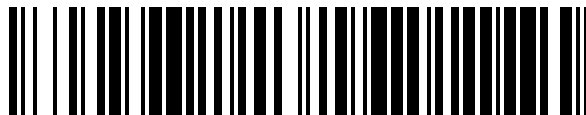


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 278 229**

21 Número de solicitud: 202090025

51 Int. Cl.:

B01D 53/04 (2006.01)

A61M 16/10 (2006.01)

C01B 23/00 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

28.05.2019

30 Prioridad:

29.05.2018 GB 1808745

43 Fecha de publicación de la solicitud:

27.09.2021

71 Solicitantes:

SAGETECH MEDICAL EQUIPMENT LIMITED
(100.0%)

5 Park Court Pyrford Road
KT14 6SD Surrey GB

72 Inventor/es:

BROWN, Sebastián

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

54 Título: **Aparato para recuperar agente anestésico xenón de un entorno médico**

ES 1 278 229 U

DESCRIPCIÓN

APARATO PARA RECUPERAR AGENTE ANESTÉSICO XENÓN DE UN ENTORNO MÉDICO

Campo técnico

La presente invención se refiere a métodos y sistemas para capturar y
5 reciclar xenón. En particular, la presente invención se refiere a métodos y
sistemas para capturar y reciclar xenón cuando se utiliza como agente
anestésico o neuroprotector en entornos médicos.

Antecedentes

El xenón es un elemento de gas noble con usos en láseres, iluminación y
10 medicina. En anestesia, el xenón a concentraciones de 72 % en oxígeno puede
proporcionar una profundidad de anestesia compatible con la cirugía. Se ha
sugerido que el xenón ofrece efectos neuroprotectores a través de la inhibición
de los receptores NMDA y se usa para recién nacidos con lesión cerebral
inducida por el nacimiento y, potencialmente, para pacientes después de una
15 hemorragia subaracnoidea.

El xenón es un elemento raro, se encuentra aproximadamente en 1 parte
por cada 11,5 millones en el aire. La mayoría se produce como subproducto de
la destilación fraccionada del aire para formar oxígeno y nitrógeno. Sin embargo,
la producción mundial es todavía muy pequeña en comparación con las
20 necesidades potenciales de anestesia. Por lo tanto, existe un interés significativo
por la tecnología que sea capaz de reprocesar xenón en dispositivos médicos
para anestesia.

La técnica anterior se centra en la eliminación de xenón del oxígeno
durante el procesamiento criogénico del aire utilizando absorbentes selectivos

y/o catálisis para eliminar los contaminantes de hidrocarburos. Los absorbentes pueden ser gel de sílice, zeolitas, estructuras dopadas con metal (por ejemplo, plata/litio) o, más recientemente, estructuras organometálicas. Una vez absorbido, el xenón se puede eliminar por congelación a temperaturas
5 criogénicas o por calentamiento y evacuación con un gas (helio o nitrógeno). Estos procesos forman parte del proceso de separación criogénica. Los procesos criogénicos requieren una infraestructura de capital muy importante, solo siendo económicamente viables a gran escala y para producir múltiples productos (por ejemplo, la separación de aire). Sin embargo, esta tecnología de capital intensivo
10 no es adecuada para la refabricación de xenón para uso médico.

Se ha propuesto la cromatografía de gases como metodología de purificación no criogénica (CN102491293B) para separar el xenón del criptón. Mediante este método, se utiliza gas impulsor de helio o nitrógeno para pasar gas xenón a través de una columna de cromatografía de gases. Debido a la
15 fuerte interacción del xenón con la fase estacionaria de la columna, el paso del xenón se retrasa en comparación con el criptón y otros contaminantes. A continuación, el xenón puede extraerse del gas impulsor tras la elución de la parte superior de la columna. Los sistemas de purificación de gas sufren bajas tasas de producción debido a la baja densidad y a la naturaleza discontinua de
20 los procesos cromatográficos. De forma adicional, los productos purificados deben separarse del gas impulsor, que a menudo es tan complicado como la separación original.

Se utilizan medidas de recirculación limitadas en anestesia para preservar los anestésicos volátiles. Sin embargo, incluso estos sistemas de reinspiración
25 (por ejemplo, el sistema circular) que funcionan en condiciones de flujo bajo de

0,5 l/min de flujo de gas fresco solo conducirán a que el paciente absorba el 20 % del xenón administrado. Por lo tanto, toda la producción mundial de xenón solo sería suficiente para 400.000 anestésicos. Cada año se administran 4 millones de anestésicos solo en el Reino Unido. Por lo tanto, se requieren tecnologías
5 fuera o además de los sistemas de reinspiración. Idealmente, estos sistemas se incorporarían al dispositivo de anestesia, ya que es probable que incluso con sistemas de muy alta eficiencia, el uso de xenón estaría restringido a ciertos pacientes/casos largos. Actualmente, el xenón se utiliza en un entorno de cuidados intensivos para un uso prolongado. Por lo tanto, es probable que los
10 sistemas de reciclaje locales, ya sea en el paciente o dentro del propio hospital sería más económico.

Descripción

Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un método para la extracción de gas xenón unido a un material de filtro usando dióxido de carbono supercrítico para formar una mezcla en la que tanto el dióxido de
15 carbono como el xenón están en un estado supercrítico.

La presente invención también proporciona un método para recuperar agente anestésico xenón de un filtro, que comprende la etapa de someter el filtro a un fluido supercrítico, formando así una solución supercrítica.

20 La presente invención también proporciona un método para la extracción de xenón mediante dióxido de carbono supercrítico capturando primero el xenón del escape de un dispositivo médico que administra xenón uniéndolo a un material de filtro que puede incluir, sin limitaciones, gel de sílice, ceolitas, estructuras organometálicas o sílice/ceolita dopada con metal.

25 La presente invención también proporciona un método para capturar

xenón del escape de un dispositivo médico que administra xenón uniéndolo a un material de filtro formado por un aerogel dopado con plata o litio.

La presente invención también proporciona un método para capturar xenón del gas anestésico que ha salido, comprendiendo el método procesar gas
5 que contiene xenón con material de filtro.

El método puede comprender además la etapa de liberar xenón del filtro usando un fluido supercrítico.

