

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 627 525**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/12** (2006.01)

**A61M 16/04** (2006.01)

**A61M 16/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.01.2012 PCT/FR2012/050124**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.08.2012 WO12104517**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.01.2012 E 12705346 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.03.2017 EP 2670467**

54 Título: **Dispositivo de respiración artificial para la reanimación de una persona en situación de parada cardíaca**

30 Prioridad:

**03.02.2011 FR 1100338**

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

**28.07.2017**

73 Titular/es:

**BOUSSIGNAC, GEORGES (100.0%)  
1, avenue de Provence  
92160 Antony, FR**

72 Inventor/es:

**BOUSSIGNAC, GEORGES**

74 Agente/Representante:

**LINAGE GONZÁLEZ, Rafael**

ES 2 627 525 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 respiración artificial para la reanimación de una persona en situación de parada cardíaca

5 La presente invención se refiere a un dispositivo de respiración artificial utilizable durante la reanimación de personas en situación de parada cardíaca.

Se sabe que, para intentar reanimar a una persona en situación de parada cardíaca, se ejercen en la caja torácica de esta persona compresiones y descompresiones rítmicas alternas con objeto de restablecer los movimientos de  
10 espiración e inspiración, así como la circulación sanguínea.

Además, mediante la solicitud europea EP 0911051 (propiedad del Solicitante), se conoce ya un dispositivo de respiración artificial para personas en situación de parada cardíaca y en proceso de reanimación mediante compresiones y descompresiones alternas de la caja torácica. Dicho dispositivo de respiración artificial conocido  
15 comprende:

- un elemento tubular que forma un canal principal y que está destinado a conectarse por su extremo distal a una vía respiratoria de una persona, mientras que el extremo proximal de dicho elemento tubular se encuentra en el exterior de dicha persona y el sistema respiratorio del mismo está conectado al exterior por medio de dicho canal principal;  
20

- canales auxiliares periféricos que desembocan en dicho canal principal, estando alimentados dichos canales auxiliares de manera continua con gas respiratorio; y

- medios de deflexión, para hacer converger los unos hacia los otros, en el interior de dicho canal principal, los chorros de gas respiratorio inyectados de manera continua por dichos canales auxiliares.  
25

Por lo tanto, el paciente es ventilado de manera continua mediante dichos chorros de gas respiratorio.

El solicitante ha considerado que este dispositivo de ayuda respiratoria para pacientes con respiración espontánea puede usarse con éxito como dispositivo de respiración artificial (y no solo como dispositivo de ayuda respiratoria) en  
30 personas en situación de parada cardíaca y en proceso de reanimación, mediante compresiones y descompresiones alternas en la caja torácica, favoreciendo los chorros de gas respiratorio la reanudación de la inspiración y la circulación sanguínea.

Sin embargo, el Solicitante ha observado que dicho gas respiratorio, introducido de manera continua en los pulmones de la persona en situación de parada cardíaca, genera en los mismos, al final de una compresión y al principio de la siguiente descompresión, una presión residual positiva, que se mantiene durante parte de dicha descompresión, antes de desaparecer y ser sustituida por una presión negativa generada por la descompresión. Dicha presión residual positiva crea, por una parte, un obstáculo a la aspiración de aire exterior a través de dicho  
40 elemento tubular y, por otra parte, se mantiene por dicho aire exterior aspirado. De ello resulta que, durante una parte importante de cada descompresión, los pulmones de dicha persona aspiran mal el aire exterior y la circulación sanguínea (especialmente el retorno venoso) no queda garantizada satisfactoriamente en las extremidades (cabeza, brazos, piernas) de dicha persona.

Se conoce mediante el documento FR 2912660 A1 un dispositivo de respiración artificial que comprende un elemento tubular y una válvula que comprende una membrana elástica montada en un anillo interno saliente. Se conoce mediante el documento EP 2228088 A1 un dispositivo de respiración artificial con elemento tubular que comprende un anillo interno a nivel de una zona de presión creada mediante chorros de gas. La presente invención  
50 tiene por objeto remediar este inconveniente de la presión residual positiva debida a los chorros de gas respiratorio especificado anteriormente.

