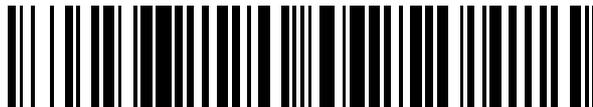


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 759 804**

51 Int. Cl.:

A61M 16/01 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.11.2010 PCT/EP2010/068560**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.11.2011 WO11134548**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.11.2010 E 10800899 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.09.2019 EP 2563444**

54 Título: **Dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de una máquina de anestesia**

30 Prioridad:

29.04.2010 DE 102010016699

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

12.05.2020

73 Titular/es:

**JOOST, THILO (100.0%)
Zur Lohmühle 1
61169 Friedberg , DE**

72 Inventor/es:

**KÖBRICH, RAINER y
JOOST, THILO**

74 Agente/Representante:

SÁEZ MAESO, Ana

ES 2 759 804 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

Dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de una máquina de anestesia

5 [0001] La invención se refiere a un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado y anestesiado. Una máquina de anestesia genera un flujo de gas respiratorio en una primera línea que suministra gas respiratorio. Una cantidad predeterminada de un gas médico que administrar se añade al flujo de gas respiratorio. A través de una segunda línea se evacuan al menos el gas exhalado por el paciente y la proporción del gas respiratorio introducido en la primera línea de la máquina de anestesia así como el gas médico introducido en una línea de suministro al paciente, que no han sido inhalados por el paciente.

10 [0002] De los documentos EP 0 937 479 B1, EP 0 937 479 B1, US 5,558,083, EP 0 786 264 B1, EP 1 516 639 B1 y EP 0 723 466 B1 se conocen dispositivos y métodos para administrar monóxido de nitrógeno con ciclos de tiempo continuo y pulsado a un paciente ventilado. En este caso, se proporcionan válvulas de control para ajustar la cantidad de monóxido de nitrógeno que, sin embargo, condicionadas por la forma constructiva en cada caso, dejan pasar una cantidad definida de gas por unidad de tiempo según relaciones de presión concretas dadas. Por lo tanto, depende de que el gas médico se proporcione en una constelación adecuada para el dispositivo y de que esté disponible para el paciente una cantidad de gas adecuada para el tratamiento en el estado abierto de los medios de regulación. Sin embargo, es deseable deshabituarse de forma continua o gradual al paciente ventilado de los ingredientes activos del gas médico, en caso necesario, y reducir la cantidad del gas médico administrado por unidad de tiempo. En altas concentraciones del gas médico proporcionadas a través de la fuente de gas y en una cantidad muy pequeña de gas que suministrar se requiere, por lo tanto, una dosis exacta de pequeñas cantidades de gas, mientras que en las fuentes de gas con baja concentración del gas médico y la administración de cantidades relativamente grandes del gas médico con ayuda de los medios de regulación se tienen que introducir en la primera línea cantidades de gas significativamente mayores.

25 [0003] FR2911281A1 describe un dispositivo para administrar NO a un paciente con una primera línea de suministro del ventilador y una segunda línea que evacua gas exhalado por el paciente, con una línea de suministro al paciente, en donde un primer extremo de la primera línea, un primer extremo de la segunda línea y un primer extremo de la línea de suministro al paciente están interconectados entre sí a través de un conector, con un ventilador que genera un flujo de gas respiratorio, con medios de suministro para suministrar NO en la línea al paciente, con dos medios de regulación dispuestos en paralelo que conectan una fuente de gas de NO y la línea al paciente, en donde cada medio de regulación en estado abierto establece una conexión entre la fuente de gas y la línea al paciente, con una unidad de control que controla los medios de regulación de tal manera que introducen sucesivamente una pluralidad de pulsos de gas de NO en la línea al paciente, en donde la unidad de control determina el comienzo de las fases de inhalación, y la unidad de control controla los medios de regulación de tal manera que introducen un pulso de gas en la línea de suministro al paciente al comienzo determinado de la fase de inhalación.

35 [0004] US5520172 describe una máquina de anestesia que genera un flujo de gas respiratorio con una primera línea que suministra gas respiratorio de la máquina de anestesia y una segunda línea que evacua gas exhalado por el paciente, con una línea de suministro al paciente, en donde un primer extremo de la primera línea, un primer extremo de la segunda línea y un primer extremo de la línea de suministro al paciente están interconectados entre sí a través de un conector, en donde un segundo extremo de la primera línea y un segundo extremo de la segunda línea están interconectados, de modo que se forma un circuito cerrado.

40 [0005] La tarea de la invención es proporcionar un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado y anestesiado con ayuda de una máquina de anestesia en la que la cantidad de gas a administrar sea fácilmente ajustable.

45 [0006] La tarea se resuelve mediante un dispositivo con las características de la reivindicación independiente 1 del dispositivo. El desarrollo ventajoso de la invención se especifica en la reivindicación dependiente. Además, se describe también un método correspondiente que, sin embargo, no pertenece a la invención.

50 [0007] Mediante el método y el dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado y anestesiado con ayuda de una máquina de anestesia se logra que, a través de ambos medios de regulación dispuestos en paralelo respectivamente, el gas médico se pueda introducir en la primera línea en el flujo de gas respiratorio generado allí por la máquina de anestesia y, por lo tanto, se pueda suministrar al paciente. Al abrir uno de los medios de regulación o ambos medios de regulación para generar los pulsos de gas, la cantidad, en particular el volumen del gas médico introducido en la línea de suministro al paciente, se puede ajustar con una elección correspondiente de la longitud del pulso y la secuencia de pulsos. En este caso, primero se determina el comienzo de al menos una fase de inhalación del paciente. Posteriormente, los medios de regulación se controlan con ayuda de una unidad de control de manera que se introduce un pulso de gas en la línea de suministro al paciente al comienzo determinado de la fase de inhalación. Un segundo extremo de la primera línea y un segundo extremo de la segunda línea están interconectados,

de modo que se forma un circuito cerrado. Por lo tanto, se evita que el anestésico utilizado para la anestesia del paciente llegue al aire ambiente, en particular en un quirófano.

5 [0008] Por introducir al comienzo de la fase de inhalación puede entenderse que la introducción es exactamente al comienzo de la fase de inhalación o en un intervalo preestablecido después del comienzo de la fase de inhalación. El intervalo aquí se elige en particular de modo que se introduzca el pulso de gas durante la fase de inhalación, preferiblemente en el primer tercio de la fase de inhalación.

10 [0009] Preferiblemente, solo se introduce un pulso de gas durante la fase de inhalación. En particular, no se introduce gas médico durante la fase de parada respiratoria posterior a la fase de inhalación ni durante la posterior fase de exhalación. De este modo se logra que todo el gas que absorber por el paciente durante la fase de inhalación ya se suministre al gas respiratorio al comienzo de la fase de inhalación y pueda ser absorbido por el paciente. Por lo tanto, por un lado, no se desperdicia gas médico durante la fase de parada respiratoria y/o la fase de exhalación y, por otro lado, el gas médico puede llegar, por lo tanto, al fondo de los pulmones y así ser absorbido mejor. Además, de este modo se logra que, con la dosis correspondiente de gas médico, este sea absorbido completamente o al menos en su mayor parte por el paciente, de modo que no haya acumulación de gas médico en el circuito cerrado. Por lo tanto, 15 puede administrarse al paciente la cantidad terapéuticamente óptima de gas médico, y pueden evitarse o al menos reducirse las reacciones del gas médico con otros componentes de la mezcla de gases en el circuito.

20 [0010] En particular, el gas médico se suministra de golpe al comienzo de la fase de inhalación, de modo que se pueda sacar la mayor cantidad posible de gas médico a través del paciente desde el comienzo de la fase de inhalación y el paciente absorba el gas médico por completo o al menos en su mayor parte. Por suministro de golpe se entiende en particular que la cantidad que suministrar de gas médico se suministra en el menor tiempo posible con un gran caudal volumétrico.

25 [0011] Al seleccionar adecuadamente las dimensiones del medio de regulación, las fuentes de gas con diferentes concentraciones de gas médico también se pueden utilizar de esta manera sin que se requieran cambios estructurales del dispositivo para administrar el gas médico. Por ello, tanto el método como el dispositivo proporcionan un ajuste variable de la cantidad de gas que administrar en grandes intervalos de ajuste y, por lo tanto, un amplio espectro de concentración. La presión parcial en forma de pulso causada por los pulsos de gas puede medirse en el tracto respiratorio del paciente ventilado.

[0012] Como ya se mencionó, la injerencia de gas causada por los pulsos de gas conduce muy rápidamente a una situación de presión parcial homogénea.

30 [0013] Además, es ventajoso que los medios de regulación se controlen con ayuda de la unidad de control, de manera que una cantidad de gas fijada al pulso de gas y/o el volumen de gas fijado al pulso de gas se introduzca en la línea de suministro al paciente. De esta manera, la cantidad de gas requerida para la administración o el volumen de gas requerido se puede introducir fácilmente en la línea de suministro al paciente.

35 [0014] Es particularmente ventajoso que el gas médico contenga NO (monóxido de nitrógeno). El gas médico puede proporcionarse, en particular, como una mezcla de gases de NO (monóxido de nitrógeno) y N₂ (nitrógeno). Se ha demostrado que también una mezcla de gases de NO (monóxido de nitrógeno) y He (helio) es particularmente ventajosa, ya que se logran tiempos de reacción y respuesta especialmente cortos, en particular por el helio. De esta manera, la mezcla de gas respiratorio y gas médico puede administrarse eficientemente, en particular en recién nacidos así como bebés prematuros, y en las cantidades relativamente pequeñas inhaladas por estos pacientes.

40 [0015] Además, es ventajoso proporcionar más de dos medios de regulación dispuestos en paralelo. Los experimentos han demostrado que es particularmente ventajoso proporcionar cuatro medios de regulación dispuestos en paralelo, en donde los medios de regulación se forman de tal manera que al menos dos de los medios de regulación en estado abierto dejen pasar una cantidad diferente de gas. Los medios de regulación dispuestos en paralelo son preferiblemente válvulas, y también se denominan grupos de válvulas.

45 [0016] En este caso, se ha demostrado preferiblemente ventajoso que, en las relaciones de presión dadas, la primera válvula tiene un caudal de 0,16 litros por minuto, la válvula 2 un caudal de 1,6 litros por minuto y las válvulas 3 y 4 un caudal de 8 litros por minuto en apertura permanente (medido con aire médico). Además, es ventajoso que se usen medios de regulación que tienen un tiempo de apertura lo más corto posible de ≤ 7 milisegundos, preferiblemente en el intervalo de 4 milisegundos a 7 milisegundos. La unidad de control puede abrir las válvulas individualmente o en cualquier combinación, de modo que en las formas de realización ilustrativas específicas, es posible un caudal máximo 50 de 17,76 litros por minuto.

[0017] Es particularmente ventajoso que la unidad de control optimice la apertura de los medios de regulación, de manera que se logre el menor tiempo de apertura posible dentro de una sola respiración. De esta manera, se logra

una mezcla reproducible del gas médico en el aire de respiración suministrado al paciente. Además, de esta manera se logra un amplio intervalo de dosificación ajustable del gas médico que administrar al paciente.

