



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

(21) PI 0719677-6 A2



(22) Data de Depósito: 03/12/2007
(43) Data da Publicação: 04/02/2014
(RPI 2248)

(51) Int.Cl.:
A61B 5/08
G01N 21/76

(54) Título: SISTEMA DE MONITORAMENTO DE GÁS DE CORRENTE PRINCIPAL, E, MÉTODO PARA SISTEMA DE MONITORAMENTO DE UM ANALITO EM UM FLUXO DE GÁS **(57) Resumo:**

(30) Prioridade Unionista: 30/11/2007 US 11/948080, 04/12/2006 US 60/873047, 22/08/2007 US 60/957272, 30/11/2007 US 11/948080

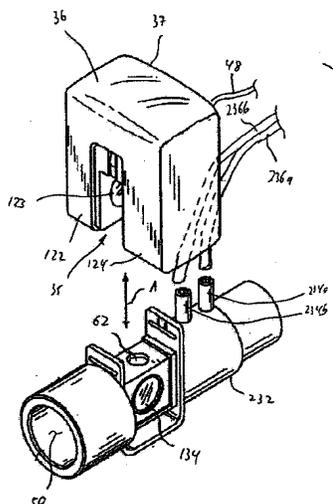
(73) Titular(es): Ric Investments, LLC

(72) Inventor(es): Craig Flanagan, Joseph A. Orr

(74) Procurador(es): Momsen, Leonardos & Cia.

(86) Pedido Internacional: PCT US2007086295 de 03/12/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/070629 de 12/06/2008



“SISTEMA DE MONITORAMENTO DE GÁS DE CORRENTE PRINCIPAL, E, MÉTODO PARA SISTEMA DE MONITORAMENTO DE UM ANALITO EM UM FLUXO DE GÁS”

REIVINDICAÇÃO PRIORITÁRIA

5 Sob as disposições de 35 U.S. C. § 119(e), este pedido reivindica o benefício do pedido provisório dos U.S. de nº de série 60/957.272, depositado em 22 de agosto de 2007, e 60/873.047, depositado em 4 de dezembro de 2006 e os as provisões de 35 U.S.C. § 120/365, este pedido reivindica o benefício do pedido dos U.S. de nº de série 11/948.080,
10 depositada em 30 de novembro de 2007.

CAMPO TÉCNICO

 A presente invenção pertence a um sistema e método para compensar erros volumétricos que podem ocorrer em um sistema de monitoramento de gás de corrente principal entre inspiração e expiração para
15 (a) maximizar a precisão de uma medição de consumo de oxigênio e (b) fornece uma forma de onda mais clinicamente relevante para o gás monitorado quando usando um sistema de monitoramento de gás de corrente principal.

FUNDAMENTO DA INVENÇÃO

20 Monitoramento do oxigênio das vias respiratórias, ou elaboração de gráficos de oxigênio, é usado em anestesia e situações de cuidados críticos para fornecer uma indicação de despacho e utilização de oxigênio (i. e. consumo de oxigênio) pelo paciente. A diferença entre a fração de oxigênio inspirado e expirada é útil para determinar, por exemplo, a
25 quantidade de extração de oxigênio que serve como uma medida da função cardíaca e pulmonar (e. g. adequação de perfusão e metabolismo) e condição global fisiológica do paciente. Consumo de oxigênio é comumente usado para monitorar a aptidão ou condição fisiológica de um indivíduo ou atleta. As frases “atualização de oxigênio” e “consumo de oxigênio” são usadas como

sinônimas, e são ambas representadas pela expressão " V_{O_2} " ou, para simplicidade " VO_2 ". Consumo de oxigênio é uma medida da quantidade de oxigênio que o corpo usa em um dado período de tempo, tal como um minuto. É tipicamente expressado como mililitros de oxigênio usado por quilograma de peso do corpo por minuto (ml/kg/min), simplesmente em mililitros de oxigênio usado por minuto.

Tradicionalmente, a elaboração de gráficos de oxigênio é realizada usando um sistema de amostragem de gás de corrente lateral. Em um sistema de monitoramento de corrente lateral, uma amostra de gás é tomada de um local de amostra, tal como as vias respiratórias do paciente através de uma cânula nasal ou um circuito do paciente através de uma linha de amostragem de gás, para um mecanismo de sensoreamento ou célula de amostra que está localizada a alguma distância do local de amostra para monitoração. Um sistema de secagem é tipicamente incluído na cânula, na célula de amostra, ou na linha de amostragem tal que o fluxo de gás da corrente lateral entrando na célula de amostra está relativamente livre de umidade. Se o sistema de secagem consiste de uma seção de tubulação de Nafion, a amostra de gás é seca para a umidade do ambiente. De forma similar, o transporte do gás através da linha de amostragem resulta na temperatura da amostra equilibrando a temperatura ambiente antes da análise pelo sensor. Por estas razões, ambos, o gás inspirado e expirado, são analisados nos sistemas de monitoramento de correntes laterais como se o gás estivesse em temperatura e umidade ambiente.

Quando a elaboração de gráficos de oxigênio é efetuada usando um sensor de oxigênio na vias respiratórias (i. e., um sensor de gás de corrente principal no qual todos ou a maioria do gás entregue ou recebido do paciente passa através do local de amostra), o gás sendo analisado vai provavelmente variar em ambas, temperatura e umidade. O gás expirado está aproximadamente sempre 100% saturado (umidade relativa = 100%) e na

temperatura do corpo ou ligeiramente abaixo da temperatura do corpo. Por outro lado, o gás inspirado pode ser ativamente aquecido e umidificado usando um vaporizador, pode ser passivamente umidificado usando um permutador de calor e umidade, ou pode estar nas condições do ambiente. Em qualquer caso, é improvável que os dados de temperatura e umidade dentro das vias respiratórias estejam disponíveis para o monitor de oxigênio.

Conforme o gás é umidificado e vapor de água é adicionado ao gás, o oxigênio no gás é diluído e a concentração de oxigênio no gás diminui. Se o gás inspirado é seco e o gás expirado é umidificado, a medida da elaboração de gráficos de oxigênio através de um sensor de oxigênio (de corrente principal) nas vias respiratórias vai mostrar uma diferença em oxigênio inspirado e expirado apenas com base nas mudanças de concentração de oxigênio devido ao aquecimento e/ou à umidade. Enquanto a medição de concentração de oxigênio é fisicamente precisa, é clinicamente enganosa. Mesmo embora haja uma diferença efetiva na fração de oxigênio inspirado e expirado, esta diferença poderia ser mal interpretada como uma indicação de perfusão e metabolismo do paciente, mais propriamente do que simples aquecimento e umidade do gás.

VO_2 é convencionalmente calculado como a diferença entre o volume de oxigênio inspirado e o volume de oxigênio expirado. O cálculo direto ou padrão de VO_2 é dado pela seguinte equação:

$$VO_2 = V_i * F_{iO_2} - V_e * F_{\bar{e}O_2}, \quad (1)$$

onde: “ VO_2 ” é o consumo de oxigênio, “ V_i ” é o volume inspirado, “ F_{iO_2} ” é a concentração de oxigênio inspirado, “ V_e ” é o volume expirado, e “ $F_{\bar{e}O_2}$ ” é a concentração de oxigênio expirado misturado. Um erro ocorre neste cálculo se o gás expirado foi aquecido e umedecido pelos pulmões, e o gás inspirado é mais resfriado e/ou secado do que o gás expirado. O efeito de meios de aquecimento e/ou à umidade que o volume expirado (V_e) será maior do que o volume inspirado (V_i) e a fração de

oxigênio expirado medido ($F_{E_{O_2}}$) será mais baixa do que a fração de oxigênio efetiva, conduzindo a uma determinação de VO_2 falsamente grande. Idealmente, se foi possível medir a fração de oxigênio inspirado ($F_{i_{O_2}}$) e o volume inspirado (V_i) sob condições de temperatura e umidade conhecidas, então o cálculo de VO_2 direto seria preciso apesar das diferenças em temperatura e umidade entre o gás inspirado e o gás expirado.

Este cálculo direto de consumo de oxigênio descrito na equação (1) é simples e válido, mas pode conduzir à erros nas situações de VO_2 calculadas onde há pequenos erros na medição de volume de gás, i. e., a medição de V_i , V_e , ou ambas. As diferenças de temperatura e umidade do gás são uma principal fonte dessas diferenças de volume de gás inspirado e expirado. Este problema é exacerbado em concentrações altas de oxigênio.

Um método alternativo de calcular VO_2 usa somente o volume de respiração expirado, V_e . Neste cenário, o volume de respiração inspirado V_i é calculado (mais propriamente do que medido) com base na suposição que, em média, o volume de nitrogênio é o mesmo para ambos, o gás inspirado e expirado, que é usualmente verdade porque o nitrogênio não é consumido ou produzido pelo corpo. Isto é referido como o equilíbrio do nitrogênio. O cálculo de V_i , mais propriamente do que medi-lo, também assume que o efeito da temperatura e umidade é o mesmo para ambos os volumes de gás inspirado e gás expirado.

Esta modificação da equação (1), que usa um cálculo de V_i com base no equilíbrio de nitrogênio citado acima, e conhecido como a transformada de Haldane. De acordo com esta técnica, V_i é calculado como a seguir:

$$V_i = V_e * F_{\bar{e}_{N_2}} / F_{i_{N_2}} \quad (2)$$

onde " $F_{\bar{e}_{N_2}}$ " é a concentração de nitrogênio expirado misturado, e " $F_{i_{N_2}}$ " é a concentração de nitrogênio inspirado misturado. A concentração de nitrogênio pode ser calculada como o gás de equilíbrio (ou

gás que é nem oxigênio nem CO₂, ambos dos quais são diretamente medidos) assumindo que somente os gases nas vias respiratórias são oxigênio, dióxido de carbono, e nitrogênio. Com base nisto, a transformada de Haldane se torna:

$$V_i = V_e * (1 - F_{\bar{e}CO_2} - F_{\bar{e}O_2}) / (1 - F_{iCO_2} - F_{iO_2}), \quad (3)$$

5 e o cálculo de consumo de oxigênio se torna:

$$VO_2 = V_e * [F_{iO_2} * ((1 - F_{\bar{e}CO_2} - F_{\bar{e}O_2}) / (1 - F_{iCO_2} - F_{iO_2})) - F_{\bar{e}O_2}] \quad (4)$$

onde $F_{\bar{e}CO_2}$ é a concentração de dióxido de carbono expirado misturado, e F_{iCO_2} é o concentração de dióxido de carbono inspirado misturado.

