

*[Handwritten signature]*

**DESCRIÇÃO**  
**DA**  
**PATENTE DE INVENÇÃO**

N.º 95 178

**REQUERENTE:** CRITIKON, INCORPORATED, norte-americana (Estado de Florida), com sede em 4110 George Road, Tampa, Florida 33631, Estados Unidos da América

**EPÍGRAFE:** "Aparelho registador gráfico de gases de infra vermelhos sem obturador e processo para detectar a concentração de um componente gasoso na corrente respiratória de um paciente"

**INVENTORES:** Mark Yelderman, Daniel S. Goldberger e James R. Braig

Reivindicação do direito de prioridade ao abrigo do artigo 4.º da Convenção de Paris de 20 de Março de 1883.

Estados Unidos da América em 1 de Setembro de 1989 sob o nº 401 952, em 11 de Maio de 1990 sob o nº 522 177 e em 11 de Maio de 1990 sob o nº 522 208



"Aparelho registador gráfico de gases de infravermelhos sem obturador e processo para detectar a concentração de um componente gasoso na corrente respiratória de um paciente"

RESUMO

O presente invento refere-se ao processo e aparelho para a construção de um aparelho registador gráfico de gases de infravermelhos, sem obturador e estabilizados opticamente. O aparelho registador gráfico de gases do presente invento fornece a concentração absoluta dos constituintes da corrente respiratória gasosa de um paciente, sem problemas de desvio térmico normalmente associado com detectores de termopilha, proporcionando assim um dispositivo com um alto grau de precisão. O presente invento elimina a necessidade de um obturador mecânico, para modular o feixe de infravermelhos incidente e a necessidade de uma fonte modulada, aumentando assim a fiabilidade e o tempo de resposta dos dispositivos descritos. Estes aparelhos, que não são afectados substancialmente por alterações na temperatura ambiente a que operam, são proporcionados por pares de ligação de termopilhas filtradas opticamente, em série, e processam o par diferencial resultante.

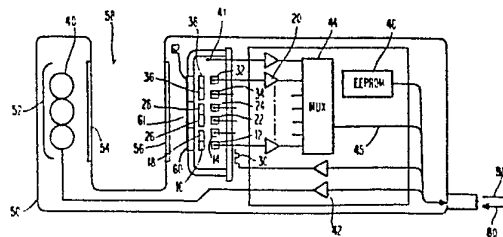


Fig. 2

## MEMÓRIA DESCRITIVA

### Referência cruzada aos pedidos relacionados

Este invento refere-se a uma continuação em parte do nosso pedido de patente nº de série 07/401 952, apresentado em 1 de Setembro de 1989, ainda pendente.

### Antecedentes do invento

#### **Campo do invento**

O presente invento refere-se a processos e aparelhos para determinarem continuamente a concentração dos constituintes gasosos dos gases respiratórios de um paciente. Mais precisamente, o aparelho do presente invento é empregue para monitorizar as concentrações de  $CO_2$  e  $N_2O$  finais de inpiração ou de expiração de um paciente.

#### **Descrição da arte anterior**

É frequentemente de importância crítica monitorizar a concentração de dióxido de carbono ( $CO_2$ ) nos gases inpirados e expirados por um paciente sob anestesia, para a concentração de  $CO_2$  é um indicador de confiança da concentração de dióxido de carbono no sangue arterial. Num ambiente clínico, a monitorização do  $CO_2$  expirado evita que o mau funcionamento do aparelho respiratório não seja detectado e que sejam fornecidas quantidades excessivas de  $CO_2$  ao paciente. A respiração em circuito fechado dos gases de anestesia é economicamente muito eficaz e ambientalmente desejável, mas concentrações de  $CO_2$  precisas são difíceis de manter no circuito do paciente sem um monitor de concentração.

É sabido que dirigindo radiação infravermelha através de uma amostra de uma mistura gasosa e medindo a radiação incidente que ilumina um dispositivo de detecção, pode ser obtida uma medida da absorção infravermelha do gás. Sinais eléctricos produzidos por um dispositivo de detecção de uma maneira tal, são assim indicativos da absorção infravermelha do gás, e podem ser processados para produzirem uma saída indicando a concentração de um ou mais



dos constituintes do gás a ser analisado. Este tipo de analisador de gás funciona segundo o princípio que vários gases apresentam características de absorção substancialmente aumentadas, em comprimentos de onda específicos, no espectro infravermelho e que as concentrações de gás mais altas apresentam absorção proporcionalmente maior.

Os analisadores de infravermelhos da arte anterior tais como os descritos na patente US nº 4 648 396 de Raemer utilizam detectores de termopilha para analisarem as concentrações de gás. Um detector de termopilha é composto por um certo número de termopares. Os detectores térmicos, tais como as termopilhas, são utilizados, principalmente, para detectarem infravermelhos e reagem à energia incidente que os ilumina. O número de termopares deve ser suficiente para desenvolver a voltagem suficiente para desenvolver um sinal adequado à relação de sinal/ruído. É utilizado um termistor para calcular o coeficiente "Seebeck" o qual relaciona a voltagem desenvolvida pela termopilha em relação ao diferencial de temperatura entre as junções "quente" e "fria" da termopilha. Este coeficiente é utilizado para escalonar o sinal de saída do detector, para indicar os valores absolutos de concentração de gás.

De modo similar, na patente US nº 4 772 790, Aldridge descreve um analisador de gás óptico não dispersivo, o qual utiliza termopilhas como detectores ópticos. As termopilhas são formadas por um arranjo de películas finas interligadas, de metais dissimilantes, depositados num substrato condutor de calor para formar uma pluralidade de termopares. O arranjo é configurado de uma maneira tal que é empregue um certo número de termopares para compensarem cada sinal de saída de termopilha, para as alterações da temperatura ambiente. A patente US nº 3 539 804 de Billetdeaux et al, refere-se também a um aparelho de absorção de infravermelhos, mas de modo diferente a Aldridge, Billetdeaux et al utilizam um atenuador neutral rotativo como um mecanismo de passagem a zero no equilíbrio de conjunto de um detector de CO<sub>2</sub>.

É sabido que, os detectores de termopilha como uma classe,



sofrem de desvio térmico. O desvio térmico provoca uma variação lenta na saída de voltagem de corrente contínua DC dos detectores e conduz a imprecisões de medições. Raemer ultrapassou este problema utilizando acoplamento de corrente alternada, AC entre as termopilhas. Esta solução para o problema do desvio térmico no entanto, torna o analisador resultante incapaz de medir concentrações de gás absolutas de estado constante. Em vez disso tais dispositivos são simplesmente capazes de responder a alterações nas concentrações dos gases a serem medidos.

Um processo que tente obter as concentrações de gás absolutas envolve a modulação, ou "corte" do feixe de energia incidente. Esta técnica é ensinada na patente US nº 4 423 739 de Passaro. Para conseguir a modulação requerida, são empregues frequentemente meios mecânicos tais como um aparelho de corte. O analisador resultante é grande e está assim sujeito a avaria, à medida que as partes móveis do aparelho de modulação de feixe sofrem desgaste. Tal avaria pode ter consequências catastróficas, tornando o analisador inoperativo.

Um processo alternativo de modular um feixe de energia é construir uma fonte modulada. Os dispositivos deste tipo são descritos na patente US 3 745 349 de Liston, por exemplo. No entanto até à data os analisadores que empregam fontes moduladas têm apresentado tempos de resposta lentos, devido ao período relativamente longo requerido pelas emissões infravermelhas para decaírem após a potência de excitação ser removida. Um outro inconveniente das fontes moduladas, familiar aos peritos na arte é a relativa instabilidade da sua saída de energia.

Adicionalmente, o desequilíbrio entre os sinais de excitação dos dois detectores foram utilizados como um mecanismo de detecção no campo dos detectores de movimento infravermelho. Nestes dispositivos, foram dispostos dois detectores e os seus sinais combinados de modo que resulta um sinal nulo, quando os detectores são excitados de modo idêntico. Qualquer alteração no ambiente que provoca a alteração do sinal de saída de um detector de uma quantidade diferente da do outro detector resulta num

sinal diferencial diferente de zero. Assim, subtraindo os dois sinais de saída dos dois detectores idênticos pode ser medido um desequilíbrio na excitação de entrada dos dois sinais de saída de detectores, talvez numa tentativa para estabilizar o desvio térmico, envolve o bloqueamento total de um dos detectores de termopilha com película metálica. Esta abordagem, no entanto, é indesejável por causa dos resultados de aquecimento irregular do substrato, provocando assim a introdução de um sinal de erro na saída.

Assim, neste momento, os dispositivos disponíveis proporcionam concentrações absolutas com o inconveniente quer de fiabilidade diminuída, no caso dos dispositivos de obturação mecânica, quer de tempo de resposta lentos, no caso de dispositivos de fonte modulada. A eliminação destes inconvenientes, quer utilizando detectores de termopilha convencionais, que têm como resultado um dispositivo propenso a imprecisões devido ao desvio térmico, quer um dispositivo, incapaz de determinar as concentrações absolutas se o desvio térmico estiver estabilizado, utilizando técnicas de corrente alterna AC. Consequentemente, um analisador de gás seguro utilizando termopilhas que é tanto imune ao desvio térmico como capaz de proporcionar concentrações de gás absolutas seria altamente desejável.

#### Sumário do invento

é um objectivo do presente invento proporcionar processos e aparelhos para detectarem a concentração absoluta dos constituintes de uma corrente gasosa utilizando detectores de termopilha. Um outro objectivo do presente invento é eliminar o desvio térmico apresentado como é conhecido pelos detectores de termopilha ao mesmo tempo que retêm a capacidade de medição de concentrações absolutas de gases e semelhantes.

é um objectivo adicional do presente invento conseguir os objectivos atrás mencionados sem modulação ou "corte" do feixe de energia incidente.

Em consequência, o presente invento proporciona um capnógrafo sem obturador compreendendo um aparelho o qual não tem

partes móveis, o qual não requer uma fonte modulada de radiação infravermelha, e que não apresenta desvio térmico, proporcionando assim um dispositivo que ultrapassa as limitações da arte anterior. Os aperfeiçoamentos proporcionados por este invento têm origem numa nova técnica de estabilização óptica aplicada aos detectores de termopilha. Uma concretização preferida do invento proporciona um capnógrafo de infravermelhos altamente preciso, estável, fiável leve e económico que permitirá o aumento da monitorização clínica e de diagnóstico das concentrações absolutas de dióxido de carbono, óxido de azoto (I) e outros gases presentes na corrente de ar expirada por um paciente.

O presente invento proporciona aparelhos compreendendo um ou mais canais de um analisador de gás de infravermelhos sem obturador para detectar a concentração (ões) de, pelo menos, um componente gasoso de uma corrente de fluxo substancialmente gasoso. O aparelho compreende, pelo menos, dois detectores de infravermelhos, os quais produzem sinais eléctricos, quando iluminados pela energia óptica e meios para eliminarem os detectores com radiação infravermelha. São proporcionados meios para dirigirem, pelo menos, uma porção do gás a ser analisado entre os detectores e a fonte de infravermelhos, conjuntamente com meios para atenuarem a energia infravermelha que ilumina pelo menos, um dos detectores e circuitos para combinarem os sinais produzidos pelos detectores para produzirem um sinal ópticamente estabilizado. Se desejado o aparelho pode, adicionalmente, compreender detectores adicionais, atenuadores e circuitos, suficientes para englobarem canais separados de um dispositivo de canais múltiplos. O aparelho pode também funcionar em conjugação com um processador residente para armazenagem, processamento e exibição da informação medida.

