

(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS
ESPAÑA



(11) Número de publicación: **2 965 650**

(51) Int. Cl.:

A61M 16/10 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/08 (2006.01)
A61M 16/06 (2006.01)
A61M 16/16 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.08.2005 E 22169358 (3)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.09.2023 EP 4049703**

(54) Título: **Aparato para medir propiedades de gases suministrados a un paciente**

(30) Prioridad:

20.08.2004 NZ 53485304

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
16.04.2024

(73) Titular/es:

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

(72) Inventor/es:

**PAYTON, MATTHEW JON;
O'DONNELL, KEVIN PETER;
CLARK, ANDREW BADEN;
QUILL, CHRISTOPHER SIMON JAMES y HAWKINS, PETER GEOFFREY**

(74) Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 965 650 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 para medir propiedades de gases suministrados a un paciente

CAMPO TÉCNICO

Esta invención se refiere a un aparato para medir propiedades, tales como temperatura y humedad, de gases que se suministran a un paciente. Los humidificadores se controlan habitualmente midiendo la temperatura del gas en dos puntos, adyacente a la salida del humidificador y proximal al paciente. Esta invención se refiere predominantemente a la medición de la temperatura del gas suministrado a un paciente en un punto proximal al paciente.

TÉCNICA ANTERIOR

10 La temperatura de los gases suministrados a un paciente cuando está recibiendo tratamiento tal como oxigenoterapia o tratamiento de presión positiva para afecciones como la apnea obstructiva del sueño (AOS) o la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) a menudo se mide por seguridad y para permitir el control de la humedad entregada al paciente. La medición de la temperatura cerca del paciente se realiza habitualmente mediante una sonda insertada en el tubo respiratorio, tal como la de Fisher & Paykel Healthcare Limited. Las patentes de EE. UU. números US6.272.933 y US6.584.972. Dicha sonda de temperatura está conectada al humidificador a través de un cable que va externo al circuito respiratorio. Este enfoque tiene algunos inconvenientes. En particular, el usuario debe instalar correctamente la sonda de temperatura. Si la sonda no está instalada correctamente, el sistema de humidificación puede funcionar mal, lo que puede aumentar el riesgo para el paciente. Los sensores existentes en el extremo del tubo de respiración requieren que los cables del sensor pasen por el exterior del tubo de respiración. Esto reduce la fiabilidad de los sensores debido a la vulnerabilidad de estos cables. Alternativamente, si estos cables pasan por el interior del tubo de respiración, se produciría un aumento de la resistencia al flujo de aire y se reduciría la higiene del circuito de respiración.

El documento US4682010 divulga sensores de temperatura en un conducto con un elemento de calentamiento para suministrar gases a un paciente.

25 El documento GB 1294808 divulga un sensor de temperatura para detectar la temperatura de un gas inhalado cerca del paciente.

El documento WO01/43804 divulga un sensor térmico montado en la superficie interior de una máscara de paciente.

El documento GB2176405 describe un termistor extraíble colocado en una línea inspiratoria, aguas abajo de un calentador.

30 El documento WO2004/011072 divulga un sensor de temperatura en contacto con la carcasa de un dispositivo para administrar gases a un paciente, pero no en contacto con el flujo de gas respiratorio.

DIVULGACIÓN DE LA INVENCIÓN

Un objeto de la presente invención es proporcionar un aparato para medir propiedades de gases suministrados a un paciente que contribuya de algún modo a superar las desventajas mencionadas anteriormente en la técnica anterior o que al menos proporcione a la industria una opción útil.

35 La solución viene dada por la reivindicación independiente. Realizaciones preferidas se enumeran en las reivindicaciones dependientes.

Por consiguiente, en un primer aspecto, la presente invención consiste en un aparato para medir propiedades de gases que se suministran a un paciente, que comprende:

un suministro de gases,

40 al menos un conducto de administración que incluye un cable calentador para calentar dicho conducto,

en el que dicho cable calentador se utiliza en un circuito eléctrico para determinar dichas propiedades de dichos gases.

Preferiblemente, dicho circuito eléctrico está conectado en serie con dicho cable calentador y proporciona una medición o permite un cálculo de una indicación de al menos uno de entre temperatura, humedad, presión y composición de dichos gases.

Preferiblemente, dicho circuito eléctrico está montado y sellado en una placa de circuito impreso que se extiende al menos parcialmente hacia los gases suministrados a dicho paciente a través de dicho al menos un conducto de administración.

50 Preferiblemente dicho circuito eléctrico está al menos parcialmente moldeado en la pared de dicho conducto de administración.