10 Calcular VO_2 usando a transformada de Haldane tem a vantagem que os efeitos de erros nas medições de volume que não são “modo comum”, são eliminados, porque somente a medição de volume expirado é usada. Erros de modo comum são erros que afetam ambas as medições de V_i e V_e , tal como um erro de calibração em um sensor de fluxo. Assumindo, é
15 claro, que o mesmo sensor é usado para medir V_e e V_i .

Como notado acima, o volume expirado é freqüentemente maior do que o volume inspirado porque o gás exalado é aquecido e umidificado pelos pulmões. Quando a transformada de Haldane é usada, o volume adicionado devido à temperatura e umidade causa uma estimativa
20 inválida de V_i quando a F_{iO_2} é medida em gás seco, que conduz a um erroneamente alto V_i e VO_2 calculado.

Isto não é tipicamente um problema quando um sistema de amostragem de gás de corrente lateral convencional é usado para medir F_{iO_2} , $F_{\bar{e}O_2}$, F_{iCO_2} , e $F_{\bar{e}CO_2}$, porque o sistema de amostragem de gás de correntes
25 laterais convencional tipicamente inclui um sistema de secagem de gás, como notado acima.

Se, contudo, um sistema de monitoramento de corrente principal é usado para medir F_{iO_2} , $F_{\bar{e}O_2}$, F_{iCO_2} , e $F_{\bar{e}CO_2}$, o uso das diferenças de temperatura e umidade de gás inspirado e expirado pode conduzir a um erro.

Em um sistema de monitoramento de corrente principal, o local de amostragem é localizado localmente em um circuito ou condutor do paciente acoplado às vias respiratórias do paciente. Como um resultado, os gases expirados do paciente são normalmente saturados com vapor de água e tem
5 uma temperatura de cerca de 35° C. Se o gás inspirado é mais resfriado e/ou mais seco do que o gás expirado, os erros resultam no cálculo de VO_2 usando ou equações diretas ou equações de transformada de Haldane. Usando o método de cálculo direto, seria necessário corrigir ambos, a fração de oxigênio inspirado (F_{iO_2}) e o volume inspirado (V_i) para as condições de
10 temperatura e umidade do gás expirado para fazer um cálculo correto. Usando a Transformada de Haldane, somente a fração do oxigênio inspirado precisa ser corrigida para as mesmas condições de quente e úmido como visto no gás expirado para o cálculo ser válido.

DESCRIÇÃO DA INVENÇÃO

15 Foi reconhecido que dados da elaboração de gráficos de oxigênio adquiridos em um sensor nas vias respiratórias seria mais útil clinicamente, se o sinal pudesse ser modificado tal que os dados inspirados e expirados são exibidos como se ambos estivessem nas mesmas condições de temperatura e umidade. Para este fim, eles desenvolveram um meio para
20 corrigir a forma de onda da elaboração de gráficos de oxigênio tal que porções da forma de onda inspirada e expirada são exibidas como se ambos estivessem nas mesmas condições compensando as medições volumétricas de oxigênio sem o uso de medições de temperatura e umidade dentro das vias respiratórias.

25 Conseqüentemente, é um objeto da presente invenção fornecer um sistema de monitoramento de gás que supere as deficiências do sistema de monitoramento de gás convencional e que possa ser usado como um monitor de gás de corrente principal. Este objeto é alcançado de acordo com uma modalidade da presente invenção fornecendo um sistema de monitoramento

de gás de corrente principal que inclui um adaptador de vias respiratórias de corrente principal, e uma montagem de sensoreamento de gás associada com o adaptador de vias respiratórias de corrente principal. A montagem de sensoreamento de gás inclui uma porção de sensoreamento de gás associada com o adaptador de vias respiratórias de corrente principal e uma porção de processamento. A porção de sensoreamento de gás é configurada e arrumada para emitir um sinal indicativo de um analito em um fluxo de gás no adaptador de vias respiratórias de corrente principal. A porção de processamento recebe o sinal a partir da porção de sensoreamento de gás e determina uma quantidade de analito no fluxo de gás com base no sinal a partir da porção de sensoreamento de gás. A porção de processamento também compensa diferenças volumétricas entre o fluxo de gás durante a inspiração e o fluxo de gás durante a expiração.

É ainda um outro objeto da presente invenção fornecer um método de sistema de monitoramento de um analito em um fluxo de gás usando um sistema de monitoramento de gás de corrente principal que não sofra das desvantagens associadas com técnicas de monitoramento de analito convencional. Este objeto é alcançada fornecendo um método que inclui (1) fornecer um adaptador de vias respiratórias de corrente principal tendo um fluxo de gás através delas; (2) produzir um sinal indicativo de um analito no fluxo de gás; (3) determinar uma quantidade de analito no fluxo de gás com base no sinal a partir da porção de sensoreamento de gás; (4) compensar as diferenças volumétricas entre o fluxo de gás durante a inspiração e o fluxo de gás durante a expiração; e (5) fornecer um sinal indicativo da quantidade de analito em um formato perceptível ao ser humano.

Esse e outros objetos, recursos, e características da presente invenção, assim como os métodos de operação e funções dos elementos de estrutura relacionados e a combinação das partes e economias de fabricação, se tornarão mais aparente quando da consideração da seguinte descrição e das

reivindicações anexas com referência aos desenhos anexas, todos os quais formam uma parte desta especificação, onde numerais de referência parecidos designam correspondentes partes nas várias figuras. É para ser expressamente entendido, contudo, que os desenhos são para o propósito de ilustração e descrição somente e não são pretendidos como uma definição dos limites da invenção. Como usado na especificação e nas reivindicações, a forma singular de “um”, “uma”, “o”, e “a” inclui referências no plural ao menos que o contexto claramente dite o contrário.

DESCRIÇÃO BREVE DOS DESENHOS

10 FIG. 1 é uma vista em perspectiva de uma primeira modalidade de um sistema de sensoreamento de gás de acordo com os princípios da presente invenção;

 FIG. 2 é uma vista em perspectiva de um adaptador das vias respiratórias e do sensor de gás no sistema de sensoreamento de gás da FIG. 1;

 FIG. 3 é uma vista esquemática dos componentes do sistema de sensoreamento de gás da FIG. 1;

 FIG. 4 é uma vista esquemática dos componentes de uma segunda modalidade de um sistema de sensoreamento de gás de acordo com os princípios da presente invenção;

 FIG. 5 é uma vista em perspectiva de um adaptador de vias respiratórias e de um sensor de gás de acordo com uma terceira modalidade da presente invenção;

 FIG. 6 é uma vista em perspectiva de um adaptador de vias respiratórias e de um sensor de gás de acordo com uma modalidade adicional da presente invenção;

 FIG. 7 é um gráfico mostrando a relação entre a pressão parcial de CO₂ e O₂ durante a exalação;

 FIG. 8 é um gráfico mostrando uma forma de onda do

percentual de oxigênio exemplar e uma forma de onda de fluxo sobre uma única respiração ilustrando como a medida de concentração de oxigênio muda devido ao aquecimento e/ou à umidade do gás; e

5 FIG. 9 é um gráfico mostrando duas formas de onda de percentual de oxigênio exemplar criadas ventilando mecanicamente um pulmão de teste com ar de sala seco e adicionando umidade ao gás saindo do pulmão de teste.

DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MODALIDADES EXEMPLARES

10 FIG. 1, de forma esquemática, ilustra uma modalidade exemplar de um sistema de monitoramento de gás de corrente principal 30 de acordo com os princípios da presente invenção. O sistema de monitoramento de gás 30 inclui um adaptador de vias respiratórias 32 e uma montagem de sensoreamento de gás, geralmente indicado em 34. O adaptador de vias respiratórias 32 é disposto em um circuito respiratório 40, que é usado para
15 comunicar um fluxo de gás para um paciente. Por exemplo, uma primeira extremidade 42 do circuito respiratório 40 inclui um aparelho de interface do paciente configurado para se comunicar com um via respiratória de um paciente. Exemplos de aparelhos de interface de paciente que são adequados para uso com o circuito respiratório 40 incluem, mas não são limitados à: um
20 tubo endotraqueal, uma cânula nasal, um tubo de traqueotomia, uma máscara, ou qualquer outro dispositivo ou aparelho que comunica um fluxo de gás com uma via respiratória de um usuário.

Uma segunda extremidade 44 do circuito respiratório 40 é configurada para se comunicar com uma fonte de gás. Por exemplo, a fonte de
25 gás pode incluir atmosfera ambiente, uma fonte de gás pressurizado, um dispositivo de suporte de pressão, um ventilador, ou outras fontes de gás. Na modalidade ilustrada, um conector em Y 46, que é tipicamente encontrado em um circuito ventilador, é mostrado conectado à segunda extremidade do adaptador de via respiratória. Uma perna do conector em Y corresponde ao

limbo inspiratório, que despacha gás a partir de um ventilador (não mostrado) para o paciente, e a outra perna do conector em Y corresponde ao limbo expiratório, que despacha gás a partir do paciente. Tipicamente, o gás é despachado pelo limbo expiratório de volta para o ventilador, que é uma fonte de gás nesta modalidade. Em um único sistema de limbo, um único condutor comunica um fluxo de gás entre o paciente e a fonte de gás, que é freqüentemente um sistema de suporte de pressão, tal como um dispositivo de suporte de pressão de CPAP, de bi-nível, ou de titulação automática.

Como talvez melhor mostrado nas FIGS. 2 e 3, o adaptador de vias respiratórias 32 fornece um trajeto de fluxo 50 em linha com o circuito respiratório 40 através do qual o gás passa para e do paciente. O adaptador de vias respiratórias também fornece uma porção de monitoramento de gás ou local de amostra, geralmente indicado em 52, no qual os constituintes do gás passando através do adaptador de vias respiratórias são monitorados ou medidos. Exemplos de adaptador de vias respiratórias adequado para uso na presente invenção são descritas na patente dos pedidos U.S. nº 5.789.660 (“a patente '660”) e 6.312.389 (“ a patente '389), e no pedido de patente U.S. nº 09/841.451 (publicação nº 2002/0029003) (“ o pedido '451”), o conteúdo de cada uma das quais é aqui incorporado para referência.

