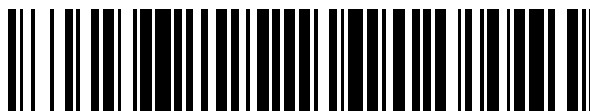


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 723 551**

51 Int. Cl.:

**A61M 16/06** (2006.01)

**A61M 16/08** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.08.2016** E 16183447 (8)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.04.2019** EP 3235535

54 Título: **Dispositivo de terapia nasal de alto flujo**

30 Prioridad:

**21.04.2016 US 201662325727 P**

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

**28.08.2019**

73 Titular/es:

**L'AIR LIQUIDE, SOCIETE ANONYME POUR  
L'ETUDE ET L'EXPLOITATION DES PROCEDES  
GEORGES CLAUDE (100.0%)**

**75, Quai d'Orsay  
75007 Paris, FR**

72 Inventor/es:

**BOULANGER, THIERRY**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 723 551 T3**

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

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo de terapia nasal de alto flujo

**Antecedentes**

- 5 La invención se refiere a un subsistema nasal que comprende dos gafas nasales que se insertan en las fosas nasales del paciente para administrar un gas respiratorio a un paciente que lo necesita, un conjunto de suministro de gas que incluye dicho subsistema nasal y un módulo de medición, y un aparato de suministro de gas que comprende un generador de alto flujo para suministrar un gas respiratorio a un paciente por medio de dicho conjunto de suministro de gas.
- 10 La Terapia Nasal de Alto Flujo o (NHFT, por sus siglas en inglés) es una terapia generalizada que se utiliza en muchos hospitales, especialmente en los servicios de cuidados intensivos, contra las dificultades respiratorias. No requiere ventilación mecánica y puede ayudar a algunos pacientes a evitar la intubación.
- Básicamente, la NHFT consiste en proporcionar un alto flujo de gas respiratorio humidificado a un paciente a través de una cánula nasal. Los flujos gaseosos varían típicamente de 10 a 60 L/min para adultos y de 1 a 10 L/min para bebés.
- 15 La cánula nasal comprende dos gafas nasales que se insertan en las fosas nasales del paciente, aunque no las ocluyen totalmente. Las gafas nasales suministran el flujo gaseoso que inhala el paciente y el espacio entre la parte exterior de las gafas nasales y las fosas nasales ayuda a que el flujo gaseoso expirado sea ventilado al exhalar.
- La NHFT ofrece muchas ventajas en comparación con los tratamientos con oxígeno continuo o incluso con la ventilación no invasiva, por ejemplo:
- 20 - El flujo gaseoso se puede enriquecer con oxígeno (O<sub>2</sub>) hasta el 100 %, es decir, el gas respiratorio puede estar compuesto de aire, O<sub>2</sub>aire enriquecido (> 22 % en volumen de O<sub>2</sub>) u O<sub>2</sub> puro;
- El flujo establecido puede ser mayor que el flujo máximo inspiratorio del paciente para limitar su trabajo de respiración, lo que ayuda a evitar la fatiga de los músculos respiratorios.
- 25 - El flujo ayuda a eliminar CO<sub>2</sub> desde el espacio muerto de las vías respiratorias superiores, lo cual mejora la ventilación.
- El flujo y el espacio entre las gafas nasales y las fosas nasales crean una presión positiva, que presenta una acción beneficiosa sobre la ventilación.
- Además, esta terapia es extremadamente simple ya que: - solo el médico o profesional similar debe establecer un flujo y un nivel de oxígeno; - la cánula nasal es de fácil colocación; y- el paciente puede hablar e incluso comer, mientras recibe la terapia.
- 30 Sin embargo, hoy en día, los proveedores de servicios médicos no tienen fácil acceso a los parámetros que podrían ayudarlos a establecer el flujo de gas correcto y la concentración de gas para obtener la mejor terapia para un paciente determinado. En su lugar, generalmente solo dependen de la saturación de oxígeno (es decir, SpO<sub>2</sub>).
- 35 Por ejemplo, en algunos casos, un médico puede decidir aumentar la concentración de O<sub>2</sub> para alcanzar una saturación de O<sub>2</sub> adecuada en sangre del paciente, mientras que aumentar el flujo de gas hubiera sido una mejor solución. En otros casos, un médico puede decidir proporcionar un mayor flujo de gas, pero dicho flujo alto puede producir niveles de presión significativos que pueden resultar perjudiciales con el tiempo para algunos pacientes. En ese caso, aumentar la concentración de O<sub>2</sub> en lugar del flujo de gas podría ser una mejor solución.
- 40 Además, sucede que algunos pacientes con NHFT continúan con su dificultad respiratoria y tienen que ser intubados con el tiempo, a pesar del tratamiento con NHFT. Un indicador de una posible intubación futura es una disnea persistente a pesar de la terapia con NHFT o la modificación del volumen de ventilación por minuto; sin embargo, este indicador no es fácilmente evaluado por los proveedores de servicios médicos.
- Está claro que proporcionar el acceso a parámetros tales como la presión intranasal, la ventilación por minuto y la frecuencia respiratoria de los pacientes bajo NHFT resultaría valioso para los proveedores de servicios médicos.
- 45 WO2015/156690 A1 describe un sistema de terapia respiratoria configurado para suministrar gases a un paciente, el sistema cuenta con una realización de generación de flujo de gas no sellado configurado para suministrar un alto flujo de gas positivo a una vía respiratoria de un paciente y un flujo negativo de gas que se aleja de una vía respiratoria del paciente. Los flujos de gas positivos y negativos pueden generarse simultáneamente. El sistema comprende gafas nasales que comprenden el primero y segundo pasaje de gas recibido en un solo conducto que se interconecta con un colector que divide los flujos positivos y negativos mediante el uso de un par de barreras que se extienden hacia las gafas nasales. Los flujos se dividen de tal manera que ambas gafas nasales se encuentran ligadas neumáticamente, tanto con los flujos positivos como con los negativos.
- 50