Los métodos formados de acuerdo con la presente invención pueden comprender además las etapas de: pasar gas derivado de un paciente en un
10 entorno médico a través de un filtro de modo que el agente anestésico xenón se una al mismo; someter el material de filtro a un fluido supercrítico, formando así una solución supercrítica; eliminar contaminantes de la solución supercrítica; recoger el agente anestésico xenón de la solución supercrítica; y reintroducir el agente anestésico xenón a un paciente.

15 La presente invención también proporciona un aparato adecuado para realizar un método como se describe en el presente documento, que comprende un módulo que aloja el material de filtro y en el que puede pasar el gas anestésico para que el agente anestésico xenón se una al material de filtro, y una fuente de fluido supercrítico, siendo el módulo resistente al fluido supercrítico y capaz de
20 soportar presión y temperatura supercríticas para permitir que el xenón capturado sea recuperado por exposición a fluido supercrítico.

La presente invención también proporciona la separación de gas xenón derivado de un dispositivo médico y dióxido de carbono usando un tubo de vórtice.

25 La presente invención también proporciona un método para producir

xenón de calidad médica a partir de xenón contaminado derivado del escape de un dispositivo médico de suministro de xenón mediante el uso de cromatografía de dióxido de carbono líquido seguida de separación de xenón del dióxido de carbono.

5 La presente invención también proporciona un método en el que se utiliza CO₂ líquido como fase móvil para la purificación cromatográfica de xenón a partir de contaminantes gaseosos derivados del paciente o de los sistemas respiratorios.

10 El propósito de algunos aspectos y realizaciones de la presente invención es proporcionar un método para reciclar grandes volúmenes de xenón de alta pureza para dispositivos médicos mediante el uso de dióxido de carbono en fases líquidas y supercríticas para la extracción y purificación y reenvío de xenón a dispositivos médicos utilizados en anestesia.

15 El aparato formado de acuerdo con la presente invención puede comprender una cámara que contiene un absorbente que puede incluir, pero sin limitaciones, gel de sílice, zeolitas, estructuras organometálicas, o sílice/zeolita dopada con metal, lo más preferiblemente, se une un aerogel dopado con metal (plata o litio) al escape de la máquina de anestesia. El escape anestésico contiene xenón al 1-100 %, conteniendo de la forma más preferente
20 concentraciones clínicamente relevantes, tal como 45 % para hipnosis y 72 % para anestesia, generalmente en oxígeno. Este está contaminado por hidrocarburos y muchos otros compuestos presentes en el aire exhalado (por ejemplo, etanol, acetona) y de la máquina/gases (por ejemplo, hidrocarburos, plastificantes). Este absorbente absorbe selectivamente el gas xenón y algunos
25 contaminantes, pero el oxígeno pasa. Preferentemente, la unión del xenón al

absorbente se puede incrementar presurizando y/o enfriando los gases de escape en el cilindro de captura.

La presente invención proporciona un método para la extracción de xenón mediante CO₂ supercrítico capturando primero el xenón del escape de un dispositivo médico que administra xenón uniéndolo a un material de filtro que
5 puede incluir, pero sin limitaciones, gel de sílice, zeolitas, estructuras organometálicas o sílice/zeolita dopada con metal.

La presente invención proporciona un método para capturar xenón del escape de un dispositivo médico que administra xenón uniéndolo a un material
10 de filtro formado por un aerogel dopado con metal (plata o litio).

La presente invención proporciona un método para la captura y extracción de xenón por CO₂ supercrítico capturando primero el xenón en un material de filtro en un recipiente, en el que el xenón se une reversiblemente al material de filtro. El recipiente puede conectarse al puerto de escape de una máquina
15 anestésica o dispositivo médico de modo que el gas residual que contiene xenón pase a través del material de filtro en el recipiente para unir el gas xenón de la corriente de gas residual. En una realización preferente de la invención, a continuación, el recipiente se desconecta del escape de la máquina de anestesia o del dispositivo médico y se conecta a una fuente de CO₂ supercrítico. El CO₂
20 supercrítico pasa a través del recipiente, haciendo que el xenón se libere del material de filtro y salga del recipiente con el CO₂ supercrítico. En esta realización preferida, el recipiente es tolerante a presiones superiores a la presión crítica de dióxido de carbono (73 bar). En otra realización de la invención, el recipiente puede no ser tolerante a la presión crítica del dióxido de carbono, pero se coloca
25 dentro de un recipiente que es tolerante a la presión por encima de la presión

crítica de dióxido de carbono durante la extracción de fluido supercrítico.

La presente invención también proporciona un método para la captura de xenón de un dispositivo médico en el que la corriente de gas que contiene xenón se expone primero a un material de filtro en un recipiente que une el xenón de forma reversible, posteriormente, el recipiente se desconecta del dispositivo
5 médico y se conecta a una fuente de dióxido de carbono supercrítico para la extracción del gas xenón mediante CO₂ supercrítico.

En una realización de la invención, el recipiente tiene un puerto en cada extremo que permite la entrada y salida del primer gas que contiene xenón del dispositivo médico y el segundo fluido supercrítico. En otra realización de la invención, los puertos separados en cada extremo se pueden utilizar primero para la entrada y salida de gas que contiene xenón y el segundo fluido supercrítico. En una realización más de la invención, los puertos de entrada y salida pueden ser de forma o tamaño diferentes, de modo que solo se pueden
10 conectar al dispositivo médico o a la fuente de fluido supercrítico en una orientación específica. Mediante este método, el gas que contiene xenón primero entra en el recipiente desde un extremo del recipiente hasta que el recipiente se desconecta del dispositivo médico y, luego, en segundo lugar, el fluido supercrítico entra por el otro extremo del recipiente cuando se conecta a la fuente de fluido supercrítico. Este método permite la unión del xenón al material de filtro en una dirección y la extracción del xenón por el fluido supercrítico en la dirección opuesta. Esta carga y descarga a contracorriente de xenón del material de filtro ofrece una mejora de la eficiencia para cargar y descargar el material de filtro con xenón en la misma dirección.

25 La presente invención también proporciona un recipiente con un solo

puerto de entrada y salida en cada extremo, primero para el paso del gas que contiene xenón para unirse al material de filtro en el recipiente y segundo, para el paso de fluido supercrítico a través del recipiente para eliminar el xenón del material de filtro.

