



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

(21) PI 0721065-5 A2



(22) Data de Depósito: 19/12/2007
(43) Data da Publicação: 25/02/2014
(RPI 2251)

(51) *Int.Cl.*:
G01F 1/68
G01N 33/00

(54) Título: SISTEMA E MÉTODO PRA MEDIR GASES **(57) Resumo:**
RESPIRATÓRIOS.

(30) Prioridade Unionista: 17/12/2007 US 11/957995,
21/12/2006 US 60/876798

(66) Prioridade Interna: 860446

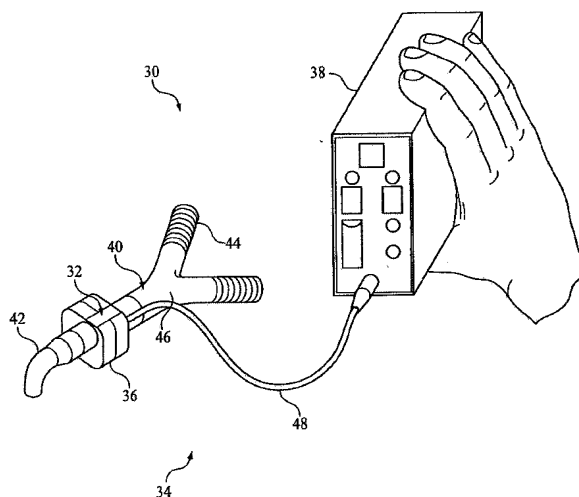
(73) Titular(es): Ric Investments, LLC

(72) Inventor(es): Anthony T. Pierry, Paul B. Gunneson

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

(86) Pedido Internacional: PCT US2007088115 de
19/12/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/079869 de
03/07/2008



“SISTEMA E MÉTODO PARA MEDIR GASES RESPIRATÓRIOS”

REIVINDICAÇÃO DE PRIORIDADE

Sob as provisões de 35 U.S.C. § 119(e), este pedido reivindica o benefício do pedido de patente provisório U.S. número de série 60/876.798 depositado em 21 de dezembro de 2006 e sob as provisões de 35 U.S.C. § 120/365, este pedido reivindica o benefício do pedido de patente U.S. número de série 11/957.995, depositado em 17 de dezembro de 2007.

CAMPO TÉCNICO

A presente invenção diz respeito a um sistema e método para monitorar um parâmetro metabólico de um usuário.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

É bem de conhecimento monitorar o gasto de oxigênio ou consumo de oxigênio de um indivíduo com propósitos de monitorar a condição fisiológica da pessoa. As frases "consumo de oxigênio" e "gasto de oxigênio" são usados sinonimamente, e são ambos representados pela expressão " V_{O_2} " ou, por questão de simplificação " VO_2 "). O gasto de oxigênio é uma medida da quantidade de oxigênio que o corpo usa em um dado período de tempo, tal como um minuto. Ele é tipicamente expresso como mililitros de oxigênio usado por quilograma de peso corpóreo por minuto (mL/kg/min). Medição da taxa de consumo de oxigênio é valiosa, por exemplo, em situações de anestesia e de tratamento intensivo em virtude de fornecer uma indicação da suficiência de uma função cardíaca ou pulmonar do paciente. VO_2 pode também ser usado para monitorar a capacidade física de um indivíduo ou atleta.

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

$$VO_2 = V_i * F_{iO_2} - V_e * F_{eO_2} \quad (1)$$

onde " VO_2 " é o gasto de oxigênio, " V_i " é o volume inspirado,

" F_{iO_2} " é a concentração de oxigênio inspirado, " V_e " é o volume expirado e " $F_{\ddot{e}O_2}$ " é a concentração de oxigênio expirado misto.

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 (em vez de medido) com base na suposição de que o volume de nitrogênio é o mesmo tanto para o gás inspirado quanto expirado, que é normalmente válido em virtude de nitrogênio não ser consumido ou produzido pelo corpo. Isto é referido como o equilíbrio de nitrogênio. O cálculo de V_i , em vez de sua medição, também considera que o efeito da temperatura e umidade são os mesmos tanto para volumes de gás inspirado quanto expirado.

Esta modificação da equação (1), que usa um cálculo de V_i baseado no equilíbrio de nitrogênio supranotado, é conhecido como transformada de Haldane. De acordo com esta técnica, V_i é calculado da seguinte maneira:

$$V_i = V_e * F_{\ddot{e}N_2} / F_{iN_2} \quad (2)$$

onde " $F_{\ddot{e}N_2}$ " é a concentração de nitrogênio expirado, e " F_{iN_2} " é a concentração de nitrogênio inspirado. Com base nisto, a transformada de Haldane fica:

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

e o cálculo do gasto de oxigênio fica:

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

onde " $F_{\ddot{e}CO_2}$ " é a concentração de dióxido de carbono expirado, e F_{iCO_2} é a concentração de dióxido de carbono inspirado.

O cálculo de VO_2 usando a transformada de Haldane tem a vantagem de que os efeitos de erros nas medições de volume que não são "modo comum" são eliminados, em virtude de ser usada apenas a medição de volume expirado. Erros do modo comum são erros que afetam tanto as medições de V_i quanto V_e , tal como um erro de calibração em um sensor de

fluxo. Considerando, certamente, que o mesmo sensor é usado para medir V_e e V_i .

Tecnologia de sensor de CO_2 convencional é geralmente capaz de medição muito rápida e precisa de CO_2 das vias aéreas e pode ser
5 suficientemente robusta para rastrear mudanças no CO_2 respiratório por longos períodos de tempo. É desejável medir oxigênio respiratório com velocidade e precisão similares, de maneira que um ou mais parâmetros, tais como gasto de oxigênio, gasto de energia, quociente respiratório ou medições metabólicas relacionadas possam ser avaliadas precisamente. Isto pode ser
10 usado para várias aplicações, tal como espirometria respiratória, por exemplo.

Embora tecnologia de detecção de oxigênio da corrente principal, que é potencialmente rápida e precisa o bastante para uso para tais aplicações, esteja se tornando disponível, velocidade e robustez podem ser inferiores à tecnologia de detecção de CO_2 disponível. Estimativas de gasto de
15 oxigênio ou de parâmetros metabólicos derivados de medições de gases respiratórios somente podem ser precisas se todas as medições de gás forem suficientemente precisas. Um método de determinar se as condições das vias aéreas interferem na medição de oxigênio é também necessário para garantir que uma forma de onda corrompida não seja usada para calcular o gasto de
20 oxigênio ou outros parâmetros metabólicos. Dado que a medição de oxigênio rápida, precisa e robusta pode ser o fator limitante na obtenção de medições respiratórias para gasto de oxigênio ou avaliação metabólica, são desejados métodos para ajudar identificar formas de onda de oxigênio corrompidas e de corrigir tais formas de onda.

25 Entretanto, deve-se perceber também que a presente invenção pode ser aplicada para a detecção de outros gases, e não está limitada a medições de oxigênio ou dióxido de carbono.

REVELAÇÃO DA INVENÇÃO

Dessa maneira, é um objetivo da presente invenção prover um

sistema de monitoramento de gás que supere os inconvenientes do sistema de monitoramento de gás convencional. Certas modalidades da presente invenção tiram vantagem de propriedades físicas conhecidas de troca de gás respiratório que podem ser aplicadas quando é usado um sensor de CO₂ robusto, rápido e preciso em combinação com um sensor de oxigênio menos robusto. Em certas modalidades, são providos métodos que usam as medições de dióxido de carbono para determinar se as medições de oxigênio são de qualidade suficiente para uso para gasto de oxigênio ou outras estimativas metabólicas. Tais determinações de qualidade podem ser usadas para melhorar a precisão de cálculos derivados, tais como gasto de oxigênio e estimativas metabólicas, que poderiam de outra forma ser limitadas quando a qualidade das medições de um sensor de oxigênio é inferior à qualidade de medições em um sensor de dióxido de carbono. Em certas modalidades, são providos métodos de usar medições de dióxido de carbono para melhorar medições de oxigênio.

De acordo com uma modalidade da invenção, é provido um sistema para medir gases respiratórios que inclui um primeiro sensor de gás construído e arranjado para medir uma quantidade de um primeiro gás, um segundo sensor de gás construído e arranjado para medir uma quantidade de um segundo gás, e um processador conectado operativamente no primeiro sensor de gás e no segundo sensor de gás. O processador recebe um primeiro sinal do primeiro sensor de gás e um segundo sinal do segundo sensor de gás. O processador ajusta a quantidade medida do primeiro gás com base na quantidade medida do segundo gás.

De acordo com uma outra modalidade da invenção, é provido um sistema para medir gases respiratórios que inclui um primeiro sensor de gás que mede uma quantidade de oxigênio inspirado e expirado, um segundo sensor de gás que mede pelo menos uma quantidade de CO₂ expirado, e um processador conectado operativamente no primeiro sensor de gás e no

segundo sensor de gás. O processador recebe sinais do primeiro sensor de gás e do segundo sensor de gás e ajusta a quantidade medida de oxigênio com base na quantidade medida de CO₂.

5 De acordo com uma outra modalidade da invenção, é provido um método para medir gases respiratórios que inclui as etapas de medir uma quantidade de um primeiro gás, medir uma quantidade de um segundo gás, determinar se a quantidade medida do primeiro gás exige ajuste, e ajustar a quantidade medida do primeiro gás com base na quantidade medida do segundo gás, se o primeiro gás precisar de ajuste.

10 De acordo com uma outra modalidade da invenção, é provido um sistema para medir gases respiratórios que inclui um dispositivo para medir uma quantidade de um primeiro gás, dispositivo para medir uma quantidade de um segundo gás, e dispositivo para ajustar uma quantidade medida do primeiro gás com base em uma quantidade medida do segundo
15 gás.

Esses e outros objetivos, recursos e características da presente invenção, bem como dos métodos de operação e funções dos elementos relacionados da estrutura e da combinação de partes e economias de fabricação ficarão mais aparentes mediante consideração da descrição
20 seguinte e das reivindicações anexas com referência aos desenhos anexos, todos os quais formam uma parte desta especificação, em que números de referência iguais designam partes correspondentes nas várias figuras. Entretanto, deve-se entender expressamente que os desenhos têm propósito apenas de ilustração e descrição, e que não se destinam a ser uma definição
25 dos limites da invenção. Na forma usada na especificação e nas reivindicações, a forma singular de "um", "uma" e "o", "a" incluem os referentes plurais, a menos que o contexto dite claramente o contrário.

DESCRIÇÃO RESUMIDA DOS DESENHOS

A figura 1 é uma vista em perspectiva de uma primeira

modalidade de um sistema de detecção de gás de acordo com os princípios da presente invenção;

A figura 2 é uma vista em perspectiva de um adaptador de vias aéreas e do sensor de gás no sistema de detecção de gás da figura 1;

5 A figura 3 é uma vista esquemática dos componentes do sistema de detecção de gás da figura 1;

A figura 4 é uma vista esquemática dos componentes de uma segunda modalidade de um sistema de detecção de gás de acordo com os princípios da presente invenção;

10 A figura 5 é uma vista em perspectiva de um adaptador das vias aéreas e sensor de gás de acordo com uma terceira modalidade da presente invenção;

A figura 6 é uma vista em perspectiva de um adaptador das vias aéreas e sensor de gás de acordo com uma modalidade ainda adicional da presente invenção;

15 A figura 7 é um gráfico mostrando formas de onda que representam o relacionamento entre concentrações de CO_2 e O_2 em gases respiratórios;

20 A figura 8 é um gráfico mostrando formas de onda que representam o relacionamento entre concentrações de CO_2 e O_2 em gases respiratórios em que a forma de onda de CO_2 está escalonada e invertida;

A figura 9 é um fluxograma de um processo para monitorar qualidade de um sensor de acordo com aspectos da presente invenção;

25 As figuras 10A-10B fornecem um fluxograma de um processo para corrigir um sinal produzido por um sensor de acordo com aspectos da presente invenção; e

A figura 11 é um gráfico de ajuste dos mínimos quadrados mostrando a qualidade de uma medição de oxigênio em um exemplo.

DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MODALIDADES EXEMPLARES

A figura 1 ilustra esquematicamente uma modalidade exemplar de um sistema de monitoramento de gás na corrente principal 30 de acordo com os princípios da presente invenção. O sistema de monitoramento de gás 30 inclui um adaptador das vias aéreas 32 para uso em um circuito respiratório 40, e um conjunto de detecção de gás, indicado no geral por 34. O circuito respiratório 40 é usado para comunicar um fluxo de gás a um paciente. Por exemplo, uma primeira extremidade 42 do circuito respiratório 40 é conectada a um aparelho de interface do paciente configurado para comunicar com uma via aérea de um paciente. Exemplos de aparelhos de interface de paciente que são adequados para uso com o circuito respiratório 40 incluem, mas sem limitações, um 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 aérea de um usuário.