- Preferiblemente, dicho circuito eléctrico incluye un medio sensor con propiedades conocidas a temperatura ambiente, de modo que dicho medio sensor pueda coincidir con dicho al menos un conducto de administración.
- Preferiblemente dicho medio sensor es un sensor de temperatura.
- 5 Preferiblemente, dicho circuito eléctrico incluye al menos unos medios de medición en serie con dicho cable calentador.
- Preferiblemente, al menos dichos medios de medición son unos medios de medición de temperatura.
- Preferiblemente, dichos medios de medición de temperatura incluyen un termistor y un diodo en paralelo y una resistencia de referencia.
- 10 Preferiblemente, dicho termistor y dicho diodo están ubicados en el extremo de dicho conducto de administración cerca de dicho paciente y dicha resistencia de referencia está incluida en dichos medios de suministro de gases.
- Preferiblemente, dichos medios de suministro de gases incluyen un dispositivo para suministrar flujo de gas, tal como un soplador, y un humidificador para humidificar dichos gases desde dicho soplador.
- Preferiblemente dichos medios de suministro de gases son un humidificador.
- Preferiblemente dicho circuito eléctrico incluye medios de medición de las propiedades de los gases.
- 15 15 Preferiblemente, dichos medios de medición de propiedades de los gases incluyen al menos uno de entre un sensor, un filtro de paso de banda o un termistor y al menos una resistencia de referencia.
- Preferiblemente, dicho al menos uno de un sensor, filtro de paso de banda o termistor está ubicado en el extremo de dicho conducto de administración cerca de dicho paciente y dicha al menos una resistencia de referencia y al menos un filtro de paso de banda están incluidos en dichos medios de suministro de gases.
- 20 20 La invención consiste en lo anterior y también prevé construcciones de las que se dan ejemplos a continuación.
- BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**
- A continuación se describirán formas preferidas de la presente invención con referencia a los dibujos adjuntos.
- La Figura 1 es una ilustración de un sistema humidificador respiratorio que puede usarse con el método de la presente invención para medir la temperatura de los gases suministrados a un paciente.
- 25 25 La Figura 2 es un diagrama de circuito de la electrónica que permite medir la temperatura de los gases a un paciente, donde el circuito se utiliza cuando el sistema de la presente invención utiliza voltajes de medición y calentamiento de CC.
- La Figura 3 es un diagrama de circuito de la electrónica que permite medir la temperatura de los gases a un paciente, donde el circuito se utiliza cuando el sistema de la presente invención utiliza voltajes de CC o CA para los voltajes de calefacción y señal.
- 30 30 La Figura 4 es un corte de un conducto que incluye un circuito de la presente invención en una placa de circuito impreso y que reside con el conducto en el área del flujo de gases.
- MEJORES MODOS PARA REALIZAR LA INVENCIÓN**
- 35 35 La presente invención busca medir diversas propiedades, por ejemplo temperatura o humedad, en el extremo de un tubo o conducto de administración de gas usando sensores montados en un cable, tal como un cable usado para calentar los gases que fluyen a través del tubo o conducto, donde el cable reside dentro del tubo o conducto de administración. Un tubo calentado con un cable calentador como el descrito en Fisher & Paykel Healthcare Limited. La patente de EE. UU. número 6.078.730 o se podría utilizar cualquier otro tubo y cable calentador similar con la presente invención.
- 40 40 Con referencia a la Figura 1, se muestra un sistema de ventilación y humidificación que podría usarse con la presente invención. Un paciente 13 recibe gases humidificados y presurizados a través de una cánula nasal 12 conectada a una vía de transporte de gases humidificados o conducto inspiratorio 3 que a su vez está conectado a un humidificador 8 (que incluye la cámara de humidificación 5) suministrado con gases desde un soplador 15 u otros medios de suministro de gases apropiados.
- 45 45 El conducto inspiratorio 3 está conectado a la salida 4 de la cámara de humidificación 5 que contiene un volumen de agua 6. La cámara de humidificación 5 está formada preferiblemente de un material plástico y puede tener una base altamente conductora del calor (por ejemplo, una base de aluminio) que está en contacto directo con una placa calentadora 7 del humidificador 8. El humidificador 8 está provisto de medios de control o un controlador electrónico 9 que puede comprender un controlador basado en un microprocesador que ejecuta comandos de software de

ordenador almacenados en la memoria asociada. Los gases que fluyen a través del conducto inspiratorio 3 pasan al paciente a través de la cánula nasal 12, pero también pueden pasar al paciente a través de otras interfaces del paciente tales como una mascarilla nasal o facial completa.

