

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 675 028**

51 Int. Cl.:

A61M 16/16 (2006.01)
A61M 16/06 (2006.01)
A61M 16/08 (2006.01)
A61M 16/12 (2006.01)
A61M 16/04 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.06.2015 PCT/FR2015/051553**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **17.12.2015 WO15189525**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.06.2015 E 15732866 (7)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.04.2018 EP 3154615**

54 Título: **Dispositivo de asistencia respiratoria, aparato nasal y máscara de asistencia respiratoria**

30 Prioridad:

13.06.2014 FR 1455395

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.07.2018

73 Titular/es:

VYGON (50.0%)
5. rue Adeline
95440 Ecouen, FR y
BOUSSIGNAC, GEORGES (50.0%)

72 Inventor/es:

BOUSSIGNAC, GEORGES;
CARREZ, JEAN-LUC;
BERTHEUIL, ELODIE;
LESIMPLE BOBERT, LAURENT y
RIGA, CYRIL

74 Agente/Representante:

LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

ES 2 675 028 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo de asistencia respiratoria, aparato nasal y máscara de asistencia respiratoria

- 5 La presente invención tiene como objeto un dispositivo de asistencia respiratoria perfeccionado, utilizable en unos pacientes cuya respiración espontánea está ausente o es insuficiente, ya estén colocados o no bajo respiración artificial. Está más particularmente adaptada a los dispositivos de asistencia respiratoria inventados por el Señor Georges Boussignac.
- 10 El principio en la base del dispositivo de asistencia respiratoria inventado por el Señor Boussignac consiste en inyectar por un conjunto de canales auxiliares al menos un gas respirable a presión en la luz de una tubería unida a las vías respiratorias del paciente. Este dispositivo de asistencia tiene la particularidad de ser del tipo abierto, es decir, que la tubería puede permanecer abierta al aire libre permitiendo, de este modo, el paso de sondas u otros accesorios de vigilancia o tratamiento del paciente. Más precisamente, el dispositivo de asistencia está formado por
- 15 un elemento tubular o tubo que forma un canal principal y que está destinado a estar unido por su extremo distal a una vía respiratoria de un paciente para que dicho canal principal una, al exterior, el sistema respiratorio de dicho paciente. El dispositivo incluye, además, al menos un canal auxiliar que permite la inyección de un chorro de gas respirable destinado a la ventilación de dicho paciente y que desemboca por un orificio de salida distal en dicho canal principal en las proximidades del extremo distal de este último. En este dispositivo de asistencia, frente al
- 20 orificio de salida distal de cada canal auxiliar, están previstos unos medios de desviación de dichos chorros de gas(es) respirable(s) hacia el interior de dicho canal principal.
- De este modo, el chorro de gas respirable a presión que atraviesa dicho canal auxiliar se desvía hacia el eje central del canal principal, cuando penetra en este. En general, se crean varios chorros y se desvían los unos hacia los
- 25 otros hacia el eje central del canal principal. Los chorros se encuentran, por lo tanto, hacia el centro del canal principal creando ahí una zona de turbulencia y de presión. Aguas abajo de dichos medios de desviación, es decir, en el interior del canal principal, la presión del dicho chorro de gas respirable cae y el chorro sale a escasa presión a través del extremo distal del elemento tubular. La experiencia ha mostrado que aguas abajo de la salida distal del elemento tubular, la presión es escasa y se mantiene constante en todo el espacio respiratorio. Además, esta
- 30 presión es dependiente del caudal de gas respirable en los canales auxiliares y, por lo tanto, se tiene, igualmente, un medio sencillo de regulación de la presión jugando con el caudal del gas en los canales auxiliares.
- Este dispositivo de asistencia respiratoria puede, de este modo, permitir mantener una presión continua positiva en el sistema respiratorio del paciente y evita un hundimiento de las paredes de los alvéolos pulmonares perjudicial para la ventilación. Una aplicación de este tipo de este dispositivo se denomina CPAP para "continuous positive
- 35 airway pressure".
- Este dispositivo de asistencia de respiración se ha mostrado, igualmente, muy útil en el marco de la reanimación cardiaca, más generalmente cardiopulmonar, por masaje torácico externo manual o mecánico.
- 40 Este dispositivo de asistencia del que se podrá completar el conocimiento en la solicitud de patente FR89/04280 ha sido el objeto de diversos perfeccionamientos en las siguientes solicitudes de patente dadas a título de ejemplo no exhaustivo: EP0390684, WO2008113913, EP2228088, FR2942967, WO2007118973, FR2911073, FR2813197, WO2003039638, FR2827778, EP0978291, FR2921840, FR2782925, FR2836384 y EP0701834.
- 45 Por otro lado, se verá que estos diversos perfeccionamientos pueden implementarse en el marco de la presente invención. En concreto, la nebulización de productos líquidos, la ayuda a la reanimación, la utilización nasal, el doble flujo...
- 50 Este dispositivo ha aportado una comodidad cierta a los pacientes y al personal de enfermería por el hecho de que es del tipo abierto. Además, es relativamente sencillo en su principio y de fabricar.
- No obstante, el dispositivo tal como se ha propuesto presente el inconveniente de que provoca una nebulización o pulverización de las expectoraciones o de las hemoptisis del paciente cuando estas atraviesan la zona de
- 55 turbulencias en que los chorros desviados se encuentran en el canal principal del dispositivo del Señor Boussignac. Por lo tanto, existe un riesgo importante de contaminación del personal si el paciente padece una infección contagiosa. En particular, durante la reanimación cardiopulmonar por masaje torácico externo manual o mecánico, pueden producirse unas hemoptisis. Además, puede suceder que se produzcan unas regurgitaciones y que pueden, igualmente, nebulizarse o pulverizarse.
- 60 Una solución sencilla sería la adición de un filtro a la salida proximal del dispositivo de asistencia respiratoria. No obstante, esto implica verificar regularmente su permeabilidad a los gases, lo que no siempre es fácil y evidente en unas condiciones de reanimación de urgencia.
- 65 Se propone realizar una derivación en la zona de los chorros desviados, en el interior del canal principal, gracias a un tubo interior hueco de derivación.

Se han propuesto en el estado de la técnica otras soluciones presentadas en los documentos FR 2973708, US 2014/053841 y FR 2813197, pero no implementan unas derivaciones coaxiales para los gases espirados y/o inspirados y limitadas en extensión a la zona de los chorros desviados.

5 Por lo tanto, la invención se refiere a un dispositivo de asistencia respiratoria según la reivindicación 1.

10 Con respecto a los dispositivos conocidos que pueden incluir una tubería interna para aspiración de mucosidades traqueopulmonares o gástricas y que son unas sondas de gran longitud, el tubo interior de la invención es de longitud reducida, sustancialmente limitada a la zona de los chorros desviados de gas y no está destinado a ir a recuperar *in situ* unas mucosidades en el transcurso de aspiraciones o un contenido del estómago o a efectuar unas mediciones. El tubo interior es fijo y está comprendido en el dispositivo de asistencia respiratoria, sustancialmente limitado de longitud en la zona de los chorros de gas(es) respirable(s) a la salida de los orificios de salida de los canales auxiliares, aunque pueda extenderse un poco más allá, en concreto, para unas facilidades de mantenimiento/fijación. El tubo interior de la invención es, por lo tanto, un tubo rompechorro y de derivación.

15 En diversos modos de implementación de la invención, se emplean los siguientes medios que pueden utilizarse solos o según todas las combinaciones técnicamente posibles:

20 - el dispositivo de asistencia respiratoria está integrado o incorporado sobre al menos un elemento de unión, siendo, en concreto, el elemento de unión una máscara facial o un adaptador nasal, una máscara laríngea, una tubería de unión distal a la vía respiratoria del paciente, una tubería de unión distal de estanquidad con balón(ones) hinchable(s), una tubería de unión proximal a un aparataje de ventilación,

25 - el dispositivo de asistencia respiratoria está destinado a implementarse en el exterior del paciente, en concreto, integrado o incorporado sobre una máscara facial o sobre un adaptador nasal o sobre una tubería de unión distal a la vía respiratoria del paciente,

30 - el dispositivo de asistencia respiratoria está destinado a implementarse en el interior del paciente, en concreto, integrado o incorporado sobre una máscara laríngea o sobre una tubería de unión distal a la vía respiratoria del paciente o sobre una tubería de unión distal de estanquidad con balón(ones) hinchable(s) de las cuales intratraqueal,

35 - el canal principal es cilíndrico,

- el/los canales auxiliares están realizados en el espesor de la pared del elemento tubular,

40 - el dispositivo incluye un conjunto de canales auxiliares, siendo dichos canales auxiliares sustancialmente paralelos al eje central de dicho elemento tubular sobre al menos una parte de sus trayectos,

- el/los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares desembocan al nivel de la superficie interna del elemento tubular,

45 - el elemento tubular incluye dentro de su pared, además del/de los canales auxiliares que permiten la inyección de chorro(s) de gas(es) respirable(s), al menos un canal auxiliar anexo que permite la inyección en el canal principal por un orificio de salida distal anexo del canal auxiliar anexo de productos distintos del gas respirable(s), en concreto, de líquidos,

50 - el elemento tubular incluye dentro de su pared, además del/de los canales auxiliares que permiten la inyección de chorro(s) de gas(es) respirable(s) y además del/de los eventuales canales auxiliares anexos, al menos un conducto de aporte que permite el paso hacia el paciente de fluidos, en concreto, gaseosos o líquidos,

55 - el elemento tubular incluye dentro de su pared, además del/de los canales auxiliares que permiten la inyección de chorro(s) de gas(es) respirable(s) y además del/de los eventuales canales auxiliares anexos, al menos un conducto de medición que permite recuperar del paciente unas muestras de fluidos, en concreto, gases espirados o secreciones, hacia un aparataje de extracción y/o de aspiración y/o de medición externo,

60 - el elemento tubular incluye dentro de su pared, además del/de los canales auxiliares que permiten la inyección de chorro(s) de gas(es) respirable(s) y además del/de los eventuales canales auxiliares anexos, al menos un conducto de medición que permite medir la presión de los gases respiratorios del lado distal del dispositivo,

- el tubo interior es cilíndrico,

65 - la superficie externa del tubo interior es sustancialmente lisa,

- la superficie externa del tubo interior incluye unos elementos en relieve y en hueco, en concreto, en la zona en que

los ejes de los chorros desviados encuentran dicho tubo interior,

- 5 - el tubo interior se mantiene en posición coaxial en el interior del canal principal por unas aletas extendidas radialmente entre la superficie externa del tubo interior y la superficie interna del elemento tubular, estando dichas aletas ausentes en la zona de los chorros desviados,
- las aletas son de espesor reducido,
- 10 - un cuerpo tubular está incorporado en el interior del elemento tubular,
- preferentemente, el cuerpo tubular está incorporado del lado proximal del elemento tubular,
- un cuerpo tubular está incorporado del lado distal del elemento tubular,
- 15 - el tubo interior se mantiene en posición coaxial en el interior del canal principal por un solo conjunto de aletas extendidas radialmente entre la superficie externa del tubo interior y la superficie interna del elemento tubular o de un cuerpo tubular incorporado proximal, estando dicho conjunto de aletas del lado del extremo proximal del elemento tubular, estando dichas aletas ausentes en la zona de los chorros desviados,
- 20 - el tubo interior se mantiene en posición coaxial en el interior del canal principal por un solo conjunto de aletas extendidas radialmente entre la superficie externa del tubo interior y la superficie interna del elemento tubular o de un cuerpo tubular incorporado distal, estando dicho conjunto de aletas del lado del extremo distal del elemento tubular, estando dichas aletas ausentes en la zona de los chorros desviados,
- 25 - el tubo interior se mantiene en posición coaxial en el interior del canal principal por dos conjuntos de aletas extendidas radialmente entre la superficie externa del tubo interior y la superficie interna del elemento tubular y/o de un cuerpo tubular incorporado, estando un primer conjunto de aletas del lado del extremo proximal del elemento tubular y estando el segundo conjunto de aletas del lado del extremo distal del elemento tubular, estando dichas aletas ausentes en la zona de los chorros desviados,
- 30 - las aletas y el tubo inferior forman una pieza monobloque insertada en el elemento tubular o en un cuerpo tubular él mismo insertado en el elemento tubular,
- 35 - el extremo proximal del tubo interior está al nivel del/de los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares,
- el extremo proximal del tubo interior está al nivel del extremo proximal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria,
- el extremo proximal del tubo interior está en rezaga del extremo proximal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria, en el interior del canal principal,
- 40 - los medios de desviación están configurados de manera que se permita orientar los chorros hacia el extremo distal del elemento tubular según una incidencia con respecto al eje central de dicho elemento tubular y, por lo tanto, con respecto al tubo interior coaxial, comprendida entre 90° , siendo el eje de los chorros perpendicular a dicho eje central, y 25° , cruzando el eje de los chorros el eje central según un ángulo de 25° ,
- 45 - la inclinación de los chorros desviados es diferente de 90° con referencia al eje central de dicho elemento tubular, no siendo los chorros desviados radiales, sino estando inclinados hacia el extremo distal y el centro del canal principal y el extremo proximal del tubo interior está al nivel del/de los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares,
- 50 - los medios de desviación permiten hacer converger los unos hacia los otros, en el interior del canal principal, los chorros de gas(es) respirable(s) de los canales auxiliares,
- 55 - todos los chorros tienen la misma incidencia,
- los chorros tienen unas incidencias diferentes según los orificios de salida,
- la incidencia de los chorros es de aproximadamente 45° ,
- 60 - la pieza monobloque con aletas y tubo interior está introducida en el elemento tubular por el extremo proximal de este último, estando las aletas dispuestas solamente del lado del extremo proximal de dicho elemento tubular y formando, además, un obstáculo a un taponamiento del canal principal,
- 65 - el obstáculo al taponamiento del canal principal no impide el paso eventual de una sonda, por ejemplo, sonda de aspiración, de medición o de extracción,

