

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 995 064**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.12.2016** **E 22156278 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.09.2024** **EP 4023277**

54 Título: **Detección de trayectoria de flujo para aparato de terapia de flujo**

30 Prioridad:

02.12.2015 US 201562262325 P

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

06.02.2025

73 Titular/es:

**FISHER & PAYKEL HEALTHCARE LIMITED
(100.00%)
15 Maurice Paykel Place
East Tamaki Auckland 2013, NZ**

72 Inventor/es:

**BURGESS, RUSSEL WILLIAM;
DONNELLY, JESS EDWARD;
BARKER, DEAN ANTHONY;
DICKINSON, PHILIP JOHN;
VAN SCHALKWYK, ANDRE y
LAWSON, JOEL MICHAEL**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 995 064 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

Detección de trayectoria de flujo para aparato de terapia de flujo

CAMPO DE LA DESCRIPCIÓN

La presente descripción se refiere a procedimientos y sistemas para la detección de la trayectoria de flujo en un aparato de terapia de flujo para suministrar gas a pacientes.

Antecedentes

Los aparatos de asistencia respiratoria se utilizan en diversos entornos, como hospitales, instalaciones médicas, atención residencial o entornos domésticos, para administrar un flujo de gas a usuarios o pacientes. Un aparato de asistencia respiratoria, o un aparato de terapia de flujo, puede incluir una válvula utilizada para suministrar oxígeno con el flujo de gas, y/o un aparato de humidificación para suministrar gases calentados y humidificados. Un aparato de terapia de flujo puede permitir el ajuste y el control de las características del flujo de gas, incluida la velocidad de flujo, la temperatura, la concentración de gas, la humedad, la presión, etc. Sensores, como los elementos sensores de temperatura calentados y/o los termistores, se utilizan para medir estas propiedades de los gases.

El documento US 6 945 123 B1 describe un sensor para medir de forma redundante el flujo de gas que tiene un alojamiento adecuado para interponerse en un conducto de flujo de gas. El alojamiento tiene un orificio a través del cual fluye el gas a medir. Un anemómetro de alambre caliente de medición de flujo de gas está situado en el alojamiento cerca del orificio para proporcionar una primera medición del flujo de gas en el conducto. Un primer sensor de presión absoluta mide la presión del gas aguas abajo del orificio. El primer sensor de presión puede proporcionar compensación de presión al anemómetro. Un segundo sensor de presión absoluta mide la presión del gas aguas arriba del orificio. El primer sensor de presión puede usarse además con el segundo sensor de presión para obtener una medición de presión diferencial que proporcione una medición adicional del flujo de gas en el conducto que sea redundante con la del anemómetro.

El documento US 2002/173728 A1 describe un calorímetro indirecto operativo para medir el consumo de oxígeno respiratorio por unidad de tiempo de un sujeto que incluye un conector respiratorio operativo para ser soportado en contacto con un sujeto, para pasar gases respiratorios a medida que el sujeto respira hacia el conector respiratorio, y un medidor de flujo bidireccional que tiene un transductor de flujo ultrasónico que transmite y recibe bidireccionalmente señales ultrasónicas al transductor para generar una señal según el volumen de gases que pasan a través del medidor de flujo. El calorímetro indirecto también incluye un sensor de concentración de gas operativo para generar una señal según un contenido instantáneo de dióxido de carbono de los gases que pasan por el sensor de concentración de gas. El calorímetro indirecto incluye además un dispositivo informático operativo para recibir señales del medidor de flujo y el sensor de concentración de gas, y conductos que interconectan el conector respiratorio, el medidor de flujo y el sensor de concentración de gas, de modo que las inhalaciones y exhalaciones del sujeto pasan a través del medidor de flujo y las exhalaciones del sujeto pasan sobre el sensor de concentración de gas y la computadora está operativa para recibir las señales del sensor de concentración de gas y el medidor de flujo para calcular el consumo de oxígeno del sujeto.

El documento US 2007/225612 A1 describe un sistema para medir un parámetro metabólico. El sistema incluye un adaptador de vías respiratorias integrado capaz de monitorear cualquier combinación de flujo respiratorio, concentración de O₂ y concentraciones de uno o más de CO₂, N₂O y un agente anestésico en tiempo real, respiración por respiración. El flujo respiratorio se puede monitorear con medidores de flujo de presión diferencial en diversas condiciones de entrada a través de configuraciones de sensores mejoradas que minimizan el retraso de fase y el espacio muerto dentro de la vía aérea. La concentración de oxígeno molecular se puede controlar mediante técnicas de extinción de la luminiscencia. Se pueden usar técnicas de absorción infrarroja para monitorear uno o más de CO₂, N₂O y agentes anestésicos.

El documento WO 2014/077706 A1 describe una zona de audición para circuitos respiratorios. Algunas realizaciones proporcionan una extremidad inspiratoria para un circuito respiratorio que incluye un primer segmento que comprende un primer circuito de cable calentador y un segundo segmento que comprende un segundo circuito de cable calentador. La extremidad inspiratoria puede incluir un conector intermedio que incluye un circuito de conexión que acopla eléctricamente el primer circuito de cable calentador al segundo circuito de cable calentador. La extremidad inspiratoria puede configurarse para funcionar en dos modos donde, en un primer modo, la energía eléctrica pasa a través de la primera conexión eléctrica para proporcionar energía al primer circuito de cable calentador sin proporcionar energía al segundo circuito de cable calentador, y en un segundo modo, la energía eléctrica pasa a través de la primera conexión eléctrica para proporcionar energía tanto al primer circuito de cable calentador como al segundo circuito de cable calentador.

El documento WO 2013/151447 A1 describe un aparato de asistencia respiratoria que tiene una entrada de gases configurada para recibir un suministro de gases, un conjunto de soplador configurado para generar una corriente de gases presurizados a partir del suministro de gases; un conjunto de humidificación configurado para calentar y humidificar la corriente de gases presurizados; y una salida de gases para la corriente de gases calentados y humidificados. Una trayectoria de flujo para la corriente de gases se extiende a través del dispositivo respiratorio desde la entrada de gases a través del conjunto de soplador y el conjunto de humidificación hasta la salida de gases. Se

proporciona un conjunto de sensores en la trayectoria de flujo antes del conjunto de humidificación. El conjunto de sensor tiene un sistema de sensor de composición de gas por ultrasonido para detectar una o más concentraciones de gas dentro de la corriente de gases.

El documento WO 01/56454 A2 describe un analizador respiratorio mejorado que comprende un módulo de flujo desechable y un módulo electrónico no desechable. Un sistema de ventilador mejorado comprende un suministro de gases respiratorios, una línea de ventilador para dirigir los gases respiratorios a un paciente, un soporte de módulo de flujo ubicado en serie con la línea de ventilador donde puede insertarse un módulo de flujo y un módulo electrónico que se conecta al módulo de flujo. En una realización preferida, el módulo de flujo y el módulo electrónico funcionan en combinación para proporcionar la funcionalidad de un calorímetro indirecto, con el fin de determinar la tasa metabólica del paciente. La alimentación de un paciente intubado se puede controlar utilizando las tasas metabólicas determinadas del paciente. El sistema puede determinar otros parámetros respiratorios, como el flujo máximo, el volumen corriente, las concentraciones terminales y el cociente respiratorio. El sistema proporciona un procedimiento no invasivo de determinación del gasto cardíaco. También se puede insertar un módulo de flujo en la boca o en el tubo respiratorio interno de una persona.

El documento WO 2011/075030 A1 describe un medidor de gas para mediciones de ultrasonido en un aparato de respiración. El medidor de gas comprende un conducto de gas que tiene una pared interna que define una entrada en un primer extremo del conducto de gas y una salida en un segundo extremo del conducto de gas, y una disposición de transductor de ultrasonido configurada para medir la velocidad del sonido en un gas que fluye a través de una parte de dicho conducto de gas que forma una cámara de medición. El medidor de gas tiene un diseño de autodrenaje para evitar que el agua de condensación y otros líquidos afecten negativamente las mediciones de ultrasonido. Con este fin, al menos una superficie inferior de la pared interna del conducto de gas está inclinada hacia abajo con respecto al plano horizontal en la dirección longitudinal del conducto de gas, a ambos lados de la cámara de medición. De este modo, el agua de condensación se alejará de la cámara de medición por gravedad.

COMPENDIO

La presente descripción describe un aparato de terapia de flujo donde se mide un flujo de gases a través de al menos una porción de la trayectoria de flujo. La porción de la trayectoria de flujo puede configurarse para curvarse continuamente de modo que no haya ángulos significativos. La trayectoria de flujo puede comprender una entrada, una porción horizontal y una salida, donde la entrada y la salida pueden colocarse en direcciones verticalmente opuestas, y la porción horizontal se coloca entre la entrada y la salida. La porción horizontal puede tener una curva suave a lo largo de toda la longitud de la porción horizontal. La trayectoria de flujo puede comprender además uno o más sensores colocados dentro de la trayectoria de flujo y configurados para medir el flujo de gases a través de la porción de la trayectoria de flujo. El uno o más sensores pueden comprender uno o más de un transductor ultrasónico o sensor de concentración de gas. El uno o más sensores pueden configurarse para detectar el caudal y/o la concentración de oxígeno. El uno o más sensores pueden estar ubicados en un módulo de sensor.

La trayectoria de flujo puede estar configurada además para tener una distancia de flujo total entre 50 mm y 150 mm. La trayectoria de flujo también puede estar configurada además para tener un diámetro medio de sección transversal entre 10 mm y 20 mm.

La trayectoria de flujo puede comprender además una primera área de sección transversal en el primer extremo de la trayectoria de flujo; una segunda área de sección transversal en el segundo extremo de la trayectoria de flujo; y un área de sección transversal media entre el primer extremo y el segundo extremo de la trayectoria de flujo, donde el área de sección transversal media puede ser menor que la primera área de sección transversal, y donde el área de sección transversal media puede ser menor que la segunda área de sección transversal.

El uno o más sensores se pueden ubicar después de un soplador. El soplador puede ser un mezclador. El uno o más sensores pueden incluir además un elemento de detección de temperatura calentado configurado para medir la velocidad de flujo de los gases y/o los sensores de temperatura, humedad, humedad y temperatura y/o presión.

También se describe una trayectoria de flujo de gases para evitar la vorticidad no deseada en el flujo de gases que puede crear anomalías en la medición del caudal. La trayectoria de flujo se puede usar junto con el sistema de sensor ultrasónico.

La presente descripción describe un aparato de terapia de flujo que puede comprender un puerto de entrada que recibe un flujo de gases de al menos dos fuentes de gas diferentes; un soplador que recibe el flujo de gases del puerto de entrada, donde el soplador está configurado para mezclar el flujo de gases de las diferentes fuentes de gas para producir gases mezclados; una trayectoria de flujo de gases que recibe los gases mezclados del soplador y dirige el flujo de gases a través de una cámara de sensores; y uno o más sensores, donde los sensores están configurados para medir una o más propiedades del flujo de gases que fluye a través de la trayectoria de flujo de gases. El uno o más sensores se pueden ubicar después del soplador. El soplador puede ser un mezclador. El uno o más sensores pueden estar ubicados en un módulo de sensor.

Las diferentes fuentes de gas pueden comprender gas oxígeno, y el puerto de entrada puede comprender una válvula configurada para suministrar un flujo del gas oxígeno al soplador. La válvula puede comprender una válvula proporcional.

El uno o más sensores pueden comprender dos o más transductores ultrasónicos. El uno o más sensores también pueden comprender un sensor de concentración de gas.

Los transductores ultrasónicos se pueden configurar para determinar una concentración de gas. Los transductores ultrasónicos se pueden configurar para determinar un caudal.

5 El uno o más sensores pueden comprender un elemento de detección de temperatura calentado configurado para medir el caudal de gases.

La presente descripción describe una cámara de detección en un aparato de terapia de flujo que puede comprender una trayectoria de flujo configurada para acomodar un flujo de gases; y uno o más sensores configurados para medir una propiedad del flujo de gases que fluye a través de la trayectoria de flujo, donde los sensores pueden comprender un primer transductor ultrasónico colocado en una porción aguas abajo de la trayectoria de flujo, y un segundo transductor ultrasónico colocado en una porción aguas arriba de la trayectoria de flujo, y donde la trayectoria de flujo puede configurarse para tener una forma curva entre el primer y segundo transductores ultrasónicos. La forma curva puede configurarse para reducir el espacio muerto en el flujo de gases.

10 Los sensores pueden comprender además uno o más sensores de temperatura configurados para medir una temperatura de los gases en la trayectoria de flujo.

El sensor de temperatura se puede ubicar en la trayectoria de flujo.

La cámara de detección comprende además una placa de circuito de detección, donde una primera porción de la placa de circuito de detección se posiciona al menos parcialmente dentro de la trayectoria de flujo.

20 La placa de circuito de detección puede configurarse además para efectuar la conducción térmica entre el flujo de gas y el sensor de temperatura, e impedir la conducción térmica entre una pared de la cámara de detección y el sensor de temperatura.

La placa de circuito de detección puede comprender además al menos una segunda porción de la placa de circuito de detección colocada fuera de la trayectoria de flujo.

25 La cámara de detección puede comprender además un sello que divide la primera porción de la placa de circuito de detección de la segunda porción de la placa de circuito de detección. El sello puede ser un sello neumático.

La trayectoria de flujo puede estar configurada además para tener una distancia de flujo total entre 50 mm y 150 mm.

La trayectoria de flujo puede estar configurada además para tener un diámetro medio de sección transversal entre 10 mm y 20 mm.

30 La trayectoria de flujo puede configurarse además para tener una forma de sección transversal constante a lo largo de la longitud de la trayectoria de flujo.

La trayectoria de flujo puede comprender una primera área de sección transversal en el primer extremo de la trayectoria de flujo; una segunda área de sección transversal en el segundo extremo de la trayectoria de flujo; y un área de sección transversal media entre el primer extremo y el segundo extremo de la trayectoria de flujo, donde el área de sección transversal media puede ser menor que la primera área de sección transversal, y donde el área de sección transversal media puede ser menor que la segunda área de sección transversal. La trayectoria de flujo puede configurarse para curvarse entre el primer y el segundo transductor ultrasónicos

La presente descripción describe un procedimiento para determinar una característica de los gases que fluyen a través de una cámara de detección a lo largo de una trayectoria de flujo de gases desde un primer extremo de la cámara de detección hasta un segundo extremo de la cámara de detección, donde la cámara de detección comprende un primer transductor ultrasónico colocado en el primer extremo y un segundo transductor ultrasónico colocado en el segundo extremo, una dirección aguas abajo definida a lo largo de la trayectoria de flujo de gases desde el primer extremo hasta el segundo extremo, y una dirección aguas arriba definida a lo largo de la trayectoria de flujo de gases desde el segundo extremo hasta el primer extremo. El procedimiento comprende transmitir un pulso acústico aguas abajo desde el primer transductor ultrasónico y detectar el pulso acústico aguas abajo en el segundo transductor ultrasónico; determinar un tiempo de vuelo aguas abajo según, al menos en parte, el pulso acústico aguas abajo; transmitir un pulso acústico aguas arriba desde el segundo transductor ultrasónico y detectar el pulso acústico aguas arriba en el primer transductor ultrasónico; determinar un tiempo de vuelo aguas arriba según, al menos en parte, el pulso acústico aguas arriba; y determinar la característica de los gases teniendo en cuenta el espacio muerto entre el primer transductor ultrasónico y el segundo transductor ultrasónico.

50 Determinar la característica de los gases puede comprender determinar una velocidad del gas utilizando las ecuaciones:

$$c \approx \frac{D + D_0}{2} \left(\frac{1}{t_1} + \frac{1}{t_2} \right) \text{ y}$$

$$v \approx \frac{(D_0 + D)^2}{2D} \left(\frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2} \right),$$

Donde c representa la velocidad del sonido, D representa la distancia entre el primer transductor ultrasónico y el segundo transductor ultrasónico donde hay flujo de gas, D_0 representa la distancia entre el primer transductor ultrasónico y el segundo transductor ultrasónico donde no hay flujo de gas, t_1 representa el tiempo de vuelo aguas abajo, y t_2 representa el tiempo de vuelo aguas arriba.

La presente descripción describe un procedimiento para determinar una característica de los gases que fluyen a través de una cámara de detección a lo largo de una trayectoria de flujo de gases desde un primer extremo de la cámara de detección hasta un segundo extremo de la cámara de detección, donde la cámara de detección comprende un primer transductor ultrasónico colocado en el primer extremo y un segundo transductor ultrasónico colocado en el segundo extremo, una dirección aguas abajo definida a lo largo de la trayectoria de flujo de gases desde el primer extremo hasta el segundo extremo, y una dirección aguas arriba definida a lo largo de la trayectoria de flujo de gases desde el segundo extremo hasta el primer extremo. El procedimiento puede comprender transmitir un pulso acústico aguas abajo desde el primer transductor ultrasónico y detectar el pulso acústico aguas abajo en el segundo transductor ultrasónico. El procedimiento puede comprender además medir una forma de onda ultrasónica recibida completa. El procedimiento puede comprender además realizar una correlación cruzada entre la forma de onda recibida y una referencia para producir una medición del tiempo de vuelo. La referencia puede registrarse antes o definirse antes. La referencia puede ser una onda separada o anterior. La correlación cruzada puede comprender producir un tiempo de vuelo diferencial de modo que se pueda calcular una velocidad de flujo. Los gases pueden incluir heliox o dióxido de carbono. La correlación cruzada puede comprender resaltar anomalías durante el funcionamiento.

La presente descripción describe un sistema para calibrar un módulo de medición en un aparato de terapia de flujo. El sistema puede comprender un soplador configurado para suministrar un flujo de gases en parámetros de funcionamiento predeterminados; un primer sensor configurado para determinar un primer valor para una característica de gases; una primera memoria configurada para almacenar el primer valor; y un sistema de control configurado para variar el flujo de gases desde el soplador; y ajustar un parámetro de calibración, según, al menos en parte, la comparación entre el primer valor y un valor de referencia en los parámetros de funcionamiento predeterminados. El valor de referencia se puede obtener a partir de una o más de una tabla de búsqueda, una entrada de usuario o un valor calculado.

El primer sensor puede comprender un par de transductores ultrasónicos.

El sistema de calibración puede comprender además una válvula configurada para suministrar un flujo de un segundo gas, donde el sistema de control se puede configurar además para variar el flujo de un segundo gas. El segundo gas puede comprender oxígeno.

El sistema puede comprender además un segundo sensor configurado para determinar un segundo valor para la característica de gases, donde el sistema de control puede estar configurado además para comparar el primer valor con el segundo valor.

El segundo sensor puede comprender un sensor de temperatura. El segundo sensor puede comprender un elemento de detección de temperatura calentado configurado para medir el caudal de gases. El segundo sensor puede comprender un sensor de humedad. El segundo sensor puede comprender además un sensor de presión.

La característica de los gases puede ser un caudal. La característica de los gases puede ser una concentración de oxígeno u otra concentración de gas. La característica de los gases puede ser la temperatura. La característica de los gases puede ser la humedad. La característica de los gases puede ser la presión.

La presente descripción describe una cámara de detección en un aparato de terapia de flujo. La cámara de detección puede comprender uno o más sensores configurados para medir las propiedades de los gases, los uno o más sensores incluyen un primer transductor ultrasónico en una porción aguas abajo de una trayectoria de flujo y un segundo transductor ultrasónico en una porción aguas arriba de la trayectoria de flujo, y un elemento de detección de temperatura calentado configurado para medir la velocidad de flujo de los gases. El elemento de detección de temperatura calentado puede proporcionar redundancia de la medición de flujo, comprendiendo la redundancia una medición de flujo rápida a flujos bajos por los transductores ultrasónicos primero y segundo y una medición de flujo precisa a flujos bajos por el elemento de detección de temperatura calentado. La redundancia puede ayudar con la calibración para un caudal.

El elemento de detección de temperatura calentado puede ajustar un parámetro de calibración de los transductores ultrasónicos. El elemento de detección de temperatura calentado puede ajustar las lecturas de los transductores ultrasónicos. El ajuste puede ser un ajuste continuo. El ajuste puede ser una cantidad predeterminada, velocidad o ponderado sobre la velocidad de flujo u otros parámetros detectados.

5 La presente descripción describe una cámara de detección en un aparato de terapia de flujo. La cámara de detección puede comprender uno o más sensores, el uno o más sensores configurados para medir las propiedades de los gases, el uno o más sensores que incluyen un primer transductor ultrasónico en una porción aguas abajo de una trayectoria de flujo y un segundo transductor ultrasónico en una porción aguas arriba de la trayectoria de flujo, donde el uno o más sensores se pueden montar directamente en la placa de circuito de detección. La cámara de detección puede
10 comprender además circuitos ultrasónicos colocados cerca de los sensores ultrasónicos. Los circuitos ultrasónicos se pueden aislar ambientalmente de los uno o más sensores. La cámara puede comprender además un sello que aísla los circuitos ultrasónicos de los uno o más sensores. El sello puede ser un sello neumático. Al menos uno de los uno o más sensores puede ubicarse en una placa de circuito de detección.

15 La presente descripción describe un sistema de suministro de gas. El sistema puede comprender uno o más sensores configurados para determinar las propiedades de los gases, un primer sensor de presión configurado para determinar una primera presión absoluta, donde la primera presión absoluta se puede configurar para determinar una estimación de la presión ambiente; y un segundo sensor de presión configurado para determinar una segunda presión absoluta, donde la diferencia entre la primera y la segunda presión absoluta puede determinar una presión diferencial calculada, y donde el cálculo de las propiedades de los gases se puede ajustar según, al menos en parte, los cambios en la
20 presión ambiente.

El sistema puede comprender además un soplador. El segundo sensor de presión absoluta puede estar aguas abajo del soplador. Una presión generada por una fuente de gases puede estimarse a partir de la presión diferencial calculada.

25 El uno o más sensores configurados para determinar las propiedades de los gases pueden comprender sensores ultrasónicos. Las lecturas de presión ambiente pueden permitir la comparación del caudal másico con el caudal volumétrico. El primer sensor de presión absoluta puede posicionarse dentro de un alojamiento del sistema de suministro de gases. El segundo sensor de presión se puede posicionar dentro de una cámara de detección o módulo de sensor y detecta una presión del flujo de gases después de que los gases hayan sido presurizados por una fuente de gases

30 La presente invención se define por las reivindicaciones adjuntas. Realizaciones ejemplares son objeto de las reivindicaciones dependientes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La Figura 1 muestra en forma esquemática un aparato de asistencia respiratoria en forma de un aparato de terapia de flujo.

35 La Figura 2 es una vista frontal del aparato de terapia de flujo con una cámara humidificadora en posición y un mango/palanca elevados.

La Figura 3 es una vista superior correspondiente a la Figura 2;

La Figura 4 es una vista lateral derecha correspondiente a la Figura 2.

La Figura 5 es una vista lateral izquierda correspondiente a la Figura 2.

La Figura 6 es una vista trasera correspondiente a la Figura 2.

40 La Figura 7 es una vista en perspectiva frontal izquierda correspondiente a la Figura 2.

La Figura 8 es una vista en perspectiva frontal derecha correspondiente a la Figura 2.

La Figura 9 es una vista inferior correspondiente a la Figura 2;

La Figura 10 muestra una primera configuración de una disposición de entrada de aire y oxígeno del aparato de terapia de flujo.

45 La Figura 11 muestra una segunda configuración de una disposición de entrada de aire y oxígeno del aparato de terapia de flujo.

La Figura 12 es una vista en sección transversal que muestra más detalles de la disposición de entrada de aire y oxígeno de la Figura 11.

50 La Figura 13 es otra vista en sección transversal que muestra más detalles de la disposición de entrada de aire y oxígeno de la Figura 11.

La Figura 14 es una vista en sección longitudinal que muestra más detalles de la disposición de entrada de aire y oxígeno de la Figura 11.

La Figura 15 es una vista en despiece de los componentes de chasis superior e inferior de un alojamiento principal del aparato de terapia de flujo.

5 La Figura 16 es una vista en perspectiva lateral izquierda frontal del chasis inferior del alojamiento principal que muestra un alojamiento para recibir un subconjunto de módulo de motor y/o sensor.

La Figura 17A es una primera vista en perspectiva inferior del alojamiento principal del aparato de terapia de flujo que muestra un rebaje dentro del alojamiento para el subconjunto de módulo de motor y/o sensor.

10 La Figura 17B es una segunda vista en perspectiva inferior del alojamiento principal del aparato de terapia de flujo que muestra el rebaje para el subconjunto de módulo de motor y/o sensor.

La Figura 18 ilustra un diagrama de bloques de un sistema de control que interactúa con y/o proporciona control y dirección a los componentes de un sistema de asistencia respiratoria según una realización de la presente descripción.

La Figura 19 es un diagrama de bloques de un controlador según una realización de la presente descripción.

15 La Figura 20 ilustra un diagrama de bloques de un módulo de motor y/o sensor según una realización de la presente descripción.

La Figura 21 ilustra una cámara de detección según una realización de la presente descripción.

La Figura 22A ilustra una placa de circuito de detección dentro de una cámara de detección según una realización de la presente descripción.

20 La Figura 22B ilustra una placa de circuito de detección dentro de una cámara de detección según otra realización de la presente descripción.

La Figura 22C ilustra una placa de circuito de detección dentro de una cámara de detección según otra realización de la presente descripción.

25 La Figura 23A ilustra una representación de circuito de una implementación de señalización de transductor, según una realización de la presente descripción.

La Figura 23B ilustra una representación de circuito de una implementación de señalización de transductor bidireccional, según una realización de la presente descripción.

La Figura 24A ilustra esquemáticamente los pulsos de señal del transductor.

La Figura 24B ilustra una señal de transductor propagada a medida que se transmite y recibe.

30 La Figura 24C ilustra esquemáticamente ejemplos de pulsos de transductor diseñados para reducir el zumbido.

La Figura 25A ilustra un diagrama de bloques de un modelo de detección ultrasónica.

La Figura 25B ilustra un diagrama de bloques de un modelo de detección ultrasónica que incluye espacio muerto.

La Figura 26A es un diagrama de flujo que ilustra un sistema de calibración, según una realización de la presente descripción.

35 La Figura 26B es un diagrama de flujo que ilustra un sistema de calibración, según otra realización de la presente descripción.

La Figura 27A ilustra una placa de circuito de detección dentro de una cámara de detección con seguimiento.

La Figura 27B ilustra una porción ampliada de la Figura 27a que muestra más detalles del seguimiento.

40 La Figura 28 es un diagrama de flujo que ilustra la determinación de una presión manométrica utilizando dos sensores de presión absoluta.

Las Figuras 29-33 ilustran varias vistas de otras realizaciones del aparato de terapia de flujo.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

45 En la Figura 1 se muestra un aparato de terapia de flujo 10. En términos generales, el aparato 10 comprende un alojamiento principal 100 que contiene un generador de flujo 11 en forma de una disposición de motor/impulsor, un humidificador opcional 12, un controlador 13 y una interfaz de EO de usuario 14 (que comprende, por ejemplo, uno o

más dispositivos de visualización y entrada tales como uno o más botones, una pantalla táctil, una combinación de una pantalla táctil y uno o más botones o similares). El controlador 13 está configurado o programado para controlar los componentes del aparato, que incluyen: operar el generador de flujo 11 para crear un flujo de gas (flujo de gas) para su suministro a un paciente, operar el humidificador 12 (si está presente) para humidificar y/o calentar el flujo de gas generado, recibir la entrada del usuario desde la interfaz de usuario 14 para la reconfiguración y/o el funcionamiento definido por el usuario del aparato 10, y enviar información (por ejemplo, en la pantalla) al usuario. El usuario puede ser un paciente, un profesional de la salud o cualquier otra persona interesada en usar el aparato.

Un conducto de respiración del paciente 16 está acoplado a una salida de flujo de gas 21 en el alojamiento 100 del aparato de terapia de flujo 10, y está acoplado a una interfaz de paciente 17 tal como una cánula nasal con un colector 19 y puntas nasales 18. Adicional o alternativamente, el conducto de respiración del paciente 16 se puede acoplar a una máscara facial o una interfaz de traqueotomía. El flujo de gas, que puede ser humidificado, que es generado por el aparato de terapia de flujo 10 se suministra al paciente a través del conducto del paciente 16 a través de la cánula 17. El conducto del paciente 16 puede tener un cable calentador 16a para calentar el flujo de gas que pasa al paciente. El cable calentador 16a está bajo el control del controlador 13. El conducto del paciente 16 y/o la interfaz del paciente 17 pueden considerarse parte del aparato de terapia de flujo 10, o alternativamente periféricos a él. El aparato de terapia de flujo 10, el conducto de respiración 16 y la interfaz de paciente 17 forman juntos un sistema de terapia de flujo.

