5 PSI. Em uma realização, o gás comprimido é o oxigênio. Um regulador de gás (não mostrado) regula a distribuição de gás comprimido a uma pressão apropriada para a utilização dentro da unidade do ventilador 500. Em uma realização, uma pressão apropriada para a fonte de gás comprimido fica compreendida na faixa de 5 PSI a 60 PSI. Em uma realização, uma pressão apropriada para a fonte de gás comprimido é de 50 PSI. Em uma outra realização, uma pressão apropriada para a fonte de gás comprimido é de 30 PSI.

A inalação é ativada ao aplicar oxigênio regulado através da válvula de controle de gás 510 e através do conduto de inalação 515 e à válvula de controle de fluxo 525, aumentando desse modo a pressão no conduto de inalação 515. A pressão resultante no conduto de inalação 515, causada pela válvula de controle de fluxo 525 é passada através da válvula de não-retorno 590 ao conduto de ramificação 545, que aciona subseqüentemente a válvula de expiração 540. Uma vez acionada, a válvula de expiração 540 veda a porta de saída 535, permitindo a distribuição do oxigênio ao paciente e resultando em um aumento da pressão.

Em uma realização, o nível de oxigenação pode ser variado para prover uma mistura de oxigênio e de ar. Em uma realização, o controle é variável, com três ajustes de relação entre O_2/ar: 100%, 75% e 50%. Em uma outra realização, o controle é variável para prover dois ajustes de relação O_2/ar: 100% e 60%. Isto é conseguido por uma área de penetração externa ou de ar atmosférico 591, que utiliza um efeito Venturi para aplicar o oxigênio a 60%, ao receber fisicamente o ar através de um conduto 593c. O conduto 593c tem uma extremidade conectada ao conduto de entrada 593b e um diâmetro igual ao conduto de entrada 593c. À medida que alcança a área de penetração de ar 591, o diâmetro do conduto 593c se estreita em relação ao conduto de entrada 593b. O ar atmosférico entra no mecanismo através de uma porta 593a e de uma válvula 592 que regule o ar que vem através da porta 593a e se desloca até a área de penetração de ar 591 através de um conduto 593b. A válvula 592, que pode ser uma válvula de não-retorno ou uma válvula que pode ser modulada, pode ser fechada através da tampa 593, permitindo a distribuição de 100% de oxigênio.

O ventilador 500 compreende adicionalmente a válvula de controle de gás 510. A válvula de controle de gás 510 é conectada ao reservatório de gás comprimido 599 em uma extremidade. Na extremidade oposta, a válvula de controle de gás 510 é conectada ao conduto de inalação 515. O conduto de inalação 515 é conectado operacionalmente à interface do paciente 520 através da válvula de controle de fluxo 525.

Em uma realização, a válvula de controle de fluxo 525 é acionada por um botão, que pode ser manipulado para controlar a taxa respiratória. Em uma outra realização, a válvula de controle de fluxo 525 é um jato fixo, que aplica uma taxa respiratória proporcional ao tamanho do paciente.

Em uma realização, uma taxa respiratória mais favorável fica compreendida na faixa de 15 a 35 BPM. A fim de atingir uma taxa respiratória variável, deve ser observado que em uma realização o tempo de inspiração é fixo enquanto o tempo de expiração é variável. Por exemplo, para atingir 20 a 35 BPM, o tempo de inspiração é fixo em 1 segundo ao passo que o tempo de expiração varia de 0,8 a 2 segundos. Em um outro exemplo, para atingir 15 a 35 BPM, o tempo de inspiração é ajustado a 1 segundo com uma faixa de tempo de expiração variável de 0,8 a 3 segundos ± 0,1 segundo.

Em uma realização, o controle da taxa respiratória é um controle variável descalibrado. Em uma outra realização, o controle da taxa respiratória é um controle descalibrado retardado. Em uma realização, o controle é etiquetado em seus limites configuráveis, tais como baixo e alto, ou então baixo, médio e alto.

Em uma realização, a interface do paciente 520 compreende adicionalmente uma interface do paciente 520a para receber o ar do paciente e a interface do paciente 520b para aplicar oxigênio ao paciente.

Em uma realização, as interfaces do paciente 520a e 520b são conectadas a uma máscara respiratória. Em uma outra realização, as interfaces do paciente 520a e 520b são conectadas a um tubo endotraqueal. Contudo, em uma outra realização, as interfaces do paciente 520a e 520b são conectadas a um dispositivo de máscara laríngea das vias aéreas (LMA). Os dispositivos de máscara laríngea das vias aéreas são bem conhecidos dos elementos versados na técnica e são utilizados em anestesia e emergência médica para o controle das vias aéreas. Mais especificamente, é um tubo com uma braçadeira inflável, que é introduzido na faringe. Ele causa menos dor e tosse do que um tubo endotraqueal e é mais fácil de introduzir. Deve ser observado, no entanto, que a

máscara laríngea das vias aéreas não é recomendada para qualquer um devido ao risco de aspiração pulmonar.