Uma segunda extremidade 44 do circuito respiratório 40 é configurada para comunicar com uma fonte de gás. Por exemplo, a fonte de gás pode incluir atmosfera ambiente, um suprimento de gás pressurizado, um dispositivo de suporte de pressão, um ventilador ou outras fontes de gás. Na modalidade ilustrada, a segunda extremidade 44 inclui um conector Y 46, que é tipicamente encontrado em um circuito ventilador, e está mostrado conectado na segunda extremidade do adaptador das vias aéreas. Uma perna do conector Y corresponde ao limbo inspiratório, que distribui gás de um ventilador (não mostrado) ao paciente, e a outra perna do conector Y corresponde ao limbo expiratório, que distribui gás do paciente. Tipicamente, o gás é distribuído pelo limbo expiratório de volta ao ventilador, que é a fonte de gás nesta modalidade. Em um sistema de limbo simples (não mostrado), a segunda extremidade compreende um único conduto que comunica um fluxo de gás entre o paciente e a fonte de gás, que é geralmente um sistema de suporte de pressão, tal como um dispositivo de suporte de pressão CPAP,

binível ou autotitulante.

Como talvez mais bem mostrado nas figuras 2 e 3, o adaptador das vias aéreas 32 fornece um caminho de fluxo 50 em linha com o circuito respiratório 40 através do qual gás entra e sai do paciente. O adaptador das vias aéreas 32 também fornece uma parte de monitoramento de gás ou local de amostragem, indicado no geral por 52, no qual os constituintes do gás que passa pelo adaptador das vias aéreas são monitorados ou medidos. Exemplos de adaptador das vias aéreas adequados para uso na presente invenção estão descritos nas patentes U.S. 5.789.660 ("patente '660) e 6.312.389 (patente 389), e no pedido de patente U.S. 09/841.451 (pedido '451), publicação número 2202/0029003, cujos conteúdos de cada uma delas estão aqui incorporados nas íntegras pela referência.

Na modalidade ilustrada nas figuras 1-3, o conjunto de detecção de gás 34 inclui uma parte de detecção de gás 36 e uma parte de processamento 38. Nesta modalidade exemplar ilustrada, a parte de detecção de gás 36 é acoplada de forma removível no adaptador das vias aéreas 32, como indicado pela seta A, e inclui os componentes que são usados para detectar o constituinte ou constituintes gasosos, também referidos como analitos, sendo monitorados. Deve-se perceber que uma variedade de mecanismos pode ser implementada na parte de detecção de gás acoplado de forma removível 36 no adaptador das vias aéreas 32. Em uma modalidade exemplar mostrada na figura 2, uma área de sede 33 é provida em uma superfície externa do adaptador das vias aéreas 32 que é adaptada para receber seguramente um alojamento 37 da parte do sensor de gás 36. O alojamento 37 é modelado com forma geral de "U" para se ajustar na área de sede 33 com um canal 35 que recebe a forma no geral casada da área de sede do adaptador das vias aéreas. Flanges 39 podem ser providos no adaptador das vias aéreas para alinhar e anexar o alojamento no adaptador das vias aéreas. A patente U.S. 6.616.896 (patente 896) e 6.632.402 (patente 402), cujos conteúdos de

cada uma estão aqui incorporados pela referência, descrevem técnicas para acoplar a parte de detecção de gás 36 no adaptador das vias aéreas 32. A presente invenção também contempla conectar permanentemente a parte de detecção de gás 36 no adaptador das vias aéreas 32 de maneira que a funcionalidade de cada componente seja efetivamente combinada em um elemento comum.

Uma ligação de comunicação 48 permite que dados, energia e quaisquer outros sinais, comandos, etc. sejam comunicados entre a parte de detecção de gás 36 e a parte de processamento 38. Embora uma ligação de comunicação por fio 48 esteja mostrada nas figuras 1-3, deve-se entender que a presente invenção contempla que a ligação de comunicação possa ser uma ligação sem fio, usando qualquer de uma comunicação sem fio ou protocolo de comunicação. Certamente, se for provida uma ligação sem fio, uma fonte de alimentação, tal como uma bateria, deve ser incluída na parte de detecção de gás 36, ou energia tem que ser provida de alguma outra maneira à parte de detecção de gás.

O conjunto de detecção de gás 34 detecta a concentração de um ou mais gases (analitos) no fluxo de gás através da célula de amostragem. Em uma modalidade exemplar ilustrada nas figuras 1-3, o conjunto de detecção de gás 34 é configurado para empregar técnicas de extinção da luminescência para medir a pressão parcial ou a quantidade de oxigênio ou outros gases que escoam através do adaptador das vias aéreas 32. Esta medição de oxigênio é usada, por exemplo, para determinar o valor de F_{iO_2} e $F_{\bar{e}O_2}$.

Extinção da luminescência é uma técnica que tem sido usada para medir concentrações de oxigênio em gases. No uso de extinção da luminescência para medir concentrações de oxigênio, um material luminescente 60 (ver figura 3) é excitado até a luminescência pela distribuição de uma energia de excitação, indicada pela seta B, no material

luminescente. Ao ser excitado até a luminescência, o material luminescente emitirá energia, como indicado pela seta C. Entretanto, quando o material luminescente é exposto a uma mistura de gás incluindo oxigênio, a luminescência é extinta, dependendo da quantidade (isto é, concentração ou fração) de oxigênio à qual o material luminescente é exposto, ou a quantidade de oxigênio na mistura gasosa. Dessa maneira, a taxa de diminuição na quantidade de luminescência, ou extinção da luminescência, do material luminescente (isto é, a quantidade de luz emitida pelo material luminescente) corresponde à quantidade de oxigênio na mistura gasosa. Assim, a energia emitida pelo material luminescente pode ser usada para determinar a concentração do gás que passa pelo adaptador das vias aéreas. As patentes U.S. 6.325.978, 6.632.402, 6.616.896 e 6.815.211, cujos conteúdos de cada uma das quais estão aqui incorporados pela referência, todas revelam um exemplo de um sensor de oxigênio que usa extinção da luminescência para determinar a concentração de um gás, tal como oxigênio, no gás que escoar através de uma célula de amostragem.

Como mostrado nas figuras 1-3, uma quantidade de material luminescente 60 situa-se de maneira tal que ela fique exposta ao gás que escoar no caminho de fluxo 50 através do adaptador das vias aéreas 32. A presente invenção também contempla prover uma combinação de materiais luminescentes em comunicação com o gás que escoar através do adaptador das vias aéreas. Porfirinas são um exemplo de um material que pode ser usado como material luminescente 60. Porfirinas são estruturas de anel orgânico estável que geralmente incluem um átomo de metal. Quando o átomo de metal é platina ou paládio, o tempo de declínio da fosforescência varia de cerca de 10 μ s a cerca de 1.000 μ s. Porfirinas também são sensíveis a oxigênio molecular. Quando porfirinas são usadas como material luminescente 60, é preferível que as porfirinas retenham substancialmente toda sua fotoescitabilidade com uso repetido. Posto de uma outra maneira, é

preferível que as porfirinas sejam "fotoestáveis". Porfirinas fluorescentes, tais como porfirinas mesotetrafenila, são particularmente fotoestáveis. Os vários tipos de porfirinas que podem ser usados como material luminescente 30 para facilitar a detecção de oxigênio incluem, sem limitações, platina meso-tetra(pentafluor)fenil porfina, platina meso-tetrafenil porfina, paládio meso-tetra(pentafluor)fenil porfina e paládio meso-tetrafenil porfina. Certamente, outros tipos de materiais luminescentes que são conhecidos por serem extintos ao serem expostos a oxigênio, dióxido de carbono ou uma outra substância analisada (por exemplo, gás, líquido ou vapor) podem ser usados em adaptadores das vias aéreas que incorporam os preceitos da presente invenção.

Na modalidade ilustrada, o material luminescente 60 é provido no adaptador das vias aéreas 32, e uma janela 62 é provida em uma abertura 64 no corpo do adaptador das vias aéreas para permitir que energia de excitação B seja transmitida ao material luminescente. A janela 62 preferivelmente tem uma alta transmitância para comprimentos de onda de radiação de excitação, que excitam material luminescente 60, bem como para comprimentos de onda de radiação C emitida pelo material luminescente. Por exemplo, a janela 62 pode ser formada de safira, um ou mais polímeros (por exemplo, polietileno, etc.), um vidro e/ou outros materiais substancialmente transparentes.

Em uma modalidade exemplar, material luminescente 60 é levado por uma membrana ou matriz, que fica disposta ou compreende uma parte integral de uma superfície ou parede do adaptador das vias aéreas que define o caminho de fluxo 50. A presente invenção também contempla que o material luminescente e componentes associados, tal como uma membrana, não precisam ser diretamente acoplados no adaptador das vias aéreas, mas podem ser seletivamente acoplados de forma que o material luminescente possa ser substituído sem ter que remover ou trocar todo o adaptador das vias

aéreas.

Um emissor 66 é provido na parte de detecção de gás 36 para emitir energia de excitação B no material luminescente 60. Em uma modalidade exemplar da presente invenção, a energia emitida pelo emissor 66 inclui radiação eletromagnética com um comprimento de onda que faz com que o meio luminescente 60 emita luminescência. O emissor 66 pode incluir um ou mais Diodos Emissores de Luz Orgânicos (OLED), lasers (por exemplo, lasers de diodo ou outras fontes laser), diodos emissores de luz (LED), Lâmpadas Fluorescente de Catodo Quente (HCFL), Lâmpadas Fluorescentes de Catodo Frio (CCFL), 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 uma alta intensidade na região de absorção da composição luminescente do meio luminescente 60 e produzem menores quantidades de radiação em outros comprimentos de onda (por exemplo, vermelho e/ou infravermelho). Isto minimiza luz que interfere no desvio e fotodegradação do sensor. No entanto, a presente invenção não está de maneira nenhuma limitada ao uso de LEDs, outras vantagens de implementar LEDs como emissor 30 incluem seu baixo peso, compacidade, baixo consumo de energia, baixas exigências de tensão, baixa produção de calor, confiabilidade, robustez, custo relativamente baixo e estabilidade. Também eles podem ser ligados e desligados muito rapidamente, confiavelmente e reprodutivelmente.

Um detector 68 é provido na parte de detecção de gás 36 para detectar radiação C. O detector 68 é posicionado na parte de detecção de gás 36 de maneira tal que, quando a parte de detecção de gás 3 e o adaptador das vias aéreas 32 são acoplados, o detector 68 recebe pelo menos uma parte de radiação eletromagnética luminescente C do meio luminescente 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 PIN. Em outras modalidades, outros dispositivos fotossensíveis são empregados como o detector 68. Por exemplo, o detector 68 pode ter a forma de um arranjo de diodos, um chip CCD, um chip CMOS, um tubo fotomultiplicador e/ou outros dispositivos fotossensíveis.

O meio luminescente 60, em resposta à radiação B do emissor 66, emite radiação eletromagnética C de uma maneira substancialmente unidirecional a um comprimento de onda diferente da radiação eletromagnética provida pelo emissor. A intensidade e/ou persistência desta radiação eletromagnética luminescente aumenta e cai de acordo com as quantidades relativas de um ou mais analitos, tal como oxigênio, incluídos no corpo de gás no caminho de fluxo de gás 50. Em uma modalidade, oxigênio causa uma modificação da intensidade e/ou persistência de radiação luminescente B pela extinção da reação de luminescência. À medida que a concentração de oxigênio aumenta, a modificação da intensidade e/ou persistência de radiação luminescente B diminui. Em uma modalidade, o meio luminescente 60 é formado como um filme luminescente. Por exemplo, ambas as patentes '896 e '402 incorporadas revelam filmes que podem ser empregados como meio luminescente 60.

Com base no sinal de saída da parte de detecção de gás 36, a parte de processamento 38 determina informação relacionada a uma ou mais propriedades de um ou mais analitos ou constituintes incluídos no gás disposto no caminho de fluxo 50. Na modalidade exemplar ilustrada, a parte de processamento 38 inclui um processador 70 que controla o emissor 66 e recebe o sinal do detector 68. O processador 70 usa o sinal do detector 68 para

determinar a concentração de oxigênio, como discutido com detalhes a seguir. Embora não mostrado, o processador 70 e/ou parte de processamento 38 podem incluir outros componentes tipicamente usados para monitorar constituintes gasosos, tal como memória (RAM, ROM).

