

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 960 771**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.07.2020** **E 20184927 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.08.2023** **EP 3936177**

54 Título: **Máquina de ventilación**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
06.03.2024

73 Titular/es:

ALBERT, ALFRED (100.0%)
Reichenbacher Strasse 15
97702 Münnernstadt, DE

72 Inventor/es:

LAIER-GROENEVELD, GERHARD

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 960 771 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

Máquina de ventilación

- 5 La invención se refiere a una máquina de ventilación para ventilar a un paciente, en donde la máquina de ventilación presenta una unidad de sobrepresión para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio en o para un ramal de inspiración.
- Una persona adulta respira de manera refleja unas doce veces por minuto. En los alvéolos, el oxígeno del aire entra en contacto con la sangre, y la sangre suministra oxígeno a los órganos.
- Los seres humanos consumimos alrededor de 250 mililitros de oxígeno por minuto y producimos alrededor de 230 mililitros de dióxido de carbono. Debido a la concentración de oxígeno del 21 % en el aire, que puede aumentarse añadiendo oxígeno, con un litro de aire pueden absorberse 210 ml de oxígeno. Sin embargo, solo se puede liberar un 4 %, es decir, 40 mililitros de dióxido de carbono por litro de aire. Por lo tanto, respiramos para liberar dióxido de carbono.
- Si los pacientes ya no pueden respirar físicamente o si su capacidad respiratoria es insuficiente, los órganos ya no reciben suficiente oxígeno. La ventilación artificial puede facilitarnos la vida o incluso salvarla. Muchas situaciones pueden requerir ventilación artificial. Entre ellas se incluyen las enfermedades pulmonares, especialmente la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) o la neumonía grave. Si los pulmones se infectan con un virus como el SARS-CoV-2, el tejido pulmonar cambia, entra agua y el oxígeno ya no llega suficientemente al torrente sanguíneo debido a la reducción de la capacidad de difusión. Si los niveles de dióxido de carbono aumentan, el paciente debe ser ventilado. Las máquinas de ventilación proporcionan ventilación en la unidad de cuidados intensivos y en quirófano.
- 20 El aparato de ventilación ventila los pulmones y también expande el tórax (músculos, huesos, etc.). Por lo tanto, una máquina de ventilación reemplaza a los músculos respiratorios, no a los pulmones. La función de una máquina de ventilación es eliminar el dióxido de carbono. Al mismo tiempo se produce la absorción de oxígeno. Para eliminar el dióxido de carbono, las personas sanas respiran alrededor de 0,5 litros de aire unas 16 veces por minuto, y correspondientemente más en caso de enfermedad, por ejemplo, si hay menos pulmón sano disponible para eliminar el dióxido de carbono debido a la neumonía por COVID19. Esto lo hacen los músculos respiratorios, que pueden estar muy debilitados por la enfermedad y muy sobrecargados por la alta carga y los tubos de ventilación, de modo que ya no es posible o apenas es posible respirar. Entonces, como un corredor de maratón, los músculos respiratorios tienen que hacer pausas, descansar y ser reemplazados por el aparato de ventilación. Una menor carga mientras se respira, similar a caminar lentamente, a menudo no es suficiente a este respecto. Los músculos se cansan. Las máquinas de ventilación suelen requerir que los pacientes sean sedados para suprimir el reflejo respiratorio. Una proporción significativa de pacientes con COVID 19 no sobrevive a este tratamiento estresante. Máquinas de ventilación con las que los pacientes no necesitan ser sedados y con las que el paciente no tiene que respirar por sí solo, prometen mejores posibilidades de tratamiento.
- 30 En una realización simplificada según la figura 1 del estado de la técnica, las máquinas de ventilación 100 presentan una unidad de monitorización 101 y una unidad de sobrepresión, en donde la unidad de sobrepresión proporciona una corriente de gas respiratorio 107 o una corriente a presión de gas respiratorio 112 y suministra gas respirable a los pulmones 106 del paciente a través de un ramal de inspiración 102 y evacua el aire espirado nuevamente a través de un ramal de espiración 103. El ramal de inspiración 102 y el ramal de espiración 103 están conectados a través de una válvula de paciente 105 a un ramal de inspiración y espiración común 104, que suministra aire de forma invasiva o no invasiva a los pulmones 106 del paciente. Dependiendo de si el ramal de inspiración y espiración común 104 se dirige directamente a la tráquea o de si el paciente 106 inspira a través de la boca y/o la nariz con la ayuda de una máscara de ventilación que se cierra herméticamente, generalmente se habla de ventilación invasiva o no invasiva.
- 45 La figura 2 muestra una máquina de ventilación 100 del estado de la técnica. Se hace pasar aire ambiente desde una tubuladura de aspiración 108 para aire ambiente y se hace pasar oxígeno a una unidad de mezcla 110 desde una tubuladura de aspiración 109 para oxígeno. A este respecto se proporciona una corriente de aire respirable 107 en la unidad de mezcla 110. Una unidad de sobrepresión 111 aplica, además de la presión ambiental, una sobrepresión ajustable individualmente a la corriente de gas respiratorio 107, por ejemplo 30 mbar, de modo que esté disponible una corriente a presión de gas respiratorio 112. La unidad de sobrepresión 111 está configurada en este caso como compresor de gas respiratorio pulsado, por ejemplo ventilador o turbina. Por ejemplo, se utiliza una turbina para suministrar aire al paciente a través de un sistema de tubos flexibles. La inspiración y la espiración del paciente se generan a este respecto mediante una regulación específica del número de revoluciones de la turbina conforme a un procedimiento preprogramado. Un número de revoluciones alto crea alta presión y sopla aire hacia los pulmones. Con número de revoluciones bajo, la presión cae y el paciente puede espirar (ventilación "pulsátil").
- 50 Un motor de accionamiento eléctrico con regulación del número de revoluciones puede alcanzar un número de revoluciones de hasta 40.000 revoluciones por minuto. Se puede implementar una realización alternativa de una unidad de sobrepresión 111 con un depósito de aire comprimido. Los compresores de gas respiratorio 111 modernos están controlados por una unidad de microcontrolador (MCU) u otros medios de control electrónico 113 y permiten un ajuste de la sobrepresión o de la presión de ventilación de la corriente a presión de gas respiratorio 112 y de las
- 65

características del paso de flujo de la corriente a presión de gas respiratorio 112. Hay válvulas solenoides 119 y válvulas unidireccionales 124 dispuestas para interrumpir la corriente de gas respiratorio 107 o la corriente de aire comprimido 112 si es necesario o para dirigir las en las direcciones deseadas. Después de humidificar el aire comprimido en una unidad de humidificación 117, la corriente a presión de gas respiratorio 112 se empuja por así decir hacia los pulmones 106 a través del ramal de inspiración y espiración común 104. Si se detiene la corriente a presión de gas respiratorio 112, el paciente espira pasivamente debido a la elasticidad inherente de los pulmones 106. El aire espirado se evacua a través del ramal de espiración 103 y se libera al ambiente. Las unidades sensoras 121, 122, 123 pueden detectar si el paciente está inspirando o espirando actualmente. Unos medios para la transmisión de señales 116 transmiten el estado medido a la MCU 113. Las unidades sensoras 121, 122, 123 pueden presentar sensores de paso de flujo 121f, 122f, 123f, sensores de presión 121p, 122p y/o sensores de oxígeno 121o. Las señales de medición de las unidades sensoras 121, 122, 123 se transmiten a la MCU 113, tras lo cual la MCU 113 puede emitir una señal de control correspondiente a la unidad de sobrepresión 111, a la unidad de mezcla 110 y/o a las válvulas 119.

Además, las máquinas de ventilación 100 pueden tener monitores, sistemas de alarma para parámetros relacionados con el paciente (por ejemplo, presión, volumen, flujo) y funciones relacionadas con el dispositivo (por ejemplo, fugas, suministro de energía, averías mecánicas), suministro de energía de emergencia, tanques de oxígeno y equipos de control remoto.

Sin embargo, el dispositivo mostrado en el estado de la técnica también presenta desventajas. La respiración a través de los pulmones 106 de pacientes enfermos suele ser rápida y superficial. Por ejemplo, respiran 40 veces por minuto, por lo que una respiración dura 1,5 segundos. Si las unidades sensoras 121, 122, 123 detectan que el paciente está inspirando, solo queda un corto tiempo, por ejemplo 400 ms, para que esté disponible suficiente gas respiratorio en forma de una corriente a presión de gas respiratorio 112 mediante la activación de la unidad de sobrepresión 111.

Las máquinas de ventilación 100 conocidas alcanzan sus límites, como se ilustra mediante un diagrama según la figura 3, que muestra una curva de flujo volumétrico de gas respiratorio a modo de ejemplo a lo largo del tiempo durante la aplicación de un volumen corriente. Tras detectar la inspiración, la máquina de ventilación 100 necesita tiempo para proporcionar un volumen corriente 200, o volumen respiratorio, suficiente durante la duración 201, por ejemplo 400-750 milisegundos, de la inspiración. El volumen corriente 200 corresponde por lo general al volumen de aire por cada movimiento respiratorio y es el volumen ajustado, por ejemplo 0,8 litros de aire respiratorio, que se debe aplicar por cada ciclo respiratorio. El tiempo de arranque 202 es la suma de los retardos en la activación de la electrónica, la mecánica y la corriente de aire. Debido a la inercia del sistema transcurre un tiempo de arranque 202 hasta que un compresor de gas respiratorio 111, que pulsa correspondientemente la respiración humana, proporciona un flujo volumétrico de gas respiratorio 203 suficiente para alcanzar un flujo volumétrico de gas respiratorio preestablecido (flujo de inspiración 204). El flujo inspiratorio 204 es el valor de la cantidad de gas que fluye hacia el paciente a lo largo del tiempo. Un flujo inspiratorio 204 alto asegura una ventilación rápida de los pulmones. Tan pronto como el paciente comienza a espirar, ya no es posible un suministro adicional de aire comprimido de gas respiratorio 112. El flujo volumétrico de gas respiratorio 203 se reduce y finalmente se detiene mediante el control apropiado del compresor de gas respiratorio 111 pulsado.