Nas modalidades ilustradas nas FIGS. 1-3, a montagem de sensoreamento de gás 34 inclui uma porção de sensoreamento de gás 36 e a porção de processamento 38. Nesta modalidade exemplar ilustrada, a porção de sensoreamento de gás 36 é, de forma removível, acoplada ao adaptador de vias respiratórias 32, como indicado pela seta A, e inclui os componentes que são usados para detectar o constituinte ou constituintes do gás, também referidos como analito, sendo monitorado. Deve ser apreciado que uma variedade de mecanismos pode ser implementada para acoplar, de forma removível, a porção de sensoreamento de gás 36 ao adaptador de vias respiratórias 32. Em uma modalidade exemplar mostrada na FIG. 2, uma área

de encaixe 33 é fornecida em uma superfície externa do adaptador de vias respiratórias 32, que é adaptado para de modo seguro receber um alojamento 37 da porção do sensor de gás 36. O alojamento 37 é geralmente na forma de “U” para encaixar na área de encaixe 33 com um canal 35 que recebe a forma
5 geralmente coincidente da área de encaixe do adaptador de vias respiratórias. Bordas salientes 39 podem ser fornecidas no adaptador de vias respiratórias para alinhar e prender o alojamento ao adaptador de vias respiratórias. A Patente U.S. de nºs 6.616.896 (“a patente '896”) e 6.632.402 (“a patente '402”), o conteúdo de cada uma das quais são aqui incorporadas para
10 referência, descrevem técnicas para acoplar a porção de sensoreamento de gás 36 ao adaptador de vias respiratórias 32. A presente invenção também contempla conectar, de forma permanente, a porção de sensoreamento de gás 36 ao adaptador de vias respiratórias 32 tal que a funcionalidade de cada componente seja eficazmente combinada em um elemento comum.

15 Um enlace de comunicação 48 permite dados, potência, e quaisquer outros sinais, comandos, etc. a serem comunicados entre a porção de sensoreamento de gás 36 e a porção de processamento 38. Embora um enlace de comunicação com fio 48 seja mostrado nas FIGS. 1-3, é para ser entendido que a presente invenção contempla que o enlace de comunicação
20 pode ser um enlace de comunicação sem fio, usando qualquer forma de comunicação sem fio ou protocolo de comunicação. É claro que, se um enlace de comunicação sem fio é fornecido, uma fonte de energia, tal como bateria, precisa ser incluída na porção de sensoreamento de gás 36 ou uma potência precisa ser fornecida em alguma outra maneira para a porção de
25 sensoreamento de gás.

A montagem de sensoreamento de gás 34 detecta a concentração de um ou mais gases (analitos) no fluxo de gás através da célula de amostra. Em uma modalidade exemplar ilustrada nas FIGS. 1-3, a montagem de sensoreamento de gás 34 é configurada para empregar técnicas

de extinção de luminescência para medir a pressão parcial ou quantidade de oxigênio ou outros gases que fluem através do adaptador de vias respiratórias 32. Esta medição de oxigênio é usada (em conjunto com o fluxo), por exemplo, para determinar os valores para frações de oxigênio inspirado e expirado misturado (F_{iO_2} e $F_{\bar{e}O_2}$).

Extinção de luminescência é uma técnica que tem sido usada para medir concentrações de oxigênio em gases. Usando extinção de luminescência para medir concentrações de oxigênio, um material passível de luminescência 60 é excitado para emitir luminescência despachando uma energia de excitação, como indicado pela seta B, para o material passível de luminescência. Após ser excitado para emitir luminescência, o material passível de luminescência vai emitir energia, como indicado pela seta C. Contudo, quando o material passível de luminescência é exposto a uma mistura de gás incluindo oxigênio, a luminescência é extinta e o material passível de luminescência vai emitir menos energia, como indicado pela seta C, dependendo da quantidade (i. e., concentração ou fração) de oxigênio a qual o material passível de luminescência é exposto, ou da quantidade de oxigênio na mistura de gás. Conseqüentemente, a taxa de redução na quantidade de luminescência, ou extinção de luminescência do material passível de luminescência (i. e., a quantidade de luz emitida pelo material passível de luminescência) corresponde à quantidade de oxigênio na mistura de gás. Assim sendo, a energia emitida pelo material passível de luminescência pode ser usado para determinar uma concentração do gás passando através do adaptador de vias respiratórias. As patentes dos U.S. de nº 6.325.978; 6.632.402; 6.616.896; e 6.815.211, o conteúdo de cada uma das quais são incorporadas aqui para referência, todas divulgam um exemplo de um sensor de oxigênio que usa extinção de luminescência para determinar a concentração de um gás, tal como oxigênio, no gás escoando através de uma célula de amostra.

Conforme mostrado nas FIGS. 1-3, uma quantidade do material passível de luminescência 60 é situado tal que ele é exposto ao gás escoando no trajeto do fluxo 50 através do adaptador de vias respiratórias 32. A presente invenção também contempla fornecer uma combinação de material passível de luminescências em comunicação com o gás escoando através do adaptador de vias respiratórias. Porfirinas são um exemplo de um material que pode ser usado como material passível de luminescência 60. As porfirinas são estruturas de anéis orgânicas estáveis que freqüentemente incluem um átomo de metal. Quando o átomo de metal é platina ou paládio, um tempo de queda de fosforescência varia de cerca de 10 μ s para cerca de 1,000 μ s. Porfirinas são também sensitivas ao oxigênio molecular. Quando as porfirinas são usadas como material passível de luminescência 60, é preferido que as porfirinas substancialmente retenham todas de sua foto-excitabilidade com o uso repetido. Colocado de uma outra maneira, é preferido que as porfirinas sejam “fotoestáveis”. Porfirinas fluorescentes, tais como meso-tetrafenil porfinas, são particularmente fotoestáveis. Os vários tipos de porfirinas que podem ser usadas como material passível de luminescência 232 para facilitar detecção de oxigênio incluem, sem limitação, platina meso-tetra(pentafluoro)fenil porfina, platina meso-tetrafenil porfina, paládio meso-tetra(pentafluoro)fenil porfina, e paládio meso-tetrafenil porfina. Naturalmente, outros tipos de material passível de luminescências que são conhecidos a serem extintos após serem expostos ao oxigênio, dióxido de carbono, ou uma outra substância analisada (e. g., gás, líquido, ou vapor) também podem ser usados no adaptador de vias respiratórias incorporando os ensinamentos da presente invenção.

Na modalidade ilustrada, o material passível de luminescência 60 é fornecido no adaptador de vias respiratórias 32, e uma janela 62 é fornecida em uma abertura 64 no corpo do adaptador de vias respiratórias para permitir a energia de excitação B a ser transmitida para o material

passível de luminescência. A janela 62 preferencialmente tem uma alta transmitância para comprimentos de onda de radiação de excitação, que excita o material passível de luminescência 60, assim como para comprimentos de onda de radiação C emitidos do material passível de luminescência. Por exemplo, a janela 62 pode ser formada de safira, um ou mais polímeros (e. g., poli etileno, etc.), um vidro, e/ou outros materiais substancialmente transparentes.

Em uma modalidade exemplar, o material passível de luminescência 60 é transportado por uma membrana ou matriz, que é disposto ou compreende uma parte integral de uma superfície ou parede do adaptador de vias respiratórias definindo o trajeto do fluxo de gás 50. A presente invenção também contempla que o material passível de luminescência e componentes associados, tal como uma membrana, não necessita ser diretamente acoplado ao adaptador de vias respiratórias, mas pode ser, de forma seletiva, acoplado tal que o material passível de luminescência possa ser substituído sem ter de remover ou substituir o adaptador de vias respiratórias inteiro.

Um emissor 66 é fornecido na porção de sensoreamento de gás 36 para emitir a energia de excitação B para o material passível de luminescência 60. Em uma modalidade exemplar da presente invenção, a energia emitida pelo emissor 66 inclui radiação eletromagnética com um comprimento de onda que força o meio passível de luminescência 60 emitir luminescência. O emissor 66 pode incluir um ou mais Diodos Orgânicos de emissão de luz ("OLEDs"), lasers (e. g., diodos lasers ou outras fontes de laser), Diodos de emissão de luz ("LEDs"), Lâmpadas fluorescentes de catodo quente ("HCFLs"), Lâmpadas fluorescentes de catodo frio ("CCFLs"), lâmpadas incandescentes, bulbos de halogênio, luz ambiente recebida, e/ou outras fontes de radiação eletromagnética.

Em uma implementação exemplar, o emissor 66 inclui um ou

mais LEDs verde e/ou azul. Esses LEDs tipicamente têm alta intensidade na região de absorção de composição passível de luminescência do meio passível de luminescência 60 e emitem menores quantidades de radiação em outros comprimentos de onda (e. g., vermelho e/ou infravermelho). Isto minimiza a dispersão de luz de interferência e foto-degradação do sensor. Enquanto, a presente invenção não é limitada ao uso de LEDs, outras vantagens de implementar LEDs como o emissor 30 incluem seu peso de luz, característica de compactação, consumo de baixa potência, requisitos de baixa voltagem, produção de baixo calor, confiabilidade, robustez, custo relativamente baixo, e estabilidade. Também eles podem ser ligados e desligados muito rapidamente, confiavelmente e reproduzivelmente.

Um detector 68 é fornecido na porção de sensoreamento de gás 36 para detectar a radiação C. O detector 68 é posicionado dentro da porção de sensoreamento de gás 36 tal que quando a porção de sensoreamento de gás 3 e o adaptador de vias respiratórias 32 estão acoplados, o detector 68 recebe pelo menos, uma porção de radiação eletromagnética luminescente C do meio passível de luminescência 60. Com base na radiação recebida, o detector 60 gera um ou mais sinais de saída relacionados a uma ou mais propriedades da radiação recebida. Por exemplo, o um ou mais sinais de saída podem ser relacionados a uma quantidade da radiação, uma intensidade da radiação, uma modulação da radiação, e/ou outras propriedades da radiação. Em uma modalidade, o detector 68 inclui um diodo de PIN. Em outras modalidades, outros dispositivos foto sensitivos são empregados como o detector 68. Por exemplo, o detector 68 pode tomar a forma de uma matriz de diodo, um chip de CCD, um chip de CMOS, um tubo foto multiplicador e/ou outros dispositivos foto sensitivos .

O meio de passível de luminescência 60, em resposta à radiação B do emissor 66, emite a radiação eletromagnética C em uma maneira substancialmente em todas as direções em um comprimento de onda

diferente daquele da radiação eletromagnética fornecida pelo emissor. A intensidade e ou persistência desta radiação eletromagnética luminescente sobe e desce de acordo com a relativa quantidade de uma ou mais analitos, tal como oxigênio, incluído no corpo de gás dentro do trajeto do fluxo de gás 50.

5 Em uma modalidade, o oxigênio causa uma modificação da intensidade e/ou persistência da radiação luminescente B extinguindo a reação de luminescência. Conforme a concentração de oxigênio aumenta, a modificação da intensidade e/ou persistência da radiação luminescente B diminui. Em uma modalidade, o meio passível de luminescência 60 é formado como uma
10 película luminescente. Por exemplo, ambas das patentes incorporadas '896 e '402 divulgam películas que podem ser empregadas como meio passível de luminescência 60.