[0018] En una forma de realización, cuando se abre solo una válvula con un caudal de 0,16 litros por minuto, tiempo de apertura de 7 milisegundos por pulso de gas, se administran 18,60 microlitros del gas médico. Sin embargo, debido a la carrera de la válvula requerida y/o al retraso de la respuesta, en experimentos prácticos con estos parámetros se administran 13 microlitros. Incluso en un bebé prematuro que tiene un volumen de respiración de 2 mililitros (muy bajo rendimiento de ventilación), se puede ajustar una concentración baja de 0,1 ppm por respiración en una concentración de salida del gas médico de 1000 ppm. De esta manera, después de una administración más concentrada del gas médico, esta puede reducirse de manera gradual o continua, por lo que es posible una deshabitación del paciente del gas médico o su sustancia activa de forma sencilla. Si la cantidad más pequeña que se puede dosificar por respiración produce todavía una dependencia farmacológica del paciente, se puede lograr una reducción de la dosis del gas médico interrumpiendo periódicamente la introducción del gas médico en las respiraciones individuales. Además, es posible mediante el uso de una pluralidad de medios de regulación conectados en paralelo, en las concentraciones de administración habituales, es decir, concentraciones objetivo, usar también fuentes de suministro de gas de mayor concentración, por lo que estas fuentes de suministro de gas, especialmente bombonas de suministro de gas, tienen que reemplazarse a intervalos más largos, por lo que se pueden reducir los gastos de logística y consumo. De forma alternativa o adicional, mediante la invención se puede disponer clínicamente de un mayor espectro de concentración terapéutica.

[0019] Como ya se mencionó, es ventajoso que los medios de regulación en estado abierto dejen pasar diferentes caudales volumétricos uno delante de otro desde la fuente de gas a la línea de suministro al paciente. En el caso de más de dos medios de regulación, es ventajoso que al menos dos de los medios de regulación en estado abierto dejen pasar diferentes caudales volumétricos desde la fuente de gas a la línea de suministro al paciente. De esta manera, una concentración de un espectro de concentración relativamente grande se puede ajustar fácilmente.

[0020] Es particularmente ventajoso que los medios de regulación comprendan cada uno al menos una válvula magnética. Además, al menos un medio de regulación se puede conectar antes y/o después a un obturador de estrangulación o a otro medio de obturación para limitar el caudal volumétrico que fluye a través del medio de regulación. Por un lado, las válvulas magnéticas son económicas y, por otro lado, las válvulas magnéticas tienen tiempos de respuesta relativamente cortos. En particular, las válvulas magnéticas son controladas binariamente, de modo que están completamente cerradas en un primer estado operativo y completamente abiertas en un segundo estado operativo. Se pueden utilizar medios de regulación del mismo tipo a través de los medios de obturación para limitar el caudal volumétrico que fluye a través del medio de regulación, en particular válvulas magnéticas del mismo tipo, en donde el caudal volumétrico que fluye a través de los medios de regulación en estado abierto es diferente debido a la provisión de diferentes resistencias de caudal. De esta manera, se pueden generar fácilmente diferentes caudales volumétricos a través de los medios de regulación.

[0021] En un desarrollo ventajoso de la invención, se retira el gas de la segunda línea. Se determina al menos la proporción del gas médico y/o la proporción de un producto de reacción del gas médico en el gas retirado. En este caso, el gas de la segunda línea puede retirarse mediante una línea de medición y suministrarse a una unidad de análisis para detectar al menos la proporción del gas médico y/o la proporción de un producto de reacción del gas médico. En particular, la extracción y detección pueden realizarse una o varias veces durante un proceso de inhalación, preferiblemente de forma repetida en cada proceso de inhalación. De esta manera, la concentración del gas médico en el circuito se puede determinar, controlar, limitar y/o regular fácilmente. El diámetro interno de la línea de medición es preferiblemente menor que el diámetro de la primera línea, la segunda línea y la línea de suministro al paciente.

[0022] Además, es ventajoso comparar la proporción determinada del gas médico como valor real con un valor deseado, y adaptar la cantidad de gas médico introducido en la línea de suministro al paciente en el pulso de gas dependiendo del resultado de la comparación con una desviación determinada del valor real desde el valor deseado preestablecido. Preferiblemente, la proporción del gas médico en el circuito se regula al valor deseado preestablecido. De esta manera, la cantidad de gas médico que administrar al paciente puede controlarse fácilmente, limitarse a un valor deseado y/o mantenerse constante. En particular, eso evita una acumulación del gas médico en el circuito. Si, de forma adicional o alternativa a la proporción del gas médico, se analiza la proporción de un producto de reacción del gas médico, es ventajoso determinar la proporción de un producto de oxidación del gas médico. Si se usa monóxido de nitrógeno (NO) como gas médico, en particular la proporción del producto de oxidación dióxido de nitrógeno (NO₂) puede determinarse. La proporción de determinado dióxido de nitrógeno se puede comparar entonces con un valor deseado permitido. Al exceder el valor deseado, se puede detener la introducción del gas médico en la línea de suministro al paciente o reducir el volumen del gas médico introducido. De forma alternativa o adicional, la entrada de gas fresco de la máquina de anestesia puede ser regulada por el usuario correspondiente, de modo que se logre una eliminación más rápida del gas nocivo dióxido de nitrógeno. Debido a una concentración demasiado alta de dióxido de nitrógeno en el gas de ventilación el paciente puede sufrir daños, por lo que debe evitarse. En particular, el valor deseado está predeterminado de tal manera que, al suministrar una cantidad correspondiente de gas médico, el paciente puede absorberlo completamente o al menos en su mayor parte durante una fase de inhalación.

- 5 [0023] Además, es ventajoso que la máquina de anestesia determine informaciones sobre un perfil de flujo de la respiración del paciente ventilado. La unidad de control determina el comienzo de la fase de inhalación en función de este perfil de flujo o determina el tiempo del inicio de una fase de inhalación futura, preferiblemente la siguiente. Al determinar el comienzo de la fase de inhalación a partir del perfil de flujo determinado con ayuda de la máquina de anestesia, se logra que no se tenga que usar un sensor separado para determinar el comienzo de la fase de inhalación. En particular, no se tiene que usar un sensor adicional separado para determinar las relaciones de presión dentro del conector y/o dentro de la línea de suministro al paciente. Por lo tanto, se logra una construcción más sencilla y económica.
- 10 [0024] En una forma de realización preferida de la invención, se determina el tiempo de inicio de varias fases de inhalación. Respectivamente al comienzo de cada fase de inhalación, se introduce exactamente un pulso de gas. Por lo tanto, se logra que al comienzo de cada fase de inhalación esté disponible, en particular de golpe, la cantidad necesaria de gas médico para la absorción óptima. Por lo tanto, el paciente, con cada respiración, puede absorber la cantidad óptima de gas médico para su terapia.
- 15 [0025] A partir del perfil de flujo, se determinan preferiblemente al menos una fase de exhalación y/o al menos una fase de parada respiratoria además de la fase de inhalación. Ni durante la fase de exhalación ni durante la fase de parada respiratoria se introduce un pulso de gas con gas médico en la línea de suministro al paciente. Por lo tanto, se evita un desperdicio del gas médico ya que ni durante la fase de parada respiratoria ni durante la fase de exhalación el paciente puede absorber el gas médico y, por lo tanto, se evacuaría sin usar a través de la segunda línea.
- 20 [0026] En una forma de realización preferida de la invención, los datos se determinan con información sobre los tiempos de al menos dos fases de inhalación anteriores. Dependiendo de estos datos, se determina el comienzo de la fase de inhalación. En una forma de realización de la invención particularmente preferida, el comienzo de la fase de inhalación así como también la profundidad de la respiración está fijada en base a más de dos fases de inhalación anteriores. Para determinar el comienzo de la fase de inhalación se utiliza, en particular, la señal de control de la máquina de anestesia en tiempo real para que esté disponible para el paciente el gas médico al mismo tiempo que el control de gas respiratorio neumático temporal, minimizando el espacio muerto. De forma alternativa o adicional, para determinar el comienzo de la fase de inhalación se puede determinar la distancia entre el comienzo de las dos últimas fases de inhalación, y se determina el comienzo de la fase de inhalación añadiendo esta distancia al tiempo del comienzo de la última fase de inhalación.
- 25 [0027] En una forma de realización alternativa, el comienzo de la fase de inhalación también se puede determinar a partir del gradiente del perfil del flujo. En este caso, no se determina el comienzo de una fase de inhalación futura, sino el comienzo de la fase de inhalación actual.
- 30 [0028] Además, es ventajoso que se determine el volumen de gas de al menos una fase de inhalación anterior. La unidad de control determina el volumen de gas de la fase de inhalación en función de este volumen de gas, y fija la cantidad de gas médico que se introduce a través del pulso de gas al comienzo de la fase de inhalación en función del volumen de gas determinado. Es ventajoso que se determine el volumen de gas de diversas fases de inhalación anteriores, y se fije el volumen de gas de la fase de inhalación y, por lo tanto, también la cantidad de gas médico que introducir durante la fase de inhalación en función de los volúmenes de gas de las diversas fases de inhalación anteriores. Para determinar el volumen de gas de la fase de inhalación se puede utilizar, por ejemplo, el reconocimiento de patrones en las fases respiratorias anteriores. De forma alternativa, el volumen de gas de la fase de inhalación puede determinarse formando un promedio de los volúmenes de gas de las fases de inhalación anteriores.
- 35 [0029] La cantidad de gas médico que introducir se fija, en particular, proporcionalmente al volumen de gas determinado de la fase de inhalación. El volumen de gas de la fase de inhalación anterior o los volúmenes de gas de las fases de inhalación anteriores se determinan, en particular, a partir del perfil de flujo determinado con ayuda de la máquina de anestesia. Por lo tanto, no se tiene que proporcionar un sensor de gas separado adicional para determinar el volumen de gas.
- 40 [0030] La máquina de anestesia añade preferiblemente al menos un anestésico al gas respiratorio para anestesiarse al paciente conectado a la máquina de anestesia. Además, se puede proporcionar una unidad de circulación para generar al menos un flujo de gas en el circuito.
- 45 [0031] Como válvulas magnéticas se usan preferiblemente válvulas reversibles entre una posición completamente cerrada y una completamente abierta, que son controladas binariamente.
- 50 [0032] La invención se puede usar en particular en neonatología para el tratamiento de la hipertensión pulmonar de un bebé prematuro con monóxido de nitrógeno. El monóxido de nitrógeno también se administra para tratar pacientes después de trasplantes de órganos. Sin embargo, la invención también se puede utilizar para la administración de otros medicamentos gaseosos.

[0033] Dependiendo de la aplicación clínica, hasta el 10% del volumen inspirado puede provenir de una fuente de gas para el suministro de medicamentos gaseosos. Dicha fuente de gas también se denomina fuente de gas adicional, ya que se proporciona además de una fuente de gas respiratorio o fuente de oxígeno. Mediante la invención se evita el inconveniente del estado de la técnica existente que, desde el momento de medir el caudal del gas respiratorio utilizado para la inspiración del paciente hasta el ajuste mecánico de una válvula de control utilizada para la introducción del gas médico, da como resultado un tiempo de retraso y surgen variaciones de concentración relativamente altas del gas médico administrado en el aire de ventilación proporcionado al paciente con perfiles de flujo dinámico. Además, en válvulas de control conocidas, el rango de control del gas médico que pasa está limitado de forma relativamente alta. Para las válvulas que permiten un gran caudal de gas médico, los caudales bajos se pueden ajustar solo de forma relativamente imprecisa. En otra forma de realización de la invención, se puede lograr una alimentación discontinua mediante varios pulsos de gas en el aire de respiración del circuito del paciente de la máquina de anestesia que comprende la primera línea, la segunda línea, la línea de suministro al paciente.

[0034] Otras características y ventajas de la invención se deducen de la siguiente descripción, que explica más detalladamente la invención mediante formas de realización ilustrativas junto con las figuras adjuntas.

