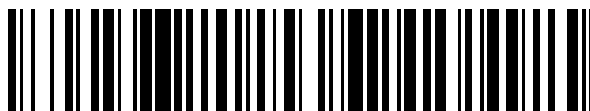


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 820 733**

51 Int. Cl.:

A61M 16/20 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.06.2014** **PCT/IB2014/062234**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.12.2015** **WO15189664**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.06.2014** **E 14739555 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.07.2020** **EP 3154617**

54 Título: **Divisor de volumen y método de división de gas respiratorio**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.04.2021

73 Titular/es:

**INSTYTUT BIOCYBERNETYKI I INŻYNIERII
BIOMEDYCZNEJ IM. MACIEJA NALECZA PAN
(100.0%)
Ks. Trojdena 4
02-109 Warszawa, PL**

72 Inventor/es:

**DAROWSKI, MAREK;
KOZARSKI, MACIEJ;
STANKIEWICZ, BARBARA;
MICHNIKOWSKI, MARCIN;
PALKO, KRZYSZTOF JAKUB y
ZIELINSKI, KRZYSZTOF**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 820 733 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

Divisor de volumen y método de división de gas respiratorio

La invención se refiere a un divisor de volumen de mezcla de gases. Más particularmente, el objeto de la invención es un divisor de volumen de mezcla de gas inspiratorio automático suministrado desde un ventilador médico a los pulmones.

Los divisores de volumen de mezcla inspiratoria se usan durante la ventilación artificial de los pulmones en dos casos: ventilación separada de los pulmones de un paciente o ventilación de dos pacientes por medio de un solo ventilador médico. El primer caso tiene lugar cuando la patología (por ejemplo, lesiones cancerosas) en uno de los pulmones hace que se puedan obtener mejores resultados de la terapia respiratoria ventilando cada uno de los pulmones del paciente de forma independiente, suministrando en los mismos volúmenes variados y controlados del gas inspiratorio. Además, durante la cirugía cardiotorácica, la posibilidad de variación controlada de la ventilación de cada uno de los pulmones facilita la cirugía. Una solución clásica, pero muy complicada y cara, es utilizar dos ventiladores médicos sincronizados. Sin embargo, la ventilación de dos pacientes por medio de un ventilador médico tiene sentido y es relevante cuando, para eventos imprevistos que amenazan la salud y la vida humana (por ejemplo, un brote epidémico, una inundación o un ataque terrorista gaseoso), el número de ventiladores médicos disponibles en el lugar de los sucesos mencionados anteriormente es menor que el número de personas que requieren ventilación artificial de los pulmones. Se conocen diversas soluciones técnicas para la división del volumen de gas inspiratorio suministrado desde un ventilador médico. En general, éstas se basan en la aplicación de resistencias neumáticas simples dispuestas en dos ramas inspiratorias que guían la mezcla inspiratoria desde el ventilador médico.

De la descripción de la patente polaca no. 179784 también se conoce un sistema de ventilación selectiva de pulmones, en el que en una solución se ha aplicado un regulador de intensidad de flujo en una o dos ramas inspiratorias, y en otra solución un regulador de relación de intensidad de flujo de estos flujos. La ventaja de estas soluciones es una mayor precisión de la división de los volúmenes inspiratorios que en el caso de utilizar para este propósito resistencias neumáticas simples. En el caso de diferentes perfiles de velocidad de flujo en dos ramas inspiratorias, que se producen cuando las resistencias de las ramas inspiratorias y / o las susceptibilidades de los pulmones son diferentes, el ajuste de las intensidades de los flujos inspiratorios o su relación no solo no proporciona un control de ventilación preciso y estable para cada uno de los pulmones, sino que incluso puede ser aleatorio. Otro inconveniente y limitación importantes del sistema de ventilación selectiva de los pulmones, presentado en la descripción de la patente no. 179784, es que está adaptado para ventiladores de flujo constante, que actualmente son reemplazados por ventiladores de presión constante. Además, no proporciona un control suficiente de la presión espiratoria.

