

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 743 025**

51 Int. Cl.:

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/087 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.09.2016 PCT/EP2016/072559**

87 Fecha y número de publicación internacional: **30.03.2017 WO17050908**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.09.2016 E 16775584 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.04.2019 EP 3352665**

54 Título: **Dispositivo y método de vigilancia de una oxigenoterapia**

30 Prioridad:

22.09.2015 EP 15306473

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

18.02.2020

73 Titular/es:

**SRETT (SAS) (100.0%)
305 Avenue le Jour Se Lève
92100 Boulogne Billancourt , FR**

72 Inventor/es:

**SALAMITOU, PHILIPPE y
LE, XUAN LOC**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 743 025 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 y método de vigilancia de una oxigenoterapia

5 Campo de la invención

Un aspecto de la invención se refiere a un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia se puede utilizar en, por ejemplo, la oxigenoterapia a largo plazo y la oxigenoterapia ambulatoria. Otros aspectos de la invención se refieren a un sistema de vigilancia de una oxigenoterapia y a un método no terapéutico para vigilar una oxigenoterapia aplicada a una persona.

Antecedentes de la invención

La revista "Thorax", junio de 2015, Volumen 70, Suplemento 1, presenta las pautas de BTS para el uso de oxígeno en el hogar en adultos, BTS es un acrónimo de "British Thoracic Society" (Sociedad Británica del Tórax). La oxigenoterapia a largo plazo (LTOT por sus siglas en inglés) se puede definir como el oxígeno utilizado durante al menos 15 horas por día en pacientes con hipoxemia crónica. Una recomendación indica que se debe pedir LTOT por un mínimo de 15 horas por día, y hasta 24 horas por día puede ser adicionalmente beneficioso.

Se discuten los caudales en LTOT. Un caudal basado en una medida única de oxigenación en reposo puede no garantizar necesariamente una oxigenación adecuada durante las actividades diarias en las que los requisitos de oxígeno pueden fluctuar. La adaptación individual de los caudales para satisfacer las necesidades de los pacientes durante el ejercicio, el descanso y el sueño pueden reducir el caudal medio de oxígeno de 2,5 a 1,2 l/min, mientras que el porcentaje de tiempo en que SpO₂ estuvo dentro del intervalo objetivo aumentó del 24,8 % al 52,8 % (p = 0,001), el documento US 2006/100537 A1 divulga un espirómetro que tiene una cámara de oscilación.

Sumario de la invención

Existe la necesidad de una técnica no terapéutica que permita vigilar una oxigenoterapia, que se aplica a una persona.

Para atender mejor esta necesidad, de conformidad con otro aspecto de la invención, se proporciona un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia como se define en la reivindicación 1, que se adjunta a la descripción. Este dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia permite una medición del caudal relativamente precisa con un consumo de energía relativamente bajo. Además, el dispositivo puede ser relativamente pequeño, ligero, y, por lo tanto, portátil.

Otro aspecto de la invención se refiere a un sistema de vigilancia de una oxigenoterapia que comprende un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia como se define en la reivindicación 1, y una estación adaptada para recopilar datos medidos del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia. Otro aspecto más de la invención se refiere a un método no terapéutico para vigilar una oxigenoterapia aplicada a una persona, comprendiendo el método no terapéutico una etapa de recopilación de datos medidos de un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia como se define en la reivindicación 1.

Otro aspecto más de la invención se refiere a un método no terapéutico en el que se mide el caudal de un flujo de gas desde una fuente a una interfaz de respiración para una persona, así como una sobrepresión en el flujo de gas en la interfaz de respiración, en donde la sobrepresión se divide por el caudal del flujo de gas para obtener un valor de resistencia, y donde una característica de respiración se determina en base a una secuencia de valores de resistencia sucesivos que se han obtenido. Cabe señalar que este método no terapéutico no requiere necesariamente un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia como se define en la reivindicación 1.

Otro aspecto más de la invención se refiere a un producto de programa informático que comprende un conjunto de instrucciones que permite a un procesador, que es capaz de ejecutar el conjunto de instrucciones, llevar a cabo el método no terapéutico definido en el párrafo anterior.

Una realización preferida de la invención puede comprender una o más características adicionales definidas en las reivindicaciones dependientes, que se adjuntan a la descripción.

Para fines ilustrativos, una descripción detallada de algunas realizaciones de la invención se presenta con referencia a los dibujos adjuntos.

60 Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques de un sistema de vigilancia de una oxigenoterapia.

La figura 2 es una vista en perspectiva esquemática de un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia que forma parte del sistema de vigilancia de una oxigenoterapia.

La figura 3 es una vista en perspectiva esquemática de un módulo de paso de flujo de gas que forma parte del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia.

La figura 4 es otra vista en perspectiva esquemática del módulo de paso de flujo de gas, por lo que se ha omitido una pared superior de modo que sea visible una estructura interior.

La figura 5 es una vista lateral esquemática del módulo de paso de flujo de gas en el que se indica una línea de corte A-A (longitudinal).

5 La figura 6 es una vista en sección (transversal) esquemática del módulo de paso de flujo de gas a lo largo de la línea de corte A-A indicada en la figura 5.

La figura 7 es una vista en sección esquemática en perspectiva del módulo de paso de flujo de gas a lo largo de la línea de corte A-A indicada en la figura 5.

10 La figura 8 es una vista desde arriba esquemática del módulo de paso de flujo de gas en el que se indica una línea de corte (longitudinal) B-B y una línea de corte (transversal) C-C.

La figura 9 es una vista en sección esquemática del módulo de paso de flujo de gas a lo largo de la línea de corte B-B indicada en la figura 8. La figura 10 es una vista en sección esquemática en perspectiva del módulo de paso del flujo de gas a lo largo de la línea de corte B-B indicada en la figura 8.

15 La figura 11 es una vista en sección esquemática del módulo de paso de flujo de gas a lo largo de la línea de corte C-C indicada en la figura 8.

La figura 12 es una ampliación de una parte de la vista en sección esquemática en la figura 11, parte que comprende un conducto en el módulo de paso de flujo de gas.

La figura 13 es un diagrama de bloques de una disposición de medición, que forma parte del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia.

20 La figura 14 es un diagrama de flujo de un método no terapéutico (1400) para vigilar una oxigenoterapia aplicada a una persona.

La figura 15 es una vista en perspectiva esquemática en despiece de un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia alternativo.

25 Descripción detallada

La figura 1 ilustra esquemáticamente un sistema para vigilar una oxigenoterapia que se aplica a una persona 101. El sistema 100 está representado en un diagrama de bloques. El sistema 100 puede ser utilizado, por ejemplo, en un método de oxigenoterapia, o un método de oxigenoterapia ambulatorio que se aplica a una persona 101, quien también está representada en la figura 1.

30 El sistema 100 comprende una fuente de gas 102, varios tubos 103, 104, un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 y una interfaz de respiración 106 para la persona 101 que puede recibir gas respirable a través del sistema 100. La fuente de gas 102 puede estar en forma de, por ejemplo, un cilindro de gas o un concentrador de oxígeno. La interfaz de respiración 106 puede tener la forma de, por ejemplo, una máscara de respiración o una cánula nasal. La interfaz de respiración 106 se denominará en lo sucesivo "máscara 106" por razones de conveniencia y concisión.

40 El sistema 100 puede comprender además una estación 107 in situ para recoger datos del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105, o para transferir estos datos a una entidad de recopilación de datos remota, o ambos. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 y la estación 107 in situ pueden comprender cada uno una interfaz de comunicación inalámbrica de modo que se pueda establecer una comunicación de datos inalámbrica entre estas entidades. Los datos del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 se pueden almacenar localmente, in situ, o pueden enviarse a una entidad de recopilación de datos remota, o ambas cosas.

45 El sistema 100 funciona básicamente de la siguiente manera. La fuente de gas 102 proporciona un flujo de gas respirable, que puede ser relativamente rico en oxígeno. El flujo de gas pasa a través de un tubo 103, el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 y otro tubo 104 y alcanza la máscara 106. La persona 101 recibe el flujo de gas a través de la máscara 106 y, por lo tanto, puede respirar el gas respirable que se origina a partir de la fuente de gas 102. El flujo de gas puede tener un caudal en un intervalo entre, por ejemplo, 0,5 litros por minuto (l/min) y 10 l/min. Este es un intervalo de flujo típico para la oxigenoterapia.

50 La fuente de gas 102 se puede configurar para proporcionar el flujo de gas a un caudal objetivo específico, que puede ser prescrito por un médico. Sin embargo, en la práctica, el flujo de gas puede tener un caudal que se desvía en cierta medida del caudal objetivo específico. Esta desviación puede ser estática, dinámica o ambas. Por ejemplo, la desviación puede, al menos parcialmente, tener la forma de una oscilación causada por un bucle de control de caudal asociado o comprendido en, la fuente de gas 102.

60 El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 mide la presión del flujo de gas que se aplica a la persona 101. Además, el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 mide el caudal del flujo de gas, que puede desviarse del flujo objetivo específico como se ha explicado anteriormente en el presente documento. Se pueden usar estas cantidades físicas medidas del flujo de gas, la presión y el caudal, por ejemplo, para vigilar si un tratamiento prescrito se aplica de manera efectiva y correcta por el sistema 100, o no. Además, las cantidades físicas medidas se pueden usar para determinar una característica de respiración de la persona 101. En consecuencia, el sistema 100 puede proporcionar información del estado de salud con respecto a la persona 101 que respira a través del sistema 100, al menos parcialmente.

