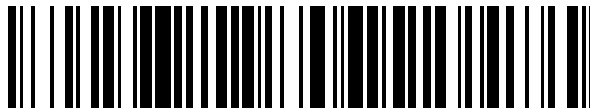


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 369 850**

51 Int. Cl.:
A61M 16/16 (2006.01)
G01K 7/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **04028027 .3**
96 Fecha de presentación: **17.06.1998**
97 Número de publicación de la solicitud: **1514570**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **16.03.2005**

54 Título: **SISTEMA DE HUMIDIFICACIÓN RESPIRATORIA.**

30 Prioridad:
17.06.1997 NZ 32811697
27.04.1998 NZ 33029598

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
07.12.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
07.12.2011

73 Titular/es:
FISHER & PAYKEL HEALTHCARE LIMITED
15 MAURICE PAYKEL PLACE
EAST TAMAKI, AUCKLAND, NZ

72 Inventor/es:
Gradon, Lewis George;
McPhee, Stephen William;
Seakins, Paul John y
Leonard, Peter John

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 369 850 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

Sistema de humidificación respiratoria

Antecedentes de la invención

Campo de la invención

5 Esta invención se refiere a sistemas de distribución de gases y, en particular, aunque no solamente, a sistemas humidificadores respiratorios que humidifican los gases para que respire un paciente u otra persona que necesite tales gases.

Descripción de la técnica anterior

10 Muchos, si no todos, de los sistemas de humidificación respiratoria existentes que entregan gases humidificados (tales como oxígeno o gases anestésicos) a un paciente, o a otra persona que necesite tales gases, funcionan como controladores de temperatura. Es decir, se vigila la temperatura de los gases que salen del dispositivo de humidificación en el circuito de respiración, y se controla la fuente de calor en respuesta a cambios en esa temperatura para conseguir una temperatura deseada de los gases humidificados salientes. Se describe un ejemplo de este tipo de sistema de control de humidificador en nuestra patente previa de EE.UU. número 5.558.084. Este método de control tiene una pluralidad de desventajas, que incluyen:

15 - En situaciones con alta temperatura de los gases entrantes (que se aproxima a la temperatura deseada de los gases salientes) el proceso de humidificación suministra necesariamente poco calor a los gases para conseguir la temperatura requerida. Por consiguiente, se consigue también poca humidificación de los gases.

20 - La dependencia de los sensores de temperatura en este método de control significa que la colocación o la conexión incorrecta de los sensores de temperatura puede conducir a un rendimiento reducido de todo el sistema de humidificación y respiración.

25 - La carencia de sensores de flujo que, si se proveyeran, harían posible que se reconocieran fácilmente ciertas condiciones del circuito de respiración y que fuera ejecutada la acción apropiada por el dispositivo de humidificación (y/o el suministro de gases). No se han utilizado previamente sensores de flujo en sistemas de humidificación debido a la insuficiente robustez y a problemas de condensación que se producen en el sensor de flujo, que conducen a lecturas de flujo incorrectas.

30 - Se suministran gases al paciente con una combinación de presión/humedad que es inapropiada. Es bien sabido que se requiere que los gases que han de ser administrados a un paciente tengan ciertos niveles de humedad. Diferentes valores de humedad son específicamente adecuados para vías respiratorias intactas (por ejemplo, mascarilla) o derivadas (administración de gases por entubación). La detección de la temperatura sola puede no asegurar que se consigan estos valores requeridos de temperatura/humedad.

35 - Algunos dispositivos de humidificación respiratoria existentes requieren que los usuarios ajusten los diales que tienen poca o ninguna relación intuitiva con los parámetros físicos reales que con ellos se pretenden controlar. A menudo, los diales ajustan la temperatura requerida de salida de los gases y/o el calentamiento suministrado por el alambre calentador dispuesto dentro del conducto que conecta el humidificador al paciente (y a veces también dentro del conducto que conecta al paciente nuevamente con el suministro de gases). El parámetro más importante en el suministro de gases humidificados a un paciente es la humedad de los gases, ya que una humedad insuficiente puede deshidratar muy rápidamente las vías respiratorias del paciente. Por consiguiente, los usuarios tienen poca o ninguna idea del lugar dónde colocar los diales para producir el resultado deseado de humedad óptima en los gases suministrados al caudal existente. Un sistema automático, en el que el usuario solamente necesita informar al dispositivo de humidificación de si el paciente que recibe los gases humidificados tiene las vías respiratorias intactas o derivadas, supondría un avance importante.

40 - Muchos dispositivos de humidificación respiratoria existentes presentan la temperatura de los gases que se suministran al paciente. Como se ha mencionado previamente, el parámetro más importante en los sistemas de humidificación respiratoria es la humedad de los gases. A menudo, la temperatura presentada no guarda relación con la humedad real de los gases que son suministrados al paciente, debido al calentamiento en el circuito de entrega y, por consiguiente, puede resultar engañosa para el profesional sanitario con conocimientos normales. Por consiguiente, sería ventajoso que la temperatura presentada estuviera de algún modo relacionada o fuera indicativa de la humedad de los gases que son suministrados al paciente.

45 El documento US-A-4708831 describe un humidificador que humidifica un caudal de gases suministrado a un paciente. Se monta un tubo microporoso en una tubería de ventilación entre el ventilador y el paciente. El agua en el tubo microporoso se calienta para crear una presión de vapor suficiente para hacer que el vapor de agua pase a través del tubo y a la tubería de ventilación. Se proporcionan diversas alarmas para evitar un mal funcionamiento y para mantener unas condiciones seguras de funcionamiento.

Realizaciones de la presente invención buscan proporcionar un sistema humidificador respiratorio que en cierto modo irá a superar las desventajas anteriores, o que al menos proporcionará a la industria una elección útil.

Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un aparato de humidificación como se define en la reivindicación 1 aquí más abajo.

- 5 Para los expertos en la técnica a la que se refiere esta invención, muchos cambios en la construcción y realizaciones y aplicaciones ampliamente diferentes de la invención se insinuarán ellos mismos sin separarse del alcance de la invención como se define en las reivindicaciones anejas. Los descubrimientos y las descripciones aquí son puramente ilustrativos, y no pretenden ser limitantes en ningún sentido.

Breve descripción de los dibujos

- 10 La invención consiste en lo anterior y prevé también construcciones de las cuales a continuación se dan ejemplos solamente.

Se describirá ahora una forma preferida de la presente invención con referencia a los dibujos que se acompañan, en los que:

- 15 La figura 1 es un alzado frontal de una sonda de flujo construida de acuerdo con una realización preferida de la presente invención,

La figura 2 es una vista desde abajo de la sonda de flujo de la figura 1,

La figura 3 es un alzado lateral en sección transversal de un circuito de respiración que muestra la sonda de flujo de la figura 1 instalada dentro del conducto.

- 20 La figura 4 es una vista en sección transversal desde abajo del circuito de respiración de la figura 3, que muestra la sonda de flujo de la figura 1 instalada en el circuito,

La figura 5 es un diagrama esquemático de un sistema de humidificación respiratoria que incorpora la sonda de flujo de la figura 1,

La figura 6 es un organigrama de una realización preferida de un sistema de control de humedad y temperatura utilizado en el sistema de humidificación respiratoria mostrado en la figura 5,

- 25 La figura 7 es un gráfico de la temperatura de salida diana requerida (para un nivel de humedad deseado) en función del caudal, que ilustra una realización preferida de un sistema de control de humedad y/o temperatura utilizado en el sistema de humidificación respiratoria mostrado en la figura 5, y

La figura 8 es un gráfico de la humedad (o punto de condensación) en función del tiempo para dar la señal de alarma en un sistema de humidificación ilustrativo tal como el mostrado en la figura 5.

- 30 Descripción detallada de la realización preferida

Con referencia a los dibujos que se acompañan, y en particular a la figura 5, se ilustra un aparato de humidificación ilustrativo o sistema de humidificación respiratoria que incorpora realizaciones preferidas de la presente invención. En el sistema de humidificación respiratorias se incluye un ventilador o medio de suministro de gases o soplante 1 que tiene una salida 2 que suministra gases (por ejemplo oxígeno, gases anestésicos o aire) a la entrada 3 de un medio de cámara de humidificación 4 a través de un conducto 6. El medio de cámara de humidificación 4 puede comprender, por ejemplo, una cámara formada de plástico que tiene una base 7 de metal unida herméticamente a la misma. La cámara de humidificación 4 está adaptada para contener un volumen de agua 8 que es calentado por un medio de placa calentadora 9 bajo el control de un controlador o medio de control 11 de un dispositivo de humidificación o humidificador 10.

- 40 A medida que se calienta el agua dentro de la cámara 4, se evaporará lentamente, mezclándose vapor de agua con el flujo de gases a través de la cámara de humidificación desde el ventilador 1. Por tanto, los gases humidificados abandonan la cámara de humidificación 4 a través de una salida 12 y se hacen pasar a un paciente o a otra persona que necesite tales gases 13 a través de un camino de paso de transporte de gases o conducto de inspiración 14. A fin de reducir la condensación dentro del conducto de inspiración 14 y elevar la temperatura de los gases proporcionados al paciente 13, se puede proporcionar un medio de alambre de calentamiento 15 al que se puede suministrar energía bajo el control del medio de control 11.

- 50 En la figura 1 se muestra una máscara de gases 16 sobre la nariz y la boca del paciente (lo que se llama suministro de gases a "Vías Respiratorias Intactas"); sin embargo, deberá entenderse que existen muchas configuraciones de suministro de gases, tales como entubado, en el que se coloca un tubo de suministro en la tráquea del paciente para derivar las vías respiratorias del paciente (lo que se conoce como suministro de gases a "Vías Respiratorias Entubadas"). Es también posible proporcionar un camino de regreso para los gases exhalados por el paciente al ventilador 1. En este caso, puede fijarse un accesorio adecuado, tal como una "pieza en forma de Y" entre el

paciente (13), el conducto de inspiración (14) y un conducto de espiración (no mostrado) que está conectado a una entrada (no mostrada) del ventilador 1.