La invención propone un dispositivo de respiración artificial utilizable para la reanimación de una persona en parada cardíaca, cuya caja torácica se somete a compresiones y descompresiones alternas con el fin de restablecer los movimientos de espiración e inspiración, comprendiendo dicho dispositivo:

- un elemento tubular que forma un canal principal y que está destinado a conectarse, por su extremo distal, a una vía respiratoria de dicha persona, mientras que el extremo proximal de dicho elemento tubular se encuentra en el exterior de dicha persona y el sistema respiratorio de la misma está conectado al exterior por medio de dicho canal principal;  
60

- canales auxiliares periféricos que desembocan en dicho canal principal, estando alimentados dichos canales auxiliares de manera continua con gas respiratorio; y

- medios de deflexión, para hacer converger, los unos hacia los otros, en el interior de dicho canal principal, los chorros de gas respiratorio inyectados de manera continua por dichos canales auxiliares, de manera que una zona de presión de forma oblonga nace en el extremo distal de dichos canales auxiliares y se prolonga en dirección distal  
65

a lo largo del eje longitudinal de dicho canal principal;

- dicho dispositivo comprende al menos una restricción local de sección fija que presenta una forma y una disposición constantes, de manera que forma una resistencia local fija sobre el flujo gaseoso que atraviesa dicho canal principal cualquiera que sea su sentido de flujo; y dicha restricción local, que se presenta en forma de un anillo interno saliente, está longitudinalmente alejada y en el exterior de dicha zona de presión oblonga, y dicha restricción local está dispuesta aguas arriba, es decir del lado proximal, de dicha zona de presión oblonga.

Por lo tanto, gracias a la invención, durante una compresión de la caja torácica de la persona en proceso de reanimación, la resistencia local, que aparece a nivel de dicha restricción y se ejerce sobre el flujo gaseoso que atraviesa el canal principal, genera un aumento de presión (presión positiva) en el interior de los pulmones, escapándose libremente el aire expulsado de dichos pulmones pero con mayor dificultad que en ausencia de restricción local.

Por el contrario, durante una descompresión, la presión desciende más (presión negativa) en los pulmones que con un dispositivo de respiración artificial conocido desprovisto de restricción local. El frenado de la entrada de aire exterior, generado por dicha restricción, permite una aspiración progresiva y controlada del aire exterior en dirección a los pulmones de la persona, lo que conlleva la desaparición, al comienzo de la descompresión, de la presión residual positiva debida a los chorros de gas respiratorio.

La presión residual positiva desaparece rápidamente por la acción de la descompresión, durante la entrada progresiva del aire exterior aspirado. Por lo tanto, la presión residual positiva ya no constituye un obstáculo a la aspiración de aire exterior y a la circulación sanguínea de la persona en parada cardíaca.

La variación de presión intratorácica entre una compresión y una descompresión, obtenida de acuerdo con la invención, se entiende en comparación con las variaciones de presión intratorácica observadas en personas en proceso de reanimación equipadas con un dispositivo de respiración artificial conocido, por ejemplo del tipo del descrito en la solicitud de patente EP 0911051. De este modo, aumenta la superficie de intercambio gaseoso y mejora el retorno venoso. Estos fenómenos se explican especialmente por la aplicación de la física de los cuerpos inertes al cuerpo de la persona en proceso de reanimación. A modo de ejemplo ilustrativo, la presión intratorácica puede alcanzar 15 cm de agua durante una compresión y -7 cm de agua durante una descompresión.

Además, la restricción local está desprovista de elemento móvil (lo que simplifica su fabricación) y presenta una forma y una disposición constantes tanto si se ejerce una compresión como una descompresión en la caja torácica de la persona en situación de parada cardíaca. Dicho de otro modo, la restricción local forma un medio de frenado del gas estático y pasivo, desprovisto de inercia.

