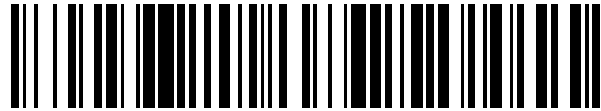


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 663 394**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.07.2014 PCT/EP2014/064801**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.01.2015 WO15004229**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.07.2014 E 14737259 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.12.2017 EP 3019228**

54 Título: **Elemento de inversión del flujo de gas con derivación**

30 Prioridad:
10.07.2013 US 201361844746 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
12.04.2018

73 Titular/es:
**Ventinova Technologies B.V. (100.0%)
De Lismortel 31
5612 AR Eindhoven, NL**

72 Inventor/es:
**ENK, DIETMAR y
VAN ASSELDONK, DIRK THEODORUS ANDREAS**

74 Agente/Representante:
CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 663 394 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

Elemento de inversión del flujo de gas con derivación

La presente invención se refiere a un elemento de inversión del flujo de gas que opera de manera que se genere, de manera selectiva, un flujo de gas desde o hacia un conector de línea para el intercambio de gas en unas áreas herméticas o parcialmente herméticas de las vías respiratorias de un paciente. La presente divulgación se refiere, así mismo, a un procedimiento para la ventilación de un paciente por medio de un elemento de inversión del flujo de gas. La presente divulgación se refiere además a un procedimiento de control de la espiración de un paciente. Un uso implica la conexión de dicho elemento de inversión del flujo de gas hacia una luz, por ejemplo un catéter o una aguja o a una multitud de luces secuencialmente conectadas y / o paralelas (broncoscopia, broncoblequeadores, laringoscopias, etc.) que pueden ser insertados dentro de las vías respiratorias de un paciente.

Para ventilar un paciente, se utiliza normalmente una máscara o un tubo por cuyo medio se administra un gas o una mezcla gaseosa, en particular oxígeno y aire a baja presión hacia las vías respiratorias obturadas herméticamente respecto del exterior. Como alternativa, sin embargo, un gas o una mezcla de gas de este tipo puede también ser inyectado en pulsiones a gran presión y con un gran flujo a través de un catéter delgado, desbloqueado dentro de las vías respiratorias dispuestas abiertas sobre el exterior (ventilación con chorro). Este procedimiento actualmente se utiliza en especial en intervenciones diagnósticas y terapéuticas en el área de las vías respiratorias superiores o del pulmón. Mediante este procedimiento, sin embargo, a un paciente se le puede administrar también oxígeno por medio de un catéter introducido a través de la piel directamente sobre la tráquea o por medio de una aguja situada de esta manera (ventilación con chorro transtraqueal). Este procedimiento especial es una de las opciones actualmente disponibles para la gestión de unas vías respiratorias dificultosas y, en particular, para la gestión de la situación en la que un paciente no pueda ser ventilado o intubado por los métodos convencionales (una situación "de imposibilidad de ventilación o intubación").

En condiciones no favorables, sin embargo, la ventilación con chorro puede también representar un peligro potencial para la vida del paciente. Si las vías respiratorias del paciente están sustancial o incluso completamente obstruidas, por ejemplo por edema o sangrado, el pulmón del paciente resulta cada vez distendido mediante la inyección de oxígeno. Por tanto, existe un riesgo de barotraumatismo. El incremento de la presión en el tórax puede también conducir a perturbaciones circulatorias, lo que supone un peligro no menor en el paciente o a un colapso circulatorio, dado que la sangre no puede refluir de manera suficiente hasta el corazón.

El documento US 2010-0236551 A1 describe un elemento de inversión del flujo de gas con el cual un paciente puede ser normoventilado, esto es, el paciente puede estar provisto de unos gases inspiratorios suficientes y al mismo tiempo unos gases espiratorios pueden ser eliminados del paciente a través del elemento de inversión del flujo de gas de manera que no puedan ser aplicadas acciones ulteriores de ventilación. El paciente puede, por tanto, ser ventilado únicamente por medio del elemento de inversión del flujo de gas durante un periodo de tiempo virtualmente ilimitado. No obstante, en aquellos casos en los que en los pacientes son ventilados durante un periodo prolongado de tiempo, la humidificación de los gases inspiratorios resulta necesaria. Así mismo, unos líquidos u otros gases son mezclados con el gas inspiratorio para aplicar una medicación o anestesia al paciente. Debido a la tobera dispuesta en el elemento de inversión del flujo de gas, una caída de la presión es inducida sobre el flujo de gas. La caída de presión en la tobera puede provocar la condensación de los gases o líquidos del flujo de gas inspiratorio. De esta manera, es posible que el elemento de inversión del flujo de gas resulte obstruido por los líquidos procedentes de la condensación del flujo de gas inspiratorio. Así mismo, no se puede asegurar que la cantidad y la concentración previstas de la medicación y / o anestesia se administre al paciente.

El documento US 3,859,995 A divulga un aparato de asistencia respiratoria para buceadores que ayuda tanto a la inhalación como a la exhalación. Comprende una bomba de chorro reversible con dos toberas de alimentación dispuestas en los extremos de una sección de garganta. Las toberas de alimentación son alimentadas de forma alternada a partir de una fuente de gas durante la inhalación y exhalación provocando una acción de bombeo de gas primero en una dirección y luego en la otra. El control de las toberas se lleva a cabo por un medio de válvula accionados por un diafragma que puede ser operado en respuesta a la presión diferencial en la zona de las toberas de alimentación.

Por consiguiente, el objetivo de la presente invención es disponer de un dispositivo sencillo mediante el cual puedan administrarse gases inspiratorios al pulmón, pero mediante el cual el óxido de carbono o el aire utilizado pueda también ser activamente retirado del pulmón en cantidad suficiente, en el que al mismo tiempo se asegure que esta ventilación del paciente sea posible durante un periodo de tiempo virtualmente ilimitado. Así mismo, se divulga un procedimiento de control de la espiración del paciente que disminuye el problema de las lesiones al pulmón provocadas por los esfuerzos cortantes durante la espiración. Así mismo, el control de la espiración mediante succión permite una ventilación negativa de la presión que puede ser de particular importancia para estimular el retorno venoso y de esta forma facilitar la reanimación.

Este objetivo se consigue mediante un elemento de reversión del flujo de gas con las características de la reivindicación 1. Desarrollos y configuraciones ventajosas del elemento de inversión del flujo de gas constituye la materia objeto de las respectivas reivindicaciones dependientes. Las características concretamente especificadas en

las reivindicaciones y en la descripción (y relacionadas únicamente con el dispositivo o el procedimiento) pueden combinarse entre sí de cualquier forma deseada tecnológicamente significativa y pueden ser complementadas por los hechos explicativos a partir de la descripción, con otras formas de realización de la invención especificadas.

5 El elemento de inversión del flujo de gas de acuerdo con la invención sirve para el uso de un suministro de gas sometido a sobrepresión, en particular de gases inspiratorios para generar de manera selectiva un flujo de gas desde o hacia un conector de línea el cual puede, en particular, estar conectado a o insertado en una vía respiratoria de un paciente. El elemento de inversión del flujo de gas se diseña como una pieza principal, comprendiendo al menos la pieza principal una zona de afluencia, una zona de flujo, una zona de tobera y una zona de mezcla y, así mismo, una pieza de ramificación. La zona de afluencia conecta con un conector de presión, para la conexión con el suministro de gas, con al menos una abertura de salida cerrable dispuesta en la zona de mezcla. La pieza de ramificación conecta la zona de tobera de la pieza principal con el conector de línea, en el que una tobera, particularmente una tobera de inyector, está configurada y dispuesta en la zona de la tobera de tal manera que, un flujo de gas que fluya a lo largo de una primera vía de flujo a través de la pieza principal desde el conector de presión a continuación a través de la zona de afluencia, la zona de flujo, la zona de tobera y a través de la tobera hasta el interior de la zona de mezcla hasta la abertura de salida, estando la abertura de salida abierta, puede generar un flujo de gas en la pieza de ramificación que fluya a lo largo de una segunda vía de flujo desde el conector de línea y posteriormente a través de la pieza de ramificación, a través de la zona de tobera y a través de la zona de mezcla hasta la abertura de salida. El elemento de inversión del flujo de gas comprende también una derivación que conecta el conector de presión y el conector de línea de manera que un flujo de gas pueda fluir a lo largo de una tercera vía de flujo a través de la zona de afluencia, la derivación y la pieza de ramificación. Al menos la derivación y la zona de flujo pueden ser cerradas por al menos un elemento de cierre, de manera que el flujo de gas pueda puentear la tobera en la zona de la tobera por medio de la derivación a lo largo de la tercera vía de flujo.

25 El elemento de inversión del flujo de gas de acuerdo con un ejemplo, corresponde en particular al elemento de inversión del flujo de gas divulgado en el documento US 2010-0236551 A1, en el que, de acuerdo con la presente invención, se proponen unos elementos de derivación y cierre.

30 De acuerdo con una forma de realización preferente del elemento de inversión del flujo de gas con la derivación, el al menos un elemento de cierre es una válvula de 3/2 vías. Una válvula de 3/2 vías es una válvula que puede ser conmutada entre dos posiciones para conectar tres conductos de manera diferente uno respecto de otro. En este caso, el conector de presión puede o bien estar conectado a la zona de flujo o a la derivación. Al mismo tiempo, el conducto no conectado (la derivación o la zona de flujo) está cerrada por la válvula.