5 La presente invención también proporciona un recipiente con dos puertos en cada extremo, un puerto en cada extremo primero para la entrada y salida de gas que contiene xenón para unirse al material de filtro en el recipiente y otro puerto en cada extremo para el segundo, la extracción de xenón del material de filtro por la entrada y salida de fluido supercrítico.

10 La presente invención también proporciona un recipiente con diferentes puertos simples o dobles en cada extremo, de modo que el primer gas que contiene xenón pueda pasar a través del recipiente y unirse al material de filtro en una dirección y, en segundo lugar, de modo que el fluido supercrítico pueda pasar a través del recipiente en la dirección opuesta y extraer xenón del material
15 de filtro.

Algunos aspectos y realizaciones se refieren a la refabricación de gas xenón para dispositivos médicos.

En una realización de la invención, el absorbente se regenera pasando dióxido de carbono supercrítico a través del recipiente y el absorbente. El dióxido
20 de carbono se convierte en un fluido supercrítico por encima de su temperatura crítica (31 grados centígrados) y presión (73,8 bar). En este punto crítico, el dióxido de carbono tiene propiedades tanto de gas como de líquido. Se expande para llenar el recipiente en el que se encuentra y disuelve los compuestos no polares como un líquido. Esto se debe al rápido aumento de densidad en el punto
25 crítico. El dióxido de carbono líquido también se puede utilizar para la extracción

de xenón a temperaturas por debajo de la temperatura crítica. Los fluidos supercríticos se disuelven perfectamente entre sí. El punto crítico del xenón es de 17 grados centígrados y 5,9 MPa (59 bares). Por lo tanto, en el punto crítico del dióxido de carbono, el xenón también será un fluido supercrítico.

5 La presente invención proporciona un método para la extracción de gas xenón unido a un material de filtro utilizando dióxido de carbono supercrítico para formar una mezcla en la que tanto el dióxido de carbono como el xenón están en un estado supercrítico.

 Otro aspecto de la invención proporciona un método para la extracción de
10 gas xenón unido a un material de filtro utilizando CO₂ líquido para formar una mezcla en la que el xenón está en un estado supercrítico y el dióxido de carbono en un estado líquido.

 Otro aspecto de la invención proporciona un método para la extracción de gas xenón unido a un material de filtro utilizando CO₂ líquido para formar una
15 mezcla en la que el xenón está en estado líquido y el dióxido de carbono está en estado líquido.

 En otro aspecto de la invención, la mezcla de xenón y dióxido de carbono sale de la cámara a través del puerto de salida y a través del regulador de contrapresión y, posteriormente, se despresuriza en un tubo de vórtice. La caída
20 de presión se controla mediante una válvula reguladora de presión situada antes del tubo de vórtice. El gas despresurizado entra tangencialmente en el tubo de vórtice, creando un vórtice que se refleja parcialmente en una válvula de admisión en el otro extremo del tubo de vórtice. El aumento de la energía cinética del xenón de alta densidad (densidad 5,894 g/l a temperatura y presión estándar)
25 fuerza al xenón hacia el exterior del tubo de vórtice, mientras que el dióxido de

carbono de menor densidad (densidad 1,964 g/l) se mantiene en el centro del tubo de vórtice y se refleja para salir en el extremo de inyección del tubo de vórtice. El dióxido de carbono se enfría durante el proceso y luego se vuelve a comprimir y se usa nuevamente para extraer más xenón en un proceso circular.

- 5 Los tubos de vórtice se pueden usar en secuencia con dimensiones ligeramente diferentes o iguales para mejorar la pureza de la recolección y el rendimiento de xenón.

La presente invención también proporciona la separación de gas xenón y dióxido de carbono mediante el uso de un tubo de vórtice.

- 10 La presente invención también proporciona la separación de gas xenón y dióxido de carbono usando una pluralidad de tubos de vórtice dispuestos en serie para aumentar la pureza de la corriente de gas rico en xenón.

En una realización de la presente invención, el tubo de vórtice se utiliza para separar el xenón del oxígeno tras la separación criogénica del aire.

- 15 En una realización de la invención, el xenón pasa a través de cal sodada para absorber el dióxido de carbono restante y luego se administra al paciente a través del sistema de respiración de la máquina de anestesia. El xenón que sale del tubo de vórtice se puede mantener a presión para llenar una cámara de inyección para una liberación controlada en el circuito de respiración según lo
20 dicten los detectores de xenón y un controlador de circuito cerrado presente en la máquina de anestesia. Este sistema podría usarse para la readministración de anestésico al mismo paciente en un circuito cerrado.

- En una realización más de la invención, se utiliza cal sodada u otro absorbente de CO₂ selectivo para CO₂ sobre xenón para eliminar el dióxido de
25 carbono del xenón sin el uso de un tubo de vórtice.

La presente invención también proporciona un método para la eliminación de dióxido de carbono del gas xenón derivado de un dispositivo médico capturado primero en un material de filtro y posteriormente extraído del material de filtro por dióxido de carbono supercrítico.

5 La presente invención también proporciona un método para la readministración de gas xenón al mismo paciente mediante la captura de xenón sobre un material de filtro, extracción de xenón en dióxido de carbono supercrítico, separación y eliminación de dióxido de carbono del gas xenón y reenvío del xenón al circuito de respiración dentro del dispositivo médico para
10 administrar xenón al paciente.

El uso de condiciones de extracción supercríticas permite un rendimiento mucho mayor que la cromatografía de gases debido a la alta densidad de las soluciones supercríticas. De forma adicional, las condiciones de extracción son cercanas a la temperatura ambiente (31 grados centígrados) y a presiones que,
15 aunque son altas (7,3 MPa (73 bares) o más), estas son presiones comunes en la anestesia con oxígeno embotellado. Debido a la presencia de oxígeno embotellado y fracciones ricas en oxígeno administradas a los pacientes, se evitan las temperaturas elevadas y las condiciones inflamables. Debido a las condiciones de presión, el equipo es pequeño y puede caber en el espacio
20 disponible para el equipo de anestesia convencional.

El uso del tubo de vórtice permite el uso de un componente pequeño de mantenimiento cero para lograr la separación de gases. La caída de presión utilizada para impulsar la separación ya está disponible a partir de la despresurización de la mezcla supercrítica, haciendo de este un proceso
25 eficiente.