Se conocen realizaciones similares en WO98/18513 A1, WO2012/037469 A2 y US4989599 A.

### Resumen

5 Uno de los propósitos de la presente invención es proporcionar parámetros adicionales a los proveedores de servicios médicos, ayudándolos a optimizar los parámetros de administración y dosificación del tratamiento y a mejorar la atención brindada al paciente, evitando potencialmente la intubación o reduciendo el tiempo de internación.

Una solución según la presente invención se refiere a un conjunto de suministro de gas como se define en la reivindicación 1 adjunta.

En función de la realización, un conjunto de suministro de gas según la presente invención puede comprender una o más de las siguientes características:

- 10 - el conducto de ventilación del cuerpo hueco del subsistema nasal se encuentra en comunicación fluida con la cámara interna del cuerpo hueco a través de cada par de canales internos;
- un muro de separación interior dispuesto en cada gafa nasal del subsistema nasal separa el primer pasaje del segundo pasaje de cada gafa nasal;
- 15 - las gafas nasales del subsistema nasal se encuentran dimensionadas de modo que coincidan con las paredes internas de las fosas nasales del paciente;
- las gafas nasales del subsistema nasal poseen una forma general cónica o troncocónica;
- 20 - el puerto de entrada del conducto complementario del subsistema nasal se encuentra ubicado próximo al extremo libre de una de las gafas nasales.

### Breve descripción de los dibujos

25 Otras características, aspectos y ventajas de la presente invención se harán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada cuando se consideren junto con los dibujos adjuntos que ilustran, a modo de ejemplo, la presente invención, entre los cuales:

- la Figura 1 es una representación esquemática de un conjunto de suministro de gas que comprende una interfaz nasal según la técnica anterior,
- 30 - la Figura 2 es una representación esquemática de la interfaz nasal de la Figura 1,
- la Figura 3 representa una realización de un conjunto de suministro de gas que comprende una interfaz nasal según la presente invención,
- 35 - la Figura 4 representa una realización de una interfaz nasal de un conjunto de suministro de gas según la presente invención,
- la Figura 5 representa un módulo complementario de un conjunto de suministro de gas que se encuentra directamente conectado a la interfaz nasal de la Figura 4,
- 40 - la Figura 6 representa una realización de una unidad de procesamiento del conjunto de suministro de gas de la Figura 3, y
- 45 - la Figura 7 representa un módulo complementario de un conjunto de suministro de gas que se encuentra conectado de forma remota a la interfaz nasal de la Figura 4.

### Descripción de las realizaciones preferidas

La Figura 1 muestra un equipo de suministro de gas que comprende un conjunto de cánula **2** según la técnica anterior que conecta fluidamente un paciente **1** a un generador de alto flujo **3**, tal como el dispositivo llamado Precision Flow™ distribuido por VapoTherm o el dispositivo llamado Optiflow™ distribuido por Fisher & Paykel.

50 El conjunto de la cánula **2** comprende un tubo flexible alargado **20**, tal como una manguera flexible, que comprende, en un extremo, un subsistema nasal **21** conectado a la nariz del paciente **1**, de este modo, se suministra gas respiratorio al paciente **1**. El tubo flexible alargado **20** se encuentra conectado, por su otro extremo, al generador de alto flujo **3**.

55 Como se detalla en la Figura 2, el subsistema nasal **21** comprende un cuerpo hueco **22** con una cámara interna **22a** que actúa como un colector para recibir el gas respiratorio transportado y alimentado por el tubo

flexible **20**, y gafas nasales **23, 24**, es decir, pequeñas boquillas en comunicación fluida con el lumen de la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22**, que se insertan, en uso, en las fosas nasales del paciente **1** para suministrar un gas respiratorio al paciente **1** que las necesite.