Los expertos en la técnica conocerán el funcionamiento general de un aparato respiratorio de terapia de flujo 10, y no es necesario describirlo en detalle aquí. Sin embargo, en términos generales, el controlador 13 controla el generador de flujo 11 para generar un flujo de gas de la velocidad de flujo deseada, controla una o más válvulas para controlar la mezcla de aire y oxígeno u otro gas alternativo, y/o controla el humidificador 12 si está presente para humidificar el flujo de gas y/o calentar el flujo de gas a un nivel apropiado. El flujo de gas se dirige hacia el paciente a través del conducto del paciente 16 y la cánula 17. El controlador 13 también puede controlar un elemento de calentamiento en el humidificador 12 y/o el elemento de calentamiento 16a en el conducto del paciente 16 para calentar el gas a una temperatura deseada que logre un nivel deseado de terapia y/o nivel de comodidad para el paciente. El controlador 13 se puede programar con o puede determinar una temperatura diana adecuada del flujo de gas.

Los sensores de operación 3a, 3b, 3c, 20, 25, tales como sensores de flujo, temperatura, humedad y/o presión, se pueden colocar en diversas ubicaciones en el aparato de terapia de flujo 10 y/o el conducto del paciente 16 y/o la cánula 17. La salida de los sensores puede ser recibida por el controlador 13, para ayudarlo a operar el aparato de terapia de flujo 10 de una manera que proporcione una terapia adecuada. En algunas configuraciones, proporcionar una terapia adecuada incluye satisfacer la demanda inspiratoria de un paciente. El aparato 10 puede tener un transmisor y/o receptor 15 para permitir que el controlador 13 reciba 8 señales de los sensores y/o para controlar los diversos componentes del aparato de terapia de flujo 10, que incluyen, entre otros, el generador de flujo 11, el humidificador 12 y el cable calentador 16a, o accesorios o periféricos asociados con el aparato de terapia de flujo 10. Adicional o alternativamente, el transmisor y/o receptor 15 puede suministrar datos a un servidor remoto o permitir el control remoto del aparato 10.

La interfaz del paciente puede ser una interfaz no sellada, tal como una cánula nasal.

Descripción general, incluida la descripción del alojamiento principal

Algunas realizaciones del aparato de terapia de flujo se describen en la Solicitud de Patente Internacional No. PCT/IB2016/053761, presentada el 24 de junio de 2016 y titulada "BREATHING ASSISTANCE APPARATUS". Las Figuras 29 a 33 ilustran algunas de esas realizaciones. Las Figuras 2 a 17B muestran otra realización del aparato de terapia de flujo 10 que comprende un alojamiento principal 100. El alojamiento principal 100 tiene un chasis superior de alojamiento principal 102 y un chasis inferior de alojamiento principal 202.

El chasis superior del alojamiento principal 102 tiene una disposición de pared periférica 106. La disposición de pared periférica define un humidificador o compartimento de cámara de humidificación 108 para la recepción de una cámara de humidificación extraíble 300. La cámara de humidificación extraíble 300 contiene un líquido adecuado tal como agua para humidificar gases que se administrarán a un paciente.

En la forma mostrada, la disposición de pared periférica 106 del chasis superior del alojamiento principal 102 comprende una pared externa lateral izquierda sustancialmente vertical 110 que está orientada en una dirección de adelante hacia atrás del alojamiento principal 100, una pared interna lateral izquierda sustancialmente vertical 112 que está orientada en una dirección de adelante hacia atrás del alojamiento principal 100, y una pared de interconexión 114 que se extiende entre e interconecta los extremos superiores de las paredes internas y externas laterales izquierdas 110, 112. El chasis superior del alojamiento principal 102 comprende además una pared exterior lateral derecha 116 sustancialmente vertical que está orientada en una dirección de adelante hacia atrás del alojamiento principal 100, una pared interior lateral derecha 118 sustancialmente vertical que está orientada en una dirección de adelante hacia atrás del alojamiento principal 100, y una pared de interconexión 120 que se extiende entre e interconecta los extremos superiores de las paredes interior y exterior lateral derecha 116, 118. Las paredes de interconexión 114, 120 están en ángulo hacia los bordes externos respectivos del alojamiento principal 100, pero alternativamente pueden estar sustancialmente horizontales o en ángulo hacia adentro.

El chasis superior del alojamiento principal 102 comprende además una pared exterior trasera sustancialmente vertical 122. Una parte superior del chasis superior del alojamiento principal 102 comprende una superficie inclinada hacia adelante 124. La superficie 124 tiene un rebaje 126 para la recepción de una pantalla y un módulo de interfaz de usuario 14 que se muestra con más detalle en las Figuras 53 y 54. Una pared de interconexión 128 se extiende entre e interconecta el extremo superior de la pared exterior trasera 122 y el borde trasero de la superficie 124.

Una porción de pared sustancialmente vertical 130 se extiende hacia abajo desde un extremo delantero de la superficie 124. Una porción de pared sustancialmente horizontal 132 se extiende hacia adelante desde un extremo inferior de la porción de pared 130 para formar un saliente. Una porción de pared sustancialmente vertical 134 se extiende hacia abajo desde un extremo frontal de la porción de pared 132 y termina en una porción de suelo sustancialmente horizontal 136 del compartimento de la cámara de humidificación 108. La pared interna del lado izquierdo 112, la pared interna del lado derecho 118, la porción de pared 134 y la porción de piso 136 definen juntas el compartimento de la cámara de humidificación 108. La porción de piso 136 del compartimento de la cámara de humidificación 108 tiene un rebaje 138 para recibir una disposición de calentador tal como una placa de calentador 140 u otros elementos de calentamiento adecuados para calentar el líquido en la cámara de humidificación 300 para su uso durante un procedimiento de humidificación.

El chasis inferior del alojamiento principal 202 se puede unir al chasis superior 102, ya sea mediante sujetadores adecuados o características de unión integradas, como clips, por ejemplo. El chasis inferior del alojamiento principal 202 comprende una pared exterior lateral izquierda sustancialmente vertical 210 que está orientada en una dirección de adelante hacia atrás del alojamiento principal 100 y es contigua a la pared exterior lateral izquierda 110 del chasis superior 102, y una pared exterior lateral derecha sustancialmente vertical 216 que está orientada en una dirección de adelante hacia atrás del alojamiento principal 100 y es contigua a la pared exterior lateral derecha 116 del chasis superior 102. El chasis inferior del alojamiento principal 202 comprende además una pared exterior trasera sustancialmente vertical 222 que es contigua a la pared exterior trasera 122 del chasis superior 102.

El chasis de alojamiento inferior 202 tiene un reborde 242 que es contiguo al reborde 142 del chasis de alojamiento superior 102, y también forma parte del rebaje para recibir la porción de mango 506 de la palanca 500. El reborde inferior 242 comprende una protuberancia dirigida hacia adelante 243 que actúa como un retenedor para la porción de mango 506 de la palanca 500.

Una parte inferior del chasis de alojamiento inferior 202 comprende una pared inferior 230. Las paredes de interconexión respectivas 214, 220, 228 se extienden entre e interconectan las paredes sustancialmente verticales 210, 216, 222 y la pared inferior 230. La pared inferior 230 comprende una rejilla 232 que comprende una pluralidad de aberturas para permitir el drenaje de líquido en caso de fuga de la cámara de humidificación 300 (por ejemplo, de derrames). La pared inferior 230 comprende adicionalmente ranuras alargadas orientadas hacia adelante y hacia atrás 234. Las ranuras 234 permiten adicionalmente el drenaje de líquido en caso de fuga desde la cámara de humidificación 300, sin que el líquido entre en el alojamiento de la electrónica. En la configuración ilustrada, la placa calentadora 140 no está soportada por porciones externas de la pared inferior 230, por lo que las ranuras 234 pueden ser anchas y alargadas en relación con las aberturas de la rejilla 232 para maximizar el drenaje de líquido.

Como se muestra en la Figura 17a a 17b, el chasis inferior 202 tiene un rebaje de motor 250 para recibir un módulo de motor y/o sensor extraíble. Se proporciona una abertura de rebaje 251 en la pared inferior 230 adyacente a un borde trasero de la misma, para recibir un módulo de motor/sensor extraíble. Una pared periférica continua, impermeable al gas, ininterrumpida 252 está formada integralmente con la pared inferior 230 del chasis inferior 202 y se extiende hacia arriba desde la periferia de la abertura 251. Una porción trasera 254 de la pared periférica 252 tiene una primera altura, y una porción delantera 256 de la pared periférica 252 tiene una segunda altura que es mayor que la primera altura. La porción trasera 254 de la pared periférica 252 termina en un escalón sustancialmente horizontal 258, que a su vez termina en una porción trasera auxiliar superior 260 de la pared periférica 252. La porción delantera 256 y la porción trasera auxiliar superior 260 de la pared periférica 252 terminan en un techo 262. Todas las paredes y el techo 262 son continuos, impermeables al gas e ininterrumpidos, aparte del paso de flujo de gas. Por lo tanto, todo el rebaje del motor 250 es impermeable al gas e ininterrumpido, aparte del paso de flujo de gas.

En una configuración alternativa, el rebaje del motor que comprende los elementos 252, 254, 256, 258, 260, 264 puede formarse por separado del chasis inferior 202. El conjunto de motor que incluye el rebaje puede insertarse en la abertura del rebaje 251 y unirse al chasis inferior 202. Al insertar el conjunto de motor y el rebaje en el chasis inferior 202, el tubo de paso de flujo de gas 264 se extenderá a través del tubo de extensión hacia abajo 133 y se sellará mediante el sello blando.

El aparato 10 comprende una disposición de colector de conexión 320 para el acoplamiento fluido de la cámara de humidificación 300 al aparato 10. La cámara de humidificación 300 puede estar acoplada de forma fluida al aparato 10 en un movimiento de deslizamiento lineal en una dirección hacia atrás de la cámara de humidificación 300 en el compartimento de la cámara 108, desde una posición en la parte delantera del alojamiento 100 en una dirección hacia la parte trasera del alojamiento 100. La disposición de colector de conexión 320 comprende un puerto de salida de gases de colector 322 que está en comunicación fluida, a través de un codo fijo en forma de L 324, con el paso de flujo de gas desde el conjunto de motor/impulsor 402.

La disposición del colector de conexión 320 comprende además un puerto de entrada de gases del colector 340 (retorno de gases humidificados) que está incorporado en un codo extraíble. El codo extraíble tiene forma de L y comprende además un puerto de salida del paciente 344 para acoplarse al conducto del paciente 16 para suministrar gases a la interfaz del paciente 17. El puerto de salida de gases del colector 322, el puerto de entrada de gases del colector 340 y el puerto de salida del paciente 344 comprenden cada uno sellos blandos tales como sellos de junta tórica o sellos en T para proporcionar un pasaje de gases sellado entre el aparato 10, la cámara de humidificación 300 y el conducto del paciente 16.

El puerto de entrada de gases de la cámara de humidificación 306 es complementario con el puerto de salida de gases del colector de conexión 322, y el puerto de salida de gases de la cámara de humidificación 308 es complementario con el puerto de entrada de gases del colector de conexión 340. Los ejes de esos puertos son preferentemente paralelos para permitir que la cámara de humidificación 300 se inserte en el compartimento de la cámara 108 en un movimiento lineal.

El aparato 10 tiene entradas de aire y oxígeno (o gas auxiliar alternativo) en comunicación fluida con el motor para permitir que el motor suministre aire, oxígeno o una mezcla adecuada de los mismos a la cámara de humidificación 300 y, por lo tanto, al paciente. Como se muestra en la Figura 10, el aparato 10 puede tener una disposición de entrada combinada de aire/oxígeno (o gas auxiliar alternativo) 350. Esta disposición comprende un puerto combinado de aire/oxígeno 352 en el alojamiento 100, un filtro 354 y una cubierta 356 con un tubo de oxígeno que se extiende lateralmente 358 que está en comunicación fluida con una fuente de oxígeno. El puerto 352 está acoplado de forma fluida con el motor 402. Por ejemplo, el puerto 352 puede estar acoplado con el motor y/o el módulo de sensor 400 a través de un paso de flujo de gas entre el puerto 352 y una abertura o puerto de entrada en el motor y/o el módulo de sensor 400, que a su vez conduciría al motor. Esta disposición puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente estadounidense n.º US 14/286.590, presentada el 23 de mayo de 2014, publicada como US 2014/0345615.

Alternativamente, el aparato 10 puede tener la disposición que se muestra en las Figuras 11 a 14 para permitir que el motor suministre aire, oxígeno (o gas auxiliar alternativo) o una mezcla adecuada de estos a la cámara de humidificación 300 y, por lo tanto, al paciente. Esta disposición comprende una entrada de aire 356' en la pared trasera 222 del chasis inferior 202 del alojamiento 100. La entrada de aire 356' comprende una placa rígida con una disposición de rejilla adecuada de aberturas y/o ranuras. Se puede proporcionar espuma amortiguadora del sonido adyacente a la placa en el lado interior de la placa. Una caja de filtro de aire 354' se coloca adyacente a la entrada de aire 356' internamente en el alojamiento principal 100, y comprende un puerto de salida de aire 360 para suministrar aire filtrado al motor a través de un puerto de entrada de aire 404 en el módulo de motor y/o sensor 400. La caja de filtro de aire 354' puede comprender un filtro configurado para eliminar partículas (por ejemplo, polvo) y/o patógenos (por ejemplo, virus o bacterias) del flujo de gas. Se proporcionará un sello blando, tal como un sello de junta tórica, entre el puerto de salida de aire 360 y el puerto de entrada de aire 404 para sellar entre los componentes. El aparato 10 comprende un puerto de entrada de oxígeno separado 358' colocado adyacente a un lado del alojamiento 100 en un extremo trasero de la misma, el puerto de oxígeno 358' para la recepción de oxígeno desde una fuente de oxígeno tal como un tanque o fuente de oxígeno por tubería. El puerto de entrada de oxígeno 358' está en comunicación fluida con una válvula 362. La válvula 362 puede ser adecuadamente una válvula solenoide que permite el control de la cantidad de oxígeno que se añade al flujo de gas que se suministra a la cámara de humidificación 300. Debe entenderse que en configuraciones alternativas el puerto de oxígeno 358' y la válvula 362 pueden usarse con otros gases auxiliares para controlar la adición de otros gases auxiliares al flujo de gas. Los otros gases auxiliares pueden comprender uno o más de una serie de gases útiles para la terapia con gas, que incluyen, entre otros, heliox y óxido nítrico. Se describen más detalles con respecto a la válvula y el filtro en la solicitud provisional de EE. UU. n.º 62/409543, presentada el 18 de octubre de 2016 y titulada "VALVE MODULE AND FILTER".

Como se muestra en las Figuras 13 a 16, el chasis del alojamiento inferior 202 lleva placas electrónicas adecuadas 272. Las placas electrónicas pueden colocarse adyacentes a las respectivas paredes laterales exteriores 210, 216 del chasis del alojamiento inferior 202. Las placas electrónicas 272 pueden contener, o pueden estar en comunicación eléctrica con, componentes eléctricos o electrónicos adecuados tales como, pero sin limitarse a, microprocesadores, condensadores, resistencias, diodos, amplificadores operativos, comparadores e interruptores. Pueden usarse sensores. Los componentes de las placas electrónicas 272 (tales como, pero sin limitarse a, uno o más microprocesadores) pueden actuar como el controlador 13 del aparato.

Una o ambas placas electrónicas 272 pueden estar en comunicación eléctrica con los componentes eléctricos del aparato 10, incluyendo la conjunto de visualización y la interfaz de usuario 14, el motor, la válvula 362 y la placa calentadora 140 para operar el motor para proporcionar el caudal de gas deseado, operar el humidificador 12 para humidificar y calentar el flujo de gas a un nivel apropiado, y suministrar cantidades apropiadas de oxígeno (o en configuraciones alternativas cantidades de un gas auxiliar alternativo) al flujo de gas.

Las placas electrónicas 272 pueden estar en comunicación eléctrica con una disposición de conectores 274 que se proyecta desde la pared trasera 122 del chasis del alojamiento superior 102. La disposición de conector 274 puede acoplarse a una alarma de enfermera, puerto de oximetría de pulso y/u otros accesorios adecuados. Las placas electrónicas 272 también pueden estar en comunicación eléctrica con un conector eléctrico 276 que también se proporciona en la pared trasera 122 del chasis del alojamiento superior 102 para proporcionar alimentación de red o batería a los componentes del aparato 10.

Como se mencionó anteriormente, los sensores de operación, tales como sensores de flujo, temperatura, humedad y/o presión se pueden colocar en varias ubicaciones en el aparato de terapia de flujo 10 y/o el conducto del paciente 16 y/o la cánula 17. Las placas electrónicas 272 pueden estar en comunicación eléctrica con esos sensores. La salida de los sensores puede ser recibida por el controlador 13, para ayudar al controlador 13 a operar el aparato de terapia de flujo 10 de una manera que proporcione una terapia óptima, incluida la satisfacción de la demanda inspiratoria.

Como se describió anteriormente, las placas electrónicas 272 y otros componentes eléctricos y electrónicos se pueden aislar neumáticamente de la trayectoria de flujo de gas, para mejorar la seguridad y eliminar el riesgo de incendio. El sellado también evita la entrada de agua.

Sistema de control

La Figura 18 ilustra un diagrama de bloque de una realización de un sistema de control 520 que puede detectar las condiciones del paciente y controlar el funcionamiento del aparato de terapia de flujo que incluye la fuente de gas. En una realización, el sistema de control 520 gestiona el caudal 532 del gas que fluye a través del aparato de terapia de flujo a medida que se administra a un paciente. El sistema de control 520 puede aumentar o disminuir la velocidad de flujo al controlar la velocidad del motor del soplador o una válvula en una mezcladora. El sistema de control 520 puede determinar automáticamente un valor establecido o un valor personalizado de la velocidad de flujo para un paciente particular como se analiza a continuación. En algunas realizaciones, el sistema de control 520 puede optimizar la velocidad de flujo para mejorar la comodidad y la terapia del paciente.

El sistema de control 520 también puede generar salidas de audio y/o visuales 534. Por ejemplo, el aparato de terapia de flujo puede incluir una pantalla 630 (véase la Figura 19) que puede incluir además un altavoz. La pantalla 630 puede indicar a los médicos cualquier advertencia o alarma generada por el sistema de control 520. La pantalla 630 también puede indicar parámetros de control que pueden ser ajustados por los médicos. Por ejemplo, el sistema de control 520 puede recomendar automáticamente un caudal para un paciente en particular. El sistema de control 520 también puede generar el estado de recuperación del paciente y enviarlo a la pantalla.

En algunas realizaciones, el sistema de control 520 puede cambiar un punto de ajuste de temperatura 530 de uno de los elementos de calentamiento, para controlar las condiciones de salida del gas suministrado al paciente. El sistema de control 520 también puede cambiar el funcionamiento o el ciclo de trabajo de los elementos calentadores.

El sistema de control 520 puede determinar las salidas 530-534 según una o más entradas recibidas 502-510. Las entradas 502-508 pueden corresponder a mediciones de sensor recibidas automáticamente por el controlador 600. En la realización ilustrada, el sistema de control 520 recibe entradas de sensor correspondientes a las entradas de sensor de asincronía toracoabdominal (TAA) 502, las entradas de sensor de frecuencia respiratoria 504, el trabajo de las entradas de sensor de respiración 506 y las entradas de sensor de CO₂ 508 y/u otros sensores (sensor de presión, sensor ambiental, sensor de oxímetro de pulso) en el aparato de terapia de flujo descrito anteriormente. En una realización, el sistema de control 520 también puede recibir entradas de un usuario o valores almacenados en una memoria 624. El sistema de control 520 puede ajustar dinámicamente la velocidad de flujo 532 para un paciente durante el tiempo de su terapia. En una realización, el sistema de control 520 puede detectar continuamente parámetros del sistema y parámetros del paciente.

Controlador

El sistema de control 520 puede incluir instrucciones de programación para la detección de condiciones de entrada y el control de condiciones de salida. Las instrucciones de programación se pueden almacenar en una memoria 624 del controlador 600 como se muestra en la Figura 19. En algunas realizaciones, las instrucciones de programación corresponden a los procedimientos, procedimientos y funciones descritos en esta invención. El sistema de control 520 puede ser ejecutado por uno o más procesadores de hardware 622 del controlador 600. Las instrucciones de programación se pueden implementar en C, C++, JAVA o cualquier otro lenguaje de programación adecuado. En algunas realizaciones, algunas o todas las porciones del sistema de control 520 pueden implementarse en circuitos específicos de la aplicación 628, tales como ASIC y FPGA.

Como se ilustra en la Figura 18, el sistema de control 520 puede recibir entradas de múltiples componentes del aparato de terapia de flujo. Es posible que no estén presentes todas las entradas 502-510 que se muestran en la Figura 18. Las entradas 502 a 510 y las salidas 530 a 534 pueden no estar necesariamente presentes en todas las realizaciones. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el sistema de control 520 solo puede recibir el trabajo de respiración (WOB) y/o la entrada del sensor de frecuencia respiratoria 506 y generar una medición de control de flujo 532. Dependiendo de la configuración, algunos de los componentes correspondientes a las entradas pueden no estar incluidos en el aparato de terapia de flujo. La falta de entrada en sí misma puede ser utilizada por el sistema de control 520 para determinar la entrada o las condiciones del sistema.

La Figura 19 ilustra un diagrama de bloques de una realización de un controlador 600. El controlador puede incluir un procesador de hardware 622 que puede ejecutar las instrucciones almacenadas en una memoria 626. En una realización, el sistema de control 520 se almacena como instrucciones de programación en la memoria 626. El controlador también puede incluir circuitos 628 para recibir señales de sensor. El controlador puede incluir además una pantalla 630 para transmitir el estado del paciente y el sistema de asistencia respiratoria. La pantalla 630 también

puede mostrar advertencias. El controlador también puede recibir entradas de usuario a través de la interfaz de usuario, como la pantalla 630. La interfaz de usuario puede comprender alternativa o adicionalmente botones o un dial. La interfaz de usuario puede comprender alternativa o adicionalmente una pantalla táctil.

Módulo de motor y/o sensor

5 La Figura 20 ilustra un diagrama de bloques del módulo de motor y/o sensor 2000, que es recibido por el rebaje 250 en el aparato de terapia de flujo. El módulo de motor y/o sensor comprende un soplador 2001, que arrastra aire ambiente para administrar a un paciente. En algunas realizaciones, el soplador 2001 es un soplador centrífugo.

10 El aire de la habitación entra en una entrada de aire de la habitación 2002, que entra en el soplador 2001 a través de un puerto de entrada 2003. El puerto de entrada 2003 puede comprender una válvula 2004 a través de la cual un gas presurizado puede entrar en el soplador 2001. La válvula 2004 puede controlar un flujo de oxígeno en el soplador 2001. La válvula 2004 puede ser cualquier tipo de válvula, incluyendo una válvula proporcional o una válvula binaria. En algunas realizaciones, el puerto de entrada no incluye una válvula.

15 En algunas realizaciones, el soplador 2001 puede funcionar a una velocidad del motor mayor que 1.000 RPM y menor que 30.000 RPM, mayor que 2.000 RPM y menor que 21.000 RPM, o entre cualquiera de los valores anteriores. El funcionamiento del soplador 2001 mezcla los gases que entran en el soplador 2001 a través del puerto de entrada 2003. El uso del soplador 2001 como mezclador puede disminuir la caída de presión que de otro modo ocurriría en un sistema con un mezclador separado, tal como un mezclador estático que comprende deflectores, porque el mezclado requiere energía.

20 El aire mezclado sale del soplador 2001 a través de un conducto 2005 y entra en la trayectoria de flujo 2006 en la cámara de detección 2007. Una placa de circuito de detección con sensores 2008 se coloca en la cámara de detección 2007 de tal manera que la placa de circuito de detección está al menos parcialmente sumergida en el flujo de gas. Los sensores 2008 en la placa de circuito de detección se colocan dentro del flujo de gas para medir las propiedades del gas dentro del flujo. Después de pasar a través de la trayectoria de flujo 2006 en la cámara de detección 2007, los gases salen 2009 a la cámara de humidificación 300.

25 Los sensores de posicionamiento 2008 aguas abajo del soplador y mezclador combinados 2001 pueden aumentar la precisión de las mediciones, tales como la medición de la concentración de la fracción de gas, incluida la concentración de oxígeno, sobre los sistemas que posicionan los sensores aguas arriba del soplador y/o el mezclador. Tal posicionamiento puede dar un perfil de flujo repetible. Además, la colocación de los sensores aguas abajo del soplador y mezclador combinados evita la caída de presión que de otro modo ocurriría, ya que cuando se produce la detección antes del soplador, se requiere un mezclador separado, tal como un mezclador estático con deflectores, entre la entrada y el sistema de detección. El mezclador introduce una caída de presión a través del mezclador. La colocación de la detección después del soplador permite que el soplador sea un mezclador, y mientras que un mezclador estático reduciría la presión, por el contrario, un soplador aumenta la presión. Además, sumergir al menos parte de la placa de circuito de detección y los sensores 2008 en la trayectoria de flujo aumenta la precisión de las mediciones porque los sensores que se sumergen en el flujo significan que es más probable que estén sujetos a las mismas condiciones, tales como temperatura y presión, que el flujo de gas y, por lo tanto, proporcionan una mejor representación de las características del gas.

Cámara de detección

40 El aparato de terapia de flujo descrito en esta invención es un sistema modular. El módulo de motor/detección que incluye algunos o todos los sensores puede retirarse por separado y reemplazarse si se desea. Para mejorar la modularidad, algunos o todos los sensores se pueden colocar en una placa de circuito de detección dentro de la cámara de detección que se puede colocar al menos parcialmente dentro de la trayectoria de flujo y la electrónica de control en la placa de circuito de control se puede sellar lejos de la trayectoria de flujo. El código para el algoritmo de detección, incluida la conversión, la memoria y el control, la memoria y el control para la calibración, puede estar ubicado en la placa del circuito de detección. Para los fines de esta solicitud, la placa de circuito de detección se define como la placa de circuito colocada dentro de la cámara de detección o el módulo de sensor.

50 El agua puede entrar en contacto con la placa de circuito de detección durante el uso del aparato de terapia de flujo. Por ejemplo, el aparato se puede inclinar, el agua de la cámara del humidificador se puede mover hacia arriba o hacia los puertos, o un usuario puede apagar el aparato antes de completar el modo de secado. El contacto con el agua puede dañar los componentes electrónicos de la placa del circuito de detección y causar la corrosión de los sensores y la posible contaminación del flujo de aire. Para mitigar el efecto del agua en contacto con la placa del circuito de detección, se puede colocar un sensor de humedad en la placa del circuito de detección para advertir al usuario de que el aparato debe verificarse para detectar la posible entrada de agua o realizar una acción correctiva. Si el sensor de humedad detecta que la humedad es mayor en el módulo de detección de lo esperado, la acción correctiva puede comprender que el soplador inicie una secuencia de flujo para eliminar el agua de la placa del circuito de detección. Esto puede incluir un pulso para secar la placa del circuito de detección u otro modo de soplador. La acción correctiva también puede comprender encender un calentador incorporado en el sensor de humedad o un calentador externo. Además, la placa de circuito de detección se puede recubrir con un recubrimiento conformado para evitar la entrada

de agua en la placa de circuito de detección o para mitigar el efecto de la entrada de agua en la placa de circuito de detección, y también para mitigar los efectos de la entrada de oxígeno. Esto se puede usar en combinación con una función de sellado alrededor de la electrónica, que se describirá a continuación. Además, se pueden usar transductores de marco cerrado (descritos a continuación) porque son menos susceptibles a daños por la entrada de agua. También se puede introducir una trampa de agua entre la cámara y el módulo de detección. Un ejemplo no limitativo es una válvula unidireccional entre la cámara y el módulo de detección.

La Figura 21 ilustra una realización de la cámara de detección modular 2007. La cámara de detección 2007 se puede colocar aguas abajo del soplador 2001 dentro del módulo de motor y/o sensor. La cámara de detección 2007 comprende una trayectoria de flujo 2006 y está diseñada para contener una placa de circuito de detección 2200 (Figura 22) en el alojamiento 2101.

Los flujos de gas pueden experimentar caídas de presión durante el paso a través de un aparato de terapia de flujo, lo que disipa la energía y, a su vez, puede afectar a la capacidad del sistema para alcanzar caudales específicos. Las pérdidas de presión pueden ocurrir debido a la fricción en secciones rectas de una trayectoria de flujo, o por desviaciones de una trayectoria recta, como curvas, válvulas, contracciones o expansiones en la trayectoria.