35 De acuerdo con otra forma de realización preferente del elemento de inversión del flujo de gas dos válvulas de corte están provistas de al menos un elemento de cierre. De modo preferente, una (primera) válvula de corte está situada en la tercera vía de flujo, por ejemplo en el área de la derivación. La otra (segunda) válvula de corte está situada en la primera vía de flujo, por ejemplo entre la zona de afluencia y la zona de flujo. Estando situada entre la zona de afluencia y la zona del flujo, la (segunda) válvula de corte puede controlar el flujo del gas inspiratorio a lo largo de la primera o la cuarta vías de flujo. Así mismo, puede controlar el flujo de gas espiratorio a lo largo de la segunda vía de flujo. La otra (primera) válvula de corte puede quedar situada en la derivación y, por tanto, controla el flujo de gas inspiratorio a lo largo de la tercera vía de flujo.

40 El término "válvula de corte" se refiere a aquellas válvulas que cierran un tubo flexible comprimiéndolo desde el exterior (conocidas en la técnica anterior). Por tanto, las válvulas no están en contacto directo con los gases inspiratorios o espiratorios y pueden, por tanto, no resultar contaminados. Las válvulas de corte no necesariamente conmutan entre estados "abierto" y "cerrado". De modo preferente, es posible una abertura y un cierre graduales. Así mismo, las válvulas de corte pueden ser operadas de forma simultánea. Por ejemplo, una puede ser abierta mientras la otra se esté cerrando, o viceversa. De modo preferente, las válvulas de corte son controladas independientemente de manera que sea posible el control individual de cada válvula de corte.

45 De acuerdo con una forma de realización preferente también la abertura de salida está provista de una válvula de corte como elemento de cierre.

50 De acuerdo con otro ejemplo, la abertura de salida o la zona de mezcla pueden ser abiertas / cerradas / manipuladas por una válvula de cierre. De modo preferente, el flujo de gas a través de la abertura de salida es manipulada (abierta / cerrada) por una válvula de corte que está situada a lo largo de la zona de mezcla.

En particular, los elementos de cierre son válvulas de pinza en lugar de válvulas de corte. Una válvula de pinza es un tipo de válvula de control completamente taladrada o perforada que utiliza un efecto de pinzamiento para obstruir el flujo de fluido.

55 De modo preferente, todos los elementos de cierre pueden ser operados ya sea de manera independiente o, en caso necesario, de forma simultánea. De modo preferente, todos los elementos de cierre permiten la abertura y el cierre graduales de manera que el caudal volumétrico a lo largo de cada vía de flujo pueda ser controlado y ser regulado por los elementos de cierre.

En particular, para un exceso de la presión de 1 a 8 bar por encima de la presión atmosférica estando cerrada la salida, la tercera vía de flujo que conecta el conector de presión y el conector de línea a través de la derivación, presenta una primera pérdida de presión ΔP_1 . Así mismo, una cuarta vía de flujo, que conecta el conector de presión y el conector de línea a través de la zona de afluencia, la zona de flujo, la zona de tobera y la pieza de ramificación, presenta una segunda pérdida de presión ΔP_2 . Para el elemento de inversión del flujo de gas, se cumplimenta la siguiente relación entre ΔP_1 y ΔP_2 (con los respectivos elementos de cierre completamente abiertos o completamente cerrados):

$$\Delta P_2 > 2 * \Delta P_1.$$

En particular, la pérdida de presión ΔP_1 de la tercera vía de flujo es mucho menor que la pérdida de presión ΔP_2 a lo largo de la cuarta vía de flujo. Por tanto, especialmente en los caudales previstos de 12 l / min [litros por minuto] o más, para los cuales la pérdida de presión ΔP_2 a lo largo de la cuarta vía de flujo es alta (aproximadamente más de 1,8 bar), el gas inspiratorio puede por el contrario ser suministrado a través de la tercera vía de flujo.

Se ha establecido que los caudales de alrededor de 15 l / min la pérdida de presión ΔP_2 es de alrededor de 2 bar. Para caudales de 25 l / min la pérdida de presión ΔP_2 puede alcanzar 3,5 bar. Ello resulta especialmente problemático en entornos en los cuales las fuentes de gas comprimido pueden únicamente suministrar alrededor de 3 bar (por ejemplo en hospitales de los E.E.U.U, en los que se suministra alrededor de 3,45 bar). Así mismo, la pérdida de presión se incrementa aún más mediante unos medios de control del flujo que pueden estar situados corriente arriba del elemento de inversión del flujo de gas. Este problema se agrava aún más en determinados periodos de tiempo en un día (por ejemplo, por la mañana), cuando todos los quirófanos de un hospital se ponen en marcha en paralelo. En este caso, la presión disponible procedente de las fuentes de gas comprimidas pueden ser mucho menores que las habituales.

De acuerdo con un ejemplo, el canal de mezcla y la tobera están configuradas y dispuestas en la pieza principal de tal manera que, mediante un flujo de gas que fluya a lo largo de la primera vía de flujo estando abierta la salida, el flujo de gas que fluye a lo largo de la segunda vía de gas puede también generarse, concretamente con un caudal volumétrico el cual, en una sobrepresión de 0,5 a 8 bar por encima de la presión atmosférica en el conector de presión es de al menos 1 l / min [litros por minuto], de modo preferente al menos 2 l / min o incluso al menos 3 l / min.

De modo preferente el caudal volumétrico del flujo de al menos 3 l / min a lo largo de la segunda vía de flujo es ya posible con una sobrepresión de 0,5 a 1,5 bar por encima de la presión atmosférica en el conector de presión. En particular, el caudal volumétrico de al menos 8 l / min a lo largo de la segunda vía de flujo es ya posible con una sobrepresión de 1 a 5 bar por encima de la presión atmosférica en el conector de presión.

En este momento, la derivación permite una tercera vía de flujo a través del elemento de inversión del flujo de gas. La derivación permite que el gas inspiratorio, suministrado a través del conector de presión, puentee la zona de tobera. De esta manera, la caída de presión, inducida por la tobera dentro de la zona de la tobera, no afecta al flujo de gas volumétrico que fluye a lo largo de la tercera vía de flujo hacia el interior de las vías respiratorias de un paciente. Por tanto, el gas inspiratorio puede administrarse a las vías respiratorias del paciente directamente por medio de la derivación sin que se exista un caudal de gas limitado adicional y sin que exista una caída de presión adicional (relevante). Así mismo, se impide la posible condensación de cualquier contenido del gas inspiratorio dentro del elemento de inversión del flujo de gas (casi completamente o incluso completamente). Por esta razón el gas inspiratorio puede administrarse al paciente como un flujo de gas de alta presión (la presión no se reduce por la tobera debido a que se administra por medio de la derivación) con un caudal más elevado.

Es posible administrar gases inspiratorios humedecidos y posiblemente también calentado al paciente por medio del elemento de inversión del flujo de gas. El término "gas inspiratorio" se refiere en general a al menos uno de los siguientes:

oxígeno médico, aire, mezcla de oxígeno y aire; estos gases con humectación adicional (humectación con agua); estos gases con "gases" de anestesia adicionales (a menudo denominados "damp" también porque la anestesia a menudo se aplica al gas inspiratorio como líquido); todos los demás posibles tipos de gases y (gotículas) o líquidos / damp para ser añadidos al paciente. Por tanto, los gases inspiratorios no solamente son gases sino también incluyen sistemas de doble fase como por ejemplo los líquidos que se disuelven o se dispersan en una fase gaseosa.

La provisión de gases inspiratorios humidificados y posiblemente calentados a las vías respiratorias de un paciente se considera crucial para una ventilación mecánica a largo plazo, como es generalmente sabido. La ventilación mecánica a largo plazo a menudo es necesaria en intervenciones quirúrgicas complicadas o prolongadas y para pacientes de unidades de cuidados intensivos (ICU).

La derivación puede ahora utilizarse para administrar un gas inspiratorio calentado y / o humedecido al paciente. En particular el gas inspiratorio está dispuesto como un flujo de gas de alta presión dentro de las vías respiratorias del paciente por medio de la derivación a lo largo de la tercera vía de flujo. Esto constituye una mejora importante

respecto del elemento de inversión del flujo de gas según se divulga en el documento US 20100236551 A1. En este documento, la tobera hace difícil administrar un damp acuoso y / o un damp anestésico (un vapor u otros compuestos activos / fármacos (= "medicamento")) según se pretende porque la gran caída de la presión de la tobera induce la condensación. El gas inspiratorio puede, por tanto, disponerse a lo largo de la tercera vía de flujo estrechamente monitorizada, de manera que al mismo tiempo se asegure que la medicación / anestesia aplicadas sea introducida en la vía respiratoria del paciente sin pérdida o retardo. La derivación es especialmente ventajosa para aplicaciones en las que el flujo de gas que entra en el elemento de inversión del flujo de gas a través del conector de presión ya incorpore una humidificación o medicamento.

En particular, el flujo de gas de alta presión (que fluye a lo largo de la tercera vía de flujo a lo largo de la derivación) se utiliza para liberar al paciente del procedimiento.