La figura 2 ilustra esquemáticamente el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105. La figura 2 proporciona una vista en perspectiva esquemática del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 comprende un módulo de paso de flujo de gas 201 y una disposición de medición 202, que puede implementarse en una placa de circuito impreso 203, como se ilustra en la figura 2. Una membrana 204 acústicamente transparente puede estar dispuesta entre una pared superior del módulo de paso de flujo de gas 201 y la placa de circuito impreso 203.

El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 puede comprender además una carcasa y una batería. La batería puede estar comprendida en la carcasa junto con las otras partes mencionadas anteriormente del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105. La carcasa y la batería no se muestran en la figura 2 por razones de conveniencia y simplicidad. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 puede ser portátil y de baja potencia, no requiere acoplamiento a una fuente de energía eléctrica externa para funcionar.

La disposición de medición 202 comprende un par de transductores acústicos 205, 206 y un sensor de presión 207, que están montados en la placa de circuito impreso 203. Uno de los transductores acústicos 205 se denominará primer transductor acústico 205 más adelante, y el otro transductor acústico 206 se denominará segundo transductor acústico 206 por razones de conveniencia y claridad.

El primer transductor acústico 205 puede tener la forma de un micrófono MEMS, que consume relativamente poca energía y tiene características de transductor favorables, en particular en términos de sensibilidad y velocidad. Por ejemplo, un micrófono MEMS puede funcionar a una tensión de alimentación de 3,0 V, consumiendo solo 10 a 20 μ A, mientras se transducen señales acústicas en un intervalo de frecuencia comprendido entre 50 Hz y 20 kHz con una sensibilidad relativamente alta. El segundo transductor acústico también puede tener la forma de un micrófono MEMS. El sensor de presión 207 también puede ser un sensor de tipo MEMS, que proporciona una salida digital y que puede comunicarse con un microprocesador utilizando el protocolo I2C.

El módulo de paso de flujo de gas 201 comprende un conector de entrada 208 y un conector de salida 209 en lados opuestos de un cuerpo principal 210. Estos conectores 208, 209 están adaptados preferiblemente para acoplarse con tubos estándar utilizados en oxigenoterapia, que pueden tener un diámetro de aproximadamente 6 mm. Haciendo referencia a la figura 1, el conector de entrada 208 se engancha con el tubo 103 que acopla el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 a la fuente de gas 102. El conector de salida 209 se engancha con el otro tubo 104 que acopla el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 a la máscara 106. En consecuencia, el módulo de paso de flujo de gas 201 define una trayectoria de flujo de gas que pasa el flujo de gas desde la fuente de gas 102 a la máscara 106 que lleva la persona 101 ilustrada en la figura 1.

El conector de entrada 208 está dispuesto preferentemente para establecer de manera relativamente fácil una conexión sellada con un tubo y luego sostener el tubo con la suficiente firmeza para evitar una desconexión accidental. Para tal fin, el conector de entrada 208 puede comprender un extremo frontal que tiene una superficie exterior acanalada formada por una serie de secciones cónicas, por lo que dicha sección tiene un diámetro exterior que aumenta en una dirección hacia el cuerpo principal 210 del módulo de paso de flujo de gas 201. El conector de entrada 208 puede comprender además un elemento de tope que define una posición final para un tubo que se engancha con el conector. El conector de salida 209 puede estar dispuesto de manera similar, de forma simétrica. Los detalles antes mencionados del conector de entrada 208 y el conector de salida 209 no se muestran en la figura 2 por razones de conveniencia y simplicidad.

Las figuras 3 y 4 ilustran esquemáticamente el módulo de paso de flujo de gas 201. La figura 3 proporciona una vista en perspectiva esquemática del módulo de paso de flujo de gas 201. En la figura 3, la pared superior del módulo de paso de flujo de gas 201 es visible y se indica con el número de referencia 301. La figura 4 proporciona otra vista en perspectiva esquemática del módulo de paso de flujo de gas 201, por lo que se ha omitido la pared superior 301 para que sea visible una estructura interior.

La figura 4 muestra que el módulo de paso de flujo de gas 201 comprende varias secciones sucesivas desde el conector de entrada 208 al conector de salida 209. Estas secciones incluyen un acondicionador de flujo 401, una boquilla 402 y una cámara de oscilación 403. La cámara de oscilación 403 tiene una sección de inducción de vórtice 404 y una sección de salida 405. La cámara de oscilación 403 tiene un volumen inferior a 1000 mm³. El volumen de la cámara de oscilación 403 está relacionado con la medición del caudal. Esto será discutido en mayor detalle más adelante.

La figura 3 muestra que la pared superior 301 del módulo de paso de flujo de gas 201 comprende varios orificios 302, 303, 304. Estos orificios 302, 303, 304 pueden considerarse tomas de presión y en lo sucesivo se denominarán tomas de presión por razones de conveniencia e ilustración. Una primera toma de presión 302 se extiende desde un lado exterior de la pared superior 301 hasta una primera ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403. Una segunda toma de presión 303 se extiende desde el lado exterior hasta una segunda ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403. Una tercera toma de presión 304 adicional se extiende desde el lado exterior hacia la sección de salida 405 de la cámara de oscilación 403. La tercera toma de

presión 304 puede ubicarse centralmente en un eje de simetría longitudinal del módulo de paso de flujo de gas 201. La primera y segunda tomas de presión 302, 303 pueden estar ubicadas simétricamente con respecto a este eje de simetría longitudinal.

5 La placa de circuito impreso 203 también comprende varios orificios que están alineados con las tomas de presión 302, 303, 304 en el módulo de paso de flujo de gas 201. Estas perforaciones no son visibles en los dibujos, pero se describirán a continuación. Un primer orificio en la placa de circuito impreso 203 está ubicado debajo del primer transductor acústico 205 mostrado en la figura 2. Este orificio está alineado con la primera toma de presión 302 que se muestra en la figura 3. En consecuencia, el primer orificio proporciona una comunicación de presión entre la primera
10 ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403 y el primer transductor acústico 205. Un segundo orificio en la placa de circuito impreso 203 está ubicado debajo del segundo transductor acústico 206 mostrado en la figura 2. Este orificio está alineado con la segunda toma de presión 303 mostrada en la figura 3. En consecuencia, el segundo orificio proporciona una comunicación de presión entre la segunda ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403 y el segundo transductor acústico 206. Un tercer orificio
15 en la placa de circuito impreso 203 está ubicado debajo del sensor de presión 207 que se muestra en la figura 2. Este orificio está alineado con la tercera toma de presión 304 que se muestra en la figura 3. En consecuencia, el tercer orificio proporciona una comunicación de presión entre la tercera ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403 y el sensor de presión 207.

20 Las figuras 5, 6, y 7 ilustran esquemáticamente el módulo de paso de flujo de gas 201. La figura 5 proporciona una vista lateral esquemática del módulo de paso de flujo de gas 201. En la figura 5, se indica una línea de corte (longitudinal) A-A. La figura 6 proporciona una vista en sección (transversal) esquemática a lo largo de la línea de corte A-A indicada en la figura 5. La figura 7 proporciona una vista en sección esquemática en perspectiva a lo largo de la línea de corte A-A indicada en la figura 5.

25 El acondicionador de flujo 401 comprende un elemento de forma triangular 601 en una cavidad de forma triangular 602. En la vista en sección de la figura 6, el elemento de forma triangular 601 constituye un triángulo isósceles obtuso. Un lado más grande de este triángulo mira hacia el conector de entrada 208. La cavidad de forma triangular 602 tiene dos ángulos agudos redondeados. Estos ángulos pueden tener cada uno un radio de curvatura comprendido entre,
30 por ejemplo, 1 y 2 mm, 1,5 mm siendo un valor adecuado. El elemento de forma triangular 601 también puede tener dos ángulos agudos redondeados, aunque las figuras 6 y 7 muestran ángulos agudos por razones de conveniencia y simplicidad. Los dos ángulos agudos redondeados del elemento de forma triangular 601 pueden tener cada uno un radio de curvatura comprendido entre, por ejemplo, 0,1 y 0,3 mm, 0,2 mm siendo un valor adecuado. El radio de curvatura de un ángulo agudo redondeado de la cavidad de forma triangular 602 puede tener un origen que está
35 alineado con el origen del radio de curvatura del ángulo agudo redondeado del elemento de forma triangular 601 que enfrenta el ángulo agudo redondeado de la cavidad de forma triangular 602. De esta manera, los mencionados ángulos agudos redondeados definen un paso de sección constante.

40 La boquilla 402 puede tener un perfil ligeramente convergente. El ángulo de convergencia puede estar comprendido entre, por ejemplo, 1° y 2°, 1,45° siendo un valor adecuado. La boquilla 402 puede tener una punta con forma de ranura que termina en la cámara de oscilación 403. Un extremo de entrada de esta punta puede tener una anchura comprendida entre, por ejemplo, 0,6 y 1,2 mm, 0,9 mm siendo un valor adecuado. Un extremo de salida de esta punta, en la cámara de oscilación 403, puede tener una anchura comprendida entre, por ejemplo, 0,4 y 1,0 mm, 0,7 mm
45 siendo un valor adecuado. La punta puede tener un ángulo de convergencia comprendido entre, por ejemplo, 38 y 45°, 41,5° siendo un valor adecuado.