O conduto de inalação 515, que fica próximo à interface 520b, se estende da interface do paciente 520b a uma interface de exalação, que compreende a porta de saída 535. A porta de saída 535 é controlada pela válvula de expiração 540, em comunicação com o conduto de ramificação 545 e conectada ao conduto de inalação 515, que fica próximo á válvula de controle de gás 510.

Em uma realização, um mecanismo de controle de PEEP é conectado à válvula de expiração 540. O controle de PEEP é então ajustado, ao utilizar a válvula de PEEP 585, tal como indicado pelas indicações de oxigenação do paciente.

Em uma realização, a PEEP é um controle variável. Em uma realização, a PEEP é variável de 5 cm de H_2O a 20 cm de H_2O. Em uma outra realização, a PEEP é variável de 10 cm de H_2O a 20 cm de H_2O. Em uma realização, a PEEP é um controle continuamente variável. Em uma outra realização, a PEEP é controlada em incrementos de 5 cm de H_2O. Em uma realização, na extubação, a PEEP deve ser menor do que 10 cm de H_2O e mais especificamente, de 5 a 8 cm de H_2O.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção também compreende um detector de pressão 514. O detector de pressão 514 é empregado como uma interface ao sistema de alarme descrito na Figura 4. O detector de pressão 514 é um acionador de diafragma eletrônico que traduz a atividade dentro do ventilador em um sinal que pode ser utilizado para alertar o operador sobre eventos predeterminados, tal como descrito em maiores detalhes abaixo.

Com referência novamente à Figura 5, em uma realização, o ventilador da presente invenção é operado no Modo de Controle de Pressão, e desse modo o tempo

inspiratório é controlado pela pressão. Nesta realização, o controle da pressão das vias aéreas 581 é empregado para ajustar a pressão do paciente alvo no sistema de controle. Um calibre ou monitor de pressão das vias aéreas de inspiração integrado e pneumático 549 é provido no ventilador 500 da presente invenção. O calibre é empregado para indicar o valor instantâneo da pressão da via aérea que varia de 0 a 50 cm de H_2O.

O gás flui ao longo do conduto 555 e infla o acionador de diafragma 550. Quando o acionador 550 é inflado, a válvula 551 é aberta através da haste de compressão 552. Isto permite que o gás do conduto 545 infle o diafragma 553, que resulta na ação da haste de compressão 556 e da mola de abóbada de ação por pressão 558, que resulta no acionamento da válvula de controle de gás 510, em resposta ao movimento do diafragma 550. A válvula de controle de gás 510 é fechada para desligar a fonte de gás. O jato de escape 560 serve para permitir que o diafragma 550 seja restaurado após o acionamento.

Em alguns casos, tal como descrito acima, um paciente pode exibir uma complacência maior (significando que o paciente está melhorando) e, desse modo, o ajuste atual do controle da pressão do tempo de inspiração pode conduzir à superinflação dos pulmões. Portanto, o sistema de ventilação da presente invenção compreende adicionalmente um mecanismo de intervalo de parada que limita o fluxo de inspiração. Em uma realização, o mecanismo de intervalo de parada limita o fluxo de inspiração a aproximadamente 0,9 segundo.

Em uma realização, o fluxo de inspiração pode ser ajustado a um valor em uma faixa de um valor mínimo de 60 l/min a um valor máximo de 100 l/min.

Com referência novamente à Figura 5, o gás do conduto 545 flui através do limitador de fluxo 562 e infla o

diafragma 553 através do conduto 564, fazendo com que a válvula de fluxo de gás 510 seja fechada, desligando o fluxo de gás.

Depois que o fluxo de gás foi interrompido através do fechamento da válvula de fluxo de gás 510, o jato de escape 575 permite que a pressão no conduto 545 se dissipe, permitindo que a válvula de expiração 540 seja aberta após um intervalo predefinido de tempo. O conduto 564 é fechado pela válvula 566, que é mantida fechada pela pressão no conduto 568.

O gás no conduto 568 é levado a se dissipar através da válvula 582. Além disso, depois que o fluxo de inspiração é interrompido, depois de um intervalo de tempo que é ajustado pela pressão na válvula 582, a válvula 566 é levada a abrir, o que dispersa o conduto 564 e libera a pressão que mantém a válvula de inspiração 510 fechada, e o ciclo é reiniciado.