La Publicación Darowski M. et al: "A New Control Solution for Independent Synchronous Ventilation of Lungs", Biocybernetics and Biomedical Engineering, vol. 30, no. 2, 2010, describe un divisor de volumen inspiratorio que comprende al menos dos líneas inspiratorias que terminan en ramas inspiratorias y que comprenden válvulas unidireccionales y al menos dos líneas espiratorias que terminan en ramas espiratorias y que comprenden válvulas unidireccionales, en donde las ramas inspiratorias y las ramas espiratorias están en pares combinados entre sí en al menos dos pares inspiratorio-espiratorio, mientras que las partes iniciales de las líneas inspiratorias están conectadas a un divisor de válvula, en el que el divisor de válvula está provisto de una entrada de control, y en las líneas inspiratorias después del divisor de válvula hay sistemas de medición de volumen de gas interconectados, las señales de salida de los mismos se envían a un controlador, las señales de salida de los mismos se envían a un controlador, la señal de salida de los mismos se conecta a la entrada de control del divisor de volumen.

El objetivo de la invención es solucionar los inconvenientes de las soluciones conocidas en el estado de la técnica mencionadas anteriormente y los problemas relacionados. Esta no es una tarea trivial, porque en la publicación de R.D. Branson, T.C. Blakeman, B. RH. Robinson, J.A. Johannngman titulado "Use of a Single Ventilator to Support 4 Patients: Laboratory Evaluation of a Limited Concept", se señaló que las técnicas de división actualmente conocidas para el gas inspiratorio de un ventilador médico no permiten su aplicación en pacientes debido a su alta falta de fiabilidad. Un divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la invención comprende al menos dos líneas inspiratorias que terminan en ramas inspiratorias y que comprenden válvulas unidireccionales, y al menos dos líneas espiratorias que terminan en ramas espiratorias y que comprenden válvulas unidireccionales, en las que las ramas inspiratoria y la ramas espiratoria están combinadas en pares entre sí en al menos dos pares inspiratorio-espiratorio, mientras que las partes iniciales de las líneas inspiratorias están conectadas al divisor de válvula. El divisor de válvula está provisto de una entrada de control, en la que los fragmentos de las líneas inspiratorias en el divisor de válvula tienen forma de tubos elásticos deformables por medio de un elemento móvil para controlar el volumen de gas en las líneas inspiratorias aguas abajo del divisor de válvula; los sistemas de medición de volumen de gas inspiratorio están interconectados en las líneas inspiratorias aguas abajo del divisor de válvula, en donde las señales de salida de los sistemas de medición de volumen de gas inspiratorio se envían al controlador para controlar los medios de control de entrada del divisor de válvula y las señales de salida del controlador (22) se envían a la entrada de control del divisor de volumen.

La aplicación de medidores de volumen permite una división precisa del volumen de gas, independiente de las resistencias de las vías respiratorias. Además, el sistema con medidores de volumen es menos susceptible a la autoexcitación en el caso de vías respiratorias parcialmente bloqueadas. Por lo tanto, el sistema propuesto es

adecuado para su aplicación con ventiladores de presión constante a la vez que proporciona control sobre el volumen real de gas suministrado a los pulmones. El divisor de volumen inspiratorio según la invención tiene un rendimiento sustancialmente superior, en comparación con la solución según la patente nº 179784. La inclusión de sistemas que miden el volumen actual de aire suministrado a los pulmones por separado en cada línea inspiratoria y la inclusión de estos convertidores en el sistema automático que controla la división de los volúmenes suministrados a ambos pulmones mediante una válvula controlada que divide la corriente de gas principal hace que la división del volumen sea independiente de las variaciones de los parámetros mecánicos de ambos pulmones. Este caso asegura que un volumen total de gas establecido por un médico se suministrará a los pulmones con una división definida entre ambos pulmones. Aplicando, al igual que en solución según patente nº 179784, el principio de división del gas fijando una proporción instantánea constante de corrientes en oposición a los volúmenes, conduce simultáneamente a la división deseada del volumen de gas suministrado al pulmón izquierdo y derecho solo en casos particulares.