Además, el dispositivo de la invención, una vez conectado al sistema respiratorio de la persona en situación de parada cardíaca, forma un sistema abierto que evita la aparición de sobrepresión en el estómago (dicho de otro modo, se evita cualquier «inflamamiento del estómago») y permite una alimentación continua de gas respiratorio aplicando, al mismo tiempo y sin interrupción, compresiones y descompresiones alternas en la caja torácica de dicha persona. Se reduce el riesgo de traumatismo en el sistema respiratorio de esta última, a la vez que se mejora la hemodinámica.

Dicha restricción local está dispuesta aguas arriba, es decir, del lado proximal, de dicha zona de presión oblonga.

Cuando el dispositivo de la invención comprende dos restricciones locales, estas pueden estar dispuestas, respectivamente, aguas abajo y aguas arriba de dicha zona de presión oblonga.

Preferentemente, dicha restricción local forma una restricción de la sección interna del elemento tubular y es parte integrante de dicho dispositivo.

Como variante, el dispositivo de la invención puede comprender un cuerpo tubular amovible, en el que está dispuesta dicha restricción local, formando una restricción de la sección interna de dicho cuerpo tubular.

Además, el dispositivo de la invención puede comprender medios de aspiración de aire ambiente, por ejemplo del tipo con efecto Venturi, que son arrastrados mediante el gas circulante en dicho canal principal.

La presente invención se refiere asimismo a una mascarilla laríngea que comprende un dispositivo de respiración artificial del tipo especificado anteriormente.

Las figuras del dibujo adjunto permitirán entender mejor cómo puede realizarse la invención. En estas figuras, referencias idénticas designan elementos similares.

- La figura 1 es una vista esquemática, parcialmente en corte axial, de una mascarilla respiratoria buconasal provista de un ejemplo de un modo de realización de un dispositivo de respiración artificial utilizable en el marco de la

presente invención.

- Las figuras 2 y 3 son cortes transversales del dispositivo de respiración artificial de la figura 1, respectivamente de acuerdo con las líneas II-II y III-III.

5 - La figura 4 es un corte longitudinal esquemático de una mascarilla laríngea provista de un ejemplo de un modo de realización de un dispositivo de respiración artificial de acuerdo con la invención.

10 - La figura 5 ilustra esquemáticamente una vista transversal de una variante de realización de los ejemplos de las figuras 1 y 4 de un dispositivo de acuerdo con la presente invención.

- La figura 6 es una vista esquemática según la flecha VI del cuerpo tubular amovible del dispositivo de acuerdo con la invención de la figura 5.

15 La mascarilla respiratoria buconasal 1, representada en la figura 1, comprende una carcasa rígida de forma general troncocónica 2, que puede aplicarse en el rostro de una persona 3 por medio de un cojinete 4, que rodea su abertura periférica. En el lado opuesto, dicha mascarilla 1 está provista de un dispositivo de respiración artificial D1 que comprende un elemento tubular rígido 5, acoplado a dicha carcasa 2 o encajado en un saliente tubular 6 de la misma. El elemento tubular 5 sirve de boquilla de entrada y de salida del gas en la mascarilla 1, encontrándose su extremo proximal 5P del lado del aire libre, mientras su extremo distal 5D se encuentra del lado de la mascarilla 1.

20 El elemento tubular 5 forma un canal principal interno 7 y comprende, en la parte del medio, medios de deflexión 8, dirigidos hacia el eje longitudinal L-L de dicho canal 7. Los medios de deflexión 8 tienen por objeto deflexionar, en la dirección de dicho eje del canal principal 7, chorros de gas respiratorio J inyectados mediante canales auxiliares periféricos 9, alimentados a partir de una boquilla de conducción 10 (véase la flecha F que simboliza la alimentación de gas respiratorio), por medio de una cámara anular periférica 11. De este modo, dichos chorros de gas respiratorio convergen hacia un punto de convergencia C del eje L-L de dicho canal principal 7 (véanse asimismo las figuras 2 y 3). Se forma una zona de presión Z de forma oblonga que nace en el extremo distal de dichos canales auxiliares 9 y se prolonga en dirección distal a lo largo del eje longitudinal L-L del canal principal 7.

