

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

(21) **PI0709067-6 A2**

(22) Data de Depósito: 09/03/2007
(43) Data da Publicação: 21/06/2011
(RPI 2111)



* B R P I O 7 0 9 0 6 7 A 2 *

(51) *Int.Cl.:*
A61M 15/00 2006.01

(54) Título: **SISTEMA DE CONTROLE VENTILATÓRIO**

(30) Prioridade Unionista: 08/03/2007 US 11/715,726,
20/03/2006 US 60/784,127

(73) Titular(es): Ric Investments, LLC

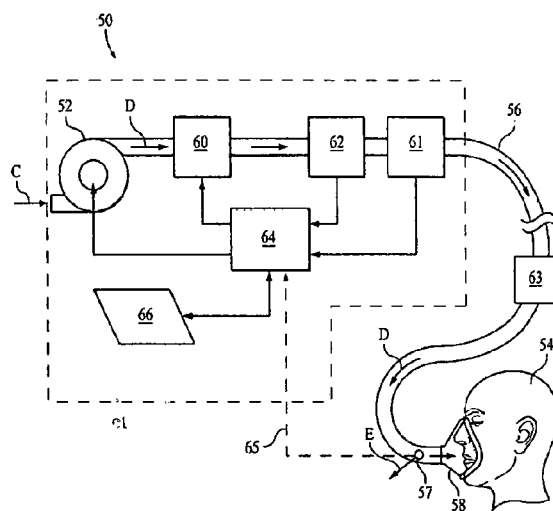
(72) Inventor(es): Erik K. Witt, Stefanida K. Blake, Stephen D.
Pittman

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

(86) Pedido Internacional: PCT US2007063737 de 09/03/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2007/109443 de 27/09/2007

(57) **Resumo:** SISTEMA DE CONTROLE VENTILATÓRIO. Um sistema (50) é fornecido para liberar um fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema inclui um módulo de fluxo pressurizado que gera um fluxo pressurizado de gás respiratório e um circuito de paciente (56) acoplado ao módulo de fluxo pressurizado configurado para comunicar o fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema inclui um sensor (61, 62) para monitorar uma característica de um padrão de respiração do paciente, um controlador que se comunica com o sensor configurado para aumentar uma fração de dióxido de carbono inspirado se a característica exceder um valor de limiar superior e fornece servoventilação se a característica for menor que um valor de limiar inferior. O valor de limiar superior e o valor de limiar inferior são alterados com base na característica monitorada do padrão de respiração do paciente.





PI0709067-6

"SISTEMA DE CONTROLE VENTILATÓRIO"

REIVINDICAÇÃO DE PRIORIDADE

Sob as providências de 35 U.S.C. § 119(e), este pedido de patente reivindica o benefício do pedido provisório U. S. no. 60/784.127, depositado em 20 de março de 2006.

5 CAMPO TÉCNICO

A presente invenção refere-se ao tratamento de várias formas de distúrbio respiratório do sono, e, mais particularmente, para tratar distúrbio respiratório do sono com um sistema de pressão positiva da via aérea, estado-dependente, adaptável.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

10 Distúrbio respiratório do sono (SDB) é uma condição comum com conseqüências clínicas importantes para indivíduos afetados. Médicos e outros peritos sugeriram que SDB exista como uma quantidade contínua entre uma apnéia central pura (causada por uma condução perdida para respirar) e uma apnéia obstrutiva pura (devido às mecânicas da via
15 via aérea superior). Apnéia obstrutiva do sono (OSA) é caracterizada por colapso repetitivo da via aérea superior durante o sono como resultado da compensação perdida durante o sono para uma deficiência anatômica. Isto dá episódios de fluxo de ar reduzido, hipoxemia (nível de oxigênio reduzido no sangue), hipercapnia (dióxido de carbono circulante elevado, CO₂), e excitação de sono para restabelecer uma via aérea estável. Porém, dados emergentes sugerem que a fisiopatologia de SDB não esteja limitada apenas ao colapso da via aérea
20 superior.

Respiração é o processo onde ar deficiente de CO₂, rico em O₂ é trazido para os pulmões com contração do diafragma e/ou do músculo torácico de forma que CO₂ no sangue rico em CO₂ desoxigenado retornando aos pulmões possa passivamente seguir seu gradiente de concentração e difundir-se do sangue para os alvéolos e O₂ possa seguir seu
25 gradiente de concentração dos alvéolos para o sangue. Respiração é regulada através de realimentação negativa. A variável primária controlada por este sistema é CO₂ na circulação sangüínea, medida como a pressão parcial de dióxido de carbono, PCO₂. Um aumento em PCO₂ nos quimiorreceptores centrais e periféricos leva a um aumento compensatório na ventilação (isto é, ventilação é usada para liberar o corpo de CO₂) e uma diminuição em
30 PCO₂ nos quimiorreceptores leva a uma diminuição na ventilação. Desse modo, PCO₂ é mantido dentro de uma faixa fisiológica controlando a ventilação. Se a realimentação negativa deste sistema estiver comprometida, então um transtorno ventilatório dado (por exemplo, ventilação aumentada com uma excitação de sono), a resposta ventilatória resultante pode ser amplificada em vez de refreada. Isto pode levar a episódios de hiperventilação seguidos
35 por apnéia central (uma forma de SDB que pode ter pouco a ver com colapsabilidade da via aérea superior).

O sistema de controle respiratório pode ser modelado como um sistema de compar-

timentos (compartimento cerebral, compartimento pulmonar, etc.) interconectados pela vasculatura. Dióxido de carbono flui por meio da circulação sangüínea entre estes compartimentos. O compartimento de planta descreve a relação de entrada-saída entre a ventilação e o PCO_2 nos pulmões e consiste em dois sub-compartimentos, os pulmões e os tecidos do corpo. A planta pode ser descrita por um sistema de equações diferenciais de primeira ordem não-lineares, mas pode ser simplificado usando o conceito de ganho de planta que representa a alteração na pressão parcial alveolar de dióxido de carbono P_ACO_2 sobre a alteração na ventilação ($\Delta P_ACO_2 / \Delta \text{ventilação}$). Sob condições de ar ambiente, o ganho de planta determina a diminuição em P_ACO_2 (assim aumentando o gradiente de concentração de CO_2 entre o sangue e os alvéolos) para um aumento dado na ventilação. Desse modo, limitando a diminuição em P_ACO_2 (isto é diminuindo o gradiente de concentração de CO_2) com ventilação aumentando a concentração de CO_2 nos alvéolos diminui o ganho do compartimento de planta. Porque o ganho geral do controle ventilatório é um produto de todos os ganhos de compartimento, diminuindo o ganho de planta reduz a instabilidade do controle respiratório do sistema inteiro e ajuda a refrear a resposta para um transtorno dado.

Numerosos estudos demonstraram que a pressão positiva da via aérea administrada com uma interface do paciente, tal como uma máscara, pode eficazmente tratar OSA quando titulada para a pressão apropriada, e, na maioria dos casos, também melhorará a arquitetura do sono. Dados também sugerem que há benefícios clínicos significativos para tratar OSA. Porém, há razões para acreditar que aderência fraca para terapia (isto é, tempo contínuo gasto adormecido na pressão da via aérea positiva contínua prescrita (CPAP) é menos que o alvo) e SDB residual significativo durante terapia podem ter conseqüências negativas com relação aos resultados clínicos.

Respiração Cheyne-Stokes (CSR) é outra forma de distúrbio respiratório do sono observado em alguns indivíduos com sensibilidade aumentada a estímulos respiratórios químicos. Está usualmente associada à parada cardíaca, mas pode também ser uma comorbidez de algumas condições neurológicas. FIG. 1 ilustra um padrão de respiração Cheyne-Stokes (CSR) típico 30 que é caracterizado por períodos crescentes 32 e períodos minguantes 34 rítmicos de respiração, com períodos de recorrência regular de condução respiratória alta (hiperpnéia) 36 e condução respiratória baixa (hipopnéia ou apnéia) 38. Um ciclo de Cheyne-Stokes típico, em geral indicado em 40 na FIG. 1, dura aproximadamente um minuto e é caracterizado por uma forma crescente (seta A) em que o fluxo respiratório de pico do paciente aumenta em vários ciclos de respiração, e variação decrescente (seta B) no fluxo de pico em que o fluxo respiratório de pico do paciente diminui em vários ciclos de respiração. A fragmentação no sono, como também a dessaturação periódica de oxigênio arterial (PO_2), força o sistema cardiovascular e especificamente o coração. Hiperpnéia frequentemente causa excitações e, desse modo, degrada a qualidade do sono.

Dados emergentes sugerem que um algoritmo adaptável que pode fornecer ventilação mecânica não-invasiva quando apnéias centrais são detectadas e suportam ventilação quando o fluxo de ar de pico instantâneo cai abaixo de um limiar adaptável pode significativamente reduzir ou mesmo eliminar CSR aumentando a ventilação durante um estado de condução respiratória baixa.

Outros têm mostrado em estudos independentes que CSR pode ser significativamente reduzida e até mesmo eliminada no laboratório com CO₂ inalado ou espaço morto adicionado para promover re-inalação de CO₂ (isto é, intervenções para reduzir o ganho de planta). FIG. 2, de Lorenzi-Filho G., Rankin F., Bies I., Bradley T. D.; *Effects of Inhaled Carbon Dioxide and Oxygen of Cheyne-Stokes Respiration in Patients with Heart Failure*, American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 1999; 159:1490-1498, por este meio incorporado por referência em sua totalidade, mostra a eliminação de CSR e apnéias centrais por inalação de CO₂ (amostra B) comparada à respiração de ar (amostra A). Como mostrado na FIG. 2, várias medições foram tiradas no estudo para mostrar os efeitos de inalação de CO₂ e O₂ incluindo eletroencefalograma (EEG), eletromiograma submental (EMG), volume tidal (V_T), saturação de oxigênio (SaO₂), fração de dióxido de carbono tidal final (F_{ET}CO₂), e pressão parcial transcutânea de dióxido de carbono (PtcCO₂).

Tem também sido sucesso tratar CSR em uma experimentação com intenção-para-tratar, com base ambulatorial pequena de fluxo baixo de CPAP que promove re-inalação de CO₂. Patente dos Estados Unidos No. 6.752.150 de Remmers et al. ("a patente '150"), que é por este meio incorporada por referência em sua totalidade, revela um sistema de pressão da via aérea positiva contínua modificada (CPAP) projetado para promover re-inalação de CO₂ para tratar apnéias centrais. Além disso, o benefício de melhorar o controle ventilatório pode ser generalizado além daqueles com CSR ou apnéias centrais. Indivíduos com apnéia obstrutiva do sono (OSA) que demonstram apnéias centrais emergentes de CPAP parecem ter problemas com colapsabilidade da via aérea superior e controle ventilatório. Desse modo, estabilizando a via aérea superior com pressão positiva da via aérea e diminuindo o ganho de planta mediante aumento da concentração de CO₂ alveolar durante episódios de hiperventilação pode melhorar a eficácia da terapia de pressão positiva nestes indivíduos. Em indivíduos com uma via aérea superior estável, uma intervenção para diminuir o ganho de planta pode ser adequada sem o uso de pressão positiva da via aérea.

Pedido de Patente dos Estados Unidos No. 10/716.360 (publicação No. US 2004/0144383 A1) ("o pedido '360"), que é por este meio incorporado por referência em sua totalidade, revela um sistema e método para tratar distúrbio respiratório do sono fornecendo concentrações precisas de CO₂ e O₂ ao paciente junto com pressão positiva da via aérea. Uma fonte suplementar de CO₂ é fornecida e misturada com uma provisão de O₂ antes de ser fornecida ao paciente. Esta configuração desse modo trata os problemas de distúrbios

de respiração do sono com relação à obstrução da via aérea superior como também controle anormal de respiração (por exemplo, CSR) uma vez que mantém o fluxo de pressão positiva da via aérea.