La trayectoria de flujo 2006 tiene una forma curvada. El flujo de gas entra en una entrada 2103, fluye a lo largo de una trayectoria de flujo curva 2104 y sale en el lado opuesto de la trayectoria de flujo 2105. En algunas realizaciones, la entrada y la salida pueden colocarse en direcciones verticalmente opuestas, y el flujo de gas puede entrar en la trayectoria en una dirección vertical hacia arriba, luego curvarse alrededor de una dirección horizontal, y luego curvarse alrededor de una dirección vertical hacia arriba de nuevo. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo no tiene giros bruscos. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo tiene extremos curvados con una sección media más recta. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo mantiene una forma de sección transversal constante a lo largo de la longitud de la trayectoria de flujo. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo se estrecha ligeramente hacia adentro desde el primer extremo de la trayectoria de flujo, y se ensancha de nuevo hasta el segundo extremo de la trayectoria de flujo, lo que puede acelerar el flujo para una mejor precisión en las mediciones. En algunas realizaciones, la superficie de la trayectoria de flujo está revestida con un modificador/lubricante de superficie para reducir la fricción dentro de la trayectoria de flujo. Se pueden usar varias configuraciones de trayectoria de flujo diferentes. Una forma curva de la trayectoria de flujo puede reducir la caída de presión de un flujo de gas sin reducir la sensibilidad de las mediciones de flujo al coincidir parcialmente la región de medición con la trayectoria de flujo.

Una placa de circuito de detección 2200 está situada en el alojamiento 2101 en la cámara de detección de tal manera que al menos parte de la placa de circuito de detección se superpone con el flujo de gas en la trayectoria de flujo 2006. Las aberturas 2102 pueden colocarse para sostener los transductores ultrasónicos 2204 (Figuras 22A - 22B) a lo largo de la trayectoria de flujo 2006 para medir las propiedades del gas dentro del flujo.

La trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia total entre los transductores. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo tiene una distancia total de entre aproximadamente 10 mm y aproximadamente 1000 mm, entre aproximadamente 40 mm y aproximadamente 200 mm, entre aproximadamente 50 mm y aproximadamente 150 mm, entre aproximadamente 70 mm y aproximadamente 120 mm, entre aproximadamente 80 mm y 100 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores, o aproximadamente 95 mm.

La trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia de flujo total que representa la parte de la trayectoria de flujo en línea con la trayectoria acústica. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo tiene una distancia de flujo total de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 500 mm, entre aproximadamente 10 mm y aproximadamente 200 mm, entre aproximadamente 50 mm y aproximadamente 150 mm, entre aproximadamente 70 mm y aproximadamente 100 mm, o entre aproximadamente 70 mm y aproximadamente 88 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores o equivalentes de los mismos, o aproximadamente 75 mm. La distancia total entre los transductores menos la distancia de flujo total es igual a espacio muerto, que puede estar en uno o ambos extremos de la trayectoria ultrasónica donde no hay flujo de gas.

La trayectoria de flujo 2006 puede tener un diámetro mayor que aproximadamente 2 mm y menor que aproximadamente 100 mm, entre aproximadamente 5 mm y aproximadamente 50 mm, entre aproximadamente 10 y aproximadamente 30 mm, entre aproximadamente 12 mm y aproximadamente 25 mm, o aproximadamente 15 mm a 20 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores, o aproximadamente 16 mm. La disminución del diámetro de la trayectoria de flujo puede aumentar la velocidad del gas a flujos altos más allá de las velocidades útiles, puede aumentar los efectos no lineales en las mediciones del sensor, puede provocar caídas de presión y puede apretar/restringir la disposición y el diseño del sensor. El aumento del diámetro de la trayectoria de flujo puede ocupar más espacio en el sistema y puede conducir a disminuciones en la sensibilidad del flujo. Por lo tanto, se puede obtener un equilibrio óptimo según los intervalos descritos anteriormente. Los intervalos equivalentes se pueden utilizar con dispositivos que tienen diferentes configuraciones de flujo.

La trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia de flujo normalizada que se refiere al equivalente de sensibilidad 2204 de un sensor para una distancia de flujo total en un tamaño de sección transversal. La sensibilidad al flujo se ve afectada por la distancia total del flujo y la velocidad del gas, que se ve afectada por el tamaño de la sección transversal. Suponiendo un conducto transversal circular, la sensibilidad al flujo es proporcional a

$$\frac{D}{\pi r^2}$$

donde D representa la distancia de flujo total, y r representa el radio de la sección transversal.

En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia de flujo normalizada, normalizada a un radio de 8 mm, que es una sección transversal de la trayectoria de flujo, de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 500 mm, entre aproximadamente 10 mm y aproximadamente 200 mm, entre aproximadamente 50 mm y aproximadamente 150 mm, entre aproximadamente 70 mm y aproximadamente 100 mm, o entre aproximadamente 70 mm y aproximadamente 88 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores o equivalentes de los mismos, o aproximadamente 75 mm. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia de flujo normalizada, normalizada a un radio de 6 mm de entre aproximadamente 1 mm y aproximadamente 500 mm, entre aproximadamente 10 mm y aproximadamente 200 mm, entre aproximadamente 20 mm y aproximadamente 60 mm, entre aproximadamente 30 mm y aproximadamente 50 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores o equivalentes de los mismos, o aproximadamente 40 mm. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia de flujo normalizada, normalizada a un radio de 10 mm de entre aproximadamente 10 mm y aproximadamente 500 mm, entre aproximadamente 50 mm y aproximadamente 200 mm, entre aproximadamente 100 mm y aproximadamente 150 mm, entre aproximadamente 110 mm y aproximadamente 130 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores o equivalentes de los mismos, o aproximadamente 120 mm. En algunas realizaciones, la trayectoria de flujo 2006 tiene una distancia de flujo normalizada, normalizada a entre un radio de 6 mm y un radio de 10 mm, y la distancia de flujo normalizada está entre aproximadamente 40 mm y 120 mm, o entre cualquiera de los valores anteriores o equivalentes de los mismos.

Las Figuras 22A-C ilustran realizaciones de la placa de circuito de detección 2200 configuradas para posicionarse dentro de una cámara de detección. En algunas realizaciones, la placa de circuito de detección 2200 es una placa de circuito de detección impresa (PCB). En algunas realizaciones, el circuito está construido con cables eléctricos que conectan los componentes electrónicos en lugar de estar impresos en una placa de circuito. En algunas realizaciones, al menos una porción de la placa de circuito de detección está montada fuera de la trayectoria de flujo.

La placa de circuito de detección 2200 puede comprender transductores ultrasónicos 2204, y uno o más de sensores de temperatura de gas separados 2205, elementos de detección de temperatura calentados 2206, sensores de humedad que incluyen sensores de solo humedad que se utilizarán con un sensor de temperatura separado y sensores de humedad y temperatura combinados 2208, sensores para medir la presión barométrica, sensores para medir la presión diferencial y/o sensores para medir la presión manométrica. Un elemento de detección de temperatura calentado puede comprender un elemento de detección de temperatura calentado, un anemómetro de alambre caliente, tal como un alambre de platino o un termistor calentado, y/o un termistor de coeficiente de temperatura negativo (NTC). Otros ejemplos no taxativos del elemento de detección de temperatura calentado incluyen termistores de vidrio o encapsulados en epoxi o no encapsulados. El elemento de detección de temperatura calentado está configurado para medir el caudal de los gases. La placa de circuito de detección 2200 comprende una primera porción 2201 y una segunda porción 2202. La primera porción 2201 está posicionada para estar dentro de la trayectoria de flujo 2006 de los gases, mientras que la segunda porción 2202 está posicionada para estar fuera de la trayectoria de flujo 2006 de los gases. La dirección del flujo de gas se indica en las Figuras 22A-C mediante la flecha 2203. La dirección del flujo de gas se ilustra como una línea recta en la Figura 22A y se curva en las Figuras 22B y 22C. La dirección general del aire está lejos de un transductor aguas arriba 2204 y hacia otro transductor aguas abajo 2204.

La primera porción 2201 de la placa de circuito de detección 2200 puede comprender transductores ultrasónicos, transceptores o sensores en cada extremo de la placa de circuito de detección para medir las propiedades de los gases a lo largo del flujo. Los sensores de posicionamiento en la trayectoria o módulo de flujo, en lugar de fuera de la trayectoria o módulo de flujo, permiten que el par de transductores funcione dentro de un intervalo de temperatura más pequeño entre sí, o ambos sustancialmente a una temperatura (a saber, la temperatura del flujo de gas). Tenerlos a una temperatura sustancialmente homogénea aumenta la precisión ya que los transductores son sensibles a la temperatura. Además, los sensores de posicionamiento a lo largo de la trayectoria de flujo permiten mediciones y cálculos que tienen en cuenta la influencia de la velocidad del gas, de modo que el efecto de la velocidad del gas puede eliminarse de la medición del sensor.

La distancia entre los transductores ultrasónicos 2204 en extremos opuestos de la placa de circuito de detección 2200 puede afectar la resolución de la medición. Una mayor distancia entre cada uno de los transductores ultrasónicos 2204 puede reducir el error proporcional o fraccional, ya que en general una longitud medida tendrá una cierta cantidad de error, y si se aumenta la longitud, la proporción de error generado durante la medición es menor que para una longitud más corta. Por lo tanto, la incertidumbre general de la medición disminuye. Una mayor distancia también puede aumentar la resolución y la precisión de la medición, ya que permite un período de tiempo más prolongado para las señales acústicas entre los transductores ultrasónicos 2204. Sin embargo, un aumento de la distancia puede dar lugar a una señal más débil.

Los transductores ultrasónicos 2204 pueden colocarse de manera que el espacio entre los transductores ultrasónicos 2204 coincida al menos parcialmente con la trayectoria de flujo 2006. En algunas realizaciones, los transductores ultrasónicos están posicionados en extremos opuestos de la placa de circuito de detección. Debido a que toda la cara de la trayectoria de flujo está expuesta a la trayectoria acústica, las ondas sonoras se propagan a través de todos los gases en la trayectoria de flujo 2006. El promedio de las olas puede ocurrir en toda la trayectoria del flujo en lugar de en una sección de la trayectoria del flujo. Promediar una distancia más larga reduce el error y reduce la dependencia de la mezcla de aire y oxígeno.

La primera porción 2201 de la placa de circuito de detección 2200 puede comprender sensores de temperatura, tales como termistores 2205 dentro de la trayectoria de flujo 2006. La inmersión de los sensores de temperatura dentro de la trayectoria del flujo de gas aumenta la conducción de calor entre el gas y el sensor y puede permitir una detección de temperatura más precisa de los gases y permitir una respuesta más rápida del sensor de temperatura. Además, la colocación de los sensores de temperatura en la trayectoria de flujo puede minimizar las fuentes y sumideros de calor parásitos, por ejemplo, la conducción de calor desde la pared del módulo. En algunas realizaciones, el termistor 2205 es un termistor de coeficiente de temperatura negativo (NTC). En algunas realizaciones, el termistor 2205 es un sensor digital.

En algunas realizaciones, la placa de circuito de detección dentro de una cámara de detección comprende un seguimiento, tal como un seguimiento de cobre, dispuesto para reducir la conducción térmica entre la pared de la cámara y la placa de circuito de detección. La Figura 27A ilustra una realización de la placa de circuito de detección 2200 con seguimiento 2701, y la Figura 27B ilustra una porción ampliada de la placa de circuito de detección 2200 de la Figura 27A con seguimiento 2701. En algunas realizaciones, el seguimiento 2701 está ubicado en las capas externas de la placa de circuito de detección para efectuar la transferencia de calor al aire. En general, las trazas de la placa de circuito de detección pueden contribuir a una porción significativa de la conductancia térmica de la placa de circuito de detección general, debido a la alta conductividad térmica del cobre u otros materiales conductores similares. Las pistas tortuosas y más largas pueden disminuir la conducción térmica, pero también pueden aumentar la conductividad a granel de la placa del circuito de detección, debido al plano más denso del cobre. En algunas realizaciones, las pistas son delgadas y largas sin estar muy densamente dispuestas. Tal configuración puede reducir la conducción térmica debido a las pistas sin aumentar sustancialmente la conductividad aparente.

La primera porción 2201 de la placa de circuito de detección 2200 puede comprender elementos de detección de temperatura calentados 2206. La temperatura del elemento de detección de temperatura calentado puede seleccionarse. Los elementos sensores de temperatura calentados 2206 son sensores de temperatura variable configurados para detectar la velocidad de flujo de gases como se describe en esta invención. La Figura 22C muestra cortes 2012 alrededor del elemento de detección de temperatura calentado 2206. De manera similar, pero en contraste con el seguimiento descrito anteriormente, los recortes 2012 pueden reducir los efectos de la temperatura en el elemento de detección de temperatura calentado 2206.

Según la presente invención, la cámara de detección comprende un sello que divide la primera porción 2201 de la placa de circuito de detección 2200 de la segunda porción 2202 de la placa de circuito de detección 2200. El sello puede comprender una junta tórica y ranuras a cada lado de la sección media de la placa de circuito de detección para proporcionar una superficie blanda contra la que sellar las partes rígidas. En algunas realizaciones, el sello puede comprender comoldeo, donde una capa blanda se moldea sobre las partes rígidas del aparato para proporcionar un componente de sellado. El sello puede sellar la región de alta presión de la trayectoria de flujo, donde los sensores en la primera porción del circuito miden las características del flujo de gas. El sello puede evitar que los gases escapen de la región de alta presión de la trayectoria de flujo y se muevan hacia la electrónica del aparato de terapia de flujo, y puede evitar que el agua entre en contacto con la segunda porción de la placa de circuito de detección.

La segunda porción 2202 de la placa de circuito de detección 2200 puede comprender controladores, microcontroladores y/u otros circuitos 2207. En algunas realizaciones, la segunda porción 2202 comprende un circuito para cada uno de los transductores ultrasónicos 2204 para controlar la pulsación por el transductor ultrasónico. El posicionamiento de los circuitos para los transductores ultrasónicos 2204 cerca de los transductores ultrasónicos 2204 disminuye el ruido y aumenta la capacidad de compensar el circuito por los efectos de la temperatura. Esto disminuye el ruido porque solo se requiere una sección analógica corta para transmitir las señales desde los transductores ultrasónicos 2204 a los circuitos de procesamiento de la placa de circuito de detección 2207 debido a la proximidad, y esta sección analógica, que sería susceptible al ruido de los componentes circundantes, está intercalada entre dos planos de tierra, tales como planos hechos de cobre, en la placa de circuito de detección 2200. Una vez que la señal ha llegado a los circuitos de procesamiento de la placa de circuito de detección 2207, cualquier transmisión adicional se realiza a través de una señal digital, que es robusta contra el ruido. La proximidad de los transductores ultrasónicos 2204 y los circuitos 2207 significa que es más probable que los circuitos 2207 estén a una temperatura similar a los gases, compensando así las inexactitudes en la lectura de los transductores ultrasónicos 2204, debido a las diferencias de temperatura entre los circuitos 2207 y los gases. En algunas realizaciones, los circuitos para los dos transductores ultrasónicos están en extremos opuestos de la segunda porción 2202 de la placa de circuito de detección 2200. Colocar los circuitos en extremos opuestos puede evitar interferencias eléctricas entre las señales de transmisión y recepción.

Más detalles de la placa de circuito de detección 2200 se describirán a continuación en relación con la Figura 22C. Las características descritas a continuación pueden incorporarse en las realizaciones mostradas en las Figuras 22A y

22B. Como se muestra en la Figura 22C, la placa de circuito de detección 2200 comprende la primera porción 2201 y la segunda porción 2202. Un sello neumático que rodea la primera porción 2201 está configurado para evitar que los gases se escapen de la primera porción 2201. El sello neumático puede configurarse para sellarse contra cada superficie (superior e inferior) de la placa de circuito de detección 2200. El sello neumático en cada superficie de la placa de circuito de detección 2200 puede ser un sello de junta tórica. Se pueden usar características de sellado adicionales. Un ejemplo no limitativo son los tapones adicionales añadidos a las protuberancias de tornillo que se insertarían en los orificios 2216 para montar la placa de circuito de detección 2200 en la cámara 2101. Los tapones pueden reducir la probabilidad de que los gases, incluido el oxígeno, salgan del módulo de detección o de la cámara de detección o de la placa de circuito de detección 2200 a través de los tornillos. Los tapones y las juntas tóricas para sellar la trayectoria de flujo y los circuitos 2207 son reemplazables por juntas comoldeadas, lo que permite utilizar pocas piezas, reduce el tiempo de ensamblaje y la posibilidad de error del operador.

La primera porción 2201 de la placa de circuito de detección 2200 comprende los transductores ultrasónicos 2204 en extremos opuestos de la placa de circuito de detección 2200. Los transductores ultrasónicos 2204 pueden medir las características de los gases, como la concentración de oxígeno y el caudal. Los transductores ultrasónicos 2204 pueden ser de marco abierto o de marco cerrado, como se describe a continuación. Como se muestra en la Fig. 22C, los transductores ultrasónicos 2204 están montados directamente en la placa de circuito de detección 2200. Esta disposición puede inhibir el acoplamiento acústico que ocurriría si los transductores ultrasónicos se acoplaran primero con un alojamiento y luego se ensamblaran en la placa de circuito de detección 2200. Otra ventaja del montaje directo es que se requieren menos etapas para montar los transductores ultrasónicos. Además, la distancia entre los transductores 2204 es fija, lo que reduce la probabilidad de deriva física a lo largo del tiempo. La Figura 22C también muestra un elemento de detección de temperatura calentado 2206 configurado para medir el flujo y ubicado en la trayectoria de flujo 2203 aproximadamente a medio camino entre el sensor de temperatura 2205 y el sensor de humedad y temperatura 2208. Tener tanto los transductores ultrasónicos como el elemento de detección de temperatura calentado para medir el flujo puede ser ventajoso para proporcionar mediciones de flujo rápidas y precisas en un gran intervalo de caudales, que se describirán en detalle a continuación.

La placa de circuito de detección 2200 de la Figura 22C comprende además un sensor de temperatura 2205 y un sensor de temperatura y humedad 2208. El sensor de temperatura y humedad 2208 puede monitorear el punto de rocío. Como se muestra en la Figura 22C, el sensor de temperatura 2205 está aguas arriba del sensor de temperatura y humedad 2208. El sensor de temperatura 2205 está más cerca de la entrada de la trayectoria de flujo 2203 y el sensor de temperatura y humedad 2208 está más cerca de la salida de la trayectoria de flujo 2203. El sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 están cada uno muy cerca de uno de los transductores ultrasónicos 2204, respectivamente. Por ejemplo, el sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 están cada uno dentro de entre aproximadamente 10-50 mm de uno de los transductores ultrasónicos 2204. En algunas realizaciones, el sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 están cada uno dentro de entre aproximadamente 20-45 mm de uno de los transductores ultrasónicos 2204. En algunas realizaciones, el sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 están cada uno dentro de entre aproximadamente 30-40 mm de uno de los transductores ultrasónicos 2204. A diferencia de los dedos rectos que se muestran en las Figuras 22A y 22B para sostener los sensores, la primera porción 2201 de la placa de circuito de detección 2200 de la Figura 22C comprende dedos curvos 2010 para posicionar el sensor de temperatura 2205 y el sensor de humedad y temperatura 2208 más cerca del centro de la trayectoria de flujo 2203 para mejorar la precisión de las lecturas. El sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 permiten que el sistema mida la temperatura en dos ubicaciones dentro de la trayectoria de flujo 2203. La primera ubicación está más cerca de la entrada de la trayectoria de flujo y el sensor de temperatura 2205 mide la temperatura. El segundo lugar está más cerca de la salida de la trayectoria de flujo 2203 y el sensor de temperatura y humedad 2208 mide la temperatura. Las dos lecturas de temperatura proporcionan una aproximación del gradiente de temperatura a lo largo de la trayectoria de flujo 2203. Este enfoque funciona bien si no hay grandes gradientes de temperatura dentro de la trayectoria del flujo. Por ejemplo, un cálculo de la temperatura del gas a granel se puede determinar a partir de las dos lecturas utilizando fórmulas matemáticas, tales como una suma ponderada u otras fórmulas como lo entendería un experto en la técnica a través de la descripción en esta invención. Además, las dos temperaturas proporcionan una buena aproximación de las temperaturas de las señales ultrasónicas enviadas y recibidas por los transductores ultrasónicos 2204 debido a la proximidad del sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 a los transductores ultrasónicos 2204. Esto permite procedimientos de detección de bordes (descritos a continuación en la sección "Detección ultrasónica") que tienen como objetivo reducir la dependencia de los propios transductores, de modo que solo la temperatura de los gases a lo largo de la trayectoria de flujo 2206 sea relevante para los cálculos de concentración de oxígeno y caudal.

Alternativamente, con grandes gradientes dentro de la trayectoria de flujo, se puede utilizar la siguiente técnica. Se puede tomar un gradiente de temperatura entre un sensor de temperatura en un sensor de presión barométrica 2209 (que se describirá con más detalle a continuación en la sección de los sensores duales de presión absoluta) y el sensor de temperatura y humedad 2208, y este gradiente se puede usar con el gradiente entre el sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 para aproximar la temperatura del transductor ultrasónico 2004 más cerca del sensor de temperatura y humedad 2208. Se puede usar la misma técnica para estimar la temperatura del transductor ultrasónico 2004 más cerca del sensor de temperatura 2205. Se puede tomar un gradiente de temperatura entre el sensor de temperatura en el sensor de presión barométrica 2209 y el sensor de temperatura 2205, y este

gradiente se puede usar con el gradiente entre el sensor de temperatura 2205 y el sensor de temperatura y humedad 2208 para aproximar la temperatura del transductor ultrasónico 2004 más cerca del sensor de temperatura 2205.

Dado que el punto de rocío dentro del aparato es sustancialmente el mismo que el punto de rocío fuera, el sensor de humedad 2208 puede colocarse en cualquier lugar dentro o fuera del aparato si proporciona una medición del punto de rocío. Sin embargo, es beneficioso colocar el sensor de humedad en una posición tal que mida la humedad después de que los gases hayan sido mezclados por el soplador. Una ventaja de esta configuración es que la medición de la humedad responde más rápido a los cambios de humedad. Otra ventaja es que, si el aparato se utiliza con un concentrador de oxígeno, las mediciones ultrasónicas no dependerán de la eficacia del concentrador, mientras que la medición de la humedad del aire ambiente, antes de la mezcla, da como resultado un pequeño error basado en la eficacia del concentrador.

La segunda porción 2202 de la placa de circuito 2200 puede comprender controladores, microcontroladores, memoria no volátil tal como EEPROM y/u otros circuitos 2207. El uso de un microcontrolador permite la fusión de sensores entre el elemento de detección de temperatura calentado y los transductores ultrasónicos mientras el sistema está funcionando para corregir el caudal que fue determinado rápidamente por los transductores ultrasónicos con el elemento de detección de temperatura calentado más preciso. En algunas realizaciones, el microcontrolador incorpora memoria no volátil. El uso de memoria no volátil cumple las siguientes funciones y ventajas. Los parámetros de calibración y los límites para esos parámetros se pueden almacenar, lo que permite la modularidad del sistema como se describió anteriormente. A continuación, se proporcionan más detalles en la sección "Calibración". También se puede almacenar un ID único para cada módulo, que se puede utilizar, por ejemplo, para el seguimiento del módulo durante la fabricación y/o en el campo. La memoria no volátil también permite el registro de errores durante el funcionamiento, lo que puede ayudar a diagnosticar fallas.

Detección ultrasónica

Un modelo de un sistema de detección que utiliza la velocidad del sonido (representada por c) y la velocidad del gas (representada por v) se describe a continuación y se ilustra en la Figura 25A. Dos transductores 2204 separados por una distancia D se enfrentan entre sí y cada uno produce un pulso que recorre la distancia entre ellos (la "trayectoria acústica" 2501) y es recibido por el otro transductor 2204. Si el sensor está dispuesto para tener algún componente de un flujo de gas paralelo a la trayectoria acústica 2501, la señal en la primera dirección viaja con el flujo con una velocidad de $c+v$, y en la segunda dirección viaja contra el flujo con una velocidad de $c-v$. Los sensores miden el tiempo de vuelo de estas dos señales. Usando este tiempo de vuelo, se pueden calcular c y v , y se puede determinar el caudal de gas.

$$t_1 = \frac{D}{c+v} \quad t_2 = \frac{D}{c-v}$$

El tiempo de vuelo medido en la primera dirección es t_1 y en la segunda dirección es t_2 , que se puede resolver para la velocidad del sonido y la velocidad del gas:

$$c = \frac{D}{2} \left(\frac{1}{t_1} + \frac{1}{t_2} \right)$$

$$v = \frac{D}{2} \left(\frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2} \right)$$

En la práctica, generalmente hay "espacio muerto" en cada extremo de la trayectoria ultrasónica donde no hay flujo de gas. Un modelo que incorpora el espacio muerto 2502 se ilustra en la Figura 25B. En general, estas regiones de espacio muerto 2502 no están claramente definidas, y el componente de la trayectoria de flujo 2503 en línea con la trayectoria ultrasónica 2501 puede cambiar a lo largo de la longitud de la región de detección. Sin embargo, la trayectoria de flujo curvada suave de la presente descripción reduce el cambio en el perfil de flujo, lo que a su vez reduce el espacio muerto. Debido a que el espacio muerto es pequeño, la aproximación que se muestra en la Figura 25B es muy buena y se puede tratar como si los espacios muertos fueran regiones claramente definidas. Para una distancia media D_0 del espacio muerto 2502 dividida entre los dos extremos de la trayectoria ultrasónica 2501, y una distancia D_0 donde hay flujo de gas 2503, los tiempos de vuelo medidos se convierten

$$t_1 = \frac{D_0}{c} + \frac{D}{c+v} \quad y \quad t_2 = \frac{D_0}{c} + \frac{D}{c-v}$$

Una solución exacta para c se puede obtener como:

$$c = \frac{(t_1 + t_2)(2D_0 + D) + \sqrt{(t_1 + t_2)^2(2D_0 + D)^2 - 16t_1t_2D_0(D_0 + D)}}{4t_1t_2}$$

La velocidad del gas viene dada por:

$$v = c \frac{D}{2} \left(\frac{1}{ct_1 - D_0} - \frac{1}{ct_2 - D_0} \right)$$

- 5 Las expresiones se pueden simplificar según el supuesto de que la velocidad del sonido será significativamente mayor que la velocidad del gas, por lo que al aproximar $c^2 \gg v^2$ las expresiones se simplifican a:

$$c \approx \frac{D + D_0}{2} \left(\frac{1}{t_1} + \frac{1}{t_2} \right)$$

$$v \approx \frac{(D_0 + D)^2}{2D} \left(\frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2} \right)$$

Se puede obtener un caudal volumétrico multiplicando la velocidad del gas v por el área de sección transversal efectiva, A : $Q = vA$. Si el flujo forma un ángulo con la trayectoria acústica, el caudal volumétrico se puede expresar como

$$Q = \frac{v}{\cos \theta} A$$

10

El área transversal efectiva puede considerarse como un parámetro agrupado de una combinación de parámetros conocidos y desconocidos que representa suficientemente el área transversal.

En algunas realizaciones, las ecuaciones dadas anteriormente se reducen a otras formas.

15

La Figura 23a ilustra una representación de circuito de una implementación de señalización de transductor durante la detección ultrasónica, según una realización de la descripción.

20

El controlador de transmisor 2301 acciona el transmisor 2302 para emitir una señal, que se propaga 2303 a través del aire a un receptor 2304. Un amplificador 2305 amplifica la forma de onda, se detecta el borde o retardo de tiempo 2306, y un microcontrolador 2307 proporciona la señal de accionamiento y captura los bordes. La Figura 23b ilustra una representación de circuito de señalización en ambas direcciones, superponiendo dos direcciones de la trayectoria de la Figura 23a. Se pueden implementar una serie de topologías.

25

El controlador de transmisor 2302 puede comprender cuatro transistores que funcionan como inversores, los dos primeros para el cambio de nivel y los dos segundos que forman un medio puente que acciona el transductor. La separación del controlador del transmisor 2302 del transmisor/transductor 2303 permite que el transductor 2303 se aisle del controlador 2302 cuando el transductor 2303 funciona como un receptor 2304 durante la señalización acústica en la dirección opuesta. En algunas realizaciones, el controlador de transmisor es un chip controlador integrado. En algunas realizaciones, los transistores del controlador del transmisor son MOSFET, que pueden exhibir un retardo más pequeño y tener una buena estabilidad a través de la temperatura. En algunas realizaciones, los transistores controladores de transmisor son transistores de unión bipolar.

30

En algunas realizaciones, el transmisor 2303 puede comprender un transductor piezoeléctrico de "marco abierto", que funciona a 25 kHz, 40 kHz o cualquier otra frecuencia. En algunas realizaciones, el transmisor 2303 puede comprender un transductor piezoeléctrico de "marco cerrado", que funciona a bajos voltajes, tal como por debajo de aproximadamente 20V. Voltajes bajos son deseables para la seguridad del oxígeno. Por un lado, los transductores de marco abierto ofrecen más amplitud, mejor sensibilidad y relación señal-ruido, y trabajan a menor voltaje, por lo que son más adecuados para su uso con el aparato de terapia de flujo descrito en este documento. Sin embargo, los transductores de marco abierto pueden ser menos confiables porque no están sellados y, por lo tanto, es más probable que se dañen por la entrada de agua y sean más susceptibles a daños mecánicos, como cuando el cono se desmorona. Por otro lado, los transductores de marco cerrado no son muy susceptibles a la entrada de agua o daños

35

mecánicos porque los transductores de marco cerrado no tienen conos. Sin embargo, los transductores de marco cerrado a menudo requieren altos voltajes que están por encima del voltaje de funcionamiento común del aparato de terapia de flujo.

