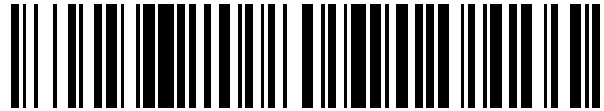


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 569 251**

51 Int. Cl.:

A61M 16/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.05.2012** **E 12729710 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.02.2016** **EP 2707072**

54 Título: **Válvula para controlar el flujo de gas**

30 Prioridad:

10.05.2011 BE 201100289

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

09.05.2016

73 Titular/es:

**OXYPOINT BVBA (100.0%)
Schomstraat 15
2600 Berchem, BE**

72 Inventor/es:

**HENDRICKX, PHILIP y
BORGONJON, DIRK**

74 Agente/Representante:

ILLESCAS TABOADA, Manuel

ES 2 569 251 T3

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

Válvula para controlar el flujo de gas.

5 Campo de la invención

En general, esta invención concierne a sistemas para el suministro de oxígeno, por ejemplo a pacientes en hospitales. Más específicamente, la presente invención se refiere a una válvula de gas para el suministro de oxígeno, un sistema que contiene tal válvula de gas, y el uso de tal válvula de gas para controlar el flujo de gas, por ejemplo, flujo de gas de oxígeno destinado a pacientes de hospitales.

Antecedentes de la invención

El uso de gases en aplicaciones médicas es generalizado. Uno de los gases administrados a menudo a los pacientes por razones médicas es el oxígeno. En vista del hecho de que administrar oxígeno a menudo es esencial para prevenir daños al tejido, evitar situaciones que pongan en peligro la vida o salvar al paciente de una situación que ponga en peligro la vida, los hospitales distribuyen oxígeno usando una red de conductos hasta la cama de casi cada paciente. La forma convencional de administrar oxígeno a través de una red de conductos es de una manera continua. Un medidor de flujo puede ajustarse al caudal que el paciente necesita (1 l/min hasta 15 l/min continuamente o superior). De este modo el oxígeno fluye continuamente desde la fuente hasta el paciente a través de una cánula nasal durante la inhalación y la exhalación. El medidor de flujo está enchufado en la toma de oxígeno a baja presión (normalmente entre 3,6 y 5,5 bares) en la pared detrás de la cama del paciente. Un hidratante puede estar unido al lado inferior para evitar que se seque la membrana mucosa nasal.

Los pulmones sólo pueden utilizar la primera fase de la inhalación para intercambiar oxígeno con la circulación sanguínea. Está claro que el oxígeno ya no puede ser "consumido" durante la fase de espiración (exhalación). Sin embargo, durante la última fase de inhalación, sólo se llena el gran tubo bronquial que tampoco participa en el proceso de difusión de oxígeno. Las válvulas de gas para el suministro pulsante de gases médicos están basadas en este principio: se administra oxígeno totalmente a propósito durante la primera fase de inhalación por parte del paciente. De este modo se logra una máxima admisión de oxígeno y se minimiza el oxígeno que no se usa. Esto tiene como resultado ahorros sin tener impacto sobre la oxigenoterapia. Se han desarrollado diversas válvulas de gas durante los últimos 20 años que están basadas en el principio de administración discontinua de oxígeno con el fin de aumentar la movilidad de los pacientes que usan botellas de oxígeno en casa y/o para aumentar la autonomía de los receptores. Después de todo, el uso de válvulas de gas para pacientes móviles ahorra oxígeno, lo cual tiene como resultado un menor consumo y, en consecuencia, la consecución de una mayor autonomía, es decir de 3 a 5 veces mayor que la autonomía lograda con la administración continua.

La mayoría de las válvulas de gas están basadas en un sistema de regulación en el cual la inhalación nasal activa la válvula de gas. La presión negativa activa y abre una válvula de oxígeno a través de la cual se genera un pulso de oxígeno (también conocido como bolo). La detección de la inhalación y el suministro del oxígeno se producen por medio de una cánula nasal. Una cánula nasal puede ser un sistema de un canal (la detección y el suministro se producen a través del mismo canal) o un sistema de dos canales en el cual un canal se usa para detectar la inhalación y el otro canal se usa para suministrar el oxígeno.

El documento EP1325762 describe un sistema de un canal para el suministro de gases médicos. El sistema proporciona un bolo de oxígeno en caso de detectar la inhalación y proporciona un periodo de retardo después del bolo de oxígeno con el fin de evitar un doble pulso de oxígeno redundante:

El documento US2008/0173304A1 describe una válvula neumática para gases médicos que combina las ventajas típicas de funcionamiento de una cánula nasal de un canal y una cánula nasal de dos canales. La válvula neumática de gas médico genera un pulso de gas basándose en la detección de inhalación nasal y previene la generación de un pulso doble aplicando un retardo inducido neumáticamente.

El documento US2007/0017520A1 describe un dispositivo para administrar oxígeno en el cual se libera gas en caso de inhalación y en el cual el flujo de gas es interrumpido por un sistema neumático dedicado.

El documento FR2813799A1 describe una válvula de gas para oxígeno en la cual son posibles un flujo continuo y una administración pulsante. La válvula de gas consiste en dos canales al paciente: un canal se encarga de suministrar el oxígeno y el otro canal asegura la detección de la inhalación. Además, la válvula de gas tiene un regulador de presión de manera que la válvula de gas puede ser conectada a una botella de gas a alta presión.

El documento US4.932.402 describe una válvula de gas que proporciona un suministro de oxígeno específico para cada usuario basándose en la respiración medida del paciente usando un control electrónico. Por otra parte, el

sistema está adaptado para cambiar a un flujo continuo de oxígeno en caso de interrupción de alimentación eléctrica o funcionamiento defectuoso.

5 El documento US5.038.770 describe otra válvula que tiene una protección en caso de que el sistema de control para el suministro pulsante falle o si hay una interrupción de alimentación eléctrica.

La mayoría de los sistemas anteriormente mencionados son adecuados para uso doméstico en el cual se usa una botella de gas.

10 El documento US6.186.477 describe una microválvula de control de flujo de gas que tiene una carcasa y una tapa que definen juntas una cámara de válvula que tiene orificios de entrada y salida de gas y un émbolo para sellar selectivamente el orificio de salida o permitir el flujo a través de la válvula. El documento WO2010/141983 describe un dispositivo de asistencia a la respiración que incluye una válvula de regulación de gas. La válvula de regulación de gas es accionada por un actuador lineal, el cual puede incluir un miembro móvil que mueve un miembro de obstrucción entre una posición abierta y una cerrada. Los hospitales tienen que hacer frente a una gran circulación de pacientes. Eso significa que los sistemas con un ajuste complejo a las necesidades individuales del paciente requieren mucho tiempo para el paciente y para el personal médico. Además, los hospitales tienen una gran variedad de terapias con gases médicos que se usan incluso durante el tratamiento del mismo paciente. Esto difiere significativamente de los dispositivos domésticos usados por un paciente individual en los cuales el paciente normalmente establece el ajuste correcto sólo una vez (o un número limitado de veces) y después de eso, normalmente puede usar el mismo ajuste. Además, la tecnología actual no permite generar una dosificación de pulsos de más de 6 l/min. El resultado es que las válvulas economizadoras disponibles no son adecuadas para todos los pacientes y, en consecuencia, no pueden usarse eficientemente en los hospitales.

25 Por lo tanto, se requiere una válvula para comprobar el flujo de gas médico que pueda usarse eficazmente en entornos institucionales específicos tales como hospitales. Además, existe una necesidad de una válvula de control de flujo de gas médico que permita un mayor flujo de gas médico (por ejemplo, más de 6 l/min).

Sumario de la invención

30 Un objeto de las realizaciones de acuerdo con la presente invención es proporcionar una válvula para controlar el flujo de gas de gases médicos que pueda usarse eficazmente en hospitales así como un procedimiento para su uso.

35 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que permite un cambio eficiente entre diversos reglajes de la válvula de gas, permitiendo el uso de la válvula en situaciones frecuentemente cambiantes aplicables a hospitales, por ejemplo.

40 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que permiten la producción de una válvula de gas que permite establecer un gran flujo de gas (por ejemplo, un flujo de gas con un caudal de más de 6 l/min).

45 Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que permite un ajuste sencillo de la terapia, por ejemplo, como resultado de un procedimiento de rehabilitación diferente o como resultado de la necesidad del paciente de otro tipo de terapia.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que proporciona un funcionamiento de la válvula de gas como una válvula economizadora: esto puede tener como resultado una reducción considerable de la cantidad de gas usado.

50 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que proporcionan optimización del uso de gases médicos: esto puede tener como resultado un consumo reducido de gases médicos (la media es de más del 50 %, por ejemplo, más del 70 % o el 80 %) comparado con el uso de un flujo de gas continuo.

55 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que representan menos cargas para el medio ambiente debido a la reducción potencial en la producción de gases médicos y la reducción en el tiempo de transporte de gases médicos como resultado del consumo reducido de oxígeno.

Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que proporcionan un entorno más resistente al fuego porque se distribuyen menos gases médicos sin usar tales como oxígeno en las habitaciones.