El medio de control 11 puede comprender, por ejemplo, un circuito de microprocesador o lógico con medios asociados de memoria o almacenamiento que contienen un programa informático que, cuando es ejecutado por el medio de control 11, controla el funcionamiento del sistema de humidificación conforme a las instrucciones establecidas en el equipo lógico, y también en respuesta a las entradas externas. Por ejemplo, el medio de control 11 puede estar provisto de una entrada desde la placa calentadora 9, de suerte que el medio de control 11 esté provisto de información sobre la temperatura y/o la utilización de la potencia de la placa calentadora 9. Además, el medio de control 11 podría estar provisto de entradas de temperatura del flujo de gases, por ejemplo pudiera estar provisto un medio detector de la temperatura o sonda de temperatura 17 en o cerca del paciente para indicar la temperatura de los gases que son recibidos por el paciente, y puede estar provista una sonda de temperatura adicional 18 para indicar al medio de control 11 la temperatura del flujo de gases humidificados cuando abandona la salida 12 de la cámara de humidificación 4. Además, puede estar provisto un medio detector de flujo o sonda de flujo 19 en cualquier lugar del circuito de respiración ("el circuito de respiración" comprende las partes del aparato de humidificación a través de las cuales pasa el flujo de gases). En la figura 5 se muestra la sonda de flujo 19 en la misma posición que la sonda de temperatura 18, ya que los dos dispositivos pueden estar dispuestos en una sonda como se explicará en lo que sigue.

Todavía otra entrada al medio de control 11 puede ser un medio de entrada de usuario o conmutador 20 que podría utilizarse para permitir a un usuario (tal como un profesional sanitario o a los propios pacientes) establecer una temperatura deseada de los gases que han de ser suministrados o un nivel deseado de humedad de los gases que han de ser suministrados o, alternativamente, podrían ser controladas otras funciones por el conmutador 20, tales como el control del calentamiento suministrado por el alambre calentador 15 o seleccionar entre una pluralidad de configuraciones automáticas de suministro de gases (lo que se describirá en lo que sigue).

Se describirá ahora con más detalle una pluralidad de realizaciones preferidas del sistema (o sus partes) explicadas en lo que antecede.

Sonda de flujo

Con referencia a las figuras 1 y 2, se muestra la forma preferida de la sonda de flujo 19. La sonda de flujo 19 se forma preferiblemente moldeando un material plástico tal como policarbonato, y comprende una parte de base 30 adaptada para contener conductores de alambre (48 en las figuras 3 y 4) que conducen señales eléctricas a y desde el medio de control 11. Desde la base 30 sobresale un vástago 31 que tiene al menos un medio de alojamiento de sensor 32 y 33 que sobresale desde su extremo más alejado de la base 30. Los medios de alojamiento de sensor 32 y 33 son preferiblemente de sección transversal redondeada y sustancialmente estrechados o cónicos en alzado, con una punta redondeada en el extremo (el extremo detector 36) más alejado de la base 30.

En la figura 1 se muestran dos medios de alojamiento de sensor 32 y 33. En la realización mostrada, un medio de alojamiento de sensor 32 está provisto como medio detector de temperatura, mientras que el otro medio de alojamiento de sensor está provisto para desempeñar la función de medio detector de caudal. Dentro de los medios de alojamiento de sensor 32 y 33 hay medios de detección 34 y 35, por ejemplo termistores (resistores dependientes de la temperatura), que se proporcionan para detectar las respectivas propiedades de temperatura y caudal de los gases que fluyen en el sistema de humidificación. En el caso del medio detector de la temperatura 34, el controlador 11 puede proporcionar un voltaje a través del termistor y recibir una señal de temperatura en forma de la corriente que pasa a través del termistor, que dependerá de la temperatura de los gases. Para proteger el termistor 34, el medio de alojamiento de sensor 32 encierra o encapsula completamente el termistor; sin embargo, como solamente hay una delgada capa de material plástico entre el termistor y el flujo de gases, se obtiene todavía una lectura exacta de la temperatura.

En el caso del medio detector de flujo 35, el controlador 11 puede en ocasiones proporcionar una corriente al termistor durante un periodo suficiente para calentar el termistor hasta una primera temperatura conocida y luego desconectar el suministro de corriente y monitorizar el cambio en la temperatura del termistor (monitorizando su cambio de resistencia). El controlador 11 puede poner en funcionamiento entonces medios de temporización y determinar la duración necesaria para que la temperatura del termistor disminuya hasta una segunda temperatura predeterminada. El tiempo necesario para que el termistor 35 cambie de temperatura forma la primera a la segunda temperatura conocida junto con un área conocida en sección transversal del flujo de gases (por ejemplo, un conducto de 12 mm de diámetro), proporcionando al controlador 11 una indicación del caudal de los gases a medida que conducen calor fuera del termistor calentado. Puede verse que el termistor 35 no está encerrado o encapsulado de la misma manera que el termistor 34. Esto es a causa de que cualquier capa de material entre el termistor 35 y el flujo de gases influiría en la tasa de transferencia de calor desde el termistor a los gases, y reduciría de este modo la exactitud de la lectura de caudal.

En una realización más preferible, el caudal de los gases se determinaría suministrando corriente al termistor 35 para elevar su temperatura por encima de la temperatura del flujo de gases en una diferencia de temperatura preseleccionada, por ejemplo 60°C. El controlador 11 monitoriza entonces la corriente absorbida por el termistor 35

para mantener la diferencia de temperatura fijada. La utilización de potencia en asociación con el área de sección transversal del flujo de gases (por ejemplo, un conducto de 12 mm de diámetro en la región de la sonda de flujo) proporciona al controlador 11 una indicación del caudal, permitiendo que el controlador determine el caudal real de los gases. A fin de que el termistor 35 mantenga la diferencia de temperaturas, será necesario determinar ocasionalmente la temperatura real del termistor 35, mientras que se calienta también el termistor 35. Esto puede conseguirse retirando temporalmente la corriente de calentamiento desde el termistor y colocando un voltaje bajo de detección a través del termistor 35 y detectando la corriente a través del termistor 35. De esta manera, puede medirse rápidamente la resistencia del termistor 35 y deducirse un valor de temperatura a partir de los datos característicos de temperatura frente a resistencia previamente almacenados del termistor 35. Puede retirarse entonces el voltaje de detección y volverse a aplicar corriente de calentamiento si no se ha conseguido la diferencia de temperatura predeterminada, o el controlador 11 puede demorar la aplicación de calor adicional al termistor 35 si se ha satisfecho o excedido la diferencia de temperatura.

Como las superficies expuestas de la sonda de flujo 19 estarán generalmente a una temperatura más baja que el flujo de gases humidificados que pasa sobre ella, es probable que se produzca condensación sobre sus superficies. Deberá entenderse que cualquier agua líquida que se acumule en el termistor de detección de flujo 35 afectará adversamente a la lectura del caudal, ya que el agua líquida absorberá algo del calor producido por el termistor. A fin de reducir o eliminar la producción de acumulación de agua líquida sobre los sensores, la sonda de flujo de acuerdo con la realización preferida de la presente invención está provista de al menos una "aleta" o medio de patilla sobresaliente, y en el ejemplo ilustrado en las figuras 1 y 2 se muestran dos medios de patilla (37, 38, 39 y 40) por medio de alojamiento de sensor (aunque pudiera ser factible utilizar un medio de patilla sobresaliente por medio de alojamiento de sensor). Cada medio de patilla es preferiblemente de sección transversal rectangular y se extiende a lo largo del medio de alojamiento de sensor desde el vástago 31 al extremo de detección del medio de alojamiento de sensor (aunque pudiera no ser necesario que el medio de patilla sobresaliente se extendiera por toda la longitud del medio de alojamiento de sensor). En la realización preferida, el borde externo del medio de patilla sobresaliente está sustancialmente a una distancia constante de la línea central del medio de alojamiento de sensor a lo largo de toda longitud. Como el medio de alojamiento de sensor está estrechado, el medio de patilla sobresaliente es por tanto triangular en alzado, extendiéndose de preferencia perpendicularmente desde la superficie del medio de alojamiento de sensor. Preferiblemente, el medio de patilla sobresaliente está moldeado de manera integral con la sonda de flujo 19; sin embargo, sería posible fabricar por separado los medios de patilla sobresalientes y fijarlos a la superficie del medio de alojamiento de sensor.

Haciendo ahora referencia también a las figuras 3 y 4, en el uso, la sonda de flujo 19 se inserta en un puerto de entrada de sensor 41 en un conector de circuito 42. El puerto de entrada de sensor 41 comprende una pared sustancialmente cilíndrica que se extiende perpendicularmente desde el conector de conductos 42. El conector de conductos 42 conecta dos conductos 43 y 44 del circuito de respiración, o alternativamente puede estar moldeado como parte de un conducto, por ejemplo como parte del conducto de inspiración 14. Como puede verse más claramente en la figura 4, la sonda de flujo 19 está colocada con relación al flujo de gases (indicado mediante flechas) para asegurar que los medios de patilla sobresalientes 37, 38, 39 y 40 estén cada uno de ellos alineado paralelamente al flujo de gases. Cuando se forma condensación sobre el medio de alojamiento de sensor, se hace que se escape desde el extremo 36 del sensor mediante la acción del flujo de gases que pasa sobre su superficie en combinación con una región localizada de baja tensión superficial en la proximidad de la línea de contacto del medio de patilla sobresaliente y la superficie del medio de alojamiento de sensor. Por consiguiente, el líquido condensado tiende a fluir a lo largo de la línea de intersección (por ejemplo, la línea 45) lejos del extremo de sensor 36 en dirección al vástago 31, según se desee.

