



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

(21) **PI 0721799-4 A2**



(22) Data de Depósito: 28/06/2007  
(43) Data da Publicação: 16/04/2013  
(RPI 2206)

(51) *Int.Cl.:*  
A61M 16/12  
G01N 29/032  
G01N 25/18  
G01N 29/024  
G01N 29/30  
G01F 25/00

(54) **Título:** SISTEMA DE VENTILAÇÃO DE PACIENTE COM MEIOS DE IDENTIFICAÇÃO DE GÁS

(73) **Titular(es):** Maquet Critical Care AB

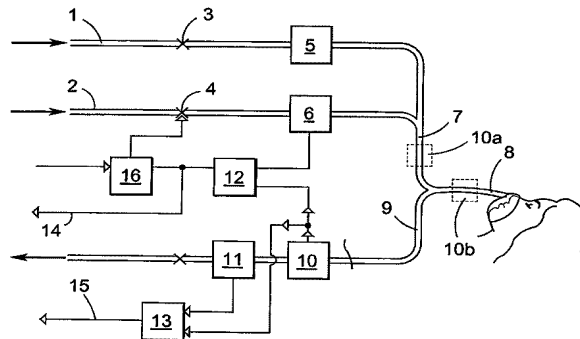
(72) **Inventor(es):** Ake Larsson, Carl-Erik Troili, Lars Wallen

(74) **Procurador(es):** Dannemann, Siemsen, Bigler & Ipanema Moreira

(86) **Pedido Internacional:** PCT EP2007056483 de 28/06/2007

(87) **Publicação Internacional:** WO 2009/000328 de 31/12/2008

(57) **Resumo:** SISTEMA DE VENTILAÇÃO DE PACIENTE COM MEIOS DE IDENTIFICAÇÃO DE GÁS. A presente invenção refere-se a um sistema de ventilação de paciente compreendendo meio de regular fluxo e misturar gás (3, 4, 5, 6) conectado a um canal inspiratório (7) do sistema a partir de onde uma mistura de gás, compreende oxigênio e pelo menos um segundo gás, é distribuída para o tubo proximal (8) do sistema, cujo tubo proximal ainda é conectado a um canal expiratório (9) e conectável a um paciente, o dito sistema ainda compreende pelo menos duas entradas de gás (1, 2) conectadas no dito meio de regular e misturar fluxo (3,4,5,6), e meio de identificação de gás (10, 10a, 10b) pelo qual o dito pelo menos segundo gás suprido no sistema por meio de uma das ditas entradas de gás (2) pode ser identificado. Medindo ativamente um valor que é dependente das características das gás distribuído, e corrigindo a calibração do meio de regulagem de fluxo e misturação de gás e/ou o medidor(es) de fluxo baseado neste valor, a segurança e regulagem de fluxo no sistema são enormemente melhorada.



Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**SISTEMA DE VENTILAÇÃO DE PACIENTE COM MEIOS DE IDENTIFICAÇÃO DE GÁS**".

Campo Técnico

5 A presente invenção refere-se a um sistema de ventilação de paciente compreendendo meio de regular fluxo e misturar gás conectado a um canal inspiratório do sistema a partir de onde uma mistura de gás, compreendendo oxigênio e pelo menos um segundo gás, é distribuída para o tubo proximal do sistema, cujo tubo proximal ainda é conectado a um canal expiratório e conectável a um paciente, o dito sistema ainda compreende  
10 pelo menos duas entradas de gás conectadas no dito meio de regular fluxo e misturar, e meio de identificação de gás pelo qual o dito pelo menos segundo gás suprido no sistema por meio de uma das ditas entradas de gás pode ser identificado. Tal sistema é descrito em EP 1 455 876 B1.

Antecedentes da Invenção

15 Sistemas de ventilação de paciente são empregados na administração de gás de inalação a um paciente, particularmente em um ambiente hospitalar, e operam para controlar cada uma ou ambas a quantidade e a composição do gás de inalação administrado. Como tal, o termo "sistema de ventilação" deve abranger no presente contexto, ventiladores, respiradores e  
20 máquinas de anestesia, bem como máscaras faciais do tipo de consumo empregadas em ambientes médicos.

Pacientes necessitados de tratamento respiratório frequente mostram muitas vezes um aumento severo em resistência de vias aéreas. Para superar esta resistência, é necessária uma certa pressão de gás para  
25 mover o gás para dentro e para fora dos pulmões do paciente. A pressão nas vias aéreas está diretamente relacionada ao gradiente de pressão dinâmica durante o ciclo respiratório, a taxa de fluxo do gás, a densidade e viscosidade do gás, e o calibre e comprimento das vias aéreas.

É bem-conhecido misturar ar com oxigênio para aumentar a con-  
30 centração de oxigênio total distribuída ao paciente. Para diminuir a pressão exigida para mover o gás através das vias aéreas, o ar pode ser substituído por "heliox", uma mistura de hélio e oxigênio. Como um gás inerte, o hélio

não participa de qualquer processo bioquímico do corpo. No entanto, como o hélio é um segundo gás mais leve, diminui a densidade e por isto a pressão de acionamento exigida. Tipicamente, o hélio é misturado com pelo menos 21% de oxigênio, mas dependendo das condições específicas do paciente, esta mistura pode ser alterada.