Terapia de pressão positiva de bi-nível da via aérea é uma forma de terapia de pressão positiva da via aérea que tem avançado no tratamento de apnéia de sono e outros distúrbios respiratórios e cardíacos. Em terapia de bi-nível, pressão é aplicada alternadamente na via aérea de um paciente em níveis de pressão relativamente mais altos e mais baixos de forma que a pressão terapêutica seja administrada alternadamente a uma força de magnitude maior e menor. Níveis de pressão de prescrição positiva de magnitude mais alta e mais baixa são conhecidos como pressão positiva da via aérea inspiratória (IPAP) e pressão positiva da via aérea expiratória (EPAP), e são sincronizados com o ciclo inspiratório e ciclo expiratório do paciente, respectivamente.

Uma forma adaptável de terapia de bi-nível, conhecida como pressão positiva da via aérea variável (VarPAP), é revelada na Patente dos Estados Unidos No. 6.752.151 de Hill ("a patente '151"), que é por este meio incorporada por referência em sua totalidade. O sistema de VarPAP implementa muitas das funções padrões de um dispositivo de suporte de pressão positiva da via aérea, como também um algoritmo que ajusta IPAP, EPAP, ou ambas a fim de contrapor-se a um padrão de CSR. Um sensor de fluxo é utilizado para determinar o fluxo de pico do paciente durante os ciclos respiratórios, que permite um controlador monitorar os fluxos de pico para determinar se o paciente está sofrendo de CSR ou outro distúrbio de respiração do sono. O algoritmo envolve um processo de três camadas, cada um ocorrendo em intervalos de tempo diferentes para continuamente adaptar a pressão gasosa provida para adequar-se às necessidades do paciente e detectar qualquer ocorrência de distúrbios do sono. No caso de um período de hipopnéia ou de apnéia, conhecido como apnéias centrais como descrito acima, a VarPAP de acordo com o sistema revelado pode fornecer uma "respiração de máquina" para estimular a respiração no paciente.

Outra revelação, Pedido pendente U. S. No. 11/235.520 ("o pedido '520"), que é por este meio incorporado por referência em sua totalidade, visa melhorar a patente '151 e faz determinações com base nos parâmetros do fluxo inspiratório médio instantâneo e fluxo inspiratório médio máximo. Estes parâmetros médios servem para nivelar ou filtrar os parâmetros instantâneos diretos usados na patente '151 e podem levar, portanto a resultados mais nivelados. Melhorias adicionais são feitas com relação ao monitoramento do fluxo de intra-respiração e detecção de distúrbio intensificada.

REVELAÇÃO DA INVENÇÃO

De acordo com um aspecto da presente invenção, um sistema é provido para liberar um fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema inclui um módulo de fluxo pressurizado que gera um fluxo pressurizado de gás respiratório e um circuito de

paciente acoplado ao módulo de fluxo pressurizado configurado para comunicar o fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema inclui um sensor para monitorar uma característica de um padrão de respiração do paciente, um controlador que se comunica com o sensor configurado para aumentar uma fração de dióxido de carbono inspirado se a característica exceder um valor de limiar superior e para fornecer servoventilação se a característica for menor que um valor de limiar mais baixo. O valor de limiar superior e o valor de limiar inferior são alterados com base na característica monitorada do padrão de respiração do paciente.

De acordo com outro aspecto da presente invenção, um sistema é fornecido para liberar um fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente e inclui um módulo de fluxo pressurizado que gera um fluxo de gás respiratório e um circuito de paciente acoplado ao módulo de fluxo pressurizado configurado para comunicar o fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema também inclui um sensor para monitorar uma característica de um padrão de respiração do paciente e um sistema de suplemento de dióxido de carbono associado ao dito circuito de paciente. Um controlador é operativamente conectado com o módulo de fluxo pressurizado e o sistema de suplemento de dióxido de carbono. O controlador comunica-se com o sensor e aumenta uma quantidade de dióxido de carbono no circuito de paciente para inspiração pelo paciente se a característica exceder um valor de limiar superior e controla o módulo gerador de fluxo de gás para aumentar uma razão de pressão inspiratória para pressão expiratória provida à via aérea do paciente se a característica for menor que um valor de limiar inferior.

De acordo com outro aspecto da presente invenção, um método para determinar os estados de ventilação de um paciente que sofre terapia respiratória é fornecido. No método, um fluxo de gás é liberado à via aérea do paciente de uma fonte de gás respiratório por meio de um circuito de paciente e uma característica de um padrão de respiração de um paciente é monitorada. Um valor de limiar inferior é estabelecido para a característica com base em um valor médio da característica durante um período de tempo e um valor de limiar superior é estabelecido para a característica aumentando ou diminuindo um valor inicial para a característica. O valor de limiar superior é diminuído se uma alteração no valor médio da característica exceder um limite predeterminado, e o valor de limiar superior é aumentado se uma frequência de uma terapia particular provida ao paciente exceder uma frequência predeterminada.

De acordo com outro aspecto da presente invenção, é fornecido um método para tratar um paciente em que um fluxo de gás é liberado à via aérea do paciente de uma fonte de gás respiratório por meio de um circuito de paciente e uma característica do padrão de respiração do paciente é monitorada. Um estado de respiração alta é prognosticado se uma alteração na característica durante um período de tempo for um valor positivo e exceder um

limite predeterminado, e um estado de baixa respiração é prognosticado se a alteração na característica durante um período de tempo for um valor negativo que tem um valor absoluto excedendo o limite predeterminado. Um tratamento apropriado é aplicado ao paciente com base no estado prognosticado.

5 De acordo com outro aspecto da presente invenção, um método de liberar gás de respiração pressurizado para uma via aérea de um paciente é fornecido. Um fluxo de gás é liberado à via aérea do paciente de uma fonte de gás respiratório por meio de um circuito de paciente e uma característica do padrão de respiração do paciente é monitorada. Um valor de limiar superior da característica e um valor de limiar inferior da característica são deter-
10 minados com base no padrão de respiração do paciente e a fração de dióxido de carbono inspirado é aumentada se o valor da característica exceder o limiar superior.

De acordo com outro aspecto da presente invenção, um método para determinar uma janela terapêutica ideal no tratamento de um paciente é fornecido. Uma dose de um tratamento apropriado é aplicada ao paciente com base em um estado prognosticado ou
15 existente de respiração e um índice de instabilidade do paciente em resposta à dose aplicada é medido. Uma série de pontos de dados é registrada, representando os índices de instabilidade para cada uma de uma série de respostas e uma janela terapêutica é ajustada que corresponde à dose aplicada com o índice de instabilidade abaixo dos pontos de dados para os quais o índice medido de instabilidade excede um valor aceitável e acima dos pon-
20 tos de dados para os quais o índice medido de instabilidade está abaixo de um valor aceitável.

De acordo com outro aspecto da presente invenção, um método é provido para tratar um paciente dentro de uma janela terapêutica ideal em que uma dose de um tratamento apropriado é aplicada ao paciente com base em um estado prognosticado ou existente de
25 respiração. Um índice de instabilidade do paciente em resposta à dose aplicada é medido e uma série de pontos de dados que representam o índice de instabilidade para cada uma de uma série de respostas é registrada. Uma janela terapêutica é ajustada que corresponde à dose aplicada com o índice de instabilidade abaixo dos pontos de dados para os quais o índice medido de instabilidade excede um valor aceitável e acima dos pontos de dados para
30 os quais o índice medido de instabilidade está abaixo de um valor aceitável. Doses subsequentes de tratamento dentro da janela terapêutica são aplicadas ao paciente.

Estes e outros objetivos, aspectos, e características da presente invenção, como também os métodos de operação e funções dos elementos relacionados de estrutura e a combinação das partes e economias de fabricação, tornarão mais evidentes em considera-
35 ção da descrição a seguir e das reivindicações em anexo com referência aos desenhos em anexo, todos estes fazem parte deste relatório descritivo, em que tais numerais de referência designam partes correspondentes nas várias figuras. É para ser expressamente entendi-

do, porém, que os desenhos são para o propósito de ilustração e descrição apenas e não são intencionados como uma definição dos limites da invenção. Como usado no relatório descritivo e nas reivindicações, a forma singular de “um”, “uma”, e “o/a” inclui referentes plurais a menos que o contexto do contrário claramente dite.

5 BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

FIG. 1 mostra um padrão de respiração Cheyne-Stokes típico incluindo períodos crescentes e períodos minguentes;

FIG. 2 mostra o efeito de aumentar a fração de dióxido de carbono inspirado em um paciente apresentando respiração Cheyne-Stokes;

10 FIG. 3 é uma representação esquemática de um aparelho de acordo com uma modalidade da presente invenção;

FIG. 4 é uma representação esquemática de um circuito de re-inalação de acordo com uma modalidade da presente invenção;

15 FIG. 5 é uma representação gráfica de um estado normal de respiração de acordo com uma modalidade da presente invenção;

FIG. 6 é uma representação gráfica de um estado de condução respiratória baixa de acordo com uma modalidade da presente invenção;

FIG. 7 é uma representação gráfica de um estado de condução respiratória baixa de acordo com outra modalidade da presente invenção;

20 FIG. 8 é uma representação gráfica de um estado de condução respiratória alta de acordo com uma modalidade da presente invenção;

FIG. 9 é um diagrama de fluxo esquemático de um algoritmo para diminuir um limiar superior dinâmico de acordo com uma modalidade da presente invenção;

25 FIG. 10 é um diagrama de fluxo esquemático de um algoritmo para aumentar um limiar superior dinâmico de acordo com uma modalidade da presente invenção;

FIG. 11 é uma representação gráfica de um método de predição baseado em tendência para prognosticar um estado respiratório alto quando a medida respiratória for fluxo de pico, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

30 FIG. 12 é uma representação gráfica de um método de predição baseado em tendência para prognosticar um estado respiratório alto quando a medida respiratória for volume tidal, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

FIG. 13 é uma representação gráfica de um método de predição baseado em tendência para prognosticar um estado respiratório baixo quando a medida respiratória for fluxo de pico, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

35 FIG. 14 é uma representação gráfica de um método de predição baseado em tendência para prognosticar um estado respiratório baixo quando a medida respiratória for volume tidal, de acordo com uma modalidade da presente invenção; e

FIG. 15 é uma representação gráfica de um método de análise estatística para determinar uma janela terapêutica ideal de acordo com uma modalidade da presente invenção.

MELHORES MODOS PARA REALIZAR A INVENÇÃO

Indivíduos que demonstram apnéia central do sono, respiração Cheyne-Stokes, apnéias centrais emergentes de CPAP, ou outras formas de respiração que indicam controle instável de respiração parecem ter uma instabilidade do controle respiratório elevada descrevendo a resposta ventilatória a um estímulo ventilatório dado. O contribuinte primário para esta instabilidade do controle respiratório elevada é provavelmente uma sensibilidade aumentada para dióxido de carbono (CO_2) por quimiorreceptores centrais (ganho de controlador elevado). A presente invenção descreve um método para contrapor-se a esta instabilidade do controle respiratório elevada diminuindo o ganho de planta ventilatório durante um estado de condução respiratória alta e aumentando a ventilação durante um estado de condução respiratória baixa.

Os elementos funcionais do aparelho usado na presente invenção podem ser similares àqueles revelados na patente '151. Como mostrado na FIG. 3, um sistema de suporte de pressão positiva da via aérea estado-dependente 50 inclui um gerador de fluxo de gás 52, tal como soprador usado em um dispositivo de CPAP ou de bi-nível convencional, que recebe gás de respiração, em geral indicado pela seta C, de qualquer fonte adequada, por exemplo, um tanque pressurizado de oxigênio ou ar, da atmosfera ambiente, ou uma combinação destes. Gerador de fluxo de gás 52 gera um fluxo de gás respiratório, tal como ar, oxigênio, ou uma mistura dos mesmos, para liberação para uma via aérea de um paciente 54 em pressões relativamente mais altas e mais baixas, isto é, em geral igual para ou acima da pressão atmosférica ambiente. Oxigênio pode ser liberado ao paciente para impedir dessaturação de oxi-hemoglobina que pode ser o resultado da hipoventilação associada a um estado de condução respiratória baixo e/ou para estabilizar o controle respiratório independente do estado de saturação de oxi-hemoglobina.