De acordo com o invento, é proporcionado um detector de energia infravermelha, o qual incorpora uma nova técnica de estabilização óptica, aplicada a detectores de termopilha. O detector resultante mede prontamente a intensidade da energia infravermelha recebida de uma fonte de energia infravermelha. A partir dos níveis de energia detectada, podem ser determinada a

informação, tal como as concentrações de constituintes da corrente de ar respiratória ou temperatura do corpo. Numa concretização preferida, o detector de energia tem primeiro e segundo detectores de infravermelhos posicionados para receberem a energia infravermelha de uma fonte de energia infravermelha e gerarem sinais eléctricos correspondentes. É conseguido um rendimento melhorado, proporcionando meios para distinguirem os componentes de sinal de energia infravermelha desejados, dos efeitos térmicos indesejados incluídos na medição de energia.

Como mencionado atrás, o desvio usualmente associado aos detectores de termopilha é produzido por uma variação na temperatura da junção de referência. Na construção normal, um detector de termopilha é composto por uma série de partes de junção de termopar. Um elemento de cada par é fixado a um substrato (tipicamente cerâmico) e denominada a junção de referência, enquanto que o outro elemento não fixado é suspenso sobre uma abertura, e é denominado o elemento de detecção. A radiação incidente ilumina o elemento de detecção suspenso e eleva a sua temperatura. Desenvolve-se uma voltagem que está relacionada com a diferença de temperatura entre os elementos suspenso e fixo no substrato. O desvio aparece no entanto, porque as variações e radiações incidente e temperatura ambiente alteram a temperatura das junções de referência. A temperatura diferencial entre a junção de detecção (quente) e a referência (fria) é assim alterada; esta condição por sua vez provoca que a voltagem de saída se altere ou desvie.

Uma concretização preferida do invento incorpora um par substancialmente idêntico detectores de termopilha montados no mesmo substrato cerâmico e ligados em oposição série. Nesta configuração, a radiação incidente equilibrada e igual que ilumina o par não produzirá sinal. Devido às junções de referência de ambos os detectores estarem sobre o mesmo substrato cerâmico e substancialmente à mesma temperatura, um desvio na temperatura do substrato não produzirá alteração distinguível no sinal de saída, ultrapassando-se assim os problemas atrás mencionados. Para fazer a disposição regir à radiação incidente, um filtro óptico ou



atenuador, com um coeficiente de transmissão de aproximadamente 0,50 (isto é, 50% de transmissão) é colocado sobre um dos elementos de termopilha no par. Com o filtro no lugar, a disposição reage à radiação incidente mas é substancialmente insensível a outras alterações térmicas. Também, no presente invento, os sinais de saída de dois detectores de termopilha são subtraídos. Isto é feito não com a finalidade de medir qualquer desequilíbrio nos sinais excitando os detectores mas, em vez disso, para eliminar o efeito de uma variação dos sinais antecedentes. Por exemplo, as variações devidas ao desvio térmico são eliminadas, uma vez que as mesmas são comuns a ambos os detectores.

O problema do aquecimento irregular descrito atrás, em ligação com o processo de bloqueio de um dos detectores, é eliminado no presente invento, utilizando filtros de atenuação, que não provocam aquecimento irregular do substracto. Estes filtros apresentam coeficientes de transmissão diferentes, de modo que o sinal de excitação incidente pode ser determinado com precisão a partir do sinal diferencial como estabelecido com maior detalhe abaixo.

Para permitir a análise dos gases específicos, são dispostos filtros ópticos passa banda que permitem a transmissão de comprimentos de onda dentro de uma largura de banda específica, (isto é, a absorvida pelo gás em questão), entre os detectores e os meios de condução de gás, filtrando assim a radiação antes desta embater nos detectores. Uma vez que o comprimento de onda central e a largura de banda dos filtros ópticos varia com a temperatura, deve ser considerado o desvio térmico quando se indicam filtros ópticos de passa banda. É aqui descrito um processo preferido para seleccionar os filtros de passa banda.

Os circuitos para processamento dos sinais produzidos pelos detectores converte os sinais numa relação, a qual está relacionada com a concentração absoluta do constituinte gasoso a ser medido. Como resultado, o capnógrafo do presente invento não é, substancialmente, afectado por alterações na temperatura ambiente



do meio, no qual o mesmo opera através da acção de filtros de densidade neutros. A técnica descrita atrás para combinar e processar os sinais de detector é referida aqui como "estabilização óptica".

Um capnógrafo feito de acordo com o presente invento pode adicionalmente compreender pares adicionais de detectores de termopilha, atenuadores, e filtros ópticos de passa banda, e meios de circuito adicionais tais que formam um dispositivo de canais múltiplos para determinação das concentrações de mais do que um constituinte gasoso. Numa tal concretização de canais múltiplos, cada um dos canais tem um filtro óptico que permite a transmissão de radiação dentro da largura de banda de absorção do constituinte a ser monitorizado.

Um arranjo de capnógrafo feito de acordo com o presente invento pode também ter um sistema residente para recolha e processamento dos dados recolhidos pelos detectores. Um tal arranjo de capnógrafo pode também incluir um dispositivo para indicar a concentração absoluta do constituinte ou constituintes a serem medidos, proporcionando assim a informação de concentração necessária de uma forma utilizável.

é também descrito um detector de energia infravermelha preferido, para utilização num capnógrafo feito de acordo com o presente invento. O detector utiliza termopilhas emparelhadas precedidas por um filtro de passa banda analítico ou de referência, com um filtro de densidade neutro também colocado no circuito óptico de um de detector no par. Assim são proporcionados de referência dois canais - um analítico e um de referência - para permitirem a realização de medições enquanto que os efeitos fundo são cancelados.

Mais preferivelmente, um capnógrafo feito de acordo com o presente invento será utilizado, para determinar as concentrações absolutas de dióxido de carbono e/ou óxido de azoto na corrente de ar inspirada e expirada por um paciente. No entanto, os detectores opticamente estabilizados descritos não necessitam de ser tão limitados, e podem ser utilizados para determinarem as

concentrações de qualquer de um certo número de constituintes, como será evidente aos peritos na arte, a partir da descrição que se segue.

Breve descrição dos desenhos

A figura 1 é uma vista isométrica anterior encurtada do conjunto de detectores de termopilha do presente invento;

a figura 2 é uma vista em plano esquemática parcial de um analisador de gás e os circuitos relacionados, construído de acordo com o presente invento;

a figura 3 é um esquema de circuitos adicionais, representando a utilização do presente invento em conjunção com um computador residente;

a figura 4 é uma representação esquemática de um detector e do seu circuito óptico construído de acordo com os princípios do presente invento;

a figura 5 é uma representação esquemática do processamento executado no sinal detectado pelo aparelho da figura 4;

a figura 6 é uma vista em perspectiva de um detector construído de acordo com a representação esquemática da figura 4 e

a figura 7 é uma vista explodida do detector da figura 6;

a figura 8 é uma representação esquemática de uma concretização alternativa do detector do presente invento.

Descrição detalhada das concretizações preferidas

A. Detector de termopilha opticamente estabilizado

A figura 1 descreve uma construção de detector de termopilha típica. Pode ser visto que um tal detector de termopilha é um grupo de termopares ligados em série. O presente invento utiliza um primeiro conjunto de termopares compondo uma primeira termopilha 12, e segundo conjunto de termopares, compondo uma segunda termopilha 14, ambas de preferência montadas num substrato cerâmico 10 como mostrado. As junções quentes ou de sensor, dos termopares são, tipicamente, indicadas por H, enquanto que as

junções frias, ou de referência estão indicadas por C. Mais preferivelmete, os termopares 12 e 14 são do tipo que compreende um circuito metálico depositado sobre uma película de poliéster, tal como "Mylar", ou outro substrato adequado. Uma concretização preferida utiliza termopares tendo uma espessura de substrato de 0,0254 mm.

A colocação dos filtros de densidade neutros (atenuação) 16 e 18, está também mostrada na figura 1 cada um dos quais tem um coeficiente de transmissão diferente. Tipicamente, o filtro 16 tem um coeficiente de transmissão de 1,00 e o filtro 18 um coeficiente de transmissão de 0,50.

Numa concretização preferida, o detector 12 está electricamente ligado ao detector 14 em oposição série. O sinal de diferença resultante será apenas indicativo da radiação incidente. Os sinais provocados pelas alterações de temperatura do substrato anular-se-ão desde que a temperatura seja uniforme através do subetrato. Isto é explicado mais completamente na derivação matemática fornecida abaixo.

Assim, numa concretização preferida os detectores de termopilha 12 e 14, são "estabilizados opticamente". Esta concepção supera a necessidade de modulação de fonte descrita atrás, tornando o detector substancialmente imune ao <sup>desvio</sup> térmico. Uma vez que cada um dos detectores de termopilha 12 e 14 é exposto ao mesmo feixe de energia reincidente, mas tem filtros de atenuação diferentes 16 e 17 em linha com essa energia. O sinal diferenciado dos dois detectores é, em consequência, apenas relacionado com a energia incidente e os coeficientes de transmissão dos filtros de atenuação de densidade neutros. A técnica de estabilização descrita pelo presente invento é útil para uma variedade de detectores tais como o modelo DR 34 fabricado por Dexter Research Inc., Ann Arbor, Michigan. Além disso uma vez que os detectores estabilizados opticamente do presente invento são sensíveis a uma gama ampla de comprimentos de onda, e são relativamente baratos e robustos podem ser beneficemente utilizados num capnógrafo de infravermelhos sem obturador, para monitoriza-



ção de gás respiratório.

É mostrado na figura 4 o circuito óptico de uma concretização de um detector 200 construído de acordo com os princípios do presente invento. A energia infravermelha é emitida por uma fonte IR 300 e passa através do gás a ser analisado, o qual é neste exemplo  $\text{CO}_2$ . Alguma energia infravermelha é absorvida pelo gás em frente da fonte IR 300, e o remanescente da energia infravermelha embate num grupo de filtros, incluindo um filtro de densidade neutro 210 um filtro analítico de  $\text{CO}_2$  212 e num filtro de referência 214. O filtro de densidade neutro 210 atenua uniformemente todos os comprimentos de onda de energia que incidem sobre o filtro. O filtro analítico  $\text{CO}_2$  212 é um filtro passa banda que deixa passar uma banda estreita de energia, incluindo os comprimentos de onda absorvidos pelo  $\text{CO}_2$ . O filtro de referência 215 é também um filtro de passa banda, o qual deixa passar uma banda de energia que inclui os comprimentos de onda absorvidos pelo  $\text{CO}_2$ .

Vê-se que o filtro de densidade neutro 210 se sobrepõe ou obscurece os filtros analítico e de referência subsequentes 212 e 214 bem como 2 dos detectores de termopilha 216 e 218, o detector de  $\text{CO}_2$  B 220 e o detector de referência B 222. Assim, cada detector A 216 e 218 receberá energia que foi transmitida pelo seu respectivo filtro analítico 212 ou filtro de referência 214 mas não do filtro de densidade neutra 210. Cada detector B 220 e 222 por outro lado, recebe energia que passou pelo seu respectivo filtro analítico 212, ou filtro de referência 214, bem como pelo filtro de densidade neutro 210. A seguir aos filtros está uma abertura ou janela 230, a qual transmite energia para apenas as áreas de detector do substrato no qual são formados os detectores. As saídas dos detectores passam para um processador 240 para a produção de um sinal de saída 242 representativo da concentração de  $\text{CO}_2$  no gás a se analisado.

