



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 307 940**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 16/10 (2006.01)

A61M 16/12 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **03730311 .2**

96 Fecha de presentación : **01.05.2003**

97 Número de publicación de la solicitud: **1499377**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **26.01.2005**

54 Título: **Sistema de recirculación de gas médico.**

30 Prioridad: **01.05.2002 GB 0210023**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.12.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.12.2008

73 Titular/es: **AIR PRODUCTS AND CHEMICALS, Inc.**
7201 Hamilton Boulevard
Allentown, Pennsylvania 18195-1501, US

72 Inventor/es: **Downie, Neil Alexander y**
Kerr, Stuart Alexander

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de recirculación de gas médico.

5 El presente invento se refiere a un aparato y un método para recircular al menos una mezcla de gas binario a un dispositivo médico, tal como a un oxigenador de derivación cardiopulmonar o a un ventilador artificial.

Más en particular, el invento se refiere a un aparato y un método para controlar la composición, la presión y el caudal de una composición gaseosa recirculante a un dispositivo médico, en particular a un oxigenador de derivación cardiopulmonar, y al reciclado de la composición gaseosa.

10 Los dispositivos médicos tales como los oxigenadores de derivación cardiopulmonar y los ventiladores o respiradores artificiales requieren una fuente de gas fiable y constante para funcionamiento seguro y fiable para uso durante los procedimientos médicos relevantes.

15 Usualmente, las composiciones gaseosas usadas para procedimientos con tales dispositivos son varias mezclas de aire/oxígeno o de nitrógeno/oxígeno, aunque en algunas situaciones estos dispositivos pueden ser solo para administrar otros agentes activos a un paciente.

20 Por ejemplo, es corriente usar un respirador para administrar un agente anestésico para anestesiarse a un paciente antes de que sea sometido a ciertos procedimientos quirúrgicos. Es conocido el xenón para uso como agente anestésico.

En el documento US-A-6131571 se describe un sistema de ventilación y/o de entrega de anestésico que tiene un circuito de refrigeración a través del cual se hace circular el gas mediante una bomba. Opcionalmente, se dispone de medios para introducir un anestésico líquido para vaporización inmediatamente aguas debajo de la bomba. Después del paso a través de un absorbedor de CO₂, de filtros de bacterias, de un calentador o de un radiador opcional y de una bolsa respiratoria manual opcional, se entrega el gas a una pieza en Y conectada a un tubo endotraqueal. La presión de gas en la pieza en Y es controlada mediante una válvula de control del flujo proporcional aguas debajo de la pieza en Y, y es hecha funcionar en respuesta a, entre otros factores, la composición del gas en el extremo distal del tubo endotraqueal. En esta válvula se varía el tamaño de un orificio para crear alternadamente (i) una presión en la pieza en Y que permita el flujo al interior del tubo endotraqueal y (ii) una presión que permita el flujo de gas desde el tubo al bucle de circulación. Con objeto de compensar las variaciones en el flujo de gas entre la inhalación y la exhalación, se ha previsto un depósito volumétrico entre la válvula de control proporcional y la bomba. El gas de relleno se suministra a través de un par de válvulas de entrada de alimentación, en respuesta a, entre otros factores, los cambios en el volumen del gas recirculante en el depósito. Con objeto de prever tanto la inhalación como la exhalación, la alimentación de gas a la bomba se realiza a una presión inferior a la atmosférica.

En el documento EP-A-0861672 se prescribe un aparato para inhalación que tiene un circuito de recirculación que comprende un inductor de flujo de gas a la bolsa respiratoria; un analizador de gas oxígeno; un analizador de gas dióxido de carbono; un controlador de la temperatura; un conmutador del flujo de gas; y filtros absorbentes. El conmutador del flujo de gas hace posible una operación de ciclo abierto. Se suministra gas a una máscara para la cara mediante un conducto de entrada de gas controlada por una válvula de inhalación. El gas exhalado es hecho retornar al circuito de recirculación, aguas abajo del conducto de entrada a través de un dispositivo para separar la microflora y de una válvula de exhalación. En el circuito de recirculación se ha previsto una válvula antirretorno entre la entrada y la salida, a y de la máscara, para prevenir un flujo de gas reversible. El gas de relleno se suministra mediante una corriente aguas arriba por el conducto de entrada de la bolsa respiratoria. El oxígeno se añade a través de una válvula que responde a señales procedentes de los analizadores de gas oxígeno y de gas dióxido de carbono. En el conducto de alimentación se introducen componentes adicionales a través de las respectivas válvulas, pero no se proporciona el detalle de la operación de esas válvulas. Se dice del inductor del flujo de gas que *reduce la resistencia a la inhalación gasodinámica aumentando para ello la presión del gas*, pero no se dan otros detalles de su operación ni de su construcción.

En el documento US-A-4989597 (de Werner) se describe un aparato para la administración de al menos dos gases, en particular de oxígeno y de xenón. A un paciente a través de un aparato para la respiración que comprende un circuito del paciente y un circuito de accionamiento. El circuito del paciente, el cual hace posible volver a respirar el gas para hacer un uso máximo de gases valiosos, está provisto de una entrada de gas nuevo para reemplazar con oxígeno el dióxido de carbono exhalado y para suplementar la concentración de xenón. El circuito de accionamiento y el circuito del paciente están en comunicación abierta y la concentración de cada uno de los componentes en el circuito del paciente se vigila y se controla independientemente, mediante la adición de pequeñas cantidades de uno u otro de los gases. La comunicación abierta entre el circuito del paciente y el circuito de accionamiento da por resultado un equilibrio inherente del que se dice que permite que sea más controlable la concentración relativa de gases en el circuito del paciente. El xenón se acumula eventualmente en el circuito de accionamiento, y puede ser recuperado del mismo mediante el suministro a una botella de recuperación una vez que se haya alcanzado una cierta concentración.

Más recientemente, se ha identificado el xenón como de utilidad para el tratamiento de neurointoxicaciones, por ejemplo en el documento WO-A-0053192. En particular, se dice que el xenón puede reducir la liberación de neurotransmisores, en particular de la dopamina, que se produce, por ejemplo, por situaciones de hipoxia tales como una apoplejía o un trauma craneocerebral. Se dice (en la página 5, líneas 15-18 del documento WO-A-0053192) que el uso de la máquina de derivación cardiopulmonar puede producir una neurointoxicación no identificada, que retarda

significativamente el tiempo de convalecencia del paciente. De acuerdo con el documento WO-A-0053192, se puede administrar el xenón por un método de inhalación o bien, como alternativa, se puede añadir directamente a una máquina de derivación cardiopulmonar. Además, en el documento WO-A-0108692 se describe el uso del xenón como un antagonista de la NMDA para, por ejemplo, proporcionar neuroprotección, aliviar los dolores neuropáticos, o inhibir la plasticidad sináptica.

En circunstancias normales, los oxigenadores de derivación cardiopulmonar se suministran con una mezcla de oxígeno/aire o de oxígeno/nitrógeno sobre la base de paso una sola vez, después de lo cual el gas gastado (que comprende el oxígeno que quede, nitrógeno y dióxido de carbono arrastrados de la sangre del paciente) es ventilado a la atmósfera. Sin embargo, el uso del xenón, o de cualquier otro gas de alto valor, en un oxigenador de derivación cardiopulmonar, haría que este fuera un procedimiento muy caro.

Son sumamente deseables un aparato y un método para proporcionar y recircular gas a un dispositivo médico, tal como un oxigenador de derivación cardiopulmonar o un ventilador artificial, que permita además la recuperación de un gas de alto valor, en particular cuando se aplica a un dispositivo médico usado en un ambiente en el que el espacio se valore especialmente.