5 Como mostrado na figura 3, a presente invenção contempla que a parte de processamento 38 inclui um dispositivo de entrada/saída 72 ou dispositivos para prover uma saída do processador 70 em um formato perceptível pelo ser humano. Em uma modalidade exemplar, o dispositivo de entrada/saída 72 é um monitor ou mostrador que indica visualmente a
10 concentração de oxigênio ao usuário. A presente invenção também contempla que o dispositivo de entrada/saída 72 inclui elementos de comunicação, tais como terminais, transceptores, modems, etc., para comunicar uma saída do processador 70 a um local remoto. Isto pode ser feito sem fio, por meio de um sistema de comunicação por fio, ou usando qualquer combinação destes.

15 Nas modalidades das figuras 1-3, a parte de detecção de gás 36 e a parte de processamento 38 são estruturas separadas que contêm seus respectivos componentes. A presente invenção também contempla que essas duas partes podem ser combinadas em uma parte de detecção/processamento de gás comum 90, mostrado esquematicamente na figura 4 e na figura 5. Ou
20 seja, todos os componentes necessários para detectar, monitorar, determinar, exibir e comunicar informação pertinente à concentração de gás, tal como VO₂, pode ser provido no cabeçote do sensor 90 com tal funcionalidade está mostrado na figura 5 e está revelado, por exemplo, no pedido de patente U.S. 11/368.832 (publicação no. US-2006-014078-A1), cujos conteúdos estão aqui
25 incorporados pela referência.

 A presente invenção contempla que componentes adicionais podem ser usados na parte de detecção de gás 36. Por exemplo, um ou mais elementos de filtro podem ser posicionados nas partes de detecção de gás, por exemplo, entre o meio luminescente 60 e o detector 68. Tais elementos de

filtro são tipicamente projetados para impedir que radiação eletromagnética que não é emitida pelo meio luminescente fique incidente no detector. Por exemplo, em uma modalidade, os elementos de filtro têm comprimentos de onda específicos e permitem que radiação luminescente C passe através deles para ficar incidentes no detector 68, ao mesmo tempo bloqueando substancialmente radiação com outros comprimentos de onda.

Outros componentes que podem ser usados na parte de detecção de gás 36 incluem um detector de referência e um elemento divisor de feixe que direciona uma parte da radiação que se propaga em direção ao detector 68 para o detector de referência. Um ou mais sinais de saída gerados pelo detector de referência podem ser providos ao processador 70 e usados como uma referência para levar em conta e compensar ruído do sistema (por exemplo, flutuações de intensidade no emissor 66, etc.) nos sinais gerados pelo detector 68.

Em algumas implementações, a parte de detecção de gás 36 pode incluir um ou mais elementos óticos (não mostrados) para guiar, focar e/ou de outra forma processar radiação emitida pelo emissor 66 ou provida ao detector 68. Por exemplo, uma ou mais lentes podem colimar a radiação em uma direção selecionada. Como exemplos mais particulares, ambas as patentes '896 e '402 revelam o uso de elementos óticos que processam radiação emitida por um emissor similar ao emissor 66.

A presente invenção contempla adicionalmente o uso de um capacitor térmico para manter o meio luminescente 60 a uma temperatura operacional substancialmente constante para reduzir ou eliminar imprecisões no sistema de medição de gás 30 atribuíveis a variações na temperatura do meio luminescente. Assim, o capacitor térmico é qualquer dispositivo que atende a esta função, tal como um aquecedor controlado de uma maneira realimentada com base em uma saída de um sensor de temperatura, um dissipador de calor ou similares. Exemplos de capacitores térmicos adequados

na forma de elementos de aquecimento são revelados na patente U.S. 6.888.101 e no pedido de patente U.S. 11/069.114 (publicação no. US-2005-0145796-A1), cujos conteúdos de cada um estão aqui incorporados pela referência.

5 Na modalidade ilustrada nas figuras 1-4, uma única janela 62 é provida no adaptador das vias aéreas. A presente invenção também contempla prover duas janelas similares à janela 62 no adaptador das vias aéreas. Como está mostrado e descrito na patente '402, as duas janelas podem ser dispostas no adaptador das vias aéreas 32 opostas uma à outra para permitir que
10 radiação eletromagnética passe através do adaptador. Nesta modalidade, um detector 32 pode ficar posicionado em um lado oposto do adaptador das vias aéreas em relação ao emissor 66 quando o sensor.

 A presente invenção também contempla que o adaptador das vias aéreas 32 pode incluir outros um ou mais componentes de medição e/ou
15 detecção de gás adicionais. Esses outros componentes de detecção estão esquematicamente ilustrados por 80 na figura 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 parte de detecção de gás 36 ou ambos. Por exemplo, um sensor de
20 temperatura pode ser provido no alojamento 37 para detectar superaquecimento no alojamento. Um sensor de temperatura pode também ser provido para detectar a temperatura do gás que escoar no adaptador das vias aéreas.

 A figura 5 ilustra um sistema de monitoramento de gás que
25 inclui tanto uma capacidade de detecção da concentração de dióxido de carbono (CO₂) quanto uma capacidade de detecção da concentração de oxigênio (O₂). O sistema de detecção da concentração de oxigênio corresponde à técnica de extinção da luminescência supradiscutida e inclui um material luminescente disposto na janela 62 de um adaptador das vias

aéreas 132. O sistema de monitoramento de CO₂ é um sistema de detecção de gás (analito) tipo absorção no qual energia é transmitida de um emissor (não mostrado) disposto em uma perna de um alojamento 120 (tal como a perna 122). Uma janela 132 está mostrada em uma superfície interior da perna 122 da qual energia sai do alojamento 120. A energia é provida a uma primeira janela (não mostrada) definida no adaptador das vias aéreas. Ela passa através de uma amostra de gás (o gás escoando através do caminho de fluxo de gás 50) e para fora de uma segunda janela 134 também definida no adaptador das vias aéreas geralmente opostas à primeira janela. A energia que sai do lado da amostra pela segunda janela 134 é medida por um detector (não mostrado) provido na segunda perna 124.

Como é conhecido na tecnologia, o sinal do detector é usado para determinar a concentração de gás (analito). Por exemplo, é de conhecimento usar a saída deste tipo de sistema de absorção para detectar a quantidade de CO₂ no gás que passa através do adaptador das vias aéreas, que é usado para determinar a quantidade de CO₂ expirado (Fe_{CO2}) e a quantidade de CO₂ inspirado (Fi_{CO2}). O sinal do detector pode ser processado por um processador provido no alojamento 37 ou transmitido sem fio ou por fio 48 a uma parte de processamento separada. Na modalidade ilustrada, a parte de processamento é incorporada no alojamento 120 e a medição do analito resultante está mostrada na exibição 72.

De uma maneira similar, a presente invenção contempla adicionalmente que o adaptador das vias aéreas pode ser configurado para incluir um sistema de detecção de fluxo para medir o fluxo ou vazão de gás que passa pelo adaptador das vias aéreas. A vazão é usada para determinar a quantidade de analito que passa através do adaptador das vias aéreas em um dado período de tempo ou durante um ciclo ou fase respiratória deste.

Um tipo de sistema de detecção de fluxo para uso nesta modalidade da presente invenção é um tipo pneumotacógrafo de sensor de

fluxo. Um sensor de fluxo como este inclui um elemento de fluxo (não mostrado) que fica disposto no caminho de fluxo de gás de maneira a criar uma queda de pressão no fluxo de gás ao longo do caminho de fluxo de gás. A queda de pressão criada pelo elemento de fluxo é medida e usada para determinar a vazão.

A figura 6 ilustra um adaptador das vias aéreas 232 com uma capacidade de detecção de fluxo como esta. Deve-se notar que o adaptador das vias aéreas também tem uma capacidade de detecção de O_2 e CO_2 usando as técnicas supradiscutidas. O adaptador das vias aéreas 232 inclui um par de orifícios 234a e 234b que é provido em cada lado do elemento de fluxo contido no adaptador das vias aéreas. Os elementos de detecção de pressão permitem que a queda de pressão no elemento de fluxo seja medida de forma que o fluxo de gás pelo adaptador das vias aéreas possa ser medido quantitativamente. Por exemplo, um par de tubos ou mangueiras pneumáticas 236a, e 236b pode ser acoplado nos orifícios 234a e 234b a um sensor ou sensores de pressão na parte de processamento 38 (ver figura 1). Os sensores de temperatura medem a queda de pressão e esta saída é usada para determinar o fluxo através do adaptador das vias aéreas.

Na modalidade ilustrada na figura 6, a função de detecção de fluxo adicional não é contida no alojamento 37, que também contém pelo menos alguns componentes do sistema de detecção de analito. Um sinal pode ser enviado através da ligação de comunicação 48 a um processador (por exemplo, tal como o processador 70 previamente descrito, mas com funcionalidade adicional ou um processador digital completamente diferente). Entretanto, a presente invenção também contempla que os elementos de detecção de fluxo, tal(s) como o(s) sensor(s) de pressão e processador possam ser contidos no alojamento 37. De qualquer maneira, orifícios 234a e 234b seriam acoplados diretamente no alojamento. Na modalidade ilustrada na figura 6, o elemento de fluxo é provido em um lado do local de medição de

gás. A presente invenção também contempla o uso do local de medição de gás para criar a queda de pressão. De qualquer maneira, orifícios 234a e 234b seriam providos em qualquer lado do local de medição de gás. Uma configuração como esta está preceituada, por exemplo, na patente '660, na
5 patente '389 e no pedido '451.

Em certas modalidades, é provido o sistema de detecção de oxigênio da corrente principal que leva em conta o efeito da mudança de temperatura e umidade dos gases expirados em comparação com temperatura e umidade de gás inspirado (em virtude de o gás inspirado não ser exposto à
10 temperatura do corpo e condições saturadas). Esta mudança na temperatura e umidade resulta em aumentos medidos de volume do gás exalado e pode ser levada em conta para corrigir a fração de oxigênio inspirada medida. Correção da fração de oxigênio inspirado desta maneira pode resultar em maior precisão da medição de consumo de oxigênio usando a transformada de
15 Haldane. Sistemas e métodos para atingir tais melhorias na precisão estão descritos no pedido de patente U.S. 11/948.080, cujos conteúdos nas íntegras estão aqui incorporados pela referência.

O gráfico da figura 7 representa formas de onda representando concentrações de O_2 152 e CO_2 150 medidas em gases inspiratórios e
20 expiratórios. Durante a respiração, flutuações observadas na concentração de oxigênio acompanham estritamente as concentrações de dióxido de carbono, exceto que a forma de onda de O_2 152 é substancialmente o inverso da forma de onda de CO_2 150 durante um intervalo de tempo observado. Conseqüentemente, a concentração de oxigênio variada no tempo nos gases
25 inspiratórios e expiratórios pode ser aproximada usando uma forma invertida e devidamente escalonada da concentração variada com o tempo de CO_2 . Percebe-se que as concentrações de gás podem ser expressas em pressões parciais de gás, porcentagens de gás, em partes por volume de gás, em partes por massa de gás ou em qualquer sistema de medição conducente para

comparar concentrações de gás e computar relacionamentos entre diferentes gases descritos neste pedido.

O gráfico da figura 7 representa o relacionamento de formas de onda representando concentração de O₂ 152 e CO₂ 150 medidas quando a forma de onda de CO₂ 150 é invertida e devidamente escalonada. A concentração de oxigênio pode ser medida usando um sensor de oxigênio com exatidão, precisão e velocidade de medição suficientes para medir corretamente tanto um pico (nível mais alto) quanto um vale (nível mais baixo) de oxigênio no ciclo respiratório. Esses níveis de pico e vale de oxigênio podem ser usados para criar uma forma de onda de O₂ de referência escalonada 154 a partir da forma de onda de CO₂ 150. Essa forma de onda de O₂ de referência escalonada 154 (figura 8) é provida invertendo-se a forma de onda de CO₂ 150 e aplicando-se um fator de escala calculado como a razão de nível pico para vale medido de oxigênio para nível pico para vale medido de CO₂.

O perfil, forma, sincronismo e conteúdo espectral da forma de onda de referência 154 podem então ser comparados com a forma de onda 152 produzida pelo sensor de oxigênio. Certas modalidades empregam um algoritmo de ajuste de curva ou outra técnica adequada para determinar a correlação de sinais para medir a qualidade da forma de onda de O₂ 152. A qualidade pode ser quantificada usando uma medida calculada do ajuste da forma de onda de O₂ 152 na forma de onda de O₂ de referência escalonada 154. A medição da qualidade pode ser expressa como um índice calculado em função do tempo, ou outra medida do ajuste.

Por exemplo, pode-se utilizar uma abordagem de ajuste pelos mínimos quadrados, em que R^2 é uma medida descritiva que pode variar entre 0 e 1 e pode ser considerada o poder preditivo relativo de um modelo. A figura 11 ilustra esta medida de R^2 , usando uma parte do relacionamento mostrado nos fluxogramas das figuras 10A e 10B. Se o valor de R^2 for abaixo

de um valor predeterminado ou especificado, então a parte relevante da forma de onda de O_2 pode ser considerada um candidato para ajuste ou substituição. Como um exemplo não limitante, se o valor de R^2 for menor que 0,95, partes da forma de onda de O_2 seriam um candidato para ajuste ou substituição.