Uma finalidade principal do filtro de densidade neutro 210 é proporcionar sinais que permitem ao sinal desejado ser distinguido da interferência de sinal, tal como os efeitos antecedentes



(térmicos locais). Um certo número de tentativas foram feitas na arte anterior para lidar com estes efeitos. Por exemplo, na patente US nº 4 772 790 de Aldridge são feitas tentativas para isolar estes efeitos utilizando dez termopilhas para cada canal de detector, com apenas uma porção central na área das termopilhas a serem usadas para desenvolverem um sinal utilizável. Adicionalmente a patente US nº 3 539 804 de Billetdeaux et al faz a tentativa de lidar com o problema através de aquecimento e protecção do detector, e inclui também um atenuador neutro rotativo como um mecanismo de passagem a zero em conjunto, equilibrando um detector de CO<sub>2</sub>. Em oposição, numa concretização do presente invento, os efeitos térmicos locais são eliminados pelo desenvolvimento de sinais, resultando na sua anulação quando os sinais são combinados.

Por exemplo, um exame do canal CO<sub>2</sub> revela que os detectores de CO<sub>2</sub> A 216 e B 220 estão em muito próximos um do outro e, portanto, experimentam os efeitos similares das fontes de radiação antecedentes e de outros locais. Cada detector produz um sinal de saída contendo um componente I, o sinal infravermelho desejado e um componente b devido a efeitos antecedentes. Na ausência da presença do filtro de densidade neutro 210, os detectores de CO<sub>2</sub> 216 e 220 produziram sinais com a forma:

$$\text{Det. A} = R(I_a + b),$$

$$\text{Det. B} = R(I_b + b),$$

onde R é a resposta dos detectores.

É desejado maximizar o componente de sinal desejado I, o que pode ser feito seleccionando um filtro de densidade neutro 210, o qual é cerca de 100% transmissivo no comprimento de onda de absorção para CO<sub>2</sub>. Neste caso A devia igualar B. O componente de sinal I seria maximizado, mas a diferença dos sinais de saída de detector produziram zero. Correspondentemente, se o filtro de densidade neutra fosse escolhido para ser um filtro de 100% de bloqueio (isto é, 0% transmissivo, I<sub>b</sub>=0) no comprimento de onda de absorção, a sua diferença seria A-B=RI<sub>a</sub>. Isto teria o efeito



indesejável de ensombrar o detector B 220 de toda a radiação da fonte IR 300, bloqueando assim o detector B 220 da recepção da energia incidente, e estabeleceria adicionalmente um diferencial térmico indesejável entre os dois detectores. Além disso, nenhuma destas duas escolhas conduz à capacidade de distinguir e eliminar efeitos antecedentes.

Se, no entanto, o filtro de densidade neutro 230 é escolhido de modo a ter uma transmissividade, por exemplo, de cerca de 50% o componente de energia incidente desejado I seria diferenciado e os efeitos antecedentes seriam substancialmente anulados. Um filtro de densidade neutra com esta característica produziria sinais com a forma:

$$\text{Det. A} = R(I + b), \text{ e}$$

$$\text{Det. B} = R(0,5I + b).$$

Assim, quando a diferença de A menos B, é tomada, o resultado é 0,5 IR com a anulação dos efeitos antecedentes b. Outras características de transmissividade podem ser escolhidas, tendo em consideração os níveis de energia incidente e os efeitos térmicos de ensombramento pelo filtro de densidade neutro 210. Por exemplo pode ser utilizado um filtro de transmissividade de 0%.

Os detalhes do processador 240 da figura 4 estão mostrados na figura 5. Os sinais de saída dos detectores A e B 212 e 220 para o CO<sub>2</sub> e para os canais de referência 218 e 222 são subtraídos, respectivamente, nos substractores 242 para eliminarem os efeitos de radiação antecedente e a temperatura de substrato, como explicado imediatamente atrás. Numa concretização preferida do presente invento, este passo de subtracção 242 é conseguido ligando os detectores de termopilha em oposição, série, de modo que a subtracção das suas saídas é inerente na sua interligação como mostrado na figura 2. Uma relação 244 é então tirada dos sinais incidentes após esta anulação do efeito térmico. A relação 244, dos sinais analítico e de referência, elimina efeitos proporcionados por absorção espúria, tal como os que resultam da acumulação, de matéria em partículas indesejável, nos componentes

dos detectores. Por exemplo, para um sinal de radiação incidente tendo um valor normalizado de 0,8 CO<sub>2</sub> e filtros os quais estão contaminados com substâncias que absorvem alguma radiação a ser medida, a transmissividade dos circuitos ópticos é reduzida a 0,9 de transmissividade completa. O sinal de saída seria assim o produto destas perdas ou 0,72 de CO<sub>2</sub>. Quando canal de referência é submetido à mesma contaminação, que pode ser substancialmente alcançada pela grande proximidade dos detectores e filtros, o mesmo factor de 0,9 estaria presente nos sinais do canal de referência. Então, a relação dos sinais de CO<sub>2</sub> e de referência conteria o factor 0,9 em ambos o numerador e o denominador para uma relação de 1, eliminando os efeitos da contaminação.

São feitos cálculos sobre a relação calculada para refinamento adicional da medição de CO<sub>2</sub>. A medição da temperatura absoluta do substrato, proporcionada pelo termistor 246 no detector, e o coeficiente Seebeck 248 são factores tomados em consideração neste cálculo. A medição da temperatura é incluída no presente invento como mostrado no diagrama de blocos funcional da figura 2. Será compreendido pelos peritos normais, que a medição resultante de CO<sub>2</sub> é obtida através da resolução da equação da lei de Bier bem conhecida que tem a forma de  $I = I_0 e^{-\alpha c X}$ , onde I é um coeficiente constante, X é o comprimento de circuito,  $\alpha$  é o coeficiente de absorção para CO<sub>2</sub> e c é a concentração. O canal de referência produz um valor para I, uma vez que o coeficiente de absorção e a concentração de CO<sub>2</sub> no canal de referência são zero pela razão da eliminação dos comprimentos de onda CO<sub>2</sub> da passa banda de filtro de referência. O sinal de saída de detector fornece o valor de I, e a equação é resolvida para c, a concentração de CO<sub>2</sub> no gás a ser medido. Os cálculos atrás são de preferência, executados por um sistema de processamento residente do tipo descrito abaixo em relação à figura 3.

Numa concretização preferida, é empregue o segundo canal analítico para N<sub>2</sub>O. Este canal é idêntico ao canal de CO<sub>2</sub> na figura 2, excepto que o filtro analítico 212 é escolhido para deixar passar comprimentos de onda representativos da absorção de energia infravermelha pelo N<sub>2</sub>O em vez do CO<sub>2</sub>. As saídas dos



detectores A e B para o canal de  $N_2O$  são combinadas para eliminarem os efeitos térmicos de suporte e de substrato e as saídas de canal de referência são combinadas para produzirem uma medição da concentração de  $N_2O$ , como no cálculo de  $CO_2$  estabelecido imediatamente atrás. Adicionalmente tais concentrações de  $N_2O$  podem ser utilizadas de acordo com as técnicas ensinadas por Severinhus, M.D., Larson, M.D. e Eger, M.D. num artigo intitulado "Correction factors for Infrared Carbon Dioxide Pressure Broadening by Nitrogen, Nitrous Oxide and Cyclopropane" em Anesthesiology, Maio-Junho 1961, página 429-432 para correção de erros de alargamento de colisão induzidos nos cálculos de concentração de gás  $CO_2$  pelo óxido de azoto.

As figuras 6 e 7 representam respectivamente em vistas em perspectiva montada e explodida um detector, construído de acordo com o presente invento. O detector 200 emprega os mesmos princípios e circuitos ópticos mostrados na figura 4. Como mostrado na perspectiva do detector montado 200 mostrado na figura 7, o filtro de densidade neutro 210 está disposto acima do filtro de referência 214 e dos filtros analíticos 212 e 213. Na concretização do presente invento mostrada, são proporcionados os filtros analíticos 212 e 213 seleccionados para analisarem  $CO_2$  e  $N_2O$ , bem como o filtro de referência 214. Cada um destes três filtros está "ensombrado" ou bloqueado pelo filtro de densidade neutro 210 como explicado atrás, com referência à figura 4.

Os detalhes adicionais da construção do detector são mostrados na vista explodida do detector de infravermelhos 200 na figura 7. Por debaixo dos filtros 210, 212, 213, 214 está a abertura de filtro 230. Os detectores de termopilha de película fina 216, 218, 220 e 222 estão ensanduichados entre dois espaçadores cerâmicos 215 e 225.

Na figura 7, não são visíveis os detectores de  $N_2O$  224 e 226. É proporcionado um suporte de película 245 por debaixo do sanduiche de espaçador cerâmico/termopilha para bloquear a passagem adicional da radiação incidente, mas o mesmo permite ao calor ser conduzido através de dispositivo. Finalmente, por

debaixo do suporte de película 245, é disposto o termistor 246, o qual, como explicado atrás, proporciona uma indicação absoluta de temperatura. Os componentes atrás mencionados são montados numa ficha de 12 pinos TO-8 250, como mostrado.

Apesar das concretizações que são mostradas empregarem detectores de termopilha, os princípios do presente invento podem também ser aplicados através da utilização de outros dispositivos de infravermelhos, tais como termistores, termopares, detectores piro-eléctricos, células de Golay, fotodetectores de PbSe, por exemplo. No entanto, a disposição mostrada tem o benefício de ser de fácil fabrico, ter tamanho pequeno e ser leve.

#### B. Derivação matemática

A saída de sinal ou de voltagem, S, de um detector de termopilha pode ser expressa como:

$$S = (T * I * R) + B,$$

onde T é o coeficiente de transmissão de filtro, assumindo que o filtro está entre o detector e a fonte de energia, I representa a energia incidente da fonte, R é a capacidade de resposta do detector, e B é o componente do sinal atribuído ao ruído de fundo, incluindo a temperatura ambiente e as variações de temperatura no invólucro do detector. Numa concretização preferida do presente invento, são montados dois detectores 12 e 14 num substrato comum 10, como mostrado na figura 2, criando uma condição na qual o valor de B para cada detector é igual. São utilizados os detectores 12 e 14 para monitorizarem simultaneamente um feixe de energia incidente. Os filtros 16 e 18 tendo coeficientes de transmissão conhecidos, mas diferentes são colocados entre cada detector 12 e 14 e a fonte de energia incidente.

As duas equações descrevendo as saídas 51 e 52 dos dois detectores 12 e 14 são combinadas e resolvidas em ordem em I, produzindo a equação seguinte, que é independente do valor de B:

-18-

$$I = \frac{S_1 - S_2}{[(T_1 * R_1) - (T_2 * R_2)]}$$

Numa concretização mais preferida o numerador da equação atrás,  $S_1 - S_2$ , o qual representa o sinal de diferença é calculada ligando os detectores 12 e 14 em série em oposição. Seria evidente para um perito na arte, no entanto, que o sinal diferença podia ser calculado utilizando um computador digital ou outro circuito electrónico. A equação demonstra que a técnica de estabilização do presente invento elimina o termo B dos efeitos de fundo, da saída final do circuito, tornando assim, um dispositivo, substancialmente, insensível aos efeitos da temperatura ambiente.