30 Además, el elemento tubular 5 comprende una boquilla 12 para la extracción de gas y/o la medición de presión.

35 En el ejemplo del modo de realización ilustrado en la figura 4, la mascarilla laríngea ML está equipada con un dispositivo de respiración artificial D2 que comprende un elemento tubular 25 flexible, cuyo extremo distal 25D está destinado a introducirse en una vía respiratoria de un paciente, mientras que el extremo proximal 25P del elemento 25 permanece en el exterior de dicho paciente. El elemento tubular 25 forma un canal principal interno 27 y comprende medios de deflexión 28, dirigidos hacia el eje L-L de dicho canal 27. Los medios de deflexión 28 tienen por objeto deflexionar, en dirección a dicho eje L-L, chorros de gas respiratorio J inyectados por canales auxiliares periféricos 29, alimentados a partir de un conducto de alimentación 30 (véase la flecha F), por medio de una cámara periférica 31, convergiendo dichos chorros de gas respiratorio J hacia un punto de convergencia C de dicho eje L-L. De la misma manera que para D1, se forma una zona de presión Z de forma oblonga.

40 La mascarilla laríngea ML comprende un cojinete 32 de silicona con globo inflable que bordea el contorno del extremo distal abierto 25D.

45 Especialmente cuando se utilizan para la reanimación de urgencia de personas en parada cardíaca, cuya caja torácica se somete a compresiones y descompresiones alternas, los dispositivos de respiración artificial D1 o D2 están alimentados de manera continua con gas respiratorio (flecha F) a partir de botellas de gas a presión o análogas y los chorros J son continuos durante todo el proceso de reanimación. De manera general, las botellas de gas para uso médico suministran el gas a una presión nominal del orden de 3,5 bares ( $3,5 \times 10^5$  pascales), con un caudal cuyas variaciones están limitadas y son conocidas.

50 Cada uno de los dispositivos D1 y D2 comprende una restricción local R1, R2 de la sección interna del elemento tubular 5, 25, que se presenta en forma de un anillo saliente rígido dispuesto en el interior del canal principal 7, 27. Esta restricción local R1, R2 forma parte integrante del dispositivo D1, D2 correspondiente.

55 En el ejemplo de la figura 1, la restricción local R1 de la sección interna del canal principal 7 del dispositivo D1 está dispuesta aguas abajo de la zona de presión oblonga Z, en el interior de dicho canal principal 7.

60 Esta restricción local R1 está longitudinalmente alejada y en el exterior de la zona de presión Z. Existe una separación e entre el extremo distal de la zona de presión Z y el plano transversal al eje L-L en el que está dispuesta la restricción R1.

65 La fabricación del dispositivo D1 se efectúa, por ejemplo, teniendo en cuenta los parámetros (presión, caudal) propios de las botellas de gas o análogas, para que la restricción local de sección R1 esté alejada y en el exterior de la zona de presión oblonga Z.

En el ejemplo del modo de realización de la presente invención ilustrado en la figura 4, la restricción local R2 de la sección interna del canal principal 7 de D2 está posicionada aguas arriba de la zona de presión oblonga Z, en el interior de dicho canal principal 27.

5 Más concretamente, la restricción local R2 está situada en la proximidad del extremo proximal 25P del elemento tubular 25, de tal manera que se encuentra alejada y distante longitudinalmente de la zona de presión Z.

10 Durante una compresión de la caja torácica de la persona 3 equipada con el dispositivo D1, D2, la resistencia local ocasionada por cada una de las restricciones R1, R2 provoca un aumento de presión en los pulmones de la persona 3, escapándose libremente pero con mayor dificultad el aire expulsado de estos últimos (simbolizado por la flecha 50 en las figuras 1 y 4) .