ES 2 675 028 T3

- 5 - la pieza monobloque con aletas y tubo interior incluye en la periferia radial de las aletas, en concreto, para cada conjunto de aletas, un anillo circular cuya superficie exterior está en contacto con la superficie interna del elemento tubular o de un cuerpo tubular incorporado,
- 5 - la pieza monobloque con aletas y tubo interior incluye en la periferia radial de las aletas, en concreto, para cada conjunto de aletas, un anillo circular cuya superficie exterior está en contacto con la superficie interna de un cuerpo tubular insertado en el elemento tubular,
- 10 - el elemento tubular incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del anillo circular o del cuerpo tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares,
- 15 - el cuerpo tubular incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares,
- 20 - el anillo circular de la pieza monobloque o el cuerpo tubular incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, el/los canales auxiliares y una parte del/de los orificios de salida de los canales auxiliares,
- 20 - el anillo circular es de espesor reducido,
- 25 - en el caso de una pieza monobloque con aletas, tubo interior y anillo circular dispuesta en el extremo proximal del elemento tubular, dicho anillo circular es de longitud tal que su extremo distal se termina antes o justo al nivel del/de los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares,
- 30 - el anillo circular, en el caso de una pieza monobloque dispuesta del lado del extremo proximal del elemento tubular, incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares,
- 30 - la pieza monobloque con aletas y tubo interior incluye en la periferia radial de las aletas un anillo circular cuya superficie exterior está en contacto con la superficie interna del elemento tubular, siendo dicho anillo circular de longitud tal que su extremo distal se termina al nivel del/de los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares y el anillo circular incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares,
- 35 - el/los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares son puntuales individuales,
- 40 - el diámetro de cada orificio de salida puntual es inferior o igual a 150 micras,
- 40 - el diámetro de cada orificio de salida puntual es inferior o igual a 100 micras,
- 45 - el diámetro de cada orificio de salida puntual está comprendido entre 50 micras y 10 micras y es, preferentemente de aproximadamente 25 micras,
- 45 - el diámetro de cada orificio de salida puntual está comprendido entre 20 micras y 5 micras y es, preferentemente de aproximadamente 10 micras,
- 50 - el diámetro de cada orificio de salida puntual está comprendido entre 150 micras y 10 micras,
- 50 - el diámetro de cada orificio de salida puntual está comprendido entre 150 micras y 100 micras,
- 55 - los canales auxiliares tienen sobre al menos una parte de sus trayectos un diámetro sustancialmente igual al de sus orificios de salida,
- 55 - un canal auxiliar dado desemboca sobre un solo orificio de salida,
- 55 - un canal auxiliar dado desemboca sobre varios orificios de salida,
- 60 - los orificios de salida están en los extremos distales de los canales auxiliares,
- 60 - los orificios de salida están desplazados con respecto a los extremos distales de los canales auxiliares, siendo dichos extremos distales de los canales auxiliares más allá de los orificios de salida callejones sin salida,
- 65 - los diámetros del orificio de salida y del canal auxiliar correspondiente son idénticos,

- al menos la/las partes distales del/de los canales auxiliares que desembocan en el canal principal es/son paralelas a este,
- 5 - el orificio de salida del canal auxiliar está en un vaciamiento de la pared interna del elemento tubular, formando dicho vaciamiento medio de desviación,
- el/los canales auxiliares están habilitados en la pared del elemento tubular,
- 10 - el dispositivo incluye varios canales auxiliares, formando cada canal auxiliar un paso tubular en la pared del elemento tubular,
- el dispositivo incluye un solo canal auxiliar común sobre el que el/los orificios de salida están unidos, siendo dicho canal auxiliar común un paso anular o un manguito de distribución, externo y sustancialmente coaxial y paralelo al eje central de dicho elemento tubular,
- 15 - al menos algunos de los orificios de salida se reúnen juntos formando un orificio de salida único en banda de forma anular o en segmento de anillo y cuya anchura/espesor de abertura/orificio corresponde al diámetro de un orificio puntual individual, esto es, una anchura/espesor inferior a 150 micras,
- 20 - en el caso de un solo canal auxiliar que forma un paso anular coaxial al canal principal, los orificios de salida se reúnen juntos formando una salida anular única que desemboca en el canal principal, teniendo la salida anular una anchura/espesor correspondiente al diámetro de un orificio puntual individual,
- 25 - los orificios de salida se eligen de entre unos orificios puntuales individualizados y/o unos orificios de salida reunidos en una abertura/orificio en banda preferentemente anular o semianular,
- el dispositivo incluye un orificio de salida de canales auxiliares en banda anular,
- 30 - el dispositivo incluye varios orificios de salida de canales auxiliares en bandas semianulares,
- el/los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares son en bandas semianulares de espesor reducido,
- el/los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares son prácticamente un orificio en banda anular de espesor reducido a lo largo de la circunferencia interna del elemento tubular,
- 35 - el espesor de cada orificio de salida en banda anular o semianular es inferior a 150 micras,
- el espesor de cada orificio de salida en banda anular o semianular está comprendido entre 50 micras y 10 micras y es, preferentemente de aproximadamente 25 micras,
- 40 - el dispositivo incluye además del/de los orificios de salida en bandas semianulares unos orificios de salida puntuales individualizados,
- 45 - el dispositivo incluye además del/de los orificios de salida en bandas semianulares unos orificios de salida puntuales, teniendo dichos orificios puntuales un diámetro inferior a 150 micras,
- el/los orificios de salida en banda(s) son el resultado de la reunión de al menos algunos de los orificios de salida distales y de sus canales auxiliares correspondientes, siendo, entonces, los canales auxiliares en cuestión en forma de banda anular o semianular,
- 50 - en el caso en que el/los orificios de salida son en banda(s) anular o semianular, el anillo circular de la pieza monobloque que incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares, forma, además, una parte del/de los orificios de salida de los canales auxiliares,
- 55 - el anillo circular que incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares, forma, además, una parte del/de los orificios de salida de los canales auxiliares,
- 60 - en el caso en que el/los orificios de salida son en banda(s) anular o semianular, el cuerpo tubular que incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares, forma, además, una parte del/de los orificios de salida de los canales auxiliares,
- 65 - el cuerpo tubular que incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares, forma,

ES 2 675 028 T3

además, una parte del/de los orificios de salida de los canales auxiliares,

- 5 - el/los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares son puntuales y/o son en banda(s) anular o semianulares y el diámetro de los orificios puntuales o el espesor de los orificios en banda(s) es inferior a 150 micras.
- en el caso de orificios de salida reunidos, los canales auxiliares que corresponden están, igualmente, reunidos formando un canal auxiliar anular o semianular sobre la totalidad de sus longitudes o una parte solamente,
- 10 - el orificio de salida distal de chorro está formado en una primera cara que se separa de dicho canal principal y los medios de desviación están formados por una segunda cara, inclinada, de dicho canal principal, dispuesta frente a dicha primera cara y convergente en dirección del orificio de salida,
- 15 - la primera cara está sobre el elemento tubular,
- la segunda cara está sobre el elemento tubular o sobre el cuerpo tubular,
- la porción terminal del canal principal del lado extremo distal es abocardada,
- 20 - la segunda cara está prolongada hacia el extremo distal del canal principal por una pared que abocarda ligeramente dicho canal principal,
- los medios de desviación están formados directamente en la pared interna del elemento tubular,
- 25 - los medios de desviación están formados sobre una embocadura incorporada en el extremo distal del elemento tubular,
- los medios de desviación consisten en un conjunto discontinuo de vaciamientos de forma general cónica, habilitados en la pared interna y en el fondo de cada uno de los cuales desemboca el extremo distal de un canal auxiliar por su orificio de salida,
- 30 - el dispositivo incluye una pluralidad de canales auxiliares de los que al menos algunos están alimentados en común de gas respirable a presión,
- 35 - los canales auxiliares no alimentados en común, sirven para la introducción de productos gaseosos adicionales, tales como unos productos medicamentosos o unos gases húmedos,
- al menos una parte de los canales auxiliares están alimentados en común de gas respirable por medio de un manguito de distribución, coaxial al elemento tubular,
- 40 - al menos otra parte de los canales auxiliares están alimentados en común por unos productos medicamentosos o de humedad,
- la porción terminal del canal principal del lado extremo distal incluye una parte estrechada,
- 45 - la porción terminal del canal principal del lado extremo distal incluye un manguito de estrechamiento,
- el extremo distal del tubo interior está al nivel del extremo distal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria,
- 50 - el extremo distal del tubo interior está en rezaga del extremo distal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria, en el interior del canal principal,
- el extremo distal del tubo interior está realizado a una distancia determinada de la zona de llegada sobre el tubo interior de los ejes de los chorros desviados que salen directamente de los orificios, siendo dicha distancia determinada de al menos 5 mm,
- 55 - el extremo distal del tubo interior está realizado a una distancia determinada de la zona de llegada sobre el tubo interior de los ejes de los chorros desviados que salen directamente de los orificios, siendo dicha distancia determinada preferentemente de al menos 10 mm,
- 60 - el extremo distal del tubo interior está realizado a una distancia determinada de la zona de llegada sobre el tubo interior de los ejes de los chorros desviados que salen directamente de los orificios, siendo dicha distancia determinada más preferentemente de al menos 15 mm,
- 65 - el extremo distal del tubo interior está realizado a una distancia determinada de la zona de llegada sobre el tubo interior de los ejes de los chorros desviados que salen directamente de los orificios, siendo dicha distancia

ES 2 675 028 T3

determinada más particularmente de 16 mm,

- el tubo interior tiene una longitud de aproximadamente 33,5 mm,

5 - el tubo interior tiene más particularmente una longitud de aproximadamente 43,5 mm,

- las aletas tienen unas longitudes inferiores a la longitud del tubo interior,

10 - el extremo distal del tubo interior está aproximadamente al nivel del extremo distal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria y el extremo proximal del tubo interior está aproximadamente al nivel del extremo proximal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria,

- en el dispositivo de asistencia respiratoria, la distancia transversal entre los orificios de salida de canales auxiliares y la superficie externa del tubo interior está comprendida entre 1 mm y 5 mm,

15 - los orificios de salida de canales auxiliares están dispuestos en corona,

- el dispositivo incluye al menos una corona de orificios de salida de canales auxiliares, estando los orificios de salida de una corona dispuestos a lo largo de una sección transversal de dicho elemento tubular,

20 - el dispositivo incluye al menos dos coronas de orificios de salida de canales auxiliares desplazados a lo largo de dicho elemento tubular, viniendo los orificios de salida de coronas diferentes de canales auxiliares idénticos, pudiendo un mismo canal auxiliar desembocar sobre varios orificios de salida,

25 - el dispositivo incluye al menos dos coronas de orificios de salida de canales auxiliares desplazados a lo largo de dicho elemento tubular, viniendo los orificios de salida de coronas diferentes de canales auxiliares diferentes, desembocando un canal auxiliar dado solo sobre un solo orificio de salida,

30 - los orificios de salida de una corona o una parte de estos se reúnen para formar un orificio común anular o semianular,

- el dispositivo incluye al menos dos coronas de orificios de salida en bandas anulares o semianulares,

35 - el dispositivo con coronas de orificios incluye además de su/sus orificios de salida en bandas anulares y/o semianulares unos orificios de salida puntuales,

- los chorros tienen unas incidencias diferentes según la corona de orificios de salida,

- el dispositivo incluye un manómetro unido al canal principal para medición de presión,

40 - el punto de medición de presión del manómetro unido al canal principal está situado hacia el extremo distal del dispositivo,

45 - el punto de medición de presión del manómetro unido al canal principal está situado hacia el extremo proximal del dispositivo,

- el dispositivo incluye un manómetro unido al conducto interior del tubo rompechorro hueco de derivación,

50 - el dispositivo incluye interiormente un indicador visual de dirección y fuerza del flujo gaseoso que pasa por el dispositivo,

- dicho indicador está en el canal principal del dispositivo,

- dicho indicador está situado hacia el extremo distal del dispositivo,

55 - dicho indicador está situado hacia el extremo proximal del dispositivo,

- dicho indicador es un elemento que se orienta en el sentido del flujo gaseoso,

60 - dicho indicador es un elemento flexible que se orienta en el sentido del flujo gaseoso y que se deforma en función de la fuerza del flujo gaseoso,

- dicho indicador es una bandita flexible de materia plástica fijada en uno de sus dos extremos a una aleta de mantenimiento del tubo interior,

65 - cuando el flujo gaseoso es espiratorio, la bandita se orienta hacia el extremo proximal del dispositivo y, en función

de su longitud, puede salir de ahí por dicho extremo proximal,

y/o, en algunas variantes:

- 5 - el dispositivo es con dobles flujos invertidos que permiten favorecer la espiración así como la inspiración de un paciente, incluyendo el dispositivo al menos un canal auxiliar suplementario, independiente del/de los primeros canales auxiliares de los chorros del extremo distal del canal principal y unido a una fuente de gas a presión, desembocando dicho al menos un canal auxiliar suplementario en el canal principal en las proximidades del extremo proximal de este último, mientras que, frente a cada orificio de salida del canal auxiliar suplementario
- 10 correspondiente, están previstos unos medios para la desviación del chorro de gas que atraviesa este último en dirección del interior de dicho canal principal, con el fin de formar unos chorros de extremo proximal del canal principal y las dos zonas de chorros desviados que corresponden respectivamente a los chorros del extremo distal del canal principal y a los chorros del extremo proximal del canal principal incluyen cada una un tubo interior rompechorro y de derivación, pudiendo dicho tubo interior extenderse para ser único y común a las dos zonas o
- 15 incluyendo cada una de las zonas su propio tubo interior,
- al menos el/los extremos de dicho/dichos canales auxiliares suplementarios que desembocan por unos orificios de salida respectivos en el canal principal es/son paralelo a este,
- 20 - preferentemente, en el caso de un dispositivo de doble flujo con canal auxiliar suplementario, la parte proximal del dispositivo es semejante, si no idéntica, simétricamente, a la parte distal de dicho dispositivo, al menos en lo que se refiere a la disposición de dichos canales auxiliares y dichos medios de desviación,
- el dispositivo constituye la embocadura de entrada y de salida de aire de una máscara de asistencia respiratoria destinada a ser aplicada sobre el rostro de un paciente,
- 25 - el dispositivo que constituye la embocadura de entrada y de salida de aire de una máscara de asistencia respiratoria es amovible,
- 30 y/o, en algunas variantes:
- el dispositivo incluye, además, unos medios de derivación adecuados para derivar una fracción de volumen de dicho gas respirable destinado a dicho canal auxiliar antes de su entrada en este último y unos medios de aspiración de aire ambiente arrastrados por dicha fracción derivada de gas respirable y dichos medios de aspiración están
- 35 unidos al canal principal, de modo que los medios de aspiración son adecuados para encaminar, en dicho canal principal el aire ambiente aspirado mezclado con dicha fracción derivada de gas respirable,
- el dispositivo incluye unos medios de regulación de la fracción de gas respirable derivada por dichos medios de derivación,
- 40 - los medios de regulación de la fracción de gas respirable derivada están dispuestos entre dichos medios de derivación y los medios de aspiración de aire ambiente,
- los medios de regulación de la fracción de gas respirable derivada incluyen al menos una válvula,
- 45 - el dispositivo incluye, además, unos medios de regulación de caudal de gas respirable diluido que sale de dichos medios de aspiración y destinado a entrar en dicho canal principal,
- los medios de regulación de caudal de gas respirable diluido están dispuestos entre dichos medios de aspiración de aire ambiente y unos medios de comunicación de fluido,
- 50 - los medios de regulación de caudal de gas respirable diluido incluyen al menos una válvula,
- el caudal de gas respirable diluido que sale de dichos medios de aspiración pasa al canal principal por un orificio de comunicación que está habilitado en la pared de dicho dispositivo,
- 55 - el canal principal está formado por un tubo,
- el canal principal está formado por un tubo flexible,
- 60 - el caudal de gas respirable diluido que sale de dichos medios de aspiración pasa por una funda flexible estanca que envuelve, al menos sobre una parte de su longitud dicho tubo flexible que forma el canal principal y que forma una vía periférica alrededor de dicho tubo flexible y en la que desemboca el orificio de comunicación,
- 65 - los medios de aspiración están montados directamente sobre dicho tubo flexible en las proximidades de su extremo proximal,