La liberación significa en este contexto el procedimiento de retirada de la ventilación mecánica en la que se asegura la respiración autónoma del paciente al mismo tiempo. Se refiere al problema de que los pacientes tienen que ser estrechamente vigilados después de la retirada de la ventilación mecánica porque los pacientes tienen que volver a conseguir el control de la respiración autónoma. El proceso de liberación es conocido generalmente en la técnica.

El elemento de inversión del flujo de gas está especialmente diseñado para soportar el procedimiento de liberación. Antes de la retirada de la luz, que está conectada al conector de línea e insertado dentro de las vías respiratorias de un paciente y utilizado para la ventilación del paciente respecto de las vías respiratorias del paciente, se proporciona un flujo de gas de alta presión al paciente a lo largo de la tercera vía de flujo por medio de la derivación. De esta manera, la zona de tobera del elemento de inversión del flujo de gas es puenteada, de manera que la caída de la presión en la tobera no reduce la presión del flujo de gas previsto para ser suministrado al paciente.

También se prevé que una luz (que está conectada al conector de línea e insertada dentro de las vías respiratorias del paciente) está provista de un manguito de forma que la vía respiratoria del paciente alrededor de la luz quede, al menos parcialmente, (de modo preferente de forma completa) obstruida por el manguito inflado. En este caso, la ventilación del paciente con gas inspiratorio es dirigido por medio del elemento de inversión del flujo de gas, de manera que el manguito quede desinflado en el momento en que el flujo de gas de alta presión se administre al paciente a través de la derivación a lo largo de la tercera vía de flujo. En este caso, el volumen extensivo del gas inspiratorio puede puentear el manguito y salir hacia el exterior de la vía respiratoria del paciente.

En particular, está provista una luz con un manguito de manera que la vía respiratoria del paciente alrededor de la luz quede, al menos parcialmente (de modo preferente de modo completo) obstruida por el manguito inflado. La ventilación del paciente es dirigida a través del elemento de inversión del flujo de gas, de manera que el manguito sea inflado en el momento en el que el flujo de gas de alta presión sea suministrado al paciente por medio de la derivación a lo largo de la tercera vía de flujo. Esto es especialmente ventajoso en aquellos casos en los que se necesita aplicar un determinado flujo de gas inspiratorio volumétrico, sino cuando no hay suficiente presión disponible para conseguir este flujo a través de la cuarta vía de flujo (a través de la zona de la tobera). El flujo de gas volumétrico más elevado requerido de los gases inspiratorios puede entonces ser dirigido a través de la tercera vía de flujo. La presión más baja disponible en el conector de presión es utilizada para inducir el flujo de gas espiratorio a través de la segunda vía de flujo con un caudal de gas espiratorio reducido. En particular, esto se aplica para los casos de ventilaciones en las que se pretende un tiempo de inspiración / tiempo de espiración de aproximadamente 1: 2. Esto significa que, por ejemplo, la inspiración es dirigida durante dos segundos a 20 l / min [litros por minutos] y una espiración para 4 segundos a 10 l / min. El flujo disminuido durante la espiración se prevé porque se pretende que se reduzca la presión necesaria para soportar la espiración en ese caso.

Puede ser necesario añadir medicamentos al gas o a la mezcla de gas. Con este fin, se puede disponer un acceso lateral cerrable, en particular en el área de la pieza de ramificación, de modo preferente entre la conexión de la derivación y la pieza de ramificación y el conector de línea. Así, por ejemplo, pueden transportarse adrenalina, anestésicos locales, expectorantes y sustancias similares (a continuación designadas como "medicamento") de forma finamente nebulizada al paciente por medio del gas o la mezcla de gas inspiratorio de fluencia rápida. De esta manera, un medicamento puede ser distribuido de manera eficaz y a lo largo de un área superficial amplia hasta el interior de las vías respiratorias y de esta manera puede ser más fácilmente absorbido por el paciente. Además o, de forma alternativa, puede disponerse un damp acuoso o agua de forma líquida al flujo de gas para humedecer el flujo de gas inspiratorio que fluye a través de la pieza de ramificación.

Como alternativa, el acceso lateral puede disponerse corriente abajo (teniendo en cuenta la tercera o cuarta vías de flujo) de la pieza de ramificación o incluso corriente abajo del conector de línea. De modo preferente, el acceso lateral se dispone directamente sobre la luz que está conectada al conector de línea.

Puede ser preferente incorporar otro elemento de cierre en el acceso lateral. El elemento de cierre puede ser una válvula.

En el caso de que se añada un medicamento por medio del acceso lateral, puede ser preferente que la válvula pueda estar sincronizada con (u operada a la vista de) los elementos de cierre dispuestos para cerrar la derivación y la zona de flujo. En particular, el elemento de cierre en el acceso lateral debe cerrarse una vez que la abertura de

salida se abra, el elemento de cierre en la derivación se cierre, y el elemento de cierre en la zona de flujo se abra. En ese caso, el gas espiratorio fluye a lo largo de la segunda vía de flujo. Cualquier medicamento añadido a la segunda vía de flujo no sería transportado hasta el paciente sino a través de la abertura de salida hacia el exterior.

5 El acceso lateral también proporciona una conexión simple para una línea de capnometría de un orificio lateral. Por medio de esta línea de capnometría del orificio lateral se puede retirar una pequeña muestra de gas por medio del acceso lateral desde el gas espiratorio que fluye a lo largo de la segunda vía de flujo que mide la concentración de dióxido de carbono. La muestra de gas es retirada mediante el uso de un compresor bomba de aspiración de manera que la muestra se dirija hacia el interior del capnógrafo.

10 La incorporación de un capnógrafo permite la determinación sobre la marcha de la eficacia de la ventilación (reducción o incremento de la ventilación a lo largo del tiempo).

También se puede concebirse una fijación directa o indirecta de un contador volumétrico del flujo del gas o de un contador de la presión a través del acceso lateral.

En otro ejemplo, un capnógrafo de flujo principal (generalmente conocido en la técnica) puede ser situado, de modo preferente, entre la conexión de la derivación y la pieza de ramificación y el conector de línea.

15 Un típico capnógrafo del flujo principal comprende un pequeño tubo constituido por un material especial que está situado en el circuito respiratorio (flujo principal), aquí en la segunda vía de flujo, por ejemplo en la pieza de ramificación o en la luz a través de la cual se conduce al menos la segunda vía de flujo. Una luz infrarroja es emitida a través del pequeño tubo de manera que la difracción del flujo de gas dentro del pequeño tubo se mida y calcule dentro de una concentración de dióxido de carbono. La cantidad de líquido absorbido depende del número de
20 moléculas de dióxido de carbono presentes en el flujo de gas

La ventaja principal de un capnógrafo de flujo principal es que el capnógrafo no se sitúa en contacto directo con los gases espiratorios, de manera que no existe el riesgo de contaminación así como tampoco el riesgo de daños al sistema. Un capnógrafo con un orificio lateral puede ser dañado por presiones elevadas de gas. Esto puede producirse de manera incidental, por ejemplo, cuando exista una obstrucción en algún punto a lo largo de las vías
25 de flujo.

De acuerdo con un ejemplo, el compresor bomba de succión de la línea de capnometría del orificio lateral puede ser utilizado para la deflación de un manguito, que está dispuesto para al menos parcialmente cerrar de forma hermética las vías respiratorias de un paciente y que está situado sobre el exterior de una luz. La luz está siendo conectado al conector de línea y está siendo insertada dentro de las vías respiratorias del paciente. Esta disposición puede
30 funcionar como procedimiento o como un procedimiento de emergencia de manera que en el caso de sobrepresurización de la vía respiratoria, el manguito puede ser desinflado para que el gas pueda puentear la luz y el elemento de inversión del flujo de gas y salir al exterior. Este procedimiento de deflación de emergencia del manguito puede en particular ser incorporado como característica distintiva a los procedimientos de operación y ventilación mencionados más adelante.

35 En particular el elemento de inversión del flujo de gas comprende varios accesos laterales en el área de la pieza de ramificación.

Así mismo, es preferente para el conector de presión y / o el conector de línea y, si está indicado, para el acceso lateral, el que se diseñe como un cierre Luer, para permitir las conexiones herméticas a la presión sobre los componentes estándar.

40 El elemento de inversión del flujo de gas de acuerdo con la presente divulgación permite escoger si los gases inspiratorios deben ser suministrados a las vías respiratorias del paciente por medio de la tercera vía de flujo o por medio de la cuarta vía de flujo. Así mismo, los gases pueden ser retirados de la vía respiratoria del paciente por medio de la segunda vía de flujo, si el caudal volumétrico se dispone a lo largo de la primera vía de flujo.

45 El elemento de inversión del flujo de gas de acuerdo con la presente divulgación está especialmente diseñado para funcionar en sistemas de ventilación completamente automatizados. En particular, la abertura de salida puede ser conectada a un sistema de ventilación, de manera que los gases espiratorios (así como los gases inspiratorios suministrados a través de la primera vía de flujo) no estén siendo empujados hasta el aire ambiente. Así mismo, estos gases que fluyen a través de la abertura de salida pueden ser utilizados en un sistema de ventilación de bucle cerrado, de manera que se pueda mantener una determinada (constante) concentración de, por ejemplo, un damp
50 anestésico.