[0035] Se muestra:

- Figura 1 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de un ventilador según un primer ejemplo;
- Figura 2 una representación esquemática de componentes de un administrador para administrar el gas médico;
- Figura 3 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de un ventilador según un segundo ejemplo;
- Figura 4 una representación del curso temporal de la respiración del paciente ventilado y la administración del gas médico según el primer y el segundo ejemplo;
- Figura 5 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de un ventilador según un tercer ejemplo;
- Figura 6 una representación del curso temporal de la respiración de un paciente ventilado y la administración del gas médico según el tercer ejemplo;
- Figura 7 una representación del curso temporal de la respiración de un paciente ventilado y la administración del gas médico según un cuarto ejemplo;
- Figura 8 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de un ventilador según un quinto ejemplo;
- Figura 9 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de un ventilador según un sexto ejemplo;
- Figura 10 una representación del curso temporal de la respiración de un paciente ventilado y la administración del gas médico con ayuda del dispositivo según la Figura 8 o la Figura 9;
- Figura 11 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado y anestesiado con ayuda de una máquina de anestesia según una primera forma de realización ilustrativa de la invención; y
- Figura 12 una representación esquemática de un dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado y anestesiado con ayuda de una máquina de anestesia según una segunda forma de realización ilustrativa de la invención.

[0036] La Figura 1 muestra una representación esquemática de un dispositivo 10 para administrar al menos un gas médico a un paciente 14 ventilado con ayuda de un ventilador 12 según un primer ejemplo. En este ejemplo se utiliza NO (monóxido de nitrógeno) como gas médico. Este gas se proporciona en una bombona de gas 16 como una mezcla de gases (NO/N₂) que comprende nitrógeno N₂ y monóxido de nitrógeno NO. Con la ayuda de un regulador de presión 18, la mezcla de gases NO/N₂ es suministrada a un dispositivo dosificador 20 a través de un tubo de conexión 22 con una presión nominal preestablecida en el regulador de presión 18 en la pieza de conexión C del dispositivo dosificador 20. Desde el ventilador 12, una primera línea 24 diseñada como una línea de aire de respiración conduce a un elemento de conexión 26 diseñado como una pieza en Y. Además, una segunda línea 28 diseñada como un tubo de aire de salida y una línea de suministro al paciente 30 se conectan con el elemento de conexión 26. En la presente forma de realización ilustrativa, la línea de suministro al paciente 30 se conecta a un pulmón de prueba que simula al

paciente 14 en forma de globo inflable 32. Para ventilar a un paciente 14 vivo, el extremo de la línea de suministro al paciente 30 que conduce al paciente 14 está conectado a una máscara de respiración o un tubo introducido en el tracto respiratorio del paciente 14. El tubo de aire de salida 28 se lleva de vuelta al ventilador 12, en donde la mezcla de gases que refluye o bien es evacuada a través del tubo de aire de salida 28 o es reprocesada en el ventilador 12.

5 El ventilador 12 se conecta, en la presente forma de realización, a través de un tubo de conexión 34 con una fuente de gas formada como una bombona de gas 36. La bombona de gas 36 contiene una mezcla de gases (O_2/N_2) que comprende oxígeno (O_2) y nitrógeno (N_2). La mezcla de gases O_2/N_2 se suministra con ayuda de un regulador de presión 38 limitado a un valor nominal preestablecido y se suministra al ventilador 12 a través del tubo de conexión 34. En otras formas de realización ilustrativas, el oxígeno y el nitrógeno también pueden ser proporcionados por
10 fuentes de gas 36 separadas, particularmente a través de un suministro central de gas de un hospital.

[0037] El ventilador 12 genera un flujo constante de gas respiratorio en el tubo de aire de respiración 24. Con la ayuda del dispositivo dosificador 20, la mezcla de gases médicos de NO/N_2 destinada al tratamiento del paciente se suministra a este flujo constante de gas respiratorio suministrado a través de la línea de conexión 40. Para ello, el dispositivo dosificador genera un pulso de gas en función de la frecuencia respiratoria del paciente.

15 [0038] Además, una línea de medición 41 está conectada a la línea de suministro al paciente 30 y conduce al menos una parte de la mezcla de gases que se encuentra en la línea de suministro al paciente 30 al conector A del dispositivo dosificador 20. La mezcla de gases suministrada al dispositivo dosificador 20 a través del conector A es analizada por una unidad de medición/evaluación 44 del dispositivo dosificador 20.

[0039] La Figura 2 muestra una representación esquemática con componentes del dispositivo dosificador 20 según la Figura 1. Debido al monóxido de nitrógeno, usado en el ejemplo como un gas médico, el dispositivo dosificador 20 también se conoce como administrador de NO. El dispositivo dosificador 20 tiene un primer módulo 42 con una unidad de medición/evaluación 44 que analiza la proporción de NO en la mezcla de gases ($O_2/N_2/NO$) suministrada a través del conector A y transmite un valor medido correspondiente a una unidad de control 48 dispuesta en el segundo módulo 46. La unidad de control 48 está conectada a una unidad de mando 50 diseñada como una interfaz hombre-máquina. La unidad de mando 50 está diseñada preferiblemente como una pantalla táctil. Los parámetros del dispositivo dosificador 20, en particular los valores de referencia, se pueden establecer a través de la unidad de mando 50. Además, los valores de ajuste, los valores medidos y los valores operativos pueden emitirse a través de una unidad de visualización de la unidad de mando 50. La unidad de control 48 se conecta preferiblemente a través de una línea de datos (no mostrada) a una unidad de control del ventilador 12. A través de esta línea de datos pueden transmitirse
20 los parámetros relevantes, los valores medidos y otras informaciones entre la unidad de control 48 y la unidad de control del ventilador 12, preferiblemente de forma bidireccional.

[0040] El dispositivo dosificador 20 tiene un tercer módulo 52, que en el presente ejemplo comprende cuatro válvulas magnéticas 54 a 60, cada una de las cuales suministra la mezcla de gases médicos NO/NO_2 a través del conector C. Las válvulas magnéticas 54, 56 están precedidas cada una por un obturador de estrangulación 62, 64 para restringir el flujo a través de la válvula magnética respectiva 54, 56. Los lados de salida de las válvulas magnéticas 54 a 60 se conectan con el conector B, de modo que las válvulas magnéticas 54 a 60 están conectadas en paralelo. La unidad de control 48 del dispositivo dosificador 20 puede controlar las válvulas magnéticas 54 a 60 individualmente, es decir, abrirlas individualmente o en combinación. Por lo tanto, es posible lograr un flujo de gas entre el conector C y el conector B abriendo una válvula 54 a 60 y así introducir el gas médico de NO a través del tubo de conexión 40 en la línea de gas respiratorio 24. El caudal entre el conector C el conector B se puede aumentar mediante la apertura simultánea de varias válvulas 54 a 60. Además, la cantidad administrada, es decir, la cantidad introducida de gas médico de NO en la línea de gas respiratorio 24 puede ajustarse mediante una elección adecuada de la duración del pulso y/o mediante una elección adecuada de la frecuencia de pulso. Los pulsos de gas generados por las válvulas individuales 54 a 60 pueden tener una duración de pulso diferente a preferiblemente la misma frecuencia de pulso. El tercer módulo con la disposición paralela de una pluralidad de válvulas 54 a 60 también se denomina grupo de válvulas 52. El grupo de válvulas 52 con las cuatro válvulas magnéticas 54 a 60 permite un amplio intervalo de dosificación ajustable y una adaptación flexible de la cantidad de gas que administrar cuando se usan fuentes de gas 16 con diferentes concentraciones iniciales del gas médico. La concentración inicial se preajusta preferiblemente como un parámetro a través de la unidad de mando 50 y se tiene en cuenta en el cálculo de la duración del pulso y la frecuencia de pulso para generar la cantidad que administrar.
35
40
45
50

[0041] En el presente ejemplo, la válvula magnética 54 tiene un caudal de 0,16 litros por minuto, la válvula magnética 56 tiene un caudal de 1,6 litros por minuto y las válvulas magnéticas 58 y 60 tienen un caudal de 8 litros por minuto medidos con aire médico.

[0042] Con ayuda de la disposición mostrada en la Figura 1, se administran dosis máximas iniciales de 40 ppm en pacientes adultos y dosis máximas iniciales de 20 ppm en niños. En recién nacidos o prematuros, la dosis máxima inicial puede ser menor.
55

[0043] La dosis se reduce para deshabituarse al paciente de manera gradual o continua a 0,5 ppm y en prematuros a 0,1 ppm. Así, la concentración inicial del gas médico en la fuente de gas 26 es preferiblemente de 1.000 ppm. Todos

los datos de dosificación se refieren al aire de respiración suministrado a la pieza en Y 26 con el gas médico introducido.

[0044] En general, al usar un grupo de válvulas 52 que tiene una pluralidad de válvulas 54 a 60 dispuestas en paralelo, es posible usar fuentes de gas 16 con concentraciones iniciales más altas del gas médico, en particular de hasta 2.000 ppm o hasta 4.000 ppm, con las cantidades de administración habituales actualmente. En comparación con las fuentes de gas que contienen 1.000 ppm de la misma cantidad de gas, la vida útil es el doble de larga cuando se duplica la concentración inicial. Como alternativa o complemento, el uso del grupo de válvulas 52 proporciona un espectro de concentración terapéutica más grande. La duración mínima de apertura de las válvulas magnéticas 54 a 60 en la presente forma de realización ilustrativa es de 7 milisegundos. Como resultado, la cantidad de gas médico de NO introducido en la línea de gas respiratorio 24 puede variar dentro de amplios intervalos, ofreciendo un amplio espectro de concentración terapéutica ajustable.

[0045] En la Figura 3 se muestra una representación esquemática de un dispositivo 100 para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado con ayuda de un ventilador 12 según un segundo ejemplo. El dispositivo 100 se corresponde estructural y funcionalmente con el dispositivo 10 de la Figura 1. A diferencia de la Figura 1, el gas médico de monóxido de nitrógeno (NO) se proporciona como una mezcla de gases que comprende monóxido de nitrógeno (NO) y helio (He). A excepción de las impurezas habituales, la mezcla de gases (NO/He) consiste preferentemente en monóxido de nitrógeno (NO) y helio (He). Esta mezcla de gases (NO/He) se proporciona a través de una fuente de gas formada como una bombona de gas 102 y se suministra a través del regulador de presión 18 y la línea de conexión 22 en el conector C del dispositivo dosificador 20. Mediante la mezcla de gases (NO/He) de monóxido de nitrógeno (NO) y helio (He) se logran tiempos de respuesta muy cortos. Los pulsos de gas generados se suministran directamente a la línea de gas respiratorio 24.

[0046] En experimentos, se descubrió que mediante el uso de una mezcla de gas (NO/He) de monóxido de nitrógeno y helio, en comparación con la mezcla de gas (NO/N₂) de monóxido de nitrógeno y nitrógeno utilizada en la primera forma de realización ilustrativa según la Figura 1, se produce una compresión menor de la mezcla de gases (NO/He) de monóxido de nitrógeno y helio y, por lo tanto, se produce una introducción más directa del pulso de gas en la línea de suministro de aire respiratorio. Como resultado, se puede medir un aumento de presión parcial similar al pulso correspondiente en el paciente 14, de modo que en particular se puede sentir la frecuencia de pulso de los pulsos de gas del paciente 14. También en la forma de realización ilustrativa de la Figura 1 se puede medir un aumento de presión parcial en el paciente 14 causada por los pulsos de gas. Sin embargo, para los mismos pulsos de gas, el aumento de la presión parcial en el paciente 14 y la caída de la presión parcial después de un pulso de gas cuando se usa la mezcla de gases de NO/He son más pronunciadas que cuando se usa la mezcla de gases de NO/N₂.

