

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 442 367**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.09.2010 E 10763837 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2013 EP 2482905**

54 Título: **Válvula de demanda de vacío**

30 Prioridad:

29.09.2009 GB 0916971

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

11.02.2014

73 Titular/es:

**LINDE AG (100.0%)
Klosterhofstrasse 1
80331 München, DE**

72 Inventor/es:

**TATAREK, ANDREW RICHARD JAMES y
WEISZL, GUNTHER**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 442 367 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Válvula de demanda de vacío

CAMPO DEL INVENTO

5 El presente invento se refiere a una válvula de demanda de vacío para utilizar en el lado de exhalación de un aparato de respiración para controlar el flujo de gases de exhalación desde un paciente a una tubería de vacío, por ejemplo, una tubería de vacío conectada a una fuente de vacío de un sistema de eliminación de gases residuales hospitalarios.

ANTECEDENTES DEL INVENTO

10 En hospitales y quirófanos, donde se utiliza una gama de gases anestésicos, existe un problema en el tratamiento con el gas exhalado, tal como N₂O. No todos los gases anestésicos inhalados son absorbidos por el paciente, y es indeseable que los médicos clínicos en el área inhalen los gases. Aunque los niveles son bajos, la exposición a largo plazo puede presentar riesgos potenciales para la salud. Los depuradores o neutralizadores existentes de la técnica anterior han sido diseñados para eliminar los gases exhalados sin permitir que se ventilen a la atmósfera.

15 En un sistema de la técnica anterior descrito en el documento US 4.527.558, el sistema depurador de gases incluye una tubería de exhalación que transmite gases de exhalación desde un paciente a una cámara de sobrecarga antes de la descarga eventual a un sistema de vacío. La cámara de sobrecarga proporciona una interfaz entre el sistema de vacío y un múltiple de recogida y está conectada al sistema de vacío a través de un orificio de tamaño predeterminado que limita el flujo al sistema de vacío a un flujo máximo conocido. La cámara de sobrecarga permite normalmente el flujo continuo a través del orificio al sistema de vacío pero actúa como un tampón y está dimensionado para acumular el volumen de cualquier flujo exhalado que excede del flujo continuo durante un ciclo de respiración, incluyendo un exceso de flujo desde el múltiple de recogida en condiciones anormales tal como se ocasiona en una gran exhalación o cuando un paciente tose. Por lo tanto, la cámara de sobrecarga permite un tiempo para eliminar los gases a través del orificio e impedir así la fuga a la atmósfera. Mientras el paciente está exhalando, el gas exhalado que no ha sido extraído al sistema de vacío es extraído de la cámara de sobrecarga. En tanto en cuanto la cámara de sobrecarga sea mayor que la exhalación mayor anticipada y el flujo exhalado medio sea menor que el flujo constante, el sistema impedirá que el gas exhalado entre en los alrededores. La propia cámara de sobrecarga está conectada directamente a la atmósfera a través de una resistencia fija, conocida de tal modo que un exceso de presión en la cámara de sobrecarga por encima de la determinada por la resistencia fija conocida es purgado a la atmósfera. Así, en el caso de una oclusión en la tubería de vacío, el paciente se asegura un trayecto para exhalación. También, en el caso de que un sistema de vacío extraiga gas a un caudal más rápido que el de los gases residuales que entran en la cámara de sobrecarga desde el múltiple de recogida, el gas será extraído de la atmósfera a través de la resistencia fija conocida. La presión es así controlada en la cámara de recogida para impedir un exceso o bien de presión o bien de vacío que afecte a la función de una válvula de demanda normal o un aparato de respiración que suministra el gas que contiene el anestésico.

35 En un sistema de depuración, todos los gases de exhalación del paciente deben ser transferidos al sistema de vacío del hospital. La resistencia a la exhalación debe ser pequeña, para hacerla confortable para el paciente, y para ayudar a lograr la evacuación de los gases exhalados. El paciente no debe ser capaz de volver a respirar los gases de exhalación que ya han sido exhalados en el depurador. El paciente debe estar protegido del flujo de vacío. El paciente debe ser aún capaz de exhalar en el caso de fallo del vacío o de que sea débil. Un médico debe ser capaz de observar que el depurador está funcionando de manera apropiada.

40 En el sistema de la técnica anterior, un flujo de vacío constante es extraído independientemente de la exhalación del paciente. Así, el dispositivo puede utilizar de manera significativa más flujo de vacío que el necesario para el paciente, desperdiciando energía valiosa y provocando un drenaje sobre el sistema de vacío del hospital. Si el flujo de vacío es ajustado para que sea menor, para conservar energía, algunas de las respiraciones exhaladas por el paciente pueden así escapar a la atmósfera.

45 Los sistemas de la técnica anterior deben encenderse y apagarse antes y después de su utilización. Es decir, la conexión de vacío al dispositivo necesita ser activada o desactivada. Si un usuario olvida encender el dispositivo, a continuación un paciente puede exhalar a la atmósfera inadvertidamente. Si un usuario se olvida de apagar el dispositivo después de su uso, habrá un drenaje constante sobre el sistema de vacío del hospital. Existe también una necesidad de ajustar el flujo de vacío para el ciclo de respiración de diferentes pacientes, debido a, por ejemplo, tamaño, estado o condición física y edad de un paciente. En este sentido, los dispositivos de la técnica anterior pueden tener un ajuste para hacer el flujo constante mayor o menor de acuerdo con el tamaño del paciente, necesitando aún otro aspecto que debe ser controlado por un médico clínico, que requiere un juicio previo con el fin de realizar un ajuste.

55 El tamaño de la cámara de sobrecarga tiene que ser mayor que el volumen tidal máximo (la mayor cantidad que puede ser exhalada en una respiración) del paciente más grande capaz de ser encontrado. Por ello, la cámara de sobrecarga debe ser relativamente grande teniendo una capacidad en la región de 2 a 5 litros o alrededor de 500 mm de altura y 100 mm de diámetro, con un peso en la región de 1 a 5 kg. Esto significa que el depurador es grande con relación al equipo médico típico tal como una válvula de demanda o un mezclador de gas y por tanto puede ocupar una cantidad excesiva de espacio y ser inconveniente para moverlo. Además, el tamaño del dispositivo y la cantidad de material utilizado en su

fabricación dará como resultado un coste elevado, incluso aunque la tecnología puede ser simple.

El flujo constante de aire en el sistema de vacío puede provocar un ruido de fondo, donde la cámara de sobrecarga puede actuar como un dispositivo de sonido, amplificar el sonido, lo que puede representar una tensión sobre el paciente y el usuario. Además, hay una indicación muy limitada de que el depurador esté funcionando apropiadamente, ya que no hay partes móviles que observar.

Una válvula de demanda de vacío de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 está descrita en el documento FR 2.395.036 A1.

RESUMEN DEL INVENTO

El presente invento proporciona una válvula de demanda de vacío, o diafragma, para utilizar en el lado de exhalación de un aparato de respiración para controlar el flujo de gases de exhalación desde un paciente a una tubería de vacío, comprendiendo la válvula de demanda:

un alojamiento que tiene una entrada de alojamiento que puede estar conectada a una tubería de exhalación de un aparato de respiración para permitir que fluyan los gases de exhalación al alojamiento desde un paciente y una salida del alojamiento que puede estar conectada a una tubería de vacío para permitir que los gases fluyan desde el alojamiento a la tubería de vacío;

un diafragma que tiene un faldón flexible conectado al alojamiento y una parte rígida soportada por el faldón flexible y que se puede mover en respuesta a la presión de gas en el alojamiento debido a fluctuaciones en el flujo de exhalación;

caracterizado por un miembro de cierre hermético conectado a la parte rígida del diafragma que puede aplicarse con la salida del alojamiento para resistir el flujo de gases desde el alojamiento a la tubería de vacío;

en el que en un primer estado del diafragma, la presión en la tubería de vacío hace que el miembro de cierre hermético se aplique a la salida del alojamiento para resistir el flujo de los gases desde el alojamiento a la tubería de vacío y en un segundo estado del diafragma una presión predeterminada positiva de gases de exhalación en el alojamiento actúa sobre la parte rígida del diafragma haciendo que el miembro de cierre hermético se libere al menos parcialmente de la salida del alojamiento permitiendo que los gases de exhalación fluyan desde el alojamiento a la tubería de vacío y

en el que, el miembro de cierre hermético puede comprender una parte de cierre hermético flexible que en el primer estado del diafragma cierra la salida del alojamiento y cuando la presión en el alojamiento aumenta por encima de la presión predeterminada debido a la exhalación, el diafragma libera la parte de cierre hermético enrollando la parte de cierre hermético para abrir progresivamente la salida del alojamiento.

En condiciones de funcionamiento normales el diafragma puede permanecer en el primer estado con la salida del alojamiento cerrada herméticamente por el miembro de cierre hermético a menos que la presión del gas de exhalación que actúa sobre la parte rígida sea suficiente para mover el diafragma al segundo estado de tal manera que la válvula de demanda cierre el flujo de vacío a la tubería de vacío a menos que la válvula de demanda esté conectada a una tubería de exhalación de un aparato de respiración y el aparato esté en uso.

El movimiento del diafragma puede ser proporcional al flujo de los gases de exhalación que fluyen al alojamiento de tal manera que la cantidad por la que la salida del alojamiento es abierta progresivamente depende de la cantidad de exhalación por un paciente.

La salida del alojamiento puede comprender un asiento que tiene una pluralidad de aberturas a su través para el flujo de gas desde el alojamiento a la tubería de vacío. En este caso, la parte de cierre hermético del miembro de cierre hermético puede estar formada por una membrana y el asiento soporta la membrana entre las aberturas y/o la parte de cierre hermético comprende nervios de refuerzo para soportar la membrana.