En particular, el elemento de inversión del flujo de gas puede estar conectado a un sistema de ventilación completamente automatizado. En este caso, el elemento de inversión del flujo de gas es operado a distancia del paciente. A una cierta distancia significa en este caso que la longitud de la luz entre el conector de línea (la conexión de la luz con el elemento de inversión del flujo de gas) y el punto de entrada al interior del paciente es de al menos
55 40 cm [centímetros].

5 El elemento de inversión del flujo de gas puede ser diseñado como una parte desechable dado que sus canales de flujo (todas las partes del elemento de inversión del flujo de gas que están en contacto directo con el flujo de gas a través del elemento de inversión del flujo de gas) están en contacto directo con el flujo de gas espiratorio del paciente. En ese caso, es preferente que la mayor cantidad de partes posible no se sitúen en contacto directo con el flujo de gas espiratorio del paciente. Por ejemplo, las válvulas pueden ser diseñadas como válvulas de corte o como válvulas de pinza según lo analizado anteriormente. Las válvulas de corte o las válvulas de pinza, pinzan los canales de flujo desde el exterior. Por esta razón, al menos partes de los canales de flujo del elemento de inversión del flujo de gas son flexibles de manera que puedan ser pinzados por las válvulas de corte o de pinza.

En las líneas que siguen, el término válvula de corte abarca tanto las válvulas de corte como las válvulas de pinza.

10 De modo preferente, la válvula para la manipulación / cierre / apertura de la zona de afluencia, la zona del flujo y / o de la derivación es parte del (desechable) elemento de inversión del flujo de gas.

15 De acuerdo con la forma de realización preferente un filtro HME (filtro de Intercambio de Calor y Humedad) está situado entre el conector de línea y el paciente. El filtro HME bloquea el paso de las bacterias y los virus de manera que el elemento de inversión del flujo de gas pueda ser utilizado para un considerable número de pacientes sin tener que ser desechado o limpiado.

20 También de modo ventajoso, si el elemento de inversión del flujo de gas está conectado a un sistema de ventilación completamente automatizado en una posición en la que al menos la línea de conexión y / o la derivación y / o la zona de flujo están dispuestas en posición vertical en la que cualquier tipo de residuos, por ejemplo moco, sangre u otros líquidos y partículas (tisulares) se desplacen desde la parte superior a la inferior (en la dirección de la gravedad). De esta manera, se puede impedir la contaminación de los sistemas de ventilación automatizados por gotículas u otros elementos, que procedan de áreas de canales de flujo del elemento de inversión del flujo de gas a través de los cuales el gas espiratorio procedente del paciente esté fluyendo.

25 De acuerdo con un ejemplo preferente, la línea de conexión y / o la derivación y / o la zona de flujo presentan cada una un diámetro interior medio (o máximo) de, como máximo, 6 mm [milímetros], de modo preferente, como máximo, de 4 mm, y en particular como máximo de 2,5 mm.

El elemento de inversión del flujo de gas puede también ser operado en proximidad directa con un paciente. En proximidad directa significa en este caso que la longitud de la luz entre el conector de línea (la conexión de la luz con el elemento de inversión del flujo de gas) y el punto de entrada al interior del paciente sea como máxima de 40 cm [centímetros].

30 De acuerdo con otro ejemplo preferente, al menos la válvula para la manipulación / cierre / apertura de la zona de flujo entrante, la zona de flujo y / o de la derivación está dispuesta por fuera del elemento de inversión del flujo de gas.

35 De modo preferente, el elemento de inversión del flujo de gas comprende una derivación y una zona de flujo que están conectadas a una derivación y a una zona de flujo dispuestas por fuera del elemento de inversión del flujo de gas (por ejemplo, como parte de un sistema de ventilación completamente automatizado).

Las características descritas anteriormente en conexión con el elemento de inversión del flujo de gas no están limitadas en su aplicación. También pueden combinarse con el procedimiento de operación del elemento de inversión del flujo de gas, con el procedimiento de ventilación de un paciente o con el procedimiento para el control de la espiración que se describirá en las líneas que siguen y viceversa.

40 La presente divulgación también está relacionada con un procedimiento para operar un elemento de inversión del flujo de gas de acuerdo con la invención para generar de manera selectiva un flujo de gas desde o hacia un conector de línea, en particular para la conexión de una luz o una pluralidad de luces que puedan ser insertadas en la vía respiratoria de un paciente, para el intercambio de gas en áreas cerradas herméticamente o parcialmente cerradas herméticamente dentro del paciente. El procedimiento puede también ser aplicado en supuestos de ventilación de únicamente áreas parciales de la vía respiratoria de un paciente. Una presión de gas, en particular la presión de gas inspiratoria, es aplicada al conector de presión y, para generar un flujo de gas de alta presión hacia el conector de línea a lo largo de la tercera vía de flujo, la abertura de salida y la zona de flujo están cerradas. Para generar un flujo de gas desde el conector de línea en la dirección de la abertura de salida que fluye a lo largo de la segunda vía de flujo, la abertura de salida y la zona de flujo están abiertas y la derivación está cerrada.

50 La divulgación está también relacionada con un procedimiento para ventilar un paciente, o asistir a la respiración de un paciente, utilizando un elemento de inversión del flujo de gas, de acuerdo con la invención, procedimiento en el que el conector de línea está fijado a un elemento entre una luz, una aguja, un catéter o una pluralidad de luces, que son insertados dentro de la vía respiratoria de un paciente. El conector de presión está conectado a una fuente de gas comprimido, en particular una fuente de gas inspiratoria, y se establece una sobrepresión de entre 0,5 y 8 bar por encima de la presión atmosférica. Con la abertura de salida y la derivación cerrada el gas, por tanto, pasa hasta el interior de la vía respiratoria del paciente a través de la cuarta vía de flujo, de manera que la abertura de salida abierta y la derivación cerrada, el gas es conducido fuera de la vía respiratoria del paciente a través del conector de

línea a lo largo de la segunda vía de flujo. Con la zona de flujo y la abertura de salida cerradas y la derivación abierta, se proporciona un flujo de gas de alta presión hacia el interior de la vía respiratoria del paciente por medio de la derivación a lo largo de la tercera vía de flujo. Este procedimiento de ventilación es en particular dirigido durante un procedimiento de liberación.

- 5 En particular, en los procedimientos antes mencionados, la abertura de salida está abierta a intervalos y durante al menos un tiempo lo suficientemente prolongado para asegurar que se pueda determinar el valor de la característica medida, en particular el contenido de dióxido de carbono del gas o de la mezcla de gas aspirado a partir de la vía respiratoria. En este sentido, el elemento de inversión del flujo de gas comprende un dispositivo de medición (de modo preferente un orificio lateral o un capnógrafo del flujo principal) que esté fijado a un acceso lateral de la pieza de ramificación o a la pieza de ramificación directamente según se estableció con anterioridad.

10 En particular, el paciente es ventilado solo (y completamente) por medio del elemento de inversión del flujo de gas. Esto significa que todo el flujo de gas volumétrico desde o hacia el paciente pase a través del elemento de inversión del flujo de gas. En particular, el flujo de gas volumétrico completo del gas inspiratorio que se suministra a las vías respiratorias del paciente se suministra a través de la cuarta vía de flujo y / o a través de la tercera vía de flujo. Así mismo, el elemento de inversión del flujo de gas completo del gas espiratorio procedente de las vías respiratorias del paciente es impulsado a través de la segunda vía de flujo a través del elemento de inversión del flujo de gas.

15 En determinadas aplicaciones podría ser preferente dejar que todo o al menos partes del gas espiratorio fluyera fuera de las vías respiratorias del paciente sin soporte adicional del elemento de inversión del flujo de gas. En ese caso, el gas espiratorio puede fluir desde las vías respiratorias del paciente directamente hacia el exterior sin pasar por el elemento de inversión del flujo de gas.

20 En particular, se propone que la luz, que está insertada dentro de la vía respiratoria de paciente y está conectada al conector de línea, esté provista de un manguito de manera que la vía respiratoria del paciente alrededor de la luz esté al menos parcialmente obstruida por el manguito inflado. Se propone que la ventilación del paciente dirigida por medio del elemento de inversión del flujo de gas, de manera que el manguito se desinfe en el momento en que el gas es conducido hacia fuera de la vía respiratoria del paciente a través del conector de línea a lo largo de la segunda vía de flujo, de manera que el gas espiratorio procedente de la vía respiratoria del paciente quede habilitado también para puentear la luz y el manguito y para salir hacia el exterior puenteadando el elemento de inversión del flujo de gas. El procedimiento se aplica de modo ventajoso durante la liberación de un paciente. De esta manera, el paciente puede gradualmente acostumbrarse de nuevo a su actividad de respiración autónoma.

25 En particular, la luz que se inserta dentro de la vía respiratoria del paciente y está conectada al conector de línea tiene un área en sección transversal (a través de la cual el flujo de gas se dirige) de como mucho 50 mm², de modo preferente como mucho de 15 mm², en particular como mucho de 10 mm² o como mucho de 7 mm².

