

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 899 182**

51 Int. Cl.:

F04B 53/00 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)
G01F 1/46 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.02.2018 PCT/DE2018/000042**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **23.08.2018 WO18149435**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.02.2018 E 18709915 (5)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.09.2021 EP 3582840**

54 Título: **Dispositivo para la respiración artificial con sensor de presión diferencial**

30 Prioridad:

20.02.2017 DE 102017001558

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.03.2022

73 Titular/es:

**WEINMANN EMERGENCY MEDICAL
TECHNOLOGY GMBH + CO. KG (100.0%)
Frohösestrasse 12
22525 Hamburg, DE**

72 Inventor/es:

**DIEHL, MARCUS;
HEIN, STEFAN;
PULLA, MATTHIAS y
HERRMANN, FRANK**

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 899 182 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 para la respiración artificial con sensor de presión diferencial

5 La invención se refiere a un dispositivo para la respiración artificial para la medición de la presión diferencial en un dispositivo para la respiración artificial. En particular, está destinado a ser utilizado en respiradores de urgencia móviles.

10 En caso de insuficiencia o ausencia de respiración independiente de un ser vivo que necesita oxígeno, el trabajo respiratorio como medida de soporte vital tiene que ser llevado a cabo por un tercero, ya sea manualmente, por ejemplo mediante reanimación boca a boca o con ayuda de bolsas de respiración, o mecánicamente con un respirador para garantizar el intercambio de gases en el pulmón y así suministrar oxígeno a los órganos así como exhalar CO₂.

15 Según el estado de la técnica, un método seguro es la respiración artificial mecánica, que, en forma de respiradores, forma parte del equipo técnico médico de los equipos de salvamento y del personal hospitalario.

20 Los respiradores y procedimientos de respiración artificial modernos, con control de volumen y/o de presión, ofrecen funciones importantes para una respiración artificial eficaz y al mismo tiempo suave de los pacientes. Una presión demasiado alta puede dañar el tejido pulmonar, mientras que un volumen de respiración artificial demasiado pequeño tiene como consecuencia un suministro insuficiente de oxígeno. Con respiradores conocidos, la frecuencia de respiración artificial también se puede adaptar con precisión a las directrices internacionales que están destinadas a garantizar una respiración artificial eficaz, incluso en el caso de medidas de reanimación.

25 Para una regulación fiable y precisa del flujo volumétrico y de la presión de la respiración artificial con un respirador, estos parámetros tienen que determinarse con suficiente precisión en todo su intervalo dinámico. Con respecto a la determinación de un flujo volumétrico existente, con una disposición de medición convencional de un procedimiento de medición de presión diferencial en el sentido de un orificio simple o una resistencia simple, resulta una dependencia cuadrática, que en el intervalo de flujos volumétricos bajos genera solo pequeños cambios en la presión diferencial medible y, por lo tanto, significa una resolución más pobre que con flujos volumétricos mayores.

30 La determinación del flujo volumétrico del gas respiratorio en una línea de gas respiratorio tiene lugar en respiradores, por regla general, con la ayuda de un dispositivo de medición de presión diferencial que presenta al menos un tramo de medición de presión diferencial y un sensor de presión diferencial. En función del flujo volumétrico del gas respiratorio que fluye a través del tramo de medición de presión diferencial, el tramo de medición de presión diferencial genera una presión diferencial en las salidas de medición, que se registra mediante el sensor de presión diferencial y, dado el caso, se digitaliza. La curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial del dispositivo de medición de presión diferencial se compone al menos de la curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial del tramo de medición de presión diferencial y la curva característica del sensor de presión diferencial.

40 Por el estado de la técnica se conocen distintos equipos sensores para la medición del flujo volumétrico con ayuda de la detección de una presión diferencial.

45 El documento "Pitot-tube flowmeter for quantification of airflow during sleep" de los autores J P Kirkness *et al.* divulga el uso de un equipo de medición de flujo volumétrico de tubo de Pitot para su uso en polisomnografía. La enseñanza se basa en la medición de la presión en el centro del flujo de gas en oposición a la medición de la presión en el borde del flujo de gas en otros equipos de medición, en donde, en comparación con otros equipos de medición de flujo volumétrico basados en presión diferencial tales como el neumotacógrafo de Hans Rudolph y el neumotacógrafo de Fleisch, se realizan cambios de presión muy pequeños con un flujo volumétrico variable.

50 El documento EP 0 552 916 A1 divulga el uso de un medidor de flujo de brazo lateral para respiradores. En una primera forma de realización, en un canal de flujo que discurre linealmente, en una primera zona con un primer diámetro, en el borde del canal de flujo, está dispuesta una primera abertura y, en la dirección del flujo, detrás de la primera abertura, en una segunda zona con un diámetro más pequeño que la primera zona, está dispuesta una segunda abertura en el borde del canal de flujo. Las aberturas van seguidas por líneas que están conectadas entre sí para formar un brazo lateral. En este brazo lateral, el flujo volumétrico de un gas que fluye a través del brazo lateral se determina por medio de un equipo de medición del flujo volumétrico.

60 En otra disposición divulgada, un brazo lateral está conectado a un canal de flujo de diámetro constante en dos aberturas dispuestas una detrás de la otra en la dirección de flujo en el borde del canal de flujo, en el que dos elementos Venturi están dispuestos en el sentido de una zona con un diámetro reducido. Un sensor de flujo de micropunto está dispuesto entre los elementos Venturi. Con esta disposición, se puede conseguir una dependencia lineal del flujo en el brazo lateral y el flujo en el brazo principal.