Preferiblemente, el divisor de volumen de gas inspiratorio está provisto de un circuito de monitorización y hay medidores de volumen de gas espiratorio incluidos en las líneas espiratorias, en donde las señales de salida de los medidores de volumen de gas espiratorio se envían al circuito de monitorización.

Preferiblemente, el divisor de válvula está controlado por un motor eléctrico.

Más preferiblemente, los extremos de salida son neumáticos.

Incluso más preferiblemente, el elemento móvil es un pasador que está montado en una corredera que tiene rodillos de un mecanismo de línea recta con cojinetes en la carcasa.

También preferiblemente, hay un tornillo de avance asociado con el orificio roscado de los rodillos del mecanismo de línea recta, impulsado por el motor.

El motor es preferiblemente un motor de corriente continua.

También preferiblemente, el motor está conectado a un controlador de potencia de amplificador.

Más preferiblemente, los sistemas de medición del volumen de gas están integrados con el divisor de válvula.

Preferiblemente, los sistemas que miden el volumen son medidores digitales que proporcionan una señal de medición digital y el controlador está provisto de medios de procesamiento de señales digitales adaptados para convertir los resultados de la medición en la señal de control para el divisor de válvula. Esta solución permite incorporar técnicas de procesamiento y configuraciones avanzadas con mayor precisión.

Preferiblemente, las ramas espiratorias están provistas de válvulas de presión positiva al final de la espiración (PEEP). Dicha válvula se abre solo bajo la condición de que exista un valor mínimo de presión en su entrada. Su uso previene el riesgo de colapso completo de los alvéolos pulmonares en la fase de espiración. Además, preferiblemente el divisor está provisto de un circuito de monitorización, y en las ramas espiratorias se incluyen medidores de volumen y medidores de presión, estando conectadas sus señales de salida al circuito de monitorización.

La ventilación selectiva de los pulmones se aplica, entre otras cosas, cuando las propiedades mecánicas, es decir, la resistencia de las vías respiratorias, la susceptibilidad de los alvéolos pulmonares, de ambos pulmones son significativamente diferentes. Como resultado, el flujo de gas inspiratorio en cada una de las dos líneas inspiratorias obtiene un valor instantáneo diferente y, como consecuencia, se tratan diferentes perfiles de velocidad de flujo. Solo la solución de acuerdo con la invención proporciona información adecuada sobre el volumen de gas que se suministra a los pulmones en cada instante de la fase de inspiración. Esta información no la proporcionan las soluciones conocidas en el estado de la técnica, en las que se miden las intensidades de flujo o su relación.

El método de división del volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la invención se usa en un divisor como se mencionó anteriormente y como se define en la reivindicación 1 adjunta, el divisor comprende al menos dos líneas espiratorias y dos líneas inspiratorias conectadas a un divisor controlado provisto con una entrada de control. El método comprende la etapa de establecer la división de volumen de gas inspiratorio solicitada en el divisor de válvula, a continuación la etapa de medición y la etapa de ajuste automático posterior de la división. De esta manera, se cierra el circuito de retroalimentación, que proporciona división significativa con la medición. En la etapa, se mide el volumen de gas en cada una de las líneas inspiratorias y la señal de medición se convierte en un controlador automático en la señal de control del divisor de válvula.

Preferiblemente, el método de acuerdo con la invención comprende además la etapa de medir el volumen de gas en las líneas espiratorias y también preferiblemente una etapa de medir la presión y mostrar los valores en un circuito de monitorización.

El objeto de la invención se ha mostrado en realizaciones en los dibujos, en los que

la Fig.1 es un diagrama esquemático del divisor según la invención,

la Fig.2 muestra una realización de la invención que tiene un divisor de válvula provisto de un sensor de aceleración,

la Fig. La Fig. 3 muestra un divisor de válvula alternativo y

la Fig. 4 es un diagrama de bloques del divisor según la invención que tiene dicho divisor de válvula.

El objeto de la invención se ha descrito en realizaciones en los dibujos, donde la Fig. 1 es un diagrama esquemático del aparato para ventilación independiente de dos pulmones con aplicación selectiva de presiones positivas al final de la espiración.