En otro aspecto adicional de la presente invención, la despresurización del dióxido de carbono se puede utilizar como fuente de enfriamiento para reducir la temperatura de los gases de escape de la máquina de anestesia que entra en la cámara de recolección. Esto significa que es posible que no se requiera equipo
5 de enfriamiento industrial para el dispositivo médico.

La presente invención también proporciona un sistema en el que el enfriamiento de los gases de escape del dispositivo médico de xenón, para mejorar la eficiencia de la unión del xenón al material de filtro, se consigue mediante la expansión adiabática del dióxido de carbono tras la despresurización
10 tras la extracción con fluido supercrítico.

El uso de dióxido de carbono para impulsar el proceso permite el uso de absorbentes de dióxido de carbono convencionales utilizados en los sistemas de reinspiración de anestesia para purificar el xenón. De forma adicional, el dióxido de carbono medicinal está habitualmente disponible y la concentración de
15 dióxido de carbono se detecta de forma rutinaria como parte de los sistemas de monitorización de gas en las máquinas de anestesia. Esto conduce a un factor de seguridad significativo en comparación con el nitrógeno o el helio que no son habitualmente de calidad médica ni se controlan como parte de la anestesia o la atención de la UCI. Por último, el dióxido de carbono puro es muy selectivo, ya
20 que solo disuelve moléculas no polares. Por lo tanto, la purificación significativa de los gases de escape se logra mediante la unión selectiva y la desorción por dióxido de carbono supercrítico.

Puede ser necesario purificar el xenón durante el uso debido a la acumulación de contaminantes. De forma adicional, cuando se despierta al
25 paciente, el xenón debe ser capturado y procesado listo para ser utilizado por

otro paciente. La purificación puede realizarse mediante cromatografía de dióxido de carbono líquido. Aunque se puede utilizar la cromatografía de dióxido de carbono supercrítico, la fase líquida tiene beneficios de rendimiento en parte porque tanto el xenón como el dióxido de carbono no están en la fase supercrítica al mismo tiempo.

La presente invención también proporciona un método en el que se usa dióxido de carbono líquido como fase móvil para la purificación cromatográfica de xenón a partir de contaminantes gaseosos derivados del paciente o de los sistemas respiratorios.

El xenón capturado y extraído como se ha descrito anteriormente se licua y se libera en una columna de cromatografía con una fase estacionaria de sílice de 5-10 micrómetros, aunque se pueden utilizar otras fases estacionarias normales e inversas que resulten familiares para los expertos en la técnica. Como fase móvil se puede utilizar dióxido de carbono líquido a una presión de 0,1 a 20 MPa (1 a 200 bares) y temperaturas inferiores a 31 grados centígrados y superiores a -80 grados centígrados, para impulsar la separación cromatográfica del xenón de los contaminantes. Más preferentemente, se utiliza una temperatura de 10 grados centígrados y una presión de 7 MPa (70 bares). El xenón interactúa con la fase estacionaria de sílice y su flujo se retarda en un grado diferente a los diversos contaminantes. Tras la elución de la columna, el xenón se detecta mediante espectrometría de masas, microtérnica (catarómetro), absorción de rayos X, ultrasonidos o refractometría, aunque se pueden utilizar otros sistemas de detección conocidos por aquellos familiarizados con la técnica. En el caso de integración en la máquina de anestesia de xenón, el detector de xenón utilizado para medir la concentración

de xenón en el circuito anestésico también puede utilizarse para la detección de producto cromatográfico.

La presente invención también proporciona el uso de espectrometría de masas, microtérmica (catarómetro), absorción de rayos X, ultrasonidos o
5 refractometría para detectar xenón purificado producido por cromatografía líquida de dióxido de carbono.

La señal del detector se utiliza para controlar una válvula de tres vías que dirige la mezcla de xenón/CO₂ a un tubo de vórtice para la separación del xenón del dióxido de carbono como se ha descrito anteriormente. Se puede utilizar más
10 de un tubo de vórtice para producir xenón de alta pureza. El dióxido de carbono del proceso de cromatografía se libera de contaminantes utilizando un absorbente de sílice y carbón activado, se presuriza y se usa nuevamente. El xenón de alta pureza tiene el dióxido de carbono restante absorbido por un absorbente de CO₂, tal como cal sodada, para producir xenón de calidad médica.

15 La presente invención también proporciona la re-presurización y recirculación de dióxido de carbono con/sin xenón remanente durante la extracción de fluido supercrítico y la cromatografía de dióxido de carbono líquido.

Las etapas para prevenir la transmisión microbiológica se pueden implementar en muchas etapas del proceso y son familiares para los expertos
20 en la técnica. Es posible utilizar cromatografía de dióxido de carbono líquido para purificar xenón derivado de un dispositivo médico mediante métodos distintos de la extracción con fluidos supercríticos y conocidos por los expertos en la técnica, incluyendo, pero sin limitaciones, licuefacción criogénica y extracción de gas inerte en condiciones no supercríticas (por ejemplo, nitrógeno y helio).

25 En una realización de la presente invención, el xenón se puede devolver

al mismo paciente incorporando el sistema de cromatografía de dióxido de carbono líquido en el dispositivo médico que administra el xenón al paciente. En otra realización de la presente invención, el xenón de calidad médica se puede utilizar para otros pacientes siguiendo los procesos normativos farmacéuticos normales para la fabricación y venta de un medicamento. Esto implicaría que el
5 proceso de purificación se libere en un entorno GMP (Buenas Prácticas de Fabricación) remoto al dispositivo médico. En una realización de la presente invención, la captura y extracción del xenón se realiza mediante el dispositivo médico que administra el xenón al paciente y, luego, este xenón extraído se
10 transporta a una instalación GMP para su purificación y posterior suministro como medicamento.

La presente invención también proporciona la producción de xenón de calidad médica a partir de xenón contaminado derivado del escape de un dispositivo médico de suministro de xenón mediante el uso de cromatografía de
15 dióxido de carbono líquido seguida de separación de xenón del dióxido de carbono.