En promedio, el flujo inspiratorio 205 realmente aplicado por la máquina de ventilación 100 se sitúa siempre por debajo del flujo inspiratorio 204 establecido o requerido para aplicar el volumen corriente 200 establecido. Al mismo tiempo, el flujo inspiratorio 204 no puede aumentarse arbitrariamente. Una presión de ventilación de 30 milibares por encima de la presión atmosférica es el límite superior para la capacidad de carga de los pulmones 106. Por tanto, no se puede alcanzar el volumen corriente 200 requerido. El éxito del tratamiento está limitado por las soluciones conocidas debido a desventajas técnicas.

En particular, las alteraciones de la respiración normal provocadas por la deglución u otras irritaciones son riesgosas para el paciente ventilado. Para evitar alteraciones, los pacientes sometidos a ventilación generalmente tienen que ser sedados.

Además se conoce por el documento WO 99 / 08738 A1 una máquina de ventilación para ventilar a un paciente, en donde la máquina de ventilación presenta al menos una unidad de sobrepresión, en particular un compresor de gas respiratorio, para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio en o para un canal de inspiración y uno o más medios de control electrónicos (MCU) que controlan la unidad de sobrepresión. A este respecto, el medio de control (MCU) están configurado, desde el punto de vista de la tecnología de programación y/o de conexiones, para conectar, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, selectivamente la unidad de sobrepresión con su corriente a presión de gas respiratorio al canal de inspiración al menos en una condición de tiempo y/o desencadenante predeterminada, y/o para separarla del canal de inspiración.

El documento US 5 485 850 A describe una máquina de ventilación con dos fuentes de presión diferentes para proporcionar compresores de gas respiratorio a diferentes niveles de presión. Un componente de válvula articulado conecta o bien la primera fuente de presión o bien la segunda fuente de presión a una ramificación.

El documento US 2006 / 0 005 834 A1 se refiere a un compresor de gas respiratorio que funciona a una velocidad relativamente constante y a través del cual el flujo de gas respiratorio está regulado mediante una válvula de paso de

flujo.

En el documento US 2005 / 0 098 179 A1 están dispuestos dos compresores de gas respiratorio para poder proporcionar de forma flexible diferentes niveles de presión al gas respiratorio. En el documento WO 00 21596 A1 también están dispuestos en serie dos compresores de gas respiratorio.

El objetivo de la presente invención es eliminar las desventajas del estado de la técnica y proporcionar una máquina de ventilación con la que no sea necesario sedar a los pacientes. Otro objetivo preferido de la invención es aliviar completamente los músculos respiratorios.

El objetivo se consigue mediante una máquina de ventilación de acuerdo con la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se reivindican formas de realización ventajosas, que se explican con más detalle a continuación.

La invención se refiere a una máquina de ventilación para ventilar a un paciente, en donde la máquina de ventilación presenta una unidad de sobrepresión, en particular un compresor de gas respiratorio, para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio en o para un ramal de inspiración. A este respecto, la unidad de sobrepresión se controla mediante medios de control electrónicos configurados apropiadamente de tal manera que la unidad de presión con su corriente a presión de gas respiratorio puede conectarse, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, selectivamente al canal de inspiración al menos en una condición de tiempo y/o desencadenante predeterminada, y/o separarse del canal de inspiración.

De acuerdo con una configuración opcional y conveniente de la invención, el o los medios de control están configurados, desde el punto de vista de la tecnología de programación y/o de conexiones, para controlar u operar la unidad de sobrepresión como "unidad de sobrepresión constante" para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio constante o una corriente a presión de gas respiratorio que se sitúe al menos constante o permanentemente en un intervalo de presión más alto, y el intervalo de presión más alto corresponde a una ventilación con sobrepresión, inspiración y/o hiperventilación en el paciente.

De acuerdo con una configuración opcional de la invención, la unidad de sobrepresión constante proporciona una corriente a presión de gas respiratorio constante, es decir, sustancialmente sin cambios, durante la inspiración y también durante la espiración, es decir, por ejemplo, sobrepresión con una presión de gas constante de 30 milibares de sobrepresión y un flujo volumétrico constante de 2 litros por segundo, en la máquina de ventilación. A este respecto, la corriente a presión de gas respiratorio constante se separa, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, del paciente ventilado durante la espiración mediante una válvula de cierre y/o de múltiples vías y/u otro mecanismo de cierre. Al inspirar se anula la separación de la corriente a presión de gas respiratorio o la unidad de sobrepresión constante respecto al paciente, de modo que se puede suministrar gas respiratorio al paciente a través del ramal de inspiración. La inspiración por el paciente es detectada mediante una condición de tiempo predeterminada, por ejemplo cada 1,5 segundos, o una condición desencadenante predeterminada, por ejemplo la señal de medición de una unidad sensora. El tiempo de arranque que normalmente requiere una unidad de sobrepresión pulsada para lograr un flujo inspiratorio preestablecido puede acortarse significativamente o incluso eliminarse por completo por el funcionamiento continuo y constante de la unidad de sobrepresión.

La invención puede mejorar el éxito del tratamiento, por ejemplo en el caso de la neumonía por COVID19. Al tratar el COVID19, la opinión es que la ventilación causa daño pulmonar, entra agua a los pulmones y dificulta la respiración. Sin embargo, se ha demostrado que esta situación no se aplica al menos a una gran proporción de pacientes y, por ejemplo, los pacientes con COVID19 sobreviven a su enfermedad si sus músculos respiratorios se alivian completamente de la carga de liberar dióxido de carbono. Por tanto, los aparatos de ventilación que garantizan automáticamente un alivio completo de los músculos respiratorios pueden aumentar el éxito del tratamiento. Este tipo de máquinas de ventilación son actualmente desconocidas en el estado de la técnica. Mediante la ventilación pasiva de la invención, el paciente no solo puede aliviarse, sino también aliviarse completamente y recibir sobreventilación. El paciente ya no siente ningún impulso de respirar gracias únicamente al aparato de ventilación, sin necesidad de suprimir el impulso de respirar con medicación.

En un perfeccionamiento ventajoso de la invención, la condición desencadenante puede determinarse mediante una o varias señales de medición de una o varias unidades sensoras.

En el estado de la técnica, se utilizan resucitadores manuales como aparatos de reserva para la ventilación, con los que se puede hiperventilar al paciente ventilado en caso de dificultad para respirar accionando manualmente el resucitador manual. El resucitador manual es generalmente una ayuda para la ventilación manual de pacientes con paro respiratorio o respiración insuficiente (no suficiente). La hiperventilación generalmente significa que el paciente recibe más aire del que necesita. Se puede aplicar una ligera sobrepresión utilizando el resucitador manual. Al accionar el resucitador manual, se elimina la dificultad para respirar del paciente y este ya no siente la necesidad de respirar en contra del aparato. En el estado de la técnica también se conocen máquinas para respiración asistida "pulsátil", que hiperventilan según un patrón o ritmo fijo y predeterminado, por ejemplo, con cada movimiento respiratorio y/o cada tres movimientos respiratorios seguidos y, por lo tanto, aplican aire respiratorio exclusivamente en función de la

secuencia preprogramada. Si el paciente es ventilado por una máquina de ventilación, se aplica permanentemente una sobrepresión. Sin embargo, si el paciente respira espontáneamente durante un movimiento respiratorio, la presión de ventilación cae inmediatamente y se deben adoptar medidas que lo contrarresten con un volumen adicional de gas respiratorio. Por lo tanto, es preferible que este proceso esté automatizado. La determinación de la condición desencadenante mediante la disposición de unidades sensoras para registrar valores de medición adecuados puede automatizar la aplicación de aire respiratorio adicional. Esto puede mejorar la fiabilidad de la máquina de ventilación y acortar el tiempo de reacción hasta la aplicación de hiperventilación. Las unidades sensoras también pueden detectar un cambio en el ritmo respiratorio más rápidamente que la observación humana. Estableciendo condiciones desencadenantes claras con la ayuda de unidades sensoras se puede mejorar su idoneidad como sistema de emergencia. Para la automatización, está prevista una unidad de control/regulación/memoria y/o informática, en particular un microcontrolador (MCU), en donde la unidad de control/regulación/memoria y/o informática emite una señal de ajuste para proporcionar la corriente a presión de gas respiratorio constante. La señal de ajuste se determina a este respecto en respuesta a una señal de medición procedente de una o más unidades sensoras. Las señales de medición se pueden utilizar para determinar si el paciente está inspirando o intentando inspirar. Una ventaja es que se evita de manera permanente la respiración espontánea mediante una intervención inmediata.

Preferiblemente, al menos una unidad sensora para determinar la condición desencadenante está dispuesta en un ramal de inspiración y espiración común o simultáneo de la máquina de ventilación.

La disposición con la distancia espacial más pequeña posible respecto al paciente acorta el intervalo de tiempo entre la inspiración real y la detección de la inspiración por una unidad sensora, por ejemplo detectando una caída de presión en la corriente a presión de gas respiratorio. La señal de medición que se genera al inspirar está disponible más rápidamente y se puede acortar el tiempo de arranque para la reacción prevista a través de válvulas y/o unidades de sobrepresión. Se acorta el estado de dificultad para respirar del paciente, lo que aumenta el éxito del tratamiento con la máquina de ventilación.

En un perfeccionamiento opcional, las una o más unidades sensoras para determinar la condición desencadenante presentan un sensor de presión para detectar cuantitativamente la presión de gas respiratorio y/o un sensor de paso de flujo para detectar cuantitativamente la corriente a presión de gas respiratorio y/o un sensor de oxígeno para detectar cuantitativamente el contenido de oxígeno en el gas respiratorio.

Disponiendo diferentes sensores en diferentes lugares de la máquina de ventilación se obtienen varias señales de medición, en particular señales de medición redundantes, para determinar de forma fiable y rápida la necesidad de aplicar una corriente a presión de gas respiratorio adicional y para ajustar en consecuencia el funcionamiento de las unidades de sobrepresión y/o de la unidad de mezcla. Los elementos sensores también pueden presentar un medidor de presión diferencial, que nota una caída de presión y detecta así un reflejo respiratorio provocado por la respiración espontánea o la respiración propia del paciente.