La cámara de oscilación 403 comprende un elemento de obstáculo de flujo de gas 603. Este elemento define una cavidad orientada hacia la boquilla 402 a través de la cual el flujo de gas entra en la cámara de oscilación 403. El elemento de obstáculo de flujo de gas 603 tiene una forma semicircular, es decir, una forma de medio círculo. El
50 elemento de obstáculo de flujo de gas 603 puede tener un lado interno semicircular que tiene un radio de curvatura comprendido entre, por ejemplo, 1,0 y 2,2 mm, 1,6 mm siendo un valor adecuado. Un lado exterior semicircular puede tener un radio de curvatura comprendido entre, por ejemplo, 2,4 y 4,0 mm, 3,2 mm siendo un valor adecuado.

La sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403 puede tener forma de riñón como se ilustra en,
55 por ejemplo, las figuras 6 y 7. Es decir, la cámara de oscilación 403 puede comprender una cavidad en forma de riñón en la que está presente el elemento de obstáculo 603 de flujo de gas. Al menos una parte de esta cavidad está delimitada por muros curvos, que puede tener un radio de curvatura comprendido entre, por ejemplo, 2 y 3,5 mm, 2,75 mm siendo un valor adecuado. La sección de salida 405 de la cámara de oscilación 403 puede tener una forma de embudo convergente como se ilustra en, por ejemplo, las figuras 6 y 7. La sección de salida 405 puede tener un
60 ángulo convergente comprendido entre, por ejemplo, 20° y 30°, 25° siendo un valor adecuado.

Se puede considerar que la cámara de oscilación 403 tiene una configuración cerrada. Las cámaras de oscilación que tienen una configuración abierta típicamente no comprenden un elemento comparable con el elemento de obstáculo 603 de flujo de gas mostrado en las figuras 6 y 7.

65 Las figuras 8 a 11 ilustran esquemáticamente el módulo de paso 201 de flujo de gas. La figura 8 proporciona una vista

superior esquemática del módulo de paso 201 de flujo de gas. En la figura 8, se indica una línea de corte (longitudinal) B-B y una línea de corte (transversal) C-C. La línea de corte B-B se corresponde con el eje de simetría longitudinal mencionado anteriormente. La tercera toma de presión 304 se encuentra en este eje. La primera y segunda tomas de presión 302, 303 están ubicadas en la línea de corte C-C y simétricamente con respecto a la línea de corte B-B. La línea de corte C-C puede ser perpendicular a la línea de corte B-B.

La figura 9 proporciona una vista en sección esquemática del módulo de paso de flujo de gas 201 a lo largo de la línea de corte B-B indicada en la figura 8. La figura 10 proporciona una vista en sección esquemática en perspectiva del módulo de paso de flujo de gas 201 a lo largo de la línea de corte B-B indicada en la figura 8. La figura 11 proporciona una vista en sección esquemática del módulo de paso de flujo de gas 201 a lo largo de la línea de corte C-C indicada en la figura 8. En la figura 11, un círculo indica una porción del módulo de paso de flujo de gas 201 que comprende un conducto. La figura 12 proporciona una ampliación de esta parte indicada en la figura 11.

Las figuras 11 y 12 ilustran la primera y segunda tomas de presión 302, 303 con mayor detalle. La primera toma de presión 302 comprende básicamente dos secciones: una sección cónica 1101 y una sección de diámetro constante 1102. La sección cónica 1101 se extiende desde un lado interior de la pared superior 301 del módulo de paso de flujo de gas 201 hasta la sección de diámetro constante 1102. La sección de diámetro constante 1102 se extiende desde la sección cónica 1101 hasta el lado exterior de la pared superior 301 del módulo de paso de flujo de gas 201. La segunda llave de presión 303 es similar a la primera llave de presión 302: la segunda llave de presión 303 también comprende una sección cónica 1103 y una sección de diámetro constante 1104.

La figura 13 ilustra esquemáticamente la disposición de medición 202, que se representa en un diagrama de bloques. La disposición de medición 202 comprende varios elementos además de los transductores acústicos 205, 206 y el sensor de presión 207 ya mostrado en la figura 2 y discutido anteriormente en el presente documento. Estos elementos incluyen un sensor de presión ambiental 1301, un circuito diferencial 1302, un circuito de acondicionamiento de señal 1303, un circuito de medición de frecuencia 1304, un procesador 1305, un circuito de memoria 1306, y una interfaz de comunicación 1307. Como se mencionó anteriormente en el presente documento, estos elementos pueden recibir energía eléctrica, que se requiere para su funcionamiento, de una batería que puede estar incluida en el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105.

El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 ilustrado en la figura 2, que incluye el módulo de paso de flujo de gas 201 ilustrado en las figuras 3 a 12, funciona básicamente de la siguiente manera. Haciendo referencia a la figura 1, el módulo de paso de flujo de gas 201 recibe el flujo de gas de la fuente de gas 102. Haciendo referencia a las figuras 3 a 5, el flujo de gas entra en el acondicionador de flujo 401 a través del conector de entrada 208. El acondicionador de flujo 401 crea un perfil de flujo de aire relativamente estable sin causar una pérdida de presión significativa. El flujo de gas que entra a través del conector de entrada 208 tendrá típicamente un perfil de velocidad no uniforme. El perfil de velocidad tendrá típicamente una forma parabólica, lo que favorece la inestabilidad del flujo. El acondicionador de flujo 401 reduce esta disparidad en la velocidad y estabiliza el flujo de gas. En efecto, el flujo de gas golpea el lado más grande del elemento con forma triangular 601 que se muestra claramente en las figuras 6 y 7 y luego se divide en dos flujos equivalentes, por lo que cada flujo se acelera de una manera constante. Los dos flujos se unen en el ángulo obtuso del elemento 601 de forma triangular. En este punto, el flujo de gas tiene un perfil de velocidad sustancialmente uniforme, esencialmente plano, lo que hace que el flujo de gas sea estable.

La boquilla 402 acelera el flujo de gas que sale del acondicionador de flujo 401. Esta versión acelerada del flujo de gas constituye un chorro que está sustancialmente libre de vórtices. La boquilla 402 inyecta este chorro en la cámara de oscilación 403.

La cámara de oscilación 403 induce una oscilación en el flujo de gas que entra en la cámara de oscilación 403 como un chorro. Esta oscilación es inducida por un fenómeno físico que comúnmente se conoce como el efecto Coanda. Se forman dos vórtices, un vórtice en un lado del chorro que entra en la cámara de oscilación 403, El otro vórtice en otro lado del chorro. Los dos vórtices están en rotación contraria entre sí: uno gira en el sentido de las agujas del reloj; el otro vórtice gira hacia la izquierda. Cada vórtice es alternativamente fuerte y débil, por lo que los vórtices están en fase de oposición entre sí. Estos vórtices variables desfasados interactúan con el chorro. Esto hace que el chorro oscile. La oscilación tiene una frecuencia, o período, que varía en función del caudal del flujo de gas.

En la cámara de oscilación 403 descrita anteriormente, los dos vórtices son constantes en tamaño, independientemente del caudal. Esta es una característica ventajosa, lo que permite una relación sustancialmente lineal entre el caudal y la frecuencia a la que oscila el chorro. Tal relación lineal facilita el procesamiento en la disposición de medición 202 y, además, contribuye a la precisión, fiabilidad en la medición de una característica de la respiración y, por lo tanto, en la vigilancia de la oxigenoterapia que se aplica a la persona 101, como se ilustra en la figura 1.

La oscilación en el flujo de gas, que es el chorro en la cámara de oscilación 403, provoca variaciones de presión local dentro de la cámara de oscilación 403. Estas variaciones de presión local son, por lo tanto, representativas de la oscilación en el flujo de gas. Por ejemplo, las variaciones de presión local tienen la misma frecuencia que la que oscila el chorro.

En consecuencia, se producirán variaciones de presión local en la primera ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403 a la que se extiende la primera toma de presión 302. Las variaciones de presión local también ocurrirán en la segunda ubicación a la que se extiende la segunda toma de presión 303. Estas respectivas variaciones de presión están en fase de oposición. Esto es, al menos parcialmente, debido a que la primera y la segunda tomas de presión 302, 303 están situadas simétricamente con respecto al eje de simetría longitudinal.

Además, la primera y la segunda tomas de presión 302, 303 se ubican preferentemente de manera que los dos vórtices sigan un patrón regular a lo largo del tiempo. Las simulaciones de CFD pueden ayudar a determinar las ubicaciones apropiadas para la primera y la segunda tomas de presión 302, 303, determinando así la primera y la segunda ubicación en la sección de inducción de vórtice 404 de la cámara de oscilación 403. CFD es un acrónimo de "Computational Fluid Dynamics" (Dinámica de fluidos computacional).

El flujo de gas sale de la cámara de oscilación 403 a través de su sección de salida 405. El flujo de gas pasa entonces a través del conector de salida 209 del módulo de paso de flujo de gas 201.