De forma adicional, se prevé que las etapas de captura y extracción pueden separarse. En una realización más de la invención, se utiliza un manguito intolante a la semipresión para alojar el material de filtro como se ha descrito
20 anteriormente. Este manguito está hecho de un tubo de acero inoxidable que puede tolerar presiones de extracción de hasta 8-10 MPa (80-100 bares) de presión de trabajo. Los extremos del tubo están hechos de plástico y se les permite un movimiento limitado. Un sello de este tipo evita la fuga de gas entre las tapas de plástico y el tubo de acero inoxidable. Un conector conecta la
25 bombona al escape del circuito anestésico y este escape se puede enfriar y la

bombona se puede enfriar para mejorar la unión. El vaso de presión que alberga la bombona para fines de extracción tiene molduras que se ajustan a la tapa en cada extremo. Durante la extracción, cuando el dióxido de carbono presurizado entra en la bombona, las tapas se mueven ligeramente hacia afuera, retenidas por los extremos del vaso de presión y el dióxido de carbono puede fluir a través de la bombona solo debido a los sellos en el vaso de presión que operan entre la tapa y el vaso de presión y los sellos entre el tubo de la bombona y los extremos de plástico. Este sistema supera los problemas inherentes a la fabricación de botes para la recogida de gas a presión atmosférica si también se requieren para la extracción a alta presión. Estos botes serían demasiado grandes para usar o serían económicos si fueran el vaso de presión principal. En el sistema de la figura 1, las cámaras pueden ser pequeñas porque la captura y la extracción ocurren con frecuencia. Sin embargo, cuando la captura y la extracción están separadas, la bombona debe ser grande para contener suficiente xenón para que el transporte sea económico y, por lo tanto, las tensiones de la pared son mayores y las presiones finales pueden ser muy altas, más de 4 toneladas. En este sistema, el tubo de acero inoxidable mantiene la presión así como la tensión del aro y tiene paredes delgadas ya que está contenido dentro de la carcasa, solo necesita un factor de seguridad de 1,5. Los extremos son esencialmente flotantes y, por lo tanto, la presión se mantiene mediante los extremos del vaso de presión en lugar de la unión entre el tubo y las tapas. Mediante este método, la presión dentro de la bombona se mantiene y el gas solo puede fluir a través de la bombona. En otros sistemas con bombonas intolerantes a la presión, se requiere gas fuera de la bombona para equilibrar la presión transmural, que puede hacer que el gas pase fuera de la

bombona y recoja contaminantes que se hayan transferido del entorno operativo, que no están controlados.

La presente invención también proporciona el uso de un tubo de acero inoxidable tolerante a la presión con sellado, tapas de extremo flotantes para
5 contener el material de filtro como un bote de modo que, tras la presurización por encima de la presión crítica de dióxido de carbono, las tapas de los extremos se mueven y quedan retenidas por los extremos de un vaso de presión y el flujo de dióxido de carbono supercrítico se mantiene dentro de la bombona.

La abundancia limitada de xenón significa que el uso de xenón para
10 anestesia general será limitado y el uso de fármacos restringido a aquellos pacientes que se beneficiarían de sus efectos neuroprotectores, tal como encefalopatía hipóxica neonatal, encefalopatía hipóxica después de un paro cardíaco, cirugía cardíaca, hemorragia subaracnoidea, accidente cerebrovascular y lesión cerebral traumática, aunque se prevén otras
15 indicaciones que requieran neuroprotección. Tales situaciones requieren el uso prolongado de xenón y, a menudo, se administran en unidades de cuidados intensivos que no tienen acceso a la eliminación del gas de anestesia. Por lo tanto, los dispositivos médicos de administración de xenón deben ser capaces de capturar y volver a administrar xenón al paciente, purificación del volumen de
20 gas del paciente para eliminar los contaminantes exhalados y los contaminantes derivados de los circuitos/sistemas respiratorios, y cuando el xenón se detiene y "se lava", la captura y procesamiento de xenón para su uso por otro paciente.

Algunos aspectos y realizaciones de la presente invención pueden servir a los tres escenarios. Puede capturar y volver a enviar xenón al dispositivo
25 médico sin una purificación dedicada. Es capaz de capturar y purificar xenón

para reenviarlo al mismo paciente como parte del dispositivo médico. Puede purificar el xenón por separado del dispositivo médico como parte de un proceso que se ajusta a las regulaciones de la ley de medicamentos para que el producto se pueda administrar a otro paciente.

5 La invención utiliza sistemas presurizados que, cuando se combinan, son termodinámicamente eficientes, utilizando cambios de presión que se requieren como parte del sistema para impulsar la separación. Todos los componentes son pequeños debido a la presión y requieren un enfriamiento mínimo, ya que a menudo se obtiene mediante la despresurización del fluido de trabajo.

10 Se pueden usar diferentes aspectos y realizaciones juntos o por separado.

Descripción detallada

La presente invención se muestra más particularmente, a modo de ejemplo, en los dibujos adjuntos.

15 Las realizaciones de ejemplo se describen con suficiente detalle para permitir que los expertos habituales en la técnica lleven a cabo e implementen los sistemas y procesos en el presente documento descrito. Es importante entender que realizaciones pueden proporcionarse de varias formas alternativas y no deben entenderse como limitadas a los ejemplos expuestos en el presente documento.

20 En consecuencia, aunque las realizaciones pueden modificarse de diversas maneras y tomar diversas formas alternativas, realizaciones específicas de la misma se muestran en los dibujos y se describen con detalle a continuación como ejemplos. No se pretenden limitarse a las formas particulares dadas a conocer. Por el contrario, todas las modificaciones, equivalentes y alternativas
25 que están dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas deben incluirse.

Elementos de las realizaciones de ejemplo se denotan de manera consistente mediante los mismos números de referencia a lo largo de todos los dibujos y la descripción detallada cuando sea apropiado.

Salvo que se definan de otro modo, todos los términos (incluyendo
5 términos científicos y técnicos) usados en el presente documento deben interpretarse como es habitual en la técnica. Se entenderá además que términos en el uso común deben interpretarse como que es habitual en la técnica relevante y no en un sentido idealizado o globalmente formal a menos que se defina expresamente en el presente documento.

10 Un experto en la materia apreciará las muchas aplicaciones y variaciones posibles de la presente invención basándose en los siguientes ejemplos de posibles realizaciones de la presente invención.

La figura 1 muestra un sistema de respiración de xenón de círculo cerrado con captura, extracción y reenvío de xenón al circuito.

15 Se prevé que aunque este sistema descrito en la figura 1 se aplica a un sistema circular, el mismo sistema se puede utilizar para suministrar xenón reciclado a la corriente de gas en otros sistemas de anestesia, tal como un sistema reflector o un oxigenador de máquina de bypass cardiopulmonar.