A fin de asegurar que, al insertarse la sonda de flujo 19 en el puerto de entrada de sensor 41, el medio de patilla sobresaliente está alineado correctamente con el flujo de gases (ya que una alineación incorrecta no producirá el efecto deseado de retirar líquido desde la punta del sensor), la realización preferida de la presente invención incluye también un medio de diente localizador sustancialmente en forma de "V" 46 junto al vástago 31 y que sobresale también desde la parte de base 30. En la pared del puerto de entrada de sensor 41 está provista una muesca complementaria sustancialmente en "V" o depresión localizadora fija 47. Por consiguiente, un usuario que inserte la sonda de flujo 19 verá que, para insertar totalmente y con seguridad la sonda de flujo en el conducto (o conector de conductos), será necesario girar la sonda de flujo hasta que el medio de diente localizador 46 y la depresión localizadora 47 se combinen, en cuyo momento la sonda de flujo estará correctamente alineada para asegurar que la condensación tienda a alejarse de las puntas del sensor, como previamente se ha descrito.

Además, a fin de asegurar que el calor generado por el funcionamiento del termistor de detección de flujo 35 no produzca sustancialmente impacto sobre el termistor de detección de temperatura 34, puede verse en la figura 4 que, con la alineación de los medios de diente localizadores 46 y de depresión localizadora 47, los termistores de detección de temperatura y flujo se desplazan a través del flujo de gases (es decir, no están alineados en la dirección del flujo) de manera que ninguno de ellos se ve sustancialmente afectado por la presencia de los otros. Asimismo, el termistor de detección de flujo productor de calor 35 está situado aguas abajo del termistor de detección de temperatura, de manera que el calor generado es conducido hacia fuera del sensor de temperatura por el flujo de gases.

Una ventaja de proporcionar una sonda de flujo fiable en el aparato de humidificación de acuerdo con la forma preferida de la presente invención es que el aparato de humidificación puede reconocer condiciones que reducirían el rendimiento del aparato de humidificación (tales como casos de succionamiento, desconexiones de circuito y tratamientos de nebulizado) monitorizando el caudal y/o la temperatura para condiciones indicativas reveladoras. Una vez se determina que se da una cierta condición reconocida, puede tomarse la acción apropiada (tal como dar la alarma o eliminar calor de la placa calentadora 9). El aparato de humidificación podría determinar, por ejemplo, si las sondas de temperatura han sido colocadas o retiradas incorrectamente desde el circuito detectando, por ejemplo, que no hay flujo con una temperatura baja (ambiente) asociada.

A continuación se cita una pluralidad de aplicaciones o usos preferidos para la sonda de flujo de acuerdo con la forma preferida de la presente invención.

Sistema de control de humidificador - Método de potencia mínima

Un parámetro importante del flujo de gases suministrado al paciente 13 o a otra persona que necesite tales gases es la humedad. Es bien sabido que los gases que están demasiado secos (que tienen una humedad relativa baja de entre aproximadamente 60% y 70%) pueden deshidratar muy rápidamente las vías respiratorias de los pacientes, produciendo malestar. El controlador 11 del aparato de humidificación según la realización preferida de la presente invención incluye preferiblemente un sistema de control que intenta mantener la humedad relativa del flujo de gases a un nivel deseable (superior a aproximadamente 90%). Una situación en la que este tipo de control es deseable es cuando la temperatura de los gases de entrada a la cámara de humidificación 4 aumenta hasta una temperatura similar a la temperatura de salida de los gases. En esta situación, como se requiere que se suministre muy poca energía a los gases (para elevar su temperatura), no es posible proporcionar energía suficiente al agua 8 en la cámara de humidificación, y, por tanto, no se encuentra disponible suficiente vapor de agua para humidificar los gases; por consiguiente, si bien la temperatura de los gases suministrados al paciente 13 es la deseable, la humedad relativa no lo es. Cuando la temperatura de los gases entrantes es mucho más baja que la temperatura requerida de los gases de salida, entonces puede suponerse virtualmente que, en el proceso de proporcionar una gran cantidad de energía para elevar la temperatura de los gases hasta el valor requerido, se habrá vaporizado mucha agua en la cámara de humidificación 4 y, por consiguiente, la humedad relativa de los gases será alta.

Para controlar la humedad del flujo de gases que llega al paciente, el aparato de humidificación según la presente invención requiere información relativa al caudal de los gases. Esto puede conseguirse insertando una sonda de flujo, preferiblemente como se ha descrito anteriormente, en el flujo de gases. Se describirá ahora este sistema de control con referencia al diagrama de flujo de la figura 6.

El sistema de control comienza en el bloque 49, proporcionándose energía a la placa calentadora 9 para proporcionar calor al agua que hay dentro de la cámara de humidificación 4. En el bloque 50, el controlador 11 lee una humedad requerida que ha sido previamente fijada en memoria por el fabricante o ha sido introducida por un usuario a través de una entrada de usuario, tal como una entrada de usuario 20 en la figura 5. En el bloque 51, el controlador 11 recibe información desde el termistor de detección de flujo 35 para determinar el caudal del flujo de gases (esto puede realizarse como se ha descrito previamente). En el bloque 52, el controlador 11 determina la potencia mínima requerida para generar el nivel de humedad requerido en el flujo de gases al caudal detectado. Esto puede conseguirse llevando a cabo un cálculo utilizando una fórmula almacenada en memoria o, preferiblemente, un medio de almacenamiento de datos o dispositivo de memoria asociado con el medio de control 11 tiene una tabla de búsqueda de datos de caudales y sus valores asociados de potencia mínima requerida a una pluralidad de niveles de humedad deseados almacenados en ella, a la cual pregunta el medio de control utilizando el caudal detectado y el valor de humedad requerido. El medio de control 11 podría determinar el nivel de potencia requerido de la placa calentadora 9 detectando el caudal de gases y recibiendo un nivel de humedad deseado de entrada de usuario, y calculando (o alternativamente obteniendo de la tabla de búsqueda de valores derivados experimentalmente o calculados previamente) un índice de evaporación requerido para obtener el nivel de humedad deseado a ese caudal. El controlador 11 podría entonces calcular (o alternativamente obtener de una tabla de búsqueda de valores derivados experimentalmente o calculados previamente) la potencia requerida que ha de ser suministrada por la placa calentadora 9 para producir el índice de evaporación determinado, asegurando así que se consiga el nivel requerido de humedad.

En el bloque 53 (que no es una etapa esencial del método), el medio de control 11 controla la temperatura de los gases que salen por la salida de la cámara de humidificación a una temperatura previamente establecida (por el usuario o el fabricante) (por ejemplo, 37°C) de la manera conocida variando la temperatura o la potencia de la placa calentadora 9 con la realimentación de la temperatura de salida de los gases suministrada al controlador a través del sensor de temperatura 18 (o por la parte de la detección de temperatura de la sonda de flujo 19).

En el bloque 54, se determina la actual utilización de potencia de la placa calentadora 9 y se toma una decisión en cuanto a si la utilización de potencia actual de la placa calentadora es menor que el valor calculado en el bloque 52. La actual utilización de potencia podría ser calculada, por ejemplo, por el controlador 11 detectando la corriente suministrada a la placa calentadora y multiplicando este valor detectado de la corriente por el voltaje suministrado a la placa calentadora. Alternativamente, la potencia media de la placa calentadora podría determinarse calculando el porcentaje de tiempo durante el cual se suministra energía a la placa calentadora, y multiplicando éste por el valor

de potencia nominal de la placa calentadora. Por ejemplo, si se suministra energía a la placa calentadora durante el 40% del tiempo y la potencia nominal de la placa calentadora es 150 vatios, entonces la potencia media utilizada por la placa calentadora sería 60 vatios. Podría suponerse que el voltaje de la placa calentadora será constante. Si la utilización de potencia actualmente determinada no es menor que el valor mínimo determinado como necesario para proporcionar el nivel de humedad deseado, entonces el control vuelve al bloque 50, en el que se repiten las etapas descritas previamente, recibiendo el paciente gases apropiadamente humidificados, hasta que la decisión en el bloque 54 revele que el consumo de potencia de la placa calentadora ha disminuido por debajo del nivel requerido para suministrar gases adecuadamente humidificados.

En este punto, el control pasa al bloque 55, en el que se incrementa la potencia suministrada a la placa calentadora 9 (por ejemplo, variando un voltaje de suministro modulada por impulsos en anchura a la placa calentadora, o aumentando simplemente un suministro de voltaje variable) hasta el nivel determinado en el bloque 52, para asegurar que los gases estén adecuadamente humidificados. Esto hará que la temperatura de los gases de salida suba por encima de la temperatura fijada; sin embargo, esto es necesario para proporcionar una humedad adecuada. Se realiza luego una verificación en el bloque 56 (que tampoco es una etapa requerida del método) para ver si la temperatura de los gases de salida ha disminuido por debajo de una temperatura predeterminada (por ejemplo, 37°C). Si la temperatura de los gases de salida ha disminuido por debajo de la temperatura predeterminada, entonces puede suponerse que los gases se estarán recibiendo en la cantidad requerida de humedad, ya que están a una temperatura suficientemente por encima de la temperatura supuesta de los gases de entrada. Si la temperatura de los gases de salida no ha disminuido por debajo de la temperatura predeterminada, entonces continúa suministrándose el nivel de potencia mínimo calculado a los gases. Por consiguiente, puede verse que:

1) en ausencia de un sensor de temperatura, el sistema de control suministrará continuamente a la placa calentadora la potencia mínima requerida calculada para conseguir una humidificación adecuada, o

2) cuando se suministre un sensor de temperatura, el sistema de control funcionará de dos modos: un primer modo "normal", en el que la temperatura de salida es controlada de manera conocida hasta una temperatura deseada hasta que la utilización de potencia de la placa calentadora disminuya hasta un nivel que indique una humidificación insuficiente, en cuyo punto funciona un nuevo modo de control para mantener la utilización de potencia de la placa calentadora al nivel mínimo calculado hasta que la temperatura de los gases de salida disminuya por debajo de una temperatura previamente fijada, indicando que la temperatura de los gases de entrada ha disminuido lo suficiente como para permitir que la cámara de humidificación suministre suficiente calor y humedad al flujo de gases.