Em uma realização, a pressão é apropriada para a maior parte dos pacientes sem causar nenhum dano ao paciente. Em uma realização, a pressão de ventilação é variável e ajustada pelo operador. Em uma realização, o ventilador 500 é operado a uma faixa de 10 cm de H_2O a 70 cm de H_2O. Em uma outra realização, o ventilador 500 é operado a uma faixa de 15 cm de H_2O a 40 cm de H_2O. Em uma realização, o ventilador 500 é operado a um máximo de 35 cm de H_2O. Em uma outra realização, o ventilador 500 pode prover ventilação controlada por pressão a uma pressão predefinida de 25 cm de H_2O. A válvula de escape de pressão 502 é localizada no circuito ao paciente que é ajustado para assegurar que uma super-pressão não seja aplicada ao paciente.

Em uma realização, a pressão da via aérea alvo ou a PIP é um controle variável, e é etiquetada em seus limites configuráveis que variam de um mínimo de 15 cm de H_2O a um

máximo de 40 cm de H_2O. Em uma realização, o controle de PIP compreende adicionalmente um interruptor de segurança, que é ativado ou bloqueado a pressões acima de 35 cm de H_2O.

O ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar ferramentas pré-fabricadas. Preferivelmente, as ferramentas são pré-fabricadas e armazenadas em locais de manufatura estratégicos predeterminados. Esta realização é particularmente útil quando empregada em situações pandêmicas globais, onde um volume elevado de unidades necessitaria ser manufaturado rápida e eficazmente. Desse modo, em uma realização, o ventilador da presente invenção pode ser manufaturado em grandes quantidades a partir de um kit de ferramentas que pode ser utilizado em resposta às situações pandêmicas globais. Em uma realização, o kit de ferramentas é fabricado em aço de alta qualidade.

O ventilador da presente invenção pode ser manufaturado ao utilizar ferramentas fabricadas a partir de um material com uma durabilidade mais baixa do que o aço no início de uma epidemia. Em uma realização, o material com uma durabilidade mais baixa é o alumínio. Preferivelmente, os materiais são imediatamente acessíveis para produzir um número mais limitado de unidades para mais surtos de doença localizados. As ferramentas podem ser manufaturadas bem rapidamente.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é manufaturado ao utilizar as peças que são fabricadas em um sistema automatizado diretamente a partir da documentação do projeto. Desse modo, nesta realização, nenhuma ferramenta é realmente criada. Esta realização é particularmente útil para dar suporte às áreas remotas onde o objetivo final consiste em transportar os pacientes a centros maiores, mas independentemente do fato se o suporte respiratório provisório é requerido. Vantajosamente, o método

de manufatura da presente invenção permite que os ventiladores sejam produzidos de acordo com a demanda sem o tempo que é consumido para manufaturar as ferramentas.

Em cada uma das realizações de manufatura descritas acima, a montagem é simples e não requer habilidades ou treinamento altamente especializado.

O ventilador pode ser utilizado eficazmente e com segurança por profissionais de saúde minimamente treinados em uma ampla variedade de instalações de cuidados para proporcionar alívio respiratório aos pacientes.

Além disso, o ventilador da presente invenção é eficaz em manter viva a maior parte dos pacientes com infecções respiratórias graves que não têm outras complicações graves ou aqueles que seriam colocados tipicamente em ventiladores tradicionais.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é testado para assegurar que o desempenho operacional esteja dentro das faixas ou margens predeterminadas apropriadas. Em uma outra realização, o ventilador da presente invenção pode prover pelo menos um alerta a um operador quando a expectativa de vida ou as faixas ou margens de desempenho operacionais do dispositivo são excedidas.

Em uma realização do ventilador de resposta rápida da presente invenção, o ventilador pode ser operado independentemente das fontes de alimentação elétricas.

Em uma outra realização, o ventilador de resposta rápida é movido a oxigênio a uma pressão regulada.

Em uma outra realização, o ventilador de resposta rápida da presente invenção é operado por meio de bateria.

Em uma realização, o ventilador de resposta rápida da presente invenção compreende adicionalmente um sistema de alarme.

O ventilador de resposta rápida da presente invenção também pode ter um alarme de áudio e/ou visual que alerta quando de falha da bateria ou quando a voltagem da bateria cai abaixo de um nível predeterminado aceitável. Desse modo, em uma realização, os componentes eletrônicos do sistema de alarme são alimentados por uma bateria, tal como uma bateria alcalina de manganês, bateria do tipo de mercúrio ou qualquer outra bateria apropriada conhecida dos elementos versados na técnica. Quando a voltagem da bateria atinge um nível de voltagem ajustado na fábrica predeterminado, um alarme visual é ativado, tal como um diodo emissor de luz, que começa a piscar em VERMELHO. Opcionalmente, o alarme também emite um alarme audível, tal como um som de estalo. Isto é indicativo de que a bateria necessita ser trocada. Em uma realização, a condição de baixa voltagem da bateria é ajustada para detectar quando a voltagem da bateria é menor do que 2,5 volts.