- el orificio de comunicación está dispuesto entre los medios de desviación de los chorros y el extremo distal del canal principal,
- 5 - el orificio de comunicación es dividido en unos orificios de comunicación múltiples,
y/o, en algunas variantes:
 - el dispositivo incluye, además, unos medios de frenado de salida de los gases de espiración del paciente,
 - 10 - el dispositivo incluye, además, unos medios de frenado de entrada de gas de inspiración del exterior hacia el paciente,
 - los medios de frenado están dispuestos del lado proximal del dispositivo,
 - 15 - los medios de frenado están integrados en el dispositivo,
 - los medios de frenado están incorporados por conexión sobre el extremo proximal del dispositivo,
 - 20 - los medios de frenado incluyen unas espitas,
 - los medios de frenado están configurados para frenar el paso de los gases solo durante al menos una fase determinada de una inspiración y/o de una espiración y preferentemente durante una fase de inspiración que es el inicio de la inspiración, con el fin de provocar una depresión intratorácica favorable para el retorno venoso hacia el corazón,
 - 25 - el dispositivo incluye, además, unos medios de frenado de entrada de gas de inspiración del exterior hacia el paciente y los medios de frenado están configurados para frenar el paso de los gases solo durante una fase de inspiración que es el inicio de la inspiración, con el fin de provocar una depresión intratorácica favorable para el retorno venoso hacia el corazón,
 - 30 - el dispositivo incluye, además, unos medios de frenado espontáneo de la entrada de aire exterior en el canal principal mediante su extremo proximal,
 - 35 - los medios de frenado de la entrada de aire exterior en el canal principal incluyen un cuerpo hueco provisto de una primera y de una segunda espitas normalmente cerradas, siendo la primera espita adecuada para abrirse espontánea e inmediatamente durante una sobrepresión/contrapresión que proviene de la vía respiratoria del paciente, en concreto, durante una compresión torácica, mientras que la segunda espita es adecuada para abrirse espontáneamente, pero progresivamente, fuera de dicha sobrepresión/contrapresión, en concreto, durante la supresión de una compresión torácica y el cuerpo hueco está dispuesto en el extremo proximal del elemento tubular del dispositivo,
 - 40 - las primera y segunda espitas están dispuestas en paralelo entre el exterior y la cavidad interna del cuerpo hueco,
 - 45 - las primera y segunda espitas están dispuestas en serie entre el exterior y la cavidad interna del cuerpo hueco, siendo una de dichas espitas llevada por la otra,
 - la primera espita está constituida por una membrana elástica que se aplica espontáneamente contra un asiento previsto en dicho cuerpo hueco y está unida a dicho asiento por unos puntos de fijación repartidos en su periferia, pasando el aire descargado durante las sobrepresión/contrapresión libremente de la cavidad del cuerpo hueco al exterior por unos pasos que se forman espontánea e inmediatamente por la deformación elástica de dicha membrana entre dichos puntos de fijación y dicho asiento y la segunda espita está formada por al menos una hendidura con bordes colindantes practicada en dicha membrana, pasando progresivamente siendo frenado el aire aspirado durante la supresión de la sobrepresión/contrapresión del exterior a la cavidad del cuerpo hueco por el
 - 50 - paso que se forma espontáneamente en dicha membrana por deformación elástica de esta que arrastra la separación progresiva de sus bordes colindantes,
 - 55 - los medios de frenado de la entrada de aire exterior en el elemento tubular del dispositivo forman parte integrante de este,
 - 60 - los medios de frenado de la entrada de aire exterior en el elemento tubular del dispositivo están incorporados de forma amovible a este,
 - y/o, en algunas variantes:
 - 65 - el elemento tubular que forma el canal principal del dispositivo incluye al menos un orificio lateral de seguridad que

atraviesa su pared lateral al menos sustancialmente frente al punto de convergencia de los ejes de los chorros de gas(es) respirable(s) y que es adecuado para unir al exterior la parte de dicho canal principal que se encuentra del lado distal/aguas abajo con respecto al sentido de los chorros de gas(es) respirable(s) y con respecto a los medios de desviación,

5 - la parte distal del canal principal está en comunicación directa con el exterior a través de dicho orificio lateral de seguridad,

- el orificio lateral de seguridad está cerrado por un tapón amovible,

10 - el orificio lateral de seguridad está cerrado por un tapón amovible imperdible,

- el orificio lateral de seguridad está cerrado por una espita de escape tarada que se abre en caso de sobrepresión,

15 - el dispositivo incluye unos medios fibrosos o porosos para enmascarar el ruido de los chorros de gas respiratorio que atraviesan dicho orificio lateral de seguridad,

- el dispositivo incluye un conducto que une el orificio lateral de seguridad al exterior,

20 - los medios fibrosos o porosos están en el conducto,

- el conducto está constituido por un conducto coaxial que rodea el elemento tubular,

- el conducto coaxial desemboca en el exterior del lado del extremo proximal de dicho elemento tubular,

25 - el conducto coaxial desemboca en el exterior del lado del extremo distal de dicho elemento tubular,

- el conducto está constituido por una funda flexible que rodea el elemento tubular y que desemboca en el exterior del lado del extremo proximal de dicho elemento tubular,

30 - el conducto está constituido por una funda flexible que rodea el elemento tubular y que desemboca en el exterior del lado del extremo distal de dicho elemento tubular,

35 - la parte proximal del canal principal incluye unos obstáculos internos que sobresalen que impiden la obturación hermética del extremo proximal,

y/o, en algunas variantes:

40 - con el fin de que el dispositivo pueda suministrar a la vía respiratoria del paciente un caudal predeterminado de gas(es) respiratorio(s) a una presión de utilización cuyo valor debe estar comprendido en un rango de valores de utilización para asegurar la eficacia de dicho dispositivo sin poner en peligro a dicho paciente, estando dicho dispositivo unido a la fuente de gas(es) respiratorio(s) por un conducto de alimentación de gas y a una presión de alimentación comprendida entre un valor mínimo y un valor máximo, el conducto de alimentación de gas(es) respiratorio(s) incluye un elemento de pérdida de carga específica que asegura que dicha presión de utilización es como máximo igual al valor superior de dicho rango de valores de utilización, cuando dicha presión de alimentación está a dicho valor máximo,

50 - el elemento de pérdida de carga específica está constituido por un tapón adecuado para obturar el conducto de alimentación de gas respiratorio y perforado por un paso longitudinal para el/los gases,

- el valor de la pérdida de carga aportada por dicho elemento de pérdida de carga específica está ajustado por la longitud del tapón perforado,

55 - el elemento de pérdida de carga específica está constituido por un tramo de un perfil,

y/o, en algunas variantes:

60 - el dispositivo incluye entre los medios de desviación y el extremo distal del canal principal, unos medios de comunicación controlables para la apertura y para el cierre y adecuados, cuando están en posición abierta, para formar un paso que une dicho canal principal al entorno exterior,

- el paso que une el canal principal al entorno exterior tiene una sección variable,

65 - los medios de comunicación son del tipo con manguito giratorio perforado lateralmente y adecuado para descubrir unos pasos de diámetros diferentes,

ES 2 675 028 T3

- el manguito giratorio está montado directamente sobre el elemento tubular,
- el manguito giratorio está montado sobre una chimenea en comunicación con el canal principal,

5 y/o, en algunas variantes:

- el dispositivo incluye, además, al menos un conducto de aporte alimentado de producto líquido que hay que nebulizar en el canal principal y unos medios de nebulización,

10 - el dispositivo incluye, además, al menos un conducto de aporte incorporado alimentado de producto líquido que hay que nebulizar y alojado en el canal principal, penetrando dicho conducto de aporte en el canal principal a través del extremo proximal del elemento tubular y desembocando en dicho canal principal en las proximidades de la desembocadura, en este último, del/de los orificios de salida del/de los canales auxiliares,

15 - el diámetro interno de dicho conducto de aporte incorporado es del orden de 200 a 300 micras,
- en el interior del elemento tubular, el conducto de aporte incorporado es ascendente y al menos aproximadamente perpendicular al eje del elemento tubular,

20 - el conducto de aporte está incorporado al elemento tubular de forma amovible,
- el conducto de aporte está, además, fijado al elemento tubular por medio de una pinza dispuesta a caballo sobre el borde del extremo proximal del elemento tubular,

25 - el extremo del lado distal del conducto de aporte incorporado presenta la forma de un bisel,
- el extremo del lado distal del conducto de aporte incorporado se encuentra en las proximidades de los medios de desviación,

30 - el conducto de aporte incorporado incluye una pluralidad de orificios de aportes distales independientes,
- el conducto de aporte incorporado incluye una pluralidad de canales independientes,

y/o, en algunas variantes:

35 - un conducto de alimentación de gas une el/los canales auxiliares del dispositivo a/a las fuentes de gases respirables, incluyendo dicho conducto de alimentación de gas del lado de la/de las fuentes, un dispositivo de pérdida de carga adecuado para limitar el caudal y la presión de dicho gas respirable disponible a la salida de dicha fuente y para imponer a dicho chorro de gas respirable una valor de caudal y un valor de presión predeterminados y,
40 del lado del/de los canales auxiliares, incluye una espita de escape tarada adecuada para poner dicho conducto de alimentación de gas en comunicación con la atmósfera desde el momento en que la presión en dicho conducto de alimentación de gas rebasa dicho valor de presión predeterminado,

45 - el dispositivo de pérdida de carga es regulable, de forma que se permita imponer a los chorros de gas respirable una pluralidad de valores de caudal y de valores de presión predeterminados o prerregulados,

- la tara de la espita de escape tarada es regulable,

50 - el dispositivo de pérdida de carga está incorporado al elemento tubular,

- el dispositivo de pérdida de carga es exterior al elemento tubular,

- la espita de escape tarada está incorporada al elemento tubular,

55 - la espita de escape tarada es exterior al elemento tubular,

- el dispositivo incluye un humidificador en el conducto de alimentación de gas que une la/las fuentes de gases respirables a/a los canales auxiliares,

60 - el humidificador está dispuesto entre el dispositivo de pérdida de carga y la espita de escape tarada,

y/o, en algunas variantes:

65 - el dispositivo incluye una válvula controlada susceptible de obturar al menos parcialmente el extremo proximal del canal principal al menos durante la insuflación del gas respirable,

- la válvula controlada forma un conjunto monolítico con el elemento tubular,
 - la válvula controlada está incorporada sobre el elemento tubular,
 - 5 - la válvula controlada es solidaria con una embocadura susceptible de estar encajada sobre el extremo proximal del elemento tubular,
 - la válvula controlada incluye un recinto estanco de sección toroidal, dispuesto en las proximidades del extremo proximal del canal principal y que incluye al menos una pared interna flexible y elástica que, dilatándose o retrayéndose como respuesta a la introducción o a la evacuación de un fluido de hinchamiento en dicho recinto
 - 10 - el borde libre del extremo proximal del elemento tubular incluye al menos una escotadura,
 - 15 - el dispositivo incluye al menos una toma de presión dispuesta del lado del extremo distal del elemento tubular,
 - la toma de presión incluye una cámara periférica anular coaxial al elemento tubular y que desemboca del lado distal del dispositivo por un paso anular distal, estando dicha cámara periférica anular en relación con una embocadura de salida lateral,
 - 20 - un filtro, fibroso o poroso anular está dispuesto en la cámara periférica anular,
 - la toma de presión está formada por el orificio de salida por el que uno de los canales auxiliares habilitados en la pared del elemento tubular desemboca en las proximidades del extremo distal de dicho elemento tubular,
 - 25 - el dispositivo incluye unos medios que reciben la presión extraída por dicha toma de presión y susceptibles de imponer la apertura a la válvula controlada para despejar el canal principal,
 - el dispositivo incluye una válvula de escape tarada dispuesta en el extremo proximal del elemento tubular, del lado opuesto al borde libre del extremo proximal con respecto a dicha válvula controlada,
 - 30 - la introducción y la evacuación del fluido de hinchamiento en/de dicho recinto estanco es el resultado del traslado bidireccional de un volumen de fluido apropiado contenido en una capacidad tampón de volumen variable controlable,
 - 35 - el fluido de hinchamiento es un gas.
- La invención se refiere, igualmente, a un aparato nasal de asistencia respiratoria según la reivindicación 13.
- 40 En diversos modos de implementación del aparato, se emplean los siguientes medios que pueden utilizarse solos o según todas las combinaciones técnicamente posibles:
 - el dispositivo incorporado al aparato presenta una o varias de las características descritas que se refieren a dicho dispositivo,
 - 45 - el aparato incluye una pieza monolítica que incorpora dos dispositivos según la invención,
 - en la pieza monolítica los dos elementos tubulares son paralelos entre sí,
 - 50 - el aparato incluye, además, un medio de aporte de líquido que hay que nebulizar en el flujo gaseoso que atraviesa el aparato hacia el paciente,
 - el aparato incluye en relación con cada elemento tubular dos partes de diámetros diferentes dispuestas en serie, siendo la parte de mayor diámetro proximal, es decir, del lado del aire libre opuesto al lado del paciente y estando
 - 55 provista de una conexión tubular lateral,
 - las partes de mayor y de menor diámetros están separadas por una parte intermedia cónica,
 - 60 - el aparato incluye, para cada parte de mayor diámetro una manga dispuesta en dicha parte de mayor diámetro y que habilita ahí un espacio de sección anular, desembocando la conexión tubular lateral en dicho espacio de sección anular, obturando unos medios de solidarización de la manga con dicha parte de mayor diámetro dicho espacio de sección anular del lado proximal opuesto a una parte intermedia cónica que une la parte de mayor diámetro proximal a la parte de menor diámetro,
 - 65 - el aparato incluye para cada parte intermedia cónica un conducto lateral de aporte de líquido que desemboca en dicha parte intermedia cónica, en las proximidades de la conexión de esta y de la parte de menor diámetro,