60 Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que permiten habilitar un cambio fácil de flujo continuo a suministro pulsante y viceversa.

Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que permiten habilitar un suministro continuo con caudales elevados además de un suministro pulsante. Una ventaja adicional es que tal suministro continuo puede producirse con elevada exactitud.

5 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que proporcionan un funcionamiento inicial de la válvula de gas (es decir, cada vez que se enciende después de cerrar la válvula de gas o después de conectar a la red de suministro de gas) en el modo de suministro pulsante de manera que se logra un ahorro, aunque el personal médico o el usuario no ajusten la válvula.

10 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que el modo pulsante de la válvula de gas puede funcionar independientemente de los reglajes para el modo continuo de la válvula de gas.

Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que un elemento de protección está incorporado dentro de la válvula de gas de manera que sólo es posible conectar a una conexión específica de gas para un gas médico específico.

15 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que es posible un cambio sencillo a flujo continuo, por ejemplo, si el suministro pulsante hace demasiado ruido al dormirse o si el paciente respira con demasiada fuerza por su boca (con el resultado de insuficiente presión negativa del sistema economizador para activar el pulso de oxígeno) o en momentos críticos en los que el médico desea cambiar a flujo continuo o a caudales más altos.

El objetivo anteriormente mencionado se logra mediante un dispositivo y un procedimiento de acuerdo con las realizaciones de la presente invención.

25 La presente invención se refiere a una válvula de gas para controlar el flujo de gas médico para oxigenoterapia en caso de respiración espontánea en la cual la válvula de gas comprende un componente de conexión para conectar la válvula de gas a un suministro externo y un sistema de regulación que está configurado para seleccionar y suministrar un flujo pulsante de gas médico o un flujo continuo de gas médico, y en el que el sistema de regulación tiene un regulador de caudal para establecer de manera controlable el caudal del flujo continuo de gas médico.

30 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de acuerdo con la presente invención es que se proporciona un sistema economizador para administrar gases médicos (por ejemplo, oxígeno) que es adecuado para uso en instituciones especializadas tales como hospitales, residencias para la tercera edad y residencias con asistencia médica, de manera que estas instituciones especializadas pueden optimizar la administración de gases médicos en la primera fase de la inhalación. Como resultado, el uso de estos sistemas economizadores (también conocidos como válvulas con suministro bajo demanda) logra un ahorro considerable de gases médicos en instituciones especializadas.

35 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de acuerdo con la presente invención es que se proporciona un sistema economizador que está adaptado específicamente a las necesidades de uso fijo (por ejemplo, camas hospitalarias).

40 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que pueden evitarse sistemas de hidratación adicionales proporcionando un reglaje para flujo pulsante, reduciendo el riesgo de infecciones. El suministro externo de algunas realizaciones puede ser una red de suministro para gases médicos con una presión inferior a 50 bares o puede ser una botella de gas.

45 El regulador de caudal puede estar equipado mínimamente para el reglaje controlable del caudal del flujo continuo con un intervalo de 2 l/min hasta 8 l/min.

50 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de acuerdo con la presente invención es que existe un flujo controlable incluso para caudales que son superiores a 6 l/min. El regulador de caudal puede estar equipado mínimamente para el reglaje controlable del caudal del flujo continuo con un intervalo de 2 l/min hasta más de 10 l/min, mientras que algunas realizaciones tienen un intervalo de más de 15 l/min o incluso más de 25 l/min. Otros ejemplos de intervalos en los cuales las válvulas (por ejemplo, válvulas para aplicaciones pediátricas) pueden ajustarse de manera controlable son 0 – 200 cc/min, 0 – 1 l/min, 0 – 3 l/min y 1 – 2 l/min, por ejemplo.

55 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que puede proporcionarse un caudal elevado de manera controlable, de modo que la válvula de gas también puede usarse para pacientes más críticamente enfermos.

En vista del hecho de que las instituciones especializadas tienen que hacer frente a una rotación rápida de los

pacientes, resulta una ventaja usar válvulas de gas tanto para pacientes menos críticamente enfermos como para pacientes más críticamente enfermos.

5 El regulador de caudal puede ser un caudalímetro tal como un medidor de flujo. La válvula de gas puede ser configurada de modo que el regulador de caudal no tenga impacto sobre el flujo de gas médico si el sistema de regulación se establece en flujo pulsante.

10 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que la válvula de gas puede funcionar en modo pulsante, independientemente del estado del regulador de caudal, de modo que no es necesario que el personal médico o el usuario ejecute acciones específicas. El sistema de regulación puede consistir en un primer subsistema de regulación para suministrar un flujo pulsante y un segundo subsistema de regulación para suministrar un flujo continuo en el cual el regulador de caudal es parte del segundo subsistema de regulación y en el cual la válvula de gas está configurada de tal modo que el primer subsistema de regulación y el segundo subsistema de regulación están en canales de gas paralelos.

15 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de acuerdo con la presente invención es que, si la válvula de gas se usa en la posición pulsante, el estado del segundo subsistema de regulación no afecta al suministro de gas distribuido.

20 La válvula de gas puede ser configurada de modo que el sistema de regulación esté en un modo de flujo de gas pulsante al comienzo del flujo.

25 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de acuerdo con la presente invención es que la válvula de gas puede comenzar normalmente en flujo pulsante, proporcionando un régimen de ahorro en caso de que la válvula no esté ajustada.

Para activar el segundo subsistema de regulación, podría tener que ser activado un sistema de selección accesorio. Debería ser desactivado cuando se interrumpe el flujo continuo.

30 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de acuerdo con la presente invención es que deberían emprenderse acciones adicionales para generar el flujo continuo con el fin de evitar el uso espontáneo y superfluo del reglaje de flujo continuo. La válvula de gas puede funcionar mecánica y neumáticamente. Una ventaja adicional es que puede evitarse la alimentación para el funcionamiento de la válvula (por ejemplo, mediante una batería), lo cual reduce los costes y el mantenimiento.

35 El sistema de regulación puede permitir la selección del tipo de flujo mediante un sistema de clic.

40 Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que la válvula de gas puede cambiarse de flujo pulsante a flujo continuo de manera sencilla (mediante un clic o unos pocos clics, por ejemplo).

Además, el sistema de regulación puede ser configurado para seleccionar y suministrar diversos tipos de flujos pulsantes.

45 Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que la válvula de gas permite la selección de un flujo pulsante que corresponde con un cierto caudal.

50 La válvula de gas puede ajustarse, por ejemplo, ajustando el funcionamiento del sistema de regulación para suministrar el flujo pulsante, para cerrar el flujo pulsante basándose en una señal predeterminada, por ejemplo, si falta presión negativa, lo cual indica que ha desaparecido la inhalación nasal.

La válvula de gas puede incluir un mecanismo de cierre para cerrar el flujo pulsante y el flujo continuo basándose en una señal predeterminada.

55 Una ventaja de al menos algunas realizaciones de la presente invención es que la válvula de gas puede ser una válvula con suministro según sea necesario, la cual puede proporcionar una función de detención para el flujo pulsante y el flujo continuo. Esto puede resultar útil en instituciones especializadas, por ejemplo, cuando el paciente es examinado. La señal predeterminada puede ser la falta de presión negativa durante un cierto periodo (por ejemplo, si el paciente se quita la cánula nasal a través de la cual se produce el flujo) y/o una señal de válvula unidireccional "presente" o "desaparecida" en el sistema.

60 La válvula de gas puede estar equipada con una conducción de un canal para conectar una cánula nasal de un canal para suministrar el gas médico al paciente.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que la válvula de gas puede funcionar junto con una cánula nasal de un canal, las cuales son menos caras.

5 La válvula de gas puede estar equipada con una conducción de dos canales para conectar una cánula nasal de dos canales para suministrar el gas médico.

Una ventaja de las realizaciones de la presente invención es que la válvula de gas puede funcionar junto con cánulas nasales de dos canales más sofisticadas, las cuales proporcionan más flexibilidad y control.

10 La válvula también puede incluir una válvula de corte de sistema para cerrar el flujo, la cual se activa desconectando la cánula nasal de un canal de la conducción de un canal o la cánula nasal de dos canales de la conducción de dos canales.

15 El regulador de caudal puede permitir un caudal de gas médico de más de 15 l/min o más de 25 l/min.

El regulador de caudal puede ajustarse para establecer y controlar el caudal del suministro continuo a uno de algunos caudales predeterminados.

20 El regulador de caudal puede ajustarse para establecer y controlar continuamente el caudal del suministro continuo.

El sistema de regulación puede ajustarse para suministrar un flujo pulsante de gas médico con un caudal de más de 6 l/min durante la pulsación.

25 La presente invención también se refiere a un kit de piezas, que incluye la válvula de gas anteriormente mencionada y una cánula nasal para la administración de gas médico en el cual la cánula nasal puede ser conectada a la válvula de gas.

30 Además, la presente invención también se refiere al uso de la válvula de gas anteriormente mencionada para comprobar el flujo de un gas médico.

35 Aspectos específicos y preferentes de la invención se incluyen en las conclusiones adjuntas independientes y dependientes. Las características de las conclusiones dependientes pueden combinarse con las características de las conclusiones independientes y con características de otras conclusiones dependientes tal como se indica y no únicamente como se establece explícitamente en las reivindicaciones.

