

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 957 324**

51 Int. Cl.:

A61M 16/20 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.02.2019** **E 19159694 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.07.2023** **EP 3701992**

54 Título: **Dispositivo de suministro de gas con bolsa deformable y sensores de presión diferencial**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
17.01.2024

73 Titular/es:

**L'AIR LIQUIDE, SOCIETE ANONYME POUR
L'ETUDE ET L'EXPLOITATION DES PROCEDES
GEORGES CLAUDE (100.0%)
75, Quai d'Orsay
75007 Paris, FR**

72 Inventor/es:

BOULANGER, THIERRY

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 957 324 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 de suministro de gas con bolsa deformable y sensores de presión diferencial

5 La presente invención se refiere a un dispositivo de suministro de gas utilizable en diversos lugares para el tratamiento de pacientes, tales como hospitales, consultorios médicos o dentistas, en casa...

10 Algunas terapias requieren la administración de una mezcla de gases a los pacientes. Así, una mezcla equimolar (50 %/50 %) de óxido nitroso (N_2O) y oxígeno (O_2) se puede utilizar para aliviar la ansiedad, proporcionar sedantes ligeros o tratar el dolor.

En términos generales, se puede administrar un gas (es decir, gas o mezcla de gases) a un paciente de forma continua o intermitente, es decir, periódicamente.

15 Durante una administración continua, se proporciona un flujo continuo de gas que excede la ventilación minuto del paciente (es decir, el volumen promedio de gas inhalado por el paciente durante 1 minuto) tanto durante las fases de inhalación como de exhalación del paciente. Durante las fases de inhalación, el paciente inhala el gas contenido en un depósito inflable, mientras que durante las fases de exhalación, el gas se almacena en el depósito inflable para preparar la siguiente fase de inhalación.

20 Desafortunadamente, una administración continua adolece de varios inconvenientes:

- se debe comprobar frecuentemente la ventilación minuto del paciente y ajustar el flujo de gas, si es necesario.
- dependiendo del flujo de gas, una cantidad importante (> 33 %) de gas se desperdicia, por ejemplo se libera a la atmósfera, sin ser inhalado por el paciente.
- el depósito suele estar cerca del paciente y además es incómodo y ruidoso debido al suministro turbulento del gas, lo que provoca molestias al paciente.

Además, para garantizar un suministro intermitente de gas, se puede utilizar una válvula según demanda, que se abre proporcionalmente solo cuando se produce una depresión (presión negativa), p. ej., durante las fases de inhalación del paciente, mientras que está cerrada durante las fases de exhalación del paciente.

35 Sin embargo, las válvulas según demanda no son ideales y también tienen inconvenientes, como:

- requieren de los pacientes esfuerzos respiratorios importantes para mantener la demanda respiratoria, lo que puede provocar el agotamiento de los pacientes débiles, tal como aquellos que padecen EPOC.
- si el esfuerzo respiratorio no es suficiente, la válvula no se puede activar y el gas no se suministra.
- en caso de respiración rápida y superficial, el tiempo de respuesta de la válvula puede ser demasiado lento, lo que afecta negativamente a la terapia con gas.
- algunas partes mecánicas (por ejemplo, membranas, resortes) de dichas válvulas pierden sus propiedades con el tiempo, lo que implica cierto desajuste entre la demanda del paciente y el suministro de gas.

50 El documento WO-A-2016/063168 da a conocer un sistema para controlar un caudal de fuga durante una terapia respiratoria que comprende un paso de gas principal en comunicación fluida con un generador de presión que puede ser una bomba, un soplador, un pistón o un fuelle; una unidad de procesamiento; uno o varios sensores para medir parámetros del flujo de gas, tales como un parámetro operativo del generador de presión; y una válvula de fuga para controlar fugas durante la terapia. La válvula de fuga está dispuesta aguas abajo del paso de gas principal, concretamente cerca de la interfaz del paciente, es decir, una máscara respiratoria o similar.

60 En este contexto, existe la necesidad de un sistema o dispositivo de suministro de gas mejorado que proporcione una respiración cómoda y fácil al paciente y que coincida con la ventilación minuto del paciente, incluso para pacientes débiles, tales como pacientes que padecen EPOC o similares.

Una solución según la presente invención se refiere a un dispositivo de suministro de gas que comprende un conducto de gas interior en comunicación fluida con un depósito deformable y una unidad de procesamiento, caracterizado por que comprende además:

- un primer sensor de presión diferencial que coopera con la unidad de procesamiento para determinar una presión (P) en el depósito deformable, es decir, una presión de gas,
- una válvula proporcional dispuesta en el paso de gas interior para controlar el caudal de gas en dicho paso de gas interior, estando dicha válvula proporcional dispuesta aguas arriba del depósito deformable,

en donde la unidad de procesamiento controla la válvula proporcional para ajustar el caudal de gas que pasa a través de dicha válvula proporcional en función de dicha presión (P) en el depósito deformable.

Dependiendo de la realización, el dispositivo de suministro de gas según la presente invención puede comprender una o varias de las siguientes características:

- el primer sensor de presión diferencial está configurado o controlado para mediciones de presión operativa de la presión (P) en intervalos de tiempo dados, preferiblemente cada 20 ms o menos, más preferiblemente cada 5 ms o menos.
- la presión (P) se determina en intervalos de tiempo dados, preferiblemente cada 20 ms o menos, más preferiblemente cada 5 ms o menos.
- la unidad de procesamiento (51) está configurada para procesar al menos una señal de medición de presión suministrada por el primer sensor de presión diferencial (281) y calcular la presión (P) usando al menos una señal de medición de presión procesada.
- la presión (P) se calcula utilizando señales suministradas por el primer sensor de presión diferencial y procesadas por la unidad de procesamiento.
- la presión (P) depende de la cantidad de gas contenida en el depósito deformable y está comprendida entre:
 - o una presión en reposo (Preposo) correspondiente a un depósito deformable lleno de gas, y
 - o una presión desinflada determinada (P_{máx}) correspondiente a un depósito deformable al menos parcialmente desinflado, siendo P_{máx}<Preposo.
- el primer sensor de presión diferencial está situado inmediatamente aguas abajo del depósito deformable para medir la presión (P) en el depósito deformable.
- el primer sensor de presión diferencial está dispuesto y configurado para medir la presión (P) en el depósito deformable.
- la unidad de procesamiento está configurada para controlar la válvula proporcional para establecer o modificar (es decir, ajustar) el caudal de gas que atraviesa dicha válvula proporcional proporcionalmente a la presión (P). En otras palabras, la unidad de procesamiento ajusta el caudal de gas que atraviesa la válvula proporcional de manera que sea proporcional a la presión (P).
- la unidad de procesamiento controla la válvula proporcional para aumentar o disminuir el caudal de gas que atraviesa, es decir, que pasa a través de la válvula proporcional en función de la presión (P). Por ejemplo, cuando la presión (P) disminuye, entonces el caudal de gas aumenta, ya que una disminución de la presión significa que el depósito se desinfla al menos parcialmente, y viceversa.
- el paso de gas interior comprende uno o varios conductos o similares.
- el depósito deformable está hecho de un material flexible, preferiblemente un material de caucho o similar, tal como caucho de silicona LSR de NuSil.
- el primer sensor de presión diferencial está dispuesto en el paso de gas interior, aguas abajo del depósito deformable.
- el primer sensor de presión está configurado para enviar una (es decir, una o varias) señal de medición de presión en intervalos de tiempo dados, por ejemplo cada 20 ms o menos, preferiblemente cada 5 ms.
- la unidad de procesamiento está configurada para:

- 5 a) procesar la(s) señal(es) de medición de presión suministradas por el primer sensor de presión diferencial, y
b) deducir de dicha(s) señal(es) de medición de presión, la presión (P) en el depósito deformable. En realidad, la presión (P) refleja un grado de inflado/desinflado del depósito deformable, que corresponde a un volumen residual de gas en el depósito, por ejemplo depósito lleno, vacío o intermedio.
- 10 - la unidad de procesamiento comprende uno (o varios) microprocesador(es), preferiblemente un microcontrolador.
- 15 - la unidad de procesamiento comprende un (o varios) microprocesador que ejecuta uno o varios algoritmos, preferiblemente uno (o varios) microcontroladores.
- la unidad de procesamiento comprende una (o varias) memoria(s) para almacenar información, datos, mediciones de señales..., en particular tablas de consulta o similares.
- 20 - comprende además una carcasa, preferiblemente hecha de polímero o similar.
- en dicha carcasa están dispuestos el paso de gas interior, el depósito deformable, la válvula proporcional, la unidad de procesamiento y los medios de detección.
- el paso de gas interior está conectado de forma fluida a una fuente de gas terapéutico.
- 25 - la fuente de gas terapéutico es un cilindro de gas.
- la fuente de gas terapéutico contiene N_2O , preferiblemente una mezcla de N_2O y oxígeno (O_2).
- la fuente de gas terapéutico contiene una mezcla binaria N_2O/O_2 que contiene 50 % en moles o menos de N_2O y oxígeno (O_2) para el resto.
- 30 - la fuente de gas terapéutico contiene una mezcla equimolar N_2O/O_2 (50/50 % en moles).
- comprende además un sensor de oxígeno dispuesto en el paso de gas interior para medir la concentración de oxígeno en el flujo de gas que circula en dicho paso de gas interior.
- 35 - el sensor de oxígeno está dispuesto delante del depósito flexible.
- el paso de gas interior está conectado de manera fluida a una línea de entrada de aire, preferiblemente aguas arriba del depósito flexible y/o aguas abajo de la válvula proporcional, es decir, en el medio.
- 40 - el sensor de oxígeno está dispuesto entre la línea de entrada de aire y el depósito flexible.
- comprende además un sensor de flujo dispuesto en el paso de gas interior para medir el flujo de gas (es decir, el caudal) que circula en el lumen de dicho paso de gas interior.
- 45 - el sensor de flujo está dispuesto aguas abajo de la válvula proporcional para medir el flujo de gas suministrado por dicha válvula proporcional.
- 50 - el sensor de flujo está dispuesto aguas arriba del depósito flexible, preferiblemente aguas arriba del sensor de oxígeno, más preferiblemente aguas arriba de la línea de entrada de aire.
- el sensor de flujo es un sensor de flujo másico o un sensor de presión diferencial.
- 55 - el depósito deformable comprende (en reposo) un volumen interno de aproximadamente entre 0,5 y 3 litros.
- el depósito deformable comprende una pared periférica que tiene un espesor de entre aproximadamente 0,10 y 0,90 mm, normalmente de entre aproximadamente 0,25 y 0,50 mm.
- 60 - uno (o varios) elemento(s) de válvula unidireccional está dispuesto en el paso de gas interior aguas abajo del depósito deformable.
- 65 - el primer sensor de presión diferencial está dispuesto entre el depósito deformable y la conexión de fluido aguas arriba del conducto de derivación al paso de gas interior.