Sistema de control de humidificador - Método de humedad deseada

Con referencia a la figura 7, se describirá ahora un sistema de control de humidificador alternativo al explicado anteriormente. De acuerdo con este sistema de control preferido alternativo, es posible controlar la humedad de los gases que salen de la cámara de humidificación 4 hasta cualquier nivel deseado a cualquier caudal de los gases. Esto se hace posible determinando el caudal de los gases, utilizando preferiblemente la sonda de flujo descrita anteriormente, junto con el conocimiento de la salida de la cámara de humidificación en función de las características del flujo y/o del circuito respiración.

Un ejemplo de las características de salida de la cámara de humidificación se muestra en la figura 7, en la que puede verse que para un nivel dado de humedad de los gases requerida, cuando se incrementa el caudal de los gases, la temperatura de los gases en la salida de la cámara de humidificación disminuye bastante intensamente y luego se fija a una temperatura sustancialmente constante. Esta información puede derivarse experimentalmente para una pluralidad de temperaturas diana de salida y niveles de humedad de los gases, y se pueden registrar en un dispositivo de almacenamiento en memoria (por ejemplo en forma de una tabla de búsqueda o una pluralidad de tablas de búsqueda) susceptibles de ser investigadas por el medio de control 11.

De acuerdo con este sistema de control, el usuario introduce un nivel de humedad deseado en el controlador 11 por medio de un dispositivo de entrada de usuario, tal como el medio de entrada de usuario 20 que, en este caso, puede comprender un dial o un teclado electrónico. Se suministra entonces energía a la placa calentadora 9 para calentar el agua en la cámara de humidificación 4, y la sonda de temperatura 18 (o la parte de detección de temperatura de la sonda de flujo 19) se utiliza para proporcionar una señal detectada de la temperatura de los gases de salida al medio de control 11. Utilizando el actual valor del caudal detectado por la sonda de flujo 19 y la temperatura detectada, el controlador 11 pregunta a su dispositivo de memoria para determinar la temperatura diana de los gases de salida requerida para conseguir el nivel de humedad deseado al caudal de gases actual.

En este punto, el medio de control 11 controla el aporte de energía a la placa calentadora 9, a fin de obtener la temperatura diana determinada de los gases de salida que proporcionará el nivel requerido de humedad al caudal actual de los gases. El aporte de energía a la placa calentadora 9 puede tomar, por ejemplo, la forma de modulación de impulsos en anchura del suministro de voltaje, para variar la potencia suministrada a la placa calentadora, o alternativamente podría suministrarse a la placa calentadora un suministro de voltaje variable.

Como se realizan cambios en el caudal de los gases o en el nivel de humedad deseado establecido por el usuario, el controlador 11 determina automáticamente una temperatura actualizada diana de los gases de salida desde su dispositivo de almacenamiento y controla apropiadamente la placa calentadora 9 para proporcionar esa temperatura de los gases de salida.

- 5 Por ejemplo, para un nivel de humedad deseado fijado por el usuario de 44 mg H₂O por litro de gases y un caudal detectado F₁, el controlador 11 preguntará en las tablas del dispositivo de almacenamiento para determinar que se requiere una temperatura diana de salida de los gases de 37°C. El controlador 11 proporciona entonces energía a la placa calentadora 9 de tal manera que (por ejemplo, mediante control de PWM del voltaje o corriente de suministro) la temperatura de los gases de salida detectada por el sensor de temperatura 34 sea sustancialmente igual a la temperatura diana de 37°C, dando como resultado la humedad absoluta deseada de 44 mg H₂O por litro.

10 Como adición a este sistema de control, al dispositivo de memoria asociado con el medio de control 11 podría suministrársele también información relativa a las características de condensación del conducto de inspiración. Se puede proporcionar energía a un alambre calentador 15 por el medio de control 11 para controlar el calentamiento adicional de los gases a medida que pasan a lo largo del conducto para reducir de este modo la condensación en el conducto. Esto reduce también los cambios en el nivel de humedad de los gases a lo largo del conducto (ya que se obtendrá menos agua de los gases como condensación). En este sistema de control, el controlador 11 puede ajustar el calentamiento suministrado por el alambre calentador 15 de manera que, al tiempo que se controla la humedad del flujo de los gases, puede controlarse también la temperatura (aunque en la práctica el alambre calentador sólo podría suministrar unos pocos grados de aumento de la temperatura). Sin embargo, el controlador 11 puede utilizar también de manera concebible el ajuste del alambre calentador para reducir la humedad de los gases si fueran suministrados a un nivel excesivo (para producir gases de una temperatura suficientemente alta) haciendo que se produzca lluvia. El medio de control 11 manipularía entonces los ajustes de la placa calentadora y del alambre calentador para proporcionar apropiadamente al paciente, de la mejor manera, la humedad y la temperatura requeridas de los gases (fijadas por un usuario).

25 **Aparato de humidificación automático – “Humidificador de botón unico”**

Como resultado de implementar los sistemas de control anteriores en el aparato de humidificación de la figura 5, sería posible proporcionar un humidificador que fuese extremadamente sencillo de utilizar, requiriendo una entrada mínima desde un usuario. Un ejemplo de un aparato de humidificación de uso sencillo sería como se muestra en la figura 5, siendo el conmutador 20 la única entrada de usuario. El conmutador 20 tendría preferiblemente una pluralidad de estados o posiciones correspondientes a una pluralidad predeterminada de configuraciones de suministro de gases. Una configuración de suministro de gases podrían ser Vías Respiratorias Entubadas, y otra podría ser Vías Respiratorias Intactas. Para cada posición o estado del conmutador 20, se almacena en una memoria asociada con el controlador 11 un valor de humedad y un valor de temperatura correspondientes óptimamente requeridos. Por ejemplo, para la configuración de Vías Respiratorias Entubadas, la temperatura óptima puede ser aproximadamente 37°C y el valor óptimo de humedad puede ser alrededor de 44 mg H₂O por litro de gases, mientras que la temperatura óptima para las Vías Respiratorias Intactas puede ser aproximadamente 32°C y el valor óptimo de humedad puede ser alrededor de 30 mg H₂O por litro de gases.

40 Utilizando uno cualquiera de los sistemas de control anteriormente descritos sería posible de este modo controlar el funcionamiento del aparato de humidificación sin intervención adicional del usuario una vez que se conoce la configuración de suministro de gases. El controlador 11 detectaría repetidas veces la temperatura y el caudal de los gases de salida y regularía la potencia de la placa calentadora, y posiblemente el ajuste del alambre calentador, para proporcionar automáticamente al paciente 13 la temperatura y humedad óptimas de los gases (o tan cercanas a las óptimas como sea posible), independientemente de los cambios en el caudal o en la temperatura de los gases de entrada.

45 **Salida de usuario - Presentación de temperatura**

Una característica adicional del aparato de humidificación según un aspecto adicional de la presente invención es la incorporación de un medio de presentación 60 (figura 5) para presentar al usuario la temperatura de los gases que son suministrados al paciente 13. Deberá apreciarse que esta característica no se basa en la presencia de una sonda de flujo en el circuito de respiración. El medio de presentación 60 está controlado por el medio de control 11. Es sabido que otros humidificadores de respiración incorporan medios de presentación; sin embargo, la temperatura que es presentada está invariablemente fijada a la temperatura de los gases al paciente en el extremo del conducto de inspiración 14 (según se detecta por el sensor de temperatura 17) o la temperatura de los gases en la salida de la cámara de humidificación (según es detectada por el sensor de temperatura 18).

55 Muchos profesionales sanitarios igualan la temperatura presentada con la cantidad de humedad contenida en los gases. Tan pronto como los gases suministrados al paciente están a una humedad relativa del 100% (es decir, los gases contienen tanto vapor de agua como pueden retener posiblemente a su temperatura actual), entonces la temperatura de los gases suministrados al paciente sería clínicamente exacta. No obstante, si los gases suministrados contienen menos de la máxima cantidad posible de humedad a su actual temperatura, entonces un humidificador que simplemente presente la temperatura de los gases suministrados podría equivocar a un

profesional sanitario haciéndole creer que el paciente está recibiendo más humedad de la que en realidad está recibiendo.

En la forma preferida de la presente invención, la temperatura que es presentada en el medio de presentación 60 es la temperatura detectada por el sensor 14 o el sensor 18, cualquiera que sea la más baja. Como ejemplo, una temperatura de salida de los gases de 37°C y una humedad absoluta de 44 mg H₂O por litro de gases (humedad relativa de aproximadamente 100%) pueden trasladar al paciente una temperatura de 35°C en el extremo del paciente del conducto de inspiración, y una humedad absoluta de 35 mg H₂O por litro de gases. Por consiguiente, en el conducto de inspiración se condensan 9 mg H₂O por litro de gases, mientras que el gas permanece a una humedad relativa de aproximadamente 100% a lo largo del conducto debido a la disminución de la temperatura. En esta situación, la temperatura apropiada para presentar al usuario es 35°C, ya que un gas a una humedad relativa del 100% a esta temperatura contiene la cantidad de humedad indicada por una temperatura de 35°C.