El receptor 2304 puede comprender un transductor piezoeléctrico de "marco abierto", que funciona a 25 kHz, 40 kHz o cualquier otra frecuencia. En algunas realizaciones, el receptor 2304 puede comprender un transductor piezoeléctrico de "marco cerrado", que funciona a bajos voltajes, tal como por debajo de aproximadamente 20 V. En algunas realizaciones, el transmisor 2303 y el receptor 2304 son el mismo tipo de transductor.

La Figura 24a ilustra esquemáticamente las señales a medida que se transmiten y reciben en direcciones opuestas, y la Figura 24b ilustra una señal propagada 2303 a medida que se transmite y recibe. Se aplica un tren de pulsos al transductor/transmisor 2302 y puede ser un pulso o ráfaga de pulsos 2401, o una onda cuadrada. Dado que los transductores piezoeléctricos pueden ser muy resonantes, la señal producida por el transductor/transmisor 2303 puede no ser una onda cuadrada, sino que puede ser una onda sinusoidal envuelta. De manera similar, la forma de onda 2402 recibida por el transductor/receptor 2304 puede no ser exactamente la onda de sonido transmitida, sino que se basa en el efecto combinado de la onda transmitida y la resonancia del transductor/receptor. Después de una fase de recuperación 2403, se aplica otro tren de pulsos 2401 al transductor/receptor 2304 y es recibido por el transductor/transmisor 2303.

El período entre trenes de pulsos se puede variar, sin embargo, disminuir el período (por ejemplo, acercando los trenes de pulsos en el tiempo) puede causar interferencia entre trenes posteriores debido al zumbido de los transductores. Por ejemplo, si el tiempo entre trenes de pulsos disminuye, un nuevo tren de pulsos puede comenzar antes de que la señal del tren de pulsos anterior se haya asentado. Por lo tanto, las mediciones determinadas desde un punto particular en el tren de pulsos pueden superponerse con el final de las señales de los trenes de pulsos anteriores a medida que se asienta. Los transmisores ultrasónicos pueden tener características diseñadas para reducir el zumbido. Como se muestra en la Figura 24C, los transmisores ultrasónicos pueden alargar un pulso 2405 de modo que se acerque o esté desfasado 180° con la señal de accionamiento para reducir rápidamente el zumbido del pulso. Solo se necesitan transmitir unos pocos pulsos desfasados adicionales para ayudar a reducir el zumbido, ya que demasiados pulsos desfasados harán que el zumbido comience de nuevo. En algunas realizaciones, el pulso se puede alterar de tal manera que esté desfasado en menos o más de 180 grados. En otras realizaciones, se pueden omitir uno o más pulsos para reducir el zumbido.

Se puede transmitir cualquier número de pulsos en cada tren de pulsos. Sin embargo, el aumento del número de pulsos puede aumentar los ecos, lo que hace que el comportamiento del sensor sea impredecible. La disminución del número de pulsos puede resultar en una amplitud insuficiente para obtener una medición precisa. En algunas realizaciones, el tiempo de transmisión total del tren de pulsos es menor que el tiempo de vuelo. Mayores tiempos de transmisión pueden conducir a errores en las mediciones, de, por ejemplo, señales que interfieren entre sí, interferencia de ecos en los gases, ruido eléctrico de los pulsos o sonido que viaja a través del alojamiento. En algunas realizaciones, el número de pulsos transmitidos está entre 1 y 50, entre 1 y 10, 5 o cualquier otro número de pulsos. La frecuencia de los pulsos puede variar. La frecuencia de los pulsos puede ser la misma que la frecuencia del transmisor 2303, o menor que la frecuencia del transmisor 2303, o mayor que la frecuencia del transmisor 2303.

El amplificador 2305 puede comprender un amplificador de transmisión de unión bipolar (BJT) de emisor común sin condensadores de desacoplamiento. Este tipo de amplificador puede lograr un bajo retardo de fase y una buena respuesta de frecuencia. En otras realizaciones, el amplificador 2305 puede comprender amplificadores operativos u otros amplificadores integrados.

El retardo de borde/tiempo 2306 se puede medir midiendo los cruces por cero de la forma de onda recibida, es decir, detectando los puntos en la curva 'RX' 2402 por encima de donde cruza por cero como se muestra en la Figura 24B. En la práctica, es difícil detectar los primeros bordes de la forma de onda, donde el receptor apenas comienza a "zumar", ya que la relación señal/ruido es muy pequeña. Por lo general, entonces, el punto de partida para la medición será uno o más bordes después del inicio real, y el tiempo real de vuelo debe calcularse a partir de esto. En un sistema de regresión lineal simple, se miden al menos dos bordes y se calcula el período de la forma de onda, de modo que un punto medido puede extrapolarse al número apropiado de períodos para encontrar el inicio de la forma de onda. Si se miden muchos bordes, se puede usar una regresión lineal para calcular el desplazamiento de tiempo en el borde cero. Los picos de las formas de onda pueden calcularse primero (y luego usarse para el mismo tipo de cálculos), tomando la media aritmética de las aristas adyacentes. El cálculo de la media aritmética mitiga los efectos de las compensaciones en el punto cero de la detección de bordes, que de lo contrario pueden sesgar ligeramente el resultado.

En la práctica, estos procedimientos de regresión lineal tienen una limitación fundamental. Tanto el transmisor como el receptor tienen respuestas de fase distintas de cero, y como se describió anteriormente, la mayoría de los transductores piezoeléctricos son altamente resonantes. Además, la respuesta de fase exacta y la frecuencia de resonancia de cada transductor pueden variar entre partes, a través de la temperatura y con el tiempo. La forma de onda real que se recibe, entonces, es la forma de onda de accionamiento convolucionada con la respuesta al impulso del transmisor y convolucionada con la respuesta al impulso del receptor. Por consiguiente, la forma de onda recibida no es una verdadera senoide envuelta, sino que tiene un retardo de fase complejo en su inicio y una frecuencia que varía a medida que la forma de onda "zumba", posiblemente dando como resultado un latido parcial o completo,

dependiendo de las diferencias entre las frecuencias resonantes de la forma de onda de accionamiento, y los transductores TX y RX, o más generalmente las respuestas de impulso. Dado que las frecuencias resonantes subyacentes cambian bajo diferentes temperaturas y otras condiciones de cambio de forma de onda, esa forma de la forma de onda recibida también cambia. Cualquier regresión lineal simple en los bordes se vería afectada negativamente por los desplazamientos, ya que la regresión lineal simple asume que el período de la forma de onda no cambia de los bordes medidos a los bordes extrapolados. Esto da como resultado la necesidad de que la temperatura y otras correcciones empíricas se añadan a la regresión lineal o cálculo similar para tener en cuenta estos efectos adicionales de cambio de temperatura y forma de onda similares. Estas correcciones a su vez también pueden no ser precisas a lo largo del tiempo o en los transductores de diferencia.

Un procedimiento para mitigar las desviaciones de temperatura u otros efectos similares que cambian la forma de onda es ajustar la frecuencia de accionamiento. Como se describió anteriormente, muchos transductores tienen un cambio algo consistente en la frecuencia de resonancia a través de la temperatura, por lo que la frecuencia de accionamiento puede variar según esto. En una realización alternativa, la frecuencia de resonancia de los transductores puede estimarse a partir de la forma de onda detectada, y la frecuencia de accionamiento ajustarse en consecuencia, para permitir que el sistema coincida dinámicamente con la frecuencia de accionamiento con las frecuencias de resonancia, y minimizar los retrasos de fase espurios.

En algunas realizaciones, para tener en cuenta mejor estas discrepancias, y en particular el desajuste entre el transmisor y el receptor, que no se puede ajustar directamente, se puede usar una expresión más general que pondere

$$t = \delta + \sum_i w_i E_i$$

cada borde. Por ejemplo, se pueden usar vectores ponderados, tales como $t = \delta + \sum_i w_i E_i$: donde t es el tiempo de vuelo, w_i es el peso para el i -ésimo borde y E_i es el tiempo del i -ésimo borde. Al elegir un conjunto apropiado de pesos, es posible producir una expresión que se aproxima mucho a una inversión del procedimiento de convolución, incluso para cambios razonables en las frecuencias resonantes de TX y RX. De esta manera, solo se requieren correcciones de temperatura pequeñas o no empíricas en el cálculo del tiempo de vuelo.

En algunas realizaciones, el retardo de borde/tiempo puede medirse midiendo la forma de onda amplificada. La forma de onda amplificada es en realidad la onda RX capturada y almacenada que se muestra en la Figura 24B. La medición de la forma de onda amplificada puede permitir una mejor detección de fallas, ya que se está observando la forma de onda real, y también se puede utilizar para estimaciones más elaboradas de los retrasos de tiempo. Por ejemplo, se puede realizar una correlación cruzada entre la forma de onda recibida y una referencia, ya sea registrada antes o definida antes, para producir una medición del tiempo de vuelo. La referencia puede ser una onda separada o anterior. Dado que la correlación cruzada se realiza a través de una forma compleja, este procedimiento no depende de la "ventana" realizada en la detección de bordes, lo que requiere saber dónde debe caer el borde en una ventana predefinida para saber que se está detectando el borde correcto. La independencia de la necesidad de "formación de ventanas" a su vez permite un intervalo más amplio de velocidad de detección de sonido. Incluso si la velocidad del intervalo de sonido causara que un borde cayera fuera de una ventana, la correlación cruzada aún puede medir correctamente el tiempo de vuelo, que luego se puede usar para definir una nueva ventana de borde para mediciones basadas en bordes. De esta manera, los gases que podrían no haber sido utilizables en un sistema en particular debido a su alta velocidad de intervalo de sonido pueden llegar a ser utilizables, por ejemplo, el helio o el dióxido de carbono, que producen cambios en la velocidad del sonido varias veces mayores que los debidos al oxígeno. La comparación de la forma de onda con una referencia también puede resaltar anomalías durante el funcionamiento, como una amplitud de señal baja, interferencia, un cambio inaceptable en la frecuencia del transductor, etc. Las formas de onda en cada dirección también se pueden correlacionar entre sí para producir un tiempo de vuelo diferencial, a partir del cual se puede calcular el caudal.

El microcontrolador 2307 proporciona la señal de accionamiento y captura los bordes. El microcontrolador puede funcionar a cualquier frecuencia, aunque las frecuencias más altas pueden mejorar la resolución. El microcontrolador 2307 puede funcionar a una frecuencia de 24 MHz, 48 MHz, 72 MHz, 120 MHz o cualquier otra frecuencia.

Calibración

En algunas realizaciones, los sensores se pueden usar en combinación para proporcionar redundancia y calibrar el aparato de terapia de flujo. Para los fines de esta especificación, la calibración se refiere a la verificación de variables y/o el ajuste del sistema, las mediciones y/o la visualización si hay diferencias entre las variables medidas y una variable esperada o de referencia. Los elementos de detección de temperatura calentados tienen una respuesta logarítmica que produce una mayor sensibilidad a flujos bajos en comparación con los ultrasónicos. Los elementos de detección de temperatura calentados pueden proporcionar una precisión de medición de flujo baja mejorada, pero los transductores ultrasónicos pueden proporcionar mediciones rápidas. Un sistema de control puede apagar el soplador y el flujo de oxígeno para crear una situación con valores conocidos, y comparar las lecturas de diferentes tipos de sensores para determinar si los valores detectados son aceptables. El sistema de control puede variar la velocidad del soplador y el caudal de oxígeno, y usar o comparar las lecturas de los diferentes tipos de sensores y calibrar en consecuencia.

La calibración puede ser un ajuste de un parámetro en un modelo matemático utilizado para calcular las características del gas, incluida la velocidad del gas, la velocidad de flujo, la temperatura del gas, la humedad, la presión y/o la concentración de oxígeno. En particular, cuando una característica de gas se calcula según un modelo matemático, los parámetros del modelo en la relación pueden exhibir una variación desconocida. Al usar sensores para tomar mediciones durante condiciones conocidas, estas mediciones se pueden usar en el modelo para resolver parámetros desconocidos.

El ajuste de calibración de un parámetro desconocido puede explicar más variación en el sistema que únicamente atribuible a la interpretación física directa de ese parámetro (es decir, el ajuste puede explicar la variación desconocida en múltiples parámetros). Esto puede ocurrir en al menos dos situaciones. En primer lugar, dos parámetros podrían ser inseparables, en cuyo caso el ajuste de calibración puede considerarse como una combinación de los efectos de los dos parámetros. Por ejemplo, en el modelo de detección ultrasónica para la velocidad del gas descrito anteriormente, los parámetros del término

$$\frac{(D_0 + D)^2}{2D}$$

se agrupan sin variables para distinguirlos, por lo que, a efectos de calibración, se puede ajustar su valor combinado. En segundo lugar, es posible que el sistema no tenga suficientes puntos de calibración para resolver todos los parámetros, en cuyo caso el ajuste de calibración puede aproximarse a la variación en múltiples parámetros. Por ejemplo, en el modelo ultrasónico para la velocidad del sonido descrito anteriormente, los parámetros $D + D_0$, t_1 y t_2 pueden exhibir una variabilidad distinta que se puede explicar claramente mediante el uso de múltiples puntos de calibración. Sin embargo, en el caso más simple de usar un punto de calibración, se puede resolver uno solo de los parámetros anteriores para tener en cuenta la variabilidad total de todos los parámetros anteriores. En este segundo caso, se pueden tomar medidas adicionales para validar el sistema y/o para verificar si se pueden necesitar puntos de calibración adicionales.

Por ejemplo, en el modelo para la velocidad del sonido descrito anteriormente,

$$c \approx \frac{D + D_0}{2} \left(\frac{1}{t_1} + \frac{1}{t_2} \right)$$

utilizando la velocidad conocida del sonido, y una medición del punto de calibración de los tiempos ultrasónicos de vuelo t_1 y t_2 , el parámetro a calibrar puede ser $D + D_0$, donde

$$D + D_0 = \frac{2c}{\frac{1}{t_1} + \frac{1}{t_2}}$$

del modelo anterior. Dicho punto de calibración se puede tomar a cualquier caudal, ya que la velocidad del gas no aparece en el modelo, pero tomar el punto de calibración a flujo cero puede reducir los efectos cruzados residuales entre la velocidad del gas y la velocidad del sonido.

Sin embargo, en el modelo para la velocidad de flujo descrito anteriormente,

$$Q_v = A \frac{(D_0 + D)^2}{2D} \left(\frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2} \right)$$

una calibración similar no se puede tomar en flujo cero, porque el término

$$\frac{1}{t_1} - \frac{1}{t_2}$$

se puede esperar que sea igual a 0. Sin embargo, generalmente se puede esperar una ligera asimetría entre las dos direcciones, principalmente debido a los retrasos del transductor. La asimetría se puede modelar como:

$$\delta_0 = \frac{t_2 - t_1}{2}$$

Usando este modelo para la asimetría, el modelo para la velocidad del gas se puede ajustar a:

$$Q_v = A \frac{(D_0 + D)^2}{2D} \left(\frac{1}{t_1 + \delta_0} - \frac{1}{t_2 - \delta_0} \right)$$

5 Los valores restantes en el modelo se basan en la forma geométrica de la trayectoria de flujo y son menos susceptibles a la variación. Por lo tanto, el modelo ajustado para la velocidad del gas se puede usar para calibrar a flujo cero.

En algunas realizaciones, el procedimiento de calibración no depende de una velocidad de flujo cero y puede aplicarse a cualquier velocidad de flujo. El procedimiento de calibración puede permitir retrasos separados, δ_1 y δ_2 en cada dirección de vuelo, de modo que la velocidad de cálculo del sonido se convierte en:

$$c = \frac{D + D_0}{2} \left(\frac{1}{t_1 + \delta_1} + \frac{1}{t_2 + \delta_2} \right)$$

10 Y de manera similar para v donde se conocen los valores de c y v , los retrasos se calculan mediante:

$$\delta_1 = \frac{D_0}{c} + \frac{D}{c + v} - t_1$$

$$\delta_2 = \frac{D_0}{c} + \frac{D}{c - v} - t_2$$

15 En este caso, el valor de $D + D_0$ puede fijarse para todos los sensores o determinarse por separado durante la fabricación. Si se desea calibrar c o v por separado, entonces se puede sustituir el valor calculado actual para la variable restante. Por ejemplo, para calibrar el flujo sin afectar la velocidad de lectura del sonido, se utiliza el valor detectado actual de c , produciendo valores para δ_1 y δ_2 que influyen en v pero no en c . De esta manera, el caudal se puede calibrar a cualquier flujo conocido y, a la inversa, para la velocidad del sonido.

20 La calibración para otros sensores se puede emplear de manera similar. Por ejemplo, los elementos de detección de temperatura calentados pueden modelarse mediante la Ley de King o un derivado de la misma, y los parámetros desconocidos pueden ajustarse según las mediciones en los puntos de calibración. Según la presente invención, la redundancia proporcionada por los transductores ultrasónicos, que son rápidos, pero no siempre precisos a flujos bajos, y por el elemento de detección de temperatura calentado, que es lento, pero tiene buena precisión a flujo bajo, se combina durante el funcionamiento para proporcionar una lectura continua que es rápida y precisa a flujos bajos. Por ejemplo, un flujo bajo comprende una velocidad de flujo de menos de alrededor de 25 L/min, o menos de alrededor de 20 L/min, o menos de alrededor de 15 L/min. Por ejemplo, cada vez que se toma una lectura de flujo del elemento de detección de temperatura de calentamiento, se puede usar para calcular o ajustar un parámetro de calibración de los transductores ultrasónicos, como se describe en los párrafos anteriores, corrigiendo así continuamente cualquier error o deriva en la lectura del transductor ultrasónico. El ajuste se puede realizar directamente o usando filtros para ajustar solo el parámetro en una cierta cantidad o a una cierta velocidad, y/o el nivel de ajuste se puede ponderar en el flujo u otros parámetros detectados, o usando características de respuesta del sistema conocidas para estimar una ponderación óptima, similar a un filtro de Kalman. El ajuste también se puede realizar directamente en la lectura de flujo de los transductores ultrasónicos en lugar de en el parámetro de calibración de una manera similar.

35 En algunas realizaciones, la calibración del sistema se puede emplear en las siguientes etapas, ilustradas en el diagrama de flujo de la Figura 26A. En primer lugar, 2601, el sistema de control puede apagar la válvula y ajustar el soplador a una velocidad de soplador fija. Las mediciones de varios sensores (por ejemplo, ultrasónicos, temperatura, humedad, presión) se pueden verificar para que estén dentro de los valores aceptables para garantizar que el sistema funcione correctamente 2602. Por ejemplo, se puede verificar el caudal aproximado de los transductores ultrasónicos para garantizar que la trayectoria del flujo no esté bloqueada, y/o se puede medir la presión mediante un sensor de presión y confirmar que está dentro de los valores aceptables.

40 A continuación, el sistema de control puede apagar el soplador y la válvula para crear un caudal cero 2603. Las mediciones de los transductores ultrasónicos se pueden usar para calibrar la distancia total del sensor ($D + D_0$) y la compensación de flujo cero 2605, como se describió anteriormente. La lectura de los transductores ultrasónicos se puede utilizar como referencia para calibrar el elemento de detección de temperatura calentado. Sin embargo, los elementos de detección de temperatura calentados generalmente requieren dos puntos de calibración, porque los elementos de detección de temperatura calentados tienen más incógnitas en el sistema (por ejemplo, sensibilidad a

la temperatura, gradientes de temperatura y/o energía). Una vez calibrados los transductores ultrasónicos, se pueden utilizar como referencia para generar al menos una nueva condición para llevar a cabo una calibración adicional, por ejemplo, en condiciones de flujo cero o en una o más condiciones de flujo distintas de cero.

Después de calibrar los transductores ultrasónicos 2612, el sistema puede utilizar los transductores ultrasónicos calibrados para calibrar otros sensores 2613. El soplador se puede encender 2606 para que un flujo pase a través del sistema. Con la válvula todavía apagada, se sabe que la concentración de oxígeno está cerca del 20,9 % (la concentración de oxígeno en el aire). Se pueden tomar medidas para verificar que la lectura de oxígeno esté dentro de los valores aceptables 2607. Del mismo modo, si el aparato está unido a una fuente de oxígeno conocida, la válvula puede abrirse completamente y el soplador ajustarse a un flujo bajo, y pueden tomarse mediciones para comprobar que la lectura de oxígeno está cerca del 100 % o dentro de un intervalo de valores aceptado, por ejemplo, cuando un concentrador de oxígeno suministra solo aproximadamente el 100 % de oxígeno. Además, al 100 % de oxígeno, se pueden tomar mediciones tomadas por un sensor de humedad relativa para verificar que la lectura de humedad relativa esté cerca del 0 % o dentro de un intervalo de valores aceptado.

Al tomar mediciones tanto con los transductores ultrasónicos como con los elementos de detección de temperatura calentados y comparar esas mediciones 2608, el sistema de control puede calibrar los parámetros del elemento de detección de temperatura calentado en consecuencia 2609. El soplador se puede ajustar para crear conjuntos adicionales de flujos, que se pueden medir para puntos de calibración adicionales.

El sistema de control puede apagar el soplador 2610, y la calibración de los transductores ultrasónicos y los elementos de detección de temperatura calentados se puede validar a un flujo cero conocido 2611.

La Figura 26B ilustra otra realización de las etapas de calibración del sistema. En la etapa 2620, el sistema genera un valor esperado para los parámetros de funcionamiento dados. El valor esperado puede ser de una tabla de consulta, entrada de usuario, valor calculado o similares. En la etapa 2622, el sistema se ejecuta con los parámetros de funcionamiento dados y conocidos de la etapa 2620. En la etapa 2624, el sistema mide un primer valor utilizando uno de los sensores. En la etapa 2626, el sistema compara el primer valor con el valor esperado de la etapa 2620. En la etapa 2628, el sistema puede calibrar la medición según la diferencia del primer valor y el valor esperado. Las mediciones que se pueden calibrar incluyen la velocidad del sonido, el flujo con el soplador apagado (caudal cero) o a un caudal particular. Opcionalmente, en la etapa 2630, el sistema puede repetir una o varias veces las etapas 2620-2628 ejecutándose a diferentes parámetros operativos como una verificación. En algunas realizaciones, el sistema puede comparar opcionalmente el primer valor con los ajustes de fábrica en la etapa 2632. La comparación se puede realizar en la etapa de comparación 2626 o después de la etapa de comparación 2626, pero antes de que ocurra cualquier calibración. Si el primer valor está fuera del límite, el sistema puede detener el procedimiento de calibración y emitir una alarma. El límite puede ser, por ejemplo, una tolerancia de fábrica u otros límites de calibración predeterminados dentro de los cuales se supone que el aparato debe funcionar.

En algunas realizaciones, el sistema de calibración comprueba sus parámetros y ajusta sus parámetros según lo que sea necesario para ajustarse dentro de los límites aceptables. En algunas realizaciones, el sistema de calibración verifica sus parámetros para determinar si los valores detectados son aceptables, sin ajustar los parámetros. La calibración del sistema se puede realizar durante la fabricación para determinar los valores aceptables que servirán de referencia para las calibraciones posteriores del sistema. La calibración se puede realizar en una fábrica, por un usuario o automáticamente por el sistema. Por ejemplo, el sistema puede indicar a un usuario que se requiere calibración, o calibrar automáticamente el conjunto de modo que el sistema se calibre siempre que sea necesario o solo se calibre en el momento adecuado. En otros ejemplos, el usuario puede iniciar el sistema de calibración.

Disposición de sensores de presión absoluta duales

El aparato de terapia de flujo puede comprender sensores de presión absoluta dobles, uno de los cuales es el sensor barométrico 2209 de la Figura 22C. Comúnmente, se coloca un sensor de manómetro en el módulo de detección para medir la diferencia entre la presión del flujo de gases y la presión ambiente. La diferencia entre la presión de flujo de gases y la presión ambiente es un valor para monitorear cómo se siente el usuario del aparato de terapia de flujo cuando los gases se suministran al usuario. Un sensor de manómetro mide dentro de un intervalo pequeño y, por lo tanto, tiene las ventajas de alta resolución, menos ruido y más precisión que los sensores de presión absoluta. Sin embargo, el sensor de manómetro tiene varias desventajas. El sensor de manómetro requiere la instalación de dos tuberías. Las tuberías pueden ser problemáticas por varias razones. Las tuberías, por ejemplo, pueden caerse y provocar fugas de oxígeno. La fuga de oxígeno es un peligro para la seguridad. El sensor de manómetro también es sensible al posicionamiento porque los puertos del sensor no pueden enfrentar el flujo o estar en una región con presión de estancamiento. Además, como las tuberías deben pasar por orificios en la carcasa que aloja el sensor, la estructura de la carcasa es menos robusta.

Como el aparato de terapia de flujo descrito en la presente controla el flujo en lugar de controlar una presión administrada al paciente, el sistema se ve menos afectado por el ruido en las lecturas. Por ejemplo, esto puede ser útil para sincronizar con la respiración del paciente. El ruido generalmente se puede filtrar. Por lo tanto, los sensores de presión absoluta en el aparato de terapia pueden ofrecer un diseño mecánico más simple que el sensor de presión manométrica al eliminar la necesidad de cualquier tubería detrás del sello, sin comprometer la precisión en las lecturas.

con el fin de controlar el flujo.

Como se describió anteriormente, un sensor barométrico se encuentra en la trayectoria de flujo y se encuentra en la placa de circuito de detección 2200 de la Figura 22C. El otro sensor barométrico se puede colocar en una placa de circuito impreso que no está ubicada con la trayectoria de flujo de gases o una región presurizada del aparato, pero está expuesta a temperatura ambiente. En consecuencia, como se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 28, el sensor barométrico en la placa de circuito de detección dentro de la trayectoria de flujo proporciona la presión absoluta del flujo de gases P_F al controlador del sistema, como el controlador 13 de la Figura 1 o el controlador 600 de la Figura 19, en la etapa 2802. El otro sensor barométrico proporciona lecturas de la presión ambiente P_A al controlador en la etapa 2804. El controlador calcula la diferencia entre estos dos valores, $P_F - P_A$ en la etapa 2806 y emite la diferencia de presión como la presión manométrica en el sistema, P_G en la etapa 2808. El sistema puede utilizar la presión manométrica, P_G para ajustar la curva de velocidad del motor y el control correcto del caudal de oxígeno o gases. Por ejemplo, la presión manométrica, P_G puede ser útil para sincronizar con la respiración del paciente.

Además de calcular la presión manométrica en el sistema, P_G según las lecturas de los dos sensores barométricos y mejorar la seguridad del usuario al eliminar la fuga de oxígeno, la disposición del sensor de presión absoluta dual también tiene las siguientes aplicaciones y/o ventajas.

El sensor de presión absoluta en la trayectoria de flujo, como el sensor barométrico 2209 de la Figura 22C, permite realizar pequeñas correcciones en el cálculo de oxígeno. El sensor de presión absoluta colocado en la trayectoria de flujo, como el sensor barométrico 2209 de la Figura 22C, permite la comparación entre los sensores de flujo ultrasónicos (flujo volumétrico) y el elemento de detección de temperatura calentado (flujo másico). No se esperan grandes cambios en la detección de flujo volumétrico en el aparato, ya que el motor produce un flujo volumétrico constante. Sin embargo, para un motor constante, el flujo másico cambiará con la altitud, la temperatura o la fracción de oxígeno. El sensor de presión absoluta ayuda a calcular la densidad de los gases necesarios para convertir un flujo volumétrico en un flujo másico o viceversa para comparar las lecturas entre el sensor de flujo ultrasónico y el elemento de detección de temperatura calentado. Esto puede determinar la precisión de los sensores y hacer correcciones según corresponda. Por ejemplo, el flujo másico se puede calcular como:

Flujo másico = densidad x flujo volumétrico.

Si el elemento de detección de temperatura calentado se elimina del sistema, el caudal másico aún se puede convertir a partir del caudal volumétrico mediante el uso de la ecuación anterior. Otra aplicación para calcular la presión manométrica en el sistema, P_G basada en las lecturas de los dos sensores barométricos es que la disposición permite intervalos más definidos para los algoritmos de fuga y bloqueo o alarmas de fuga y bloqueo más estrechas al tener en cuenta la medición de presión en el algoritmo. La conversión entre el flujo másico y el flujo volumétrico también es útil para corregir la lectura del flujo ultrasónico según el elemento de detección de temperatura calentado. Además, la adición de un sensor de presión ambiental permite que se produzca la conversión entre el flujo másico y el flujo volumétrico de modo que el sistema pueda redefinir los límites para diferentes altitudes. Como resultado, los límites son más específicos para las condiciones ambientales y pueden detectar un mayor número de eventos de fuga/bloqueo con una mayor precisión.

