

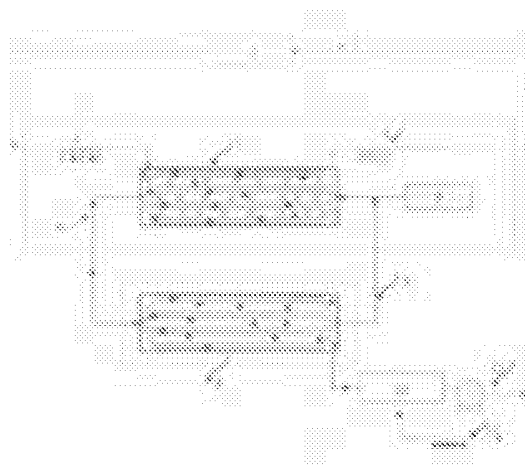
(12) FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO

(22) Data de pedido: 2013.04.19	(73) Titular(es): CARLOS ALBERTO MATEUS AFONSO	
(30) Prioridade(s):	RUA PEDRO HOMEM DE MELO, N° 18 2815-674	
(43) Data de publicação do pedido: 2014.10.20	SOBREDIA	PT
(45) Data e BPI da concessão: /	JOÃO PAULO SEREJO GOULÃO CRESPO	PT
	LUÍSA ALEXANDRA GRAÇA NEVES	PT
	ISABEL MARIA RÔLA COELHO	PT
	(72) Inventor(es):	
	CARLOS ALBERTO MATEUS AFONSO	PT
	JOÃO PAULO SEREJO GOULÃO CRESPO	PT
	LUÍSA ALEXANDRA GRAÇA NEVES	PT
	ISABEL MARIA RÔLA COELHO	PT
	(74) Mandatário:	
	NUNO MIGUEL OLIVEIRA LOURENÇO	
	RUA CASTILHO, N° 50 - 9° 1269-163 LISBOA	PT

(54) Epígrafe: **PROCESSO DE PURIFICAÇÃO DE GASES DE CIRCUITOS DE ANESTESIA USANDO CONTACTORES DE MEMBRANAS**

(57) Resumo:

A PRESENTE INVENÇÃO ESTÁ RELACIONADA COM A REMOÇÃO DE COMPOSTOS TÓXICOS, NOMEADAMENTE DIÓXIDO DE CARBONO, PRESENTES EM CORRENTES DE GÁS DE CIRCUITOS DE ANESTESIA. PROPÕE-SE UM PROCESSO INTEGRADO (ABSORÇÃO E REGENERAÇÃO IN-SITU) PARA A PURIFICAÇÃO DE GASES DE ANESTESIA EM CONTACTORES DE MEMBRANAS, COMBINANDO A CAPACIDADE DE LÍQUIDOS IÓNICOS OU MISTURAS EUTÉTICAS COM ESPECIFICIDADE PARA SOLUBILIZAR DIÓXIDO DE CARBONO, COM O USO DE UMA ENZIMA, ANIDRASE CARBÓNICA, QUE CATALISA A REACÇÃO DE CONVERSÃO DO CO₂ EM BICARBONATO. DESTA FORMA A PRESENTE INVENÇÃO É ÚTIL, POIS ELIMINA OS PROBLEMAS DE TOXICIDADE CAUSADOS PELOS SISTEMAS ACTUAIS DE PURIFICAÇÃO DE GASES EM CIRCUITOS DE ANESTESIA; PERMITE A REGENERAÇÃO IN-SITU E À TEMPERATURA AMBIENTE DA FASE LÍQUIDA USADA PARA SOLUBILIZAÇÃO DOS GASES TÓXICOS, EVITANDO O CUSTO ASSOCIADO À ELIMINAÇÃO DE RESÍDUOS HOSPITALARES; E UTILIZA UM EQUIPAMENTO COMPACTO, CONTACTORES DE MEMBRANAS, ADEQUADO PARA UTILIZAÇÃO EM AMBIENTE HOSPITALAR.