Sin embargo, si la temperatura de salida de los gases fuera de 37°C con una humedad absoluta de 44 mg H₂O por litro de gases (humedad relativa del 100%) y la temperatura del extremo del paciente fuera de 39°C, con una humedad absoluta de 44 mg H₂O por litro de gases, entonces la temperatura clínicamente más pertinente a presentar sería 37°C. Esto es debido a que los gases que llegan al paciente ya no están a una humedad relativa del 100%, ya que no se ha proporcionado ninguna humedad adicional a los gases a lo largo del conducto de inspiración aunque haya subido la temperatura de los gases. La humedad absoluta de los gases que llegan al paciente está realmente asociada con una temperatura de los gases de 37°C, por cuanto que ésta es la temperatura correspondiente a la cantidad de humedad dentro de los gases humidificados. En cualquier caso, puesto que la temperatura del extremo del paciente se mide a menudo a una distancia de hasta 30 cm desde el paciente, en el momento en que los gases llegan al paciente a menudo han disminuido su temperatura y de este modo la temperatura más baja de 37°C es incluso más pertinente para los profesionales sanitarios.

Modo automático en espera sin flujo

Como se ha mencionado previamente, en muchos sistemas de humidificación existentes, el controlador simplemente detecta la temperatura a fin de ajustar la potencia suministrada por la placa calentadora 9 del humidificador y/o el alambre calentador 15 del conducto. En una situación en la que el medio de suministro de gases o soplante 1 está desconectado desde el circuito de respiración, estos tipos de controladores detectarán la falta de temperatura, ya que no habrá flujo de gases pasando por el sensor de temperatura. El controlador intenta entonces aumentar la temperatura de los gases (que se supone están todavía fluyendo en el circuito de respiración) aumentando la potencia suministrada a la placa calentadora 9 y/o al alambre calentador 15. Como los sensores de temperatura no pueden registrar ningún aumento de la temperatura del "flujo", el controlador 11 puede continuar aumentando la potencia suministrada para calentar el flujo inexistente de los gases hasta un nivel peligroso. Si se restableciera entonces el suministro de gases, los gases suministrados al paciente podrían estar a una temperatura insegura.

A fin de evitar que se produzcan la anterior serie de casos, el sensor de flujo de acuerdo con la forma preferida de la presente invención podría incorporarse en un sistema de humidificación. El controlador podría determinar entonces si el humidificador tiene suficiente flujo de gases (es decir, por ejemplo, 1,5 litros por minuto) para un funcionamiento normal seguro. Si se encontrara que el flujo de gases fuera insuficiente, entonces el humidificador podría ponerse en un modo seguro de funcionamiento. El modo seguro podría incluir un límite en la temperatura de la placa calentadora 9 y/o límites en el ciclo de trabajo del voltaje suministrado a la placa calentadora 9 y/o al alambre calentador 15 (es decir, control de los niveles de potencia).

Alarma de humedad

Se considera que debería proporcionarse una alarma (tal como una alarma audible y/o visual) en un sistema de humidificación para avisar al paciente (o profesional sanitario) del momento en el que los gases suministrados al paciente han estado por debajo (o por encima) del nivel de humedad requerido durante un periodo de tiempo. Se ha encontrado que la alarma deberá regularse para dispararse después de un periodo de tiempo que depende de la diferencia entre la humedad requerida y el nivel de humedad real que es suministrada al paciente. Cuanto mayor sea la diferencia, tanto más pronto deberá producirse la alarma.

La figura 8 muestra un posible ejemplo gráfico de cómo puede establecerse el retardo de tiempo, basándose en las necesidades fisiológicas de humedad del paciente. Podría almacenarse en un dispositivo de memoria una pluralidad de diferentes "perfiles de humedad", cada uno de ellos basado en torno a un valor de humedad requerido predeterminado (el ejemplo muestra un valor de humedad requerido de 37°C). La relación entre la diferencia de temperatura y el momento de activación de la alarma podría expresarse convenientemente en un formato de tabla almacenado, por ejemplo, en una ROM (Memoria de Sólo Lectura) para ser leída por el medio de control 11 de tal manera que el medio de control determina la diferencia de humedad, busca esa diferencia en una tabla (dependiendo la tabla seleccionada del valor de humedad requerido) que proporciona el tiempo apropiado a esperar antes de saltar la alarma. Una alternativa a la medición de la humedad de los gases suministrados consiste en monitorizar el punto de condensación real (temperatura a la cual comienza a producirse condensación) de los gases y determinar la diferencia entre el punto de condensación real y el punto de condensación requerido u óptimo (por

ejemplo 37°C). El punto de condensación real podría suponerse que es, por ejemplo, el más bajo de la temperatura de la cámara de humidificación 4 y de la temperatura del conducto 14.

Alarma de agotamiento de agua

5 En un sistema de humidificación respiratoria que incorpora una cámara de humidificación 4, es imperativo que se mantenga cierto nivel mínimo de agua a fin de que el humidificador tenga la posibilidad de suministrar vapor de agua al suministro de gas. Por consiguiente, el profesional sanitario que administra los gases humidificados al paciente deberá comprobar ocasionalmente el nivel del agua y añadir más agua cuando se requiera. Esta tarea es a veces pasada por alto.

10 Es posible utilizar la sonda de flujo 19 en un sistema de humidificación que determine automáticamente en qué momento disminuye el nivel del agua hasta un nivel insuficiente y se active una alarma. Preferiblemente, la temperatura de la placa calentadora 9, la temperatura de la cámara de humidificación 4 (o la temperatura de la salida de la cámara) y el requisito de potencia de la cámara calentadora 9 (la cantidad de potencia que está siendo actualmente suministrada a la placa calentadora) son todos ellos monitorizados y utilizados en la siguiente ecuación para obtener un valor para la Conductividad Térmica.

15 Requisito de Potencia de la Placa Calentadora

Conductividad Térmica = -----

Temperatura de la Placa Calentadora - Temperatura de la Cámara

20 El controlador 11 compara el valor calculado de la conductividad térmica hasta un valor umbral predeterminado (que depende del caudal de gases determinado por la sonda de flujo 19) que puede determinarse experimentalmente a diversos caudales de gases. El valor calculado de la Conductividad Térmica podría, por ejemplo, actualizarse cada 5 minutos por ejemplo, y podría activarse, por ejemplo, una alarma después de que hubiera transcurrido un periodo de 5 a 10 minutos desde que el valor calculado de la Conductividad Térmica cayera por debajo del umbral (alternativamente, la alarma podría activarse de manera inmediata). Los siguientes son ejemplos experimentalmente determinados de valores de Conductividad Térmica y valores umbral ilustrativos preferidos a diferentes caudales:

25 Caudal = 10 litros/minuto

Conductividad Térmica = 1,26 W/°C (con suficiente agua en la cámara 4)

Conductividad Térmica = 0,26 W/°C (sin agua en la cámara 4)

Umbral predeterminado = 0,5 W/°C

Caudal = 40 litros/minuto

30 Conductividad Térmica = 1,81 W/°C (con suficiente agua en la cámara 4)

Conductividad Térmica = 0,42 W/°C (sin agua en la cámara 4)

Umbral predeterminado = 0,8 W/°C

35 Los valores umbral predeterminados a una pluralidad de caudales podrían almacenarse en una ROM accesible para el controlador 11, de manera que el controlador simplemente determinaría el caudal actual de los gases, calcularía el valor de la Conductividad Térmica, accedería a la tabla de la ROM basándose en el causal actual y leería el valor umbral predeterminado asociado. Si el valor umbral calculado fuera mayor que el valor calculado de la Conductividad Térmica, entonces el controlador 11 esperaría el periodo predeterminado de tiempo (por ejemplo, 5 ó 10 minutos) antes de activar una alarma de manera que el nivel del agua podría ser repuesto entonces sin pérdida de humedad en los gases que fueran suministrados al paciente.

40 Seguimiento de punto de ajuste de cámara

45 En un sistema de humidificación respiratoria que incluye un alambre calentador de conductos, la temperatura y la humedad son controladas usualmente de manera que los gases suministrados al paciente lleguen a los niveles de temperatura y humedad requeridos. En algunas situaciones, el alambre calentador de conductos 15 suministra suficiente energía para elevar la temperatura de los gases en el circuito de respiración a fin de conseguir la temperatura deseada en el paciente. En algunas ocasiones, la potencia limitada obtenible del alambre calentador de conductos (incluso en un ciclo de trabajo del 100%) es insuficiente para elevar la temperatura de los gases hasta la temperatura requerida de los gases para el paciente. Más particularmente, la incapacidad de estos sistemas de humidificación para mantener la temperatura requerida de los gases en el extremo del conducto 14 del paciente da como resultado usualmente que se produzca condensación o "lluvia" en el conducto debido a que los gases
50 humidificados ceden demasiado de su calor a las paredes del conducto. El controlador de acuerdo con una

realización preferida adicional de la presente invención incluye un sistema para reducir al mínimo o aliviar el problema anterior.

5 Por consiguiente, en lugar de intentar mantener la temperatura de los gases del paciente a un nivel deseado, el sistema de humidificación respiratoria de acuerdo con una forma preferida de la presente invención intenta mantener un “gradiente de temperatura” a lo largo del conducto 14, y ajusta correspondientemente la temperatura requerida del paciente (o “punto de ajuste de las vías respiratorias”). El valor del punto de ajuste de las vías respiratorias se calcula de la manera siguiente:

Punto de ajuste de las vías respiratorias = Temperatura de Salida de la Cámara + desfase

10 en la que el valor del “desfase” es, por ejemplo, 3°C, y es igual al gradiente de temperatura deseado requerido a lo largo del conducto 14. Deberá apreciarse que el valor de “desfase” elegido depende de las propiedades físicas y la configuración del conducto.

15 Por ejemplo, para un desfase de 3°C y una temperatura de los gases de salida de la cámara de humidificación 4 de 37°C, se suministrará energía de forma apropiada al alambre calentador 15 (por ejemplo, ajustando su ciclo de trabajo) para mantener la temperatura de los gases suministrados al paciente a 40°C. De manera similar, si la temperatura de salida de la cámara cayera a 31°C, entonces la temperatura de los gases suministrados al paciente se controlaría para que llegara a 34°C. En ambos casos, el gradiente o diferencia de temperatura de +3°C se mantiene a lo largo del conducto, reduciendo al mínimo o eliminando la condensación.