- 5 El controlador 9 recibe entradas de fuentes tales como medios de entrada del usuario o dial 10 a través de los cuales un usuario del dispositivo puede, por ejemplo, establecer un valor requerido predeterminado (valor preestablecido) de humedad o temperatura de los gases suministrados al paciente 13. En respuesta a la entrada del valor de humedad o temperatura establecida por el usuario a través de un dial 10 y otras entradas posibles, como sensores internos que detectan el flujo de gases o la temperatura, o mediante parámetros calculados en el controlador, el controlador 9 determina cuándo (o a qué nivel) energizar la placa calentadora 7 para calentar el agua 6 dentro de la cámara de humidificación 5. A medida que se calienta el volumen de agua 6 dentro de la cámara de humidificación 5, el vapor de agua comienza a llenar el volumen de la cámara por encima de la superficie del agua y sale de la salida 4 de la cámara de humidificación 5, con el flujo de gases (por ejemplo aire) proporcionado desde un medio de suministro de gases o soplador 15 que ingresa a la cámara de humidificación 5 a través de la entrada 16.
- 10 El soplador 15 puede estar provisto de una bomba o ventilador 2 de velocidad variable que aspira aire u otros gases a través de la entrada 17 del soplador. La velocidad de la bomba o ventilador 2 de velocidad variable puede controlarse mediante unos medios de control adicionales o un controlador electrónico 18 que responde ya sea a entradas del controlador 9 o a valores requeridos predeterminados establecidos por el usuario (valores preestablecidos) de presión o velocidad del ventilador, a través del dial 19. Alternativamente, la función de este controlador 18 se puede combinar con el otro controlador 9.
- 15 20 Preferiblemente se proporciona un elemento calentador o cable 11 dentro, alrededor y a lo largo del conducto o tubería 3 para ayudar a evitar la condensación de los gases humidificados dentro del conducto. Dicha condensación se debe a que la temperatura de las paredes del conducto está próxima a la temperatura ambiente (que es la temperatura de la atmósfera circundante), que suele ser inferior a la temperatura de los gases humidificados dentro del conducto. El elemento calentador reemplaza eficazmente la energía perdida de los gases por conducción y convección durante el tránsito a través del conducto. Por lo tanto, el elemento calentador de conducto garantiza que los gases entregados estén a una temperatura y humedad óptimas.

25 Un cable calentador de este tipo normalmente se acciona con corriente continua (CC) o corriente alterna (CA) y en ambos casos la tensión de calentamiento generalmente se enciende y apaga para controlar la potencia aplicada al elemento calentador. En la presente invención, el elemento calentador 11, que es más preferentemente un cable, se utiliza junto con un circuito electrónico para determinar las propiedades de los gases suministrados al paciente. El circuito (20 o 40 en las Figuras 2 y 3) está conectado preferiblemente en serie con el cable calentador 11. El circuito puede estar en una placa de circuito impreso, o cableado dentro de una carcasa que puede ser una moldura de plástico en el flujo de gases, o una placa de circuito que está al menos parcialmente moldeada dentro de la pared del conducto o tubería 3. Las propiedades que pueden medirse incluyen temperatura, presión, composición del gas y humedad. A continuación se describen dos realizaciones de la presente invención, una que funciona utilizando únicamente una tensión de calentamiento de CC y la otra que puede funcionar con una tensión de calentamiento de CC o CA.

Tensión de calentamiento CC

30 La Figura 2 muestra un circuito 20 que puede utilizarse para llevar a cabo el método de medición de temperatura de la presente invención. Cuando se aplica una tensión de calentamiento CC 25 al cable calentador, el diodo 22 conduce y la corriente fluye a través del cable calentador 21, 28 y el cable calentador funciona normalmente y proporciona calentamiento al tubo de suministro 3. Cuando la tensión de calentamiento 25 está apagada usando el interruptor 29, se aplica al cable calentador una tensión de medición 26, que tiene polaridad opuesta a la tensión de calentamiento 25. En este caso, la corriente en el cable calentador 21, 28 no fluye a través del diodo 22, sino que fluye a través del termistor 23 y a través de una resistencia de referencia 24. La tensión a través de la resistencia de referencia 24 puede entonces medirse en la salida 27 y determinarse la temperatura de los gases. La medición de la tensión 27 a través de la resistencia de referencia 24, se convierte en temperatura usando una tabla de consulta o una ecuación para calcular un valor de temperatura. Esto es similar a una técnica comúnmente utilizada en la que el termistor 23 forma un divisor de potencial con la resistencia de referencia 24.

35 40 De manera más general, el termistor puede reemplazarse por una impedancia (por ejemplo, una resistencia y un sensor capacitivo) para medir la presión o la humedad. La impedancia puede medirse midiendo la tensión a través de la resistencia de referencia 24 o el tiempo de subida podría determinarse observando la tensión a través de la resistencia de referencia 24 en el tiempo.