Específicamente, se produce una alarma de bloqueo si el soplador solo puede mantener un caudal trabajando a una velocidad de soplador más alta de lo esperado. Por lo tanto, si la altitud aumenta, el flujo másico disminuirá, lo que significa que la velocidad del soplador tiene que aumentar para proporcionar el flujo másico deseado. Como resultado, el sistema puede detectar un bloqueo porque con un sensor de presión, los límites de bloqueo se pueden ajustar de modo que a altitudes más altas el sistema sepa esperar velocidades de motor más altas para un caudal másico dado, y de manera similar a altitudes más bajas el sistema sabe esperar velocidades de motor más bajas para un caudal másico dado.

Del mismo modo, la alarma de fuga puede ocurrir si el soplador no tiene que trabajar a una velocidad tan alta para mantener un caudal deseado, por ejemplo, si la cámara se retira del sistema (y por lo tanto hay menos restricción). Sin el sensor de presión, a una altitud más alta con un flujo másico disminuido, se verá un caudal más bajo para la misma velocidad del motor a una altitud más baja, lo que puede confundir el sistema y requerir que se definan límites más grandes para el sistema. Por lo tanto, poder redefinir los límites para diferentes altitudes significa que se pueden definir límites más bajos para altitudes más altas que, por lo tanto, pueden captar más condiciones de fuga/bloqueo.

Más específicamente, el sensor de presión absoluta en la trayectoria de flujo permite realizar correcciones en respuesta a la presión parcial del vapor de agua en el gas. En cualquier algoritmo de humedad es útil conocer el contenido de agua de los gases entrantes, que depende de la presión. En particular, para un algoritmo de control de humedad basado en energía, las características de los gases se miden en la entrada, antes de que los gases se humidifiquen, y la humedad generada se estima según la entrada de energía en la placa calentadora para calentar el agua y estas características de gas. En este caso, la presión tiene un gran efecto en la precisión de la estimación de la humedad, porque la masa de agua requerida para alcanzar una temperatura de punto de rocío dada depende en gran medida de la presión ambiente. La presión manométrica también puede afectar el cálculo de la humedad, aunque en menor medida, según la caída de presión al puerto de salida del paciente 21, 344 o al paciente, tal como a través de la interfaz del paciente 8, que produce una caída correspondiente en la temperatura del punto de rocío.

Aunque solo se miden los valores brutos de presión ambiente y se introducen en el aparato, la altitud se puede calcular manual o automáticamente utilizando varios algoritmos, y se puede utilizar como una verificación del sistema. Por ejemplo, el aparato puede calcular la altitud según la lectura de presión y mostrar la altitud calculada al usuario para determinar si esta es una lectura realista del aparato. En otro ejemplo, el aparato puede solicitar al usuario que confirme que la altitud mostrada es correcta, o el aparato puede solicitar al usuario que introduzca el nivel de altitud.

En algunas realizaciones, el sistema puede usar un sensor de presión absoluta colocado fuera de la trayectoria de flujo o región presurizada y expuesto a temperatura ambiente, u otras ubicaciones adecuadas para leer la presión ambiente con un sensor de presión manométrica entre la placa de control y el módulo de detección o cámara de detección. El sistema puede determinar la presión total que se administra al paciente sumando la presión diferencial mediante el sensor de presión manométrica y la lectura de presión ambiental mediante el sensor de presión absoluta.

A menos que el contexto requiera claramente lo contrario, a lo largo de la descripción y las reivindicaciones, las palabras "comprende", "que comprende" y similares, deben interpretarse en un sentido inclusivo en oposición a un sentido exclusivo o exhaustivo, es decir, en el sentido de "que incluye, pero no se limita a".

El término "aproximadamente" se emplea en este documento para significar dentro de la precisión de medición estándar.

La referencia a cualquier técnica anterior en esta memoria descriptiva no es, y no debe tomarse como, un reconocimiento o cualquier forma de sugerencia de que esa técnica anterior forme parte del conocimiento general común en el campo de la actividad en cualquier país del mundo.

También se puede decir que los aparatos y sistemas descritos consisten ampliamente en las secciones, elementos y características a las que se hace referencia o se indican en la memoria descriptiva de la solicitud, individual o colectivamente, en cualquiera o todas las combinaciones de dos o más de dichas secciones, elementos o características.

Cuando, en la descripción anterior, se ha hecho referencia a números enteros o componentes que tienen equivalentes conocidos de los mismos, esos números enteros se incorporan en el presente documento como si se establecieran individualmente.

Dependiendo de la realización, determinados actos, eventos o funciones de cualquiera de los algoritmos, procedimientos o procedimientos descritos en esta solicitud se pueden realizar en una secuencia diferente, se pueden agregar, fusionar u omitir todos juntos (por ejemplo, no todos los actos o eventos descritos son necesarios para la práctica de los algoritmos). Es más, en determinadas realizaciones, los actos o eventos se pueden realizar simultáneamente, por ejemplo, a través de procesamiento de múltiples hilos, procesamiento interrumpido o múltiples procesadores o núcleos de procesador o en otras arquitecturas paralelas, en lugar de secuencialmente.

La presente invención pretende definirse únicamente por las reivindicaciones que siguen.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato de terapia de flujo (10), comprendiendo el aparato:

una cámara de detección (2007) que comprende una trayectoria de flujo (2006) para un flujo de gases; y

un controlador (13); la cámara de detección (2007) comprende:

5 uno o más sensores (2008) configurados para medir las propiedades de los gases del flujo de gases (2006), donde el uno o más sensores (2008) comprenden un primer transductor ultrasónico (2204) en una porción aguas abajo de la trayectoria de flujo (2006) y un segundo transductor ultrasónico (2204) en una porción aguas arriba de la trayectoria de flujo (2006); y

10 un elemento de detección de temperatura calentado (2206) configurado para medir el caudal de gases del flujo de gases en la trayectoria de flujo (2006);

caracterizado por que el controlador (13) está configurado para usar la salida del elemento de detección de temperatura calentado (2206) y la salida del primer y segundo transductores ultrasónicos (2204) para proporcionar redundancia de la medición de flujo, comprendiendo la redundancia una medición de flujo rápida a flujos bajos por el primer y segundo transductores ultrasónicos (2204) y una medición de flujo precisa a flujos bajos por el elemento de detección de temperatura calentado (2206);

15 donde la cámara de detección (2007) comprende además una placa de circuito de detección (2200), donde una primera porción de la placa de circuito de detección (2200) que comprende los sensores está configurada para colocarse al menos parcialmente dentro de la trayectoria de flujo (2006) de la cámara de detección (2007); donde la placa de circuito de detección (2200) comprende al menos una segunda porción de la placa de circuito de detección (2200) configurada para colocarse fuera de la trayectoria de flujo (2006) de la cámara de detección (2007); y donde la cámara de detección (2007) comprende un sello que divide la primera porción de la placa de circuito de detección (2200) de la segunda porción de la placa de circuito de detección (2200).

2. El aparato de terapia de flujo (10) según la reivindicación 1, donde el controlador (13) está configurado para calibrar las mediciones de flujo según la redundancia proporcionada.

25 3. El aparato de terapia de flujo (10) según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, donde el controlador (13) está configurado para ajustar un parámetro de calibración del primer y segundo transductores ultrasónicos (2204) según la salida del elemento sensor de temperatura calentado (2206).

30 4. El aparato de terapia de flujo (10) según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, donde el controlador (13) está configurado para ajustar la salida del primer y segundo transductores ultrasónicos (2204) según la salida del elemento sensor de temperatura calentado (2206).

5. El aparato de terapia de flujo (10) según la reivindicación 3 o la reivindicación 4, donde el controlador (13) está configurado para ajustar continuamente el parámetro de calibración o la salida del primer y segundo transductores ultrasónicos (2204).

35 6. El aparato de terapia de flujo (10) según la reivindicación 3 o la reivindicación 4, donde el controlador (13) está configurado para ajustar el parámetro de calibración o salida del primer y segundo transductores ultrasónicos (2204) en una cantidad, velocidad o ponderación predeterminados sobre el flujo u otros parámetros detectados.

7. El aparato de terapia de flujo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 que comprende un soplador (2001), donde la trayectoria de flujo recibe el flujo de gases del soplador (2001) y dirige el flujo de gases a través de la trayectoria de flujo de la cámara de detección (2007).

40 8. El aparato de terapia de flujo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, donde el flujo de gases se mide a través de al menos una porción de la trayectoria de flujo (2006) de la cámara de detección (2007) configurada para curvarse continuamente de manera que no haya ángulos significativos.

45 9. El aparato de terapia de flujo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, donde la trayectoria de flujo (2006) de la cámara de detección (2007) comprende una entrada, una porción horizontal y una salida, donde la entrada y la salida están configuradas para colocarse en direcciones verticalmente opuestas, y la porción horizontal está configurada para colocarse entre la entrada y la salida.

10. El aparato de terapia de flujo (10) según la reivindicación 9, donde la porción horizontal de la trayectoria de flujo (2006) de la cámara de detección (2007) tiene una curva suave a lo largo de toda la longitud de la porción horizontal.

50 11. El aparato de terapia de flujo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, donde el primer y segundo transductores ultrasónicos (2204) están configurados además para determinar una concentración de gas.

12. El aparato de terapia de flujo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, donde uno o más sensores (2008) comprenden además un sensor de temperatura (2205) configurado para medir una temperatura del flujo de gases en la trayectoria de flujo (2006), y donde la placa de circuito de detección (2200) está configurada para efectuar la conducción térmica entre el flujo de gases en la trayectoria de flujo (2006) y el sensor de temperatura (2205), e impedir la conducción térmica entre una pared de la cámara de detección (2007) y el sensor de temperatura (2205).