30 En particular, la longitud de la luz (la distancia entre el conector de línea en el elemento de inversión del flujo de gas y el extremo distal de la luz que esté situado dentro del paciente, es de al menos 60 cm, de modo preferente, de al menos 100 cm.

35 Con el elemento de inversión del flujo de gas es posible ventilar completamente a un paciente a través de una sola luz. Es ventajoso, en especial que la ventilación completa pueda ser dirigida a través de una luz muy pequeña (un área en sección transversal pequeña). Así mismo, utilizando una luz pequeña (inferior a un área en sección transversal de menos de 50 mm² o inferior) el espacio muerto (el volumen de luz aproximadamente entre el conector de línea y el extremo distal de luz que está situado dentro del paciente) dentro de la luz sea pequeño. Dado que el espacio muerto dentro de la luz es pequeño, puede dirigirse también una ventilación con un caudal bajo de alta frecuencia (hasta 100 respiraciones por minuto o incluso más) (menos de 21 / min).

40 En particular, el uso del elemento de inversión del flujo de gas es ventajoso porque se pueden impedir posibles coagulaciones de las vías de flujo a través del elemento de inversión del flujo de gas y a través de la luz, que están conectados al elemento de inversión del flujo de gas. Ello se debe a que el flujo de gas es dirigido en ambas direcciones a través de al menos partes de las vías de flujo de manera que se pueden eliminar de manera eficaz las obstrucciones, procedentes de la sangre, el tejido o de otros elementos.

45 Así mismo, se propone un procedimiento de control de la espiración en el cual la fase de espiración de ventilación de un paciente se consigue controlar. De acuerdo con el procedimiento, se controla el flujo de gas volumétrico espiratorio, de manera que esta regulación se lleve a cabo en base a las mediciones de la presión del flujo de gas espiratorio. El procedimiento comprende al menos las siguientes etapas:

1. La medición de la presión (estática y / o dinámica) del flujo de gas espiratorio;
2. La regulación del flujo de gas volumétrico espiratorio;

En el que la etapa 2. es conducida en base a los valores medidos de la etapa 1.

En particular, el procedimiento de control de la espiración es dirigida con un elemento de inversión del flujo de gas de acuerdo con la divulgación y / o como parte de los procedimientos para operar el elemento de inversión del flujo de gas y de ventilación de un paciente. De modo preferente, el procedimiento para controlar la espiración puede dirigirse con un dispositivo de ventilación que haga posible controlar el flujo de gas volumétrico espiratorio desde un paciente. De modo preferente, el procedimiento se refiere a una fase espiratoria en la que el flujo de gas espiratorio está exclusivamente pasando a través de una luz y de un dispositivo de ventilación (por ejemplo, el elemento de inversión del flujo de gas en combinación con la luz y con el manguito inflado).

El procedimiento se aplica teniendo en cuenta el problema de que en la primera fase de la espiración generalmente se produce un flujo de gas volumétrico espiratorio de gran volumen que se reduce aún más hasta que de nuevo comienza la espiración. Este valor elevado de flujo de gas volumétrico espiratorio al principio de la fase de espiración puede conducir a un esfuerzo cortante espiratorio de los pulmones del paciente. Es especialmente en esta fase de la ventilación en la que el paciente puede resultar lesionado debido al esfuerzo de cizalla.

En particular, el procedimiento está indicado para reducir el flujo de gas volumétrico espiratorio en esta primera fase de espiración. Se propone que para la regulación específica del flujo de gas volumétrico espiratorio, la presión del flujo de gas volumétrico espiratorio y / o la presión dentro de la vía de flujo para el flujo de gas volumétrico espiratorio que se está midiendo (en el caso del elemento de inversión del flujo de gas el flujo de gas volumétrico a lo largo de la segunda vía de flujo). En base a los valores medidos de la presión del flujo de gas volumétrico espiratorio que está siendo regulado (en el caso del elemento de inversión del flujo de gas a través de los elementos de cierre y / o de la presión suministrada en el conector de presión).

En particular, el procedimiento se aplica para asegurar una reducción igual (uniforme) de la presión del flujo de gas volumétrico espiratorio y / o de la presión dentro de (parte ventilada de los) pulmones del paciente durante la fase de espiración de la ventilación.

De modo preferente, las etapas 1. y 2. del procedimiento se llevan a cabo de manera repetitiva (de manera iterativa) de manera que sea posible una monitorización constante de la presión y una regulación constante del flujo de gas volumétrico espiratorio.

De modo preferente, el procedimiento de control de la espiración se lleva a cabo con un elemento de inversión del flujo de gas (con o sin derivación) en combinación con una luz y con un manguito. El elemento de inversión del flujo de gas hace posible una completa ventilación de un paciente a través de una única luz (espiración e inspiración), de forma que la vía respiratoria quede cerrada herméticamente al exterior mediante un manguito. De modo preferente, esta luz, que está conectada al conector de línea y que está insertada en las vías respiratorias del paciente, presenta un diámetro interno pequeño, por ejemplo de 6 mm o inferior, de modo preferente de 4 mm o inferior, en particular de 2,5 mm o inferior y / o un área en sección transversal de como mucho 50 mm², de modo preferente como mucho de 15 mm², en particular como mucho de 10 mm², o como mucho de 7 mm². En ese caso, la resistencia al flujo a lo largo de la vía de flujo de gas espiratorio (segunda vía de flujo) es amplia de manera que el flujo de gas volumétrico espiratorio incluso en la primera fase de espiración resulta suficientemente limitado. De hecho, en el caso de que dicha resistencia al flujo elevado del flujo de gas volumétrico espiratorio a lo largo de la segunda vía de flujo tenga que ser soportada por un flujo de gas a lo largo de la primera vía de gas. De esta manera se pueden impedir los esfuerzos de cizalla.

Formas de realización ilustrativas de la invención, que, sin embargo, no limitan la invención, se analizan con detalle en las líneas que siguen con referencia a los dibujos esquemáticos, en los cuales:

- Fig. 1: muestra una sección longitudinal a través de un elemento de inversión del flujo de gas, con unos dispositivos periféricos indicados;
- Fig. 2: muestra el elemento de inversión del flujo de gas en uso con el gas que fluye a lo largo de las primera y segunda vías de flujo;
- Fig. 3: muestra el elemento de inversión del flujo de gas en uso con el gas que fluye a lo largo de la tercera vía de flujo;
- Fig. 4: muestra el elemento de inversión del flujo de gas en uso con el gas que fluye a lo largo de la cuarta vía de flujo;
- Fig. 5: muestra el elemento de inversión del flujo de gas con unas válvulas de corte como elementos de cierre; y
- Fig. 6: muestra el elemento de inversión del flujo de gas de la fig. 5 y una unidad de control.

Los números de referencia idénticos en las figuras se refieren a los mismos dispositivos.

La Fig. 1 muestra una sección longitudinal a través de un elemento 1 de inversión del flujo de gas con una pieza 2 principal que conecta un conector 4 de presión con una abertura 5 de salida. El conector 4 de presión puede ser

conectado por una línea 13 de conexión a un suministro 14 de gas que está sometido a una sobrepresión en una fuente 11 de gas comprimido. Un cilindro de oxígeno comprimido está, en términos generales, constituido para el cuidado de emergencia de pacientes. Así mismo, las mezclas de gas complejo pueden disponerse como suministro 14 de gas. Extendiéndose fuera de la pieza 2 principal se encuentra una pieza 3 de ramificación, que conduce a un conector 6 de línea. En la pieza 2 principal, una zona 9 de flujo hacia dentro, una zona 28 de flujo, una zona 15 de tobera con una tobera 7, y una zona 16 de mezcla con un canal 17 de mezcla se encuentran instalados. Dentro de la zona 15 de tobera se encuentra una tobera 7 a través de la cual el gas puede fluir desde el conector 4 de presión hasta la abertura 5 de salida. Esta tobera 7 se sitúa cerca de la pieza 3 de ramificación, de manera que el gas que fluye a través de la tobera 7 hacia la abertura 5 de salida genera una subpresión en la pieza 3 de ramificación. Aquí, se utiliza el principio de una bomba de chorro de gas. Sin embargo, es posible escoger cualquier disposición que sea capaz de generar un efecto de succión por medio de un flujo de gas. Al menos la abertura 5 de salida debe ser susceptible de cerrarse, por ejemplo, mediante una válvula de corte, o mediante una válvula de pinza como elemento 19 de cierre.

El elemento 1 de inversión de flujo de gas comprende además una derivación 18 que conecta el conector 4 de presión y el conector 6 de línea. Un gas, puede, por tanto, fluir a través de la zona 9 de afluencia, la derivación 18 y la pieza 3 de ramificación. Al menos la derivación 18 y la zona 28 de flujo pueden cerrarse por al menos un elemento 19 de cierre, de manera que el gas pueda puentear la tobera 7 en la zona 15 de tobera a través de la derivación 18. Aquí, el al menos un elemento 19 de cierre es una válvula de 3/2 vías. En la posición mostrada (aquí designada como primera posición), la válvula de 3/2 vías conecta el conector 4 de presión y la zona 9 de afluencia con la zona 28 de flujo y la zona 15 de tobera. La conexión con la derivación 18 está cerrada.