45 Parte del circuito 20 se incluiría en el conducto de administración 3 y, en particular, el diodo 22 y el termistor 23 (en paralelo entre sí) se colocan preferiblemente en serie con el cable calentador 21, 28 en un punto del cable calentador en o cerca del extremo 30 (el más cercano al usuario 13, ver las Figuras 1, 2 y 4) del tubo de suministro 3, por ejemplo, pueden estar interconectados en una placa de circuito impreso, sobremoldeado con plástico para sellar y montado en la corriente de gases a través del conducto de suministro como se muestra en la Figura 4. Además, el circuito puede estar formado por partes interconectadas en una carcasa, por ejemplo, una carcasa de plástico, que sobresale de la pared de plástico del tubo de suministro hacia el interior del flujo de gases a través del conducto, para medir las

propiedades de los gases. Todas las demás partes del circuito 20, incluida la resistencia de referencia 24 y el circuito de conmutación 29, se incluirían en el circuito de control del humidificador 8.

- Se puede elegir el valor del termistor para que tenga diferentes curvas de resistencia con propiedades conocidas a temperatura ambiente. La elección de un valor de termistor particular para usar con el circuito permite la identificación mediante el sistema de control de la presente invención y la coincidencia de ese valor de termistor con un conducto o tubería 3 específica. De modo que se puedan combinar diferentes valores de termistor con tipos de conductos particulares y apropiados y tras la conexión del conducto a un humidificador o dispositivo soplador, el sistema de control puede identificar ese termistor y aplicar la estrategia de control adecuada al calentamiento del conducto.

Tensión de calentamiento CA o CC

- El circuito mostrado en la Figura 2 está destinado a usarse cuando se usa una tensión de calentamiento de CC junto con el cable calentador, el conducto de administración y el sistema como se muestra en la Figura 1. Una realización alternativa de un circuito 40 que proporcionaría medición de las propiedades de los gases, tal como la temperatura y es adecuado para tensiones de CA y CC, se muestra en la Figura 3. Varias señales de tensión 51, 52, 53, que están en diferentes frecuencias, se suman en un sumador 50. Estas señales incluyen al menos una señal de calentamiento 51 y al menos una señal de medición 53. La combinación de estas señales pasa por el cable calentador 44, creando corrientes (calentamiento y medición) en el cable calentador 44. Se establecen varias trayectorias paralelas 41, 43, 45, cada una de las cuales contiene un filtro (por ejemplo, como se muestra en la Figura 3, un filtro de paso bajo 41 y tres filtros de paso de banda 43, 45, 48) cada uno de los cuales pasa por un intervalo de frecuencia diferente. Estas trayectorias paralelas (es decir, filtros, termistores y/o sensores) están ubicadas preferiblemente en el extremo 30 del tubo de suministro 3, de manera similar a la descrita en relación con la Figura 2. Las trayectorias paralelas permiten que la corriente de calentamiento pase por una trayectoria diferente a la de las corrientes de medida. También permite pasar múltiples señales de medición a través del cable calentador para poder medir diferentes propiedades de los gases (por ejemplo, temperatura, presión, humedad, composición).

- Las corrientes de calentamiento y medición regresan a través del cable calentador 46 y pueden filtrarse a través de varios filtros de medición 47, 49, 57 en paralelo que pasan bandas de frecuencia que corresponden a los filtros, 41, 43, 45 ubicados en el extremo 30 del tubo 3. La corriente de calentamiento toma una trayectoria diferente a la de las corrientes de medición. Cada una de las corrientes de medición toma una trayectoria diferente dependiendo de su frecuencia y esto permite medir cada corriente de medición haciéndola pasar a través de una resistencia de referencia 48, 54 o similar. Nuevamente se puede usar una tabla o ecuación de consulta para convertir la tensión a través de la resistencia de referencia 48, 54 a, por ejemplo, una temperatura. En la realización preferida de la presente invención, los filtros de medición 47, 49, 57 se incluirían en el circuito de control del humidificador 8.

En una realización adicional, uno o más de los elementos sensores 55, 56 en el extremo 30 del tubo de suministro 3 podrían reemplazarse por una impedancia fija para permitir la identificación del tubo de modo que se puedan usar diferentes algoritmos de control para diferentes conductos o tubos.

- La Figura 4 muestra una vista en corte de un conducto 3 con una placa de circuito impreso 60 que aloja las partes de uno de los circuitos de la presente invención descritos anteriormente con referencia a las Figuras 2 o 3. La placa de circuito 60 está conectada a los cables calentadores 21, 28 y como tal está colocado dentro del conducto 3. De esta manera, el termistor 23 incluido en la placa 60 está expuesto a los gases que fluyen a través del conducto 3 y puede proporcionar mediciones de las propiedades de los gases.
- Los circuitos y el método de la presente invención se pueden aplicar a varias aplicaciones de estas tecnologías para productos de circuitos de humidificación y respiración. Por ejemplo, la medición de la temperatura o la humedad en el extremo del tubo de administración (o en una interfaz del paciente, por ejemplo, una cánula o mascarilla nasal) se puede utilizar para controlar mejor el humidificador, de modo que se pueda obtener una temperatura más precisa de los gases ser suministrado al paciente, proporcionándole comodidad y terapia óptimas. Además, se pueden medir otras propiedades de los gases, como la presión o la composición del gas cerca del paciente.

