

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 939 556**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

A62B 7/00 (2006.01)

A61M 16/06 (2006.01)

A61M 16/10 (2006.01)

A61M 16/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.11.2010 PCT/NZ2010/000234**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.06.2011 WO11068418**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.11.2010 E 10834816 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.01.2023 EP 2506910**

54 Título: **Aparato de asistencia respiratoria**

30 Prioridad:

01.12.2009 US 265498 P

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

24.04.2023

73 Titular/es:

**FISHER & PAYKEL HEALTHCARE LIMITED
(100.0%)
15 Maurice Paykel Place
East Tamaki, Auckland 2013, NZ**

72 Inventor/es:

**PEIRIS, MALIK, TIVANKA, RAJIV;
SOMERVELL, ANDREW, ROBERT, DONALD y
HARWOOD, JONATHAN, DAVID**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 939 556 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

Aparato de asistencia respiratoria

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato que proporciona un suministro de gas presurizado a un destinatario a través de las fosas nasales. La presente invención también se refiere a una unidad de soplado que forma parte de un aparato que proporciona un suministro de gas presurizado a un destinatario a través de las fosas nasales.

Compendio de la técnica anterior

10 La administración de una corriente de gases a las vías respiratorias de un paciente con fines terapéuticos, tal como la terapia de CPAP, es bien conocido. En la terapia de CPAP, se administra una corriente o flujo de gases a una presión por encima de la atmosférica a las vías respiratorias de un usuario o paciente. En este tipo de terapia, la intención es que la presión en el punto de administración sea constante, o lo más cercana a constante que sea posible en un sistema dinámico donde el usuario inhala y exhala. La presión (constante) a ser proporcionada por el sistema generalmente la prescribe un profesional de la salud para cualquier paciente o usuario individual dado. La corriente de gases generalmente se genera por una unidad de soplado, que es ajustable para proporcionar la presión y el flujo deseados. Un conducto está conectado a la salida de la unidad de soplado y los gases se administran a un usuario a través de una interfaz conectada al otro extremo del conducto.

15 Hay una serie de diferentes unidades de soplado en el mercado que pueden generar y administrar una corriente de gases respirables a una presión elevada. Por ejemplo, el S8 AutoScore II™ de ResMed, el SleepStyle™ 600 series de Fisher & Paykel Healthcare, o Sleep-easy o M-Series de Respironics.

20 También hay una gran cantidad de diferentes tipos de interfaz que se pueden usar para administrar la corriente de gases presurizados a las vías respiratorias de un usuario. Se puede usar una máscara de "cara completa", que cubre y sella alrededor de un perímetro que encierra la boca y la nariz. También se puede usar una "máscara nasal" que cubra y selle alrededor de la nariz solamente. También se puede usar un par de 'almohadillas nasales', una de cada una del par que sella contra el perímetro de las fosas nasales.

25 Es normal que un fabricante tal como ResMed, Respironics o Fisher and Paykel diseñe y fabrique un número pequeño o limitado de diferentes sopladores de CPAP, y los diseñe o adapte de modo que se puedan usar con un gran número de tipos diferentes de interfaz. Comparativamente, es más fácil fabricar interfaces y conductos que unidades de soplado, que son más complejas y pesadas. Por lo tanto, tiene sentido desde la perspectiva del fabricante que un soplador se pueda usar con un gran número y variedad de mangueras e interfaces. También tiene sentido desde la perspectiva del usuario, ya que es posible que desee utilizar dos o más interfaces diferentes con un soplador, dependiendo de cómo progrese su terapia. Es más barato y más fácil para un paciente obtener una nueva unidad de manguera e interfaz que obtener una nueva unidad de soplado.

30 Por ejemplo, se podría usar un solo tipo de unidad de soplado con una máscara nasal, una máscara facial completa o almohadillas nasales, con la salida que se ajusta tanto para el tipo de interfaz utilizada como también para los requisitos particulares del usuario individual.

35 Además de cambiar o intercambiar el tipo de interfaz utilizada, es común cambiar o intercambiar la manguera o el conducto que conecta entre la unidad de soplado y la interfaz. Se pueden administrar diferentes tipos de terapia de manera más eficiente, por ejemplo, con mangueras de diferentes diámetros internos.

40 Como se puede ver a partir de lo anterior, hay un gran número de posibles combinaciones o permutaciones de equipos. Una sola unidad de soplado podría ser adecuada para su uso con una serie de tipos diferentes de interfaz, y también con una serie de tipos diferentes de conductos. Como se utiliza una sola unidad de soplado con una serie de componentes y combinaciones de componentes diferentes, la tarea de ajustar la salida del soplador a una salida que sea adecuada para esa combinación particular de elementos llega a ser cada vez más compleja. En la técnica anterior se han descrito una serie de métodos diferentes para automatizar este proceso, de modo que el usuario no tenga que hacer manualmente los ajustes apropiados.

45 Por ejemplo, el documento WO 06/019323 describe un sistema que tiene un conducto que incluye un termistor como parte del circuito eléctrico. La especificación establece que "... la elección de un valor de termistor en particular para usar con el circuito permite la identificación por parte del sistema de control... y la coincidencia de ese valor de termistor con un conducto específico... al conectar el conducto a un dispositivo humidificador o soplador, el sistema de control puede identificar ese termistor y aplicar la estrategia de control adecuada...".

50 El documento WO 06/092001 describe un conducto que tiene un componente electrónico resistivo soportado por el conducto para proporcionar una característica de identificación única a un componente periférico específico acoplable a un generador de flujo. El componente resistivo es comunicable al generador de flujo de modo que los parámetros operativos apropiados del generador de flujo se pueden seleccionar automáticamente por el generador de flujo para coordinar con el componente periférico específico.

El documento US 2007/0144519 describe un sistema en el que los componentes de un aparato de CPAP incluyen una etiqueta de identificación RFID legible de manera remota que está codificada con datos de identificación de componentes. El generador de flujo o soplador recibe datos derivados de la etiqueta y adapta funciones para coordinar con este componente.

5 El documento WO2008091164 describe un sistema similar.

El documento US2004/0074495 discute calibrar un soplador de modo que conserve las características de los sistemas de mangueras y máscaras comunes en su memoria, o en una memoria remota, tal como una tarjeta de memoria. Además, la memoria extraíble se puede utilizar para almacenar otra información, tal como la proporcionada por un profesional de la salud. Cuando a un usuario se le proporciona una máscara/manguera diferente o un tipo de máscara o manguera diferente, se le proporciona una tarjeta que contiene datos relevantes. El usuario inserta la tarjeta en la unidad de soplado y el aparato se reconfigura a sí mismo.

10 El documento US 2009/0107498 describe un sistema en el que los requisitos respiratorios del paciente se cargan en un dispositivo respiratorio. A continuación, la salida producida por el dispositivo respiratorio se monitoriza y ajusta de manera continua según la respiración del paciente.

15 El documento US2007/0193583 describe el cambio entre dos modos de operación. El cambio tiene que ser desencadenado manualmente por un usuario que introduce un número pin o inserta una tarjeta de datos o similar.

Compendio de la invención

Es un objeto de la presente invención proporcionar un aparato de asistencia respiratoria, o componentes de un aparato de asistencia respiratoria, que ayuden a superar las desventajas de la técnica anterior, o que al menos proporcionen a los usuarios una opción útil.

20 Según la presente invención, se proporciona un aparato de asistencia respiratoria según la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas se exponen en las reivindicaciones dependientes.

El término "que comprende", como se usa en esta especificación, significa "que consta al menos en parte de". Cuando se interpreta cada declaración en esta especificación que incluye el término "que comprende", también pueden estar presentes otras características distintas a las precedidas por el término. Los términos relacionados tales como "comprender" y "comprende" se han de interpretar de la misma manera.

Breve descripción de los dibujos

Ahora se describirá una forma preferida de la presente invención con referencia a los dibujos adjuntos en los que:

30 La Figura 1a muestra una vista esquemática de un aparato de asistencia respiratoria y un usuario que recibe una corriente de gases a una presión por encima de la atmosférica desde el aparato por medio de una cánula nasal que forma parte del aparato de asistencia respiratoria, el aparato de asistencia respiratoria que tiene un sensor de flujo situado en o cerca del punto de administración de los gases al usuario, y un controlador que recibe las lecturas del sensor de flujo.

35 La Figura 1b muestra una vista esquemática de un aparato de asistencia respiratoria y un usuario que recibe una corriente de gases a una presión por encima de la atmosférica del aparato por medio de una máscara nasal que forma parte del aparato de asistencia respiratoria, el aparato de asistencia respiratoria que tiene un sensor de flujo situado en o cerca del punto de administración de los gases al usuario, y un controlador que recibe las lecturas del sensor de flujo.