La disposición de medición 202 puede determinar el caudal en función de la oscilación que se induce en el flujo de gas, que se refleja en las variaciones de presión local antes mencionadas. Básicamente, un período de oscilación implica un paso de un volumen de gas a través de la cámara de oscilación 403. Este volumen de gas pasante se designará como "volumen digital" en lo sucesivo. El volumen digital está relacionado con el volumen de la cámara de oscilación 403, ambos tienen el mismo orden de magnitud. El caudal se puede determinar dividiendo el volumen digital por el período de oscilación. El período de oscilación se puede determinar por medio de una medición de frecuencia que se extiende a lo largo de un cierto intervalo de tiempo. El período de oscilación es la inversa de la frecuencia que se mide.

Más detalladamente, el primer transductor acústico 205 de la disposición de medición 202 mide las variaciones de presión local que se producen en la primera ubicación de la cámara de oscilación 403. Esto se debe a que la primera toma de presión 302 y el primer orificio en la placa de circuito impreso 203 constituyen conjuntamente un conducto, que transfiere estas variaciones de presión local al primer transductor acústico 205. En este conducto, la sección cónica de la primera toma de presión 302 proporciona una transformación de impedancia acústica. Esta transformación de impedancia acústica puede contribuir a la sensibilidad y precisión en la medición de las variaciones de presión local que se producen en la primera ubicación.

De manera similar, el segundo transductor acústico 206 mide las variaciones de presión local que ocurren en la segunda ubicación de la cámara de oscilación 403. La segunda toma de presión 303 y el segundo orificio en la placa de circuito impreso 203 constituyen conjuntamente un conducto adicional, que transfiere estas variaciones de presión local al segundo transductor acústico 206. En este conducto, la sección cónica de la segunda toma de presión 303 proporciona una transformación de impedancia acústica, lo que puede contribuir a la sensibilidad y precisión como se mencionó anteriormente.

El primer y segundo transductores acústicos 205, 206 proporcionan señales de salida respectivas que son representativas de las variaciones de presión respectivas en la primera y segunda ubicaciones, respectivamente, en la cámara de oscilación 403. Dado que estas respectivas variaciones de presión están en fase de oposición, las respectivas señales de salida del primer y el segundo transductores acústicos 205, 206 también están en fase de oposición.

El primer y el segundo transductores acústicos 205, 206 pueden ser relativamente sensibles, de modo que las variaciones de presión en la primera y la segunda ubicaciones, respectivamente, causan saturación dentro de estos sensores. Es decir, las variaciones de presión provocan que las señales de salida respectivas del primer y el segundo transductores acústicos 205, 206 alcancen los valores máximo y mínimo. En este caso, las respectivas señales de salida de estos sensores son de naturaleza digital, lo que puede facilitar su procesamiento. Cabe señalar que el uso de sensores acústicos para medir las variaciones de presión, en lugar del sensor de presión convencional 207s, permite determinar el caudal a una velocidad de muestreo relativamente alta y con una precisión relativamente alta.

El circuito diferencial 1302 proporciona una señal de salida que representa una diferencia entre las señales de salida respectivas del primer y el segundo transductores acústicos 205, 206. En consecuencia, la señal de salida del circuito diferencial 1302 es representativa de un diferencial entre las variaciones de presión respectivas que ocurren en la primera y la segunda ubicaciones en la cámara de oscilación 403. Tal medida diferencial permite la supresión del ruido de modo común, lo que contribuye a la sensibilidad y fiabilidad de la medición. Este esquema de medición también es relativamente robusto: es posible determinar el caudal incluso en el caso de que falte uno de los dos vórtices y, por consiguiente, las variaciones de presión se producen en una de las dos ubicaciones solamente.

El circuito de acondicionamiento de señal 1303 puede aplicar un filtrado de paso bajo a la señal de salida del circuito diferencial 1302, así como un filtrado de paso alto. El filtrado de paso bajo puede suprimir el ruido de baja frecuencia debido a, por ejemplo, deriva de presión. El filtrado de paso alto puede suprimir el ruido de alta frecuencia debido a, por ejemplo, turbulencias de presión y ruidos acústicos exteriores. El circuito de acondicionamiento de señal 1303

puede amplificar aún más la señal de salida del circuito diferencial 1302, o una versión filtrada del mismo. El circuito de acondicionamiento de señal 1303 proporciona una versión procesada de la señal de salida del circuito diferencial 1302. Esta señal de salida comprende pulsos que se producen a una frecuencia correspondiente a la frecuencia a la que oscila el flujo de gas. De hecho, un pulso se corresponde con un período de oscilación en el flujo de gas.

5 El circuito de medición de frecuencia 1304 mide la frecuencia de los pulsos en la señal de salida del circuito de acondicionamiento de señal 1303. El circuito de medición de frecuencia 1304 mide así la frecuencia a la que oscila el flujo de gas. Para tal fin, el circuito de medición de frecuencia 1304 puede contar una cantidad de pulsos que ocurren durante un intervalo de tiempo de medición. El número de pulsos que se han contado es indicativo de una frecuencia promedio a la que el flujo de gas oscila durante el intervalo de tiempo de medición correspondiente. No obstante, la frecuencia media que se mide realmente se considerará como una frecuencia instantánea, que se aplica a un instante posicionado particularmente en el intervalo de tiempo de medición. Esto es por razones de conveniencia y simplicidad.

15 El circuito de medición de frecuencia 1304 puede realizar repetitivamente una medición de frecuencia instantánea como se describe anteriormente a una velocidad, a la que nos referiremos como velocidad de muestreo en lo sucesivo. En consecuencia, El circuito de medición de frecuencia 1304 puede proporcionar valores de recuento de frecuencia sucesivos en la velocidad de muestreo. Un valor de recuento de frecuencia que tiene un número de secuencia n , n siendo un número entero, representa la frecuencia instantánea a la que el flujo de gas oscila en un instante t_n , que está comprendido en el intervalo de tiempo de medición correspondiente.

20 El procesador 1305 puede convertir un valor de recuento de frecuencia en un valor de medición de caudal. Para tal fin, el procesador 1305 puede multiplicar el valor de recuento de frecuencia por un factor de conversión. El factor de conversión se puede determinar a partir del volumen digital y la duración del intervalo de tiempo de medición. Una unidad en el valor de recuento representa una cantidad de gas correspondiente con el volumen digital. Por consiguiente, si el valor de recuento de frecuencia es N , N siendo un número entero, esto implica que N veces el volumen digital ha fluído a través del módulo de paso de gas durante el intervalo de tiempo de medición. Por lo tanto, el factor de conversión se puede calcular como siendo igual al volumen digital dividido por el intervalo de tiempo de medición. El factor de conversión también se puede determinar mediante calibración. Por ejemplo, se puede pasar un flujo de gas a través del módulo de paso de gas a varios caudales predefinidos diferentes conocidos. Esto producirá valores de recuento de frecuencia diferentes respectivos a partir de los cuales se puede determinar el factor de conversión.

35 En consecuencia, el procesador 1305 calcula velocidades de flujo instantáneas sucesivas a partir de los valores de recuento de frecuencia sucesivos, que proporciona el circuito de medición de frecuencia 1304. Un caudal instantáneo que tiene el número de secuencia n se calcula a partir del valor de recuento de frecuencia que tiene el mismo número de secuencia. Este caudal instantáneo se aplica al instante t_n , que está comprendido en el intervalo de tiempo de medición para el cual se obtuvo este recuento de frecuencia.

40 El sensor de presión 207 puede medir una presión del flujo de gas en la sección de salida 405 de la cámara de oscilación 403. El sensor de presión 207 puede realizar esta medición de presión repetitivamente a la velocidad de muestreo mencionada anteriormente. En consecuencia, el sensor de presión 207 puede proporcionar valores de presión instantáneos sucesivos a la velocidad de muestreo. El procesador 1305 puede recibir estos valores de presión instantáneos sucesivos. Un valor de presión instantáneo indica una presión del flujo de gas en la sección de salida 405 de la cámara de oscilación 403 en un instante en que se llevó a cabo la medición de presión en cuestión.

45 El sensor de presión ambiental 1301 puede medir una presión ambiental en un espacio donde funciona el sistema 100 ilustrado en la figura 1. De manera similar, el sensor de presión ambiental 1301 puede realizar repetidamente esta medición de presión ambiental a la velocidad de muestreo mencionada anteriormente. En consecuencia, el sensor de presión ambiental 1301 puede proporcionar valores de presión ambiental instantáneos sucesivos a la velocidad de muestreo. El procesador 1305 puede recibir estos valores de presión instantáneos sucesivos. Un valor instantáneo de presión ambiental indica una presión del aire ambiente en el espacio donde el sistema 100 funciona en un instante en el que se realizó la medición de la presión ambiental correspondiente.

50 El procesador 1305 puede obtener información de las velocidades de flujo instantáneas sucesivas que se han medido, así como a partir de los valores de presión instantáneos sucesivos y los valores de presión ambiente instantáneos sucesivos. Esto se describirá con mayor detalle a continuación. Los datos de medición mencionados anteriormente pueden ser almacenados, por lo menos temporalmente, en el circuito de memoria 1306 de la disposición de medición 202 ilustrada en la figura 13. Este almacenamiento puede ser para un análisis posterior, o archivo, o ambos. Los datos de medición pueden comunicarse a la estación 107 in situ ilustrada en la figura 1 a través de la interfaz de comunicación 1307 de la disposición de medición 202 ilustrada en la figura 13. Esto se aplica igualmente a los datos que el procesador 1305 puede obtener al procesar los datos de medición, como se describirá más adelante.