5 Entretanto, deve-se perceber que a qualidade da medição de oxigênio pode ser determinada ou avaliada usando muitas diferentes metodologias ou algoritmos, e o método de ajuste pelos mínimos quadrados é apenas um exemplo.

10 Percebe-se que a concentração de CO_2 inspirado é tipicamente muito baixa (próxima de zero). Conseqüentemente, em certas modalidades, a concentração inspirada de CO_2 pode ser aproximadamente zero sem uma perda significativa de precisão na obtenção de uma forma de onda de O_2 de referência escalonada 154. Tal aproximação pode facilitar os cálculos na obtenção e processamento da forma de onda de O_2 de referência 154.

15 Modalidades da presente invenção tiram vantagem de tecnologia de processamento de sinal digital altamente integrado (DSP) para realizar muitas das funções de interface eletrônica complexas em um pequeno processador de um único chip que inclui armazenamento de programa e dados, bem como conversão analógica em digital. Algoritmos de ajuste de
20 curva são tipicamente selecionados com base em fatores que incluem capacidades de processador 70, conteúdo espectral das formas de onda medidas e capacidade de resposta a variações na saída. Em muitas modalidades, um ou mais filtros podem ser implementados para processar formas de onda medidas 150 e 152 e a forma de onda de referência 154 em
25 vários pontos no processamento, incluindo antes, durante e depois do ajuste da curva ou outro tipo de processamento. Filtros podem ser usados para remover transiente e podem ser usados para eliminar ou acomodar mudanças lentas na sensibilidade e precisão do sensor que podem ser atribuídas a fatores ambientais e outros mais. Assim, percebe-se que combinações de filtração de

passa baixa, passa alta e passa banda podem ser usadas para preparar sinais medidos e derivados para processamento.

Em certas modalidades, o sinal de referência 154 pode ser usado para ajustar ou substituir partes da forma de onda de O_2 medido 152.

5 Por exemplo, quando a qualidade do sinal de oxigênio diminui abaixo de um certo patamar, a lógica de processamento pode indicar que um sinal de O_2 deve ser amplificado ou atenuado por um fator calculado. O fator calculado tipicamente refletirá o grau de variação da forma de onda de O_2 medido 152 em relação à forma de onda de referência 154. Em certas modalidades, a
10 aplicação do fator calculado pode ser atrasada. Em tais modalidades, o atraso pode resultar do uso de filtros que removem componentes de alta frequência dos sinais medidos e derivados. O atraso pode também surgir em virtude de a lógica de processamento poder atrasar o ajuste do sinal de O_2 medido com base em configuração e parâmetros de sistema programados. Por exemplo, a
15 lógica de processamento pode ser configurada para atrasar a mudança do fator calculado em um período de tempo mínimo e pode ser adicionalmente configurada para atrasar a mudança do fator calculado em um período de tempo relacionado à qualidade calculada da forma de onda de O_2 medido 152. Assim, a lógica de processamento pode responder mais rapidamente a grandes
20 quedas na qualidade do que menores quedas na qualidade. Em um exemplo, o atraso mínimo predeterminado pode ser estabelecido para reduzir o impacto de transientes. Em um outro exemplo, o atraso mínimo predeterminado pode ser modificado com base em uma quantificação da diferença instantânea entre a forma de onda de O_2 medido 152 e a forma de onda de O_2 de referência 154.

25 Em certas modalidades, o sinal de O_2 medido pode ser substituído por um sinal de O_2 de referência. Tipicamente, a lógica de processamento determina que a substituição do sinal de O_2 de referência para o sinal de O_2 medido é indicada depois de determina que a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 foi deteriorada abaixo do nível de patamar

predeterminado. Em certas modalidades, quando a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 melhora, a lógica de processamento pode terminar a substituição de sinal. A lógica de processamento pode atrasar a substituição e término da substituição para garantir que a deterioração e melhoria da qualidade não é meramente transitória.

Em certas modalidades, a lógica de processamento pode determinar que a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 varia de uma maneira periódica. Por exemplo, para partes significativas da respiração, a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 pode ser consistentemente abaixo de um nível de patamar. Em tais circunstâncias, a lógica de processamento pode extinguir repetidamente a forma de onda de O_2 medido 152 durante a respiração e substituir o sinal de O_2 de referência no seu lugar. Percebe-se que o sinal de O_2 de referência pode ser usado como um empréstimo para toda ou qualquer parte da forma de onda de oxigênio que foi determinada como de qualidade marginal.

Tipicamente, o sinal de O_2 de referência é gerado pelo processamento de um sinal de CO_2 medido com base em relacionamentos conhecidos ou calculados entre teor de oxigênio e dióxido de carbono em gases inspiratórios e expiratórios. A presente invenção também contempla que outras combinações de gases podem ser usadas para determinar a qualidade de uma forma de onda de gás medida. Por exemplo, a presença de gases anestésicos pode ser medida e relacionada com o teor de oxigênio nos gases inspiratórios e expiratórios.

O fluxograma da figura 9 representa um processo para controlar a substituição de uma ou mais partes de um sinal do teor de gás de referência para um sinal de teor de gás medido com base na qualidade calculada de pelo menos um sinal de teor de gás medido. Para facilidade de entendimento, os exemplos das figuras 7 e 8 serão referenciados em relação ao fluxograma. Na etapa 700, os níveis de teor de gás de um primeiro gás

respirado (por exemplo, O_2) e segundo gás respirado (por exemplo, CO_2) são medidos, por exemplo, usando a modalidade da figura 6. Entretanto, outras técnicas de medição de teor de gás podem ser usadas. Os níveis são tipicamente providos como um sinal ao processador 70, que determina a
5 qualidade da forma de onda de O_2 medido 152. Deve-se notar que o termo "respirado" é usado para descrever o gás em virtude de o gás na presente invenção ser distribuído e recebido de um mamífero respirante. Entretanto, considera que os fluxos de gás sem ser o gás respirado são contemplados pela presente invenção.

10 Como descrito anteriormente, a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 pode ser determinada na etapa 702 usando técnicas de análise de sinal, tal como (por exemplo,) técnicas de ajuste de curva, para obter uma medida de correção entre a forma de onda de O_2 medido 152 e uma versão invertida escalonada de forma de onda de CO_2 medido 150. Na etapa 704, é
15 determinado se a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 excede um valor patamar predeterminado. Se a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 exceder o patamar predeterminado, então a forma de onda de O_2 medido 152 pode ser usada para cálculos adicionais, tal como para derivar consumo de oxigênio ou estimativas metabólicas com base nas quantidades de oxigênio
20 detectadas pelo sensor de O_2 . Entretanto, se a qualidade da forma de onda de O_2 medido 152 for de qualidade insuficiente, então partes ou toda a forma de onda de O_2 de referência 154 podem ser substituídas à forma de onda de O_2 medido 152 na etapa 706.

Embora em uma modalidade a forma de onda de O_2 seja
25 ajustada ao ser completamente substituída pela forma de onda de O_2 de referência, é contemplado que outros tipos de ajuste são possíveis, tal como aplicação de um fator de correção à forma de onda de O_2 medido 152. O fator de correção pode ser derivado em função do CO_2 medido.

O fluxograma das figuras 10A e 10B descreve um processo

exemplar para gerar uma forma de onda de referência de acordo com uma modalidade da presente invenção. Para facilidade de entendimento, os exemplos das figuras 7 e 8 serão referenciados em relação ao fluxograma. Na etapa 710, uma forma de onda 500 de um segundo gás respirado (por exemplo, CO₂) é tipicamente filtrado para remover ruído de alta frequência. Tipicamente, a forma de onda 500 é submetida a um filtro passa baixa, entretanto, em algumas modalidades, pode ser desejável remover seletivamente interferência de baixa frequência além do ruído de alta frequência. Mediante filtração, a forma de onda de CO₂ filtrada 720 é obtida.

Em uma modalidade, o propósito da filtração da forma de onda de CO₂ é que ela case em fase e/ou frequência com a forma de onda de oxigênio, tal com quando a forma de onda de oxigênio é menor que dos dois (que seria o caso quando um sensor de CO₂ infravermelho e um sensor de oxigênio de extinção luminescente são usados). Entretanto, em modalidades onde a forma de onda de CO₂ pode ser menos que a forma de onda de oxigênio, a forma de onda de oxigênio pode ser filtrada e/ou atrasada.

Na etapa 712, um valor máximo 722 e um valor mínimo 723 de forma de onda de CO₂ filtrado são determinados, e um valor máximo 742 e um valor mínimo 743 da forma de onda de oxigênio 738 são determinados. Para as formas de onda de CO₂ e O₂ exemplares mostradas na etapa 712 na figura 10A, os valores mínimo e máximo, bem como suas diferenças (faixa), estão mostrados na tabela seguinte.

	CO ₂ (mmHg)	O ₂ (mmHg)
min	0,4	262,6
max	32,8	304,55
faixa	32,4	41,95

A diferença entre os valores máximo e mínimo 742, 743 do primeiro gás (por exemplo, oxigênio) e a diferença entre os valores máximo e mínimo 722, 723 do segundo gás (por exemplo, CO₂) podem então ser usadas na etapa 714 para computar um valor de escala representativo da razão das diferenças no máximo e mínimo das formas de onda do primeiro e segundo

gases. Para o exemplo anterior, o valor de escala seria $41,95/32,4$ ou $1,295$. Este valor de escala pode então ser usado na etapa 714 para obter uma forma de onda de CO_2 escalonada a partir da forma de onda de CO_2 filtrada 720. A forma de onda de CO_2 escalonada 724 é então invertida para obter uma forma de onda de CO_2 filtrada invertida 725.

Na etapa 716, processamento adicional pode ser realizado para condicionar e ajustar a forma de onda de CO_2 filtrada invertida 725. Por exemplo, ajuste de escala adicional de forma de onda de CO_2 filtrada invertida 725 pode ser realizado para casar melhor certos valores de forma de onda de O_2 medido 152. Na etapa 718, um deslocamento pode ser adicionado na forma de onda de CO_2 filtrada invertida ajustada 725, gerando assim uma forma de onda de O_2 de referência 154.

Certas modalidades da presente invenção fornecem métodos de estimar a precisão da medição de um sensor de oxigênio usado em conjunto com um sensor de dióxido de carbono para obter avaliações respiratórias de consumo de oxigênio ou outros parâmetros metabólicos. Como descrito anteriormente, a precisão do sensor de oxigênio pode ser determinada comparando-se a forma de onda de O_2 de referência 154 com a forma de onda de O_2 medido 152. Com base na comparação, ajustes do valor de escala podem ser obtidos e usados para calibração do sensor de oxigênio. Além disso, um histórico de amostras da forma de onda de O_2 medido 152 pode ser mantido junto com histórico de informação de qualidade de calibração e forma de onda. Esta informação histórica pode ser usada para ajustar uma saída do sensor, melhorando assim a precisão de medições de oxigênio obtidas do sensor de oxigênio.

Em certas modalidades, a sensibilidade de um sensor de gás pode ser calculada em várias condições. Por exemplo, a sensibilidade pode ser um pouco dependente de níveis instantâneos de certos gases presentes no sensor e informação de calibração pode ser mantida para ajustar os sinais de

saída do sensor com base nos níveis detectados de gás. Tipicamente, informação de calibração é associada com combinações de níveis de gás instantâneos medidos e pode também incluir outra informação ambiental disponível a um processador 70, incluindo, por exemplo, temperaturas do sensor, temperatura de gases e assim por diante.

Em certas modalidades, a qualidade do sinal de oxigênio pode ser medida medindo-se continuamente a correlação entre o fluxo de dados de oxigênio e o fluxo de dados de dióxido de carbono invertido. A correlação pode também ser medida usando somente uma parte do ciclo respiratório, tal como apenas a fase inspiratória, ou somente a fase expiratória. Fatores de correlação obtidos em diferentes fases do ciclo respiratório podem ser combinados para obter uma caracterização mais refinada da qualidade do sinal.

Em certas modalidades, uma forma de onda de oxigênio de referência escalonada derivada da forma de onda de CO_2 pode ser usada como um substituto para o fluxo de medições de oxigênio para uma parte do ciclo respiratório, tal como apenas a fase de inspiração ou apenas a fase expiratória, ou por todo o ciclo. Em um exemplo, a forma de onda de oxigênio de referência escalonada derivada da forma de onda de CO_2 pode ser usada como um substituto para o fluxo de medições de oxigênio durante as transições entre as fases respiratórias a fim de acelerar efetivamente a resposta do sensor de oxigênio para casar com a do sensor de CO_2 .