El aparato de la presente invención elimina la necesidad de cables externos para detectar las propiedades de los gases, como lo exige la técnica anterior. Además, el aparato de la presente invención sólo utiliza dos clavijas o contactos (a diferencia de cuatro clavijas como se usan en las implementaciones actuales de tubos calentados). Esto significa que es probable que el sistema de la presente invención sea más fiable ya que es probable que los contactos/pasadores sean menos propensos a romperse. La utilización del cable calentador para medir las propiedades de los gases también puede reducir el coste del tubo de respiración 3 y las piezas asociadas, especialmente si el tubo de respiración va a ser desecharable.

REIVINDICACIONES

1. Un conducto de administración (3) para suministrar un flujo de gases desde un medio de suministro de gases a un paciente, comprendiendo el conducto de administración (3) una parte de un circuito eléctrico (20),
 - caracterizado por que la parte de un circuito eléctrico (20) incluye

5 un cable calentador (11, 21, 28) para calentar los gases que fluyen a través del conducto de administración (3); y

 un diodo (22) y un termistor (23) que están en paralelo entre sí y que están colocados en serie con el cable calentador (21, 28) en un punto en el cable calentador (11, 21, 28) en o cerca el extremo (30) del conducto de administración (3) más cercano al paciente;

10 en el que el diodo (22) y el termistor (23) están sobremoldeados con plástico para sellar y montados en la corriente de gases a través del conducto de administración (3), y

 el termistor (23) está adaptado para usarse para proporcionar mediciones de una temperatura de los gases.
2. El conducto de administración (3) según la reivindicación 1, en el que el diodo (22) y el termistor (23) están formados en una carcasa de plástico que sobresale de una pared del conducto de administración (3) hacia el flujo de gases a través del conducto de administración (3) con el fin de proporcionar mediciones de la temperatura de los gases.
3. El conducto de administración (3) según la reivindicación 1, en el que el diodo (22) y el termistor (23) están interconectados en una placa de circuito impreso.
4. El conducto de administración (3) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el termistor (23) está adaptado para quedar expuesto a la corriente de gases a través del conducto de administración (3).
- 20 5. El conducto de administración (3) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el diodo (22) está configurado para conducir cuando la parte de un circuito eléctrico (20) se energiza mediante una tensión de calentamiento, en el que la corriente fluye a través del cable calentador (11, 21, 28), proporcionando calentamiento al conducto de administración (3).
- 25 6. El conducto de administración (3) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el diodo (22) está configurado para no conducir cuando la parte de un circuito eléctrico (20) se energiza mediante una tensión de medición, en el que la corriente fluye a través del termistor (23) para proporcionar las mediciones de la temperatura de los gases.
- 30 7. Un aparato para medir propiedades de gases que se suministran a un paciente, que comprende un conducto de administración (3) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, para suministrar dichos gases a dicho paciente, y un medio de suministro de gases que incluye un circuito de control.
8. El aparato según la reivindicación 7, en el que los medios de suministro de gases incluyen un soplador y un humidificador para humidificar los gases del soplador, comprendiendo el humidificador una placa calentadora y una cámara de humidificación que está formada a partir de un material plástico y tiene una base conductora de calor que es en contacto directo con la placa calentadora.
- 35 9. El aparato según la reivindicación 8, en el que el conducto de administración (3) está configurado para conectarse a una salida de la cámara de humidificación.
10. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 9, que comprende un circuito eléctrico (20) que comprende la parte de un circuito eléctrico del conducto de administración y el circuito de control de los medios de suministro de gases.
- 40 11. El aparato según la reivindicación 10, que comprende dos clavijas o contactos para la implementación de un conducto de administración calentado.
12. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 11, en el que el circuito de control de los medios de suministro de gases comprende una resistencia de referencia (24) y un circuito de commutación (29).
- 45 13. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 12, que comprende una cánula nasal conectada al conducto de administración para administrar gases a un paciente.
14. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 13, donde el aparato es un sistema humidificador respiratorio.

