



(11) *Número de Publicação:* PT 102416 B

(51) *Classificação Internacional:* (Ed. 7)
A61M016/22 A

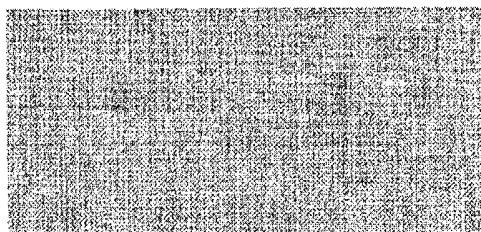
(12) *FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO*

(22) <i>Data de depósito:</i> 2000.02.09	(73) <i>Titular(es):</i> FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO RUA DR. ROBERTO FRIAS S/N 4200 PORTO PT
(30) <i>Prioridade:</i>	ADÉLIO MIGUEL MAGALHÃES MENDES FAC.ENG.UNI.PORTO,DEP.ENG.QUIM., R.DOS BRAGAS,S/Nº 4050 PORTO PT
(43) <i>Data de publicação do pedido:</i> 2000.08.31	(72) <i>Inventor(es):</i> ADÉLIO MIGUEL MAGALHÃES MENDES PT
(45) <i>Data e BPI da concessão:</i> 01-Fev 2001.10.31	(74) <i>Mandatário(s):</i> RUY PELAYO DE SOUSA HENRIQUES RUA DE SÁ DA BANDEIRA 706 2/AND.-ESQ. 4000 PORTO PT

(54) *Epígrafe:* DISPOSITIVO E PROCESSO DE REMOÇÃO DO DIÓXIDO DE CARBONO E DO AZOTO DE UM CIRCUITO ANESTÉSICO FECHADO USANDO XÉNON

(57) *Resumo:*

REMOÇÃO DO DIÓXIDO DE CARBONO E AZOTO; CIRCUITO ANESTÉSICO;
XÉNON



FOLHA DO RESUMO

PAT. INV. <input checked="" type="checkbox"/>	MOD. UTI. <input type="checkbox"/>	MOD. IND. <input type="checkbox"/>	DES. IND. <input type="checkbox"/>	TOP. SEMIC. <input type="checkbox"/>	CLASSIFICAÇÃO INTERNACIONAL (51)
N.º <u>102406</u> (11)		N.º Objectos <input type="checkbox"/> N.º Desenhos <input type="checkbox"/>		DATA DO PEDIDO <u>00,02,09</u> (22)	

REQUERENTE (71)
 (NOME E MORADA) ADÉLIO MIGUEL MAGALHÃES MENDES, português, docente universitário, estabelecido na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Departamento de Engenharia Química, Rua dos Bragas, s/nº.

CÓDIGO POSTAL 40150 PORTO

INVENTOR(ES) / AUTOR(ES) (72)

ADÉLIO MIGUEL MAGALHÃES MENDES, residente em Portugal

REIVINDICAÇÃO DE PRIORIDADE(S) (30)

DATA DO PEDIDO	PAÍS DE ORIGEM	N.º DO PEDIDO

EPIGRAFE (54)

"DISPOSITIVO E PROCESSO DE REMOÇÃO DO DIÓXI-
 DO DE CARBONO E DO AZOTO DE UM CIRCUITO ANES-
 TÉSICO FECHADO USANDO XÉNON"

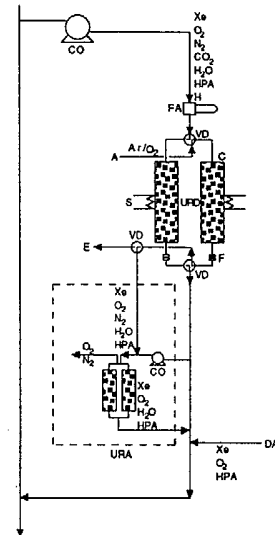


FIG.1

RESUMO (max. 150 palavras) (57)

O presente invento diz respeito a um dispositivo e processo capazes de remover o dióxido de carbono e o azoto de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico e tem aplicação em diferentes tipos de cirurgia.

O dispositivo, conforme representado na figura nº. 1, está dotado, a montante, de um filtro da água condensável (FA), este precedido por um compressor (CO), e, a jusante, de uma derivação para admissão de gases (DA) e caracterizado por, entre aquele filtro (FA) e a derivação (DA), possuir duas unidades de remoção de gases.

NÃO ESCREVER NAS ZONAS SOMBRADAS



FOLHA DO RESUMO (Continuação)

PAT. INV.	MOD. UTI.	MOD. IND.	DES. IND.	TOP. SEMIC.	CLASSIFICAÇÃO INTERNACIONAL (51)
<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
N.º <input type="text"/>		N.º Objectos <input type="text"/> N.º Desenhos <input type="text"/>			
N.º <input type="text"/> (11)		DATA DO PEDIDO <input type="text"/> / <input type="text"/> / <input type="text"/> (22)			

RESUMO (continuação) (57)

A primeira (URD), constituída por uma coluna (C) empacotada com um peneiro molecular de carbono (CMS), montada em paralelo com outra, sendo o fluxo gasoso desviado para a coluna que se pretender por meio de uma válvula direcciona (VD) situada a montante das colunas (C), colunas essas dotadas de um sistema de aquecimento/arrefecimento (S), sendo o fluxo à saída destas filtrado por meio de filtros (F), dispondo esta unidade de uma admissão (A) e de um escape (E) posicionados, respectivamente, a montante e a jusante das colunas (C).

A segunda (URA), está dotada igualmente de peneiro molecular de carbono (CMS).

O dispositivo é ainda caracterizado por possuir uma válvula direcciona (VD) à saída da primeira unidade (URD), válvula essa que encaminha o fluxo respiratório a que foi removido o dióxido de carbono para o troço do circuito anestésico ao qual se encontra ligada a segunda unidade (URA), a montante da qual se situa um compressor (CO), e o fluxo não naquelas condições para o escape (E) da primeira unidade (URD), este (E) dotado de uma válvula direcciona (VD) que permite também a ligação entre a primeira e segunda unidades.

Por sua vez, o correspondente processo de remoção do dióxido de carbono e do azoto compreende várias fases.