40 La Figura 2 muestra una vista de primer plano del usuario de la Figura 1b, con detalles de la máscara nasal también mostrados.

La Figura 3 muestra detalle de la cánula nasal de la Figura 1a.

La Figura 4 muestra detalles adicionales de la cánula nasal de las Figuras 1a y 3 en uso.

La Figura 5 muestra un diagrama esquemático del proceso de decisión mediante el cual el controlador de las figuras anteriores opera el aparato de asistencia respiratoria.

45 La Figura 6 muestra un diagrama esquemático del proceso de decisión por el cual el controlador de las figuras anteriores recibe datos y produce una salida en respuesta.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Las formas preferidas y alternativas del aparato de asistencia respiratoria de la presente invención se describen a continuación.

Las Figuras 1a y 1b muestran una vista esquemática de un aparato de asistencia respiratoria, y un usuario 1 que recibe una corriente de gases a una presión por encima de la atmosférica desde el aparato de asistencia respiratoria por medio de una interfaz de paciente. El aparato de asistencia respiratoria se compone generalmente de una unidad de soplado 2, una unidad de humidificación 3, un conducto 4 y una interfaz de paciente.

5 La unidad de soplado 2 en la realización tiene una unidad de ventilador interna 6. El aire de la atmósfera entra en la unidad de soplado 2 a través de una entrada y se presuriza por la unidad de ventilador a una presión por encima de la atmosférica. El flujo de gases proporcionado por la unidad de ventilador 6 luego sale de la unidad de soplado 2 a través de la salida de soplado 7 y entra en la unidad de humidificación 3. La corriente de gases se calienta y humidifica a medida que pasa a través de la superficie del agua 8 contenida en la unidad de humidificación 3. La corriente de gases presurizados, humidificados y calentados sale de la unidad de humidificación 3 a través de la salida de humidificador 9 y entra en el conducto 4, que está conectado por un primer extremo a la salida de humidificador 9. Los gases pasan a lo largo del conducto 4 al usuario o paciente 1 y se administran al usuario 1 a través de la interfaz del paciente, que está conectada al segundo extremo o extremo del paciente del conducto 4.

10 Otras fuentes de gases respirables a una presión y/o flujo controlados también están dentro del alcance de la invención. Por ejemplo, la fuente de gases puede ser un depósito de gases comprimidos o un suministro central de alta presión con presión y/o flujo controlados por uno o más reguladores.

15 En la realización mostrada en la Figura 1a, la interfaz de paciente es una cánula nasal 5. En la realización mostrada, la cánula nasal 5 es una cánula de entrada lateral, con el conducto que se extiende a un lado de la cánula nasal 5. Sin embargo, la cánula podría ser cualquier tipo de cánula nasal bien conocida en la técnica. En la realización alternativa mostrada en la Figura 1b, la interfaz de paciente es una máscara nasal 10, del tipo que es bien conocido en la técnica.

20 En cada uno de los aparatos de asistencia respiratoria descritos anteriormente, el aparato incluye una unidad de humidificación 3. Se debería señalar que la invención se podría reducir a la práctica usando un aparato de asistencia respiratoria que no incluye una unidad de humidificación. Además, en la realización de las Figuras 1a y 1b, la unidad de soplado 2 y la unidad de humidificación 3 se muestran como elementos separados, ubicados de manera remota una de otra y conectadas por un conducto intermedio 11. Se podría usar una unidad de soplado/de humidificación combinada o integrada, donde la unidad de humidificación y la unidad de soplado están ubicadas en el mismo lugar y conectadas para formar efectivamente un solo elemento. También se debería señalar que se han mostrado y descrito una cánula nasal y una máscara nasal, pero se podría usar una máscara facial completa o almohadillas nasales en lugar de la máscara nasal mostrada en la Figura 1b.

25 En esta especificación, el término general "unidad de suministro de gases" se utilizará para referirse o bien a una unidad de soplado en sí misma, que suministra gases a un conducto conectado a través de la salida de soplado 7, o a una unidad de soplado y una unidad de humidificación en combinación, con gases suministrado al conducto conectado a través de la salida de humidificador 9.

30 La unidad de soplado 2 también contiene una unidad de control 13. La unidad de control 13 está adaptada para enviar señales a elementos en el aparato de asistencia respiratoria para cambiar su salida. Por ejemplo, la unidad de control 13 controla la velocidad del ventilador que forma parte de la unidad de ventilador 6. La velocidad del ventilador determina la presión (y por lo tanto el flujo) proporcionada por el aparato de asistencia respiratoria. En esta realización, la unidad de control también puede controlar otros elementos tales como, por ejemplo, una placa calefactora 14 que forma parte de la unidad de humidificación 3 en algunas variaciones, o un cable calefactor 15 que se sitúa en el conducto 4 en algunas realizaciones. Cuando se proporciona una terapia de CPAP cerrada normal, el ventilador típicamente se operará por la unidad de control 13 a una velocidad sustancialmente constante con el fin de proporcionar una corriente o flujo de gases a una presión sustancialmente constante por encima de la atmosférica. Sin embargo, también se pueden usar otras técnicas que involucran un control activo (donde la unidad de control ajusta la velocidad del ventilador en relación con el patrón de respiración del paciente). Tales técnicas a menudo implican que la unidad de control disminuya la velocidad del ventilador a medida que el paciente exhala y aumente la velocidad del ventilador para proporcionar una presión de CPAP adecuada a medida que inhala. Además, la unidad de control puede controlar la velocidad del ventilador según un control de realimentación en base a datos de un parámetro del flujo, típicamente la presión.

35 La unidad de control puede ser un microordenador multipropósito con software almacenado o integrado que ejecuta un programa de control. Alternativamente, el controlador puede ser un microordenador de propósito único o un procesador lógico programado tal como un FPGA. Alternativamente, el controlador y el algoritmo se pueden implementar en circuitos lógicos fijos.

40 En las realizaciones preferidas de la presente invención, el aparato de asistencia respiratoria también tiene controles de usuario 16 que proporcionan una entrada a la unidad de control 13, que el usuario 1 o un profesional de la salud pueden utilizar para alterar las salidas del aparato de asistencia respiratoria. Por ejemplo, un profesional de la salud prescribirá un régimen de terapia que requerirá que el usuario reciba gases a una cierta presión durante el sueño. Los controles de usuario 16 se pueden usar para establecer la presión de los gases administrados por el soplador. El controlador 13 recibe la entrada de los controles de usuario 16 y establece la velocidad del ventilador en

consecuencia con el fin de suministrar la presión requerida. Los controles de usuario 16 pueden ser un interruptor de selección discreto simple para indicar un modo de operación, o una interfaz de usuario más compleja que permite que un usuario ajuste los parámetros de operación almacenados en el control, tales como la velocidad del ventilador, la presión de salida y el caudal. Además, al usuario también se le puede permitir ajustar los datos relacionados con la humedad preferida y la temperatura de administración de los gases suministrados dentro de ciertos límites.

En algunas realizaciones de la presente invención, el aparato de asistencia respiratoria tiene un sensor de flujo 12. El sensor de flujo 12 puede estar integrado en la interfaz de paciente (por ejemplo, la cánula nasal, la máscara nasal, la máscara facial completa o las almohadillas nasales). Alternativamente, el sensor de flujo 12 puede estar ubicado en o cerca de la salida de soplado o en cualquier lugar en el camino del flujo de gases en el soplador. Las señales representativas del caudal se realimentan al controlador como datos del flujo detectado.

El aparato de la presente invención también puede incluir un sensor de presión para medir la presión del gas suministrado a un paciente. El sensor de presión puede estar ubicado en la salida de la unidad de ventilador 6 o en la interfaz del paciente 5, 10. El controlador puede deducir la presión en la interfaz del paciente 5, 10 estimando la caída de presión en el conducto 4. El sensor de presión emite una señal a la unidad de controlador 13, la unidad de control 13 puede usar estos datos de la presión para controlar la velocidad del ventilador 6.

Como se ha esbozado anteriormente, el aparato de asistencia respiratoria se puede utilizar con una serie de tipos diferentes de interfaz. Para la operación normal de CPAP, los parámetros de operación requeridos para una terapia eficaz pueden variar con el tipo de interfaz que el usuario prefiera o le haya recomendado. La presión se puede ajustar manualmente a través de los controles de usuario 16 para establecer la presión requerida. El controlador 13 controlará la unidad de ventilador 6 para proporcionar la presión seleccionada. Sin embargo, cuando se conectan diferentes tipos de interfaz o conducto, o ambos en combinación, a la unidad de soplado, el caudal de gases a través de la interfaz será diferente dependiendo del conducto o interfaz específico que esté conectado.