Sistemas de ventilação da técnica anterior normalmente têm pelo menos duas entradas de gás, uma das quais é conectada a uma fonte de oxigênio e a outra a uma segunda fonte de gás tal como uma fonte de ar ou uma fonte de heliox. Se heliox é usado, a distribuição entre hélio e oxigênio na mistura heliox é tipicamente 80% de hélio e 20% de oxigênio (heliox 80/230), ou 70% de hélio e 30% de oxigênio (heliox 70/30). Estas fontes de gás externas podem ser fornecidas localmente por garrafas pressurizadas. Tipicamente, existem freqüentemente mais suprimentos de gás disponíveis para conexão com as entradas de gás que são exigidas e deve ser tomado cuidado para assegurar que os suprimentos corretos são conectados, especialmente quando fontes de gás convencionais são supridas com terminais de conexão pneumática padronizada. A técnica anterior mencionada acima descreve um identificador de gás, que compreende um divisor de voltagem adaptado para fornecer uma interface elétrica ao sistema de ventilação e uma tabela de consultas. O divisor de voltagem inclui um resistor tendo um valor de resistência único para cada suprimento de gás. Para um suprimento de gás específico, uma queda de voltagem correspondente resultará quando medida através do resistor. A tabela de consultas compreende uma lista de quedas de voltagem para os vários gases, de modo que o mapeamento de gás com a queda de voltagem é obtido a partir da tabela de consultas.

Com tal sistema de identificação, pode existir uma incerteza se o divisor de voltagem correto foi introduzido ou não. Portanto, a segurança de tal sistema é deficiente e somente fornece mais certeza que identificar manualmente o suprimento de gás simplesmente olhando para ele e fazendo a entrada correta para o sistema de ventilação por meio da interface. Em ambos os casos e tendo em mente a situação de tensão em uma UTI, não existe conhecimento absoluto sobre o gás, que realmente pé distribuído para o

sistema de ventilação, e não existe verificação ou controle de segurança.

Como é conhecido, por exemplo, a partir da técnica anterior mencionada acima, medidores de fluxo fornecem sinais de saída que são dependentes do tipo de gás, isto é se um medidor de gás está calibrado para medir ar, o sinal de saída de medidores desviariam o fluxo real para outro tipo de gás como heliox 80/20. Isto é verdade mesmo para outros gases como zenon ou outras misturas de gases. A técnica anterior portanto sugere meios para corrigir a calibração de qualquer medidor de fluxo baseado no suprimento de gás, que é identificado na maneira descrita acima.

Para aumentar a segurança de qualquer suprimento de gás para um sistema de ventilação de paciente, EP 1 441 222 A2 descreve meios de monitoramento usando um transceptor acústico detectando a amplitude da energia acústica emitida propagada através de uma câmara de medição e gerando um sinal de controle para inibir o fluxo de gás através do sistema se o gás errado é fornecido. Esta técnica anterior não fornece indicação ao uso do sinal detectado para qualquer outra coisa exceto inibir o fluxo de gás.

É ainda conhecido usar um sensor de oxigênio, por exemplo, uma célula de oxigênio, para medir a concentração de oxigênio no sistema de ventilação. Tal sensor de oxigênio não pode ser usado para identificar outros gases ou misturas de gás como ar ou heliox a serem misturados com oxigênio puro.

#### Breve Sumário da Invenção

É um objetivo da presente invenção aperfeiçoar a segurança da identificação de qualquer gás ou mistura de gases conectada ao sistema de ventilação por meio de uma entrada de gás e para fornecer uma correção automática do medidor(es) de fluxo baseada em identificação de gás medido em linha.

É outro objetivo da invenção assegurar que qualquer erro humano possível em conectar uma fonte de gás em uma entrada não tem influência para o funcionamento correto do sistema.

É outro objetivo da invenção gerar um sinal de alarme em caso em que o gás pretendido e programado não é detectado ou um desvio da

mistura de gás é detectada. Para simplificar ainda o sistema de ventilação total, é outro objetivo da invenção usar componentes já existentes no sistema de ventilação para o propósito de identificação.

5 Estes objetivos da presente invenção são fornecidos por um sistema de ventilação patente de acordo com as reivindicações.

Existe um número de características que diferem de tipos diferentes de gases ou misturas de gás, por exemplo, a velocidade de som através do gás ou a condutividade térmica. A velocidade do som pode ser medida com um transdutor ultrasônico e a condutividade térmica pode ser medida com um termistor aquecido ou resistor térmico. No entanto, a invenção não é limitada ao uso destas características de gás particulares para identificar o gás ou mistura de gases. Quaisquer propriedades ou características que diferem de gás para gás, ou mistura de gases para mistura de gases, na medida em que é mensurável com o meio de identificação de gás, podem ser usadas. Desde que a taxa de fluxo medida por medidores de fluxo convencionais também depende das características do gás, a presente invenção fornece meios para corrigir automaticamente a calibração de quaisquer unidades de regulação de fluxo e misturação de gás e/ou medidores de fluxo no sistema de ventilação dependendo da medição em linha do tipo de gás ou mistura de gases conectada à entrada de gás. Desde que o suprimento de gás é ativamente medida e identificada, o sistema não é limitado a garrafas de gás com uma mistura de gás predefinida, por exemplo, Heliox 70/30 ou 80/20, como fornecido pelos fornecedores, mas funcionará apropriadamente com uma mistura de gás arbitrária. Assim o sistema funcionará muito bem mesmo em instalações de reinalação onde gases dispendiosos como Zenon são usados, e onde o gás expirado é reutilizado diretamente depois que CO<sub>2</sub> foi removido por um filtro. Em tal situação, o gás fornecido diferirá em sua mistura com o tempo, mas o sistema sempre identificará a mistura e corrigir as unidades de regulação de fluxo e misturação de gás e/ou medidores de fluxo de modo correspondente. Em adição, o sistema de ventilação detectará se uma garrafa de gás errada está conectada de modo não intencional no sistema de ventilação. Desse modo, o sistema de ventilação de

10

15

20

25

30

acordo com a presente invenção é menos vulnerável a erros humanos que a maioria dos sistemas de ventilação da técnica anterior.