En una realización preferida, la unidad de sobrepresión constante está configurada como un compresor de gas respiratorio, por ejemplo un ventilador rotativo o un compresor de émbolo alternativo, que puede proporcionar una sobrepresión o presión de ventilación predeterminable constante, o que se sitúa constantemente en un determinado intervalo de presión más alto, en el lado de presión o lado de salida.

El compresor de gas respiratorio está configurado preferiblemente como ventilador que, durante la ventilación del paciente, aspira una corriente de gas respiratorio en el lado de entrada a un número de revoluciones constante, por ejemplo a 40.000 revoluciones por minuto, y emite una corriente a presión de gas respiratorio en el lado de salida o lado de presión. De este modo, la corriente a presión de gas respiratorio se proporciona constante o continuamente en un intervalo de presión más alto y está disponible como reserva sin que sea necesario disponer de un depósito, por ejemplo, en forma de una bombona de gas. Preferentemente no se produce una reducción del número de revoluciones durante la espiración, sino que preferiblemente la corriente a presión de gas respiratorio se deja circular internamente en la máquina de ventilación durante la espiración y/o se libera al ambiente sin utilizar. Simplemente cambiando las posiciones de las válvulas, el paciente puede recibir inmediatamente un gran flujo volumétrico de aire respiratorio y al mismo tiempo proporcionarle la presión de ventilación máxima permitida. El paciente es hiperventilado. Como precaución, la unidad de sobrepresión constante puede hiperventilar pasivamente al paciente con cada movimiento respiratorio.

En principio, los compresores de gas respiratorio se pueden utilizar con unidades de accionamiento lineales o rotativas.

Preferiblemente, el compresor de gas respiratorio para aspirar gas respiratorio está conectado o puede conectarse a una unidad de mezcla en el lado de entrada o lado de succión. En la unidad de mezcla, según sea necesario, se puede añadir oxígeno adicional a una corriente de aire ambiente aspirada.

Además puede estar previsto que el compresor de gas respiratorio para aspirar aire ambiente esté conectado o pueda conectarse al ambiente en el lado de entrada o lado de succión y/o a través de un conducto de derivación para evitar la unidad de mezcla con una tubuladura de aspiración de la máquina de ventilación y/o la cámara de mezcla.

Disponiendo correspondientemente una válvula de múltiples vías o un equipo comparable en el lado de succión del compresor de gas respiratorio se puede seleccionar la posición de la válvula durante la separación de la corriente a presión de gas respiratorio del paciente, de modo que en lugar de gas respiratorio enriquecido con oxígeno se pueda aspirar aire ambiente. Esto hace posible ahorrar oxígeno puro para mezclar con la corriente de gas respiratorio.

Además de la unidad de sobrepresión constante para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio constante o que se sitúa constante/continuamente en un intervalo de presión más alto, está dispuesta otra unidad de sobrepresión "pulsátil" (véase más arriba) para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio pulsátil.

La unidad de sobrepresión pulsátil comienza al inicio de la inspiración y, con un retardo de tiempo, es decir, con un tiempo de arranque, proporciona una corriente a presión de gas respiratorio con una presión de gas máxima predeterminada de, por ejemplo, 30 milibares de sobrepresión para aplicar un volumen corriente predeterminado. Mediante el uso de una unidad de sobrepresión pulsátil se pueden prescindir de válvulas de cierre para separar esta unidad de sobrepresión (pulsátil) de un sistema de tubos flexibles que conduce al paciente durante la espiración. La disposición de una segunda unidad de sobrepresión, en particular constante, garantiza un suministro redundante de aire respiratorio al paciente. En lugar de una unidad de sobrepresión pulsada, o además de ella, también se pueden utilizar una o más unidades de sobrepresión constante. Para la unidad de sobrepresión pulsátil también se pueden utilizar todos los accionamientos lineales o rotatorios conocidos, como por ejemplo ventiladores o bombas de émbolo. Preferiblemente, las unidades de sobrepresión pueden controlarse independientemente unas de otras. Además, la corriente a presión de gas respiratorio generada por la unidad de sobrepresión constante se puede generar independientemente de la corriente a presión de gas respiratorio de la unidad de sobrepresión pulsátil. En otras palabras, la unidad de sobrepresión constante funciona de forma independiente y desacoplada de la unidad de sobrepresión pulsátil y se puede encender a petición, por ejemplo cuando ocurre una condición desencadenante, tal como una inspiración, a través de un sistema de válvulas por medio del medio o medios de control electrónico. Si, por ejemplo, la unidad de sobrepresión pulsátil supera una presión de ventilación predeterminada, la unidad de sobrepresión pulsada se desconecta, por así decir, mediante el medio de control o se separa del paciente y la unidad de sobrepresión constante reemplaza a su manera específica la ventilación con la unidad de sobrepresión pulsada. La conexión tiene lugar de forma selectiva. Para ello, el o los medios de control emiten una señal de control al sistema de válvulas para conectar la segunda corriente a presión de gas respiratorio.

En un perfeccionamiento preferido, la unidad de sobrepresión constante está diseñada para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio pulsada y la unidad de sobrepresión pulsada está diseñada para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio constante o una corriente a presión de gas respiratorio que se sitúa al menos constante o permanentemente en un intervalo de presión más alto. En otras palabras, el número de revoluciones del compresor de gas respiratorio constante podría reducirse de manera pulsátil si fuera necesario, mientras que el número de revoluciones del compresor de gas respiratorio pulsado podría mantenerse constante o constantemente en un intervalo de presión más alto si fuera necesario. Estas medidas de redundancia mejoran aún más la fiabilidad y seguridad de la máquina de ventilación frente a fallos.

En una posible forma de realización, la unidad de sobrepresión pulsátil y la unidad de sobrepresión constante están dispuestas o pueden disponerse en serie, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, en donde preferiblemente la unidad de sobrepresión constante está dispuesta o puede disponerse en el lado de entrada o lado de succión de la unidad de sobrepresión pulsátil. En otras palabras, la unidad de sobrepresión constante genera primero una corriente a presión de gas respiratorio con una presión de ventilación de, por ejemplo, 15 milibares por encima de la presión atmosférica, que a continuación puede aumentarse adicionalmente hasta 30 milibares mediante la unidad de sobrepresión pulsátil. La precompresión permite que la unidad de sobrepresión pulsátil alcance una presión de ventilación específica y un flujo inspiratorio específico más rápidamente.

Como alternativa y/o adicionalmente a una disposición en serie, la unidad de sobrepresión pulsátil y la unidad de sobrepresión constante pueden estar dispuestas o disponerse en paralelo, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, en donde una corriente parcial de la corriente a presión de gas respiratorio asociada a la unidad de sobrepresión pulsátil y una segunda corriente parcial de la corriente a presión de gas respiratorio asociada a la unidad de sobrepresión constante se combinan en el lado de presión o lado de salida en el ramal de inspiración o en el ramal de inspiración y espiración común de la máquina de ventilación.

Gracias a la disposición en paralelo, las unidades de sobrepresión con recorridos de flujo propios están diseñadas para ventilar al paciente de forma independiente, lo que mejora la redundancia y, con ello, la fiabilidad y la flexibilidad. Esto hace posible proporcionar flujos volumétricos más altos de una corriente a presión de aire respiratorio. Si las unidades de sobrepresión de la máquina de ventilación funcionan en paralelo o en serie se decide mediante un algoritmo que se puede almacenar en el o los dispositivos de control electrónico.

En una forma de realización preferida de la invención, la máquina de ventilación presenta dos modos de funcionamiento, en donde en un primer modo de funcionamiento la máquina de ventilación está diseñada para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio pulsátil a través de la unidad de sobrepresión pulsátil. En un segundo modo de funcionamiento, la máquina de ventilación está diseñada para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio constante o una corriente a presión de gas respiratorio que se sitúa al menos constante o

permanentemente en un intervalo de presión más alto mediante la unidad de sobrepresión constante.

La unidad de sobrepresión pulsátil se encarga de la ventilación regular durante el primer modo de funcionamiento. El paciente siente como si acabara de respirar profundamente, por ejemplo para bucear. El paciente no siente dificultad para respirar ni necesidad de inspirar activamente. Mientras tanto, la unidad de sobrepresión constante está dispuesta aislada, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, de la primera unidad de sobrepresión. Si el primer modo de funcionamiento se ve alterado por un movimiento de deglución o irritación del paciente, este puede experimentar dificultad para respirar y falta de aire.

Este caso se determina mediante una señal de medición procedente de una unidad sensora, que como condición desencadenante inicia el segundo modo de funcionamiento durante el mismo movimiento respiratorio, hiperventilando pasivamente el segundo modo de funcionamiento al paciente. A este respecto, la corriente a presión de gas respiratorio redundante o suplementaria generada por la unidad de sobrepresión constante se conecta selectivamente a través de válvulas y preferiblemente se combina con la primera corriente a presión de gas respiratorio para formar una corriente de aire principal en el ramal de inspiración o en el ramal de inspiración y espiración común. En otras palabras, si se aspira aire mediante la inspiración propia o respiración espontánea del paciente (en lugar de ser soplado a través del aparato de ventilación) y, por tanto, la presión de ventilación en la máquina de ventilación cae, la unidad de sobrepresión se conecta inmediatamente para el mismo movimiento respiratorio. De este modo, el aparato de ventilación crea una situación de sobreventilación para el siguiente movimiento respiratorio, de modo que el paciente ya no necesite o no desee respirar por sí mismo. Los músculos respiratorios permanecen aliviados.

Preferiblemente, en el segundo modo de funcionamiento, la máquina de ventilación está diseñada para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio pulsátil a través de la unidad de sobrepresión pulsátil. En otras palabras, durante el segundo modo de funcionamiento, la unidad de sobrepresión constante y la unidad de sobrepresión pulsátil pueden complementarse entre sí. En principio, el segundo modo de funcionamiento también puede iniciarse si se produce alguna alteración del primer modo de funcionamiento, por ejemplo un fallo de la unidad de sobrepresión pulsátil. Por ejemplo, si la unidad de sobrepresión pulsátil debe separarse del paciente para que no se le aplique una presión de ventilación excesiva, la unidad de sobrepresión constante queda inmediatamente en reserva y puede conectarse mediante el medio de control a través de una válvula, para que una corriente a presión de gas respiratorio esté disponible inmediatamente para ventilar al paciente. Se trata, por así decir, de un sistema redundante. El paciente puede ser ventilado ininterrumpidamente.