La pieza 3 de ramificación también presenta un acceso 12 del lado susceptible de cierre a través del cual se puede añadir un medicamento o se pueden insertar unas sondas. Así mismo, un dispositivo 25 de medición puede estar conectado con el acceso 12 lateral para que puedan controlarse determinados parámetros, por ejemplo el contenido de dióxido de carbono en el gas espiratorio.

Así mismo, la actual presión en la pieza 3 de ramificación puede medirse con un dispositivo 25 de medición de la presión a través del acceso 12 lateral.

Así mismo el acceso 12 lateral puede disponerse como una conexión para una línea de capnometría de orificio lateral. A través de esta línea de capnometría de orificio lateral se puede extraer una pequeña muestra de gas a través del acceso 12 lateral procedente del gas espiratorio que fluye a lo largo de la segunda vía 21 de flujo (remítase a la Fig. 2) para medir la concentración de dióxido de carbono. La muestra de gas es extraída mediante el empleo de un compresor / bomba de succión para que la muestra sea colocada dentro del capnógrafo (aquí mostrado como dispositivo 25 de medición).

De acuerdo con un ejemplo, el compresor / bomba de succión (aquí mostrado como dispositivo 25 de medición) de la línea de capnometría del orificio lateral puede ser utilizado para desinflar un manguito 24, que esté dispuesto para, al menos parcialmente, cerrar herméticamente la vía respiratoria de un paciente y que esté situado en el exterior de la luz 10. La luz 10 que está conectada al conector 6 de línea se inserta en la vía respiratoria del paciente. La bomba compresora puede estar conectada al manguito 24 por medio de una línea 29 de suministro separada. La línea 29 de suministro puede también estar dispuesta dentro del elemento 1 de inversión del flujo de gas de manera que la línea 29 de suministro pueda también integrarse en la luz 10, por ejemplo dentro de la pared lateral de la luz 10. Esta disposición puede funcionar como un procedimiento de emergencia de manera que, en el caso de una sobrepresión de la vía respiratoria, el manguito 24 pueda ser desinflado para que el gas procedente de la vía respiratoria del paciente pueda puentear la luz 10 y el elemento 1 de inversión del flujo de gas.

Cada uno de los conectores 4, 6 está, de modo preferente, diseñado como un cierre Lürer.

La Fig. 2 muestra el elemento 1 de inversión del flujo de gas en uso con la pieza 2 principal y la pieza 3 de ramificación. La válvula de 3/2 vías como elemento 19 de cierre está en la primera posición. Así, el gas inspiratorio suministrado por la fuente 11 de gas comprimido (no mostrada) al elemento 1 de inversión del flujo de gas a través del conector 4 de presión fluye a lo largo de la primera vía 20 de flujo y posteriormente a través de la zona 9 de afluencia, la zona 28 de flujo, la zona 15 de tobera y a través de la tobera 7 hacia el interior de la zona 16 de mezcla hacia la abertura 5 de salida, con la abertura 5 de salida abierta. Al pasar a través de la tobera 7, el flujo 8 de gas que fluye a lo largo de la primera vía 20 de flujo genera una subpresión en la zona 15 de tobera de manera que otro flujo 8 de gas genere en la pieza 3 de ramificación que fluye a lo largo de la segunda vía 21 de flujo desde el conector 6 de línea y a continuación a través de la pieza 3 de ramificación, a través de la zona 15 de tobera y a través de la zona 16 de mezcla hacia la abertura 5 de salida.

La Fig. 3 muestra el elemento 1 de inversión del flujo de gas en uso con la pieza 2 principal y la pieza 3 de ramificación, en el que la válvula 3/2 vías como elemento 19 de cierre está en la segunda posición. En esta posición, la válvula de 3/2 vías conecta el conector 4 de presión con la derivación 18. La conexión entre el conector 4 de presión y la zona 15 de tobera a través de la zona 28 de flujo, queda desconectada. De esta manera, el gas inspiratorio suministrado por la fuente 11 de gas comprimido (no mostrada) hacia el elemento 1 de inversión del flujo de gas por medio del conector 4 de presión fluye a lo largo de la tercera vía 22 de flujo, a continuación a través de la

zona 9 de flujo hacia dentro, a través de la derivación 18 hasta el interior de la pieza 3 de ramificación y hacia el conector 6 de línea, estando la abertura 5 de salida cerrada. Para la tercera vía 22 de flujo que conecta el conector 4 de presión y el conector 6 de línea a través de la derivación 18, el flujo 8 de gas experimenta una primera pérdida de presión deltaP1 26 en determinados caudales.

5 La primera pérdida de presión deltaP1 26 a lo largo de la tercera vía 22 de flujo es mucho más pequeña que la segunda pérdida de presión deltaP2 27 a lo largo de la cuarta vía 23 de flujo para caudales volumétricos idénticos. Por tanto, para una determinada presión suministrada en el conector 4 de presión por la fuente 11 de gas comprimido (no mostrada) se consigue un caudal de gas volumétrico mayor a lo largo de la tercera vía 22 de flujo de lo que sería posible a lo largo de la cuarta vía 23 de flujo.

10 La Fig. 4 muestra el elemento 1 de inversión del flujo en uso con la válvula de 3/2 vías como elemento 19 de cierre en la primera posición. Así, el gas inspiratorio suministrado por la fuente 11 de gas comprimido (no mostrada) hacia el elemento 1 de inversión del flujo de gas a través del conector 4 de presión fluye a lo largo de la cuarta vía 23 de flujo a continuación a través de la zona 9 de flujo interior, a través de la zona 15 de tobera y a través de la tobera 7 hasta el interior de la tobera 3 de ramificación y hasta el conector 6 de línea estando, la abertura 5 de salida cerrada.
15 Para la cuarta vía 23 de flujo, que conecta el conector 4 de presión y el conector 6 de línea a través de la zona 9 de afluencia, la zona 28 de flujo, la zona 15 de tobera y la pieza 3 de ramificación, el flujo de gas experimenta una segunda pérdida de presión deltaP2 27.

La Fig. 5 muestra el elemento 1 de inversión del flujo de gas con unas válvulas de corte como elementos 19 de cierre. En este caso, las válvulas de corte están situadas por fuera del elemento 1 de inversión del flujo de gas. Al menos partes de la zona 9 de afluencia, de la zona 28 de flujo y de la derivación 18 están también situadas por fuera del elemento 1 de inversión del flujo de gas. La zona 9 de flujo interior, la zona 28 de flujo y la derivación 18 por fuera del elemento 1 de inversión del flujo de gas están conectadas a la zona 9 de afluencia, a la zona 28 de flujo y a la derivación 16 del elemento de inversión del flujo de gas.

20 Todos los elementos 19 de cierre divulgados (válvulas de corte, válvulas de 3/2 vías) pueden ser controladas neumática o electrónica o manualmente. En particular, los elementos 9 de cierre están diseñados para reducir gradualmente y / o incrementar el caudal volumétrico a lo largo de la vía de flujo a través de la válvula.

La Fig. 6 muestra el elemento 1 de inversión del flujo de gas de la Fig. 5 y una unidad 30 de control. La unidad 30 de control es por ejemplo un sistema de ventilación completamente automatizado al cual está conectado el elemento 1 de inversión del flujo de gas. En esta forma de realización preferente, las válvulas 19 de corte están integradas dentro de la unidad 30 de control. El elemento 1 de inversión del flujo de gas está conectado a la unidad 30 de control por la zona 30 de flujo y por la derivación 18.

Debe destacarse que el elemento 1 de inversión del flujo de gas de las figs. 1 a 4 también pueden estar conectados a una unidad 30 de control.

35 En cualquier caso, es importante, medir la presión dentro de los pulmones del paciente. Esto, de modo preferente, se lleva a cabo de dos formas independientes, por razones de seguridad (en el caso de que una de ellas falle). De modo preferente, la luz 10 (o una de las luces) conectada al conector 6 de línea estará conectada a un primer sensor 31 de la presión en una unidad 30 de control que medirá la presión de los pulmones continuamente durante la ventilación. La conexión entre el sensor 31 de la presión y la unidad 30 de control se lleva a cabo por medio de una línea 32 de extensión que podría ser una línea separada o separada dentro de la luz 10 utilizada con fines de ventilación. Esta es la medición de la presión principal, proporcionando al personal médico los datos requeridos.

40 Así mismo, de modo preferente, existe un segundo sensor 33 de la presión separado en la unidad 30 de control, de manera que este segundo sensor de la presión esté conectado a la zona 9 de afluencia o al conector 4 de la presión. Este segundo sensor 33 de la presión solo mide la presión cuando se detiene la ventilación. Esto se debe a que es casi imposible suministrar un valor fiable de la presión de los pulmones a través de la luz de ventilación (luz 10, conector 6 de línea, derivación 18 o zona 15 de tobera y zona 28 de flujo, zona 9 de flujo hacia dentro) cuando los flujos inspiratorio y espiratorio elevados están discurriendo a través del sistema. En un modo normal, esta es precisamente una característica de seguridad y es un control para observar si la medición de la presión (por medio del sensor 31 de la presión) está todavía funcionando adecuadamente (el primer sensor 31 de la presión podría romperse, pero también la luz 10 conectada al conector 6 de línea podría obstruirse, etc.). Por tanto, después de n números de inspiración ($n = 1$ a $n = 10$) y n números de espiración, la ventilación se detiene durante un instante muy corto (~ 50 a 100 ms [milisegundos]) el flujo de gas se detiene y se puede llevar a cabo la medición de la presión viable a través de la luz de ventilación por el segundo sensor 33 de la presión.