O sistema de alarme também pode detectar a atividade interna do ventilador e, quando da detecção de uma condição de alarme, irá prover uma saída visual e/ou audível. Em uma realização, uma condição de alarme significa baixo suprimento de pressão de gás. Em uma outra realização, uma condição de alarme significa a desconexão do paciente. Contudo, em uma outra realização, uma condição de alarme significa falha na ventilação.

Desse modo, o sistema de alarme é utilizado para prover um alarme audível e/ou visual de apnéia. Em uma realização, o sistema de alarme faz com que um diodo emissor de luz emita uma luz piscante curta, preferivelmente verde, com cada respiração, para confirmar que o sistema de ventilação da presente invenção está adaptado e funcionando corretamente. Se nenhuma respiração for detectada dentro de um período de tempo predeterminado, um bipe audível e

pulsante é emitido conjuntamente com um diodo emissor de luz piscante, preferivelmente vermelho, para identificar que o sistema de alarme do ventilador da presente invenção está em um estado de alarme. Em uma realização, o período de tempo predeterminado entre a detecção da respiração é predefinido na fábrica e fica compreendido na faixa de quinze a vinte segundos.

Em uma realização, tal como descrito acima com respeito à Figura 5 e novamente com referência à Figura 5, o sistema de alarme é conectado de maneira operacional ao ventilador da presente invenção através de um acionador de diafragma eletrônico 514. Especificamente, o acionador de diafragma 514 é conectado de maneira operacional a uma PCI (não mostrada), através de um pistão no acionador de diafragma eletrônico, que se move uma vez por respiração sob a ação pneumática do ventilador e inicia desse modo a detecção da atividade do sistema de alarme. A PCI também provê o suporte para os componentes de energia/bateria através da conexão aos terminais da bateria, tal como mostrado na Figura 4. Além disso, o alarme audível e os diodos emissores de luz são alinhados com o sistema de ventilação da presente invenção para permitir que o som e a luz passem de uma maneira tal que possam ser operados como alertas visíveis e audíveis ao operador. Em uma realização, uma mudança de pressão é detectada pelo acionador de diafragma que traduz a atividade dentro do ventilador em um sinal que pode ser utilizado pela PCI para avisar sobre um evento predeterminado, tal como o deslocamento do diafragma sob pressão devido a um aumento na pressão.

Em uma realização, quando da inalação da primeira respiração pelo paciente, a bateria provê a energia ao sistema de alarme de modo que ela seja distribuída e desse modo o alarme fica pronto para detectar automaticamente uma

condição de alarme na ocorrência da primeira respiração, minimizando o risco de um operador se esquecer de tocar o alarme. As respirações subseqüentes se alternam entre a inspiração durante a qual o ar é provido pelo ventilador aos pulmões do paciente e pela expiração durante a qual o ar passa para fora da válvula de exalação.

Em uma outra realização, o ventilador da presente invenção pode responder à necessidade do paciente. Mais especificamente, em uma realização, se um paciente tornar a respirar espontaneamente, o ventilador da presente invenção pode entrar em um modo passivo. Em uma outra realização, se um paciente não mantiver a respiração não-assistida espontânea, o ventilador começa a operar e auxilia no suprimento de oxigênio ao paciente.

Em uma realização, o ventilador da presente invenção é resistente e pode ser operado até mesmo em situações onde um paciente está tentando respirar. Desse modo, em uma realização, o ventilador continua a operar normal e confiavelmente em seu modo de ventilação controlada. A capacidade de ajustar o controle da taxa respiratória para combinar a taxa respiratória do paciente facilita a utilização do ventilador resistente.

O objetivo da discussão acima é a provisão de diversas realizações exemplificadoras que incorporam os novos aspectos da presente invenção, e deve ficar compreendido que a ilustração acima não é a única aplicação onde a presente invenção pode ser reduzida à prática. A presente invenção também pode ser apropriadamente modificada para incorporar outras realizações possíveis. O âmbito da invenção é definido unicamente pelas reivindicações em anexo e dentro do âmbito das reivindicações; a presente invenção pode ser empregada em várias outras situações.

REIVINDICAÇÕES

1. VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL, caracterizado pelo fato de compreender:

uma entrada de gás conectada a um reservatório de gás;

um conduto de inalação conectado ao dito reservatório de gás para receber o gás e direcionar o mesmo a uma interface do paciente;

uma válvula de controle de fluxo operável para controlar o fluxo de gás do conduto de inalação a uma área de penetração de ar, em que a dita área de penetração de ar é conectada através de um primeiro conduto e de um segundo conduto a uma porta para receber o ar atmosférico;

uma interface do paciente conectada à dita área de penetração de ar por um conduto; e

um mecanismo de desligamento de gás que detecta um estado da pressão no dito conduto de inalação.

2. VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que uma válvula é posicionada no primeiro conduto para impedir que o ar passe para fora da porta e para a atmosfera.

3. VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o segundo conduto tem uma primeira extremidade conectada ao dito primeiro conduto e uma segunda extremidade conectada à dita área de penetração de ar e em que o segundo conduto tem um diâmetro que se estreita da dita primeira extremidade à dita segunda extremidade, e desse modo tem um diâmetro que é maior na dita primeira extremidade do que na dita segunda extremidade.

4. VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a

quantidade ar atmosférico aplicada através da dita interface do paciente pode ser modificada pela obstrução da dita porta.

5. VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL, caracterizado pelo fato de compreender:

uma entrada de gás conectada a um reservatório de gás;

uma válvula de controle de fluxo do paciente conectada de maneira operacional para controlar a entrada de gás do dito reservatório de gás através de um conduto de inalação;

uma interface do paciente separada do dito conduto de inalação pela dita válvula de controle de fluxo;

um mecanismo de desligamento de gás que detecta um estado da pressão no dito conduto de inalação; e

em que o dito ventilador pode responder a várias necessidades do paciente através de pelo menos um controle.

6. VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL, caracterizado pelo fato de compreender:

uma entrada de gás conectada a um reservatório de gás;

uma válvula de controle de fluxo do paciente conectada de maneira operacional para controlar a entrada de gás do dito reservatório de gás através de um conduto de inalação;

uma interface do paciente, separada do dito conduto de inalação pela dita válvula de controle de fluxo;

um mecanismo de desligamento de gás que detecta um estado da pressão no dito conduto de inalação; e

em que o dito ventilador compreende adicionalmente um dispositivo para controlar pelo menos um dentre: PIP, PEEP, o nível de oxigenação e a taxa respiratória.

7. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, em que o dito ventilador é caracterizado pelo fato de

compreender adicionalmente um filtro umidificador para capturar a umidade e o calor.

8. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, em que o dito ventilador é caracterizado pelo fato de compreender um material esterilizável.

9. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a dita válvula de controle de fluxo do paciente é ajustável para prover uma vazão de gás específica.

10. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de que a vazão de gás pode ser ajustada a pelo menos um dos modos: adulto, pediátrico e infantil.

11. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a PIP fica compreendida na faixa de 20 cm de H_2O a 35 cm de H_2O.

12. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a entrada de gás compreende adicionalmente uma interface de gás para a conexão a uma fonte de gás pressurizado.

13. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a interface do paciente compreende adicionalmente uma interface do paciente para receber o gás exalado do paciente e uma interface do paciente para aplicar o gás ao paciente.

14. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a interface do paciente é um conjunto de máscara de respiração.

15. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a interface do paciente é um tubo endotraqueal.

16. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a interface do paciente é um dispositivo de máscara laríngea das vias aéreas.

17. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a válvula de controle de fluxo fica em comunicação estrutural com um botão que pode ser fisicamente manipulado para controlar a taxa respiratória.

18. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um conduto de expiração e uma válvula de expiração conectada de maneira operacional à interface do paciente.

19. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente um detector de pressão e um circuito de alarme conectado de maneira operacional ao detector de pressão, em que o dito circuito de alarme gera um sinal de alarme com base em uma mudança de pressão detectada pelo dito detector de pressão.

20. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a dita válvula de controle de fluxo do paciente é operável para controlar o fluxo de gás do conduto de inalação a uma área de penetração de ar, em que a dita área de penetração de ar é conectada, através de um primeiro conduto e um segundo conduto, a uma porta para receber o ar atmosférico.

21. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente uma válvula localizada no primeiro conduto para impedir que o ar passe para fora da porta e para a atmosfera, em que um nível de oxigenação pode ser variado ao modular a dita válvula para prover uma mistura de oxigênio e ar.

22. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a taxa respiratória é variada

ao manter o tempo de inspiração fixo e ao variar o tempo de expiração.

23. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a PEEP é um controle variável que varia de 5 cm de H_2O a 20 cm de H_2O.

24. VENTILADOR, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que o ventilador compreende adicionalmente um calibre de pressão integrado, localizado próximo à interface do paciente, para medir e exibir a pressão das vias aéreas instantânea no circuito.