[0047] En la Figura 4 se muestran las representaciones de los cursos temporales de la respiración del paciente 14 ventilado así como la administración del gas médico en forma de pulsos de gas. En el gráfico superior, el curso temporal de la respiración del paciente 14 se muestra como caudal volumétrico Q. En el período comprendido entre t₀ y t₁, tiene lugar una primera fase de inhalación del paciente 14. En el período comprendido entre los tiempos t₁ y t₂, se produce una parada respiratoria del paciente 14. Entre el tiempo t₂ y t₃, tiene lugar una primera fase de exhalación del paciente 14 y, entre los tiempos t₃ y t₄, una segunda fase de inhalación, que es más corta que la primera fase de inhalación. Una segunda fase de exhalación tiene lugar entre los tiempos t₄ y t₅.

[0048] En el segundo gráfico inferior, los pulsos de gas introducidos en la línea de suministro de aire respiratorio 24 con ayuda del dispositivo dosificador 20 se representan como el caudal volumétrico de la proporción relevante del gas médico de NO. En este caso, el suministro del gas médico tiene lugar en este ejemplo por pulsos de gas con una frecuencia de pulso constante y, por lo tanto, independientes de la frecuencia respiratoria del paciente 14.

[0049] Como válvulas magnéticas se usan preferiblemente válvulas reversibles entre una posición completamente cerrada y una completamente abierta, que son controladas binariamente.

[0050] La invención se puede usar en particular en neonatología para el tratamiento de la hipertensión pulmonar de un bebé prematuro con monóxido de nitrógeno. El monóxido de nitrógeno también se administra para tratar pacientes después de trasplantes de órganos. Sin embargo, los dispositivos 10, 100 descritos en los ejemplos también pueden usarse para administrar otros medicamentos en forma de gas.

[0051] También se conoce la incorporación, con ayuda de una válvula proporcional, de un medicamento en forma de gas en un flujo de gas respiratorio en función del caudal medido con ayuda de un caudalímetro del flujo de aire respiratorio.

[0052] En la Figura 5 se muestra una representación esquemática de otro dispositivo 200 para administrar al menos un gas médico a un paciente 14 ventilado con ayuda de un ventilador 12 según un tercer ejemplo. A diferencia de los ejemplos según la Figura 1 y según la Figura 3, la dosificación del gas médico de NO en la parte del circuito del paciente del ventilador 12, es decir, en el tubo de aire de respiración 24, es proporcional al curso respiratorio del

paciente 14. A diferencia de los ejemplos según las Figuras 1 y 3, en el tercer ejemplo se generan pulsos de gas con diferentes volúmenes de gas en función de la fase respiratoria y/o el curso de la fase respiratoria.

5 [0053] Se proporciona una línea de datos y/o señales 202 entre el ventilador 12 y el dispositivo dosificador 20, a través de la cual la unidad de control 48 del dispositivo dosificador 20 transmite información sobre un perfil de flujo en tiempo real de la respiración del paciente 14 ventilado con ayuda de señales y/o datos. Para la transmisión de datos, puede utilizarse en particular un sistema de bus con capacidad en tiempo real, como por ejemplo un CAN-BUS o una interfaz en serie, como una interfaz USB o una interfaz RS232, utilizando un protocolo de transmisión de datos en tiempo real.

10 [0054] La introducción del gas médico en la línea de suministro de aire de respiración 24 tiene lugar de tal manera que, durante las fases de respiración del paciente, una mayor concentración del gas médico está contenida en el aire de ventilación suministrado. En una primera forma de realización del tercer ejemplo, los pulsos de gas se administran a una frecuencia de pulso constante, en la que la cantidad de gas suministrado por pulso de gas es mayor durante las fases de inhalación que durante las fases de parada respiratoria y durante las fases de exhalación del paciente 14.

15 [0055] De forma alternativa o adicional, en otras formas de realización, la frecuencia de pulso durante las fases de inhalación puede ser mayor que durante las fases de exhalación y durante la parada respiratoria. Además, en el caso de una parada respiratoria del paciente 14, puede interrumpirse el suministro del gas médico a través del dispositivo dosificador 20. Es ventajoso que, con ayuda de una optimización de los pulsos de gas y la frecuencia de pulso llevada a cabo por la unidad de control 44 o una unidad de control del ventilador 12, se requiera un tiempo de apertura relativamente largo de las válvulas activadas 54 a 60 dentro de la frecuencia de pulso fijada. La frecuencia de pulso es preferiblemente 104 pulsos de gas por minuto. Solo cuando el caudal de gas del gas médico necesario a través del grupo de válvulas 52 es mayor o igual que el caudal máximo a través de una válvula 54 a 60, con lo que el caudal a través de esta válvula 54 a 60 no sería suficiente para administrar la cantidad requerida de gas médico, o la válvula 54 a 60 ya no se cerraría y, por lo tanto, ya no generaría pulsos de gas, la unidad de control 48 controla y abre una válvula adicional 54 a 60 o, en lugar de la primera válvula 54 a 60, una segunda válvula 54 a 60 con un caudal más grande.

25 [0056] En un cuarto ejemplo, a diferencia del ejemplo que se muestra en la Figura 5, el gas médico de NO no se usa como mezcla de gases de monóxido de nitrógeno y nitrógeno (NO/N₂), sino como un gas mixto de monóxido de nitrógeno (NO) y helio (He). Las ventajas asociadas con esta mezcla de gases (NO, He) ya se han explicado en relación con la Figura 3. Los pulsos de gas se generan en este cuarto ejemplo como se describe para el tercer ejemplo junto con la Figura 5.

30 [0057] La Figura 6 muestra una representación del curso de tiempo de la respiración del paciente 14 ventilado y el curso de tiempo de administración del gas médico (NO/N₂)/(NO/He). El flujo de aire respiratorio del paciente 14 ventilado se muestra en el gráfico superior, similar a la Figura 4, y el gráfico inferior muestra el curso temporal de los pulsos de gas a través de los cuales el gas médico de NO o la mezcla de gases (NO/N₂), (NO/He) se alimenta a la línea de suministro de gas respiratorio 24. Se puede ver que, en el ejemplo mostrado, durante las fases de inhalación del paciente, el flujo de gas a través de las válvulas 54 a 60 o a través del grupo de válvulas 52 varía a un ancho de pulso constante mediante una selección específica y/o una combinación de diferentes válvulas 54 a 60.

40 [0058] La Figura 7 muestra una representación del curso de tiempo de la respiración del paciente 14 ventilado y la administración del gas médico según un cuarto ejemplo. El cuarto ejemplo difiere del ejemplo mostrado en la Figura 6 en que durante las fases de inhalación los pulsos de gas se administran con un ancho de pulso mayor que durante las fases de exhalación. Por lo tanto, la cantidad administrada de gas médico aumenta. En particular, por lo tanto, se puede lograr incluso con altos caudales de gas respiratorio que la cantidad de gas médico administrado sea proporcional al caudal.

45 [0059] En otros ejemplos, la cantidad de gas administrado en un pulso de gas puede variarse aún más variando los anchos de pulso individuales a los que se accionan las válvulas 54 a 60 para producir un pulso de gas de modo que al menos dos válvulas 54 a 60 suministren pulsos de gas de diferente ancho de pulso. De esta manera, se genera un pulso de gas total, que se ha generado a partir de dos pulsos parciales de diferente ancho de pulso. El pulso de gas total tiene entonces un curso escalonado que se introduce en la línea de suministro de gas respiratorio 24. En una forma de realización específica del tercer y cuarto ejemplo, las frecuencias de pulso durante las fases de inhalación son dos veces más altas que en la fase de exhalación. Por ejemplo, la frecuencia del pulso durante la fase de inhalación puede ser de 208 pulsos de gas por minuto y durante la fase de exhalación de 104 pulsos de gas por minuto. Alternativamente, la frecuencia de pulso puede ser de 104 pulsos de gas por minuto durante la fase de inhalación y de 52 pulsos de gas por minuto durante la fase de exhalación. Dependiendo del aumento en la cantidad de gas inhalado por el paciente 14 al comienzo de un proceso de inhalación, es decir, dependiendo del flujo al inicio del proceso de inhalación y/o el curso de tiempo del flujo de gas respiratorio, se puede calcular empíricamente la duración de una inhalación del paciente 14 y/o el curso de la inhalación del paciente 14, y según el curso estimado para cada pulso de gas durante una inhalación se puede fijar, a través de este pulso de gas, una cantidad de gas médico para introducir en la línea de suministro de gas respiratorio 24. La cantidad fijada de gas se introduce entonces mediante un control adecuado de las válvulas magnéticas 54 a 60 en la línea de suministro de gas respiratorio 24.

5 [0060] La Figura 8 se muestra una representación esquemática de un dispositivo 300 para administrar un gas médico de NO a un paciente 14 ventilado por medio de un ventilador 12 según un quinto ejemplo. En la Figura 9 se muestra una representación esquemática de un dispositivo 400 para administrar al menos un gas médico de NO según un sexto ejemplo. En el quinto ejemplo según la Figura 10 se usa N₂ (nitrógeno) como el gas portador para el gas médico, mientras que se utiliza He (helio) como el gas portador en el sexto ejemplo según la Figura 9.

10 [0061] A diferencia de los ejemplos 1 a 3, en los ejemplos 5 y 6 el gas médico de NO se suministra a través de la línea de gas 40 a la línea de suministro al paciente 30 directamente y no a la línea de gas respiratorio 24. Esto asegura que el gas médico se suministre al paciente 14 lo más cerca posible, de modo que el paciente 14 pueda recibirlo directamente después de ser suministrado a través de la línea de suministro de gas 40 sin un retraso prolongado. Esto es particularmente ventajoso en el tratamiento de bebés, donde es muy importante que el gas médico de NO se administre a los bebés en los tiempos fijados durante la respiración.

15 [0062] Además, los ejemplos 5 y 6 difieren de los primeros tres ejemplos en que la línea de medición 41 no elimina la mezcla de gases que analizar de la línea de suministro al paciente 30 sino de la línea de aire de salida 28. A través de la línea de medición 41 se suministra el gas de la unidad de medición y evaluación 44 del dispositivo dosificador 20.

20 [0063] Como se representa en la Figura 10, el suministro del gas médico de NO en el quinto y sexto ejemplo se realiza respectivamente de golpe a través de un solo impulso de gas 402, 404 al comienzo de cada fase de inhalación. Por lo tanto, inmediatamente al comienzo de cada fase de inhalación, se introduce la cantidad de gas médico de NO que tiene que absorber el paciente 14, de modo que esté directamente disponible para su absorción por el paciente 14. Por lo tanto, al comienzo de la fase de inhalación, gran parte del gas médico de NO puede absorberse, de modo que pueda penetrar profundamente en los pulmones y así ser fácilmente absorbido por el paciente 14. Además, este suministro de golpe de la cantidad total de gas médico de NO al comienzo de cada fase de inhalación tiene la ventaja de que se suministra la menor cantidad posible de gas médico de NO sin usar durante una fase de parada respiratoria y/o fase de exhalación durante la cual el paciente no puede absorberla 14.

25 [0064] En la Figura 10 se representa una primera fase de inhalación entre el tiempo 0 y el tiempo t₁ y una segunda fase de inhalación entre el tiempo t₃ y el tiempo t₄. Como se puede ver en el gráfico inferior, al comienzo de la primera fase de inhalación, es decir, poco después del tiempo 0, el suministro del gas médico se efectúa mediante el pulso de gas indicado por el número de referencia 402. Al comienzo de la segunda fase de inhalación, poco después del tiempo de inicio t₃ de la fase de inhalación, tiene lugar el suministro del gas médico mediante el pulso de gas 404.