#### C. Desvio de fonte

Como será compreendido pelos normais peritos na arte, as variações, ou desvios, na fonte de infravermelhos podem causar também desvio nos sinais de saída dos detectores de termopilha 12, 14, 22, 24, 32 e 34 representados na figura 2. Este desvio pode ser eliminado utilizando dois filtros analíticos, um primeiro tendo a sua transmissão no comprimento de onda de absorção do gás a ser analisado, e um segundo concebido para transmitir alguns outros comprimentos de onda não absorvidos. A energia na banda não absorvida serve como uma referência. Esta técnica de referenciação é bem conhecida, e está descrita nos livros de texto, ver, por exemplo, Mullard Limited, Applications of Infrared Detectors, ISBN # 901232 22X, capítulo 10, cujas porções pertinentes são aqui incorporadas por referência como se completamente indicadas.

#### D. Analisador de gás estabilizado opticamente

Uma construção típica de uma concretização preferida do presente invento está representada na figura 2. Os circuitos e outros componentes que compreendem o presente invento serão genericamente montados num alojamento 50, configurado apropriadamente para permitir aos vários componentes funcionarem como descrito abaixo. Os peritos normais terão conhecimento dos

parâmetros de desenho associados com a construção de invólucros de dispositivos feitos de acordo com o presente invento. Algumas das considerações relevantes para o desenho do alojamento 50 são o desenho de interface externa, e os requisitos de arrefecimento, características de protecção e isolamento, tamanho e peso, integração do tubo de respiração, célula de amostra e outros meios para fornecerem uma amostra do ar expirado pelo paciente e considerações estéticas e utilitárias.

Um sinal de entrada 80 de um processador residente ou outra fonte é transmitido através de um híbrido analógico 42, cujo sinal excita uma fonte de radiação infravermelho 40. Um reflector 52 é proporcionado para dirigir eficientemente um feixe incidente de radiação infravermelha. A radiação incidente passa através de uma janela óptica 54 e para a região da corrente de gás a ser analisada 58. A corrente de gás ela própria pode estar contida no aparelho tal como um tubo transparente ou uma estrutura tipo tubo (não mostrada), que dirige uma porção do fluxo gasoso através da região de medição 58. Após a radiação infravermelha incidente ter passado através da corrente gasosa, a mesma passará através de uma outra janela óptica 56, filtros passa banda 60 e 61 e 62 e filtros de atenuação de densidade neutros 16, 18, 26, 28, 36 e 38 antes de finalmente atingir os detectores de termopilha 12, 14, 22, 24, 32 e 34.

A concretização, desenhada na figura 2, é concebida para medir a concentração de dois gases e pode ser denominada um detector de três canais, com um canal servindo com um canal de referência. Como será apreciado por os peritos normais, os detectores podem ser construídos tendo qualquer coisa como desde um a muitos canais, dependendo do número de gases constituintes a serem detectados e analisados. Assim, por exemplo na figura 2 adicionalmente aos detectores 12 e 14, segundo e terceiros conjuntos detectores 22 e 24 e 32 e 34 são utilizados para criarem três canais. Posicionado acima de cada conjunto detector encontra-se um filtro passa banda 60, 61 e 62, empregando cada canal um filtro passa banda diferente, assim, deve ser compreendido que um primeiro canal compreende detectores 12 e 14, filtros



de atenuação 16 e 18, e um filtro passa banda 60. Um segundo canal compreende detectores 22 e 24, filtros de atenuação 26 e 28 e o filtro passa banda 61 e assim por diante.

O sinal de saída para cada canal, isto é, o sinal de diferença descrito atrás, passa através do seu respectivo amplificador 20 e é transmitido ao multiplexador 44, o qual também recebe um sinal de um sensor de temperatura 41. O multiplexador 44, o qual também recebe um sinal de um sensor de temperatura 41. O multiplexador 44 faz sair então um sinal de detector 45, o qual é também combinado com um sinal vindo de um dispositivo de memória apenas de leitura programável, apagável electronicamente (EEPROM) para conformar um sinal de saída 90. O coeficiente "Seebeck" atrás descrito é armazenado na EEPROM 46 e é utilizado para escalonar o sinal de detector 45 para indicar os valores de concentração de gás absolutos.

Os filtros de atenuação 16, 18, 26, 28, 36 e 38 são montados directamente no substrato cerâmico. Além disso a saída do sensor de temperatura 41 reflectirá a temperatura dos filtros de atenuação bem como a temperatura da junção de referência e dos termodetectores. É também mostrado um aquecedor 30 que pode regular adicionalmente a temperatura do aparelho se desejado.

#### E. Filtros passa banda

Os filtros passa banda 60, 61 e 62 são colocados a uma distância igual em frente dos seus detectores associados, isto é, eles são colocados num plano comum, de modo que todos os três detectores de termopilha tenham um campo de visão igual. Cada filtro é caracterizado pelo seu comprimento de onda central e largura de banda de meia potência. A abordagem convencional para especificar os filtros passa banda seria centrar os filtros na banda de absorção em questão e fazer a banda tão larga como a banda de absorção. O presente invento, no entanto, faz uma abordagem diferente, da arte anterior e utiliza filtros passa banda tendo comprimentos de onda centrais desviados do centro da banda de absorção e larguras de banda maiores do que a banda de absorção. O processo para especificar os filtros passa banda de

acordo com o presente invento é descrito em maior detalhe na cessaõ seguinte. O desvio e ampliação do filtro passa banda minimiza o cruzamento entre os canais e minimiza os efeitos das variações de temperatura e as tolerâncias de fabrico nos filtros.

Por exemplo, numa concretização preferida do invento é utilizado um canal para detectar  $\text{CO}_2$ , um outro canal para detectar  $\text{N}_2\text{O}$ , e um terceiro canal como um canal de referência. A banda de absorção do  $\text{CO}_2$  está centrada a 4,256 micron, e o comprimento de onda de meia potência é 0,180 micron. Numa concretização preferida do presente invento, no entanto, o filtro passa banda usado para o canal de  $\text{CO}_2$  está centrado a 4,2624 micron com uma largura de banda de meia potência de 0,2088 micron. Devido às tolerâncias de fabrico os comprimentos de onda de meia potência podem variar mais ou menos 0,03 micron no bordo de comprimento de onda curto e mais 0,03 micron a menos 0,05 micron no bordo de comprimento de onda longo.

A banda de absorção para o  $\text{N}_2\text{O}$  está centrada a 4,5400 micron com uma largura de banda de 0,3 micron. Pelas razões indicadas acima, numa concretização preferida o filtro passa banda para o canal de  $\text{N}_2\text{O}$  tem um comprimento de onda central de 4,5397 micron e uma largura de banda de 0,3190 micron. O ponto de meia potência de comprimento de onda curto pode ser de mais 0,01 micron a menos 0,03 micron. O ponto de meia potência de comprimento de onda longo varia de mais ou menos 0,03 micron.

O filtro de referência tem um comprimento de onda central de 4,8265 micron e uma largura de banda de meia potência 0,2088 micron. Os bordos de largura de banda curta e longa podem variar de mais ou menos 0,03 micron. A largura de banda é indicada para ficar tão próxima quanto possível da largura de banda do filtro de  $\text{CO}_2$ . Isto minimiza os gradientes térmicos através do substrato, uma vez que a energia total que passa através deste filtro aproximar-se-á da energia total passada pelo filtro de  $\text{CO}_2$ . O comprimento de onda central é seleccionado para ser tão próximo quanto possível do centro das bandas de  $\text{CO}_2$  e  $\text{N}_2\text{O}$ , enquanto que ao mesmo tempo se mantém o isolamento entre estes dois canais e o

canal de referência. Assim, esta nova utilização do desvio e do alargamento de banda para minimizar o cruzamento e os efeitos do desvio térmico e tolerâncias de fabrico, no desenho dos filtros passa banda 60, 61, e 62 está integrado na realização da concretização preferida.

#### 1. Especificação do filtro passa banda analítico

Esta secção descreve um processo para especificar filtros passa banda, para uma concretização preferida de um capnógrafo estabilizado opticamente de acordo com o presente invento. O exemplo seguinte descreve a especificação dos filtros passa banda empregues pelos canais de  $\text{CO}_2$ ,  $\text{N}_2\text{O}$  e de referência de um analisador de três canais. O processo descrito não lida com a construção dos filtros, mas em vez disso com um processo novo de especificação de filtros passa banda para utilização em analisadores de gases infravermelhos ou capnógrafos.

##### a. Técnica convencional

Da arte anterior pode ser sumarizada uma técnica para a especificação de filtros passa banda de infravermelhos. As linhas de orientação, ou passos, podem ser indicados como:

1) especificar um filtro que tem o seu comprimento de onda central coincidindo com o comprimento de onda central do gás destinado a ser analisado; isto é feito para produzir a máxima especificidade e o mínimo cruzamento;

2) especificar a largura de banda de meia potência precisa e suficientemente larga para incluir todos os comprimentos de onda absorvidos pelo gás em questão; isto optimiza a modulação ou a quantidade de energia, que passa pelo filtro e absorvido pelo gás.

Na prática compreende-se que os comprimentos de onda centrais do filtro mudam com a temperatura. Isto é mostrado na página 41 do OCLI Infrared Handbook (1970) Optical Coating Laboratory Inc..

Na construção dos analisadores de gás incorporando filtros, os engenheiros de projecto frequentemente ultrapassam o desvio de

filtro, operando os filtros num ambiente de temperatura controlada. Uma tal concepção ensinada na patente US nº 4 423 739 de Passaro. Esta abordagem, no entanto, é cara e complicada. Reconhece-se também que as tolerâncias de fabrico dos filtros passa banda de infravermelhos podem resultar numa gama de comprimentos de onda centrais numa única série de produção. Isto é expresso como uma tolerância +/- de tipicamente 1/2% a 1% no comprimento de onda central. A acomodação desta variação é, frequentemente, conseguida pela calibração de cada analisador individualmente. Esta prática é também cara.

Em filtros específicos de CO<sub>2</sub> e N<sub>2</sub>O de acordo com o presente invento, os primeiros dois passos consistem nos passos 1 e 2 da técnica convencional; isto é, são especificados filtros convencionais. No presente exemplo foram utilizados espectros de gás do SADTLER INDEX.

Os filtros convencionais resultantes são caracterizados pelas seguintes especificações de filtro, intituladas VER 1.2. Seguem em forma escrita e um gráfico que mostra os filtros como especificados e como deslocados por +0,03 $\mu$ , o que é aproximadamente 0,7%. Tal corresponde ao desvio que seria produzido por um aumento na temperatura de cerca de 50° C. Tal corresponde também à tolerância de fabrico especificada. Para referência os espectros de CO<sub>2</sub> e N<sub>2</sub>O são também incluídos nos gráficos.

#### b. Análise e simulação de rendimento de computador

Seguindo o desenho das especificações VER 1.2, foi desenvolvida uma técnica de simulação para testar a validade do projecto. Um espectrofotómetro Perkin Elmer 1640 FTIR (PE 1640) foi utilizado para medir os espectros de absorção dos gases em questão CO<sub>2</sub> e N<sub>2</sub>O. Os gases estavam à pressão atmosférica e numa célula de comprimento de percurso de 12,7 mm. Foram usados 5,0% de CO<sub>2</sub> e 50% de N<sub>2</sub>O equilibrado com O<sub>2</sub>. Os dados dos espectros foram transferidos para um computador pessoal, com dados referidos a cada 0,1 $\mu$ . Estes espectros foram combinados num programa de folha de dados com os modelos matemáticos dos filtros. As percentagens de modulação foram calculadas multiplicando os



espectros de gases pelos modelos de filtros e dividindo o resultado pelo produto dos espectros e um modelo de transmissão de 100%. A modulação cruzamento, e efeitos dos desvios de filtro foram estudados.