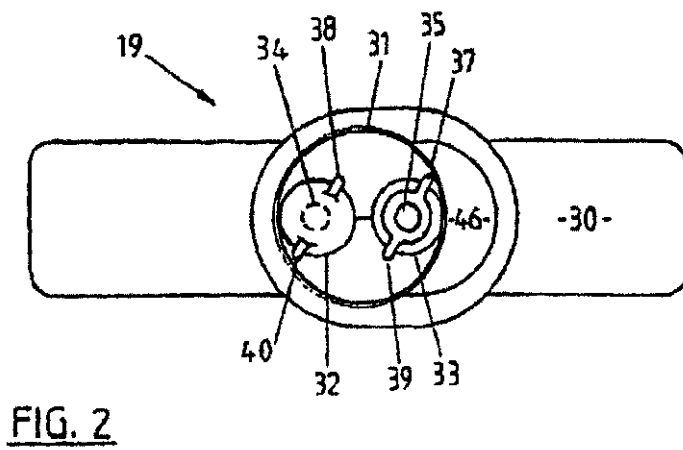
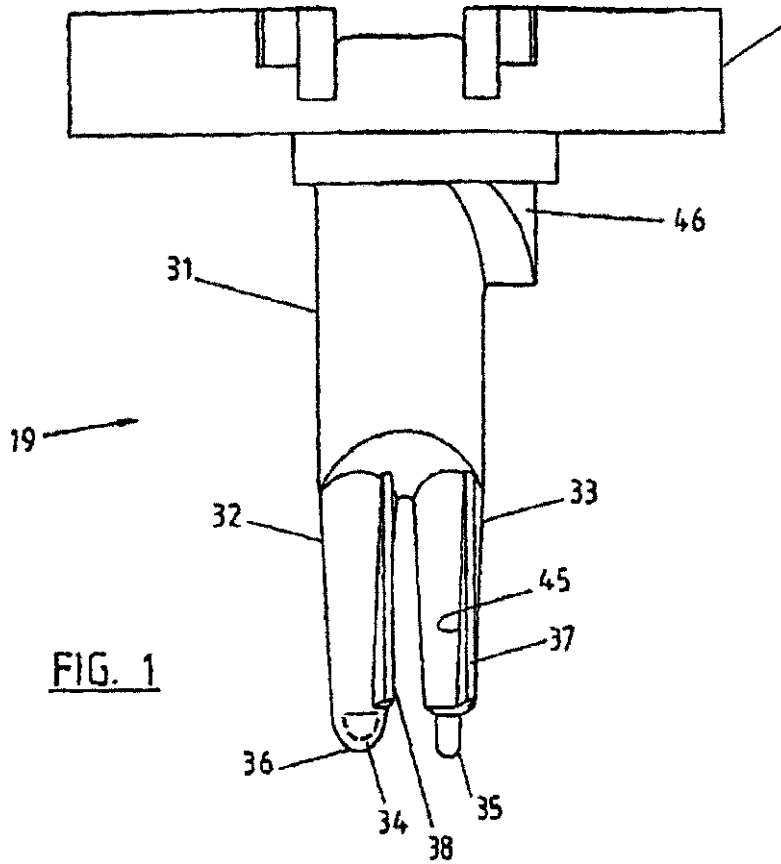
20 Si se encontrara que el valor de desfase requerido no es mantenible (es decir, el alambre calentador es incapaz de elevar la temperatura de los gases en el conducto hasta el valor requerido calculado requerido detectado por, por ejemplo, un sensor de temperatura cerca del extremo del paciente del conducto 14), entonces el controlador 11 disminuiría la temperatura de salida de la cámara de humidificación (reduciendo, por ejemplo, el ciclo de trabajo de la potencia suministrada a la placa calentadora 9) a fin de mantener la temperatura de desfase requerida a lo largo del conducto. Como ejemplo, el controlador podría programarse para que comenzase a disminuir la temperatura de salida de la cámara de humidificación en etapas de 0,5°C (hasta un mínimo de, por ejemplo, 35,5°C) si el valor de la temperatura de desfase no pudiera ser mantenido a al menos 2°C durante 15 minutos. Por ejemplo, para un valor de desfase de 3°C y una temperatura inicial de salida de la cámara de 37°C, los gases suministrados al paciente deberían ser controlados para llegar a 40°C. Sin embargo, si los gases que llegan al paciente se encuentran a 38,6°C (un desfase o diferencia real de solamente 1,6°C), entonces el controlador 11 disminuirá la temperatura de salida de la cámara de humidificación hasta 36,5°C después de 15 minutos. Luego se repetirán los cálculos anteriores y, si la temperatura de los gases que llegan al paciente no pudiera mantenerse en 39,5°C, entonces el controlador 11 considerará de nuevo la disminución de la temperatura de la cámara de humidificación. Este proceso se repetirá hasta que se alcance una temperatura de salida de la cámara de humidificación a la cual pueda mantenerse la temperatura de desfase del conducto requerida. Además, el controlador 11 podría intentar luego elevar la temperatura de los gases de salida de la cámara de humidificación de manera que los gases suministrados al paciente pudieran establecerse de nuevo a una temperatura requerida, pero sólo si esto pudiera conseguirse bajo la limitación de la temperatura de desfase. Esto sólo sería posible si hubieran cambiado las circunstancias ambientales.

40 Por tanto, al menos en la forma preferida, la presente invención que incorpora todas o algunas de las características anteriormente descritas proporciona un sistema de humidificación respiratoria que hace posible que se consiga el control de la humedad y/o temperatura de los gases humidificados. La sonda de flujo de gases de acuerdo con una realización de la presente invención hace posible que se realicen mediciones exactas de caudal sin que la condensación afecte al sensor. En parte, esta exactitud incrementada es debida también al sistema de colocación, que asegura una alineación directa de la sonda de flujo y/o temperatura en el flujo de gases. Debido a la capacidad de detectar exactamente el caudal con este sensor de flujo, los sistemas de control según la presente invención pueden proporcionar un flujo de gases al paciente que es controlado a una humedad requerida. El sensor de caudal hace posible también que se consiga un control “automático”, con lo que no requiere que el usuario monitorice constantemente la salida del humidificador y altere las entradas para conseguir cambios deseados; simplemente se requiere que el usuario informe al humidificador de la situación del suministro de los gases al paciente, y que el humidificador pueda proporcionar la temperatura y humedad requeridas de los gases sin entrada adicional de usuario. El humidificador presenta también el valor de la temperatura de los gases, lo que es clínicamente relevante para los gases que lleguen al paciente. Además, la humidificación respiratoria según otras realizaciones preferidas de la presente invención abarca diversas mejoras de seguridad con respecto a la técnica anterior.

REIVINDICACIONES

1. Aparato de humidificación para humidificar un flujo de gases a suministrar a un paciente o a otra persona que necesite de tales gases, que comprende:
- 5 una cámara de humidificación (4) adaptada para retener una cantidad de agua, y que tiene una entrada (3) y una salida (12) para permitir que dicho flujo de gases pase a través de dicha cámara de humidificación,
- un calentador (9) proporcionado adyacente a dicha cámara de humidificación (4), y adaptado para proporcionar calor a dicha cantidad de agua en dicha cámara de humidificación, a fin de proporcionar vapor de agua a dicho flujo de gases que pasa a través de dicha cámara de humidificación,
- 10 un medio (11) que detecta la utilización de la potencia del calentador (9), que monitoriza el nivel de potencia que se está usando por dicho calentador (9),
- un sensor de la temperatura del calentador (9), que detecta la temperatura de dicho calentador (9),
- un sensor (17) de la temperatura del flujo de gases, que detecta la temperatura de dicho flujo de gases,
- 15 un conducto (14) conectado a dicha salida de dicha cámara de humidificación (4), para transportar dicho flujo de gases a dicho paciente (13) o a otra persona que necesite de tales gases, teniendo dicho conducto un extremo del paciente, distal a dicho extremo conectado a dicha salida de dicha cámara de humidificación,
- una alarma que se puede alimentar energéticamente para proporcionar una señal de aviso después de un tiempo predeterminado de alarma, y
- un controlador (11) que almacena un programa
- caracterizado por:
- 20 el controlador (11) está configurado para:
- i) determinar una diferencia de temperatura restando la temperatura de los gases determinada por dicho sensor (17) de la temperatura de flujo de los gases de la temperatura del calentador (9) detectada por dicho sensor de la temperatura del calentador,
- 25 ii) determinar un valor de requisito de potencia para el calentador (9) a partir de dicho medio de detección de la utilización de la potencia del calentador,
- iii) calcular un valor de la conductividad térmica dividiendo dicho valor de requisito de potencia entre dicha diferencia de temperatura,
- iv) proporcionar energía a dicha alarma si dicho valor calculado de la conductividad térmica es menor que un valor mínimo permisible predeterminado de la conductividad térmica.
- 30 2. Aparato de humidificación según la reivindicación 1, que también comprende una sonda de flujo (19) adaptada para detectar el caudal de dicho flujo de gases, y un medio de almacenamiento que almacena una pluralidad de dichos valores permisibles mínimos predeterminados de la conductividad térmica con caudales de gases asociados, configurándose también dicho controlador (11) para:
- 35 iiiia) determinar el caudal de gases desde dicha sonda de flujo (19) y obtener a partir de dicho medio de almacenamiento el valor mínimo permisible predeterminado de la conductividad térmica asociado con el caudal de gases determinado.
3. Aparato de humidificación según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que dicho controlador (11) también está configurado para:
- v) esperar un tiempo predeterminado y después repetir las etapas (i) a (v).
- 40 4. Aparato de humidificación según la reivindicación 2, en el que dicho sonda (19) de flujo comprende:
- un alojamiento (32,33) del sensor adaptado para colocarlo en dicho flujo de gases, teniendo dicho alojamiento (32,33) de sensor un eje longitudinal sustancialmente perpendicular a dicho flujo de gases humidificados y un extremo sensor,
- un medio de detección alojado en dicho medio de alojamiento del sensor en o próximo al extremo detector, y
- 45 al menos una patilla sobresaliente (37,38,39,40) que se extiende lateralmente desde dicho alojamiento del sensor (32,33), proporcionando dicha al menos una patilla sobresaliente (37,38,39,40) superficies que permiten que el condensado líquido se disperse de dicho extremo sensor de dicho alojamiento de sensor (32,33).