Breve descripción de las figuras

40 La figura 1 ilustra una representación esquemática de una válvula de gas de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 2 ilustra una representación esquemática de una válvula de gas según una realización de la presente invención en la cual un sistema de regulación para flujo pulsante está en serie con un sistema de regulación para flujo continuo.

45 La figura 3 ilustra una representación esquemática de una válvula de gas según una realización de la presente invención, la cual incluye una conducción de gas en paralelo y la cual tiene el sistema de regulación para flujo pulsante en una conducción y el sistema de regulación para flujo continuo en otra conducción.

50 La figura 4 muestra la saturación de oxígeno lograda para un primer conjunto de experimentos al usar una válvula de gas según una realización de la presente invención.

La figura 5 muestra el factor de ahorro para un primer conjunto de experimentos al usar una válvula de gas según una realización de la presente invención.

55 La figura 6 muestra una válvula de gas según una realización de la presente invención en la cual el tipo de flujo y el caudal pueden seleccionarse con un único elemento de selección.

60 La figura 7 ilustra el consumo de oxígeno en una sala de cirugía cuando se cambia la utilización de una válvula de gas según una realización de la presente invención y una válvula de gas con flujo continuo según el estado actual de la tecnología.

La figura 8 ilustra el consumo medio de oxígeno cuando se cambia la utilización de una válvula de gas según una realización de la presente invención y una válvula de gas con flujo continuo según el estado actual de la tecnología.

La figura 9A y la figura 9B ilustran dos vistas de la sección transversal de una porción interna de la válvula de gas según una realización de la presente invención.

Las figuras sólo son esquemáticas y no limitativas. Con fines ilustrativos, las figuras podrían exagerar las dimensiones de algunos componentes y estas dimensiones no se muestran a escala. Las dimensiones y las dimensiones relativas no se corresponden necesariamente con las de las realizaciones prácticas de la invención.

Los números de referencia en las conclusiones pueden no interpretarse para limitar el alcance de protección de derechos.

Descripción detallada de las realizaciones ilustrativas

La presente invención se describe mientras se hace referencia a realizaciones específicas y a ciertas figuras, pero la invención no está limitada por estas referencias. La invención sólo está limitada por las reivindicaciones.

Cabe destacar que los términos “comprender” y “contener” tal como se usan en las reivindicaciones no deberían interpretarse como que “se limitan a los medios descritos más adelante”. Estos términos no excluyen otros elementos. Estos deberían interpretarse como que especifican la presencia de las características, valores, etapas o componentes establecidos y referidos, pero no excluyen la presencia o el añadido de una u otras varias características, valores, etapas, componentes o combinaciones/grupos de estos. Por lo tanto, el alcance de la expresión “una disposición que comprende medios A y B” no debería estar limitada a disposiciones que sólo están constituidas por componentes A y B. Respecto a la presente invención, significa que A y B son los únicos componentes relevantes de la disposición.

La referencia a lo largo de toda esta memoria descriptiva a “una realización” significa que una peculiaridad, estructura o característica específica descrita en relación con la realización está incluida en al menos una realización de la presente invención. Por lo tanto, todas las apariciones de expresiones “en una realización” en varios lugares a lo largo de toda esta memoria descriptiva no se refieren necesariamente a la misma realización, pero pueden referirse a la misma realización. Además, las características, estructuras o características específicas pueden combinarse de cualquier manera adecuada (como puede resultar claro para un profesional basándose en esta notificación) en una o más realizaciones.

Igualmente, debería entenderse que a veces la descripción de realizaciones de muestra de la invención agrupa diversas características de la invención en una única realización, figura o su descripción con el propósito de simplificar la descripción o ayudar a entender uno o más aspectos inventivos diferentes. Este procedimiento de descripción no debería interpretarse en modo alguno como una representación de la intención de que la invención requiera más características que las que se mencionan explícitamente en cada conclusión. Por el contrario (como las siguientes conclusiones representan) los aspectos inventivos están en menos que todas las características de una única realización divulgada. Por lo tanto, las reivindicaciones que siguen a la descripción detallada están incluidas explícitamente en esta descripción detallada, con cada reivindicación individual como una realización separada de esta invención.

Además – aunque algunas realizaciones descritas en esta descripción detallada contienen algunas características, pero no contienen otras características incluidas en otras realizaciones – las combinaciones de características de diferentes realizaciones pretenden entrar dentro del el alcance de la invención y constituyen estas realizaciones diferentes tal como se entendería por parte de alguien experto en la materia. Por ejemplo, las siguientes reivindicaciones pueden usar cualquiera de las realizaciones descritas en cualquier combinación.

Cabe destacar que el uso de terminología específica en la descripción de ciertas características o aspectos de la invención no debería interpretarse como que implica que la terminología está redefinida para limitarse a características específicas de las características o los aspectos de la invención con los cuales está vinculada esta terminología.

En las realizaciones de la presente invención, siempre que se hace referencia a “flujo” o “flujo de gas”, la referencia es a los flujos de gas en cuyo caso la referencia puede ser a un flujo de gas pulsante así como a un flujo de gas continuo.

En las realizaciones de la presente invención, siempre que se hace referencia a “caudal”, la referencia es a la variable que expresa el volumen de gas que fluye a través del sistema por unidad de tiempo.

En las realizaciones de la presente invención, siempre que se hace referencia a “oxigenoterapia”, la referencia es a una terapia en la cual se añade oxígeno para lograr una concentración de oxígeno que sea superior a la concentración estándar en el aire ambiente.

En realizaciones de la presente invención, el suministro pulsante de gas se activa preferentemente respirando, es decir, la inhalación puede accionar típicamente un pulso de gas, mientras que durante la exhalación no se proporciona ningún pulso de gas.

5 Las realizaciones de la invención actual son adecuadas preferentemente para personas o animales con respiración espontánea.

10 Donde en las realizaciones de la presente invención se hace referencia a un caudalímetro, éste puede ser unos medios que indican el caudal de manera cualitativa, así como unos medios que indican el caudal de manera cuantitativa.

Un primer aspecto de la presente invención concierne a una válvula de gas para comprobar el flujo de gas médico. Un ejemplo típico de administrar gas médico a los pacientes es la oxigenoterapia, aunque las realizaciones de la invención no están limitadas a esto. Como ejemplos, la figura 1, la figura 2 y la figura 3 muestran representaciones esquemáticas de válvulas de gas de muestra, aunque las realizaciones de la presente invención no están limitadas a esto. La válvula de gas 100 de acuerdo con las realizaciones de la presente invención incluye un componente de conexión 110 para conectar la válvula de gas 100 a un suministro externo. Tal suministro externo puede ser una red de suministro externo 1 para gases médicos a una presión inferior a 50 bares (por ejemplo, 10 bares o inferior). Una ventaja es que las válvulas de gas se proporcionan para aplicaciones específicas en redes de suministro tales como en hospitales. Alternativamente, el componente de conexión 110 puede ser ajustado para conectarse a una bombona de gas o botella de gas a una presión superior a 50 bares (por ejemplo, aproximadamente 200 bares). Tales botellas permiten un suministro ininterrumpido de oxígeno durante la oxigenoterapia en caso de que el paciente sea trasladado de un departamento a otro. La desventaja es que el consumo debe ser monitorizado de modo que las botellas sean sustituidas a tiempo. En un entorno hospitalario, se producen los mismos problemas cuando se usan botellas que cuando se usa una red de suministro: la necesidad de un cambio sencillo en la terapia debido a un cambio en los pacientes o incluso un cambio en la terapia del mismo paciente, autonomía, consumo, necesidad de suministrar caudales elevados, etc. En las realizaciones de acuerdo con la presente invención, el componente de conexión 110 puede ser ajustado para que corresponda con conexiones típicas en la red de suministro. Esta puede ser una conexión de una forma establecida por la ley, por ejemplo, de acuerdo con normas DIN, normas CARBA, normas BOC o normas AFNOR. Debería resultar claro que el tipo preciso de una conexión instalada no está limitado a las realizaciones de la presente invención. Por ejemplo, tal red de suministro externo 1 puede ser una red para distribuir gases médicos en un hospital y puede suministrar tal gas médico a una presión en el intervalo de 3,3 bares hasta 5,5 bares o similar. Una red de suministro de gas 1 encontrada comúnmente, que se encuentra en hospitales, es la instalación de conexiones de oxígeno para pacientes en cada habitación. En una realización específica de la presente invención, el componente de conexión está equipado con una geometría especial que encaja en una conexión a una red específica de suministro de gas que elimina cualquier error entre diferentes redes de suministro de gas. La válvula de gas 100 de acuerdo con las realizaciones de la presente invención también incluye el sistema de regulación 120. Este sistema está configurado para seleccionar y suministrar un flujo pulsante o continuo de gas médico. El sistema de regulación 120 también incluye el regulador de caudal 142 para establecer el caudal del flujo continuo. El regulador de caudal 142 permite regular o establecer el caudal del flujo continuo. En algunas realizaciones, el regulador de caudal 142 es un caudalímetro, es decir, un dispositivo que mide el caudal cuantitativamente. El regulador de caudal 142 puede equiparse para seleccionar un caudal de un conjunto de caudales predeterminados y/o puede equiparse para permitir una selección continua del caudal. Seleccionar un flujo pulsante de gas médico puede significar un ahorro sustancial en la cantidad de gas médico usado (por ejemplo, oxígeno) sin tener impacto sobre la calidad de la terapia. Además, usar un flujo pulsante tiene la ventaja esencial de que es más cómodo para el paciente. La administración continua de gas médico (por ejemplo, la administración de oxígeno) causa sequedad de la membrana nasal, la faringe y la cavidad bucal. Algunos hospitales usan un hidratante para solucionar este problema, pero, en los últimos años, esto ya no se recomienda debido al mayor riesgo de infección. Usando la administración pulsante, la sequedad de la membrana nasal es mínima, lo cual aumenta la comodidad del paciente. En otras palabras, el equilibrio de humedad en la nariz, la faringe y la cavidad bucal se conserva mejor usando la tecnología pulsante en lugar de la tecnología continua, con el resultado de más comodidad para el paciente.