- el primer sensor de presión diferencial comprende un primer puerto de detección a presión atmosférica (es decir, condiciones ambientales) y un segundo puerto de detección dispuesto en el paso interior.
- 5 - comprende además un (o varios) elemento de válvula unidireccional dispuesto en el paso de gas interior, aguas abajo del depósito deformable.
- 10 - el primer sensor de presión diferencial está dispuesto entre el depósito deformable y el o los elementos de válvula unidireccional.
- 15 - comprende además un segundo sensor de presión diferencial dispuesto para medir la caída de presión generada por dicha válvula unidireccional, cuando un flujo gaseoso la atraviesa.
- 20 - el segundo sensor de presión diferencial está dispuesto en un conducto de derivación conectado de manera fluida al paso de gas interior, en ubicaciones aguas arriba y aguas abajo de la válvula unidireccional.
- 25 - el segundo sensor de presión diferencial suministra señal(es) de presión a la unidad de procesamiento. Estas señales son procesadas por la unidad de procesamiento para deducir de ellas al menos un valor de caída de presión correspondiente a la caída de presión a través del elemento o elementos de válvula unidireccional.
- 30 - comprende además una fuente de energía para proporcionar corriente eléctrica a los diferentes componentes o partes del dispositivo que la necesitan para funcionar.
- 35 - comprende además una interfaz hombre-máquina, tal como una pantalla táctil y botones o similares.
- comprende además una pantalla digital.
- comprende además un actuador de encendido/apagado, tal como un botón, un interruptor táctil o similar para encender o apagar el dispositivo.
- comprende además un sistema de alarma para avisar al usuario en caso de que haya un problema que afecte al dispositivo o al gas, por ejemplo, un fallo de una válvula o un sensor, una composición de gas incorrecta (por ejemplo, una mezcla hipóxica)... El sistema de alarma puede proporcionar señales de alerta sonoras y/o visuales.

La presente divulgación también se refiere a un método para proporcionar un gas respiratorio a un paciente, es decir, un ser humano, que lo necesita, que comprende:

- 40 a) proporcionar un dispositivo de suministro de gas según la presente divulgación
- b) administrar un gas respiratorio a las vías respiratorias del paciente usando dicho dispositivo de administración de gas.

Dependiendo de la realización, el método para proporcionar un gas respiratorio a un paciente según la presente divulgación puede comprender una o varias de las siguientes características:

- 50 - comprende además proporcionar una fuente de gas respiratorio, preferiblemente un cilindro de gas que contiene el gas respiratorio, especialmente un gas terapéutico.
- 55 - el gas respiratorio contiene un gas terapéutico que contiene uno o varios compuestos gaseosos, es decir, un gas o una mezcla de gases.
- 60 - el gas terapéutico contiene N_2O .
- el gas terapéutico contiene una mezcla de N_2O y oxígeno (O_2).
- el gas terapéutico contiene una mezcla N_2O/O_2 que contiene 50 % en moles o menos de N_2O y oxígeno (O_2) para el resto.
- 65 - el gas terapéutico contiene una mezcla equimolar N_2O/O_2 (50/50 % en moles).
- conectar de manera fluida la fuente de gas respiratorio al dispositivo de suministro de gas, preferiblemente por medio de una primera manguera flexible o similar.

- conectar además de manera fluida el dispositivo de suministro de gas a las vías respiratorias del paciente, preferiblemente por medio de una segunda manguera flexible o similar.
- el gas respiratorio se suministra al paciente por medio de una interfaz respiratoria, tal como una máscara respiratoria o similar, preferiblemente una máscara oronasal.
- Además, la divulgación también se refiere a un conjunto de suministro de gas que comprende:
 - un dispositivo de suministro de gas que comprende un paso de gas interior según la presente invención,
 - una fuente de gas, tal como un cilindro de gas equipado con una válvula, en comunicación fluida con el paso de gas interior del dispositivo de suministro de gas para proporcionar un gas respiratorio al dispositivo de suministro de gas, y
 - una interfaz respiratoria, tal como una máscara respiratoria, en comunicación fluida con el paso de gas interior del dispositivo de suministro de gas para recibir el gas respiratorio proporcionado por dicho paso de gas interior.

La presente divulgación se explicará con más detalle en la siguiente descripción ilustrativa de una realización de un dispositivo de suministro de gas según la presente divulgación que se hace en referencias a los dibujos adjuntos, en los que:

- La Figura 1 es una representación esquemática de una realización de un dispositivo de suministro de gas según la presente invención,
- la Figura 2 muestra la arquitectura interna del dispositivo de suministro de gas de la Figura 1,
- las Figuras 3 a 6 ilustran el primer sensor de presión diferencial del dispositivo de suministro de gas de la Figura 2 para determinar la presión P, y
- las Figuras 7 a 9 representan curvas de presión y volumen obtenidas con el dispositivo de suministro de gas de las Figuras 1 y 2.

La Figura 1 es una representación esquemática de una realización de un dispositivo de suministro de gas 1 según la presente invención. El dispositivo de suministro de gas 1 comprende una carcasa 2 o cubierta, por ejemplo hecha de polímero, que comprende componentes del dispositivo de suministro de gas 1, como se detalla a continuación con referencia a la Figura 2.

Una fuente de gas 3, tal como un cilindro de gas 30 equipado con una válvula 31, proporciona un gas respiratorio, es decir, un gas o una mezcla de gases, al dispositivo de suministro de gas 1 por medio de una tubería de gas 32, tal como una manguera flexible o el similar, que está conectado de manera fluida a un puerto de entrada 33 del dispositivo de suministro de gas 1. El gas respiratorio circula dentro del dispositivo de suministro de gas 1, como se detalla a continuación, y posteriormente se transporta a un paciente PAC por medio de un tubo flexible 13, es decir, un conducto, una manguera o similar, que está conectado de manera fluida a un puerto de salida 14 del dispositivo de suministro de gas 1. El gas se administra al paciente PAC por medio de una interfaz respiratoria 10, tal como una máscara respiratoria, que es alimentada por el tubo flexible 13.

En la Figura 1, la interfaz respiratoria 10 es una máscara oronasal que cubre la boca y la nariz del paciente. También pueden ser adecuadas otras interfaces respiratorias. La máscara oronasal 10 presenta un puerto de exhalación 11 y un puerto de inhalación 12. El puerto de inhalación 12 está conectado de manera fluida al tubo flexible 13 que transporta el gas a inhalar desde el puerto de salida 14 del dispositivo 1 al paciente. La válvula de exhalación 11 es preferiblemente una válvula unidireccional que ventila el gas enriquecido en CO₂ exhalado por el paciente P a la atmósfera, y que impide además cualquier reflujo de aire ambiente procedente de la atmósfera, cuando el paciente PAC inhala gas respiratorio, es decir, durante las fases de inhalación. La válvula unidireccional comprende un disco de silicona flexible colocado sobre una superficie perforada que permite el paso del gas unidireccionalmente, es decir, en una única dirección, por ejemplo, la disposición "membrana/superficie perforada" de la válvula vendida por QOSINA con la referencia #97351.

La fuente de gas 3 contiene un gas a presión, por ejemplo una mezcla equimolar (50 %/50 %; % en moles) de N₂O y O₂ a una presión máxima de entre 170 y 250 bares abs (cuando está lleno de gas comprimido). La válvula 31 es preferiblemente una válvula reguladora de presión integrada 31 que suministra el gas a la manguera 32 a una presión reducida dada, por ejemplo una presión reducida de 4 bar abs. La válvula 31 está protegida preferiblemente por una tapa rígida dispuesta alrededor de ella (no mostrada).

En otras palabras, la Figura 1 muestra un conjunto de suministro 1, 3, 10 que comprende el dispositivo de suministro de gas 1 de la presente invención, una fuente de gas 3, tal como un cilindro de gas 30 equipado con una válvula 31,

en comunicación fluida con el paso de gas interior 100 de dicho dispositivo de suministro de gas 1 para proporcionar un gas respiratorio al dispositivo de suministro de gas 1, preferiblemente por medio de una línea de gas 32, conducto o similar, y una interfaz respiratoria 10, tal como una máscara respiratoria, por ejemplo una máscara oronasal, en comunicación fluida con el paso de gas interior 100 del dispositivo de suministro de gas 1 para recibir el gas respiratorio proporcionado por dicho paso de gas interior 100, preferiblemente por medio de un tubo flexible 13, manguera o similar.

La Figura 2 muestra una realización de los diferentes elementos dispuestos en la carcasa 2 del dispositivo 1 de suministro de gas según la presente invención, es decir, de la arquitectura interna del dispositivo 1 de suministro de gas de la Figura 1.

Comprende una placa electrónica 50 que comprende una unidad de procesamiento 51 que incluye un (o varios) microcontrolador que ejecuta uno (o varios) algoritmo(s), que recupera y procesa información, datos y/o mediciones proporcionadas por diferentes actuadores, sensores o similares.