5 O meio de identificação de gás pode estar disposto em qualquer lugar no fluxo de gás depois da entrada de gás, isto é, no canal de inspiração, o tubo proximal, que é conectável em um paciente, ou o canal de expiração. Dependendo da colocação real do meio de identificação, outros fatores como CO<sub>2</sub> ou umidade podem ter que ser considerados. Contudo, a identificação é possível em todos os lugares.

10 Em uma modalidade preferida da invenção, o sinal de saída do meio de identificação é mostrado em uma interface conectável ao sistema de ventilação, para mostrar ao usuário do sistema que o gás foi identificado.

15 Em outra modalidade preferida da invenção, o sinal de saída do meio de identificação gerará um alarme se o gás conectado não é identificado ou se o gás ou mistura de gás identificado não é reconhecido, por exemplo, se 100% de hélio é identificado.

20 Em ainda outra modalidade preferida da invenção, os medidores de fluxo já existentes no sistema são usados simultaneamente como meio de identificação, de preferência medidores de fluxo usando tecnologia de tempo de trânsito. Mas que, o número de componentes no sistema pode ser minimizado.

#### Breve Descrição dos Desenhos

25 Uma apreciação mais completa da invenção descrita aqui será obtida quando a mesma se torna mais entendida por referência à descrição detalhada seguinte quando considerada em conjunto com as figuras anexas resumidamente descritas abaixo.

A figura 1 mostra o principal da identificação de gás usando tecnologia de tempo de trânsito.

A figura 2 mostra o mesmo principal para misturas de gás e condições adicionais.

30 A figura 3 mostra uma primeira modalidade de um sistema de ventilação com meio de identificação de gases conectado a uma entrada de gás.

A figura 4 mostra uma segunda modalidade de tal sistema.

A figura 5 mostra um diagrama de fluxo para uma mudança de gás em uma situação de reserva.

5 A figura 6 finalmente mostra um diagrama de fluxo para uma troca de gás durante a ventilação.

#### Descrição Detalhada da Invenção

A figura 1 mostra o princípio da identificação de gás usando, por exemplo, um transceptor de ultrassom que mede o tempo de percurso (TOF) para um pulso sonoro passar através do gás a ser identificado ou, se isto é  
10 feito na linha de expiração do sistema, o gás expirado que inclui o gás a ser identificado. Neste último caso, a umidade e a concentração de CO<sub>2</sub> podem ser estimadas. A figura 1 mostra o TOF sobre a concentração de O<sub>2</sub> em percentagem para ar como uma linha sólida e para heliox como uma linha tracejada, partindo do lado esquerdo do diagrama com 20% de O<sub>2</sub>. Desde que a  
15 concentração de hélio tem uma enorme influência na velocidade do som, existe uma grande diferença no tempo de percurso entre os pulsos sonoros que atravessam o heliox e os pulsos sonoros que atravessam uma distância igual no ar. Com uma temperatura de 37 graus Celsius, um gás seco, e uma instalação de medição, o TOF para pulso sonoro é aproximadamente 122 µs  
20 em heliox 79/21 (21% de O<sub>2</sub>) e aproximadamente 222 µs em ar. Como pode ser visto a partir deste diagrama, aumentar a concentração de O<sub>2</sub> muda o TOF para ar somente ligeiramente, mas para heliox varia substancialmente. Sobre o intervalo entre 21% de O<sub>2</sub> e 100% de O<sub>2</sub>, o TOF para heliox varia com 110 µs. Como resultado, as medições de TOF são iguais a ter um  
25 medidor de concentração de hélio sensível e composição de heliox, isto é a mistura de hélio e oxigênio, pode ser identificada com grande precisão. Se o TOF medido permanece dentro de limites predefinidos, por exemplo, ± 5 µs a partir do valor esperado para a mistura de gás a ser fornecida, então a mistura de gás foi identificada. Um desvio maior indica que a mistura de gás  
30 errada foi conectada na entrada de gás ou que a identificação não funciona apropriadamente.

A figura 2 mostra o mesmo diagrama que a figura 1 para compo-

sições onde heliox é misturado com 5% de CO<sub>2</sub> e/ou tem 100% de umidade relativa (RH). Como pode ser visto a partir deste diagrama, se a concentração de CO<sub>2</sub> e/ou a umidade é conhecida ou pode ser estimada, o sistema ainda funciona em uma maneira satisfatória para identificar a mistura de gás  
5 correta.

A figura 3 mostra uma primeira modalidade de um sistema de ventilação de paciente com meio de identificação para gases conectado na uma entrada de gás. O sistema tem duas entradas de gás 1 e 2, uma para oxigênio e uma para ar/heliox. A partir das entradas, os gases são deixados  
10 por meio de válvulas inspiratórias 3 e 4 e medidores de fluxo 5 e 6 para um canal de inspiração 7, e adicionalmente por meio de um tubo proximal 8 para as vias aéreas de um paciente. O gás expirado passa através do canal de expiração 9, meio de identificação de gás 10 e um medidor de fluxo 11. O meio de identificação de gás 10 pode também estar disposto no canal de  
15 inspiração ou no tubo proximal, sem desviar do principal geral da invenção. Os meios de identificação de gás 10a e 10b são representados nestes lugares em linhas tracejadas.