La parte rígida del diafragma puede comprender una pluralidad de aberturas a su través para permitir el flujo de gas entre el alojamiento y la atmósfera y la válvula de demanda puede comprender una válvula para cerrar herméticamente de manera selectiva las aberturas en condiciones de funcionamiento normales de la válvula de demanda o abrir las aberturas en condiciones de funcionamiento adversas de la válvula de demanda. A este respecto, las condiciones de funcionamiento adversas pueden comprender una reducción en la presión de vacío en la tubería de vacío de tal manera que el flujo de vacío a la tubería de vacío no es suficiente para succionar los gases de exhalación en el alojamiento, y en el que la válvula abre las aberturas en el diafragma para permitir que los gases de exhalación fluyan a la atmósfera. Uno o ambos del alojamiento y la válvula pueden comprender salientes que se aplican con el otro del alojamiento y la válvula para abrir las aberturas en el diafragma cuando la presión en el alojamiento aumenta por encima de una presión límite superior de tal manera que los gases de exhalación puedan ser evacuados a la atmósfera desde el alojamiento.

Las condiciones de funcionamiento adversas pueden comprender alternativa o adicionalmente el miembro de cierre hermético que cierra herméticamente de forma ineficaz la abertura del alojamiento de tal manera que un flujo de vacío tiene lugar desde el alojamiento a la tubería de vacío cuando el diafragma está en el primer estado, y en el que la válvula

abre las aberturas en el diafragma para permitir el flujo de gas desde la atmósfera al alojamiento.

El alojamiento puede comprender una pared que rodea la salida del alojamiento y cuando la presión en el alojamiento es reducida por debajo de una presión límite inferior, el diafragma se mueve para aplicarse a la pared cerrando herméticamente por ello de manera sustancial la entrada del alojamiento de la salida del alojamiento.

- 5 Al menos una parte del alojamiento puede estar hecha de un material transparente de tal manera que pueda observarse el movimiento del diafragma durante su uso a través del alojamiento.

La entrada del alojamiento puede comprender una válvula de un solo sentido para resistir el flujo de los gases de exhalación desde el alojamiento a la tubería de exhalación.

- 10 Se comprenderá que un paciente tiene un ciclo de respiración que comprende una etapa de inhalación y una etapa de exhalación, y en el que el diafragma está dimensionado preferiblemente de tal manera que la presión predeterminada en el alojamiento a la que el miembro de cierre hermético abre la salida del alojamiento es sobrepasada sólo durante un corto período de tiempo después del comienzo de la etapa de exhalación para evitar la resistencia significativa a la exhalación que es aplicada al paciente mediante la válvula de demanda.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- 15 Con el fin de que el presente invento pueda ser bien comprendido, realizaciones del mismo, que han sido dadas a modo de ejemplo solamente, serán descritas a continuación con referencia a los dibujos adjuntos en los que:

Las figs. 1a y 1b muestran en sección una primera válvula de demanda en un primer estado en la fig. 1a en el que la válvula de demanda está cerrada y en un segundo estado en la fig. 1b en el que la demanda está abierta;

- 20 Las figs. 2a y 2b muestran en sección una segunda válvula de demanda en un primer estado en la fig. 2a en el que la válvula de demanda ha sido cerrada y en un segundo estado en la fig. 2b en el que la demanda está abierta;

La fig. 3 muestra un corte transversal de una tercera válvula de demanda, siendo la tercera válvula de demanda de acuerdo con el invento;

Las figs. 3a, 3b, 3c y 3d muestran alguna de las partes de la tercera válvula de demanda con más detalle;

Las figs. 4 a 7 muestran la tercera válvula de demanda en cada uno de los cuatro estados operativos;

- 25 La fig. 8 es un dibujo esquemático de un aparato de respiración, válvula de demanda y fuente de vacío;

La fig. 9 es un dibujo esquemático de un aparato de respiración, válvula de demanda, trampilla y fuente de vacío; y

La fig. 10 muestra una respiración tidal típica para un adulto que respira con normalidad, un adulto que respira profundamente y un niño.

- 30 La primera y segunda válvulas han sido mostradas en las figs. 1 y 2a y b, respectivamente, con propósito de explicación del invento.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES ILUSTRADAS

- 35 Con referencia a la fig. 8, se ha mostrado una válvula 30 de demanda de vacío, o diafragma, para utilizar en el lado de exhalación de un aparato de respiración 32 para controlar el flujo de los gases de exhalación desde un paciente 34 a una tubería de vacío 36. Las válvulas de demanda conocidas se conectan para controlar el suministro de gas comprimido a un paciente en lugar de para controlar el suministro de gas exhalado a un vacío.

- 40 Un aparato de respiración típico puede comprender una máscara adaptada para ser colocada sobre una nariz y boca de un paciente para permitir que una mezcla de gases anestésicos sea inhalada por un paciente y exhalada a lo largo de una tubería de exhalación 40 a la válvula de demanda 30. La tubería de vacío está conectada a una fuente de vacío, que es típicamente un sistema 38 de eliminación de gases residuales hospitalarios. Usualmente una pared o techo de un hospital tienen un puerto de vacío al que puede conectarse una tubería de vacío desde la válvula de demanda a la fuente de vacío la última de las cuales está situada en cualquier otra parte en un hospital. En el uso de la disposición mostrada en la fig. 8, una mezcla de gases anestésicos es introducida al aparato de respiración 32 de una manera controlada típicamente por un anestesista o desde una válvula de demanda para suministrar gas analgésico tal como N₂O/O₂ al 50/50. Los gases son respirados por el paciente y exhalados a lo largo de la tubería de exhalación 40. La válvula de demanda está configurada para permitir el flujo de gas entre el paciente y la tubería de vacío sólo bajo las condiciones prescritas para evitar lesiones o molestias causadas al paciente al conectar un sistema respiratorio de un paciente directamente al vacío. Como se ha descrito con más detalle a continuación, la válvula de demanda 30 puede además estar dispuesta para permitir que los gases de exhalación sean evacuados a la atmósfera por ejemplo si la tubería de vacío 36 se suelta o pierde parcialmente el vacío. Alternativamente, la válvula de demanda está dispuesta para permitir que la atmósfera sea conectada a la tubería de vacío.
- 50

Con referencia a las figs. 1a y 1b, la válvula de demanda 30 comprende una primera parte de alojamiento 1 que tiene una entrada 2 de alojamiento que puede ser conectada a una tubería de exhalación 40 de un aparato de respiración para permitir que los gases de exhalación fluyan al alojamiento desde un paciente. Una salida 3 de alojamiento puede estar conectada a un puerto de entrada de una tubería de vacío 36 para permitir que los gases fluyan desde el alojamiento a la tubería de vacío. El alojamiento comprende una segunda parte de alojamiento en la forma de una cubierta (no mostrada).

Un diafragma 4 tiene un faldón flexible 4a conectado al alojamiento y una parte rígida 4b soportada por el faldón flexible y que se puede mover en respuesta a la presión de gas en el alojamiento, debido a la exhalación en funcionamiento normal de la válvula. El faldón flexible puede estar hecho de caucho, poliuretano, o un material elastómero similar, y asegurado al alojamiento uniendo, el borde exterior del diafragma que tiene un reborde de material que puede ser estirado sobre el borde superior del cuerpo 1, o un reborde retenido sobre una ranura en una cubierta o tapa, que es una continuación insertada en la parte superior del cuerpo 1, atrapando el reborde (como puede verse en la fig. 3). La parte rígida puede estar formada por un disco circular generalmente rígido hecho de un metal tal como aluminio, o de un plástico rígido, tal como nylon cargado con fibra de vidrio. El diafragma 4 separa el alojamiento en una primera región 42 que como se ha mostrado está por debajo del diafragma y una segunda región 44 por encima del diafragma. La presión en la primera región 42 viene determinada por las fluctuaciones cíclicas en la respiración del paciente. La presión en la segunda región 44 es aproximadamente la atmosférica.

La salida del alojamiento comprende un asiento 6 que tiene una abertura a través de la cual puede fluir gas hasta la tubería de vacío. Un cierre hermético, o miembro de cierre hermético, 5 está conectado, o fijado con relación, a la parte rígida 4b del diafragma. El cierre hermético puede aplicarse con el asiento 6 para resistir el flujo de gases desde el alojamiento a la tubería de vacío 36.

En un primer estado del diafragma como se ha mostrado en la fig. 1a, la presión en la tubería de vacío hace que el cierre hermético 5 se aplique con el asiento 6 para resistir el flujo de gases desde el alojamiento a la tubería de vacío 36. En un segundo estado del diafragma mostrado en la fig. 1b, la presión de los gases de exhalación procedentes de un paciente actúa sobre la parte rígida 4b del diafragma haciendo que el cierre hermético 5 se libere de la salida 3 del alojamiento permitiendo que los gases de exhalación fluyan desde el alojamiento a la tubería de vacío 36. La válvula de demanda está configurada de tal manera que cuando un paciente exhala, el cierre hermético 5 se libera del asiento 6 de manera que los gases de exhalación pueden ser evacuados a lo largo de la tubería de vacío 36 para su eliminación. Cuando un paciente no está exhalando (es decir, está inhalando o haciendo una pausa), el cierre hermético se aplica con el asiento impidiendo por ello la conexión de flujo entre el paciente y la tubería de vacío.