Por otra parte, el personal médico quiere usar un flujo de gas continuo con caudales elevados en diversos momentos críticos tales como en caso de resucitación o después de una caída. Además, el suministro continuo de gas médico también puede ser necesario si el suministro pulsante está basado en inhalación nasal (por ejemplo, la creación de presión negativa, medida a través de una cánula nasal) y si el paciente no puede arreglárselas con este tipo de inhalación. Aproximadamente el 20 % de los pacientes presentan respiración mixta (a veces por la boca, a veces por la nariz). Además, algunas personas están demasiado confusas de modo que, por ejemplo, no comprenden que la inhalación nasal es necesaria para la oxigenoterapia. Otra situación en la que no siempre se aconseja el flujo pulsante de gas médico es cuando se usan válvulas de gas que son relativamente ruidosas. La dosificación pulsante en las válvulas de gas existentes suministra un bolo de gas médico cuando el paciente inhala. Esto produce un ligero ruido de resoplido. Normalmente, este ligero resoplido no resulta un problema durante el día,

pero algunos pacientes son sensibles a este ruido cuando intentan dormirse. Además, a menudo es necesario un caudal superior a 6 l/min, el cual, en algunas realizaciones de la presente invención, sólo puede administrarse en modo continuo. Por lo tanto, un flujo de gas continuo podría ser necesario para estas personas o en estas situaciones. La válvula de gas 100 de acuerdo con las realizaciones de la presente invención incluye, por lo tanto, el regulador de caudal 142 con el fin de permitir seleccionar el caudal en caso de administración continua. Si el suministro de gas médico es crítico, resulta ventajosa una administración exacta y, como resultado, crear un flujo exacto. Por lo tanto, el regulador de caudal 142 puede ser un caudalímetro en algunas realizaciones. El sistema de regulación 120 en la válvula de gas 100 según las realizaciones de la presente invención le permite seleccionar fácil y eficientemente un flujo pulsante o continuo de gas.

La ventaja de las válvulas de gas 100 de acuerdo con las realizaciones de la presente invención es que permiten un reglaje de selección sencillo. Esto hace que resulte mejor para el personal médico que a menudo está en un entorno ocupado y que provoca estrés en el cual tiene que realizar muchas tareas.

Una ventaja adicional de las realizaciones de acuerdo con la presente invención es que las válvulas de gas 100 pueden cambiar fácilmente de reglajes continuos a pulsantes y viceversa. Este diseño puede usarse en hospitales para toda clase de pacientes y en todo tipo de circunstancias. Tal como se indicó anteriormente, diversas circunstancias a veces requieren cambios: no sólo cambios entre pacientes, sino también un tipo diferente de terapia necesaria para el mismo paciente. Por ejemplo, la afección de un paciente a veces puede mejorar durante su permanencia en el hospital y a veces puede deteriorarse, con el resultado de la necesidad de ajustar la oxigenoterapia (normalmente se administra menos oxígeno a medida que la afección del paciente mejora).

Además, la válvula de gas 100 de acuerdo con las realizaciones de la presente invención tiene una conducción (también denominada salida) para conectar un sistema para conducir el flujo de gas generado al paciente. Un ejemplo clásico de tal sistema es una cánula nasal. La conducción 150 puede ser una conducción de un canal o de dos canales (por ejemplo, para conectar una cánula nasal de un canal o de dos canales). Una conducción de dos canales tiene dos canales en los cuales un canal se usa para suministrar el gas médico y el otro canal se usa para detectar la inhalación nasal en un momento específico. La conducción puede tener una conexión de encaje para cánulas nasales disponible en el mercado para suministrar gases médicos a pacientes. La conducción 150 puede tener una geometría específica en una realización específica con el fin de corresponder a una geometría específica de la conexión del sistema que suministra el flujo de gas generado al paciente (por ejemplo, una cánula nasal con una conexión de una geometría específica). Esto impedirá una situación en la cual el sistema que suministra el flujo de gas generado al paciente sea conectado por error al conducto equivocado (por ejemplo, un conducto de aire comprimido).

En algunas realizaciones, el sistema puede ajustarse para funcionar con una cánula nasal de dos canales y el sistema usado para detectar la inhalación nasal en un momento específico puede usarse para iniciar el pulso de gas. En otras palabras, el funcionamiento por pulsos puede regularse basándose en la señal detectada.

En otras realizaciones, la válvula se ajusta para funcionar con una cánula nasal de un canal y el funcionamiento por pulsos se inicia creando una presión negativa.

En una realización de la válvula, un suministro pulsante de oxígeno puede producirse de la siguiente manera: Un espacio de llenado se llena por medio de una presión de entrada constante. Un orificio de cierre cierra herméticamente el espacio de llenado de modo que el espacio permanece cerrado sin presión negativa. La presión negativa, que se genera por la inhalación del paciente (inhalación por la nariz), pone el orificio de cierre en movimiento y abre la cavidad, con el resultado de la administración del gas en la cavidad al paciente en un único bolo. En este caso, la válvula está construida preferentemente de tal modo que se cierra herméticamente si no hay presión negativa, y se abre a una presión negativa mínima creada por la inhalación nasal. En general – inherente al funcionamiento – puede instalarse un orificio de cierre para interrumpir el flujo pulsante si el paciente no genera presión negativa por inhalación nasal.

Cabe destacar que las realizaciones de la presente invención no están limitadas por el principio básico según el cual los pulsos se generan en la válvula. La generación de pulsos puede producirse basándose en un mecanismo según el estado actual de la tecnología. En algunos ejemplos, los pulsos también pueden generarse en válvulas con una geometría más compleja. Un ejemplo – pero no limitado a este ejemplo – es la generación de pulsos por medio de válvulas multietapa que permiten una detección delicada de la inhalación en la primera etapa y que suministran un pulso de oxígeno suficientemente grande activando las siguientes etapas. Además de geometrías más complejas, también pueden estar incorporadas otras características tales como mecanismos de seguridad. Un ejemplo de tal peculiaridad es limitar el número de pulsos que se generan, en caso de que el paciente comience a hiperventilar. Las características del sistema para generar pulsos son bien conocidas por los profesionales y, por lo tanto, no se explicarán en detalle en este documento.

De acuerdo con las realizaciones de la presente invención, el sistema de regulación 120 puede consistir en un primer subsistema de regulación 130 para suministrar un flujo pulsante y un segundo subsistema de regulación 140 que contiene el regulador de caudal 142 para suministrar un flujo continuo, y se hace una selección entre el primer subsistema de regulación 130 y el segundo subsistema de regulación 140. En una realización, ambos subsistemas de regulación están en serie tal como se ilustra en la figura 2. Esto implica que el segundo subsistema de regulación debería estar abierto con el fin de garantizar el funcionamiento correcto del subsistema de regulación para suministrar un flujo pulsante. La secuencia del primer y el segundo subsistemas de regulación puede alternarse.

En una realización preferente, el primer subsistema de regulación 130 y el segundo subsistema de regulación 140 están en paralelo. Tal sistema económico se muestra en la figura 3. La ventaja de esto es que el estado del regulador de caudal no tiene impacto sobre el funcionamiento del primer subsistema de regulación cuando la válvula está regulada para suministrar un flujo pulsante.

Además, el diseño de la válvula de acuerdo con las realizaciones de la presente invención puede ser tal que el sistema en reglaje estándar suministra un flujo pulsante espontáneamente (por ejemplo, en cualquier momento en que se inicia un flujo de gas), a menos que el usuario seleccione un flujo continuo. En otras palabras, la válvula en una realización preferente está construida de tal modo que el reglaje estándar suministra el flujo pulsante de gas médico, mientras que el otro modo puede obtenerse por medio de selección. También puede estar provisto un elemento que – basándose en una señal – regula la válvula en el reglaje estándar en el cual suministra un flujo pulsante. Este elemento puede iniciar un reglaje estándar cada vez que el flujo continuo es desactivado o si la válvula es desactivada. Tal elemento adicional puede controlarse neumáticamente, mecánicamente o electrónicamente, y puede estar basado en una señal de detección (por ejemplo, usando una válvula unidireccional que está instalada en la válvula de gas). En algunas realizaciones, este elemento puede impedir activamente el flujo continuo, a menos que se realice una acción de modo que la selección de un flujo continuo se convierta en una elección activa. Ello contribuye a la robustez y la facilidad de mantenimiento del sistema, si el elemento sólo es controlado neumáticamente o mecánicamente, porque no hay necesidad de cambiar las baterías.