En un perfeccionamiento preferido, en el segundo modo de funcionamiento, la unidad de sobrepresión constante puede proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio constante hasta que la corriente a presión de gas respiratorio pulsátil a través de la unidad de sobrepresión pulsátil alcanza un flujo volumétrico de gas respiratorio predeterminado, es decir, el flujo de inspiración, y/ o una presión de gas predeterminada.

Si durante el primer modo de funcionamiento el paciente intenta respirar prematuramente debido a una dificultad para respirar y la unidad de sobrepresión pulsátil no puede aliviar la dificultad para respirar a tiempo debido al tiempo de arranque inevitable, se activa, por ejemplo, el segundo modo de funcionamiento mediante los medios de control electrónicos. En el segundo modo de funcionamiento, el tiempo de arranque de la unidad de sobrepresión pulsátil se salva abriendo la válvula y conectando la unidad de sobrepresión constante, de modo que inmediatamente se dispone de suficiente aire respiratorio. Tan pronto como la unidad de sobrepresión pulsátil proporcione suficiente aire respiratorio, la unidad de sobrepresión constante se puede volver a separar del paciente. A este respecto, los medios de control envían una señal de control a la válvula que corresponda para conectar la segunda corriente a presión de gas respiratorio. El paciente puede recibir inmediatamente grandes flujos volumétricos de aire respiratorio al mismo tiempo que se alcanza la presión de ventilación máxima permitida. El paciente es hiperventilando pasivamente. Mediante la conexión de una segunda corriente a presión de gas respiratorio se puede proporcionar al paciente un volumen corriente suficiente en un intervalo de tiempo correspondientemente más corto, incluso cuando respira rápidamente. Una inspiración de 400 milisegundos o menos puede ser suficiente para proporcionar al paciente suficiente gas respiratorio. Los pacientes ya no necesitan ser sedados, lo que mejora en general el éxito del tratamiento de los pacientes. Si ahora fluye suficiente flujo volumétrico de gas respiratorio a través de la unidad de sobrepresión pulsátil, la unidad de sobrepresión constante se puede volver a separar del paciente.

Otras particularidades, características, combinaciones de subcaracterísticas, ventajas y efectos basados en la invención se desprenden de la siguiente descripción de formas de realización preferidas de la invención y de los dibujos. Estos muestran, en

la Fig. 1 un diagrama de bloques simplificado de una máquina de ventilación del estado de la técnica, en

la Fig. 2 un diagrama de flujo de procedimiento de una máquina de ventilación del estado de la técnica, en

la Fig. 3 un diagrama que representa una curva de flujo volumétrico de gas respiratorio a modo de ejemplo durante la aplicación de un volumen corriente a lo largo del tiempo, del estado de la técnica, en

la Fig. 4 un diagrama de flujo de procedimiento de una máquina de ventilación en una forma de realización a modo

de ejemplo de la invención, en

la Fig. 5a un diagrama de flujo de procedimiento de una máquina de ventilación con un primer modo de funcionamiento a modo de ejemplo en una forma de realización a modo de ejemplo de la invención, en

la Fig. 5b un diagrama de flujo de procedimiento de una máquina de ventilación con un segundo modo de funcionamiento en una forma de realización a modo de ejemplo de la invención, en

la Fig. 5c un diagrama de flujo de procedimiento de una máquina de ventilación con un tercer modo de funcionamiento adicional en una forma de realización a modo de ejemplo de la invención, y en

la Fig. 5d un diagrama de flujo de procedimiento de una máquina de ventilación con un segundo modo de funcionamiento adicional en una forma de realización a modo de ejemplo de la invención.

Las figuras son únicamente a modo de ejemplo y sirven solo para la comprensión de la invención. Los mismos elementos están provistos de las mismas referencias. Para describir componentes ya conocidos del estado de la técnica se remite a la descripción de las figuras 1 a 3 en la introducción a la descripción.

La figura 4 muestra una primera forma de realización de una máquina de ventilación 100 de acuerdo con la invención. Además de un compresor de gas respiratorio 111 que funciona de manera pulsátil, la máquina de ventilación 100 presenta un compresor de gas respiratorio 300 que funciona de manera constante o permanente en un intervalo de presión más alto. Las corrientes a presión de gas respiratorio 112 se pueden combinar en un ramal de inspiración 102. Pueden generarse señales de medición por una unidad sensora 121 en el ramal de inspiración 102, una unidad sensora 122 en el ramal de espiración 103 y/o una unidad sensora 123 en el ramal de inspiración y espiración común 104, las cuales pueden transmitirse a través de líneas de señal 116 (indicadas mediante líneas discontinuas) a uno o más medios de control electrónicos 113, en el ejemplo, el microcontrolador MCU. El microcontrolador MCU 113 recibe las señales de medición en una o más entradas de señales de medición 114 y, basándose en condiciones desencadenantes predeterminadas, envía señales de control a salidas de señales 115, por ejemplo a los compresores de gas respiratorio 111, 300 y/o a la unidad de mezcla 110 y/o a las válvulas de múltiples vías (cf. Fig. 5a-5d). Según se especifique, el paciente 106 puede ser ventilado mediante un compresor de gas respiratorio y/o mediante el otro compresor de gas respiratorio 111, 300.

La figura 5a muestra la máquina de ventilación 100 durante un primer modo de funcionamiento. El compresor de gas respiratorio 111 pulsátil suministra al paciente 106 una corriente a presión de gas respiratorio 112, que ha sido comprimida a aproximadamente 30 milibares tras ser aspirada desde la unidad de mezcla 110. Mientras tanto, el compresor de gas respiratorio 300 constante está, por así decir, en modo de espera para poder hiperventilar al paciente 106 si es necesario sin un tiempo de arranque 202 (cf. la figura 3). Para ello, el compresor de gas respiratorio 300 constante toma aire ambiente de la tubuladura de aspiración 108 para aire ambiente a través de un conducto de derivación 302 en una ramificación 301, antes de que el aire ambiente llegue a la unidad de mezcla 110. Una válvula unidireccional 124 en el conducto de derivación 302 impide que el aire ambiente aspirado fluya hacia atrás. Una válvula de tres vías 303 entre el conducto de derivación 302 y la tubuladura de aspiración del compresor de gas respiratorio 300 constante se encuentra en una primera posición de válvula para aspirar aire ambiente. Dado que en el primer modo de funcionamiento, mientras el compresor de gas respiratorio 300 constante está en espera, el aire comprimido 112 generado por él no se requiere, este se libera de nuevo al ambiente a través de una tubuladura de escape 305. Para ello, una válvula de cuatro vías 304 en o detrás de la tubuladura de presión del compresor de gas respiratorio 300 constante se encuentra en una primera posición de válvula. El flujo volumétrico entre el compresor de gas respiratorio 300 constante y la válvula de cuatro vías 304 e puede determinar mediante un sensor de paso de flujo 306. Se puede ahorrar oxígeno mediante el modo de espera del compresor de gas respiratorio 300 constante durante el primer modo de funcionamiento de la máquina de ventilación 100.

La figura 5b muestra la máquina de ventilación 100 durante un segundo modo de funcionamiento. El compresor de gas respiratorio 111 pulsátil suministra al paciente 106 una corriente a presión de gas respiratorio 112, estando dispuesto el compresor de gas respiratorio 300 constante con su salida en el lado de succión del compresor de gas respiratorio 111 pulsátil mediante la válvula de cuatro vías 304 controlada electrónicamente en consecuencia. El compresor de gas respiratorio 300 constante aspira una corriente de gas respiratorio 107 directamente desde la unidad de mezcla 110. Ya no fluye a través del conducto de derivación 302, la válvula de tres vías 303 entre el conducto de derivación 302 y la tubuladura de aspiración del compresor de gas respiratorio 300 constante se encuentra en una segunda posición de válvula correspondiente para aspirar una corriente de gas respiratorio 107 desde la unidad de mezcla 110. Una válvula unidireccional 124 entre una salida de la unidad de mezcla 308 y la válvula de tres vías 303 evita que el gas respiratorio aspirado regrese a la unidad de mezcla 110. En el caso de una disposición en serie de los dos compresores de gas respiratorio 111, 300, la corriente a presión de gas respiratorio generada en el compresor de gas respiratorio 300 constante se conduce por una embocadura 309 asociada a la disposición en serie a un tramo de conducto entre una salida de la unidad de mezcla 307 y la entrada de aspiración del compresor de gas respiratorio 111 pulsátil. Para ello, la válvula de cuatro vías 304 en o detrás de la tubuladura de presión del compresor de gas respiratorio 300 constante se encuentra en una segunda posición de válvula correspondiente. Debido a que el compresor de gas respiratorio 300 constante actúa con su salida en el área de la tubuladura de succión del compresor

de gas respiratorio 111 pulsátil, se puede lograr un flujo de inspiración 204 preestablecido mucho más rápidamente cuando el paciente inspira, en combinación con el compresor de gas respiratorio 111 pulsátil. De este modo se puede acortar o, en el mejor de los casos, salvar completamente el tiempo de arranque 202 (cf. la figura 3). Una válvula unidireccional 124 y una válvula de solenoide 119 en un tramo de conducto entre la embocadura 309 asociada a la disposición en serie y la salida de la unidad de mezcla 307 evitan que la corriente a presión de gas respiratorio 112 generada por el compresor de gas respiratorio 300 constante fluya hacia atrás y que el compresor de gas respiratorio 111 pulsátil aspire desde la unidad de mezcla 110.