La terapia de CPAP es la forma más común de tratamiento que se inicia cuando a un paciente se le diagnostica síndrome de apnea-hipopnea obstructiva del sueño (OSAHS). Sin embargo, los estudios han demostrado que muchos pacientes no cumplen con el tratamiento de CPAP. La falta de adherencia al tratamiento se puede atribuir a problemas relacionados con la máscara, incluyendo problemas relacionados con la presión o el flujo de aire y problemas relacionados con la administración nasal. La falta de adherencia al tratamiento también puede estar relacionada con problemas con el casco, incluyendo el hecho de que el casco sea demasiado apretado o incómodo, o con la inconveniencia de las máscaras, o con la intolerancia del cónyuge.

Los métodos de terapia de PAP tradicionales involucran una máscara nominalmente sellada. La máscara se sella a la cara del usuario, pero típicamente se proporciona una salida de fuga fija o variable en el cuerpo de la máscara o en una parte cercana del conducto de suministro. Una alternativa es la terapia de alto flujo (HFT). La HFT se está utilizando en entornos clínicos y se está aplicando a lo largo de un rango de grupos de edad y variedades de enfermedades. Los altos caudales de HFT típicamente se administran a través de un sistema de interfaz de cánula nasal abierta. Para HFT, la humidificación de los gases respiratorios es importante. Preferiblemente, los gases inspiratorios suministrados se calientan a la temperatura corporal y se humidifican hasta una saturación de al menos el 70%. Por el contrario, los dispositivos de CPAP tienden a suministrar gases a una temperatura relativamente más baja. Para CPAP, la temperatura típicamente se limita a alrededor de 32 grados para no exceder la temperatura de la superficie de la piel, lo que puede causar molestias al paciente. Sin embargo, a pesar de eso, un dispositivo de HFT puede permitir al usuario cierto control sobre la temperatura de los gases suministrados para aumentar la comodidad. Los gases correctamente acondicionados proporcionan comodidad al paciente y minimizan el deterioro de las estructuras nasofaríngeas. La HFT algunas veces se denomina terapia de cánula nasal de alto flujo humidificada (HHFNC). A los efectos de esta especificación, la terapia de CPAP tradicional se denominará "CPAP cerrada" y la terapia de alto flujo se denominará "CPAP abierta".

Las interfaces del paciente destinadas a proporcionar terapia de CPAP cerrada (por ejemplo, interfaces destinadas a sellarse contra la cara de un usuario, tales como una máscara nasal, una máscara facial completa o almohadillas nasales) tendrán un perfil de caudal diferente al de una cánula nasal que proporciona terapia de CPAP 'abierta'. La terapia de CPAP abierta no requiere que la cánula nasal se selle contra las fosas nasales de un usuario. La presente invención reconoce que existen diferencias características en los perfiles de flujo entre las interfaces que están destinadas a proporcionar una terapia de CPAP sellada o cerrada y las interfaces que están destinadas a proporcionar una terapia de CPAP no sellada o abierta. Un sistema que usa una interfaz no sellada en lugar de una interfaz sellada también puede usar un conducto de un diámetro interno diferente para conectar entre las unidades estáticas (por ejemplo, el soplador y el humidificador) y la interfaz de usuario. Cuando en esta especificación se hace referencia a una interfaz, esto puede significar cualquiera de las siguientes: una máscara (de cara completa o nasal) en sí misma, una interfaz de cánula nasal en sí misma o cualquiera de los ejemplos anteriores con un conducto de suministro de gases también conectado. También usamos el término ruta de suministro para referirnos a la combinación de la interfaz del paciente con el conducto de suministro de gases.

El tratamiento de CPAP abierta o el tratamiento con insuflación nasal o 'insuflación transnasal' (TNI) se basa en los principios de HFT en el que se utiliza un sistema de cánula nasal abierta para administrar altos caudales a las fosas nasales de un paciente para aliviar los síntomas del síndrome de apnea - hipopnea obstructiva del sueño (OSAHS) o

síndrome de resistencia de las vías respiratorias superiores (UARS). Se ha demostrado en la técnica que es posible un aumento lineal de las presiones faríngeas espiratorias (EPP) con caudales crecientes. Por ejemplo, la EPP aumentó de 0,8 - 7,4 cmH₂O con la boca cerrada y de 0,3 - 2,7 cmH₂O con la boca abierta, para caudales de 0 - 60 L/min.

5 La realización preferida de la presente invención es una sola unidad de soplado, opcionalmente combinada con una unidad de humidificación, para ser capaz de administrar terapia de CPAP cerrada (que opera para lograr o administrar una presión prescrita) y de CPAP abierta (que opera para lograr o administrar un flujo prescrito). Además, la realización preferida de la presente invención tiene un generador de presión y flujo que tiene la capacidad de detectar el tipo de interfaz (máscara de CPAP o cánula nasal de CPAP abierta) conectada al final del
10 circuito de respiración. Después de esta detección, el controlador puede ajustar los parámetros operativos o cambiar automáticamente entre los modos de administración de CPAP y CPAP abierta dependiendo de la interfaz detectada al final del circuito de respiración.

Según un aspecto de la presente invención, la determinación de la ruta de suministro se hace a partir de las características medidas del flujo de gases. Sin embargo, la determinación se puede basar alternativamente en otras
15 características físicas de la ruta de suministro o en base a características de identificación específicas de la ruta de suministro. Por ejemplo, el controlador puede determinar la ruta de suministro en base a la resistencia eléctrica de un cable calefactor incluido; o el controlador puede determinar la ruta de suministro detectando una identidad de los contactos en el conector del conducto o interrogando a una etiqueta de RFID incluida.

El tratamiento de CPAP abierta promueve la adherencia al régimen de tratamiento debido a que la cánula nasal es más cómoda para el usuario. Los médicos también pueden optar por prescribir primero una terapia de CPAP abierta a un paciente sensible a los problemas de comodidad con la terapia de CPAP cerrada. El médico puede optar por
20 cambiar al paciente al tratamiento de CPAP cerrada cuando el paciente está cómodo con el tratamiento de CPAP abierta. Un paciente también puede desear usar CPAP abierta durante parte de la noche antes de cambiar a la terapia de CPAP tradicional durante el resto de la noche, o viceversa. Este enfoque se podría preferir debido a la relativa comodidad proporcionada por la CPAP abierta sobre la CPAP tradicional y, por lo tanto, a los pacientes les puede resultar más fácil conciliar el sueño con el sistema de CPAP abierta. Cambiar los regímenes de tratamiento de CPAP normalmente requeriría el uso de sistemas de CPAP abierta y cerrada separados, lo que implicará un
25 coste elevado.

Además, las demandas de presión de los pacientes con OSAHS pueden cambiar con el tiempo y un médico puede descubrir que los requisitos de presión para un paciente al que inicialmente se le prescribió una terapia de CPAP se han alterado con el tiempo y que se pueden tratar con éxito con CPAP abierta. De manera similar, un paciente al que inicialmente se le prescribió CPAP abierta puede requerir presiones más altas y un dispositivo de CPAP. De nuevo, los dispositivos de conmutación implicarán un coste elevado y, por lo tanto, pueden ser prohibitivamente
30 caros.

35 En algunas circunstancias, la unidad de soplado 2 (y la unidad de humidificación 3) se pueden reutilizar con otro usuario, o un usuario puede cambiar de terapia cerrada o sellada a terapia abierta o no sellada. Se puede conectar una combinación diferente de conducto e interfaz al soplador/humidificador con el fin de proporcionar una corriente de gases presurizados a un usuario.

Como se ha esbozado en relación con la técnica anterior, se han sugerido varias formas o métodos en los que la unidad de soplado puede ajustar la salida en respuesta a tener un elemento o elementos nuevos o diferentes conectados a ella. Todos estos métodos se basan en un componente para proporcionar una identificación física, por ejemplo, un conector único, una resistencia que tiene un valor conocido o una etiqueta de RFID que está asociada con el componente y que contiene datos que permiten que el sistema se ajuste a una salida apropiada.