Hay un equilibrio de fuerzas que actúa en la válvula de demanda 30. La presión atmosférica actúa en la segunda región 44 del alojamiento y la fuerza neta que actúa sobre el cierre hermético es determinada por la presión en la primera región 42 del alojamiento con relación a la atmósfera y la presión en la tubería de vacío 36 con relación a la atmósfera. La presión en la tubería de vacío es generalmente constante pero puede variar de tiempo en tiempo dependiendo del sistema de vacío y del flujo de gas a través de la tubería de vacío. En sistemas de vacío de hospital típicos, la presión puede estar en la región de -600 a -1000 mbarg. La presión en la región 42 del alojamiento varía cíclicamente durante el ciclo de respiración de un paciente. A este último respecto, la presión en la región 42 aumenta hasta aproximadamente +0,5 mbarg cuando un paciente exhala.

El cierre hermético es fijo con relación a la parte rígida 4b. Por lo tanto, la fuerza de liberación que actúa sobre el cierre hermético es determinada por la presión en la región 42 multiplicada por el área efectiva del diafragma sobre la que actúa la presión. La fuerza de aplicación que actúa sobre el cierre hermético es determinada por la presión en la tubería de vacío con relación a la atmósfera multiplicada por el área efectiva del asiento 6 sobre la que actúa el vacío. El área efectiva del diafragma y el área efectiva del asiento son seleccionadas de manera que la fuerza de liberación excede de la fuerza de aplicación en una presión predeterminada en la región 42 durante el ciclo de respiración de un paciente. A la presión predeterminada el cierre hermético se libera del asiento extrayendo así los gases de exhalación a la tubería de vacío del alojamiento 1.

Se ha encontrado que una presión predeterminada deseable es aproximadamente de 0,5 mbar por encima de la atmosférica, que puede ser alcanzada por un paciente adulto poco tiempo después de que comience una etapa de exhalación de un ciclo de respiración. La fig. 10 muestra un gráfico de ciclos de respiración típicos para un adulto que respira con normalidad, un adulto que respira profundamente y un niño que pesa 13 Kg. Se verá que para un adulto que respira normalmente, la etapa de inhalación ocurre a lo largo de un tiempo de 0,0 a 1,2 segundos y la etapa de exhalación ocurre a lo largo de un tiempo de 1,2 a 3,0 segundos. Cuando la etapa de exhalación comienza, los gases de exhalación fluyen a lo largo de la tubería de exhalación 40 a la válvula de demanda que aumenta la presión en el alojamiento. La válvula de demanda está configurada de manera que abre la comunicación con la tubería de vacío en un tiempo de entre 1,2 y aproximadamente 1,5 segundos de manera que no es aplicada por la válvula una resistencia significativa a la respiración. La válvula puede requerir un ajuste para que un niño la abra a la presión apropiada.

Se apreciará que con relación a la atmósfera, la presión en la tubería de vacío es muchas veces mayor que cualquier presión de exhalación posible de un paciente. Por ejemplo, la tubería de vacío puede tener una presión de -1000 mbarg mientras que la presión predeterminada puede ser seleccionada para ser de aproximadamente +0,5 mbarg (por encima de la atmósfera). Por consiguiente, con el fin de equilibrar las fuerzas netas sobre el cierre hermético 5 a la presión

predeterminada, el área efectiva del diafragma debe ser significativamente mayor que el área efectiva del asiento. Un diafragma grande aumenta el tamaño de la válvula de demanda y por tanto puede no ser deseable en algunas circunstancias. Las figs. 2a y 2b muestran una válvula de demanda de vacío 45 en la que se ha reducido el tamaño del diafragma.

5 Las figs. 2a y 2b serán ahora descritas utilizando números de referencia similares para características similares descritas en relación a las figs. 1a y 1b.

10 En operación y estructura, la válvula de demanda 45 es similar a la válvula de demanda 30 excepto en que hay prevista una disposición de palanca para dar una ventaja mecánica mayor que 1:1 para aumentar la fuerza de liberación que puede aplicarse al cierre hermético 5 por presión en la región 42 del alojamiento. Por consiguiente, puede reducirse el tamaño del diafragma.

15 La fig. 2a muestra una disposición de palanca en la que el miembro de cierre hermético comprende una palanca 7 que está soportada para movimiento de pivotamiento en el pivote 8. Una primera parte de extremidad del miembro de palanca está conectada por el pivote 9 a la parte rígida 4b del diafragma. Una parte de cierre hermético 5 está situada en una segunda parte de extremidad del miembro de palanca 7. En este ejemplo, la relación de la distancia de la conexión del diafragma desde el pivote 8 a la distancia del cierre hermético del pivote 8 es tal que proporciona una ventaja mecánica de aproximadamente 8:1. En uso, la fuerza producida por la presión en la región 42 de la válvula de demanda es cinco veces mayor que la fuerza producida en la válvula de demanda de las figs. 1a y 1b. Por consiguiente, el área efectiva del diafragma puede ser reducida por un múltiplo de cinco. En la práctica, es difícil lograr una relación de palanca mejor que 10:1, porque, cuando la válvula de demanda disminuye de tamaño, se reduce el espacio para una palanca. La siguiente tabla muestra otros ejemplos de una reducción en el área efectiva del diafragma.

Ventaja mecánica	Diámetro calculado del diafragma	Diámetro exterior real del diafragma que permite 15 mm para el faldón (4a)
1 (sin ventaja para las figs. 1a y 1b)	268	283
2	190	205
5	120	135
10	85	100
20	60	75

En las figs. 3 a 7 se ha mostrado otra válvula de vacío 50. Se utilizarán números de referencia similares para características similares descritas en relación a las figs. 2a y 2b, y 3a y 3b.

25 Una ventaja específica de la válvula de demanda 50 sobre las válvulas de demanda descritas con anterioridad es que el asiento puede ser abierto progresivamente en respuesta a los cambios de presión debidos al ciclo de respiración de un paciente. Por consiguiente, si un paciente exhala con más fuerza la presión de exhalación produce una abertura mayor en el asiento y a la inversa, menos exhalación induce a una abertura menor en el asiento. Por lo tanto, la cantidad de flujo de vacío extraído por la válvula es simplemente proporcional a la cantidad requerida para eliminar los gases de exhalación y por lo tanto se reduce la potencia tomada del sistema de vacío. Además, como el asiento se abre progresivamente, se requiere generar menos fuerza por el diafragma para liberar el cierre hermético del asiento, lo que, en la práctica proporciona un efecto mayor que la ventaja mecánica de una palanca. En las realizaciones previas, el cierre hermético completo es alejado contra el vacío. En esta realización, una pequeña parte del cierre hermético es alejada del diafragma en cualquier punto en la apertura o cierre, reduciendo la fuerza... Por tanto, puede reducirse el tamaño de la válvula de demanda.

35 Con referencia ahora en detalle a las figs. 3, 3a, 3b y 3c, la válvula de demanda 50 comprende un alojamiento 1 de válvula que tiene una entrada 2 y una salida 3. La entrada puede estar conectada a una tubería de evacuación o escape 40 de un aparato de respiración 32 de tal manera que el gas de exhalación de un paciente 34 puede fluir al alojamiento. La salida puede estar conectada con una tubería de vacío 36 de tal manera que los gases de exhalación procedentes del paciente pueden ser evacuados a una fuente de vacío 38.

40 Una válvula 11 de un solo sentido está situada en la entrada 2 que abre para permitir que los gases de exhalación entren en el alojamiento 1 y cierra para resistir el flujo de gas del alojamiento 1 a la tubería de exhalación 40. Una válvula 11 de un solo sentido, como se ha mostrado en la fig. 3, es una válvula de faldón hecho de un material elástico y flexible tal como caucho o poliuretano y es generalmente circular y plano. Un miembro de retención sobresale a través de un agujero central en el faldón para asegurar la parte central del faldón al alojamiento 1. Una parte exterior del faldón es libre de moverse y es cargada contra un asiento 13 en la salida 2 para cerrar la válvula. La válvula es abierta en respuesta al flujo de gases de exhalación que hace que la parte exterior del faldón se separe del asiento 13 proporcionando un paso

de gases entre la válvula y el asiento. En ausencia de flujo desde la tubería de exhalación la válvula es cerrada debido a la carga interna del faldón de la válvula. Por consiguiente, la válvula 11 impide que los gases de exhalación en el alojamiento fluyan nuevamente a través de la tubería de exhalación para ser respirados de nuevo por el paciente.

5 La salida 3 comprende un asiento 6 que tiene una abertura a través de la cual puede fluir el gas desde el alojamiento 1 a la tubería de vacío 36. Un cierre hermético 10 puede aplicarse con el asiento 6 para impedir el flujo de gas a la tubería de vacío. El cierre hermético 10 está conectado de tal manera que un extremo esté fijado a un diafragma 4 y un extremo opuesto esté fijado al alojamiento 1. El cierre hermético comprende una parte de cierre hermético flexible que en un estado del diafragma cierra herméticamente el asiento y en un segundo estado del diafragma es despegado del asiento para permitir que el gas fluya a través de la abertura en el asiento.

10 El cierre hermético, o miembro de cierre hermético enrollado, 10 está mostrado en detalle en la fig. 3c. Una parte de árbol 10g del cierre hermético 10 comprende pestañas opuestas 10d y 10e que fijan el cierre hermético al diafragma 4. El cierre hermético se extiende a través de una abertura en la parte rígida 4f del diafragma y las pestañas se aplican en ambos lados del diafragma. Las pestañas 10d y 10e también posicionan una válvula 12 con relación al diafragma. La válvula 12 será descrita en mayor detalle a continuación.

15 Una parte de extremidad opuesta del cierre hermético 10 comprende dos salientes 10c que pueden ser ajustados por presión en ánimas correspondientes de diámetro ligeramente menor que el de los salientes 10c en la parte de alojamiento 1 para fijar la parte de extremidad opuesta del cierre hermético al alojamiento. Una parte central del cierre hermético 10 es flexible y comprende una parte de cierre hermético 10f que puede cerrar herméticamente contra el asiento 6 o ser enrollada hacia fuera para exponer la abertura o aberturas del asiento, como se ha mostrado en la fig. 3 y de forma más detallada en la fig. 3a.