Com base no sinal de saída proveniente da porção de sensoreamento de gás 36, a porção de processamento 38 determina a
15 informação relacionada a uma ou mais propriedades de um ou mais analitos ou constituintes incluídos no gás disposto dentro do trajeto do fluxo 50. Na modalidade exemplar ilustrada, a porção de processamento 38 inclui um processador 70 que controla o emissor 66 e recebe o sinal proveniente do detector 68. O processador 70 usa o sinal proveniente do detector 68 para
20 determinar a concentração de oxigênio como discutido em detalhe abaixo. Embora não mostrado, o processador 70 e/ou a porção de processamento 38 pode incluir outros componentes tipicamente usados para monitorar constituintes de gás, tal como uma memória (RAM, ROM).

Como mostrado na FIG. 3, a presente invenção contempla que
25 a porção de processamento 38 inclui um dispositivo de entrada/saída 72 ou dispositivos para fornecer uma saída do processador 70 em um formato perceptível ao ser humano. Em uma modalidade exemplar, o dispositivo de entrada/saída 72 é um monitor ou mostrador que visualmente indica a concentração de oxigênio para o usuário. A presente invenção também

contempla que o dispositivo de entrada/saída 72 inclui elementos de comunicação, tal como terminais, transceptores, modems, etc. para comunicar uma saída de processador 70 para uma localização remota. Isto pode ser feito de um modo sem fio, através de sistema de comunicação com fio, ou usando
5 qualquer combinação deles.

Nas modalidades das FIGS. 1-3, a porção de sensoreamento de gás 36 e a porção de processamento 38 são estruturas separadas que contém seus respectivos componentes. A presente invenção também contempla que essas duas porções possam ser combinadas em um processamento de
10 porção/sensoreamento de gás comum 90, como mostrado, de forma esquemática, na FIG. 4 e na FIG. 5. Isto é, todos os componentes necessários para detectar, monitor, determinar, exibir, e comunicar informação pertencendo à concentração de gás, tal como VO_2 pode ser fornecido na cabeça de sensor 90 que se prende ao adaptador de vias respiratórias 32. Um
15 exemplo de uma cabeça de sensor 95 tendo tal funcionalidade é mostrado na FIG. 5 e é divulgada, por exemplo, no pedido de patente dos U.S. de nº 11/368.832 (publicação de nº US-2006-014078-A1), o conteúdo do qual é aqui incorporada para referência.

A presente invenção contempla que componentes adicionais
20 podem ser usados na porção de sensoreamento de gás 36. Por exemplo, um ou mais elementos de filtro podem ser posicionados dentro das porções de sensoreamento de gás, e. g., entre o meio passível de luminescência 60 e o detector 68. Tais elementos de filtro 42 são tipicamente designados para prevenir a radiação eletromagnética, que não é emitida pelo meio passível de
25 luminescência, de se tornar incidente no detector. Por exemplo, em uma modalidade, os elementos de filtro são de comprimento de onda específico e permitem que a radiação luminescência C passe através do mesmos para se tornar incidente no detector 68 enquanto substancialmente bloqueando a radiação com outros comprimentos de onda.

Outros componentes que podem ser usados na porção de
sensoreamento de gás 36 incluem um detector de referência e um elemento de
separação de feixe que direciona uma porção da radiação propagando em
direção ao detector 68 no detector de referência. Um ou mais sinais de saída
5 gerados pelo detector de referência podem ser fornecidos ao processador 70 e
usados como uma referência para considerar, e compensar, ruído de sistema
(e. g., flutuações de intensidade no emissor 66, etc.) nos sinais gerados pelo
detector 68.

Em algumas implementações, a porção de sensoreamento de
10 gás 36 pode incluir um ou mais elementos ópticos (não mostrado) para guiar,
focar, e/ou por outro lado processar radiação emitida pelo emissor 66 ou
fornecida ao detector 68. Por exemplo, uma ou mais lentes podem colimar a
radiação em uma direção selecionada. Como mais exemplos particulares,
ambas das patentes '896 e '402 incorporadas divulgam o uso dos elementos
15 ópticos que processam a radiação emitida por um emissor similar ao emissor
66.

A presente invenção ainda contempla usar um capacitor
térmico para manter o meio passível de luminescência 60 em uma
temperatura de operação substancialmente constante para reduzir ou eliminar
20 imprecisões no sistema de medição de gás 30 atribuível para variações na
temperatura do meio passível de luminescência. Assim sendo, o capacitor
térmico é qualquer dispositivo que realiza esta função, tal como um aquecedor
controlado em um modo de realimentação com base em uma saída de um
sensor de temperatura, um recipiente de calor, ou o similar. Exemplos de
25 capacitores térmicos adequados na forma de elementos de aquecimento são
divulgados na patente dos U.S. de nº 6.888.101 e no pedido de patente dos
U.S. de nº 11/069,114 (publicação de nº US-2005-0145796-A1), o conteúdo
de cada uma o qual são aqui incorporados para referência.

Na modalidade ilustrada na FIGS. 1-4, uma única janela 62 é

fornecida no adaptador de vias respiratórias. A presente invenção também contempla fornecer duas janelas similares à janela 62 no adaptador de vias respiratórias. Como é mostrado e descrito na patente '402, as duas janelas podem ser dispostas no adaptador de vias respiratórias 32 opostas cada uma à
5 outra para permitir que a radiação eletromagnética passe através do adaptador. Nesta modalidade, um detector 32 pode ser posicionado em um lado oposto do adaptador de vias respiratórias do emissor 66 quando sensor.

A presente invenção também contempla que o adaptador de vias respiratórias 32 pode incluir outro um ou mais componentes de
10 sensoreamento e/ou medição de gás adicional. Esses outros componentes de sensoreamento outro são, de forma esquemática, ilustrados como 80 na FIG. 3. Exemplos de tais sensores incluem sensores de temperatura, luz, som, umidade, pressão, fluxo, e concentração de gás. Tais sensores podem ser usados para monitorar o fluxo de gás, a porção de sensoreamento de gás 36 ou
15 ambos. Por exemplo, um sensor de temperatura pode ser fornecido no alojamento 37 para detectar superaquecimento no alojamento. Um sensor de temperatura também pode ser fornecido para detectar a temperatura do gás escoando no adaptador de vias respiratórias.

FIG. 5 ilustra um sistema de monitoramento de gás que inclui
20 ambas uma concentração de dióxido de carbono (CO₂) detectando capacidade e uma concentração de oxigênio (O₂) detectando capacidade. A concentração de oxigênio detectando sistema corresponde à técnica de extinção de luminescência discutida acima e inclui um material passível de luminescência disposto na janela 62 de um adaptador de vias respiratórias 132. O sistema de
25 monitoramento de CO₂ é um sistema de detecção (analito) de gás do tipo absorção no qual a energia é transmitida a partir de um emissor (não mostrado) disposto em uma perna de um alojamento 120 (tal como perna 122). A janela 123 é mostrada em uma superfície interior da perna 122 a partir da qual a energia sai do alojamento 120. A energia é fornecida para a

primeira janela (não mostrada) definida no adaptador de vias respiratórias. Ela passa através de uma amostra de gás (o gás escoando através de trajeto do fluxo de gás 50), e sai por uma segunda janela 134 também definida no adaptador de vias respiratórias geralmente oposta à primeira janela. A energia saindo do local de amostra através da segunda janela 134 é medida através de um detector (não mostrado) fornecido na segunda perna 124.

Como conhecido na arte, o sinal proveniente do detector é usado para determinar a concentração de gás (analito). Por exemplo, é conhecido usar a saída deste tipo de sistema de absorção para detectar a quantidade de CO_2 no gás passando através do adaptador de vias respiratórias, que é usado para determinar a quantidade de CO_2 expirado misturado ($F_{\bar{e}\text{CO}_2}$) e a quantidade de CO_2 inspirado ($F_{i\text{CO}_2}$). O sinal proveniente do detector pode ser processado por um processador fornecido no alojamento 37 ou enviado de modo sem fio ou através de um hardware com fio 48 para uma porção de processamento separado. Nesta modalidade ilustrada, a porção de processamento é incorporada no alojamento 120 e a medição de analito resultante é mostrada no mostrador 72.

Em um modo similar, a presente invenção ainda contempla que o adaptador de vias respiratórias pode ser configurado para incluir um sistema de sensoreamento de fluxo para medir o fluxo ou vazão de gás passando através do adaptador de vias respiratórias. A vazão é usada para determinar a quantidade de analito passando através do adaptador de vias respiratórias ao longo de um determinado período de tempo ou durante um ciclo respiratório ou fase dele.

Um tipo de sistema de sensoreamento de fluxo adequado para uso nesta modalidade da presente invenção é um tipo pneumático de sensor de fluxo. Tal um sensor de fluxo inclui um elemento de fluxo (não mostrado) que está disposto no trajeto do fluxo de gás a fim de criar uma queda de pressão no fluxo de gás ao longo do trajeto do fluxo de gás. A queda de pressão criada

pelo elemento de fluxo é medida e usada para determinar a vazão.

FIG. 6 ilustra um adaptador de vias respiratórias 232 tendo tal uma capacidade de sensoreamento de fluxo. Deve ser notado que o adaptador de vias respiratórias também tem uma capacidade de sensoreamento de O₂ e CO₂ usando as técnicas discutidas acima. O adaptador de vias respiratórias 232 inclui um par de portas 234a e 234b que são fornecidas em cada lado do elemento de fluxo contido dentro do adaptador de vias respiratórias. Esses elementos de sensoreamento de pressão permitem a queda de pressão através do elemento de fluxo a ser medido tal que o fluxo de gás através do adaptador de vias respiratórias pode ser medido de modo quantitativo. Por exemplo, um par de tubos ou mangueiras pneumáticas 236a e 236b pode ser acoplado às portas 234a e 234b e a um sensor de pressão ou sensores na porção de processamento 38 (ver FIG. 1). Os sensores de pressão medem a queda de pressão e sua saída é usada para determinar o fluxo através do adaptador de vias respiratórias.

Na modalidade ilustrada na FIG. 6, a função de sensoreamento de fluxo adicional não está contido no alojamento 37, que também contém pelo menos, alguns componentes do sistema de sensoreamento de analito. Contudo, a presente invenção também contempla que os elementos de sensoreamento de fluxo, tal como o sensor(s) de pressão e processador, possam ser contidos no alojamento 37. No qual caso, as portas 234a e 234b seriam acoplados diretamente ao alojamento. Na modalidade ilustrada na FIG. 6, o elemento de fluxo é fornecido em um lado do local de medição de gás. A presente invenção também contempla usar o local de medição de gás para criar a queda de pressão. No qual caso, as portas 234a e 234b seriam fornecidas em ambos os lados do local de medição de gás. Tal uma configuração é ensinada, por exemplo, na patente '660, na patente '389, e o pedido '451.