La figura 5c muestra la máquina de ventilación 100 durante un segundo modo de funcionamiento adicional. El compresor de gas respiratorio 111 pulsátil y el compresor de gas respiratorio 300 constante suministran al paciente 106 una corriente a presión de gas respiratorio 112, estando dispuesta la unidad de mezcla 110 en cada caso en el lado de succión del compresor de gas respiratorio 111 pulsátil y del compresor de gas respiratorio 300 constante, por lo que se aspira una corriente de gas respiratorio 107 directamente desde la unidad de mezcla 110. La válvula de tres vías 303 entre la unidad de mezcla 110 y la tubuladura de succión del compresor de gas respiratorio 300 constante se encuentra en la correspondiente segunda posición de válvula para aspirar una corriente de gas respiratorio 107. Una válvula unidireccional 124 entre una salida de la unidad de mezcla 308 y la válvula de tres vías 302 evita que el gas respiratorio aspirado regrese a la unidad de mezcla 110. En el caso de una disposición paralela de los compresores de gas respiratorio 111, 300, la corriente a presión de gas respiratorio generada en el compresor de gas respiratorio 300 constante es conducida por una embocadura 310 asociada a la disposición paralela a un tramo de conducto entre la tubuladura de presión del compresor de gas respiratorio 111 pulsátil y el ramal de inspiración y espiración común 104 que conduce directamente a los pulmones 106 del paciente. Para ello, la válvula de cuatro vías 304 en o detrás de la tubuladura de presión del compresor de gas respiratorio 300 constante se encuentra en una tercera posición de válvula correspondiente. El compresor de gas respiratorio 111 pulsátil continúa funcionando a este respecto independientemente del compresor de gas respiratorio 300 constante, de modo que al paciente 106 se le puede proporcionar un mayor volumen de corriente a presión de gas respiratorio 112 por medio de dos corrientes parciales. Debido a que el compresor de gas respiratorio 300 constante ya funciona en el intervalo de presión más alto, se puede salvar un tiempo de arranque del compresor de gas respiratorio 111 pulsátil hasta que el compresor de gas respiratorio 111 pulsátil haya alcanzado un flujo de inspiración 204 preestablecido al inspirar. De este modo se puede acortar o, en el mejor de los casos, salvar completamente el tiempo de arranque 202 (cf. la figura 3).

La figura 5d muestra la máquina de ventilación 100 durante un segundo modo de funcionamiento adicional. El compresor de gas respiratorio 300 constante suministra al pulmón 106 del paciente únicamente una corriente a presión de gas respiratorio 112, estando dispuesta la unidad de mezcla 110 en el lado de succión del compresor de gas respiratorio 300 constante. Una corriente parcial procedente del compresor de gas respiratorio 111 pulsátil, que se genera en el caso de la disposición paralela de los dos compresores de gas respiratorio 111, 300 según la figura 5c, se elimina porque el compresor de gas respiratorio 111 pulsátil está fuera de servicio de manera planificada o no planificada.

En principio, los dos compresores de gas respiratorio 111, 300 pueden suministrar al paciente de forma independiente una corriente a presión de gas respiratorio 112, de modo que la fiabilidad de la máquina de ventilación 100 aumenta gracias a la disposición redundante de los compresores de gas respiratorio 111, 300.

Lista de referencias

- 100 máquina de ventilación
- 101 unidad de monitorización
- 102 ramal de inspiración
- 103 ramal de espiración
- 104 ramal de inspiración y espiración común
- 105 válvula de paciente
- 106 pulmón o paciente
- 107 corriente de gas respiratorio
- 108 tubuladura de aspiración para aire ambiente
- 109 tubuladura de aspiración para oxígeno
- 110 unidad de mezcla
- 111 unidad de sobrepresión (pulsada), en particular compresor de gas respiratorio
- 112 corriente a presión de gas respiratorio
- 113 unidad electrónica
- 114 entrada de señales de medición
- 115 salida de señales de control
- 116 medios de transmisión de señales
- 117 unidades de humidificación
- 118 filtro
- 119 válvulas de cierre o de solenoide
- 120 sensor de paso de flujo
- 121 unidad sensora del ramal de inspiración

121f	sensor de paso de flujo
121o	sensor de oxígeno
121p	sensor de presión
122	unidad sensora del ramal de espiración
122f	sensor de paso de flujo
122p	sensor de presión
123	unidad sensora del ramal de inspiración y espiración común
123f	sensor de paso de flujo
124	válvulas unidireccionales
200	volumen corriente
201	duración de la inspiración
202	tiempo de arranque
203	flujo volumétrico de gas respiratorio
204	flujo de inspiración preestablecido
205	flujo de inspiración aplicado
300	unidad de sobrepresión (constante), en particular compresor de gas respiratorio
301	ramificación
302	conducto de derivación
303	válvula de tres vías
304	válvula de cuatro vías
305	tubuladura de escape
306	sensor de paso de flujo
307	primera salida de la unidad de mezcla
308	segunda salida de la unidad de mezcla
309	embocadura asociada a la conexión en serie
310	embocadura asociada a la conexión en paralelo