En consecuencia, en un primer aspecto del invento, se proporciona un aparato que proporciona y hace circular a un dispositivo médico una mezcla de gases médica que comprende al menos dos componentes, comprendiendo dicho aparato:

un circuito de gas principal para recircular el gas médico y que comprende:

una bomba de circulación de velocidad constante para bombear gas a través del circuito principal y aumentar la presión de gas, desde una presión más baja hasta una presión más alta,

una válvula para mantener la presión aguas debajo de la bomba y que divide el circuito principal en una sección de presión más alta y una sección de presión más baja, y mantener con ello una presión constante en la sección de presión más alta,

una salida de gas médico en la sección de presión más alta,

una entrada de gas gastado en la sección de presión más baja,

una primera entrada de suministro de gas de alimentación, situada preferiblemente en la sección de presión más alta,

una segunda entrada de suministro de gas de alimentación, situada preferiblemente en la sección de presión más alta,

unos medios para determinar la concentración para medir la concentración de al menos un componente de la mezcla de gases médica recirculante y generar una señal indicadora de dicha concentración,

medios para regular el volumen del circuito para variar el volumen del circuito principal en un lugar en la sección de presión más baja, para mantener un flujo predeterminado de gas a la bomba y generar una señal indicadora de dicho volumen, y medios para ventilar el gas del circuito principal;

un primer conducto de suministro de gas de alimentación para suministrar a la primera entrada de gas de alimentación un primer gas de alimentación de una composición predeterminada;

primeros medios de control del flujo de suministro de gas para controlar el flujo del primer gas de alimentación a través del primer conducto de suministro de gas en respuesta a la señal procedente de los medios para determinar la concentración, para mantener constante la composición del gas médico en la entrada a la bomba;

un segundo conducto de suministro de gas de alimentación para suministrar a la segunda entrada de gas de alimentación un segundo gas de alimentación de una composición predeterminada, diferente a la del primer gas de alimentación;

segundos medios de control del flujo de suministro de gas de alimentación para controlar el flujo del segundo gas de alimentación a través del conducto de suministro del segundo gas en respuesta a la señal procedente de los medios de regulación del volumen del circuito para mantener constante la composición de gas médica recirculante; y

un circuito de suministro al dispositivo médico para conectar el dispositivo médico al circuito principal para recibir una parte del gas médico desde la salida de gas médico del mismo y para hacer retornar el gas gastado a la entrada de gas gastado del mismo, y que comprende:

medios de control del flujo para controlar el flujo del gas médico al dispositivo médico; y

medios de depuración para separar el o los contaminantes del gas gastado.

ES 2 307 940 T3

En otro aspecto, el invento proporciona un sistema de dispositivo médico que comprende un dispositivo médico conectado al circuito de suministro al dispositivo médico de un aparato del primer aspecto antes mencionado.

Preferiblemente, la válvula para mantener la presión es una válvula de descarga, es decir, una válvula que se abre ampliamente en respuesta a un aumento de la presión, para hacer pasar más gas a la sección de presión más baja y mantener con ello la presión en la sección de presión más alta; no obstante, la válvula podría ser una válvula de reducción de la presión usual.

Preferiblemente, los medios para regular el volumen en el circuito comprenden cápsulas de expansión, y los medios para generar una señal indicadora del volumen adecuado en el mismo es un sensor de nivel de infrarrojos, o bien, preferiblemente, ultrasónico, para determinar el nivel de las cápsulas de expansión en una dirección de expansión de las mismas.

El aparato opera, preferiblemente, a una presión de hasta 125 kPa a través del circuito principal, más preferiblemente de aproximadamente 115 kPa, y puede proporcionar gas al dispositivo médico a una presión de hasta aproximadamente 110 kPa, pero preferiblemente de aproximadamente 103 kPa. La bomba de circulación puede hacer circular gas a través del circuito con un caudal de aproximadamente 80 litros por minuto (l/min), preferiblemente de hasta 30 l/min, más preferiblemente de aproximadamente 15 a aproximadamente 20 l/min, y preferiblemente suministra gas al dispositivo médico con un caudal de aproximadamente 30 l/min, preferiblemente de aproximadamente 10 l/min, y todavía más preferiblemente de hasta aproximadamente 5 l/min.

Cada uno de los medios primeros y segundos de control del flujo de suministro de gas puede ser, por ejemplo, una válvula, o bien, preferiblemente, un controlador del caudal másico (MFC).

Los medios para determinar la concentración miden la concentración de uno o más componentes individuales de la mezcla de gases.

Si se requiere, los medios para determinar la concentración de gas, y/o los medios para regular el volumen en el circuito, pueden comprender una señal respectiva para alertar a un operador, por ejemplo, por medio de una alarma, acerca de la necesidad de ajustar manualmente los medios de control del flujo de suministro relevantes.

La comunicación de los medios para determinar la concentración o de los medios para regular el volumen en el circuito con los medios para el control del flujo de suministro, pueden consistir en un circuito eléctrico analógico, en el cual se pueda establecer la ganancia como se desee. Por ejemplo, para controlar el suministro de un gas, tal como de oxígeno, el cual se consuma rápidamente y/o sea requerido urgentemente por el dispositivo médico, el circuito analógico puede tener una alta ganancia. A la inversa, para controlar el suministro de un gas que se consuma con relativa lentitud, tal como de xenón, o un gas inerte, tal como el nitrógeno, el circuito analógico puede ser de una baja ganancia.

Cuando la mezcla de gases médica sea una mezcla de gases binaria, típicamente se mide solamente un componente y se usa la correspondiente señal para controlar la alimentación de ese componente a la respectiva entrada de alimentación, siendo controlada la alimentación del otro componente, o bien de una mezcla predeterminada de los dos componentes, por los medios de regulación del volumen en el circuito.

Cuando la mezcla de gases médica sea una mezcla de gases terciaria, es posible operar de una manera similar a como si fuera para una mezcla de gases binaria, usando una alimentación separada para un primer componente y una alimentación mezclada para los otros dos componentes, opcionalmente también con una cantidad del primer componente. Más usualmente, los tres componentes serán proporcionados, al menos principalmente, por tres alimentaciones separadas. Se puede medir la concentración de dos de los componentes y usar las señales de la medición de la concentración individual para controlar las respectivas alimentaciones y controlar la alimentación del tercer componente mediante la señal de los medios de regulación del volumen en el circuito. Como alternativa, se puede medir la concentración de dos de los componentes, usando una de las señales de medición de la concentración individual para controlar la correspondiente alimentación y usando la otra señal de la medición de la concentración y de los medios de regulación del volumen en el circuito para controlar las alimentaciones de los otros dos componentes.

Por ejemplo, usando una mezcla terciaria del 40% de oxígeno, el 20% de xenón y el 40% de gas inerte (usualmente nitrógeno), el control de la alimentación para mantener la composición de gas puede conseguirse usando para ello una señal de medición de la concentración de oxígeno y usando la señal de los medios de regulación del volumen en el circuito para controlar la alimentación de una mezcla de xenón, gas inactivo y, opcionalmente, oxígeno. Sin embargo, tal sistema no permite un control completo en presencia de, por ejemplo, fugas de aire u otros acontecimientos que afecten solamente a uno del xenón y el gas inerte, y no al otro. En consecuencia, se prefiere usar tres gases de entrada, por ejemplo (a) oxígeno, (b) xenón, o una mezcla de xenón con una proporción menor de oxígeno, y (c) nitrógeno, o una mezcla de nitrógeno con una proporción menor de oxígeno, y controlar los caudales de éstos, usando un sistema de control para tres gases. Un sistema de control para tres gases puede compensar no solamente la captación de oxígeno por el dispositivo médico, sino que también puede compensar, sin error, por las tomas o las emisiones de xenón y/o de nitrógeno por/desde el dispositivo, el volumen muerto lleno de mezcla de gases o de aire, y las fugas de aire o de otros gases al o fuera del sistema.