A presente invenção não está limitada ao controle de qualidade de oxigênio, mas pode ser aplicada a outros gases que têm um relacionamento conhecido ou previsível. Por exemplo, em uma modalidade, a forma de onda de CO_2 pode ser ajustada com base na forma de onda de oxigênio.

Esses e outros aspectos da presente invenção apresentam vantagens significativas em relação à tecnologia de sensor convencional. Por exemplo, pode ser um sensor de autocalibração razoavelmente barato e fácil

de usar que apresenta maior velocidade e precisão do que os sensores atualmente disponíveis.

Embora a invenção tenha sido descrita com detalhes com propósito de ilustração com base no que atualmente são consideradas as
5 modalidades mais práticas e preferidas, deve-se entender que tal detalhe é apenas com esse propósito, e que a invenção não está limitada às modalidades reveladas, mas, ao contrário, pretende-se cobrir modificações e arranjos equivalentes que estejam de acordo com o espírito e escopo das reivindicações anexas. Por exemplo, deve-se entender que a presente
10 invenção contempla que, até o quanto possível, que um ou mais recursos de qualquer modalidade pode ser combinada com um ou mais recursos de qualquer outra modalidade.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema (30) para medir gases respiratórios, caracterizado pelo fato de que compreende:

um primeiro sensor de gás construído e arranjado para medir
5 uma quantidade de um primeiro gás;

um segundo sensor de gás construído e arranjado para medir
uma quantidade de um segundo gás; e

um processador (70) conectado operativamente no primeiro
sensor de gás e no segundo sensor de gás, o processador recebendo um
10 primeiro sinal do primeiro sensor de gás e um segundo sinal do segundo
sensor de gás, o processador ajustando a quantidade medida do primeiro gás
com base na quantidade medida do segundo gás.

2. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo
fato de que o ajuste é baseado (a) em uma representação invertida do segundo
15 sinal, (b) em versões escalonadas do primeiro e segundo sinais, ou (c) em uma
representação escalonada do segundo sinal.

3. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo
fato de que o processador calcula uma medida de qualidade do primeiro sinal
com base em uma comparação do primeiro sinal com o segundo sinal, a
20 medida de qualidade sendo calculada usando ajuste de curva do primeiro sinal
no segundo sinal.

4. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo
fato de que o primeiro sinal e o segundo sinal representam medições do
primeiro gás e do segundo gás, respectivamente.

25 5. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo
fato de que o primeiro sensor de gás é um sensor de extinção luminescente.

6. Sistema de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo
fato de que o sensor de extinção luminescente é construído e arranjado para
medir oxigênio e dióxido de carbono.

7. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o primeiro sensor de gás mede oxigênio inspirado e oxigênio expirado, e em que o processador produz uma forma de onda representativa da quantidade medida ajustada do oxigênio inspirado, oxigênio expirado, ou tanto do oxigênio inspirado quanto do oxigênio expirado.

8. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o segundo sensor de gás é um sensor infravermelho.

9. Sistema de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que o sensor infravermelho mede CO₂.

10. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o segundo sensor de gás mede apenas a quantidade do segundo gás expirado, e não mede a quantidade do segundo gás inspirado.

11. Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o segundo gás é CO₂, e em que a quantidade de CO₂ inspirado é considerada zero.

12. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o segundo sensor de gás mede tanto a quantidade do segundo gás expirado quanto a quantidade do segundo gás inspirado.

13. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a quantidade do primeiro gás respirado e a quantidade do segundo gás respirado são medidas como pressões parciais de gás, ou em que a quantidade do primeiro gás respirado e a quantidade do segundo gás respirado são medidas como porcentagens de gás.

14. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o processador calcula uma medida da qualidade do primeiro sinal com base em uma comparação do primeiro sinal com o segundo sinal, em que o processador é configurado para substituir uma parte de um sinal de referência ao primeiro sinal quando a medida da qualidade cair abaixo de um patamar de qualidade mínimo predeterminado, e em que o sinal de referência

é derivado do segundo sinal.

15. Sistema de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que o sinal de referência é uma versão invertida escalonada do segundo sinal.

5 16. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o processador calcula uma medida de qualidade do primeiro sinal com base em uma comparação do primeiro sinal com o segundo sinal, e em que o processador é configurado para ajustar a escala do primeiro sinal para compensar uma mudança na medida de qualidade.

10 17. Sistema (30) para medir gases respiratórios, caracterizado pelo fato de que compreende:

um primeiro sensor de gás (66, 68) que mede uma quantidade de oxigênio inspirado e expirado;

15 um segundo sensor de gás que mede pelo menos uma quantidade de CO₂ expirado; e

um processador (70) conectado operativamente no primeiro sensor de gás e no segundo sensor de gás, em que o processador recebe sinais do primeiro sensor de gás e do segundo sensor de gás e ajusta a quantidade medida de oxigênio com base na quantidade medida de CO₂.

20 18. Sistema de acordo com a reivindicação 17, caracterizado pelo fato de que a quantidade medida de oxigênio é ajustada em uma quantidade relacionada à qualidade medida de um sinal recebido do primeiro sensor de gás.

25 19. Sistema de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de que a qualidade é medida pelo ajuste de curva de sinais representativos dos sinais recebidos pelo processador.

20. Sistema de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de que os sinais representativos são uma versão invertida escalonada de um sinal recebido do segundo sensor de gás.

21. Sistema de acordo com a reivindicação 17, caracterizado pelo fato de que a quantidade medida de oxigênio inspirado e expirado é estimada a partir da quantidade medida de CO₂ expirado em resposta à qualidade medida cair abaixo de um nível predeterminado.

22. Método para medir gases respiratórios, caracterizado pelo fato de que compreende:

medir uma quantidade de um primeiro gás;

medir uma quantidade de um segundo gás;

determinar que a quantidade medida do primeiro gás exige

ajuste; e

ajustar a quantidade medida do primeiro gás respirado com base na quantidade medida do segundo gás.

23. Método de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que a etapa de determinar inclui comparar um primeiro sinal representativo da quantidade do primeiro gás e um segundo sinal representativo do segundo gás, em que o segundo sinal é uma versão escalonada invertida de um sinal provido por um sensor de CO₂.

24. Método de acordo com a reivindicação 23, caracterizado pelo fato de que a etapa de determinar inclui adicionalmente ajustar uma curva do primeiro sinal e do segundo sinal para obter uma medição de qualidade do primeiro sinal, em que a quantidade medida do primeiro gás é ajustada em proporção à medição de qualidade.

25. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato de que a etapa de ajustar inclui substituir a quantidade medida do primeiro gás com uma estimativa derivada da quantidade medida do segundo gás.

26. Método de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que o primeiro gás respirado é medido usando um sensor de extinção luminescente.

27. Método de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de que o sensor de extinção luminescente é construído e arranjado para medir oxigênio ou dióxido de carbono.

5 28. Método de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de que o segundo gás respirado é medido usando um sensor infravermelho.

29. Método de acordo com a reivindicação 28, caracterizado pelo fato de que o sensor infravermelho mede dióxido de carbono.

10 30. Método de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que o segundo gás é medido como a quantidade apenas do segundo gás expirado.

31. Método de acordo com a reivindicação 30, caracterizado pelo fato de que o segundo gás é CO₂, e em que a quantidade de CO₂ inspirado é considerada zero.

15 32. Método de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que o segundo gás é medido tanto como a quantidade de segundo gás expirado quanto a quantidade de segundo gás inspirado.

20 33. Método de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de que a quantidade do primeiro gás e a quantidade do segundo gás são medidas como pressões parciais de gás, ou em que a quantidade do primeiro gás e a quantidade do segundo gás são medidas como porcentagens de gás.

34. Sistema (30) para medir gases respiratórios, caracterizado pelo fato de que compreende:

25 dispositivo para medir uma quantidade de um primeiro gás;
 dispositivo para medir uma quantidade de um segundo gás; e
 dispositivo (70) para ajustar uma quantidade medida do primeiro gás com base em uma quantidade medida do segundo gás.

35. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado

pelo fato de que o ajuste é baseado em uma comparação de um primeiro sinal representativo da quantidade do primeiro gás e um segundo sinal representativo da quantidade do segundo gás.

36. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado
5 pelo fato de que a comparação é baseada (a) em uma versão invertida do segundo sinal, (b) em versões escalonadas do primeiro e segundo sinais, ou (c) em uma versão invertida escalonada do segundo sinal.

37. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado
10 pelo fato de que compreende adicionalmente dispositivo para calcular uma medida de qualidade de um primeiro sinal representativo da quantidade do primeiro gás e um segundo sinal representativo da quantidade do segundo gás.

38. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado
pelo fato de que o primeiro sinal é provido por um sensor de extinção luminescente.

15 39. Sistema de acordo com a reivindicação 38, caracterizado
pelo fato de que o sensor de extinção luminescente mede oxigênio e dióxido de carbono.

40. Sistema de acordo com a reivindicação 39, caracterizado
20 pelo fato de que compreende adicionalmente dispositivo para produzir uma forma de onda representativa de uma quantidade medida ajustada de oxigênio inspirado e expirado, em que o sensor de extinção luminescente mede o oxigênio inspirado e o oxigênio expirado.

41. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado
pelo fato de que o segundo sinal é provido por um sensor infravermelho.

25 42. Sistema de acordo com a reivindicação 41, caracterizado
pelo fato de que o sensor infravermelho mede dióxido de carbono.

43. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado
pelo fato de que o segundo sinal representa uma quantidade apenas do segundo gás expirado.

44. Sistema de acordo com a reivindicação 43, caracterizado pelo fato de que o segundo gás é dióxido de carbono, e em que a quantidade de dióxido de carbono inspirado é aproximadamente zero.

5 45. Sistema de acordo com a reivindicação 44, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente dispositivo para substituir uma parte de um sinal de referência ao primeiro sinal em resposta à medida de qualidade cair abaixo de um patamar de qualidade mínimo predeterminado, e em que o sinal de referência é derivado do segundo sinal.

10 46. Sistema de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente dispositivo para ajustar a escala de uma parte do primeiro sinal para compensar uma mudança na medição de qualidade.