65 El documento DE10035938 divulga una válvula dispuesta en la línea de aire respiratorio de un respirador, que también se puede usar como resistencia al flujo para una medición de presión diferencial para determinar el flujo volumétrico. En una forma de realización, se muestran aberturas de medición inclinadas en la dirección del flujo, dispuestas en la

dirección del flujo en el caso de la inspiración delante y detrás de la válvula en el canal de flujo que discurre linealmente.

El documento DE102014119146 divulga un dispositivo sensor para la medición del flujo volumétrico en el contexto de la respiración artificial mecánica. Para la medición del flujo volumétrico, el dispositivo sensor presenta un elemento de resistencia con una resistencia al flujo, en donde la presión diferencial se mide entre líneas de medición conectadas a un canal de flujo cilíndrico delante y detrás del elemento de resistencia en la dirección del flujo.

El documento EP0331772 muestra un medidor de presión diferencial para flujos de gas bidireccionales, en particular para la monitorización de la respiración artificial. Una resistencia de flujo especialmente diseñada está dispuesta en un canal de flujo para linealizar la presión diferencial. Para mejorar las propiedades de medición, se propone conectar el sensor de presión diferencial directamente a la resistencia al flujo de gas de modo que se evite un efecto adverso sobre la respuesta de frecuencia de la señal de sensor de presión, en particular con caudales de aire más altos.

El documento US5379650 divulga un dispositivo para la medición del flujo volumétrico por medio de una medición de presión diferencial, en particular para respiradores. Las aberturas de medición están dispuestas en un inserto en el canal de flujo de tal manera que las aberturas se encuentran aproximadamente en el centro del canal de flujo. El diámetro del canal de flujo se reduce entre las aberturas de medición. Debido a la forma del inserto en el canal de flujo, el intervalo dinámico del sensor se puede modificar.

El documento US4403514 divulga una modificación del tramo de medición de presión diferencial de un neumotacógrafo con el uso de líneas de medición conectadas a un canal de flujo diseñado linealmente a la manera de un tubo de Pitot, en donde el diámetro del canal de flujo aumenta en la zona de las aberturas de medición. En el canal de flujo se disponen placas deflectoras, que sirven para el flujo del gas respiratorio para mejorar el comportamiento de medición del sensor.

El documento US2008092898 divulga un dispositivo de medición de flujo volumétrico para respiradores, en donde dos líneas de medición, en cada caso con una abertura de medición, se adentran en un canal de flujo cilíndrico de tal manera que las aberturas de medición están dispuestas aproximadamente en el centro del canal de flujo. Las aberturas de medición están orientadas en direcciones opuestas en la dirección del flujo y, en una forma de realización, las líneas de medición están inclinadas en contra de la dirección de flujo en la fase de inspiración. La inclinación de las líneas de medición tiene lugar alejándose de una máscara que se va a colocar en la cara de un paciente, de modo que hay espacio para conectar las mangueras y el sensor solo necesita tener una longitud axial corta.

Un objetivo de la invención es crear un dispositivo para la respiración artificial que presente un dispositivo de medición de presión diferencial que presente una curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial mejorada para la determinación del flujo volumétrico en un canal de flujo de un respirador, de modo que haya una mejor capacidad de capacidad de resolución en la zona de flujos volumétricos bajos.

De acuerdo con la invención, este objetivo se consigue por que el dispositivo para la respiración artificial presenta un dispositivo de medición de presión diferencial, con cuyo tramo de medición de presión diferencial se puede realizar una curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial.

Un dispositivo para la respiración artificial de acuerdo con la invención presenta una línea de gas respiratorio a través de la cual se puede conducir un gas respiratorio a un paciente. Un tramo de medición de presión, que está diseñado como un tramo de medición de presión diferencial, está integrado en la línea de gas respiratorio por zonas. En una forma de realización ventajosa de la invención, el tramo de medición de presión está integrado en un adaptador que se puede insertar en la línea de gas respiratorio.

En una forma de realización ventajosa de la invención, además del tramo de medición de presión diferencial, el adaptador presenta adicionalmente una válvula de protección contra sobrepresión, mediante la cual se puede realizar una compensación de presión rápida en caso de una sobrepresión en la línea de gas respiratorio.

El tramo de medición de presión diferencial presenta un canal de flujo que, de acuerdo con la invención, es esencialmente anular o está diseñado como segmento de anillo y presenta dos aberturas de medición en su superficie de delimitación radialmente exterior. A las aberturas de medición le sigue en cada caso, integrada en una tubuladura de medición de presión, una línea de medición diseñada en forma de tubo, que conduce en cada caso a una salida de medición del tramo de medición de presión diferencial. Además, también se contempla una realización del canal de flujo en forma de manguito y/o de pared hueca de cilindro.

Al menos en la zona de las aberturas de medición, las líneas de medición presentan una componente esencial, dirigida tangencialmente con respecto a la superficie de delimitación exterior del canal de flujo. Además, en una forma de realización ventajosa de la invención, el canal de flujo del tramo de medición de presión diferencial presenta una sección transversal menor que la línea de gas respiratorio posterior.

Con las salidas de medición se puede conectar una unidad de medición de presión diferencial, que con la ayuda de al menos un sensor de presión diferencial o al menos dos sensores de presión simples y otros componentes electrónicos,

tales como, por ejemplo, un convertidor analógico-digital, convierte los valores de presión analógicos en valores de medición digitales y los hace evaluables. De acuerdo con la invención, se contempla asimismo el uso de una unidad de medición de presión diferencial, implementada como un sensor de presión diferencial con una interfaz digital para emitir los valores de medición de presión.