15 Por el contrario, durante una descompresión de la caja torácica de dicha persona 3, la presión desciende más en los pulmones que cuando los dispositivos D1 y D2 se utilizan sin restricción local, de manera que aumenta la variación de presión intratorácica entre una compresión y una descompresión, lo que mejora el efecto de bombeo del aire exterior. El frenado de la entrada de aire, durante una descompresión, generado por las restricciones R1 y R2 permite una aspiración progresiva y controlada del aire exterior en dirección a los pulmones de la persona, lo que conlleva la desaparición, al principio de la descompresión, de la presión residual positiva debida a los chorros J.

20 Tanto durante una compresión como durante una descompresión, el canal principal 7, 27 permanece abierto.

Además, en el caso de la mascarilla buconasal de la figura 1, la variación de presión a nivel de la boca es casi inexistente.

25 Además, la alimentación con gas respiratorio (flecha F) de los canales auxiliares periféricos 9, 29 de los dispositivos D1, D2, a partir de las boquillas de conducción 10, 30, puede dirigirse por medio de una válvula electrónica (no representada), por ejemplo controlada por un operario.

30 Concretamente, esta válvula electrónica permite, una vez que el corazón y la circulación sanguínea vuelven a estar en funcionamiento, pasar de una alimentación continua con gas respiratorio de los canales 9, 29 a una alimentación por impulsos, de frecuencia predefinida.

35 Además, en una variante de realización representada en la figura 5, cada dispositivo D1, D2 puede comprender un cuerpo tubular 40 que delimita una cavidad 41 con libre comunicación gaseosa con el elemento tubular 5, 25. El cuerpo tubular 40 puede montarse, de manera amovible, en el dispositivo D1, D2 correspondiente, en el extremo proximal 5P, 25P del elemento tubular 5, 25 del mismo.

40 En el interior del cuerpo tubular 40 está dispuesta una restricción local R3 de la sección interna de dicho cuerpo 40.

Se observará que este cuerpo tubular 40 puede montarse en el extremo proximal de los dispositivos D1, D2, tanto si estos últimos comprenden como si no una restricción local de la sección interna del elemento tubular correspondiente.

45 Además, como se muestra esquemáticamente en la figura 5, el cuerpo tubular 40 comprende medios 42 de aspiración de aire ambiente, del tipo con efecto Venturi, que son arrastrados por el gas que circula en el canal principal 7, 27 (por ejemplo, el aire exterior, simbolizado por la flecha 51) durante una descompresión de la caja torácica de la persona en proceso de reanimación.

50 Además, como se ilustra en la figura 6, el anillo interno saliente rígido R3, que forma la restricción local, comprende obstáculos 43, por ejemplo aletas convergentes, que impiden la introducción accidental de un objeto capaz de obturar herméticamente el cuerpo tubular 40. Estos obstáculos 43 pueden montarse asimismo en las restricciones R1 y R3.

55 Además, el cuerpo tubular 40 puede comprender una boquilla lateral saliente de conexión (no representada en las figuras), en comunicación fluídica con la cavidad 41, para conectar un globo insuflador al cuerpo tubular 40.

60 ~Conviene tener en cuenta que el dispositivo de la presente invención no está exclusivamente destinado a utilizarse con una mascarilla buconasal o una mascarilla laríngea, sino que, por ejemplo, podría integrarse en un tubo endotraqueal.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo de respiración artificial utilizable para la reanimación de una persona en parada cardíaca, cuya caja torácica se somete a compresiones y descompresiones alternas con el fin de restablecer los movimientos de espiración e inspiración, comprendiendo dicho dispositivo:
- 5
- un elemento tubular (5, 25) que forma un canal principal (7, 27) y que está destinado a estar conectado, por su extremo distal (5D, 25D), a una vía respiratoria de dicha persona (3), mientras que el extremo proximal (5P, 25P) de dicho elemento tubular se encuentra en el exterior de dicha persona y el sistema respiratorio de la misma está conectado al exterior por medio de dicho canal principal (7, 27),

10

  - canales auxiliares (9, 29) periféricos que desembocan en dicho canal principal, estando alimentados dichos canales auxiliares de manera continua con gas respiratorio, y