20 La parte de cierre hermético del cierre hermético puede consistir de una tira, o membrana, de material elástico flexible, delgado (típicamente del orden de 0,2 mm de grosor) tal como caucho de silicona o poliuretano. La previsión de una película de cierre hermético permite que se produzca un cierre hermético más efectivo cuando la membrana es presionada contra el asiento por la diferencia de presión a través del asiento 6. Sin embargo, una membrana puede tender a ser succionada a la abertura del asiento por la presión diferencial a través de la membrana, lo que puede provocar la formación de arrugas en los bordes de la membrana provocando fugas, o puede disminuir el despegado eficaz del cierre hermético lejos del asiento. Por consiguiente, la abertura en el asiento puede consistir de una ranura o una pluralidad de ranuras, 6a como se ha mostrado en la fig. 3a. El material del asiento entre las ranuras actúa como un soporte para la membrana, reduciendo la distancia que la membrana de cierre hermético tiene que salvar sin soporte desde el asiento. Esta disposición reduce la cantidad de material que puede ser succionada a la salida y por tanto reduce la fuga y promueve el enrollamiento eficiente de la membrana.

30 Como se ha mostrado en la fig. 3a, las ranuras 3a generalmente longitudinales proporcionan soporte para el asiento en una dirección (vertical como se ha mostrado). La membrana está soportada en una dirección transversal, u horizontal, por la previsión de nervios 10a que se extienden a través de una parte posterior de la parte de cierre hermético. Los nervios se extienden en una dirección que es perpendicular al movimiento del diafragma para permitir que la parte de cierre hermético sea enrollada. Los nervios ayudan adicionalmente a controlar el diámetro del enrollamiento generado cuando el cierre hermético es despegado del asiento.

35 Si hay previstos nervios, la parte de cierre hermético incluye preferiblemente un área de material 10b que rodea los nervios y que se aplica con una periferia exterior del asiento. El área de membrana 10b es comprimida fácilmente contra el asiento por la presión diferencial a través del cierre hermético y se asienta al ras contra el asiento proporcionando una trayectoria de fuga ampliada desde el alojamiento a la salida 3.

40 Alternativamente, con el fin de soportar la membrana en direcciones perpendiculares (vertical y horizontal), el asiento puede comprender una serie de pequeños agujeros, preferiblemente en la forma de una rejilla. El material del asiento entre los agujeros soporta la membrana de cierre hermético en ambas direcciones horizontal y vertical, lo que puede eliminar la necesidad de los nervios, 10a a través de la membrana.

45 Cuando los gases de exhalación entran en el alojamiento, una fuerza es ejercida por la presión aumentada que levanta el diafragma. La resistencia a la elevación es proporcionada por la presión de vacío en la tubería de vacío que actúa sobre el cierre hermético 10. Para cada unidad de movimiento del diafragma solo se abre una cantidad relativamente pequeña del asiento. Cuando el asiento es abierto inicialmente, el gas puede fluir a través de la pequeña abertura disminuyendo así la presión diferencial entre el alojamiento y la tubería de vacío.

50 Cuando los gases de exhalación entran en la válvula de demanda, el diafragma se mueve más alto o más bajo, de tal manera que el área abierta del asiento, y por tanto el flujo desde la válvula de demanda a la tubería de vacío equilibra el flujo a la válvula. La presión en la cámara 42 permanece sustancialmente constante durante la exhalación. Las aberturas más estrechas y más altas en el cierre hermético disminuyen además la fuerza de liberación requerida, pero requerirían más desplazamiento del diafragma.

55 Esta disposición proporciona una ventaja mecánica efectiva que es mayor que la que es posible en la disposición de la fig. 2 y reduce aún más la posible reducción de diámetro del diafragma.

La válvula descrita puede ser hecha más pequeña que cualquiera de los diseños descritos con anterioridad, y de manera realista dentro de un diámetro de 70 mm, que es de un tamaño que es fácil de empaquetar, y con partes que son baratas de fabricar.

5 El diafragma 4 comprende un faldón flexible 4b y una parte rígida 4a. El faldón flexible está fijado en una periferia exterior al alojamiento entre las partes del alojamiento 1 y 14 que permiten el movimiento de la parte rígida 4a hacia el asiento 6 y lejos de él (hacia arriba y hacia abajo como se ha mostrado en la fig. 3). La parte de cubierta 14 puede contener medios adecuados, tales como orificios de tornillos, clips u otros medios de sujeción, para el montaje de la válvula de demanda 50 a un dispositivo médico. La cubierta 14 tiene un faldón que sobresale hacia abajo que tiene una ranura anular 14d para recibir el faldón flexible y que forma una conexión hermética entre el diafragma y el alojamiento 1. La cubierta 14 10 tiene aberturas, en forma de segmentos, 14c (véase fig. 3b) a través de las cuales puede fluir el gas al alojamiento desde la atmósfera o desde el alojamiento a la atmósfera. La válvula de demanda 50 controla el flujo de gas hacia dentro y hacia fuera del alojamiento a través de las aberturas 14c como se describirá a continuación.

15 El diafragma 4 tiene aberturas 4e que permiten el flujo de gas a su través. Las aberturas 4e están formadas por segmentos situados en una región generalmente central de la parte rígida 4a del diafragma. Una pluralidad de partes de conexión que se extienden radialmente, o radios, 4d se extiende entre los segmentos desde un cubo central a una región exterior de la parte rígida 4g.

20 Una válvula 12 está prevista para cerrar de manera selectiva las aberturas 4e en el diafragma de manera que el gas pueda fluir hacia dentro y hacia fuera de la válvula de demanda. La válvula 12 está formada por una válvula de faldón que tiene una abertura central para recibir el miembro de cierre hermético 10 de tal manera que las pestañas 10d y 10e (ver fig. 3c) fijan la válvula 12 al cubo central del diafragma. El faldón está hecho de un material elástico y flexible tal como caucho o poliuretano y es generalmente circular y plano. El faldón tiene una carga interna que provoca que se asiente al ras contra la parte rígida 4g cerrando por ello las aberturas 4e en el diafragma.

25 La parte de cubierta 14 está mostrada en detalle en la fig. 3b. La fig. 3b es una vista en perspectiva desde debajo de la parte de cubierta. Una pluralidad de salientes 14a sobresalen lejos de la cubierta y están adaptados para extenderse a través de aberturas 4e en el diafragma y hacen tope contra el faldón 12 de la válvula. Si la parte rígida 4f del diafragma se mueve de manera suficiente hacia la cubierta, los salientes 14a hacen que la válvula de faldón 12 se libere del diafragma permitiendo que el gas fluya a través de las aberturas 4e. Los nervios 14b están previstos sobre la cubierta con el fin de espaciar la parte rígida 4a del diafragma de la cubierta para permitir que el gas fluya entre la cubierta y el diafragma, y a través de las aberturas 14c en la cubierta. Cuando la parte rígida 4a se mueve lejos de la cubierta, el 30 faldón 12 de la válvula se mueve bajo su carga interna para cubrir las aberturas 4e e impedir el flujo de gas.

La fig. 3d muestra una disposición alternativa en la que el faldón 12 de la válvula comprende salientes verticales que están adaptados para aplicarse a la parte de cubierta 14 para espaciar una parte exterior del faldón del diafragma cuando el diafragma se ha movido a su magnitud superior de movimiento.

35 La parte de alojamiento 1 comprende una pared 15 que rodea el asiento 6. Cuando se reduce la presión en el alojamiento por una exposición continuada del alojamiento a la tubería de vacío, la parte rígida 4a del diafragma es movida hacia abajo hasta que se aplica a la pared 15 cerrando por ello herméticamente la región 42 del alojamiento desde la región 52 del alojamiento y por consiguiente, cerrando herméticamente de manera sustancial la entrada 2 de la salida 3.

40 A continuación se describirá el uso de la válvula de demanda 50 con referencia a las figs. 4 a 6 y 7, que muestran cuatro estados operativos de la válvula de demanda.

45 En un estado operativo de la válvula de demanda mostrada en la fig. 4, la válvula de demanda está conectada a una tubería de vacío por ejemplo de un sistema de eliminación de gases de residuales hospitalarios. En este estado, la válvula de demanda cierra la tubería de vacío de modo que su energía no es drenada desde el sistema de vacío. La válvula de demanda puede por tanto ser retenida conectada a la tubería de vacío indefinida o alternativamente, si un operario omite desconectar la válvula de demanda de la tubería de vacío, la energía en el sistema no se pierde.

50 En el estado de la fig. 4, la salida 2 puede estar preparada para conexión o conectada a una tubería de exhalación 40 de un aparato de respiración de un paciente. Si la salida 2 no está aún conectada a una tubería de exhalación, como se ha indicado antes, la potencia de vacío no es drenada del sistema porque el cierre hermético 10 cierra el asiento. Si la salida está conectada a una tubería de exhalación, y un flujo insuficiente de gases de exhalación entra en el alojamiento, el cierre hermético permanece en posición cerrando el asiento. Un flujo insuficiente de gases de exhalación ocurre cuando el paciente está inhalando, haciendo una pausa entre las etapas de inhalación y las etapas de exhalación o al comienzo o al final de la exhalación. Típicamente, un flujo suficiente de gases ocurre casi instantáneamente cuando la presión en el alojamiento es aumentada hasta aproximadamente +0,5 mbarg. La velocidad de respuesta depende del peso del diafragma, particularmente la parte rígida, y si el diafragma es conservado ligero, a continuación cualquier retardo debido 55 a la inercia en movimiento no es perceptible en una curva de exhalación típica.