El sistema de control para tres gases puede realizarse mediante un algoritmo proporcional directo accionado por dos señales de concentración de gas y la señal de volumen del sistema. Por ejemplo, se puede añadir el oxígeno en una cantidad que depende de la diferencia entre la concentración de oxígeno medida y una predeterminada; se puede añadir el xenón (o la mezcla de xenón/oxígeno) en una cantidad que depende de la diferencia entre la concentración de xenón medida y una predeterminada; y añadir el nitrógeno (o la mezcla de nitrógeno/oxígeno) en una cantidad que depende de la magnitud en que difiera el volumen en el circuito principal de un volumen predeterminado. Sin embargo, con objeto de tener la oportunidad de contar con un sistema de control estable en el que las diferentes adiciones de gas no interactúen de un modo perjudicial, se prefiere usar tanto la diferencia entre las concentraciones de xenón medida y predeterminada, como entre los volúmenes en el circuito real y predeterminado, para controlar la adición de las alimentaciones que contengan tanto xenón como nitrógeno. En particular, la alimentación que contiene xenón viene determinada por la función YF , donde: $F = M'x$ (volumen real en el circuito - volumen predeterminado en el circuito), $Y = M''x$ (concentración real en tanto por ciento de xenón - concentración predeterminada en tanto por ciento de xenón), y M' y M'' son factores de ganancia constante/multiplicadores y la alimentación que contiene nitrógeno viene determinada por la función $(A - Y)\mu$. A es la señal de flujo máximo a los medios de control de suministro que contiene nitrógeno. Por consiguiente, si los medios de control del suministro de gas son todos MFCs que tienen un 5V para un caudal de un litro/min, el factor de ganancia/multiplicador para el oxígeno es de 250, M' es 50, y M'' es 35, (a) una concentración de oxígeno media baja en un 2% con relación al nivel de referencia, daría por resultado la adición de un litro/min de oxígeno; (b) un volumen en el circuito de un 10% por debajo del nivel de referencia proporcionaría un valor de F de 5; y (c) una concentración de xenón medida de un 2% por debajo, con relación al nivel de referencia, proporcionaría un valor de Y de 0,7. Por consiguiente, en esas condiciones la señal YF sería de 3,5, dando por resultado la adición de 0,7 litros/min del gas que contiene xenón, y la señal $(A - Y)F$ sería de 1,5 ($A = 5$), dando por resultado la adición de 0,3 litros/min del gas que contiene nitrógeno.

Preferiblemente, el dispositivo médico es un ventilador artificial o bien, especialmente, un oxigenador de derivación cardiopulmonar. El aparato del invento puede suministrar selectivamente un ventilador artificial, o bien un oxigenador de derivación cardiopulmonar, con lo que un paciente puede ser fácilmente ventilado inmediatamente antes y después de una derivación cardiopulmonar.

En un tercer aspecto del invento, se proporciona un método para proveer a un dispositivo médico de una mezcla de gases médica que comprenda al menos dos componentes, comprendiendo dicho método:

recircular la mezcla de gases médica en un circuito principal que tiene una sección de presión más alta mantenida a presión constante, en serie con una sección de presión más baja;

retirar una parte de la mezcla de gases médica de la sección de presión más alta y alimentar dicha parte al dispositivo médico;

separar los contaminantes de la mezcla de gases gastada del dispositivo médico y devolver el gas gastado descontaminado a la sección de presión más baja;

reponer los componentes en la mezcla de gases médica mediante la adición de gases de alimentación para mantener constante la composición de gases médica recirculante; y

variar el volumen del circuito de gases principal para mantener el flujo de gas en el mismo.

Se puede usar el método para operar un sistema de dispositivo médico de acuerdo con el segundo aspecto del presente invento, aunque la operación del dispositivo médico para tratar el cuerpo humano, o el de un animal, por cirugía o por terapia, o un método de diagnóstico practicado en el cuerpo humano o en el de un animal, no forma parte del invento que se reivindica.

El aparato y el método del invento pueden usarse en un método no reivindicado para el tratamiento extracorpóreo de la sangre, poniendo para ello en contacto la sangre con una mezcla de gases médica recirculante en un dispositivo provisto de la mezcla de gases médica.

La composición gaseosa para uso en el presente invento contiene, preferiblemente, al menos un gas de alto valor, cuya recuperación, después de su uso en el proceso, sería beneficiosa. Tales gases incluyen los gases nobles, especialmente el xenón, el criptón y el neón, o los isótopos de los mismos, o bien los isótopos estables de gases tales como el oxígeno y el dióxido de carbono.

En una realización preferida, la composición gaseosa comprende xenón, preferiblemente en una cantidad de al menos aproximadamente el 10% en volumen, más preferiblemente de al menos aproximadamente el 30%, todavía más preferiblemente de al menos aproximadamente el 50%, y todavía más preferiblemente de al menos aproximadamente el 70% en volumen. Como más preferiblemente, la composición gaseosa comprende xenón en una cantidad de aproximadamente el 80% en volumen.

La composición gaseosa comprende también, preferiblemente, oxígeno y consiste más preferiblemente predominantemente en xenón y oxígeno. Lo más preferiblemente, la composición gaseosa comprende xenón y oxígeno en una

relación de aproximadamente el 80% a aproximadamente el 20% en volumen, y usualmente consistirá en exclusivamente xenón y argón.

Los gases componentes pueden ser repuestos individualmente, o bien en una mezcla de gases, preferiblemente en una mezcla binaria de proporciones relativas conocidas.

Opcionalmente, la composición gaseosa puede también comprender, por ejemplo, helio o nitrógeno. El helio puede proporcionarse a través de otro conducto de flujo de suministro desde, por ejemplo, un cilindro de helio, o bien de un cilindro que contenga una mezcla de helio/oxígeno. El nitrógeno puede ser proporcionado, por ejemplo, admitiendo para ello aire en el circuito.

En una realización preferida del invento, el dispositivo médico es un oxigenador de derivación cardiopulmonar y la composición gaseosa es una mezcla predominantemente de oxígeno y xenón. Preferiblemente, los gases componentes se suministran desde un primer suministro gaseoso que comprende oxígeno y un segundo suministro gaseoso que comprende xenón, que puede ser una mezcla de xenón/oxígeno, por ejemplo en una relación de aproximadamente el 80% a aproximadamente el 20%. Preferiblemente, el primer suministro gaseoso es de oxígeno y el segundo suministro gaseoso es de una mezcla de xenón/oxígeno.

Cuando el oxígeno se consume con relativa rapidez por un paciente conectado al dispositivo médico, los medios que determinan la concentración de oxígeno, que pueden ser, por ejemplo, un sensor de célula de combustible de oxígeno, preferiblemente están conectados a los primeros medios de control del flujo de suministro mediante un circuito electrónico de alta ganancia que haga posible una reposición relativamente rápida de oxígeno en el circuito. Por ejemplo, cada 1% de diferencia entre la concentración deseada y la concentración detectada de oxígeno puede corresponder a un flujo a través del conducto de suministro (primero) de oxígeno de 1 litro por minuto (l/min). Por el contrario, para controlar la concentración de xenón, el cual se consume con relativa lentitud por un paciente conectado al dispositivo médico, puede ser más apropiada una respuesta de baja ganancia.

Se prefiere que la concentración de xenón en una mezcla binaria recirculante con oxígeno se determine con un analizador de gases ultrasónico. Preferiblemente, el analizador de gases ultrasónico tiene un transmisor ultrasónico de frecuencias ultra altas, por ejemplo, de más de 100 kHz. Un analizador de gases ultrasónico adecuado es el que se ha descrito en el documento EP-A-1499882.

El analizador de gases ultrasónico puede ser usado en combinación con la vigilancia del volumen de recirculación, para proporcionar otra información tal como la de la concentración de contaminantes en el circuito.

Análogamente, la comparación de la concentración medida de oxígeno y xenón en el gas recirculante, puede proporcionar información sobre la concentración de contaminantes tales como el nitrógeno o el dióxido de carbono.

Cuando se usen el xenón u otros gases de alto valor, es preferible dirigir de vez en cuando el gas gastado o recirculante que pueda ser ventilado, a un espacio de recuperación de gases. Cuando se proporcione el gas de alto valor desde un suministro en un espacio de gas nuevo en un recipiente que tenga un espacio vacío de seguridad para expansión, el espacio vacío de seguridad para expansión puede proporcionar el espacio para la recuperación de gases. Tal recipiente puede ser como el que se describe en el documento EP-A-9499828.