15

  - medios de deflexión (8, 28), para hacer converger, los unos hacia los otros, en el interior de dicho canal principal (7, 27), los chorros de gas respiratorio (J) inyectados de manera continua por dichos canales auxiliares (9, 29), de manera que una zona de presión de forma oblonga (Z) nace en el extremo distal de dichos canales auxiliares (9, 29) y se prolonga en dirección distal a lo largo del eje longitudinal (L-L) de dicho canal principal;

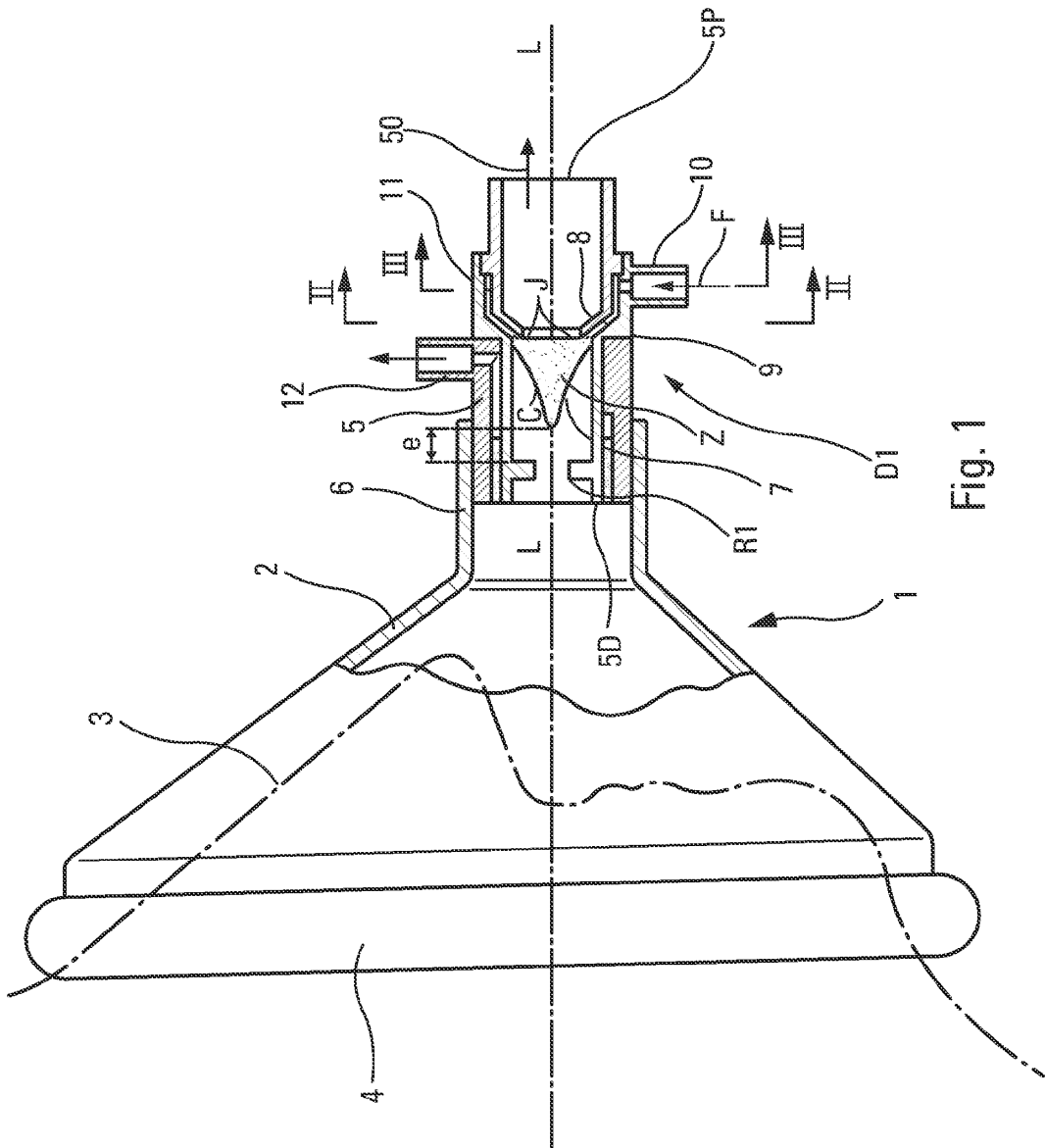
20
- caracterizado:
- porque comprende al menos una restricción local de sección fija (R2, R3) que presenta una forma y una disposición constantes, de manera que forma una resistencia local fija sobre el flujo gaseoso (50, 51) que atraviesa dicho canal principal (7, 27), cualquiera que sea su sentido de flujo, y