30 [0065] Preferiblemente, con ayuda del ventilador 12, se determina un perfil de flujo de la respiración del paciente 14, como se muestra en el gráfico superior de la Figura 10. A partir del perfil de flujo, se determina el tiempo de una fase de inhalación futura o actual en función de los tiempos (0, t₃) de al menos dos fases de inhalación inmediatamente anteriores. La unidad de control 48 controla las válvulas magnéticas 54 a 60 de tal manera que, al comienzo de la fase de inhalación, la cantidad de gas que introducir del gas médico de NO se inicia de golpe a través de un pulso de gas 35 402, 404. Además, se determina el volumen de gas de al menos una fase de inhalación anterior, preferiblemente varias fases de inhalación anteriores. En función de este volumen de gas determinado o de estos volúmenes de gas determinados, se determina el volumen de gas de la fase de inhalación futura o actual y, dependiendo de esto, se establece la cantidad de gas médico de NO que introducir en la línea de suministro al paciente 30. En particular, la cantidad de gas médico de NO que introducir se determina de tal manera que sea mayor cuanto mayor sea el volumen de gas esperado de la fase de inhalación futura o actual.

40 [0066] El volumen de gas de las fases de inhalación anteriores se determina en particular a partir del perfil de flujo. Para ello, se determina, en particular, el área delimitada por la curva determinada durante la fase de inhalación y el eje t. El volumen de gas esperado de la fase de inhalación futura o actual se determina en particular promediando un número predeterminado de fases de inhalación anteriores. Alternativamente, el volumen de gas esperado de la fase de inhalación futura o actual también se puede determinar con ayuda del reconocimiento de patrones de las fases de inhalación anteriores, por medio de las cuales, por ejemplo, se pueden determinar fluctuaciones periódicas recurrentes en la respiración del paciente 14.

45 [0067] Como se puede ver en la Figura 10, el volumen de gas de la primera fase de inhalación (0 a t₁) es mayor que el volumen de gas de la segunda fase de inhalación (t₃ a t₄). En consecuencia, la unidad de control 48 controla las válvulas magnéticas 54 a 60 de modo que el primer pulso de gas 402 sea mayor que el segundo pulso de gas 404. El tamaño de los pulsos de gas 402, 404, es decir, la cantidad de gas médico que se suministra a la línea de suministro al paciente 30 con el pulso de gas respectivo 402, 404, se puede establecer por la duración de pulso de los pulsos de gas 402, 404 y por el volumen de flujo del gas médico durante los pulsos de gas respectivos 402, 404.

50 [0068] En otro ejemplo alternativo, el gas médico se absorbe en un gas portador, en particular helio. De esta manera, se reducen los retrasos en el tiempo de propagación durante el transporte del gas médico a través de las líneas, de modo que es posible un control preciso de los tiempos de inspiración. Esto es particularmente necesario en el

tratamiento de bebés, ya que en su tratamiento los retrasos de 100 ms en los tiempos de inspiración pueden ser decisivos para el éxito o el fracaso del tratamiento. El ventilador 12 comprende un sensor para calcular el volumen de gas de una respiración del paciente 14 y un sensor para determinar el tiempo de inicio de una respiración. El ventilador 12 está conectado a través de una interfaz de datos con el dispositivo dosificador 20, en donde a través de la interfaz se transmiten datos con información sobre el volumen de la última respiración del paciente 14 y datos con información sobre los tiempos de al menos las dos últimas respiraciones del paciente 14. La unidad de control 48 determina, en función de estos datos en tiempo real, el comienzo de la próxima respiración del paciente 14 y controla, en función del inicio calculado de la respiración y al menos el volumen de gas de la última respiración, a las válvulas magnéticas 54 a 60 de tal manera que la cantidad inyectada de gas médico al comienzo de la siguiente respiración se inyecta de golpe. Por inyección de golpe se entiende en particular que el gas médico se inyecta en el menor tiempo posible. Para ello, la unidad de control 48 abre las válvulas magnéticas 54 a 60 lo más posible al comienzo de la respiración.

[0069] El ventilador 12 de los dispositivos 10, 100, 200, 300, 400 según las Figuras 1 a 10 puede ser parte de una máquina de anestesia para ventilar y anestesiar al paciente 14. En este caso, se añade al menos un anestésico al gas respiratorio.

[0070] La Figura 11 muestra una representación esquemática de un dispositivo 500 para administrar al menos un gas médico de NO a un paciente 14 ventilado y anestesiado con la ayuda de una máquina de anestesia 502 según una primera forma de realización ilustrativa de la invención. La Figura 12 muestra una representación esquemática de un dispositivo 600 para administrar al menos un gas médico de NO a un paciente 14 ventilado y anestesiado con ayuda de una máquina de anestesia 502 según una segunda forma de realización ilustrativa de la invención. En la primera forma de realización ilustrativa se usa He (helio) como gas portador para el gas médico mientras que en la segunda forma de realización ilustrativa se usa N₂ (nitrógeno). Por lo demás, los dispositivos 500, 600 se construyen de forma análoga.

[0071] Tanto en la primera como en la segunda forma de realización ilustrativa, el paciente 14 está conectado a una máquina de anestesia 502, que se representa solo parcialmente. El paciente 14 es ventilado a través de la máquina de anestesia, como ya se ha descrito anteriormente en relación con el ventilador 12. Al menos un anestésico para anestesiar al paciente 14 se añade al gas respiratorio. La línea de suministro de gas respiratorio 24 y la línea de aire de salida 28 están conectadas entre sí en los extremos opuestos de la pieza en Y 26, de modo que se forma un circuito cerrado y no entra aire, en particular ningún anestésico, en el aire ambiente. El dispositivo 500, 600 incluye una unidad de circulación 504 para generar al menos un flujo de gas en el circuito.

[0072] Preferiblemente, el gas médico se suministra de golpe a la línea de suministro al paciente 30 a través de un pulso de gas 402, 404 respectivo al comienzo de cada fase de inhalación, como se describe con relación a la Figura 10. A diferencia de los ejemplos quinto y sexto, en las formas de realización ilustrativas uno y dos de la invención, el perfil de flujo no es determinado por un ventilador 12 sino por la máquina de anestesia 502.

[0073] En la línea de aire de salida 28 se dispone una unidad de extracción 506 a través de la cual se puede retirar gas del circuito y suministrar a la línea de medición 41. En el gas extraído, en particular, se determina al menos la proporción de gas médico. La unidad de control 48 regula, mediante un control correspondiente de las válvulas magnéticas 54 a 60, la proporción con respecto a un valor deseado preestablecido.

[0074] A través del suministro de golpe de gas médico al comienzo de cada fase de inhalación en un pulso de gas 402, 404 se logra que al comienzo de cada fase de inhalación esté disponible la cantidad de gas médico necesaria para recibir la cantidad de gas médico que recibirá el paciente 14. Por lo tanto, con cada respiración, el paciente 14 puede recibir la cantidad óptima de gas médico para su recuperación. Además, de este modo se consigue que con la dosificación apropiada de la cantidad de gas médico este sea absorbido por completo o al menos en gran medida por el paciente 14, de modo que no haya acumulación de gas médico en el circuito cerrado. Por lo tanto, la cantidad de gas médico óptima para el tratamiento puede administrarse al paciente 14 y se evitan, o al menos se reducen, las reacciones del gas médico con otros componentes de la mezcla de gases en el circuito.

[0075] En la invención se forma un sistema de circuito cerrado para que la mezcla de gases exhalada por el paciente 14 permanezca en el sistema de circuito cerrado. Por lo tanto, el gas médico no absorbido por el paciente también permanece en el sistema de circulación. Estos circuitos cerrados se usan en particular en la anestesia del paciente 14. Durante la anestesia, el paciente 14 está conectado a una máquina de anestesia. La unidad de control 48 está conectada a través de una interfaz con la máquina de anestesia. La máquina de anestesia comprende, al menos, un sensor para determinar el comienzo de una respiración del paciente 14 y un sensor para determinar el volumen de la mezcla de gases inhalada en esa respiración. La máquina de anestesia comunica, a través de la interfaz, la información sobre el comienzo de la respiración y el volumen inhalado de la mezcla de gases a la unidad de control 48, que determina, en función de estos datos, la cantidad que inyectar de gas médico a través de las válvulas 54 a 60, de tal manera que se inyecte tanto gas médico que el paciente 14 lo absorba por completo, o al menos casi por completo, durante la respiración, de modo que no se acumule gas médico en la mezcla de gases en el circuito cerrado. La unidad de control 48 controla las válvulas magnéticas 54 a 60 en particular, de modo que la cantidad de gas médico que inyectar se inyecte dentro de un corto tiempo al comienzo de la respiración. Por lo tanto, se evita una acumulación del

gas médico en la mezcla de gases, evitando así, por ejemplo, reacciones con otras sustancias en el sistema de circuito cerrado.

Lista de números de referencia

[0076]

5	10, 100, 200, 300, 400, 500, 600	dispositivo
	16, 36, 102	bombonas de gas
	12	ventilador
	14	paciente
	18, 38	regulador de presión
10	20	dispositivo dosificador
	22, 34	línea de suministro de gas
	24	línea de gas respiratorio
	26	conector/pieza en Y
	28	línea de aire de salida
15	30	línea de suministro al paciente
	40	línea de suministro de gas
	41	línea de medición
	42	primer módulo
	44	unidad de medición/evaluación
20	46	segundo módulo
	48	unidad de control
	50	unidad de mando
	52	tercer módulo/grupo de válvulas
	54 a 60	válvula magnética
25	62, 64	obturador de estrangulación
	202	línea de datos y/o señales
	402, 404	pulso de gas
	502	máquina de anestesia
	504	unidad de circulación
30	506	unidad de extracción
	A, B, C	conectores
	t1 a t5	tiempos

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo para administrar al menos un gas médico a un paciente ventilado y anestesiado con ayuda de una máquina de anestesia, con al menos una primera línea (24) que suministra un gas respiratorio de la máquina de anestesia (502), con al menos una segunda línea (28) que evacua gas exhalado por el paciente (14), con una línea de suministro al paciente (30), en donde un primer extremo de la primera línea (24), un primer extremo de la segunda línea (28) y un primer extremo de la línea de suministro al paciente (30) están interconectados a través de al menos un conector (26), con una máquina de anestesia (502) que genera un flujo de gas respiratorio, y con medios de suministro para suministrar el gas médico en la línea de suministro al paciente (30), con al menos dos medios de regulación (54 a 60) dispuestos en paralelo, que conectan una fuente de gas (16, 102) para proporcionar el gas médico que administrar y la línea de suministro al paciente (30), en donde cada medio de regulación (54 a 60) establece, en estado abierto, una conexión entre la fuente de gas (16, 102) y la línea de suministro al paciente (30), en donde un segundo extremo de la primera línea (24) y un segundo extremo de la segunda línea (28) se interconectan, de modo que se forma un circuito cerrado, con una unidad de control (48), que controla a los medios de regulación (54 a 60) de tal manera que al menos un medio de regulación (54 a 60) introduce sucesivamente una pluralidad de pulsos de gas del gas médico en la línea de suministro al paciente (30), en donde la unidad de control (48) determina el comienzo de al menos una fase de inhalación, y la unidad de control (48) controla a los medios de regulación de tal manera que introducen un pulso de gas en la línea de suministro al paciente (30) en el comienzo determinado de la fase de inhalación.
- 10
- 15
- 20 2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por que la unidad de control (48) selecciona un medio de regulación (54 a 60) o selecciona una pluralidad de medios de regulación (54 a 60) que abrir para generar el pulso de gas en función de la cantidad de gas médico que introducir en la línea de suministro al paciente (30) y establece la duración del pulso en función de la diferencia de presión existente entre una línea de suministro (22) desde la fuente de gas (16, 102) y la línea de suministro al paciente (30) con el caudal de gas esperado en el medio de regulación (54 a 60) seleccionado o los medios de regulación (54 a 60) seleccionados.
- 25