Un paso de gas interior 100, es decir, un conducto o similar, está dispuesto en el alojamiento 2 entre el puerto de entrada 33 y el puerto de salida 14 para transportar gas desde el puerto de entrada 33 al puerto de salida 14. El paso de gas interior 100 comprende varias secciones de paso sucesivas 21, 23, 24, 28.

El puerto de entrada de gas 33 llevado por la carcasa rígida 2 del dispositivo de suministro de gas 1 está en comunicación fluida con la sección aguas arriba 21 del paso de gas interior 100. Una válvula proporcional 22 está dispuesta en el paso de gas interior 100, preferiblemente en la parte aguas arriba del paso de gas interior 100 entre las secciones primera y segunda 21, 23. La válvula proporcional 22 está controlada por el microcontrolador de la unidad de procesamiento 51 para ajustar el flujo de gas que circula en el lumen del paso de gas interior 100 como se detalla más adelante. Se pueden utilizar diferentes tipos de válvulas proporcionales 22, como válvulas proporcionales con referencia IMI FAS FLATPROP o FESTO VEMR.

El flujo de gas que pasa a través y sale de la válvula proporcional 22 se recupera y transporta por el paso de gas interior 100, concretamente la segunda sección 23. Un sensor de flujo 230 está dispuesto en el paso de gas interior 100 para medir el flujo (es decir, el caudal) del gas proporcionado por la válvula proporcional 22.

El sensor de flujo 230 puede ser un sensor de flujo másico o un sensor de presión diferencial, preferiblemente un sensor de presión diferencial. El sensor de flujo 230 está conectado eléctricamente a la unidad de procesamiento 51. El sensor de flujo 230 suministra una señal de flujo que es procesada adicionalmente por la unidad de procesamiento 51, concretamente el microcontrolador. Preferiblemente, se obtiene un flujo volumétrico después de la conversión de la señal de flujo usando una tabla de consulta específica que se memoriza en una memoria que coopera con la unidad de procesamiento 51.

El sensor de flujo 230 también se puede usar para detectar cualquier falla predeterminada de la válvula proporcional 22 o para determinar la cantidad de gas (es decir, volumen) suministrada por la fuente de gas 3.

Además, el dispositivo de suministro de gas 1 según la presente invención también comprende una línea de entrada de aire 250, tal como un conducto o similar, conectada de manera fluida al paso de gas interior 100, aguas abajo del sensor de flujo 230, es decir, ramificada de manera fluida a una tercera sección 24. La línea de entrada de aire 250 proporciona aire ambiental que se mezcla con el gas terapéutico que viaja en el lumen del paso de gas interior 100, preferiblemente un N_2O/O_2 mezcla de gases.

Un sensor de oxígeno 240 está dispuesto además en el paso de gas interior 100, aguas abajo de la línea de entrada de aire 250. El sensor de oxígeno 240 mide la concentración de oxígeno en el flujo de gas que circula hacia el paso de gas interior 100 después de mezclarlo con el aire proporcionado por la línea de entrada de aire 250, es decir, en la tercera sección 24. El sensor de oxígeno 240 tiene preferiblemente un tiempo de respuesta rápido, por ejemplo, 1 s o menos, preferiblemente 200 ms o menos. Se pueden utilizar sensores paramagnéticos, como el sensor llamado Paracube Micro vendido por Hummingbird Technologies.

El sensor de oxígeno 240 también está conectado eléctricamente a la unidad de procesamiento 51 y proporciona mediciones de concentración de oxígeno (es decir, señales) a la unidad de procesamiento 51.

La entrada de aire en la línea de entrada de aire 250 está controlada por un elemento de válvula 251, tal como una membrana en forma de disco, que normalmente prohíbe la entrada de aire en la línea de entrada de aire 250. El elemento de válvula 251 coopera con un actuador 25 que comprende una parte actuante 252, como un vástago o similar, acoplada mecánicamente al elemento de válvula 251. El actuador 25 es controlado por la unidad de procesamiento 51 y actúa sobre el elemento de válvula 251, a través de la parte actuante 252, para permitir o prohibir proporcionalmente la entrada de aire en la línea de entrada de aire 250. Por ejemplo, el elemento de válvula 251 puede moverse hacia arriba para permitir progresivamente que entre aire en la línea de entrada de aire 250 mediante una entrada de aire (es decir, un orificio o similar) o hacia abajo para prohibir o detener progresivamente la entrada de aire en la línea de entrada de aire 250. El actuador 25 puede ser un actuador lineal, por ejemplo un actuador comercializado con la referencia 26DAM por Portescap.

El paso de gas interior 100 del dispositivo de suministro de gas 1 según la presente invención proporciona posteriormente el flujo de gas a un depósito deformable 27, en particular un depósito flexible, dispuesto aguas abajo de la línea de entrada de aire 250 y el sensor de oxígeno 240, y en conexión fluidica con paso de gas interior 100, concretamente con la tercera sección 24.

El depósito deformable 27 comprende una pared periférica flexible 270 que delimita un volumen interno 27a para el gas, formando así una "bolsa deformable" para el gas. En reposo, el depósito deformable 27 presenta un volumen interno 27a de aproximadamente entre 0,5 y 3 litros, por ejemplo.

El flujo de gas entra en el volumen interno 27a del depósito deformable 27 a través de un orificio de entrada del depósito 24a en comunicación fluida con el paso interior 100.

Preferiblemente, las propiedades del depósito deformable 27 son tales que es altamente deformable. Por ejemplo, su pared periférica 270 tiene un espesor de entre aproximadamente 0,25 y 0,5 mm y está hecha de un caucho de silicona biocompatible flexible, tal como la serie LSR comercializada por NuSil.

El gas sale del volumen interno 27a del depósito 27 por un orificio de salida del depósito 24b que está conectado de manera fluida a una sección aguas abajo 28 del paso de gas interior 100 que termina en el puerto de salida 14. Un primer sensor de presión diferencial 281 configurado para medir presiones negativas (es decir, en comparación con la presión atmosférica) de hasta -5 mb, está dispuesto preferiblemente en la sección aguas abajo 28.

En otras realizaciones, el primer sensor de presión diferencial 281 puede estar dispuesto aguas arriba del depósito 27 o en el depósito 27.

El primer sensor de presión diferencial 281 comprende dos puertos de detección que incluyen un primer puerto de detección mantenido en condiciones atmosféricas (es decir, presión atmosférica) y un segundo puerto de detección dispuesto en la sección aguas abajo 28 del paso interior 100. La sección 28 aguas abajo es lo suficientemente grande como para no oponer resistencia alguna a la progresión del flujo. En consecuencia, la presión existente donde está ubicado el primer sensor de presión diferencial 281 se considera equivalente a la presión P en el depósito 27.

Por ejemplo, se puede utilizar el sensor de presión diferencial denominado "serie SDP3X" de Sensirion.

A intervalos de tiempo frecuentes, por ejemplo cada 5 ms, dicho primer sensor de presión diferencial 281 envía una señal de medición de presión a la unidad de procesamiento 51 que procesa dicha señal de medición de presión para determinar, mediante una tabla de consulta específica, la presión P en dicho depósito 27.

Las Figuras 3-6 muestran el depósito flexible 27 del dispositivo de suministro de gas de la Figura 2 en diferentes estados de inflado/desinflado, e ilustran la relación entre la presión P y dichos estados de inflado/desinflado.

La Figura 3 muestra el depósito 27 en reposo, p. ej., condiciones ambientales al volumen interno 27a que está lleno de gas. En este estado, el microcontrolador 51 controla el primer sensor de presión diferencial 281 para realizar una medición de presión. Como se ha explicado anteriormente, el microcontrolador 51 determina, mediante una tabla de consulta o similar, la presión P existente en el depósito 27. Esta presión se llama P_{REPOSO} o presión "en reposo" que es equivalente a 0 ya que la presión en el depósito 27 es igual a la presión atmosférica (es decir, 1 atm).

La transición entre la Figura 3 y la Figura 4 ilustra un desinflado del depósito 27, que se produce cuando la fuerza que actúa sobre la parte exterior 271 (es decir, su superficie exterior) de la pared periférica 270 es mayor que la suma de la fuerza opuesta por dicha pared periférica 270 (es decir, su "flexibilidad") y la fuerza que actúa sobre la parte interior 272 de dicha pared periférica 270.

La Figura 4 representa un estado de desinflado parcial en equilibrio, p. ej., cuando la suma de dichas fuerzas que actúan sobre el depósito 27 es igual a aproximadamente 0. En este estado de desinflado parcial, la fuerza opuesta por la pared periférica 270 sigue siendo insignificante y se puede determinar, por ejemplo, que el equilibrio se alcanza cuando la presión en el volumen interno 27a, que es proporcional a la fuerza que actúa sobre la parte interior 272 de la pared periférica 270, es aproximadamente 0,2 mbar menor que la presión ambiente, es decir -0,2 mbar. El microcontrolador 51 controla el primer sensor de presión diferencial 281 para realizar una medición de presión para medir una presión P en el depósito 27 de aproximadamente -0,2 mbar.

Las Figuras 5 y 6 muestran otros estados del depósito 27.

En la Figura 5, el depósito 27 está aún más desinflado en comparación con las Figuras 3 y 4. Cuanto más se desinfla el depósito 27, más aumenta la fuerza opuesta por su pared periférica 270 hasta volverse predominante. En consecuencia, la presión negativa en el depósito interno 27a puede caer con rapidez, especialmente de forma no lineal (por ejemplo, la relación entre un grado de desinflado del depósito 27 y la presión resultante P en dicho depósito 27 no es lineal).

En la Figura 5, por ejemplo, aunque el depósito 27 está ligeramente más desinflado que en la Figura 4, la presión en el volumen interno 27a ha disminuido drásticamente, hasta alcanzar aproximadamente -2 mbar (a diferencia de -0,2 mbar de la Figura 4). Nuevamente, el microcontrolador 51 controla el primer sensor de presión diferencial 281 para realizar una medición para medir dicha presión de -2 mbar.