El estado operativo en la fig. 5 muestra la válvula de demanda en condiciones de exhalación normales. Los gases de exhalación que pasan a lo largo de la tubería de exhalación 40 hacen que la válvula de faldón 11 se curve contra su

carga interna formando generalmente una forma de plato que proporciona un espacio para el flujo entre la parte radial exterior del faldón y el asiento 13 de la válvula. La carga interna es preferiblemente seleccionada de manera que la válvula abra fácilmente a una presión que es sustancialmente menor que la presión requerida para abrir el cierre hermético 10. Por lo tanto, a los gases de exhalación se les permite fluir al alojamiento aumentando la presión en el alojamiento.

La presión en el alojamiento en la región 42 actúa principalmente sobre la parte rígida del diafragma y en menor medida sobre el faldón flexible y la junta entre el faldón flexible y la parte rígida. La fuerza resultante sobre el diafragma debida a una presión suficiente en el alojamiento (por ejemplo, a aproximadamente 0,001 bar) hace que el diafragma se mueva en dirección hacia arriba. Cuando la presión es de 1,001 mbar o justo por encima de ella el diafragma se despegue, o enrolla, el cierre hermético 10 abre por ello parcialmente las aberturas en el asiento 6. Como la fuerza requerida para abrir el cierre hermético parcialmente es menor que la fuerza requerida para abrir el cierre hermético completamente, el tamaño del diafragma puede ser reducido si se le compara con las realizaciones previas del invento, particularmente la realización en las figs. 1a y 1b. Cuando el paciente continua exhalando, el diafragma se levanta más alto, haciendo que se abra el cierre hermético de modo más completo para equilibrar el flujo que entra en el alojamiento, y mantiene la presión en el alojamiento al nivel necesario para que el diafragma mantenga el cierre hermético abierto, aproximadamente +0,5 mbarg. La válvula de demanda está configurada de tal manera que el cierre hermético es abierto completamente en o un margen por encima del flujo de exhalación máximo esperado durante un ciclo de respiración de un paciente.

Por consiguiente, la presente disposición tiene dos ventajas. En primer lugar, puede reducirse el tamaño del diafragma. En segundo lugar, la cantidad por la que el cierre hermético es abierto es generalmente proporcional a la presión de exhalación del paciente. Por ello, cuando se requiere que más gases de exhalación sean evacuados al sistema de vacío, un vacío mayor succiona gas del alojamiento, y cuando se requiere que menos gases de exhalación sean evacuados al sistema de vacío, un vacío menor succiona gas del alojamiento. De este modo, no se conecta inadvertidamente al paciente un vacío elevado que pueda provocar lesiones o molestias. Además, la potencia en el sistema de vacío no es consumida cuando no es necesario.

En una disposición alternativa el asiento 6 y la parte de cierre hermético 10f pueden estar horizontales cuando el cierre hermético cierra el asiento (es decir, perpendiculares a la dirección de movimiento del diafragma). Sin embargo, se prefiere que el plano del asiento 6 sea paralelo a la dirección de movimiento del diafragma para mejorar la fuerza de despegue para despegar el cierre hermético 10 lejos del asiento y de este modo el árbol 10g del cierre hermético está en línea con la dirección de movimiento. A este respecto, si el cierre hermético y el asiento estuvieran horizontales, el árbol del cierre hermético se requeriría que oscilara a través de un ángulo desde una posición abierta del asiento a una posición cerrada del asiento.

Se ha indicado anteriormente que una presión de exhalación típica en la región 42 para abrir inicialmente las aberturas del asiento es de aproximadamente +0,5 mbarg. Tal presión permite la apertura del asiento sin una resistencia significativa a la exhalación. La presión de los gases de exhalación durante el ciclo de respiración de un paciente variará desde por debajo de la atmósfera durante la inhalación a aproximadamente +0,5 a 1 mbarg en el pico de exhalación. El ciclo de respiración varía de un paciente a otro paciente y por tanto es deseable ajustar la presión de apertura y la presión de apertura total para una persona media de tamaño y peso calculado mayor. Un paciente adulto de respiración profunda exhala picos de flujo de aproximadamente 100 litros por minuto. Por consiguiente, el tamaño del asiento 6, cuando está totalmente abierto debe ser tal que la presión en la tubería de vacío sea suficiente para aspirar más que esto a la tubería de vacío.

Otro estado de la válvula de demanda 50 está mostrado en la fig. 6. En la fig. 6, la exhalación ocurre, pero no hay flujo de vacío o es insuficiente a través de la tubería de vacío 36 debido, por ejemplo, a un bloqueo en la tubería o una sobrecarga del sistema de vacío. Alternativamente, el flujo de vacío puede ser aceptable pero el paciente puede toser provocando un flujo de exhalación mayor de lo normal. La válvula de demanda 50 está configurada para manejar estas circunstancias adversas sin provocar daños o molestias al paciente.

Como se ha mostrado en la fig. 6, la válvula de faldón 11 es abierta por los gases de exhalación y en este ejemplo la tubería de vacío es bloqueada de tal manera que no se produzca ningún flujo de vacío. Como los gases de exhalación no son succionados a través de la tubería de vacío 36, la presión en la región 42 del alojamiento continua aumentando forzando al diafragma en una dirección hacia arriba. El exceso de presión en el alojamiento provoca que el diafragma se eleve más allá del estado en el que el asiento 6 está totalmente abierto. El movimiento del diafragma de este modo lleva a la válvula de faldón 12 a contacto con los salientes 14a de la cubierta que curvan la válvula de faldón contra su carga interna haciendo que se abra un espacio entre la parte exterior de la válvula de faldón y la parte rígida del diafragma. Cuando la válvula de faldón es curvada de este modo, se abre un trayecto de flujo a la atmósfera a través de las aberturas 4e, entre la cubierta y el diafragma (separados por nervios 14b) y a través de los orificios de ventilación 14c de la parte de cubierta 14. Por consiguiente, cuando un paciente exhala los gases de exhalación son evacuados a la atmósfera y no se acumulan en el alojamiento provocando resistencia a la exhalación. Por supuesto, no es deseable que los gases de exhalación sean evacuados a la atmósfera debido a que estos gases pueden tener un efecto perjudicial sobre la salud a largo plazo de los médicos. Sin embargo, es preferible, en estas circunstancias adversas exponer a los médicos a menores cantidades de gases de exhalación que impedir la exhalación de los pacientes.

Se ha mostrado en la fig. 7, otro estado de la válvula de demanda 50. Aunque es poco probable, el cierre hermético 10 puede resultar defectuoso de tal manera que no cierre totalmente el asiento 6 o el asiento puede estar parcialmente abierto. Si el cierre hermético resulta defectuoso, la tubería de vacío permanecerá abierta o parcialmente abierta exponiendo al paciente a un flujo de vacío incluso cuando el paciente no está exhalando. Como se ha mostrado en la fig. 7, el flujo de vacío desde el alojamiento causa una presión reducida en la región 42 forzando así al diafragma hacia abajo más allá de la posición en la que normalmente se cerraría el cierre hermético. El movimiento continuado del diafragma hace que se aplique a la pared 15 generalmente anular cerrando así herméticamente la salida 3 (y la tubería de vacío 36) de la entrada 2 (y el paciente) de modo que durante la inhalación el paciente no está expuesto al flujo de vacío. Cuando la parte rígida se aplica a la pared 15, el flujo de vacío continúa reduciendo la presión en la región 42. El diferencial de presión a través del diafragma en este estado hace que la válvula de faldón 12 se curve contra su carga interna abriendo así las aberturas 4e en el diafragma de modo que el gas pueda fluir desde la atmósfera a través de los orificios de ventilación 14c, entre la parte de cubierta 14 y el diafragma (separados por los nervios 14b), a través de las aberturas 4e del diafragma y a la región 42 en la que es evacuado a través de la salida 3 a lo largo de la tubería de vacío. Cuando un paciente exhala al alojamiento (no mostrado en la fig. 7), la presión en la región del alojamiento alrededor de la pared 15 actúa sobre la parte rígida del diafragma haciendo que se libere de la pared 15 abriendo por ello un trayecto de flujo entre la entrada 2 y la salida de manera que los gases de exhalación pueden ser evacuados a la tubería de vacío.

En la disposición de la fig. 7, la parte rígida del diafragma y la pared 15 son relativamente inflexibles y no son perfectamente planas de tal manera que no se produce un cierre hermético entre las dos partes. El cierre hermético imperfecto permite una pequeña cantidad de fugas que es deseable. A este respecto, si el cierre hermético fuera perfecto, un ligero defecto en el cierre hermético que se enrolla haría que el diafragma fuera succionado hacia abajo hasta que el cierre hermético 12 es abierto, aumentando la presión requerida para que el diafragma se levante en la exhalación. En una modificación, la pared y/o la parte rígida del diafragma pueden incluir una parte escalonada relativamente pequeña a través de la cual puede fluir el gas a través de la pared de la región 52 a la región 42. Alternativamente, la pared puede incluir uno o más orificios a través de los cuales puede fluir una cantidad controlada de gas.

La válvula de demanda no necesita estar orientada como se ha mostrado en las Figuras con la cubierta 14 en la parte superior y la parte de alojamiento 1 en la parte inferior. La válvula de demanda puede trabajar en cualquier orientación ya que las distintas presiones requeridas para su funcionamiento no dependen de la gravedad.