5 Cada gafa nasal **23, 24** comprende un canal o pasaje interno único **123, 124** para transportar el gas desde la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22** a las fosas nasales **13, 14** del paciente **1**.

El cuerpo hueco **22** puede contar con varias formas, por ejemplo, de sección transversal circular o rectangular. El gas alimentado por el tubo **20** viaja sucesivamente en la cámara **22a** del cuerpo hueco **22** y luego en cada gafa nasal **23, 24** y finalmente se distribuye en las fosas nasales **13, 14** del paciente.

10 Con tal equipo de la técnica anterior, una conexión/inserción hermética al gas de las gafas nasales **23, 24** en las fosas nasales **13, 14** no se encuentra asegurada ya que las paredes periféricas exteriores **23a, 24a** de las gafas nasales **23, 24**, respectivamente, no funcionan de manera que proporcionen un contacto sellado con las paredes internas **13a, 14a** de las fosas nasales **13, 14**, respectivamente. Esto significa que siempre existe un espacio **325** entre las paredes internas **13a, 14a** de las fosas nasales **13, 14**, y las paredes periféricas exteriores **23a, 24a** de las gafas nasales **23, 24**, respectivamente, lo que conlleva a pérdidas de gas.

15 El flujo gaseoso suministrado por el generador de alto flujo **3** ingresa en la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22** y luego se dirige a las gafas nasales **23, 24** de modo que al inhalar, solo una parte del flujo gaseoso se inspira por el paciente **1**, ya que el resto es desafortunadamente ventilado a la atmósfera, mientras escapa a través del espacio **325** que inevitablemente existe.

20 En sentido opuesto, con la expiración, ambos flujos gaseosos que provienen, por un lado, del generador de alto flujo **3** y, por otro lado, el que es exhalado por el paciente, circulan en dicho espacio **325**, de esta manera se crea una presión espiratoria positiva antes de que ser ventilada a la atmósfera.

Dicha estructura no es ideal, ya que impide el uso de mezclas de gases que incluyen gases nobles, como el helio, debido a problemas de costos por pérdidas significativas de helio u otros contenidos gaseosos o vaporosos medicinales en la alimentación de gas.

25 La Figura **3** representa una primera realización de un conjunto de suministro de gas que comprende una primera realización de un conjunto de cánula **112** según la presente invención para la conexión fluida de un paciente **1** a un generador de alto flujo **3**, como en la Figura 1.

30 Como en las figuras 1 y 2, el conjunto de cánula **112** comprende un tubo flexible alargado **20** conectado, por un lado, al generador de alto flujo **3**, y, por otro lado, a un subsistema nasal **121** insertado en la nariz del paciente **1**, de este modo se suministra gas respiratorio al paciente **1**.

Según la presente invención, el subsistema nasal **121** comprende dispositivos de medición adicionales para medir y transmitir señales fisiológicas, como presión de gas y/o caudal, a una unidad de procesamiento **4**. Estos dispositivos de medición adicionales comprenden tres líneas de medición, a saber, tubos flexibles **41, 42, 43**, que están conectados fluidamente al subsistema nasal **121**, como se muestra en la Figura 3.

35 La Figura 4 muestra una realización de un subsistema nasal **21** según la presente invención. Comprende, como en la Figura 2, un cuerpo hueco **22** con una cámara interna **22a** y una entrada de gas **22b** para recibir un gas respiratorio alimentado por el tubo flexible **20** y un par de gafas nasales **23, 24** en comunicación fluida con la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22** para suministrar gas a las fosas nasales del paciente **13, 14**.

40 Aquí también el cuerpo hueco **22** puede contar con cualquier forma adecuada, por ejemplo puede tener una sección circular o rectangular.

45 En esta realización, las gafas nasales **23, 24** que se insertan en las fosas nasales del paciente **13, 14** han sido diseñadas, es decir, dimensionadas, para exhibir un diámetro mayor y, por lo tanto, coincidir mejor con las paredes internas **13a, 14a** de las fosas nasales del paciente **13, 14**, eliminando o minimizando el espaciado **325** entre las paredes periféricas **23a, 24a** de las gafas nasales **23, 24** y las paredes internas **13a, 14a** de las fosas nasales **13, 14**. Con tales gafas nasales alargadas **23, 24**, el hermetismo al gas mejora en comparación con la realización de la Figura 2 ya que las paredes periféricas **23a, 24a** de las gafas nasales **23, 24** están en contacto con las paredes internas **13a, 14a** de las fosas nasales **13, 14**, es decir, ya que no existe o casi no existe espacio **325** en el medio. Preferiblemente, las gafas nasales **23, 24** cuentan con una forma general cónica o troncocónica, como se muestra en la Figura 4, para adaptarse mejor a la forma interna de las fosas nasales **13, 14** y además para facilitar la inserción de las gafas nasales **23, 24** en dichos orificios nasales **13, 14**.