25

  - porque dicha restricción local, que se presenta en forma de un anillo interno saliente, está longitudinalmente alejada y en el exterior de dicha zona de presión oblonga (Z), y

30

  - porque dicha restricción local (R2, R3) está dispuesta aguas arriba, es decir, del lado proximal, de dicha zona de presión oblonga (Z).
2. Dispositivo de respiración artificial de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado porque dicha restricción local (R2) forma una restricción de la sección interna del elemento tubular (25) y es parte integrante de dicho dispositivo
- 35
3. Dispositivo de respiración artificial de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado porque comprende un cuerpo tubular (40) amovible, en el que está dispuesta dicha restricción local (R3) que forma una restricción de la sección interna de dicho cuerpo tubular.
- 40
4. Dispositivo de respiración artificial de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende medios (42) de aspiración de aire ambiente arrastrados por el gas circulante en dicho canal principal (7, 27).
- 45
5. Dispositivo de respiración artificial de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el anillo interno saliente que forma la restricción local (R2, R3) comprende obstáculos (43) que impiden la introducción accidental de un objeto capaz de obturar herméticamente el elemento o el cuerpo tubular.
- 50
6. Dispositivo de respiración artificial de acuerdo con la reivindicación 5, caracterizado porque los obstáculos (43) son aletas convergentes.
7. Mascarilla laríngea, caracterizada porque comprende un dispositivo de respiración artificial (D2) tal como se especifica en una de las reivindicaciones anteriores.