Quando a coluna em serviço da primeira unidade (URD) deixa de ter capacidade de adsorver o dióxido de carbono é ela primeiramente purgada, em seguida regenerada e finalmente condicionada.

No que se refere às colunas da segunda unidade (URA), cada uma delas é sujeita a ciclos sucessivos compreendendo as fases de pressurização/igualização em co-corrente, pressurização com a alimentação, produção, despressurização/igualização em co-corrente, despressurização e enxaguamento.

NÃO ESCREVER NAS ZONAS SOMBREADAS

DESCRIÇÃO

“DISPOSITIVO E PROCESSO DE REMOÇÃO DO DIÓXIDO DE CARBONO E DO AZOTO DE UM CIRCUITO ANESTÉSICO FECHADO USANDO XÉNON”

Domínio técnico

O presente invento, respeitando à separação de gases por adsorção ou por adsorção e membranas, enquadra-se no domínio técnico das unidades de separação de gases por adsorção ou por adsorção e membranas.

Mais particularmente, o invento diz respeito a um dispositivo e processo capazes de remover o dióxido de carbono e o azoto de um circuito anestésico fechado, usando xénon como gás anestésico, e tem aplicação em diferentes tipos de cirurgia.

Estado actual da técnica

Actualmente existem dois tipos distintos de sistemas capazes de reciclar o xénon num circuito anestésico fechado - bibliografia: [1] e [2]. Um, proposto em colaboração com a Universidade de Ulm (Alemanha) e o outro, proposto em colaboração com o Hospital de Botkin (Rússia).

O primeiro considera uma armadilha arrefecida (cooling trap, em inglês), carvão activado e um filtro de peneiro molecular para remover todas as substâncias voláteis. Os gases restantes, oxigénio, azoto e xénon, são comprimidos a 60 atmosferas e arrefecidos abaixo de 16°C, de forma a que só o xénon se liquefaça, sendo assim facilmente separado e transferido para um contentor e, posteriormente, reutilizado. São indicados valores de recuperação do xénon de 67% e uma pureza de 89%.

O segundo sistema considera vários contentores com um adsorvente como o carvão, cada um do tamanho de uma caneca de café,

arrefecido a azoto líquido e evacuado por uma bomba. O gás anestésico é feito passar lentamente através dos contentores, ocorrendo a solidificação de todos os constituintes. Posteriormente, é permitido que estes contentores aqueçam muito lentamente, ocorrendo a evaporação mais rápida do xénon que é assim recolhido num cilindro (garrafa) evacuado e também arrefecido a azoto líquido. Quando depois se deixa aquecer este cilindro até à temperatura ambiente, o xénon nele contido pressuriza, ficando pronto a ser utilizado na máquina de anestesia. Indica-se uma produção de xénon com uma concentração superior a 99%, não sendo, no entanto, indicada a sua recuperação.

Estes sistemas são extremamente complexos, e por isso caros, e pelo menos o primeiro apresenta ainda o inconveniente de não recuperar uma percentagem significativa de xénon. É também desvantajoso o recurso a pressões elevadas ou criogenia.

Salienta-se, contudo, o interesse da utilização do xénon como gás anestésico, já que satisfaz quase todos os critérios relativos a um agente anestésico ideal.

Actualmente, o dióxido de carbono é removido do circuito anestésico utilizando um contentor de cal sodada (ou baritada) - bibliografia: [1] e [4] - sendo certo que este processo apresenta dois problemas a saber: por um lado, a cal sodada reage com os anestésicos potentes (HPA - High Powerful Anaesthetics), especialmente com o sevofluorano - bibliografia: [6] - produzindo compostos potencialmente perigosos e, por outro, os contentores de cal sodada constituem um resíduo hospitalar perigoso.

Note-se ainda que, para remover o azoto e o hálito, o circuito anestésico tem que ser periodicamente aberto e esvaziado. Após ter sido iniciada a anestesia, o dito esvaziamento ocorre, primeiramente, aos 15 minutos, repetindo-se passados mais 45 minutos e depois mais 60 minutos, altura a partir da qual tem lugar de 2 em 2 horas - bibliografia: [6] e [7].

Este procedimento tem como consequência a perda de cerca de $10,5\text{dm}^3$ de xénon numa operação que dure 4 horas ($3 \times 3,5\text{dm}^3$), ou seja, a

perda de cerca de 79 Euros, se se admitir um custo de 7,5 Euros por litro PTN (Pressão e Temperatura Normais) de xénon.

Ora, o presente invento permite também a reciclagem do xénon e não apresenta aqueles inconvenientes, assentando num dispositivo de pequena complexidade técnica e de fácil construção e num processo simples, donde resulta a vantagem de ser económico.

Descrição do invento

Num dispositivo anestésico fechado, o dióxido de carbono, o azoto (principalmente acumulado nos pulmões do paciente) - bibliografia: [1] e [3] - e o hálito têm de ser removidos continuamente - bibliografia: [1]. Um sistema anestésico fechado é descrito em pormenor por Verkaaik and Dijk - bibliografia: [4].

Este sistema fechado tem um volume interno de cerca de 6dm^3 e um caudal de recirculação de cerca de $70\text{dm}^3/\text{min}$. Uma composição do gás anestésico típica é apresentada na tabela 1 - bibliografia: [1] e [5] - que se segue:

Tabela 1 – Composição típica do gás anestésico

Gás	Percentagem
Xénon	diferença para 100%, normalmente na ordem dos 60%
Anestésicos potentes (HPA). Apenas um dos anestésicos, ou nenhum, está presente no gás anestésico.	<ul style="list-style-type: none"> • isoflurano 0,2 a 0,8 • sevoflurano 0,4 a 1,2 • desflurano 1,0 a 8,0
Oxigénio	30
Azoto (máximo)	5
Dióxido de carbono (máximo)	5
Vapor de água (máximo)	5
Hálito (principalmente metano)	2500 ppm

O xénon é um gás nobre, com uma massa molecular de 131,3u.m.a., extremamente caro (cerca de 5 a 10 Euros por litro PTN), normalmente presente na atmosfera terrestre com uma concentração de 0,0000087% - bibliografia: [1] - e produzido sobretudo por destilação criogénica do ar, sendo um sub-produto da produção do oxigénio e do azoto.