Un dispositivo médico de suministro de xenón puede ser un sistema
20 circular, oxigenador reflector o máquina de bypass cardiopulmonar.

El oxígeno 1 se envía al circuito anestésico a través de una servoválvula bajo control 2 electrónico. El gas 3 de xenón se suministra al circuito a través de una válvula 4 de inyección de solenoide o piezoeléctrica bajo control electrónico. El control electrónico (no mostrado) de un circuito de retroalimentación negativa
25 con una concentración objetivo establecida por el personal médico se determina

mediante sistemas 6 de monitorización de presión 5 y gas. La mezcla de gas oxígeno/xenón baja por la rama inspiratoria del circuito a través de la válvula 7 inspiratoria unidireccional. El sistema de monitorización de gas detecta la concentración de xenón, dióxido de carbono y oxígeno en el extremo del circuito del paciente. Esto se realiza mediante un sistema de presión negativa que elimina una corriente constante de gas de la pieza en Y del paciente. La mayor parte de este gas se devuelve al circuito del paciente (no mostrado). Los gases espiratorios pasan por la rama espiratoria hasta la válvula 8 espiratoria unidireccional y el transductor 5 de presión. Esta lectura se usa para ajustar la contrapresión de la válvula 9 de escape. Una válvula 10 de alivio de presión protege el circuito de la sobrepresión. Algunos de los gases espiratorios se ventilan a través de la válvula 9 de escape (válvula limitadora de presión ajustable) y el resto pasa a través del absorbedor 11 de dióxido de carbono y al conjunto de ventilador/bolsa donde se utilizan medios mecánicos (ventilador) o manuales (bolsa) para presurizar el círculo durante el ciclo de ventilación para producir inspiración y espiración. Estos gases recirculados luego circulan de regreso a la rama inspiratoria a través de los inyectores de gas, donde se puede añadir más gas para regular el volumen del sistema (y por lo tanto la presión) y las concentraciones de gas.

El gas de escape de la válvula 9 de escape baja por la rama de escape a una de las dos cámaras 12a 12b de recogida que toleran una presión de dióxido de carbono supercrítico superior a 7,3 MPa (73 bares). En una realización preferida, la presión de trabajo de la cámara es de 10 MPa (100 bares) y el vaso está fabricado de acero inoxidable 316. Cada cámara de recogida está controlada por dos válvulas 13a 13b y dos válvulas 14a 14b de sección. Estas

válvulas de selección aseguran que cada cámara esté configurada para recibir gas de la válvula 9 de escape y ventilarlo al aire, la succión o el sistema de eliminación de gases anestésicos (AGSS) o para recibir dióxido de carbono supercrítico de la bomba 15 y el calentador 16 y pasarlo al regulador 17 de
5 contrapresión. Las cámaras 12a 12b pueden tener una única entrada y salida a través de las cuales pueden pasar tanto el fluido de escape como el supercrítico o pueden tener entradas separadas para el fluido de escape y supercrítico. En una realización preferida, se utilizan entradas y salidas separadas para el fluido supercrítico y el escape debido a las diferentes presiones y caudales requeridos
10 para el escape y el fluido supercrítico. Las válvulas 13a 13b 14a 14b de selección aseguran que cada cámara 12a 12b solo esté abierta al escape o al fluido supercrítico y que una cámara 12a o 12b esté expuesta al escape mientras que la otra cámara 12b o 12a esté expuesta al fluido supercrítico. El control de las válvulas está bajo control electrónico (no mostrado). El flujo de gas de escape y
15 fluido supercrítico puede ser en la misma dirección o en una realización preferida, en diferentes direcciones como se muestra en la figura 1. Esto mejora la velocidad de desorción del xenón por el fluido supercrítico y aumenta la capacidad de absorción.

El uso de una cámara para la captura de xenón sobre un material de filtro
20 que es capaz de soportar presiones por encima de la presión crítica de dióxido de carbono.

El uso de dos cámaras, de manera que una está expuesta al escape del dispositivo médico de suministro de xenón y la otra está expuesta al dióxido de carbono supercrítico para su extracción.

25 El uso de una sola abertura en cada extremo de la cámara para el paso

tanto del escape del dispositivo médico de suministro de xenón como del dióxido de carbono supercrítico para la extracción de xenón del material de filtro contenido dentro de la cámara.

El uso de aberturas separadas en cada extremo de la cámara, una para el paso del escape del dispositivo médico de suministro de xenón y la otra para el paso de dióxido de carbono supercrítico para la extracción de xenón del material de filtro contenido dentro de la cámara.

Las cámaras 12a 12b están llenas de un material de filtro 17a 17b que absorbe gas xenón. Las cámaras pueden enfriarse y el gas de escape puede enfriarse a temperaturas desde la temperatura ambiente hasta -50 grados centígrados (no se muestra) para mejorar la unión. El material de filtro puede incluir, pero sin limitaciones, gel de sílice, zeolitas, estructuras organometálicas, o sílice/zeolita dopada con metal, lo más preferentemente, un aerogel dopado con metal (plata o litio). El material de filtro une el gas xenón de forma reversible desde los gases de escape de la válvula 9 de escape cuando la cámara está conectada al escape y libera el gas xenón cuando se expone al flujo de dióxido de carbono supercrítico.

El dióxido de carbono es proporcionado por un cilindro 18 presurizado y una válvula 19 alimentada y una válvula 20a unidireccional a una bomba 15 que presuriza el dióxido de carbono por encima de 7,3 MPa (73 bares), aunque se pueden utilizar presiones más bajas para la extracción de dióxido de carbono líquido. A continuación, el líquido se calienta por encima de la temperatura crítica mediante un calentador 16 para formar un fluido supercrítico. El fluido supercrítico se expone al material 13a o 13b de filtro en la cámara 12a o 12b tolerante a la presión, disolviendo el xenón para formar una solución supercrítica.