Porque os sistemas de sensoreamento de oxigênio de corrente

principal medem o oxigênio no fluxo de gás primário, i. e., o fluxo de gás no trajeto do fluxo de gás 50, tais sistemas não incluem qualquer componente de secagem ou retirada de umidade do gás. Como um resultado, o efeito que a temperatura e umidade, a saber, tem no gás inspirado, a saber o aumento em volume do gás exalado, precisa ser levado em consideração de modo a obter uma precisa medição de consumo de oxigênio usando a transformada de Haldane.

Para compensar a falta de qualquer componente de secagem ou retirada de umidade do gás, a presente invenção determina quanto volume de gás foi adicionado devido aos aumentos de temperatura e umidade presente no gás expirado e leva isto em consideração no cálculo de VO_2 . Em suma, a presente invenção, corrige o erro corrigindo a fração do oxigênio inspirado medido usando um sensor de fluxo principal para as mesmas condições de temperatura e umidade que o gás expirado.

O aumento percentual em volume devido à temperatura e à umidade aumentada é estimada analisando a fração de oxigênio expirado do espaço morto da traquéia ($FiO2_DS$) quando comparado à fração do oxigênio inspirado ($FiO2$). O gás do espaço morto da traquéia é essencialmente gás inspirado que foi aquecido e umidificado na traquéia, mas não participou na mudança de gás alveolar. Usando a concentração de oxigênio como medido no gás do espaço morto traqueal, em vez da concentração de oxigênio como medido no gás inspirado, a presente invenção eficazmente corrige ambos os gases para as mesmas condições. A concentração de oxigênio do espaço morto da traquéia $FiO2_DS$ é substituído na transformada de Haldane, o cálculo de VO_2 como a seguir:

$$[60] \quad Vi = Ve * (1 - F\bar{e}_{CO_2} - F\bar{e}_{O_2}) / (1 - Fi_{CO_2} - Fi_{O_2_DS}), \text{ e} \quad (5)$$

o cálculo de consumo de oxigênio cálculo se torna:

$$VO_2 = Ve * [Fi_{O_2_DS} * ((1 - F\bar{e}_{CO_2} - F\bar{e}_{O_2}) / (1 - Fi_{CO_2} - Fi_{O_2_DS})) - F\bar{e}_{O_2}] \quad (6)$$

No evento que a concentração de oxigênio inspirado não é

estável ou constante durante a inspiração, a proporção de $F_{iO_2_DS}$ para F_{iO_2} pode ser aplicada para o sinal de F_{iO_2} ao longo da inspiração completa. Alternativamente, a diferença entre $F_{iO_2_DS}$ e F_{iO_2} pode ser adicionado (ou subtraído) ao sinal de F_{iO_2} ao longo da inspiração completa. Note que o sinal de F_{iO_2} usado no cálculo da proporção, ou diferença, deve corresponder ao gás no final da inspiração que permaneceu no espaço morto da traquéia no final da inspiração.

No evento que o gás inspirado é aquecido e umidificado para o mesmo grau que o gás expirado, então a proporção de espaço morto de F_{O_2} para o F_{iO_2} inspirado será 1,0. Se o gás inspirado está completamente seco e em temperatura ambiente, e o gás expirado é totalmente umidificado a $37^\circ C$, então a proporção será 0,902.

Para fazer a comparação corretamente, a F_{iO_2} que é analisada deve ser a mesma do gás que é analisado do espaço morto da traquéia . Isto significa que a F_{iO_2} deve ser calculada usando o último gás a entrar nos pulmões e correspondendo ao volume do espaço morto da traquéia como medido, por exemplo, usando o método de Fowler.

FIG. 7 é um gráfico que mostra a pressão parcial de CO_2 desenhada contra a pressão parcial de oxigênio somente durante a expiração. No começo da expiração, geralmente indicado em 100, a pressão parcial de oxigênio cai enquanto a pressão parcial de CO_2 permanece constante. Este é o efeito de aquecimento e umidade do gás traqueal. Assim sendo, a pressão parcial de oxigênio em 100 corresponde à $F_{iO_2_DS}$. Este gráfico corresponde a secar o gás inalado à temperatura ambiente e o gás exalado à temperatura ambiente.

Um método exemplar para detectar o valor da $F_{iO_2_DS}$ é desenhar a linha usando regressão linear do correspondente valor da pressão parcial do gráfico de CO_2 vs. O_2 usando somente os dados quando o CO_2 é maior do que um limite (i. e. 0,5% CO_2). Ver linha 110 na FIG. 7. O ponto

onde a linha 110 intercepta a concentração média de O_2 do gás que permaneceu no espaço morto da traquéia no final da inspiração, linha 112, é a fração de oxigênio do gás no espaço morto da traquéia ($Fi_{O_2_DS}$). Para a respiração ilustrada pelo gráfico mostrado na FIG. 7, esta interseção ocorre no

5 ponto 116, tal que $Fi_{O_2_DS}$ é aproximadamente 126 mm Hg.

Também pode ser apreciado revendo a FIG. 7, que a Fi_{O_2} no início da expiração, que é indicada em 114, é cerca de 131 mm Hg. Isto corresponde ao pico de concentração de oxigênio do gráfico de CO_2 vs. O_2 mostrado na FIG. 7. Em breve, após o início da inspiração, o gás do espaço

10 morto da traquéia foi expelido e o gás que foi mudado nos pulmões começa a sair do paciente. Assim sendo, a pressão parcial de oxigênio cai. No ponto onde o CO_2 começa a aumentar, o gás exalado não é mais o gás do espaço morto da traquéia. No exemplo mostrado na FIG. 7, a proporção de espaço morto F_{O_2} para Fi_{O_2} inspirado ($Fi_{O_2_DS}/Fi_{O_2}$) é aproximadamente $126/131 =$

15 $0,962$. Como notado acima, se esta proporção é “1”, não há substancialmente erro devido ao aquecimento/umidade do gás.

FIG. 8 é um gráfico de uma forma de onda de concentração de oxigênio exemplar 140 e uma forma de onda de fluxo de gás exemplar 142 ao longo de uma única respiração. Esta figura ilustra como a concentração de gás

20 de oxigênio, como medida por um sistema de monitoramento de gás de corrente principal localizado perto do paciente, muda durante um típico ciclo respiratório. A transição de inspiração para expiração, que ocorre quando a vazão cruza o ponto “zero”, é indicado pela linha tracejada 144. Durante um período de tempo 150 imediatamente no início da expiração, a concentração

25 de oxigênio cai ligeiramente porque o gás sendo expelido pelo paciente é gás proveniente da cavidade oral, que não participou do gás mudado nos pulmões. Este gás também não foi aquecido/umidificado para qualquer grau apreciável. Durante um período de tempo 152, o gás a partir do gás do espaço morto da traquéia, que foi aquecido/umidificado é expelido do paciente. Este gás

aquecido/umidificado, o qual erro volumétrico associado causa um deslocamento na medição de concentração de oxigênio durante este período. A concentração de oxigênio neste ponto é o valor da FiO_{2_DS} .

Na modalidade exemplar da presente invenção, os sinais de O_2 e CO_2 são medidos, de forma simultânea, tão perto quanto possível e são amostrados geralmente no mesmo ponto ou localização do circuito de respiração. A presente invenção também contempla que o sinal de fluxo seja alinhado no tempo com os sinais do CO_2 e O_2 . Seleccionando o gás que permaneceu no espaço morto da traquéia requer conhecimento do volume do espaço morto da traquéia. Este volume pode ser determinado usando o método de Fowler. O método de Fowler originalmente descrito por Fowler para nitrogênio (Fowler, W.S. (1948), "Lung function studies II: the respiratory dead-space", Am. J. Physiol., 154: 405-410.)), foi aplicado para dióxido de carbono pelos pesquisadores, tal como Fletcher et al. (Fletcher, R., Jonson, B., Cumming, G. & Brew, J. (1981), "The concept of Deadspace With Special Reference to the Single Breath Test for Carbon Dioxide", Br. J. Anaesth., 53: 77-88). Como um exemplo, o método de Fowler é implementado no dispositivo de monitoração NICO2® vendido pela RESPIRONICS, Inc. of Murrysville, PA.

A presente invenção também contempla usar as técnicas aqui divulgadas para acionar um alarme indicando que o aquecimento e ou à umidade do gás inspirado não é adequado. O padrão de cuidados clínicos no ICU é aquecer e tornar úmido o gás inspirado. Se o gás é apropriadamente aquecido e umidificado, então haverá uma pequena ou nenhuma diferença entre FiO_{2_DS} e FiO_2 . A presença de uma diferença significativa entre FiO_{2_DS} e FiO_2 pode ser usada para acionar um alarme ou mensagem indicando um problema com o aquecimento e umidade do gás inspirado.

Este mesmo princípio poderia ser aplicado usando qualquer gás enquanto o gás estiver presente em quantidade significativa no gás

inspirado e pode ser analisado e alinhado com o sinal de fluxo. Por exemplo, a análise da diferença de concentração entre nitrogênio inspirado e do espaço morto da traquéia, óxido nitroso, hélio, etc., poderia ser usado para detectar uma diferença em aquecimento e umidade entre o gás inspirado e expirado.

5 CO₂ pode ser usado se estiver presente no gás inspirado, tal como uma manobra de re-respiração de CO₂.

Em uma outra modalidade, a correção pode ser aplicada para direcionar o cálculo de VO₂ (equação (I)) substituindo Fi_{O₂_DS} por Fi_{O₂}. Mesmo embora esta correção possa não ser ótima, ela vai corrigir muitos dos
10 erros associados com diferenças de temperatura e umidade do gás. Fazendo esta substituição na equação (1) acarreta o seguinte:

$$VO_2 = V_i * F_{iO_2_{DS}} - V_e * F_{eO_2} \quad (7)$$

A presente invenção também contempla usar as técnicas aqui divulgadas para corrigir a forma de onda do diagrama de oxigênio. A
15 compensação do sinal de oxigênio inspirado/expirado pode ser aplicada usando conhecimento do gás do espaço morto da traquéia. Para os presentes propósitos, o gás expirado é assumido estar substancialmente na temperatura do corpo e em 100% de umidade relativa. O primeiro gás que é expirado na boca durante cada respiração é gás que permaneceu na traquéia e não
20 participou na troca de gás. Este “gás traqueal” é essencialmente gás inspirado que foi aquecido à temperatura do corpo e completamente umidificado através da traquéia, mas não teve qualquer oxigênio removido dos pulmões. A diferença entre a fração de oxigênio do gás inspirado e a fração de oxigênio do gás traqueal corresponde à quantidade de compensação que precisa ser
25 aplicada para corrigir o gás inspirado para as condições de temperatura e umidade do gás expirado.