Experiências conduzidas no laboratório português LEPAE (Laboratório de Engenharia dos Processos, Ambiente e Energia), permitiram concluir que o azoto e o dióxido de carbono penetram rapidamente nas partículas de CMS - Carbon Molecular Sieve (peneiro molecular de carbono), enquanto o xénon demora muitíssimo mais tempo, sendo o oxigénio ainda mais rápido a entrar que o azoto - bibliografia: [8].

Moléculas maiores do que o xénon, como os HPA (ver tabela 2 - bibliografia: [9]), não penetram na microporosidade do CMS e assim são pouco retidas, como se pode concluir dos resultados experimentais obtidos que se apresentam mais adiante.

Tabela 2 – Diâmetro de Lennard-Jones de diferentes moléculas

Composto	Estrutura	Diâmetro de Lennard-Jones (nm)
Xénon	Xe	0,4047
Oxigénio	O=O	0,3467
Azoto	N≡N	0,3798
Dióxido de carbono	O=C=O	0,3941
Isofluorano	$ \begin{array}{c} \text{F} & & \text{H} & \text{F} \\ & & & \\ \text{H}-\text{C}-\text{O}-\text{C}-\text{C}-\text{F} \\ & & & \\ \text{F} & & \text{Cl} & \text{F} \end{array} $	> 0,4662
Sevofluorano	$ \begin{array}{c} \text{F} & & \text{H} & \text{F} \\ & & & \\ \text{H}-\text{C}-\text{O}-\text{C}-\text{C}-\text{F} \\ & & & \\ \text{F} & & \text{F} & \text{F} \end{array} $	> 0,4662
Desfluorano	$ \begin{array}{c} & & \text{F} & & \\ & & & & \\ \text{H} & & \text{F}-\text{C}-\text{F} & & \\ & & & & \\ \text{F}-\text{C}-\text{O}-\text{C}-\text{H} & & & & \\ & & & & \\ \text{H} & & \text{F}-\text{C}-\text{F} & & \\ & & & & \\ & & \text{F} & & \end{array} $	> 0,4662
Metano	$ \begin{array}{c} \text{H} \\ \\ \text{H}-\text{C}-\text{H} \\ \\ \text{H} \end{array} $	0,3758

5

Continuação da tabela 2

Tetra fluoro etano	$\begin{array}{c} \text{F} \\ \\ \text{F}-\text{C}-\text{F} \\ \\ \text{F} \end{array}$	0,4662
Sulfito de hidrogénio	$\text{H}-\text{S}-\text{H}$	0,3623

Ao contrário, o metano penetra prontamente e é adsorvido. Outras moléculas que compõem o hálito dos pacientes, desde que presentes em concentrações baixas, serão parcialmente retidas pelo CMS. O vapor de água é também pouco retido pelo CMS - bibliografia: [8] - uma vez que a molécula de água é muito polar, não afectando assim significativamente a capacidade de remoção do dióxido de carbono de uma coluna de adsorção.

Foram ainda realizadas experiências numa coluna de 100cm³, empacotada com um CMS (Takeda) - bibliografia: [11] - tendo sido obtidos os diagramas que, mais à frente, se apresentam. A coluna, no início em equilíbrio com uma corrente de oxigénio, foi alimentada com uma mistura gasosa constituída por xénon, oxigénio, azoto e dióxido de carbono. É possível concluir que a coluna tem uma grande capacidade de retenção do dióxido de carbono e pode assim ser usada na sua remoção.

Um paciente produz, em média, cerca de 250cm³/min de dióxido de carbono - bibliografia: [4] - e cerca de 20cm³/min, em média, de azoto, durante os primeiros 15 minutos.

Uma coluna de adsorção com cerca de 4dm³, operando à pressão ambiente, deverá ser suficiente para reter todo o dióxido de carbono produzido durante 2 horas de anestesia. É possível prolongar o tempo de vida útil da coluna, aumentando a pressão de alimentação, com o auxílio de um pequeno compressor não lubrificado. Se, por exemplo, a alimentação à coluna for feita a 4bara [1bara = 1bar (pressão absoluta) = 10⁵N/m² (pressão absoluta)], a coluna deverá ter apenas cerca de 1dm³.

O dispositivo inventado está dotado, a montante, de um filtro da água condensável, este precedido por um compressor, e a jusante de uma derivação para admissão de gases.

6

Esse dispositivo é caracterizado por, entre aquele filtro e a referida derivação, possuir duas unidades de remoção de gases.

A primeira - responsável pela remoção do dióxido de carbono do fluxo respiratório - constituída por uma coluna empacotada com um peneiro molecular de carbono (CMS), montada em paralelo com outra, ou outras colunas do mesmo tipo, sendo o fluxo gasoso desviado para a coluna, ou para as colunas, que se pretender, por meio de uma válvula direccional situada a montante das colunas, colunas essas dotadas de um sistema de aquecimento/arrefecimento, sendo o fluxo à saída destas filtrado por meio de filtros de partículas sólidas, dispondo esta unidade de uma admissão e de um escape posicionados, respectivamente, a montante e a jusante das colunas.

O aquecimento/arrefecimento das colunas pode fazer-se por meio de uma camisa de aquecimento/arrefecimento.

As mencionadas colunas deverão remover praticamente todo o dióxido de carbono e o hálito, algum oxigénio e azoto e muito pouco xénon e HPA.

A segunda - responsável pela remoção do azoto do fluxo respiratório - dotada igualmente de peneiro molecular de carbono (CMS).

O mesmo dispositivo é ainda caracterizado por possuir uma válvula direccional à saída da primeira unidade, válvula essa que encaminha o fluxo respiratório a que foi removido o dióxido de carbono para o troço do circuito anestésico ao qual se encontra ligada a segunda unidade, a montante da qual se situa um compressor, e o fluxo não naquelas condições para o escape da primeira unidade, este dotado de uma válvula direccional que permite também a ligação entre a primeira e segunda unidades.

Por outro lado, o processo inventado de remoção do dióxido de carbono de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico, que recorre a um dispositivo conforme o acima descrito, caracteriza-se por, logo que a coluna, ou colunas, em serviço da primeira unidade deixa de ter capacidade de adsorver o dióxido de carbono, de imediato o fluxo respiratório é desviado para uma outra coluna, ou colunas,

7

que entra em serviço e o fluxo que atravessa aquela é desviado para o escape.