O fluxo pressurizado de gás respiratório, em geral indicado pela seta D do gerador de fluxo de gás 52 é liberado, por meio de uma conduíte de liberação 56, para uma máscara de respiração ou interface do paciente 58 de qualquer construção conhecida, que é tipicamente usada ou do contrário presa a um paciente 54 para comunicar o fluxo de gás respiratório com a via aérea do paciente. Conduíte de liberação 56 e dispositivo de interface do paciente 58 são coletivamente referidos como um circuito de paciente. Uma abertura de escapamento 57 para exaurir ar indicada pela seta E pode ser incluída na interface do paciente 58, no conduíte 56, ou qualquer outra localização adequada. Em uma modalidade, a abertura de escapamento 57 pode compreender uma válvula ajustável para alterar a impulsão de pressão no circuito de paciente para aumentar ou diminuir gás exalado capturado (e particularmente CO_2) para propósitos de re-inalação. A válvula pode ser manualmente ajustável ou

pode ser automaticamente controlada por um controlador 64 por meio de ligação operativa 65, como debatido abaixo. O aparelho de acordo com a presente invenção pode ser um sistema de um ou dois membros, como descrito na patente '151, ou pode conter mais de dois membros.

5 Em uma modalidade, algumas ou todas as várias seções de conduíte 56 podem ser fornecidas por tubulação flexível, tubulação rígida, ou por outros membros que proveriam um conduíte para o gás respirável passar por eles. Interface do paciente 58 é qualquer aplicação, invasiva ou não-invasiva, tal como uma máscara nasal, máscara nasal/oral, máscara de face total, cânula nasal, tubo de endotraqueano, ou tubo traqueano, adequado para comu-
 10 nicar uma provisão de gás respirável para a via aérea de um paciente. A interface do paciente 58 pode incluir adorno de cabeça para montar a aplicação na cabeça de um paciente. Além disso, a interface do paciente 58 pode incluir controles nela montados para controlar pelo menos um aspecto do sistema de tratamento de paciente. Na modalidade ilustrada, a interface do paciente 58 e/ou o conduíte 56 inclui(em) uma porta de escapamento adequada 57
 15 para exaurir gás destes componentes para atmosfera ambiente. Porta de escapamento 57 pode ser uma porta de escapamento passiva na forma de uma porta continuamente aberta que impõe uma restrição de fluxo no gás de escapamento para permitir controle da pressão de gás dentro da interface do paciente 58. Alternativamente, porta de escapamento 57 pode ser uma porta de escapamento ativa que assume configurações diferentes para controlar a
 20 taxa de escapamento. A porta de escapamento 57 pode comunicar com o controlador 64 por meio da ligação operativa 65 de forma que ela seja automática e/ou dinamicamente controlada pelo sistema. Exemplos de portas de escapamento adequadas são ensinados, por exemplo, nas Patentes U. S. Nos. 6.851.425 e 6.615.830, os conteúdos destas são por este meio incorporados por referência no presente pedido de patente.

25 Na modalidade ilustrada, o sistema de suporte de pressão positiva da via aérea estado-dependente inclui um controlador de pressão na forma de uma válvula 60 fornecida no conduíte de liberação 56. A válvula 60 controla a pressão do fluxo de gás respiratório do gerador de fluxo 52 liberado ao paciente. Para propósitos presentes, o gerador de fluxo 52 e a válvula 60 são coletivamente referidos como um módulo de fluxo pressurizado porque eles
 30 atuam em comum acordo para controlar a pressão e/ou fluxo de gás liberado ao paciente.

 Referindo à FIG. 3, o módulo de fluxo pressurizado, que inclui o gerador de fluxo 52 e a válvula 60, é ilustrado de acordo com uma modalidade da invenção. Na modalidade ilustrada na FIG. 3, módulo de fluxo pressurizado inclui um gerador de fluxo 52 que recebe o gás respirável e eleva a pressão daquele gás para liberação para a via aérea de um paciente.
 35 Gerador de fluxo 52 é qualquer dispositivo, tal como uma bomba, soprador, pistão, ou foles que são capazes de elevar a pressão do gás respirável recebido para liberação a um paciente. Como mencionado acima, a presente invenção também contempla que gás dife-

rente de ar atmosférico ambiente pode ser introduzido no sistema para liberação ao paciente. Em tais modalidades, um tubo ou tanque pressurizado de gás contendo contém ar, oxigênio, dióxido de carbono, ou outra mistura de gás respirável pode prover afluxo para o gerador de fluxo 52. Em outra modalidade do módulo de fluxo pressurizado, o gerador de fluxo 52 não necessita ser fornecido, mas do contrário o gás respirável pode por pressurizado pela pressão do tubo ou tanque de gás pressurizado, com a pressão liberada ao paciente sendo controlada por um regulador de pressão. Em uma modalidade, o gerador de fluxo 52 é um soprador que é acionado a uma velocidade substancialmente constante durante o curso do tratamento de suporte de pressão para prover o gás no sistema com uma taxa elevada de pressão e/ou de fluxo substancialmente constante.

Na modalidade da FIG. 3, o gás respirável é direcionado para o módulo de fluxo pressurizado do gerador de fluxo 52 para uma válvula de controle 60. Como é descrito abaixo, a válvula de controle 60 e/ou gerador de pressão 52 forma o módulo de fluxo pressurizado que controla a pressão do circuito e/ou a taxa de fluxo do circuito do gás no circuito a jusante do módulo de fluxo pressurizado. Exemplos de válvula de controle 60 incluem pelo menos uma válvula, tal como válvula com manguito ou de levantamento que esvaziam o gás do circuito 12 como um método de controlar a pressão do circuito e a taxa de fluxo do circuito. Patente U. S. No. 5.694.923 de Hete et al., os conteúdos desta são incorporados aqui por referência, ensina um sistema de válvula de levantamento dual adequado para o uso como válvula de controle 60 que esvazia o gás para a atmosfera e restringe o fluxo de gás do gerador de fluxo 52 para o paciente.

Para modalidades em que o gerador de fluxo 52 é um soprador que opera apenas em uma velocidade, então um ou mais ajustes de controle de válvula de controle 60 podem ser ajustados para fornecer controle sobre a pressão do circuito e a taxa de fluxo do circuito para o gás respirável no circuito. Porém, a presente invenção também contempla modalidades em que um ou mais ajustes de controle relacionados à operação do gerador de fluxo 52, tais como uma velocidade de soprador, são ajustados sozinhos ou em combinação com os ajustes de controle da válvula de controle 60 para controlar a pressão do circuito e a taxa de taxa de fluxo do circuito para o gás respirável liberado ao paciente. Por exemplo, uma pressão do circuito e uma taxa de fluxo do circuito perto da pressão de circuito e taxa de fluxo de circuito desejadas podem ser ajustada ajustando uma velocidade operacional apropriada para o gerador de fluxo 52 (macro controle). Sintonização fina (micro controle) da pressão do circuito e da taxa de fluxo do circuito pode depois ser fornecida ajustando um ou mais ajustes de controle associados à válvula de controle 60 de forma que os dois, operando juntos, determinam a pressão do circuito final a jusante para o gás respirável no circuito do módulo de fluxo pressurizado.

Deveria ser evidente que outras técnicas para controlar a pressão liberada ao paci-

ente pelo módulo de fluxo pressurizado, tal como variando a velocidade do soprador, ou sozinho ou em combinação com uma válvula de controle de pressão 60, é contemplado pela presente invenção. Desse modo, válvula 60 é opcional dependendo da técnica usada para controlar a pressão do fluxo de gás respiratório liberado ao paciente. Se a válvula 60 for eliminada, o módulo de fluxo pressurizado corresponde ao gerador de fluxo 52 sozinho, e a pressão do gás no circuito de paciente é controlada, por exemplo, controlando a velocidade do motor do gerador de fluxo 52. Uma outra técnica para controlar a pressão é sangrar o fluxo para a atmosfera, ou em outro membro do circuito usando válvulas ativas ou passivamente controladas.

Sistema de suporte de pressão positiva da via aérea estado-dependente 50 também inclui um sensor de fluxo 62 que mede o fluxo de gás respiratório dentro do conduíte de liberação 56. Sensor de fluxo 62 é qualquer dispositivo adequado para medir estes parâmetros, tal como um espirômetro, pneumotômetro, transdutor de orifício variável, transdutor de pressão de diferencial, ou outro transdutor de fluxo convencional. De acordo com uma modalidade presentemente preferida mostrada na FIG. 3, sensor de fluxo 62 é interposto na tubulação com o conduíte de liberação 56, o mais preferivelmente a jusante da válvula 60. Sensor de fluxo 62 gera um sinal de fluxo que é fornecido a um controlador 64 e é usado para determinar o fluxo de gás no paciente.

Claro que, outras técnicas para medir o fluxo respiratório do paciente são contempladas pela presente invenção, tais como medir o fluxo diretamente no paciente ou em outras localizações ao longo do conduíte de liberação 54, medindo o fluxo do paciente com base na operação do gerador de pressão, e medindo o fluxo do paciente usando um sensor de fluxo a montante do gerador de pressão. Por exemplo, Patente U. S. No. 6.017.315 de Starr et al., os conteúdos desta são incorporados aqui por referência, ensina um membro de fluxo quantitativo que fica localizado na interface do paciente. Fluxo pode também ser derivado de outros parâmetros indiretos medidos no sistema, tais como pressão, temperatura, concentração de CO₂, etc.

Um outro bloco de sensor 61 é fornecido no circuito mostrado na FIG. 3. O bloco de sensor 61 pode representar um ou vários sensores adicionais que podem detectar CO₂, O₂ (fluxo principal ou fluxo lateral), ou alguma outra medida adequada para colher informação relativa às propriedades do gás sendo liberado ou exalado pelo paciente. Os vários sensores não necessitam estar localizados na mesma localização ao longo do aparelho de liberação, do contrário, o bloco de sensor 61 é meramente representativo dos sensores que podem ser distribuídos ao longo do aparelho. Como tal, medições de CO₂ podem ser implementadas na interface do paciente 58, no conduíte 56, ou em qualquer outro lugar na condução e não são intencionados ser limitados ao interior do circuito de provisão de pressão 50; elas podem ser no circuito de paciente também. As medições podem ser usadas em

algoritmos para determinar a quantidade de CO₂ em um reservatório ou espaço morto. As medições podem ser adicionalmente usadas para determinar quanta retenção ou lavagem de CO₂ ocorreu que pode prognosticar o princípio de estados de condução respiratórias clinicamente indesejados. Esta informação pode ser usada para dirigir a tomada de decisão de terapia. Os sensores podem calcular a lavagem ou CO₂ armazenado integrando os níveis de CO₂ medidos que fluem além de um sensor multiplicados ao longo do tempo pelo fluxo durante a inspiração ou expiração. As medições podem ser tiradas direta ou indiretamente.

O sistema pode adicionalmente incluir um umidificador 63. Embora mostrado como estando localizado no circuito de paciente na FIG. 3, será entendido que o umidificador 63 pode estar localizado em qualquer outro lugar no sistema de provisão de gás, tal como no circuito de pressão positiva da via aérea 50. O umidificador 63 também melhora o conforto fornecendo umidade no gás provido. O umidificador pode ser configurado para não só aumentar a umidificação, mas para também tirar umidade do conduíte 56 devido à re-inalação de ar úmido exalado. Desse modo, o umidificador 63 poder ser um umidificador a frio ou aquecido ou um subsistema que controla a umidade (adicionando ou removendo umidade). Pedido de patente pendente U. S. No. 11/234.351, incorporado aqui por referência em sua totalidade, revela um dispositivo umidificador adequado para o uso na presente invenção. Além disso, o pedido de patente provisório pendente U. S. no. 60/697.130, incorporado aqui por referência em sua totalidade, revela um tal dispositivo umidificador para controlar o nível de umidade dentro de um circuito de ventilador.