- cada conducto lateral de aporte sobresale en el interior de dicha parte intermedia cónica y presenta un bisel cuya inclinación es opuesta a la de dicha parte intermedia cónica, en el lugar en que desemboca dicho conducto lateral,
- 5 - el aparato está provisto de un dispositivo de alimentación de gas(es) respirable(s), asociado a una fuente de un/de unos gas(es) de este tipo y provisto de un detector de presión adecuado para detectar el inicio de las espiraciones y el inicio de las inspiraciones del paciente ventilado, incluyendo dicho dispositivo de alimentación, además, alimentados en paralelo por dicha fuente, unos medios de calibración que suministran de manera permanente una corriente de gas(es) respirable(s) a una primera presión adecuada para mantener abiertos los bronquiolos de dicho
- 10 paciente evitando el colapso y una válvula controlable calibrada para suministrar, cuando está abierta, una corriente de gas(es) respirable(s) a una segunda presión, superior a dicha primera presión y adecuada para asistir eficazmente la inspiración de dicho paciente, estando dicha válvula controlable controlada por dicho detector de presión, para el cierre durante las espiraciones y para la apertura durante las inspiraciones,
- 15 - el dispositivo de alimentación incluye un caudalímetro interpuesto entre los medios de calibración y la válvula controlable, por una parte, y los canales auxiliares, por otra parte,
 - el dispositivo de alimentación incluye un dispositivo de alarma controlado por el detector de presión,
- 20 - una toma de presión para el detector desemboca en al menos uno de los elementos tubulares aguas abajo, del lado distal, es decir, del lado del paciente, de dichos medios de desviación y en las proximidades del extremo distal de dicho elemento tubular, estando dicha toma de presión unida al detector por un tubo de conexión,
 - la toma de presión es un agujero que atraviesa la pared del elemento tubular y el tubo de conexión es exterior a este último,
 - el tubo de conexión está dispuesto en el interior del elemento tubular y la toma de presión está formada por una escotadura lateral, practicada en el tubo de conexión y que tiene una longitud igual a varias veces el diámetro de dicho tubo de conexión,
- 30 - el aparato incluye unos órganos móviles adecuados para restringir la sección de paso de los chorros gaseosos al nivel de los medios de desviación,
 - los órganos móviles están constituidos por los extremos distales de forros que pueden deslizar con rozamiento duro en el interior de los canales principales,
 - el aparato incluye, sobre cada uno de sus dos extremos distales, una manga de narina, flexible, incorporada exteriormente y destinada a entrar en contacto con la pared interna de la narina correspondiente,
- 40 - cada manga de narina incluye una abertura frente a la abertura distal del elemento tubular,
 - cada manga de narina es de una materia de espuma de células abiertas y obtura la abertura distal del extremo distal del elemento tubular, asegurando al mismo tiempo el paso al/a los gas(es) respirable(s) y a los eventuales líquidos nebulizados.
- 45 La invención se refiere, igualmente, a una máscara de asistencia respiratoria provista de un dispositivo según la invención. El dispositivo en relación con la máscara presenta una o varias de las características descritas que se refieren a dicho dispositivo.
- 50 La presente invención va a ejemplificarse en este momento sin por ello estar limitada a ello con la descripción que sigue en relación con las siguientes figuras:
 - la Figura 1 es una vista esquemática y parcial, en corte axial aumentado, de un primer modo de realización del dispositivo de la invención,
 - 55 - las Figuras 2 y 3 son unos cortes transversales, respectivamente según las líneas II-II y III-III de la figura 1,
 - las Figuras 4 y 5 ilustran, esquemáticamente en corte axial aumentado, dos variantes de realización para el extremo distal del dispositivo según la invención,
 - 60 - la Figura 6 muestra, en corte axial esquemático y parcial, una variante con dobles flujos opuestos del dispositivo según la presente invención,
 - la Figura 7 muestra, en corte axial, una variante de realización del dispositivo de la invención,
 - 65 - las Figuras 8, 9 y 10 son unos cortes transversales del dispositivo de la figura 7, respectivamente según las líneas

III-III, IV-IV y V-V,

- la Figura 11 muestra, en corte axial, una vista esquemática de una parte del dispositivo de la invención según un primer modo de realización de tubo interior rompechorro y de derivación y

5

- las Figuras 12 y 13 muestran dos vistas de otro ejemplo de realización de la invención.

En su principio, el dispositivo de la invención está constituido, por lo tanto, por un elemento tubular, en general, un tubo, que forma un canal principal y que está destinado a estar unido por su extremo distal a la vía respiratoria del paciente, mientras que el extremo proximal del elemento tubular desemboca al aire libre en el exterior del paciente, estando, por lo tanto, el sistema respiratorio del paciente unido al exterior por medio del canal principal del dispositivo. Unos canales auxiliares están practicados en el espesor del elemento tubular y desembocan en el canal principal. Los canales auxiliares están alimentados de gas(es) respiratorio(s) por medio de un conducto de alimentación. El dispositivo incluye unos medios de desviación para hacer converger los unos hacia los otros, en el interior del canal principal, los chorros de gas(es) respiratorio(s) inyectados por dichos canales auxiliares hacia el canal principal. Preferentemente, los medios de desviación de los chorros de gas(es) respirable(s) vuelve los chorros hacia el eje central del canal principal.

10

15

20

25

En la Figura 1, se ha representado esquemáticamente y a gran escala, el elemento tubular con sus extremos proximal 2 y distal 3 de un modo de realización 1 del dispositivo según la invención. Este modo de realización puede constituir o combinarse con, por ejemplo, una máscara facial, una máscara laríngea, una máscara faríngea, un adaptador nasal, una sonda endotraqueal, oro-nasal con o sin balón, una sonda endotraqueal pediátrica, una sonda de monitorización de los gases, una sonda endobronquial, una sonda nasofaríngea, una sonda de intubación anatómica para niño, una sonda de Cole neonatal, una sonda cánula de Guedel o una sonda nasal de oxigenoterapia. El dispositivo de la invención puede utilizarse en cualquier posición, extracorporal o intracorporal y, en concreto, supraglótica o supratraqueal.

30

De hecho, el campo de aplicación de la invención es muy amplio: ventilación invasiva o no invasiva, adulto o pediátrico, en concreto: válvula CPAP tipo Boussignac, CPAP tipo monochorro, CPAP específica para la utilización para apnea del sueño, válvula para Parada cardiaca y en calidad de interfaz variada: máscara / máscara laríngea / gafa de oxígeno / sonda, etc.

35

El dispositivo 1 incluye un elemento tubular 4 flexible, en concreto, para adaptarse a la morfología del paciente, que delimita un canal principal 5 que desemboca, por el orificio proximal 6, en el extremo proximal 2 y, por el orificio distal 7, en el extremo distal 3. En una variante, el elemento tubular 4 está preformado y es rígido.

40

De este modo, el canal principal 5 es capaz de asegurar el paso entre los orificios 6 y 7, de los cuales uno, el orificio distal 7, está destinado a encontrarse en el interior de las vías respiratorias de un paciente o en el exterior en relación con estas últimas y el otro, el orificio proximal 6, está destinado a encontrarse en comunicación con el entorno exterior de dicho paciente. Este orificio proximal 6 puede desembocar al aire libre y, en este caso, el paciente puede inspirar aire fresco y espirar el aire viciado a través del canal principal 5. Se puede unir, igualmente, el orificio proximal 6 a al menos una fuente de gas(es) respirable(s) a presión (no representada) y prever un sistema de válvulas unidireccionales, para que el paciente inspire el(los) gas respirable de dicha fuente a través de dicho canal principal 5 y espire el gas viciado al aire libre, igualmente, a través de este canal principal 5.

45

El diámetro del canal principal 5 es del orden de algunos milímetros. Se han efectuado unos ensayos satisfactorios con unos diámetros de 3 mm, 7 mm y 8 mm, incluso un poco más.

50

Por otro lado, en el espesor de la pared del elemento tubular 4 están habilitados unos canales auxiliares 8, que se extienden sobre la casi totalidad de la longitud del canal principal 5. Estos canales auxiliares 8 están destinados a estar unidos a una (o varias) fuente de gas respirable a presión (no representada). Por ejemplo, esta presión es de algunos bar, por ejemplo, 1,2 o 4 bar y es regulable. Preferentemente, como se representan, estos canales auxiliares son unos canales individualizados sobre al menos una parte de sus trayectos. En unas variantes, los canales auxiliares tienen una parte común que forma una cámara circular coaxial y exterior al canal principal o están reducidos en lo que refiere a su trayecto individual a los orificios de salida que desembocan en el canal principal y, en este último caso, se puede considerar que solo hay un canal auxiliar. En todos los casos, el/los canales auxiliares desembocan en el canal principal por varios orificios de salida para formar ahí unos chorros de gas(es) respirable(s).

55

60

Como se representa esto en las Figuras 1 y 3, la unión a la o a las fuentes de gases respirables a presión puede estar realizada por medio de un manguito 9, que rodea de forma estanca el elemento tubular 4, del lado del extremo proximal 2 y que delimita una cámara anular estanca 10 alrededor de dicho elemento tubular. Los canales auxiliares 8 están puestos en comunicación con la cámara 10 gracias a unos arranques locales 11 de la pared del elemento tubular 4 y dicha cámara 10 está unida a/a las fuentes de gas(es) respirable(s) por una unión 12. Por supuesto, los extremos proximales de los canales auxiliares 8 están obturados, por ejemplo, por unos tapones 13. Los canales auxiliares 8 tienen un diámetro menor que el del canal principal 5.

65

Del lado distal, cada uno de los canales auxiliares 8 desemboca por un orificio de salida respectivo 17 en un vaciamiento 14 de la pared interna 15 del elemento tubular 4. El vaciamiento 14 es anular y está centrado sobre el eje 16 central de revolución del elemento tubular del lado del extremo distal 3. Incluye una cara 14a, sustancialmente transversal o ligeramente inclinada, de forma que se constituya un abocardamiento del canal principal 5, en la que desembocan dichos canales auxiliares 8 por sus orificios de salida 17, así como una cara 14b según la cara 14a y que converge en dirección del eje 16.

Preferentemente, entre la cara inclinada convergente 14b y el orificio distal 7, la pared interna 15 presenta una parte 15a ligeramente abocardada hacia el exterior, como se ilustrado esto por el ángulo A en la Figura 1.

De este modo, cuando los canales auxiliares 8 están alimentados de gas(es) respirable(s) a presión a través de los elementos 9 a 12, los chorros gaseosos correspondientes chocan con la cara inclinada 14b, que los desvía en dirección del eje 16 (flechas F en la Figura 1), formando, de este modo, unos medios de desviación y generando en las proximidades de este una zona de depresión que favorece la circulación gaseoso en el interior del canal principal 5, del orificio proximal 6 hacia el orificio distal 7. De este modo, se favorece la inspiración del paciente.

Se comprende que es posible realizar los canales auxiliares dentro del dispositivo de manera diferente de la representada a título de ejemplo. De este modo, por ejemplo, los canales auxiliares pueden ser unos arranques 11 o gargantas sobre todas sus longitudes en lugar de continuarse en unos canales sumidos en la pared del elemento tubular como se representan, estando dichos arranques cerrados exteriormente por una pared externa tubular incorporada que se aplica sobre el elemento tubular. Dicha pared externa tubular puede formar, igualmente, al nivel de los orificios de salida de los canales auxiliares, los medios de desviación. Dichos canales auxiliares pueden estar realizados, igualmente, entre la pared interna 15 del elemento tubular 4 y la pared externa de un cuerpo tubular (referenciado 55 en las Figuras 7 y 10), insertándose una pieza monobloque con tubo interior y aletas, además, en el cuerpo tubular 55, incluyendo el elemento tubular 4 y/o el cuerpo tubular 55 unos elementos estructurales adaptados para este fin. Como variante, un anillo circular forma parte de la pieza monobloque y es este anillo circular el que está insertado directamente en el elemento tubular, haciendo entonces el anillo circular la función de cuerpo tubular. En otras variantes con pieza monobloque con anillo circular, el anillo circular de la pieza monobloque está insertado en el cuerpo tubular, estando este último insertado en el elemento tubular (Véanse las Figuras 12, 13).

Se comprende que se implementa un anillo circular, es decir, que forma un círculo completo sustancialmente por unas razones de resistencia mecánica. Si la materia de la pieza monobloque es lo suficientemente resistente, se puede considerar que el anillo en cuestión sea discontinuo en arcos en los extremos periféricos de las aletas.

Preferentemente, la distancia entre cada uno de los orificios de salida 17 de los canales auxiliares 8 y el orificio distal 7 es del orden de 1 a 2 cm.

Agua abajo del orificio distal 7, la presión en la cavidad pulmonar es escasa y prácticamente constante.

Como variante, los orificios distales de los canales auxiliares que forman los chorros son unos orificios en bandas semianulares, incluso un solo orificio en banda anular o casi anular, en lugar de puntuales. En el caso de un solo orificio en banda anular, se comprende que puede ser en la práctica casi anular, juntando algunos puentes de materia los dos bordes del orificio de salida en banda, con el fin de mantenerlos mejor a una distancia determinada entre sí, distancia que corresponde al espesor del orificio en banda. Preferentemente, los orificios puntuales tienen un diámetro reducido y los orificios en bandas un espesor reducido, tradicionalmente menos de 150 μm como se menciona en la solicitud de patente PCT/FR2013 051979.