Essa coluna, já fora de serviço, é primeiramente purgada do xénon interparticular, sendo para tal varrida por uma corrente de oxigénio à temperatura ambiente que é encaminhada para a segunda unidade para recuperação do xénon.

Em seguida é regenerada por meio de uma corrente de ar quente, sendo agora a mistura gasosa rejeitada, saindo pelo escape, mistura que é constituída, essencialmente, por dióxido de carbono, oxigénio, azoto e hálito.

Finalmente é condicionada por meio de uma corrente de oxigénio à temperatura ambiente de forma a retirar-se o azoto nela presente, fase esta que tem lugar depois de arrefecida a coluna, sendo a mistura gasosa resultante, constituída essencialmente por oxigénio e azoto, igualmente rejeitada.

Este processo caracteriza-se também por as colunas estarem alternadamente em serviço e fora de serviço.

No presente invento utiliza-se um peneiro molecular de carbono (CMS) para separação e remoção do dióxido de carbono do fluxo respiratório em circulação num dispositivo anestésico usando xénon como gás anestésico.

Uma fracção da corrente anestésica deverá passar através da unidade de remoção do azoto, fracção essa que deverá diminuir com o tempo, acompanhando o abaixamento da entrada de azoto no circuito anestésico.

Embora a corrente de alimentação já esteja a uma pressão superior à pressão atmosférica, para a sua circulação torna-se necessário instalar um pequeno compressor ou ventilador.

Relativamente à unidade responsável pela remoção do azoto do fluxo respiratório são propostas duas tecnologias.

8

Uma, baseada na adsorção com modulação da pressão (PSA - Pressure Swing Adsorption) - bibliografia: [8] - possuindo a respectiva unidade duas colunas dispostas em paralelo, ambas empacotadas com um peneiro molecular de carbono (CMS), colunas essas que são alimentadas através de um circuito que bifurca na entrada, dispondo, de cada lado, de duas válvulas direccionais e de um filtro de partículas sólidas, estando as válvulas mais próximas de cada uma das colunas ligadas entre si por meio de um troço em que está situada uma válvula de agulha, dispondo o circuito a jusante das ditas colunas e de cada lado destas, de um filtro do tipo dos já referidos a que se segue uma válvula anti-retorno, ficando posicionada entre as duas válvulas a saída da unidade que liga a um tanque a jusante do qual está instalada uma válvula de agulha.

A unidade de PSA deverá fazer baixar a concentração do azoto até valores inferiores a 0,1% e permitir recuperações elevadas (>90%). Deverá tratar uma corrente de gás anestésico entre 0,1 e 0,5dm³/min, retirando até um máximo de 20cm³/min de azoto, garantindo assim que a concentração em azoto no circuito anestésico nunca ultrapasse 5%.

A outra tecnologia, baseada numa unidade de separação de gases por membranas, caracteriza-se por possuir membranas de peneiro molecular de carbono - bibliografia: [10].

Essas membranas de CMS deixarão passar livremente o oxigénio, o azoto e o vapor de água, retendo o xénon e os HPA.

Por outro lado, o processo inventado, quer para remoção do dióxido de carbono, quer para remoção do azoto de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico - que recorre a um dispositivo constituído por duas unidades de remoção, como as atrás descritas, dotadas de colunas de (CMS) - compreende várias fases, sendo a remoção do dióxido de carbono feita conforme o acima exposto.

Tal processo é caracterizado por as duas colunas da segunda unidade trabalharem desfasadas de 180°, sendo cada uma delas sujeita a ciclos sucessivos de pressão, compreendendo cada ciclo as seguintes fases: pressurização/igualização em co-corrente, pressurização com a alimentação,

produção, despressurização/igualização em co-corrente, despressurização e enxaguamento.

A pressurização torna-se possível quando a corrente de alimentação se encontra a pressão elevada e faz-se pela base das colunas. Nesta fase a pressão deverá subir até à pressão de trabalho, coincidente com a pressão de alimentação.

Inicia-se depois a fase de produção em que a mistura gasosa flui através da coluna em serviço, ficando retido o azoto e parte do oxigénio, mas não o xénon, nem os HPA, que fluem livremente sendo recolhidos.

A fase de produção termina quando a capacidade da coluna em reter azoto se esgota e esgota-se no preciso momento em que sair azoto pelo topo da coluna.

Segue-se a fase de despressurização/igualização em co-corrente em que, para recuperação do xénon interparticular daquela coluna, a primeira fracção de volume resultante da despressurização é alimentada à entrada da outra coluna, fase esta que proporciona a diminuição do consumo energético relativo à pressurização.

Finalmente tem lugar a despressurização para a atmosfera, sendo a corrente de saída constituída essencialmente por oxigénio e azoto, e o enxaguamento - fase em que o xénon que tenha penetrado no peneiro molecular de carbono (CMS) tem possibilidade de sair, sendo reciclado durante a fase de pressurização seguinte.

No presente invento utiliza-se um peneiro molecular de carbono (CMS) para separação e remoção do azoto do fluxo respiratório em circulação num dispositivo anestésico usando xénon como gás anestésico.

Como já se referiu, o presente invento permite a reciclagem do xénon - sem recurso a contentores de cal sodada que constituem, em si, um resíduo hospitalar perigoso e evitando-se a formação de compostos potencialmente perigosos em resultado de reacções entre a cal sodada e os HPA - assentando num dispositivo de pequena complexidade técnica e de

16

fácil construção e num processo simples, donde resulta a vantagem de ser económico.

Por outro lado, as unidades de remoção do dióxido de carbono e do azoto foram concebidas de tal forma que a sua esterilização pode ser feita por meio de uma corrente de ar a temperatura na ordem dos 200°C.