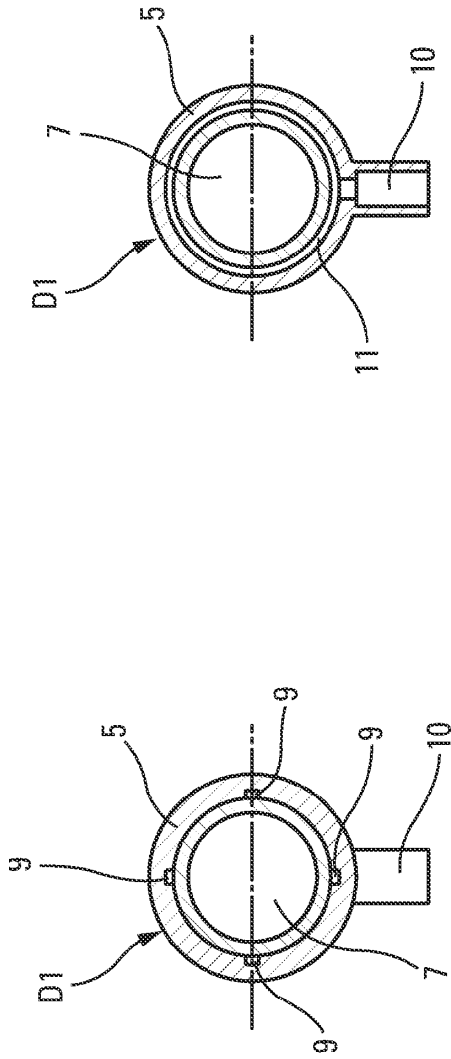


Fig. 3

Fig. 2

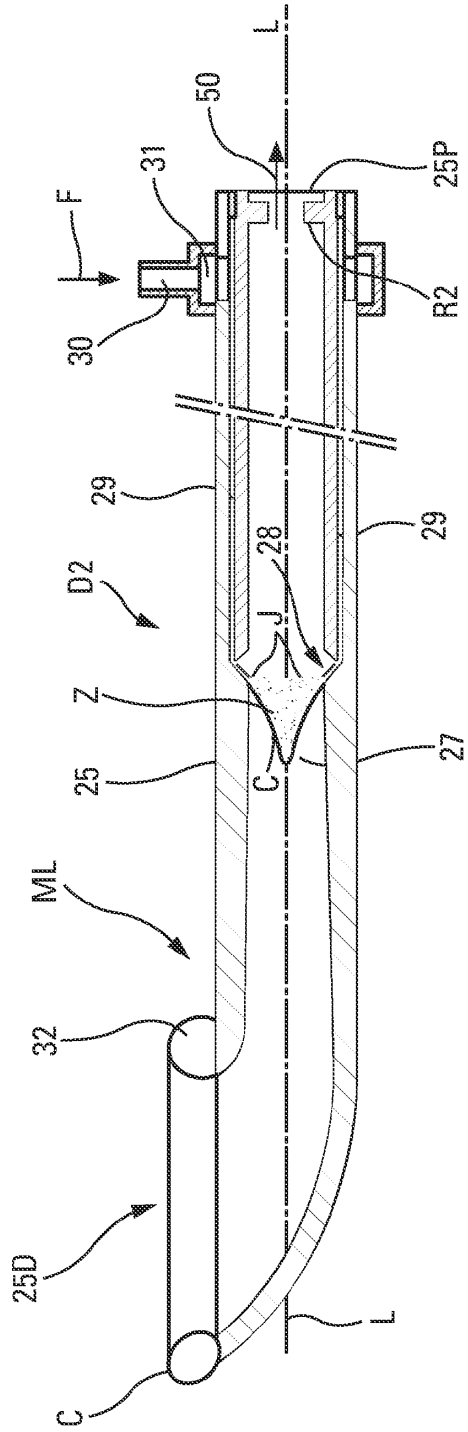


Fig. 4



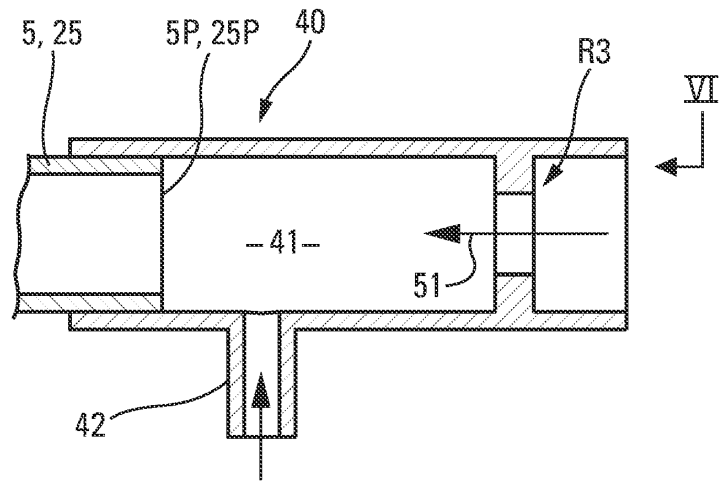


Fig. 5

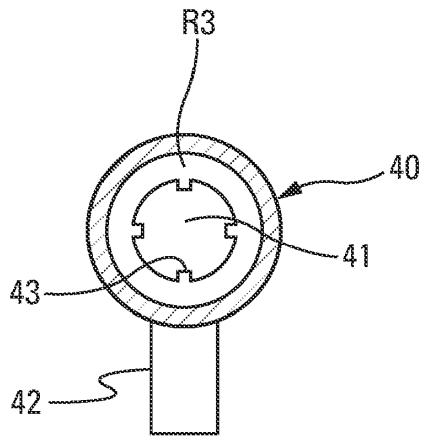


Fig. 6