R E S U M O

"Processo de Purificação de Gases de Circuitos de Anestesia usando Contactores de Membranas"

Domínio técnico da invenção

A presente invenção diz respeito a um processo de remoção de compostos tóxicos, nomeadamente dióxido de carbono, presentes em correntes de gás em circuitos de anestesia.

Sumário da invenção

É objectivo da presente invenção a purificação de gases de circuitos de anestesia utilizando contactores de membranas. Este processo é caracterizado por fazer contactar uma corrente gasosa, constituída por gases de anestesia e por gases exalados pelo anestesiado (3), num contactor de membranas (5), assegurando a solubilização e difusão dos compostos gasosos tóxicos, para uma fase líquida receptora (7) que integra a enzima anidrase carbónica dispersa num líquido iónico ou numa mistura eutética, com afinidade para o dióxido de carbono, permitindo a sua subsequente remoção desta fase líquida, num segundo contactor de membranas (8), e a recirculação da corrente de gás de anestesia purificada ao sujeito sob intervenção (4).

As principais vantagens são:

- a. Eliminação de problemas de toxicidade, causados pelos sistemas atuais de purificação de gases em circuitos de anestesia.

b. Regeneração *in-situ* e à temperatura ambiente da fase líquida usada para solubilização dos gases tóxicos.

c. Equipamento compacto (contactores de membranas) adequado para utilização em ambiente hospitalar.

D E S C R I Ç Ã O

"Processo de Purificação de Gases de Circuitos de Anestesia usando Contactores de Membranas"

Domínio técnico da invenção

A presente invenção diz respeito a um processo de remoção de compostos tóxicos, nomeadamente dióxido de carbono, presentes em correntes de gás em circuitos de anestesia.

Sumário da invenção

É objectivo da presente invenção a purificação de gases de circuitos de anestesia utilizando contactores de membranas. Este processo é caracterizado por fazer contactar uma corrente gasosa, constituída por gases de anestesia e por gases exalados pelo anestesiado (3), num contactor de membranas (5), assegurando a solubilização e difusão dos compostos gasosos tóxicos, para uma fase líquida receptora (7) que integra a enzima anidrase carbónica dispersa num líquido iónico ou numa mistura eutética, com afinidade para o dióxido de carbono, permitindo a sua subsequente remoção desta fase líquida, num segundo contactor de membranas (8), e a recirculação da corrente de gás de anestesia purificada ao sujeito sob intervenção (4).

As principais vantagens são:

- a. Eliminação de problemas de toxicidade, causados pelos sistemas atuais de purificação de gases em circuitos de anestesia.

b. Regeneração *in-situ* e à temperatura ambiente da fase líquida usada para solubilização dos gases tóxicos.

c. Equipamento compacto (contactores de membranas) adequado para utilização em ambiente hospitalar.

Antecedentes da Invenção

Um gás de anestesia é geralmente composto por cerca de 70% de óxido nitroso (N_2O), 22-29% de oxigénio e 1-8% de hidrocarbonetos halogenados. Após a respiração, o dióxido de carbono (CO_2) presente na mistura gasosa atinge um teor de 5% devendo ser removido para valores inferiores 0.5%, tornando possível a recirculação desse gás ao paciente sob anestesia.

Actualmente a remoção CO_2 de correntes de gases de anestesia é feita através do uso de um absorvente constituído por hidróxido de cálcio ($Ca(OH)_2$). Este absorvente promove a seguinte reacção com o CO_2 :



na qual o hidróxido de cálcio reage com o dióxido de carbono formando carbonato de cálcio e água. Apesar de ser o absorvente mais utilizado em circuitos de anestesia para a remoção de CO_2 , o hidróxido de cálcio apresenta uma elevada sensibilidade reactiva aos agentes anestésicos. Os agentes anestésicos mais utilizados são hidrocarbonetos fluorados, como por exemplo, sevoflurano, isoflurano, desflurano, os quais podem reagir quimicamente com o hidróxido de cálcio, podendo formar subprodutos potencialmente tóxicos para o paciente.