Descrição das figuras

Nas figuras 1, 2, 3, 4 e 5 anexas, apresentadas de forma esquemática, a título exemplificativo e não limitativo, pode observar-se:

- Na figura 1, a representação do dispositivo inventado;

- Na figura 2, a representação de um sistema anestésico fechado usando xénon como gás anestésico;

- Na figura 3, a representação da unidade responsável pela remoção do azoto do fluxo respiratório, com indicação da orientação das válvulas de derivação nas diversas fases do correspondente processo de remoção do azoto;

- Na figura 4, a representação das seis fases relativas ao processo de remoção do azoto, ou seja de um ciclo de pressão;

- Na figura 5, a representação da unidade de membranas.

Nas figuras 6, 7 e 8 anexas, apresentadas sob a forma de diagrama, pode observar-se:

- Na figura 6, a quantidade adsorvida (q) de dióxido de carbono, azoto e xénon por um CMS (Takeda) em função do tempo (t). A experiência foi realizada à temperatura de 20°C, com 26,8g de adsorvente, usando o método volumétrico e uma pressão inicial de 3,8bara, tendo o recipiente do gás, o recipiente da amostra e a amostra os volumes de 202,8cm³, 45,4cm³ e 3,92cm³, respectivamente;

- Na figura 7, a concentração de dióxido de carbono, à saída de uma coluna de adsorção com 100,0cm³ de capacidade, empacotada com um CMS (Takeda), obtida em função do tempo e em resposta a uma perturbação na alimentação. Inicialmente a coluna contém hélio e depois é alimentada com uma corrente de 3,0dm³PTN/min de caudal a 2,6bar e a 30°C, contendo dióxido de carbono (≈ 6%), hélio e sevoflurano;

Na figura 8, alíneas a) e b), a concentração - à saída de uma coluna de adsorção, empacotada com CMS (Takeda) e com 100,0cm³ de capacidade - em função do tempo e em resposta a uma perturbação na alimentação. Inicialmente a coluna contém oxigénio e depois é alimentada com uma corrente a 1,4bara, contendo xénon (65%), oxigénio (25%), dióxido de carbono (5%) e azoto (5%), de 400,0cm³PTN/min de caudal a 20°C.

Em particular as referidas figuras mostram:

- compressor (CO);
- hálito (H);
- filtro da água condensável (FA);
- válvula direccional (VD);
- admissão (A);
- coluna (C);
- sistema de aquecimento/arrefecimento (S);
- unidade de remoção do dióxido de carbono (URD);
- filtro (F);
- escape (E);
- unidade de remoção do azoto (URA);
- derivação para admissão (DA);
- sistema de remoção do CO₂ (RD);
- remoção do N₂ por purga total do sistema (PT);
- válvula anti-retorno (VA);
- válvula de agulha (VAG);
- tanque (T);
- membrana (MC);
- retido (R);
- permeado (P);
- alimentação (AL);

- escape da unidade de remoção do azoto (EA);
- curva obtida quando a corrente de alimentação contém $\approx 0,6\%$ de sevofluorano (C1);
- curva obtida quando a corrente de alimentação não contém sevofluorano (C2);
- curva referente ao CO₂ [analisador] (C3);
- curva referente ao N₂ [espectrômetro de massa] (C4);
- curva referente ao O₂ [analisador] (C5);
- curva referente ao O₂ [espectrômetro de massa] (C6).

Bibliografia

[1] – Dingley, J., Stoilova, T. M. I., Grundler, S. and Wall, T., "Xenon: Recent Developments in Medical Use, Anaesthesia and Delivery System Technologies", *Anaesthesia*, 54, 335-346, 1999.

[2] – Marx, T., Georgieff, M. and Froba, G., "Xenon Anesthesia – New Aspects of Xenon Research", *Journal of the Japanese Society for Medical Gases*, 1, 18-20, 1998.

[3] – Marx, T., Musati, S., Brand, T., Pashur, J. and Froeba, G., "Xenon Expenditure and Nitrogen Accumulation in Low-flow-anesthesia Compared to Closed System Anesthesia", 4th Congress of the Association of Low Flow Anaesthesia in York (GB), 1999.

[4] – Verkaaik, A. and Dijk, G., "High Flow Closed Circuit Anesthesia", *Anaesth. Intens. Care*, 22, 426-434, 1994.

[5] – Dijk, G., "Informação Interna", *Physio b.v.*, 1999.

[6] – <http://members.aol.com/alfanaes/gentab01.htm>

[7] – Marx, T., "Informação Interna", *Ulm University*, 1999.

[8] – Ruthven, D.M., Farooq, S. and Knaebel, K.S., "Pressure Swing Adsorption", *VCH Publishers*, N.Y. (1994).

[9] – Reid, R., Prausnitz, J and Poling, B., "The Properties of Gases & Liquids", Fourth Edition, *McGraw Hill*, N.Y., 1987.

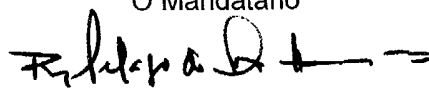
[10] – Kita, H., Yoshino, M., Noborio, K., Tanaka, K. and Okamoto, K., "Gas Separation Properties of Carbon Molecular Sieve Membranes",

Edited by A.J.B. Kemperman and G.H. Koops, Proceedings of
"Euromembrane '97", pg. 20 – 22.

[11] – <http://www.Keidaren.or.jp/A2J/data/03268.html>.

Porto, 17 de Abril de 2000

O Mandatário



RUY PELAYO DE SOUSA HENRIQUES
Rua Sá da Bandeira, 706-2º.-E - 4000-432 PORTO

Reivindicações

1ª. - Dispositivo de remoção do dióxido de carbono e do azoto de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico, dotado, a montante, de um filtro da água condensável (FA), este precedido por um compressor (CO), e a jusante de uma derivação para admissão de gases (DA), caracterizado por, entre aquele filtro (FA) e a derivação (DA), possuir duas unidades de remoção de gases, a primeira (URD) - responsável pela remoção do dióxido de carbono do fluxo respiratório - constituída por uma coluna (C) empacotada com um peneiro molecular de carbono (CMS), montada em paralelo com outra, ou outras colunas do mesmo tipo, sendo o fluxo gasoso desviado para a coluna, ou para as colunas, que se pretender, por meio de uma válvula direccional (VD), situada a montante das colunas (C), colunas essas dotadas de um sistema de aquecimento/arrefecimento (S), sendo o fluxo à saída destas filtrado por meio de filtros (F), dispondo esta unidade de uma admissão (A) e de um escape (E) posicionados, respectivamente, a montante e a jusante das colunas (C) e a segunda (URA) - responsável pela remoção do azoto do fluxo respiratório - dotada igualmente de peneiro molecular de carbono (CMS) e caracterizado por possuir uma válvula direccional (VD) à saída da primeira unidade (URD), válvula essa que encaminha o fluxo respiratório a que foi removido o dióxido de carbono para o troço do circuito anestésico ao qual se encontra ligada a segunda unidade (URA), a montante da qual se situa um compressor (CO), e o fluxo não naquelas condições para o escape (E) da primeira unidade (URD), este (E) dotado de uma válvula direccional (VD) que permite também a ligação entre a primeira e segunda unidades.