Se pueden disponer uno o más de un absorbedor de dióxido de carbono, un analizador de dióxido de carbono y un dispositivo de alivio de la presión, aguas abajo del dispositivo médico, cuando el dióxido de carbono sea un producto de desecho de ese dispositivo.

Sigue a continuación una descripción que se hace únicamente a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos que se acompañan, de las realizaciones actualmente preferidas del invento. En los dibujos:

La Figura 1 es una representación esquemática de un aparato de acuerdo con una realización del presente invento para proporcionar una mezcla de xenón/oxígeno a un oxigenador de derivación cardiopulmonar:

La Figura 2 es una representación esquemática de un circuito de ventilador para la introducción en el aparato de la Figura 1 para sustituir al oxigenador de derivación cardiopulmonar;

La Figura 3 es una representación esquemática de otro circuito de ventilador para la introducción en el aparato de la Figura 1 para sustituir al oxigenador de derivación cardiopulmonar; y

La Figura 4 es una representación esquemática de un aparato de acuerdo con otra realización del presente invento, para proporcionar selectivamente una mezcla de xenón/oxígeno en un oxigenador de derivación cardiopulmonar y en un ventilador artificial.

Con referencia a la Figura 1, la mezcla de xenón/oxígeno, en una relación del 80% de xenón al 20% de oxígeno, es alimentada por la entrada 13 al circuito principal 102 (a + b) del aparato (designado en general por 101) desde un suministro de xenón/oxígeno en el espacio 119 para gas nuevo del recipiente 121, a través del controlador de caudal másico (MFC) de xenón 123.

ES 2 307 940 T3

Se hace que el contenido de oxígeno en el circuito principal 102 llegue a su máximo en la entrada 12 desde el cilindro de oxígeno 125, por medio del regulador 127 y del controlador de caudal másico de oxígeno (MFC) 129.

Una o más (preferiblemente cuatro) bombas de diafragma 117 bombean la mezcla de xenón/oxígeno alrededor del circuito 102 a un régimen de hasta 20 litros por minuto (l/min) a una presión de hasta 150 milibares manométricos (115 kPa).

La composición gaseosa se alimenta desde la salida 10 al oxigenador de derivación cardiopulmonar (CPB) 103 a través del conducto 105 de suministro del dispositivo médico, el cual se regula mediante la válvula de control del flujo 139, que puede ser ajustada a un nivel deseado por el operador.

El oxigenador de CPB 103, el cual es típicamente un oxigenador de membrana, se alimenta de la sangre no oxigenada de un paciente 107 por medio de un conducto de sangre no oxigenada 109 y se hace retornar al paciente 107 a través de un conducto 111 de sangre oxigenada. El gas gastado procedente del oxigenador del oxigenador de CPB 103 se alimenta a través del conducto de retorno de gas gastado 113 y luego a través del separador de agua 147 y del absorbedor de dióxido de carbono primario 135, para hacerlo retornar a la sección de circuito principal 102b aguas arriba de la bomba o bombas 117.

El gas que pasa a través del conducto 113 de retorno de gas gastado y del conducto 105 de suministro del dispositivo médico pasa a través de los respectivos filtros e bacterias 115 para proteger al paciente 107 de la contaminación por el aparato 101, y viceversa.

Con objeto de asegurar que se suministra un flujo de gas constante a la presión establecida al oxigenador 103, y que está por lo tanto disponible para la sangre del paciente, el gas circula por el circuito principal 102 a través de la válvula 141 de mantenimiento de la presión aguas abajo desde la salida al conducto 105 de suministro del dispositivo médico. La válvula 141 de mantenimiento de la presión es una válvula que permite el flujo de gas únicamente cuando la presión excede de un nivel predeterminado, por ejemplo, de 103 kPa, y en consecuencia mantiene una presión constante entre las bombas 117 y la válvula 141.

Aguas debajo de la válvula 141 de mantenimiento de la presión, la composición gaseosa es analizada para conocer su contenido de xenón, usando un analizador ultrasónico de xenón 143, de la clase descrita en el documento EP-A-1499882. En una disposición alternativa (no representada), el analizador de xenón está situado aguas arriba en la válvula 141 de mantenimiento de la presión.

El gas es luego alimentado a través de las cápsulas 145, las cuales se expanden para aceptar cualquier volumen adicional de gas en el aparato, o bien se contraen para compensar una pérdida de volumen en el aparato, y reciben el gas gastado aguas arriba de la bomba o bombas 117.

La concentración de oxígeno en el circuito principal 102 se vigila mediante un sensor de célula de combustible de oxígeno 131 que se ha representado situado en la sección de circuito principal 102a aguas debajo de la bomba o bombas 117, pero que podría estar situado aguas debajo de la válvula 141 de mantenimiento de la presión. Después se alimenta el gas a través del absorbedor de dióxido de carbono de reserva 133, el cual retira el dióxido de carbono residual del gas recirculante. El dióxido de carbono retirado por los absorbedores 133 y 135 ha entrado a través del oxigenador 103 después de haber sido arrastrado de la sangre del paciente. Después de cada uso del sistema, deberá reemplazarse al menos el absorbedor 135.

Aguas abajo del absorbedor 133 de dióxido de carbono de reserva, se saca una pequeña muestra de gas del circuito principal 102 y se alimenta a la unidad de analizador 137 para que sea analizada en cuanto al dióxido de carbono, a través de un analizador de gases de infrarrojos, para asegurar que los absorbedores de dióxido de carbono están trabajando eficientemente y para el oxígeno, a través de un analizador de gases paramagnético, como una reserva del sensor 131 de célula de combustible de oxígeno. Se hace que la muestra retorne a la sección de circuito principal 102b aguas arriba de la bomba o bombas 117.

El conducto 149 de gases de recuperación alimenta selectivamente por lo menos una parte de gas desde el circuito principal 102 en un punto aguas abajo del absorbedor de dióxido de carbono de reserva 103, al espacio vacío de seguridad para expansión 151 del recipiente 121, a través de la válvula de recuperación 153 y del compresor 155. Este recipiente 121 es de la clase descrita en el documento EP-A-1499828.

Un respiradero atmosférico 157 de la cápsula 145 hace posible que sea ventilado a la atmósfera, si se desea, el gas que está dentro del aparato.

En el conducto 113 de retorno de gas gastado hay un dispositivo 159 de alivio de tubo en U, para proteger al oxigenador 103 y al paciente 107 en caso de cualquier contrapresión del aparato 101.

La adición de gas nuevo al aparato se controla mediante un circuito electrónico analógico (no representado) entre el sensor 131 de célula de combustible de oxígeno y el MFC de oxígeno 129, para adición de oxígeno nuevo y mediante un circuito electrónico analógico entre un sensor 146 de nivel ultrasónico, que mide la posición de la cápsula, y el MFC de xenón 123 para la adición de mezcla de xenón/oxígeno nueva.

ES 2 307 940 T3

A la vez que vigila la concentración de oxígeno en el circuito principal 102, el sensor 131 de célula de combustible de oxígeno hace posible controlar la concentración de oxígeno. El operador puede elegir un punto fijo en el sensor 131, que corresponda a la concentración de oxígeno deseada. Cuando la concentración de oxígeno medida por el sensor 131 cae por debajo del punto establecido, se dispara el MFC de oxígeno 129 para alimentar oxígeno nuevo al circuito principal 102 a un régimen proporcional a la diferencia entre el punto establecido de nivel de oxígeno y la medición del sensor de oxígeno 131, a través de un circuito de alta ganancia que conecta el MFC de oxígeno 129 con el sensor 131.

Típicamente, el circuito de control de oxígeno de alta ganancia (no representado) tendrá una ganancia de 1, correspondiente a un caudal de oxígeno a través del MFC de oxígeno 129 y al circuito principal 102 de 1 l/min por cada 1% de diferencia entre el punto establecido de oxígeno y el nivel de oxígeno medido.