El divisor de volumen comprende dos líneas inspiratorias paralelas 18 y 19, y dos líneas espiratorias paralelas 20 y 21. Las líneas inspiratorias y espiratorias terminan en ramas, respectivamente, inspiratoria 14 y 16, y espiratoria 15 y 17, combinadas en pares inspiratorio-espiratorio. En cada par, la rama inspiratoria 14 con la rama espiratoria 15 y la rama inspiratoria 16 con la rama espiratoria 17 están conectadas entre sí. El punto común de las ramas inspiratoria 14 y espiratoria 15 está conectado a un conducto de tubo endotraqueal RD y el punto común de las ramas inspiratoria 16 y espiratoria 17 está conectado a otro conducto de tubo endotraqueal RD.

En las líneas inspiratorias 18 y 19 combinadas en paralelo están dispuestas respectivamente válvulas neumáticas unidireccionales 2 y 3. En las líneas espiratorias 20 y 21 hay indicadores de presión 6 y 8. En las líneas espiratorias combinadas en paralelo 20 y 21 hay dispuestas válvulas neumáticas unidireccionales 7 y 12.

La válvula unidireccional 7 está conectada en serie con el medidor de volumen 5, la válvula de presión positiva 11 al final de la espiración y la rama espiratoria 15 y la válvula unidireccional 12 están conectadas en serie con el medidor de volumen 4 y la rama espiratoria 17.

La entrada común de las válvulas unidireccionales 2 y 3 está conectada al canal inspiratorio IP del ventilador médico 1, la salida común de las válvulas unidireccionales 7 y 12 está conectada al canal espiratorio EP del ventilador médico 1. Las salidas de las válvulas 2 y 3 están conectadas al divisor de válvula de volumen 23 controlado a través del controlador 22 al que se envían las señales de medición de los sistemas de medición de volumen 9, 10. De esta forma, se cierra el circuito que regula tanto la división como la magnitud del volumen del gas inspiratorio suministrado a cada uno de los pulmones.

Como sistema de medición del volumen de gas 9, 10 se puede utilizar un sistema de flujo con circuito integrador analógico o digital, proporcionando una señal relacionada con el volumen de gas introducido en los pulmones del paciente. Como controlador 22 se pueden utilizar entonces circuitos analógicos, pero también un microcontrolador o un dispositivo FPGA. En las soluciones digitales es posible implementar técnicas más avanzadas de procesamiento de señales y obtener configuraciones con mayor precisión.

En una realización alternativa, los sistemas que miden el volumen de gas 9, 10 están integrados con un divisor de válvula controlado eléctricamente que se muestra en la Fig. 2. En la carcasa 30 estacionaria de la válvula hay extremos de salida neumáticos 25 montados y tubos 26 elásticos, preferiblemente hechos de caucho, deformado por medio de un pasador móvil 27 montado en una corredera que tiene rodillos 28 de un mecanismo de línea recta con cojinetes en la carcasa 30. Con el orificio roscado de los rodillos 28 del mecanismo de línea recta se asocia un tornillo de avance 31 accionado por un motor eléctrico 32, preferiblemente un motor de corriente continua, conectado a un amplificador - controlador de potencia 33. La señal de control del amplificador proviene de un nodo 34, en el que se suman dos señales: una señal procedente del sensor de aceleración 35 y una señal de la salida 37 procedente del primer controlador, preferiblemente un controlador PID, que junto con un convertidor lineal 36 de desplazamiento forma un circuito que controla la posición x de la corredera 28. A la primera entrada del controlador 37 se envía una señal de entrada desde el convertidor 36, mientras que a su segunda entrada se envía la señal de salida del segundo controlador 38. Las entradas del controlador 38 están conectadas a las salidas eléctricas de los convertidores 39 y 40 de valor instantáneo del volumen de gas suministrado a los pulmones izquierdo L y derecho R. El circuito de monitorización descrito está en cascada, en donde el bucle de control interno para el desplazamiento x permite, entre otras cosas, preestablecer la posición del pasador 27 en una posición que asegure una división preliminar de corrientes dirigidas al pulmón izquierdo L y derecho R. El segundo extremo de los tubos elásticos 26 está conectado a una unión en T 29, a la que se suministra la corriente de gas del ventilador médico. Se debe enfatizar que en la realización descrita del divisor de válvula, el elemento desechable es todo el tracto neumático, esto es la unión en T 29, los tubos de goma 26 y los extremos de salida 25.