5 Las aberturas de medición están dispuestas en el canal de flujo del tramo de medición de presión diferencial de tal manera que, para una dirección de flujo determinada, en la primera salida de medición dispuesta en la dirección de flujo antes de la segunda salida de medición, debido a la fricción de la pared que se produce entre las aberturas de medición entre el gas respiratorio y el canal de flujo, cae una presión estática más baja que en la segunda salida de medición dispuesta detrás de la primera salida de medición en la dirección de flujo. Debido a que las líneas de medición presentan una componente tangencial esencial en la zona de las aberturas de medición, la sección transversal de las aberturas de medición aumenta en comparación con la sección transversal de las líneas de medición en la superficie del canal de flujo.

15 De acuerdo con la invención, la orientación de las líneas de medición se encuentra al menos en la zona de la abertura de medición en el canal de flujo en un intervalo angular de 0° a 60° medido desde el eje definido por la tangente local en la dirección de un eje ortogonal al mismo, que se extiende en la dirección radial. Un ángulo de 0° corresponde a este respecto a una orientación completamente tangencial y un ángulo de 90° a una orientación completamente radial de la línea de medición con respecto a la superficie de delimitación radialmente exterior del canal de flujo en forma de anillo o de segmento de anillo. En una forma de realización especialmente ventajosa de la invención, la orientación de la línea de medición se encuentra al menos en la zona de la abertura de medición en el canal de flujo en un intervalo angular de 0° a 45°, correspondientemente con respecto a los ejes mencionados anteriormente.

25 Además, la primera abertura de medición está dispuesta en la circunferencia exterior del canal de flujo de tal manera que el gas respiratorio que fluye a través del canal de flujo arrastra el gas y, de manera similar al principio Venturi o una bomba de chorro, genera una componente de subpresión local en la primera salida de medición, que está relacionada con la velocidad de flujo del gas respiratorio. La segunda abertura de medición está dispuesta en la circunferencia exterior del canal de flujo de tal manera que el gas respiratorio que fluye a través del canal de flujo presiona hacia el mismo y genera así una componente de sobrepresión local dependiente de la velocidad del flujo en la segunda salida de medición. Debido a la dependencia de la velocidad de flujo, la componente de subpresión y sobrepresión mencionada anteriormente se definen como componentes de presión dinámicas.

30 La superposición local de presión estática y dinámica conduce a un cambio en la presión diferencial que realmente se puede medir en las tomas. La presión medible disminuye en el lado de la presión estática más alta y aumenta en el lado de la presión estática más baja.

La presión medible es la suma de la presión estática y dinámica en el punto de medición respectivo:

$$p_{total} = p_{dinámica} + p_{estática}$$

40 Debido a la diferente superposición local de la presión estática y dinámica, la presión diferencial medible es menor que la diferencia real entre las presiones estáticas en las dos salidas de medición:

$$p_{estática1} + p_{estática2} > p_{total1} + p_{total2}$$

45 La presión diferencial medible se reduce más al aumentar la velocidad del flujo, por lo que la curva característica se aplana. Corrientes pequeñas solo generan un efecto pequeño, corrientes más grandes un efecto correspondientemente mayor.

50 Si se conoce la sección transversal del canal de flujo, el flujo volumétrico se puede inferir de la diferencia entre las presiones totales en las salidas de medición, que están compuestas por las componentes de presión estática y dinámica, y esto se puede regular de acuerdo con los requisitos.

55 Debido a la superposición respectiva de presión dinámica y estática en el caso de un tramo de medición de presión diferencial diseñado de acuerdo con la invención, la presión diferencial muestra una curva característica mejorada en comparación con un tramo de medición de presión diferencial habitual con un orificio simple o una resistencia simple en términos de capacidad de resolución en el caso de flujos volumétricos bajos, que se aproxima a la curva característica del sistema, es decir, la combinación de las curvas características del tramo de medición y sensor o sensores de presión, una curva característica lineal.

60 De acuerdo con la invención, las características de sistema se encuentran entre una curva característica lineal correspondientemente a una trayectoria a $x^1 + b$ y una curva característica con una trayectoria, correspondientemente a $a \cdot x^{1.5} + b$. En una forma de realización especialmente ventajosa, se puede realizar una curva característica con una trayectoria entre $a \cdot x^1 + b$ y aproximadamente $a \cdot x^{1.3} + b$. En función del sensor de presión utilizado, el coeficiente b puede ser aproximadamente igual a 0.

La mejora de acuerdo con la invención de la curva característica de transferencia del dispositivo de medición de presión diferencial se realiza por lo tanto adaptando la curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial del tramo de medición de presión diferencial.

- 5 El procedimiento divulgado para la medición de la presión diferencial en un dispositivo para la respiración artificial usó el dispositivo descrito en este caso.

10 En una forma de realización ventajosa, el procedimiento divulgado para la medición de la presión diferencial en un dispositivo para la respiración artificial se caracteriza por que una determinación del flujo volumétrico del gas respiratorio se efectúa con ayuda de un dispositivo de medición de presión diferencial que presenta un tramo de medición de presión diferencial en el que se genera una presión diferencial dependiente del flujo volumétrico del gas respiratorio, y que presenta un sensor de presión diferencial que detecta la presión diferencial y la convierte en una magnitud electrónica, y por que el flujo volumétrico existente del gas respiratorio se determina con ayuda de un microcontrolador a partir de la magnitud electrónica generada por el sensor de presión diferencial.

15 Además, el procedimiento divulgado para la medición de la presión diferencial en un dispositivo para la respiración artificial, en una forma de realización especialmente ventajosa, se caracteriza porque el tramo de medición de presión diferencial usado para la determinación del flujo volumétrico del gas respiratorio presenta tubuladuras de medición que están sujetas por brida al canal de flujo de tal manera que la orientación de las líneas de medición, al menos en la zona de las aberturas de medición, presenta una componente que es esencialmente tangencial con respecto a la superficie de delimitación exterior del canal de flujo y/o la dirección de flujo principal del gas respiratorio en el canal de flujo.