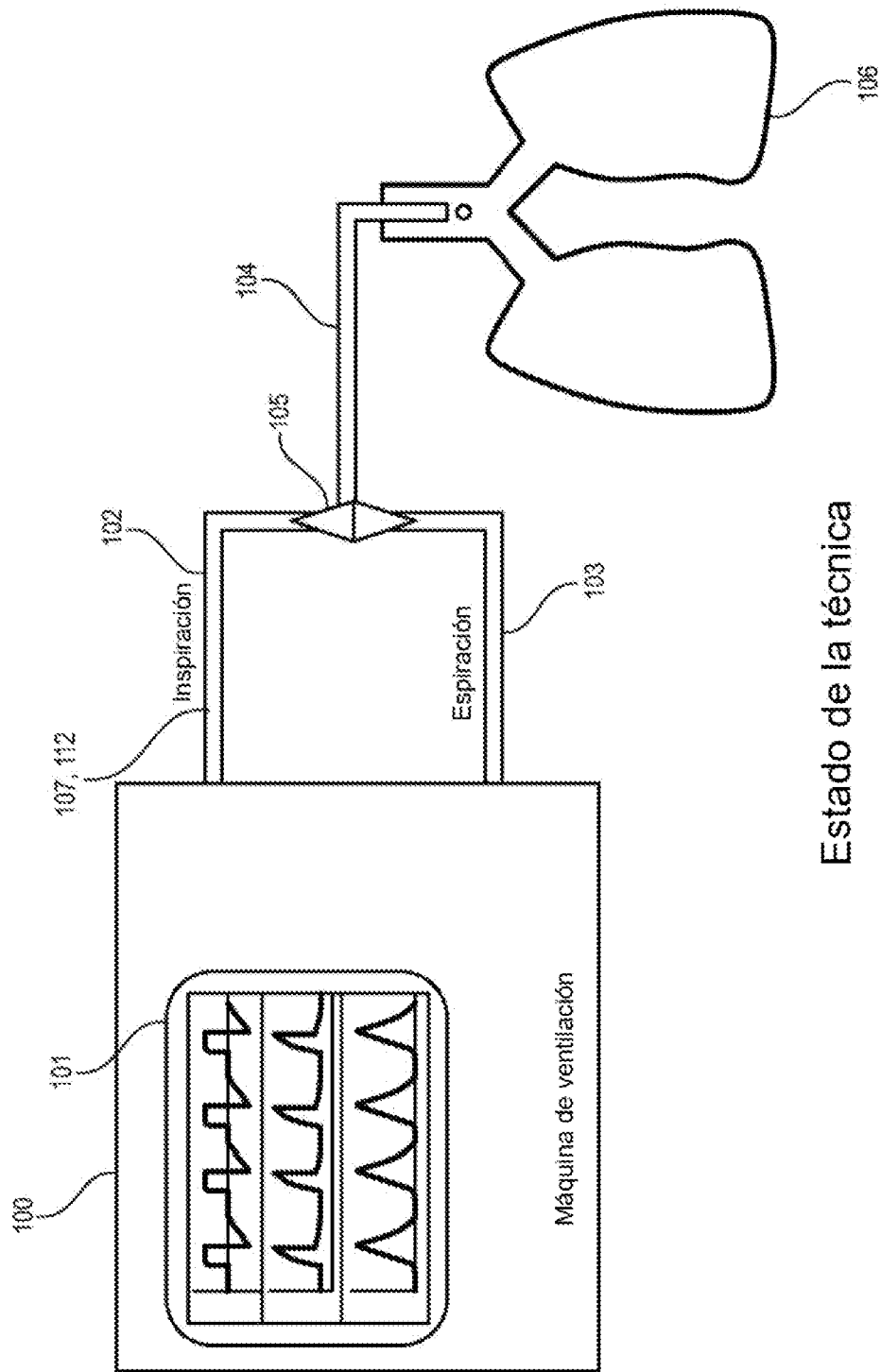
REIVINDICACIONES

1. Máquina de ventilación (100) para ventilar a un paciente, en donde la máquina de ventilación (100) presenta al menos una unidad de sobrepresión (300), en particular un compresor de gas respiratorio, para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) en o para un canal de inspiración (102) y uno o más medios de control electrónicos (MCU) que controlan la unidad de sobrepresión (300),
5 **en donde**
el o los medios de control (MCU) están configurados, desde el punto de vista de la tecnología de programación y/o de conexiones, para conectar, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, selectivamente la unidad de sobrepresión (300) con su corriente a presión de gas respiratorio (112) al canal de inspiración (102) al menos en una condición de tiempo y/o desencadenante predeterminada, y/o para separarla del canal de inspiración (102),
10 **caracterizada por que**
además de la unidad de sobrepresión (300) constante, está dispuesta otra unidad de sobrepresión (111) como una unidad de sobrepresión pulsátil, que preferiblemente está controlada o puede controlarse mediante el o los medios de control (MCU) para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) que alterna entre un intervalo de presión más alto, que permite una ventilación con sobrepresión, o hiperventilación, y un intervalo de presión más bajo, que permite la exhalación o espiración.
- 20 2. Máquina de ventilación según la reivindicación 1,
caracterizada por que
el o los medios de control (MCU) están configurados, en cuanto a tecnología de programación y/o de circuitos, para controlar u operar la unidad de sobrepresión (300) como una unidad de sobrepresión constante para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) que sea constante o que se sitúe permanentemente en un intervalo de presión más alto, y que corresponde al intervalo de presión más alto de una ventilación con sobrepresión, inspiración
25 y/o hiperventilación en el paciente.
3. Máquina de ventilación (100) según la reivindicación 1 o 2,
caracterizada por que
30 el o los medios de control (MCU) están configurados para derivar la condición desencadenante a través de una o más señales de medición de una o más unidades sensoras (121, 122, 123) y para controlar la unidad de sobrepresión (300) en función de ello.
4. Máquina de ventilación (100) según la reivindicación 3,
35 **caracterizada por que**
al menos una unidad sensora (123) para determinar la condición desencadenante está dispuesta en un ramal de inspiración y de espiración común o simultáneo (104) de la máquina de ventilación (100).
5. Máquina de ventilación (100) según la reivindicación 3 o 4,
40 **caracterizada por que**
las una o más unidades sensoras (121, 122, 123) para determinar la condición desencadenante presentan un sensor de presión (121p, 122p) y/o un sensor de flujo (121f, 122f, 123f) y/o un sensor de oxígeno (121o).
6. Máquina de ventilación (100) según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que**
45 la unidad de sobrepresión (300) constante está diseñada como un compresor de gas respiratorio, por ejemplo un ventilador rotativo o un compresor de émbolo alternativo, y puede controlarse mediante el o los medios de control para proporcionar una sobrepresión predeterminable en el lado de presión o lado de salida, que se sitúe constante o permanentemente en el intervalo de presión más alto.
- 50 7. Máquina de ventilación (100) según la reivindicación 6, en donde el compresor de gas respiratorio (300) está conectado o puede conectarse a una unidad de mezcla (110) en el lado de entrada o lado de succión por control mediante el o los medios de control (MCU) para aspirar gas respiratorio (107),
caracterizada por que
55 el compresor de gas respiratorio (300) para aspirar aire ambiente está conectado o puede conectarse al ambiente en el lado de entrada o lado de succión y/o, a través de un conducto de derivación (301) que sirve para evitar la unidad de mezcla (110), a una tubuladura de aspiración (108) de la unidad de mezcla y/o de la máquina de ventilación (100).
8. Máquina de ventilación (100) según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizada por que
60 la unidad de sobrepresión (300) constante está diseñada o controlada o puede diseñarse o controlarse para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) pulsátil y la unidad de sobrepresión (111) pulsátil, para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) constante.
9. Máquina de ventilación (100) según una de las reivindicaciones anteriores,
65 **caracterizada por que**
la unidad de sobrepresión (111) pulsátil y la unidad de sobrepresión (300) constante están dispuestas o pueden

disponerse en serie, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, en donde preferiblemente la unidad de sobrepresión (300) constante está dispuesta o puede disponerse en el lado de entrada o lado de succión de la unidad de sobrepresión (111) pulsátil.

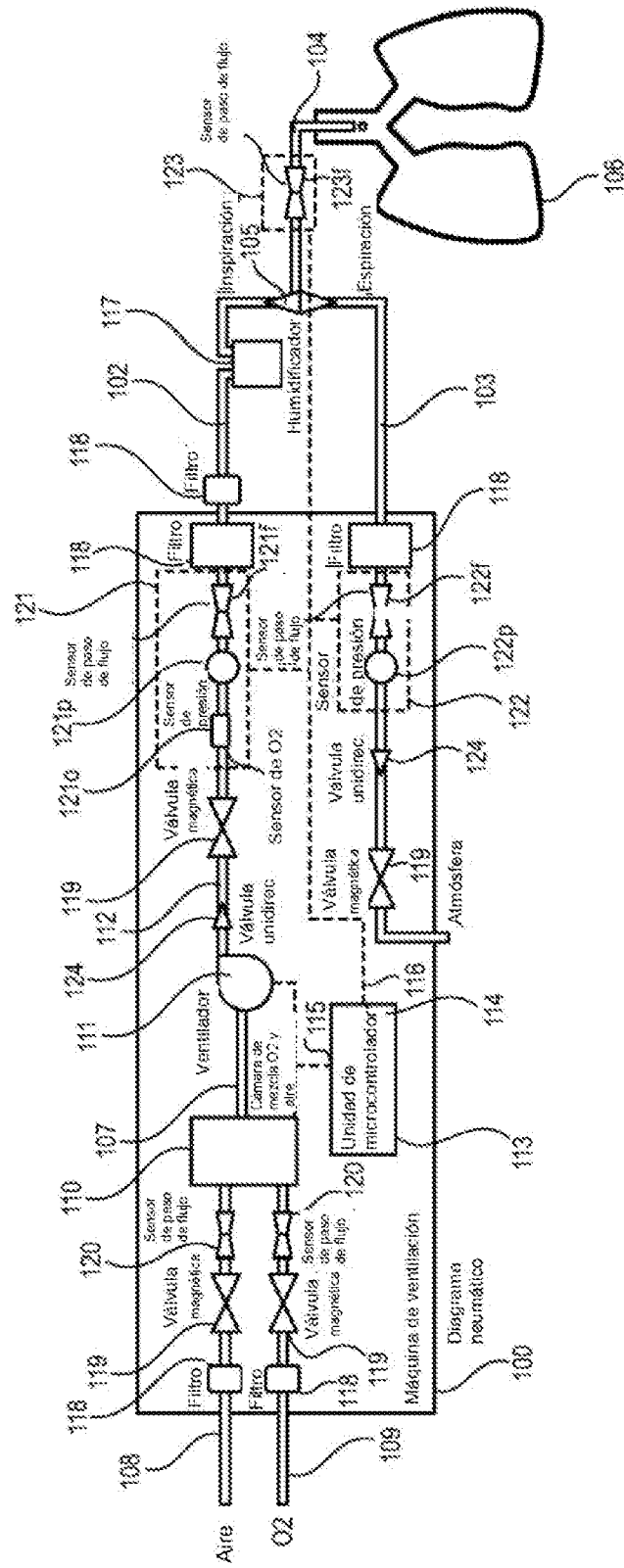
- 5 10. Máquina de ventilación (100) según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizada por que
la unidad de sobrepresión (111) pulsátil y la unidad de sobrepresión (300) constante están dispuestas o pueden disponerse, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos, en paralelo.
- 10 11. Máquina de ventilación (100) según una de las reivindicaciones 2 a 10,
caracterizada por que

está diseñada en un primer modo de funcionamiento para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) pulsátil a través de la unidad de sobrepresión (111) pulsátil, y
15 está diseñada en un segundo modo de funcionamiento para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) constante o una corriente a presión de gas respiratorio (112) que es constante en el intervalo de presión más alto, en cada caso mediante la unidad de sobrepresión (300) constante.
- 20 12. Máquina de ventilación (100) según la reivindicación 11,
caracterizada por que
en el segundo modo de funcionamiento, la máquina de ventilación (100) está diseñada para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) pulsátil a través de la unidad de sobrepresión (111) pulsátil.
- 25 13. Máquina de ventilación (100) según la reivindicación 11,
caracterizada por que
el primer modo de funcionamiento y el segundo modo de funcionamiento pueden activarse durante un movimiento respiratorio del paciente, preferiblemente cuando los medios de control (MCU) detectan la condición desencadenante.
- 30 14. Máquina de ventilación (100) según una de las reivindicaciones 11 o 13,
caracterizada por que
el o los medios de control están configurados para controlar la unidad de sobrepresión (300) constante en el segundo modo de funcionamiento para proporcionar una corriente a presión de gas respiratorio (112) constante o una corriente a presión de gas respiratorio (112) constante o permanentemente en el intervalo de presión más alto, hasta que la corriente a presión de gas respiratorio (112) pulsátil proporcionada por la unidad de sobrepresión (111) pulsátil alcanza
35 un flujo volumétrico de gas respiratorio (203, 204) predeterminado y/o una presión de gas predeterminada.