Suponiendo que la presión P medida en la Figura 4 representa un desinflado por encima del cual la fuerza opuesta por la pared periférica 270 del depósito 27 rápidamente se vuelve no despreciable, dicha presión P representa un umbral que se denomina " $P_{MÁX}$ ".

Ambas presiones P_{REPOSO} y $P_{MÁX}$ pueden calibrarse en fábrica y almacenarse en la memoria mediante el microcontrolador 51 como umbrales de presión, es decir, límites superior e inferior, cuya función se explicará más adelante.

Alternativamente, en la Figura 6, el depósito 27 está sobreinflado, es decir, la presión existente en el volumen interno 27a del depósito 27 es, por lo tanto, mayor que la presión ambiental (es decir, > 1 atm). En otras palabras, la presión P en el depósito 27 medida por el primer sensor de presión diferencial 281 y procesada por la unidad de procesamiento 51 es positiva, p. ej., mayor que 0 bar (es decir, > 0 bar).

Como se ha analizado, el gas sale del volumen interno 27a del depósito 27 por un orificio de salida del depósito 24b que está conectado de manera fluida a una sección aguas abajo 28 del paso de gas interior 100 que termina en el puerto de salida 14.

Un (o varios) elemento de válvula unidireccional 280 está dispuesto en el paso de gas interior 100, aguas abajo del depósito 27, concretamente entre el orificio de salida del depósito 24b y el puerto de salida 14 de la carcasa 2, para evitar cualquier reflujo de gas. Por lo tanto, el gas exhalado por el paciente PAC se ventila solo a través del puerto de exhalación 11 de la máscara 10 y no puede regresar al depósito 27. La válvula unidireccional 280 está diseñada preferiblemente de manera que se genera a través de ella una caída de presión muy baja (es decir, $< 0,2$ mbar) cuando un flujo de gas la atraviesa. En otra realización, también se pueden usar varios elementos de válvula unidireccional 280 en lugar de solo uno, por ejemplo de 3 a 5 dispuestos en paralelo (no mostrados).

Además, se proporciona un segundo sensor de presión diferencial 29 para medir la caída de presión generada por dicha válvula unidireccional 280 cuando un flujo pasa a través de ella. El segundo sensor de presión diferencial 29 está dispuesto en un conducto de derivación 290 conectado de manera fluida al paso de gas interior 100, aguas arriba y aguas abajo (forma de 'U') de dicha válvula unidireccional 280 para permitir una medición de las presiones en el paso de gas interior 100, en dos ubicaciones 29a, 29b, concretamente aguas arriba 29a y aguas abajo 29b de la válvula unidireccional 280. Las señales de presión medidas por el segundo sensor de presión diferencial 29 se envían y luego son procesadas por el microcontrolador de la unidad de procesamiento 51. Normalmente, las señales de presión se convierten en un flujo usando una tabla de consulta específica correspondiente a la relación presión-flujo de la válvula unidireccional 280. Por ejemplo, se puede utilizar el sensor de presión diferencial "serie SDP3X" de Sensirion.

Preferiblemente, en la carcasa 2 está dispuesta una fuente de energía (no mostrada), como por ejemplo una batería recargable, para suministrar corriente eléctrica (es decir, energía) a todos los componentes que funcionan con corriente eléctrica, como sensores, unidad de procesamiento, válvulas controladas, primer diferencial. Sensor de presión, interfaz hombre-máquina, pantalla digital...

El dispositivo de suministro de gas 1 según la presente invención funciona de la siguiente manera durante el inicio de la terapia, la administración de la terapia y al final de la terapia.

Inicio de la terapia

El inicio de la terapia corresponde a la fase en la que se enciende el dispositivo 1 y el paciente PAC está equipado con una máscara oronasal 10 y comienza a respirar gas respiratorio.

Al controlar el actuador lineal 25 a través del microcontrolador de la unidad de procesamiento 51, se extrae la membrana 251 del conducto de entrada de aire 250, liberando un orificio de entrada para que el aire ambiente entre en el conducto de entrada de aire 250 (véase la Figura 2). En esta etapa, el microcontrolador ordena que la válvula proporcional 22 permanezca cerrada de modo que el único gas que viaja hacia el conducto de gas interno 100 sea el aire ambiente. El depósito deformable 27, que está en comunicación fluida con el conducto de entrada de aire 250, también está en condiciones ambientales y en su posición de "reposo", p. ej., no se le aplica ninguna restricción o fuerza y su volumen interno 27a es máximo. En este estado, la presión P medida corresponde a P_{REPOSO} como se muestra en la Figura 3.

Cuando el paciente comienza a inhalar, cuando la válvula de exhalación 11 está cerrada, se produce una ligera depresión en el puerto de inhalación 12 de la máscara 10, que se extiende hacia el tubo 13, la salida 14 y la sección

aguas abajo 28 del paso de gas interior 100. Como la presión del gas en el volumen interno 27a del depósito 27 es igual a la presión atmosférica, existe una presión diferencial positiva a través de la válvula unidireccional 280 que permite que algo de gas pase a través de dicha válvula unidireccional 280 para satisfacer la demanda respiratoria del paciente. En consecuencia, el volumen interno 27a del depósito 27 se agota y el depósito 27 colapsa en consecuencia, creando a su vez una ligera depresión en el volumen interno 27a que inhala aire ambiente hacia el conducto de entrada de aire 250. La deformación del depósito flexible 27 depende de la demanda instantánea del paciente PAC y de la capacidad del orificio de entrada para permitir que el aire ambiental sea inhalado hacia el conducto de entrada de aire 250 y luego al depósito 27. El depósito deformable 27 se desinfla/colapsa progresivamente y la presión P disminuye a presiones subatmosféricas, como se muestra en las Figuras 4 y 5. En la Figura 5, el depósito deformable 27 está sobredesinflado como se ha explicado anteriormente.

Cuando el paciente comienza a exhalar dentro de la máscara 10, la válvula de exhalación 11 de la máscara 10 se abre para ventilar el gas enriquecido en CO₂ exhalado, que crea una pequeña presión positiva en la máscara 10, que se propaga desde el puerto de inhalación 12 hasta la sección aguas abajo del paso de gas interior 100, a través del tubo 13 y la salida 14. Como el volumen interno 27a del depósito 27 está a presión atmosférica o a una presión ligeramente negativa (como en la Figura 4), existe una presión diferencial negativa a través de la válvula unidireccional 280 que fuerza a dicha válvula unidireccional 280 a cerrarse. Mientras el paciente está exhaland, la propensión del depósito 27 a volver a su estado de reposo, gracias a su flexibilidad, continúa inhalando aire ambiente, si es necesario, en virtud de la conexión de fluido existente entre el conducto de entrada de aire 250, el paso de gas interior 100 y dicho depósito 27. Como resultado, el depósito 27 vuelve a su posición de reposo (es decir, con $P=P_{\text{REPOSO}}$), por ejemplo, el volumen interno 27a es máximo y el paciente está finalizando la fase de exhalación. Las secuencias de inhalación/exhalación pueden entonces comenzar de nuevo.

Durante la fase de iniciación, se puede operar una calibración del sensor de oxígeno 240 ya que el gas que viaja hacia el conducto 100 es aire ambiente (es decir, 21 % de O₂). Una vez que se estabiliza el sensor de oxígeno 240, p. ej., ha estado en contacto con el aire ambiente durante suficiente tiempo, la unidad de procesamiento 51 puede realizar una calibración de dicho sensor de oxígeno 240. Este punto de calibración ayuda a determinar una nueva tabla de consulta que tiene en cuenta cualquier deriva que haya ocurrido en dicho sensor de oxígeno 240 para garantizar una precisión adecuada de la medición de la concentración de oxígeno.

Administración de terapia

La unidad de procesamiento 51 ordena al actuador lineal 25 que empuje la membrana 251 de regreso a una posición cerrada, obstruyendo así el conducto de entrada de aire 250 e impidiendo cualquier ingreso de aire. El único gas que circula por el conducto interior 100 se suministra mediante la válvula proporcional 22, por ejemplo una mezcla de O₂/N₂O (50/50 % en moles). Entonces puede comenzar la terapia y el paciente PAC puede inhalar y exhalar gas gracias a la máscara oronasal 10.

Cuando la válvula de exhalación 11 está cerrada y la presión en el volumen interno 27a del depósito 27 es igual a la presión atmosférica, la ligera depresión que se produce en el puerto de inhalación 12 de la máscara 10 permite que el gas pase a través de la válvula unidireccional 280 para suministrar la demanda respiratoria del paciente. En consecuencia, el volumen interno 27a del depósito 27 se agota y el depósito 27 colapsa (es decir, se deforma) en consecuencia.

Mientras el depósito 27 se agota, la presión P dentro del depósito 27 disminuye en consecuencia. Usando el primer sensor de presión diferencial 281 a intervalos regulares, tales como cada 5 ms, la unidad de procesamiento 51 puede determinar la evolución de la presión P en dicho depósito 27. El microcontrolador 51 está configurado para garantizar que, en cualquier momento, la presión P en el depósito 27 sea lo más cercana posible a P_{REPOSO} , pero nunca mayor que esta y nunca menor que $P_{\text{MÁX}}$.

De hecho, estos dos umbrales superior e inferior, es decir, P_{REPOSO} y $P_{\text{MÁX}}$, definen un intervalo autorizado de desinflado para el depósito 27 durante las fases de inhalación del paciente.