Os resultados desta análise serão explicados abaixo na secção na comparação de rendimento. A análise mostrou que para ir de encontro aos objectivos de concepção do projecto, o controlo individual quer da calibração quer da temperatura dos filtros ou ambos, teria de ser especificado. Foi decidido otimizar as especificações de filtro para evitar estas complicações.

#### c. Especificação de filtro óptimo

Em seguida os filtros convencionais foram otimizados pelos três passos seguintes:

- 3) o comprimento de onda central de filtro foi variado de modo a minimizar a alteração de modulação quando o filtro se desvia de  $0,3\mu$ ;
- 4) o comprimento de onda central de filtro e a largura de banda foram variadas para minimizar o cruzamento;
- 5) o comprimento de onda central de filtro e a largura de banda foram variados para minimizar a alteração no cruzamento que ocorria devido ao desvio de filtro de  $0,3\mu$ .

Para proporcionar uma forma realista do filtro passa banda simulado, a transmissão de um filtro passa banda de infravermelhos real foi medida com o PE 1640. Foi criada uma folha de dados, a qual preservou os bordos incluídos e excluídos do filtro real, mas substituiu a secção média com uma transmissão plana de 80%. Um programa mudou a largura do filtro simulado alterando a largura do topo plano para permitir testar várias larguras de banda de filtro. O filtro simulado foi restringido às larguras de banda de meia potência maiores do que  $0,1\mu$  para assegurar que o filtro otimizado resultante era fabricável. Com os espectros de gás em memória e a folha de filtro ideal ajustável preparada, um computador pessoal foi programado para varrer todas as combinações de filtro possíveis para filtros de  $CO_2$  e  $N_2O$  e

seleccionar a melhor combinaçãõ como indicada por:

- 1) modulaçãõ máxima
- 2) alteraçãõ de modulaçãõ mínima através do desvio de filtro de 0,3  $\mu$ ;
- 3) modulaçãõ de cruzamento inferior a 0,7% para CO<sub>2</sub> (aproximadamente 1 mmHg); e
- 4) modulaçãõ de cruzamento inferior a 1,0% para N<sub>2</sub>O (cerca de 10 mmHg).

d. Rendimento e comparaçãõ dos filtros VER 1.2 e VER 2.1

(i) Modulaçãõ

O filtro optimizado VER 2.1 tem ligeiramente menos modulaçãõ do que a versãõ convencional.

	VER 1.2	VER 2.1
	CANAL DE CO <sub>2</sub>	CANAL DE CO <sub>2</sub>
5% CO <sub>2</sub>	40,3%	36,0% MODULAÇãõ
	CANAL DE N <sub>2</sub> O	CANAL DE N <sub>2</sub> O
50% N <sub>2</sub> O	65,4%	58,9% MODULAÇãõ

Isto é devido ao facto de os filtros VER 2.1 tanto de CO<sub>2</sub> como de N<sub>2</sub>O serem ligeiramente mais estreitos do que os filtros convencionais VER 1.2 e não estarem centrados no centro da absorçãõ para o CO<sub>2</sub> e N<sub>2</sub>O, respectivamente. Esta reduçãõ é de pequeno ou nenhum significado no desenho completo do analisador.

(ii) Erro de desvio de filtro

O sacrificio em modulaçãõ foi compensado por um rendimento muito melhorado em relaçãõ aos erros quando os filtros se desviam.

VER 1.2

	NORMAL % MOD	DESVIADO % MOD	ALTERAÇÃO % MOD	ALTERAÇÃO mmHg
CANAL DE CO <sub>2</sub>				
5% CO <sub>2</sub>	40,3	41,5	1,2	1,7
50% N <sub>2</sub> O	0,2	0,3	0,1	0,1
CANAL DE N <sub>2</sub> O				
5% CO <sub>2</sub>	0,8	0,7	-0,1	-1,0
50% N <sub>2</sub> O	65,4	54,2	-11,2	-112,0

VER 2.1

	NORMAL % MOD	DESVIADO % MOD	ALTERAÇÃO % MOD	ALTERAÇÃO mmHg
CANAL DE CO <sub>2</sub>				
5% CO <sub>2</sub>	36,0	36,3	0,3	0,4
50% N <sub>2</sub> O	0,4	0,5	0,1	0,1
CANAL DE NO <sub>2</sub>				
5% CO <sub>2</sub>	1,0	0,8	-0,2	-2,0
50% N <sub>2</sub> O	58,9	56,3	-2,6	-26,0

A especificação de filtro otimizado reduziu o erro de CO<sub>2</sub> devido a um desvio de 0,3  $\mu$  reduzido de 1,7 mmHg para 0,4 e o erro de N<sub>2</sub>O foi de 112 para 26 mmHg.

(iii) Cruzamento

O cruzamento aumentou de VER 1.2 para VER 2.1.

Erro de cruzamento

	VER 1.2		VER 2.1	
	% MOD	mmHg	% MOD	mmHg
CANAL DE CO <sub>2</sub>				
50% N <sub>2</sub> O	0,2	0,3	0,4	0,6
CANAL DE N <sub>2</sub> O				
5% CO <sub>2</sub>	0,8	8,0	1,0	10,0

e. Sumário

O processo conduziu a um conjunto de filtros que é ligeiramente diferente do seleccionado pelos processos convencionais e de acordo com as simulações, melhor adequado para a produção de um analisador de gás fabricável com pequeno ou nenhum ajustamento individual. As especificações de filtro preferidas estão indicadas na tabela 1 abaixo:

Tabela 1

Especificações de filtro de infravermelhos

TODOS OS FILTROS:

Dimensões: 4,75 mm x 3,96 mm, +/- 0,076 mm  
0,51 mm, +/- 0,025 mm de espessura  
Irregularidades de bordo: <0,127 mm  
Temperatura de desvio: 0,01% por grau C.  
Ângulo de desvio: 0,001% por grau angular  
Transmissão no centro: 80%  
Inclinações incluídas-  
-excluídas: 3%  
Humidade suportada por MIL-C-675A  
Abrasão suportada por MIL-C-675A  
Aderência do revestimento por MIL-M-13508B

As características espectrais abaixo aplicam-se a 0° de incidência e 30° C.

FILTRO 1: Centro 4,255 micron +/- 0,03 micron  
Largura de banda de meia potência 0,180 micron +/- 1%

FILTRO 2: Centro 4,540 micron +/- 0,05 micron  
Largura de banda de meia potência 0,300 micron +/- 1%

FILTRO 3: Centro 3,600 micron +/- 0,03 micron  
Largura de banda de meia potência 0,180 micron +/- 1%

F. Analisador de gás estabilizado opticamente utilizado com um processador residente

Na figura 3 está representada uma concretização preferida de certos circuitos de processamento de sinal 100 utilizados para

-28-

realizarem o presente invento em conjugação com um sistema residente. Os sinais de entrada e de saída para o aparelho detector 80 e 90 são passados através de um subsistema de isolamento e filtragem 140 para assegurarem a segurança do paciente. O sinal de saída 90 do detector passa através do subsistema de isolamento 140 para o detector de conversor AD 130, onde é digitalizado antes de entrar para o microprocessador 120. Finalmente o microprocessador 120 transmite a saída de detector processada -- como um valor de concentração para o respectivo gás constituinte. -- para a interface de sistema residente 110 e para o sistema residente (não mostrado). O sinal de saída final pode ser monitorizado, gravado, armazenado, ou manipulado adicionalmente. Alternativamente, pode ser transmitido um sinal do sistema residente para o aparelho detector mostrado na figura 2 para a interface de sistema residente 110, depois para o microprocessador 120, através do subsistema de isolamento e filtragem 140, e finalmente para a entrada 80 do aparelho detector. O sinal do sistema residente não é convertido da forma digital para a forma analógica antes de ser feito entrar para o aparelho detector.

Apesar de certas concretizações preferidas do presente invento terem sido aqui descritas, deve ser entendido que o invento não é por elas limitado. Por exemplo, a figura 8 ilustra uma representação esquemática de uma porção alternativa de um detector de acordo com o invento. Como explicado atrás, com referência à figura 4, a emissão de uma fonte de radiação infravermelha cai no detector 202. No entanto, na concretização da figura 8, as funções dos filtros de densidade neutra e analítico descritas atrás são combinadas no mesmo elemento. Especificamente são proporcionados um primeiro filtro 260 tendo uma capacidade de transmissão de 100% e um segundo filtro 262 tendo uma capacidade de transmissão de 50%. O remanescente do detector 202 é o mesmo que o descrito acima com referência à figura 4, isto é, uma abertura ou janela 230, os detectores 216 e 220 e o processador 240, são novamente proporcionados. A porção de referência do circuito pode quer ser construída como mostrado na figura 4, quer utilizar um par de filtros de 50%/100%, como



mostrado na figura 8. Assim os filtros analíticos podem ser combinados funcionalmete com o filtro de densidade neutra como um elemento de filtro. Apesar de certas concretizações preferidas do presente invento terem sido descritas aqui, dever-se-á compreender que o invento não está limitado às mesmas. Assim muitas variações das concretizações até aqui descritas caem dentro do âmbito do presente invento como definido pelas seguintes reivindicações.

REIVINDICAÇÕES

1 - Dispositivo para detectar a concentração de um componente gasoso de uma corrente de fluxo, substancialmente gasosa ou os constituintes da corrente respiratória gasosa de um paciente, caracterizado por compreender:

(a) uma fonte de radiação infravermelha;

(b) um par de detectores de infravermelhos dispostos de modo a receberem a radiação incidente da dita fonte de radiação infravermelha e a produzirem sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida;

(c) meios para orientarem, pelo menos, uma porção da dita corrente de fluxo, substancialmente gasosa entre os ditos detectores e a dita fonte de radiação infravermelha;

(d) meios de atenuação, dispostos entre um dos ditos detectores e os ditos meios de orientação, para atenuarem a radiação incidente, que embate no dito um detector;

(e) meios para processarem os ditos sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida, de modo a produzirem um sinal opticamente estabilizado e não afectado substancialmente pelas alterações na temperatura ambiente do meio, no qual o dito dispositivo opera.

2 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender também um par de detectores de infravermelhos de referência, de modo a receber a radiação incidente da dita fonte de radiação infravermelha, a qual passou através da dita corrente de fluxo substancialmente gasosa e produzir sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida, pelo que os ditos meios de atenuação são dispostos entre um dos ditos detectores de referência e os ditos meios de orientação, para atenuarem a radiação incidente que embate no dito um detector de referência.

3 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 2, caracterizado por compreender também um primeiro filtro óptico, disposto entre um par de detectores de infravermelhos e os ditos meios de orientação e um segundo filtro óptico disposto entre o



dito par de detectores de infravermelhos de referência e os ditos meios de orientação, passando no dito primeiro filtro óptico uma banda estreita de energia próxima de um comprimento de onda facilmente absorvido pelo dito componente gasoso da dita corrente de fluxo, substancialmente gasosa, e passando no dito segundo filtro óptico uma banda de energia que exclui o dito comprimento de onda facilmente absorvido pelo dito componente gasoso, da dita corrente de fluxo, substancialmente gasosa.