Cualquier contaminante no polar del paciente o de los sistemas respiratorios también puede ser absorbido por el material de filtro y desorbido por la solución supercrítica. La solución supercrítica pasa al regulador 17 de contrapresión y se despresuriza en un vaso 21 regulador de volumen con control 22 de presión. La
5 solución supercrítica se despresuriza adicionalmente a través de una válvula 23 reductora de presión para entrar en el separador de gases del tubo de vórtice a través de una restricción de la admisión de la entrada en el tubo 24 de vórtice. La entrada tangencial y la despresurización en la restricción de la admisión combinadas con la reflexión del gas en la válvula de admisión en el extremo 25
10 de salida de xenón provocan la separación de las corrientes de gas en una corriente de gas rico en xenón en un extremo 25 y la corriente de dióxido de carbono empobrecido en xenón en el otro extremo 26. La corriente de gas empobrecido en xenón pasa a través de la válvula 20b unidireccional a la bomba 15 para recirculación. El volumen del sistema está controlado por retroalimentación negativa de la presión del vaso 21 regulador que actúa sobre la válvula 19 de entrada de dióxido de carbono.

La admisión en la salida 25 rica en xenón del separador de gas de vórtice puede cerrarse hasta que haya suficiente xenón en la corriente de gas para permitir la separación y abrirse proporcionalmente a la cantidad de xenón en el
20 sistema. Esta concentración se puede detectar por ultrasonidos, catarómetro o índice de refracción en cualquier punto de la válvula 13a o 13b de selección y el tubo 24 de vórtice.

La corriente de gas rico en xenón pasa a través de un absorbedor 27 de dióxido de carbono y se almacena en un vaso 28 listo para reenviar al circuito
25 del paciente a través de una válvula 4 solenoide o piezoeléctrica bajo el control

electrónico objetivo del médico y retroalimentación negativa desde el detector 6 de gas del paciente y un absorbedor de dióxido de carbono para eliminar el dióxido de carbono 29 restante.

La figura 2 muestra la purificación de xenón mediante dióxido de carbono
5 líquido.

El dióxido de carbono contenido en un cilindro presurizado con fase 18 líquida y de vapor (aproximadamente 5,5 MPa (55 bares) a temperatura ambiente) pasa a través de una válvula 19 alimentada y una válvula 20a unidireccional hasta un condensador 101 para enfriar el dióxido de carbono a -
10 10 grados centígrados, aunque se pueden utilizar otras temperaturas y presiones para garantizar el dióxido de carbono líquido. El dióxido de carbono líquido frío pasa a una bomba 102 de dióxido de carbono líquido aumentando la presión a 7 MPa (70 bares), aunque se pueden utilizar otras presiones de dióxido de carbono líquido. El fluido pasa a través de un calentador 103 para aumentar la
15 temperatura por encima de la temperatura crítica del dióxido de carbono, 31 grados centígrados. En una realización preferida, el fluido se calienta a 50 grados centígrados. El dióxido de carbono supercrítico pasa a una válvula 104 de inyección rotatoria de 6 puertos. Esta válvula de inyección se conecta a un
20 circuito 105 de volumen fijo que está lleno de xenón extraído con contaminantes del paciente o del sistema 106 respiratorio contenido en un vaso 107 presurizado a 7 MPa (70 bares) y una temperatura por debajo de 17 grados centígrados de manera que el xenón es un líquido. Se pueden utilizar otras temperaturas y presiones para garantizar el xenón líquido. El xenón líquido se bombea 108
25 alrededor del circuito durante el ajuste de llenado de la válvula 104 rotatoria y, a continuación, durante el ajuste de carga de la válvula 104 rotatoria, la válvula

gira y conecta el circuito al flujo de dióxido de carbono supercrítico de la bomba 102. Este flujo introduce el bolo de xenón/contaminantes 106 en la columna 108 de cromatografía cargada con la fase 109 estacionaria. En una realización preferente, la fase estacionaria es simple sílice, aunque se pueden usar otras
5 fases estacionarias de fase inversa y normales según lo conocido por el experto en la técnica.

El xenón 106 se separa de los contaminantes durante el paso a través de la columna 108 a través de su interacción con la fase 109 estacionaria, impulsado por el flujo de dióxido de carbono de la bomba 102. El xenón purificado, diluido
10 en dióxido de carbono, es detectado por el detector 110 inmediatamente después de salir de la columna. El método de detección puede ser espectrometría de masas, microtérmica (catarómetro), absorción de rayos X, ultrasonidos o refractometría, aunque se pueden utilizar otros sistemas de detección conocidos por aquellos familiarizados con la técnica. Cuando se detecta el bolo de xenón,
15 el controlador electrónico (no mostrado), a menudo un controlador lógico programable, activa una válvula 112 de tres vías para hacer pasar el xenón y el dióxido de carbono al sistema de recogida. El xenón y el dióxido de carbono pasan primero a través de un regulador 111 de contrapresión y, a continuación, la válvula 112 de tres vías al recipiente 113 de recogida con sensor 114 de
20 presión. Cuando haya suficiente presión en el recipiente 113, la mezcla de xenón/CO₂ pasa a través de una válvula 115 alimentada y una válvula 116 reductora de la presión hacia el separador 117 de gases de tubo de vórtice. El separador de gases de tubo de vórtice separa el xenón del dióxido de carbono en virtud de la densidad, y el xenón sale a través de la válvula de admisión en
25 un extremo 118 y el dióxido de carbono a través del otro extremo 119. La fracción

de alto contenido de xenón procedente de 118 se pasa a través de cal sodada 120 para eliminar cualquier dióxido de carbono restante, una válvula 121 alimentada, después un condensador 122 y se almacena en un vaso 123. Este proceso puede requerir aumentar la presión del xenón (no se muestra la bomba).

- 5 Es posible utilizar más de un separador de gases de tubo de vórtice en serie para aumentar la pureza de la fracción de xenón antes de la cal sodada.

El dióxido de carbono sale del separador 119 de gases de tubo de vórtice, pasando a través de una válvula 124 unidireccional y una cámara 126 de captura llena de carbón 125 activado para eliminar cualquier contaminante y luego pasa
10 a través de otra válvula unidireccional y regresa al condensador 101 para recirculación.

El dióxido de carbono que sale de la columna sin xenón pasa a través del regulador 111 de contrapresión, la válvula 112 de tres vías y se dirige directamente a la recirculación a través de una válvula 128 unidireccional y una
15 cámara 126 de captura llena de carbón 125 activado para eliminar los contaminantes.

Se pueden tomar más medidas para eliminar los contaminantes microbiológicos, empaquetar y presentar el xenón listo para volver a administrarse como gas medicinal. Estas etapas no se muestran, pero son
20 familiares para los expertos en la técnica.