Um dispositivo de entrada/saída 66 é provido para ajustar vários parâmetros usados pelo sistema de suporte de pressão positiva da via aérea estado-dependente, como também para exibir e produzir informação e dados para um usuário, tal como clínico ou profissional de saúde. Será entendido que a presente invenção contempla fornecer terminais de entrada/saída de forma que a informação de operação e dados colhidos pelo sistema de suporte de pressão positiva da via aérea estado-dependente possam ser monitorados e controlados remotamente. Dispositivo de entrada/saída 66 pode ser qualquer dispositivo adequado para fornecer informação e/ou comandos para o controlador 64 por meio de uma ligação operativa e apresentar informação ao paciente, ou outro usuário, em um formato perceptível ao homem. Exemplos de um dispositivo de entrada/saída adequado incluem um teclado complementar, teclado, mesa de toque, mouse, exibição visual (por exemplo, tela LCD ou LED), microfone, alto-falante, interruptores, botão, dial, lâmpadas, ou qualquer outro dispositivo que permita um usuário introduzir informação e receber informação do sistema de ventilação.

Controlador 64 é preferivelmente um microprocessador que é capaz de implementar e executar rotinas para monitorar as características de respiração do paciente e controlar o fluxo de gás respiratório com base como debatido abaixo em detalhes. O controlador 64 é

operativamente ligado ao módulo de fluxo pressurizado (gerador de fluxo 52 e a válvula 60). Por exemplo, na modalidade da FIG. 3, a saída dos sensores 61 e 62 pode ser fornecida ao controlador 64 que compreende um processador para determinar o volume instantâneo (V) de gás liberado ao paciente, ou a taxa de fluxo instantânea (V') de tal gás para o paciente, ou ambos. Por exemplo, o volume instantâneo pode ser determinado integrando a taxa de fluxo medida do sensor 62. Em modalidades em que o sensor de fluxo 62 fica relativamente localizado longe da interface do paciente 58 para determinar a taxa de fluxo atual do gás para o paciente ou a taxa de fluxo de atuação de gás do paciente, que é considerado um controlador de fluxo negativo 64 recebe a saída do sensor 62 como um fluxo estimado. O controlador 64 processa esta informação de fluxo estimada, por exemplo, executando a estimativa de vazamento, para determinar o fluxo atual na via aérea do paciente, como é conhecido àqueles versados na técnica.

Um exemplo de um circuito de re-inalação adequado 46 para conter CO_2 exalado e re-liberar ao paciente é descrito na FIG. 4. O circuito de re-inalação 46 pode ser integrado com o circuito mostrado na FIG. 3. O circuito de re-inalação 46 recebe gás pressurizado da fonte de pressão 41 que pode ser o módulo de fluxo pressurizado como descrito e inclui um fluxômetro 42. O circuito de re-inalação 46 inclui uma válvula de 2 posições de 3 portas 43 que pode ser controlada pelo controlador 64 ou potencialmente o CPAP ou dispositivo de bi-nível em si (isto é, controlado pelo fluxo do gás). A válvula 43 pode estar em um dos dois estados. Durante a inalação (Posição 1; mostrada no lado esquerdo da FIG. 4), a válvula 43 está em uma primeira posição e o circuito 46 é bem parecido a um CPAP tradicional ou sistema de suporte de pressão de bi-nível. Porém, há um fluxômetro 42 em série com o circuito 46 e o fluxômetro 42 pode prover um valor de tempo real para o fluxo de ar ou volume inspirado (integrando a quantidade de fluxo de ar). Durante a exalação (Posição E/R; mostrada no lado direito da FIG. 4), a válvula 43 move-se para a segunda posição onde o ar expirado é direcionado para um circuito semelhante a tubo tendo um reservatório 44 para colher o gás exalado, por exemplo, 500 ml. Durante a inalação, o volume ou fluxo inspirado deve exceder um nível prefixado, a válvula 43 será movida para a posição de E/R, desse modo pressurizando o ar exalado contido, e liberando-o para o paciente. Sinais disparadores podem ser fornecidos através de algoritmos adequados na iniciação de exalação e inalação. Adicionalmente, um algoritmo poderia ser implementado que poderia determinar um limiar de volume inspirado de linha base, desse modo eliminando a necessidade por um volume inspirado prefixado ou predeterminado. Um tal algoritmo pode ser configurado para adaptar às necessidades do paciente.

Três estados de respiração são definidos pela presente invenção e são delineados por dois limites quantitativos dinâmicos e adaptáveis: um limiar superior e um limiar inferior. Os valores de limiar superior e inferior podem referir-se a uma característica adequada que

indica condução respiratória, tal como fluxo de ar de pico, um fluxo de pico médio, volume tidal, etc. Quando a característica indicativa de um paciente estiver entre os limiares superiores e inferiores, pode ser considerado que o paciente está renovando o ar normalmente. Quando a característica indicativa de um paciente exceder o valor de limiar superior, é considerado que o paciente está em um estado de condução respiratória alta. Quando a característica indicativa de um paciente cair abaixo do valor de limiar inferior, é considerado que o paciente está em um estado baixo de condução respiratória. Um estado baixo de condução respiratória pode ser indicativo de uma apnéia central, hipoventilação, ou outro distúrbio de respiração do sono. Períodos de condução respiratória alta seguidos por condução respiratória baixa podem ser indicativos de CSR. O sistema de pressão positiva da via aérea estado-dependente da presente invenção aplica intervenções ou terapias variadas a um paciente dependendo do estado respiratório particular do paciente se encontra e, também, aplica tais intervenções ou terapias em níveis de intensidade adaptáveis dependendo da severidade do estado (isto é, quão distante a respiração do paciente está do ideal).

Deveria ser entendido por aqueles tendo habilidade na técnica que, uma vez que os valores de limiar são dinâmicos, eles podem sob certas condições convergir para encolher a janela de respiração normal ou elimina-la completamente. No caso em que a janela de respiração normal ficar muito pequena ou inexistente, o sistema de pressão positiva da via aérea estado-dependente da presente invenção continuamente varia a intervenção apropriada eficazmente (por exemplo, doses aumentadas de CO_2 ou O_2 , ou servoventilação adaptável, como também debatido abaixo) em proporção ao desvio de um alvo (isto é, em proporção à severidade do estado respiratório como determinado do desvio dos limiares fundidos). A revelação presente primariamente refere-se ao sistema como identificando três estados distintos, mas é apreciado que em todos os casos os limiares podem convergir e resultar em um sistema que eficazmente aplica uma intervenção apropriada em uma intensidade apropriada com base no desvio de uma característica indicativa de um valor simples.

Durante o estado normal de ventilação que é quando a característica indicativa do paciente está entre os limiares superiores e inferiores, a terapia de pressão positiva é liberada e determinada por CPAP prescrito ou ajustes de bi-nível durante um estudo do sono ou por um algoritmo automatizado para eliminar a evidência de obstrução da via aérea superior. O estado normal de ventilação é mostrado na FIG. 5 descrevendo o fluxo de ar do paciente com o passar do tempo. Alguém de habilidade na técnica reconheceria que volume tidal ou outra característica pode ser usado alternativamente na presente invenção como um indicador. Um limiar superior de fluxo de pico 12 e um limiar inferior de fluxo de pico 14 são determinados (como debatidos abaixo) e, no estado normal como mostrado, o fluxo de ar atual 10 dos picos do paciente entre os dois limiares.

Como mostrado na FIG. 5, a terapia de bi-nível, incluindo a pressão positiva da via

aérea inspiratória 16 (IPAP) e a pressão positiva da via aérea expiratória 18 (EPAP), permanece constante durante o estado normal. Em um aparelho utilizando a terapia de CPAP (não mostrado) em vez da terapia de bi-nível, o nível de pressão contínua liberada ao paciente é igualmente constante. Métodos conhecidos de alívio de pressão expiratório tais como aqueles fornecidos por um dispositivo C-Flex ou Bi-Flex, que reduz a pressão expiratória no começo da respiração expiratória, podem também ser incorporados para melhorar o conforto do paciente. Um dispositivo Bi-Flex também controla a pressão inspiratória com base no fluxo de gás monitorado pelo sistema.

Se o paciente fosse sofrer uma apnéia central 22, como mostrado na FIG. 6, não haveria nenhum fluxo de ar detectável 10 do paciente e o fluxo de ar de pico desse modo cairá abaixo do limiar inferior 14. O controlador 64 recebe a informação de fluxo do sensor de fluxo 62 e/ou outros sensores 61, a compara com os parâmetros de limiar atuais e faz a determinação que o paciente está em um estado baixo de condução respiratória. A determinação pode ser feita após um período fixo de tempo em que nenhuma atividade respiratória é detectada ou pode ser feita adaptativamente com base nos padrões respiratórios históricos.

No estado baixo, a terapia liberada pelo sistema de pressão positiva da via aérea estado-dependente desloca da terapia mínima de CPAP ou terapia de bi-nível, como aplicada durante o estado normal. Deveria ser observado que os termos CPAP ou terapia de bi-nível são usados para propósitos descritivos, mas outros modos terapêuticos ou métodos intencionados para tratar apnéias com um componente obstrutivo são contemplados na invenção, tal como ventilação assistida proporcional (PAV) que tenta a liberação de um fluxo com base no esforço respiratório do paciente. Além do CPAP prescrito ou terapia de bi-nível, o sistema de pressão positiva da via aérea estado-dependente pode liberar servoventilação, ou pressão positiva da via aérea variável (VarPAP) para gerar uma respiração para o paciente. Um sistema adaptativo para fornecer pressão positiva da via aérea variável a um paciente com base na história recente do padrão de respiração é revelado na patente '151 e é incorporado aqui por referência em sua totalidade. Um sistema de pressão positiva da via aérea variável que usa parâmetros de tempo médios é revelado não pedido de patente '520 e é também incorporado aqui por referência em sua totalidade.

Na servoventilação do paciente, o controlador 64, comunicando com o gerador de fluxo 52 e/ou a válvula de controle 60, aumenta a razão de pressão de IPAP para EPAP de modo que o sistema de pressão positiva da via aérea ajuda a manter a respiração espontânea pelo paciente (isto é, o paciente renova o ar por conta própria; conhecido como "modo síncrono") ou, em casos de apnéia central em que não há nenhuma respiração espontânea do paciente, fornece uma "respiração de máquina" para desencadear a respiração espontânea. Fornecer uma série de respirações de máquina de acordo com intervalos de tempo

controlados independente da atividade do paciente é referido como “modo de tempo” e é também considerado ser um elemento de servoventilação. Em “modo de combinação”, a servoventilação é fornecida para ajudar o paciente a tomar fôlego durante a respiração espontânea como em modo síncrono e para fornecer respirações de máquina ou controle sincronizado da respiração quando o paciente requerer tal controle. À medida que a severidade da condição diminui, a razão de pressão de IPAP para EPAP pode ser diminuída consequentemente. Como é conhecido na técnica, alterando a mudança na pressão entre IPAP e EPAP pode ser realizada aumentando/diminuindo IPAP, diminuindo/aumentando EPAP, ou ambos. Por exemplo, para aumentar a razão de IPAP para EPAP, o IPAP pode ser aumentado, o EPAP pode ser diminuído, ou ambos podem ser executados. A alteração pode ser efetuada ao longo de uma respiração inteira ou variadamente dentro de uma respiração de acordo com uma forma predeterminada ou de onda adaptável.

Como mostrado na FIG. 6, uma apnéia central 22 é detectada após um período de tempo (que pode ser um período pré-programado ou adaptativamente determinado) e uma resposta 17 é provocada a este. No cenário descrito na FIG. 6, a resposta 17 é um aumento na pressão positiva da via aérea inspiratória (IPAP), ou uma “respiração de máquina”, que é intencionada a estimular a respiração espontânea pelo paciente. As respirações de máquina subseqüentes podem ser liberadas ao paciente em níveis de intensidade e intervalos de tempo determinados como necessário com base na história do paciente e/ou estado atual.

No estado baixo de condução respiratória, pode ser adicionalmente desejável impulsionar CO_2 alveolar (PCO_2) ou a fração de CO_2 inspirado (FiCO_2) para aumentar a ventilação. Vários métodos são conhecidos na técnica para efetuar o aumento de CO_2 incluindo controlar a re-inalação por uma válvula de vazamento ativa, dinamicamente aumentar o espaço morto, fornecer um reservatório de CO_2 exalado, ou fornecer uma fonte suplementar de CO_2 . A patente '150, por este meio incorporada por referência, revela alguns destes mecanismos incluindo uma válvula de vazamento ativa, espaço morto dinâmico, um reservatório de CO_2 exalado e uma válvula de escapamento de máscara ajustável, e é por este meio incorporada por referência em sua totalidade. O pedido de patente '360 revela uma fonte suplementar de CO_2 que é misturado com O_2 e é incorporada por referência em sua totalidade também. Outros métodos de criar níveis mais altos de CO_2 que está presente na atmosfera são contemplados tais como geração química, resfriamento criogênico, adsorção molecular, e filtração de gás atmosférico, ou gás exalado do paciente.