5. Aparato de humidificación según la reivindicación 4, en el que dicha sonda (19) de sensor comprende dos mencionadas patillas sobresalientes (37,38,39,40).
6. Aparato de humidificación según la reivindicación 4 o la reivindicación 5, en el que dichas dos patillas sobresalientes (37,38,39,40) se sitúan de forma opuesta alrededor de dicho alojamiento (32,33) de sensor.
- 5 7. Aparato de humidificación como se reivindica en la reivindicación 4 o en la reivindicación 5, en el que cada mencionada al menos una patilla sobresaliente (37,38,39,40) está alineada paralela a dicho flujo de gases.
8. Aparato de humidificación como se reivindica en la reivindicación 4 o reivindicación 5, en el que el condensado líquido se dispersa a lo largo de las líneas de intersección (45) entre dicho alojamiento (32,33) de sensor y dicha al menos una patilla (37,38,39,40), existiendo un área localizada de tensión superficial baja a lo largo de dichas líneas de intersección (45).
- 10 9. Aparato de humidificación según la reivindicación 4 o 5, en el que dicha sonda (19) de sensor comprende dos alojamientos (32,33) de sensor, un alojamiento (32) de sensor de temperatura, y un alojamiento (33) de sensor de caudal.
- 15 10. Aparato de humidificación según la reivindicación 9, en el que dicho medio sensor de dicho alojamiento (32) de sensor de temperatura y dicho alojamiento (33) de sensor de caudal comprenden una resistencia dependiente de la temperatura.
11. Aparato de humidificación según la reivindicación 9, en el que dicho medio sensor de dicho alojamiento (33) de sensor del caudal se calienta ocasionalmente hasta una diferencia de temperatura predeterminada por encima de la temperatura de dicho flujo de gases, y la potencia requerida por dicho medio sensor de dicho alojamiento (33) de sensor de caudal para mantener dicha diferencia de temperatura predeterminada proporcionando una indicación del caudal de dichos gases.
- 20 12. Aparato de humidificación según la reivindicación 9, en el que dicho medio sensor de dicho alojamiento (33) de sensor de caudal se expone a o cerca del extremo sensor del alojamiento (33) de sensor del caudal, mientras que el medio sensor de dicho alojamiento (32) de sensor de temperatura se encapsula en o próximo al extremo sensor del alojamiento (32) de sensor de temperatura.
- 25 13. Aparato de humidificación según la reivindicación 9, en el que dichos alojamientos (32,33) de sensor de temperatura y de caudal están espaciados a lo largo de dicho flujo de gases, a fin de que el calor producido por el medio sensor de dicho alojamiento (33) de sensor de caudal tenga un efecto sustancialmente mínimo sobre el medio sensor de dicho alojamiento (32) de sensor de temperatura.
- 30 14. Aparato de humidificación según la reivindicación 9, en el que dicho alojamiento (33) de sensor de caudal está situado aguas abajo de dicho alojamiento (32) de sensor de temperatura, a fin de que el calor producido por el medio sensor de dicho alojamiento (33) de sensor de caudal no afecte al medio sensor de dicho alojamiento (32) de sensor de la temperatura.
- 35 15. Aparato de humidificación según la reivindicación 2, en el que dicho flujo de gases está canalizado en un conducto (14) de área de sección transversal conocida, al menos en la región adyacente a dicha sonda de flujo (19), y está provisto con un puerto de entrada de sensor (41) adaptado para recibir dicha sonda de flujo (19), proporcionándose dicho puerto de entrada de sensor (41) con una depresión localizadora fija (47), y proporcionándose dicha sonda de flujo (19) con un diente localizador fijo complementario (46), controlándose la colocación de dichos alojamientos (32,33) de sensor de temperatura y de sensor de caudal con relación a dicho flujo de gases por la interconexión de dicha depresión (47) y diente (46) localizadores.
- 40