50 En la realización de la Figura 4, las gafas nasales **23, 24** comprenden cada una dos canales internos o pasajes **23b, 23c, 24b, 24c** dispuestos en paralelo para dirigir los flujos de gas durante las fases de inspiración y expiración.

En cada gafa nasal **23, 24**, un primer pasaje **23b, 24b** conecta fluidamente la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22** con un orificio nasal **13, 14** del paciente **1**, mientras que un segundo pasaje **23c, 24c** conecta fluidamente la

fosa nasal **13**, **14** con un conducto de ventilación **25** dispuesto en el cuerpo hueco **22**, que se encuentra en comunicación fluida con la atmósfera, a través de uno o varios puertos de ventilación **25a**. El conducto de ventilación **25** no se comunica directamente con la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22**.

5 El primer pasaje **23b**, **24b** y el segundo pasaje **23c**, **24c** de cada gafa nasal **23**, **24** se obtiene al separar verticalmente cada gafa nasal, es decir, cada boquilla pequeña, por una pared de separación interna **23d**, **24d**, es decir, una pared delgada interna separa cada gafa nasal en dos partes en forma vertical, como se muestra en la Figura 4.

Con tal configuración, el flujo gaseoso, como el aire que es transportado por el tubo **20** ingresa en la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22**, viaja a través de los primeros canales **23b**, **24b** y luego se suministra por el par de gafas nasales **23**, **24** a las fosas nasales **13**, **14** del paciente **1**.

10 Durante las fases de inhalación del paciente **1**, una parte del flujo gaseoso es inspirada por el paciente **1**, mientras que el resto del flujo gaseoso se dirige a los segundos canales **23c**, **24c**, que se encuentran conectados de forma fluida al conducto de ventilación **25**, lo cual permite que este exceso de gas se escape a la atmósfera al ventilar los puertos **25a**.

15 En contraste, durante las fases de exhalación del paciente **1**, ambos flujos gaseosos que proceden de la cámara interna **22a** del cuerpo hueco **22**, por un lado, y que son exhalados por el paciente por otro lado, pasan a través de los segundos canales **23c**, **24c** y son ventilados a la atmósfera gracias al conducto de ventilación **25** y al puerto de ventilación **25a**, lo cual crea una presión espiratoria positiva o PEP.

20 Además, en una de las gafas nasales **23**, **24**, se dispone un conducto complementario **24e**. Dicho conducto complementario **24e** comprende un puerto de entrada **224**, ubicado en un segundo conducto **23c**, **24c**, preferiblemente próximo al extremo libre de la gafa nasal **23** en el que el conducto complementario **24e** se dispone, y un puerto de salida **225** ubicado en el conducto de ventilación **25**, preferiblemente próximo al puerto de ventilación **25a**. Este conducto complementario **24e** permite recoger algunos parámetros fisiológicos importantes, como la presión del gas en la fosa nasal del paciente **14**, como se explica a continuación en relación con la Figura 5.

25 El subsistema nasal **21** puede estar fabricado de material de silicona a modo de que sea ligero para el paciente **1**. Además, preferiblemente comprende una o varias correas, un sujetador de cabeza o un sistema de fijación similar (no se muestra) para mantener el subsistema nasal **21** en posición en las fosas nasales **12**, **14** del paciente **1**.

La Figura 5 muestra el subsistema nasal **21** de la Figura 4 al que se le ha adjuntado un módulo de medida adicional **44** que puede utilizarse para recopilar información o datos relacionados con los flujos de gas hacia y/o desde el paciente, que pueden ser útiles para el equipo médico.

30 Más precisamente, el módulo de medición **44** comprende un cuerpo de módulo principal **144** con elementos de fijación (no se muestran) para fijar o colocar el módulo de medición **44** al subsistema nasal **21**. El cuerpo del módulo principal **144** comprende un primer conducto de gas interno que enlaza o conecta de manera fluida el puerto de salida **225** a un primer puerto **44a** que comprende un primer orificio de salida **244a** a través del cual el gas puede salir del primer conducto interno de gas y del primer puerto **44a** o conexión. El primer puerto **44a** se encuentra conectado de manera fluida a un primer tubo flexible **41** para alimentar el primer tubo flexible **41** con gas.

40 En la realización de la Figura 5, el cuerpo del módulo principal **144** comprende además una parte de expansión **44d**, tal como una parte cilíndrica, que es hueca. El lumen o volumen interno de la parte de expansión **44d** se encuentra en comunicación fluida, en un extremo, con el conducto de ventilación **25**, a través del puerto de salida **25a**, y por otro lado, con un segundo y un tercer puerto **44b**, **44c** o conexiones, que se encuentran conectadas a un segundo y tercer tubo flexible **42**, **43**.

El segundo y tercer puerto **44b**, **44c** comprenden orificios de segunda y tercera salida **244b**, **244c**, respectivamente, para suministrar gas a presión al segundo y tercer tubo flexible **42**, **43**, respectivamente.