5

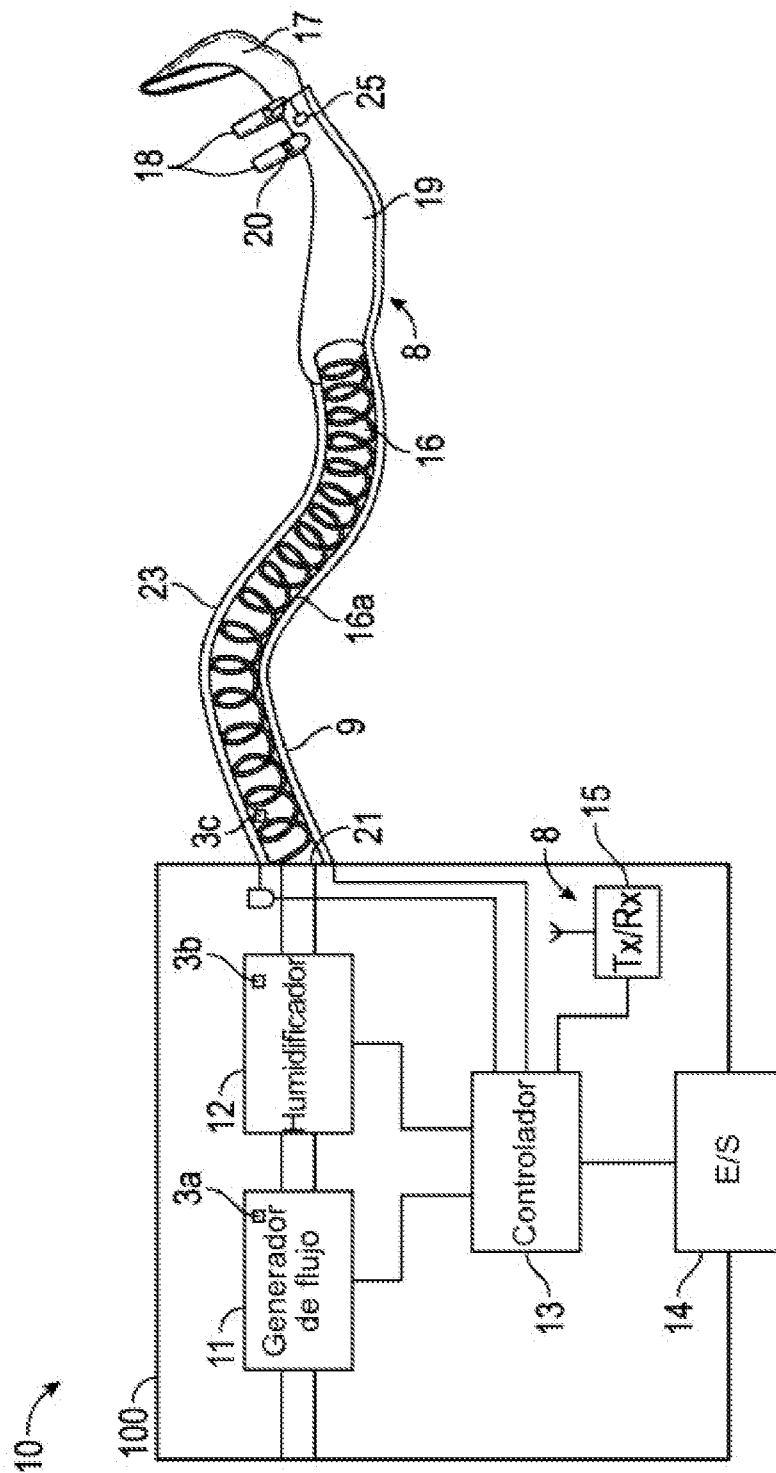


FIG. 1

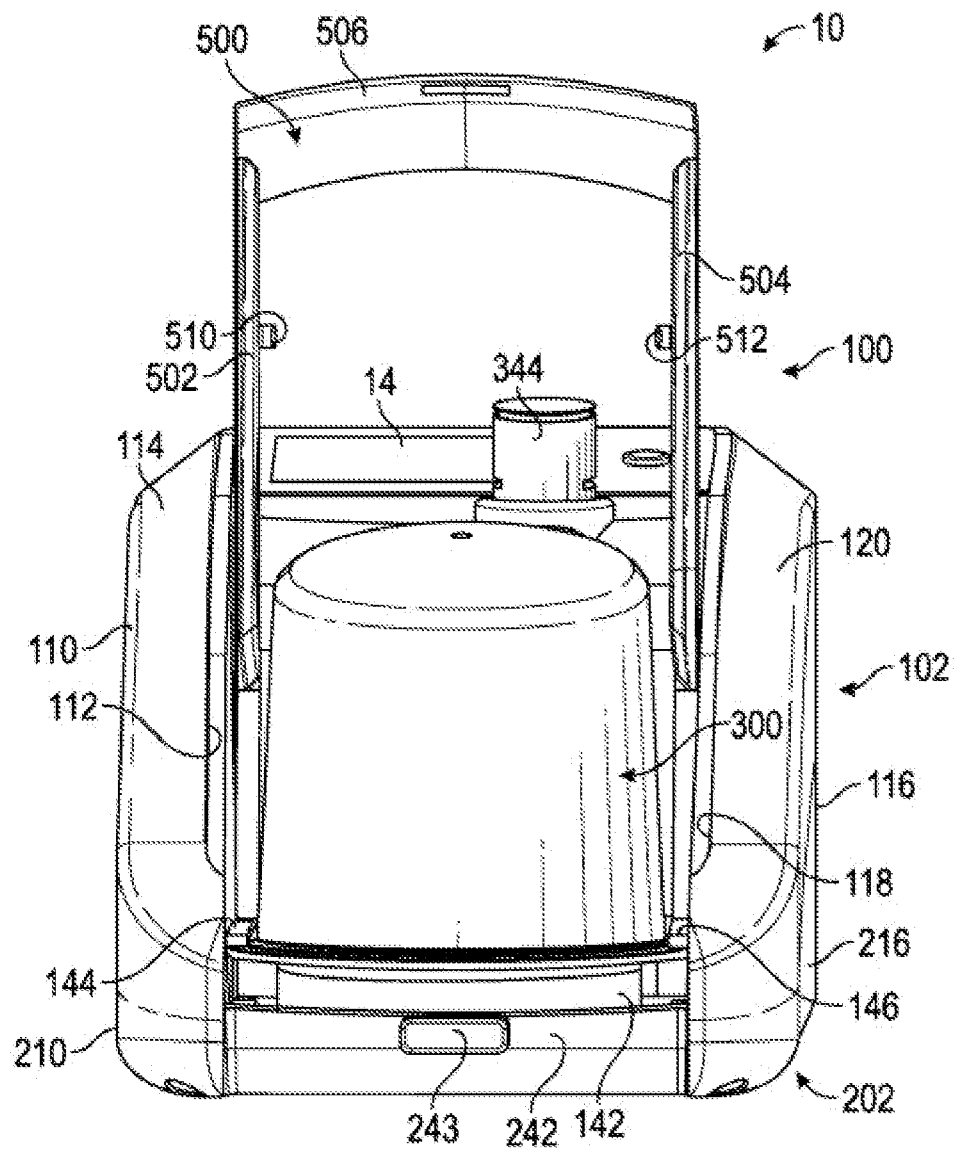


FIG. 2

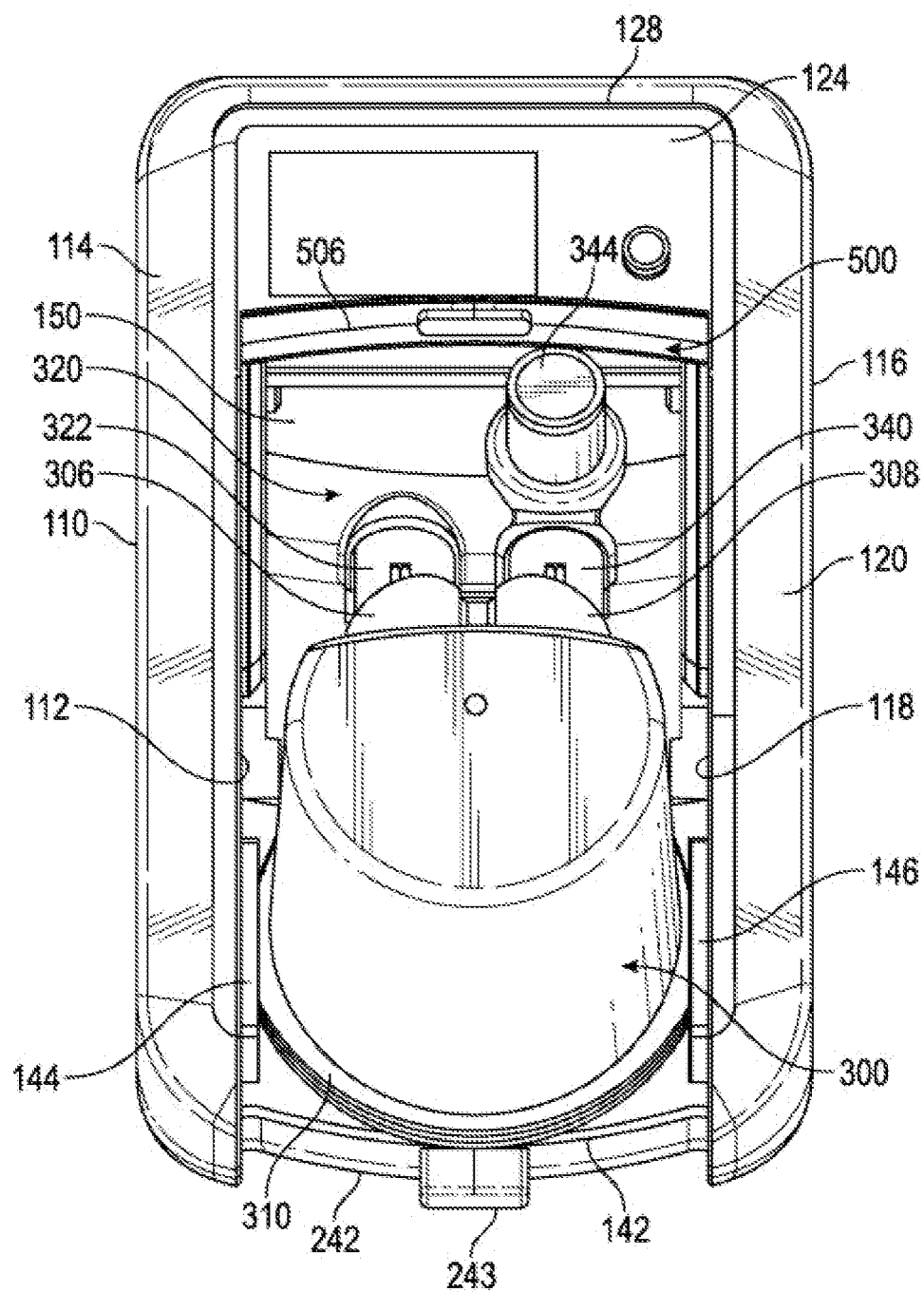


FIG. 3

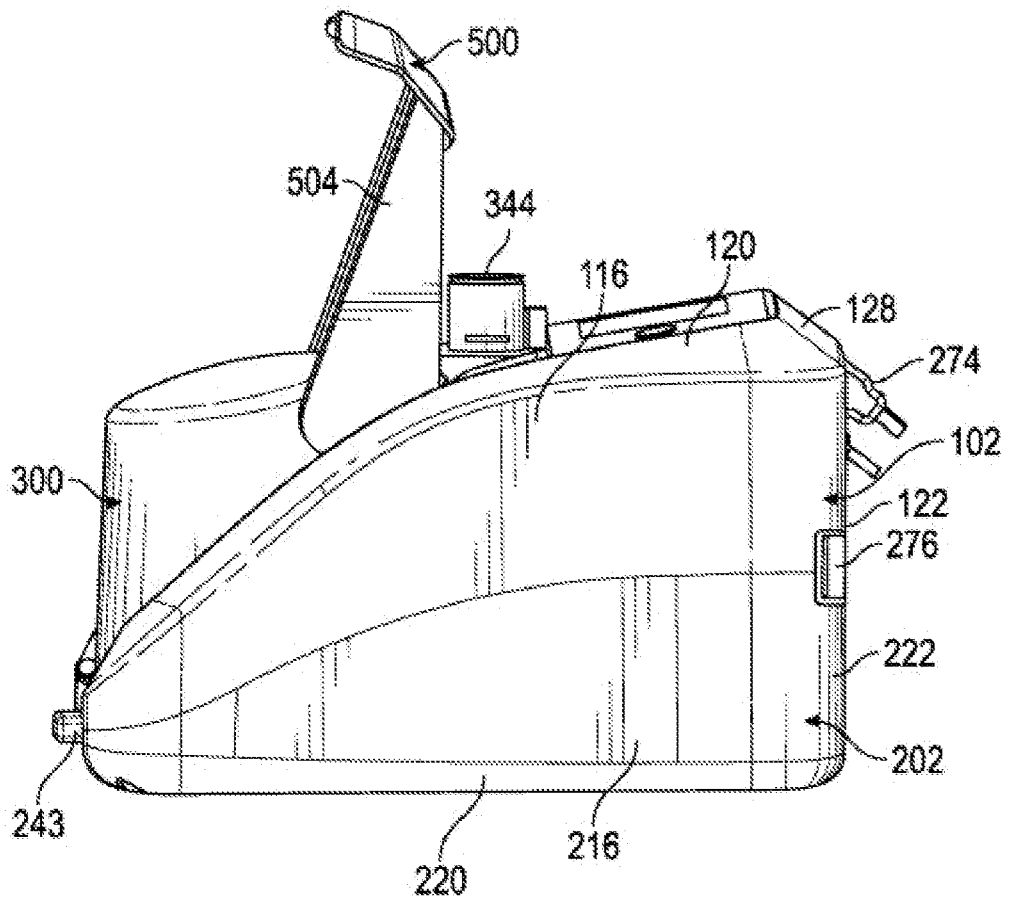


FIG. 4

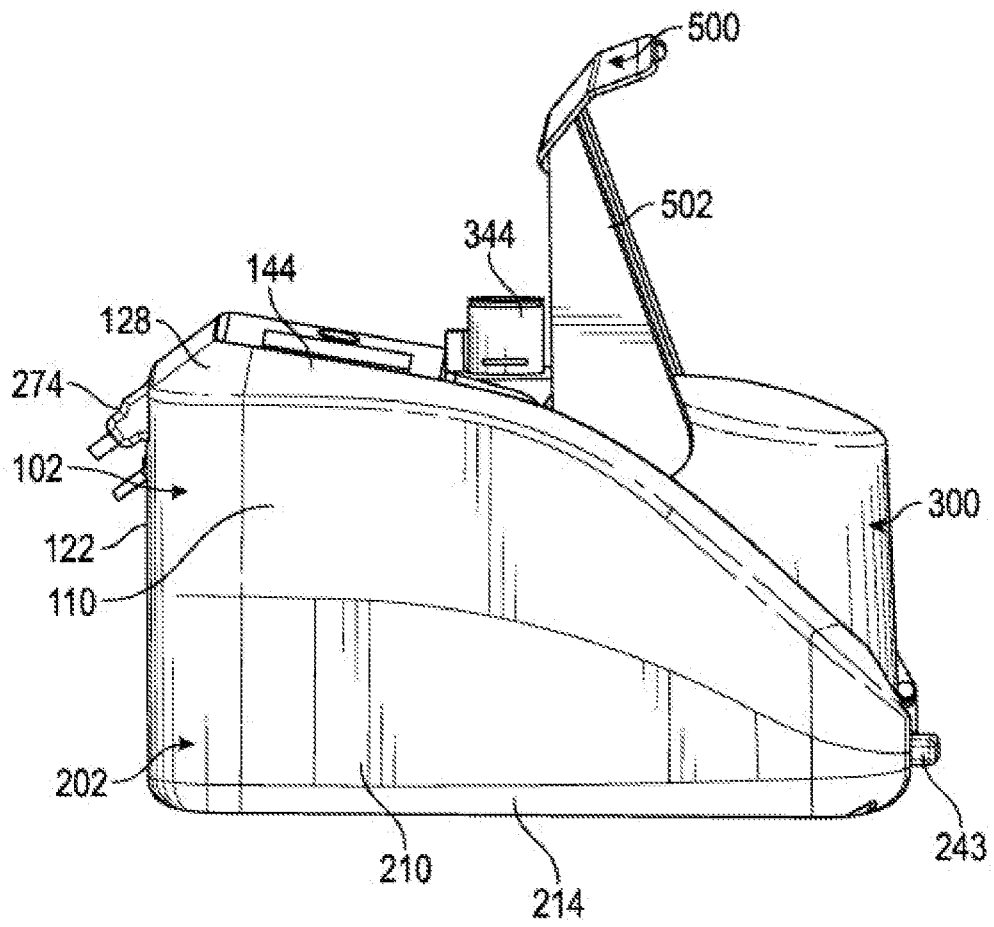


FIG. 5

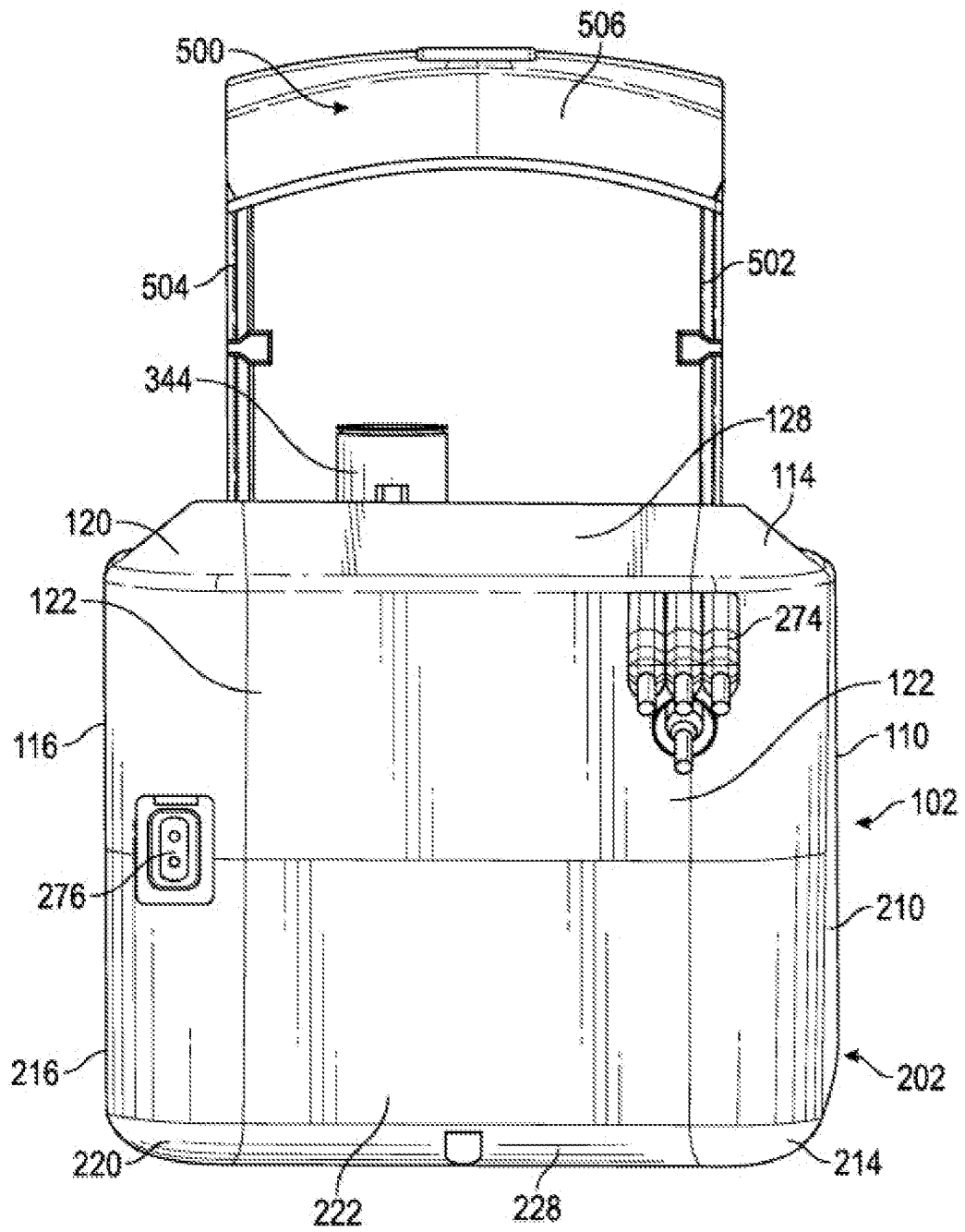


FIG. 6

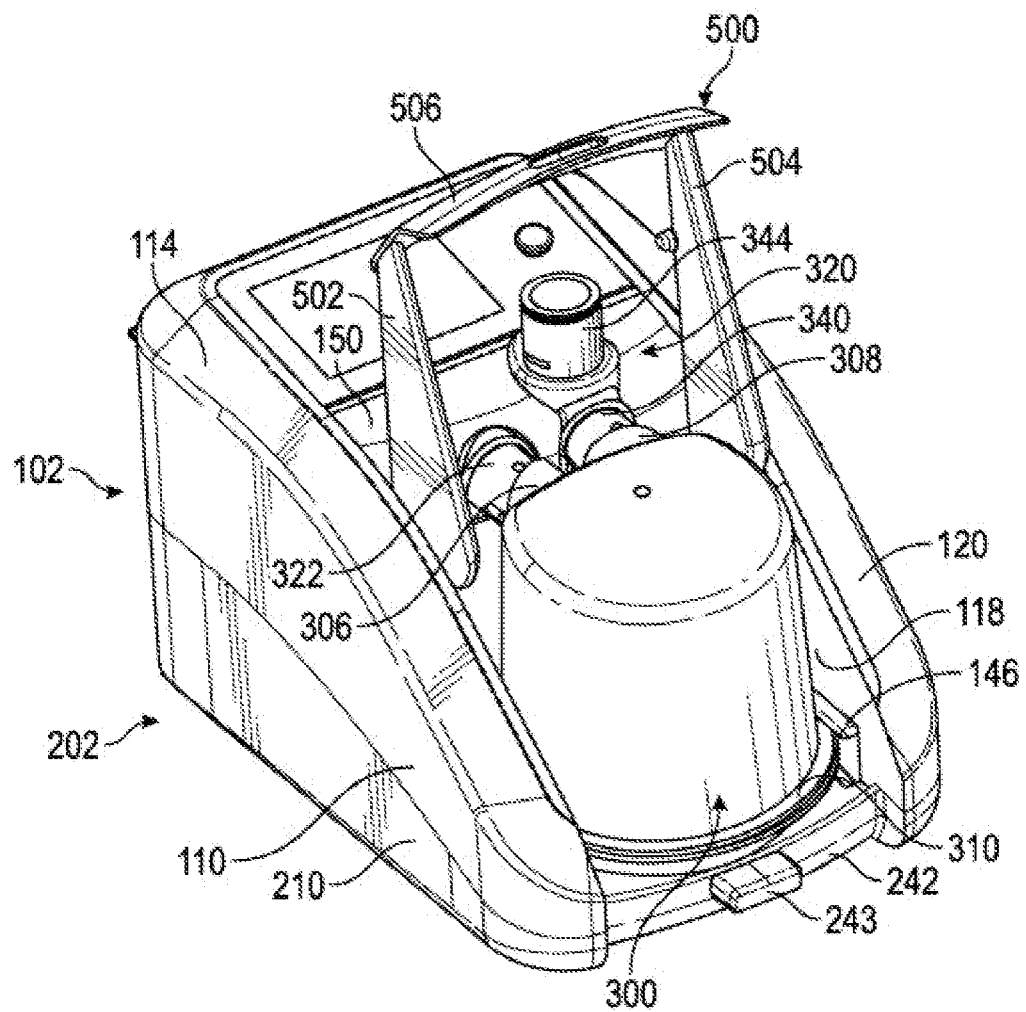


FIG. 7

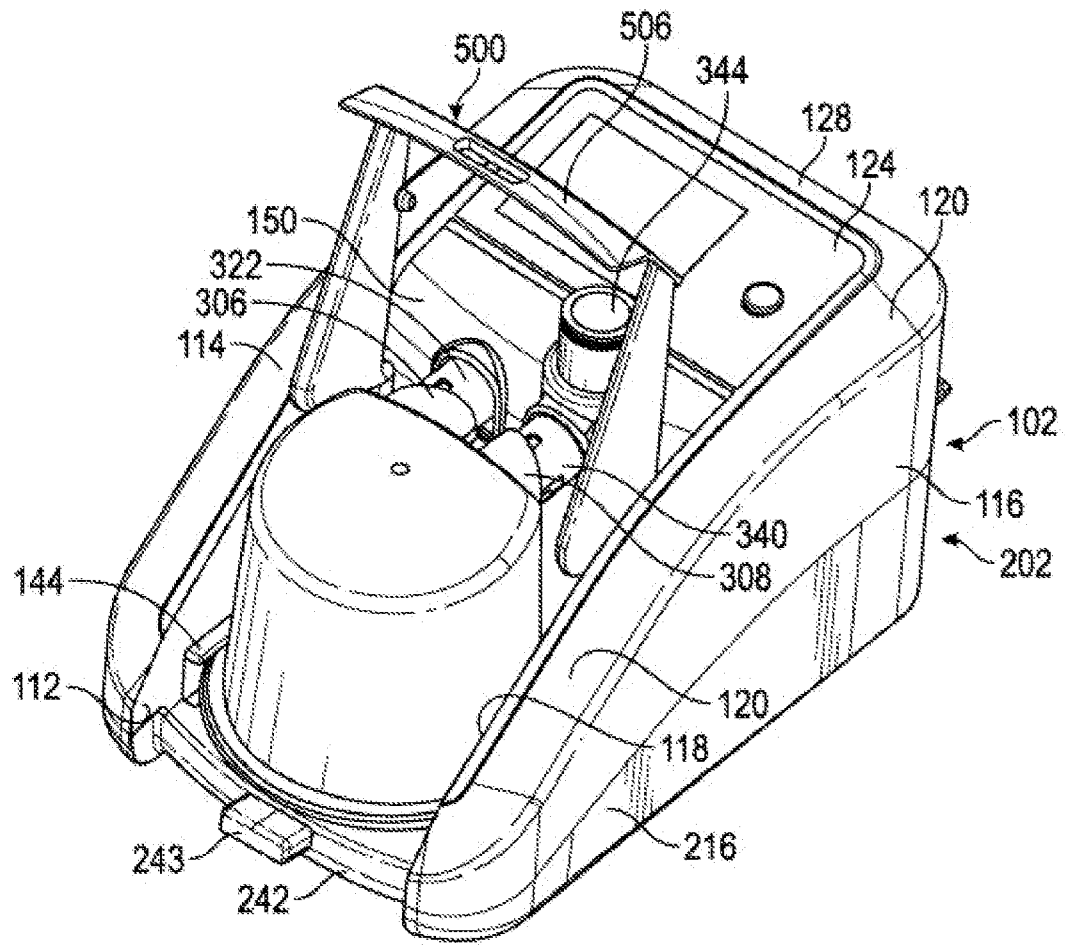


FIG. 8

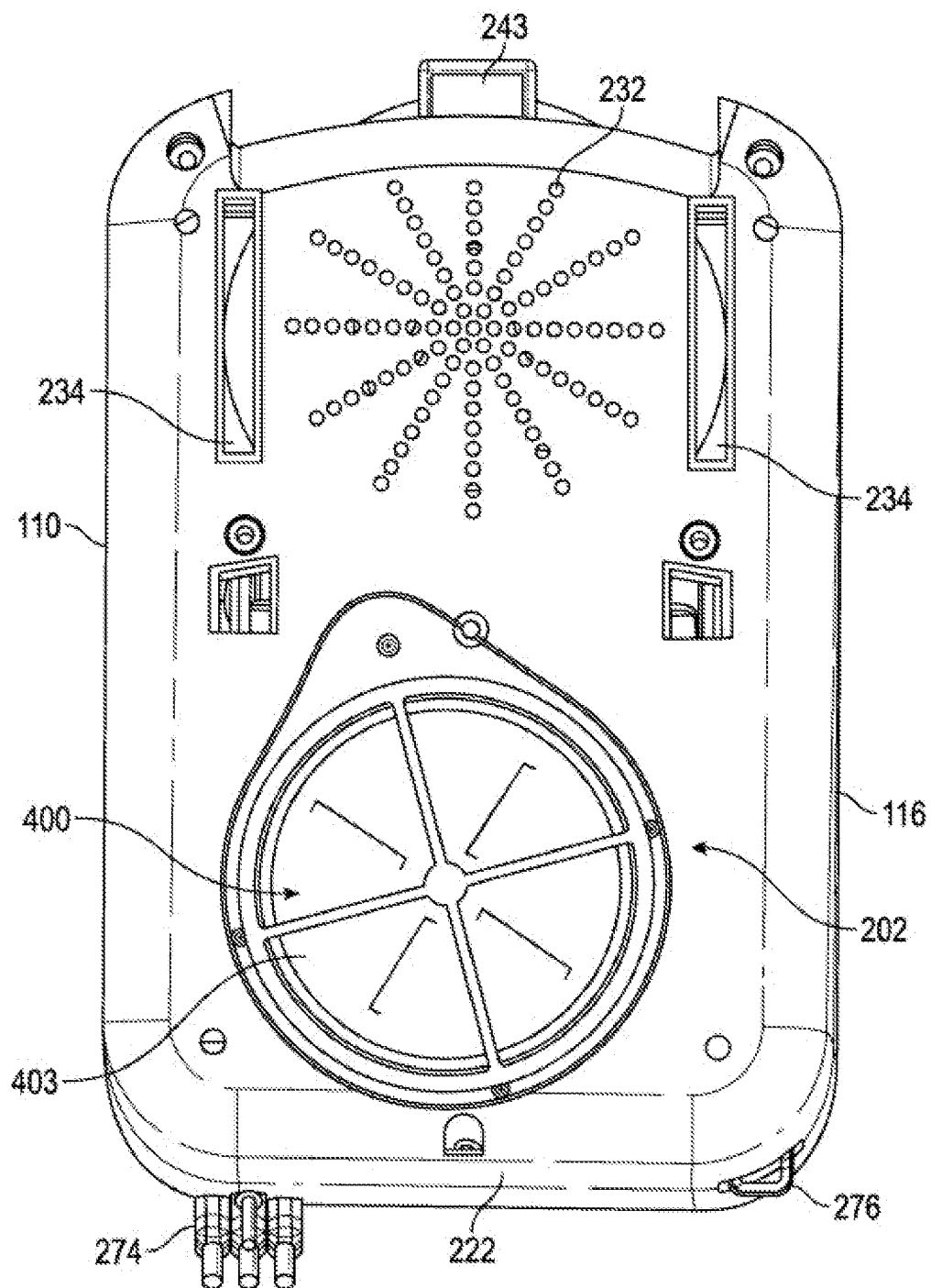


FIG. 9

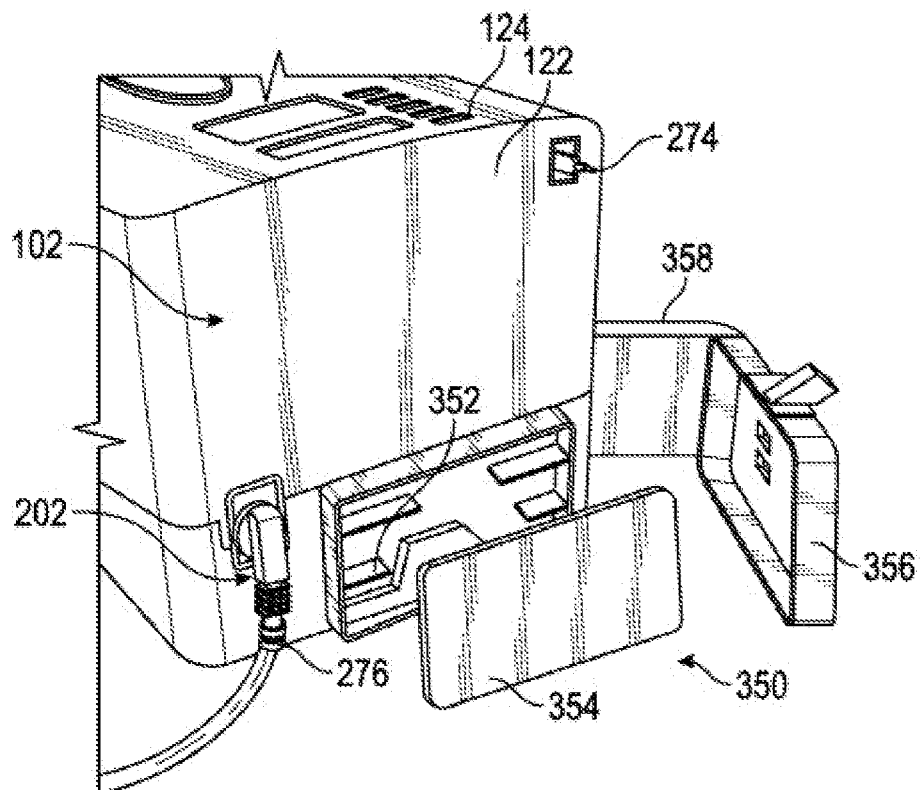


FIG. 10

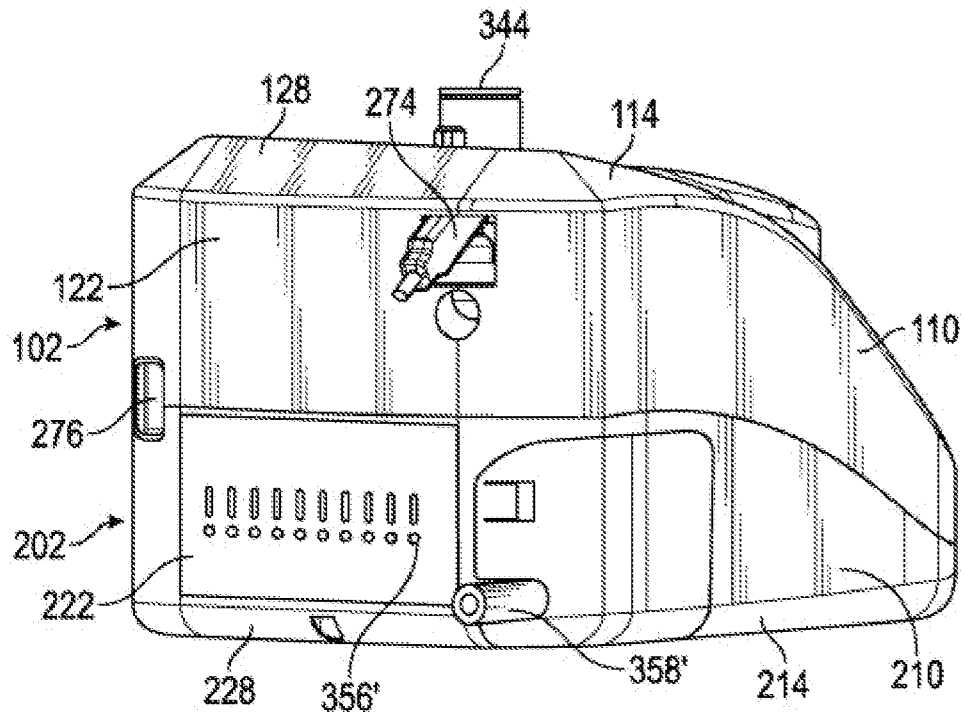


FIG. 11

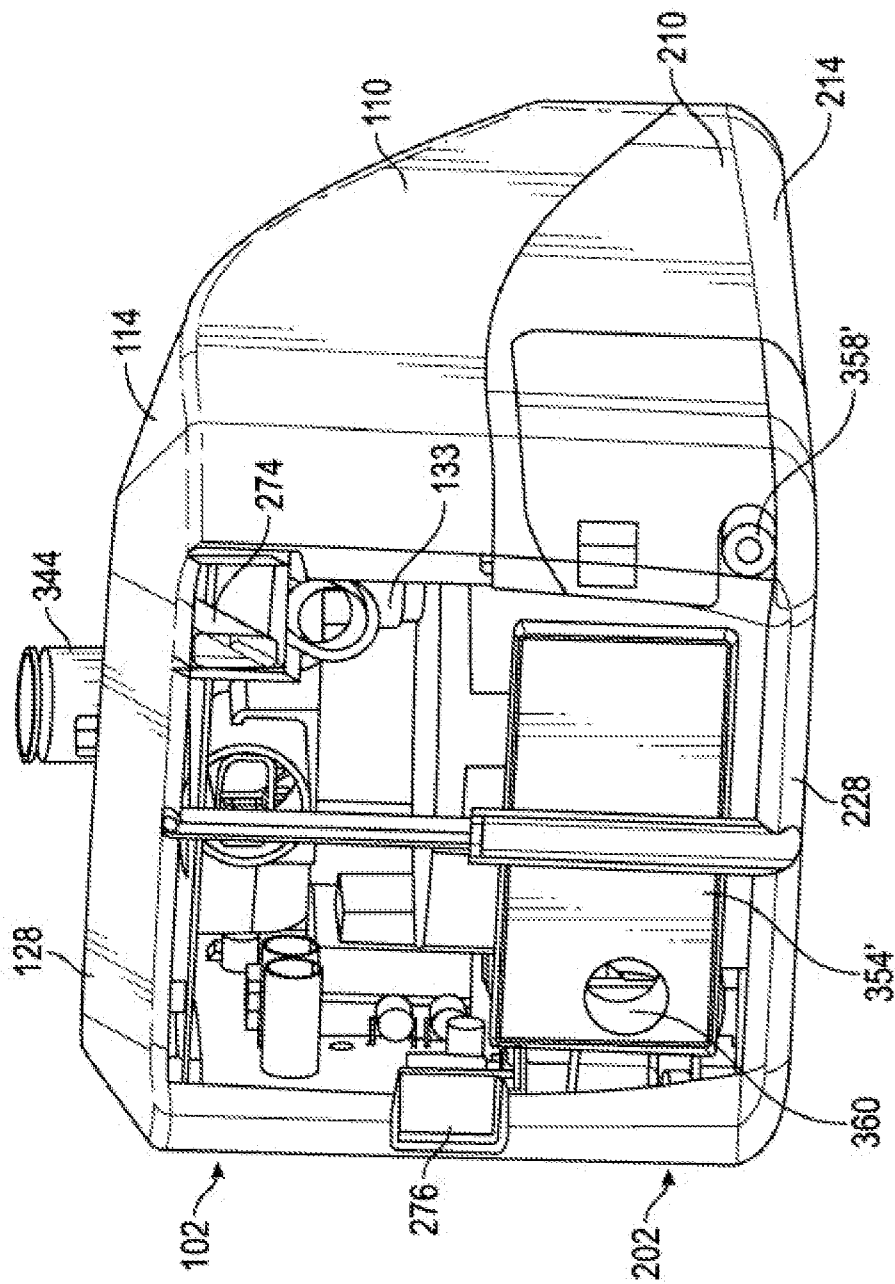


FIG. 12

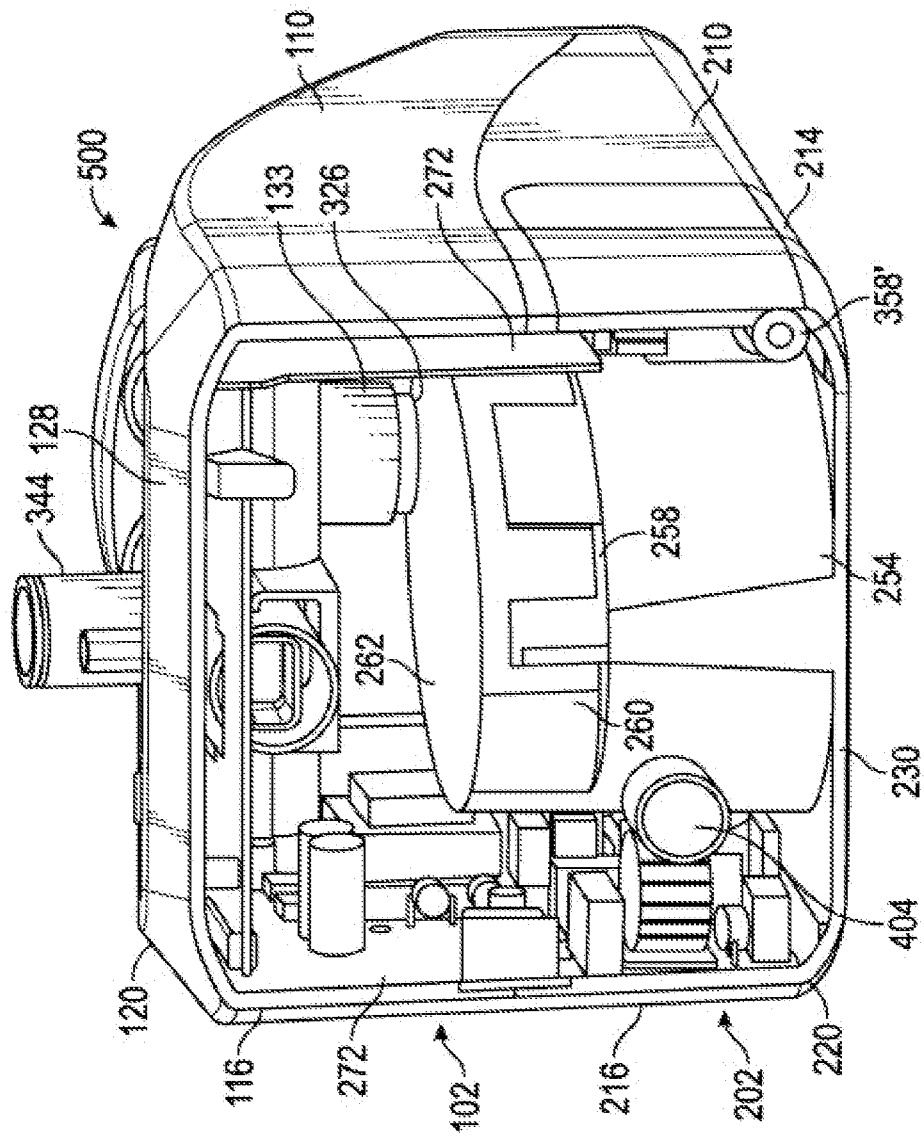


FIG. 13

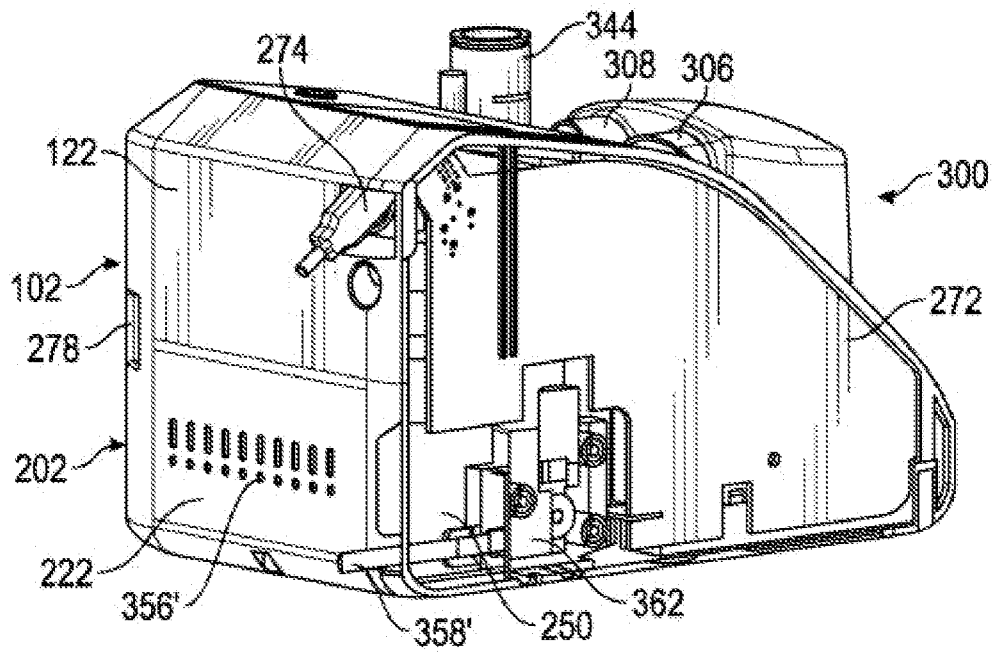


FIG. 14