Foram propostas na literatura algumas soluções para minimizar a ocorrência de reações secundárias entre o absorvente e o agente anestésico. A patente MX 2009006916 A sugere a utilização de um absorvente de CO₂ com a composição 70-90% de hidróxido de cálcio (livre de hidróxido de potássio e hidróxido de sódio), 0,1-17% de hidróxido de lítio e 5-25% de água. A patente US 5,390,667 sugere a utilização de um absorvente de CO₂ constituído por óxido de magnésio, hidróxido de magnésio, ou hidrocarboneto de magnésio, com uma pequena quantidade de água. Todas as soluções mencionadas anteriormente baseiam-se em sistemas de absorção, isto é não há regeneração simultânea do absorvente, o que implica a substituição do absorvente quando saturado e um elevado custo associado à eliminação de resíduos hospitalares contaminados.

Mais recentemente, a patente US 2004/0103898 sugere a construção de um tubo para adaptar a circuitos de anestesia, que deverá conter uma membrana e um absorvente de CO₂ (sem especificar qual a composição deste absorvente nem o material da membrana), sendo, no entanto, mais uma vez, um sistema apenas de absorção, o qual não assegura a sua regeneração *in-situ*.

Como referido anteriormente, os agentes anestésicos utilizados mais frequentemente são hidrocarbonetos fluorados, podendo originar a formação de compostos potencialmente tóxicos quando combinados com o absorvente. O Xenon, por outro lado, é considerado o gás anestésico ideal. A sua utilização faz com que não ocorram praticamente efeitos secundários (em particular no sistema cardiovascular), é inodoro, e permite uma rápida indução. Para além disso, não reage quimicamente com qualquer substância, não apresentando o problema de formação de compostos potencialmente tóxicos para o

paciente. No entanto, o elevado custo da cirurgia quando se utiliza Xenon comparado com os restantes agentes anestésicos, tem limitado a sua utilização. Por isso, é premente encontrar processos alternativos eficientes para recuperar e reciclar gases de anestesia e, em particular Xenon, de uma forma eficiente e com baixo custo.

Trabalhos recentes propõem o uso de membranas para absorção de CO_2 , usando soluções de sais de amino ácidos com polietileno glicol e glicerol, mas estes processos necessitam de regeneração térmica, o que condiciona a sua utilização em ambiente hospitalar (Portugal, A. F., E. D. Magalhães, A. Mendes, *Carbon dioxide removal from anaesthetic gas circuits using hollow fiber membrane contactors with amino acid salt solutions J. Memb Sci.* 339 (2009) 275-286).

Alguns Líquidos Iónicos (LIs) apresentam uma elevada solubilidade ao CO_2 , o que os torna bons candidatos como absorventes de CO_2 de correntes gasosas, para além de terem uma pressão de vapor muito baixa, o que garante a não ocorrência de perdas por evaporação para a atmosfera. Igualmente há misturas eutécticas que asseguram uma afinidade elevada para o CO_2 e volatilidade negligenciável.

A presente invenção propõe um processo integrado (absorção e regeneração *in-situ*) para a purificação de gases de anestesia e remoção de CO_2 combinando a capacidade de líquidos iónicos ou misturas eutécticas com especificidade para solubilizar dióxido de carbono com o uso de uma enzima, anidrase carbónica, que catalisa a reacção de conversão do CO_2 em bicarbonato, de acordo com a seguinte reacção:



Assim, em adição ao transporte de CO_2 pela fase líquida selectiva, o mecanismo adicional de conversão enzimática em bicarbonato aumenta a força motriz de transporte, melhorando consideravelmente a transferência total de CO_2 .

A anidrase carbónica é reconhecida pela comunidade científica como tendo a capacidade para catalisar de forma reversível a reacção de conversão de dióxido de carbono em bicarbonato.

A presente invenção propõe um processo integrado (absorção e regeneração simultâneas) usando contactores de membranas, de forma a obter um sistema médico compacto que permite reciclar gases de anestesia ao paciente, durante o processo de intervenção médica.