20 En las siguientes figuras están representados distintos ejemplos de realización y configuraciones de la invención. Muestran

- 25 la figura 1: un respirador de acuerdo con la invención en una representación en perspectiva,
 la figura 2: diagrama de bloques de un dispositivo de medición de presión diferencial de acuerdo con la invención de un respirador,
 30 la figura 3: en una representación en perspectiva, un tramo de medición de presión diferencial diseñado de acuerdo con la invención integrado en un adaptador,
 la figura 4: una vista superior de una sección a través del adaptador en la zona del tramo de medición de presión diferencial y
 35 la figura 5: una trayectoria de curva característica típica para una medición de flujo volumétrico.

40 La figura 1 muestra una representación en perspectiva de un dispositivo para la respiración artificial (A) de acuerdo con la invención, que presenta una conexión de presión (B) para una conexión a una fuente de oxígeno, una conexión para una manguera de respiración artificial (C), a través de la cual el gas respiratorio puede ser conducido a una máscara de respiración artificial, y una conexión combinada para una manguera de oxígeno (D) y un sistema de manguera de medición (E), diseñado como una manguera de medición de presión y una manguera de control de PEEP. Además, el dispositivo para la respiración artificial (A) presenta una conexión accesoria (F), una pantalla (G), un elemento de mando (H) diseñado como botón giratorio y una entrada de aire (I) así como una salida de aire (J).

50 En la figura 2 se representa un diagrama de bloques parcial de una forma de realización de un dispositivo para la respiración artificial (A). El recorte mostrado se refiere al dispositivo de medición de presión diferencial (100) del dispositivo para la respiración artificial (A). El gas respiratorio fluye con un flujo volumétrico (V) a través de una abertura de entrada (3) a un tramo de medición de presión diferencial (1), que presenta un canal de flujo (4), y sale del canal de flujo (4) a través de una abertura de salida (5) al final del canal de flujo (4). En el tramo de medición de presión diferencial (1), el flujo volumétrico (V) genera presiones locales que se aplican a una salida de medición (8) asociada a través de dos aberturas de medición (6) a través de, en cada caso, una línea de medición (11). Un sensor de presión diferencial (12) está conectado a las salidas de medición (8) que detecta las presiones y, en el ejemplo de realización representado, también las digitaliza. Los datos de medición de presión se pueden leer desde el sensor de presión diferencial (12) con la ayuda de un microcontrolador (14) a través de una interfaz (13) que se implementa como una interfaz I2C. Sobre la base de los parámetros del sistema, el flujo volumétrico (V) del gas respiratorio se puede determinar a partir de los datos de medición de presión digitales con la ayuda del microcontrolador (14) y se puede utilizar para la regulación.

65 La figura 3 muestra una representación en perspectiva de una sección de la invención de un tramo de medición de presión diferencial (1) integrado en un adaptador (2). El tramo de medición de presión diferencial (1) presenta una abertura de entrada (3) en forma de segmento circular a través de la cual un gas respiratorio fluye hacia el tramo de medición de presión diferencial (1) a una presión y/o flujo volumétrico (V) regulado por el dispositivo para la respiración artificial (A). El gas respiratorio se dirige alejándose de la abertura de entrada (3) a través de un canal de flujo (4) que

está diseñado como un segmento de anillo y presenta una sección transversal rectangular. En su lado superior, el canal de flujo (4) está delimitado y sellado por una tapa (no representada). En su otro extremo, el canal de flujo (4) presenta un orificio de salida (5) por el que sale el gas respiratorio del canal de flujo (4).

5 En particular, se pretende una sección transversal rectangular, cuadrada o circular del canal de flujo (4), ya que se conocen las propiedades del flujo para los canales así formados y la sección transversal es fácil de calcular. Sin embargo, también son concebibles otras secciones transversales para un canal de flujo (4) de un tramo de medición de presión diferencial (1) de un dispositivo para la respiración artificial (A) de acuerdo con la invención.

10 Dos aberturas de medición (6) están dispuestas en la superficie de delimitación radialmente exterior del canal de flujo (4). Las aberturas de medición (6) están conectadas a boquillas de medición de presión (7) que están dispuestas con una componente direccional tangencial esencial con respecto a la dirección de flujo principal local del gas respiratorio. En el otro extremo, las tubuladuras de medición de presión (7) presentan en cada caso una salida de medición (8) a la que se puede acoplar una unidad de medición de presión. En el adaptador (2) que integra el tramo de medición de presión diferencial (1), se disponen radialmente en el exterior tres dispositivos de fijación (9), que están diseñados como roscas de tornillo y se utilizan para la fijación segura del adaptador (2) dentro del dispositivo para la respiración artificial (A).

15 Además, en la zona de la abertura de entrada (3) del tramo de medición de presión diferencial (1) está dispuesta una válvula limitadora de presión con resorte (10), que se abre y reduce la presión en caso de sobrepresión en la línea de gas respiratorio.

20 Una sección del tramo de medición de presión diferencial (1) se muestra en la figura 4. El canal de flujo (4) está delimitado radialmente por dentro y por fuera por el material del adaptador (2) en un contorno de tipo segmento de anillo. El diseño en forma de anillo del canal de flujo (4) da como resultado un diseño particularmente compacto del tramo de medición de presión diferencial (1). Además, la disposición de acuerdo con la invención representada de la tubuladura de medición de presión (7) o de las líneas de medición (11) dentro de la tubuladura de medición de presión (7) está realizada con una componente de dirección esencial tangencial con respecto a la dirección de flujo principal local (S) del gas respiratorio o hacia la superficie de delimitación exterior local del canal de flujo (4) en la zona de la abertura de medición (6).