Aunque realizaciones ilustrativas de la invención se han dado a conocer con detalle en el presente documento, con referencia a los dibujos adjuntos, se entiende que la invención no se limita a las realizaciones precisas mostradas y que diversos cambios y modificaciones pueden realizarse en la misma por un
25 experto en la técnica sin alejarse del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para recuperar agente anestésico xenón de un entorno médico,
5 que comprende un recipiente que incluye un filtro a través del cual se puede hacer pasar el gas del entorno médico de modo que el agente anestésico xenón pueda unirse de forma reversible al mismo.
2. Aparato según la reivindicación 1, en el que el recipiente está conectado
10 o se puede conectar a una fuente de dióxido de carbono supercrítico para la extracción del agente anestésico xenón del filtro mediante dióxido de carbono supercrítico.
3. Aparato según la reivindicación 2, que comprende adicionalmente una
15 fuente de dióxido de carbono supercrítico.
4. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el
recipiente se está conectado o se puede conectar al puerto de escape de una
máquina anestésica o de un dispositivo médico de modo que el gas residual que
20 contiene xenón pase a través del material de filtro en el recipiente para unir el gas xenón de la corriente de gas residual.
5. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el
recipiente es tolerante a presiones superiores a la presión crítica del dióxido de
25 carbono.

6. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el recipiente es intolerante a las presiones críticas del dióxido de carbono, el recipiente se puede colocar en un recipiente tolerante a la presión que sea
5 tolerante a la presión por encima de la presión crítica del dióxido de carbono.
7. Aparato según la reivindicación 6, comprendiendo además el aparato un vaso tolerante a la presión que sea tolerante a la presión por encima de la presión crítica del dióxido de carbono.
10
8. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el material de filtro comprende uno o más de: aerogel, gel de sílice, ceolitas, estructuras organometálicas, sílice/ceolita dopada con metal, aerogel dopado con metal.
15
9. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el recipiente comprende un tubo de acero inoxidable.
10. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que
20 comprende un tubo con tapas en los extremos flotantes selladas para contener el material de filtro.
11. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además medios para separar el xenón del dióxido de carbono.
25

12. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además un tubo de vórtice.

13. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que
5 comprende además medios para la separación cromatográfica del xenón de los contaminantes.

14. Aparato según la reivindicación 13, que comprende una o más columnas cromatográficas.

10

15. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además cal sodada para absorber el dióxido de carbono.

16. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que
15 comprende además medios para eliminar los contaminantes gaseosos.

17. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además medios para eliminar los contaminantes microbiológicos.

FIGURA 1

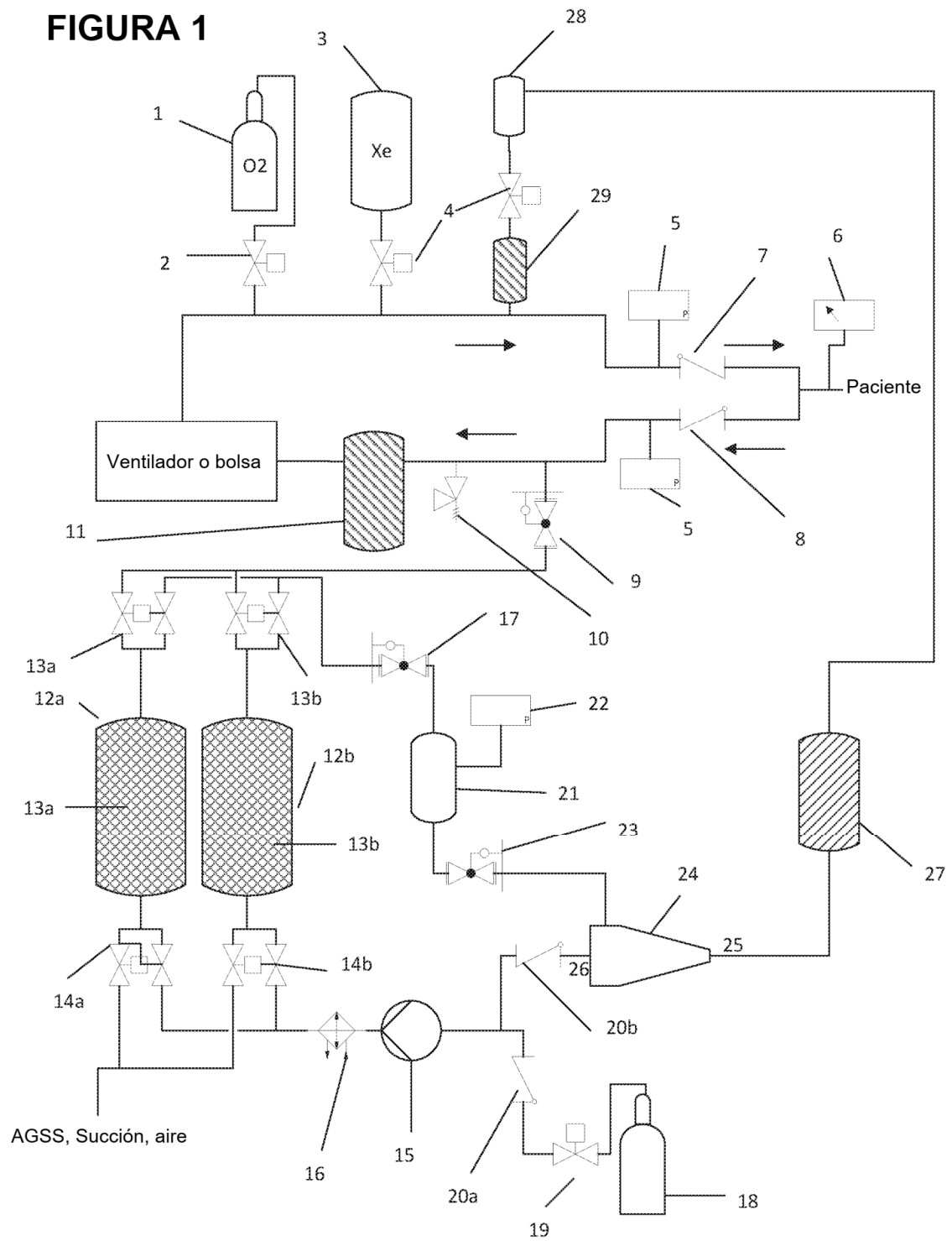


FIGURA 2