FIG. 7 mostra a detecção de um estado baixo de condução respiratória similar àquele mostrado na FIG. 6 exceto que uma quantidade pequena de ventilação é detectada. Neste caso, o fluxo de ar de pico de respiração 13 cai para abaixo do valor de limiar inferior 14 e o controlador 64, portanto declara um estado respiratório baixo. Como descrito acima, o controlador 64 fornece a terapia adicional de servoventilação (VarPAP) para impulsionar a

condução respiratória do paciente. Como mostrado na FIG. 7, o IPAP 16 pode ser adaptativamente aumentado 17 durante a respiração espontânea, como descrito na patente '151, em resposta à hipopnéia detectada. Métodos para impulsionar o FiCO_2 ou CO_2 alveolar podem também ser implementados como descrito acima (isto é, espaço morto dinâmico, reservatório de CO_2 , válvula de vazamento ativa, etc.) para impulsionar a condução respiratória do paciente, como indicado pelos aumentos 21 no controle de FiCO_2 20.

Se, como mostrado na FIG. 8, as características de indicação do paciente 10 exceder o limiar superior 12, o controlador 64 determina que o paciente está em um estado de condução respiratória alta. Como mostrado na FIG. 8, o fluxo de pico excede o limiar superior 12 para o fluxo de pico nos picos 15. Durante este estado, a terapia para reduzir ganho de planta é implementada que envolve segurar o CO_2 tidal final aumentando o FiCO_2 usando um método descrito acima, tal como mantendo o espaço morto dinâmico, usando um reservatório de CO_2 capturado ou do contrário implementando a re-inalação. Mantendo o CO_2 alveolar adequado, a apnéia central ou hipopnéia que freqüentemente segue períodos de hiperpnéias pode ser atenuada (vide as apnéias características 38 seguindo hiperpnéias 36 em um ciclo de CSR típico como na FIG. 1).

Embora EPAP 18 seja mostrado na FIG. 8 como permanecendo constante durante o estado alto de ventilação, a presente invenção também contempla reduzir EPAP 18 durante a respiração exalada para melhorar a habilidade do circuito para recapturar CO_2 exalado em certas técnicas de re-inalação descritas acima. EPAP 18 pode ser reduzida por um nível constante predeterminado, de acordo com uma forma de onda predeterminada ou adaptável, adaptativamente com base na história de paciente, impulsivamente, ou por qualquer combinação do precedente.

Outro exemplo de um aparelho para aumentar re-inalação, com respeito à FIG. 3, é controlar ativamente a válvula de escape 57 de modo que o gás exalado percorra de volta para o conduto 56. O controlador 64 pode ser operativamente ligado através da ligação 65 para controlar o grau de abertura da válvula 57 para impedir a fuga de gás exalado, assim aumentando a fração de CO_2 inspirado em respirações subseqüentes. Uma outra modalidade pode utilizar um reservatório de CO_2 (não mostrado) ligado ao sistema em proximidade à interface do paciente 58 para capturar gás exalado e reinserir o gás na via aérea do paciente. O reservatório pode comunicar com a interface do paciente 58 ou conduto 56 através de uma válvula que pode ser controlada ativamente pelo controlador 64.

Tendo desse modo descrito os três estados respiratórios e as intervenções e terapias implementadas em cada um, a revelação agora se voltará para a determinação dos valores de limiar superiores e inferiores e o estabelecimento de uma janela dinâmica de respiração normal, isto é, a faixa entre os valores de limiar superiores e inferiores. Deveria ser entendido que o sistema de acordo com a presente invenção pode ser implementado para

fornecer terapia de autotitulação durante qualquer um ou todos os estados respiratórios. Autotitulação refere-se a um nível mínimo de pressão positiva da via aérea fornecida para manter a via aérea superior de um paciente para impedir ocorrências relacionadas à obstrução tais como apnéia obstrutiva do sono, ronco, hipopnéia, etc.

- 5 Para determinar um limiar superior dinâmico (DUT), o sistema é ajustado inicialmente em um valor predefinido ou inicial. Um valor predefinido pode ser com base na história anterior do paciente ou pode ser selecionado pelo clínico. Alternativamente, um valor inicial pode ser obtido com base em um parâmetro medido, por exemplo, fluxo de ar de pico médio durante um período de tempo ou volume tidal médio durante com o passar do tempo.
- 10 Dois algoritmos separados operados em paralelo para determinar o algoritmo de um DUT atua para diminuir o DUT e as outras ações para aumentar o DUT. Cada um será tratado por sua vez.

- O DUT será diminuído se o sistema não estiver respondendo à respiração instável. Este algoritmo calcula uma alteração (por exemplo, declive de uma linha ajustada) na média
- 15 de uma medida respiratória ou característica indicativa (por exemplo, fluxo de pico, volume tidal, etc.) e, se a alteração exceder um valor predeterminado, diminui o DUT em uma quantidade proporcional àquela alteração. Se respiração for estável, então haverá pouca ou nenhuma alteração na medida respiratória média com o passar do tempo, assim nenhuma alteração é necessária para o DUT. Se respiração for instável, então haverá alterações com o
- 20 passar do tempo nas medidas respiratórias médias, indicando uma necessidade de diminuir o DUT para tornar o sistema mais sensível em detectar um estado de condução respiratória alto.

- Com referência à FIG. 9, o algoritmo para diminuir o DUT é esquematicamente ilustrado. Na etapa 100, uma medida respiratória média, tal como fluxo de pico, volume tidal, ou
- 25 outra medida, é durante um período de tempo determinado, K1. Na etapa 102, a alteração na medida respiratória média é durante um período de tempo determinado para obter-se ΔR_m . Na etapa 104, o controlador determina se o valor absoluto de ΔR_m ($|\Delta R_m|$) é maior que um valor de limiar predeterminado (T1), que pode ser pré-programado por um usuário tal como um clínico.

- 30 Se o valor absoluto da alteração na medida respiratória $|\Delta R_m|$ exceder o valor de limiar T1, então o controlador diminui o DUT na etapa 106 em uma quantidade proporcional à $|\Delta R_m|$. O valor “c” na etapa 106 é um fator decrescente e pode ser programado por um usuário. O valor c pode ser de modo que o DUT possa ser incrementalmente diminuído sem efeitos adversos ou abruptos no paciente.

- 35 Se $|\Delta R_m|$ não exceder o valor de limiar T1, então nenhuma alteração é feita ao DUT, como indicado na etapa 108. Este resultado indica que o padrão de respiração do paciente é constante e, portanto, a sensibilidade do sistema não necessita ser aumentada.

Com referência à FIG. 10, há esquematicamente mostrado um algoritmo para aumentar o DUT. Na determinação se o DUT deveria ser aumentado, a pergunta é essencialmente se o sistema é muito sensível. Conseqüentemente, o número de respirações suportadas por CO_2 dá uma medida de sensibilidade do sistema e é, portanto a medida usada para determinar se o DUT deveria ser aumentado.

Na etapa 200, a porcentagem de re-inalação de respirações suportadas por CO_2 é determinada para obter $\text{CO}_{2\text{Sup}}$. Esta porcentagem é depois comparada a um valor de limiar pré-programado T2 na etapa 202. Se a porcentagem das respirações suportadas por CO_2 $\text{CO}_{2\text{Sup}}$ exceder o valor de limiar T2, então o DUT é aumentado em uma quantidade proporcional à porcentagem como indicado na etapa 204. O fator de aumento c pode ser pré-programado por um usuário e pode ou não ser o mesmo que o fator de diminuição usado no algoritmo para diminuir o DUT, descrito acima.

Se a porcentagem das respirações suportadas por CO_2 $\text{CO}_{2\text{Sup}}$ for menor que o valor de limiar T2, então nenhuma alteração é feita ao DUT, como indicado na etapa 206. Este resultado indica que o sistema não é superativo na intervenção no estado de condução respiratória alto e, conseqüentemente, o DUT não necessita ser aumentado.

A determinação do limiar inferior dinâmico (DLT) é feita de uma maneira similar à utilizada na patente '151 e o pedido de patente '520, ambos destes métodos são incorporados por referência. Sumariamente, uma medida respiratória média ou característica indicativa (por exemplo, fluxo de ar de pico, volume tidal, etc.) é obtida em um período de tempo em movimento, tal como dois minutos, cinco minutos ou algum outro período de tempo, e o DLT é dinamicamente fixado, ou ajustado, em um fator predeterminado abaixo do meio em movimento. Desse modo, quando a medida respiratória instantânea cai abaixo da média ou meio em movimento ajustado, o controlador 64 reconhece um estado baixo de condução respiratória e inicia a(s) intervenção(ões) correspondente(s). Naturalmente, não há nenhuma necessidade dos algoritmos separados aumentarem e diminuir o DLT como a medida média com o passar do tempo inerentemente aumentará e diminuirá.

De acordo com outro aspecto da presente invenção, o sistema de pressão positiva da via aérea estado-dependente monitora o padrão de respiração de um paciente e identifica tendências ou alterações que prognosticam estados de condução respiratória instáveis ou clinicamente indesejáveis. Se uma alteração no estado de condução respiratória for prognosticada, o sistema pode ativar ou suspender uma intervenção terapêutica apropriada (por exemplo, servoventilação, aumentando CO_2 alveolar, etc.) para impedir o estado de ser alcançado. Isto representa uma característica vantajosa em que o sistema antecipa um estado indesejável e atua para curar a condição antes de o estado indesejável ocorrer. O sistema é adaptável em que ele "aprende" uma janela terapêutica apropriada com base na eficácia das intervenções terapêuticas de fato executadas no paciente. Este sistema pode ser

usado junto com um sistema puramente estado-dependente como descrito acima ou como um sistema isolado.

FIG. 11 mostra a predição de um estado respiratório alto com base em uma tendência de fluxo de pico crescente. Como mostrado, os primeiros três picos do fluxo 10 estão dentro da janela respiratória normal (isto é, os picos são inferiores que o limiar superior 12 e mais altos que o limiar inferior 14) mas está tendendo para exceder o limiar superior 12. No processo pelo qual tendências são prognosticadas e estados de alterações são antecipados, o declive 24 da medida respiratória (aqui, fluxo de pico) é primeiro determinado. Se o declive 24 exceder um limite máximo predeterminado, então o controlador 64 ativa ou suspende uma intervenção apropriada no ponto 26, tal como re-inalação de CO₂ ou espaço morto dinâmico, como debatido acima com respeito às alterações de estado atuais. Com esta intervenção prematura, a alteração prognosticada no estado respiratório pode ser reduzida ou impedida. Ponto 28 representa o ponto no qual o sistema teria ativado (ou suspenso) uma terapia de intervenção sem o uso de predição de tendência. Desse modo, prognóstico de tendência normaliza o padrão de respiração de um paciente mais antecipadamente que dependência rígida de estado e sem ter que aguardar até um estado indesejável de ventilação ocorra.

FIG. 12 mostra uma tendência de condução respiratória alta, similar à FIG. 11, exceto que a medida respiratória 10 neste caso é volume tidal. Como antes, a tendência é prognosticada após três ciclos respiratórios e o declive 24 é determinado para exceder um limite predeterminado. Uma terapia de intervenção é ativada ou suspendida, qualquer que seja apropriado, no ponto 26 antes de uma alteração atual no estado ocorrer e os efeitos indesejáveis de uma alteração de estado são reduzidos ou eliminados completamente.

FIGS. 13 e 14 mostram a predição de um estado respiratório baixo quando a medida respiratória for fluxo de pico e volume tidal, respectivamente. A tendência é prognosticada, similar à predição de um estado respiratório alto, com base no declive 24 de três ciclos respiratórios sucessivos. Se o declive exceder um limite predeterminado, então uma terapia de intervenção apropriada é ativada ou suspendida conseqüentemente. Alguém de habilidade na técnica apreciaria que vários ciclos respiratórios diferente de três podem ser usados para prognosticar tendências, como determinado ser apropriado.