La concentración de xenón en el circuito principal se controla mediante el sensor de nivel 146 de cápsula ultrasónica. El operador puede establecer el nivel deseado en un potenciómetro (no representado) conectado al sensor 146, que corresponda a un nivel expandido de la cápsula 145. Este nivel corresponde al volumen en el sistema y, dado que la concentración de oxígeno es conocida, a una concentración deseada de xenón. Cuando el sensor 146 detecta que la cápsula 145 ha caído por debajo del nivel deseado, se dispara el MFC de xenón 123 para alimentar mezcla de oxígeno/xenón nueva al circuito principal 102, a un régimen proporcional a la diferencia entre el punto establecido del potenciómetro y el nivel medido por el sensor de cápsula 141, a través de un circuito de baja ganancia (no representado) que conecta el sensor 146 con el MFC de xenón 123.

Típicamente, el circuito de baja ganancia de xenón tendrá una ganancia de 0,1, correspondiente a un flujo de mezcla de xenón/oxígeno nuevo al circuito principal 102 de 0,1 l/min por cada 1% de diferencia entre el punto establecido del potenciómetro y el nivel medido por el sensor de cápsula 146.

Las varias lecturas del sensor y los distintos caudales se presentan en una unidad de vigilancia (no representada).

En uso, se consume oxígeno y se sustituye por dióxido de carbono a través del oxigenador de CPB 103. El operador puede seleccionar el caudal al oxigenador 103 usando para ello la válvula de control del flujo 139. Ésta controla efectivamente el régimen al que se arrastra el dióxido de carbono de la sangre del paciente, llevándolo al aparato, y proporciona por consiguiente un cierto control en cuanto a la acidez o alcalinidad relativa del paciente 107.

El dióxido de carbono es absorbido por el absorbedor 135 de dióxido de carbono primario, y la reducción en el nivel de oxígeno es detectada por el sensor 131 de célula de combustible que dispara, a través del circuito de alta ganancia, la reposición de los niveles de oxígeno bajo el control del MFC de oxígeno 129.

El sensor de xenón 143 mide la concentración de xenón en el circuito principal 102. Esta lectura puede compararse con otras lecturas, para llegar a varias conclusiones. Por ejemplo, si la concentración de oxígeno, medida por el sensor 131 de célula de combustible de oxígeno, no es igual a 100 menos la concentración de xenón medida por el sensor de xenón 143, ello indica contaminación, por ejemplo, por dióxido de carbono o por nitrógeno, y el operador puede ser alertado para ventilar el aparato a la atmósfera, o recuperar el gas usado. Como alternativa, esto puede hacerse automáticamente a un nivel previamente establecido. El sensor de xenón 143 se usa también para vigilar la concentración de xenón predicha a partir del nivel de la cápsula. Análogamente, si esas dos lecturas no concuerdan, ello puede ser indicador de demasiado dióxido de carbono, nitrógeno u oxígeno. Como resultado, el operador puede elegir ventilar a la atmósfera o recuperar el gas usado.

Si se aumenta el volumen de gas en el aparato, aumenta el nivel de la cápsula 145. Si el nivel de la cápsula 145 excede de un nivel previamente establecido, se ventila gas desde el aparato, lo que también puede hacerse manualmente, o bien automáticamente, a través del respiradero atmosférico 157 y/o de la válvula 153 de recuperación de xenón. Opcionalmente, se puede conectar el sensor 146 al analizador ultrasónico 143, de modo que cuando se exceda el nivel superior de la cápsula 145 se abra selectivamente el respiradero 157 o la válvula 153, dependiendo del contenido de xenón del gas, medido por el analizador 143.

Con referencia ahora a la Figura 2, un circuito de ventilador designado en general por 200 está conectado en los filtros 115 del aparato de la Figura 1 para sustituir al circuito de CPB. El gas nuevo pasa a través del filtro de salida 115 (véase la Figura 1) al circuito de ventilador 200 a través de una válvula de retención 213 para proporcionar gas al ventilador, manteniendo con ello las concentraciones de oxígeno y de xenón en el circuito del ventilador 200 en los niveles requeridos.

El circuito de ventilador 200 incluye un ventilador usual 201 de la clase que proporciona una presión de gas de accionamiento positiva (superior a la presión atmosférica) en impulsos durante uno o dos segundos, seguido de un período ligeramente más largo a la presión atmosférica. El período, el tiempo del ciclo y la potencia de la presión del gas de accionamiento se establecen de la manera usual para adaptarlos a las necesidades del paciente 205.

Cuando la presión de accionamiento del ventilador es positiva, empuja gas fuera de la cápsula de un conjunto de cápsula 202, a través de una válvula de control 203 y de una válvula de retención 204, a los pulmones del paciente 205. La válvula 203 es una válvula operada neumáticamente que se mantiene cerrada mediante la presión positiva de

accionamiento del ventilador durante el inflado de los pulmones del paciente. Cuando el ventilador 201 procede a la presión atmosférica durante parte de su ciclo, lo cual permite que los pulmones del paciente se relajen y se desinflen, el gas exhalado (con retirada de oxígeno y adición de dióxido de carbono) fluye desde los pulmones a través de una válvula de retención 209 a un bote 210 absorbedor de cal sodada 210. El bote 210 absorbe el dióxido de carbono de los gases exhalados, y además permite que el mismo fluya de vuelta para rellenar la cápsula del conjunto de cápsula 202. Este gas puede ser luego bombeado de vuelta a los pulmones del paciente por la cápsula durante el siguiente impulso de presión positiva del ventilador 201. El nivel de dióxido de carbono en el gas que sale de los pulmones del paciente es medido continuamente por un analizador de CO₂ 207, el cual vigila tanto el nivel de crecida máxima de CO₂, el cual da una indicación de la respiración correcta del paciente, como el nivel mínimo de CO₂, el cual da una indicación del vaciado de la cal sodada 210.

Cuando el ventilador 201 está a la presión atmosférica durante parte de su ciclo, la válvula 203 está abierta y, si la cápsula que está dentro del conjunto de cápsula 202 ha alcanzado el punto superior de su nivel y la presión de gas se hace lo suficientemente positiva (unos pocos milibares), el gas puede fluir desde la cápsula a una bolsa opcional 211a, más allá de una válvula de alivio de la presión opcional 212a y de vuelta al circuito de reciclado de gas 102 (véase la Figura 1) a través de una salida 208 y del filtro 115 (véase la Figura 1). La bolsa 211a y la válvula de alivio de la presión opcional 212a son necesarias si los tubos que conecta el circuito de reciclado 102 con el circuito de ventilador 200 no son lo suficientemente largos como para asegurar un correcto funcionamiento del alivio de la presión en la cápsula a través de la válvula 203. En una disposición alternativa, la bolsa 211b y la válvula de alivio 212b están situadas aguas arriba de la válvula de retención 203.

En la Figura 3 se ha representado un circuito de ventilador alternativo 300 para conexión con el circuito principal de gas 102 de la Figura 1, de manera correspondiente a como se hacía con el circuito de ventilador 200 de la Figura 2. Está diseñado especialmente para asegurar que el paciente 308 recibe gas nuevo desde el circuito principal 102 de la Figura 1, y que el gas exhalado no se mezcla con el gas nuevo, sino que es realimentado al circuito principal 102.

El gas nuevo procedente del filtro de salida 115 (véase la Figura 1) es alimentado al circuito de ventilador 300 en la entrada 301. Un conjunto de cápsula de alimentación opcional 302 está conectado aguas debajo de la entrada y tiene un peso 303 para asegurar que funciona con una pequeña presión positiva, que es suficiente para alimentar gas a través de la válvula de retención 304 para elevar la cápsula en un conjunto de cápsula de ventilador 305 cuando la presión del gas de accionamiento, procedente del ventilador 306, es la atmosférica.