Por el contrario, un aspecto de la presente invención utiliza las características físicas de la ruta de suministro en sí misma para determinar el tipo de interfaz conectada. Por ejemplo, el controlador puede examinar el caudal que exhibe un tipo de interfaz particular y un tipo de conducto en combinación cuando se conecta a una unidad de
45 soplado particular con el ventilador funcionando a una velocidad particular con el fin de producir una presión de salida establecida. En la realización preferida de la invención, el controlador de la unidad de soplado detecta las características de flujo de la interfaz a la que está conectada la unidad de soplado, determina cuál es la interfaz a partir de las características de flujo y presión y cambia o ajusta automáticamente la salida según las características de flujo predeterminadas que mejor se adapten a la interfaz conectada. Las características de flujo y presión del tubo de respiración conectado y la interfaz del paciente se detectan por ello por el sensor y esta fecha se utiliza por el controlador para determinar el flujo y la presión apropiados para la terapia de CPAP.
50

La secuencia esencialmente tomada por el controlador de soplado preferido es leer la señal de presión/flujo del sensor. Luego calculará (a) el valor promedio a largo plazo del flujo y (b) la fluctuación de flujo/presión de la señal durante algún período de tiempo. Los inventores han encontrado que la combinación de (a) y (b) es única para la interfaz y el tipo de conducto conectado al soplador. El controlador usa esta información para predecir la interfaz y el tipo de conducto.
55

El algoritmo no necesita operar solo cuando no se usa la interfaz. Usando las características (a) y (b), el algoritmo de control es capaz de predecir la interfaz y el tipo de conducto en otros escenarios (es decir, interfaz desgastada, no desgastada, soplador ENCENDIDO o APAGADO, etc.). Esto aumenta la robustez del algoritmo ya que el usuario no tiene que esperar un cierto período de tiempo para que el algoritmo de control determine qué tipo de interfaz está conectada. Por lo tanto, el proceso de detección y cambio automático puede ser completamente transparente para el usuario.

Cuando una ruta de suministro no está conectada a la salida de una unidad de soplado, la lectura del sensor de presión típicamente se acercará a la presión atmosférica. De manera similar, un sensor de flujo (si hay uno presente en la unidad de soplado en sí misma) puede leer un caudal relativamente alto, para una velocidad de soplado dada, cuando no hay una interfaz conectada que, de lo contrario, proporcionaría una restricción de flujo. Cuando se conecta una ruta de suministro a la salida de la unidad de soplado, la mayor resistencia al flujo hará que el sensor de presión lea típicamente a una presión más alta. De manera similar, el sensor de flujo puede leer un caudal por debajo del esperado para un ventilador sin restricciones.

Una interfaz de CPAP abierta, como se muestra en las Figuras 3 y 4, típicamente consta de un circuito de alta resistencia, mientras que la CPAP cerrada, como se muestra en la Figura 2, típicamente utiliza un circuito de baja resistencia. Esto se debe a la naturaleza característica de la cánula nasal de CPAP abierta, que tiene un área de sección transversal interna mucho más pequeña que una combinación de máscara y tubo de administración de CPAP cerrada. Por ejemplo, una interfaz de CPAP abierta tiene aproximadamente un área de sección transversal de 78 mm² a través de la cual pueden pasar los gases, en comparación con una interfaz de CPAP cerrada que tiene aproximadamente un área de sección transversal de 380 mm².

El área de sección transversal más pequeña de la interfaz de CPAP abierta presenta una mayor resistencia al flujo. Para una presión de conducción dada, y cuando la interfaz no está siendo usada por un usuario, una interfaz de CPAP abierta equipada con una cánula nasal administra un caudal más bajo que una interfaz de CPAP cerrada equipada con una máscara. Por ejemplo, a una presión establecida de 6 cmH₂O, un sistema de CPAP abierta administra una tasa de flujo total de aproximadamente 45 L/min de flujo de fuga (con una cánula nasal grande Fisher & Paykel Healthcare 400502) en comparación con un caudal de aproximadamente 74 L/min de flujo de fuga para un sistema de CPAP cerrada que utiliza una máscara de interfaz Fisher & Paykel Healthcare FlexiFit 407 NIV. El caudal total a través del sistema es una característica que se puede usar para determinar si una interfaz de CPAP abierta o una interfaz de CPAP cerrada está conectada a la unidad de soplado.

Otro rasgo característico que el controlador puede usar para detectar si una interfaz de CPAP abierta o una interfaz de CPAP cerrada está conectada a la unidad de soplado es la diferencia entre la fluctuación de presión y la fluctuación de flujo que ocurre durante el ciclo de inspiración-espriación (IEC). Se puede observar una pequeña fluctuación de aproximadamente 15-20 L/min a una presión establecida de 6 cmH₂O durante la IEC cuando se utiliza una interfaz de CPAP abierta. La fluctuación del flujo, u oscilación, se puede atribuir a la naturaleza no sellante de la cánula de interfaz de CPAP abierta que no intenta mantener una presión constante en las fosas nasales. Por el contrario, hay una fluctuación de flujo mucho mayor de aproximadamente 50-60 L/min a una presión establecida de aproximadamente 6 cmH₂O cuando se usa una máscara de CPAP cerrada. Esto se debe al sello hermético alrededor de la máscara que mantiene la presión administrada. Si el sello de la máscara está comprometido y ocurren fugas de aire, la fluctuación del flujo de IEC disminuye con el aumento de la fuga. El controlador puede usar esta relación para diferenciar entre una reducción en la fluctuación del flujo debido a una fuga de la máscara y la reducción en la fluctuación del flujo debido al uso de una cánula nasal de CPAP abierta. El caudal total del sistema es mucho más bajo para un sistema de CPAP abierta que para un sistema de CPAP cerrada con una máscara con fugas.

El controlador podría utilizar alternativamente la fluctuación de presión. Si el controlador está funcionando en un modo controlado por flujo, que puede ser un modo útil para administrar CPAP abierta, el controlador puede observar las fluctuaciones en la salida de un sensor de presión en comunicación con la ruta de suministro de gas, o las fluctuaciones en la potencia aplicada al motor de soplado. Una cánula nasal de CPAP abierta mostrará fluctuaciones más pequeñas que la interfaz de CPAP cerrada.

El controlador puede iniciar un modo de prueba 51 cuando detecta que se ha conectado una interfaz a la salida de la unidad de soplado. El modo de prueba 51 se ilustra con más detalle en la Figura 6. En el primer paso 53, el controlador opera el soplador con la interfaz conectada y toma muestras de datos relacionados con el flujo de gases.

En el paso 54, el controlador analiza los datos de flujo y presión en cada una de las velocidades del ventilador. Alternativamente, el segundo paso puede ser analizar los datos o bien de flujo o bien de presión. Por ejemplo, cuando se detecta una conexión de interfaz de paciente con la unidad de soplado, los datos de presión pueden ser inmediatamente indicativos de qué tipo de interfaz está conectada. Como se indicó anteriormente, una interfaz de CPAP abierta típicamente tiene un conducto de diámetro pequeño que conecta la interfaz a la unidad de soplado. Usando los datos del sensor de presión, los medios del controlador determinan inmediatamente que una interfaz de CPAP abierta está conectada si el controlador determina que los datos indican un aumento en la presión que corresponde a tener un pequeño conducto conectado a la salida de la unidad de controlador. Alternativamente, el soplador puede examinar las señales de flujo y presión promedio o las fluctuaciones en la señal de flujo.