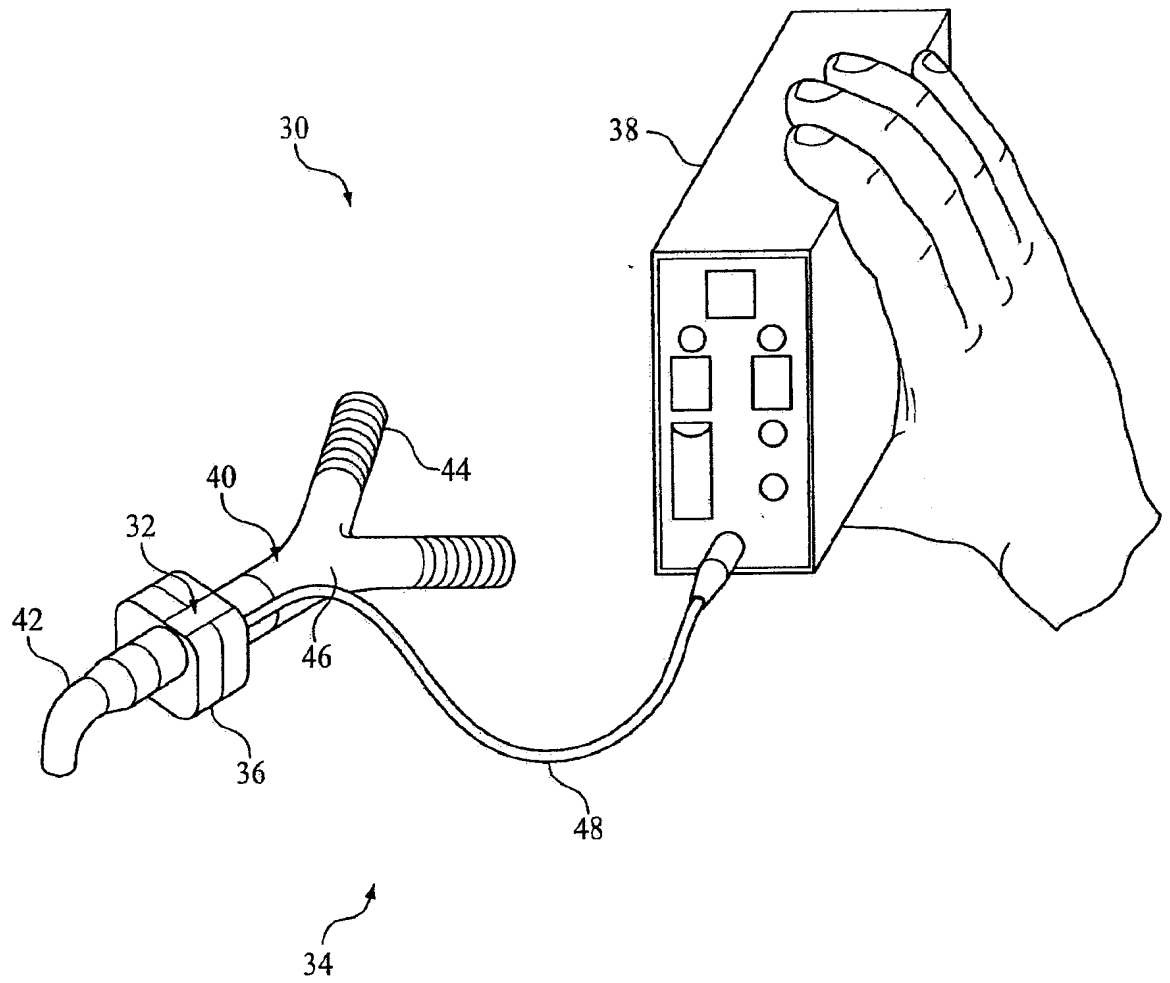


FIG. 1

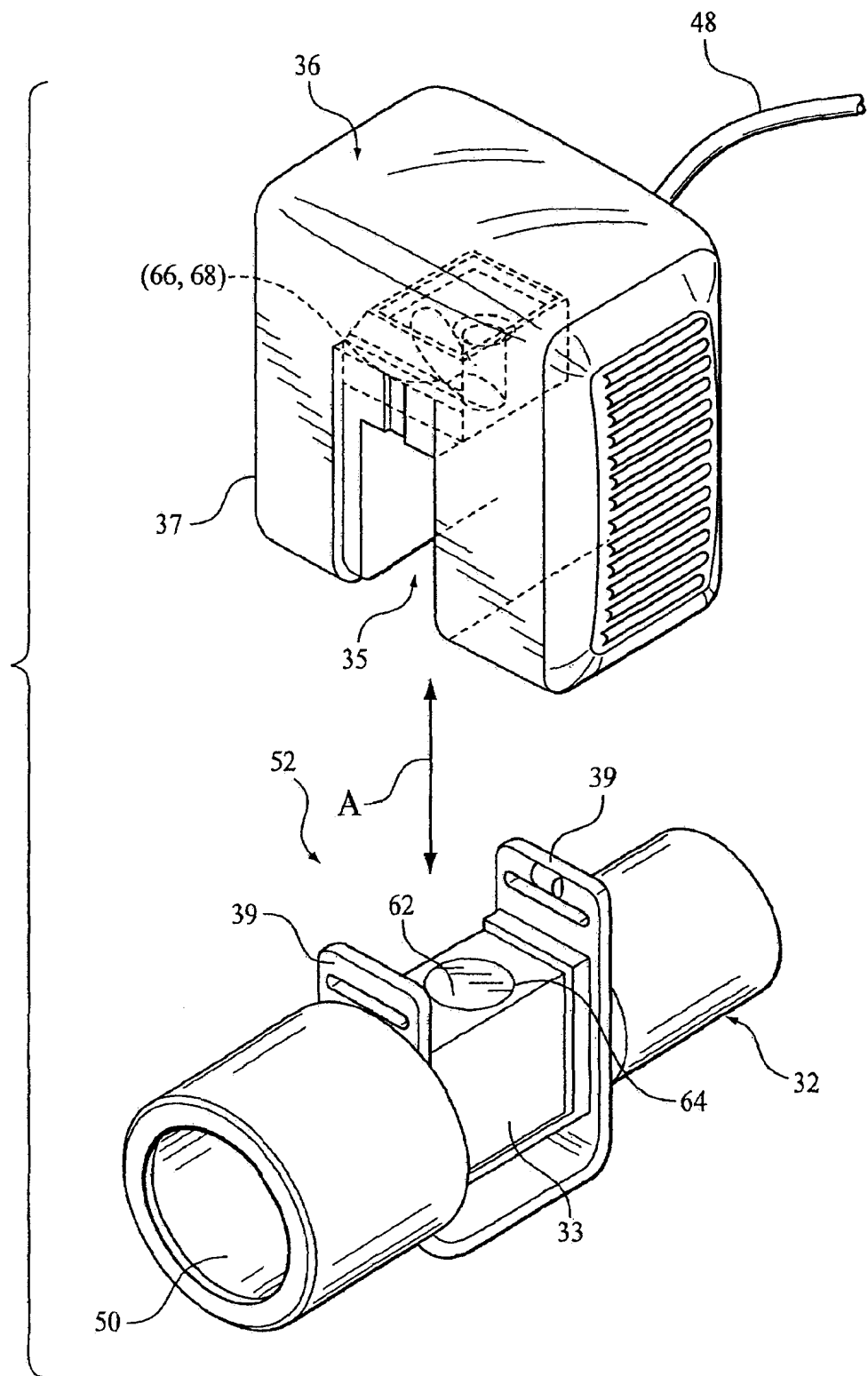


FIG. 2

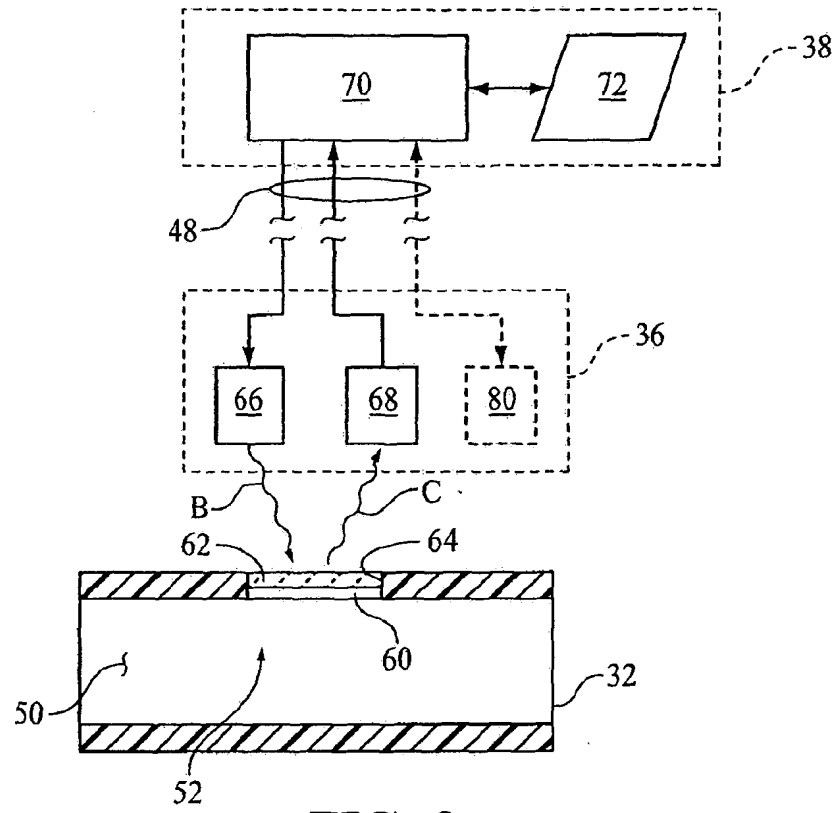


FIG. 3

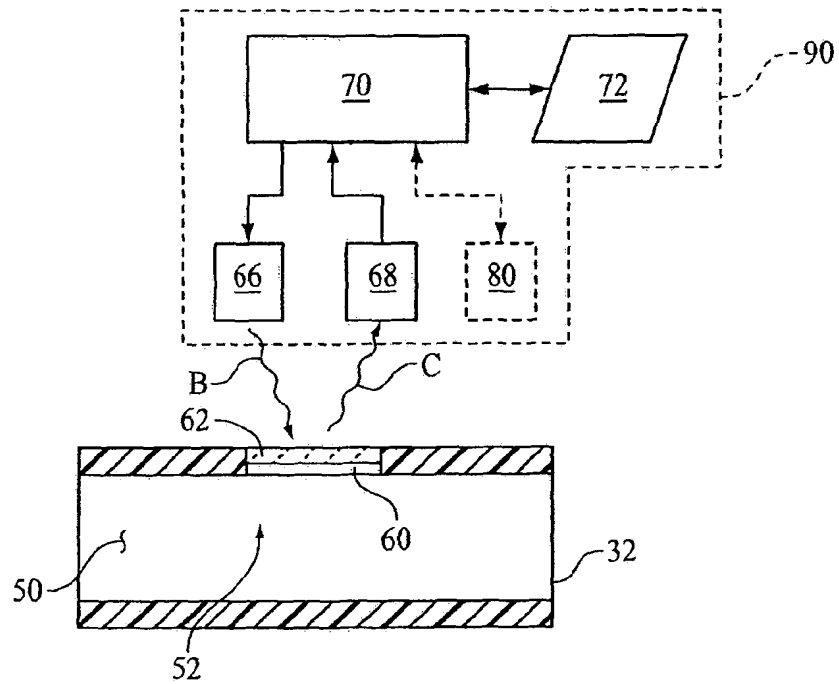


FIG. 4

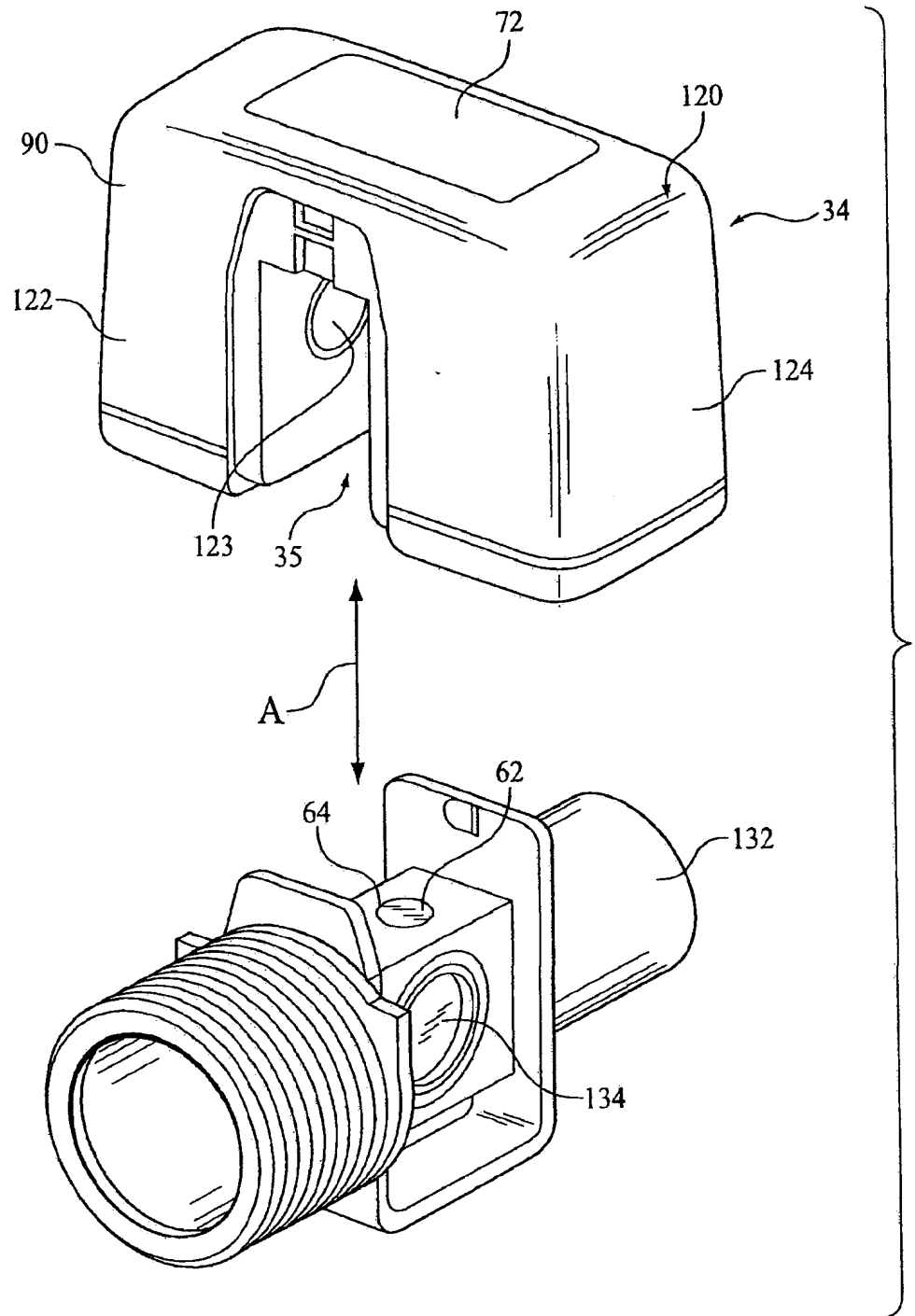


FIG. 5

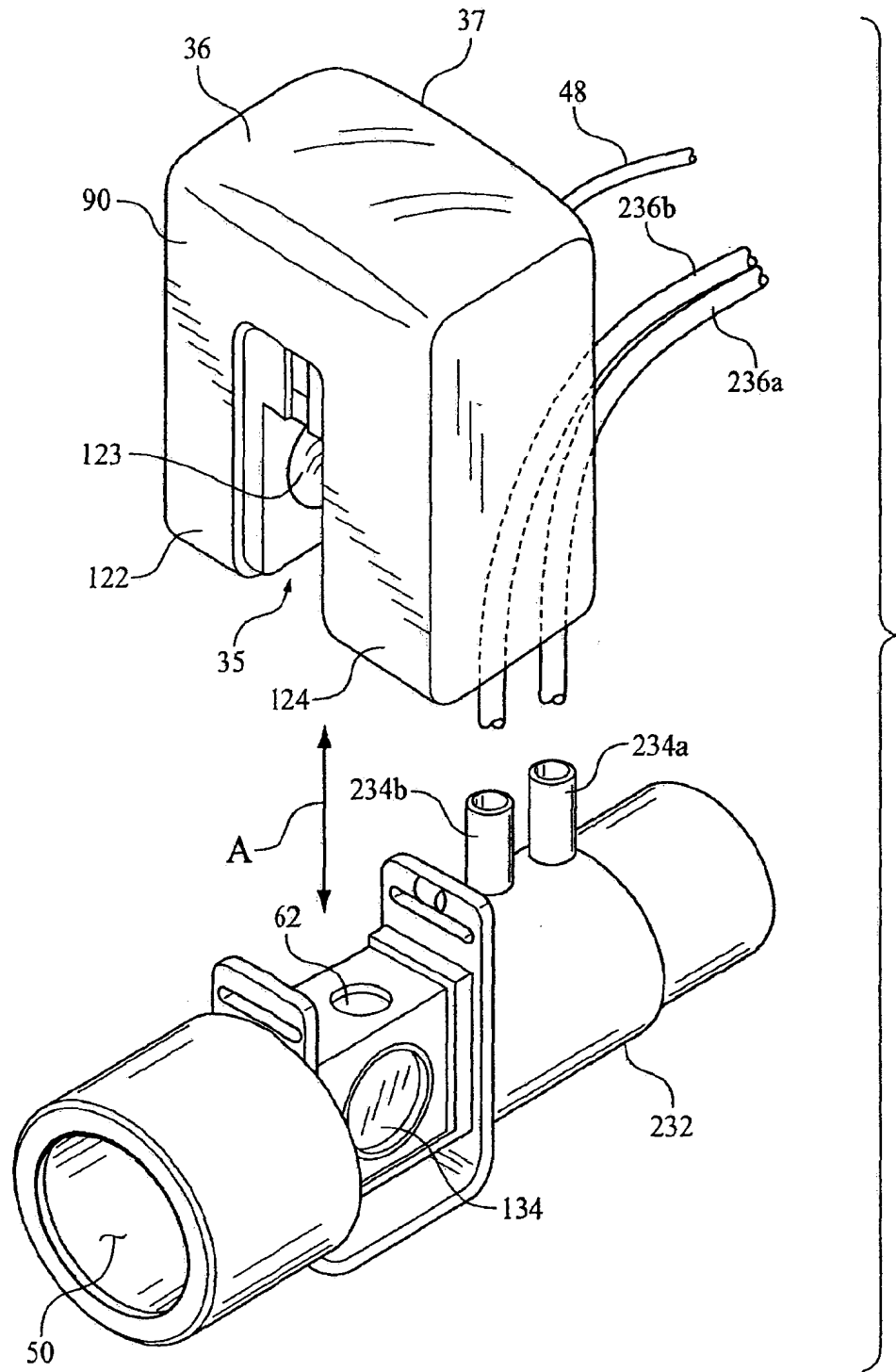


FIG. 6

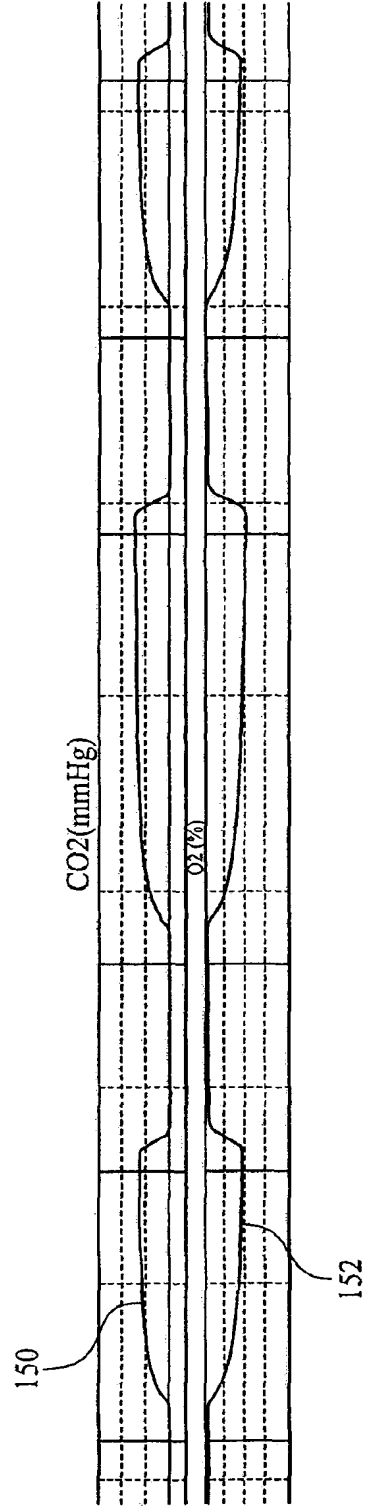


FIG. 7

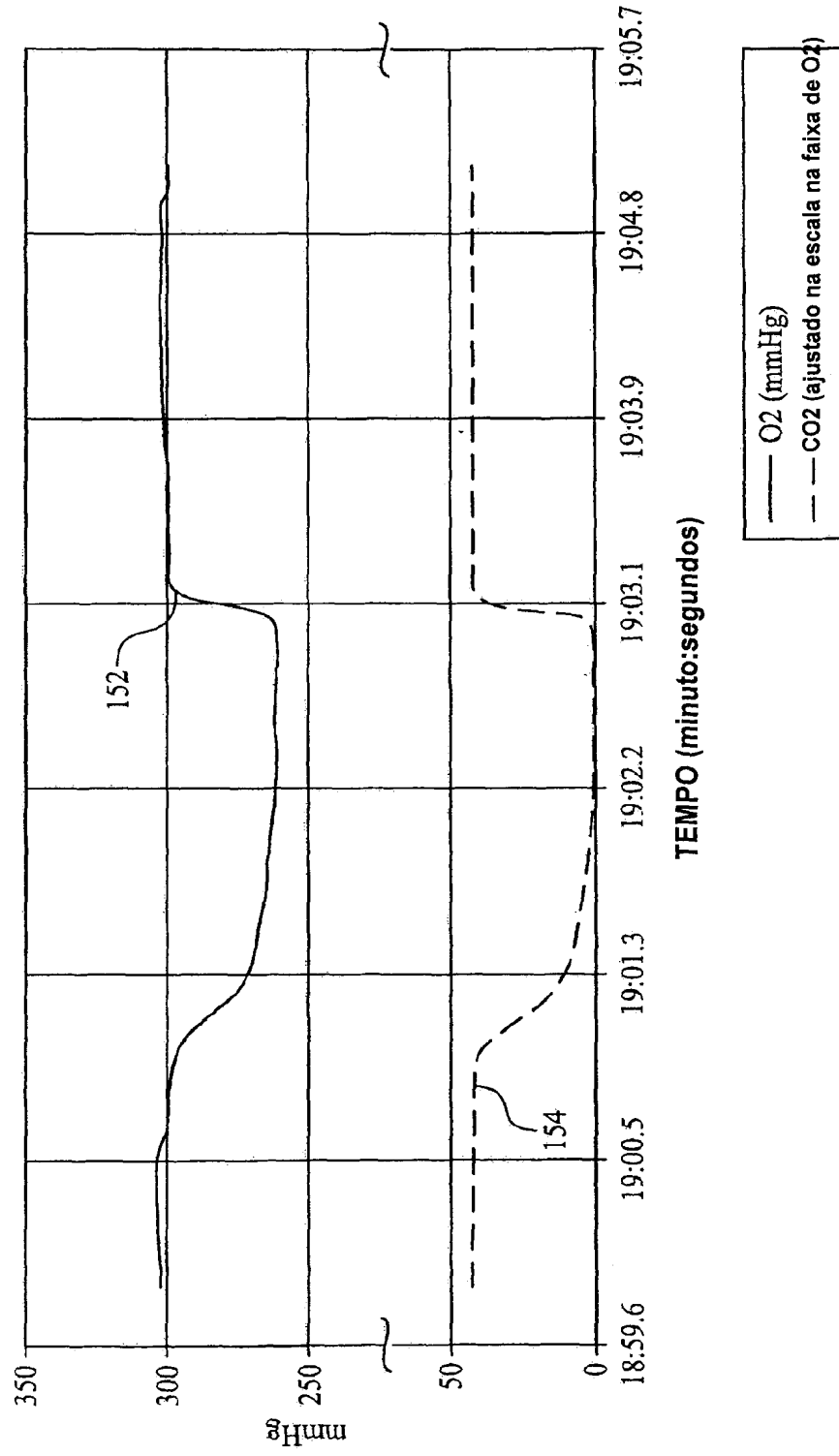


FIG. 8

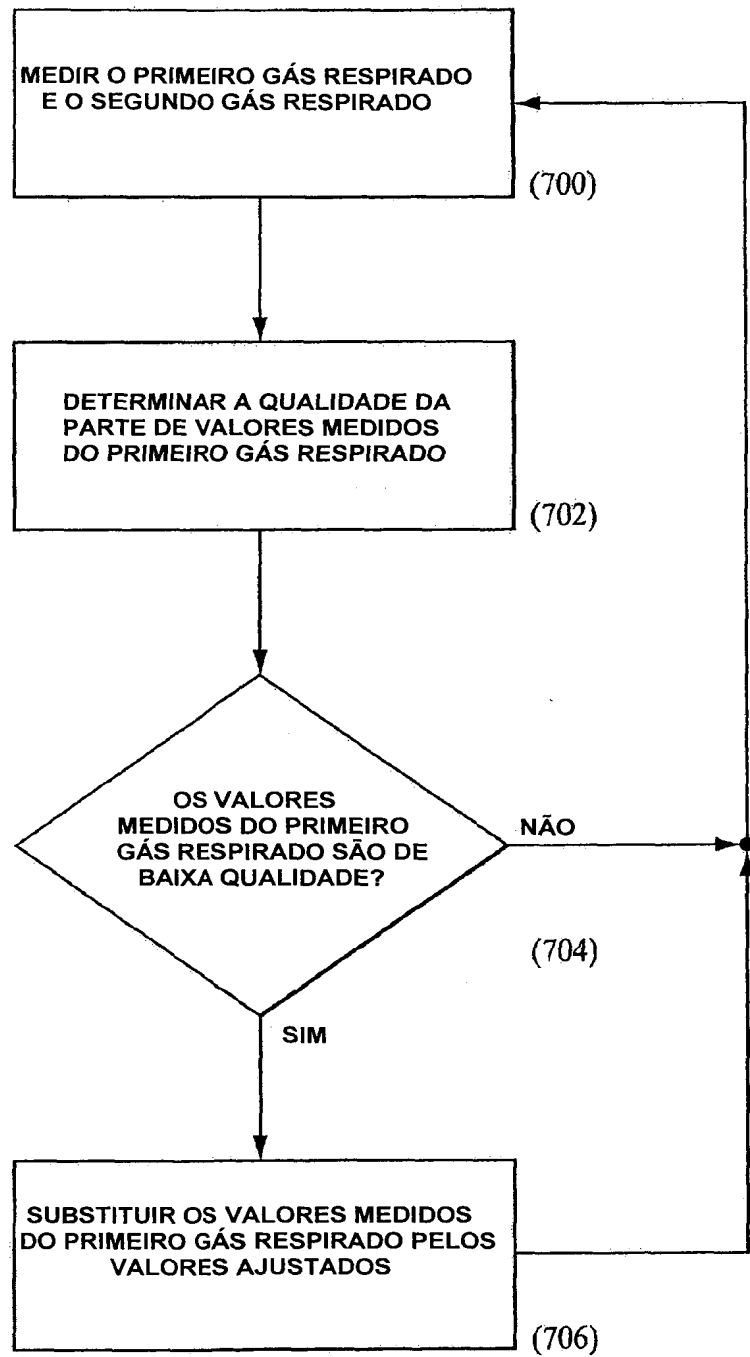
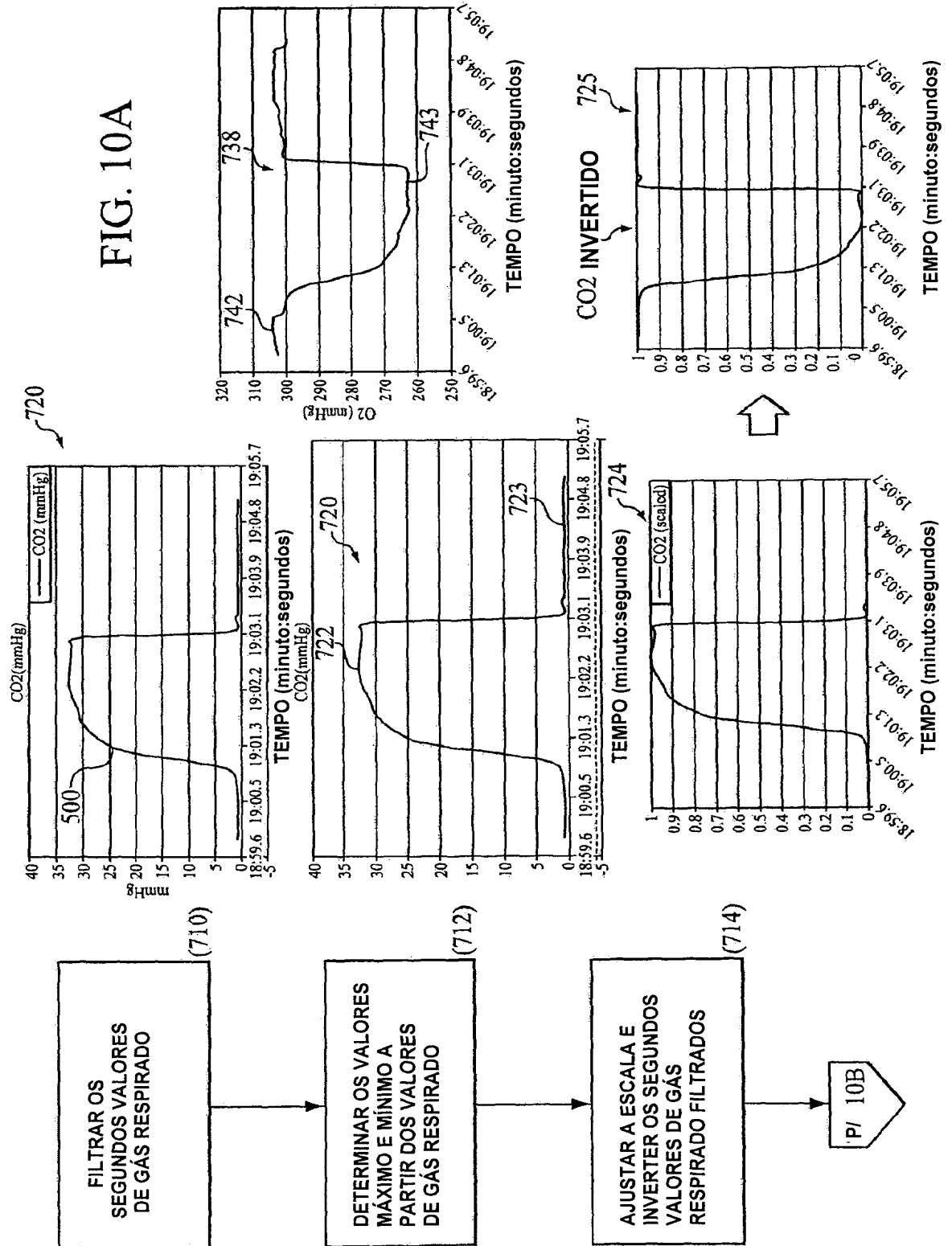


FIG. 9



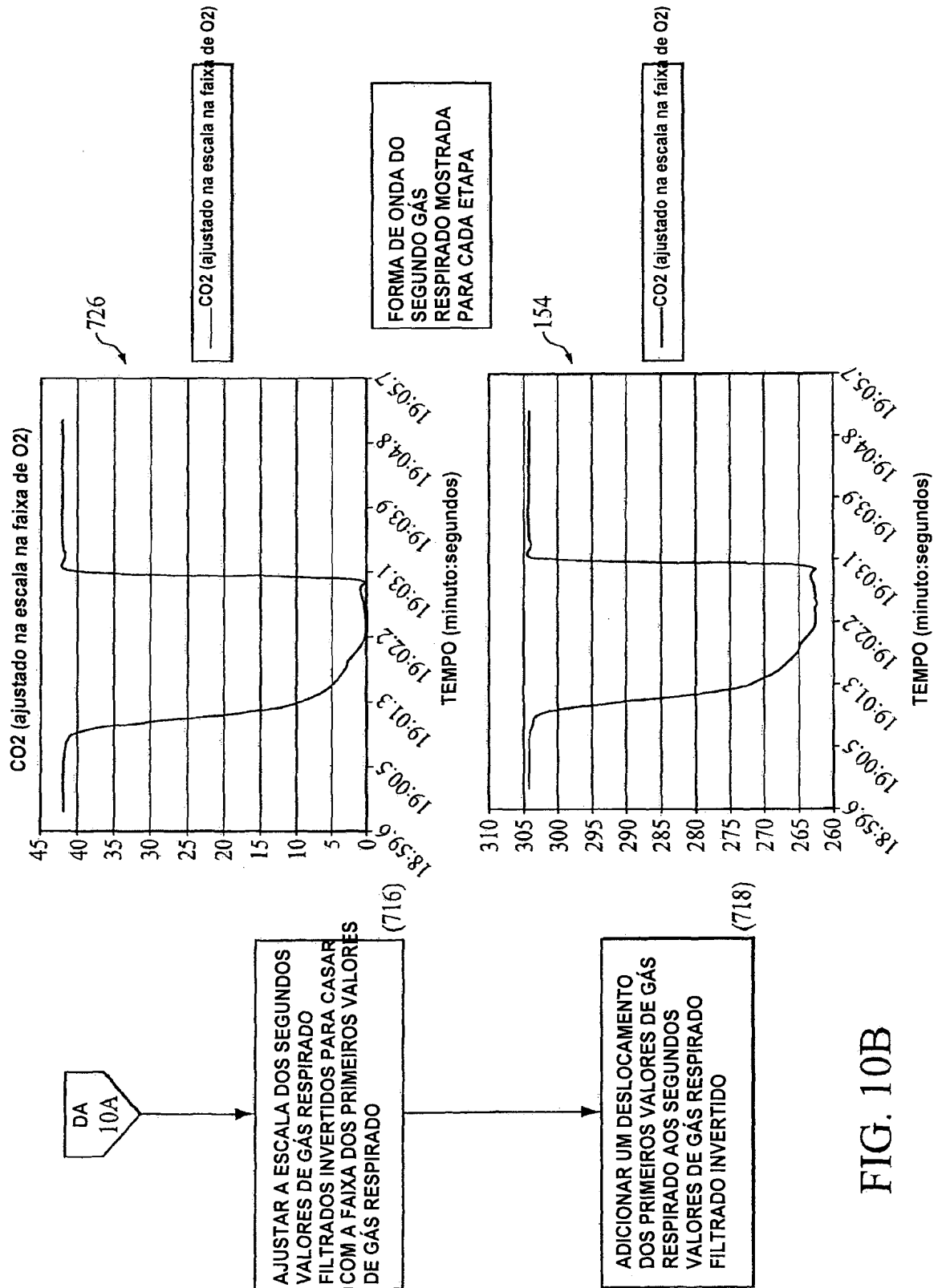


FIG. 10B

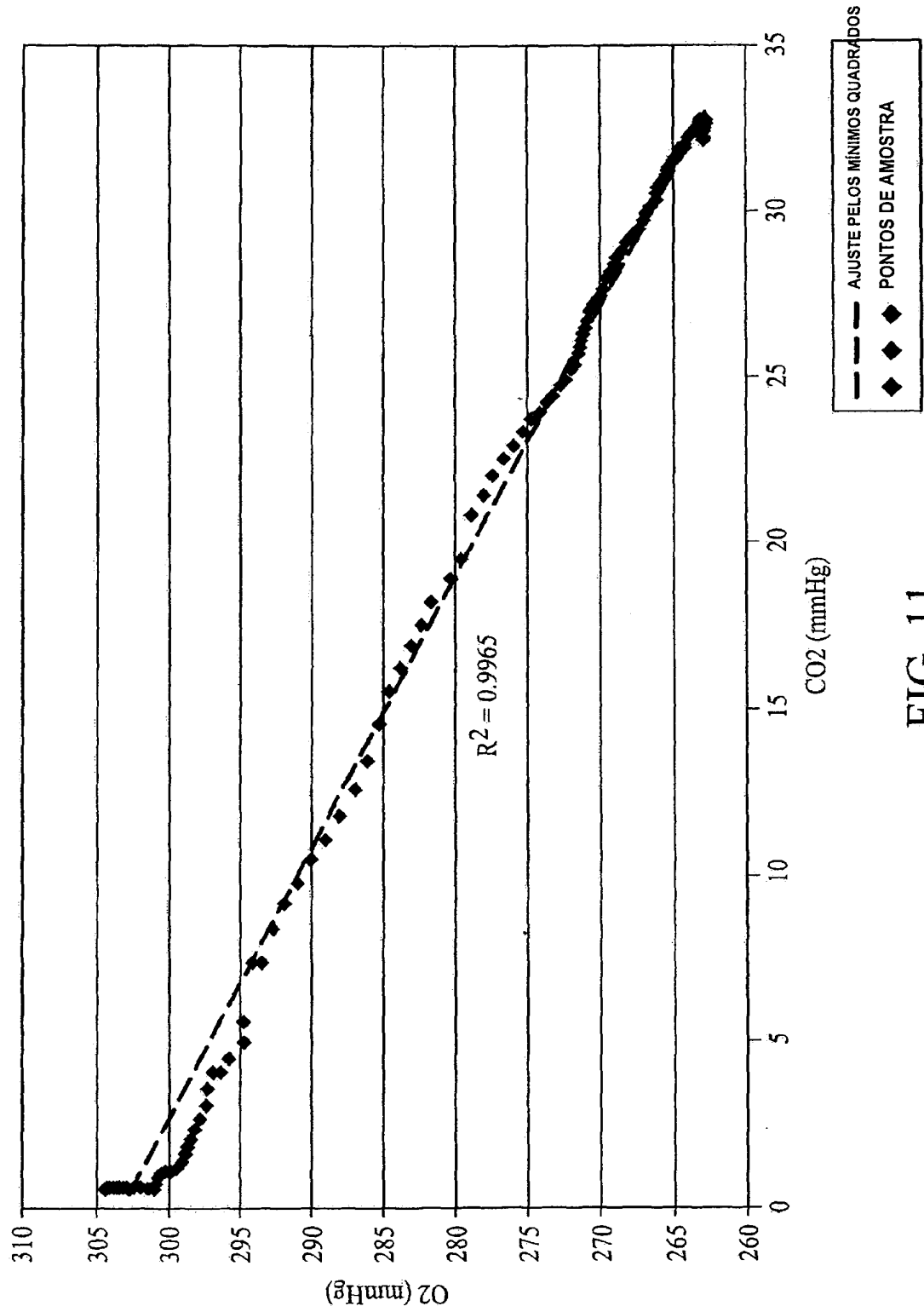


FIG. 11

RESUMO

“SISTEMA E MÉTODO PARA MEDIR GASES RESPIRATÓRIOS”

É revelado um sistema (30) e método de monitoramento de gás na corrente principal que inclui o uso de um adaptador das vias aéreas da corrente principal (32) e um conjunto detector de gás (34) associado com o adaptador das vias aéreas para medir um analito de um fluxo de gás através do adaptador. Uma parte de detecção de gás (36) produz um sinal indicativo do analito em um fluxo de gás no adaptador das vias aéreas da corrente principal. Uma parte de processamento (38) recebe o sinal proveniente da parte de detecção de gás e determina uma quantidade de analito no fluxo de gás com base no sinal proveniente da parte de detecção de gás. A parte de processamento determina se as medições de oxigênio são de qualidade suficiente para seu uso pretendido, tal como para medir consumo de oxigênio ou estimativas metabólicas. Medições de qualidade podem ser usadas para melhorar a precisão de estimativas metabólicas derivadas. São providos métodos pelos quais medições de dióxido de carbono podem ser processadas e substituídas a medição de oxigênio direta para todo ou parte de um ciclo respiratório.