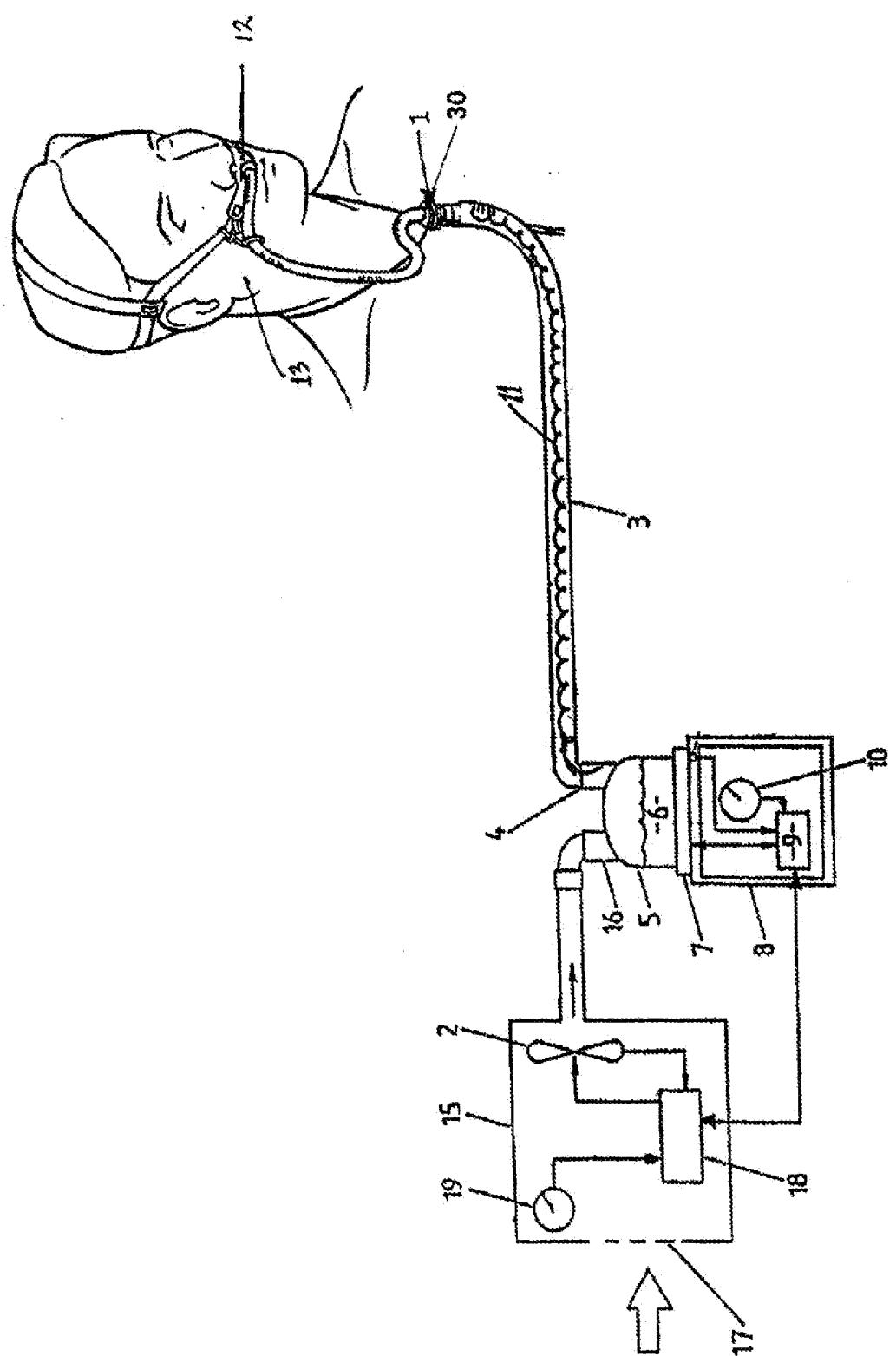


Figura 1