Nesta configuração, a corrente de gás que contém CO_2 contacta com uma solução constituída por líquidos iónicos ou misturas eutéticas com uma actividade em água adequada e a enzima anidrase carbónica. O CO_2 é transportado seletivamente da corrente gasosa de anestesia através da solução constituída por líquidos iónicos ou misturas eutéticas contendo a enzima anidrase carbónica. Esta solução é regenerada à temperatura ambiente o que se traduz numa não acumulação de CO_2 na solução absorvente, evitando a sua saturação (como acontece nas soluções propostas anteriormente). Não são necessárias temperaturas elevadas para regenerar o líquido iónico ou a mistura eutética, porque a pressão reduzida ou o gás de arraste usado no circuito de permeado permite a libertação do dióxido de carbono

capturado. Por outro lado, a corrente de gás tratada, com um teor de dióxido de carbono adequado, pode ser recirculada ao paciente. Este sistema evita completamente a contaminação do gás tratado pois o líquido iónico ou a mistura eutética têm uma pressão de vapor negligenciável. Recentemente foi demonstrado na literatura a capacidade do líquido iónico ([C₄MIM][Tf₂N]) de solubilizar a enzima anidrase carbónica, tendo sido observado o aumento do coeficiente de solubilidade do CO₂ em 30% para uma pequena concentração da enzima (0.1 mg/g líquido iónico) (Neves, Luisa, C. Afonso, I. M. Coelho, J. Crespo, *Integrated CO₂ capture and enzymatic bioconversion in supported ionic liquid membranes*, *Sep. Purif. Tech.* (2012), 97, 34-41).

Descrição geral da invenção

A presente invenção descreve um processo para remoção de compostos tóxicos, nomeadamente dióxido de carbono, presentes na corrente de gás em circuitos de anestesia, combinando a capacidade de líquidos iônicos ou misturas eutéticas com especificidade para solubilizar dióxido de carbono com o uso de uma enzima, anidrase carbônica, que catalisa a reação de conversão do CO_2 em bicarbonato.

Neste processo, propõe-se a dispersão da enzima, anidrase carbônica em líquidos iônicos ou misturas eutéticas com elevada afinidade para remover selectivamente CO_2 . Através do ajuste da actividade adequada em água é possível dispersar a enzima anidrase carbônica (AC) num líquido iónico ou mistura eutética. Os líquidos iônicos, compostos consistindo inteiramente de espécies iónicas, possuem uma estrutura geral Q^+X^- , sendo Q^+ um catião orgânico e X^- um anião inorgânico ou orgânico. Por apresentarem uma pressão de vapor muito baixa podem ser usados quer em membranas líquidas suportadas quer em contactores de membranas, obtendo-se membranas ou soluções extremamente estáveis quando em contacto com correntes gasosas. O uso de líquidos iônicos ou misturas eutéticas com pressão de vapor muito baixa, com a particularidade de concentrarem e solubilizarem CO_2 , promovem o ambiente perfeito para a enzima, assegurando uma elevada concentração local de CO_2 e o nível de água necessário que garante uma adequada actividade e estabilidade da enzima. Deste modo, além da maior solubilidade do CO_2 num LI ou mistura eutética selectivos, o mecanismo adicional da conversão enzimática de CO_2 em bicarbonato aumenta a força motriz de

transporte, e melhora significativamente a transferência de massa global de CO_2 . Esta concepção permite ainda ultrapassar os problemas de perda de absorvente por evaporação que ocorrem quando se usam soluções aquosas. A utilização de um contactor de membranas caracterizado por uma elevada área de transferência de massa num reduzido volume permite o desenvolvimento de um equipamento compacto, adequado para uso hospitalar e permitindo a recirculação ao paciente dos gases de anestesia.