En otra disposición mostrada en la fig. 9, una de las válvulas de demanda previamente descritas está conectada a la fuente de vacío 38 a través de una trampilla 54. Las trampillas se utilizan normalmente para atrapar cualquier líquido que es extraído a la tubería de vacío, tal como una flema, sangre, aspiración, etc., para impedir su entrada a la fuente de vacío a lo largo de una segunda tubería de vacío 58. De forma más detallada, mientras la fuente de vacío puede ser mantenida aproximadamente a una presión baja constante, la presión en los conductos y particularmente en la tubería de vacío 36 que conecta a la fuente de vacío puede fluctuar con el flujo de gas procedente de la válvula de demanda. Por consiguiente, la trampilla comprende un volumen tampón que puede ser reducido en presión durante la inhalación por un paciente y que puede ser utilizado para evacuar el gas de la válvula de demanda durante la exhalación. Tal disposición permite una presión baja más constante en la tubería de vacío 36. La trampilla puede incorporar un medio de filtro 56 que puede ser de cualquier tipo seleccionado para atrapar partículas y gotitas de líquido que pueden ser succionadas a la trampilla.

En otra disposición de la válvula de demanda, el alojamiento puede ser al menos parcialmente transparente de tal modo que un clínico, por ejemplo un anestesista, una enfermera, o un ODP, puede vigilar la válvula de demanda en uso. El movimiento del diafragma actúa como un indicador de un ciclo de respiración de un paciente y del correcto funcionamiento de la válvula de demanda. Una superficie interna de la parte transparente del alojamiento podría tener un revestimiento anti-vaho para evitar la condensación sobre las superficies transparentes que oscurece la visión de las partes móviles.

REIVINDICACIONES

1. Una válvula (50) de demanda de vacío para utilizar en el lado de exhalación de un aparato de respiración (32) para controlar el flujo de los gases de exhalación desde un paciente (34) a una tubería de vacío (36), comprendiendo la válvula de demanda:
- 5 un alojamiento (1) que tiene una entrada (2) de alojamiento que puede estar conectada a una tubería de exhalación (40) de un aparato de respiración (32) para permitir que los gases de exhalación fluyan al alojamiento (1) desde un paciente (34) y una salida (3) de alojamiento que puede estar conectada a una tubería de vacío (36) para permitir que los gases fluyan desde el alojamiento (1) a la tubería de vacío (36);
- 10 un diafragma (4) que tiene un faldón flexible (4b) conectado al alojamiento (1) y una parte rígida (4a) soportada por el faldón flexible (4b) y que se puede mover en respuesta a la presión de gas en el alojamiento (1);
- caracterizado por un miembro de cierre hermético (10) conectado a la parte rígida (4a) del diafragma (4) que puede aplicarse con la salida (3) del alojamiento para resistir el flujo de gases desde el alojamiento (1) a la tubería de vacío (36);
- 15 en la que en un primer estado del diafragma (4), la presión en la tubería de vacío (36) provoca que el miembro de cierre hermético (10) se aplique a la salida (3) del alojamiento para resistir el flujo de gases desde el alojamiento (1) a la tubería de vacío (36) y en un segundo estado del diafragma (4) una presión predeterminada de gases de exhalación en el alojamiento (1) actúa sobre la parte rígida (4a) del diafragma (4) haciendo que el miembro de cierre hermético (10) se libere al menos parcialmente de la salida (3) del alojamiento permitiendo que los gases de exhalación fluyan desde el alojamiento (1) a la tubería de vacío (36); y
- 20 en la que el miembro de cierre hermético (10) comprende una parte de cierre hermético flexible que en el primer estado del diafragma (4) cierra la salida del alojamiento (3) y cuando la presión en el alojamiento (1) aumenta por encima de la presión predeterminada debido a la exhalación, el diafragma (4) libera la parte de cierre hermético haciendo enrollando la parte de cierre hermético para abrir progresivamente la salida (3) del alojamiento.
2. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 1, en la que en condiciones normales el diafragma (4) permanece en el primer estado con la salida (3) del alojamiento cerrada herméticamente por el miembro de cierre hermético (10) a menos que los gases de exhalación que actúan sobre la parte rígida (4a) sean suficientes para mover el diafragma (4) al segundo estado de manera que la válvula (50) de demanda cierre el flujo de vacío a la tubería de vacío (36) a menos que la válvula de demanda (50) esté conectada a una tubería de exhalación (40) de un aparato de respiración (32) y el aparato esté en uso.
- 25 3. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en la que el movimiento del diafragma (4) es proporcional a la presión de los gases de exhalación que fluyen al alojamiento (1) de tal manera que la cantidad por la que la salida (3) del alojamiento es abierta progresivamente depende de la cantidad de exhalación por un paciente (34).
- 30 4. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 3, en la que la salida (3) del alojamiento comprende un asiento (6) que tiene una pluralidad de aberturas (6a) a su través para el flujo de gas desde el alojamiento (1) a la tubería de vacío (36), la parte de cierre hermético del miembro de cierre hermético (10) está formada por una membrana y el asiento (6) soporta la membrana entre las aberturas (6a) y/o la parte de cierre hermético comprende nervios de refuerzo (10a) para soportar la membrana.
- 35 5. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 1, en la que la parte rígida (4a) del diafragma (4) comprende una pluralidad de aberturas (4e) a su través para permitir el flujo de gas entre el alojamiento (1) y la atmósfera y la válvula de demanda (50) comprende una válvula (12) para cerrar herméticamente de modo selectivo las aberturas en condiciones operativas normales de la válvula de demanda (50) o abrir las aberturas en condiciones operativas adversas de la válvula de demanda (50).
- 40 6. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 5, en la que las condiciones operativas adversas comprenden una reducción en la presión de vacío en la tubería de vacío (36) de tal manera que el flujo de vacío en la tubería de vacío (36) no es suficiente para succionar los gases de exhalación en el alojamiento (1) y en la que la válvula (50) abre las aberturas en el diafragma (4) para permitir que los gases de exhalación fluyan en la atmósfera.
- 45 7. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 5, en la que uno o ambos del alojamiento (1) y la válvula (50) comprenden salientes que se aplican con el otro del alojamiento (1) y la válvula (50) para abrir las aberturas en el diafragma (4) cuando la presión en el alojamiento (1) aumenta por encima de una presión límite superior de manera que los gases de exhalación puedan ser evacuados a la atmósfera desde el alojamiento (1).
- 50 8. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 5, en la que las condiciones operativas adversas comprenden:
- el miembro de cierre hermético (10) que cierra herméticamente de manera ineficaz la abertura del alojamiento (1) de tal

manera que un flujo de vacío tiene lugar desde el alojamiento (1) a la tubería de vacío (36) cuando el diafragma (4) está en el primer estado, y en el que la válvula (50) abre las aberturas en el diafragma (4) para permitir el flujo de gas desde la atmósfera al alojamiento (1).

5 9. Una válvula (50) de demanda de vacío según la reivindicación 8, en la que el alojamiento (1) comprende una pared (15) que rodea la salida (3) del alojamiento y cuando la presión en el alojamiento (1) es reducida por debajo de una presión límite inferior, el diafragma (4) se mueve para aplicarse a la pared (15) cerrando herméticamente por ello de manera sustancial la entrada (2) del alojamiento de la salida (3) del alojamiento.

10 10. Una válvula (50) de demanda de vacío según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que al menos una parte del alojamiento (1) está hecha de un material transparente de tal manera que el movimiento del diafragma (4) en uso puede ser observado a través del alojamiento (1).

11. Una válvula (50) de demanda de vacío según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que la entrada (2) del alojamiento comprende una válvula (11) de un solo sentido para resistir el flujo de los gases de exhalación desde el alojamiento (1) a la tubería de exhalación (40).

15 12. Una válvula (50) de demanda de vacío según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que un paciente (34) tiene un ciclo de respiración que comprende una etapa de inhalación y una etapa de exhalación, y en la que el diafragma (4) está dimensionado de tal manera que la presión predeterminada en el alojamiento (1) a la que el miembro de cierre hermético (10) abre la salida del alojamiento (3) es sobrepasada sólo durante un corto período de tiempo después del comienzo de la etapa de exhalación para evitar que una resistencia significativa a la exhalación le sea aplicada al paciente (34) por la válvula de demanda (50).