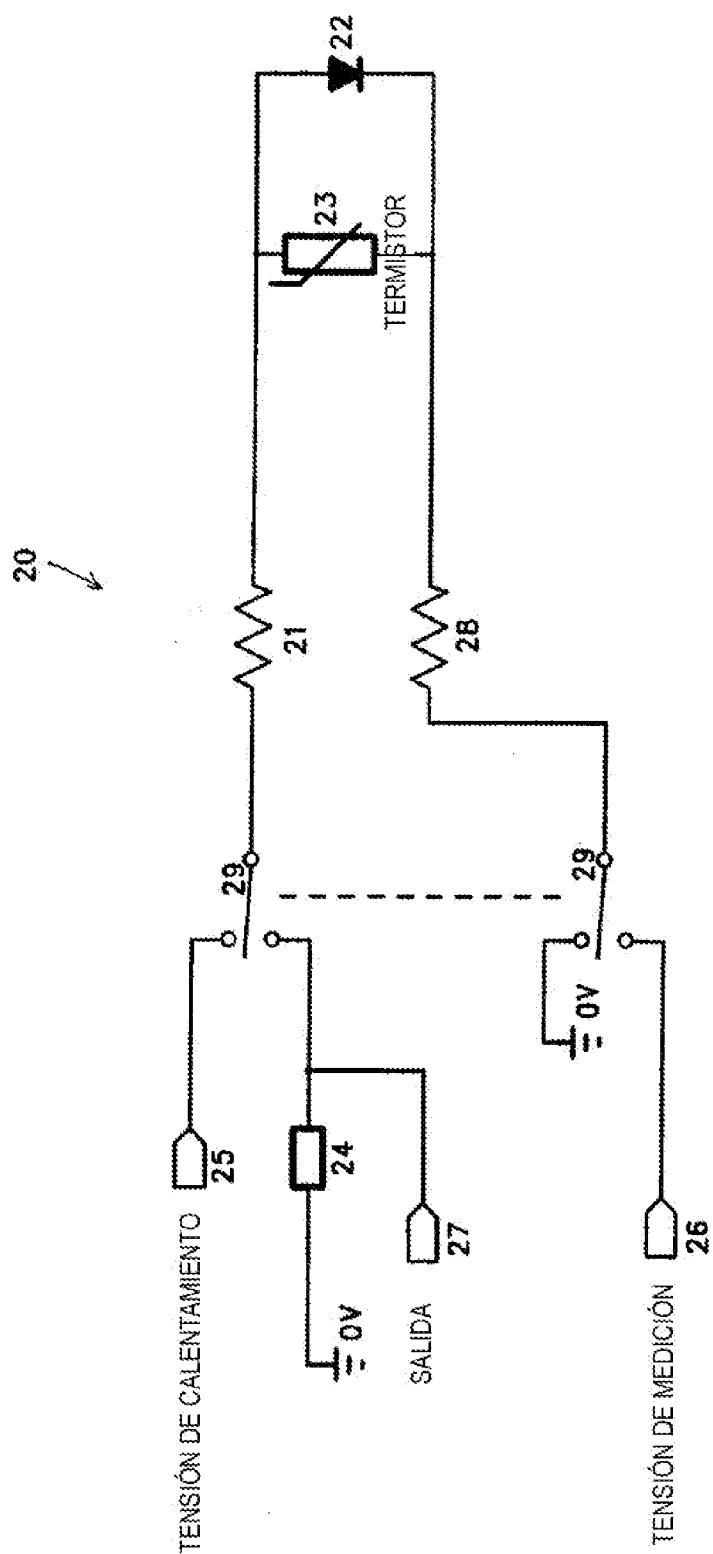


Figura 2

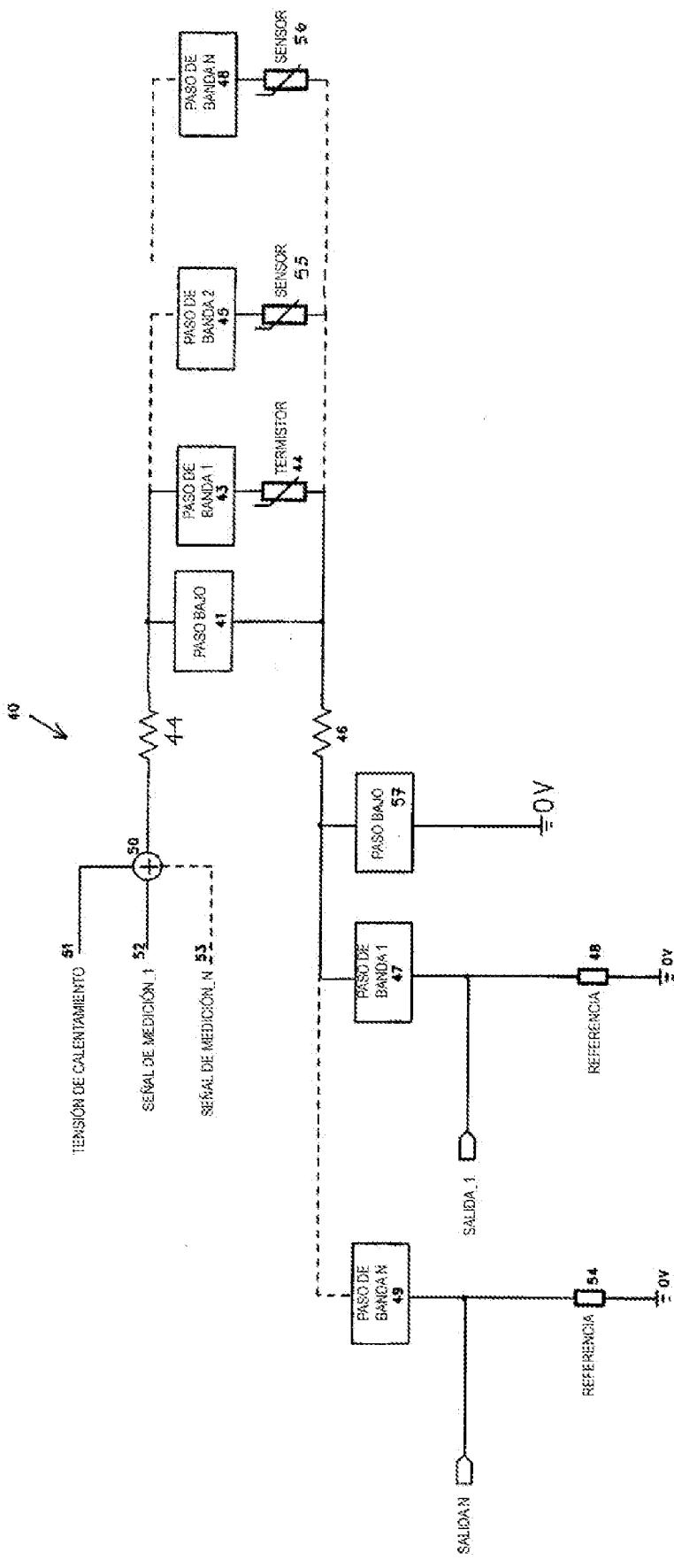