25 Un eje (T) orientado tangencialmente de manera local (en la zona de la abertura de medición) forma un plano con un eje (R) orientado radialmente de manera local en el que la orientación (M) de una línea de medición (11) se encuentra en un intervalo de 0° a 60° alrededor del eje (T) alineado tangencialmente.

30 Dentro del canal de flujo (4) diseñado como un segmento de anillo, la dirección de flujo principal local (S) del gas respiratorio está orientada esencialmente de manera tangencial con respecto a la forma circular de la delimitación del canal radialmente exterior. Si las líneas de medición (11) están dispuestas al menos en la zona de las aberturas de medición (6) con una componente direccional (M) esencial en esta dirección tangencial T, de acuerdo con la invención esto influye en la curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial del tramo de medición de presión diferencial (1) de tal manera que la curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial del dispositivo de medición de presión diferencial se aproxima desde la dependencia cuadrática conocida de la curva característica en la dirección de una curva característica lineal.

35 La figura 5 muestra un diagrama con distintas curva características de flujo volumétrico-presión diferencial, que representan en cada caso la curva característica de sistema a lo largo del tramo de medición de presión diferencial y sensores de presión. En esta representación, se especifica un intervalo de medición de flujo volumétrico deseado de 20 l/min STPD (Standard Temperature and Pressure Dry) (temperatura estándar y secado a presión)) y el sensor de presión diferencial utilizado proporciona un intervalo de medición máximo de 500 Pa.

40 La presión diferencial aumenta linealmente para una capacidad de resolución ideal (dP1). En este caso, las presiones diferenciales ya son lo suficientemente altas en el intervalo de flujo volumétrico más bajo para que se puedan resolver fácilmente.

45 Un tramo de medición de presión diferencial habitual (orificio simple o resistencia simple) típicamente muestra un comportamiento de presión diferencial proporcional al cuadrado del flujo volumétrico (dP2). En este caso, los valores de medición de presión diferencial en el intervalo de flujo volumétrico inferior son muy pequeños.

50 La construcción de acuerdo con la invención descrita en este caso permite una curva característica (presión diferencial a lo largo del flujo volumétrico) en la que la presión diferencial es aproximadamente proporcional a la potencia de 1,5 del flujo volumétrico (dP1,5) con una estructura simple.

55 Una medición de presión con un dispositivo de medición de presión diferencial de acuerdo con la invención mostró una curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial proporcional a la potencia de 1,3 (dPA).

65

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la respiración artificial (A), que presenta al menos un tramo de medición de presión diferencial (1) y un sensor de presión diferencial (12), en donde el tramo de medición de presión diferencial (1) presenta un canal de flujo (4) con al menos dos aberturas de medición (6) dispuestas entre una abertura de entrada (3) y una abertura de salida (5) del canal de flujo (4), que van seguidas por líneas de medición (11) dispuestas en tubuladuras de medición (7), en donde un gas respiratorio se conduce desde la abertura de entrada (3) en una dirección de flujo principal (S) a través del canal de flujo (4) hasta la abertura de salida (5) y en donde mediante el tramo de medición de presión diferencial (1) junto con el sensor de presión diferencial (12) se realiza una curva característica de flujo volumétrico-presión diferencial que se encuentra entre una trayectoria lineal $a \cdot x^{1.0} + b$ y una trayectoria que se puede describir con $a \cdot x^{1.5} + b$, en donde, en función del sensor de presión utilizado, el coeficiente b es aproximadamente igual a 0, en donde el canal de flujo (4) en la dirección de flujo principal (S) del gas respiratorio a través del canal de flujo (4) es al menos parcialmente anular o está diseñado como un segmento de anillo, que las tubuladuras de medición (7) están sujetas por brida al canal de flujo (4), de tal manera que la orientación (M) de las líneas de medición (11), al menos en la zona de las aberturas de medición (6), presenta una componente situada de manera esencialmente tangencial con respecto a la superficie de delimitación exterior del canal de flujo (4) y/o la dirección de flujo principal (S) del gas respiratorio en el canal de flujo (4) y que la orientación (M) una línea de medición (11), al menos en la zona de una abertura de medición (6), se encuentra en un intervalo angular de 0° a 60°, medido desde el eje (T) definido por la tangente local, en la dirección de un eje (R) ortogonal al mismo, que se extiende en la dirección radial.
2. Dispositivo según al menos una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** en una dirección de flujo definida de un gas respiratorio a través del canal de flujo (4) del tramo de medición de presión diferencial (1) en la zona de una primera abertura de medición (6a), existe una presión estática y una subpresión dinámica, dependiente del flujo volumétrico (V) y en la zona de una segunda abertura de medición (6b) existe una presión estática y una sobrepresión dinámica dependiente del flujo volumétrico (V).
3. Dispositivo según al menos una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la orientación (M) de la línea de medición (11) en la zona de una abertura de medición (6) para una primera abertura de medición (6a), está realizada aproximadamente en contra de la dirección de flujo principal (S) y para una segunda abertura de medición (6b) está realizada aproximadamente en la dirección de la dirección de flujo principal (S).
4. Dispositivo según al menos una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** este está diseñado como respirador de urgencia.
5. Dispositivo según la reivindicación 8, **caracterizado por que** este está diseñado como respirador de urgencia móvil.