En una realización preferente, la válvula está basada en funcionamiento neumático o mecánico sin electrónica para potenciar la robustez.

En algunas realizaciones, puede estar instalado un botón de emergencia. Pulsando este botón se selecciona el modo continuo con el fin de cambiar rápidamente a un modo continuo en momentos críticos tales como en caso de resucitación o después de una caída.

En una realización de la válvula en la cual activar el botón de emergencia acciona un modo continuo, el mecanismo para el modo pulsante y/o continuo normalmente está en paralelo.

De acuerdo con las realizaciones de la presente invención, la válvula puede contener componentes electrónicos, aunque preferentemente estos están hechos neumáticamente y/o mecánicamente. Las válvulas neumáticas a menudo son más adecuadas para uso prolongado en hospitales, por ejemplo, porque pueden regularse de manera sencilla y porque no requieren baterías. Por lo tanto, pueden usarse durante años sin requerir acciones adicionales o mantenimiento. Además, una ventaja significativa de no necesitar fuente de alimentación es el ahorro en costes y tiempo de mantenimiento.

En una realización de la presente invención, la válvula también puede tener un control de una etapa – incluyendo posiblemente un botón de memoria tal como se describe más adelante – de modo que todo el control puede ser accionando un elemento de selección. Tal sistema evita que el usuario tenga que establecer primero un cierto flujo en el primer elemento de selección y, posteriormente, tenga que establecer el modo de administración seleccionado en otro elemento de selección. Un ejemplo de tal elemento de selección es uno que puede moverse en una dirección inicial en la cual se selecciona el caudal y que puede moverse en una segunda dirección para seleccionar entre modo pulsante o continuo. En un ejemplo, el elemento de selección es un anillo de selección en el cual el caudal puede seleccionarse girando el anillo y en el cual una selección entre modo pulsante y continuo se hace desplazando el anillo en una dirección distinta de la dirección de rotación. La figura 6 muestra tal anillo de selección en el cual (en el lado izquierdo) se muestra una válvula que se regula en modo de pulsación poniendo el anillo de selección en la posición superior y (en el lado derecho) se muestra una válvula que se regula en modo continuo desplazando el anillo de selección hacia abajo. Esta realización de acuerdo con la presente invención tiene la ventaja de que no pueden producirse errores (por ejemplo, accionando sólo uno de los dos elementos de selección) porque toda la selección se hace usando el mismo elemento de selección.

En otra realización, la válvula puede tener opcionalmente un mecanismo de cierre 160. Este mecanismo puede cerrar el flujo pulsante y el continuo de gas médico (por ejemplo, si el paciente está ausente o no usa oxígeno) y que previene el flujo superfluo de gas médico. Este mecanismo de cierre puede controlarse neumáticamente, mecánicamente, electrónicamente o de cualquier otra manera. El mecanismo de cierre 160 puede estar instalado

- antes y después del mecanismo pulsante y/o continuo. En otro ejemplo, este también puede ser un botón mecánico de encendido/apagado. El sistema de cierre 160 puede cerrarse automáticamente si el paciente no utiliza el suministro de gas médico y puede controlarse mediante la detección o la no detección de alguna inhalación nasal u oral, etc. Este mecanismo de cierre adicional puede prevenir el desperdicio de gas médico. Por lo tanto, el sistema puede tener una funcionalidad adicional con la cual la válvula se cerrará, pero en la cual se guarda en memoria el caudal establecido más recientemente. Esta función de memoria aumenta la facilidad de utilización para el usuario, también para el suministrador de oxígeno, porque no tiene que recordar el caudal requerido en caso de no usar oxígeno temporalmente. También reduce el riesgo de que el suministrador de oxígeno deje la válvula abierta y cause un desperdicio adicional.
- En ciertas situaciones (por ejemplo, situaciones de emergencia o para pacientes críticamente enfermos), una realización específica también puede tener un modo, el cual suministra un flujo continuo (independiente de la detección de la respiración), para un sistema en el cual el flujo continuo se controla normalmente mediante la presencia o ausencia de respiración con el fin de prevenir el desperdicio si el paciente está ausente. Tal realización puede tener tres modos: un modo pulsante accionado por la respiración del paciente, un modo continuo en el cual se usa la respiración para comprobar si el paciente usa el sistema, y un modo continuo independiente de la respiración del paciente. El último modo garantiza el suministro bajo todas las circunstancias para pacientes críticamente enfermos.
- En una realización específica, la válvula también tiene una válvula de corte de sistema 190 (opcional), que se activa desconectando el sistema para suministrar el flujo de gas al paciente (por ejemplo, una cánula nasal) en ciertos casos desde la conducción 150. En caso de desconectar este sistema (por ejemplo, una cánula nasal), por ejemplo, tal válvula de corte de sistema permite colocar un elemento de corte en la conducción 150, el cual previene el escape de gas. Si se conecta el sistema (por ejemplo, una cánula nasal), la conexión puede permitir un cambio o movimiento del elemento de corte, el cual abrirá la conducción 150.
- En una realización específica de válvulas de gas según la presente invención, el caudal equivalente que puede obtenerse por medio de un flujo de gas pulsante es limitado. La mayoría del tiempo, la gama actual de válvulas medidoras neumáticas disponibles tienen el equivalente de un caudal pulsante máximo de 5 l/min. Varias realizaciones pueden dosificar el equivalente de 6 l/min. En algunas realizaciones según la presente invención, también pueden administrarse caudales de gas médico superiores en un régimen pulsante, por ejemplo, un caudal de más de 5 l/min o 6 l/min.
- Una optimización más extensa que permita la administración pulsante con caudales superiores puede lograr mucho ahorro. En algunas realizaciones, las aberturas y cavidades en las válvulas están dimensionadas, por tanto, para proporcionar regímenes pulsantes para caudales superiores. En caso del sistema anteriormente mencionado con apertura automática por medio de presión negativa, la válvula se abre preferentemente por medio de una presión negativa de -0,25 a -0,35 cm de H₂O.
- Con fines de ilustración, lo siguiente enumera los resultados de un estudio de 63 pacientes. Para ilustrar las ventajas de las realizaciones de la presente invención, la administración usando una válvula de gas con una válvula medidora se compara con una administración continua de oxígeno, y se determinan el efecto de la oxigenoterapia y el cálculo del factor de ahorro individual.
- El estudio se realizó usando una válvula de gas con 5 reglajes pulsantes. El reglaje pulsante 1 de la válvula de gas está calibrado de tal manera que el bolo de oxígeno administrado tiene el mismo efecto que una oxigenoterapia continuo de 1 l/min. El reglaje pulsante 2 de la válvula de gas está calibrado de tal manera que el bolo de oxígeno administrado tiene el mismo efecto que una terapia con oxígeno continuo de 2 l/min. El reglaje pulsante 3 de la válvula de gas está calibrado de tal manera que el bolo de oxígeno administrado tiene el mismo efecto que una oxigenoterapia continuo de 3 l/min. El reglaje pulsante 4 de la válvula de gas está calibrado de tal manera que el bolo de oxígeno administrado tiene el mismo efecto que una oxigenoterapia continuo de 4 l/min. El reglaje pulsante 5 de la válvula de gas está calibrado de tal manera que el bol de oxígeno administrado tiene el mismo efecto que una oxigenoterapia continuo de 5 l/min. Se compararon cinco categorías de terapias: 1, 2, 3, 4 y 5 l/min de administración continua de oxígeno se compararon con la válvula medidora en los reglajes 1, 2, 3, 4 y 5 para administración pulsante. Cuando se midió la saturación, cada paciente obtuvo el flujo continuo prescrito y, posteriormente, el equivalente del modo pulsante (por ejemplo, el modo continuo de 3 l/min frente al reglaje 3). La figura 4 muestra los valores medios de saturación en modo continuo frente al modo pulsante. Las barras de color claro en el lado izquierdo muestran el valor medio de saturación con oxigenoterapia continuo y las barras de color oscuro en el lado derecho muestran el valor medio de saturación con terapia pulsante. Los valores de saturación con terapia pulsante comparados con los valores de saturación con terapia continua no mostraron diferencias estadísticas significativas. Esto ilustra la administración de oxígeno cualitativa que puede lograrse con un sistema pulsante. Sin embargo, se determinó que el consumo de oxígeno mostraba una disminución media por un factor de 5 comparada con el flujo continuo de oxígeno, mientras que la medición de valores de saturación en la

oxigenoterapia no mostraba diferencia. Esto se ilustra en la figura 5. Las barras de color claro en el lado izquierdo muestran el consumo medido en modo continuo (# de litros en 10 minutos). Las barras de color oscuro en el centro muestran el consumo medido en modo pulsante (# de litros en 10 minutos). Las barras blancas en el lado derecho muestran el factor de ahorro. Puede deducirse a partir de esto que la administración pulsante que sólo usa el 20 % del oxígeno (es decir, un ahorro de oxígeno del 80 %) logra el mismo efecto terapéutico que la administración continua.