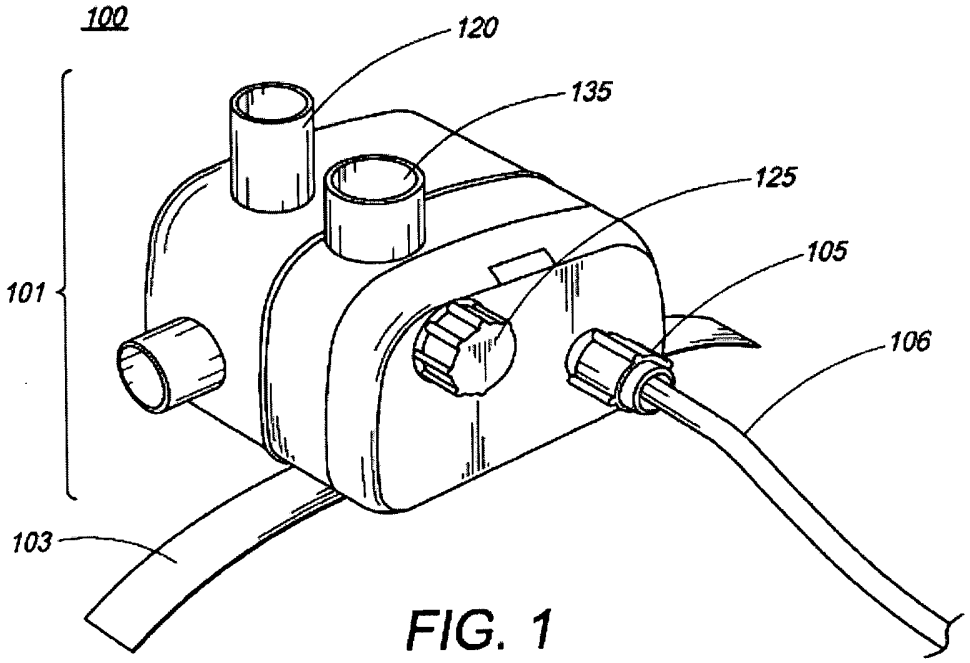


FIG. 1

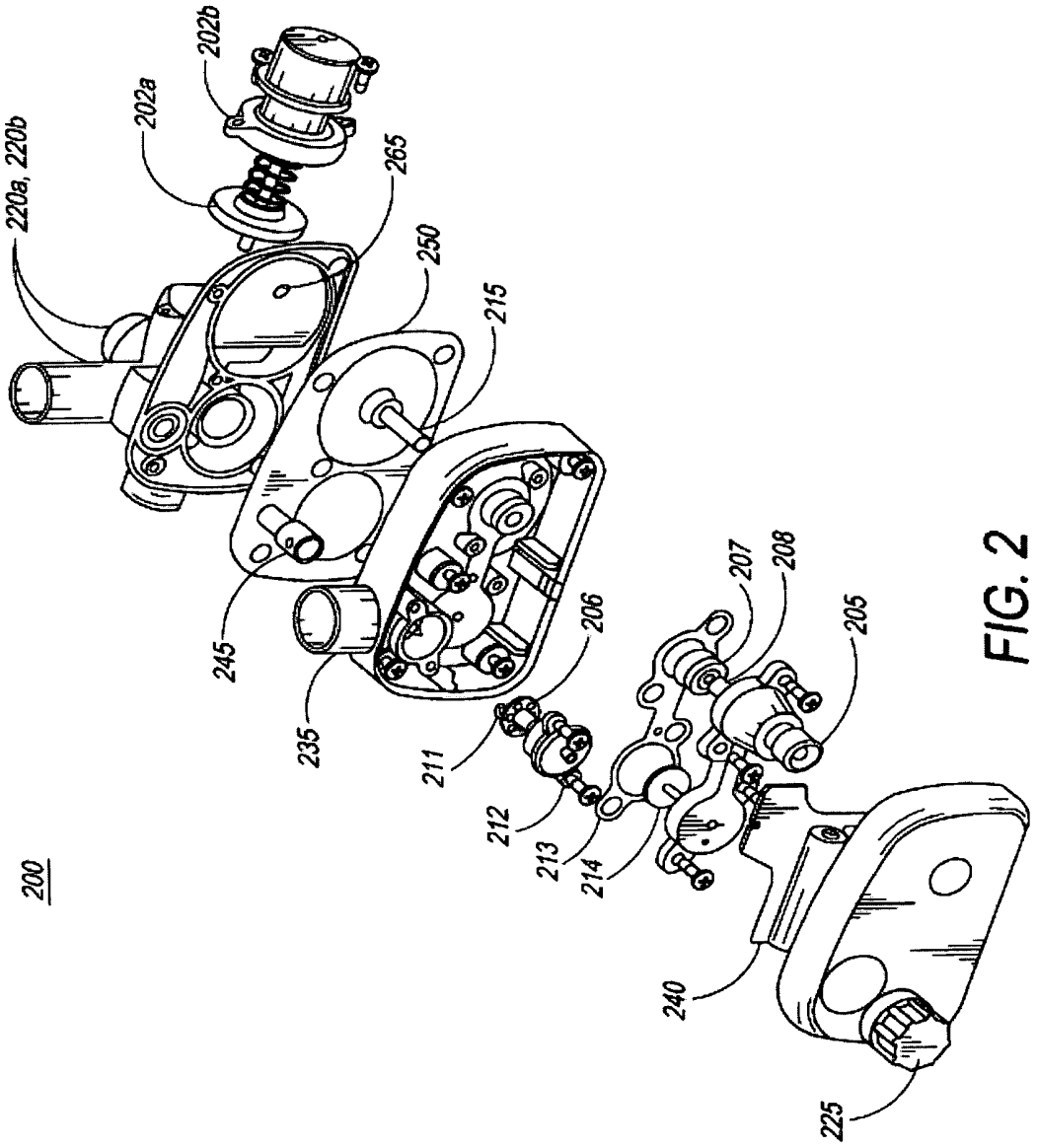

200
220a, 220b
202a
202b
265
250
215
245
235
211
212
213
214
206
207
208
205
240
225