Un tubo interior 50 está dispuesto de manera central en el canal principal. El tubo interior 50 es coaxial, a lo largo del eje 16, al canal principal 5. El tubo interior 50 es hueco definiendo una luz 54 y abierto en sus dos extremos: un extremo distal 52 y un extremo proximal 53 que están orientados hacia los extremos y aberturas correspondientes de mismo calificativo del elemento tubular 4. El tubo interior 50 se mantiene en posición gracias a unas aletas 51 extendidas entre el tubo interior y la pared interna 15 del elemento tubular 4. En una variante no representada en la Figura 1, un anillo circular (representado como 56 en las Figuras 12, 13) está interpuesto entre la pared interna 15 del elemento tubular 4 y las aletas 51, estando estas últimas fijadas sobre dicho anillo circular. Las aletas tienen un espesor reducido, con el fin de no arrastrar, a su nivel, una reducción demasiado importante del espacio de circulación de los gases en el canal principal 5. Su número es, igualmente, reducido, comprendido entre una y cuatro preferentemente. En las figuras 1 a 10, están representadas cuatro aletas. Las aletas están dispuestas radialmente alrededor del tubo interior 50 y equiangularmente de manera preferente, esto es, para cuatro aletas a 90 ° la una de la otra alrededor del tubo interior. El tubo interior es sustancialmente rígido. Se puede considerar que sea flexible, pero en este caso, hace falta que las aletas se extiendan a lo largo del tubo interior, con el fin de que este último siga de la mejor manera las deformaciones del elemento tubular 4 en el caso en que este fuera flexible también. Preferentemente, no se disponen aletas en la zona de producción de los chorros, es decir, la zona de los orificios de salida de los canales auxiliares

Por lo tanto, se comprende que las aletas, en este documento dispuestas del lado del extremo proximal del elemento tubular, pueden estar dispuestas en otras posiciones y/o ser más o menos alargadas y/o estar repartidas en varios

conjuntos de aletas sobre la longitud del canal principal.

En el modo de realización de la invención ilustrado por la Figura 1, se ha indicado que el conjunto de las caras 14a y 14b estaba realizado por vaciamiento 14 de la pared interna 15 del canal principal 5. Ni que decir tiene que este modo de realización no es limitativo y que las caras 14a y 14b pueden obtenerse de formas diferentes. Por ejemplo, en las Figuras 4 y 5, la cara 14a está formada en la pared interna 15 del elemento tubular 4, mientras que la cara 14b está prevista sobre una embocadura 18 o 19 que llega a encajarse interiormente, embocadura 18, o exteriormente, embocadura 19, sobre el elemento tubular 4 y, en este caso, el orificio distal 7 y la pared divergente 15a los lleva la embocadura 18 o 19 correspondiente.

En una variante de realización del vaciamiento 14, los medios de desviación no forman una garganta anular continua, sino que están constituidos por un conjunto discontinuo de vaciamientos de forma general cónica, habilitados en la pared interna y en el fondo de cada uno de los cuales desemboca por su orificio de salida el extremo distal de un canal auxiliar. El principio de funcionamiento de un dispositivo de este tipo es, por supuesto, comparable con el descrito más arriba.

Como lo muestran las Figuras 2 y 3, los canales auxiliares 8 están dispuestos regularmente alrededor del eje del elemento tubular 4. Su número es variable según las utilidades (adulto o niño), pero está comprendido, generalmente, entre uno y diez. De una manera general, el número de los orificios de salida del/de los canales auxiliares y el diámetro de los orificios de salida y/o de los canales auxiliares están ajustados, con el fin de permitir un caudal suficiente para el/los gas(es) respirable(s). Se puede, a este respecto, destacar el interés de los orificios de salida en forma de banda anular o semianular que permiten tener una superficie de salida relativamente importante, a pesar de un espesor que puede ser escaso con respecto a unos orificios puntuales de escaso diámetro que se multiplicarían.

Se puede ver, igualmente, en estas Figuras 2 y 3 que el tubo interior 50 con su luz interna 54 está dispuesto de manera central en el canal principal 5 del elemento tubular 4. En unas variantes no representadas, el tubo interior, siendo paralelo al mismo tiempo al eje principal del canal principal, está desplazado radialmente con respecto a este eje del canal principal. El tubo interior 50 se mantiene en su sitio por unas aletas 51 que se ven en corte transversal en la Figura 3. Se han implementado en este ejemplo cuatro aletas 51 dispuestas radialmente de manera equiangular a 90 ° la una de la siguiente alrededor del tubo interior 50. Las aletas se aplican directamente sobre la superficie interna del elemento tubular en este ejemplo. Unas guías en hueco de inserción y guiado de las aletas pueden estar realizadas en el espesor de la superficie interna del elemento tubular para facilitar la inserción del tubo interior y de sus aletas. Preferentemente, el tubo interior y sus aletas forman una pieza monobloque. En unas variantes, la pieza monobloque incluye, además, un anillo circular al cual están unidas las aletas y es este anillo circular el que se aplica por su superficie exterior sobre la superficie interna del elemento tubular. Se puede prever una pestaña externa sobre el anillo circular y una guía hueca de la superficie interna del elemento tubular o de un cuerpo tubular que se inserta en el elemento tubular, que son complementarias, para facilitar la inserción de la pieza monobloque que incluye esta vez, además, el anillo circular. Puede estar previsto un medio de enclavamiento entre la pieza monobloque y el elemento tubular o el cuerpo tubular.

Se puede señalar que la presencia de aletas 51 en el extremo proximal del elemento tubular forma un obstáculo que impide la introducción accidental de un objeto que puede obturar herméticamente dicho extremo proximal.

En una variante, el tubo interior es un elemento individual y unos soportes con aletas en forma de rueda sirven para mantener el tubo de manera central. Los soportes con aletas incluyen hacia su centro un buje anular en el que el tubo se mantiene y en su periferia un anillo circular del tipo mencionado anteriormente. Estos soportes con aletas tienen una longitud (en la dirección del eje 16 del elemento tubular) reducida con respecto a los descritos anteriormente y se pueden prever varios de estos en el interior del canal principal, por ejemplo, uno del lado proximal, uno mediano y uno del lado distal del elemento tubular para un tubo alargado de longitud vecina del elemento tubular. En una variante, los soportes con aletas forman con el tubo interior una pieza monobloque y en este caso el buje anular puede estar omitido, llegando las aletas directamente sobre el tubo interior.

En las Figuras 1 a 5, el tubo interior se extiende continuo entre prácticamente los dos extremos proximal y distal del elemento tubular. Se comprende, sin embargo, que el tubo interior puede ser menos largo que la longitud del elemento tubular, pero en este caso debe estar presente al nivel de los chorros de gases desviados producido por los orificios de salida de los canales auxiliares, con el fin de que su papel de rompechorro y de derivación sea efectivo. Se recuerda que el tubo interior es hueco y está abierto en sus dos extremos, por lo tanto, sirve, igualmente, como derivación, en concreto, para los gases espirados por el paciente. De ello resulta, en particular en caso de hemoptisis, que la sangre espirada puede pasar por la luz 54 del tubo interior 50, lo que evita que se nebulice o pulverice en los chorros desviados.

Se observará que al menos uno de los canales auxiliares 8, en lugar de estar unido en común con los otros a la fuente de gas respirable a presión (por medio de los elementos 9 a 12) puede estar alimentado continuamente por la fuente de gas respirable, de forma que se mantenga una presión positiva en los pulmones del paciente y esto durante o al final de la fase espiratoria provocada por la insuflación de gas en los canales auxiliares 8 (efecto

anticolapso).

Según también otra variante de la invención, uno de los canales auxiliares 8 puede estar especializado, igualmente, para aportar un fluido médico o un fluido de humidificación, si la fuente a presión no presenta las características requeridas.

Para asegurar la humidificación, el canal auxiliar que aporta agua, preferentemente tibia, es preferentemente curvado en forma de U en su extremo distal y llega a desembocar en una cavidad habilitada en la pared interna 15, cavidad en la que desemboca, igualmente, un canal que aporta aire a presión. En dicha cavidad, situada preferentemente entre el vaciamiento 14 y el orificio distal 7, el canal de agua y el canal de aire desembocan frente por frente el uno del otro, es decir, sustancialmente sobre el mismo eje, llegando los dos fluidos, aire y agua, en sentidos contrarios, lo que permite la vaporización del agua, siendo el vapor obtenido arrastrado, a continuación, por el aire insuflado.

Puede estar previsto al menos un canal suplementario 20 en el espesor del elemento tubular 4, con el fin de desembocar en la cara de extremo distal 21 del elemento tubular 4 y servir como alojamiento para un dispositivo de medición de presión (no representado).

Cuando están presentes al menos dos tomas de presión, en concreto, en cada uno de los extremos del elemento tubular, permiten, gracias a la diferencia de las presiones medidas, calcular el caudal gaseoso.

El elemento tubular 4 puede incluir en el extremo distal 3, un balón hinchable (no representado) provisto de los dispositivos necesarios de seguridad o cualquier otro balón que permita comportarse como una espita de seguridad en caso de sobrepresión en los pulmones. Este eventual balón puede hincharse a partir de un canal suplementario (no representado) asociado al elemento tubular 4.

Pueden implementarse otros medios de seguridades destinados a evitar una sobrepresión perjudicial en la vía aérea del paciente, en concreto, unos medios de regulación del caudal o de la presión de los gases respirables destinados a ser inyectados en el canal principal del dispositivo de asistencia respiratoria. Estos medios son una o unas válvulas controladas y unos dispositivos de medición de presión, de cálculo de decisión y de control de válvulas. Además, es posible, igualmente, implementar unos medios de introducción de aire del entorno. De hecho, el principio de la invención que consiste en utilizar un tubo rompechorro dentro de un dispositivo con chorros desviados de tipo CPAP BOUSSIGNAC puede implementarse en todas las aplicaciones de los dispositivos con chorros desviados de tipo CPAP BOUSSIGNAC.

Un dispositivo de seguridad puede estar constituido sencillamente por una manga elástica que rodea el elemento tubular, parcialmente pegada a este último y que recubre una perforación practicada a través de la pared de dicho elemento tubular, en concreto, en las proximidades del extremo proximal. De este modo, cuando la presión interna se vuelve demasiado elevada, el gas puede transcurrir a través de dicha perforación, luego entre la pared externa del elemento tubular y la pared interna de la manga elástica. Si está prevista, igualmente, una manga de seguridad en las proximidades del extremo distal, la perforación correspondiente, que está colocada más allá de un eventual balón de mantenimiento por rozamiento, debe poner en comunicación el interior del elemento tubular con el aire ambiente; por lo tanto, dicho balón debe ser sorteado, lo que se obtiene, por ejemplo, colocándolo alrededor de la manga elástica.

La variante de realización 22 de dobles flujos opuestos del dispositivo según la invención, mostrada por la Figura 6, incluye dos dispositivos 1.1 y 1.2, cada uno de estructura semejante al de la Figura 1, invertidos, adosados por sus extremos proximales, pudiendo el dispositivo 1.2 ser más corto que el dispositivo 1.1. En esta variante de realización 22, el orificio distal (del lado del paciente) del dispositivo está constituido por el orificio distal 7.1 del dispositivo 1.1, mientras que el orificio proximal (del lado opuesto al paciente) está formado por el orificio 7.2 del dispositivo 1.2. Cada uno de los dispositivos 1.1 y 1.2 está provisto de su sistema de alimentación 9.1, 9.2, 10.1, 10.2, 11.1, 11.2 y 12.1, 12.2 de gas respirable a presión, que alimentan unos canales respectivos 8.1 u 8.2, que desembocan en unos vaciamientos anulares 14.1 o 14.2, cercanos respectivamente a dichos orificios 7.1 y 7.2. El dispositivo 22 forma una sonda con doble flujo. Estando este dispositivo en su sitio sobre el paciente, es decir, estando el dispositivo 1.1 unido a la vía respiratoria de este, siendo el dispositivo 1.2 y los manguitos 12.1 y 12.2 exteriores al paciente, se alimentan alternativamente los canales 8.1 a través de los elementos 9.1 a 12.1 y los canales 8.2 a través de los elementos 9.2 a 12.2 de gas(es) respirable(s) a presión, de manera que se favorezca alternativamente la inspiración y la espiración del paciente.

Para ello, un dispositivo (no representado) de conmutación y de regulación de los caudales y de las duraciones de insuflación de gas está unido a los manguitos 9.1 y 9.2, por una parte, y a la fuente de gas, por otra parte.

El elemento tubular respiratorio constituido de este modo permite una asistencia respiratoria en insuflación y una asistencia respiratoria en espiración, con la condición de que se mantenga un caudal continuo que asegure la seguridad y que limite el riesgo de colapso pulmonar.

La presión en los canales 8.2 es ventajosamente más elevada que la presión en los canales 8.1, ya que el efecto de arrastre del fluido contenido en la sonda no es de misma naturaleza.

5 Esta variante 22 de dobles flujos opuestos incluye un solo tubo interior 50 común a los dos dispositivos con chorros desviados montados pies contra cabeza. Las aletas de mantenimiento 51 están dispuestas esta vez hacia el medio del canal principal, entre los orificios de salida de los canales auxiliares de los dos dispositivos con chorros desviados. El tubo interior se extiende sobre sustancialmente toda la longitud del canal principal de esta variante, llegando su extremo distal 52 y su extremo proximal 53 prácticamente al nivel de los extremos correspondientes del elemento tubular. En una variante, se prevén dos tubos interiores, uno para cada dispositivo con chorros desviados, estando cada uno presentes al menos en la zona de los chorros desviados correspondiente, con el fin de formar el rompechorro y la derivación prevista.

15 Debe señalarse que las Figuras de la presente solicitud no están a escala y que algunas de las partes de los elementos representados pueden estar más o menos aumentadas/alargadas o estrechadas/acortadas según las necesidades. En particular, del lado distal, se asegura preferentemente que el tubo interior 50 al igual que el elemento tubular se termina por su extremo distal 52 a un nivel en que los chorros han desaparecido o, por lo menos, fuera de una zona de turbulencia fuerte o de presencia de chorro(s). En efecto, es la potencia de los chorros y las turbulencias creadas por estos chorros la que son la causa de una posible nebulización o pulverización. De hecho, el encuentro de los chorros desviados sobre el tubo rompechorro 50 provoca, igualmente, unas turbulencias que terminan por atenuarse rápidamente hacia el extremo distal del elemento tubular.