El funcionamiento del dispositivo según la invención es el siguiente. En la fase de inspiración, el gas que sale del canal inspiratorio IP del ventilador 1 se divide en dos líneas inspiratorias 18 y 19, y fluye a través de las válvulas neumáticas unidireccionales 2 y 3, y a través de los medidores de volumen de gas inspiratorio 9 y 10. El gas que fluye a través de la línea inspiratoria 18 se dirige a través de la rama inspiratoria 14 y uno de los conductos del tubo endotraqueal a uno de los pulmones, debido a que la lumbra espiratoria EP del ventilador está cerrada durante la fase de inspiración. El gas que fluye a través de la línea inspiratoria 19 se dirige a través de la rama inspiratoria 16 y el segundo conducto de tubo endotraqueal RD hacia el segundo pulmón.

El aumento de presión en las ramas inspiratorias 14 y 16 en la fase de inspiración y la fase de espiración se mide y se indica respectivamente mediante los indicadores de presión 6 y 8. En la fase de espiración se cierra el canal de inspiración IP del ventilador y el canal espiratorio EP del ventilador está abierto, lo que hace que los gases salgan de los pulmones. Y así, el gas fluye desde uno de los pulmones a través de uno de los conductos del tubo endotraqueal

- RD, a través de la rama espiratoria 15, el medidor de volumen 5, la válvula de presión positiva al final de la espiración PEEP 11, la válvula neumática unidireccional 7, al canal espiratorio EP del ventilador. Desde el otro pulmón, el gas fluye a través del segundo conducto de tubo endotraqueal RD a través de la rama espiratoria 17, el medidor de volumen 4, la válvula neumática unidireccional 12, hasta el canal espiratorio EP del ventilador. Las válvulas unidireccionales 2, 3, 7, 12 dispuestas en ubicaciones estrictamente definidas en el sistema considerado de conexiones del dispositivo determinan el flujo de gases entre el ventilador médico y los pulmones en las respectivas fases del ciclo respiratorio, durante la inspiración y la espiración - como se ha descrito anteriormente, posibilitando así tanto la ventilación independiente de cada pulmón como la obtención de presión espiratoria positiva solo en uno de los pulmones mediante la válvula PEEP 11 o la válvula PEEP 13. Mediante el controlador de relación de volumen 22 y el divisor de válvula 23 el flujo de gas en una de las líneas inspiratorias disminuye y aumenta en la otra línea inspiratoria simultáneamente.
- El aparato según la invención comprende además la válvula de presión positiva al final de la espiración PEEP 13, por medio de la cual se ajusta la presión positiva al final de la espiración en la rama espiratoria 17, así también en el pulmón conectado a la misma a través del conducto del tubo endotraqueal.
- La solución anterior también hace posible, salvo la ventilación independiente de cada pulmón, la obtención de presiones espiratorias finales positivas de forma independiente en ambos pulmones.
- La aplicación del circuito de monitorización 24 y la visualización en él de las indicaciones de los medidores de presión y volumen en las líneas espiratorias proporciona la posibilidad de mejorar el control del estado del paciente y del transcurso de la ventilación y también mostrar información relevante para el médico. En particular, los valores sometidos a medición se pueden digitalizar y el circuito de monitorización puede estar constituido por una unidad típica provista de una unidad central, memoria, receptores de datos y una pantalla.
- Una construcción alternativa del divisor de válvula se muestra en la Fig. 3. En el eje del motor paso a paso 51 está dispuesta una barra con un pasador 55, que entra en la abertura de una placa móvil 53, que gira sobre el eje 54. La parte superior de la placa móvil 53 sujeta los pasajes elásticos 52, dispuestos en la línea de flujo para el pulmón L izquierdo y P derecho. Cuando el eje del motor paso a paso 51 gira a la derecha, el pasador 55 se desliza hacia la derecha, deslizando la parte inferior de la placa móvil 53 también hacia la derecha. Como resultado, la placa 53 gira alrededor del eje 54 y su parte superior se desliza hacia la izquierda, estrechando el pasaje izquierdo L y abriendo el pasaje derecho P. El grado de apertura de los pasajes depende del ángulo de rotación del eje del motor. Cuando el eje 51 del motor gira a la izquierda, el pasaje derecho P se estrecha y el izquierdo L se abre. El sensor de posición 56 se utiliza para preajustar el sistema de control, es decir, para detectar la posición cero.
- En la Fig. 4 se muestra un diagrama de bloques de la disposición del divisor de gas inspiratorio con tal divisor de válvula junto con el ventilador médico 41 indicado al que está conectado. El flujo generado por el ventilador médico 41 se envía al pasaje izquierdo y derecho del controlador 42. El flujo después de los pasajes, izquierdo y derecho, se mide por medio de los sensores de volumen 45 y 46. El sistema de control 47 establece la posición del motor de accionamiento 43 de acuerdo con el algoritmo de división de volumen aplicado.