O sistema de acordo com a presente invenção pode também ser feito para ser adaptável à condição presente de um paciente e determinar uma janela terapêutica ideal. Uma janela terapêutica refere-se à faixa eficaz de uma "dose" de CO₂ ou O₂ durante uma intervenção para estabilizar a respiração. FIG. 15 mostra um gráfico de várias amostras tiradas de um paciente que podem ser usadas pelo sistema para determinar a janela terapêutica ideal. O eixo geométrico vertical mede a dose de CO₂ administrada para segurar CO₂ durante a condução respiratória alta. A dose de CO₂ pode também ser determinada pelo

volume de espaço morto. O índice de instabilidade, medido ao longo do eixo geométrico horizontal, é uma medida da severidade ou proporção de respiração instável devido às alterações na condução respiratória, e pode ser derivado de parâmetros tais como a) uma razão do mínimo e máximo de uma medida tal como fluxo de pico ou volume tidal, b) o declive de uma linha ajustada para uma medida média (ou mediana) da janela de movimento tal como fluxo de pico ou volume tidal, ou c) uma medida ou prognosticador de ganho de alça do sistema de controle respiratório.

A janela terapêutica 308 na FIG. 15 representa uma faixa apropriada de doses de fração de CO_2 inspirado ou volume de espaço morto usada em uma terapia particular. Ponto de dados 300 representa uma ocorrência de um evento instável enquanto ponto de dados 302 representa a ocorrência de um evento estável. O evento estável 302 é julgado estar em uma janela terapêutica aceitável 308 com base no(s) parâmetro(s) de instabilidade medido(s). Doses de CO_2 304 acima da janela terapêutica 308 causam hiperventilação e doses 306 abaixo da janela terapêutica 308 não são suficientes para estabilizar a respiração. Desse modo, armazenando várias amostras de dados, sempre a cada dia, e eliminando dados velhos, o sistema sempre pode ser sintonizado à condição atual de um paciente e pode adaptar-se e ser ajustado à linha de terapia com base nas instabilidades medidas do paciente. Ou seja, quando uma dose usada em uma intervenção causar uma instabilidade como determinada por um ou mais dos parâmetros de instabilidade medidos mencionados acima, o controlador associa aquela dose como ou sendo acima ou abaixo da janela terapêutica 308 e faz modificações na janela terapêutica 308 conseqüentemente.

Como o método acima é adaptável, ele aprende o que é eficaz para pacientes individuais. Sistemas adaptativos requerem condições iniciais que são programadas no sistema e atualizadas à medida que experiência com terapia de paciente é adquirida. O sistema pode ser feito mais robusto utilizando uma ou várias das muitas técnicas de controle adaptáveis e estatísticas que são bem descritas na literatura para fazer o sistema eficazmente adaptar-se ao paciente, manipulação remota e/ou dados pobres, etc.

Embora este exemplo descreva uma intervenção para hiperventilação prognosticada ou existente, um quadro e análise estatística similares podem ser utilizados para hipovenilação ou apnéia central. Em cujo caso, um gráfico pode ser traçado onde CO_2 e/ou servoventilação é/são utilizado(s) para tratar a condição prognosticada ou existente. Muito pouco de CO_2 neste caso pode causar lavagem adicional de CO_2 do paciente, exacerbando a apnéia central. Muito CO_2 poderia desencadear entrada em hiperventilação.

Adicionalmente, o sistema pode requerer mais de uma dimensão de análise de dados da otimização de terapia, tal como dados temporais, no número de parâmetros fisiológicos introduzidos ao algoritmo. Por exemplo, pode haver histerese no sistema, assim a sequência de estados respiratórios que levam ao estado presente necessitaria ser conhecida

para aplicar a terapia correta.

Embora a invenção tenha sido descrita em detalhes para o propósito de ilustração com base em que é correntemente considerado ser as modalidades mais práticas e preferidas, é para ser entendido que tal detalhe é somente para aquele propósito e que a invenção não é limitada às modalidades reveladas, mas, pelo contrário, é intencionada abranger as modificações e arranjos equivalentes que estão dentro do espírito e escopo das reivindicações em anexo. Por exemplo, é para ser entendido que a presente invenção contempla que, à medida do possível, uma ou mais características de qualquer modalidade podem ser combinadas com uma ou mais características de qualquer outra modalidade.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema (50) para liberar um fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente, **CARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

um módulo de fluxo pressurizado que gera um fluxo pressurizado de gás respiratório;

um circuito de paciente (56) acoplado ao módulo de fluxo pressurizado configurado para comunicar o fluxo de gás respiratório com uma via aérea de um paciente;

um sensor (61, 62) adaptado para monitorar uma característica de um padrão de respiração do paciente; e

controlador (64) que comunica com o sensor e configurado para aumentar uma fração de dióxido de carbono inspirado se a característica exceder um valor de limiar superior e fornecer servoventilação se a característica for menor que um valor de limiar inferior, em que o valor de limiar superior e o valor de limiar inferior são alterados com base na característica monitorada do padrão de respiração do paciente.

2. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o controlador é configurado para aumentar a fração de dióxido de carbono inspirado além de fornecer servoventilação quando a característica for menor que o valor de limiar inferior.

3. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o controlador é configurado para aumentar a fração de dióxido de carbono inspirado (a) efetuando re-inalação, (b) fornecendo uma fonte suplementar de dióxido de carbono, (c) fornecendo dióxido de carbono de um reservatório adaptado para capturar gás de respiração exalado, (d) qualquer combinação de (a)-(c).

4. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o módulo de fluxo pressurizado compreende um soprador (52), uma válvula (60), ou ambos.

5. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o valor de limiar superior e valor de limiar inferior são o mesmo valor simples.

6. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a característica é fluxo de pico do paciente ou um volume tidal do paciente.

7. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o controlador fornece servoventilação provendo uma razão crescente de pressão inspiratória para pressão expiratória.

8. Sistema (10) para liberar um fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente, **CARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

um módulo de fluxo pressurizado que gera um fluxo de gás respiratório;

um circuito de paciente (56) acoplado ao módulo de fluxo pressurizado configurado para comunicar o fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente;

um sensor (61, 62) para monitorar uma característica de um padrão de respiração

do paciente;

um sistema de suplemento de dióxido de carbono (46) associado ao dito circuito de paciente; e

um controlador (64) operativamente conectado com o dito módulo de fluxo pressurizado e sistema de suplemento de dióxido de carbono, o dito controlador comunicando com o dito sensor e aumentando uma quantidade de dióxido de carbono no dito circuito de paciente para inspiração pelo paciente se a característica exceder um valor de limiar superior, o dito controlador controlando o dito módulo gerador de fluxo de gás para aumentar uma razão de pressão inspiratória para pressão expiratória fornecida à via aérea do paciente se a característica for menor que um valor de limiar inferior.

9. Sistema, de acordo com a reivindicação 8, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o módulo de fluxo pressurizado compreende um soprador (52), uma válvula (60), ou ambos.

10. Sistema, de acordo com a reivindicação 8, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o sistema de suplemento de dióxido de carbono compreende:

(a) uma válvula (43) que direciona dióxido de carbono expirado de volta ao paciente para re-inalação;

(b) uma fonte de dióxido de carbono externa que se comunica com o circuito de paciente;

(c) um reservatório de dióxido de carbono (44) para capturar gás de respiração exalado, ou

(d) qualquer combinação de (a)-(c).

11. Sistema, de acordo com a reivindicação 8, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o valor de limiar superior e valor de limiar inferior são o mesmo valor simples.

12. Sistema, de acordo com a reivindicação 8, **CARACTERIZADO** pelo fato de que a característica é fluxo de pico do paciente, ou um volume tidal do paciente.

13. Sistema, de acordo com a reivindicação 8, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o sistema fornece uma razão crescente de pressão inspiratória para pressão expiratória com uma diminuição da característica abaixo do valor de limiar inferior.

14. Método para determinar estados de ventilação de um paciente sofrendo terapia respiratória, **CARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

liberar um fluxo de gás à via aérea do paciente de uma fonte de gás respiratório por meio de um circuito de paciente (56);

monitorar uma característica de um padrão de respiração de um paciente;

estabelecer um valor de limiar inferior durante um período de tempo para a característica com base em um valor médio da característica; e

estabelecer um valor de limiar superior para a característica aumentando ou diminuindo um valor inicial para a característica, o valor de limiar superior sendo diminuído se uma

alteração no valor médio da característica exceder um limite predeterminado, e o valor de limiar superior sendo aumentado se uma frequência de uma terapia particular provida ao paciente exceder uma frequência predeterminada.

15. Método, de acordo com a reivindicação 14, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que a terapia particular fornecida ao paciente é re-inalação de dióxido de carbono.

16. Método, de acordo com a reivindicação 14, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o valor de limiar inferior é obtido reduzindo o valor médio com o passar do tempo da característica por um fator predeterminado.

17. Método para tratar um paciente, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

liberar um fluxo de gás à via aérea do paciente de uma fonte de gás respiratório por meio de um circuito de paciente;

monitorar uma característica do padrão de respiração do paciente;

prognosticar um estado de respiração alta se uma alteração na característica durante um período de tempo for um valor positivo e exceder um limite predeterminado, e prognosticar um estado de baixa respiração se a alteração na característica durante um período de tempo for um valor negativo que tem um valor absoluto que excede o limite predeterminado; e

aplicar um tratamento apropriado ao paciente com base no estado prognosticado.

18. Método, de acordo com a reivindicação 17, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que a característica é fluxo de pico, ou volume tidal.

19. Método, de acordo com a reivindicação 17, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que o período de tempo é dependente de vários ciclos respiratórios.

20. Método de liberar gás de respiração pressurizado a uma via aérea de um paciente, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

Liberar um fluxo de gás à via aérea do paciente de uma fonte de gás respiratório por meio de um circuito de paciente;

monitorar uma característica do padrão de respiração do paciente;

determinar um valor de limiar superior da característica com base no padrão de respiração do paciente;

determinar um valor de limiar inferior da característica com base no padrão de respiração do paciente; e

aumentar a fração de dióxido de carbono inspirado se o valor da característica exceder o limiar superior.

21. Método para determinar uma janela terapêutica ideal no tratamento de um paciente, **CHARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

aplicar uma dose de um tratamento apropriado ao paciente com base em um esta-

do prognosticado ou existente de respiração;

medir um índice de instabilidade do paciente em resposta à dose aplicada;

registrar uma série de pontos de dados que representa os índices de instabilidade para cada uma de uma série de respostas; e

- 5 ajustar uma janela terapêutica que corresponde à dose aplicada com o índice de instabilidade abaixo dos pontos de dados para os quais o índice medido de instabilidade excede um valor aceitável e acima dos pontos de dados para os quais o índice medido de instabilidade está abaixo de um valor aceitável.

22. Método, de acordo com a reivindicação 21, **CARACTERIZADO** pelo fato de que
10 o índice de instabilidade é:

(a) uma razão do fluxo de pico mínimo e máximo,

(b) uma razão do volume tidal mínimo e máximo,

(c) um declive de uma linha ajustada em um fluxo de pico médio ou mediano da janela de movimento,

15 (d) um declive de uma linha ajustada em um volume tidal médio ou mediano da janela de movimento, ou

(e) uma medida ou prognosticador de ganho de alça do sistema de controle respiratório do paciente.

23. Método para tratar um paciente dentro de uma janela terapêutica ideal,
20 **CARACTERIZADO** pelo fato de que compreende:

aplicar uma dose de um tratamento apropriado ao paciente com base em um estado prognosticado ou existente de respiração;

medir um índice de instabilidade do paciente em resposta à dose aplicada;

25 registrar uma série de pontos de dados que representam os índices de instabilidade para cada uma de uma série de respostas;

ajustar uma janela terapêutica que corresponde à dose aplicada com o índice de instabilidade abaixo dos pontos de dados para os quais o índice medido de instabilidade excede um valor aceitável e acima dos pontos de dados para os quais o índice medido de instabilidade está abaixo de um valor aceitável; e

30 aplicar doses subseqüentes de tratamento dentro da janela terapêutica.