20 Por lo tanto, el dispositivo de la invención puede estar destinado a ser introducido en o unido a una vía respiratoria de un paciente. Puede, en otras aplicaciones, constituir la embocadura de una máscara. Según las diversas aplicaciones posibles y el tipo de paciente (adulto, niño...), las dimensiones, en concreto, longitud y diámetros, serán diferentes.

30 De este modo, el elemento tubular puede constituir la embocadura de entrada y de salida de aire de una máscara que, por otro lado, es de tipo conocido, es decir, que comprende sustancialmente una carcasa, un burlete de estanquidad y unos medios de fijación tales como unas correas. El elemento tubular utilizado para la máscara puede ser del tipo en que la asistencia respiratoria actúa solo en el sentido de la inspiración (como en el caso del dispositivo de la Figura 1) pero, en una variante, la máscara puede estar equipada con un dispositivo de dobles flujos opuestos según la Figura 6, para la asistencia a la inspiración y a la espiración.

35 En general, una máscara respiratoria facial incluye una carcasa rígida de forma general troncocónica, que puede ser aplicada sobre el rostro de un paciente por medio de una almohadilla que bordea su abertura periférica. Del lado opuesto al rostro, la máscara está provista de un dispositivo de asistencia respiratoria conforme a la presente invención, que incluye un elemento tubular solidario con dicha carcasa o encajado sobre un saliente tubular de esta. El elemento tubular, por ejemplo, 205 de las Figuras 7 a 10, sirve como embocadura de entrada y de salida de gas en la máscara, estando su extremo proximal, opuesto al paciente, al aire libre, mientras que su extremo distal, del lado del paciente, se conecta a la máscara. El gas respiratorio se admite en una cámara anular periférica y en los canales auxiliares periféricos por un conducto de alimentación unido, por un lado, a una embocadura de admisión del dispositivo y, por el otro, a una fuente de gas(es) respiratorio(s), tal como una botella de gas a presión. Se puede prever en el interior del conducto de alimentación un tapón perforado con un paso longitudinal que permite la regulación de la presión de los gases en el dispositivo. Por ejemplo, el tapón puede obtenerse por recorte de un tramo sobre la longitud de un perfil cuyo paso longitudinal presenta un diámetro d constante. Se comprenderá fácilmente que haciendo variar la longitud del tapón y de su tramo, se hace variar la pérdida de carga aportada por este último en el conducto de alimentación. De este modo, se puede, por experimentación, regular dicha pérdida de carga para que, en utilización, la presión del gas respiratorio en el extremo distal del elemento tubular corresponda a una oxigenación óptima y sin peligro, del paciente. Por otro lado, el elemento tubular incluye una embocadura para la extracción de gas y/o la medición de presión.

50 El dispositivo de asistencia respiratoria de la invención puede, en otras aplicaciones, presentarse en forma de un aparato nasal de asistencia respiratoria para un paciente, No obstante, dadas las dimensiones reducidas de un aparato nasal de este tipo que debe colocarse al menos en parte en las narinas, la eficacia de la derivación debida a un tubo interior hueco será menor dado su diámetro más reducido que en las otras aplicaciones.

60 Un aparato nasal de asistencia respiratoria implementa un dispositivo según la invención por narina, estando los dos dispositivos dispuestos en paralelo. Este aparato nasal está unido a un circuito de alimentación de gas(es) respiratorio(s) y, eventualmente, de líquido de humidificación. Preferentemente, el aparato incluye dos dispositivos de la invención dentro de una pieza monolítica. Unas conexiones tubulares laterales de cada uno de los dispositivos están respectivamente conectadas a unos conductos de alimentación, alimentados en paralelo de gas respirable de ventilación por un dispositivo de alimentación, unido él mismo por una conducción a una fuente de un gas de este tipo.

65 Opcionalmente, si se desea una medición de presión, en uno de los canales principales o en los dos canales principales, se introduce un tubo capilar cuyo extremo distal está provisto de una escotadura lateral y cuya longitud

es igual a varias veces el diámetro de dicho tubo capilar. Esta escotadura lateral del tubo capilar está dispuesta en la parte distal del canal principal y sirve como toma de presión en este lugar. El tubo capilar transmite la presión al dispositivo de alimentación y a un manómetro de agua.

- 5 Opcionalmente, si se desea una humidificación, cada elemento tubular está asociado a un conducto de aporte en forma de un conducto lateral que desemboca en una parte intermedia cónica del canal principal correspondiente, entre una parte de mayor diámetro y una parte de menor diámetro, distal, de dicho canal principal. El extremo de dichos conductos laterales sobresale en el interior del canal principal y está tallado en bisel. La inclinación de dicho bisel es opuesta a la de la parte intermedia cónica. Los conductos laterales están unidos en paralelo a un depósito
10 que contiene un líquido, por ejemplo, agua, eventualmente adicionada con medicamentos o análogos y están alimentados de líquido a partir de este depósito, por ejemplo, por gravedad y/o capilaridad.

Se puede prever, cuando después de una espiración el paciente comienza a inspirar, que el dispositivo de alimentación reciba la variación de presión correspondiente por el tubo capilar y que se permita dirigir al paciente
15 unos chorros, según las necesidades, continuos o por impulsos, de gas(es) respirable(s) por medio de los conductos de alimentación. Los chorros de gas(es) respirable(s), formados en el interior de cada canal principal, se desvían por las partes intermedias cónicas arrastrando al paso las gotitas del líquido ancladas en los biseles de extremos de los conductos laterales y se humidifican. En contrapartida, cuando después de una inspiración, el paciente comienza a espirar, el aparato de alimentación se controla para la parada por la presión transmitida por el tubo capilar y el
20 paciente puede espirar libremente a través de los canales principales.

Se comprende que este medio de dominio que actúa en función de las fases respiratorias sobre la provisión de gas respirable puede implementarse en otras aplicaciones que no sean nasal del dispositivo de la invención.

- 25 Pueden ensartarse unas arandelas de espuma sobre los extremos distales de los elementos tubulares y sirven, entonces, como tope flexible al vencimiento de la pieza monolítica en las narinas del paciente.

La variante 205 del dispositivo, detallada en las Figuras 7 a 10, incluye un canal principal interno 207 y, en la parte mediana, una pared cónica 208, que sobresale en el interior de dicho canal principal 207. La pared cónica 208 tiene
30 como objeto desviar, en dirección del eje del canal principal 207, unos chorros de gas(es) respirable(s) inyectados por unos canales auxiliares 209, alimentados a partir de una embocadura de admisión 210, por medio de una cámara anular periférica 211.

El dispositivo 205 incluye un tubo interior 50 en el centro del canal principal 207, coaxial al eje 16 de este último. El tubo interior, que es hueco, forma, por una parte, un rompechorro por el hecho de que atraviesa la zona de los chorros desviados producidos por los orificios de los canales auxiliares y, por otra parte, una derivación gracias a su
35 luz 54 extendida entre sus dos extremos 52, 53.

En esta variante, las aletas 51 están extendidas entre el tubo interior 50 y un cuerpo tubular 55 que está insertado en el elemento tubular 4 por el extremo proximal de este último. El tubo interior 50, las aletas 51 y el cuerpo tubular 55
40 pueden en algunas variantes formar una pieza monobloque introducida en el extremo proximal del elemento tubular 4. El cuerpo tubular 55 incluye, en este documento, unos elementos estructurales destinados a formar en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular 4 los canales auxiliares 209 y sus orificios de salida.

Por otro lado, del lado distal, el dispositivo 205 incluye una cámara periférica anular 212, coaxial a dicho dispositivo 205. La cámara periférica anular 212 desemboca del lado distal por un paso anular distal 213. En el caso en que el dispositivo 205 está instalado sobre una máscara facial, la cámara periférica anular 212 comunica con el interior de la máscara por este paso anular distal 213. La cámara periférica anular 212 está en relación con, del lado proximal,
50 una embocadura de salida 214.

Un filtro 215, fibroso o poroso, por ejemplo, de algodón, espuma sintética u otro, está dispuesto en la cámara periférica anular 212, para amortiguar las turbulencias gaseosas y, como continuación, las variaciones demasiado fuertes de presión. En efecto, la embocadura de salida 214 puede estar unida, por ejemplo, a un analizador de gas
55 y/o a un dispositivo de medición de presión. Por supuesto, las uniones entre la embocadura de salida 214 y el analizador de gas y/o al dispositivo de medición de presión están previstas para que la extracción de gas que hay que analizar por la unión no tenga influencia sobre el análisis y/o la medición de presión, mediante la unión.

De este modo, el facultativo que asiste al paciente conoce de manera permanente la composición del gas en la máscara, en concreto, su contenido de gas carbónico y la presión en el interior de dicha máscara. Por lo tanto,
60 puede tomar las medidas de intervención apropiadas en función de dichas composición y presión del gas.

Se comprende que esta variante 205 puede estar realizada de manera diferente asegurando al mismo tiempo las mismas funciones de asistencia respiratoria y de toma para mediciones. Además, el dispositivo puede incluir,
65 además, igualmente, unos medios o conductos de inyección de medicamentos y/o de agua, en concreto, para nebulización.

Más generalmente, el dispositivo de la invención puede encontrar otras numerosas aplicaciones, por ejemplo, en combinación con una sonda nasal, una sonda bucal, una sonda traqueal, etc.

5 En este momento, se va a detallar el posicionamiento del tubo interior con respecto a los chorros desviados de gas que salen de los orificios de salida de los canales auxiliares. Para este fin, la Figura 11 detalla más específicamente la interacción entre el tubo interior y los chorros.

10 En la Figura 11, se ha representado solamente una parte de un elemento tubular 4, más particularmente una parte comprendida sustancialmente entre los orificios de salida 17 de los canales auxiliares 8 y el extremo distal 7 (hacia la derecha de la Figura, pero no visible) de dicho elemento tubular. El tubo interior 50 está dispuesto de manera central en el canal principal 5 coaxialmente al eje 16 de este último.

15 Con el fin de simplificar las explicaciones y sin que esto corresponda forzosamente a la realidad, se ha supuesto que el chorro desviado experimentaba unas reflexiones especulares sobre la superficie externa del tubo interior y la superficie interna del elemento tubular. Se comprende que esta reflexión especular de los chorros desviados no debe producirse en realidad por el hecho de la pérdida de energía de los gases por encuentro sobre el tubo interior y de las turbulencias que se crean en el canal principal, pero esto es una aproximación sencilla para la continuación de las explicaciones. Las aletas de mantenimiento que soportan del tubo interior no se han representado, igualmente por unas razones de simplificación, pero se pueden prever estas del lado proximal y/o distal del elemento tubular, esto función de la longitud del tubo interior.

20 Se considera que es a lo largo de los chorros cuando la presión de los gases es más fuerte, en particular, para el chorro desviado inicial 60.1. Después de la primera reflexión sobre la superficie externa del tubo interior, esto se vuelve cada vez menos cierto por el hecho de las turbulencias que tienden a homogeneizar las presiones. No obstante, para simplificar las explicaciones se considera que a lo largo de los ejes de los chorros se tiene una presión superior al menos en una zona cercana a los orificios de salida 17 de los canales auxiliares 8. Después de una primera reflexión sobre el tubo interior 50, se supone que el chorro se reenvía a lo largo del eje 60.2 hacia la superficie interna del elemento tubular o se refleja sobre un eje de chorro 60.3.

30 El tubo interior 50 es hueco y está abierto en sus dos extremos proximal 53 y distal 52. Para el extremo distal 52 del tubo interior 50 se han representado varias posibilidades de posición de extremo: 52.1, 52.2 o 52.3. En todos los casos, se observa que el extremo distal del tubo interior se encuentra a un nivel tal que el eje del chorro está alejado y, por lo tanto, en una zona en que no hay una presión particularmente elevada con respecto a la presión homogénea que se puede encontrar más lejos del lado del extremo distal del canal principal. Esto es preferible, en efecto, para evitar, en caso de extremo distal del tubo interior en una zona de presión elevada, que la luz 54 forme, de hecho, una fuga de los gases hacia el lado proximal y el entorno. Además, hay un riesgo de generación de ruido, en concreto, silbido, si el extremo distal del tubo interior se termina al nivel de un eje de chorro, en particular, el primero 60.1. Se comprende bien que, si el extremo distal del tubo interior está instalado, del lado distal del elemento tubular, bien a distancia de los orificios de salida de los canales auxiliares, en una zona en que la presión de los gases se ha uniformizado, desaparecen los riesgos potenciales mencionados más arriba. Es de este modo como la exsuflación/espíración se hace prioritariamente por la luz del tubo interior. Se puede interpretar el funcionamiento del dispositivo de la invención con tubo interior hueco como una redistribución de los flujos de gas: las turbulencias generadas por el encuentro de los chorros entre sí de los dispositivos convencionales se sustituyen por una redistribución de los flujos: un "pasillo" alrededor del tubo interior permite la insuflación hacia el paciente y otro "pasillo" en la luz del tubo interior permite la exsuflación del paciente.

45 El extremo proximal 53 del tubo interior 50 se ha representado sustancialmente al nivel de los orificios de salida 17 de los canales auxiliares. En unas variantes, se lo puede colocar más del lado del extremo proximal del elemento tubular. Esta última solución puede corresponder a la de las Figuras 1 o 7.

50 En este momento, se va a describir un modo de realización particular del dispositivo que deriva del descrito en relación con las Figuras 7 a 10, es decir, un dispositivo que incluye un cuerpo tubular 55 insertado en la parte proximal del elemento tubular 4.

55 En la Figura 12, el cuerpo tubular 55 se ve en perspectiva, estando el extremo proximal 6 hacia el observador. Una pieza monobloque con tubo interior 50 está encastrada en el cuerpo tubular 55. La pieza monobloque está constituida por el tubo interior 50 hueco, por las aletas 51 y por el anillo circular 56. En este ejemplo solamente están realizadas dos aletas 51. El cuerpo tubular 55 destinado a insertarse en el extremo proximal del elemento tubular incluye unos elementos estructurales destinados a formar algunas partes de los canales auxiliares 209, de los orificios de salida de dichos canales auxiliares y de la cámara anular periférica 211.