FIG. 2

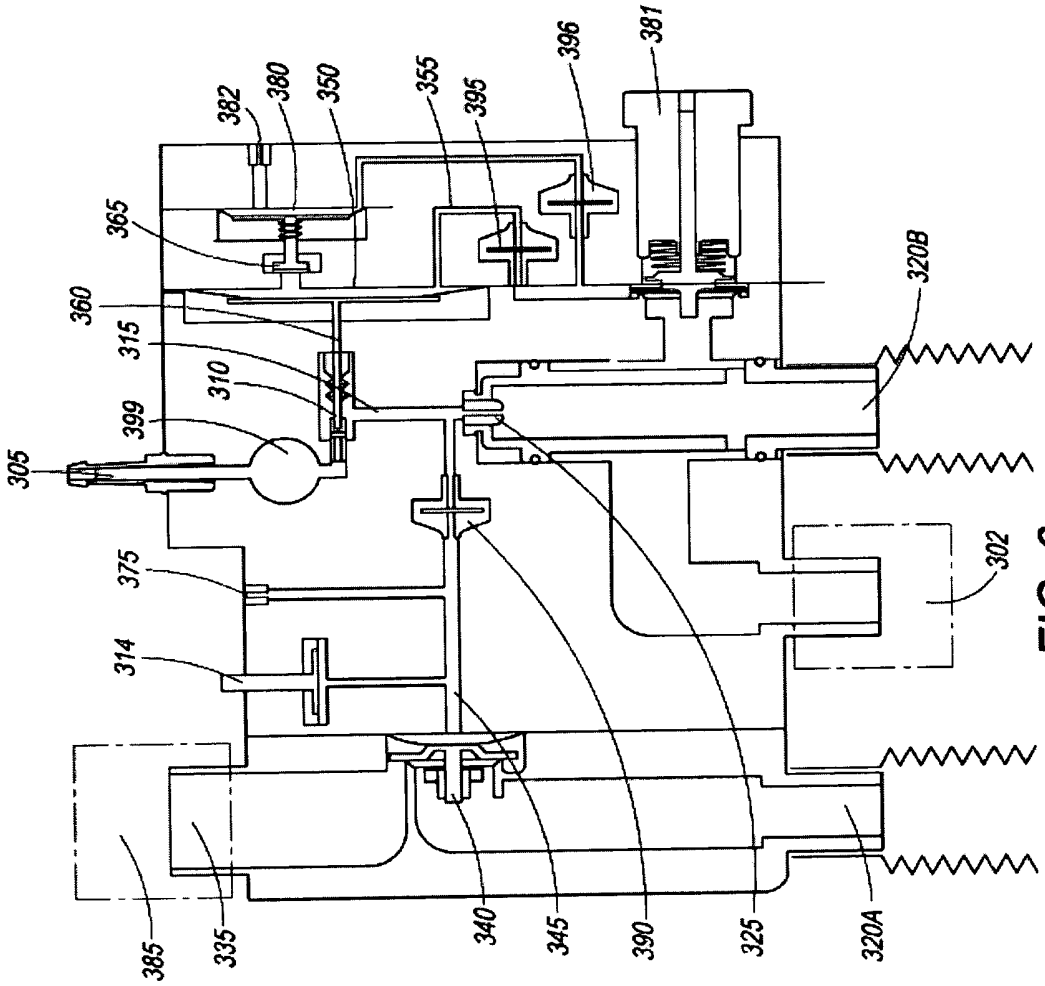

382
380
350
355
395
396
381
365
360
315
310
399
305
320B
375
314
302
385
335
340
345
390
325
320A

FIG. 3

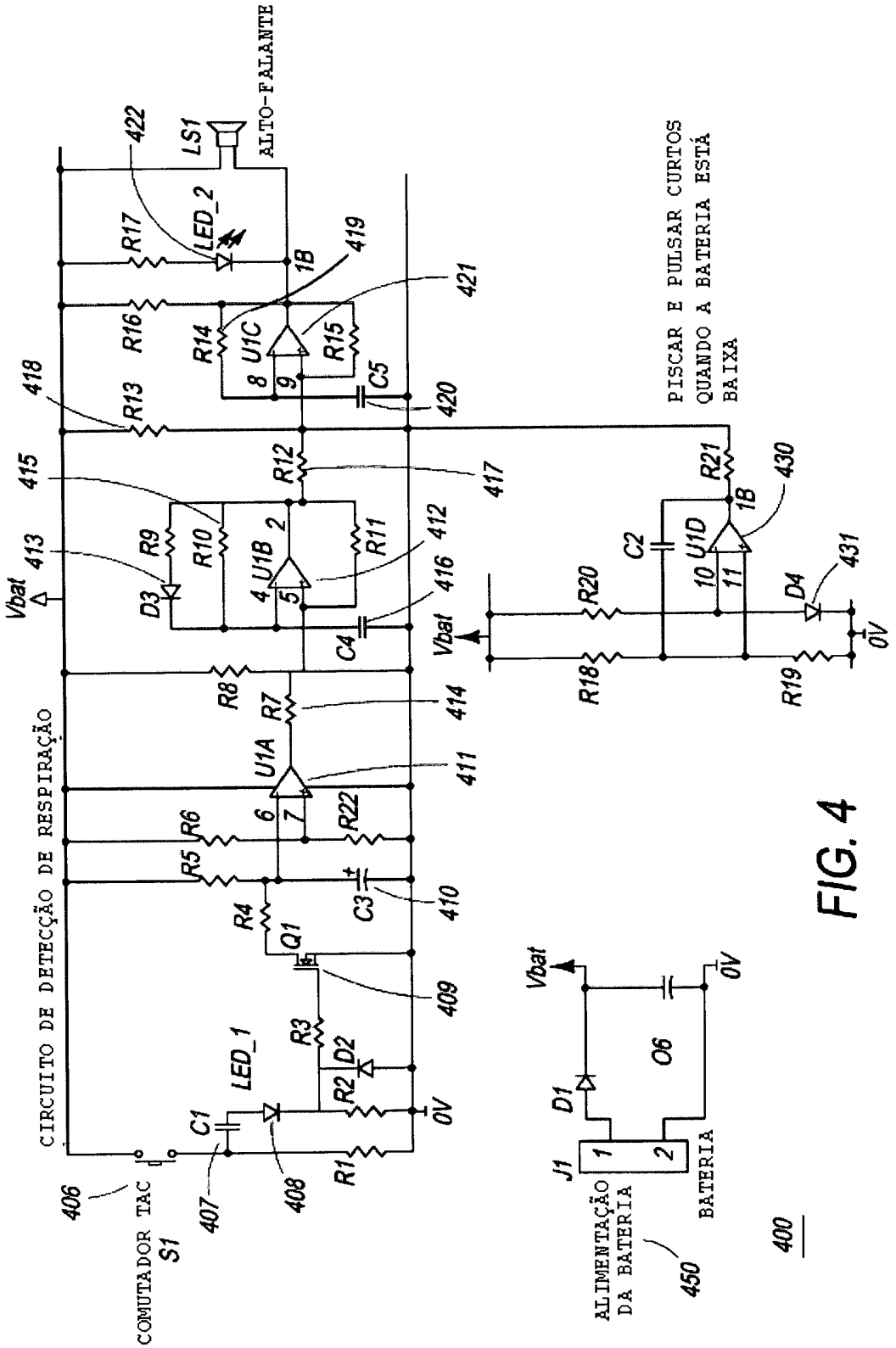

CIRCUITO DE DETECÇÃO DE RESPIRAÇÃO
COMUTADOR TAC
S1
406
407
408
C1
LED_1
R1
R2
D2
R3
Q1
R4
C3
410
409
0V
R5
R6
6
7
R22
U1A
411
R8
R7
414
Vbat
413
D3
R9
R10
U1B
2
4
5
R11
412
C4
416
415
R12
417
R13
418
R14
U1C
8
9
R15
C5
420
421
R16
R17
LED_2
422
1B
419
LS1
ALTO-FALANTE
PISCAR E PULSAR CURTOS
QUANDO A BATERIA ESTÁ
BAIXA
R20
C2
R21
U1D
10
11
1B
430
D4
431
R18
R19
ALIMENTAÇÃO
DA BATERIA
450
J1
1
2
D1
O6
BATERIA
400

FIG. 4

RESUMO

VENTILADOR MECÂNICO CONTROLÁVEL

A presente invenção refere-se de maneira geral ao campo dos ventiladores, e mais especificamente a um sistema de ventilação que se aplica ao sofrimento respiratório devido ao início de um estado de doença epidêmica ou pandêmica. Em particular, a presente invenção é um sistema de ventilação que pode ser manufaturado rapidamente com requisitos de habilidade mínimos e é empregado rapidamente em resposta às condições de doença respiratória epidêmica.