Además – como experimento para determinar el factor de ahorro potencial – las válvulas de acuerdo con las realizaciones de la presente invención fueron probadas en una sala de cirugía de cardiología de baja necesidad de cuidados durante 4 meses. Esta sala tenía 26 camas. Un medidor de flujo másico y un registrador de datos siguieron el consumo de la sala a lo largo de un periodo de 16 semanas. Además, cada cambio de terapia durante el periodo de medición fue registrado cuidadosamente. En las semanas impares, se usó el sistema clásico de sólo flujo continuo. En las semanas pares, se usaron las válvulas de acuerdo con las realizaciones de la presente invención con la posibilidad de flujo continuo y pulsante.

Los resultados se muestran en la figura 7, que proporciona un resumen del consumo medio medido de la sala durante el periodo de monitorización (eje X), y en la figura 8, que proporciona un resumen del consumo medio (en litros/minuto) de la sala durante los periodos en los que se usó el sistema clásico (flujo continuo de acuerdo con el estado de la tecnología) y durante los periodos en los que se usó el sistema actual de acuerdo con la presente invención (proporcionando la posibilidad de flujo continuo y pulsante). Posteriormente, los resultados del sistema pulsante fueron normalizados de modo que los cambios en el número de pacientes y la dosificación usada no tuvieran impacto sobre el análisis posterior. De los resultados dependientes del tiempo de la figura 7 y del consumo medio de la figura 8 resulta evidente que se logró un ahorro de oxígeno significativo. El ahorro medio de oxígeno registrado en el periodo de medición de 4 meses fue aproximadamente el 75 %.

A modo de ilustración, la estructura interior de una válvula de gas de acuerdo con una realización de la presente invención tal como se muestra en la figura 6 se ilustra en la figura 9a y la figura 9b, por lo que en la figura 9a se muestran dos secciones transversales de la porción interior de la válvula en funcionamiento de suministro pulsante y en la figura 9b se muestran dos secciones transversales de la porción interior de la válvula en funcionamiento de suministro continuo. La porción interior del mecanismo pulsante no se muestra en la figura 9a y la figura 9b para la válvula de gas del ejemplo actual. El sistema de regulación consiste en el presente ejemplo en un anillo de selección desplazable, por medio del cual el desplazamiento arriba o abajo permite la selección entre modo pulsante y continuo. Girando el anillo de selección, puede efectuarse una selección adicional del caudal preferente o un caudal equivalente al mismo. La rotación del anillo de selección cuando está en la posición hacia abajo tiene como resultado el control de una válvula de aguja para controlar un suministro continuo de gas médico. Ha de advertirse que, alternativamente, tal control del suministro continuo también puede proporcionarse usando un mecanismo diferente, tal como por ejemplo basado en el flujo a través de aberturas calibradas. La rotación del anillo de selección cuando está en la posición hacia arriba tiene como resultado el control del caudal durante el funcionamiento pulsante. El mecanismo pulsante no se muestra explícitamente en el dibujo pero puede estar basado en técnicas conocidas de generación de pulsos. El sistema de regulación 120 comprende una válvula de selección 920 – tal como se muestra en la figura 9a – que permite la selección entre funcionamiento continuo y funcionamiento pulsante basándose en la colocación del anillo de selección.

En la figura 9a también se muestra un mecanismo de encaje rápido 930, siendo el mecanismo de encaje rápido un componente del componente de conexión – que permite el acoplamiento de la válvula al suministro externo. Un sistema de regulación de caída de presión 940 permite una reducción de la presión de entrada. Además, también es visible la estructura interna del caudalímetro 950. En la figura 9b también se muestra una válvula de aguja 960, mediante la cual puede proporcionarse el caudal del suministro continuo.

En funcionamiento, el gas médico fluye desde el componente de conexión 110, a través del caudalímetro hacia una porción interna de la válvula de gas determinada por el modo seleccionado y seleccionado usando el mecanismo de selección, de manera que el flujo de gas médico puede convertirse en un flujo de gas pulsado o un flujo de gas continuo controlado. El flujo de gas – que es pulsado o continuo de acuerdo con el modo seleccionado – es guiado luego a una salida para suministrar a una paciente, típicamente usando una cánula nasal.

REIVINDICACIONES

1. Una válvula de gas (100) adaptada para controlar el flujo de un gas médico para oxigenoterapia en caso de respiración espontánea, comprendiendo la válvula de gas (100)
- 5 - un componente de conexión (110) para conectar la válvula de gas (100) a un suministro externo,
- un sistema de regulación (120) configurado para seleccionar entre un flujo pulsante de gas médico o un flujo continuo de gas médico, y para suministrar un flujo pulsante de gas médico o un flujo continuo de gas médico, **caracterizada porque** el flujo pulsante de gas médico está basado en la presión negativa generada por inhalación del paciente, y
- 10 el sistema de regulación (120) contiene un regulador de caudal (142) para seleccionar de manera controlable un caudal del flujo continuo de gas médico.
- 15 2. Una válvula de gas (100) de acuerdo con la reivindicación 1, donde el regulador de caudal (142) está equipado para al menos seleccionar de manera controlable el caudal del flujo continuo en el intervalo de 2 litros por minuto a 8 litros por minuto.
- 20 3. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, donde el regulador de caudal (142) es un caudalímetro.
4. Una válvula de gas (100) de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, donde la válvula de gas (100) está configurada de modo que el regulador de caudal (142) no afecta al flujo de gas médico si el sistema de regulación (120) está regulado para flujo pulsante de gas médico.
- 25 5. Una válvula de gas (100) de acuerdo con la reivindicación 4 en la cual el sistema de regulación (120) comprende un primer subsistema de regulación (130) para suministrar un flujo pulsante y un segundo subsistema de regulación (140) para suministrar un flujo continuo, donde el regulador de caudal forma parte del segundo subsistema de regulación y donde la válvula de gas (100) está configurada de modo que el primer subsistema de regulación (130) y el segundo subsistema de regulación (140) están en canales de gas paralelos.
- 30 6. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la válvula de gas (100) está configurada de modo que el sistema de regulación (120) genera un flujo de gas pulsante al comienzo de un flujo de gas y/o donde la válvula de gas (100) está basada en un funcionamiento únicamente mecánico y neumático.
- 35 7. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, donde la válvula de gas (100) comprende componentes electrónicos.
- 40 8. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde un sistema de selección adicional (144) debería ser activado para activar el segundo subsistema de regulación (140), por lo cual el sistema de selección adicional es desactivado si el flujo continuo es interrumpido.
- 45 9. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el sistema de regulación (120) permite seleccionar el tipo de flujo mediante un mecanismo de clic y/o donde el sistema de regulación (120) está configurado además para seleccionar y suministrar diferentes tipos de flujos pulsantes.
- 50 10. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, donde la válvula de gas (100) está adaptada para cerrar el flujo pulsante basándose en una señal predeterminada.
11. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la válvula de gas (100) comprende un mecanismo de cierre (160) para cerrar el flujo pulsante y continuo basándose en una señal predeterminada.
- 55 12. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la válvula de gas (100) está provista de una boquilla de paso de un canal (150) con el fin de conectar una cánula nasal de un canal para suministrar gas médico a un paciente y/o donde la válvula de gas (100) está provista de una boquilla de paso de dos canales (150) con el fin de conectar una cánula nasal de dos canales para suministrar gas médico.
- 60 13. Una válvula de gas (100) de acuerdo con la reivindicación 12 en la medida en que depende de la reivindicación 11, donde la válvula de gas comprende una válvula de corte de sistema (190) para cortar el flujo de

gas, la cual se activa desconectando la cánula nasal de un canal o la cánula nasal de dos canales de la boquilla de paso de un canal (150) o la boquilla de paso de dos canales (150).

- 5 14. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el regulador de caudal (142) permite un caudal de más de 15 litros de gas médico por minuto y/o donde el regulador de caudal (142) es ajustado para seleccionar de manera controlable uno de los caudales predeterminados como el caudal seleccionado del suministro continuo y/o donde el regulador de caudal (142) es ajustado para seleccionar de manera controlable el caudal del suministro continuo de una manera continua.
- 10 15. Una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el sistema de regulación (120) es ajustado para suministrar un flujo pulsante que es equivalente con un caudal continuo de 6 litros de gas médico por minuto y/o donde el componente de conexión es ajustado para conectar la válvula de gas (100) a una red de suministro externo (1) de gases médicos a una presión inferior a 50 bares.
- 15 16. Un kit de piezas que comprende una válvula de gas (100) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores y una cánula nasal para suministrar gas médico en el cual la cánula nasal puede ser conectada a la válvula de gas (100).