24. Método, de acordo com a reivindicação 23, **CARACTERIZADO** pelo fato de que o índice de instabilidade é:

(a) uma razão do fluxo de pico mínimo e máximo,

(b) uma razão do mínimo e volume tidal máximo,

35 (c) um declive de uma linha ajustada a um fluxo de pico médio ou mediano da janela de movimento,

(d) um declive de uma linha ajustada a um volume tidal médio ou mediano da janela

de movimento, ou

(e) uma medida ou prognosticador de ganho de alça do sistema de controle respiratório do paciente.

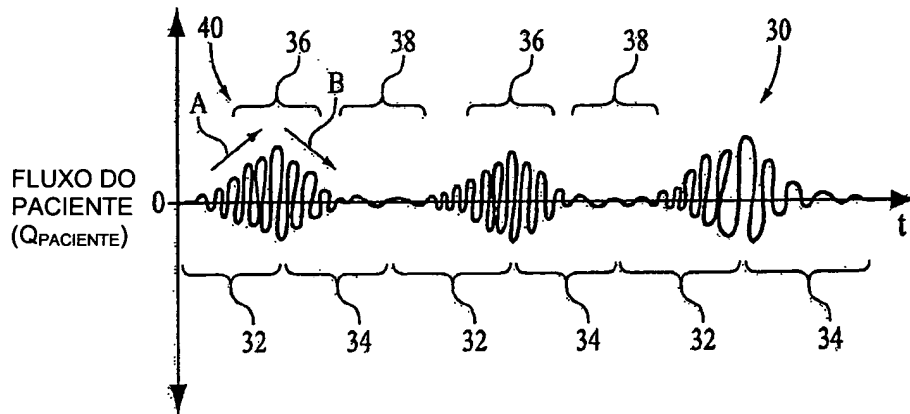


FIG. 1

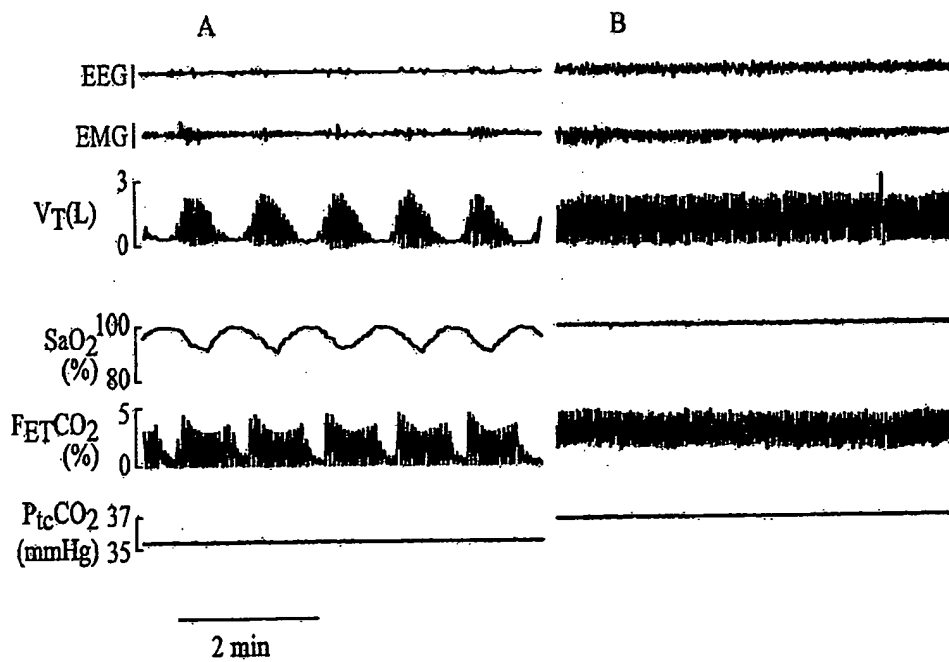


FIG. 2

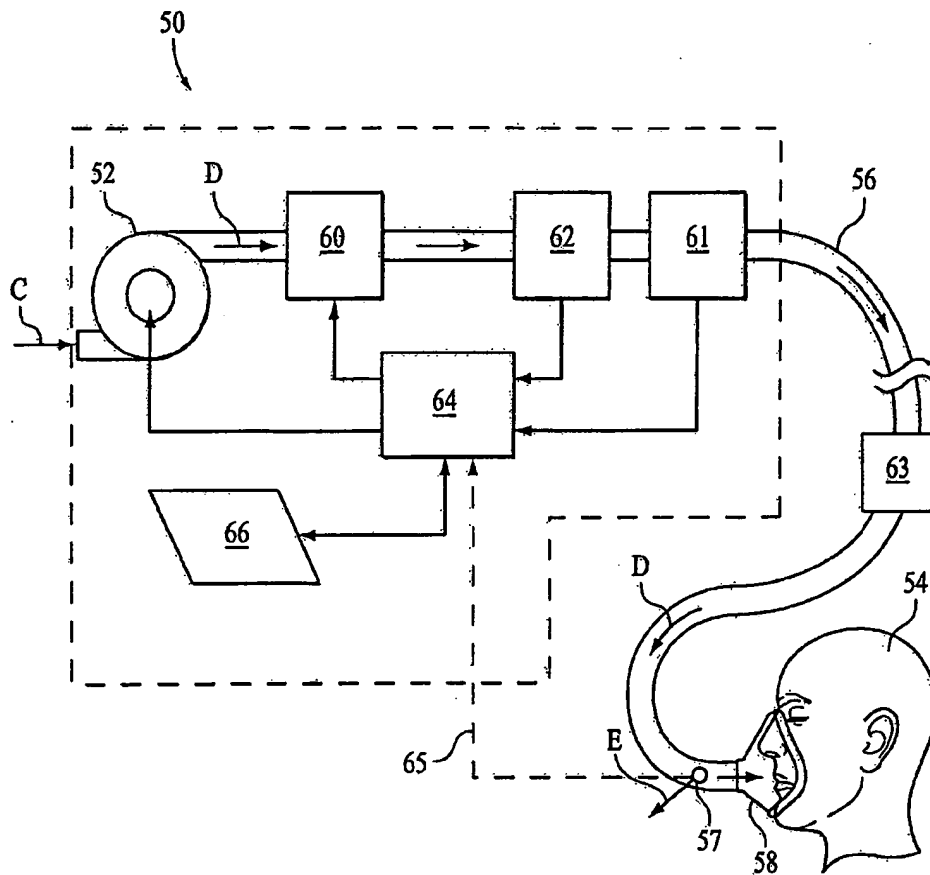


FIG. 3

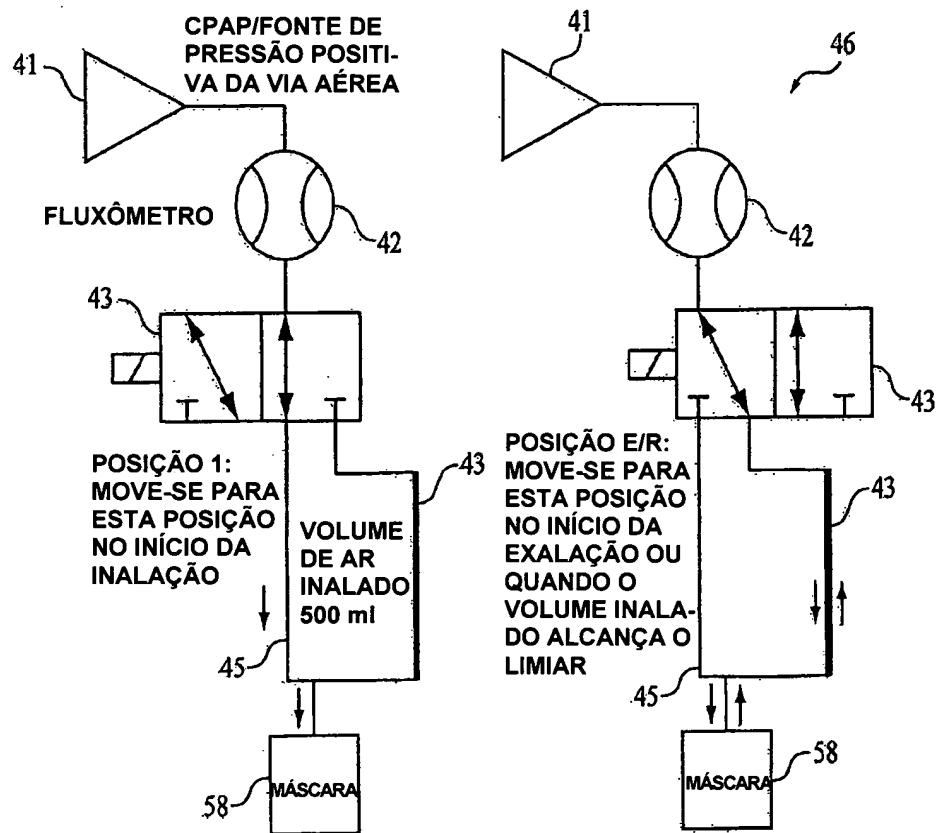


FIG. 4

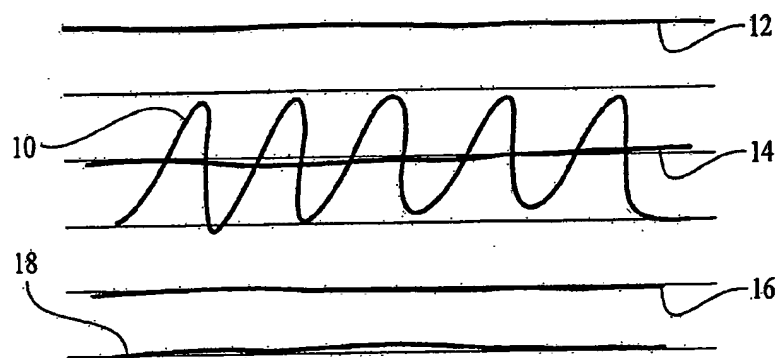


FIG. 5

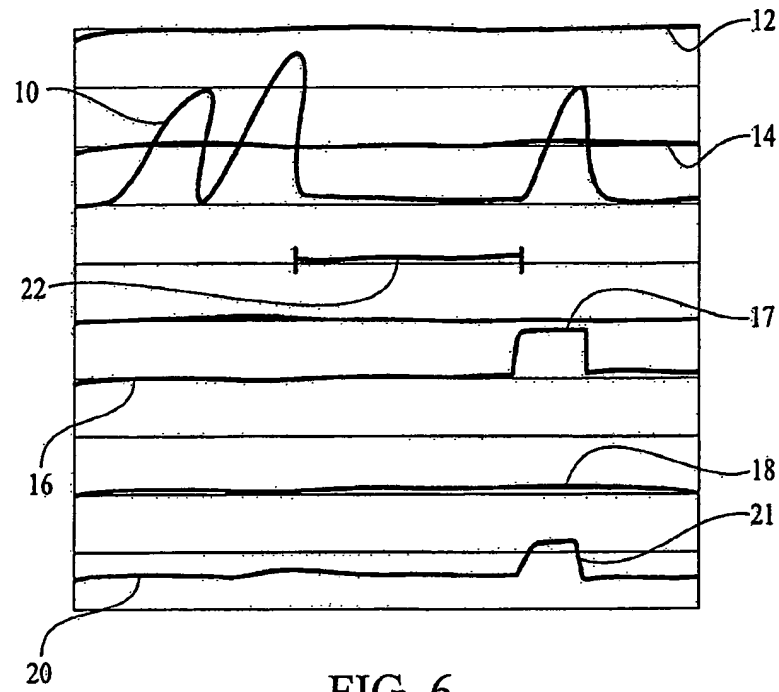


FIG. 6

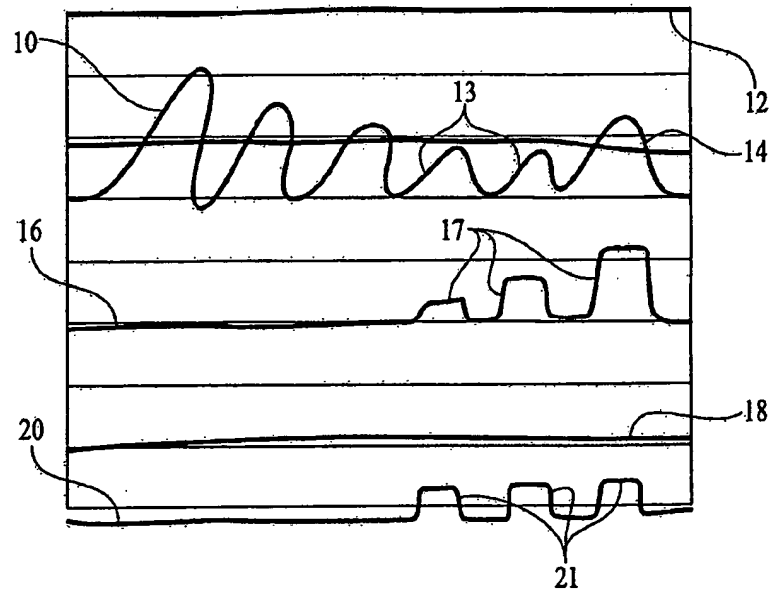


FIG. 7

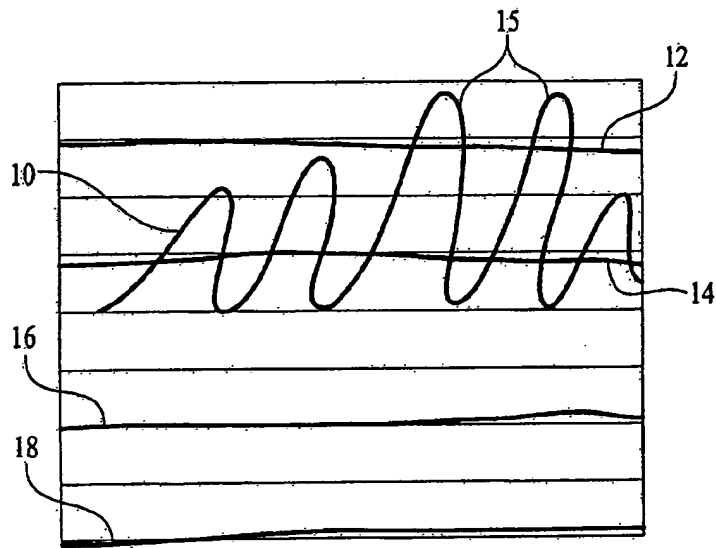


FIG. 8

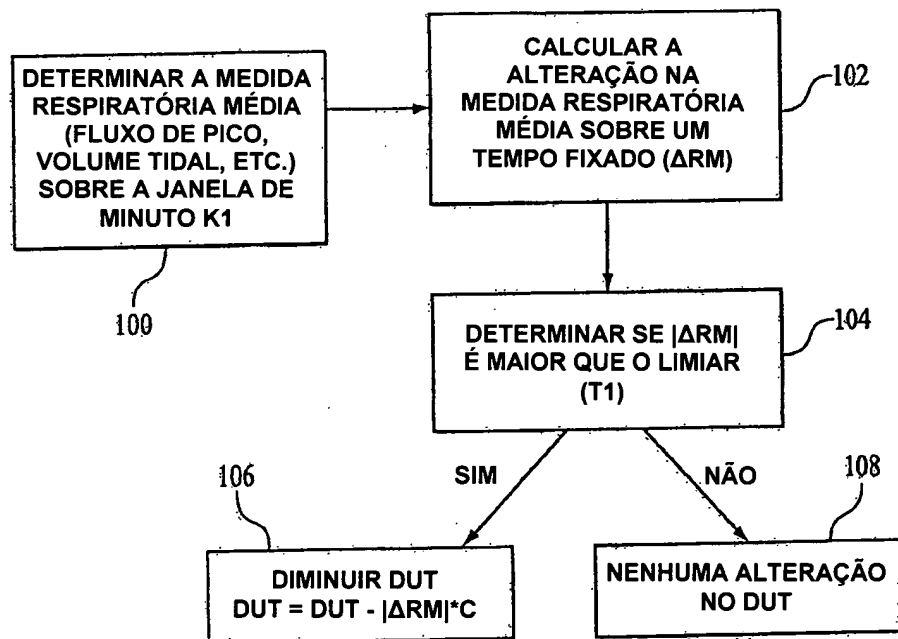


FIG. 9

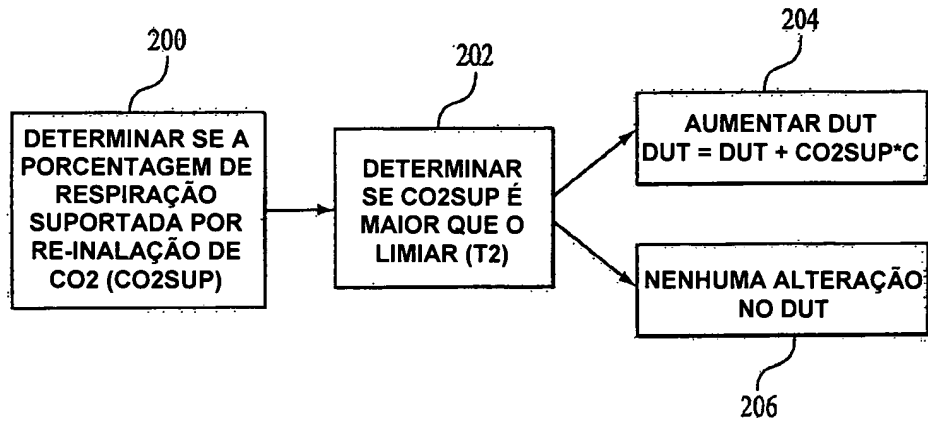


FIG. 10

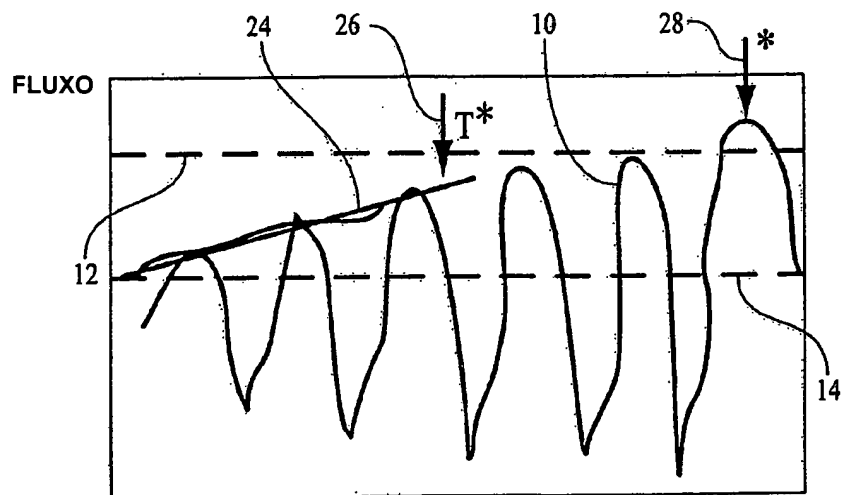


FIG. 11