FIGURA 1a

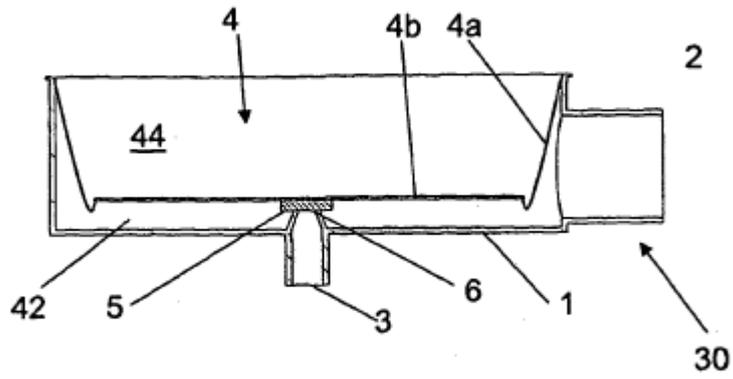


FIGURA 1b

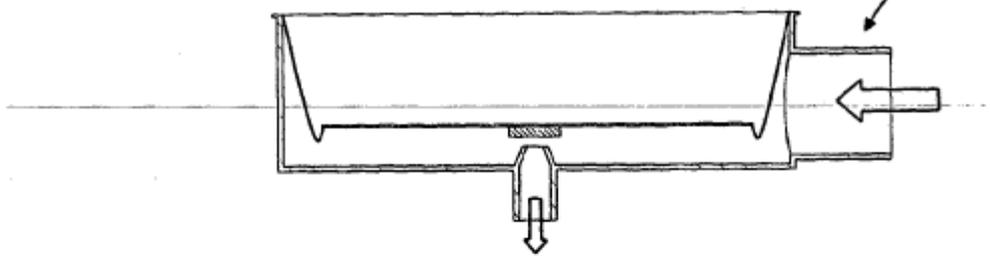


FIGURA 2a

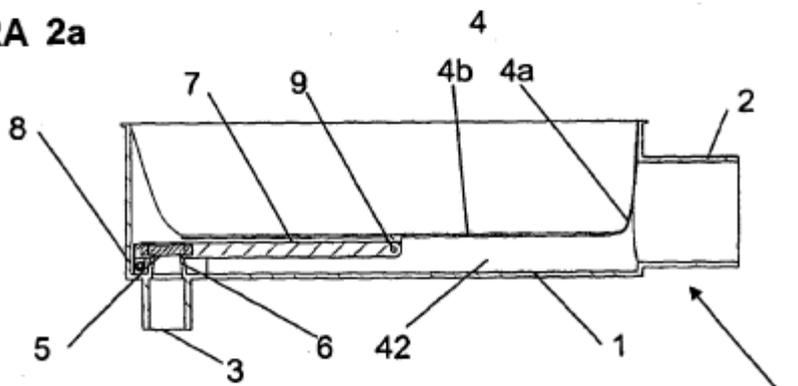


FIGURA 2b

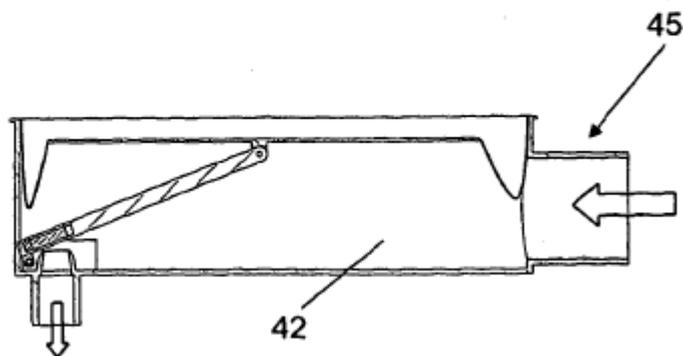


FIGURA 3

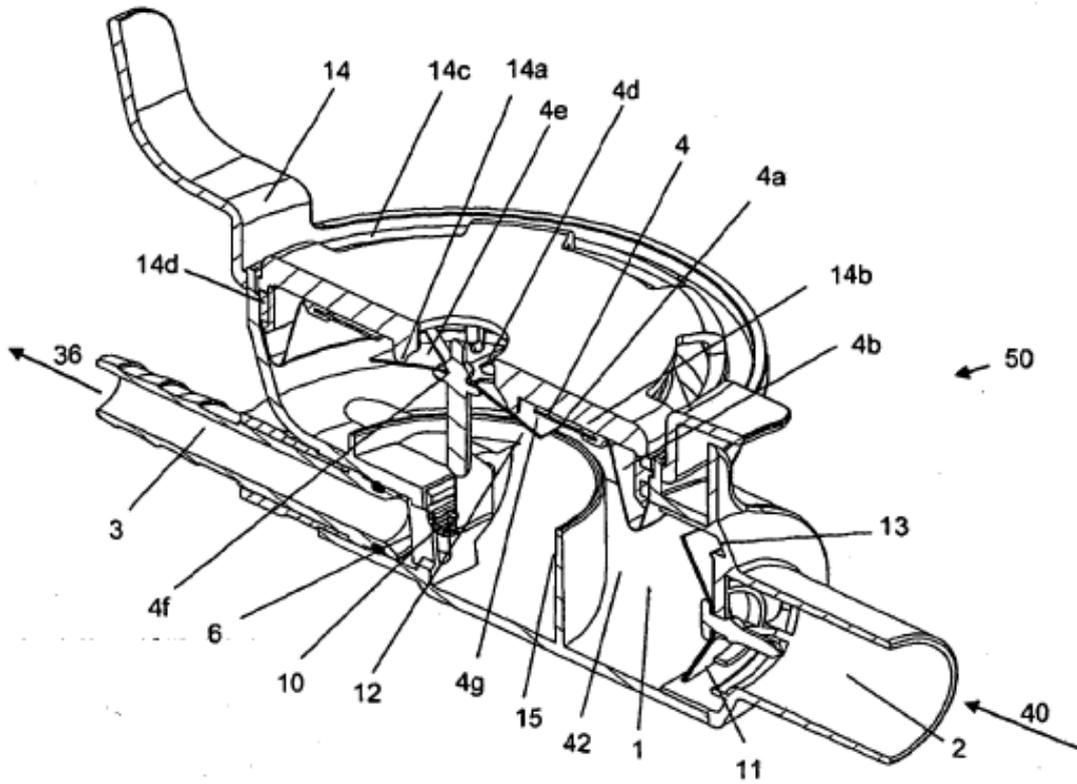


FIGURA 3a

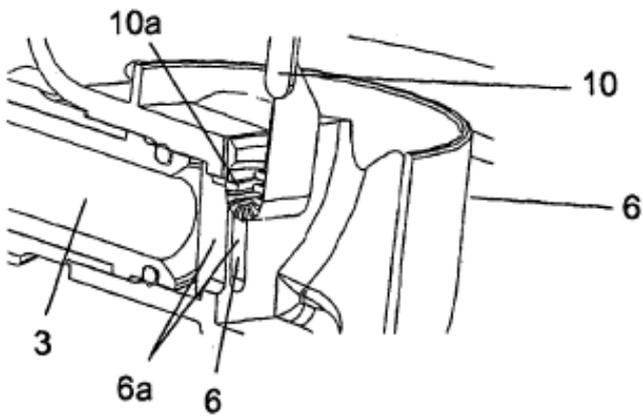


FIGURA 3b

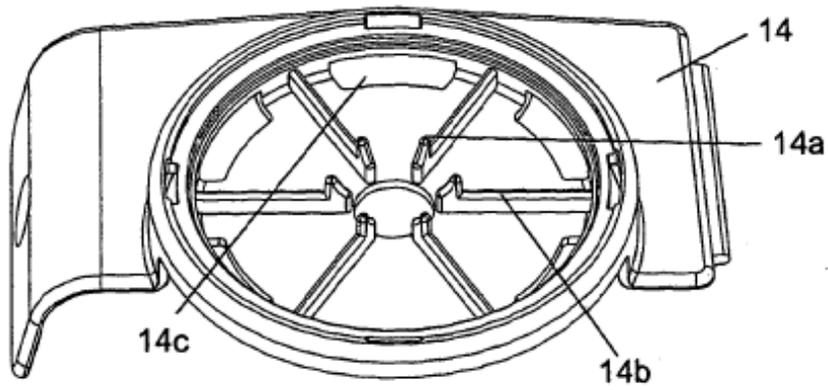


FIGURA 3c