El ventilador 306 y el conjunto de cápsula 305 funcionan de un modo similar a como lo hacen los normalmente empleados en los sistemas de ventilador de la técnica anterior. Periódicamente, el ventilador 306 aplica presión positiva de gas (superior a la atmosférica) al exterior de la cápsula del conjunto de cápsula 305, aplastando la cápsula y forzando a que el gas del interior de la cápsula salga a través de la válvula de retención 307 y pase a los pulmones del paciente 308. El gas de accionamiento del ventilador que va a la cápsula es también aplicado a una válvula operada neumáticamente 309 para cerrarla, de modo que todo el gas que sale del conjunto de cápsula 305 va al paciente 308.

Cuando se afloja la presión de gas del ventilador 306 hasta llegar a la presión atmosférica, la cápsula del conjunto de cápsula 305 se vuelve a inflar con gas nuevo procedente de la entrada 301 y de la cápsula de alimentación 302. La válvula de retención 307 está cargada por un resorte o un peso, de modo que se abre con solamente unos pocos milibares, suponiendo que el 100% de gas nuevo fluye al interior del conjunto de cápsula 305.

Simultáneamente con el relleno del conjunto de cápsula principal 305, los pulmones del paciente se relajan, exhalando el gas que contiene menos oxígeno y más dióxido de carbono, con relación al gas nuevo. El gas exhalado fluye a través de la válvula operada neumáticamente 309, la cual está ahora abierta al circuito de retorno de gas (ya que la presión de gas de accionamiento es la atmosférica). El circuito de retorno de gas puede incluir, opcionalmente, un volumen de gas variable que comprenda una cápsula o una bolsa flexible 310 adicional.

La realización de la Figura 4 es similar a la de la Figura 1, pero proporciona el suministro selectivo de la mezcla de xenón/oxígeno a un ventilador artificial y a un oxigenador de CPB, de modo que se pueda administrar el xenón al paciente antes, durante, y si se desea después, de la cirugía. Muchos de los componentes de la realización de la Figura 4 se corresponden con los de la Figura 1, y en consecuencia se hayan identificado con los números de referencia en la serie de 400 correspondientes a los de la serie de 100 usados en la Figura 1. Solamente se describirán las diferencias principales entre las dos realizaciones.

En la realización de la Figura 4, la mezcla de xenón/oxígeno es proporcionada por un cilindro usual 419 en vez de por el recipiente 121 del espacio vacío de seguridad para expansión de la Figura 1, y no se hace provisión alguna para la recuperación del xenón. Además, el sensor de oxígeno 431 de célula de combustible está dispuesto aguas abajo, en vez de estarlo aguas arriba, de la válvula de mantenimiento de la presión 441. Se ha dispuesto un adsorbedor de agua 471 aguas abajo del adsorbedor de dióxido de carbono primario 435, y se ha previsto un analizador de dióxido de carbono 472 para vigilar el contenido de dióxido de carbono en el gas del oxigenador gastado.

Un conducto 460 de suministro del ventilador regulado por la válvula de control del flujo 461 conecta la sección de circuito principal 402a, aguas debajo de las bombas 417, a un conjunto de ventilador artificial esencialmente usual, a través de un filtro de bacterias 413. El conjunto de ventilador artificial comprende el ventilador 463, la cápsula 464,

ES 2 307 940 T3

el sensor de oxígeno 465 de célula de combustible, el absorbedor 466 de dióxido de carbono, el analizador 467 de dióxido de carbono y el tubo endotraqueal 468, y opera en general como se ha descrito con referencia a las Figuras 2 y 3. El gas gastado procedente del conjunto de ventilador artificial es hecho retornar al circuito principal por medio del conducto 469 de retorno de gas gastado del ventilador, que incluye un filtro de bacterias 470, conectado al adsorbedor 435 de dióxido de carbono primario.

Aunque aquí se ha ilustrado y descrito con referencia a ciertas realizaciones específicas, el presente invento no está sin embargo destinado a quedar limitado a los detalles ilustrados. Por el contrario, se pueden efectuar varias modificaciones en los detalles, dentro del alcance de las reivindicaciones que siguen.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para proporcionar y hacer circular a un dispositivo médico una mezcla de gases médica que comprende al menos dos componentes, comprendiendo dicho aparato: un circuito de gas principal (102a + 102b) para recircular la mezcla de gases médica y que comprende:

una bomba de circulación (117) de velocidad constante para bombear gas a través del circuito principal y aumentar la presión de gas desde una presión más baja a una presión más alta,

una válvula (141) de mantenimiento de la presión aguas debajo de la bomba (117) y que divide al circuito principal en una sección de presión más alta (102a) y una sección de presión más baja (102b), con objeto de mantener una presión constante en la sección de presión más alta (102a),

una salida de gas médico (10) en la sección de presión más alta (102a),

una entrada de gas gastado (11) en la sección de presión más baja (102b),

una primera entrada de suministro de gas de alimentación (12),

una segunda entrada de suministro de gas de alimentación (13) aguas debajo de la salida de gas médico (10) y aguas arriba de la válvula (141) de reducción de la presión, medios que determinan la concentración (131) para medir la concentración de al menos un componente de la mezcla de gases médica recirculante y generar una señal indicadora de dicha concentración,

medios de regulación del volumen en el circuito (145) para variar el volumen del circuito principal en un lugar en la sección de presión más baja (102b) para mantener un flujo de gas predeterminado a la bomba (117) y generar una señal indicadora de dicho volumen, y

medios (157 + 149) para ventilar gas desde el circuito principal; un primer conducto de suministro de gas de alimentación para suministrar a la primera entrada de suministro de gas de alimentación (12) de un primer gas de alimentación (125) de composición predeterminada;

primeros medios de control del flujo de suministro de gas de alimentación (127) para controlar el flujo del primer gas de alimentación a través del primer conducto de suministro de gas en respuesta a la señal procedente de los medios para determinar la concentración (131) para mantener constante la composición de gas médica en la entrada a la bomba (117);

un segundo conducto de suministro de gas de alimentación para suministrar a la segunda entrada (13) de suministro de gas de alimentación de un segundo gas de alimentación (119) de composición predeterminada, diferente a la del primer gas de alimentación;

segundos medios de control del flujo de suministro de gas de alimentación (123) para controlar el flujo del segundo gas de alimentación a través del segundo conducto de suministro de gas en respuesta a la señal procedente de los medios de regulación del volumen en el circuito (145) para mantener constante la composición de gas médica recirculante; y

un circuito de suministro a un dispositivo médico para conectar el dispositivo médico al circuito principal para recibir una parte del gas médico procedente de la salida de gas médico (10) del mismo, y para hacer retornar el gas gastado a la entrada (11) de gas gastado del mismo, y que comprende:

medios (139) de control del flujo para controlar el flujo del gas médico al dispositivo médico y a los medios de depuración (135) para retirar los contaminantes del gas gastado.

2. Un aparato según la reivindicación 1, en el que las entradas de suministro de gas de alimentación (12 y 13) están situadas en la sección de presión más alta (102a).

3. Un aparato según la reivindicación 1 ó la reivindicación 2, en el que la válvula (141) de mantenimiento de la presión es una válvula de rebosamiento.

4. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los medios de regulación del volumen en el circuito (145) comprenden cápsulas de expansión.

5. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los medios que determinan la concentración (131) comprenden un circuito eléctrico analógico para la señal del mismo, y los medios de regulación del volumen en el circuito (145) comprenden un circuito eléctrico analógico para la señal del mismo, el cual es de menor ganancia que la del circuito para la señal de los medios de determinación de la concentración (131), con lo que el aumento del caudal del primer gas de alimentación es rápido con relación al aumento del caudal del segundo gas de

alimentación.

6. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los medios que determinan la concentración (131) miden al menos la concentración de oxígeno.

7. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los medios que determinan la concentración (131) miden la concentración de al menos dos componentes, y generan respectivas señales indicadoras de dichas concentraciones y el aparato comprende además:

una tercera entrada de suministro de gas de alimentación al circuito de gas principal aguas debajo de la salida de gas médico (10) y aguas arriba de la válvula de reducción de la presión (141);

un tercer conducto de suministro de gas de alimentación para suministrar a la tercera entrada de gas de alimentación un tercer gas de alimentación de composición predeterminada, diferente a la del primer y el segundo gases de alimentación; y

terceros medios de control del flujo de suministro de gas de alimentación para controlar el flujo del tercer gas de alimentación a través del tercer conducto de suministro de gas en respuesta a la respectiva señal procedente de los medios que determinan la concentración (131), para mantener constante la composición gaseosa médica en la entrada de la bomba (117).

8. Un aparato según la reivindicación 7, en el que tanto los segundos como los terceros medios de control del flujo de suministro de gas de alimentación responden a una señal procedente de los medios (131) para determinar la concentración, y a la señal procedente de los medios (145) de regulación del volumen en el circuito.

9. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además un analizador de xenón ultrasónico (147).

10. Un aparato según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que los medios (149) para ventilar gas desde el circuito principal comprenden un espacio de recuperación de gas (151) para almacenar al menos una parte del gas ventilado.

11. Un aparato según la reivindicación 10, en el que el espacio de recuperación del gas es un espacio vacío de seguridad para expansión (151) de un recipiente (121) que proporciona uno de los gases de alimentación (119).

12. Un sistema de dispositivo médico que comprende un dispositivo médico (103) conectado al circuito de suministro del dispositivo médico de un aparato tal como el definido en una cualquiera de las reivindicaciones precedentes.

13. Un sistema según la reivindicación 12, en el que el dispositivo médico es un ventilador artificial (201).

14. Un sistema según la reivindicación 12, en el que el dispositivo médico es un oxigenador de derivación cardiopulmonar (103).

15. Un sistema según la reivindicación 14, que comprende tanto un oxigenador de derivación cardiopulmonar (403) como un ventilador artificial (463) conectable selectivamente al citado circuito suministro del dispositivo médico.

16. Un método para proporcionar un dispositivo médico con una mezcla de gases médica que comprende al menos dos componentes, comprendiendo dicho método:

recircular la mezcla de gases médica en un circuito principal que tiene una sección de presión más alta mantenida a una presión constante, en serie con una sección de presión más baja;

retirar una parte de la mezcla de gases médica de la sección de la sección de presión más alta y alimentar dicha parte al dispositivo médico;

retirar los contaminantes del gas gastado del dispositivo médico y hacer retornar el gas gastado descontaminado a la sección de presión más baja;

reponer los componentes en la mezcla de gases médica mediante la adición de gases de alimentación para mantener constante la composición gaseosa médica recirculante; y

variar el volumen del circuito de gas principal para mantener en el mismo el flujo de gas.

17. Un método según la reivindicación 16, en el que el dispositivo médico es un oxigenador de derivación cardiopulmonar y/o un ventilador artificial.

18. Un método según la reivindicación 17, en el que la mezcla de gases médica consiste en oxígeno y xenón.

ES 2 307 940 T3

19. Un método según la reivindicación 18, en el que el primer gas de alimentación es oxígeno y el segundo gas de alimentación es una mezcla de xenón y oxígeno.

5 20. Un método según la reivindicación 17, en el que la mezcla de gases médica consiste en oxígeno, xenón y nitrógeno.

21. Un método según la reivindicación 20, en el que el primer gas de alimentación es oxígeno, el segundo gas de alimentación es una mezcla de xenón y oxígeno, y el tercer gas de alimentación es aire.

10 22. Un método según la reivindicación 20, en el que el primer gas de alimentación es oxígeno, el segundo gas de alimentación es xenón, y el tercer gas de alimentación es nitrógeno, y se miden las concentraciones de oxígeno y de nitrógeno.

15 23. Un método según la reivindicación 20, en el que el primer gas de alimentación es oxígeno, el segundo gas de alimentación es xenón, y el tercer gas de alimentación es nitrógeno, y se miden las concentraciones de oxígeno y de xenón.