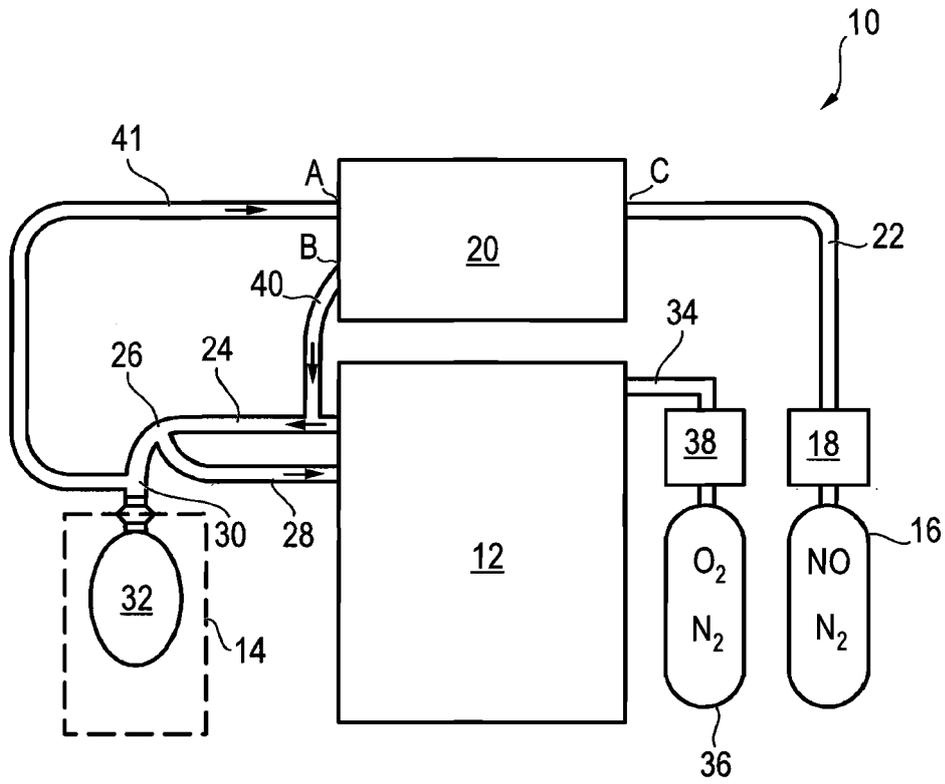


FIG. 1

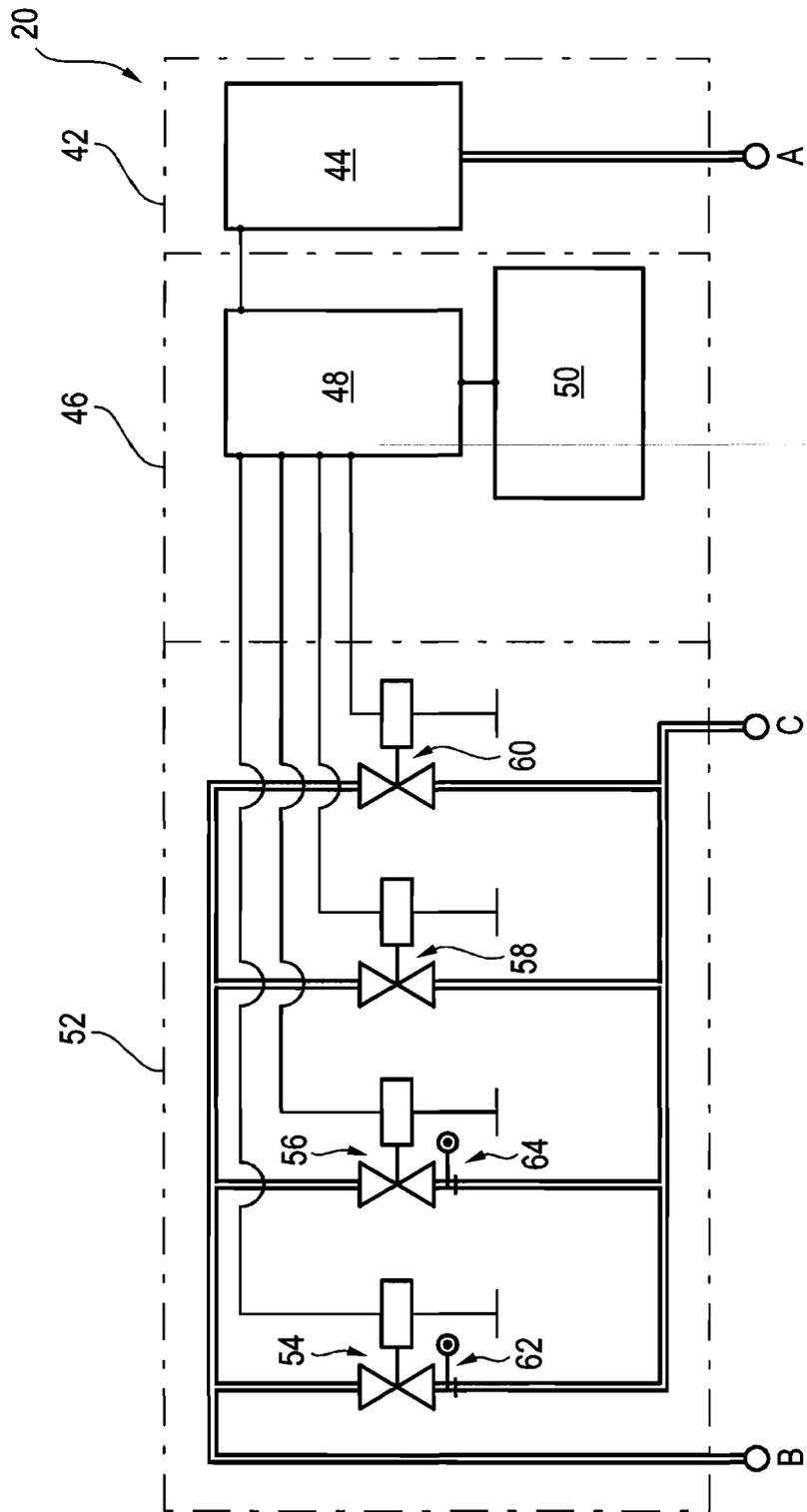


FIG. 2

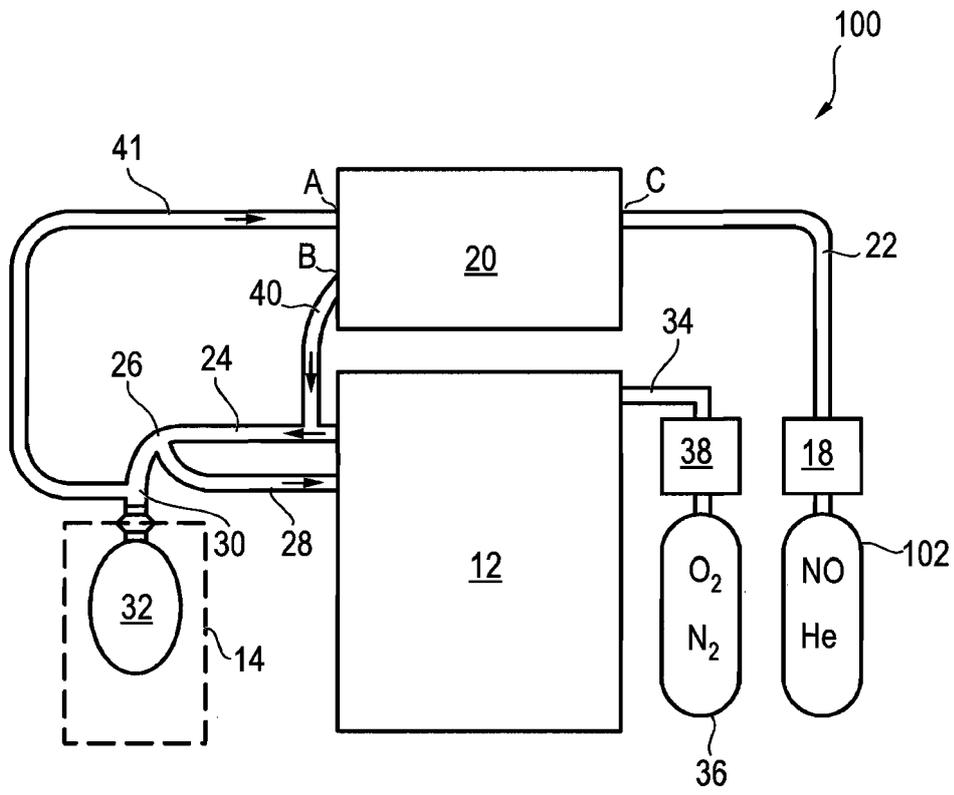


FIG. 3

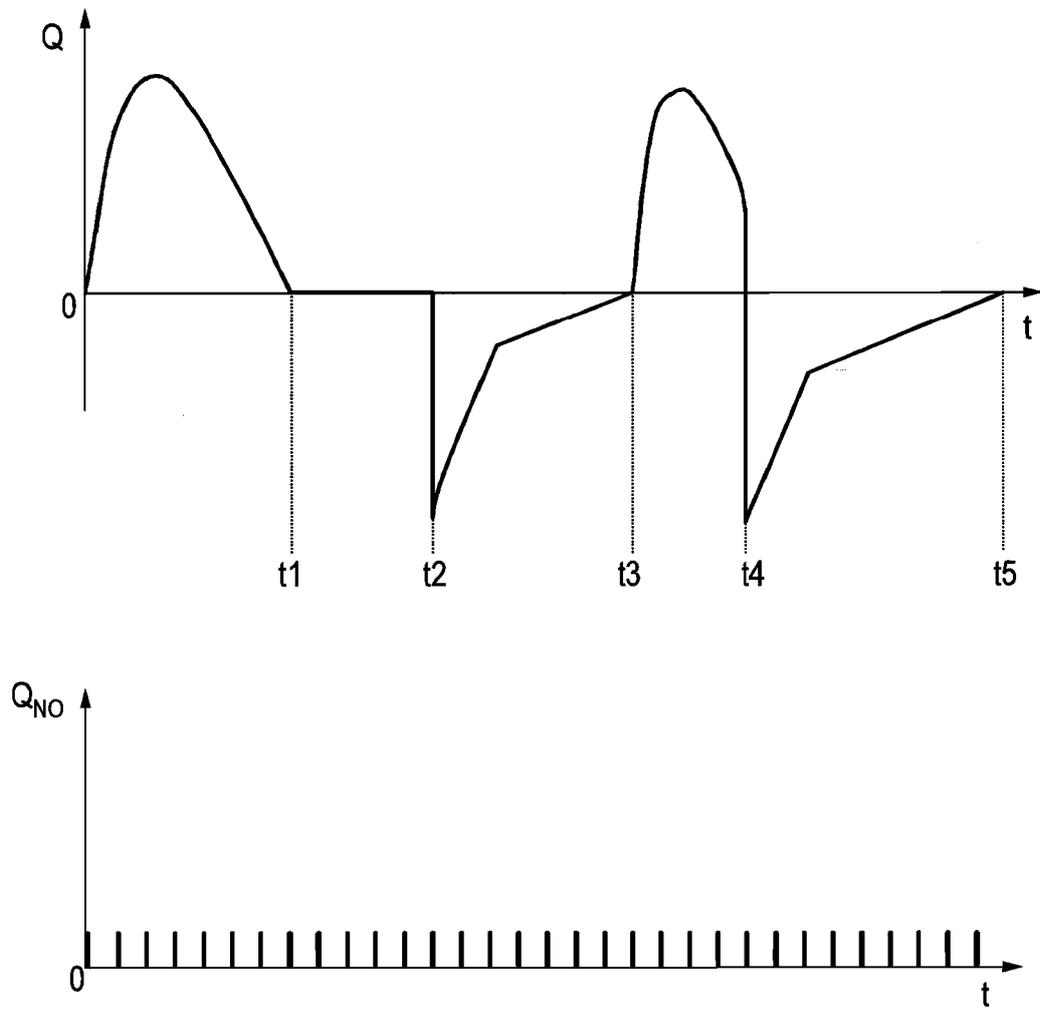


FIG. 4