Neste processo são utilizados preferencialmente líquidos iónicos ou misturas eutéticas com elevada afinidade para o CO_2 . Em experiências recentes foi desenvolvida uma gama de líquidos iónicos baseados no catião imidazólio com grande afinidade para CO_2 . Esta afinidade pode ainda ser melhorada através da síntese de líquidos iónicos baseados no catião guanidínio, contendo um grupo amina terciária pendente. A utilização destes catiões permite a absorção selectiva de CO_2 devido à presença do catião guanadínio e assegurar que o grupo contendo a amina terciária actue como contra-íão do anião bicarbonato produzido enzimaticamente.

Esta tecnologia permite resolver o problema de remoção de compostos tóxicos presentes em circuitos de anestesia, preferencialmente o CO_2 , de uma forma eficiente e sustentável, sendo o líquido iónico ou a mistura eutética, regenerados por desorção do CO_2 usando pressão reduzida ou um gás de arraste (Figura 1a e 1b).

Descrição das Figuras

Figura 1a. Processo integrado de captura de gases tóxicos presentes em circuitos de anestesia com dois contactores de membranas em série. No primeiro contactor o CO_2 presente no gás de anestesia é preferencialmente removido e no segundo contactor o líquido iônico é regenerado no circuito a pressão reduzida.

Figura 1b. Processo integrado de captura de gases tóxicos presentes em circuitos de anestesia com dois contactores de membranas em série. No primeiro contactor o CO_2 presente no gás de anestesia é preferencialmente removido e no segundo contactor o líquido iônico é regenerado no circuito com um gás de arraste.

Descrição detalhada da invenção

A presente invenção descreve um processo para a remoção eficiente de compostos tóxicos, nomeadamente dióxido de carbono, presentes na corrente de gás em circuitos de anestesia, combinando a capacidade de líquidos iónicos ou de misturas eutéticas com especificidade para solubilizar dióxido de carbono com o uso de uma enzima, anidrase carbónica, que catalisa a reacção de conversão do CO_2 em bicarbonato.

Neste processo, a enzima anidrase carbónica é dissolvida num líquido iónico ou mistura eutética, que apresente elevada solubilidade ao CO_2 . De modo a assegurar a estabilidade e a actividade da enzima, é necessário que este líquido ou mistura contenha uma determinada actividade em água, com valores óptimos situados entre 0.2 e 0.8.

Neste processo, é utilizado um contactor de membranas caracterizado por uma elevada área de transferência de massa num reduzido volume. No processo integrado prevê-se a utilização de dois contactores (5 e 6), com membranas que podem ser poliméricas ou cerâmicas, com tamanho de poros que podem variar entre 0.02 micrómetros a 0.5 micrómetros. Este processo é caracterizado por fazer contactar uma corrente gasosa, constituída por gases de anestesia e por gases exalados pelo anestesiado rica em CO_2 , N_2O ou Xe (3), num contactor de membranas (5) assegurando a solubilização e difusão dos compostos gasosos tóxicos para uma fase líquida receptora (7) que integra a enzima anidrase carbónica dispersa num líquido iónico ou numa mistura eutética, com afinidade para o

CO₂. A fase líquida na qual o CO₂ se encontra dissolvido (6) é alimentada a um segundo contactor de membranas (8) operado a pressão reduzida utilizando um condensador (10) e uma bomba de vácuo (11), ou usando um gás de arraste com caudal controlado (13). Neste segundo contactor (8), o CO₂ é capturado (12) e separada de uma corrente líquida que contém a enzima e o líquido iónico ou mistura eutética (9), sendo esta última recirculada para o primeiro contactor (5). A corrente de gás tratada no primeiro contactor, livre de dióxido de carbono (4), pode ser recirculada para o paciente (2). É ainda possível uma adição controlada de gás de anestesia (1) de forma a repor a composição do gás de anestesia a administrar ao paciente. Este sistema evita completamente a contaminação do gás tratado (e da corrente de dióxido de carbono) pois o líquido iónico ou mistura eutética têm uma pressão de vapor negligenciável. Não são necessárias temperaturas elevadas para regenerar o líquido iónico ou a mistura eutética, porque a utilização de pressão reduzida ou a utilização de gás de arraste no circuito de permeado permitem a libertação do dióxido de carbono capturado.