65 Las siguientes consideraciones subyacen a algunas características particulares del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 dentro del sistema 100 ilustrado en la figura 1. La velocidad de muestreo puede ser relativamente alta porque se puede desear detectar variaciones relativamente a corto plazo en el caudal del flujo de gas. Por ejemplo, un patrón de respiración que es relativamente rápido puede comprender 30 respiraciones por minuto, lo que

corresponde a una frecuencia de 0,5 Hz. Este patrón de respiración se puede medir satisfactoriamente si, por ejemplo, la velocidad de muestreo es 5, lo que implica que se realizan 5 mediciones de frecuencia instantáneas por segundo. Esto implica además que los intervalos de tiempo de medición sucesivos deben tener cada uno una longitud que no exceda de 0,2 segundos (200 ms).

5 El flujo de gas debe oscilar a una frecuencia relativamente alta para detectar variaciones relativamente pequeñas en el caudal del flujo de gas. Esto se debe a que hay un error de redondeo en un recuento de pulsos que lleva a cabo el circuito de medición de frecuencia 1304. Cuanto mayor es el número de pulsos que se cuentan durante un intervalo de tiempo de medición, menor es el error de redondeo. Por ejemplo, en el caso de que se cuenten 10 pulsos en una
10 medición de frecuencia instantánea, el error de redondeo puede alcanzar el 5 %. Esto también es una imprecisión en el caudal instantáneo que se mide en base a este recuento de pulsos. Cuanto mayor es la frecuencia a la que oscila el flujo de gas, mayor es el número de pulsos que se recuentan durante un intervalo de tiempo de medición y, por consiguiente, más pequeña es la imprecisión en el caudal instantáneo que se mide.

15 El siguiente es un ejemplo numérico que puede aplicarse al dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 dentro del sistema 100 ilustrado en la figura 2. La velocidad de muestreo es 5, como se mencionó anteriormente en el presente documento, de modo que un recuento de pulsos abarca un intervalo de tiempo de 0,2 segundos como máximo. Los caudales instantáneos deben medirse con una resolución de al menos un 5 %, lo que equivale a un 5 % de imprecisión. Esto implica un recuento de al menos 10 pulsos durante el intervalo de tiempo de 0,2 segundos. Dado que un pulso
20 se corresponde con un período de oscilación del flujo de gas en la cámara de oscilación 403, esto, a su vez, implica que el flujo de gas debe oscilar a una frecuencia de al menos 50 Hz. Este ejemplo numérico muestra que los sensores acústicos de la disposición de medición 202 pueden considerarse funcionalmente como micrófonos.

25 El volumen de la cámara de oscilación 403 es relativamente pequeño, de modo que el flujo de gas oscila a una frecuencia suficientemente alta dentro de un intervalo de caudal de interés. En este sistema 100 ilustrado en la figura 1, el intervalo del caudal de interés puede estar comprendido entre 0,5 l por minuto y 10 l por minuto. El flujo de gas oscila a una frecuencia más baja en un límite inferior del intervalo del caudal, que es 0,5 l por minuto en este ejemplo. Basado en el ejemplo numérico anterior, el flujo de gas debería oscilar a una frecuencia de al menos 50 Hz a este caudal de límite inferior. Como se explicó anteriormente, un período de oscilación implica una cantidad de gas que
30 pasa a través de la cámara de oscilación 403, el volumen digital, que se relaciona con el volumen de la cámara de oscilación 403. Una frecuencia de al menos 50 Hz, a un caudal de 0,5 l por minuto, implica que al menos 3000 veces el volumen digital no debe exceder de 0,5 l. Por consiguiente, suponiendo que el volumen digital sea exactamente igual al volumen de la cámara de oscilación 403 no debe exceder de 0,5 l dividido por 3000, división que es igual a 166 milímetros cúbicos (mm³).

35 Tal cámara de oscilación relativamente pequeña 403 puede introducir una pérdida de presión relativamente significativa. Por ejemplo, la cámara de oscilación 403 que tiene un volumen de aproximadamente 100 a 200 mm³ puede introducir una pérdida de presión tan alta como 1000 Pa a un caudal de 10 litros por minuto. Esta pérdida de presión relativamente alta puede ser aceptable en el sistema 100 ilustrado en la figura 1 si, por ejemplo, los requisitos son relativamente relajados con respecto a la presión que debe tener el flujo de gas en la máscara 106.
40

La [figura 14](#) ilustra esquemáticamente un método no terapéutico 1400 de vigilancia de una oxigenoterapia aplicada a una persona. El método 1400 se ilustra en un diagrama de flujo. El método 1400 comprende una serie de etapas, que el procesador 1305 en la disposición de medición 202 puede llevar a cabo en cooperación con otros elementos. El
45 diagrama de flujo puede considerarse como una representación de un programa de software que se ha instalado en el procesador 1305, u otro circuito asociado con el procesador 1305.

En una etapa de cálculo de sobrepresión 1401, el procesador 1305 calcula un valor de sobrepresión instantánea a partir de una diferencia entre un valor de presión instantánea y un valor de presión ambiental instantánea, que han proporcionado el sensor de presión 207 y el sensor de presión ambiente 1301, respectivamente. Los valores mencionados anteriormente se aplican al mismo instante y, por lo tanto, tienen el mismo número de secuencia. El valor de sobrepresión instantánea representa una sobrepresión en el instante en cuestión entre el flujo de gas que se aplica a la máscara 106 y la presión ambiental en el espacio donde funciona el sistema 100 ilustrado en la figura 1.
50

55 En una etapa 1402 de cálculo del caudal medio deslizante, el procesador 1305 calcula un promedio instantáneo del caudal del flujo de gas. El promedio instantáneo del caudal se aplica al mismo instante en que se aplica el valor de sobrepresión instantánea. El promedio instantáneo del caudal se obtiene mediante un promedio ponderado del caudal instantáneo en ese instante, un número k de caudales instantáneos anteriores y el mismo número k de caudales instantáneos subsiguientes, siendo k un número entero. Este cálculo del promedio ponderado se puede considerar como una operación de filtro de retardo cero sobre caudales instantáneos 2k+1 que se han medido. Esta operación de filtro suprime aún más el ruido que puede afectar a las mediciones de los caudales instantáneos.
60

65 En una etapa de cálculo de resistencia 1403, el procesador 1305 divide el valor de sobrepresión instantánea por el promedio instantáneo del caudal del flujo de gas. Estos valores se relacionan así con el mismo instante. Esta división produce un valor característico que puede considerarse que representa una "resistencia" a nivel de la máscara 106 ilustrada en la figura 1. En caso de que el flujo de gas que llega a la máscara 106 tenga una sobrepresión relativamente

alta, mientras que el caudal es relativamente bajo, existe una resistencia relativamente alta a nivel de la máscara 106. Por el contrario, en caso de que el flujo de gas que llega a la máscara 106 tenga una sobrepresión relativamente baja, mientras que el caudal es relativamente alto, existe una resistencia relativamente baja a nivel de la máscara 106. El valor característico que la división produce en esta etapa se denominará de aquí en adelante como valor de resistencia por razones de conveniencia y claridad. Un aspecto interesante del valor de resistencia es que las características de la fuente de gas 102 no afectan sustancialmente a este valor. Esta independencia en las características de la fuente de gas 102 contribuye a la facilidad de uso y fiabilidad.

El procesador 1305 puede llevar a cabo repetidamente la serie de etapas ilustradas en la figura 14, que se han descrito anteriormente en el presente documento. Al hacerlo, el procesador 1305 produce una secuencia de valores de resistencia sucesivos, por lo que un valor de resistencia se asocia con un instante particular. El procesador 1305 puede entonces determinar una característica de respiración en base a la secuencia de valores de resistencia sucesivos. Por ejemplo, el procesador 1305 puede determinar una frecuencia de respiración y variaciones en la frecuencia de respiración. En general, el procesador 1305 puede extraer información valiosa de la secuencia de valores de resistencia sucesivos, en particular, la información sobre la respiración de la persona 101 en el sistema 100 ilustrado en la figura 1. El procesador 1305 puede detectar adicionalmente anomalías en este sistema 100 en base a la secuencia de valores de resistencia sucesivos.

La figura 15 ilustra esquemáticamente un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 1500 alternativo. La figura 15 proporciona una vista en perspectiva esquemática y en despiece del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 1500 alternativo. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 1500 alternativo comprende un módulo de paso de flujo de gas 1501 alternativo, una membrana 1502 acústicamente transparente alternativa, y una disposición de medición 1503 alternativa, que puede implementarse en una placa de circuito impreso 1504 alternativa, como se ilustra en la figura 15. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 1500 alternativo se puede usar en el sistema 100 ilustrado en la figura 1, reemplazando el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 ilustrado en la figura 3 descrito en detalle en el presente documento. El dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 1500 alternativo también puede funcionar de una manera similar a aquella en la que funciona el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 ilustrado en la figura 3. Las diferencias son principalmente de carácter estructural.