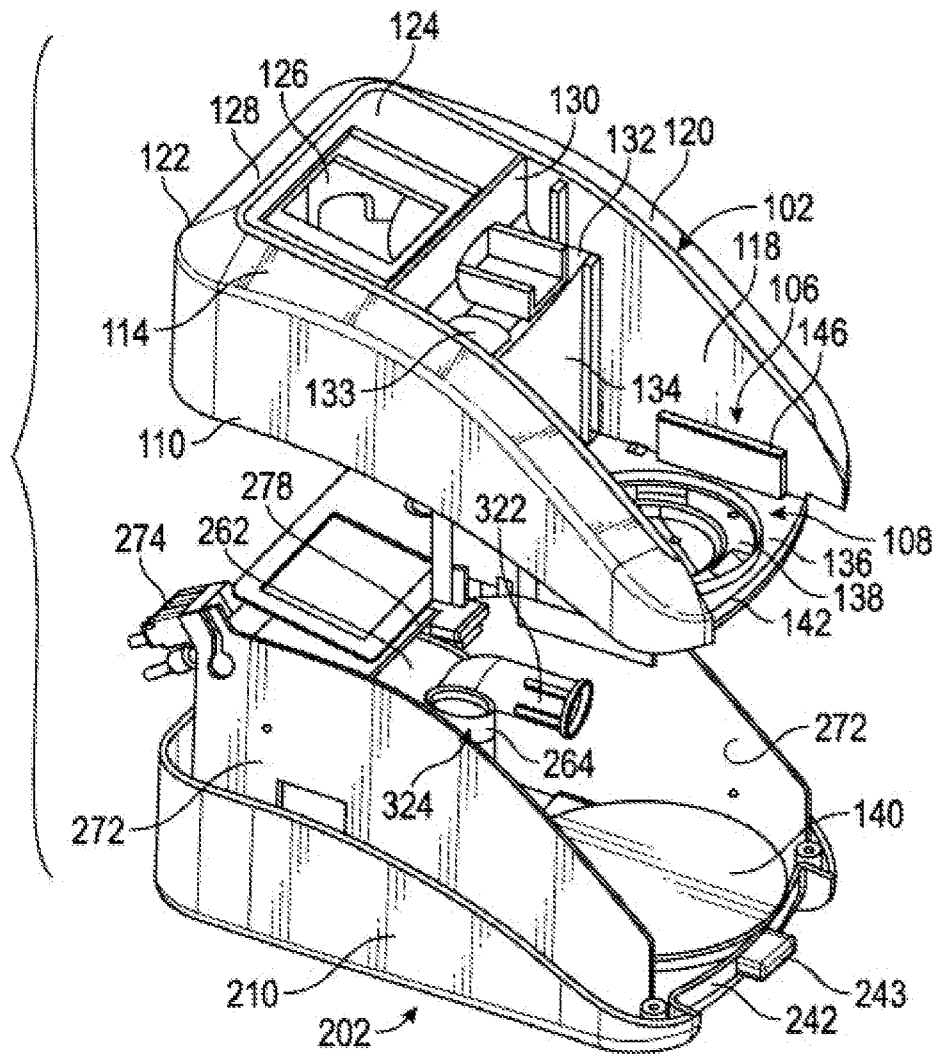


FIG. 15

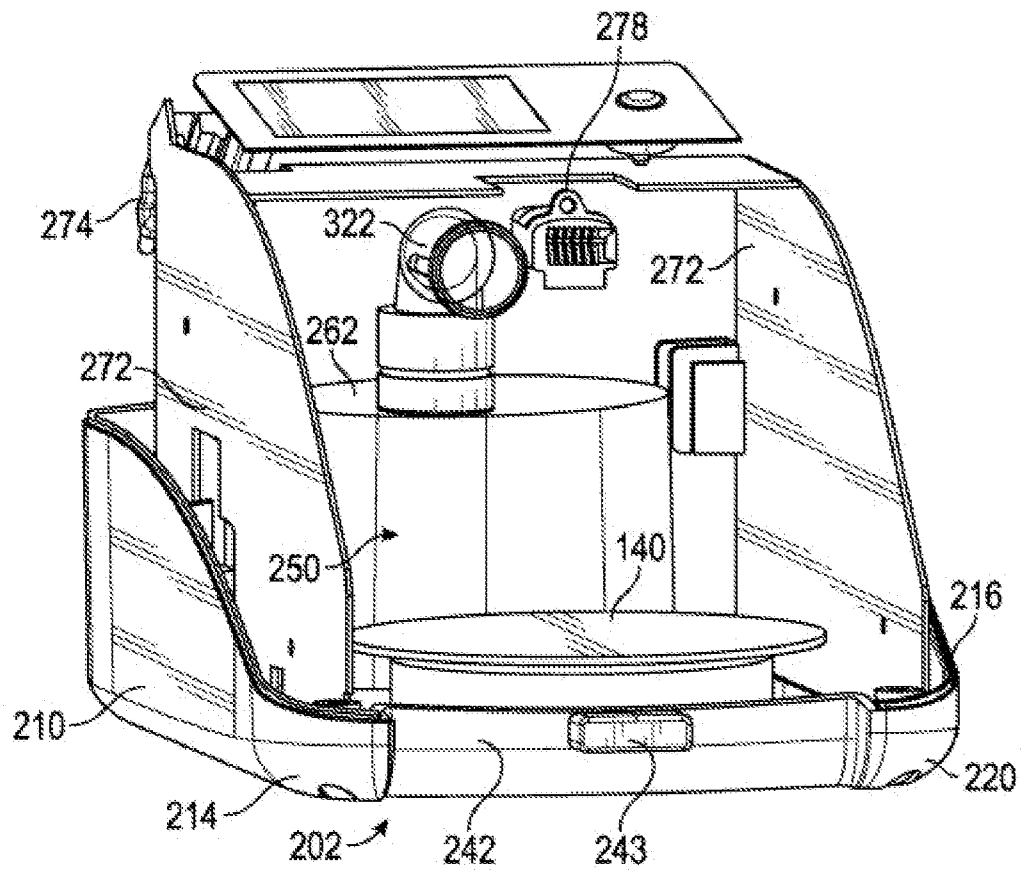


FIG. 16

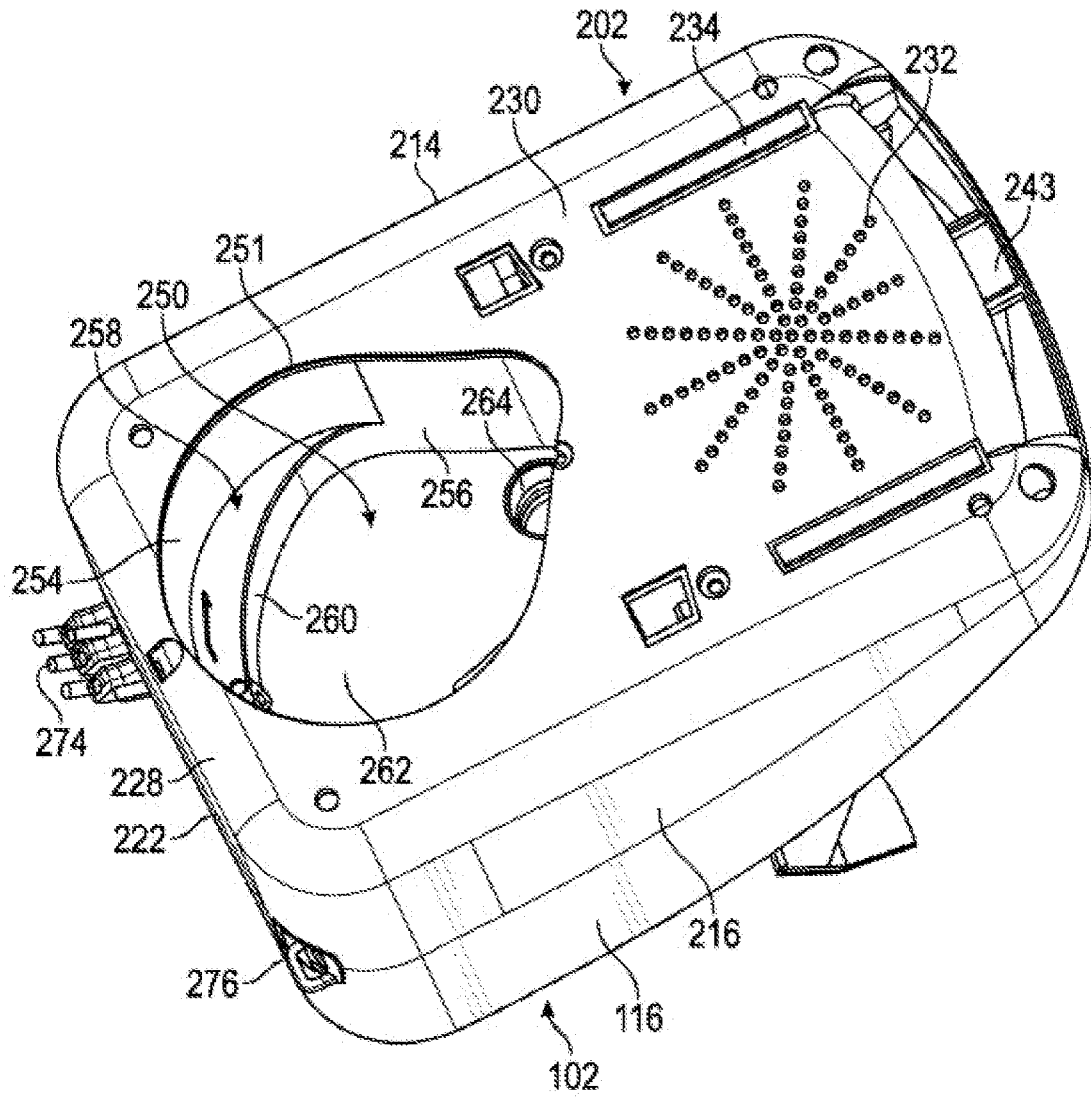


FIG. 17A

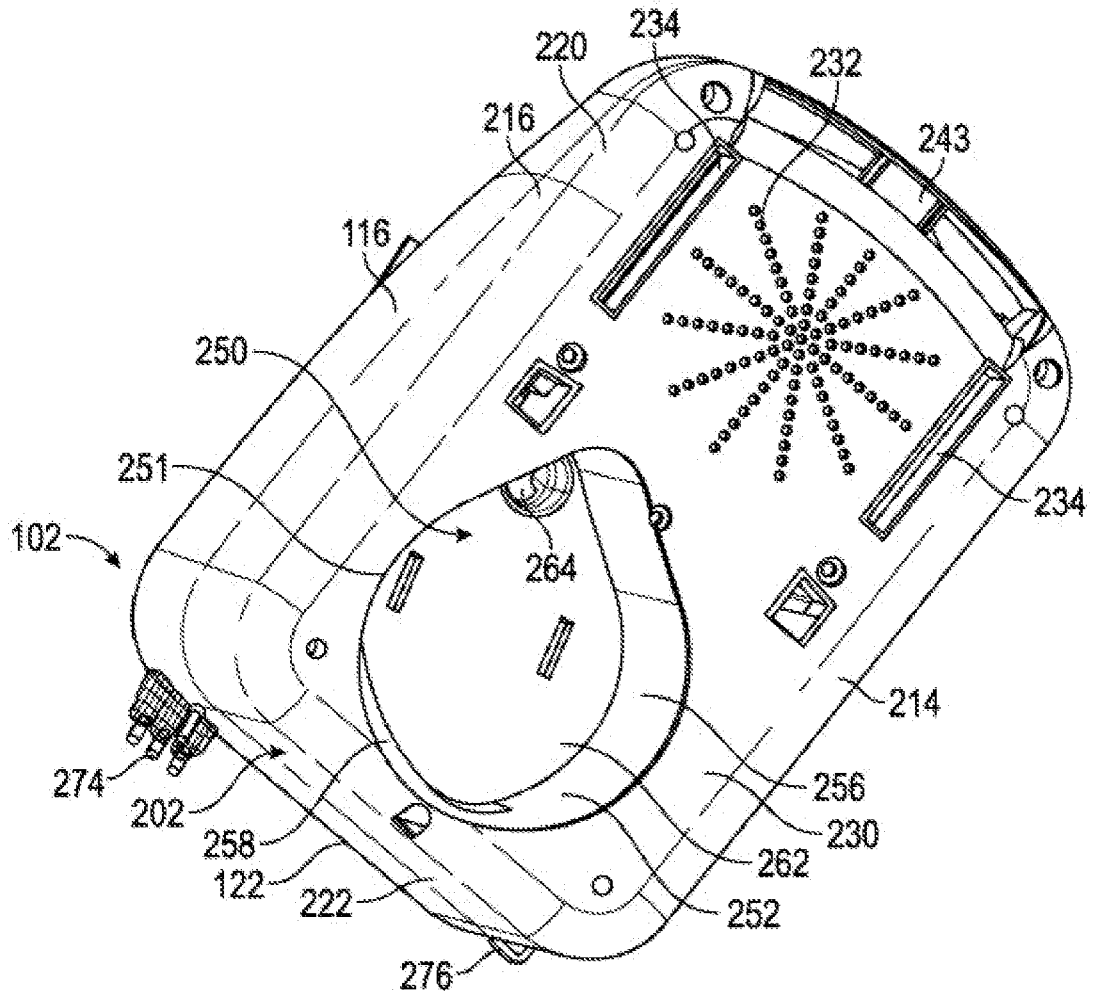


FIG. 17B

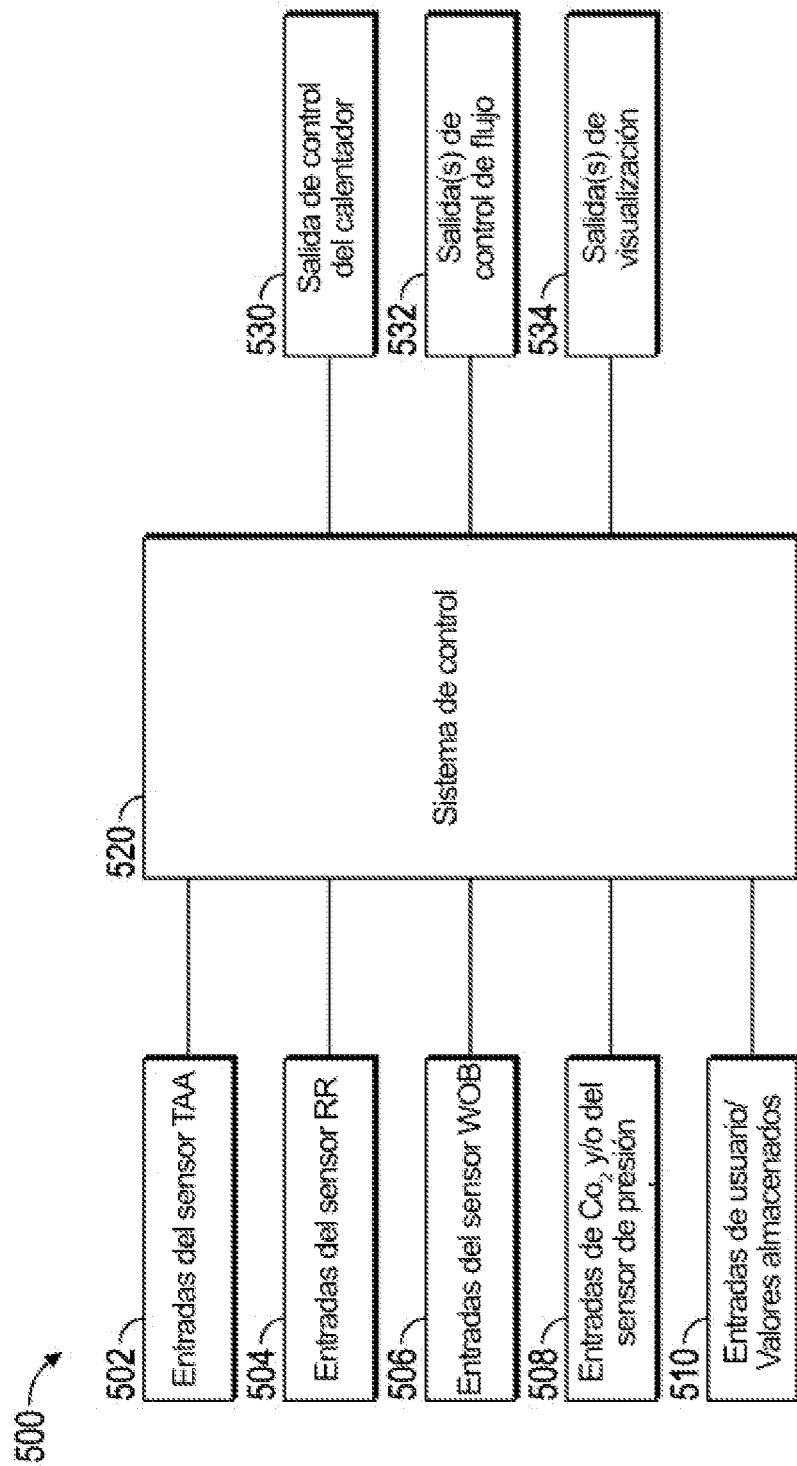


FIG. 18

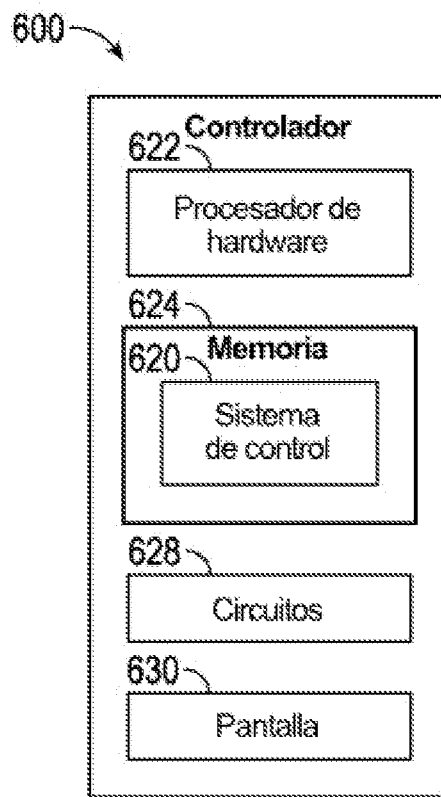


FIG. 19

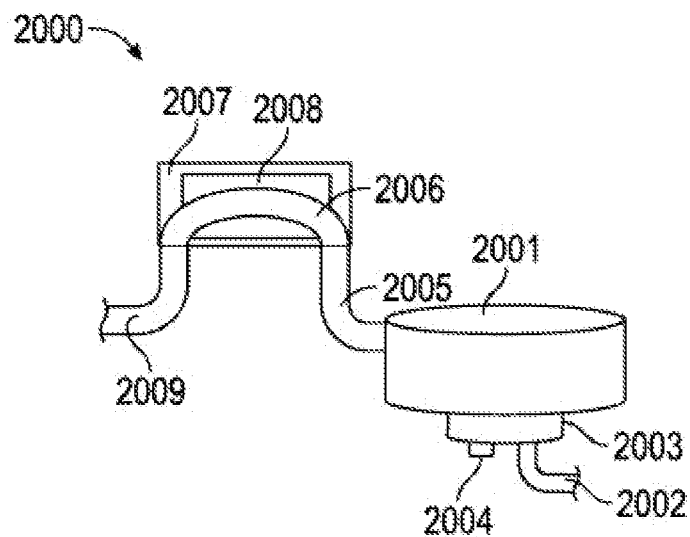


FIG. 20

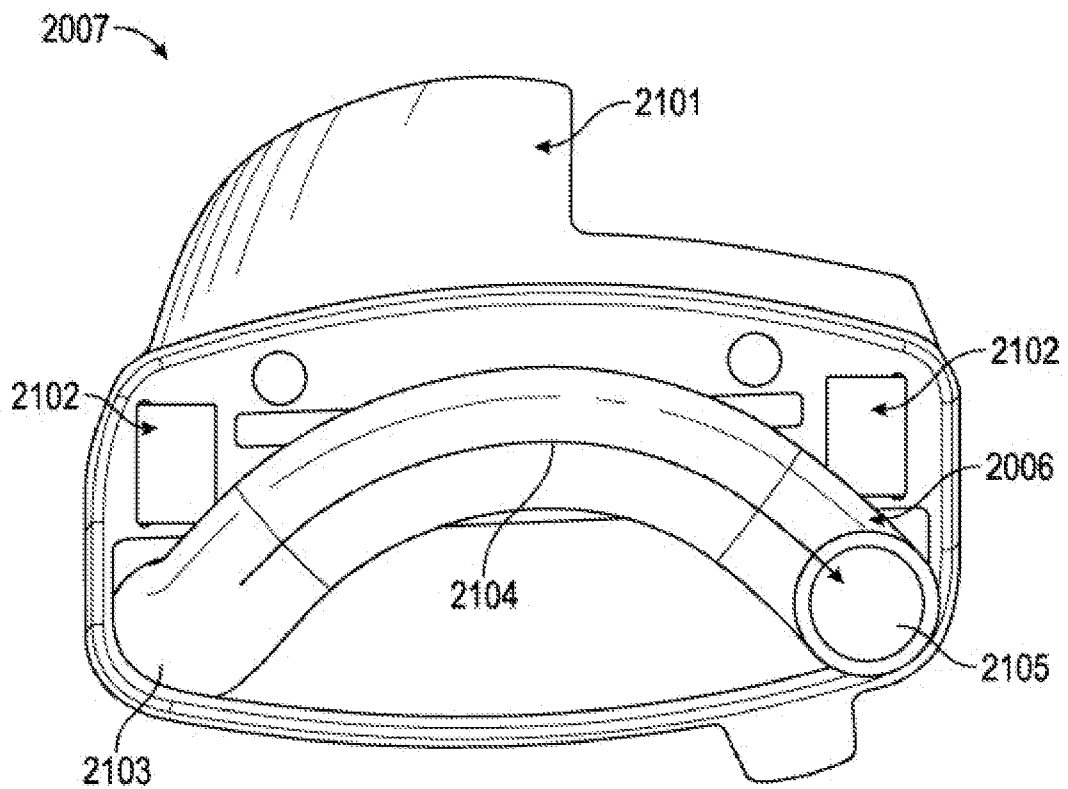


FIG. 21

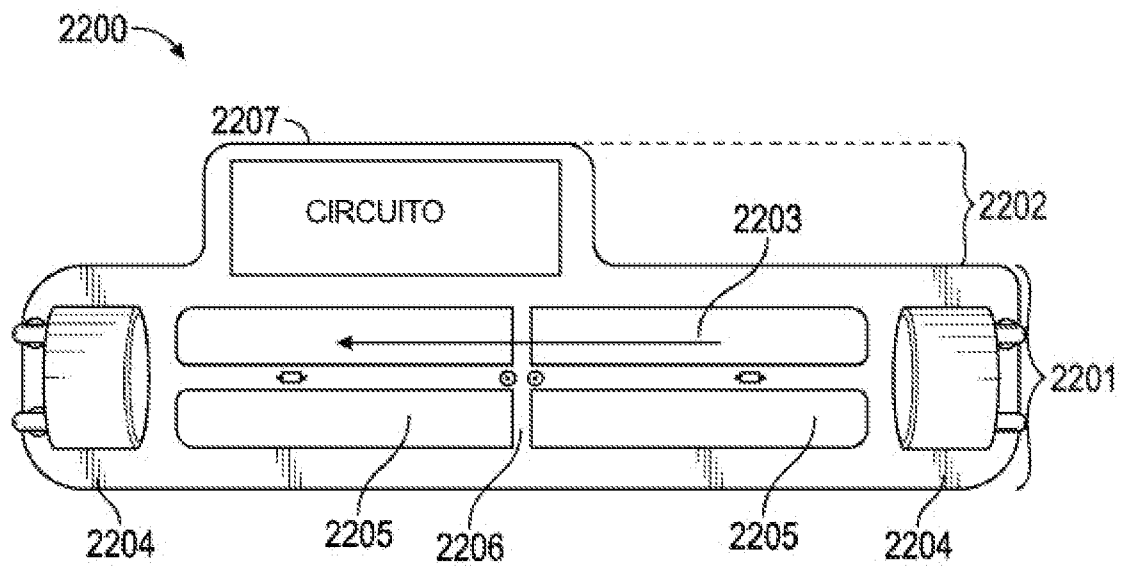


FIG. 22A

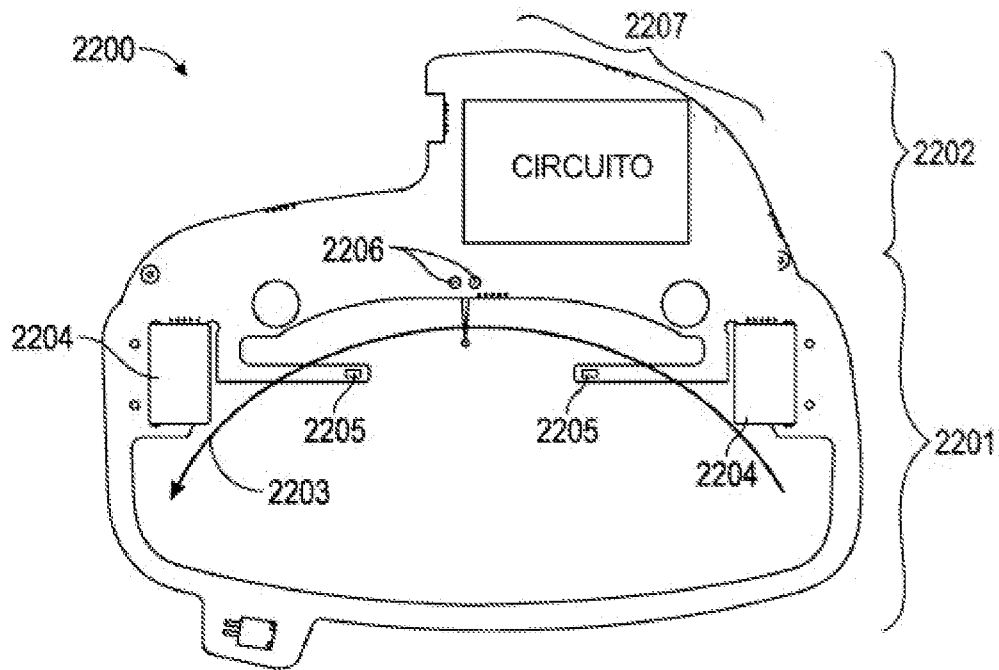


FIG. 22B

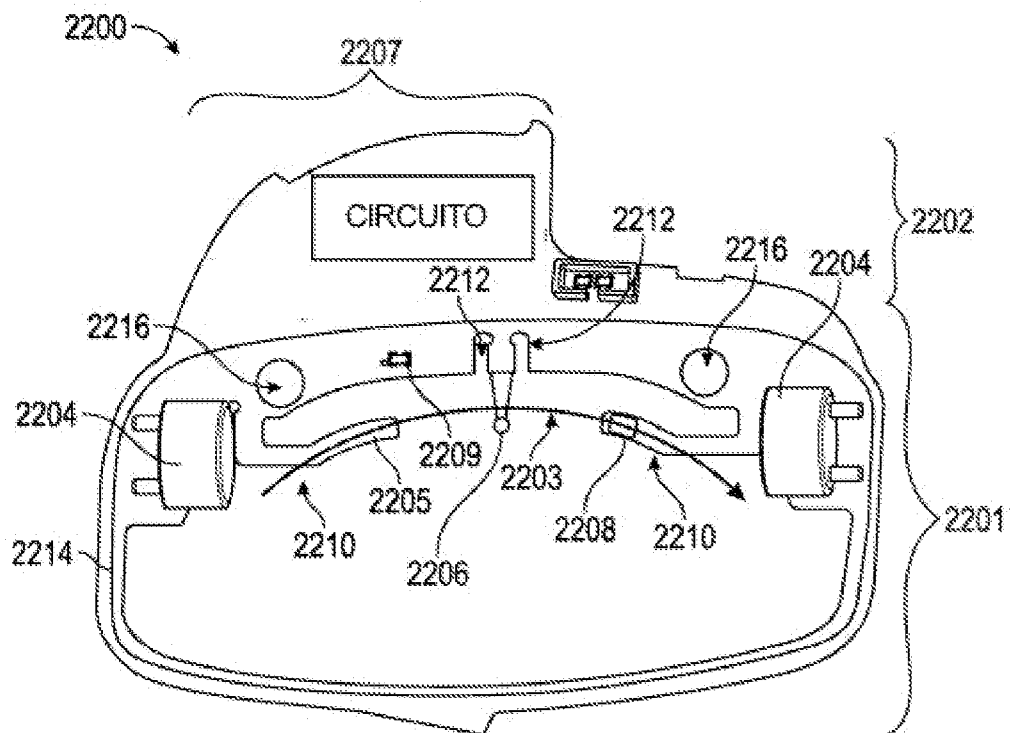


FIG. 22C

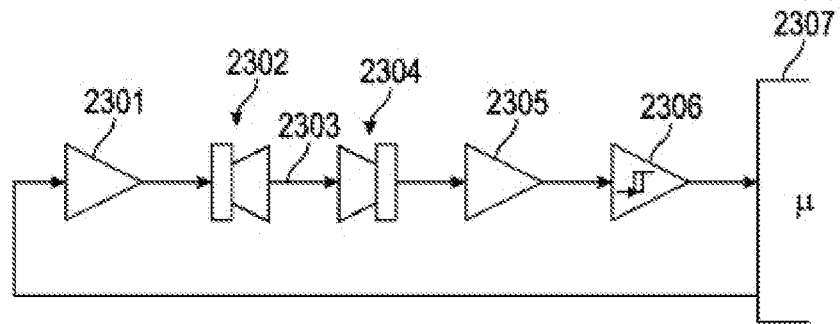


FIG. 23A

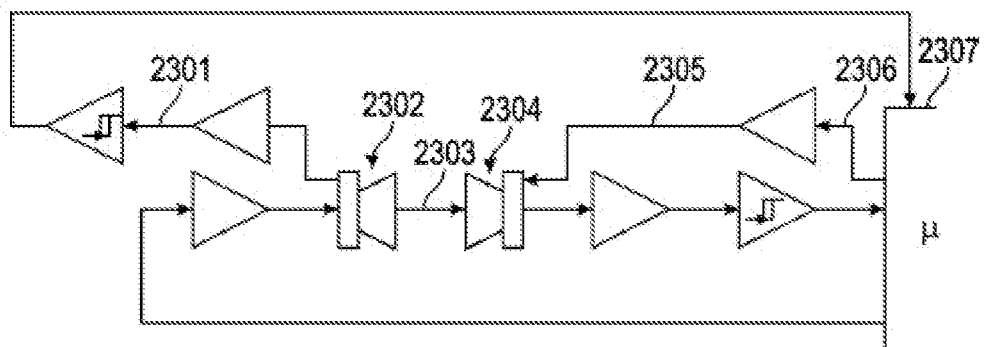


FIG. 23B

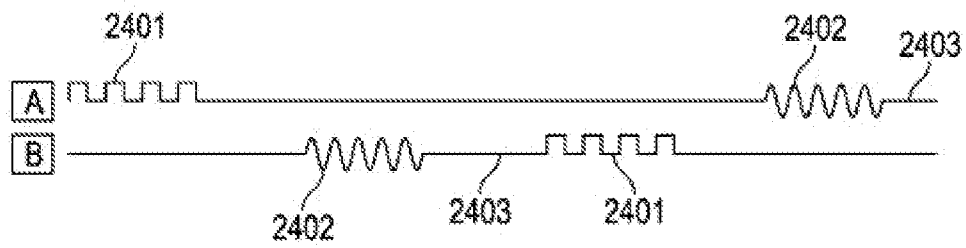


FIG. 24A