4 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 3, caracterizado por os ditos meios de processamento compreenderem meios para determinarem a diferença entre os sinais eléctricos produzidos pelo dito par de detectores de infravermelhos, e a diferença entre os sinais eléctricos produzidos pelo dito par de detectores de infravermelhos de referência, meios para determinarem a relação entre as ditas diferenças, e meios para computarem a partir da dita relação a concentração do dito componente gasoso da dita corrente de fluxo substancialmente gasosa.

5 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender também um alojamento, tendo primeira e segunda janelas ópticas, construídas para permitirem a respectiva transmissão da radiação infravermelha da dita fonte, através da dita primeira janela óptica, através dos ditos meios de orientação, através da dita segunda janela óptica, e em seguida através dos ditos meios de atenuação antes de embater no dito par de detectores de infravermelhos.

6 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender também uma interligação para interligar as entradas de um sistema de processamento externo à dita fonte, de modo a activar a dita fonte, e para interligar as saídas dos ditos meios de processamento ao dito sistema de processamento externo, para processamento adicional.

7 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 6, caracterizado por a dita interligação compreender um filtro para





isolamento do dito sistema de processamento externo do dito dispositivo, um conversor de analógico para digital para digitalizar as entradas analógicas do dito sistema de processamento externo, e um microprocessador para determinação de um valor de concentração para o dito componente gasoso a partir do dito sinal estabilizado opticamente.

8 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por os ditos meios de atenuação compreenderem um filtro óptico com um coeficiente de transmissão de, aproximadamente 0,50.

9 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por o dito par de detectores de infravermelhos compreender um par de termopilhas em relação oposta uma à outra.

10 - Dispositivo para detectar a concentração dos constituintes da corrente respiratória gasosa de um paciente, caracterizado por compreender:

(a) uma fonte de radiação infravermelha;

(b) um par de detectores de infravermelhos para cada constituinte cuja concentração é para ser determinada, estando os ditos detectores dispostos, de modo a receberem a radiação incidente da dita fonte de radiação infravermelha e a produzirem sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida;

(c) meios para orientarem, pelo menos, uma porção da dita corrente respiratória gasosa do dito paciente, entre os ditos detectores e a dita fonte de radiação infravermelha;

(d) meios de atenuação, dispostos entre um dos ditos detectores em cada par e os ditos meios de orientação, para atenuarem a radiação incidente que embate no dito um detector em cada par; e

(e) meios para processarem os ditos sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida em cada par de detectores, de modo a produzirem sinais estabilizados opticamente não afectados substancialmente pelas alterações na temperatura ambiente do meio, no qual o dito dispositivo opera.



11 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 10, caracterizado por compreender também um par de detectores de infravermelhos de referência, disposto de modo a receber a radiação incidente da dita fonte de radiação infravermelha, a qual passou através da dita corrente respiratória gasosa e produzir sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida, pelo que os ditos meios de atenuação são dispostos entre um dos ditos detectores de referência e os ditos meios de orientação, para atenuarem a radiação incidente que embate no dito um detector de referência.

12 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 11, caracterizado por compreender também um primeiro filtro óptico disposto entre um par de detectores de infravermelhos e os ditos meios de orientação e um segundo filtro óptico entre o dito par de detectores de infravermelhos de referência e os ditos meios de orientação, passando no dito primeiro filtro óptico uma banda estreita de energia próxima de um comprimento de onda facilmente absorvido pelo dito constituinte da dita corrente respiratória gasosa cuja concentração é para ser medida por um correspondente par de detectores, e passando no dito segundo filtro óptico uma banda de energia que exclui os ditos comprimento de onda facilmente absorvidos pelos ditos constituintes da dita corrente respiratória gasosa cujas concentrações são para serem determinadas.

13 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por os ditos meios de processamento compreenderem meios para determinarem primeiras diferenças entre os sinais eléctricos produzidos pelos respectivos pares de detectores de infravermelhos, e uma segunda diferença entre os sinais eléctricos produzidos pelo dito par de detectores de infravermelhos de referência, meios para determinarem as respectivas relações entre as ditas primeiras diferenças e a dita segunda diferença, e meios para computarem a partir das ditas relações as concentrações dos ditos constituintes da dita corrente respiratória gasosa, cujas concentrações são para ser determinadas.

14 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por compreender também um alojamento tendo primeira e segunda janelas ópticas, construídas para permitirem a respectiva transmissão da radiação infravermelha da dita fonte através da dita primeira janela óptica, através dos ditos meios de orientação, através da dita segunda janela óptica, e em seguida através dos ditos meios de atenuação antes de embater no dito par de detectores de infravermelhos.

15 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por compreender também uma interligação, para interligar as entradas de um sistema de processamento externo à dita fonte, de modo a activar a dita fonte e para interligar as saídas dos ditos meios de processamento ao dito sistema de processamento externo, para processamento adicional.

16 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 15, caracterizado por a dita interligação compreender um filtro para isolamento do dito sistema de processamento externo do dito paciente, um conversor de analógico para digital para digitalizar as entradas analógicas do dito sistema de processamento externo, e um microprocessador para determinação de valores de concentração para os ditos constituintes a partir dos ditos sinais opticamente estabilizados.

17 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por os ditos meios de atenuação compreenderem um filtro óptico com um coeficiente de transmissão de aproximadamente 0,50.

18 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 12, caracterizado por o dito par de detectores de infravermelhos compreender um par de termopilhas em relação opostas uma à outra.

19 - Aparelho registador gráfico de gases (capnógrafo) de infravermelhos sem obturador, para detectar a concentração dos constituintes da corrente respiratória gasosa de um paciente, caracterizado por compreender



(a) uma fonte de radiação infravermelha;

(b) um par de detectores de infravermelhos dispostos de modo a receber a radiação incidente da dita fonte de radiação infravermelha, os quais passam através da dita corrente respiratória gasosa e a produzir sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida;

(c) um par de detectores de infravermelhos de referência, de modo a receber a radiação incidente da dita fonte de radiação infravermelha, a qual passou através da dita corrente respiratória gasosa, e produzir sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida;

(d) meios para orientarem, pelo menos, uma porção da dita corrente respiratória gasosa do dito paciente, entre os ditos detectores e a dita fonte de radiação infravermelha;

(e) meios de atenuação, dispostos entre um dos ditos detectores e os ditos meios de orientação e entre um dos ditos detectores de referência e os ditos meios de orientação, para atenuarem a radiação incidente que embate no dito um detector e no dito um detector de referência;

(f) um primeiro filtro óptico disposto entre o dito par de detectores de infravermelhos, e os ditos meios de orientação, para passar uma banda estreita de energia próxima de um comprimento de onda facilmente absorvido por um constituinte da dita corrente respiratória gasosa cuja concentração é para ser determinada;

(g) um segundo filtro óptico entre o dito par de detectores de infravermelhos de referência e os ditos meios de orientação, para passar uma banda de energia que exclui o dito comprimento de onda facilmente absorvido por um constituinte da corrente respiratória gasosa cuja concentração é para ser determinada; e

(h) meios para processarem os ditos sinais eléctricos representativos da radiação incidente recebida de modo a produzirem um sinal opticamente estabilizado não afectado substancialmente pelas alterações na temperatura ambiente do meio no qual o dito dispositivo opera, os ditos meios de processamento compreenderem meios para determinarem a diferença entre os sinais eléctricos produzidos pelo dito par de detectores de infravermelhos e a diferença entre os sinais eléctricos

produzidos pelo dito par de detectores de infravermelhos de referência, meios para determinarem a relação entre as ditas diferenças, e meios para computarem a partir da dita relação a concentração do dito constituinte da corrente respiratória gasosa cuja concentração é para ser determinada.

20 - Processo de detecção da concentração de um componente gasoso de uma corrente de fluxo substancialmente gasosa ou de determinação da concentração de um constituinte de uma corrente respiratória gasosa de um paciente ou de monitorização do estado respiratório de um paciente, caracterizado por compreender os passos de:

transmitir um feixe de radiação infravermelha através da dita corrente de fluxo substancialmente gasosa;

atenuar uma porção da dita radiação infravermelha através da dita corrente de fluxo substancialmente gasosa;

detectar a intensidade da dita radiação infravermelha, utilizando um primeiro detector e gerar um primeiro sinal;

detectar a intensidade da dita porção atenuada da dita radiação infravermelha, utilizando um segundo detector e gerar um segundo sinal;

computar a diferença entre o dito primeiro sinal e o dito segundo sinal e gerar um sinal de diferença; e

processar o dito sinal de diferença para produzir um sinal opticamente estabilizado não afectado substancialmente por alterações na temperatura ambiente do meio.

21 - Processo de acordo com a reivindicação 20, caracterizado por compreender o passo adicional de filtrar a dita radiação infravermelha e a dita porção atenuada da dita radiação infravermelha através de um filtro óptico, no qual passa uma banda estreita de energia perto de um comprimento de onda facilmente absorvido pelo dito componente gasoso de uma corrente de fluxo substancialmente gasosa.

22 - Processo de acordo com a reivindicação 21, caracterizado por compreender os passos adicionais de:

filtrar a dita radiação infravermelha e a dita porção



atenuada da dita radiação infravermelha através de um filtro de bloqueio óptico no qual passa uma banda de energia que exclui o dito comprimento de onda facilmente absorvido pelo dito componente gasoso da dita corrente de fluxo substancialmente gasosa;

detectar a intensidade da radiação infravermelha filtrada pelo dito filtro de bloqueio óptico utilizando um terceiro detector e gerar um terceiro sinal;

detectar a intensidade da porção atenuada da radiação infravermelha filtrada pelo dito filtro de bloqueio óptico utilizando um quarto detector e gerar um quarto sinal;

computar a diferença entre o dito terceiro sinal e o dito quarto sinal e gerar um outro sinal de diferença; e

processar o dito sinal de diferença com o dito um outro sinal de diferença, para determinar a dita concentração do dito componente gasoso da dita corrente de fluxo substancialmente gasosa.

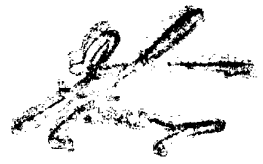
23 - Processo de acordo com a reivindicação 22, caracterizado por o passo de processar os ditos sinais de diferença compreender o passo de determinar uma relação entre o dito sinal de diferença e o dito um outro sinal de diferença.

24 - Processo de acordo com qualquer das reivindicações 20, 21 e 22, caracterizado por o dito componente gasoso ser dióxido de carbono.

25 - Processo de acordo com qualquer das reivindicações 20, 21 e 22, caracterizado por o dito componente gasoso ser óxido de azoto.

26 - Processo de selecção de um filtro óptico para utilização num analisador de gases respiratórios, o qual mede a concentração de um constituinte gasoso respiratório predeterminado, caracterizado por compreender os passos de:

seleccionar um comprimento de onda central e nominal para o dito filtro óptico, o qual coincide com um comprimento de onda central facilmente absorvido pelo dito constituinte;



seleccionar uma largura de banda de meia potência, apenas suficientemente grande para passar, substancialmente, todos os comprimentos de onda absorvidos pelo dito constituinte;

variar o dito comprimento de onda central de filtro nominal de modo a minimizar a alteração de modulação, quando o dito filtro óptico é deslocado através de uma gama de comprimentos de onda pré-definida;

variar o dito comprimento de onda central de filtro nominal e a sua largura de banda de modo a minimizar o cruzamento entre o dito constituinte e outros constituintes; e

variar o dito comprimento de onda central de filtro nominal e a sua largura de banda, de modo a minimizar as mudanças em cruzamento quando o dito filtro óptico é deslocado através da dita gama de comprimentos de onda pré-definidos.