El módulo de paso de flujo de gas 1501 alternativo tiene un lado superior abierto, mientras que el módulo de paso de flujo de gas 201 ilustrado en la figura 2 comprende una pared superior 301. La placa de circuito impreso 1504 alternativa reemplaza funcionalmente la pared superior 301. Es decir, la placa de circuito impreso 1504 alternativa sella el módulo de paso de flujo de gas 1501 alternativo, junto con la membrana 1502 acústicamente transparente alternativa, que se dispone entre las partes antes mencionadas. El módulo de paso de flujo de gas 1501 alternativo puede tener una estructura interna similar a la del módulo de paso de flujo de gas 201 ilustrado en la figura 3, que se ha descrito en detalle anteriormente. El módulo de paso de flujo de gas 1501 alternativo puede comprender así una cámara de oscilación 1505 que tiene una sección de inducción de vórtice 1506 y una sección de salida 1507.

La disposición de medición 1503 alternativa comprende un sensor de presión 1508 que está montado en un lado inferior de la placa de circuito impreso 1504 alternativa, en lugar de en la parte superior como en el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 ilustrado en la figura 2. La membrana 1502 acústicamente transparente alternativa comprende una abertura 1509 para el sensor de presión 1508. El sensor de presión 1508 puede por lo tanto extenderse al menos parcialmente en la sección de salida 1507 de la cámara de oscilación 1505. La disposición de medición 1503 alternativa comprende además un par de transductores acústicos 1510, 1511, que pueden montarse en la parte superior de la placa de circuito impreso 1504 alternativa. Este montaje puede ser similar al del par de transductores acústicos 205, 206 en la placa de circuito impreso 203 en el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 ilustrado en la figura 2.

La placa de circuito impreso 1504 alternativa comprende dos orificios 1512, 1513 asociados con el par de transductores acústicos 1510, 1511. Uno de los orificios 1512 proporciona comunicación de presión entre uno de los transductores acústicos 1510 y la cámara de oscilación 1505, más precisamente, una primera ubicación en la cámara de oscilación 1505. El otro orificio 1513 proporciona comunicación de presión entre el otro transductor acústico 1511 y la cámara de oscilación 1505, más precisamente, una segunda ubicación en la cámara de oscilación 1505. En este sentido, la placa de circuito impreso 203 en el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 105 ilustrado en la figura 2 y la placa de circuito impreso 1504 alternativa en el dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia 1500 alternativo ilustrado en la figura 15 pueden ser similares.

NOTAS

La descripción detallada anteriormente en el presente documento con referencia a los dibujos es simplemente una ilustración de la invención y las características adicionales, que se definen en las reivindicaciones. La invención se puede implementar de muchas maneras diferentes. Para ilustrar esto, algunas alternativas están brevemente indicadas.

La invención se puede aplicar en numerosos tipos de productos o métodos relacionados con la medición o medir la respiración de un ser vivo. Por ejemplo, la invención puede, en principio, aplicarse en cualquier tipo de método en el

que se aplique gas respirable a un ser vivo. La expresión "medir una característica de respiración" debe entenderse en un sentido amplio. La expresión puede abarcar cualquier operación destinada a obtener datos relacionados con la respiración de un ser vivo.

5 La invención puede implementarse de numerosas maneras. Por ejemplo, en una realización alternativa, un sensor acústico diferencial puede reemplazar el par de sensores acústicos ilustrados en las figuras 2 y 13. En tal realización alternativa, se puede prescindir del circuito diferencial 1302 ilustrado en la figura 13.

10 El término "cámara de oscilación" debe entenderse en un sentido amplio. El término puede abarcar cualquier espacio construido que tenga una forma interior dispuesta para inducir variaciones de presión en un flujo de aire que pasa a través de la cámara de oscilación, por lo que estas variaciones de presión exhiben una frecuencia que es una función monótona de un caudal del flujo de aire que pasa a través de la cámara de oscilación.

15 Una cámara de oscilación se puede implementar de muchas maneras diferentes. En realizaciones alternativas, la cámara de oscilación puede comprender un elemento de obstrucción del flujo de gas diferente al de la realización ilustrada en la figura 5. La cámara de oscilación también puede tener una configuración abierta, sin un elemento de obstrucción del flujo de gas. Un acondicionador de flujo puede implementarse de muchas maneras diferentes. En realizaciones alternativas, el acondicionador de flujo puede comprender, por ejemplo, rejillas o cuchillas, tener una estructura de panal u otra estructura. También se puede prescindir del acondicionador de flujo.

20 Cabe señalar que el método ilustrado en la figura 14 no requiere necesariamente un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia como se ha descrito anteriormente en el presente documento, que mide el caudal en base a una oscilación inducida en un flujo de gas. En principio, el método se puede utilizar en cualquier sistema en el que se aplique gas respirable a un ser vivo a través de una interfaz de respiración. Lo que importa es que una sobrepresión del flujo de gas en la interfaz de respiración sea medida o estimada, y que un valor de resistencia se calcule dividiendo la sobrepresión por el caudal del flujo de gas. En este sentido, no importa cómo se mide realmente el caudal.

25 En general, existen numerosas formas diferentes de implementar la invención, por lo que diferentes implementaciones pueden tener diferentes topologías. En cualquier topología dada, un solo módulo puede llevar a cabo varias funciones, o varios módulos pueden realizar conjuntamente una sola función. En este sentido, los dibujos son muy esquemáticos. Existen numerosas funciones que pueden implementarse mediante hardware o software, o una combinación de ambos. Una descripción de una implementación basada en software no excluye una implementación basada en hardware, y viceversa. Las implementaciones híbridas, que comprenden uno o más circuitos dedicados, así como uno o más procesadores programados adecuadamente, también son posibles. Por ejemplo, las diversas funciones descritas aquí anteriormente con referencia a las figuras pueden implementarse por medio de uno o más circuitos dedicados, por lo que una topología de circuito particular define una función particular.

30 Existen numerosas formas de almacenar y distribuir un conjunto de instrucciones, es decir, software, lo que permite vigilar una oxigenoterapia aplicada a una persona. Por ejemplo, el software puede almacenarse en un medio adecuado legible por el dispositivo, tal como, por ejemplo, un circuito de memoria, un disco magnético o un disco óptico. Un medio legible del dispositivo en el que se almacena el software puede suministrarse como un producto individual o junto con otro producto, que puede ejecutar el software. Dicho medio también puede ser parte de un producto que permita la ejecución del software. El software también puede ser distribuido a través de redes de comunicación, que pueden ser cableadas, inalámbricas o híbridas. Por ejemplo, el software puede ser distribuido a través de Internet. El software puede estar disponible para su descarga a través de un servidor. La descarga puede estar sujeta a un pago.

35 Las observaciones hechas anteriormente demuestran que la descripción detallada con referencia a los dibujos es una ilustración de la invención en lugar de una limitación. La invención puede implementarse de numerosas formas alternativas que están dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Todos los cambios que se encuentren dentro del significado e intervalo de equivalencia de las reivindicaciones deben incluirse dentro de su alcance. Cualquier signo de referencia en una reivindicación no debe interpretarse como una limitación de la reivindicación. a) la expresión "que comprende" no excluye la presencia de otros elementos o etapas distintos a los enumerados en una reivindicación determinada. b) el artículo "un" o "una" antes de un elemento no excluye la presencia de una pluralidad de dichos elementos o etapas. El mero hecho de que las reivindicaciones dependientes respectivas definan las características adicionales respectivas, no excluye combinaciones de características adicionales distintas de las reflejadas en las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia (105) que comprende:
 - 5 - un módulo de paso de flujo de gas (201) que tiene un conector de entrada (208) y un conector de salida (209) y que define una trayectoria de flujo de gas adaptada para pasar un flujo de gas desde una fuente (102) a una interfaz de respiración (106) para una persona (101), la trayectoria del flujo de gas tiene varias secciones sucesivas desde el conector de entrada al conector de salida, estas secciones incluyen:
 - 10 - un acondicionador de flujo (401);
 - una boquilla (402); y
 - una cámara de oscilación (403) adaptada para inducir una oscilación en el flujo de gas que varía en función de un caudal del flujo de gas, la cámara de oscilación tiene un volumen inferior a 1000 mm³; y
 - 15 - una disposición de medición (202) adaptada para medir la oscilación inducida en el flujo de gas y para determinar el caudal en base a la oscilación que se mide.
2. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según la reivindicación 1, en el que la disposición de medición (202) está adaptada para medir las variaciones de presión en la cámara de oscilación (403) causada por la oscilación y para determinar el caudal en base a las variaciones de presión que se miden.
 - 20
3. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según la reivindicación 2, en el que la disposición de medición (202) comprende al menos un transductor acústico (205) adaptado para medir las variaciones de presión en la cámara de oscilación (403).
 - 25
4. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según cualquiera de las reivindicaciones 2 y 3, en el que la disposición de medición (202) está acoplada para recibir variaciones de presión que ocurren en una ubicación en la cámara de oscilación (403) y variaciones de presión que ocurren en otra ubicación en la cámara de oscilación, la disposición de medición está adaptada para determinar el caudal en base a un diferencial entre estas variaciones de presión respectivas.
 - 30
5. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según la reivindicación 4, en el que la disposición de medición (202) está acoplada a la cámara de oscilación (403) de modo que las respectivas variaciones de presión en una y la otra ubicación que recibe la disposición de medición están en oposición de fase.
 - 35
6. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en el que el dispositivo comprende al menos un conducto (302) adaptado para transferir las variaciones de presión que se producen en una ubicación en la cámara de oscilación (403) a la disposición de medición (202), estando adaptado el conducto para proporcionar una transformación de impedancia acústica.
 - 40
7. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que la cámara de oscilación (403) comprende un elemento de obstáculo de flujo de gas (603) que define una cavidad orientada hacia una entrada (402) a través de la cual el flujo de gas entra en la cámara de oscilación.
 - 45
8. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, comprendiendo el dispositivo un sensor de presión (207) adaptado para medir una presión del flujo de gas.
 - 50
9. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que la disposición de medición (202) comprende:
 - 55 - una placa de circuito (203);
 - un transductor (205) que está montado en la placa de circuito, siendo el transductor sensible a las variaciones de presión; y
 - un orificio en la placa de circuito dispuesto para proporcionar comunicación de presión entre el transductor y la cámara de oscilación (403).
10. Un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según la reivindicación 9, comprendiendo el dispositivo una membrana (204) acústicamente transparente dispuesta entre la cámara de oscilación (403) y la placa de circuito (203).
 - 60
11. Un sistema de vigilancia de una oxigenoterapia (100) que comprende un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, y una estación (107) adaptada para recopilar datos medidos del dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia.
 - 65
12. Un método no terapéutico (1400) de vigilancia de una oxigenoterapia aplicada a una persona, comprendiendo el método no terapéutico una etapa de recopilación de datos medidos de un dispositivo de vigilancia de una oxigenoterapia (105) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10.