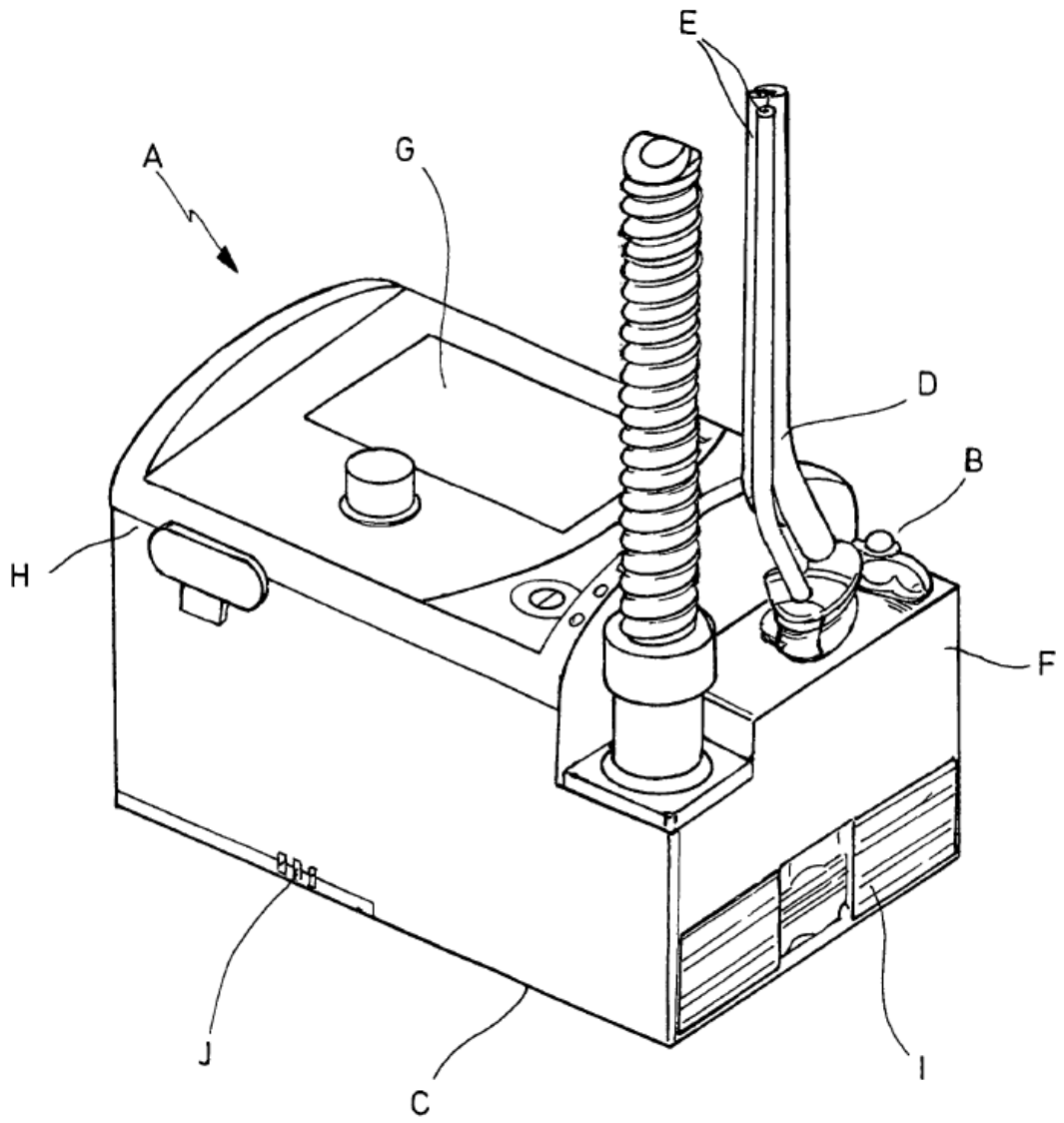


FIG.1

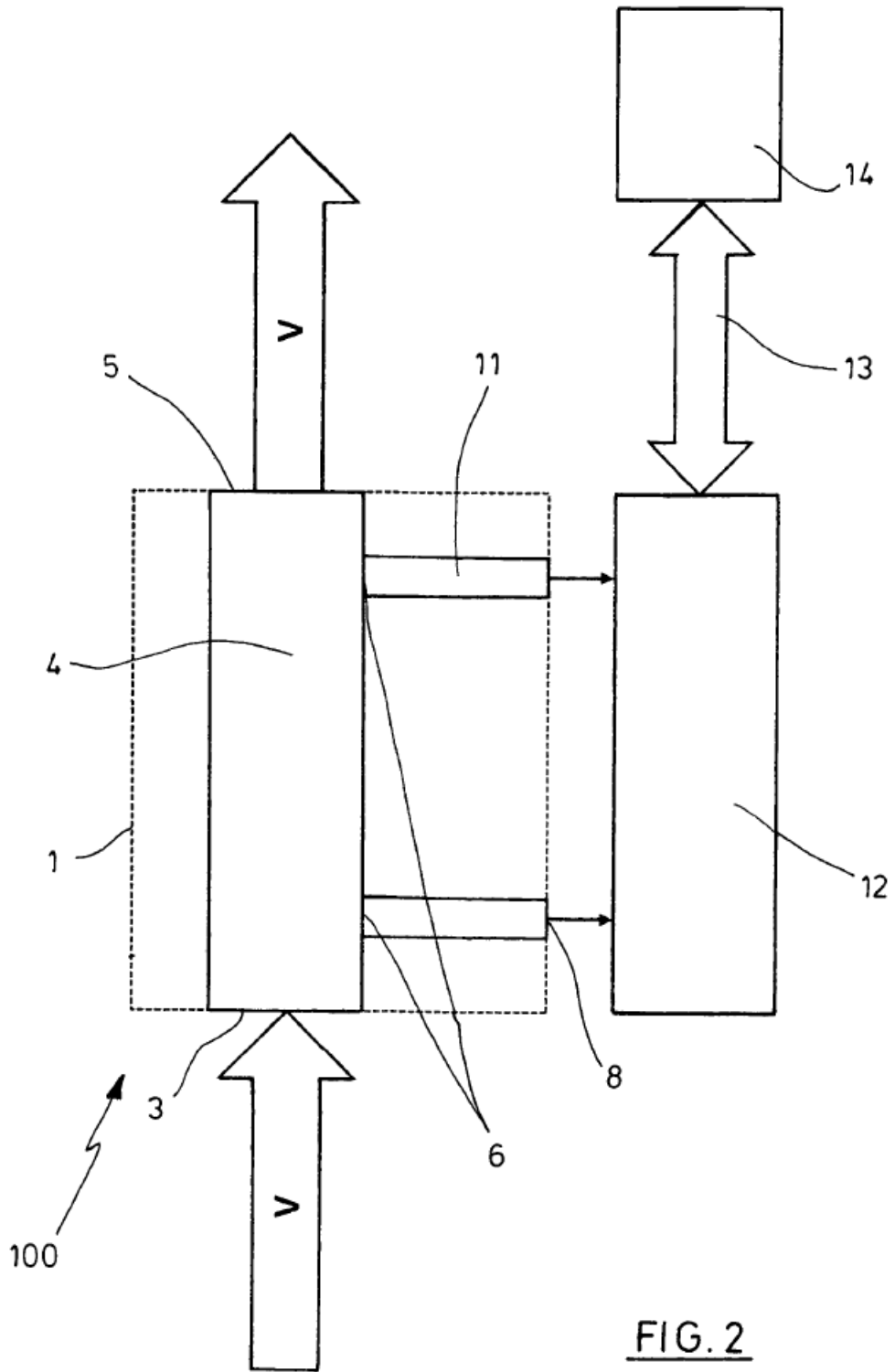