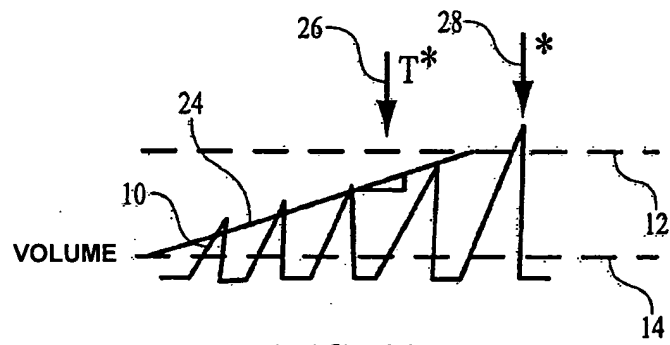


FIG. 12

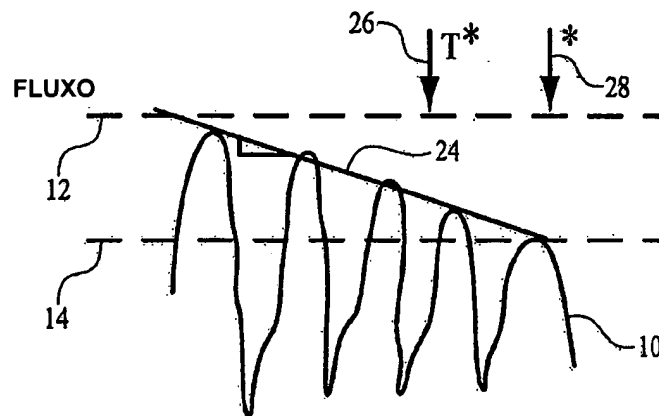


FIG. 13

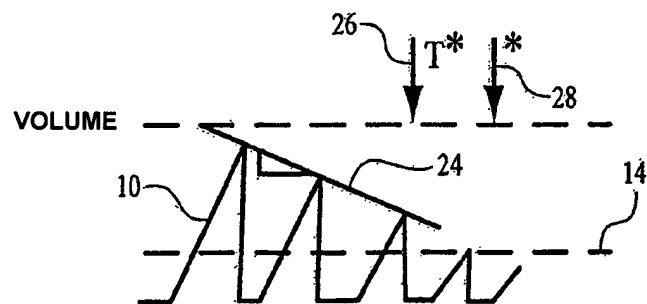


FIG. 14

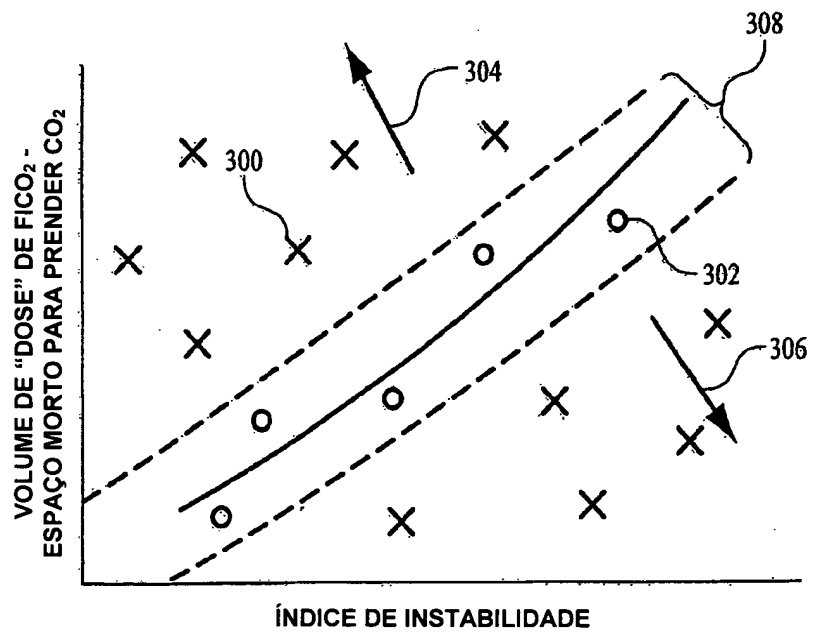


FIG. 15

RESUMO

"SISTEMA DE CONTROLE VENTILATÓRIO"

Um sistema (50) é fornecido para liberar um fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema inclui um módulo de fluxo pressurizado que gera um fluxo pressurizado de gás respiratório e um circuito de paciente (56) acoplado ao módulo de fluxo pressurizado configurado para comunicar o fluxo de gás respiratório a uma via aérea de um paciente. O sistema inclui um sensor (61, 62) para monitorar uma característica de um padrão de respiração do paciente, um controlador que se comunica com o sensor configurado para aumentar uma fração de dióxido de carbono inspirado se a característica exceder um valor de limiar superior e fornece servoventilação se a característica for menor que um valor de limiar inferior. O valor de limiar superior e o valor de limiar inferior são alterados com base na característica monitorada do padrão de respiração do paciente.