Más precisamente, si la presión P medida por el microcontrolador 51:

- es mayor que P_{REPOSO} correspondiente a la posición en reposo del depósito 27, entonces el depósito 27 se sobreinfla como se muestra en la Figura 6. En otras palabras, la presión en el volumen interno 27a del depósito 27 excede la presión atmosférica (es decir, > 1 atm), lo que significa que parte del gas es expulsado del depósito 27 y se desperdicia al ambiente.
- se vuelve menor que $P_{\text{MÁX}}$, entonces el nivel de desinflado del depósito 27 es demasiado importante, como se muestra en la Figura 5. Esto obliga al paciente PAC a generar importantes presiones negativas para mantener su demanda respiratoria, p. ej., superando la presión negativa existente en el volumen interno 27a, provocando una incomodidad para el paciente.

En otras palabras, durante el transcurso de la inhalación, el microcontrolador de los medios de procesamiento 51 garantiza que el depósito 27 esté en "reposo" (pero no sobreinflado), al tiempo que proporciona mecanismos para no exceder una desinflado parcial por encima de la cual el paciente PAC podría sentir un malestar al respirar en dicho depósito 27.

En otras palabras, el dispositivo 1 de la presente invención está configurado para funcionar en una zona de confort para el paciente, correspondiente al intervalo definido por las presiones P_{REPOSO} y $P_{MÁX}$.

Para hacerlo, el microcontrolador de la unidad de procesamiento 51 controla la válvula proporcional 22 que es alimentada con gas terapéutico por la fuente de gas 3, para permitir el paso de gas terapéutico (por ejemplo, N_2O/O_2), a través de dicha válvula proporcional 22, a un caudal que se relaciona (por ejemplo, proporcional) con la presión P medida como se explica a continuación.

Las Figuras 7 a 9 representan curvas de presión y volumen que se pueden obtener con un dispositivo de suministro de gas 1 como se muestra en las Figuras 1 y 2 equipado con un depósito deformable 27 de, por ejemplo, 1 l (en reposo).

En las Figuras 7-9, la posición en reposo de dicho depósito 27 está representada por una presión P de 0 mbar (es decir, $P_{REPOSO}=0$ mbar), mientras que el estado sobredesinflado (véase la Figura 5), está representado por una presión negativa de -10 mbar. Una presión deseada $P_{MÁX}$ en este caso se establece en aproximadamente -1 mbar, lo que corresponde a aproximadamente 400 ml de gas. La "zona de confort" del depósito deformable 27 está por tanto entre 0 (es decir, P_{REPOSO}) y -1 mbar (es decir, $P_{MÁX}$).

En la Figura 7, la válvula proporcional 22 permanece cerrada, mientras que en las Figuras 8 y 9, la válvula proporcional 22 suministra un flujo que finalmente repone el depósito deformable 27.

Más precisamente, en la Figura 7, cuando el microcontrolador de la unidad de procesamiento 51 controla la válvula proporcional 22 para que permanezca cerrada de modo que ninguna mezcla terapéutica entre en el depósito 27, un volumen "Vextr" (es decir, curva 1: "- - -" en la Figura 7) de gas es extraído del depósito mediante un paciente PAC en el transcurso de una inhalación, lo que corresponde a una desinflado representada por la curva de "presión" (es decir, curva 2: "----" en la Figura 7). Al final de la inhalación, el depósito se ha vaciado unos 650 ml y, en consecuencia, se ha deformado, es decir, P es de aproximadamente -6 mbar, lo que supera el umbral $D_{MÁX}$ establecido de -1 mbar. Esto significa que aproximadamente el 50 % del tiempo de inhalación ocurre fuera de la zona de confort.

Además, en la Figura 8, el microcontrolador de la unidad de procesamiento 51 controla la válvula proporcional 22 de modo que el flujo de gas suministrado por dicha válvula proporcional 22 sea proporcional a la presión P (es decir, en comparación con P_{REPOSO}) determinado por dicho microcontrolador y primer sensor de presión diferencial 281 como, por ejemplo, dado por la siguiente fórmula:

$$\text{Flujo de gas (l/min)} = Q_{MÁX} \cdot [(P - P_{REPOSO}) / (P_{MÁX} - P_{REPOSO})]$$

En otras palabras, si $P=P_{REPOSO}$, entonces el caudal suministrado por la válvula proporcional 22 es igual a 0 Umin, mientras que si $P=P_{MÁX}$, la válvula proporcional 22 es controlada para permanecer completamente abierta para suministrar un flujo de gas máximo (llamado $Q_{MÁX}$), por ejemplo $Q_{MÁX} = 40$ l/min. Por supuesto, el flujo de gas es proporcional en el medio, es decir, la válvula proporcional 22 se controla para que esté parcialmente abierta.

En el ejemplo de la Figura 8, el volumen de gas "Vextr" (curva 1: "- - -") extraído por el paciente PAC se compensa parcialmente con un volumen entrante "Vintrod" (curva 3: "- . . .") que se opone al desinflado del depósito 27. La acumulación de dicho volumen "Vintrod" (curva 3) en el depósito 27 es posible gracias al flujo entrante "Qin" (curva 4: "....") como se muestra en la Figura 9, suministrado por la válvula proporcional 22 siguiendo, por ejemplo, un algoritmo implementado por el microcontrolador de la unidad de procesamiento 51.

Si el desinflado máximo (que ocurrió en la Figura 7) excede la zona de confort del depósito 27, la "presión" (curva 2: "----" en las Figuras 8 y 9) durante la inhalación desciende a menos de -0,5 mbar, es decir, está dentro de lo esperado. En este caso, al final de la inhalación, la "presión" (curva 2) permanece ligeramente por debajo de P_{REPOSO} , por ejemplo a aproximadamente -0,1 mbar.

Cuando el paciente PAC exhala, la válvula de exhalación 11 de la máscara 10 se abre para ventilar el gas enriquecido en CO_2 exhalado, creando una ligera presión positiva en la máscara 10, cerrando así la válvula unidireccional 280. Siguiendo la regla implementada durante la fase de inhalación, el microcontrolador controla la válvula proporcional 22 para garantizar que el depósito 27 regrese a o cerca de su posición en reposo, correspondiente a una presión P medida por el primer sensor de presión diferencial 281 igual o cercana a P_{REPOSO} como se muestra en las Figuras 8 y 9 donde la "presión" (es decir, curva 2: "----") vuelve lentamente a 0 mb, es decir, a la posición en reposo del depósito 27.

Por supuesto, se pueden proporcionar diferentes mecanismos para garantizar que el depósito 27 permanezca en la zona/intervalo de confort, tales como propiedades intrínsecas del depósito 27 (por ejemplo, determinación de $P_{MÁX}$, volumen interno 27a...), características técnicas de la válvula proporcional 22 (por ejemplo, caudal máximo $Q_{MÁX}$...), sofisticación del algoritmo implementado por el microcontrolador (por ejemplo, utilización del control Derivativo Integral Proporcional...).

En esta etapa, el paciente PAC está pasando a una nueva fase de inhalación y el dispositivo 1 está listo para suministrar la próxima demanda de gas cuando el depósito 27 está completamente inflado, es decir, lleno de gas terapéutico.

Fin de la terapia

El fin de la terapia está determinado por un límite de tiempo o por el control del usuario, por ejemplo. El motor paso a paso tira de la membrana 251 para crear un paso 251a para el aire ambiente que puede entrar en el conducto de entrada de aire 250, mientras que el suministro de gas terapéutico se detiene cerrando la válvula proporcional 22. Luego, el paciente puede recuperarse tranquilamente de cualquier sensación de mareo que ocurre con frecuencia durante la administración de N_2O como aire ambiente reemplaza progresivamente la mezcla gaseosa terapéutica en el depósito 27.

En otras palabras, el depósito 27 contiene 50 % (% en moles) de N_2O o menos.

En casos particulares, puede ser aconsejable diluir la mezcla terapéutica con aire ambiente, p. ej., aire proporcionado por el conducto de entrada de aire 250.

Así, se puede determinar que teniendo una concentración de N_2O , C_{N_2O} , da como resultado una concentración específica de O_2 , C_{O_2} : $C_{O_2} = 21 + 29 \cdot C_{N_2O}/50$

Por ejemplo, una concentración establecida C_{N_2O} del 40 % da una concentración resultante C_{O_2} del 44 %.

El microcontrolador de los medios de procesamiento 51 controla tanto la válvula proporcional 22 como el actuador lineal 25 para que cooperen entre sí.

Una primera etapa consiste en fijar la membrana 251 en una posición determinada que crea un paso 251a y permite que el aire ambiente entre en el conducto de entrada de aire 250. La posición de la membrana 251 depende de la concentración de N_2O deseada, C_{N_2O} , con respecto a la concentración de N_2O en la mezcla terapéutica (por ejemplo, 50 %).

La determinación de la posición de la membrana 251 puede realizarse mediante el microcontrolador gracias a una tabla de consulta específica que proporciona una correlación entre el conjunto concentración de N_2O y posición de la membrana 251. Una vez determinada la posición de la membrana 251, el microcontrolador controla la válvula proporcional 22 para proporcionar la cantidad adecuada de mezcla terapéutica. Esto se puede hacer realizando una regulación de circuito cerrado en el sensor de oxígeno 240 con un tiempo de respuesta, p. ej., a aproximadamente 200 ms o menos.

El control de la válvula proporcional 22 se establece y actualiza en tiempo real mediante el microcontrolador para mantener la concentración de oxígeno, C_{O_2} , en el paso de gas interior 100 al valor deseado, por ejemplo 44 %.