60 En la Figura 13 se han esquematizado los ejes de los chorros desviados iniciales 60.1 que provienen de dos de los orificios de salida de los canales auxiliares. Si el tubo interior se hubiera omitido, los ejes se habrían encontrado en el punto de encuentro E como es este el caso en los dispositivos convencionales del tipo Boussignac. Por el hecho de la presencia del tubo interior 50, los chorros chocan con el tubo interior, de ahí el efecto rompechorro de dicho

tubo interior.

En estas Figuras 12 y 13, el anillo circular 56 se aplica por su superficie exterior sobre la superficie interna del elemento tubular 4, ya que la pieza monobloque se encastra en el extremo proximal del cuerpo tubular 55, pero, en unas variantes, el anillo circular 56 podrá aplicarse por su superficie exterior sobre la superficie interna del cuerpo tubular 55.

En un dispositivo de este tipo y para una CPAP de 13 mm, la sección interna de paso del tubo interior es de 29 mm², lo que deja alrededor del tubo interior en el canal principal una sección de paso de 88 mm², de ahí una proporción de superficies transversales de paso de aproximadamente 1/3. Siempre en este tipo de dispositivo, ha resultado satisfactoria una longitud de tubo interior de 43,5 mm aproximadamente, estando el extremo distal del tubo interior a aproximadamente 16 mm de la zona de encuentro de los chorros con el tubo interior, chorros desviados que salen directamente de los orificios de salida de los canales auxiliares. Los orificios de salida de los canales auxiliares son, en este documento, en bandas semicirculares de 0,25 mm de espesor sobre una longitud de arco de aproximadamente 1 mm.

En otras variantes de realización, el dispositivo puede implementar un solo chorro lateral desviado y en este caso el tubo interior rompechorro hará enrollarse el chorro alrededor de sí en espiral por el hecho de la inclinación del chorro desviado. La sección de paso del tubo interior puede estar adaptada a las aplicaciones previstas para el dispositivo. En última instancia, la sección de paso puede ser nula, siendo entonces el tubo interior solamente un rompechorro sin derivación.

Preferentemente, el tubo interior, en concreto, cuando está en forma de una pieza monobloque, incluye, al igual que las partes del dispositivo con las cuales está en contacto, unos medios complementarios de posicionamiento y/o localizadores, incluso de bloqueo/enclavamiento, con el fin de que su inserción y mantenimiento estén asegurados de forma predefinida. Por ejemplo, se puede ver que en las Figuras 12 y 13 que la pieza monobloque se encastra hasta hacer tope sobre unas nervaduras 58 del cuerpo tubular y no puede ser empujada hacia el lado distal más allá de dichas nervaduras.

En las Figuras 12 y 13, las patillas 57 pasan debajo del anillo circular 56. Estas patillas 57 pueden presentar en sus extremos proximales unas pestañas que impiden la retirada de la pieza monobloque una vez encastrada esta. Se comprende que son utilizables otros medios equivalentes.

El elemento tubular constitutivo de los modos de realización del dispositivo según la invención puede estar realizado de cualquier materia ya utilizada en las sondas respiratorias, por ejemplo, de un cloruro de polivinilo, con un eventual revestimiento de silicona o de acero que permite las inyecciones a presión elevada.

El dispositivo con tubo interior puede ser amovible o estar fijado de manera permanente/formar parte de un dispositivo de válvula CPAP de tipo Boussignac. En el caso de un dispositivo amovible, puede estar unido a la CPAP por una lengüeta flexible. Preferentemente, el dispositivo está diseñado de forma integrada en una CPAP de tipo Boussignac, por lo tanto, sin ser una pieza incorporada.

El tubo interior hueco tiene un espesor de pared lo más escaso posible, con el fin de no molestar la espiración y de no generar sobrepresión. Por ejemplo, está previsto un espesor de pared del tubo interior de 0,7 mm. El tubo interior está diseñado con un material apropiado que no arrastra resonancia, por ejemplo, de: silicona, POM, ABS.

Preferentemente, el tubo interior debe encontrarse cercano a los orificios de salida de los chorros para limitar el ruido de forma óptima sin, no obstante, taponar estos orificios o molestar la salida de los chorros para mantener una presión suficiente en el dispositivo. Por ejemplo, para un diámetro externo de 7,0 mm del tubo interior, la distancia de la superficie externa del tubo interior a un orificio de salida de chorro, distancia transversal en el dispositivo, está comprendida entre 1 mm y 5 mm.

Como se ha visto esto, el tubo interior debe tener una longitud suficiente para encontrarse en contra de los chorros y puede incluso ser un poco más largo, con el fin de guiar los gases a lo largo de su pared. Por ejemplo, se prevé una longitud de tubo interior comprendida entre 30 mm y 55 mm, pero la longitud del tubo interior puede estar reducida a 5 mm o 10 mm, por ejemplo, si está integrado en una CPAP de tipo Boussignac.

Por supuesto, las dimensiones del dispositivo según la invención pueden ser muy variables, sustancialmente en función de la aplicación, de la vía de colocación del elemento tubular y del tamaño del paciente, que puede ser un adulto, un niño, un lactante o un prematuro.

Se ha podido mostrar que con el dispositivo de la invención con tubo interior no se notaba modificación significativa de las prestaciones de la válvula CPAP de tipo Boussignac con respecto a una válvula CPAP de tipo Boussignac convencional, es decir, sin tubo interior, sobre los siguientes parámetros: presión generada, resistencia a la espiración, tasa de FIO₂. En cambio, se ha podido obtener una disminución significativa de la presión acústica.

El dispositivo de la invención puede utilizarse en los intentos de reanimación de personas en parada respiratoria y/o cardiaca. Estas personas pueden producir unos residuos líquidos de tipo expectoraciones, hemorragias, hemoptisis, incluso vómitos cuando todavía no están intubadas, etc. que pueden pasar a las vías respiratorias y ser expulsados a través del dispositivo. Gracias a la invención, se reduce el riesgo de dispersarlos para la salida/extremo proximal y el riesgo de provocar unas suciedades posiblemente contaminantes. Además, gracias al tubo interior, se puede obtener una reducción del ruido generado con respecto a los dispositivos convencionales sin tubo interior.

En algunas condiciones, se pueden prever, además, unos medios de filtrado/retención de estos residuos líquidos del lado del extremo proximal del dispositivo. Estos medios pueden ser un filtro, por ejemplo, un adaptador en el cual está instalada una masa de filtrado o puede serlo, pudiendo dicha masa, por ejemplo, ser una compresa cuya textura permite el paso de los gases. Estos medios pueden ser un decantador con un recipiente de decantación, preferentemente a distancia del dispositivo y unido a este último por un tubo flexible. En el caso en que el dispositivo incluye, además, unos medios funcionales adicionales del lado proximal, por ejemplo, unos medios de frenado, incluso, preferentemente, los medios de filtrado/retención se disponen entre el dispositivo y estos medios funcionales adicionales. En una variante más sencilla, está sencillamente unido un tubo al extremo proximal del dispositivo por su primer extremo y el otro extremo del tubo está posicionado en una ubicación en que unas suciedades eventuales no son importantes y/o pueden recogerse.

Finalmente, en una variante de implementación presentada en la solicitud de patente WO2008113913 y que puede emplearse en el marco de la presente invención, el dispositivo incluye, además, unos medios de frenado espontáneo de la entrada de aire exterior en el canal principal mediante su extremo proximal. Estos medios pueden estar instalados de manera permanente sobre el dispositivo y formar parte integrante de este o, incluso, ser amovibles por conexión sobre el extremo proximal de dicho dispositivo. Gracias a estos medios de frenado, es posible utilizar el dispositivo para la reanimación de una persona en estado de parada cardiaca. En este caso, se utiliza el dispositivo con medios de frenado para la ventilación, por ejemplo, con la máscara o por intubación y se ejercen unas compresiones y unas descompresiones alternas sobre la caja torácica de dicha persona. Entonces, se produce un frenado de la entrada del aire exterior en el dispositivo y, por lo tanto, hacia el paciente, al inicio de cada descompresión. De ello resulta una bajada de presión pulmonar en la caja torácica y, por lo tanto, sobre el corazón y, por lo tanto, una ayuda para la expansión cardiaca y para el retorno sanguíneo hacia el corazón.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de asistencia respiratoria (1) para un paciente, que incluye un elemento tubular que forma un canal principal (5) (207) que está destinado a estar unido por su extremo distal (7) a una vía respiratoria del paciente, uniendo dicho canal principal al exterior el sistema respiratorio de dicho paciente por su extremo proximal (6), incluyendo además dicho dispositivo al menos un canal auxiliar (8) (209) que permite la inyección por un/unos orificios de salida distales (17) del/de los canales auxiliares de chorro(s) de gas(es) respirable(s) destinado(s) a la ventilación de dicho paciente, desembocando dicho/dichos orificios de salida en dicho canal principal en las proximidades del extremo distal de este último, permitiendo unos medios de desviación (14b) (14a) la desviación de los chorros de gas(es) respirable(s) hacia el interior de dicho canal principal y hacia el extremo distal según una inclinación determinada; caracterizado porque incluye además un tubo interior coaxial centrado en el canal principal, teniendo dicho tubo interior de longitud determinada un extremo distal orientado hacia el extremo distal del elemento tubular y un extremo proximal orientado hacia el extremo proximal del elemento tubular, siendo dicha longitud determinada tal que dicho tubo interior se extiende como máximo entre los dos extremos distal y proximal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria, cortando dicho tubo interior el/los ejes de los chorros desviados, con el fin de que se forme un rompechorro hacia el centro del canal principal en una zona de encuentro de dichos ejes de chorros desviados y de dicho tubo interior, y porque el tubo interior es hueco y está abierto en sus dos extremos en el canal principal, con el fin de formar una derivación entre el extremo distal y el extremo proximal del canal principal para los gases circulantes en dicho canal principal y, en concreto, para los gases espirados por el paciente.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado porque el tubo interior está mantenido en posición coaxial en el interior del canal principal por unas aletas extendidas radialmente entre la superficie externa del tubo interior y la superficie interna del elemento tubular, estando dichas aletas ausentes en la zona de los chorros desviados.
3. Dispositivo según la reivindicación 2, caracterizado porque las aletas y el tubo interior forman una pieza monobloque insertada en el elemento tubular (4) o en un cuerpo tubular (55) él mismo insertado en el elemento tubular (4).
4. Dispositivo según la reivindicación 3, caracterizado porque la pieza monobloque con aletas y tubo interior está introducida en el elemento tubular por el extremo proximal de este último, estando las aletas dispuestas solamente del lado del extremo proximal de dicho elemento tubular y formando, además, un obstáculo a un taponamiento del canal principal.
5. Dispositivo según la reivindicación 3 o 4, caracterizado porque la pieza monobloque con aletas y tubo interior incluye en la periferia radial de las aletas un anillo circular cuya superficie exterior está en contacto con la superficie interna del elemento tubular (4) o de un cuerpo tubular (55) insertado en el elemento tubular (4).
6. Dispositivo según la reivindicación 5, caracterizado porque el elemento tubular incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del anillo circular o del cuerpo tubular, en parte o la totalidad, al menos el/los canales auxiliares.
7. Dispositivo según la reivindicación 5, caracterizado porque el anillo circular o el cuerpo tubular incluye unos elementos estructurales destinados a formar ellos solos o en combinación con otros elementos estructurales del elemento tubular, en parte o la totalidad, el/los canales auxiliares y una parte del/de los orificios de salida de los canales auxiliares.
8. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el/los orificios de salida distales del/de los canales auxiliares son puntuales y/o son en banda(s) anular o semianulares y porque el diámetro de los orificios puntuales o el espesor de los orificios en banda(s) es inferior a 150 micras.
9. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el extremo distal del tubo interior se termina en el canal principal aproximadamente al nivel del extremo distal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria y que el extremo proximal del tubo interior se termina en el canal principal aproximadamente al nivel del extremo proximal de dicho dispositivo de asistencia respiratoria.
10. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque es con dobles flujos invertidos que permiten favorecer la espiración así como la inspiración de un paciente, incluyendo el dispositivo al menos un canal auxiliar suplementario (8.2), independiente del/de los primeros canales auxiliares (8.1) de los chorros del extremo distal del canal principal y unido a una fuente de gas a presión, dicho al menos un canal auxiliar suplementario que desemboca en el canal principal en las proximidades del extremo proximal de este último y al menos el/los extremos proximales de dicho/dichos canales auxiliares suplementarios que desembocan por unos orificios de salida proximales respectivos en el canal principal es/son paralelo a este, mientras que, frente a cada orificio de salida proximal del canal auxiliar suplementario correspondiente, están previstos unos medios para la desviación del chorro de gas que atraviesa este último en dirección del interior de dicho canal principal, con el fin de formar unos chorros de extremo proximal del canal principal y

porque las dos zonas de chorros desviados que corresponden respectivamente a los chorros del extremo distal del canal principal y a los chorros del extremo proximal del canal principal incluyen cada una un tubo interior rompechorro y de derivación, pudiendo dicho tubo interior extenderse para ser único y común a las dos zonas o incluyendo cada una de las zonas su propio tubo interior.