- En el paso 55, el controlador compara (en 56) los datos del sensor de flujo y presión con un conjunto de valores almacenados. Típicamente, los diferentes tipos de interfaces de pacientes exhibirán diferentes valores de flujo y presión a través de una o más velocidades de ventilador. Si los datos medidos no se ajustan a ninguna información de perfil almacenada, el controlador puede repetir los pasos 53 a 55 o el controlador puede volver al modo de detección 50. Esta circunstancia puede indicar que el usuario no ha conectado correctamente una nueva interfaz de paciente o ha conectado la interfaz, pero aún no lleva puesta la máscara. Alternativamente, cuando el controlador encuentre una coincidencia, o una alineación sustancial de los datos medidos y almacenados, el controlador establecerá el modo de operación 52 de la unidad de soplado para controlar la velocidad del ventilador según el tipo de interfaz conectada, o establecerá un modo de operación según al tipo de interfaz determinado por el algoritmo.
- Haciendo referencia nuevamente a la figura 5, el controlador cambiará o alterará el modo de operación 52 según el tipo de interfaz que haya sido determinado por la estrategia de control. Por ejemplo, el controlador típicamente establecerá el modo de operación para la terapia de CPAP cerrada para administrar un rango de presión de 4 a 20 cmH₂O, que típicamente verá caudales de hasta 40 L/minuto o más. Sin embargo, el controlador se puede configurar para establecer un rango de caudal operativo, en lugar de un rango de presión. En otro ejemplo, el controlador típicamente se configurará para establecer el modo de operación para la terapia de CPAP abierta para administrar caudales de 20 a 40 L/minuto, lo que típicamente requerirá un rango de presión de aproximadamente 4-6 cmH₂O. Sin embargo, el controlador se puede configurar para establecer un rango de presión operativa, en lugar de un rango de caudal. El controlador se puede configurar para establecer la velocidad del ventilador según los requisitos de presión y/o flujo de aire, según lo dicte el modo de operación que mejor se adapte a la interfaz detectada.
- En la realización preferida de la invención, el controlador de la unidad de soplado cambiará entre dos modos operativos según la interfaz detectada. El cambio entre los dos modos de administración implicará principalmente administrar (a) una presión fija (o controlada) (o, alternativamente, titular automáticamente la presión según las necesidades del paciente) cuando el dispositivo está en modo de 'CPAP cerrada' o (b) un caudal de aire fijo (o controlado) (o titular automáticamente el caudal para adaptarse a las necesidades del paciente) cuando está en modo de 'CPAP abierta'. Preferiblemente, cuando se determina que una interfaz de CPAP cerrada está conectada, el controlador controla la salida del soplador para proporcionar una presión sustancialmente fija o controlada. Además, cuando se determina que una interfaz de CPAP abierta está conectada, el controlador controla la salida de la unidad de soplado para proporcionar un caudal de gases sustancialmente fijo o controlado.
- El controlador se puede programar para ejecutar periódicamente una comprobación, en el paso 57, para asegurar que el sistema está comportándose como se espera. La comprobación puede incluir, por ejemplo, comparar la velocidad actual del ventilador con un rango esperado de lecturas de presión y flujo. Si el rango cae fuera de los límites predeterminados, el controlador puede volver entonces al modo de detección 50 para volver a evaluar la interfaz conectada. El controlador puede incluir además un contador para monitorizar el número de ocasiones que se exceden los límites, y revertir solo después de que los límites se excedan numerosas veces. Esto puede explicar anomalías momentáneas en el sistema.
- El controlador está preferiblemente configurado para aumentar la humedad suministrada, por ejemplo, ordenando un aumento en la potencia de la placa calentadora del humidificador, cuando se cambia del modo de CPAP cerrada al modo de CPAP abierta. Esto asegura que los caudales relativamente altos necesarios para la CPAP abierta se humedezcan adecuadamente. De manera similar, la humedad se disminuye preferiblemente por el controlador cuando se cambia de los modos de CPAP abierta a CPAP cerrada. El controlador está configurado preferiblemente para aumentar la temperatura de los gases administrados cuando se cambia de CPAP cerrada a CPAP abierta. Por ejemplo, el controlador puede ordenar un aumento en la potencia de un calentador en la ruta de suministro. El paciente puede tolerar una temperatura de los gases más alta en los gases suministrados directamente a las fosas nasales que a una máscara facial. De manera similar, la temperatura se reduce preferiblemente al cambiar de los modos de CPAP cerrada a CPAP abierta. Si el controlador puede llegar a una conclusión más detallada sobre el tipo de máscara y distinguir diferentes interfaces de CPAP cerradas, entonces esta respuesta de temperatura se puede hacer según las determinaciones entre las interfaces nasales directas y las interfaces de tipo de máscara en lugar de entre CPAP abierta y CPAP cerrada.
- Los perfiles generales de los tipos de interfaz utilizados más comúnmente, en la realización preferida, están precargados en la memoria del controlador 13. Cuando se conecta un conjunto de interfaz (un conducto y una interfaz, por ejemplo, el conducto 4 y la máscara nasal 10) al resto del aparato de asistencia respiratoria, el controlador controla la unidad de soplado 2 para proporcionar un flujo de gases a lo largo del conjunto de interfaz, y el sensor de flujo 12 proporciona una lectura a la unidad de control 13. La unidad de control 13 reconoce el tipo de interfaz que se está utilizando, en base a la compañía, los datos del sensor recibidos en los perfiles de flujo almacenados, y puede generar una salida adecuada en consecuencia. Un usuario o profesional de la salud puede, si es necesario, hacer ajustes manuales a este perfil para optimizar la terapia. Estos ajustes también se pueden guardar en la memoria del controlador como los valores óptimos a los que debería cambiar en la detección de un tipo de interfaz - pueden reemplazar los valores por defecto si es necesario.
- La memoria del controlador 13 puede ser un dispositivo extraíble, tal como una memoria flash, ram estática o CD-ROM, e interfaz por conexión serial o protocolos similares. El dispositivo de memoria se puede comprar por separado o junto con un nuevo tipo de interfaz de paciente y, preferiblemente, se proporcionará un dispositivo de

memoria que contenga información de flujo y presión con una interfaz de paciente recién comprada. Alternativamente, se puede hacer una conexión entre el controlador y una instalación remota mediante comunicación por cable o inalámbrica para facilitar los ajustes manuales o las actualizaciones desde una ubicación remota. Por ejemplo, se puede establecer una conexión a Internet o un sistema de comunicaciones móviles para conectar de manera remota la unidad de soplado del sistema de control a una instalación de actualización remota. La interfaz de usuario en la unidad de soplado puede facilitar la comunicación entre datos locales o remotos y fuentes de control.

Otras funciones del controlador incluyen el registro de información relevante para el uso y la terapia de la máquina. Por ejemplo, el controlador también facilita preferiblemente la detección y el registro de eventos de "respiración alterada durante el sueño". Dichos eventos incluyen apneas, hipopneas, despertares relacionados con el esfuerzo respiratorio, limitaciones de flujo y eventos de 'despertar del sueño'. El controlador se puede configurar para registrar la hora, la fecha y la duración de tales eventos. El controlador también puede registrar la hora, la fecha y la duración en que se opera cada uno de los tipos o modos de tratamiento, o información estadística tal como máximos, mínimos, promedios, mediana y valores de moda de las lecturas de presión y caudal de gases. Otra función del controlador es el cálculo y registro de un parámetro de eficacia, tal como el índice de apnea-hipopnea (AHI) o el índice de alteración respiratoria (RDI). Según una invención en la presente memoria, el controlador registra datos para identificar la ruta de suministro determinada como parte de los datos de eficacia y cumplimiento.

El cálculo de un parámetro de eficacia puede requerir el uso de dispositivos de detección de flujo o presión más sensibles que los que se usan comúnmente para detectar las propiedades de los gases que salen de la unidad de soplado. En tales casos, se puede proporcionar un dispositivo sensor de presión o flujo secundario con conexión de fluido a los gases respirables. El controlador puede cambiar el sensor secundario al circuito de respiración, o al menos comenzar a monitorizar activamente el sensor secundario de una manera que asegure la operación normal de las funciones concurrentes de la unidad de soplado.

El controlador puede ajustar o sustituir los algoritmos usados para determinar la aparición de eventos según la ruta de suministro determinada.

Todos los datos calculados y registrados en el controlador se almacenan preferiblemente en un dispositivo de almacenamiento de medios extraíble. Alternativamente, los datos se podrían almacenar en una memoria fija y descargar a un dispositivo de memoria separado o servidor remoto mediante una conexión de comunicaciones apropiada. Los datos registrados también se pueden utilizar por un médico u otra institución profesional para determinar si un paciente ha emprendido suficiente terapia.

Proporcionar la capacidad para que un generador de presión/flujo cambie automáticamente entre los modos de administración de CPAP abierta y CPAP dependiendo de la interfaz conectada al final del tubo de administración proporcionará un nuevo enfoque para que los médicos presenten a los pacientes con OSAHS la terapia de CPAP tradicional a través del uso de un sistema de CPAP abierta de forma temporal. Una gran proporción de pacientes diagnosticados con OSAHS rechazan la terapia de CPAP al principio debido a problemas relacionados con la máscara y la presión con la terapia de CPAP. Sin embargo, la CPAP abierta le permite al médico ayudar a un paciente a adaptarse a la terapia de CPAP a través del sistema de CPAP abierta y, por lo general, es un sistema mucho más cómodo para un paciente nuevo en la terapia de CPAP. El sistema permitirá que el paciente pase una parte de cada noche con CPAP abierta y haga una transición gradual a la terapia de CPAP convencional una vez que pueda tolerar la CPAP. Además, el sistema combinado de CPAP abierta/cerrada será más flexible y permitirá al médico cambiar los modos de administración prescritos sin la compra de generadores de presión/flujo adicionales.

El cambio del modo de operación de la máquina de CPAP puede estar restringido por la consideración de elementos condicionales. Tales elementos pueden incluir si se ha administrado un régimen de tratamiento durante un período de tiempo prescrito o si un parámetro de eficacia calculado indica que se puede cambiar el modo. Otros parámetros condicionales incluyen la entrada de un código o identificador único que efectivamente 'desbloquea' funciones no disponibles anteriormente. El estado de tal parámetro condicional se puede comunicar a un usuario mediante una indicación gráfica en la interfaz de la unidad de soplado.