27 - Detector de energia infravermelha para medição da quantidade de radiação incidente de uma fonte de energia infravermelha, caracterizado por compreender:

primeira e segunda termopilhas, posicionadas de modo a receberem a energia infravermelha incidente a partir da dita fonte de energia infravermelha, para produzirem sinais eléctricos de saída representativos da intensidade da dita energia infravermelha incidente; e

meios para distinguirem os componentes de sinal de energia infravermelha da dita energia infravermelha a partir de efeitos térmicos não desejados, compreendendo:

um primeiro circuito óptico entre a dita fonte de energia infravermelha e a dita primeira termopilha, incluindo o dito primeiro circuito óptico um filtro analítico escolhido para fazer passar selectivamente um comprimento de onda de um componente de sinal de energia infravermelha desejado,

um segundo circuito óptico entre a dita fonte de energia infravermelha e a dita segunda termopilha, incluindo o dito segundo circuito óptico o dito filtro analítico escolhido para fazer passar selectivamente o comprimento de onda de infravermelhos do componente de sinal de energia infravermelha desejado, e

um filtro de atenuação de densidade neutra, localizado num



dos ditos primeiro e segundo circuitos ópticos.

28 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 27, caracterizado por compreender também meios para determinarem um sinal diferencial a partir dos sinais de saída produzidos pelas ditas primeira e segunda termopilhas.

29 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 27, compreendendo também:

terceira e quarta termopilhas, posicionadas de modo a receberem a energia infravermelha incidente da dita fonte de energia infravermelha, para produzirem sinais eléctricos de saída representativos da intensidade da dita energia infravermelha incidente, caracterizado por os ditos meios para distinguirem os componentes de sinal de energia infravermelha desejados da dita energia infravermelha incidente a partir dos efeitos térmicos indesejados, compreenderem também:

um terceiro circuito óptico entre a dita fonte de energia infravermelha e a dita terceira termopilha, incluindo o dito terceiro circuito óptico um filtro analítico escolhido, para bloquear selectivamente o dito comprimento de onda de infravermelhos do componente de sinal de energia infravermelha desejado,

um quarto circuito óptico entre a dita fonte de energia infravermelha e a dita quarta termopilha, incluindo também o dito quarto circuito óptico o dito filtro analítico escolhido, para bloquear selectivamente o comprimento de onda de infravermelhos do componente de sinal de energia infravermelha desejada, e

o dito filtro de atenuação de densidade neutral estar localizado adicionalmente num dos ditos terceiro e quarto circuitos ópticos.

30 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 29, caracterizado por compreender também meios para a determinação de um primeiro sinal diferencial a partir dos sinais e saída produzidos pelas primeira e segunda termopilhas e um segundo sinal diferencial a partir dos sinais de saída produzidos pelas ditas terceira e quarta termopilhas.



31 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 30, caracterizado por compreender também meios para formarem uma relação dos ditos primeiro e segundo sinais diferenciais.

32 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 27, caracterizado por o dito filtro analítico escolhido, para fazer passar selectivamente o comprimento de onda do componente de sinal de energia infravermelha desejado, e o dito filtro de atenuação de densidade neutra serem combinados num único elemento de filtro.

33 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 27, caracterizado por o dito filtro de atenuação de densidade neutra ter um coeficiente de transmissão de, aproximadamente 0,50.

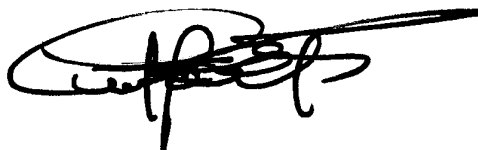
34 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 27, caracterizado por o dito filtro de atenuação de densidade neutra ter um coeficiente de transmissão de, aproximadamente 0.

35 - Detector de energia infravermelha de acordo com a reivindicação 27, caracterizado por as ditas primeira e segunda termopilhas serem ligadas em relação de oposição entre si.

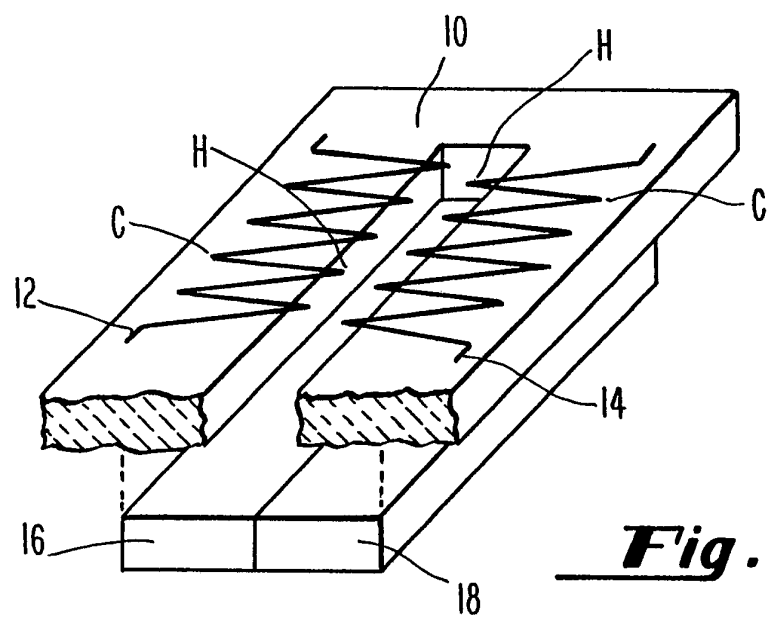
Lisboa,

31. 10. 1990

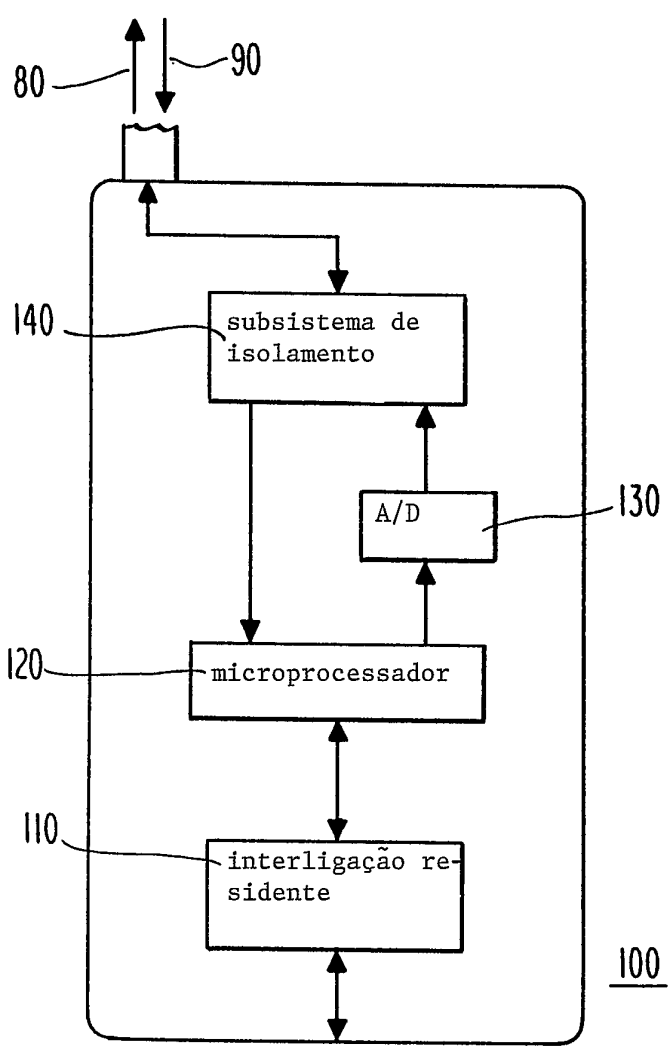
Por CRITIKON, INCORPORATED  
=O AGENTE OFICIAL=

A handwritten signature in black ink, appearing to be a stylized name, possibly 'C. F. S.', written over a horizontal line.

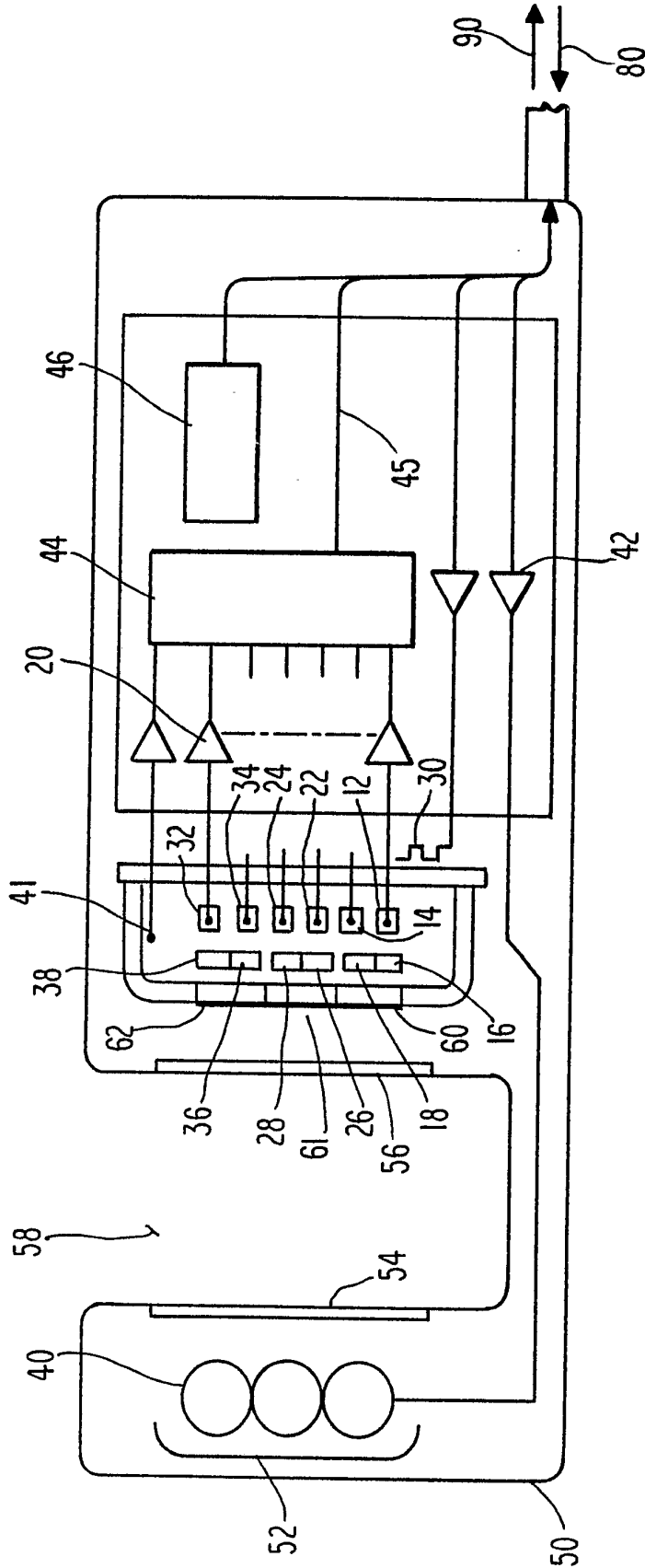
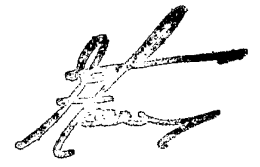
7 1426