Exemplos de aplicação

Exemplo 1

No líquido iónico 1-butil-3-metilimidazolio bis(trifluorometanosulfonil)imida, $[C_4MIM][Tf_2N]$ com actividade em água igual a 0.753, foi dissolvida a enzima liofilizada anidrase carbónica, na concentração de 0.01% (p/p). A fase líquida constituída por líquido iónico e enzima foi imobilizada numa membrana hidrofóbica de PVDF, com tamanho de poro igual a 0.22 micrómetros. Foram efectuados ensaios de permeabilidade aos gases puros, dióxido de carbono e xenon, à temperatura de 30°C, para a membrana hidrofóbica imobilizada com líquido iónico, e para a membrana hidrofóbica imobilizada com líquido iónico e enzima. Os resultados experimentais demonstraram um aumento médio de 90% na selectividade ideal CO_2/Xe quando a enzima está presente na fase líquida imobilizada nos poros da membrana.

Luiza Alexandra Gomes Neves

Data: 2013.07.18

REIVINDICAÇÕES

1. Um processo de remoção de compostos tóxicos, nomeadamente dióxido de carbono, presentes na corrente de gás em circuitos de anestesia, caracterizado por fazer contactar uma corrente gasosa, constituída por gases de anestesia e por gases exalados pelo sujeito anestesiado, num contactor de membranas, assegurando a solubilização e difusão dos compostos gasosos tóxicos, para uma fase líquida receptora que integra a enzima anidrase carbónica dispersa num líquido iónico ou numa mistura eutética, com afinidade para o dióxido de carbono, permitindo a sua subsequente remoção desta fase líquida, num segundo contactor de membranas, e a recirculação da corrente de gás de anestesia purificada ao sujeito sob intervenção.

2. Um processo de acordo com a reivindicação 1 caracterizado pela remoção selectiva de dióxido de carbono e de outros compostos potencialmente tóxicos exalados pelo sujeito anestesiado, humano ou animal.

3. Um processo de acordo com as reivindicações 1 e 2 caracterizado pela utilização de líquidos iónicos possuindo uma estrutura geral Q^+X^- ou misturas eutéticas com elevada estabilidade química e térmica que actuam como agentes de solubilização selectiva dos gases referidos na reivindicação 2 e como ambiente para estabilização da enzima anidrase carbónica.

4. Um processo de acordo com as reivindicações 1 a 3 caracterizado por utilização de líquidos com a estrutura genérica Q^+X^- , que podem ser quirais ou aquirais, e em que a unidade catiónica Q^+ pode ser uma unidade preferencialmente do tipo imidazólio, pirazólio, piridínio, pirrolidínio, efedrínio, morfolineo, piperazíneo, triazólio, tiazólio, benzotriazólio, oxazólio, tetrazólio, sulfónio, amónio, fosfónio ou guanidínio, e em que unidade aniónica X^- pode ser um halogeneto, tetracloreto de alumínio, tetracloreto de ferro, perclorato, nitrato, cianeto, dicianamida, tiocianato, triclanometanide, formato, acetato, trifluoroacetato, tricloroacetato, propionato, butanoato, octanoato, metilsulfato, etilsulfato, propilsulfato, butilsulfato, octilsulfato, tosilato, benzenosulfonato, mesilato, triflato, sulfato, hidrogenossulfato, carbonato, bis(trifluorometil-sulfonil)imida, carborane, sacarinato, acesulfanato, hexafluorofosfato, fosfato, dihidrogenofosfato, hidrogenofosfato, tetrafluoroborato, tetrafenilborato.

5. Um processo de acordo com as reivindicações 1 a 3 caracterizado por utilização de misturas eutéticas constituídas pela combinação de colina (X= Cl-) e ureia, tionreia, 1,3-dimetilureia, 1,1-dimetilureia, acetamida, benzamida, etilenoglicol, glicerol, 2,2,2-trifluoroacetamida, imidazole, ácido adipico, ácido benzoico, ácido cítrico, ácido malónico, ácido oxálico, ácido fenilacético, ácido fenilpropiónico, ácido succínico, ácido levulinico, xilitol, sorbitol, ácido tartárico ou isosorbida ou pela combinação de ureia e cholina (X=Br-, BF₄-, NO₃-), cloreto de trietil-cloroetilamónio, cloreto de dimetil-benzil-hidroxi-etilamónio cloreto de trifenil-metilfosfónio e dicloreto de zinco.