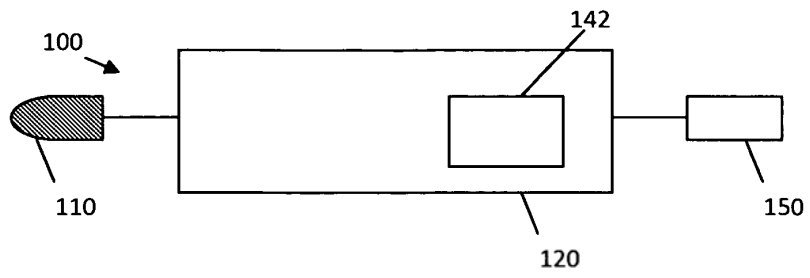


FIGURA 1

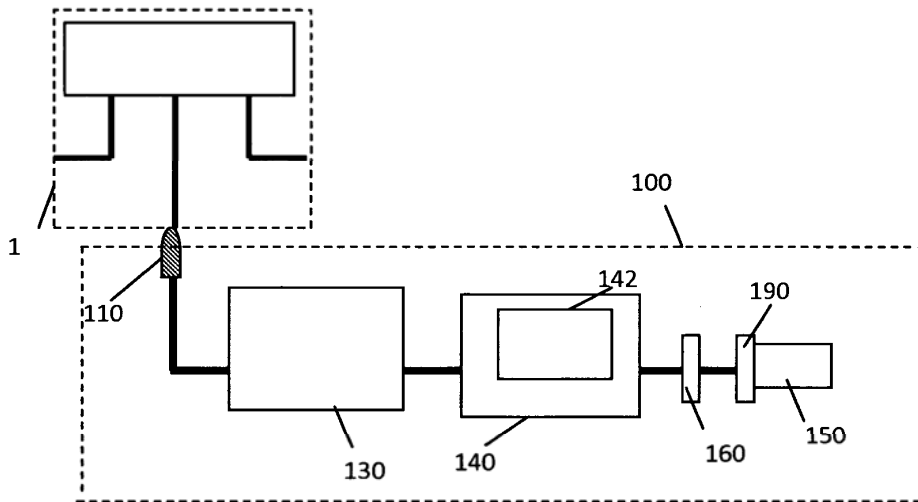


FIGURA 2

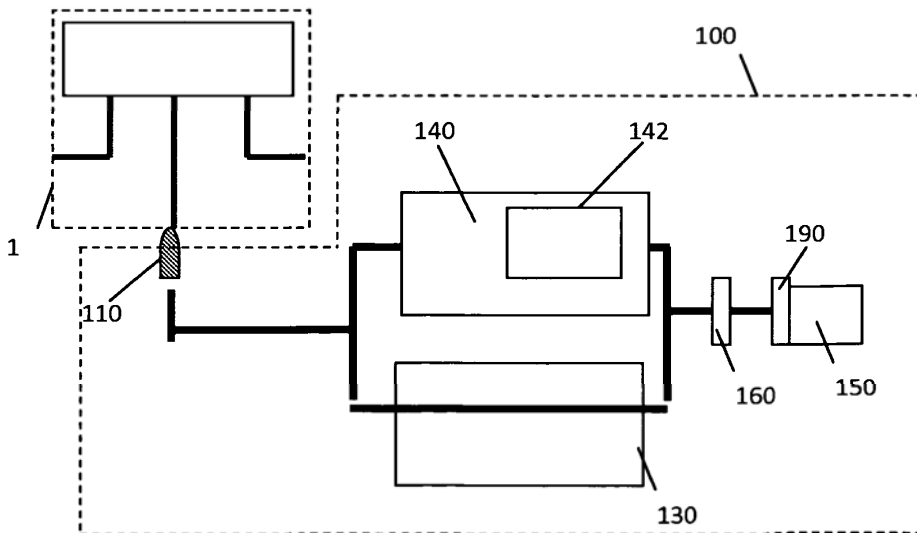


FIGURA 3

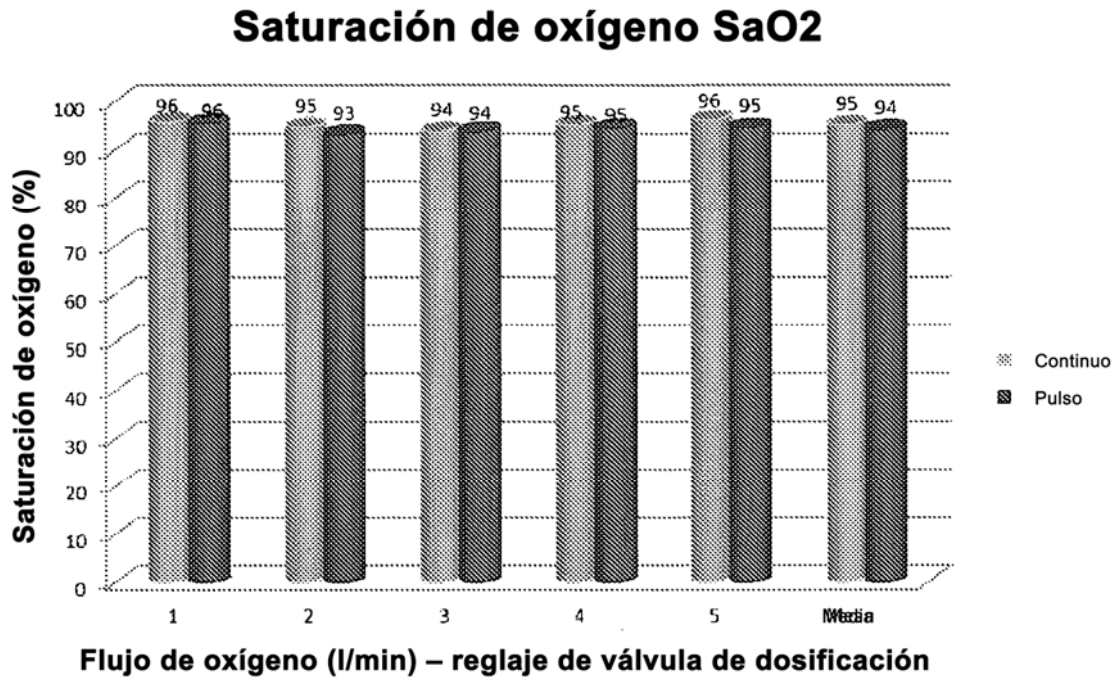


FIGURA 4

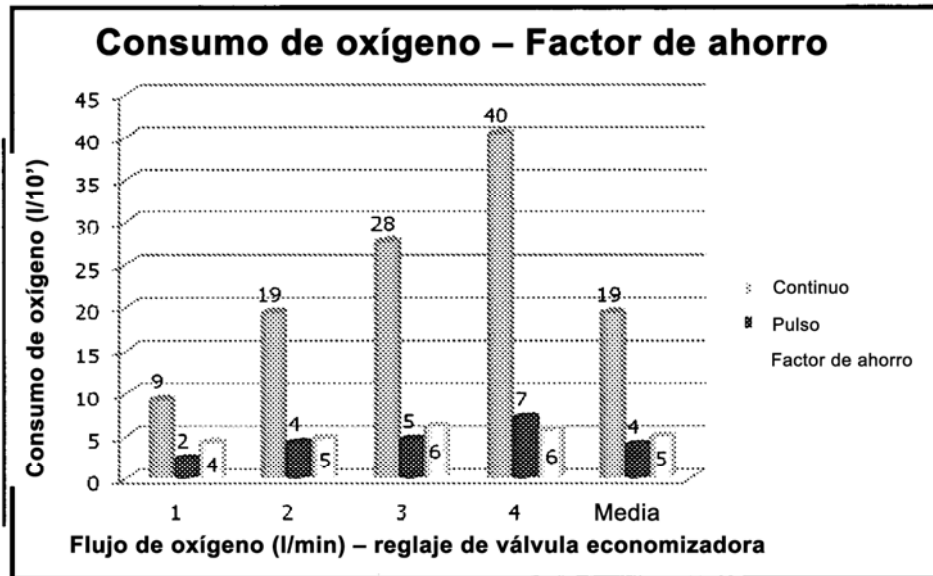


FIGURA 5

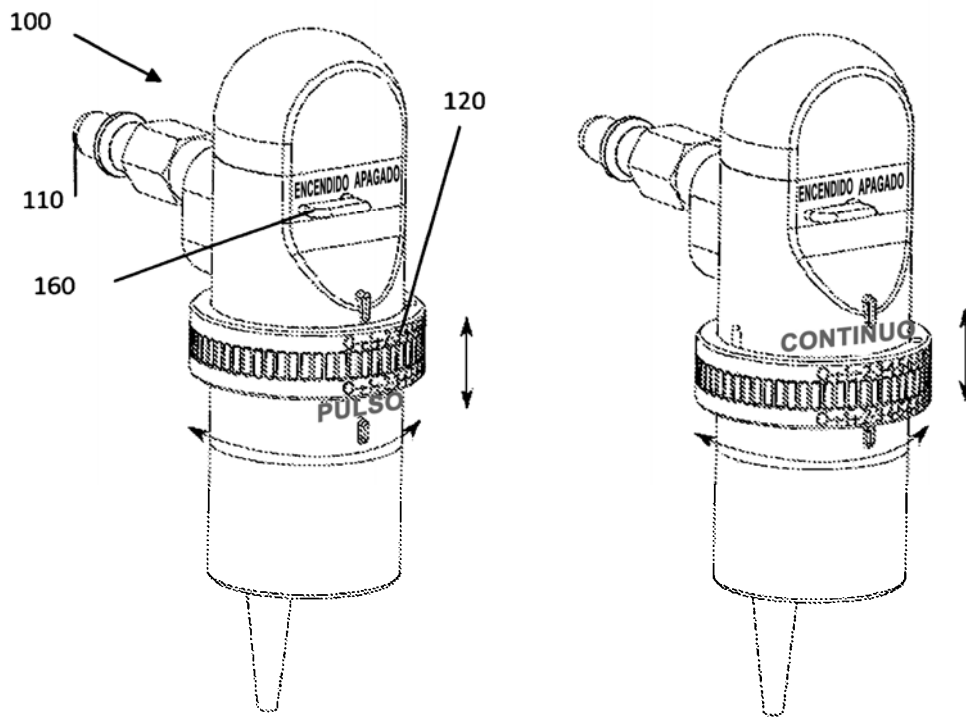


FIGURA 6

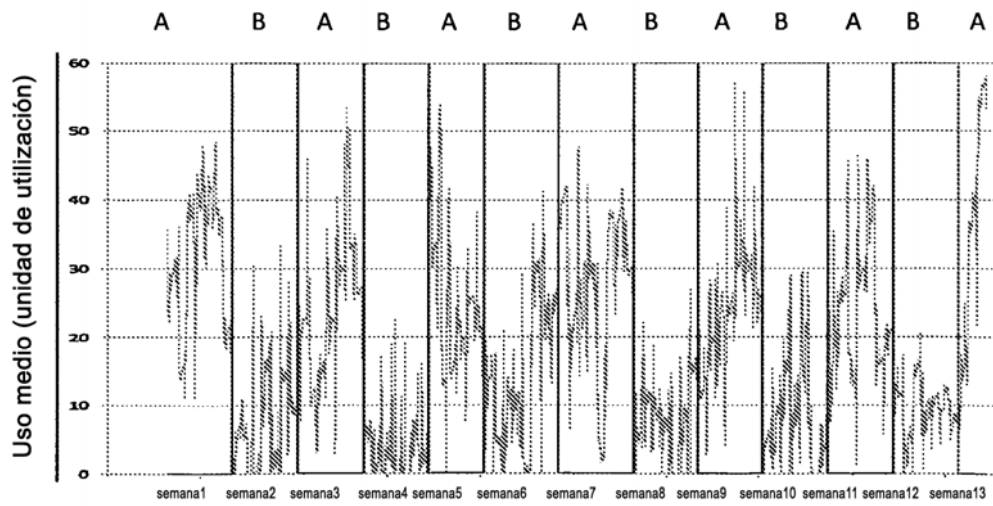


FIGURA 7

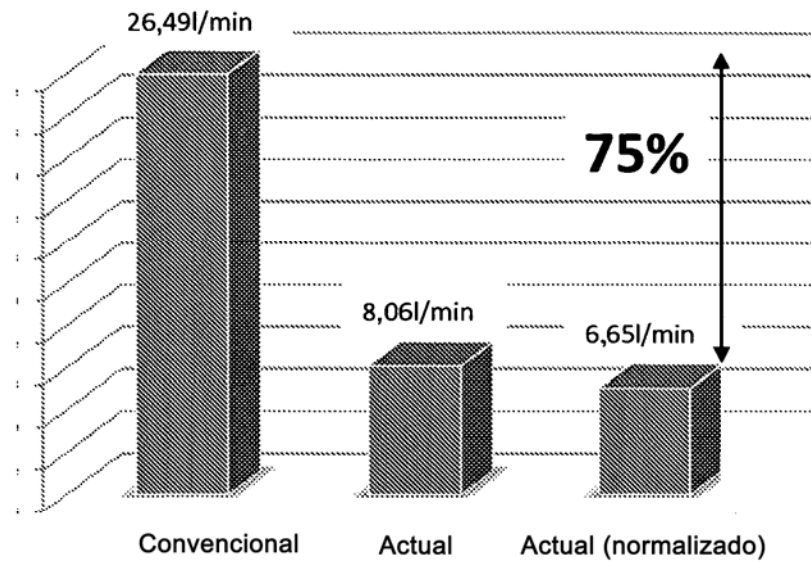


FIGURA 8

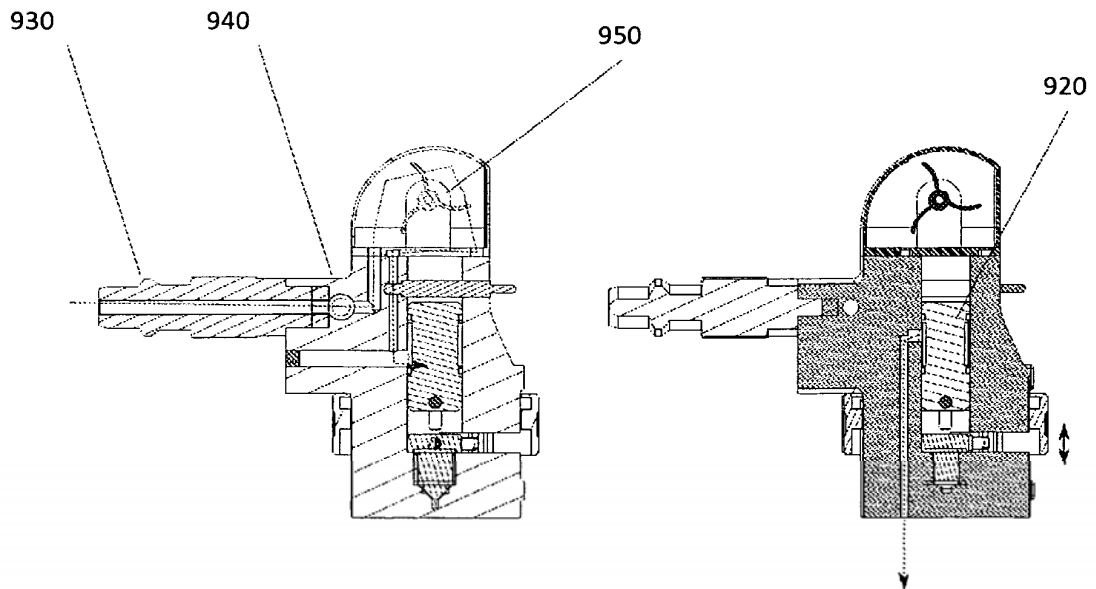


FIGURA 9a

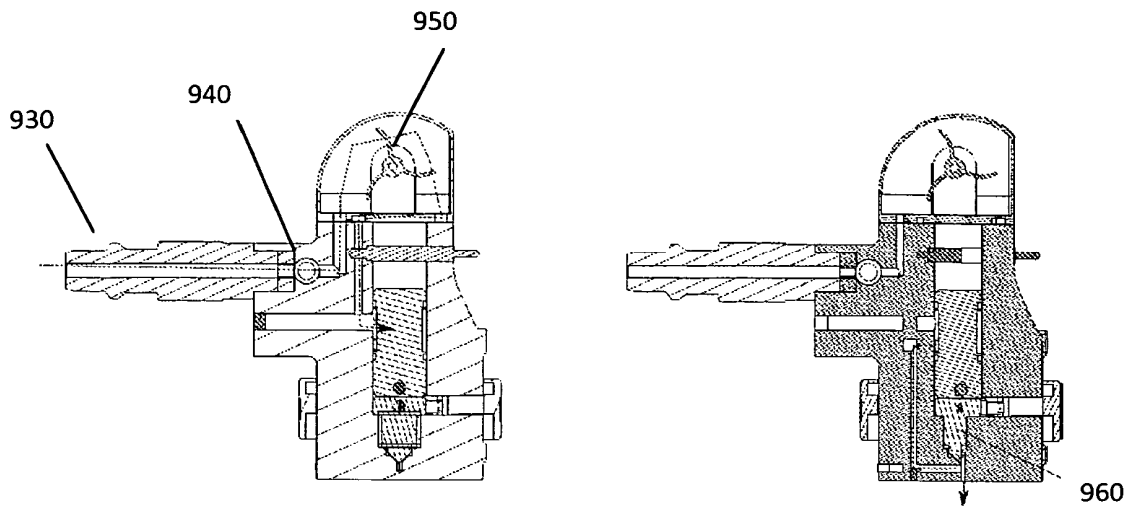


FIGURA 9b

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

La lista de referencias citadas por el solicitante es, únicamente, para conveniencia del lector. No forma parte del documento de patente europea. Si bien se ha tenido gran cuidado al compilar las referencias, no pueden excluirse errores u omisiones y la OEP declina toda responsabilidad a este respecto.

5

Documentos de patente citados en la descripción

- EP 1325762 A [0005]
- US 20080173304 A1 [0005]
- US 20070017520 A1 [0005]
- FR 2813799 A1 [0005]
- US 4932402 A [0005]
- US 5038770 A [0005]
- US 6186477 B [0007]
- WO 2010141983 A [0007]