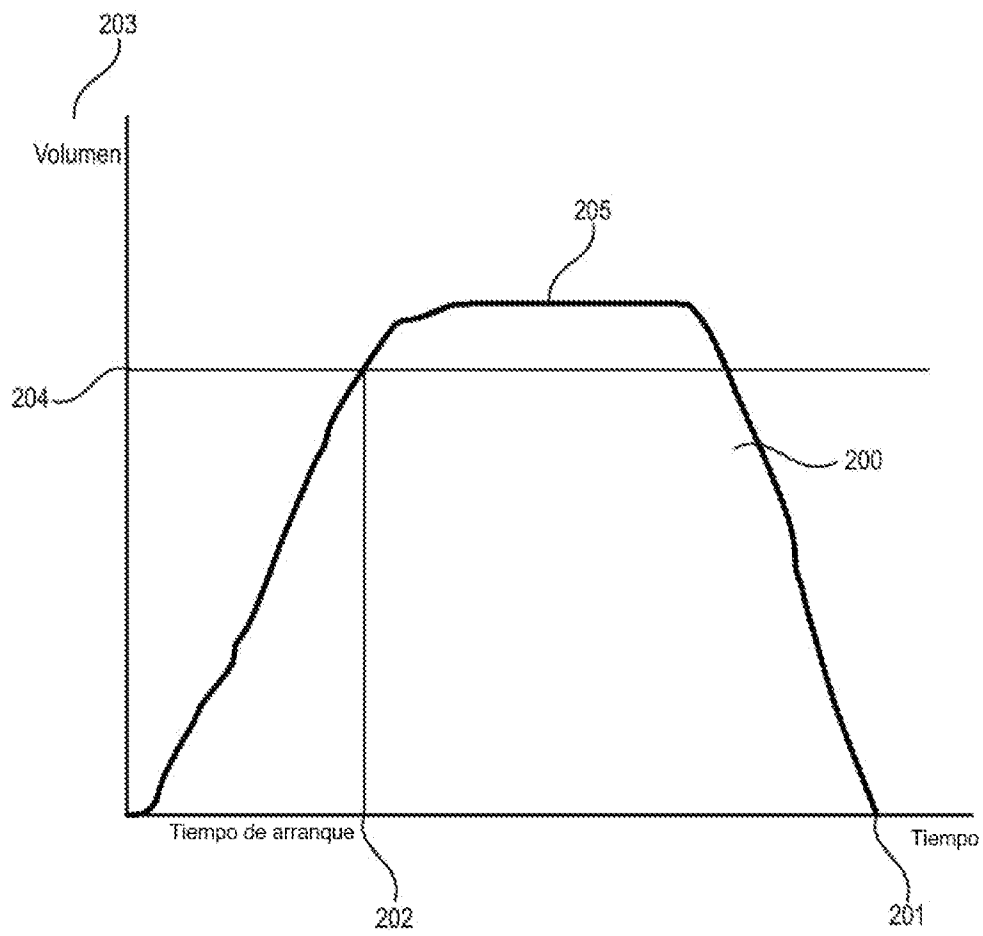
Estado de la técnica

Fig. 1



Estado de la técnica

Fig. 2



Estado de la técnica
Fig. 3

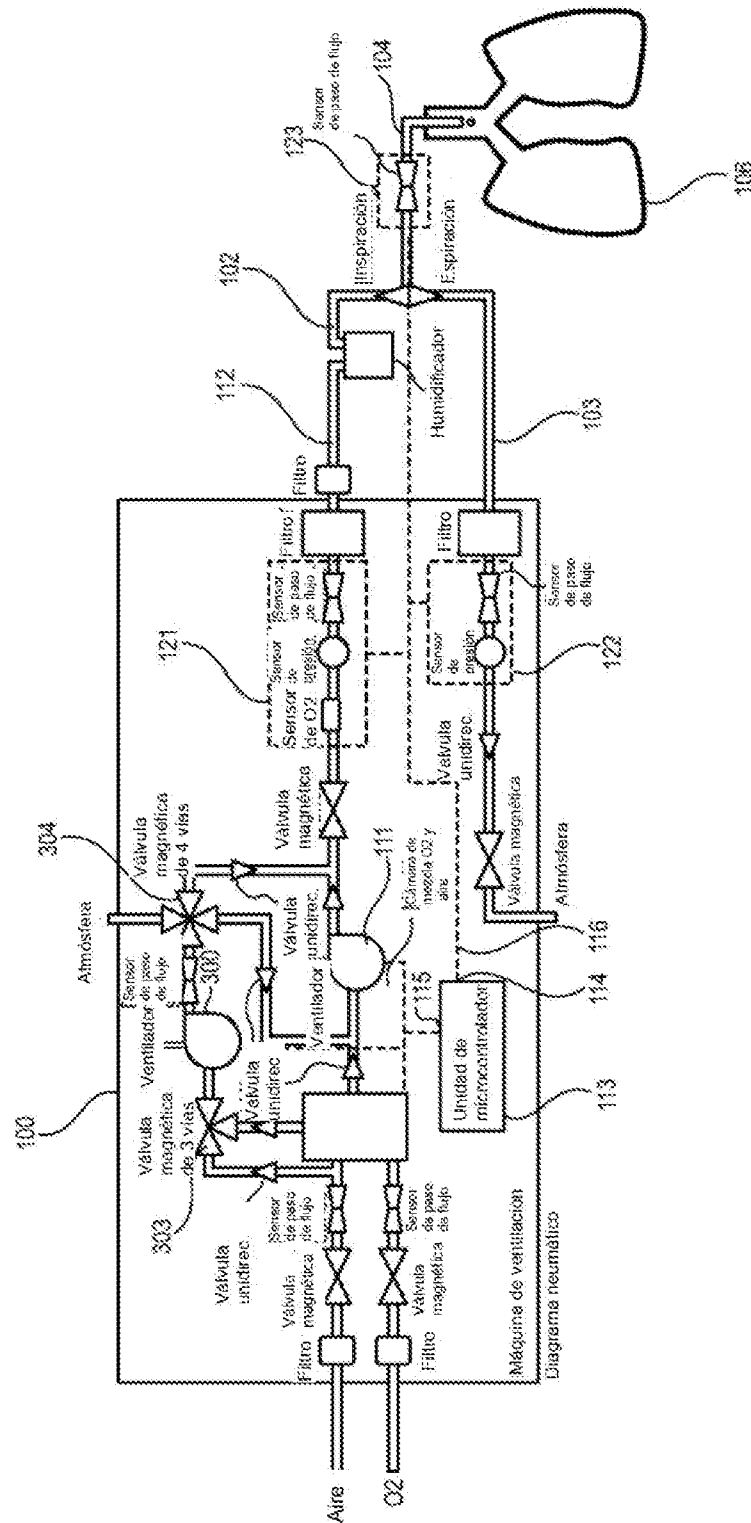


Fig. 4