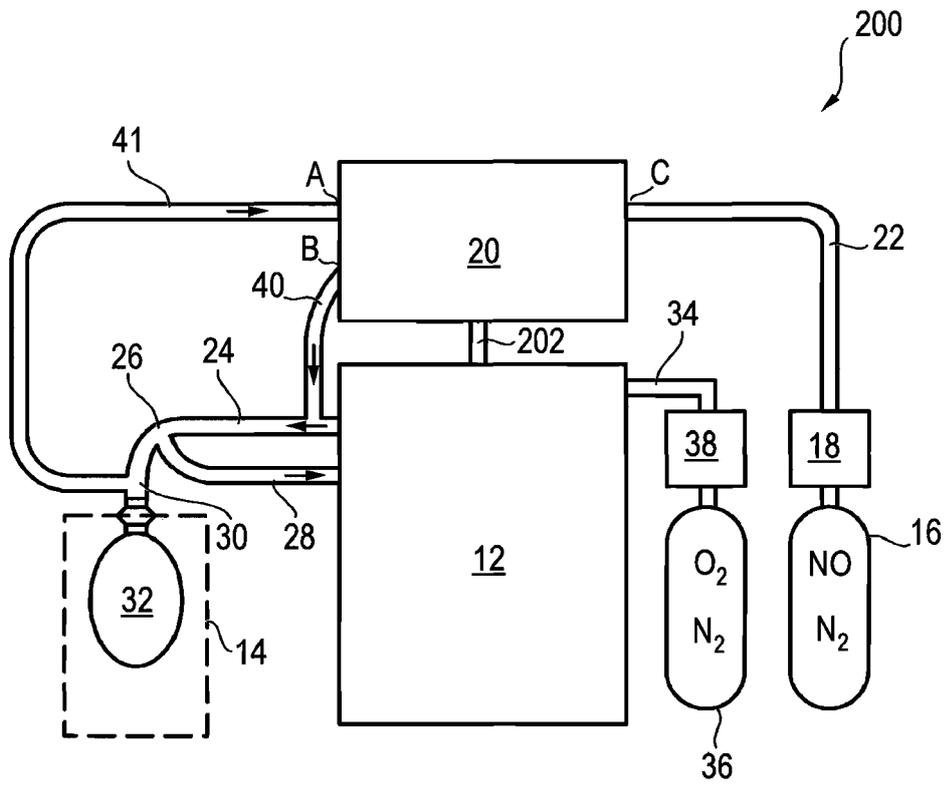


FIG. 5

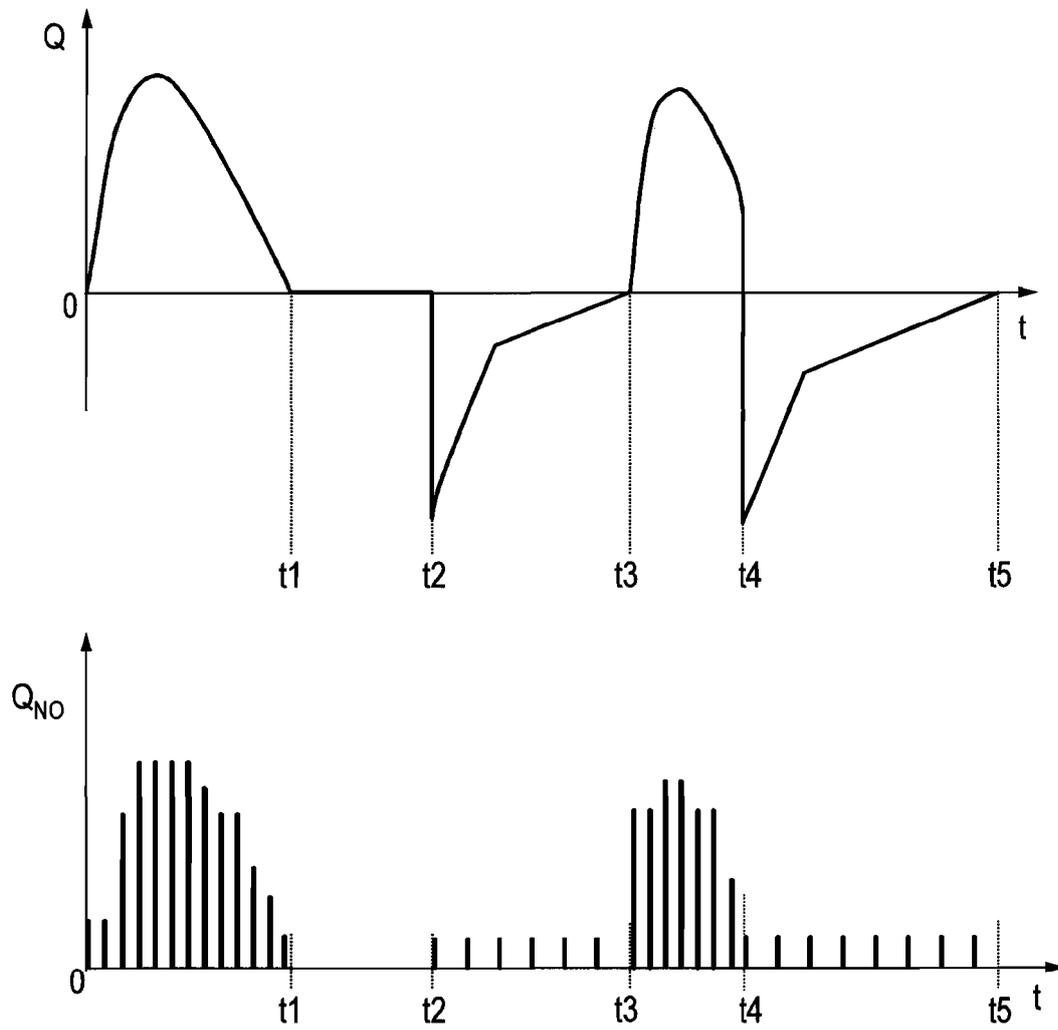


FIG. 6

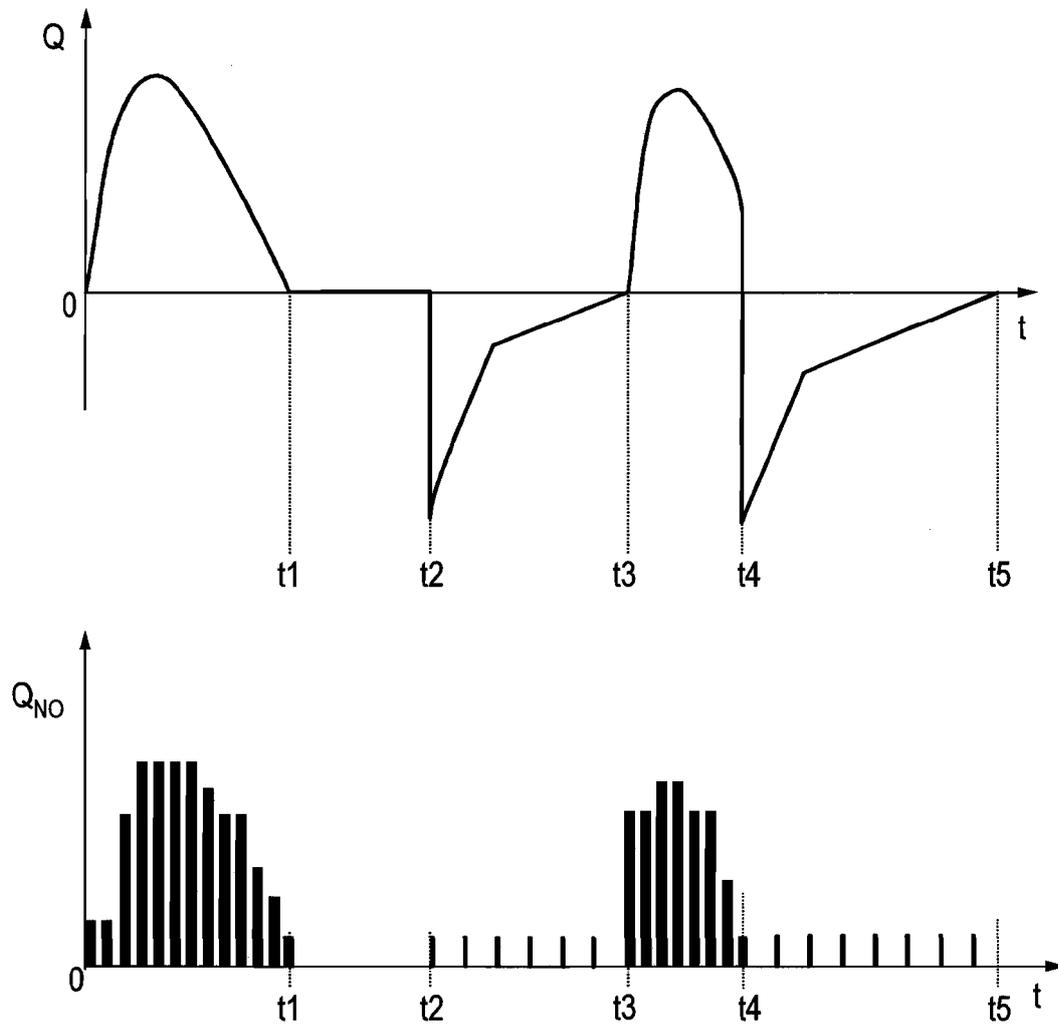


FIG. 7

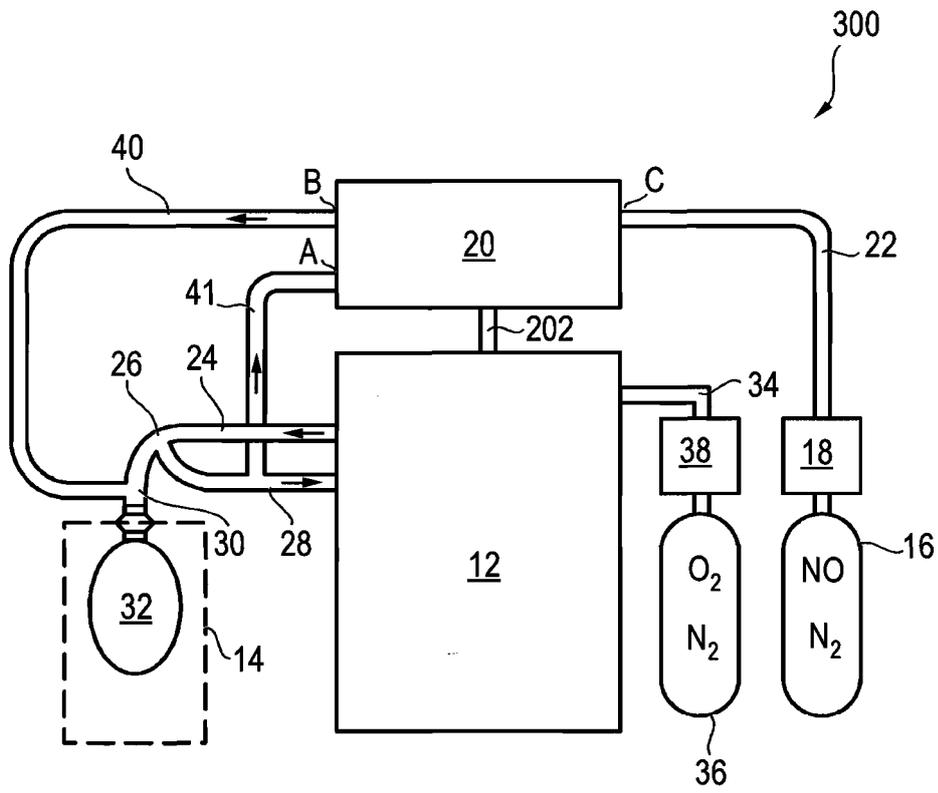


FIG. 8