Evidentemente, el elemento 1 de inversión del flujo de gas puede ser operado solamente con el primer sensor 31 de a presión o con el segundo sensor 32 de la presión. .

55 Lista de numerales de referencia

1 Elemento de inversión del flujo de gas

	2	Pieza principal
	3	Pieza de ramificación
	4	Conector de presión
	5	Abertura de salida
5	6	Conector de línea
	7	Tobera (tobera de inyección)
	8	Flujo de gas
	9	Zona de afluencia
	10	Luz
10	11	Fuente de gas comprimido
	12	Acceso lateral
	13	Línea de conexión
	14	Suministro de gas
	15	Zona de tobera
15	16	Zona de mezcla
	17	Canal de mezcla
	18	Derivación
	19	Elemento de cierre
	20	Primera vía de flujo
20	21	Segunda vía de flujo
	22	Tercera vía de flujo
	23	Cuarta vía de flujo
	24	Manguito
	25	Dispositivo de medición
25	26	Primera pérdida de presión ΔP_1
	27	Segunda pérdida de presión ΔP_2
	28	Zona de flujo
	29	Línea de suministro
	30	Unidad de control
30	31	Primer sensor de la presión
	32	Línea de extensión
	33	Segundo sensor de la presión

REIVINDICACIONES

1.- Elemento (1) de inversión del flujo de gas para el uso de un suministro (14) de gas bajo sobrepresión, en particular gases inspiratorios para generar de manera selectiva un flujo (8) de gas desde o hacia un conector (6) de línea que puede, en particular, estar conectado a o insertado en una vía respiratoria de un paciente, estando dicho elemento (1) de inversión del flujo de gas diseñado como una pieza (2) principal, comprendiendo la pieza (2) principal al menos una zona (9) de afluencia, una zona (28) de flujo, una zona (15) de tobera y una zona (16) de mezcla y además una pieza (3) de ramificación, conectándose la zona (9) de afluencia con un conector (4) de presión para la conexión con el suministro (14) de gas, con al menos una abertura (5) de salida susceptible de cierre dispuesta en la zona (16) de mezcla, y conectando la pieza (3) de ramificación la zona (15) de tobera de la pieza (2) principal con el conector (6) de línea, en el que una tobera (7) particularmente una tobera de inyección, está configurada y dispuesta en la zona (15) de tobera de tal manera que un flujo (8) de gas que fluye a lo largo de una primera vía (20) de flujo a través de la pieza (2) principal desde el conector (4) de la presión y posteriormente a través de la zona (9) de afluencia, la zona (28) de flujo, de la zona (15) de tobera y a través de la tobera (7) hasta el interior de la zona (16) de mezcla hasta la abertura (5) de salida, estando la abertura (5) de salida abierta, puede generar un flujo (8) de gas en la pieza (3) de ramificación que fluye a lo largo de una segunda vía (21) de flujo desde el conector (6) de línea y posteriormente a través de la pieza (3) de ramificación, a través de la zona (15) de tobera y a través de la zona (16) de mezcla hasta la abertura (5) de salida, en el que así mismo, un flujo de gas que entra en el elemento (1) de inversión del flujo de gas a través del conector (4) de la presión puede fluir a lo largo de una cuarta vía (23) de flujo posteriormente a través de la zona (9) de afluencia, a través de la zona (15) de tobera y a través de la tobera (7) al interior de la pieza (3) de ramificación, y hasta el conector (5) de línea, estando la abertura (5) de salida cerrada; por medio de lo cual, el elemento (1) de inversión del flujo de gas comprende también una derivación (18) que conecta el conector (4) de la presión y el conector (6) de línea de manera que el flujo (8) de gas puede fluir a lo largo de una tercera vía (22) de flujo a través de la zona (9) de afluencia, la derivación (18) y la pieza (3) de ramificación, en el que al menos la derivación (18) y la zona (28) de flujo pueden cerrarse por al menos un elemento (19) de cierre, de manera que el flujo (8) de gas puede puentear la tobera (7) en la zona (15) de tobera a través de la derivación (18) a lo largo de la tercera vía (22) de flujo.

2.- Elemento (1) de inversión del flujo de gas de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el al menos un elemento (19) de cierre es una válvula de 3/ 2 vías.

3.- Elemento (1) de inversión del flujo de gas de acuerdo con la reivindicación 1, en el que se disponen dos válvulas de corte como el al menos un elemento (19) de cierre, estando una válvula de corte situada en la tercera vía (22) de flujo, estando situada la otra válvula de corte en la primera vía (20) de flujo.

4.- Elemento (1) de inversión del flujo de gas de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que, para una sobrepresión de 1 a 8 bar por encima de la presión atmosférica en el conector (4) de la presión y estando la abertura (5) de salida cerrada, la tercera vía (22) de flujo, que conecta el conector (4) de la presión y el conector (6) de línea a través de la derivación (18), presenta una primera pérdida de la presión ΔP_1 (16) y una cuarta vía (23) de flujo, que conecta el conector (4) de la presión y el conector (6) de línea a través de la zona (9) de afluencia, la zona (28) de flujo, la zona (15) de tobera y la pieza (3) de ramificación, presenta una segunda pérdida de presión ΔP_2 (27), en el que:

$$\Delta P_2 > 2 * \Delta P_1$$

5.- Elemento (1) de inversión del flujo de gas de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el canal (17) de mezcla y la tobera (7) están configurados y dispuestos en la pieza (2) principal de tal manera que, mediante un flujo (8) de gas que fluye a lo largo de la primera vía (20) de flujo con la abertura (5) de salida abierta, también puede ser generado el flujo (8) de gas que fluye a lo largo de la segunda vía (21) de flujo, específicamente con un caudal volumétrico, el cual, en una sobrepresión de 0,5 a 8 bar, por encima de la presión atmosférica en el conector (4) de la presión, es de al menos 1 litro por minuto.