2ª. - Dispositivo conforme a reivindicação anterior, sendo a unidade responsável pela remoção do azoto do fluxo respiratório (URA) caracterizada por possuir duas colunas (C) dispostas em paralelo, ambas empacotadas com um peneiro molecular de carbono (CMS), colunas essas que são alimentadas através de um circuito que bifurca na entrada, dispondo, de cada lado, de duas válvulas direccionais (VD) e de um filtro (F), estando as válvulas mais próximas de cada uma das colunas ligadas entre si por meio de um troço em que está situada uma válvula de agulha (VAG), dispondo o circuito, a jusante das ditas colunas e de cada lado destas, de um filtro (F) a que se segue uma válvula anti-retorno (VA), ficando posicionada entre as duas

válvulas (VA) a saída da unidade que liga a um tanque (T) a jusante do qual está instalada uma válvula de agulha (VAG).

3ª. - Dispositivo conforme a primeira reivindicação, sendo a unidade responsável pela remoção do azoto do fluxo respiratório (URA) uma unidade de separação de gases por membranas caracterizada por possuir membranas (MC) de peneiro molecular de carbono (CMS).

4ª. - Processo de remoção do dióxido de carbono de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico, que recorre a um dispositivo conforme a primeira reivindicação, caracterizado por, logo que a coluna (C), ou colunas, em serviço da primeira unidade (URD) deixa de ter capacidade de adsorver o dióxido de carbono, de imediato o fluxo respiratório é desviado para uma outra coluna (C), ou colunas, que entra em serviço e o fluxo que atravessa aquela é desviado para o escape (E) e essa coluna, já fora de serviço, é primeiramente purgada do xénon interparticular, sendo para tal varrida por uma corrente de oxigénio que é encaminhada para a segunda unidade (URA) para recuperação do xénon, em seguida regenerada por meio de uma corrente de ar quente, sendo agora a mistura gasosa rejeitada, saindo pelo escape (E), e finalmente condicionada por meio de uma corrente de oxigénio, fase esta que tem lugar depois de arrefecida a coluna (C), sendo a mistura gasosa resultante igualmente rejeitada e caracterizado por as colunas (C) estarem alternadamente em serviço e fora de serviço.

5ª. - Processo conforme a reivindicação anterior, caracterizado por a regeneração das colunas (C) da primeira unidade (URD) ser feita por meio de uma corrente de ar a temperatura preferencialmente de 80°C para esterilização daquelas.

6ª. - Processo de remoção do dióxido de carbono e do azoto de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico, que recorre a um dispositivo conforme a primeira e a segunda reivindicações, sendo a remoção do dióxido de carbono feita conforme a quarta reivindicação, caracterizado por as duas colunas da segunda unidade (URA) trabalharem desfasadas de 180°, sendo cada uma delas sujeita a ciclos sucessivos compreendendo as fases de pressurização/igualização em co-corrente, pressurização com a alimentação, produção - fase em que a mistura gasosa

flui através da coluna em serviço, ficando retido o azoto, mas não o xénon que flui livremente, sendo este recolhido num contentor, fase esta que termina quando a capacidade da coluna em reter azoto se esgota - despressurização/igualização em co-corrente - fase em que, para recuperação do xénon interparticular daquela coluna, a primeira fracção de volume resultante da despressurização é alimentada à entrada da outra coluna - despressurização para a atmosfera através de escape (EA) e enxaguamento - fase em que o xénon que tenha penetrado no peneiro molecular de carbono (CMS) tem possibilidade de sair, sendo reciclado durante a fase de pressurização seguinte.

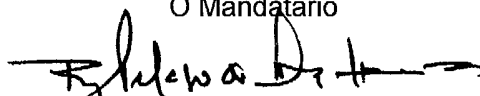
7ª. - Processo conforme a sexta reivindicação, caracterizado por a esterilização das unidades de remoção do dióxido de carbono (URD) e do azoto (URA) ser feita por meio de uma corrente de ar a temperatura preferencialmente de 200°C.

8ª. - Dispositivo de remoção do dióxido de carbono e do azoto de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico, caracterizado pela utilização de peneiros moleculares de carbono (CMS) para separação e remoção do dióxido de carbono e do azoto do fluxo respiratório em circulação nesse dispositivo.

9ª. - Processo de remoção do dióxido de carbono e do azoto de um circuito anestésico fechado usando xénon como gás anestésico, caracterizado pela utilização de peneiros moleculares de carbono (CMS) para separação e remoção do dióxido de carbono e do azoto do fluxo respiratório em circulação nesse circuito.