13. Un método no terapéutico según la reivindicación 12, en el que el dispositivo (105) realiza repetidamente la siguiente serie de etapas:

- 5 - una etapa de medición de sobrepresión (1401) en la que el dispositivo mide una sobrepresión del flujo de gas en la interfaz de respiración; y
 - una etapa de cálculo de resistencia (1403) en la que el dispositivo divide la sobrepresión por el caudal del flujo de gas para obtener un valor de resistencia; y además de la serie de etapas,
10 - una etapa de procesamiento en la que el dispositivo determina una característica de respiración en base a una secuencia de valores de resistencia sucesivos que se ha obtenido.

14. Un programa informático que comprende un conjunto de instrucciones que permite a un procesador, que es capaz de ejecutar el conjunto de instrucciones, llevar a cabo la serie de etapas del método de acuerdo con la reivindicación 13.

15

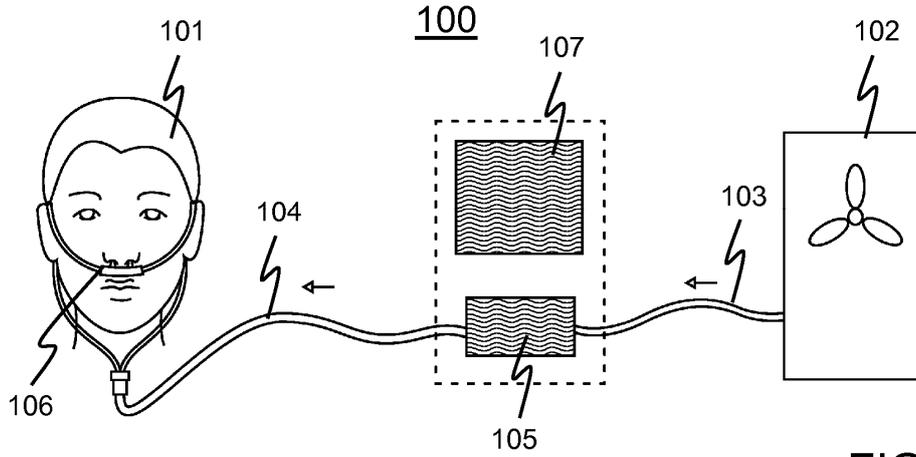


FIG. 1

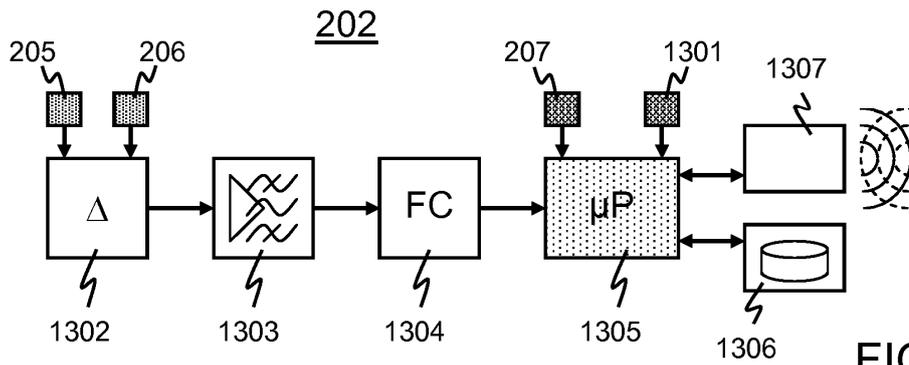


FIG. 13

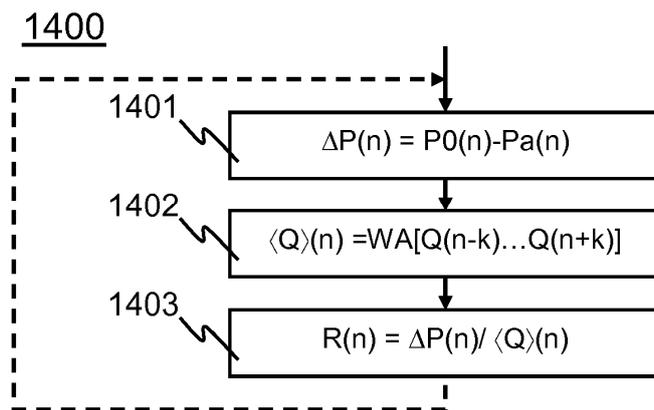
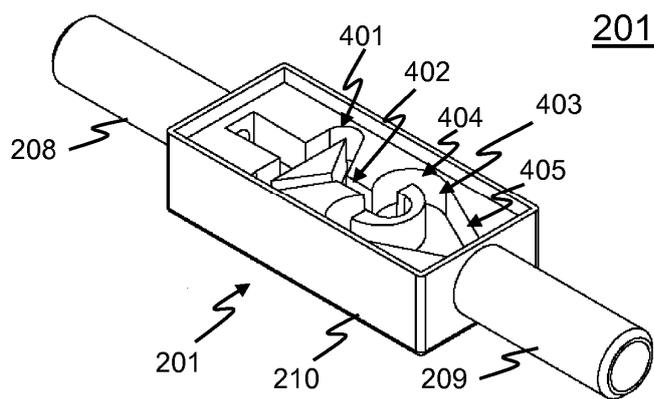
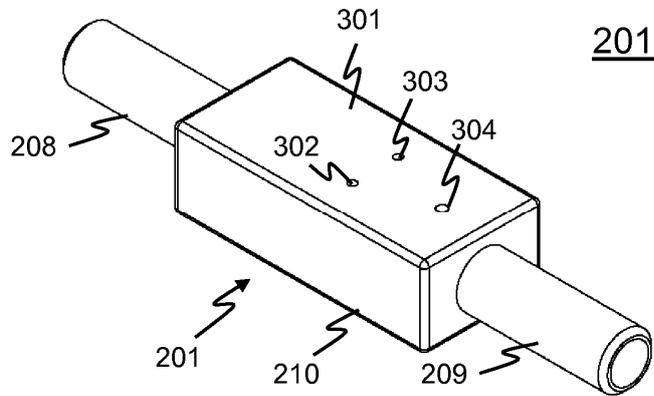
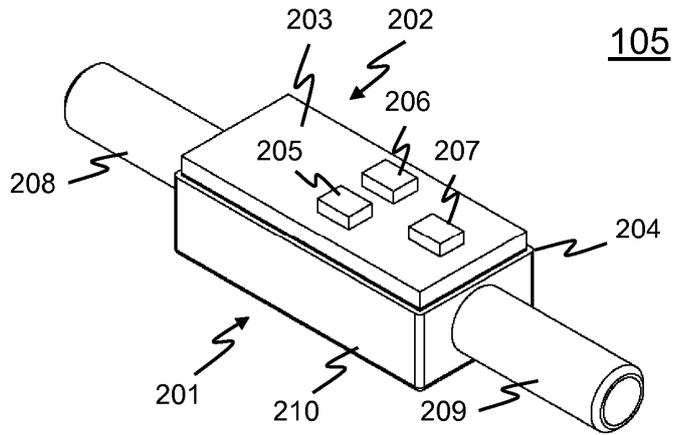