FIG. 2

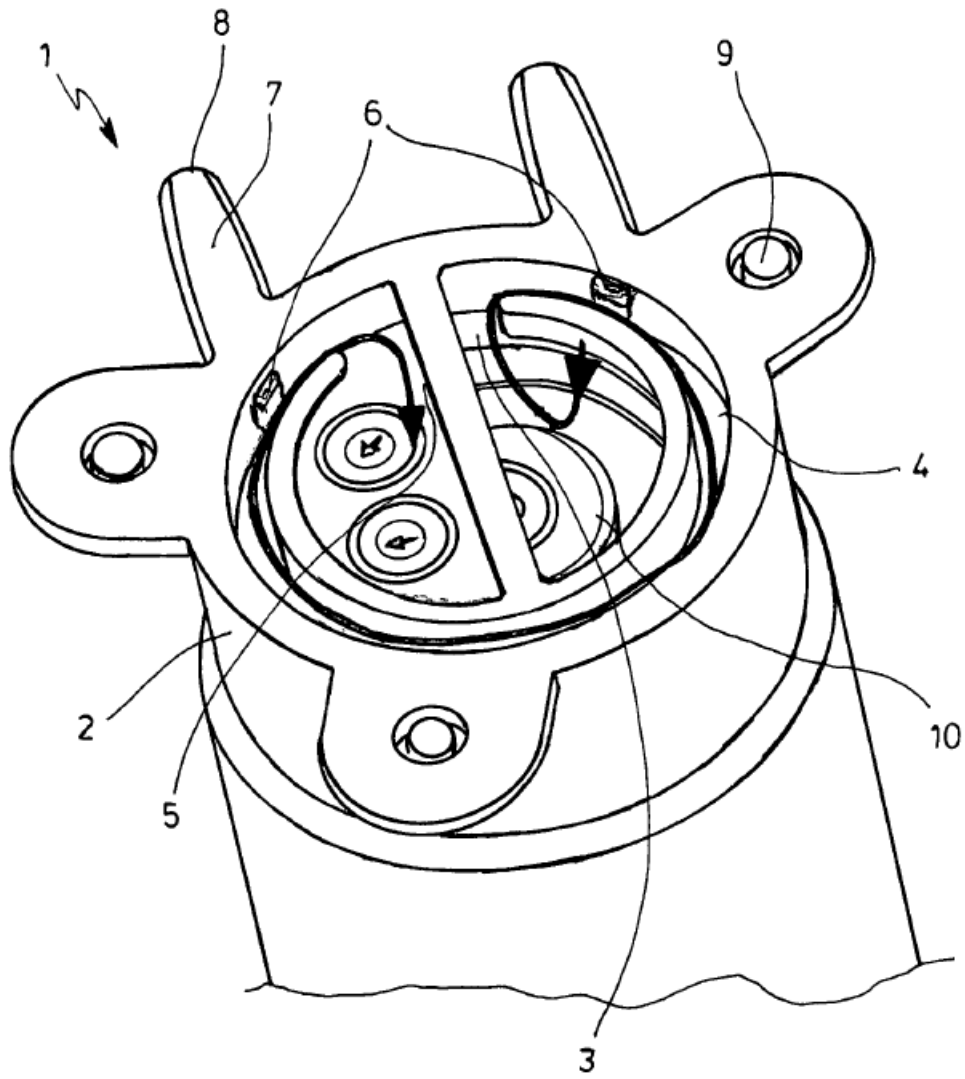


FIG. 3