Porto, 16 de Maio de 2000

O Mandatário



RUY PELAYO DE SOUSA HENRIQUES
Rua Sá da Bandeira, 706-2º.-E - 4000-432 PORTO

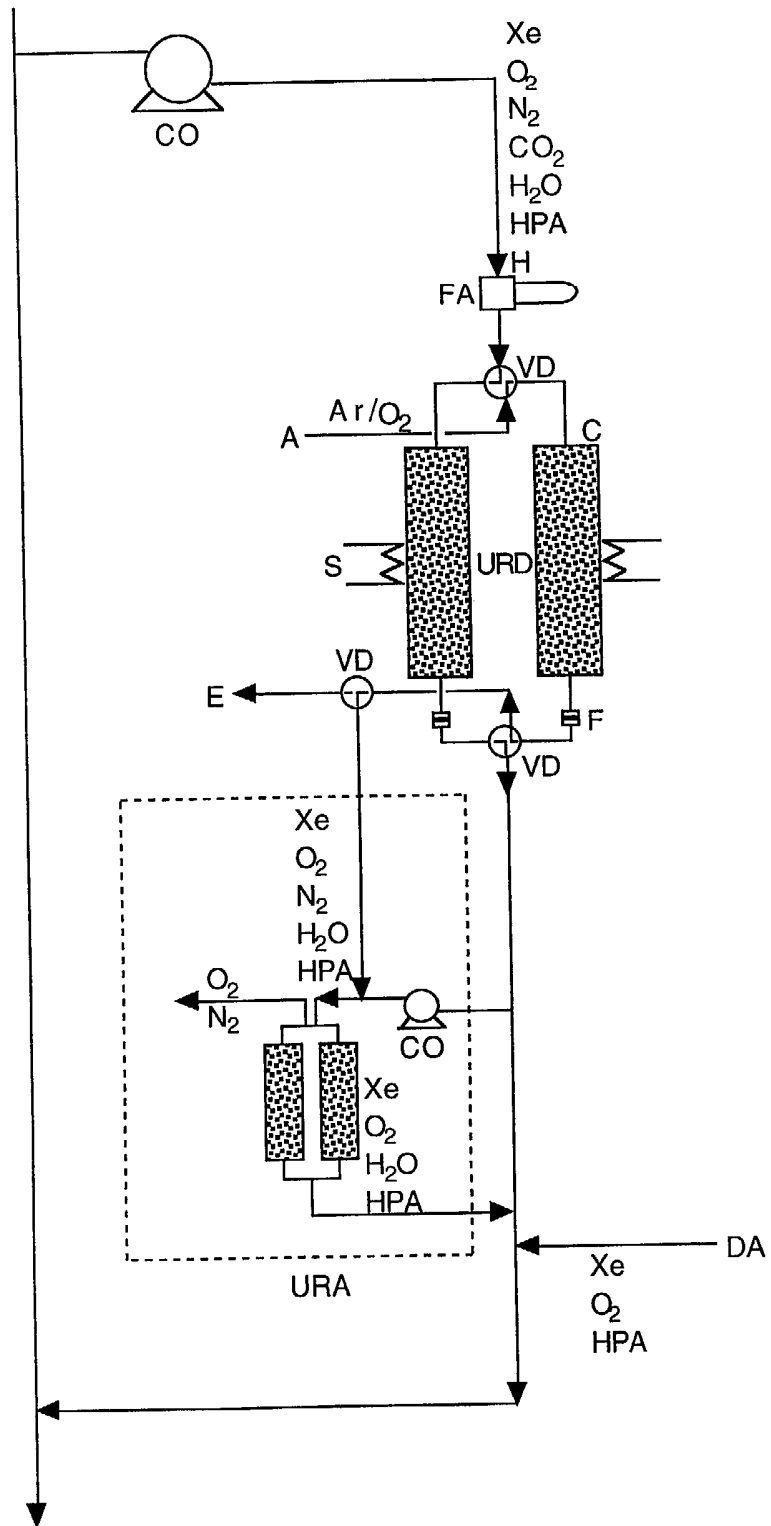


FIG.1

[Handwritten signature]

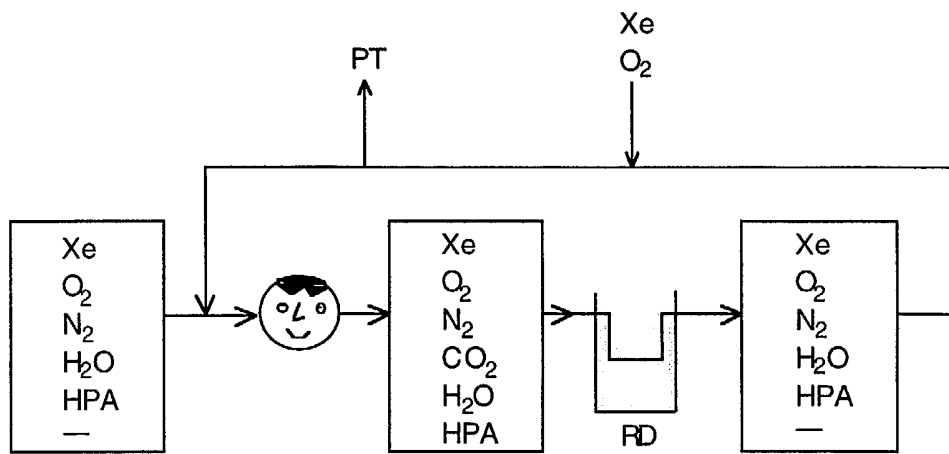
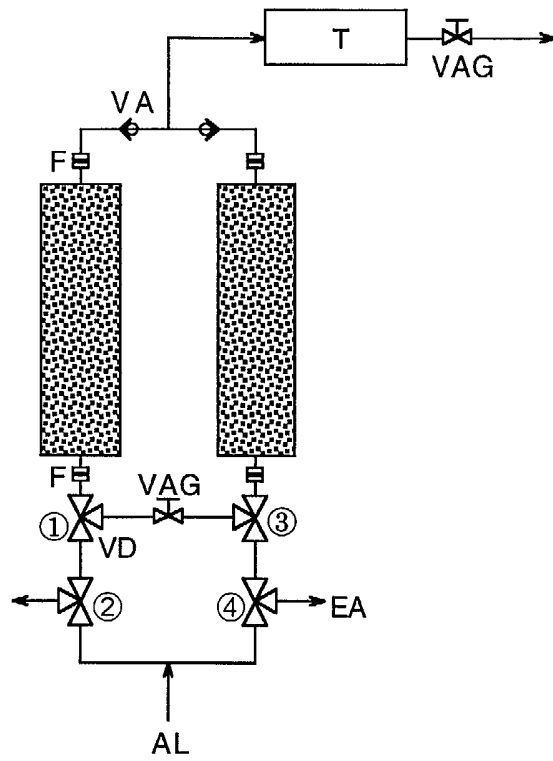