En términos generales, se puede usar un dispositivo de suministro de gas 1 según la presente invención para proporcionar un gas respiratorio, especialmente un gas terapéutico, que contenga preferiblemente N_2O y oxígeno, a un paciente que lo necesite.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de suministro de gas (1) que comprende un paso de gas interior (100) en comunicación fluida con un depósito deformable (27) y una unidad de procesamiento (51), caracterizado por que comprende, además:
5 - un primer sensor de presión diferencial (281) que coopera con la unidad de procesamiento (51) para determinar una presión (P) en el depósito deformable (27), y
 - una válvula proporcional (22) dispuesta en el paso de gas interior (100) para controlar el caudal de gas en dicho paso de gas interior (100), estando dicha válvula proporcional (22) dispuesta aguas arriba del depósito deformable (27),
10 en donde la unidad de procesamiento (51) controla la válvula proporcional (22) para ajustar el caudal de gas que pasa a través de dicha válvula proporcional (22) en función de dicha presión (P) en el depósito deformable (27).
2. Dispositivo de suministro de gas según la reivindicación 1, caracterizado por que el primer sensor de presión diferencial (281) está configurado o controlado para mediciones de presión operativa de la presión (P) a intervalos de
15 tiempo dados, preferiblemente cada 20 ms o menos, más preferiblemente cada 5 ms o menos.
3. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la unidad de procesamiento (51) está configurada para procesar al menos una señal de medición de presión suministrada por el primer sensor de presión diferencial (281) y calcular la presión (P) usando al menos al menos una señal de
20 medición de presión procesada.
4. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la unidad de procesamiento (51) está configurada para controlar la válvula proporcional (22) para ajustar o modificar, proporcionalmente a la presión (P), el caudal de gas que atraviesa dicha válvula proporcional (22).
25
5. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el primer sensor de presión diferencial (281) está dispuesto en las proximidades del depósito deformable (27).
6. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la
30 unidad de procesamiento (51) controla la válvula proporcional (22) para aumentar o disminuir el caudal de gas que atraviesa la válvula proporcional (22) en función de la presión (P).
7. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el primer sensor de presión diferencial (281) está dispuesto en el paso de gas interior (100) aguas abajo del depósito
35 deformable (27).
8. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la unidad de procesamiento (51) comprende un microprocesador, preferiblemente un microcontrolador.
9. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el
40 primer sensor de presión diferencial (281) comprende un primer puerto de detección a presión atmosférica y un segundo puerto de detección dispuesto en el paso interior 100.
10. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que
45 comprende además un elemento (o varios) de válvula unidireccional (280) dispuesto en el paso de gas interior (100) aguas abajo del depósito deformable (27).
11. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el primer sensor de presión diferencial (281) está dispuesto entre el depósito deformable (27) y el elemento de válvula unidireccional (280).
50
12. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende además un segundo sensor de presión diferencial (29) dispuesto para medir la caída de presión generada por dicha válvula unidireccional (280).
55
13. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el segundo sensor de presión diferencial (29) está dispuesto en un conducto de derivación (290) conectado de manera fluida con el paso de gas interior (100), en ubicaciones aguas arriba y aguas abajo (29a, 29b) de la válvula unidireccional (280).
60
14. Dispositivo de suministro de gas según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el segundo sensor de presión diferencial (29) envía señales de presión a la unidad de procesamiento (51).
15. Conjunto de suministro de gas (1, 3, 10) que comprende:
65 - un dispositivo de suministro de gas (1) que comprende un paso de gas interior (100) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores,

- una fuente de gas (3), tal como un cilindro de gas (30) equipado con una válvula (31), en comunicación fluida con el paso de gas interior (100) del dispositivo de suministro de gas (1) para proporcionar un gas respiratorio al dispositivo de suministro de gas (1), y
 - una interfaz respiratoria (10), tal como una máscara respiratoria, en comunicación fluida con el paso de gas interior (100) del dispositivo de suministro de gas (1) para recibir el gas respiratorio proporcionado por dicho paso de gas interior (100).
- 5

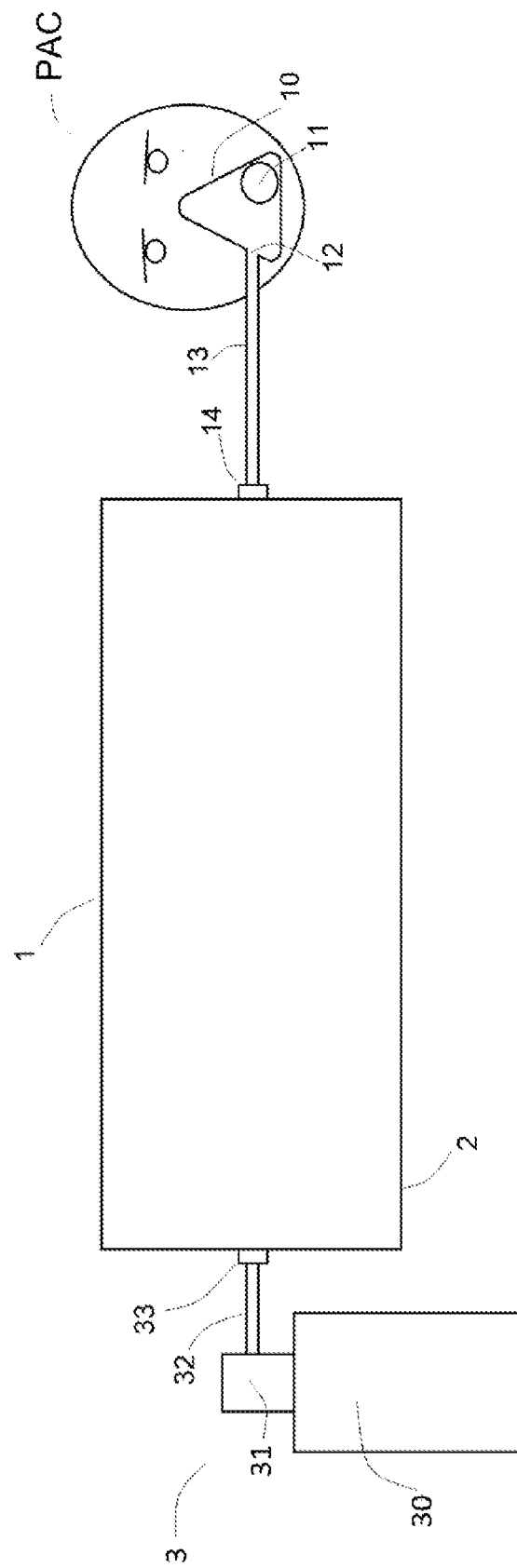
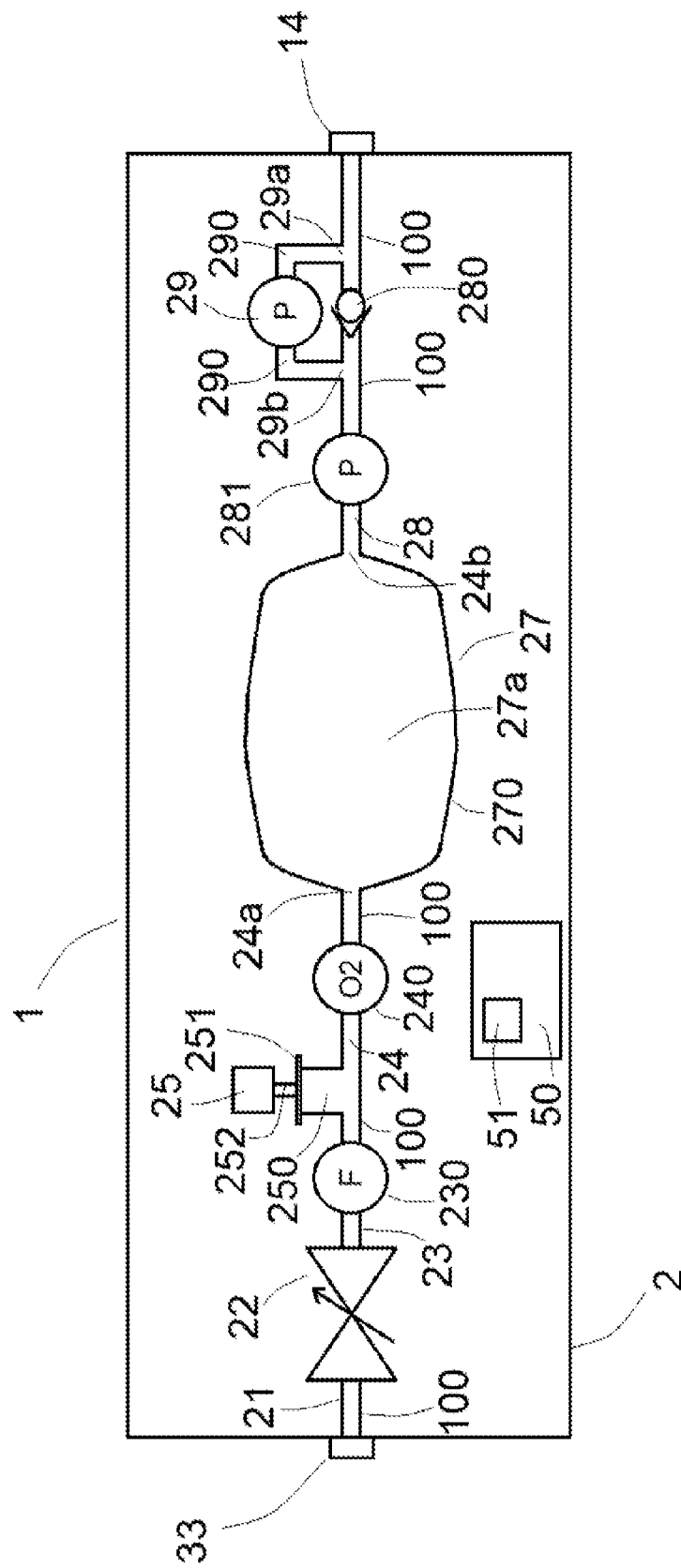