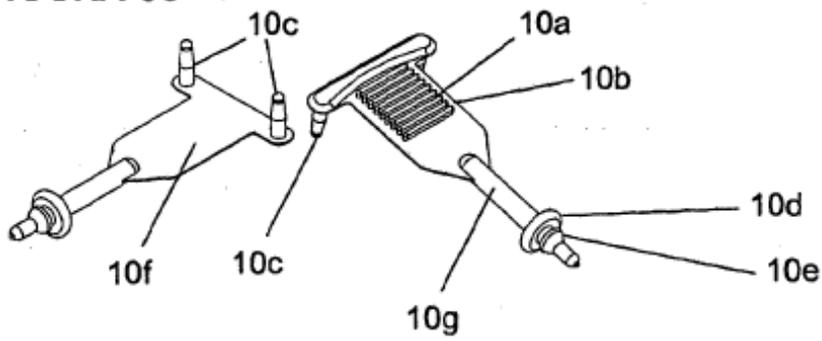


FIGURA 3d

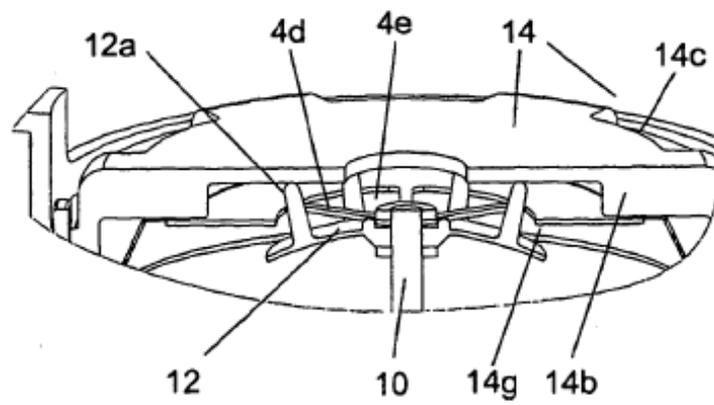


FIGURA 4

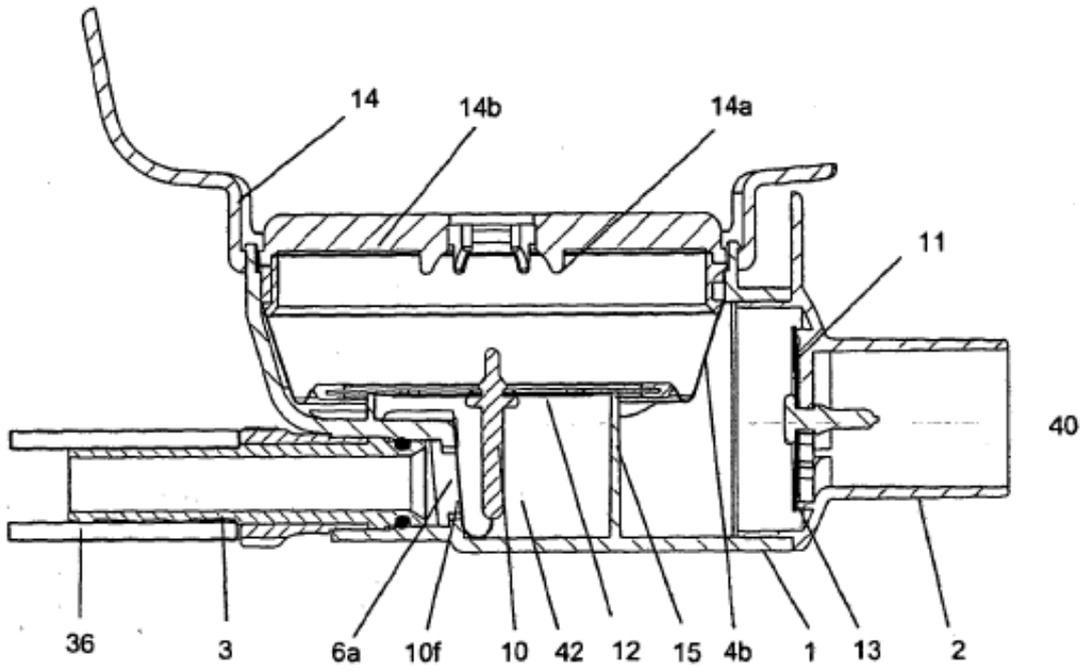


FIGURA 5

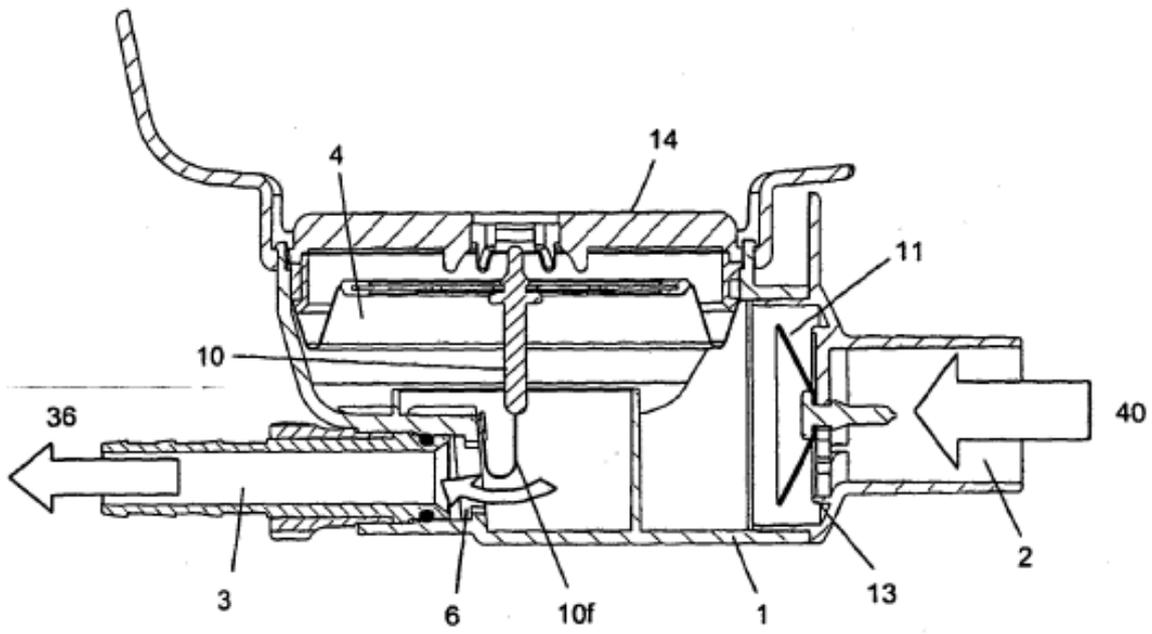


FIGURA 6

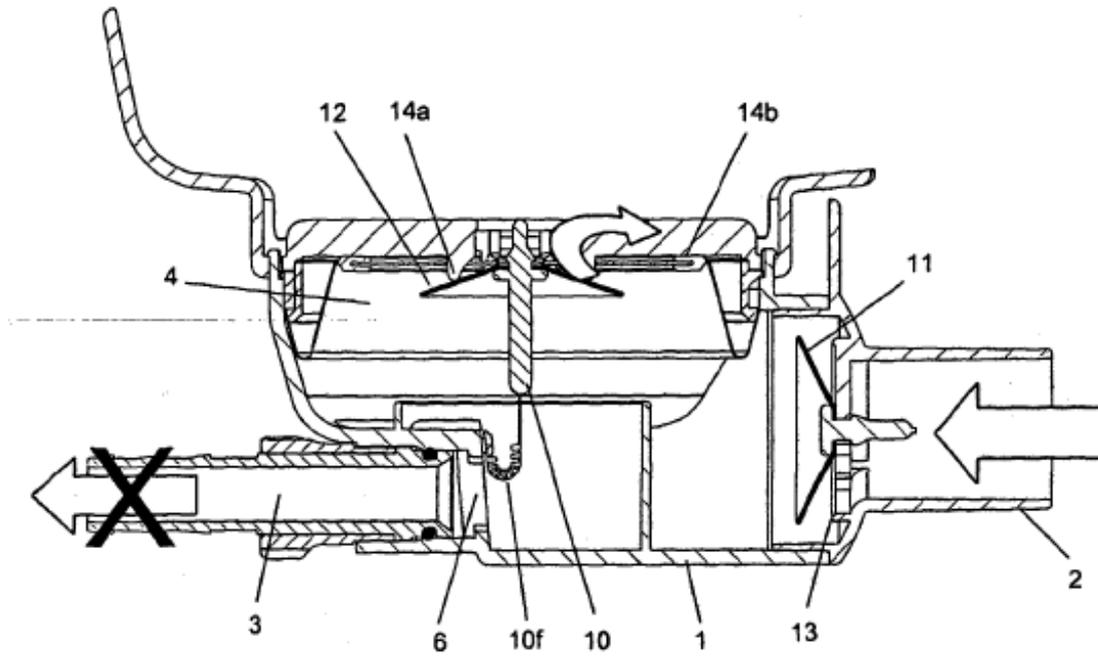


FIGURA 7

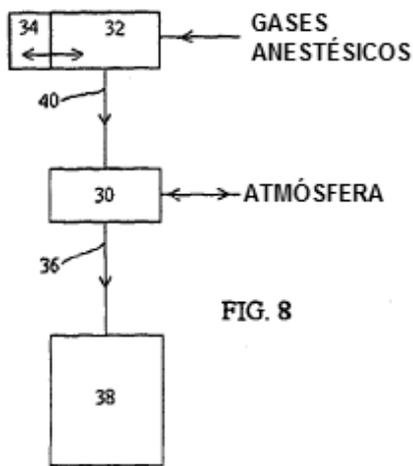
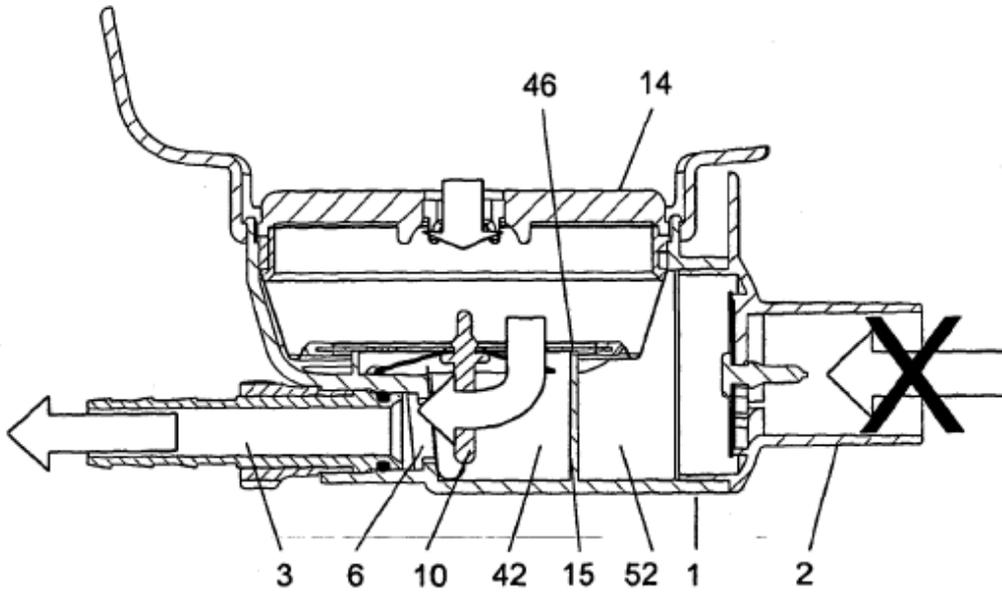


FIG. 8

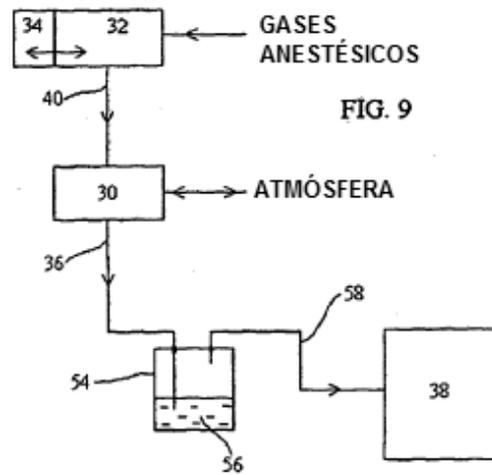


FIG. 9

FIGURA 10