El segundo y tercer tubo flexible **42**, **43** se encuentra conectado a la unidad de procesamiento **4**, tal como un microcontrolador o microprocesador.

45 El gas que viaja hacia el lumen de la parte de expansión **44d** se encuentra sometido a una ligera caída de presión durante su propagación hacia el segundo y tercer puerto **44b**, **44c**. Esta estructura constituye un sensor de flujo. Las mediciones de presión de gas se pueden llevar a cabo a través del segundo y tercer puerto **44b**, **44c** y luego ser transmitidas a la unidad de procesamiento **4** por el segundo y tercer tubo flexible **42**, **43** donde esto puede ser procesado.

50 Las mediciones de presión de gas realizadas por el módulo **44** incluyen la presión de gas instantánea medida en la fosa nasal **14** del paciente **1** así como la presión del gas antes y después de cualquier caída de presión en el lumen de la parte de expansión **44d**.

Una vez procesados, esos datos constituyen información valiosa para el equipo médico.

La Figura 6 representa una realización de una unidad de procesamiento **4** que se puede conectar de manera fluida al subsistema nasal **21** según la presente invención, como se muestra en la Figura 5.

La unidad de procesamiento **4** comprende una carcasa **44a** que incorpora dos sensores de presión **4a**, **4b**.

5 El primer sensor **4a** se encuentra conectado al primer tubo **41** conectado al primer puerto **44a** para controlar así la presión instantánea en una de las fosas nasales del paciente **13**, **14**. El primer sensor de presión **4a** se encuentra conectado eléctricamente mediante el cable **4c** a un controlador **4e**, que transformará y procesará aún más la información de presión. Por ejemplo, la presión promedio durante un período de tiempo determinado, por ejemplo, durante más de 10 segundos, ayudará al proveedor de servicios médicos a ajustar el flujo gaseoso suministrado por el generador de alto flujo **3** a modo de mantener la presión a un nivel seguro en las vías respiratorias superiores del paciente.

10 El controlador **4e** puede comprender un microprocesador que ejecuta uno o varios algoritmos.

15 Del análisis por el controlador **4e** puede surgir información útil acerca de la presión instantánea proporcionada por el primer sensor de presión **4a**. De hecho, al inhalar, la presión instantánea caerá por debajo de la presión promedio, ya que la mayor parte del flujo será inspirado por el paciente **1**. Por el contrario, se producirá una ligera sobrepresión en la exhalación de gas por parte del paciente **1** ya que el flujo total será la suma del flujo proveniente del generador de alto flujo **3** y el flujo exhalado por el paciente **1**.

Por lo tanto, proporcionar al controlador **4e** los medios de procesamiento para procesar y analizar estos cambios de presión alrededor del valor de la presión media proporcionará acceso a la respiración del paciente, que también es un indicador muy valioso para el proveedor de servicios médicos u otros miembros del equipo médico.

20 En este mismo sentido, el segundo sensor de presión **4b** se encuentra conectado al segundo y tercer tubo **42**, **43** que se encuentran conectados respectivamente a los puertos segundo y tercero **44b**, **44c**. El segundo sensor de presión **4b** es preferiblemente un sensor de presión diferencial que permite medir la ligera diferencia de presión, es decir, la caída de presión que existe entre el segundo y tercer tubo **42**, **43**. El segundo sensor **4b** está conectado eléctricamente con el cable **4d** al controlador **4e** lo que adicionalmente transformará y procesará la información de presión suministrada por el segundo sensor **4b**.

25 Por ejemplo, en función de la geometría de la parte de expansión **44d**, el controlador **4e** es capaz de determinar el valor absoluto del flujo, con base en una tabla de búsqueda almacenada, para traducir las lecturas de presión diferencial del sensor de presión **4b** a los valores reales de flujo de gas.

30 Al contar con una medida del flujo instantáneo, el controlador **4e** puede calcular un flujo promedio durante un período de tiempo determinado, por ejemplo, en el transcurso de una respiración, lo que dará una buena aproximación del flujo continuo generado por el generador de alto flujo **3**.

35 Para que todos estos parámetros (tales como presión, frecuencia respiratoria, volúmenes inspiratorios y volumen por minuto) sean accesibles para el médico o el equipo médico, el controlador **4e** puede transferir electrónicamente esta información por medio de un cable eléctrico **4f** u otros sistemas de transmisión de datos (por ejemplo, radio inalámbrica o comunicación por infrarrojos) a una interfaz visual **4g** o sistema de visualización de datos similar.

La unidad de procesamiento **4** puede también integrar sistemas de señales adicionales, tales como una alarma acústica, para alertar al equipo médico o al usuario en los casos en que la unidad de procesamiento **4** detecta que un parámetro se encuentra fuera de un rango determinado de valores de umbral.

40 Además, la unidad de procesamiento **4** puede ser un dispositivo independiente (véase Figura 4) o puede integrarse o conectarse al generador de alto flujo **3** (véase Figura 7).