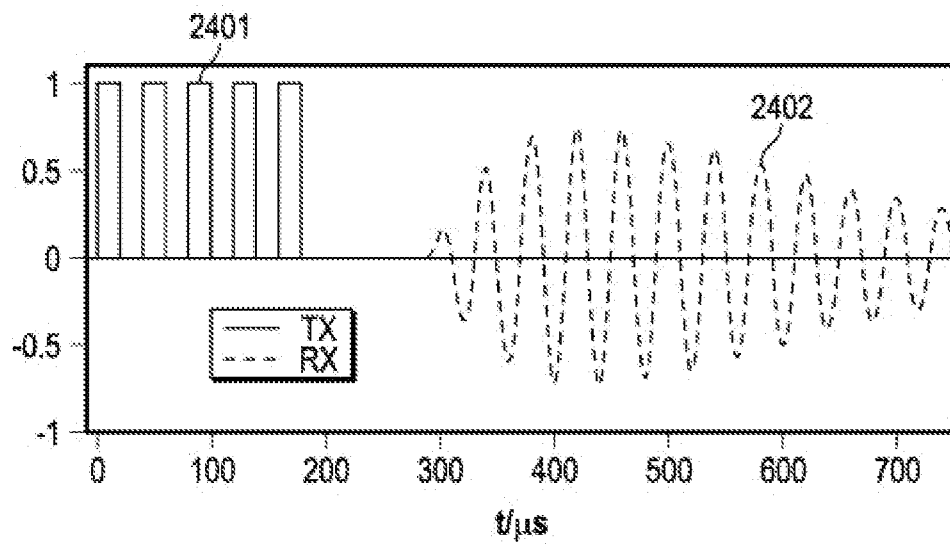


FIG. 24B

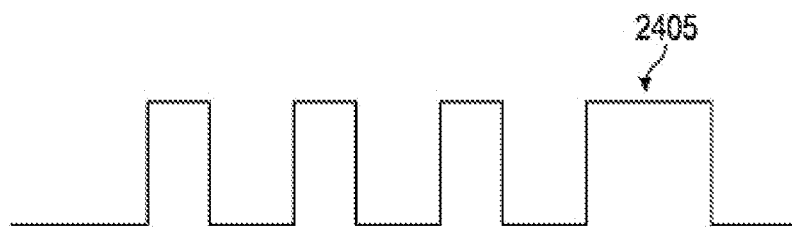


FIG. 24C

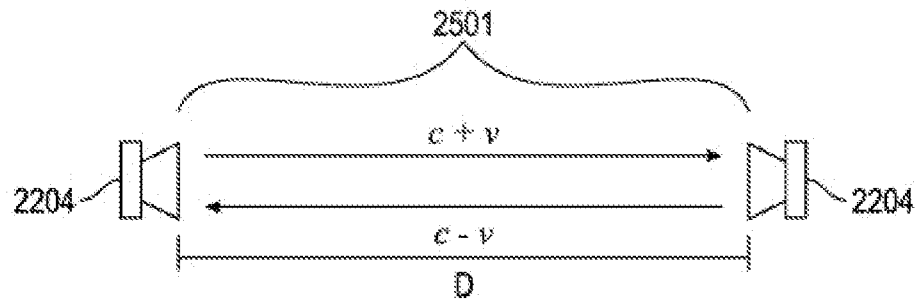


FIG. 25A

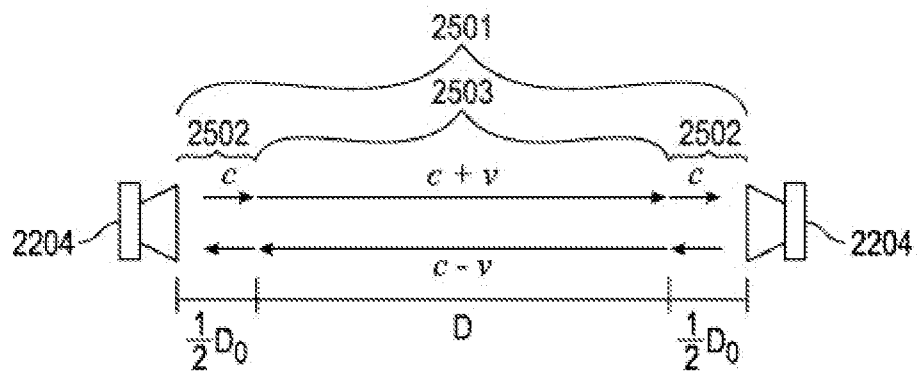


FIG. 25B

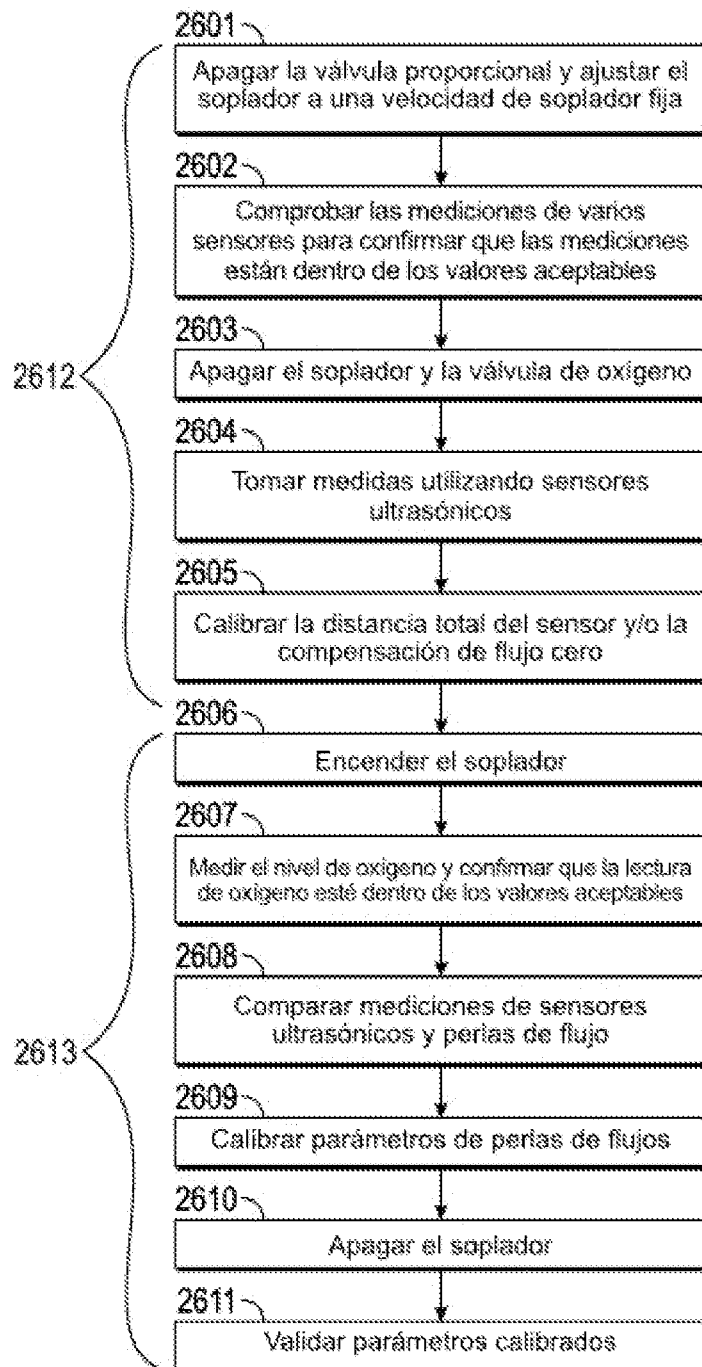


FIG. 26A

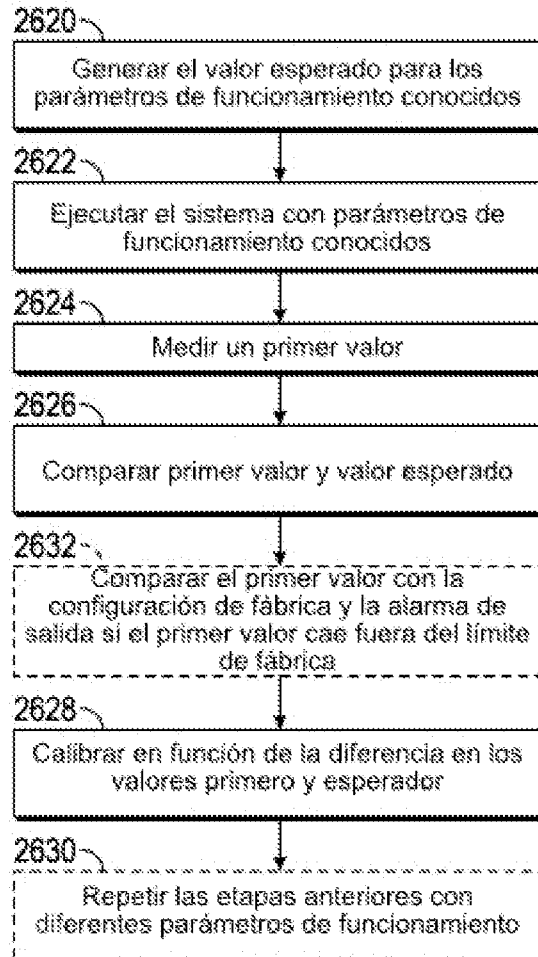


FIG. 26B

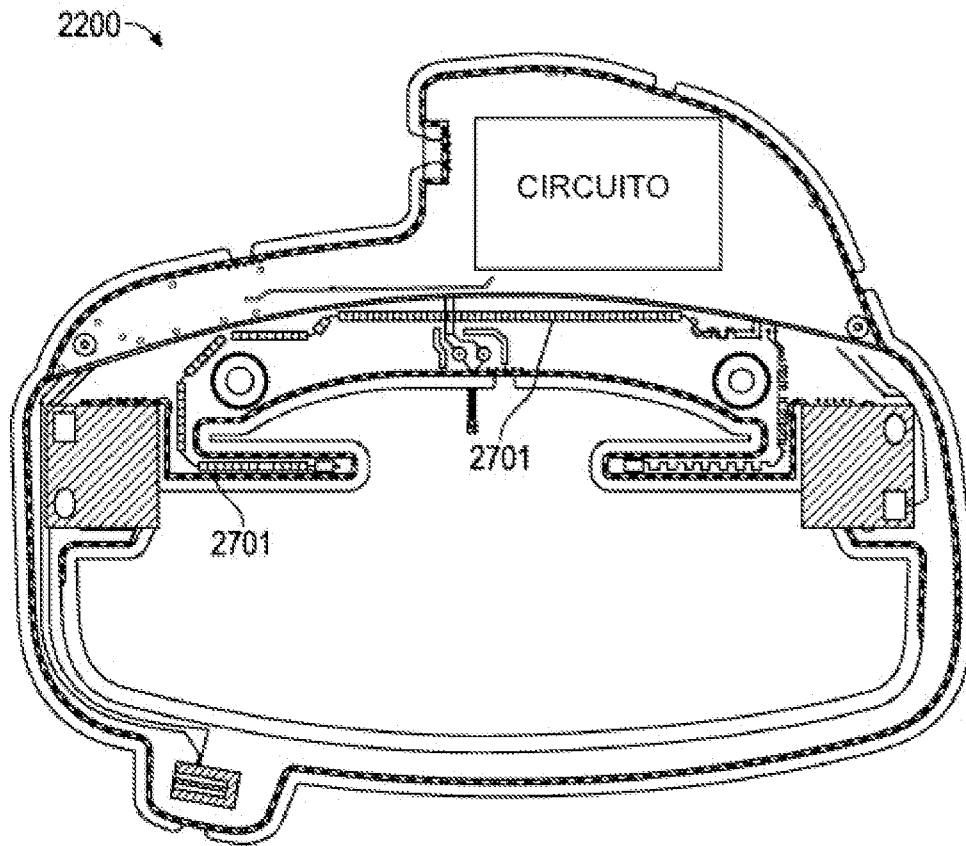


FIG. 27A

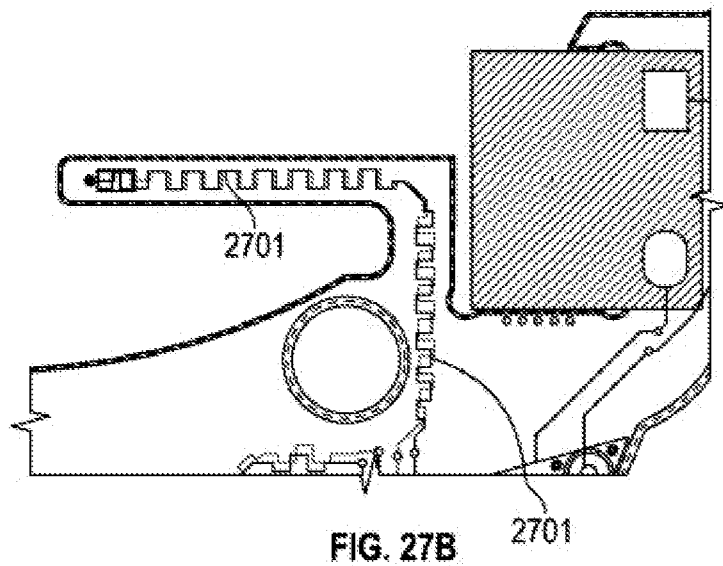


FIG. 27B

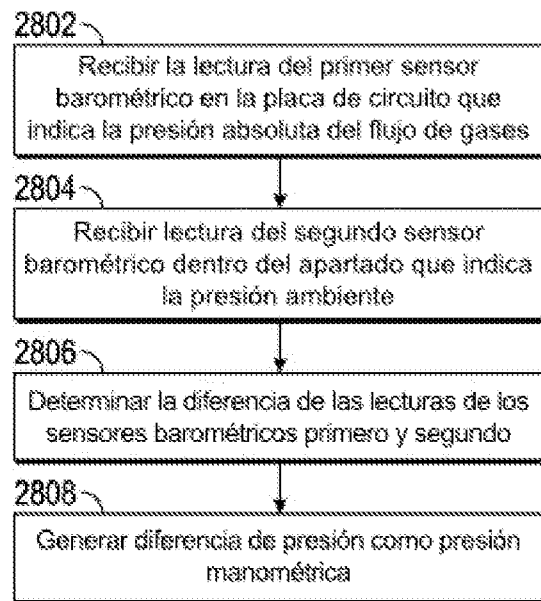


FIG. 28

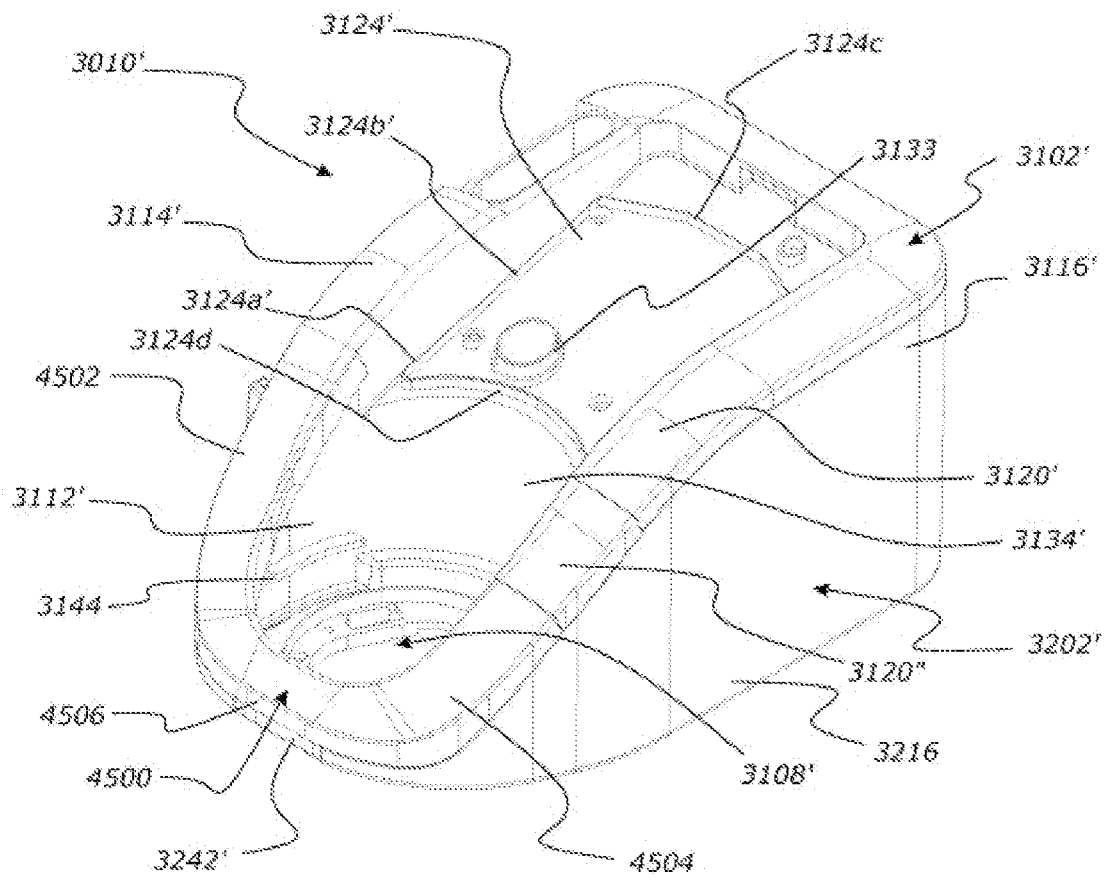


FIG. 29

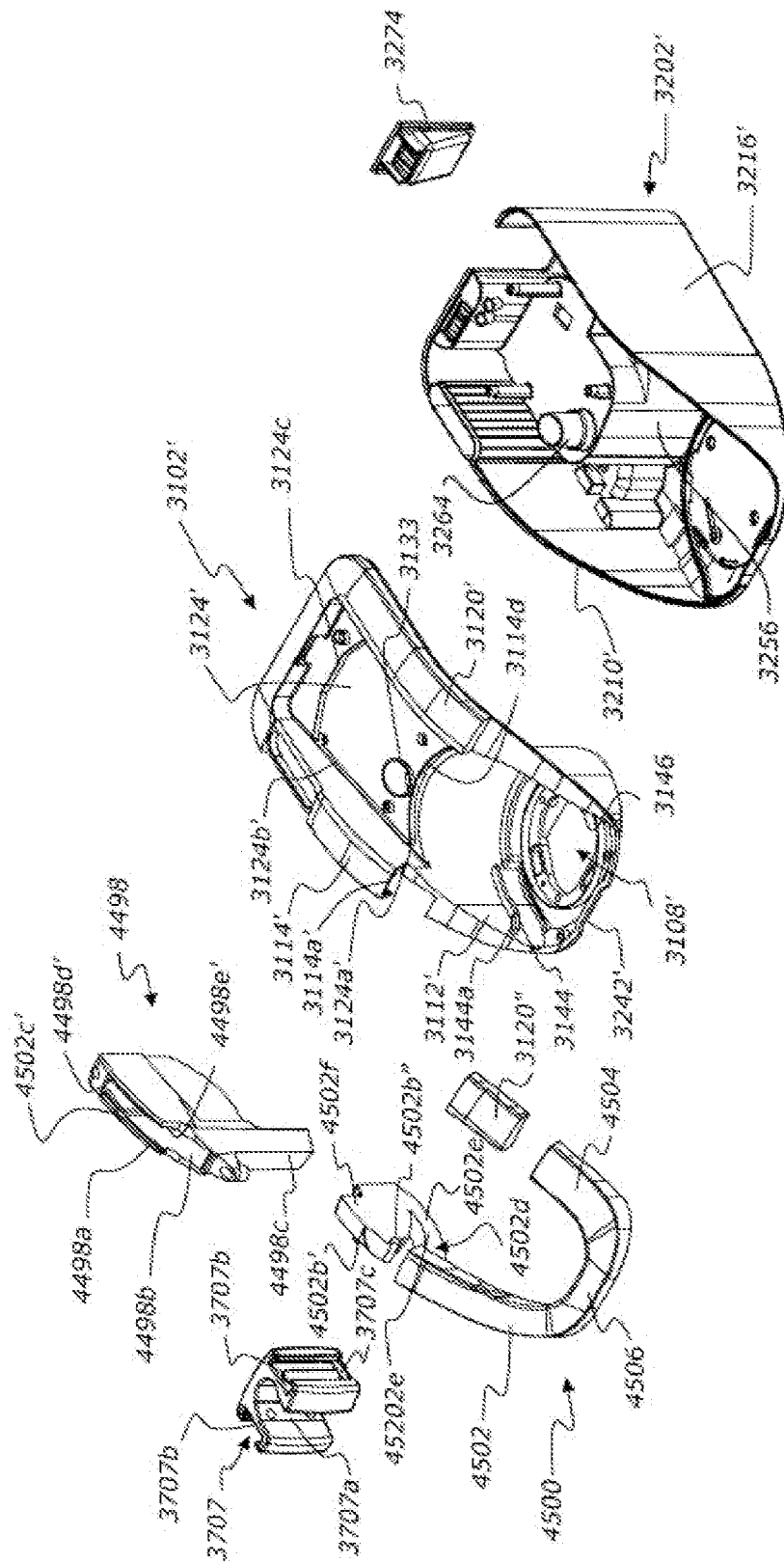
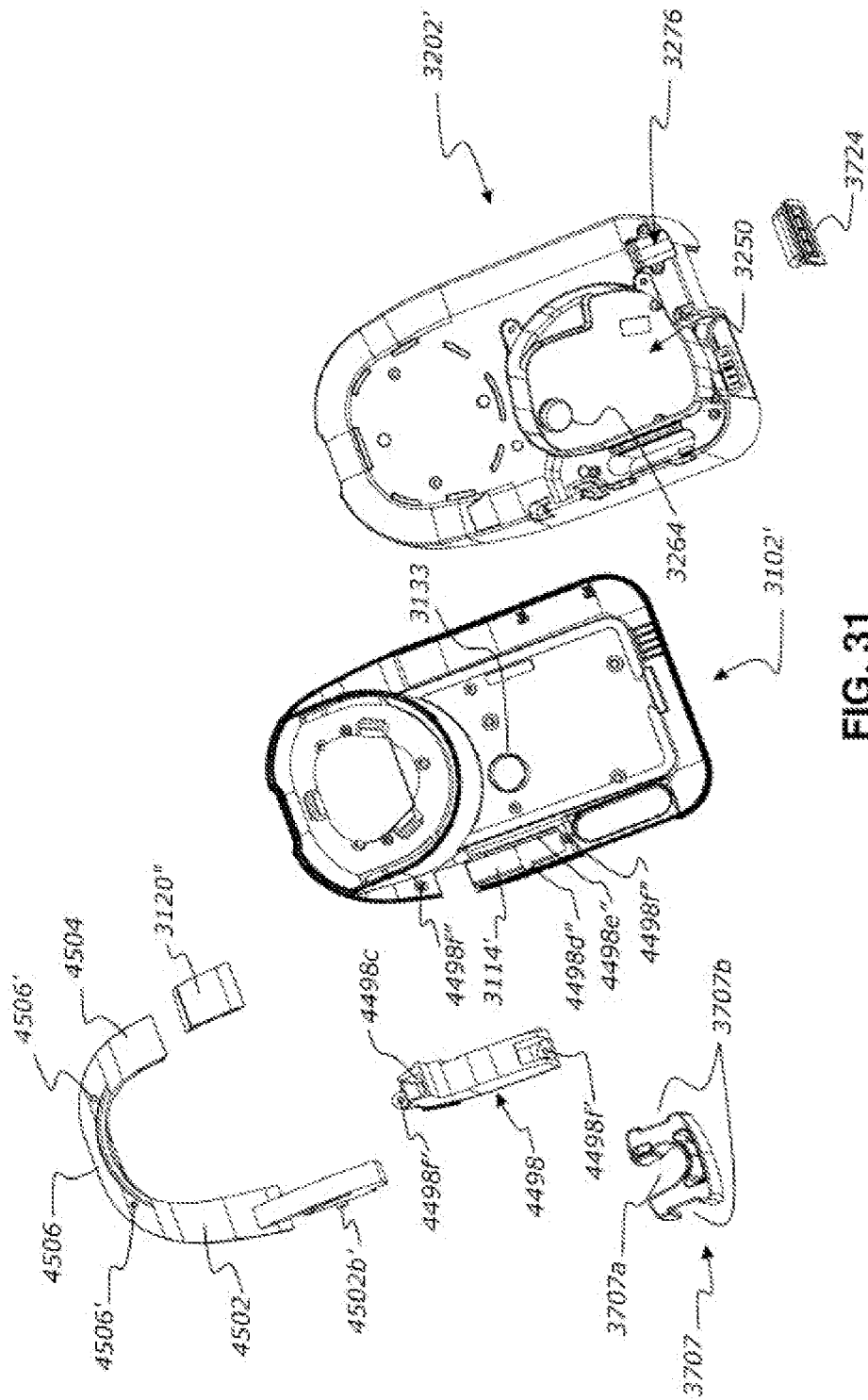


FIG. 30



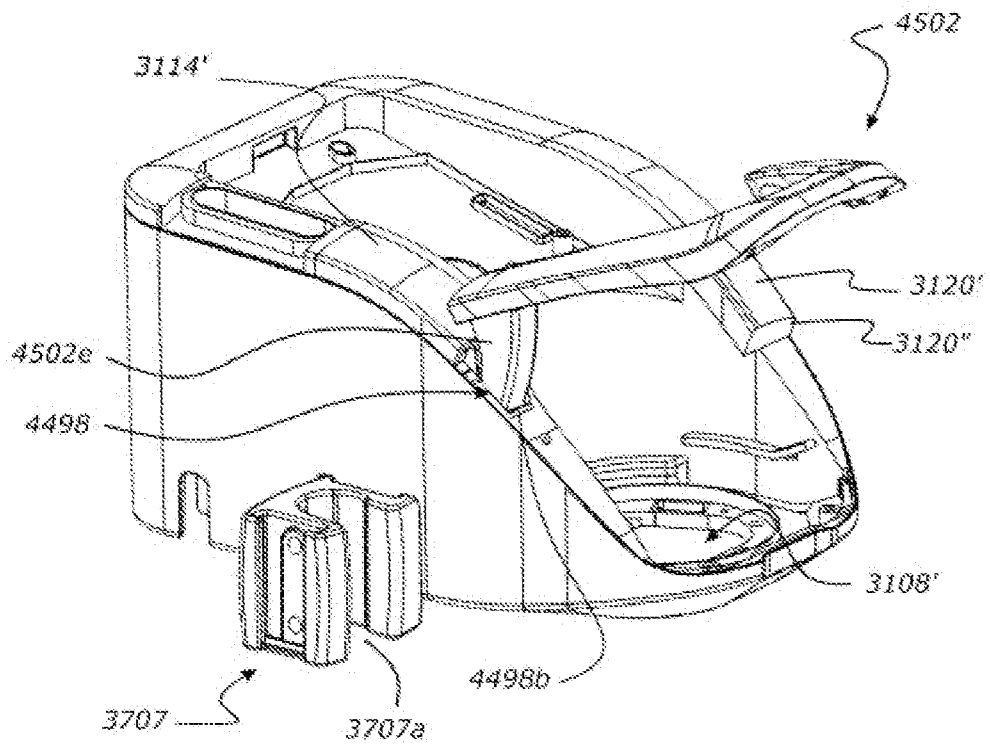


FIG. 32

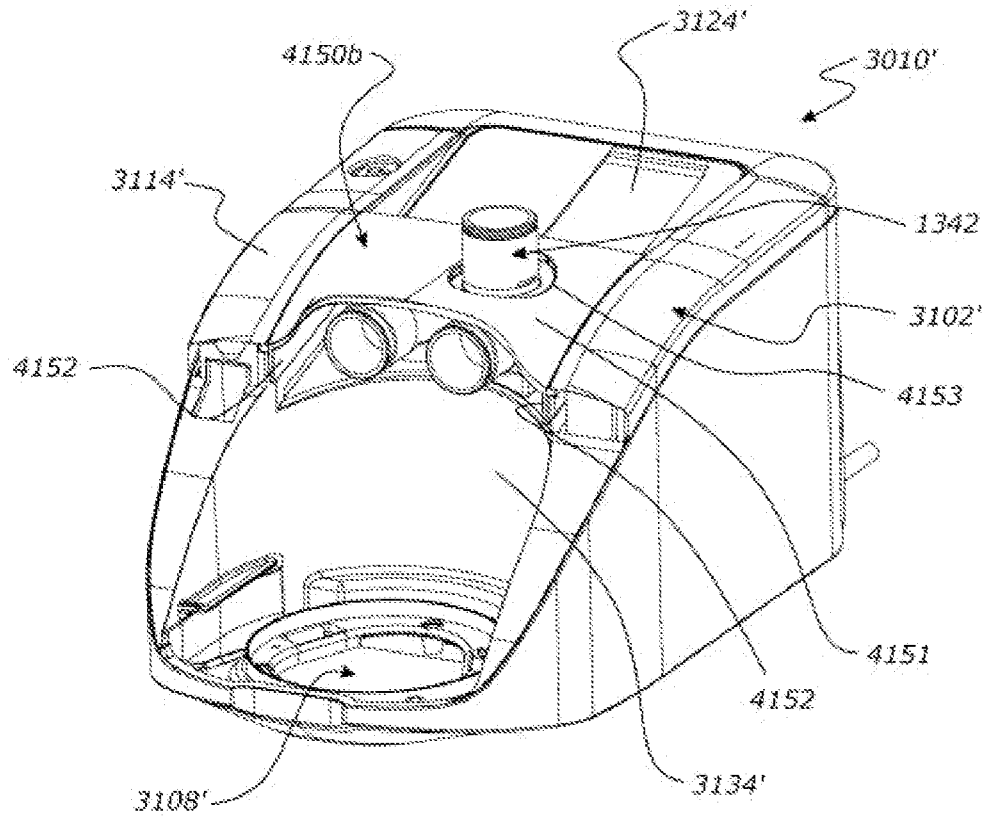


FIG. 33