Figura 3

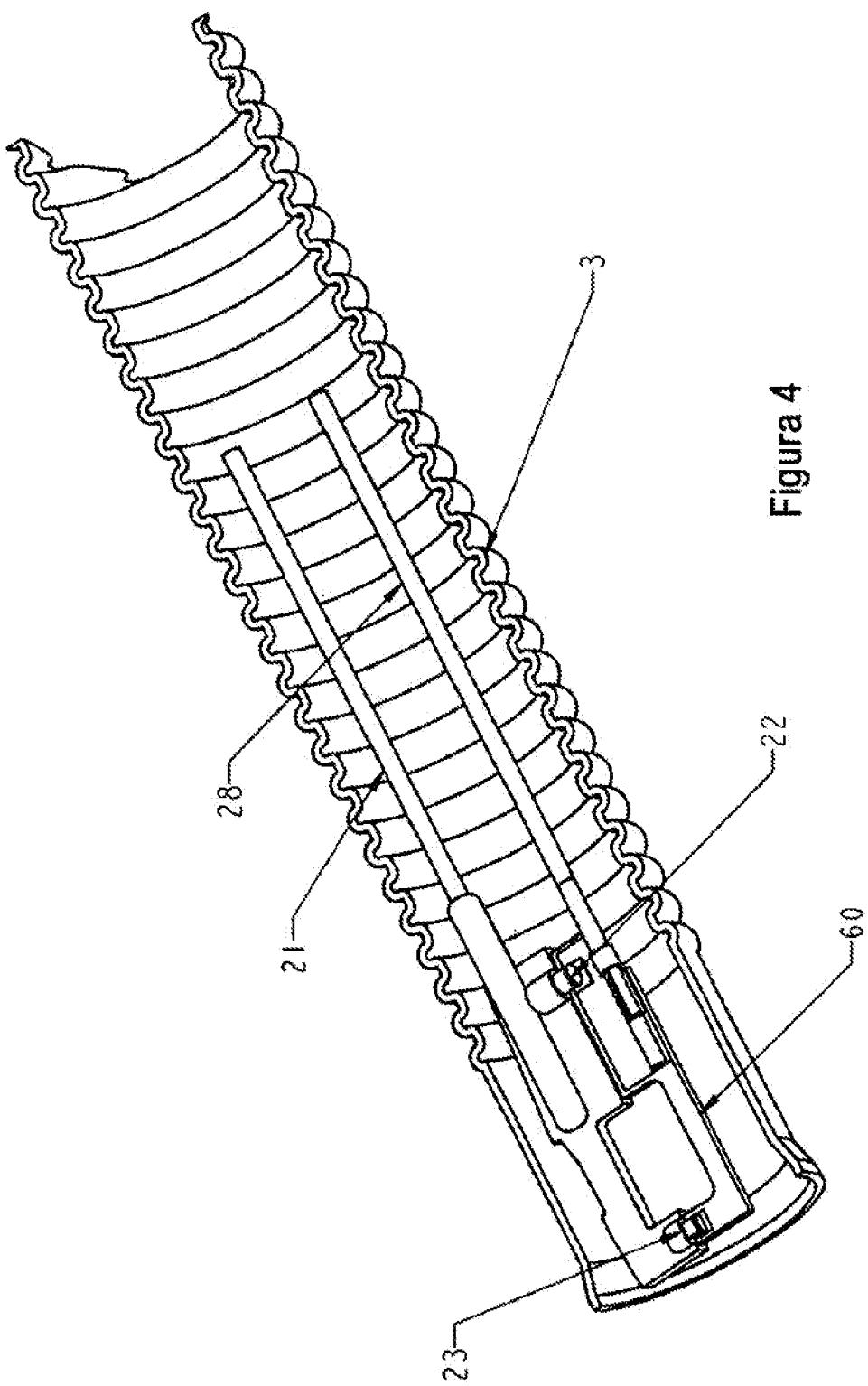


Figura 4