La Figura 7 muestra otra realización del subsistema nasal **21** de la Figura 4 conectado de manera fluida a un módulo de medición adicional **44** similar al de la Figura 5 para recopilar información o datos relacionados con los flujos de gas hacia y/o desde el paciente.

45 Sin embargo, en esta realización, el módulo de medición adicional **44** no se encuentra directamente unido al subsistema nasal **21** de la Figura 4 sino que se encuentra conectado a ella por medio de uno o varios conductos **26**, tal como una manguera larga y flexible.

50 En otras palabras, el módulo de medición adicional **44** se encuentra alejado del paciente y ubicado cerca de una unidad de procesamiento **4**, como la de la Figura 6, a la que se conecta de manera fluida por medio del primer, segundo y tercer tubo **41**, **42**, **43**, tal como se explicó anteriormente. Por supuesto, el módulo de medición adicional **44** también se puede incorporar directamente a la unidad de procesamiento **4**, lo que limita el número de tubos, mangueras o similares.

La unidad de procesamiento **4** puede encontrarse unida o conectada al ventilador **3**, tal como se muestra en la Figura 7 o puede constituir un dispositivo independiente conectado eléctricamente al ventilador **3**.

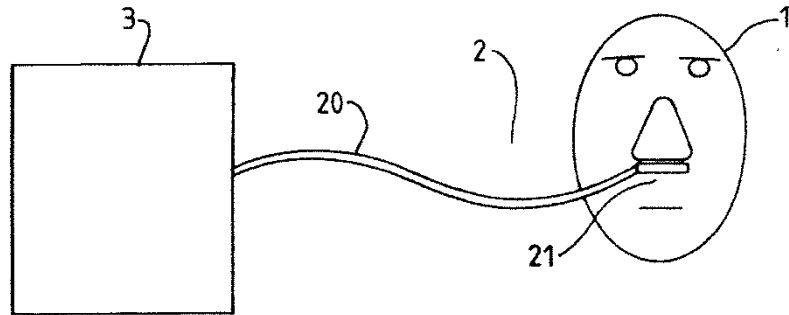
**REIVINDICACIONES**

1. Un conjunto de suministro de gas que comprende un subsistema nasal (21) que se conecta a la nariz de un paciente para suministrar un gas respiratorio al paciente, y un módulo de medición (44), en donde el subsistema nasal (21) comprende:
- 5 - un cuerpo hueco (22) con una cámara interna (22a) y una entrada (22b) para recibir un gas respiratorio, y
- un par de gafas nasales (23, 24), en comunicación fluida con la cámara interna (22a) del cuerpo hueco (22), cada gafa nasal (23, 24) comprende un par de canales internos (23b, 23c; 24b, 24c), cada par de canales internos (23b, 23c; 24b, 24c) comprenden un primer canal (23b; 24b) y un segundo canal (23c; 24c) dispuestos en paralelo, cada uno de los primeros canales (23b; 24b) se conecta de manera fluida, en uso, a la cámara interna (22a) del cuerpo hueco (22) con una fosa nasal (13, 14) del paciente (1), y cada segundo canal (23c, 24c) se conecta de manera fluida, en uso, a una fosa nasal (13, 14) con un conducto de ventilación (25) dispuesto en el cuerpo hueco (22) y en comunicación fluida con la atmósfera a través de al menos un puerto de ventilación (25a),
- 10 **caracterizado por que** un conducto complementario (24e) se dispone en una de las dos gafas nasales (23, 24) del subsistema nasal (21), dicho conducto complementario (24e) comprende un puerto de entrada (224) ubicado dentro de uno de los segundos canales (23c, 24c) de las gafas nasales (23, 24) y un puerto de salida (225) ubicado en el conducto de ventilación (25), y
- 15 en donde el módulo de medición (44) comprende un cuerpo de módulo principal (144) en comunicación fluida con el subsistema nasal (21), dicho cuerpo de módulo principal (144) comprende:
- 20 - un primer puerto (44a) que comprende un primer orificio de salida (244a) para un primer flujo de gas desde el módulo de medición (44), y un segundo y tercer puerto (44b, 44c) que comprende un segundo y un tercer orificio de salida (244b, 244c),
- un primer conducto de gas interno en comunicación fluida con el puerto de salida (225) del subsistema nasal (21) y además conectada de manera fluida al primer puerto (44a) del cuerpo del módulo principal (144), y
- 25 - una parte de expansión hueca (44d) que comprende un volumen interno en comunicación fluida con el conducto de ventilación (25) del subsistema nasal (21), y con los puertos segundo y tercero (44b, 44c) del cuerpo del módulo principal (144).
2. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde el conducto de ventilación (25) del cuerpo hueco (22) del subsistema nasal (21) se encuentra en comunicación fluida con la cámara interna (22a) del cuerpo hueco (22) a través de cada par de canales internos (23b, 23c; 24b, 24c).
- 30 3. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde una pared de separación interna (23d, 24d) dispuesta en cada gafa nasal (23, 24) del subsistema nasal (21) separa el primer canal (23b, 24b) del segundo canal (23c, 24c) de cada gafa nasal (23, 24).
4. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde las gafas nasales (23, 24) del subsistema nasal (21) están dimensionadas para coincidir con las paredes internas (13a, 14a) de las fosas nasales del paciente (13, 14).
- 35 5. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde las gafas nasales (23, 24) del subsistema nasal (21) tienen una forma general cónica o troncocónica.
6. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde la estructura que comprende el lumen de la parte de expansión (44d) y los puertos segundo y tercero (44b, 44c) constituye un sensor de flujo.
- 40 7. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde el puerto de entrada (224) del conducto complementario (24e) del subsistema nasal (21) se encuentra ubicado próximo a un extremo libre de una de las gafas nasales (23, 24).
8. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde el conducto complementario (24e) del subsistema nasal (21) comprende un puerto de salida (225) ubicado en la proximidad de al menos un puerto de ventilación (25a) del conducto de ventilación (25).
- 45 9. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde el subsistema nasal (21) comprende además un sistema de fijación para mantener las gafas nasales (23, 24) en posición en las fosas nasales del paciente (13, 14).
10. El conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1, en donde el cuerpo del módulo principal (144) se encuentra unido al subsistema nasal (21).
- 50