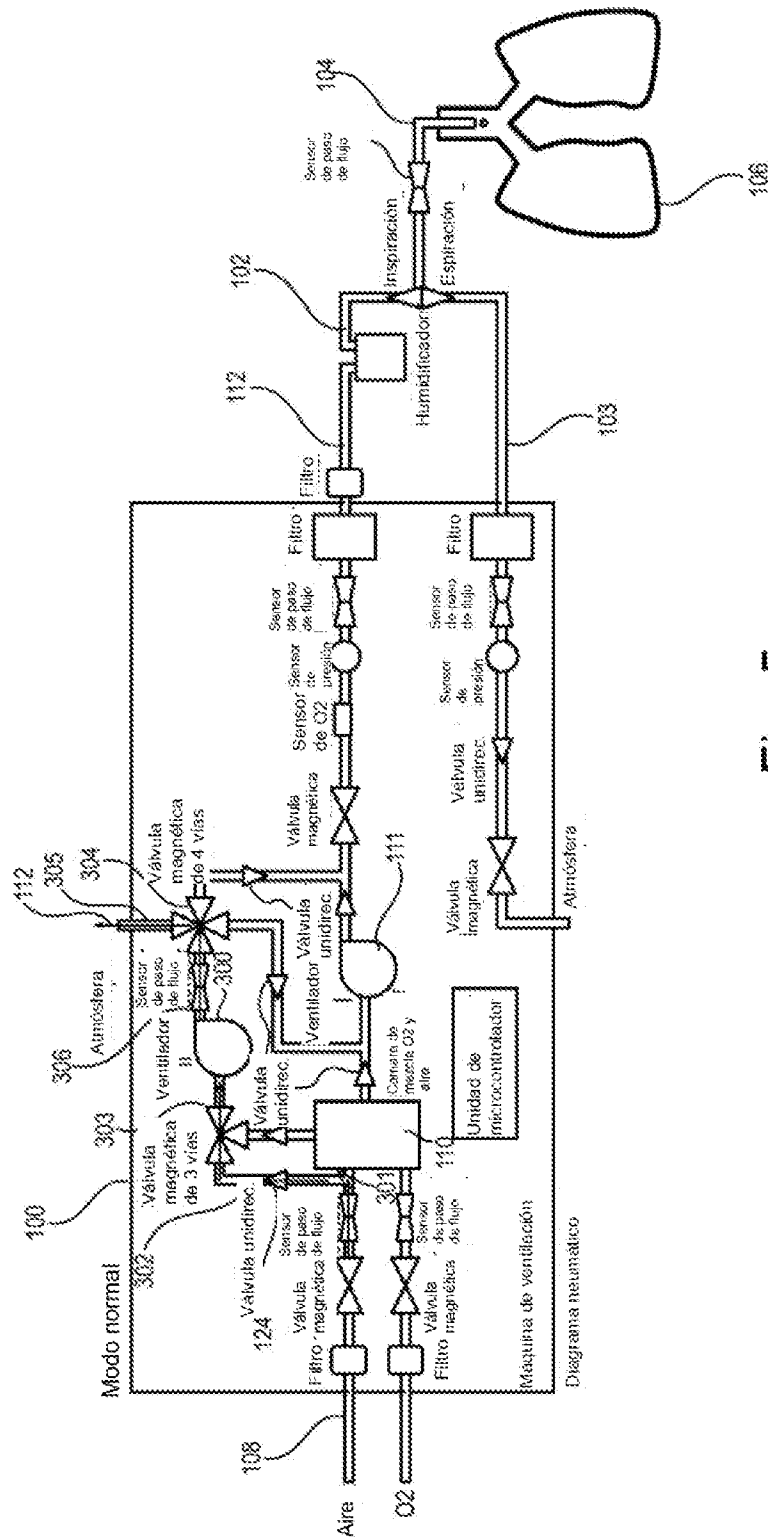


Fig. 5a

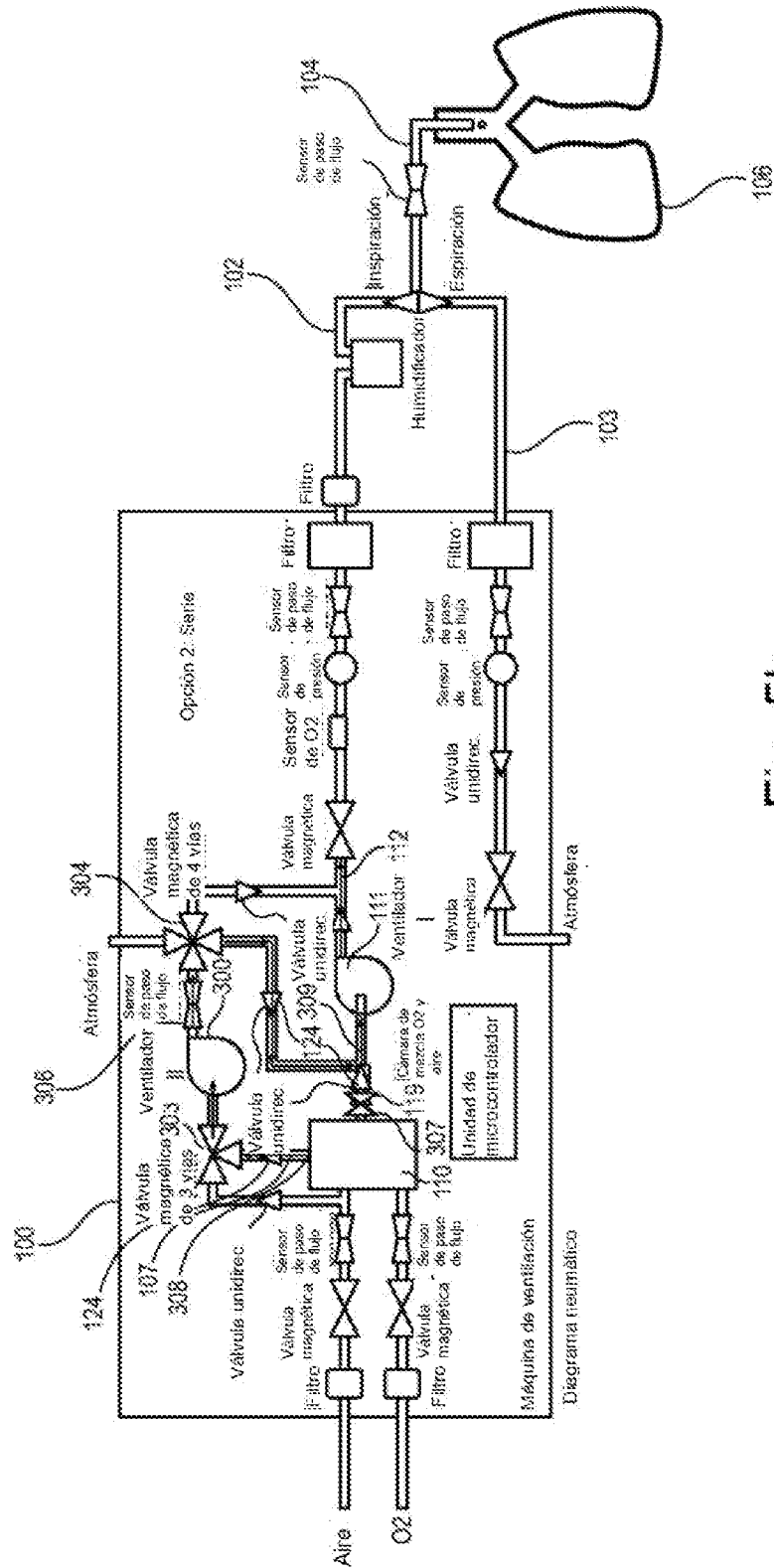


Fig. 5b

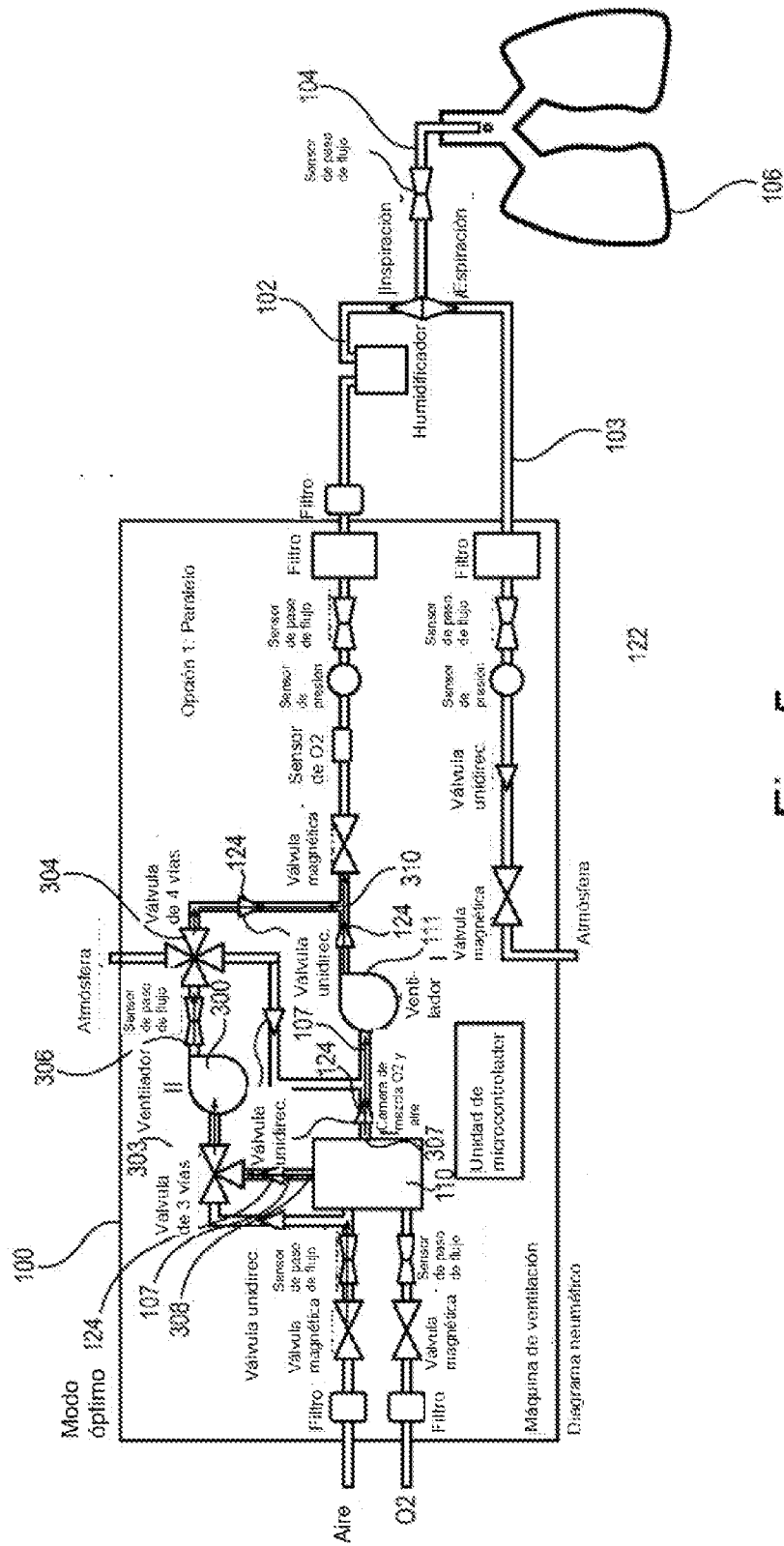


Fig. 5c

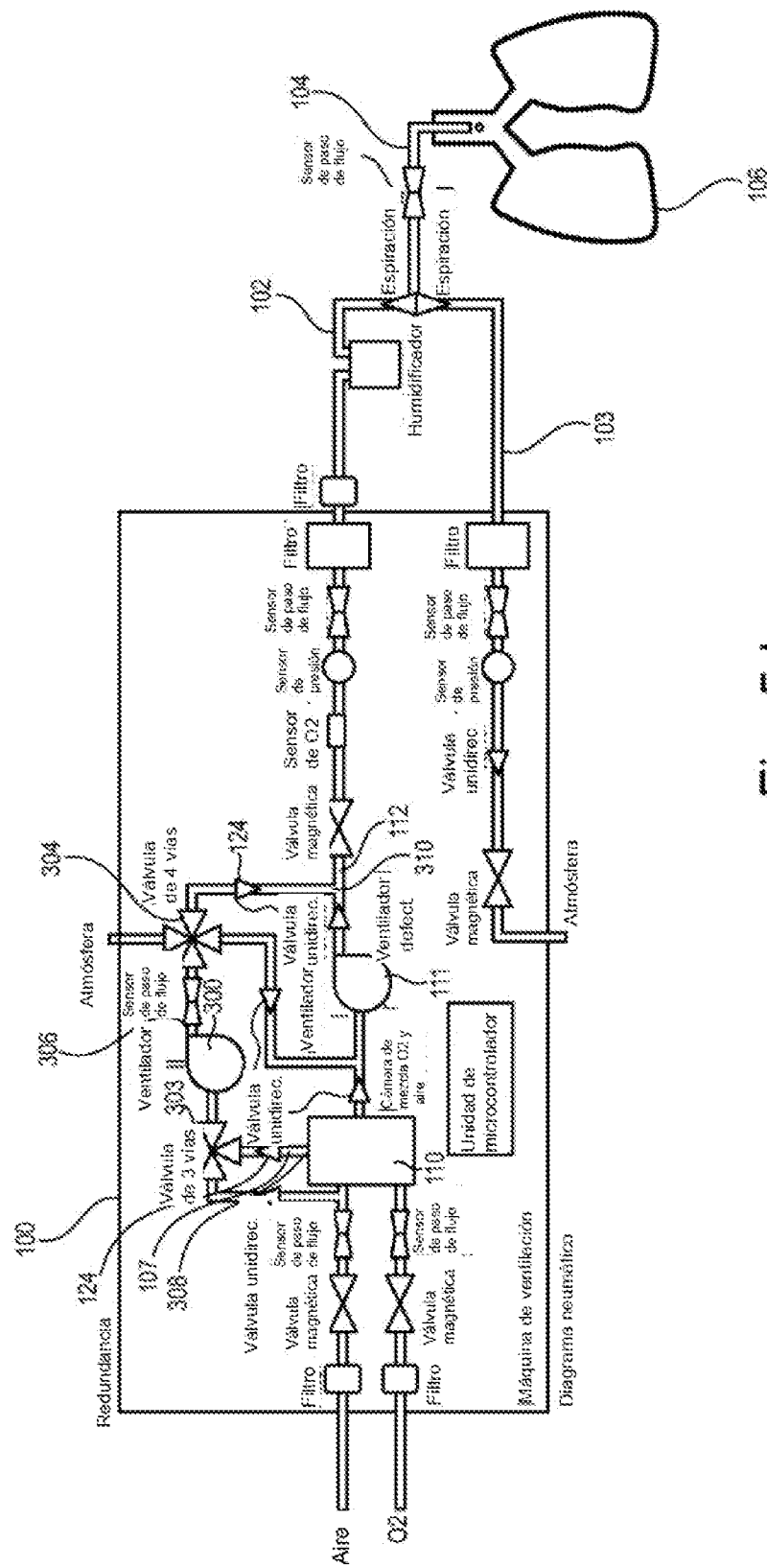


Fig. 5d