Em um sistema de ventilação sem meios de identificação de gás, o sinal de saída do medidor de fluxo 6 é alimentado em um controle de  
20 fluxo 16 como valor real. O controle de fluxo 16 compara este valor com um valor determinado e gera um sinal de controle para a válvula de inspiração 2. O mesmo controle de fluxo de circuito fechado é fornecido para o suprimento de O<sub>2</sub>, mas não representado na figura.

De acordo com a presente invenção, o meio de identificação de  
25 gás gera um sinal representativo para a mistura de gás medida, por exemplo, ar 21/79, heliox 20/80 ou heliox 30/70. Este sinal é alimentado por meios 12 e 13 para corrigir o valor do fluxo diretamente medido pelos medidores de fluxo 6 ou 11. Normalmente, os medidores de fluxo são calibrados para ar e seu sinal de saída desviaria o valor real para outros gases como heliox. Os  
30 meios para corrigira 12 ou 13 compensam tal desvio e garantem que o controle de fluxo 16 receba um valor real corrigido. Em adição, os sinais de fluxo corrigidos são alimentados em um alarme e/ou monitor (não mostrado), co-



mo indicado pelas setas 14 e 15.

Nesta modalidade, a correção do fluxo ocorre nos meios de correção 12, 13. Sem desviar da presente invenção, estes meios 12, 13 podem ser partes dos medidores de fluxo 6, 11 de modo que o sinal de saída do meio de identificação de gás 10 corrige a calibração dos medidores de fluxo 6, 11.

A figura 4 mostra uma segunda modalidade da presente invenção, em que os mesmos numerais de referência como na figura 3 são usados para componentes similares.

A única, mas importante, diferença entre as modalidades mostradas nas figuras 3 e 4 consiste em um medidor de fluxo específico 11, que usa tecnologia de tempo de trânsito tal como propagação de ultrassom para medir o fluxo. Esta tecnologia de medição pode ser usada simultaneamente para identificar o gás que passa através do medidor de fluxo 11, tanto utilizando a velocidade do som quanto o amortecimento de um pulso sonoro que atravessa o fluxo de gás, como é em geral conhecido na técnica. Como uma vantagem, nenhum meio de identificação de gás separado é necessário. O sinal de saída deste meio de identificação de gás combinado/medidor de fluxo 10, 11 é alimentado por meio da linha 18 no medidor de fluxo 6 para corrigir sua calibração. É também possível incluir um meio para correção entre o medidor de fluxo 6 e o controle de fluo 16 como na figura 1. Novamente, o medidor de fluxo 6 poderia ser combinado com o meio de identificação de gás se a tecnologia para medir o fluxo é adequada para medir um valor, que depende de uma característica do gás a ser identificado. Como mencionado antes, outras características do gás a ser identificado, por exemplo, a condutividade térmica do mesmo, poderiam ser também usadas no processo de identificação sem desviar do princípio da invenção.

Em todas as modalidades, a possibilidade de gerar um alarme se o gás identificado desvia do gás que o usuário escolheu, ou se nenhum gás é identificado, aumenta a segurança total do sistema de ventilação. O monitor em uma interface facilita o entendimento do que está acontecendo no sistema. Outra vantagem deste sistema de identificação de gás automáti-

ca e correção de fluxo, de acordo com a invenção, se encontra na possibilidade de verificar o suprimento de gás em uma verificação pré-uso quando um novo suprimento de gás é conectado em uma entrada de gás sob espera, ou mesmo durante a ventilação. As figuras 5 e 6 mostram diagramas de  
5 fluxo possíveis para estes casos.

A figura 5 ilustra um diagrama de fluxo para uma troca de gás em uma situação de espera. Na etapa 50, um usuário muda o gás no sistema de ventilação e, na etapa 51, o meio de identificação de gás 10, 10a, 10b detecta e identifica o novo gás. Se o gás ou mistura de gás detectado não é  
10 reconhecida, o procedimento prossegue para a etapa 52 na qual o sistema avisa o usuário por meio de um sinal de alarme adequado, por exemplo, mostrando um símbolo de alarme na interface ou gerando um alarme sonoro. Se, por outro lado, o gás detectado ou a mistura de gás é reconhecido, o procedimento prossegue para a etapa 53 na qual o sistema compensa o vo-  
15 lume determinado, isto é o volume de gás de inalação fornecido a um paciente durante a ventilação, em dependência das propriedades do novo gás. Finalmente, na etapa 54, o sistema confirma a detecção de gás, por exemplo, por uma notificação mostrada na interface, e ainda leva o usuário a rever os ajustes de ventilação a fim de assegurar uma correspondência entre  
20 os ajustes do ventilador e o novo gás.

A figura 6 mostra um diagrama de fluxo para uma troca de gás durante a ventilação. O procedimento é idêntico ao procedimento ilustrado na figura 5, no caso em que o gás reconhecido ou a mistura de gás é detectado pelo meio de identificação de gás 10, 10a, 10b. Consequentemente, na  
25 etapa 60, um usuário muda o gás usado no sistema de ventilação no qual o sistema detecta o novo gás na etapa 61. Na etapa 62, o sistema compensa o volume determinado baseado no gás detectado e, na etapa 63, o sistema fornece o retorno ao usuário na detecção de gás e leva o usuário a rever os ajustes do ventilador.

30 Deve ser evidente a partir do precedente que várias modificações podem ser feitas nas modalidades desta invenção, sem se afastar do escopo da mesma, o que seria evidente para aqueles versados na técnica.

## REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de ventilação de paciente compreendendo meio de regular fluxo e misturar gás (3, 4, 5, 6) conectado a um canal inspiratório (7) do sistema a partir de onde uma mistura de gás, compreendendo oxigênio e pelo menos um segundo gás, é distribuída para o tubo proximal (8) do sistema, cujo tubo proximal ainda é conectado a um canal expiratório (9) e conectável a um paciente, o dito sistema ainda compreende pelo menos duas entradas de gás (1, 2) conectadas no dito meio de regular e misturar fluxo (3, 4, 5, 6), e meio de identificação de gás (10, 10a, 10b) pelo qual o dito pelo menos segundo gás suprido no sistema por meio de uma das ditas entradas de gás (2) pode ser identificado, caracterizado pelo fato de que o dito meio de identificação de gás (10, 10a, 10b) está disposto para medir ativamente um valor que é dependente das características do dito pelo menos segundo gás, e que o sistema ainda compreende meios para corrigir (12, 13) a calibração do meio de regular fluxo e mistura de gás (3, 4, 5, 6) e/ou medidores de fluxo (6, 11) disposto em outro lugar no sistema de ventilação, baseada no valor medido pelo meio de identificação (10, 10a, 10b).

2. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o meio de identificação (10) é um transdutor ultrassônico que mede a velocidade do som através do gás a ser identificado.

3. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o meio de identificação (10) é um transdutor ultrassônico que mede o amortecimento de um pulso sonoro através do gás a ser identificado.

4. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o meio de identificação (10) é um termistor ou resistor térmico, que mede a condutividade térmica do gás a ser identificado.

5. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o meio de identificação (10a) está disposto no canal inspiratório (7) do sistema.

6. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de que o meio de identificação (10) está disposto no canal expiratório (9) do sistema.

5 7. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de que o meio de identificação (10b) está disposto no tubo proximal (8) diretamente conectável a um paciente.

10 8. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o sistema ainda compreende um tipo de medidor de fluxo (10, 11), que pode ser usado diretamente como meio de identificação.

9. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que o medidor de fluxo usa um transdutor ultrassônico.

15 10. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que o medidor de fluxo usa um termistor ou resistor térmico.

20 11. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o sistema ainda compreende meios para gerar um sinal de identificação de gás (14, 15) baseado no valor medido pelo meio de identificação, cujo sinal ou informação associado com o dito sinal pode ser mostrado em uma interface de usuário conectada no sistema.

25 12. Sistema de ventilação de paciente, de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de que o sistema ainda compreende meios para gerar um sinal de alarme se um gás conectado não é detectado ou a mistura de gás não é reconhecida.