La capacidad del dispositivo para detectar automáticamente la interfaz conectada al final del tubo de respiración y cambiar el modo de administración de manera adecuada también eliminará la carga de cambiar manualmente el modo de administración de CPAP cerrada a abierta y viceversa usando un método manual tal como presionar un botón en el generador de presión/flujo. Confiar en que el paciente presione el botón apropiado tiene la desventaja adicional de estar sujeto a errores cometidos por el paciente al seleccionar el modo de administración apropiado. Además, tener la capacidad de que el dispositivo cambie automáticamente al modo de administración apropiado dependiendo de la interfaz conectada al tubo de respiración también hace que el sistema sea más fácil de usar para el paciente.

Las unidades de soplado existentes que no soportan el cambio automático de perfiles de flujo a menudo tienen la capacidad de cambiar o actualizar el software o el microprograma del controlador. Se prevé que las unidades de soplado existentes se puedan actualizar para soportar el cambio automático de perfil de flujo, incluyendo los pasos necesarios para detectar el tipo de interfaz conectada a la unidad de soplado mediante la detección de datos de

flujo. Además, se prevé que las actualizaciones de software o microprograma se faciliten mediante la conexión a un recurso remoto, tal como una base de datos. La conexión se puede hacer mediante comunicación por cable o inalámbrica. Por ejemplo, se puede establecer una conexión a Internet o un sistema de comunicaciones móviles para conectar de manera remota la unidad de soplado del sistema de control a una instalación de actualización remota.

5

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de asistencia respiratoria que comprende:
 - una unidad de suministro de gases (2) adaptada para, en uso, administrar una corriente de gases presurizados, una salida (7, 9) para suministrar, en uso, la corriente de gases presurizados a una ruta de suministro que incluye un camino de transporte de gases autosoportado flexible (4) y una interfaz de paciente (5); y
 - un sistema de control (13) asociado a la unidad de suministro de gases (2) adaptado para:
 - recibir datos de al menos un parámetro de información de al menos un sensor, dicho al menos un parámetro de información que comprende un parámetro de un flujo de gases de dicha salida (7, 9), en donde el al menos un sensor comprende un sensor de flujo (12) para medir el caudal de la corriente de gases y/o un sensor de presión para medir la presión de la corriente de gases, caracterizado por el sistema de control que se adapta para:
 - comparar dichos datos recibidos con datos de referencia, el sistema de control (13) que contiene los datos de referencia,
 - determinar dicha ruta de suministro en base a dicha comparación, y
 - en base a dicha determinación, establecer un modo de operación en un modo de CPAP abierta o un modo de CPAP cerrada, en donde el aparato de asistencia respiratoria está adaptado para administrar gases a una presión fija o controlada en el modo de CPAP cerrada y para administrar gases a un caudal fijo o controlado en el modo de CPAP abierta.
2. Un aparato de asistencia respiratoria según la reivindicación 1, en donde dicha determinación de la ruta de suministro comprende determinar si la interfaz del paciente (5) es una cánula no sellada o una máscara sellada.
3. Un aparato de asistencia respiratoria según la reivindicación 1 o 2, en donde dicho sistema de control (13) ajusta un parámetro operativo en base a la ruta de suministro determinada.
4. Un aparato de asistencia respiratoria según la reivindicación 3, en donde dicho sistema de control (13) ajusta el parámetro operativo entre una condición adecuada para CPAP abierta y una condición adecuada para CPAP cerrada.
5. Un aparato de asistencia respiratoria según la reivindicación 3 o 4, en donde dicho parámetro operativo incluye la concentración de humedad de dichos gases presurizados.
6. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en donde dicho parámetro operativo incluye una humedad para CPAP cerrada que es inferior a la humedad para CPAP abierta.
7. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicho sistema de control (13) está adaptado para almacenar información indicativa de eventos respiratorios con trastornos del sueño que incluyen uno o más de apnea, hiperpnea, despertares relacionados con la respiración, limitación del flujo o despertar del evento de sueño, asociado con cada ruta de suministro determinada.
8. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicho al menos un parámetro de información incluye un parámetro indicativo de la presión de salida de dicha unidad de suministro de gases (2) y/o un parámetro indicativo del caudal de gas de salida de dicha unidad de suministro de gases (2) y/o una velocidad de motor de dicha unidad de suministro de gases (2), o una corriente de motor de dicha unidad de suministro de gases (2).
9. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones 3 a 5, en donde dicho parámetro operativo incluye uno o más de un perfil de salida de presión frente al tiempo, el caudal máximo o mínimo, la presión máxima o mínima, la temperatura de los gases administrados al paciente; donde la temperatura para un modo de CPAP abierta es más alta que la temperatura para un modo de CPAP cerrada.
10. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde dicha información de referencia incluye una medida estadísticamente informativa de flujo para una presión durante un período de tiempo y/o una medida estadísticamente informativa de presión para un flujo durante un período de tiempo.
11. Un aparato de asistencia respiratoria según la reivindicación 10, en donde dicha medida estadísticamente informativa es uno o más de un parámetro indicativo de: un promedio, una mediana, una moda, varianza, desviación estándar o presión de variación de pico a pico.
12. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el controlador (13) está adaptado para monitorizar:

el caudal medio cuando dicha interfaz no se lleva puesta y/o

la fluctuación del flujo de gases, cuando dicha interfaz (5) se está llevando puesta, y comparar esto con la información de referencia.

5 13. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el sistema de control (13) está adaptado para calcular un promedio a largo plazo del flujo y una fluctuación de flujo o presión durante un período de tiempo, dicho cálculo que se utiliza para determinar la ruta de suministro.

10 14. Un aparato de asistencia respiratoria según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el sistema de control está adaptado para controlar la unidad de suministro de gases (2) para administrar la corriente de gases a la ruta de suministro a una o más velocidades del motor o corrientes del motor de la unidad de suministro de gases (2), medir un caudal usando el sensor de flujo (12) y/o una presión usando el sensor de presión a cada velocidad o corriente del motor, y usar dichas mediciones para determinar la ruta de suministro.