FIG.1



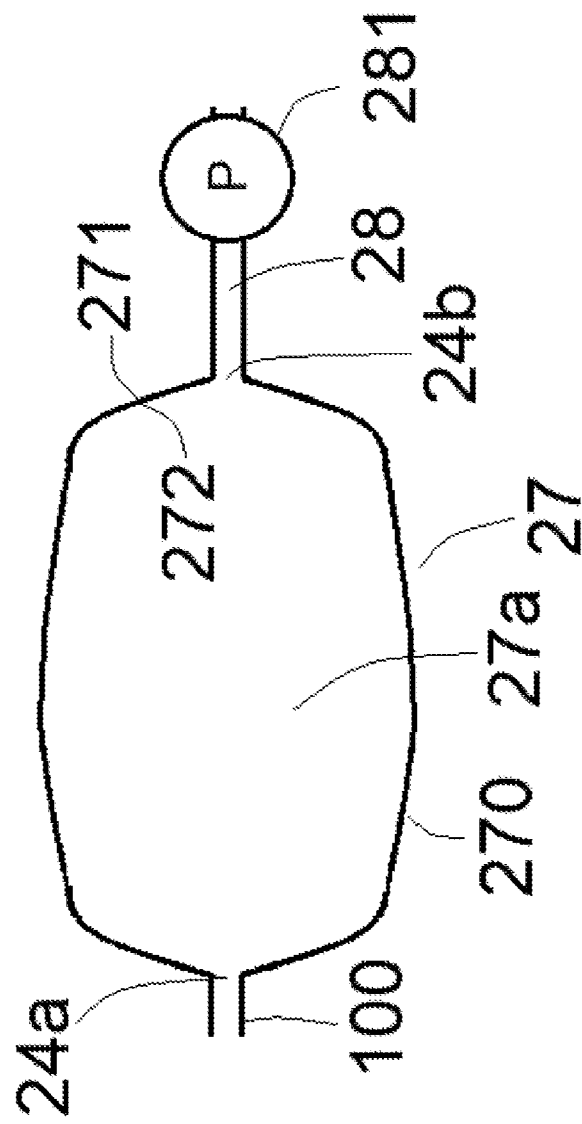


FIG.3

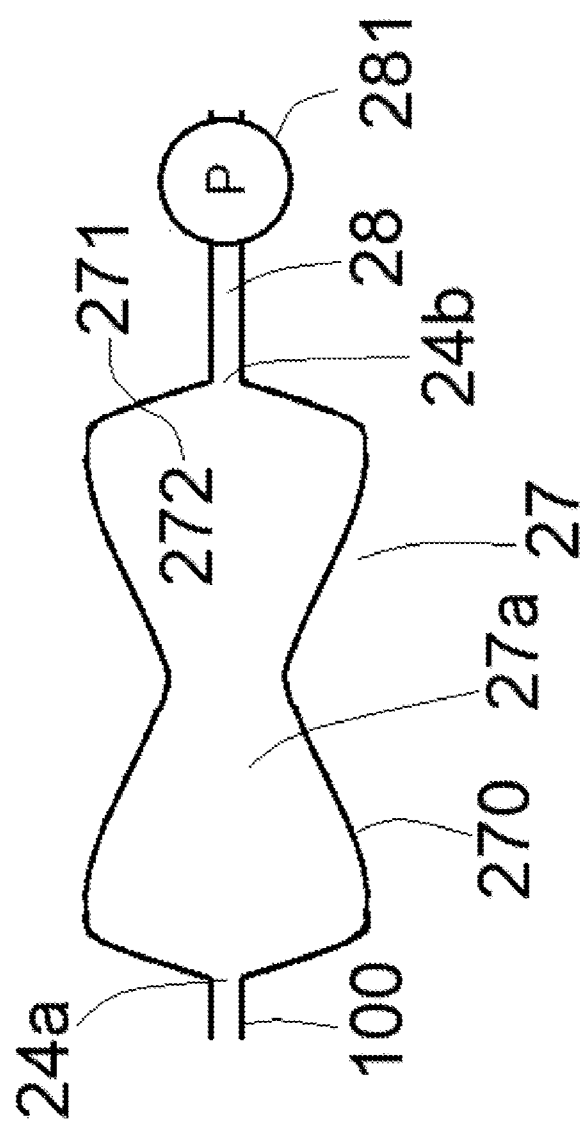


FIG.4

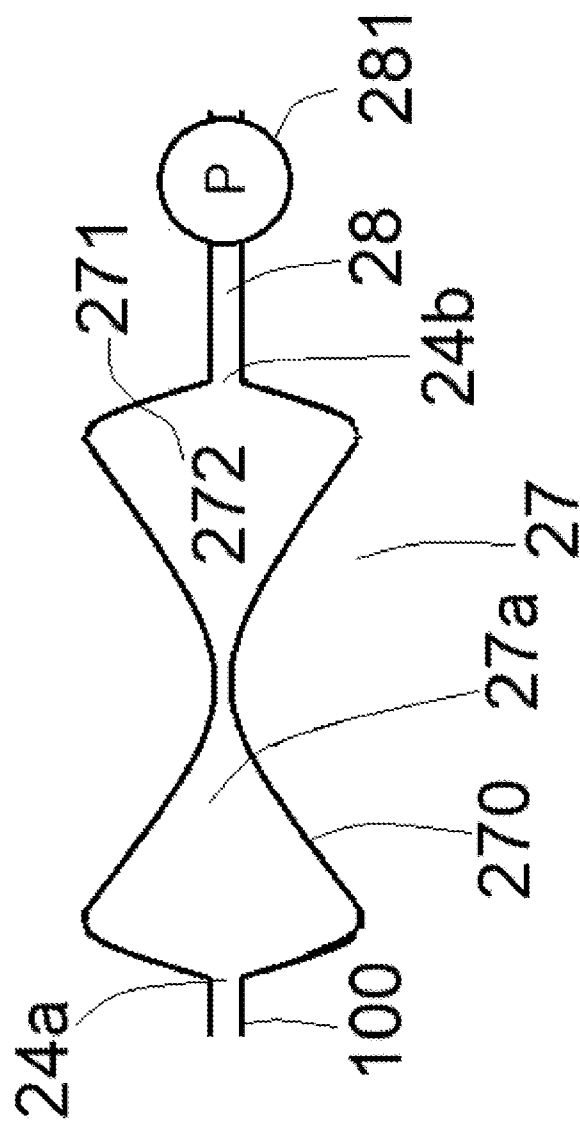


FIG. 5