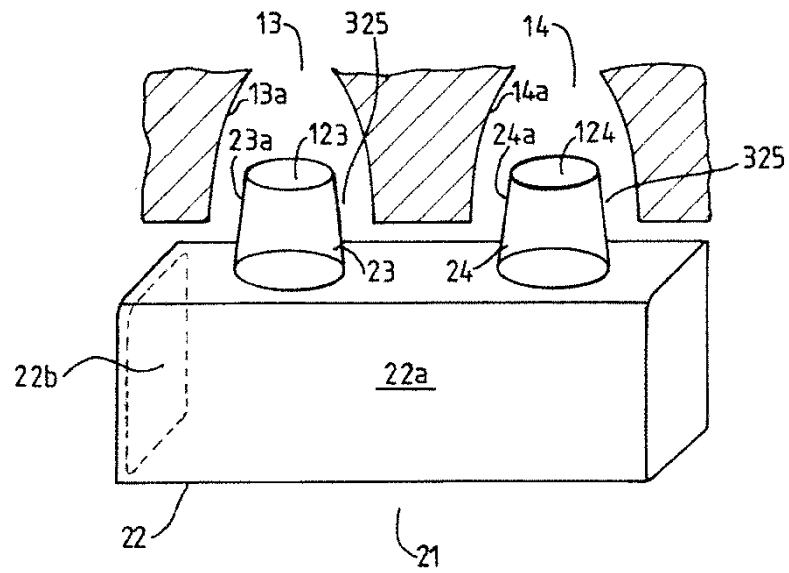
11. Un aparato de suministro de gas que comprende un conjunto de suministro de gas según la reivindicación 1 y que comprende además un generador de alto flujo (3) conectado de manera fluida al conjunto de suministro de gas para suministrar un gas respiratorio a un paciente.
- 5 12. El aparato de suministro de gas según la reivindicación 11, que comprende además una unidad de procesamiento (4) conectada de manera fluida al subsistema nasal (21).
13. El aparato de suministro de gas según la reivindicación 11, que comprende además una unidad de procesamiento (4) conectada eléctricamente al generador de alto flujo (3).
- 10 14. El aparato de suministro de gas según la reivindicación 11, que comprende además una unidad de procesamiento (4) que comprende dos sensores de presión (4a, 4b) conectados eléctricamente a un controlador (4e) para proporcionar señales de presión a dicho controlador (4e).
15. El aparato de suministro de gas según la reivindicación 14, en donde la unidad de procesamiento (4) comprende además una interfaz visual (4g) conectada eléctricamente al controlador (4e) para visualizar datos emitidos por el controlador (4e).



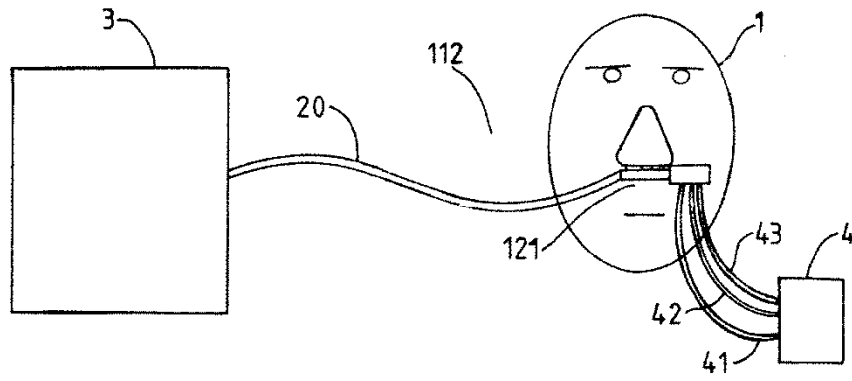
[Fig.1]