FIG. 1

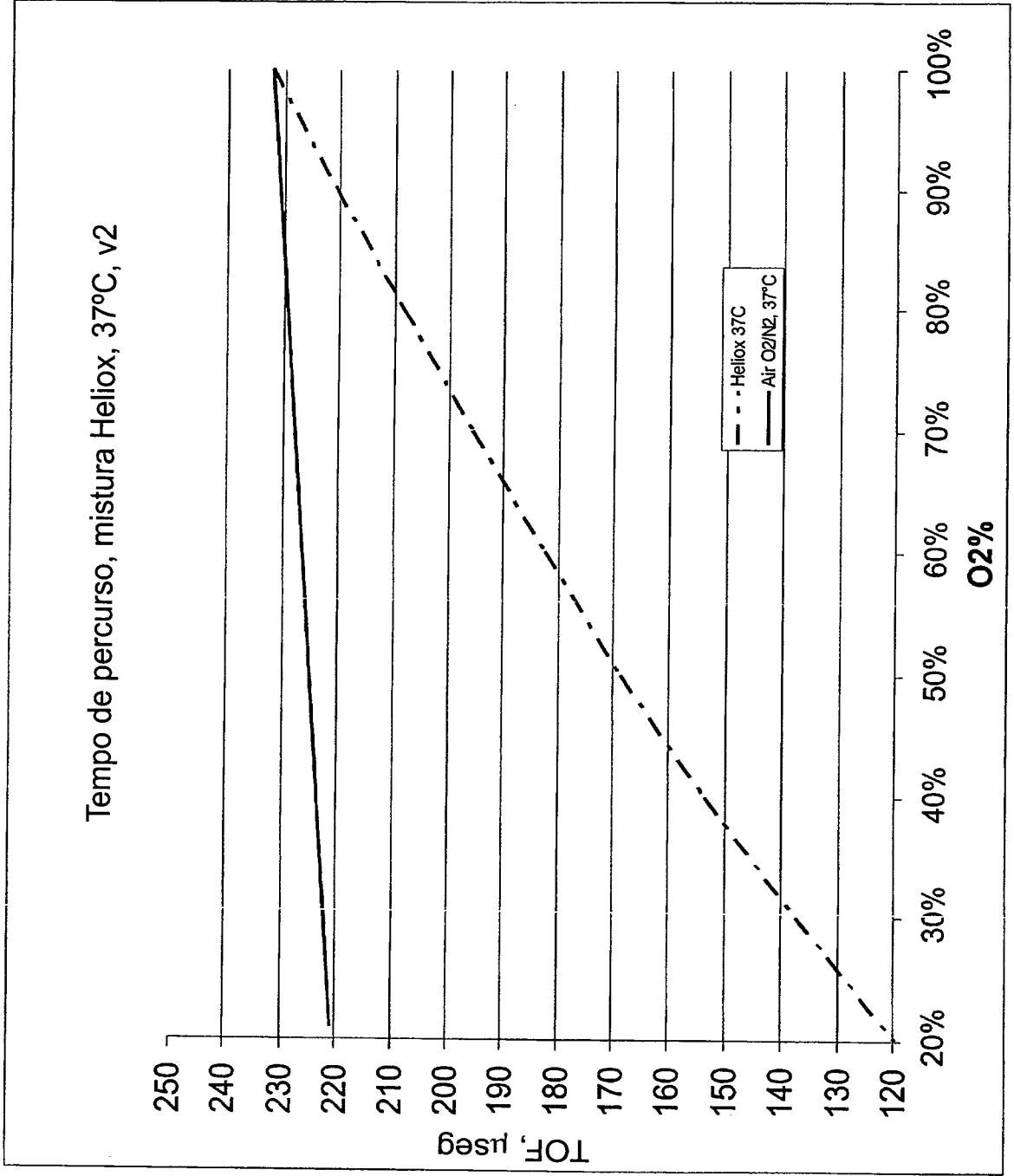


FIG. 2

Tempo de percurso, mistura Heliox, 37°C, v2

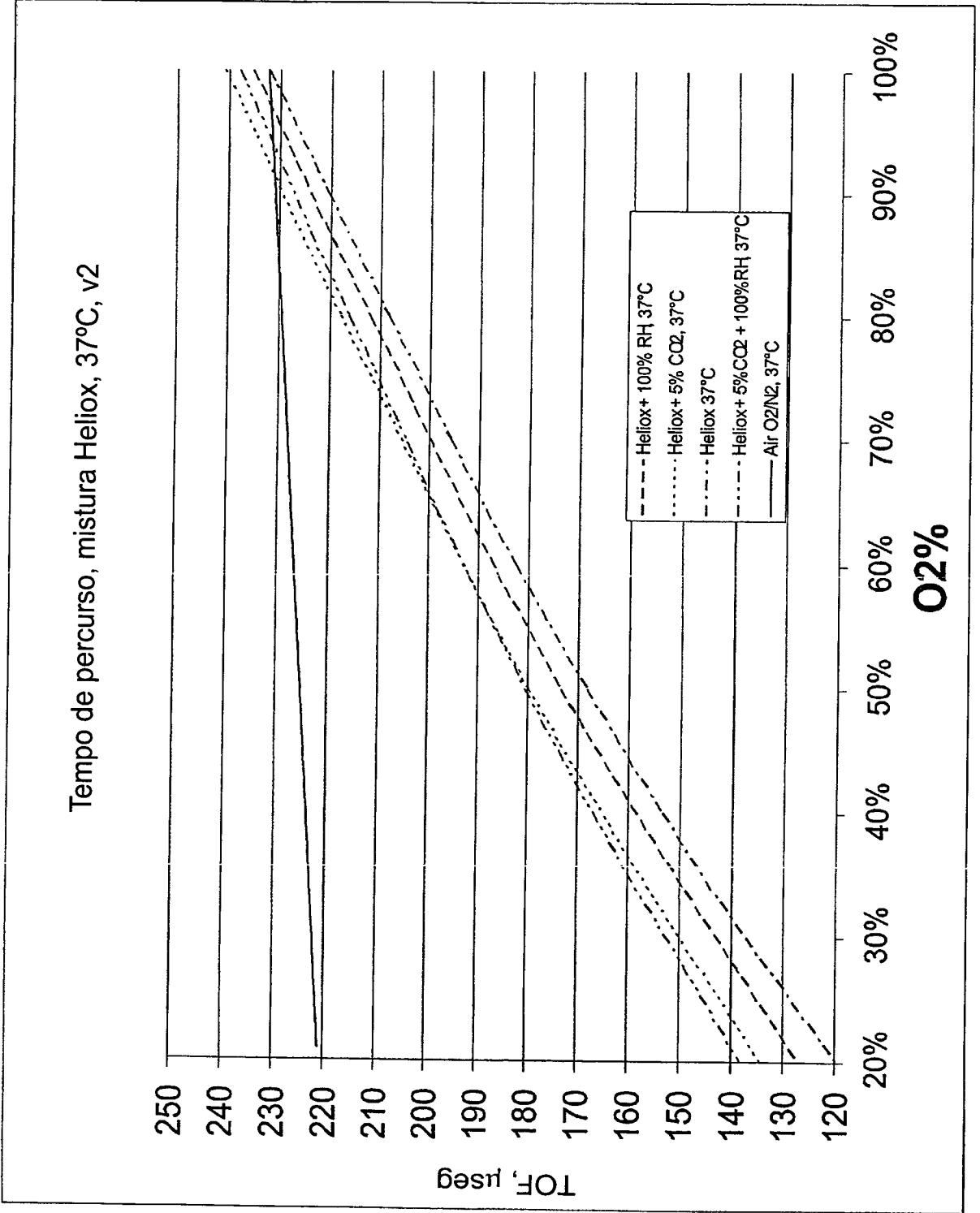


FIG. 3

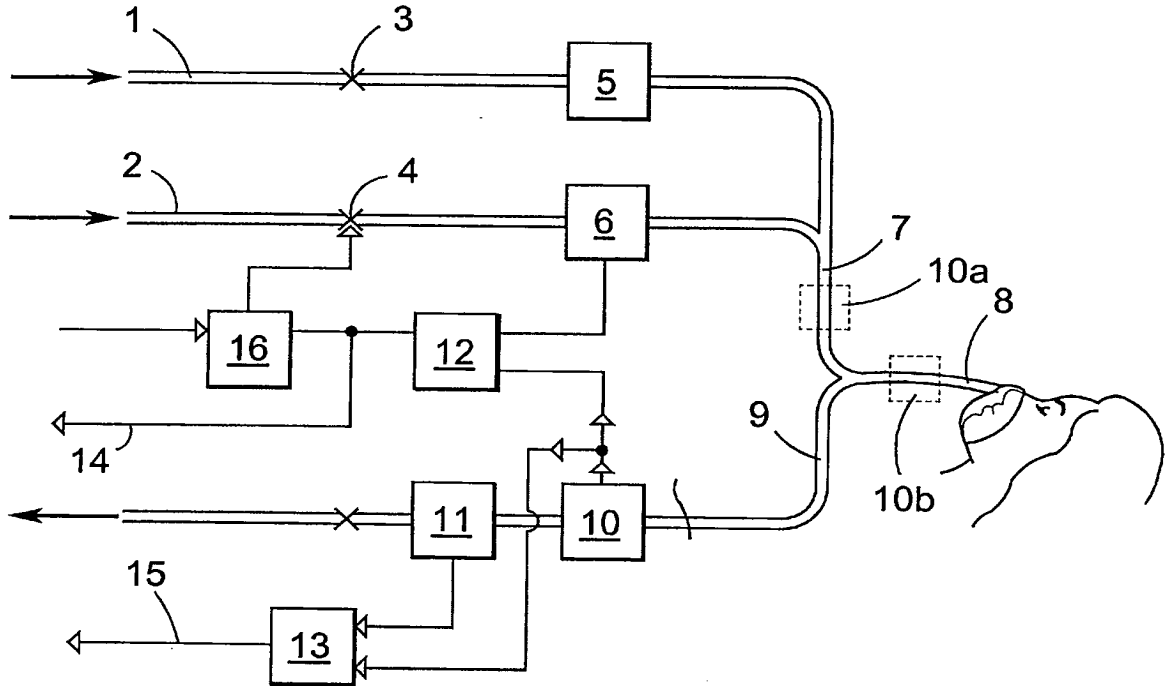


FIG. 4

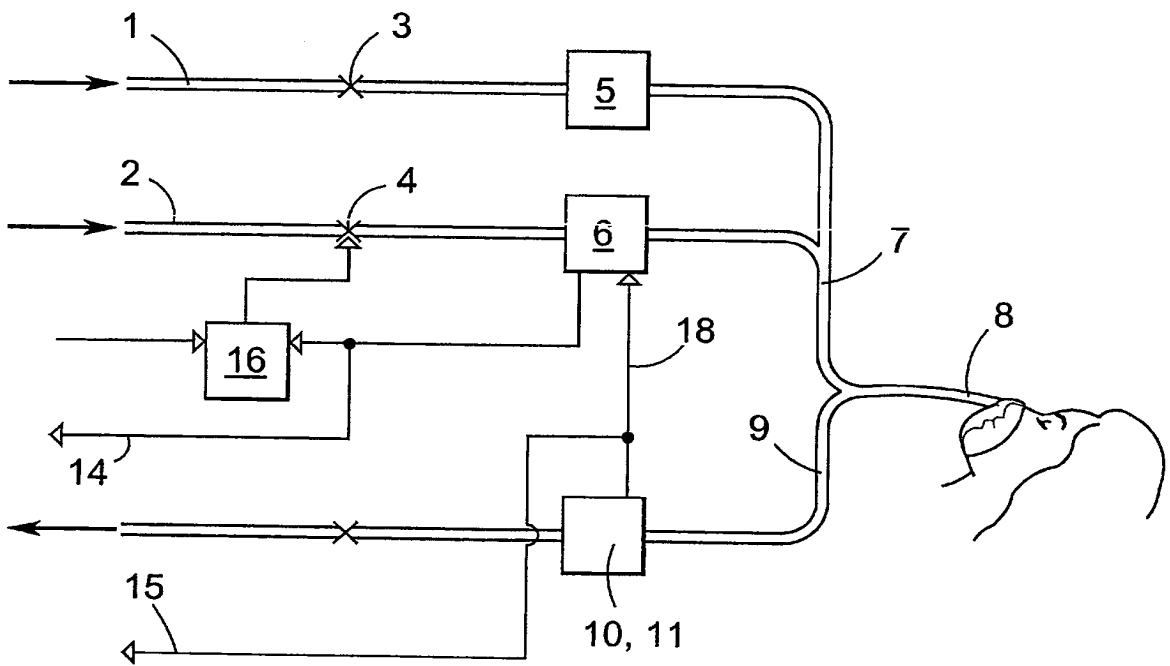


FIG. 5

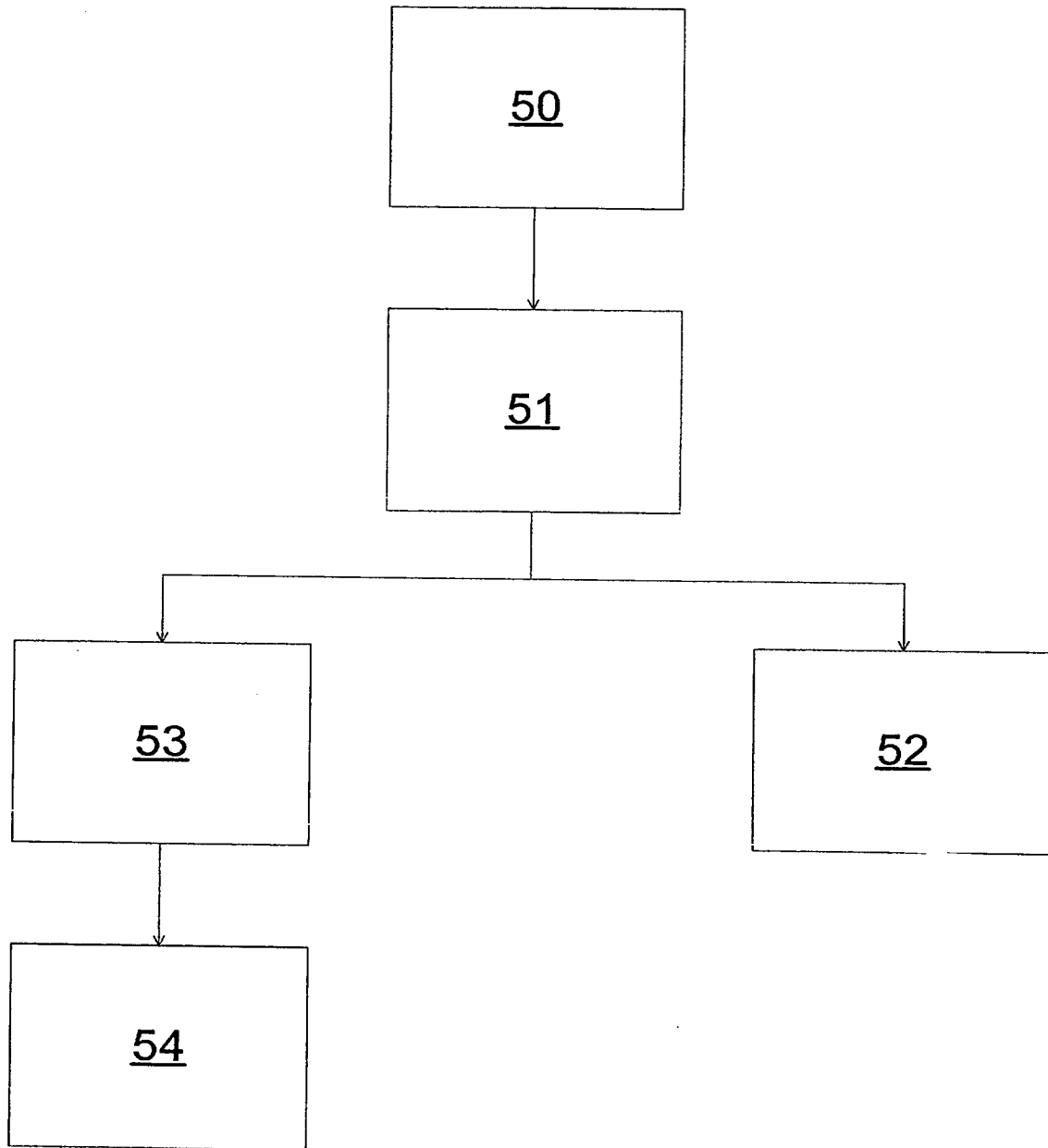
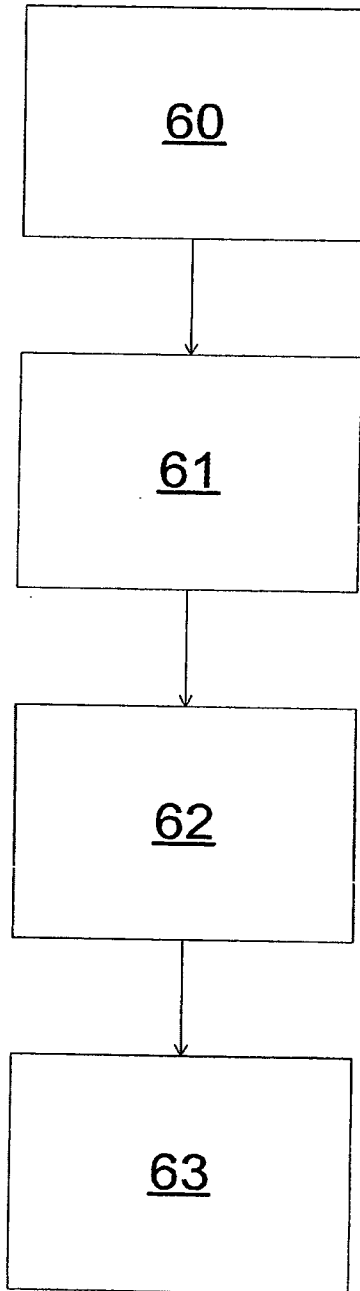




FIG. 6



## RESUMO

Patente de Invenção: **"SISTEMA DE VENTILAÇÃO DE PACIENTE COM MEIOS DE IDENTIFICAÇÃO DE GÁS"**.

A presente invenção refere-se a um sistema de ventilação de paciente compreendendo meio de regular fluxo e misturar gás (3, 4, 5, 6) conectado a um canal inspiratório (7) do sistema a partir de onde uma mistura de gás, compreendendo oxigênio e pelo menos um segundo gás, é distribuída para o tubo proximal (8) do sistema, cujo tubo proximal ainda é conectado a um canal expiratório (9) e conectável a um paciente, o dito sistema ainda compreende pelo menos duas entradas de gás (1, 2) conectadas no dito meio de regular e misturar fluxo (3, 4, 5, 6), e meio de identificação de gás (10, 10a, 10b) pelo qual o dito pelo menos segundo gás suprido no sistema por meio de uma das ditas entradas de gás (2) pode ser identificado. Medindo ativamente um valor que é dependente das características do gás distribuído, e corrigindo a calibração do meio de regulagem de fluxo e misturação de gás e/ou o medidor(es) de fluxo baseado neste valor, a segurança e regulagem de fluxo no sistema são enormemente melhorada.