Conforme um exemplo, a porção inspiratória do diagrama de oxigênio pode ser corrigida para as condições expiratórias através da:

1. Medição da diferença entre a concentração de oxigênio do

gás inspirado e a concentração de oxigênio do gás traqueal.

2. Subtração da diferença medida no passo 1 a partir dos próximos valores da forma de onda de oxigênio ou correntemente exibidos. Também subtrair a diferença medida a partir do parâmetro de oxigênio inspirado (F_{iO_2}). Ainda é contemplado que em vez de subtrair a diferença, a proporção de concentração de oxigênio úmido (traqueal) para seco (inspirado) poderia ser usado como multiplicador da forma de onda incorreta.

3. Exibição da forma de onda de oxigênio com os dados expirados medidos e inspirados compensados. É contemplado que o sinal de fluxo pode ser usado para determinar o exato tempo de transição entre o fluxo de gás inspirado e expirado.

FIG. 9 é um gráfico ilustrando dois diagramas de oxigênio exemplares (formas de onda percentuais de oxigênio), corrigidos e não corrigidos, criado ventilando mecanicamente um pulmão de teste com ar ambiente seco e adicionando umidade ao gás saindo do pulmão de teste. O diagrama de oxigênio 160 representa uma forma de onda na qual a inspiração de ar seco e expiração de ar úmido não são corrigidos para as diferenças entre gás inspiratório e expiratório devido à umidade. Se o diagrama de oxigênio 160 é corrigido para as diferenças de acordo com os princípios da presente invenção, resulta o diagrama de oxigênio 162. Isto pode ser observado nesta figura exemplar que a correção aplicada reduz a flutuação aparente do oxigênio percentual de aproximadamente 1% para aproximadamente 0,1%.

A presente invenção também contempla que ambos os parâmetros de oxigênio expirado medido e inspirado compensado (e forma de onda do diagrama de oxigênio) podem ser ajustadas para as condições ambientais. Porque o gás expirado está à uma temperatura e umidade substancialmente conhecidas, ele pode ser ajustado numericamente para as condições ambientais antes de exibir. Após aplicar a compensação descrita acima aos dados inspirados, o mesmo ajuste numérico que foi aplicado à

forma de onda expirada e parâmetros podem ser aplicados aos dados de oxigênio inspirado. A forma de onda e parâmetros resultantes espelham as condições da forma de onda amostradas lateralmente a qual os médicos estão acostumados a visualizar.

5 Embora a invenção foi descrita em detalhe para o propósito de
ilustração com base no que é correntemente considerado ser as mais práticas e
preferidas modalidades, é para ser entendido que tal detalhe é somente para
aquele propósito e que a invenção não é limitada para as modalidades
divulgadas, mas ao contrário, é pretendida cobrir modificações e arranjos
10 equivalentes que estejam dentro do espírito e escopo das escopo das
reivindicações anexas. Por exemplo, é para ser entendido que a presente
invenção contempla que, na medida do possível, um ou mais recursos de
qualquer modalidade pode ser combinada com um ou mais recursos de
qualquer outro modalidade.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de monitoramento de gás de corrente principal (30), caracterizado pelo fato de compreender:

5 (a) um adaptador de vias respiratórias de corrente principal (32); e

(b) uma montagem de sensoreamento de gás (34) associada com o adaptador de vias respiratórias de corrente principal e compreendendo:

10 (1) uma porção de sensoreamento de gás (36) associada com o adaptador de vias respiratórias de corrente principal, onde a porção de sensoreamento de gás emite um sinal indicativo de um analito em um fluxo de gás no adaptador de vias respiratórias de corrente principal, e

15 (2) uma porção de processamento (38) adaptada para receber o sinal a partir da porção de sensoreamento de gás, onde a porção de processamento é programado para determinar uma quantidade do analito no fluxo de gás com base no sinal proveniente da porção de sensoreamento de gás, e onde a porção de processamento é programada para compensar diferenças volumétricas entre o fluxo de gás durante a inspiração e o fluxo de gás durante a expiração.

20 2. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a porção de processamento compensa as diferenças volumétricas monitorando um gás do espaço morto da traquéia e usando o gás monitorado do espaço morto da traquéia para determinar a quantidade do analito no fluxo de gás.

25 3. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a porção de sensoreamento de gás e o adaptador de vias respiratórias de corrente principal são configurados tal que a porção de sensoreamento de gás é de forma seletiva, presa ao adaptador de vias respiratórias de corrente principal.

4. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado

pelo fato de que um material passível de luminescência é associado com o adaptador de vias respiratórias de corrente principal.

5. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a porção de sensoriamento de gás inclui:

- 5
- um emissor (66) adaptado para emitir energia radiante; e
 - um detector (68) adaptado para detectar energia.

6. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender ainda:

- 10
- um primeiro alojamento contendo a porção de sensoriamento de gás, e que o primeiro alojamento é adaptado para ser acoplado ao adaptador de vias respiratórias de corrente principal;

- um segundo alojamento contendo a porção de processamento, e que o segundo alojamento e o primeiro alojamento são separados um do outro; e

- 15
- um enlace de comunicação fornecendo comunicação entre a porção de sensoriamento de gás e a porção de processamento.

7. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a porção de sensoriamento de gás e a porção de processamento estão contidas em um alojamento comum que é adaptado para ser acoplado ao adaptador de vias respiratórias de corrente principal.

20

8. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender ainda um dispositivo de saída (72) adaptado para fornecer uma saída da porção de processamento em um formato perceptível ao ser humano.

25

9. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o analito é oxigênio, e que a porção de processamento é adaptada para determinar o consumo de oxigênio (VO_2).

10. Sistema de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de compreender ainda um sistema de determinação de vazão, e que a

porção de sensoriamento de gás inclui (a) um sistema de monitoramento de concentração de oxigênio; e (b) um sistema de monitoramento de dióxido de carbono.

5 11. Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a porção de processamento determina VO_2 como:

$$VO_2 = V_E * [Fi_{O_2_DS} * ((1 - F\bar{e}_{CO_2} - F\bar{e}_{O_2}) / (1 - Fi_{CO_2} - Fi_{O_2_DS})) - F\bar{e}_{O_2}],$$

10 onde V_E é o volume de gás expirado, $Fi_{O_2_DS}$ é a concentração de oxigênio do espaço morto da traquéia, $F\bar{e}_{CO_2}$ é a concentração de dióxido de carbono expirado, $F\bar{e}_{O_2}$ é a concentração de oxigênio expirado, e Fi_{CO_2} é a concentração de dióxido de carbono inspirado.

12. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender ainda um sistema de determinação de vazão, e que a porção de sensoriamento de gás inclui um sistema de monitoramento de concentração de oxigênio.

15 13. Sistema de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de que a porção de processamento determina VO_2 como:

$$VO_2 = Vi * Fi_{O_2_DS} - Ve * F\bar{e}_{O_2},$$

20 onde Vi é o volume de gás inspirado, $Fi_{O_2_DS}$ é a concentração de oxigênio do espaço morto da traquéia, Ve é o volume de gás expirado, e $F\bar{e}_{O_2}$ é a concentração de oxigênio expirado.

14. Método para sistema de monitoramento de um analito em um fluxo de gás, caracterizado pelo fato de

- fornecer um adaptador de vias respiratórias de corrente principal (32) tendo o fluxo de gás através do mesmo;
- 25 - produzir um sinal indicativo de um analito no fluxo de gás;
- determinar uma quantidade do analito no fluxo de gás com base no sinal proveniente da porção de sensoriamento de gás;
- compensar diferenças volumétricas entre o fluxo de gás durante a inspiração e o fluxo de gás durante a expiração; e

- fornecer um sinal indicativo da quantidade de analito em um formato perceptível ao ser humano.

15 15. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que compensar as diferenças volumétricas inclui monitorar um gás do espaço morto da traquéia e usar o gás monitorado do espaço morto da traquéia para determinar a quantidade do analito no fluxo de gás.

16. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que o analito é oxigênio, e ainda compreender determinar o consumo de oxigênio (VO_2) com base na quantidade de analito.

10 17. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de compreender ainda: determinar uma vazão do fluxo de gás, e determinar a quantidade do analito inclui:

- determinar a concentração de oxigênio no fluxo de gás; e
- determinar o dióxido de carbono no fluxo de gás.

15 18. Método de acordo com a reivindicação 17, caracterizado pelo fato de compreender ainda determinar o consumo de oxigênio (VO_2) como:

$$VO_2 = V_E * [Fi_{O_2_DS} * ((1 - F\bar{e}_{CO_2} - F\bar{e}_{O_2}) / (1 - Fi_{CO_2} - Fi_{O_2_DS})) - F\bar{e}_{O_2}],$$

20 em que V_E é o volume de gás expirado, $Fi_{O_2_DS}$ é a concentração de oxigênio do espaço morto da traquéia, $F\bar{e}_{CO_2}$ é a concentração de dióxido de carbono expirado, $F\bar{e}_{O_2}$ é a concentração de oxigênio expirado, e Fi_{CO_2} é a concentração de dióxido de carbono inspirado.

25 19. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que determinar a quantidade do analito no fluxo de gás com base no sinal proveniente de uma porção de sensoramento de gás inclui:

- excitar um material passível de luminescência com uma energia de excitação; e
- monitorar extinção de uma luminescência.

20. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado

pelo fato de compreender ainda determinar uma vazão do fluxo de gás, e determinar a quantidade do analito inclui determinar a concentração de oxigênio no fluxo de gás.

21. Método de acordo com a reivindicação 20, caracterizado
5 pelo fato de compreender ainda determinar o consumo de oxigênio (VO_2)
como:

$$VO_2 = V_i * Fi_{O_2_{DS}} - V_e * F\bar{e}_{O_2},$$

onde V_i é o volume de gás inspirado, $Fi_{O_2_{DS}}$ é a concentração
de oxigênio do espaço morto da traquéia, V_e é o volume de gás expirado, e
10 $F\bar{e}_{O_2}$ é a concentração de oxigênio expirado.