- Será evidente para un experto en la materia que la presente invención se puede implementar de múltiples formas diferentes con el uso de numerosos componentes, sensores, medidores y algoritmos de procesamiento de señales conocidos en el estado de la técnica, obteniendo una solución dentro del alcance de protección según se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un divisor de volumen de gas inspiratorio que comprende al menos dos líneas inspiratorias (18, 19) que terminan en ramas inspiratorias (14,16) y que comprenden válvulas unidireccionales (2,3), y al menos dos líneas espiratorias (20, 21) que terminan en ramas espiratorias (15,17) y que comprenden válvulas unidireccionales (7,12), en las que las ramas inspiratorias (14,16) y las ramas espiratorias (15,17) están combinadas en pares entre sí en al menos dos pares inspiratorio-espiratorio, mientras que las partes iniciales de las líneas inspiratorias están conectadas a un divisor de válvula (23), caracterizado por que
5 el divisor de válvula (23) está provisto de una entrada de control, en donde los fragmentos de líneas inspiratorias (18, 19) en el divisor de válvula (23) tienen forma de tubos elásticos (26) deformables mediante un elemento móvil (27) para controlar el volumen de gas en las líneas inspiratorias (18, 19) aguas abajo del divisor de válvula (23);
10 los sistemas de medición de volumen de gas inspiratorio (9,10) están interconectados en las líneas de inspiración (18,19) aguas abajo del divisor de válvula (23), en donde las señales de salida de los sistemas de medición de volumen de gas inspiratorio (9,10) se envían a un controlador (22) para controlar los medios de control de entrada del divisor de válvula (23) y las señales de salida del controlador (22) se envían a la entrada de control del divisor de volumen.
- 15 2. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que está provisto de un circuito de monitorización (24) y por que hay medidores de volumen de gas espiratorio (4, 5) incluidos en las líneas espiratorias (20, 21), en donde las señales de salida de los medidores de volumen de gas espiratorio (4, 5) se envían al circuito de monitorización (24).
- 20 3. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que el divisor de válvula (23) está controlado por un motor eléctrico (32).
4. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, caracterizado por que el divisor de válvula (23) comprende extremos de salida (25) que son neumáticos.
5. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, caracterizado por que el elemento móvil (27) es un pasador que está montado en una corredera que tiene rodillos (28) de un mecanismo de
25 línea recta con cojinetes en la carcasa (30).
6. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 3 y 5, caracterizado por que hay un tornillo de avance (31) asociado con el orificio roscado de los rodillos del mecanismo de línea recta (28), accionado por el motor (32).
7. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 6, caracterizado por que el motor (32) es
30 un motor de corriente continua.
8. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 3 o 6, caracterizado por que el motor (32) está conectado a un controlador de potencia de amplificador (33).
9. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, caracterizado por que los sistemas de medición de volumen de gas (9,10) están integrados con el divisor de válvula (23).
- 35 10. El divisor de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, caracterizado por que los sistemas de medición de volumen son medidores digitales que proporcionan una señal de medición digital, y el controlador (22) está provisto de medios de procesamiento de señales digitales adaptados para convertir los resultados de la medición en la señal de control del divisor de válvula.
11. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, caracterizado por que
40 las ramas espiratorias están provistas de válvulas de presión positiva al final de la espiración PEEP (11,13).
12. El divisor de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 11 cuando depende de la reivindicación 2, caracterizado por que en las ramas espiratorias están incluidos medidores de presión (6, 8) estando conectadas las señales de salida de los mismos al circuito de monitorización (24).
13. Un método de división de volumen de gas inspiratorio en un divisor de acuerdo con cualquiera de las
45 reivindicaciones anteriores, que comprende la etapa de establecer la división de volumen de gas inspiratorio solicitada, la etapa de medición y la etapa de restablecimiento posterior en el circuito de retroalimentación, caracterizado por que el volumen de gas en cada una de las líneas inspiratorias está sometido a medición, y la señal de medición en el controlador automático es convertida en la señal de control del divisor de la válvula.
14. El método de división de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 13, caracterizado por que
50 comprende además la etapa de medir el volumen de gas en las líneas espiratorias y mostrar la indicación en el circuito de monitorización.