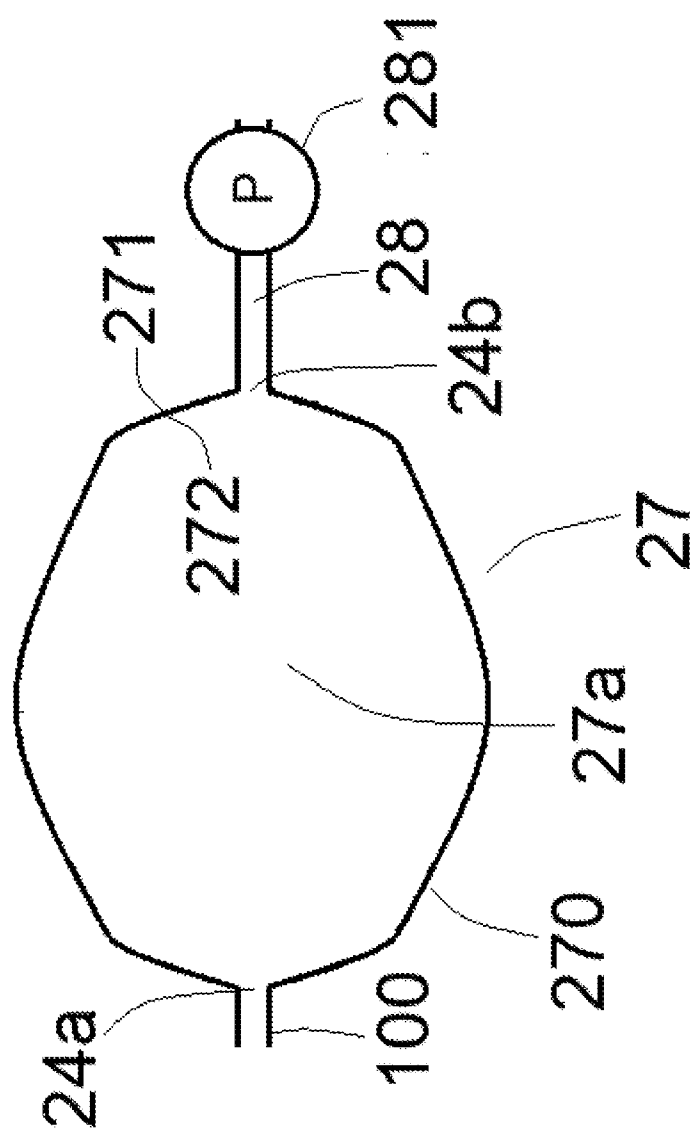


FIG. 6

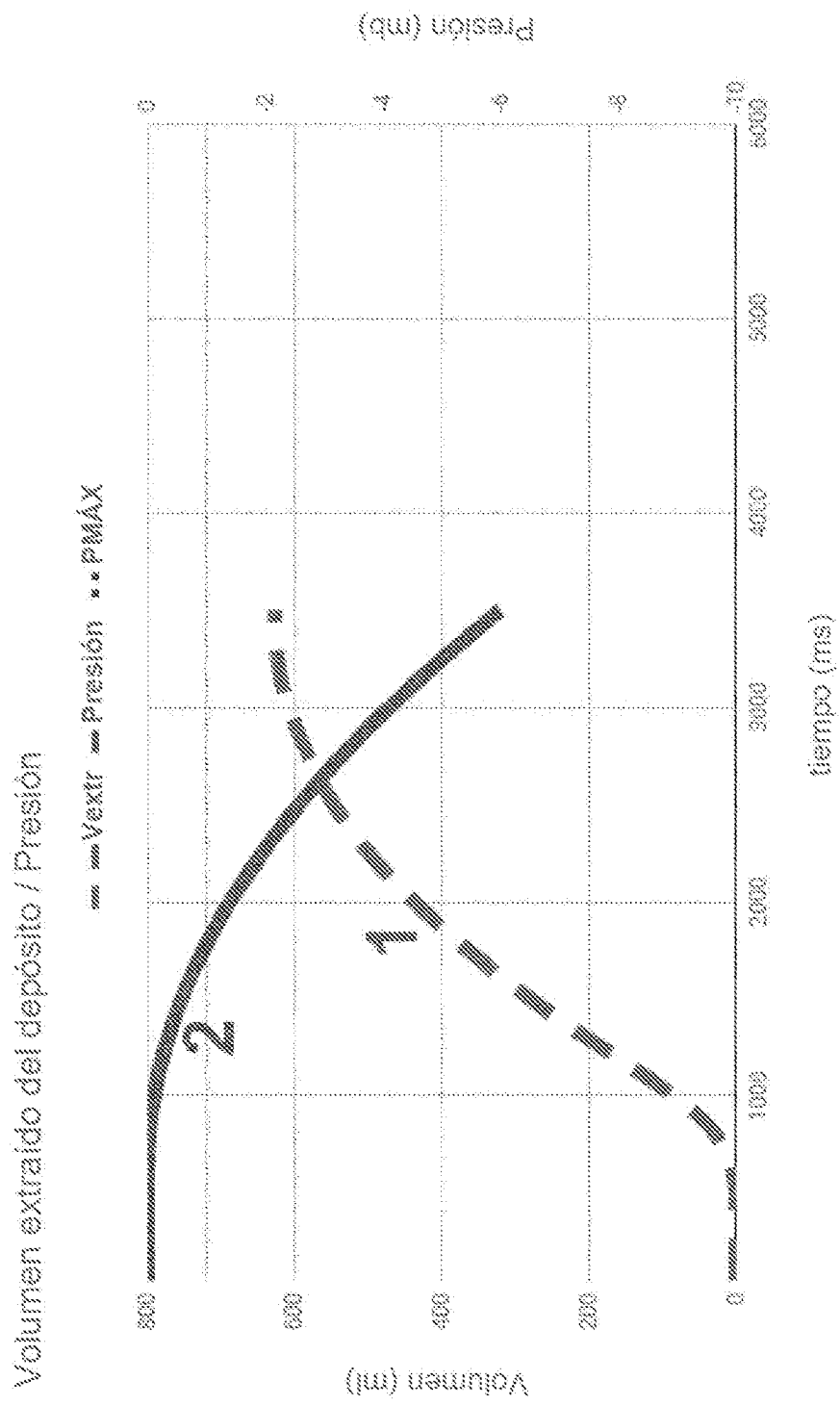


FIG. 7

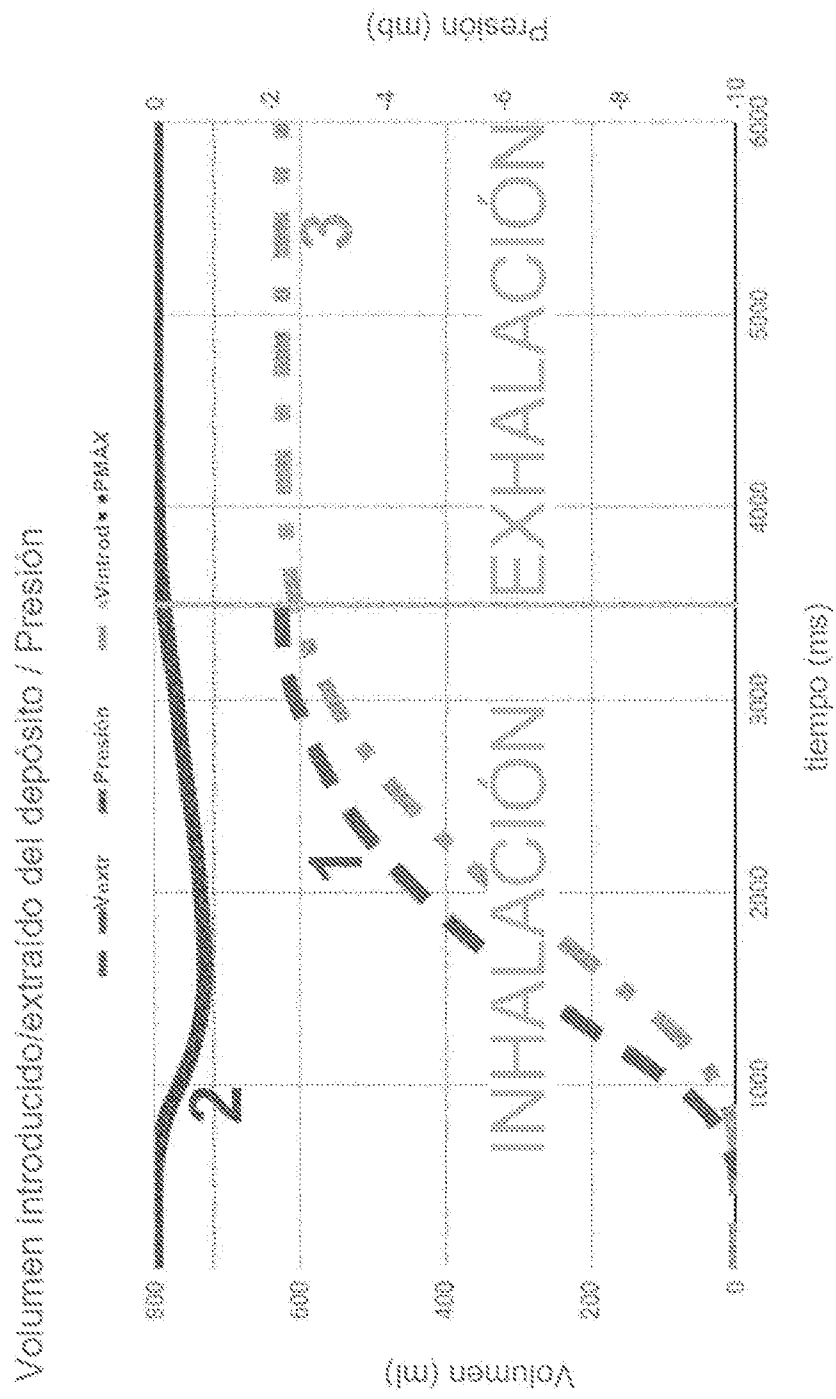


FIG. 8

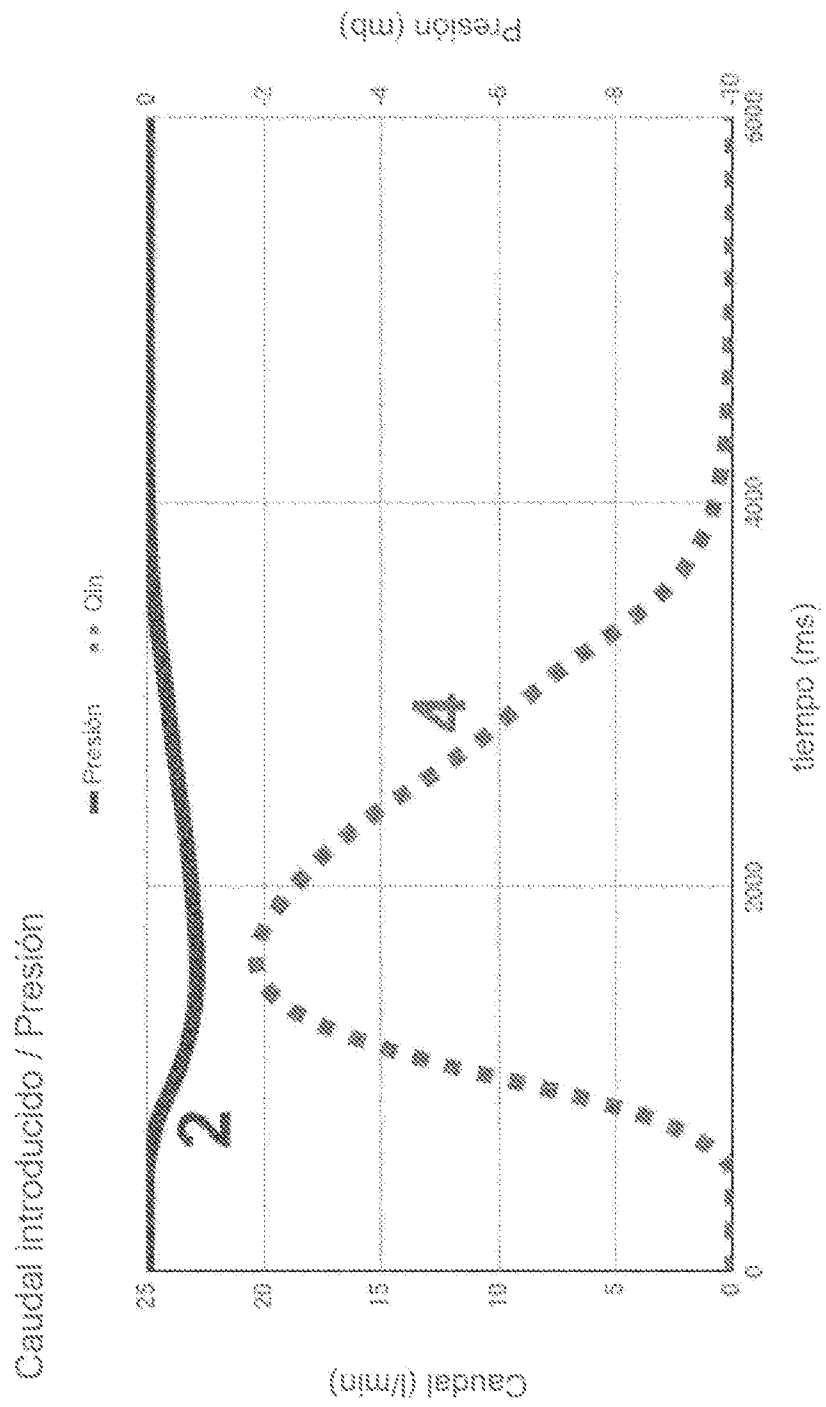


FIG. 9