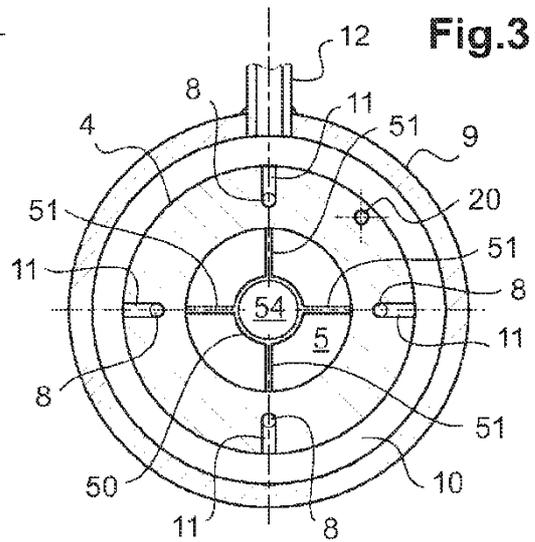
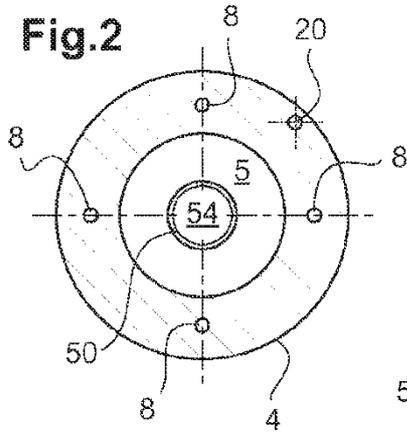
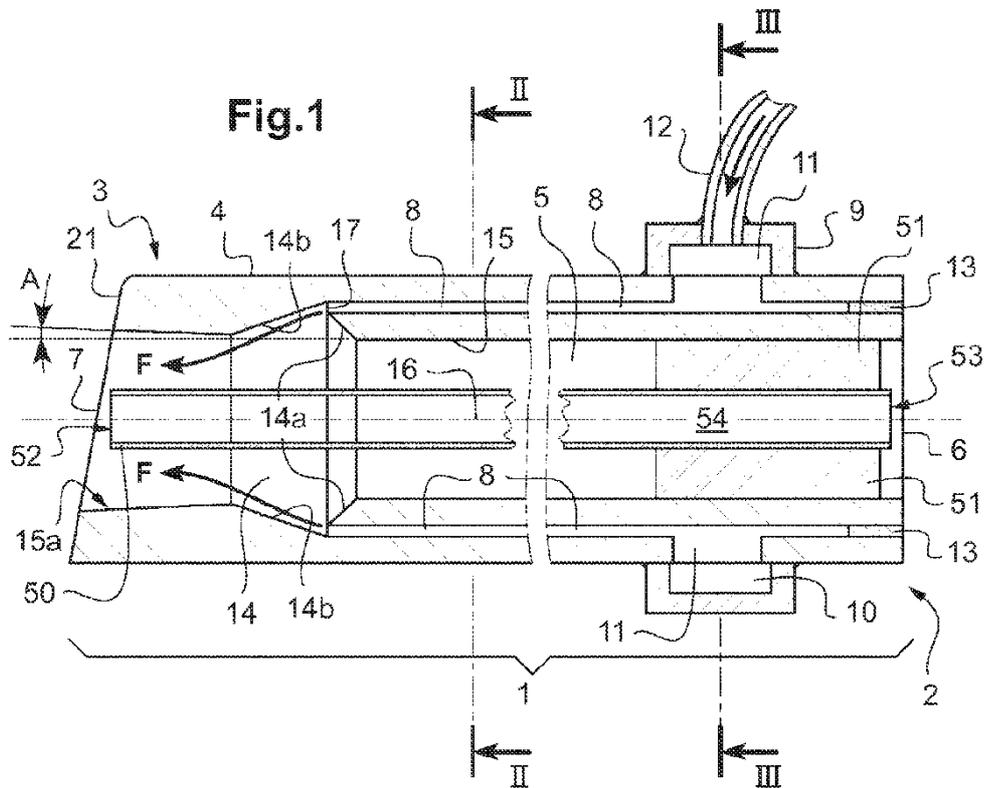
5 11. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque incluye, además, unos medios de frenado de entrada de gas de inspiración del exterior hacia el paciente y porque los medios de frenado están configurados para frenar el paso de los gases solo durante una fase de inspiración que es el inicio de la

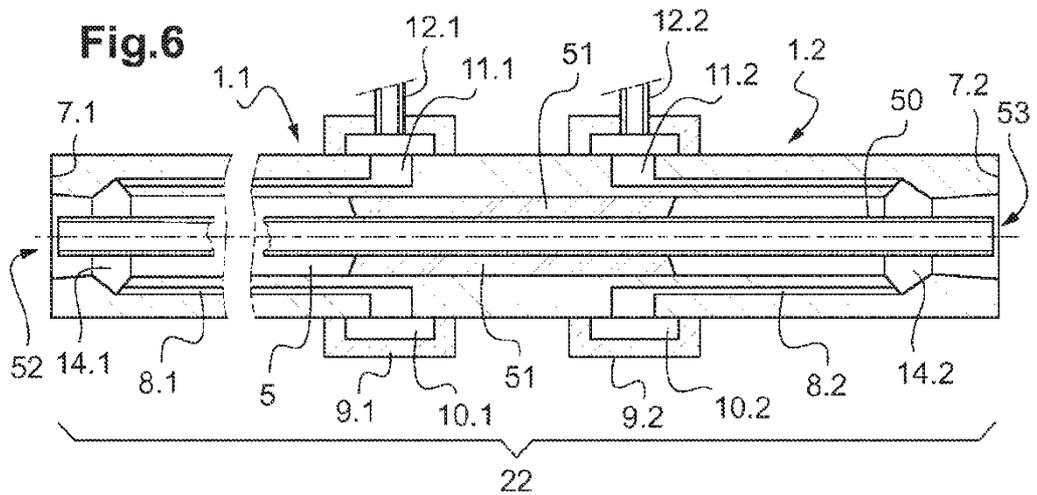
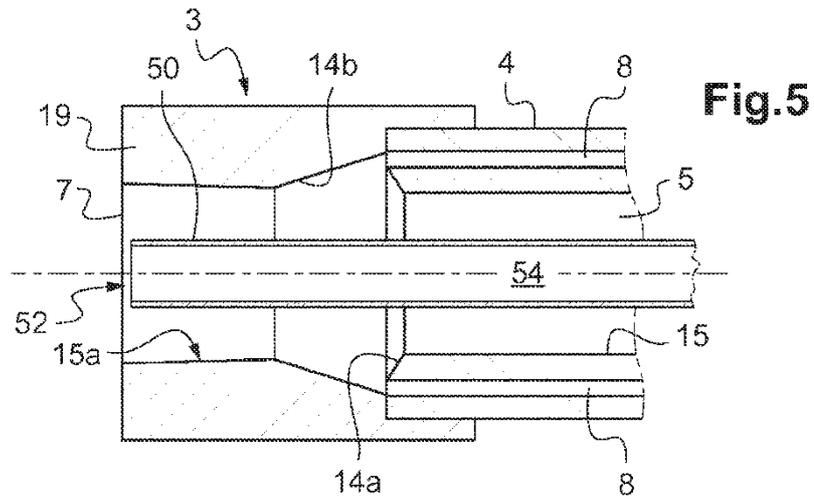
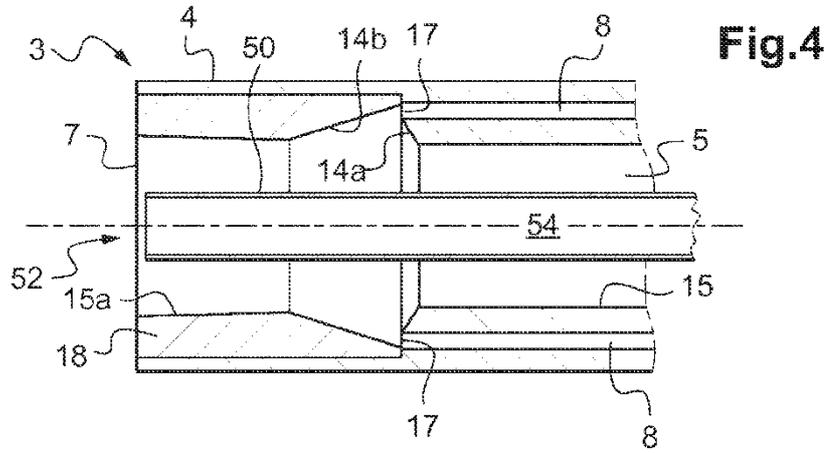
10 12. Dispositivo según la reivindicación 2, caracterizado porque incluye interiormente un indicador visual de dirección y fuerza del flujo gaseoso que pasa por el dispositivo, siendo dicho indicador una bandita flexible de materia plástica fijada en uno de sus dos extremos a una aleta de mantenimiento del tubo interior.

15 13. Aparato nasal de asistencia respiratoria (100) para un paciente, caracterizado porque incluye, para cada narina, un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, estando los dos dispositivos alimentados de gas(es) respirable(s) en paralelo, incluyendo cada dispositivo un elemento tubular que forma un canal principal que está destinado a estar unido por su extremo distal al sistema respiratorio del paciente por una de sus narinas, uniendo dicho canal principal al exterior el sistema respiratorio de dicho paciente por su extremo proximal,

20 incluyendo dicho dispositivo, además, al menos un canal auxiliar que permite la inyección de chorros de gas(es) respirable(s) destinado(s) a la ventilación de dicho paciente por unos orificios de salida distales del/de los canales auxiliares, desembocando dichos orificios de salida en dicho canal principal en las proximidades del extremo distal de este último, permitiendo unos medios de desviación la desviación de los chorros de gas hacia el interior de dicho canal principal y porque incluye para cada uno de los dispositivos un tubo interior rompechorro y de derivación.

25 14. Máscara de asistencia respiratoria (23) (201), caracterizada porque está provista de un dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.





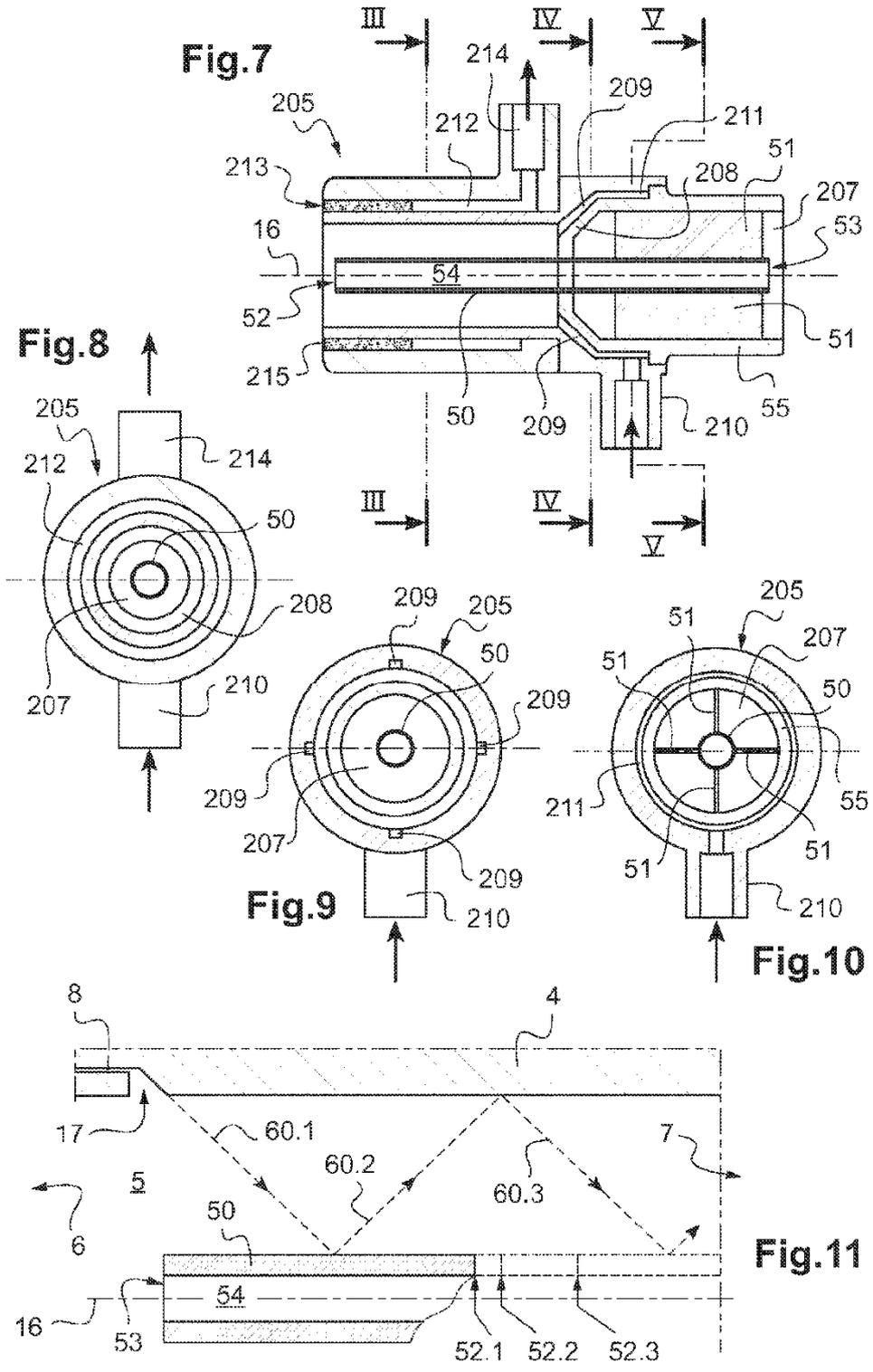


Fig.12

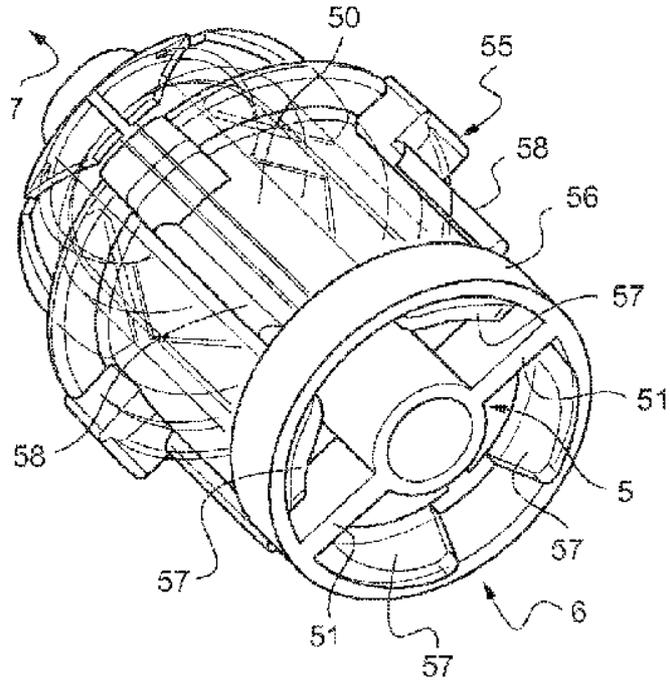


Fig.13