FIG. 14



201

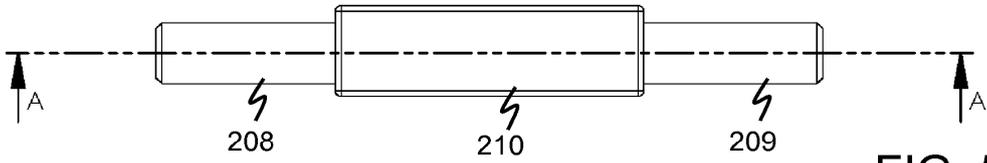


FIG. 5

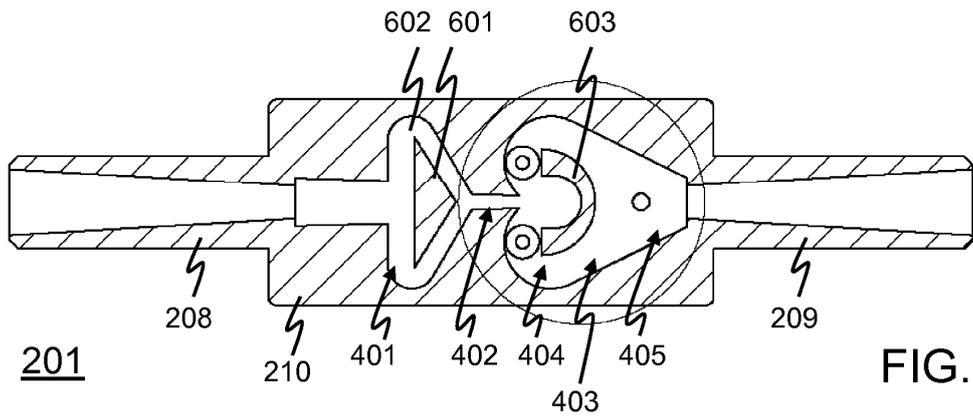


FIG. 6

201

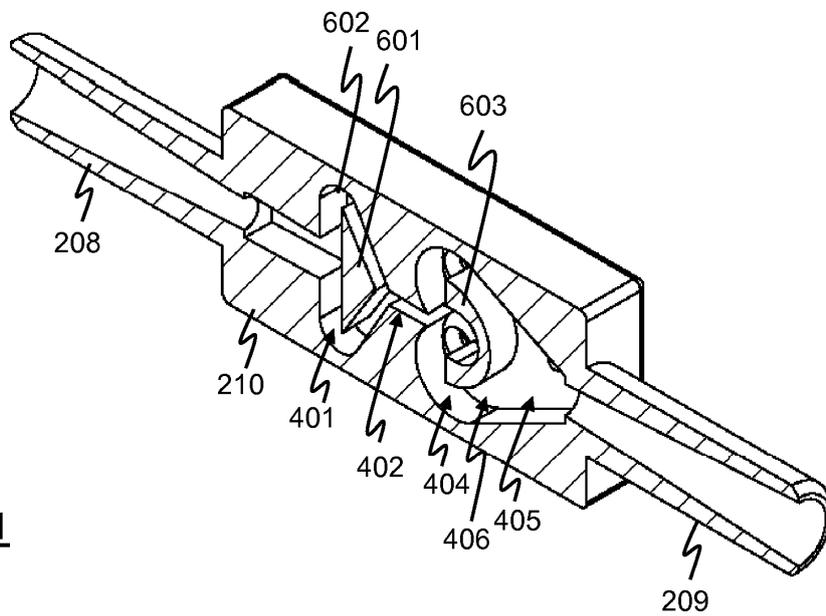
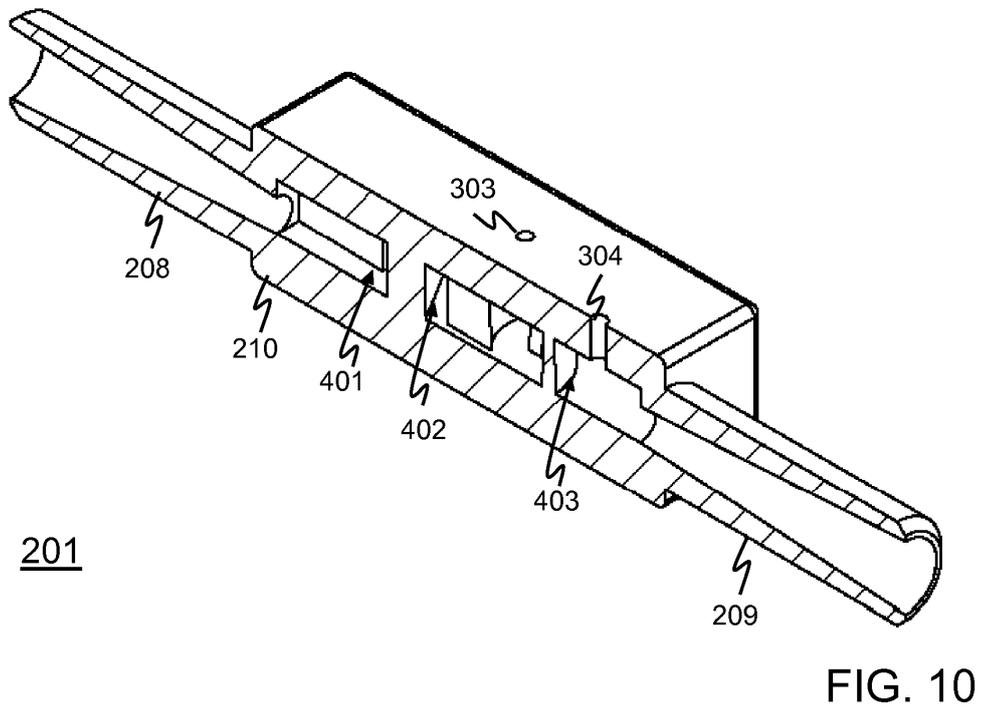
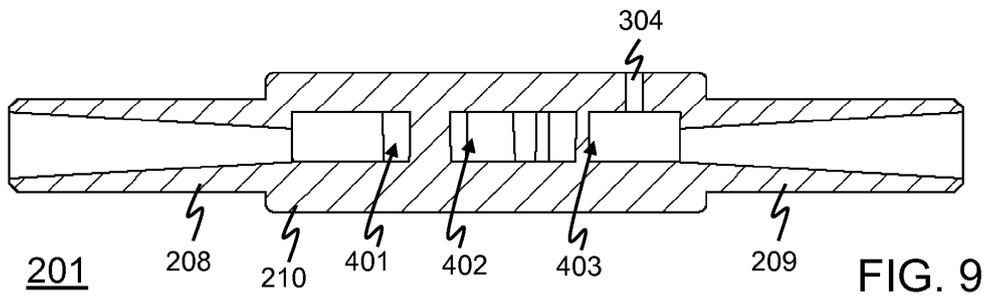
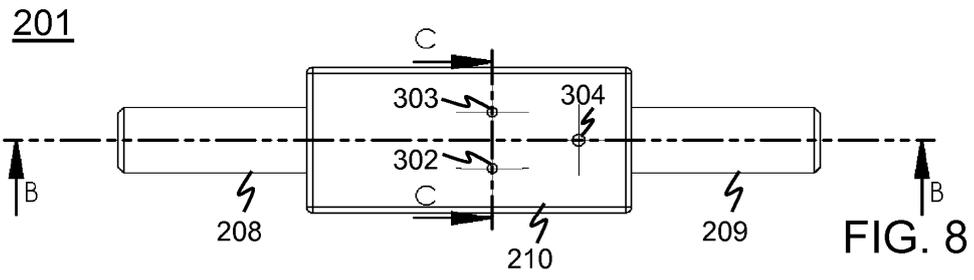


FIG. 7

201



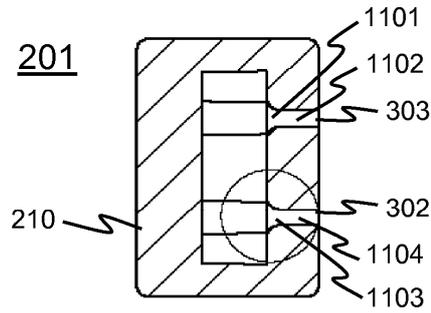


FIG. 11

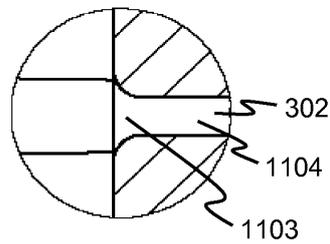


FIG. 12

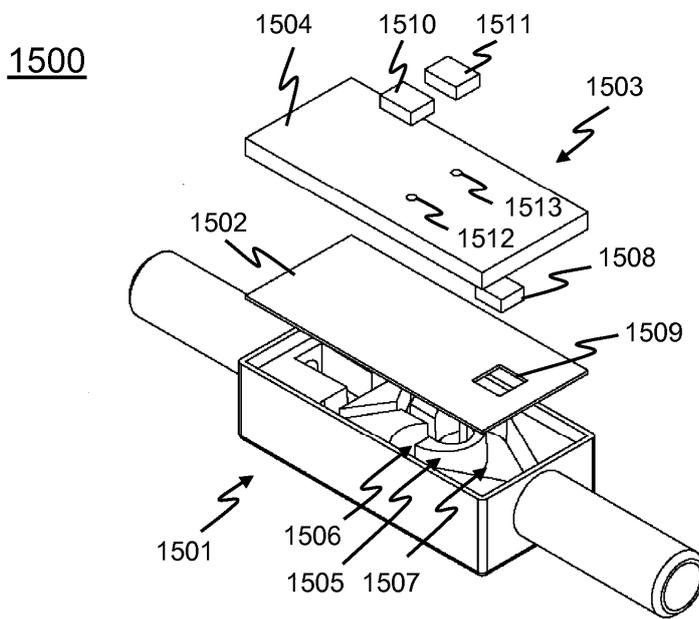


FIG. 15