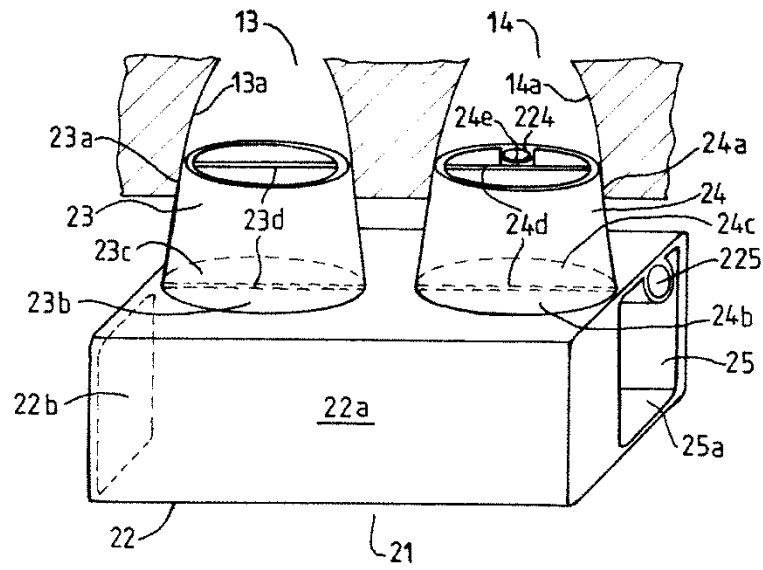
[Fig.2]



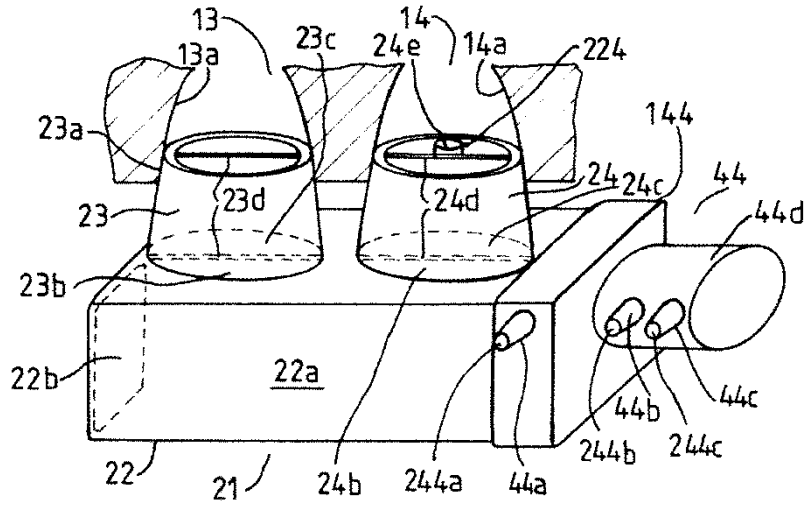
[Fig.3]



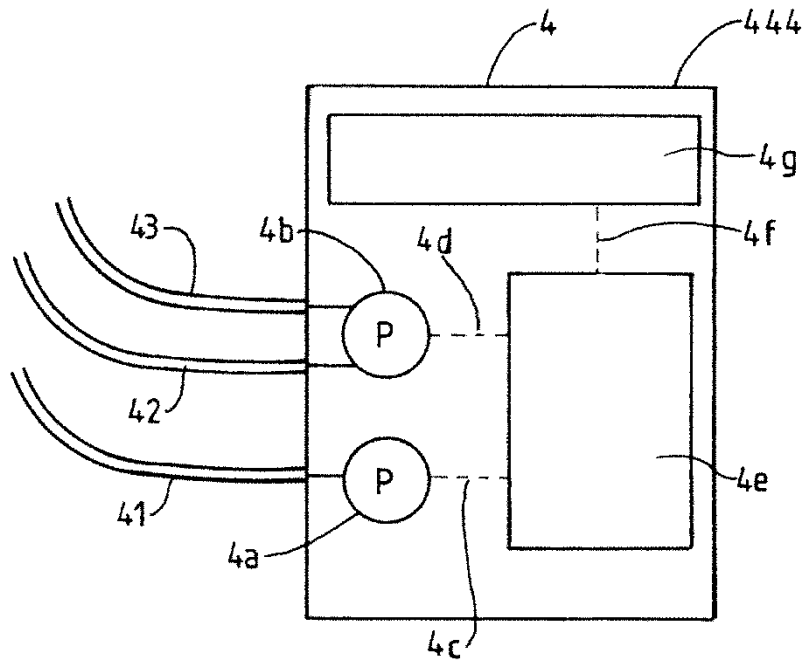
[Fig.4]



[Fig.5]



[Fig.6]



[Fig.7]