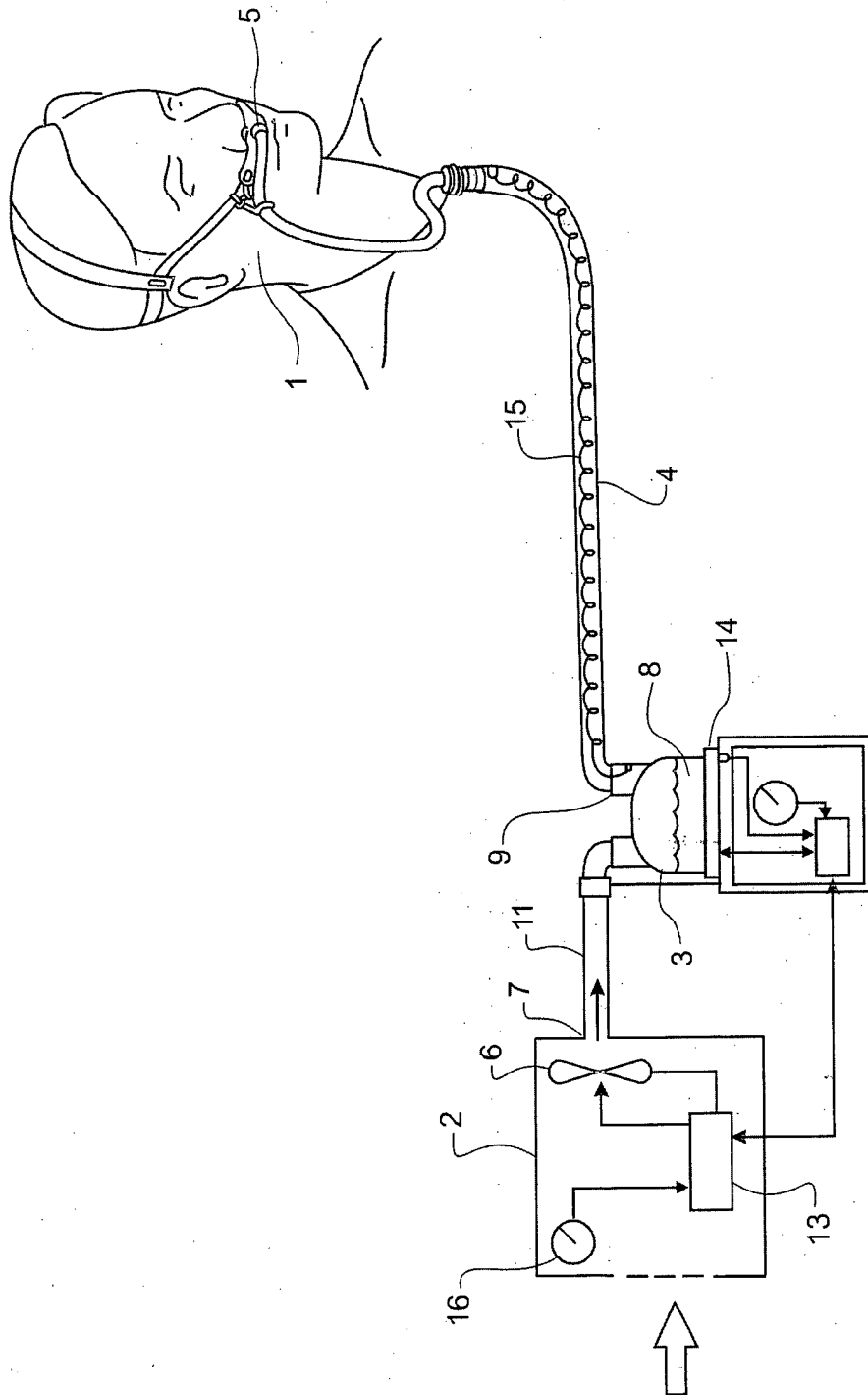


FIGURA 1a

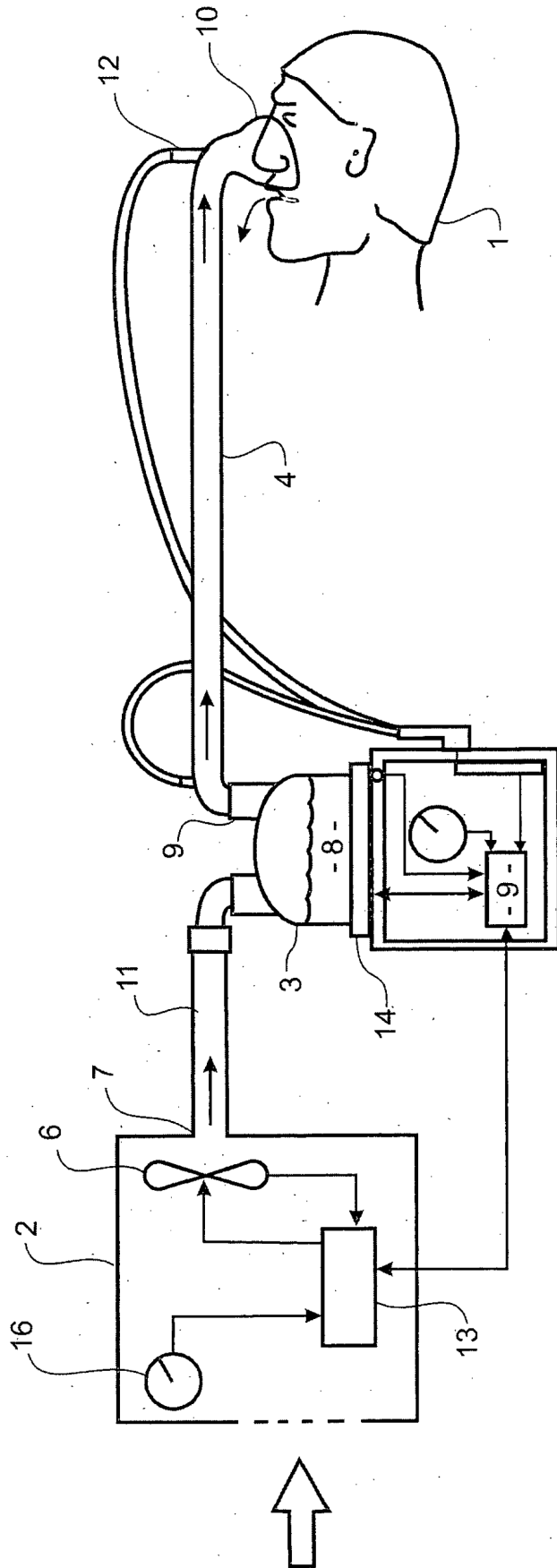


FIGURA 1b

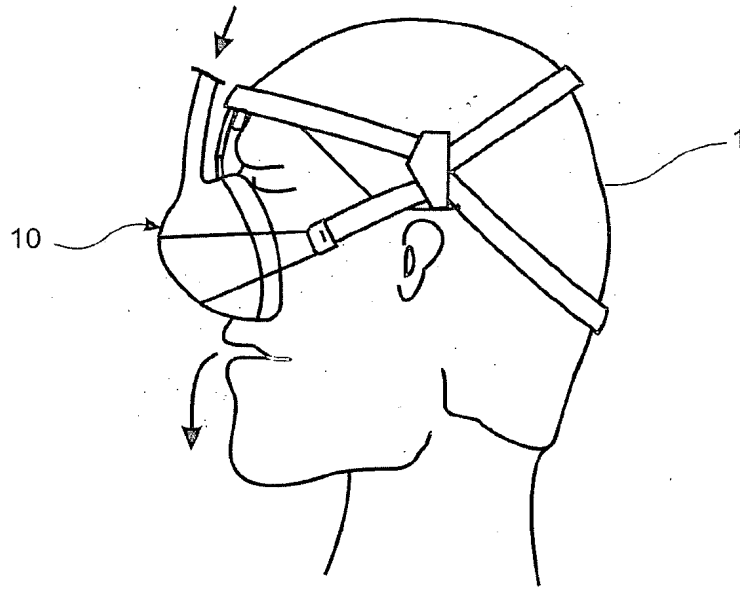


FIGURA 2

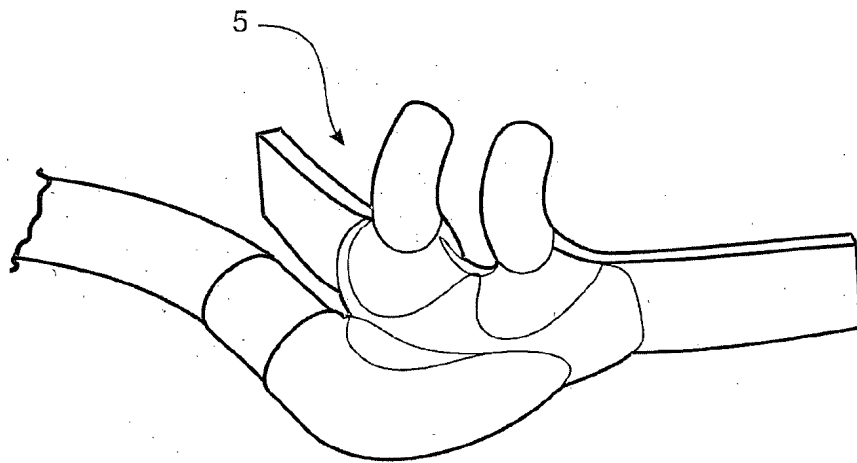