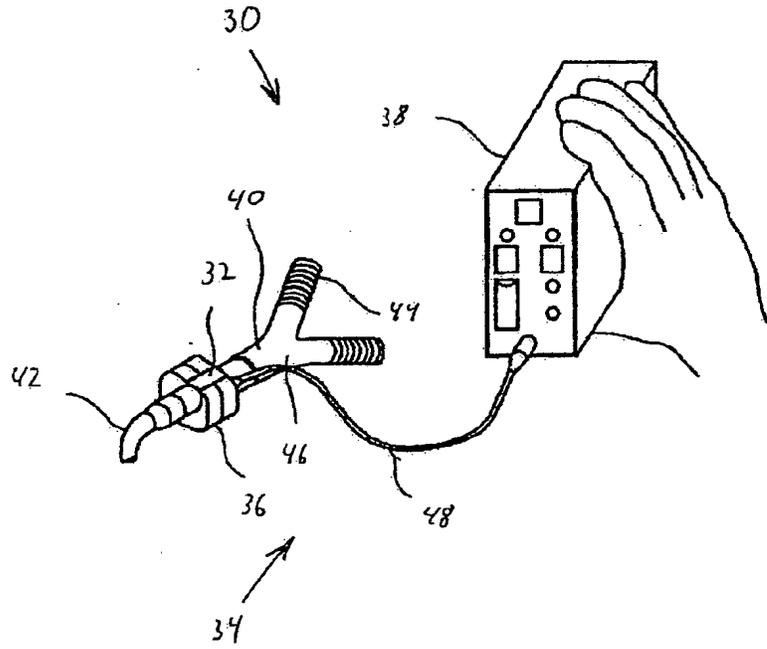


FIG.1

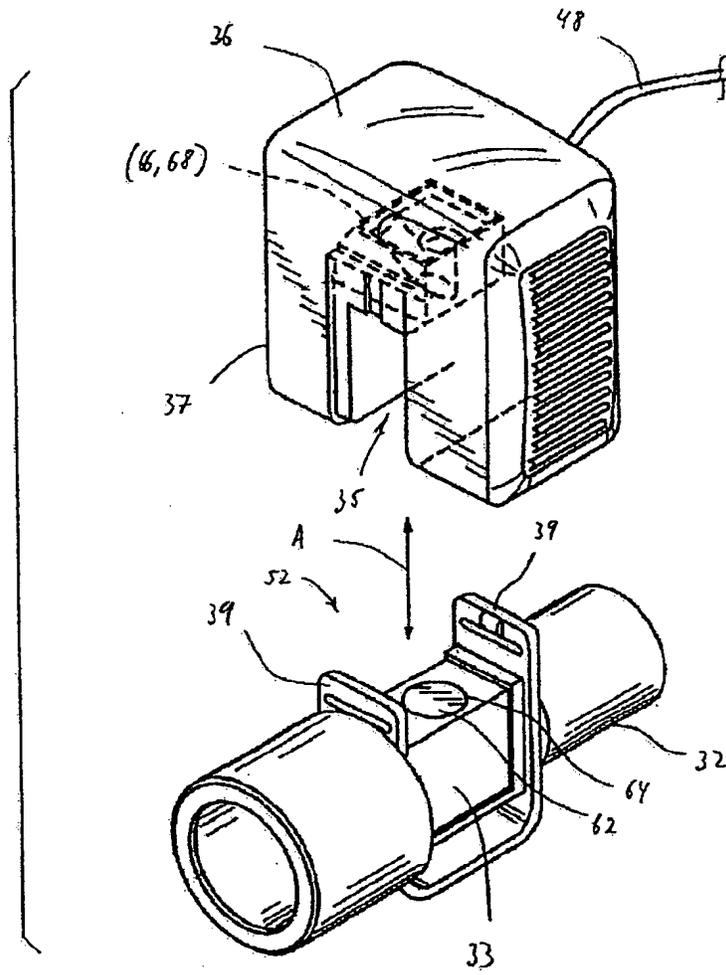
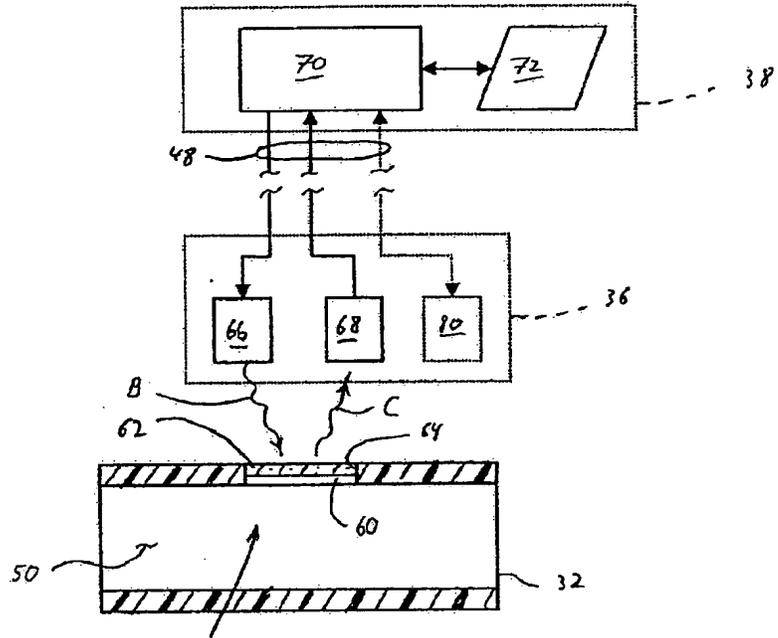
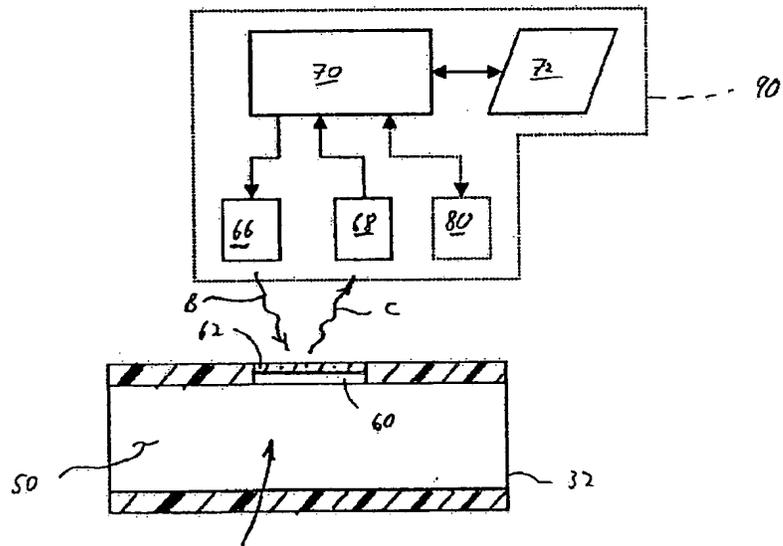