20

25

30

35

40

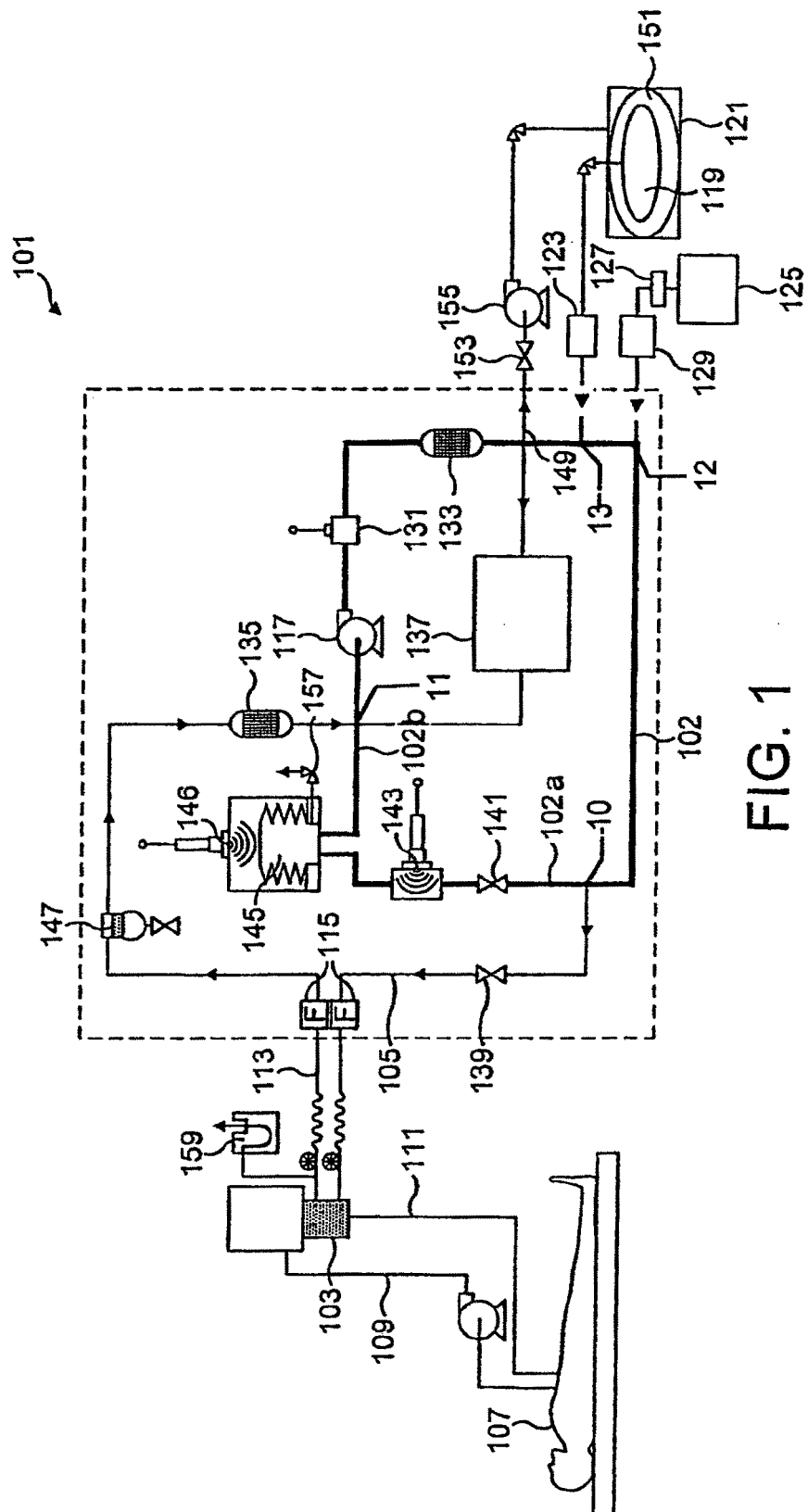
45

50

55

60

65



167

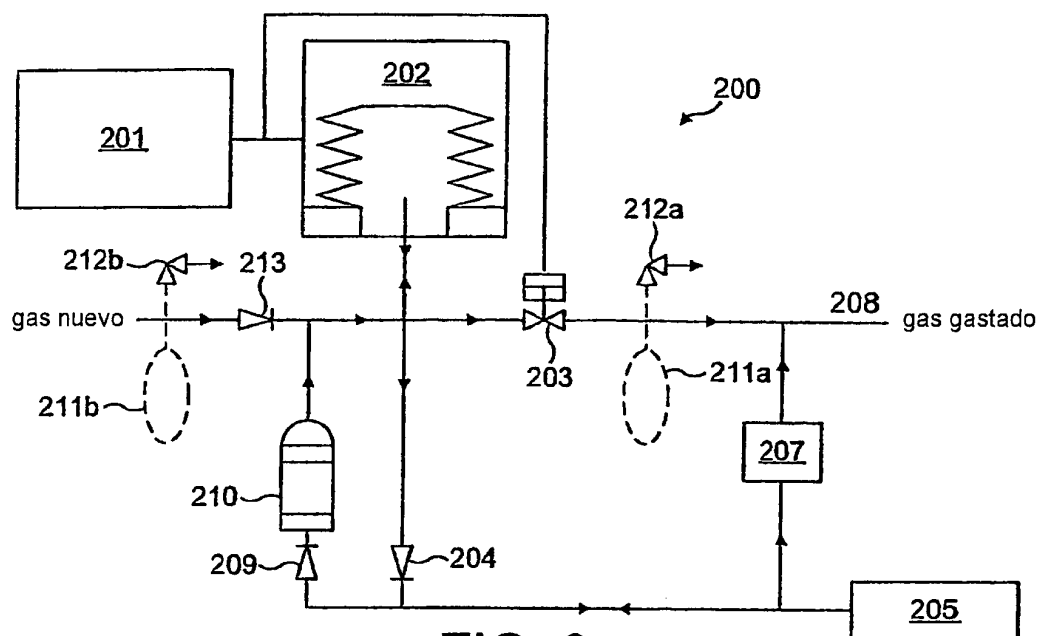


FIG. 2

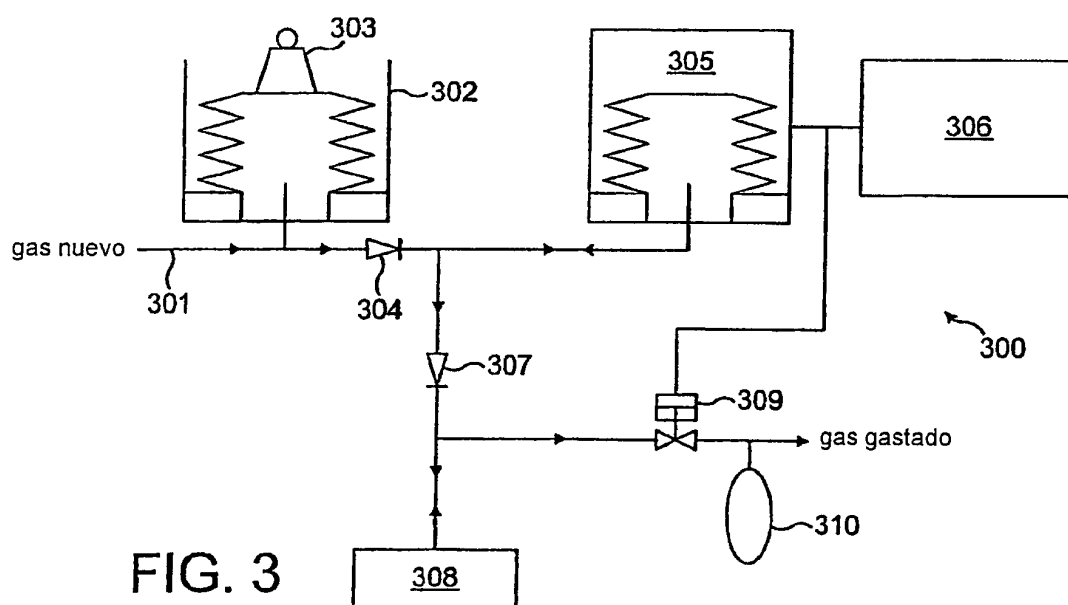


FIG. 3

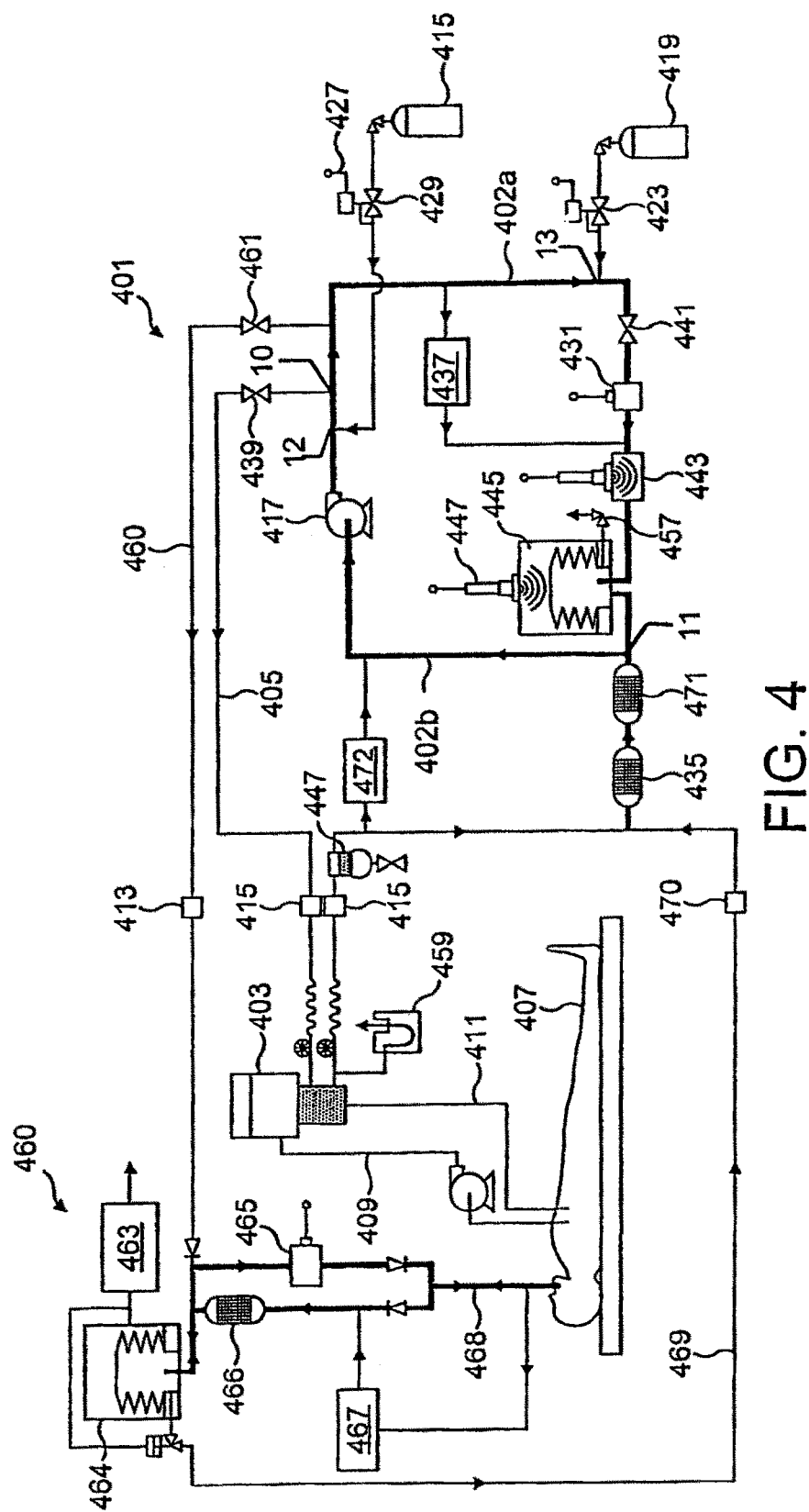


FIG. 4