6. Um processo de acordo com as reivindicações 1 a 5 caracterizado por utilização de contactores com membranas porosas, com diâmetros de poro com dimensões preferencialmente menores que 0,5 micrómetros e maiores que 20 nanómetros, que promovem o contacto entre a fase gasosa, que circula sobre uma das superfícies da membrana, e a fase com o líquido iónico ou mistura eutética seleccionada, contendo a enzima anidrase carbónica previamente dispersa em concentrações preferencialmente na gama de 0.001% (p/p) a 0.1% (p/p), a qual circula junto à superfície oposta da membrana.

7. Um processo de acordo com as reivindicações anteriores caracterizado pelo facto de o líquido iónico ou mistura eutética seleccionada, contendo a enzima, poder penetrar parcialmente no interior da estrutura porosa da membrana, antes de contactar com a corrente gasosa do circuito de anestesia a processar, mantendo-se imobilizado no interior da estrutura porosa da membrana por acção de forças de pressão, ou de forças capilares, ou de forças electrostáticas, ou por combinação de duas ou mais destas forças.

8. Um processo de acordo com as reivindicações 6 e 7 caracterizado pela utilização de membranas poliméricas ou inorgânicas ou compreendendo simultaneamente materiais poliméricos e materiais inorgânicos.

9. Um processo de acordo com as reivindicações anteriores caracterizado pela utilização de módulos de membranas do tipo tubular, de fibras capilares, de fibras ocas, módulos planos ou módulos espirais.

10. Um processo de acordo com as reivindicações anteriores caracterizado pela utilização de um ou mais módulos de membranas para contacto com a fase gasosa a

processar, podendo estar dispostos em série ou em paralelo.

11. Um processo de acordo com as reivindicações anteriores caracterizado pela remoção dos compostos solubilizados na fase líquida seleccionada, ou dos seus produtos de degradação, através da utilização de um segundo contactor de membranas constituído por membranas porosas ou por membranas não porosas, no qual é usada uma corrente de gás de arraste ou usada uma pressão reduzida, preferencialmente através de uma bomba de vácuo.

12. Um processo de acordo com as reivindicações anteriores caracterizado pela libertação dos gases desorvidos para o ambiente ou pela sua captura através da utilização de unidades de condensação, dispostas em série ou em paralelo.

13. Um processo de acordo com as reivindicações anteriores caracterizado pela recirculação da corrente gasosa de anestesia, após tratamento pelo referido processo, e sua administração directa ao sujeito anestesiado ou administração após adição controlada de novo gás de anestesia.