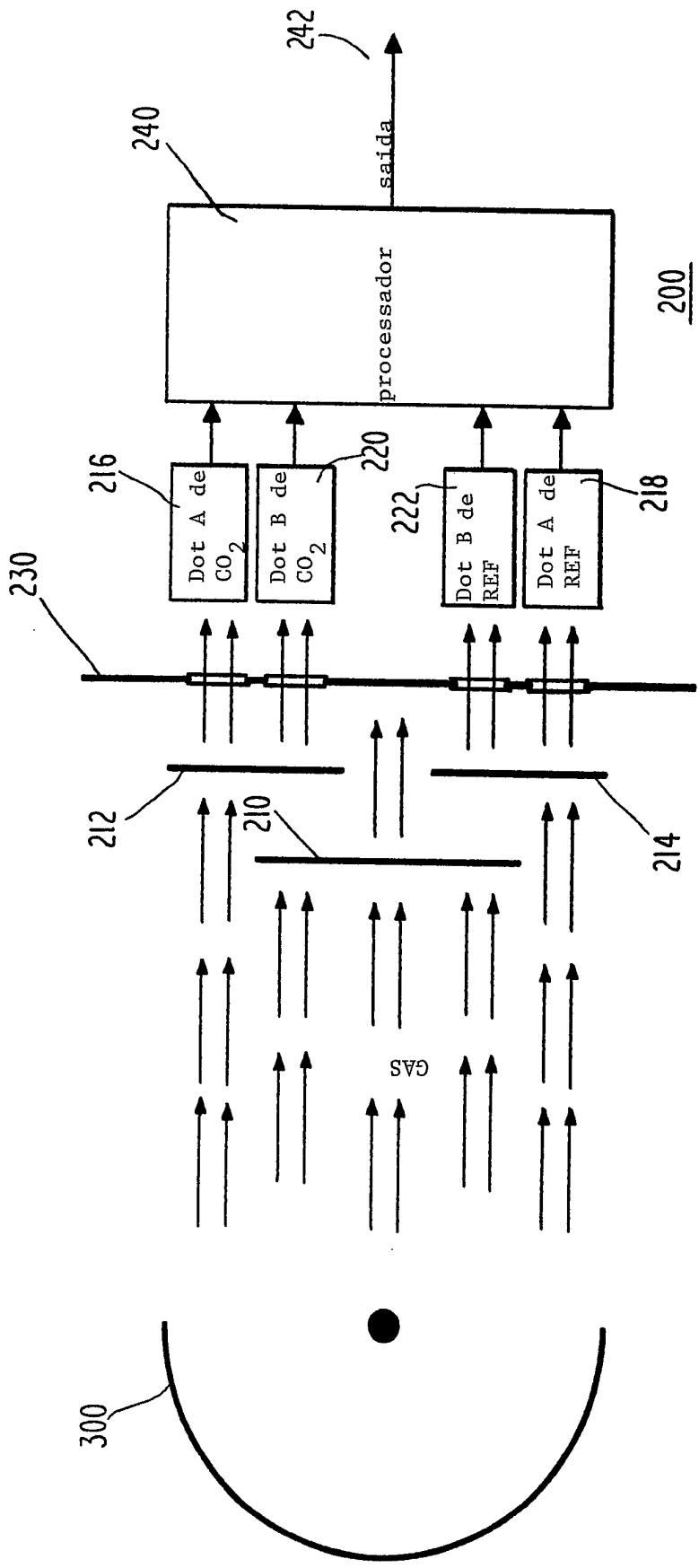
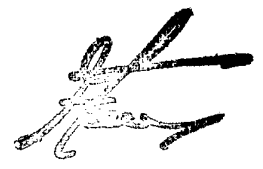
**Fig. 1**



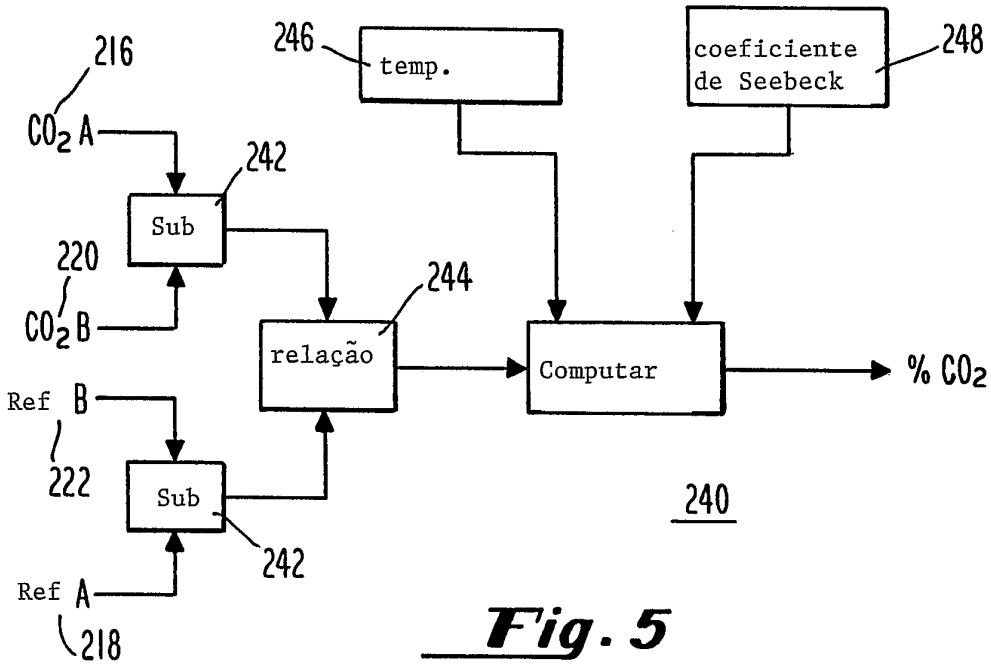
**Fig. 3**



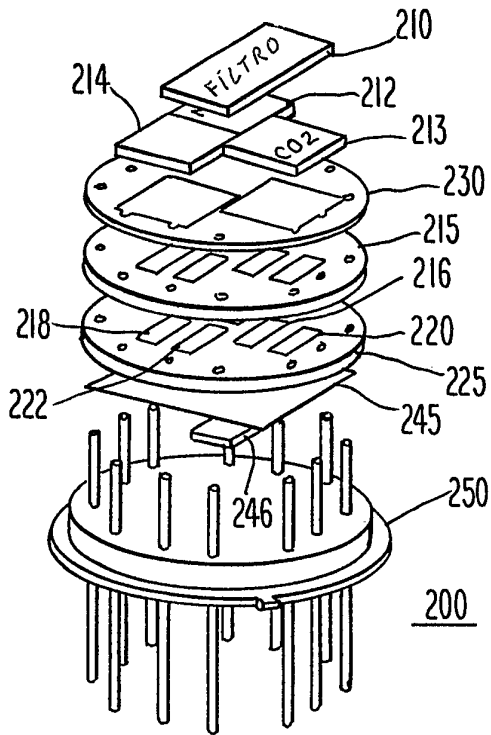
***Fig. 2***



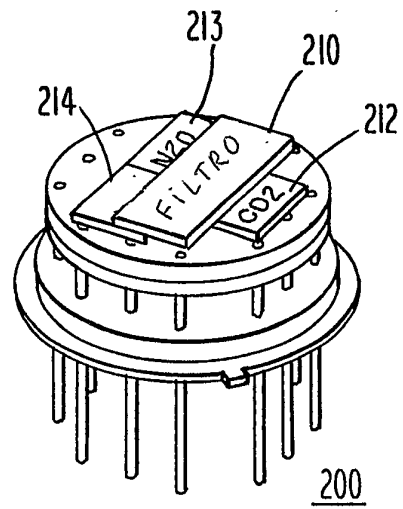
**Fig. 4**



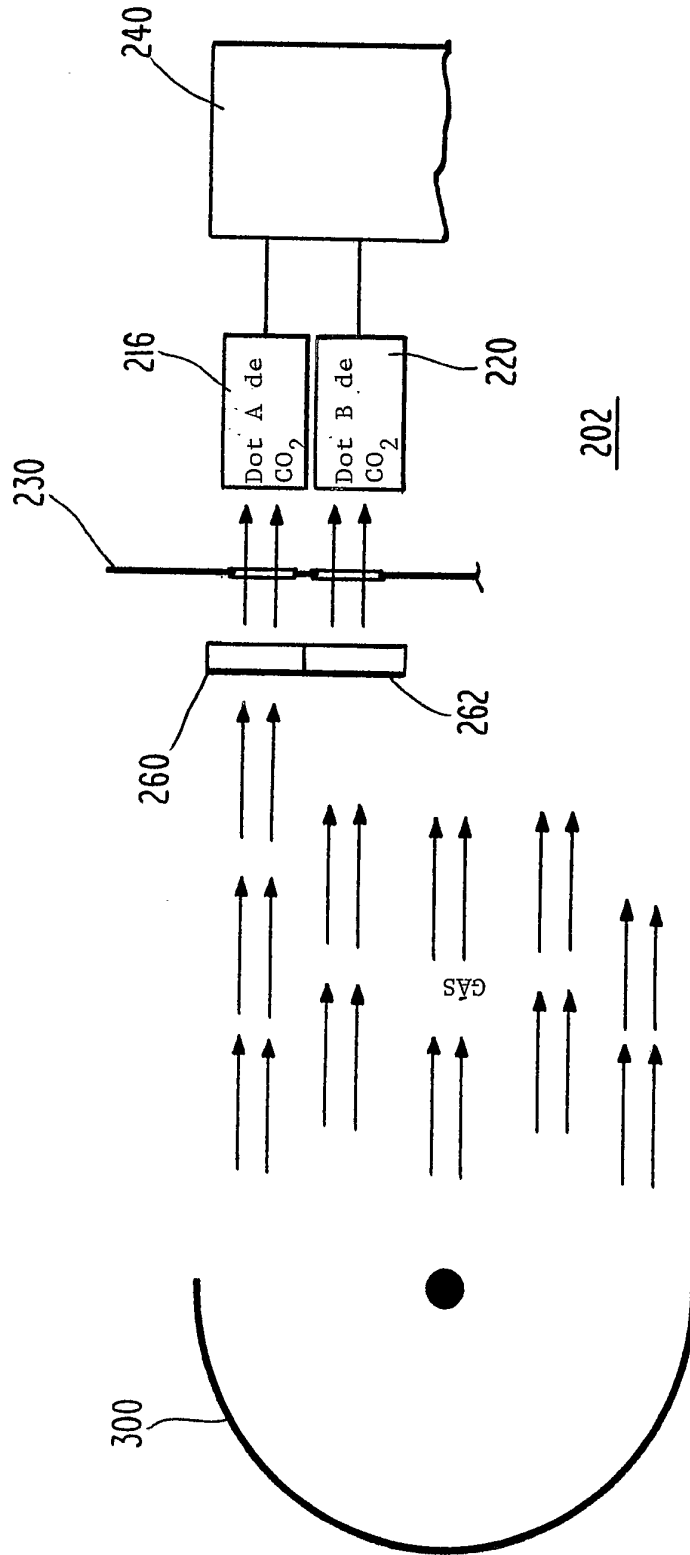
**Fig. 5**



**Fig. 7**



**Fig. 6**



***Fig. 8***