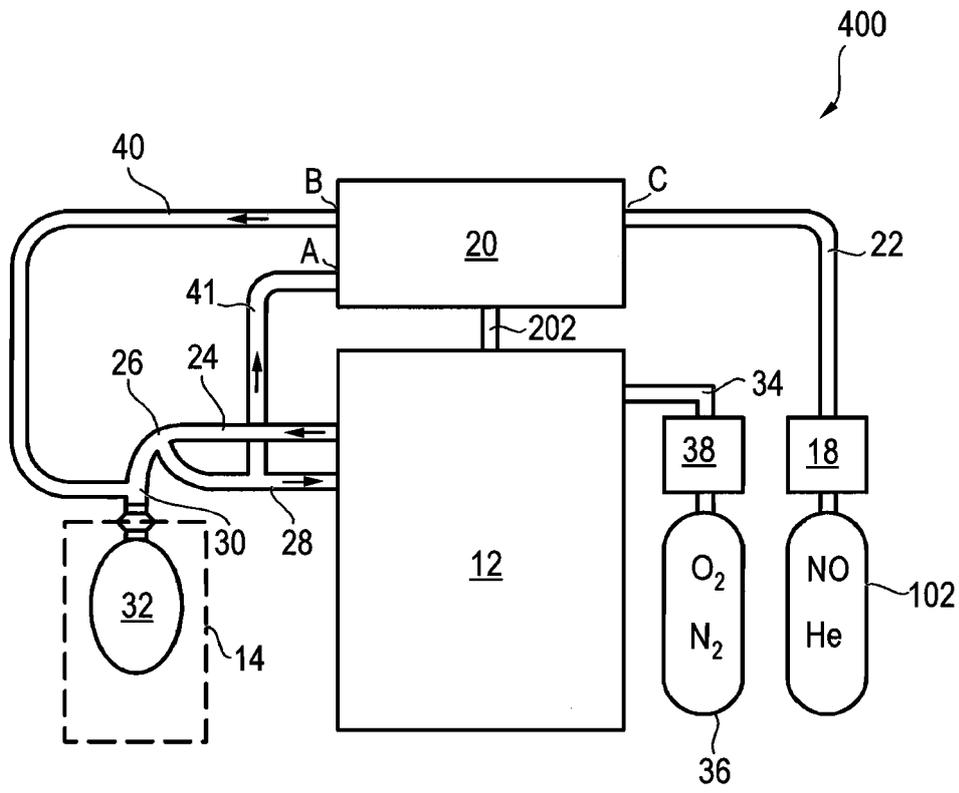


FIG. 9

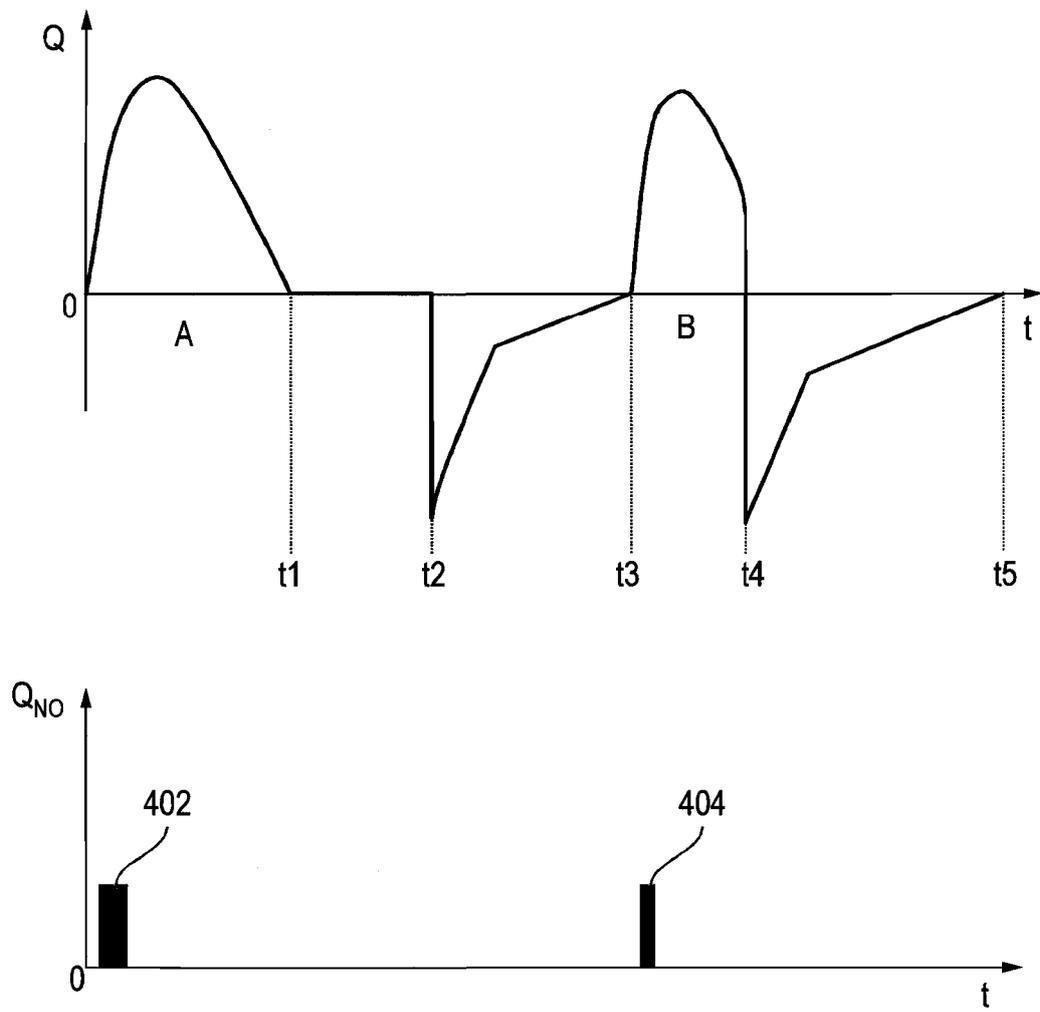


FIG. 10

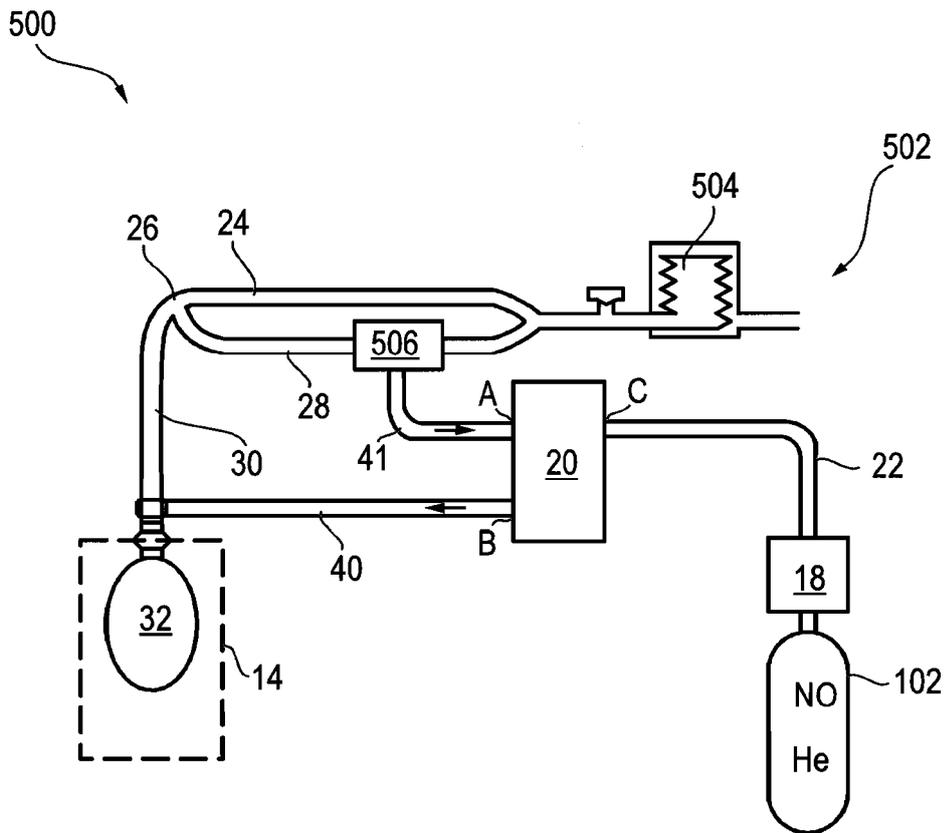


FIG. 11

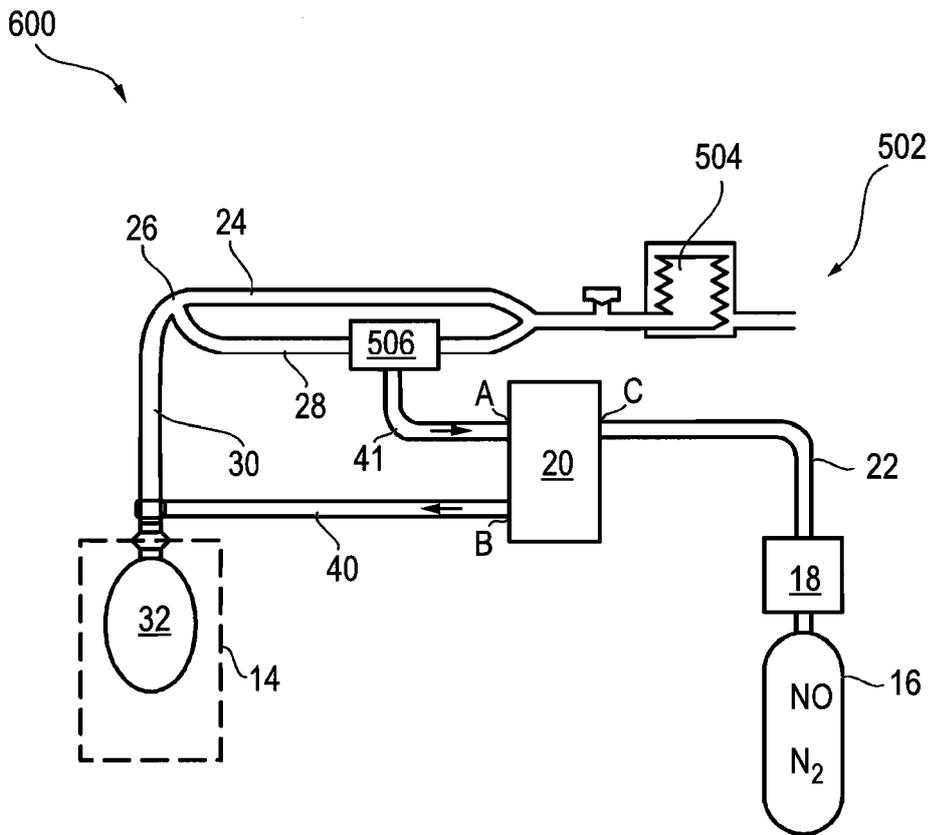


FIG. 12