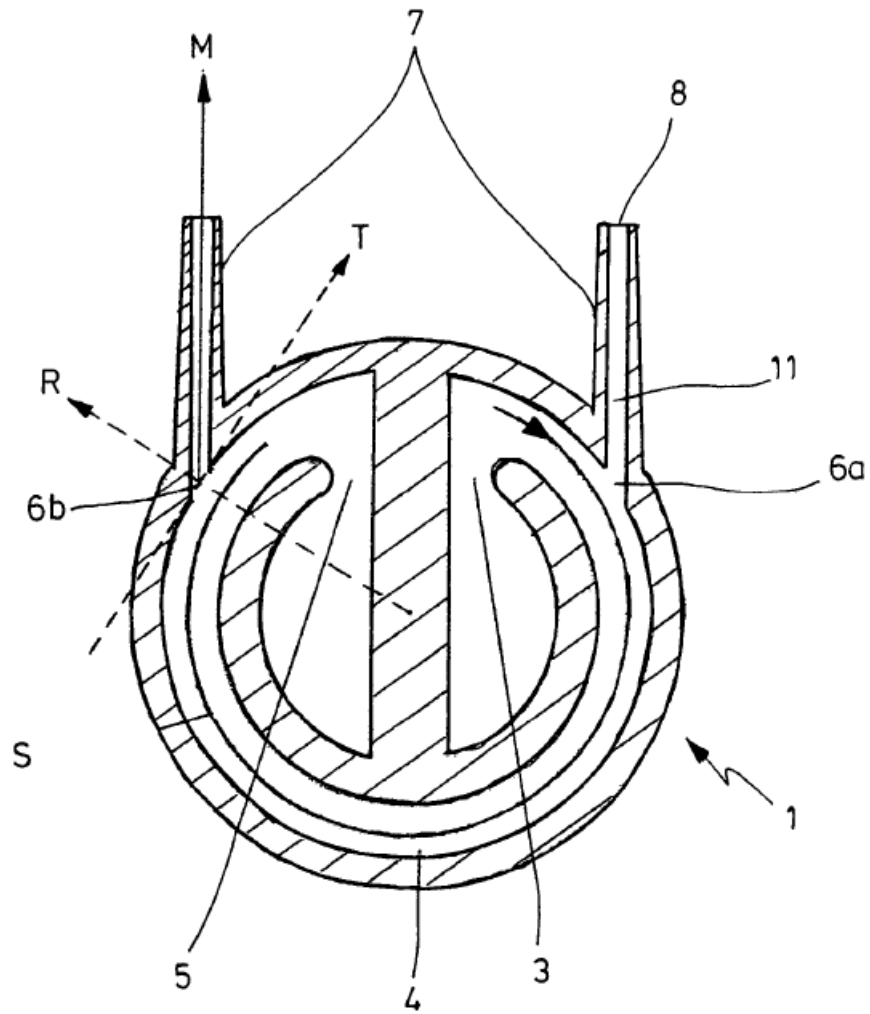


FIG. 4

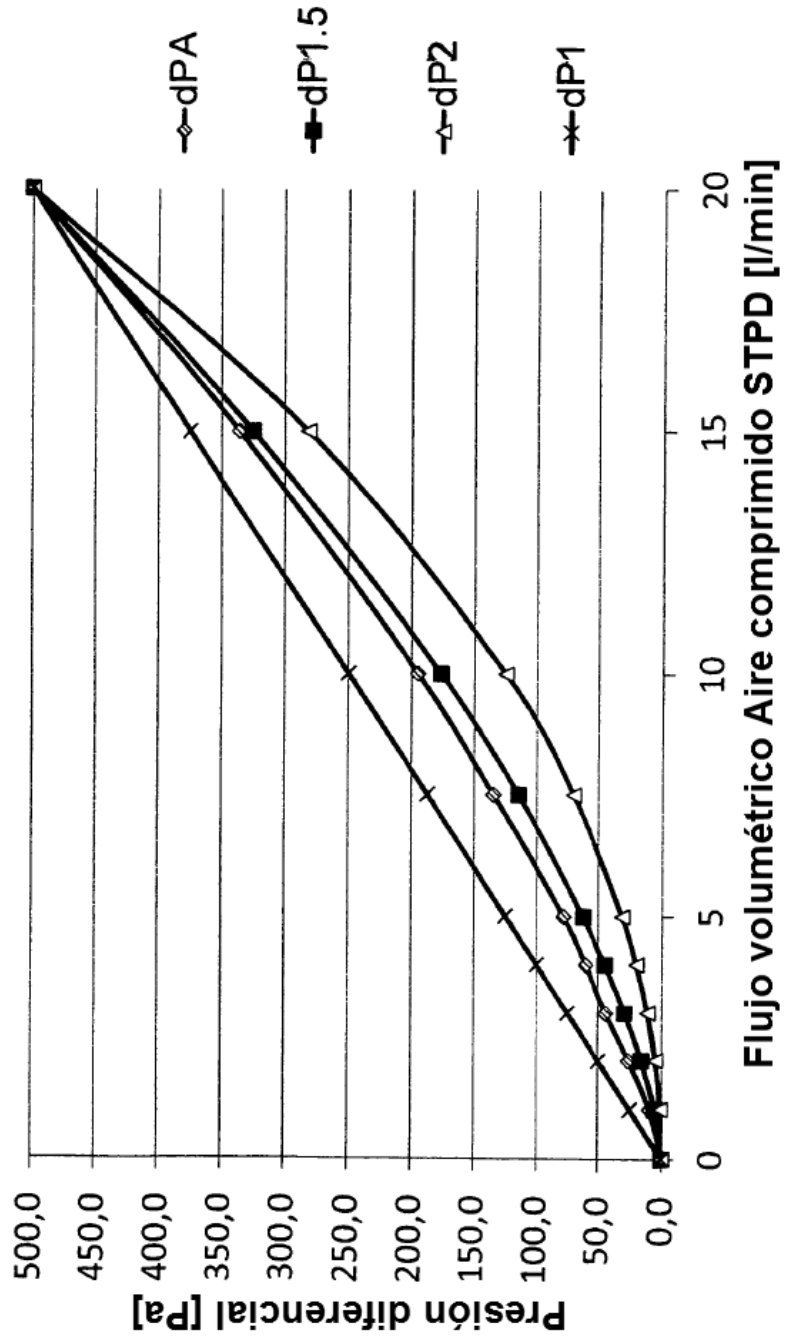


FIG. 5