15. El método de división de volumen de gas inspiratorio de acuerdo con la reivindicación 13 o 14, caracterizado por que comprende además la etapa de medir la presión del gas en las líneas espiratorias y mostrar la indicación en el circuito de monitorización (24).

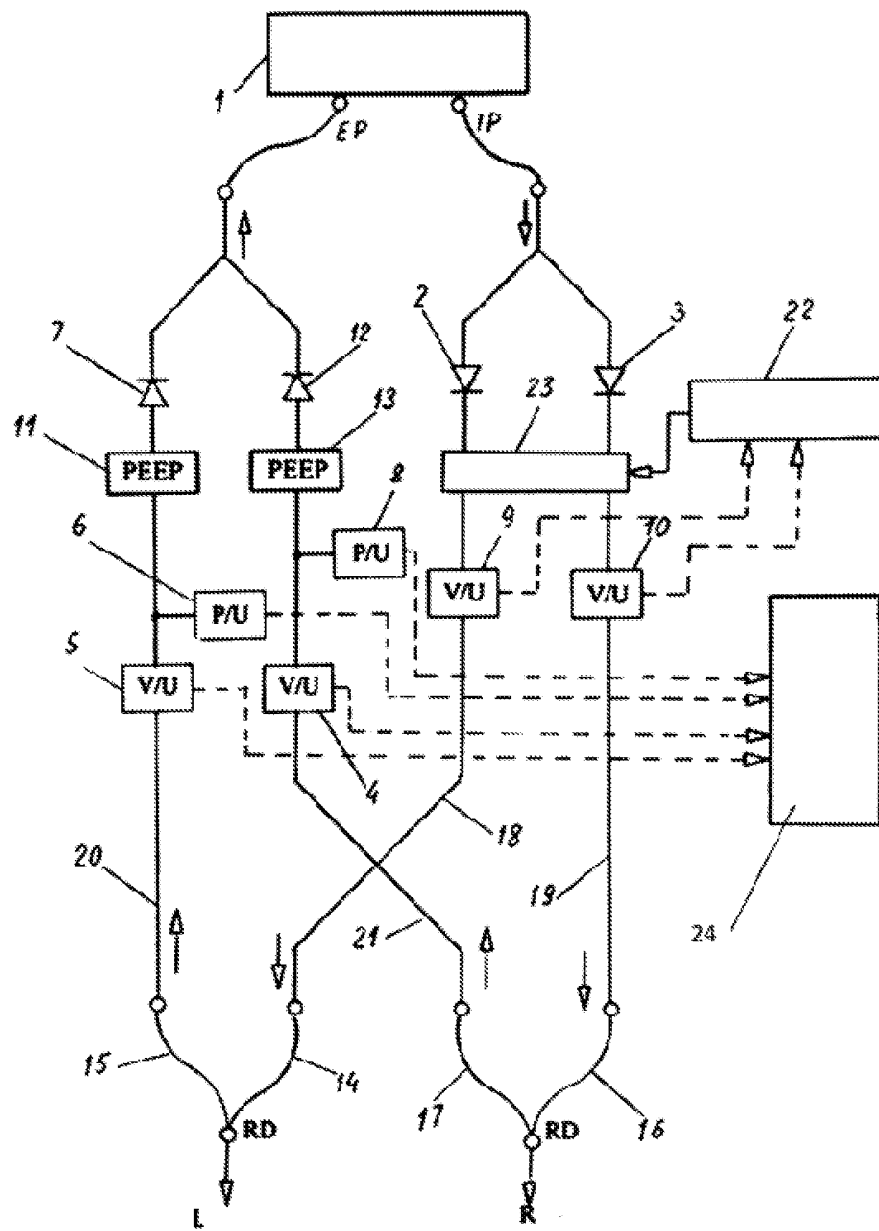


FIG. 1

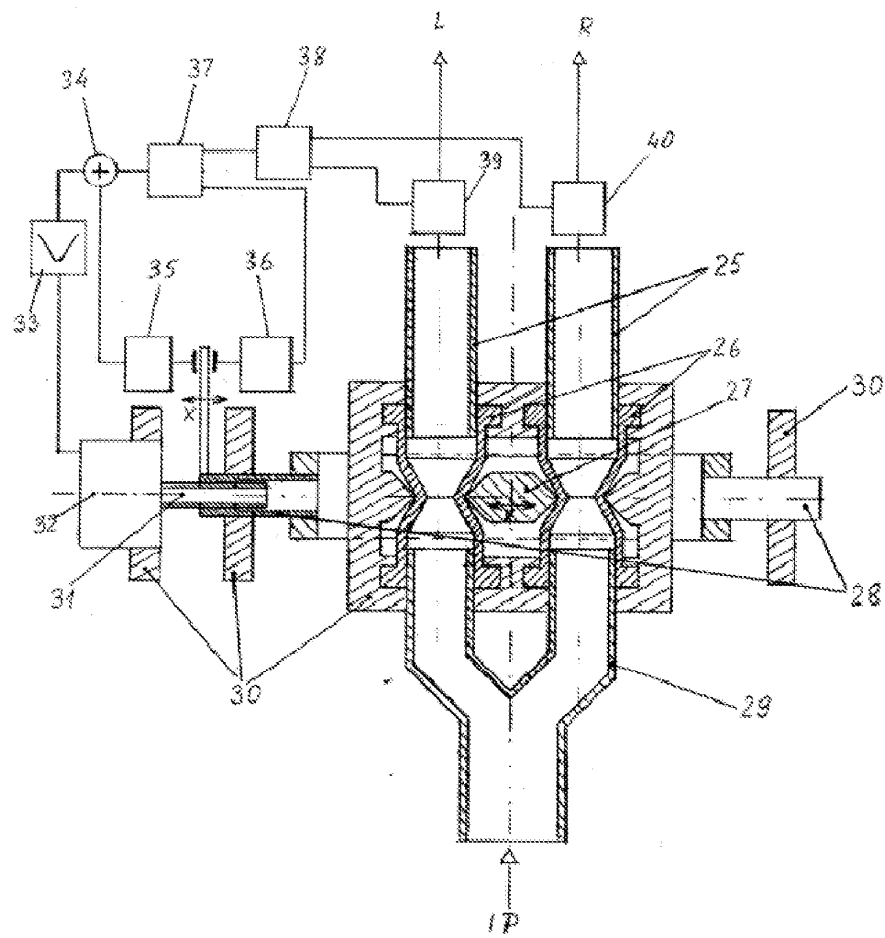


FIG. 2