Lisa Acuña Ganga Diaz

Data: 2013.07.18

FIGURAS

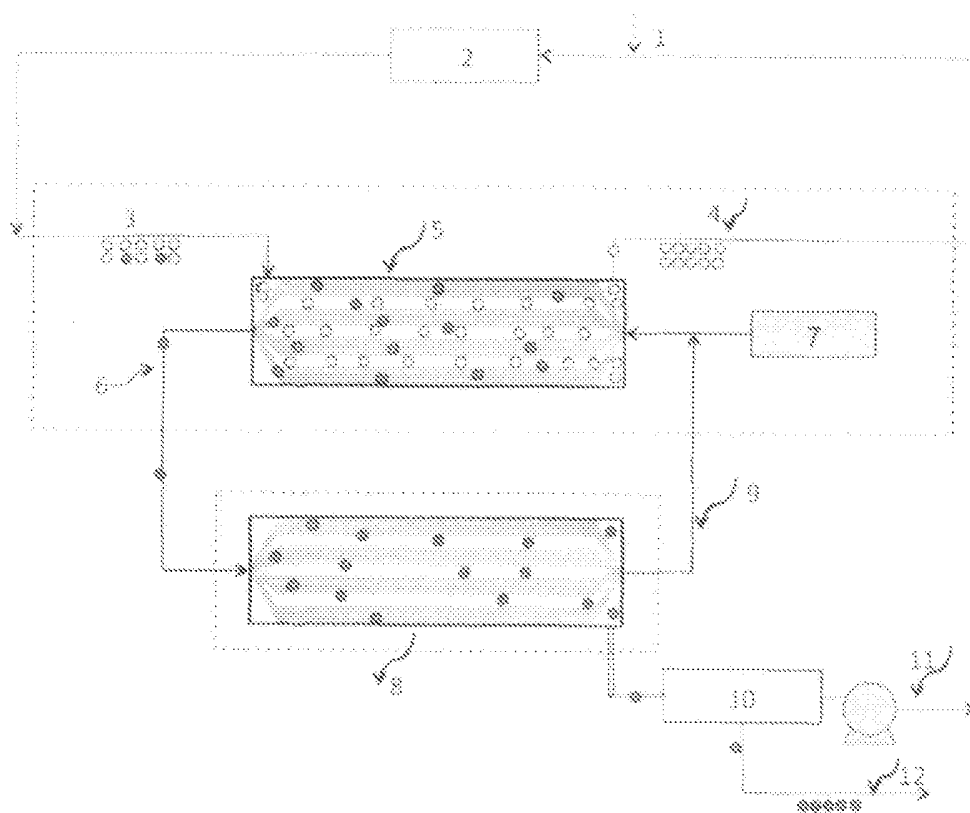


FIG. 1a

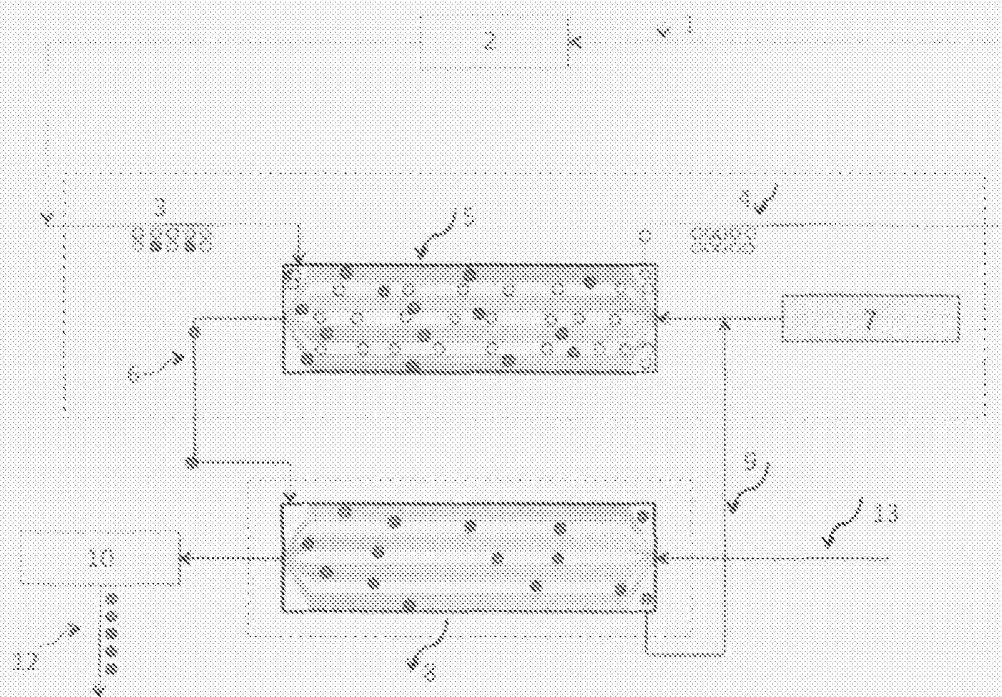


FIG. 1b