FIG.2



52 FIG. 3



52 FIG. 4

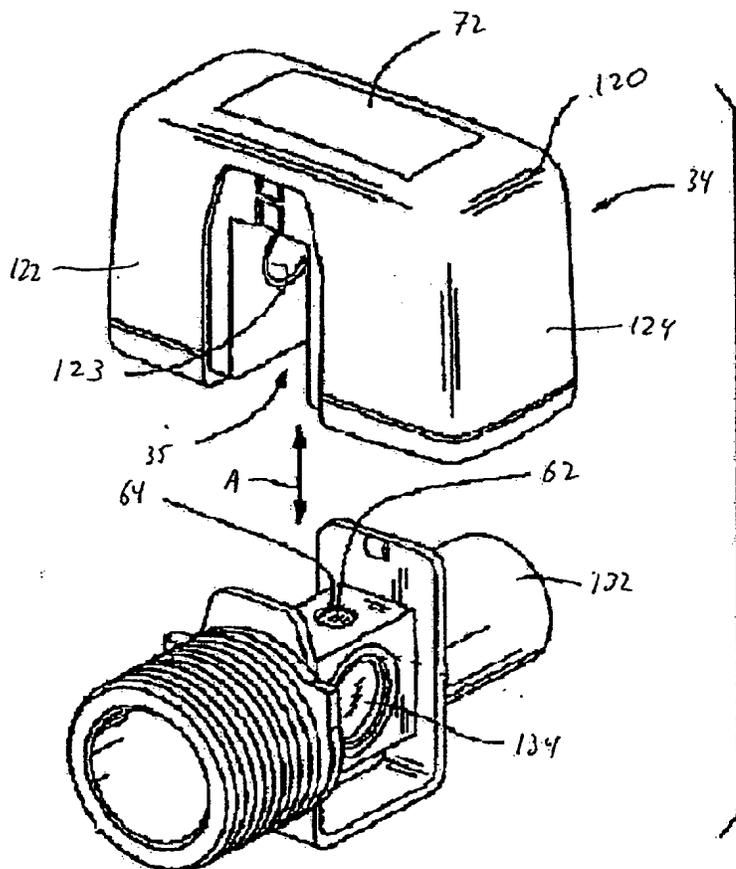


FIG.5

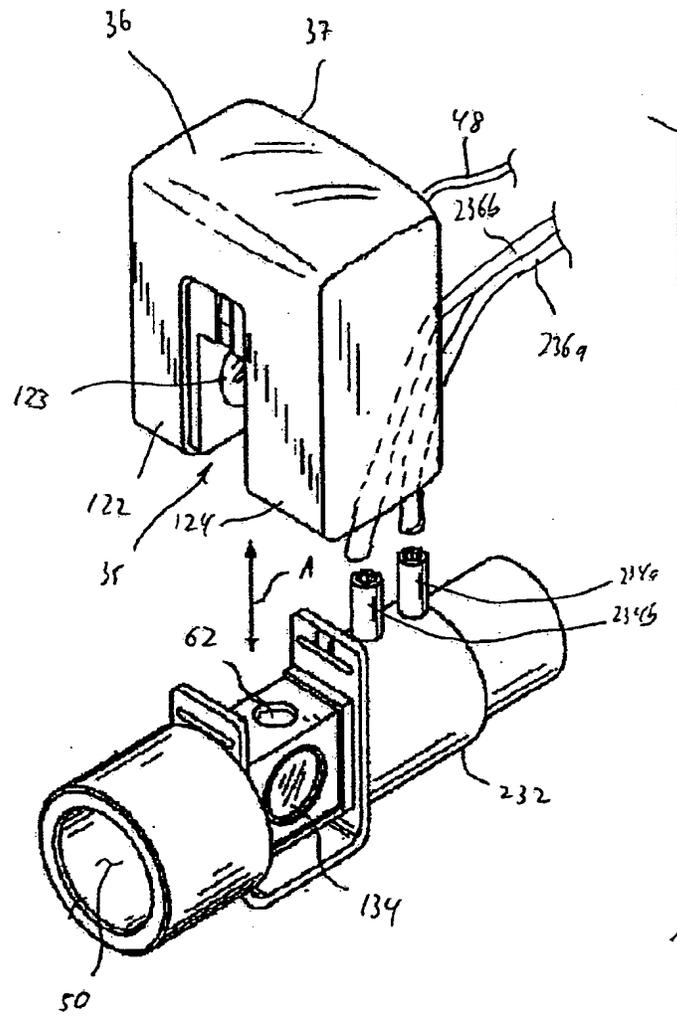
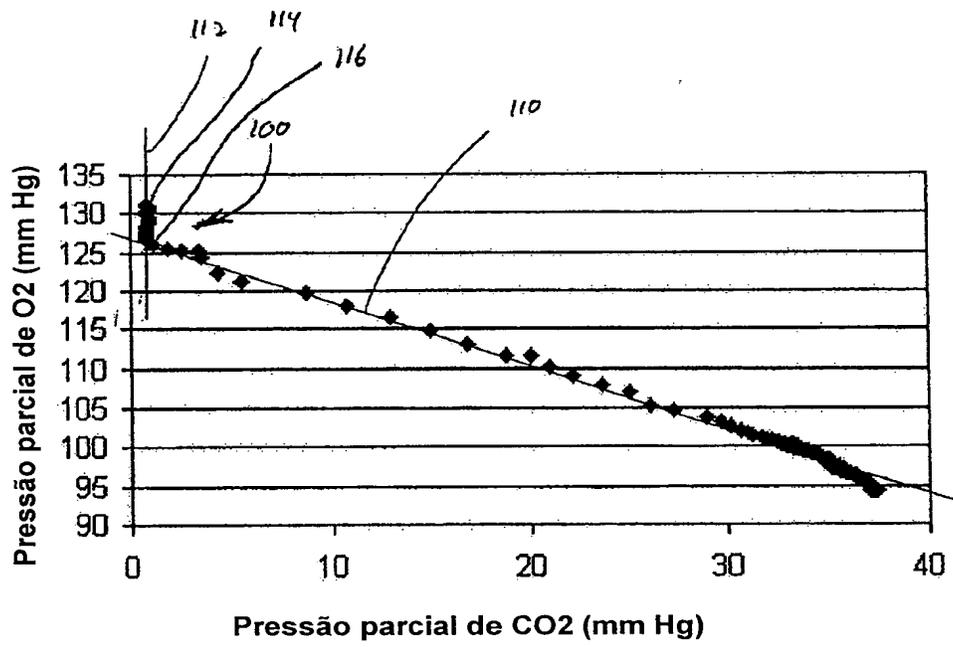


FIG.6

**FIG.7**

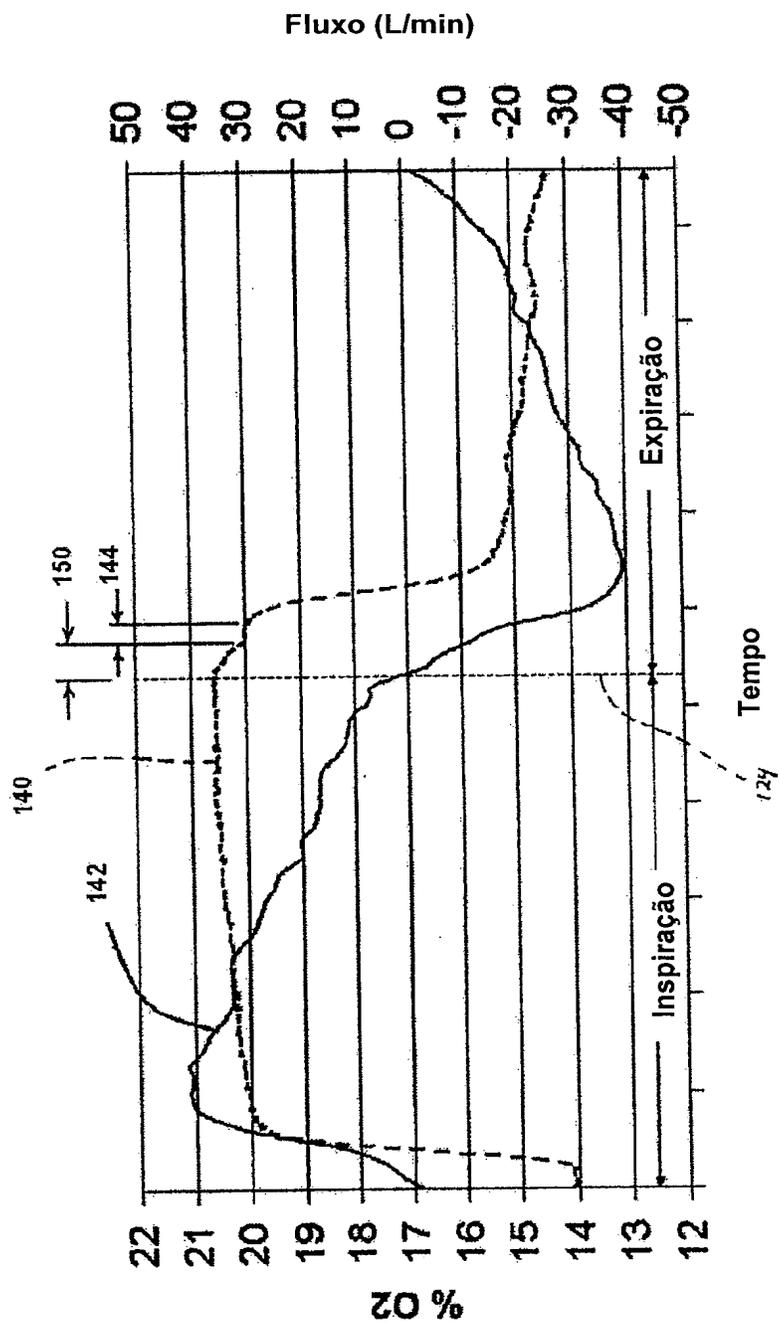


FIG.8

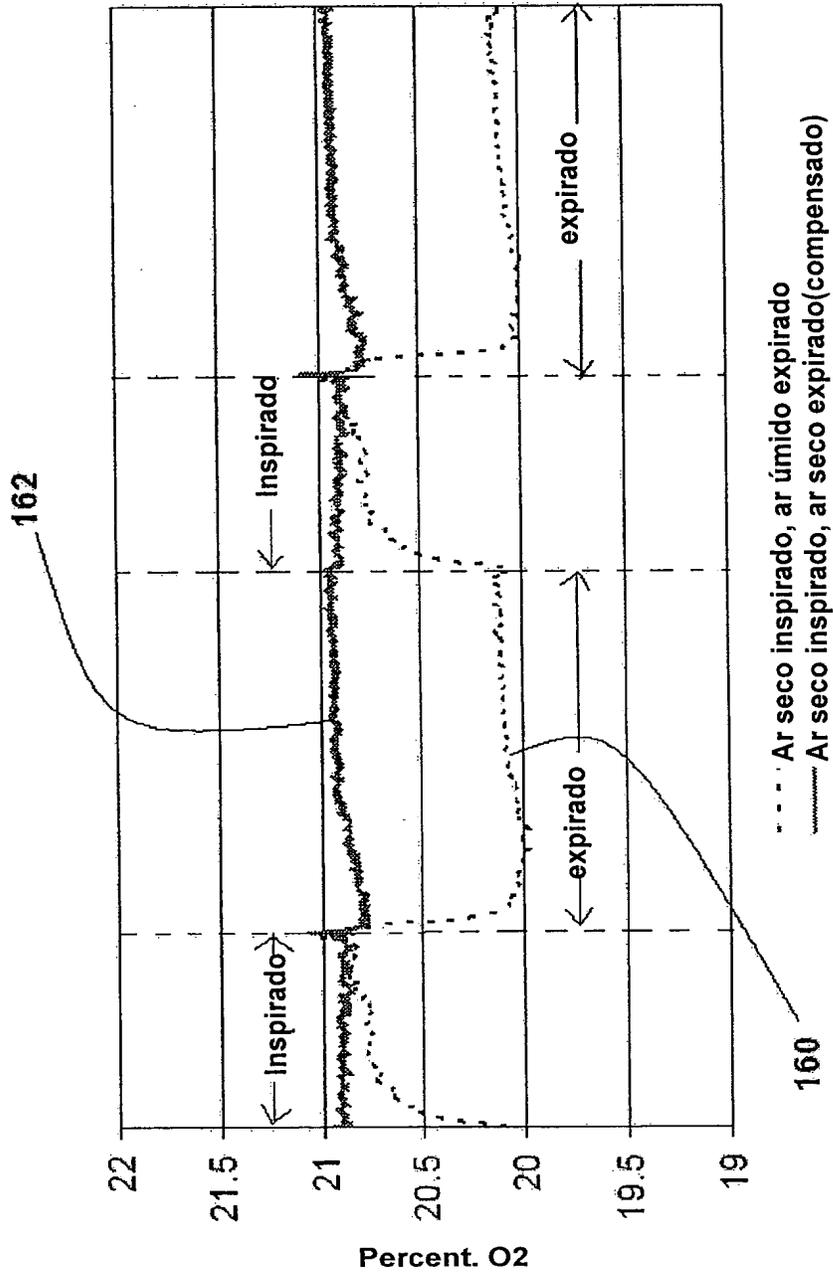


FIG.9

RESUMO

“SISTEMA DE MONITORAMENTO DE GÁS DE CORRENTE PRINCIPAL, E, MÉTODO PARA SISTEMA DE MONITORAMENTO DE UM ANALITO EM UM FLUXO DE GÁS”

5 Um sistema de monitoramento de gás de corrente principal (30) e método que inclui um usando um adaptador de vias respiratórias de corrente principal (32), e uma montagem de sensoreamento de gás (34) associada com o adaptador de vias respiratórias de corrente principal para medir um analito de um fluxo de gás através do adaptador. Uma porção de sensoreamento de gás (36) emite um sinal indicativo do analito em um fluxo de gás no adaptador de vias respiratórias de corrente principal. Uma porção de processamento (38) recebe o sinal a partir da porção de sensoreamento de gás e determina uma quantidade do analito no fluxo de gás com base no sinal da porção de sensoreamento de gás. A porção de processamento também
10 compensa para diferenças volumétricas entre o fluxo de gás durante a inspiração e o fluxo de gás durante a expiração para maximizar a precisão nas medições feitas usando tal um sistema e método.
15