FIGURA 3

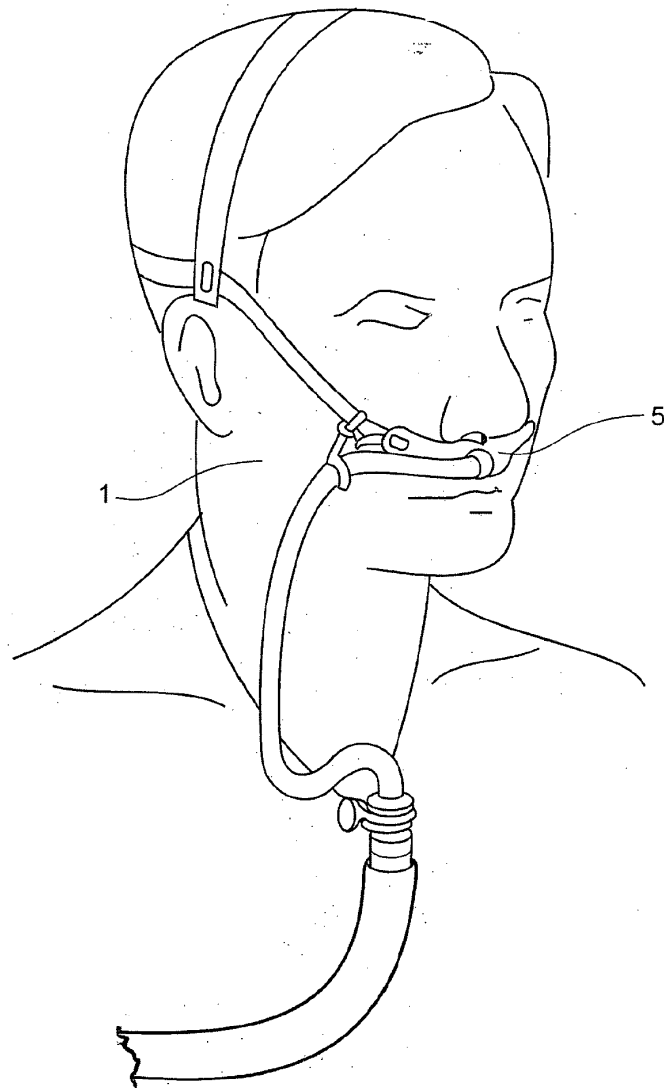


FIGURA 4

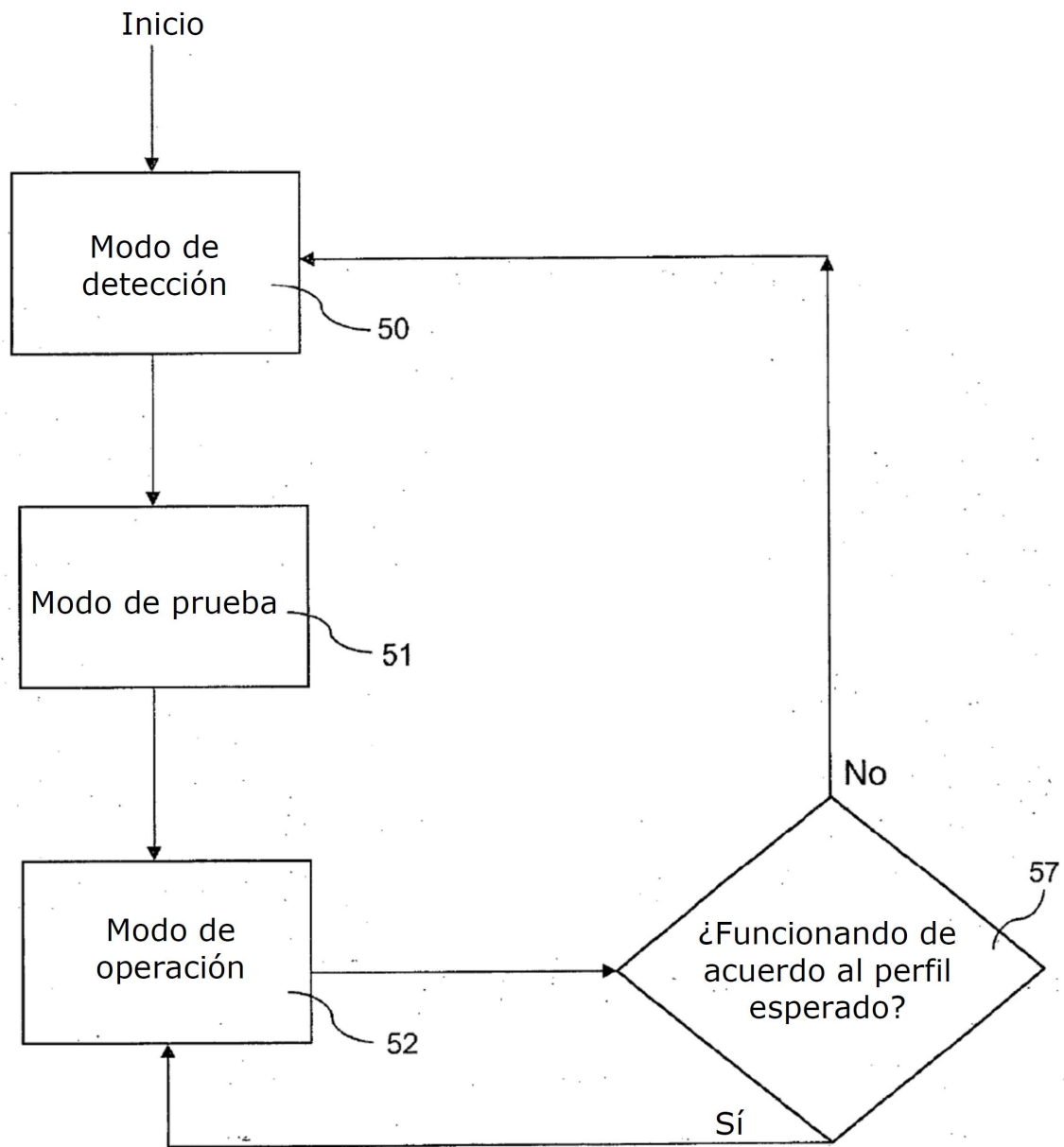


FIGURA 5

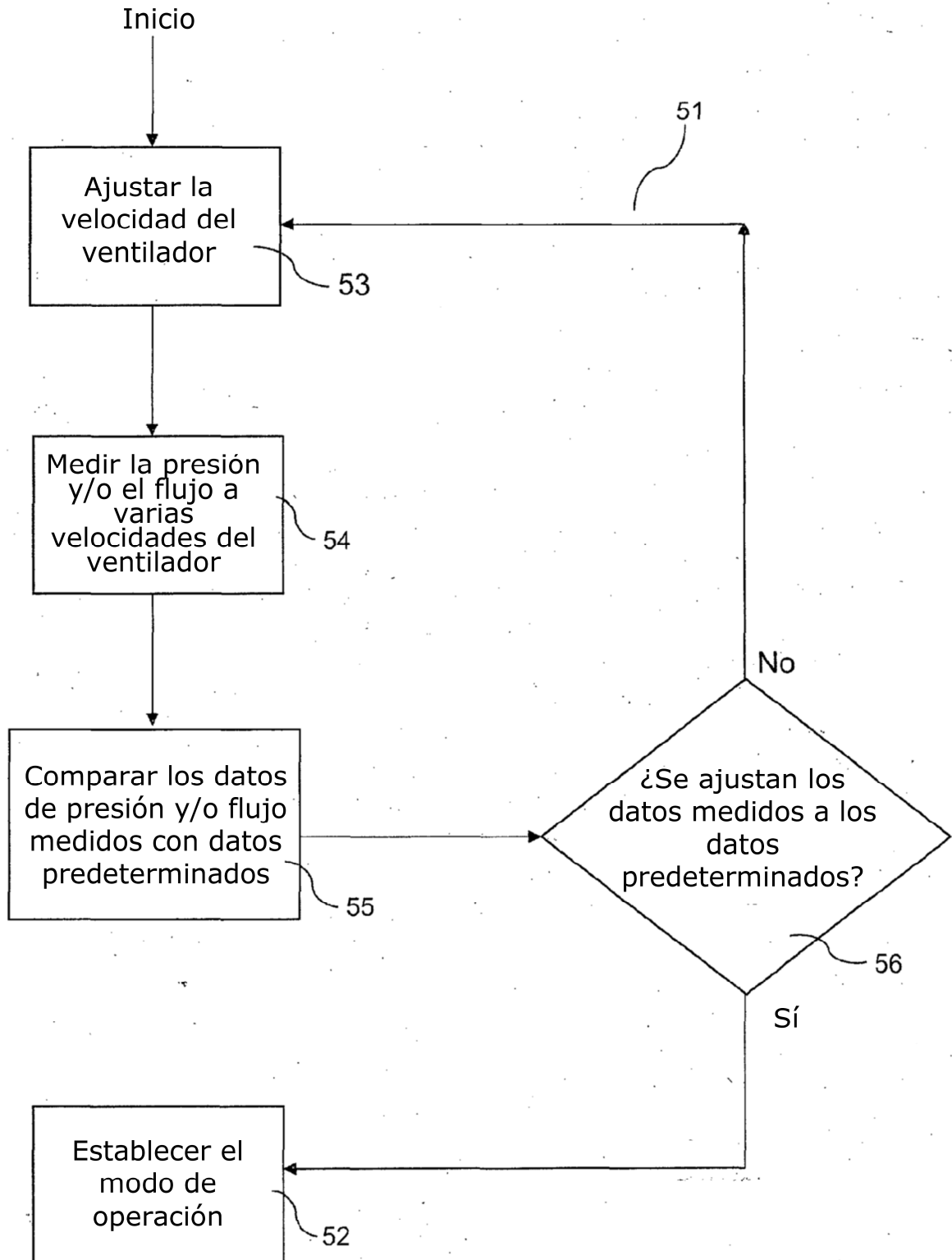


FIGURA 6