FIG.2



	I	II	III	IV	V	VI
①						
②						
③						
④						

FIG.3

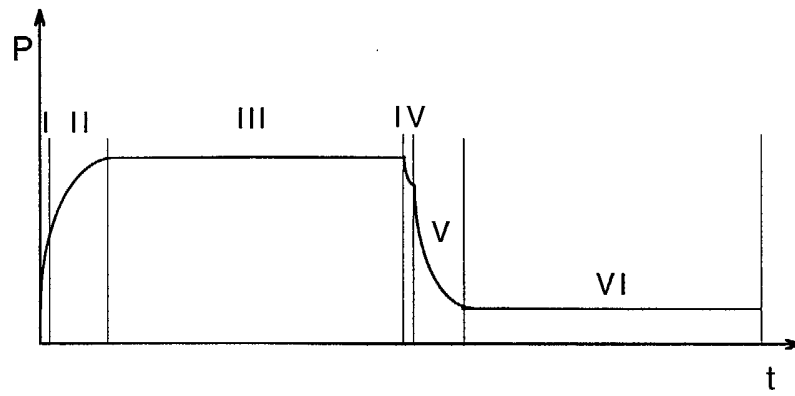


FIG.4

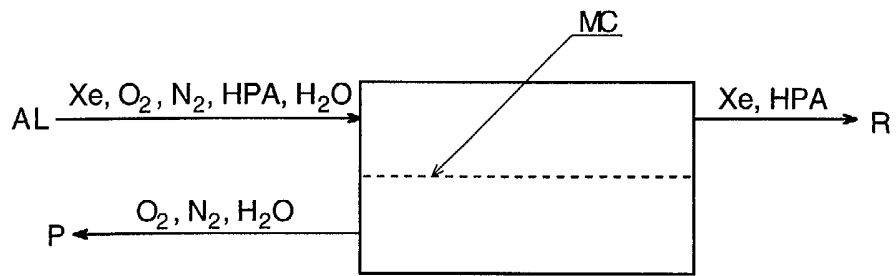


FIG.5

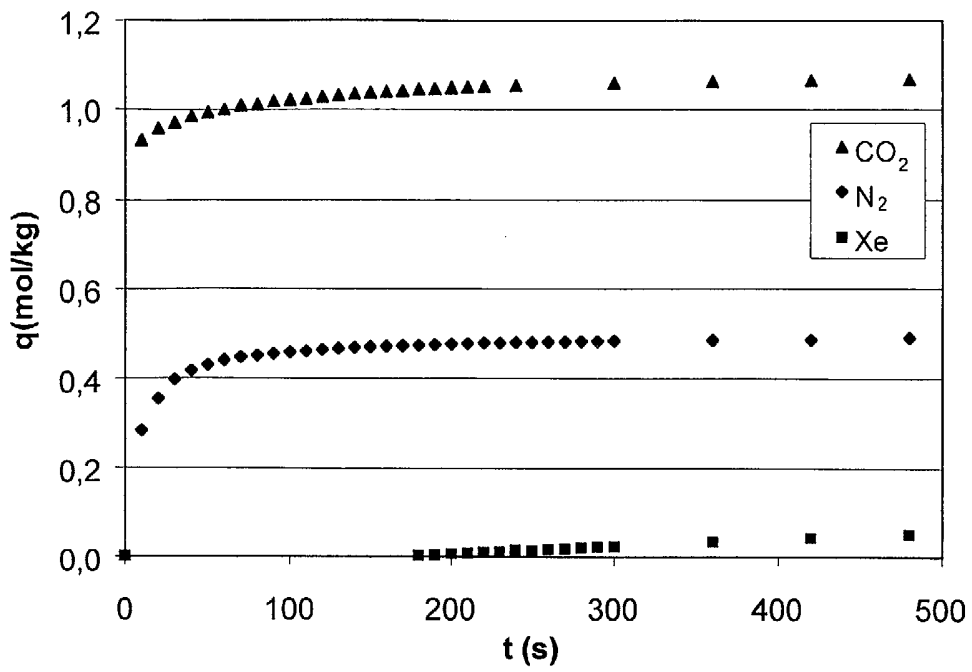


FIG.6

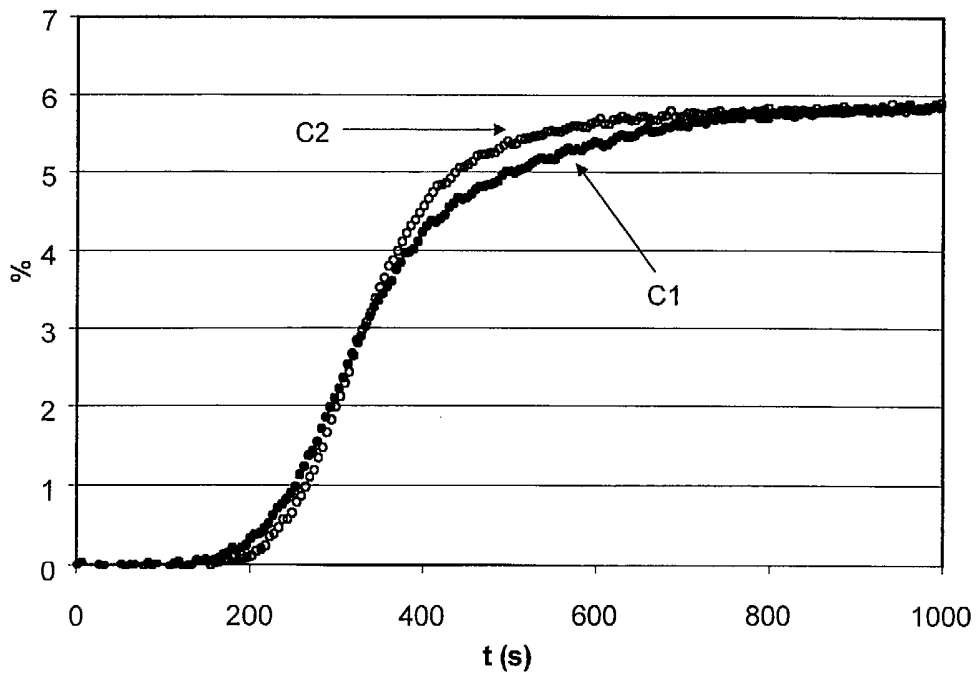


FIG.7