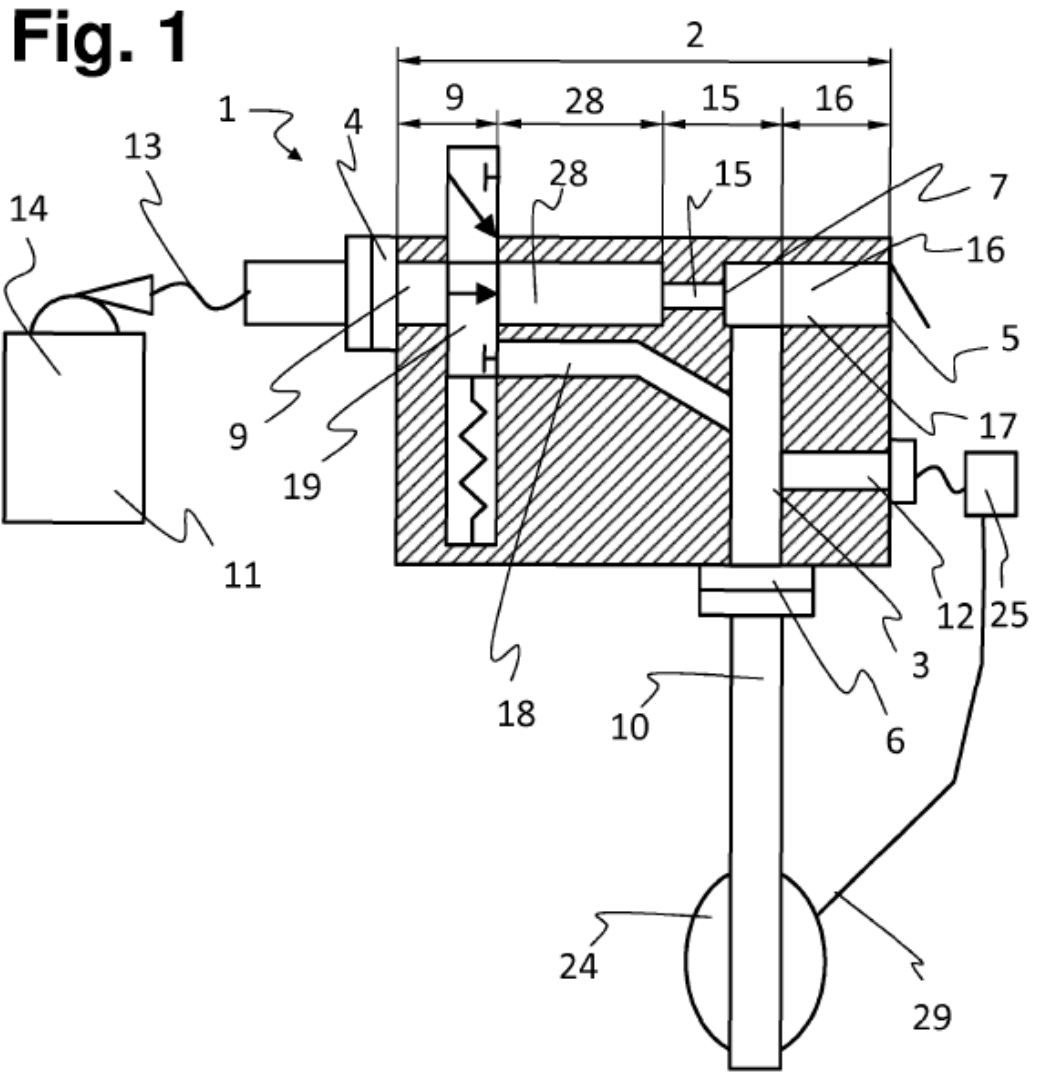


Fig. 2

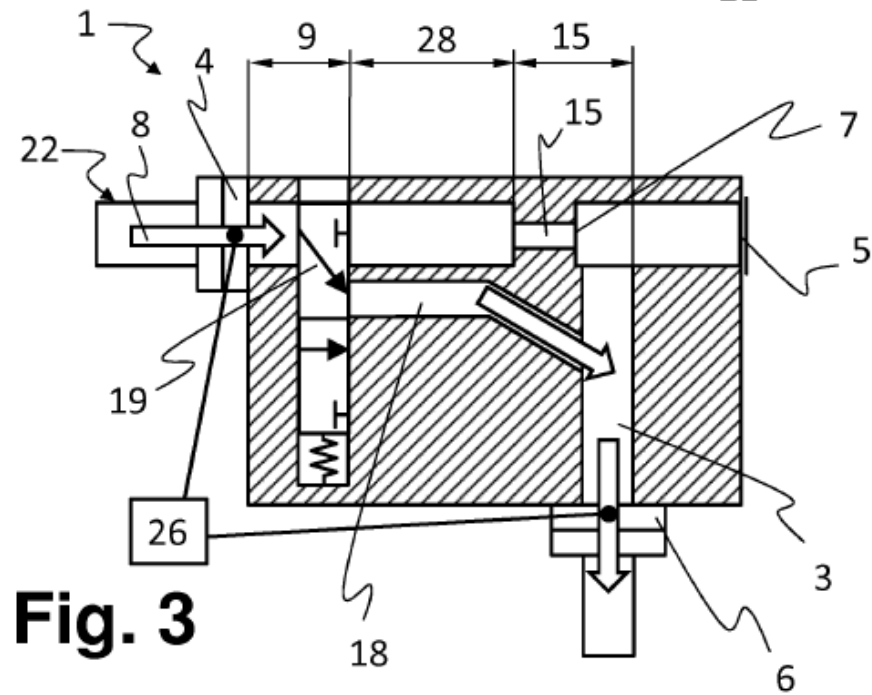
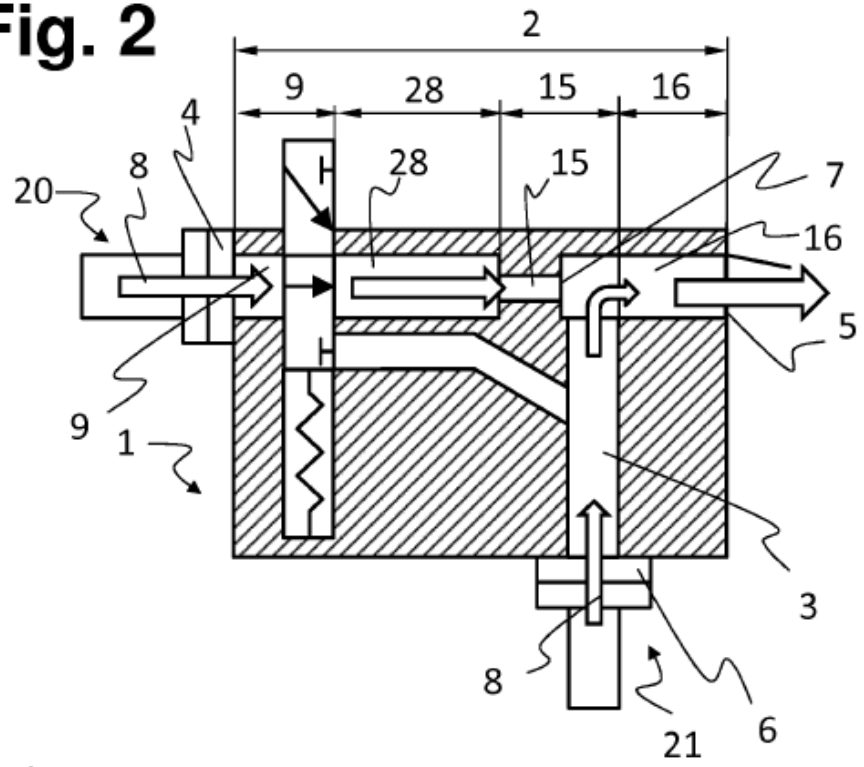


Fig. 3

Fig. 4

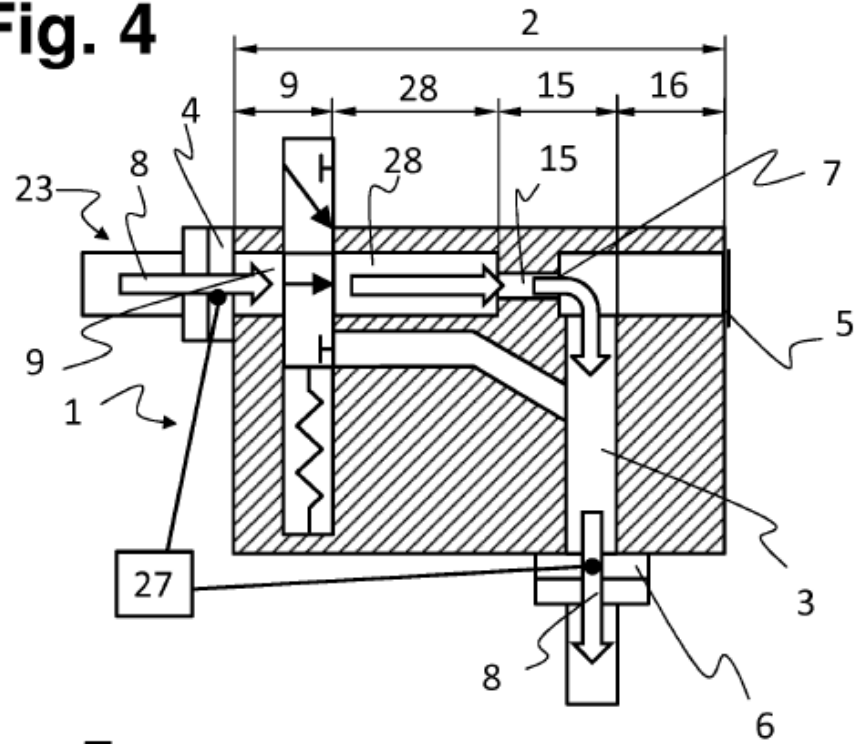


Fig. 5

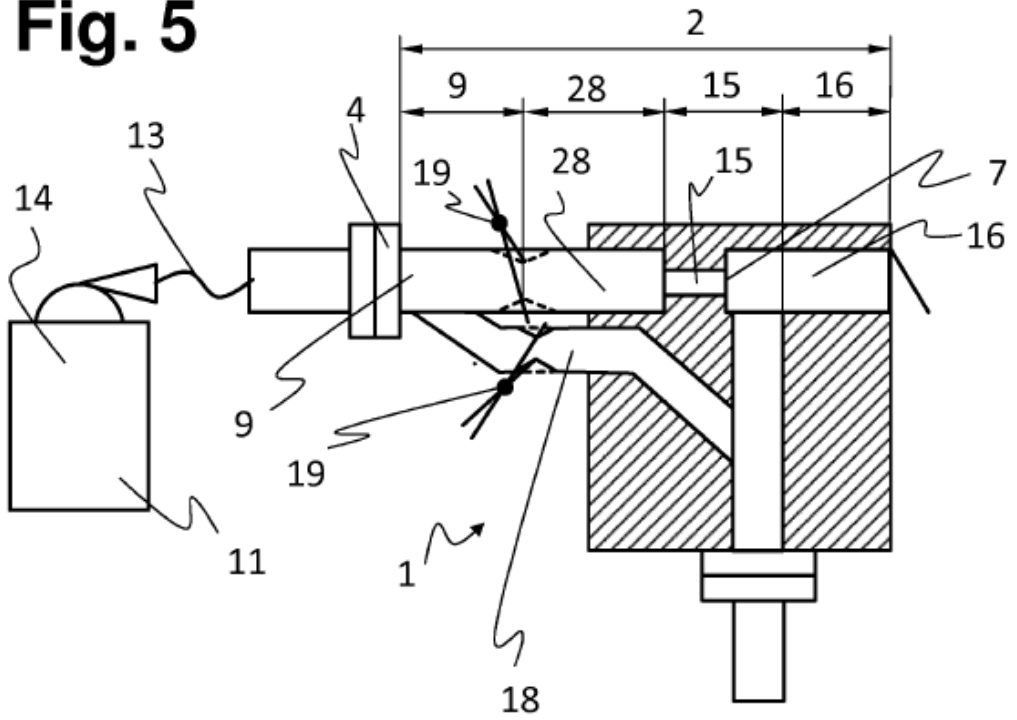


Fig. 6