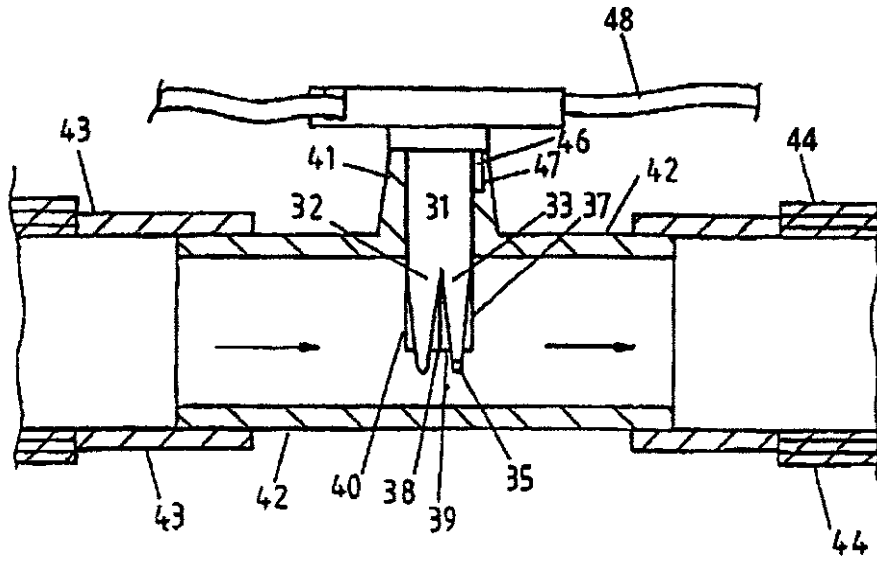


FIG. 3

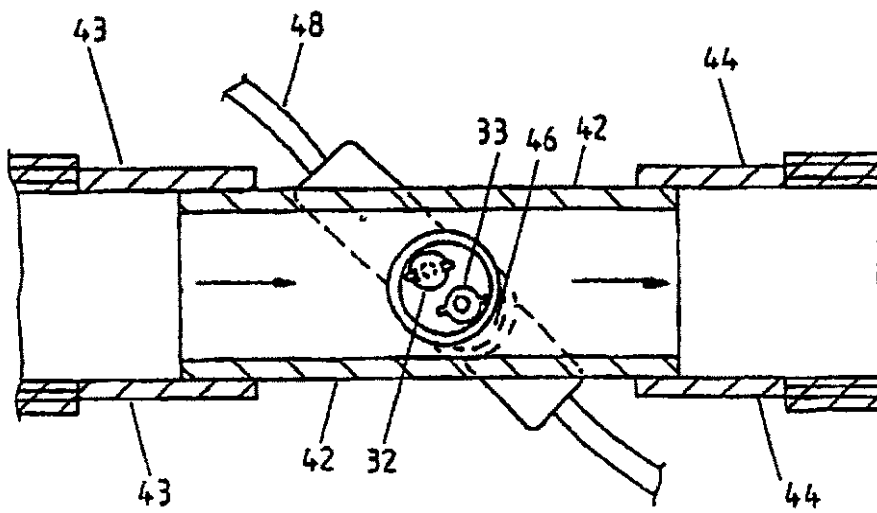


FIG. 4

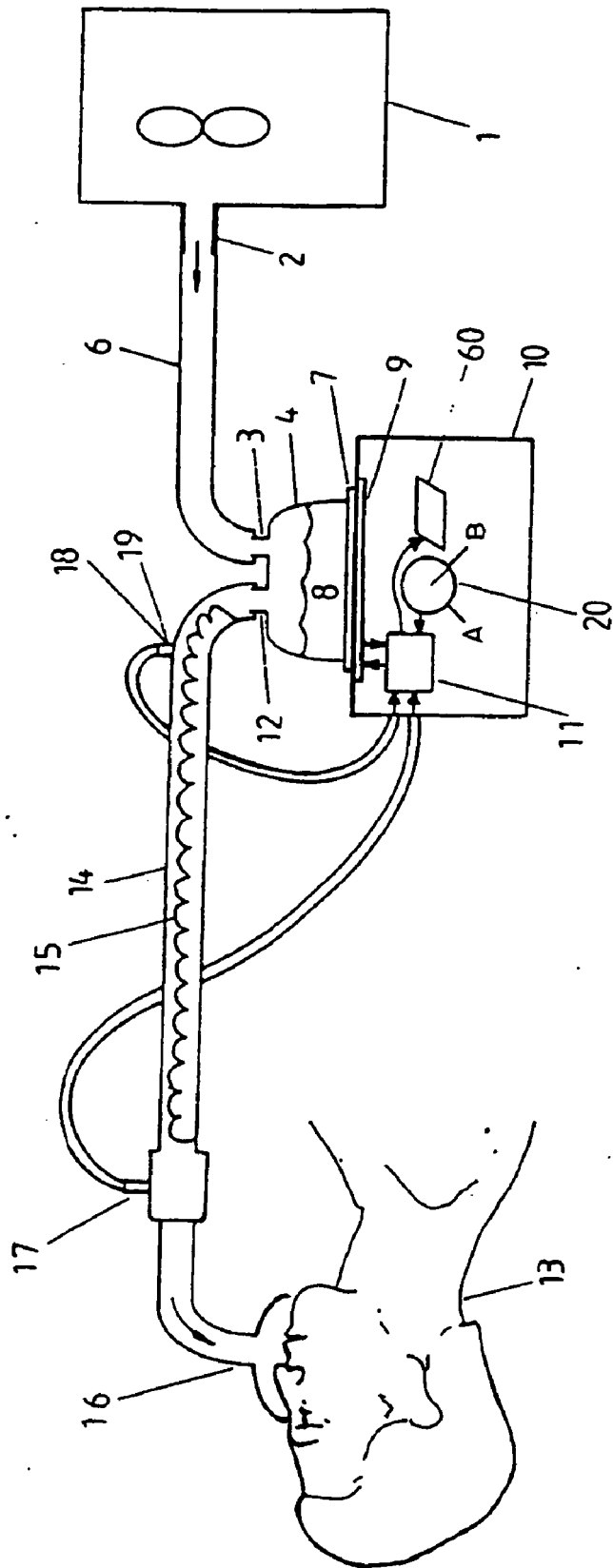


FIG. 5

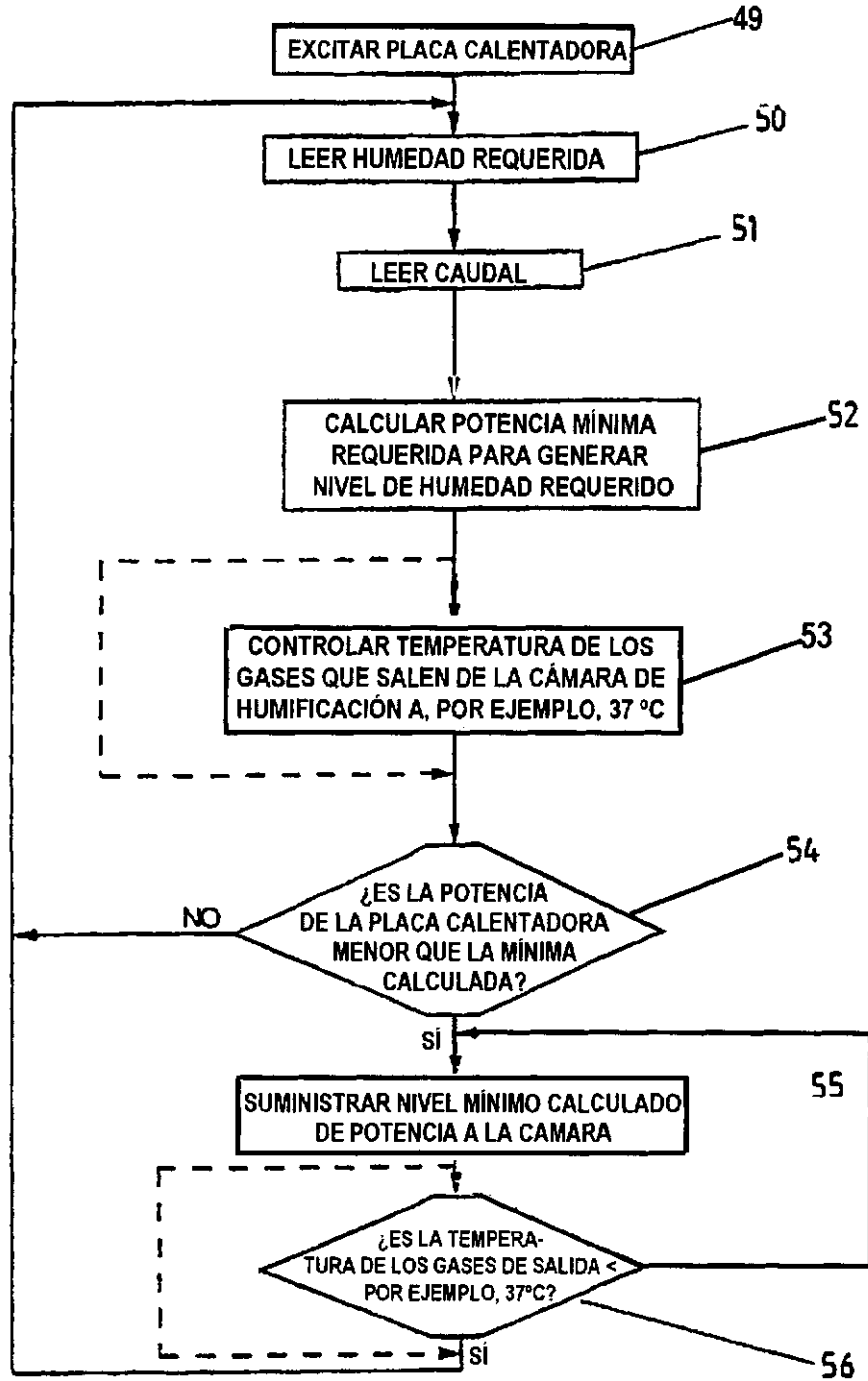


FIG. 6

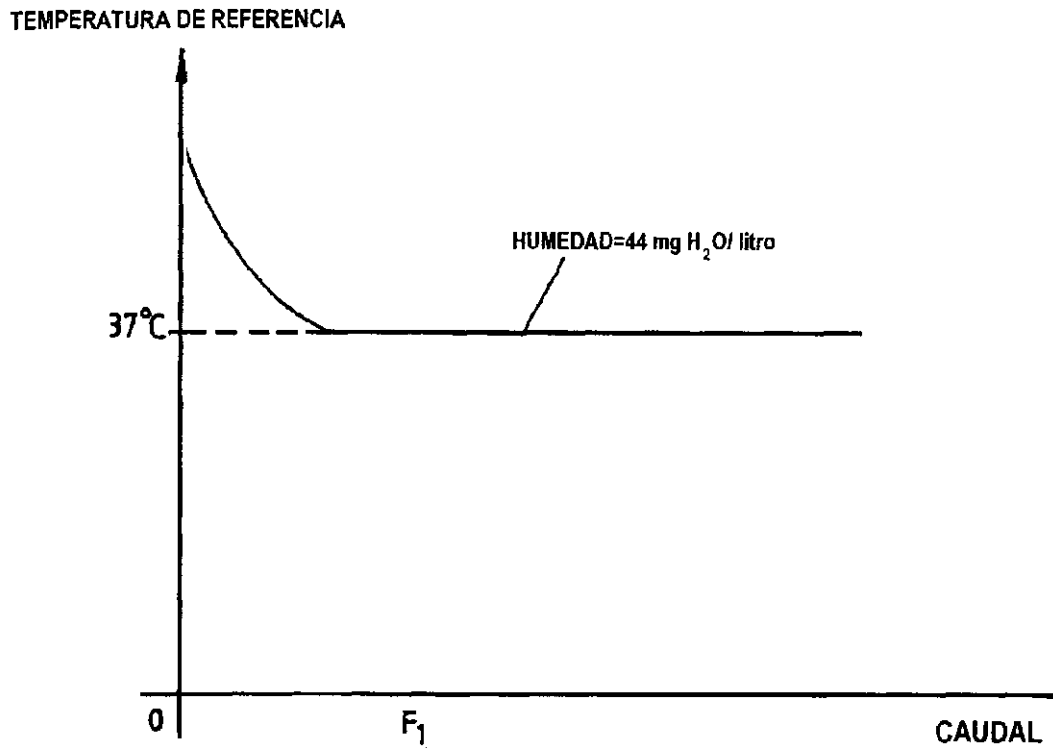


FIG. 7

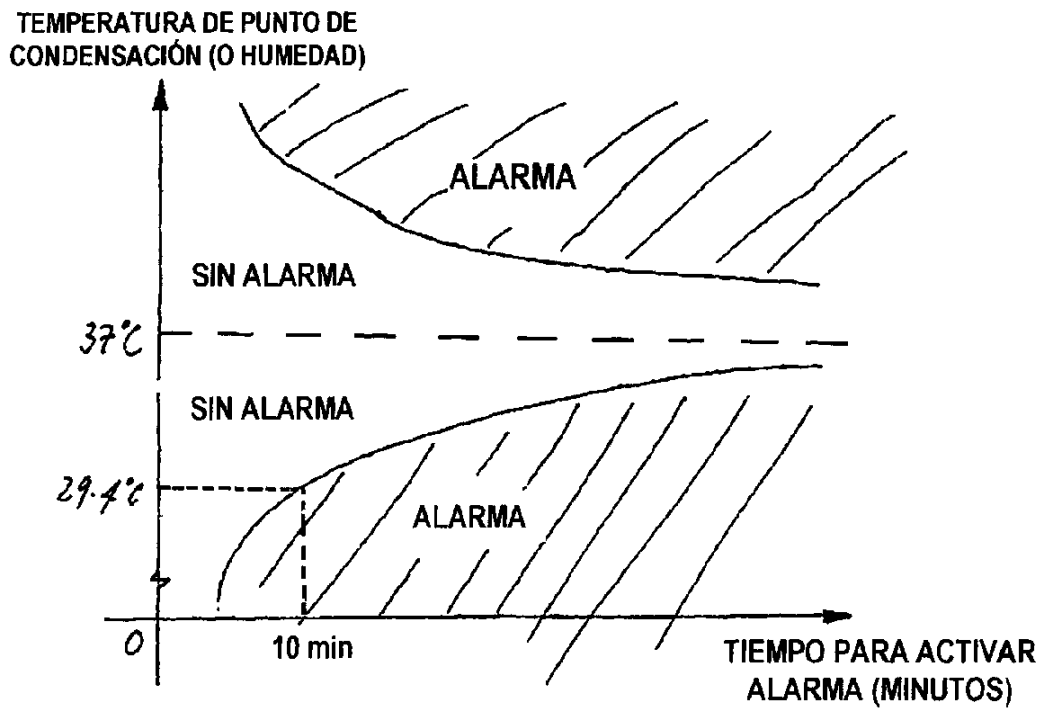


FIG 8