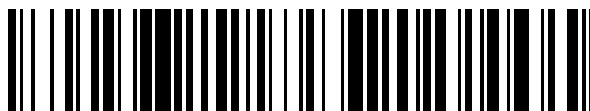


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 739 692**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

A61M 16/12 (2006.01)

B63C 11/02 (2006.01)

G01F 22/02 (2006.01)

A61M 16/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.05.2015 PCT/US2015/030217**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.11.2015 WO15172160**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.05.2015 E 15725461 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.05.2019 EP 3139986**

54 Título: **Sistema para la administración de gas terapéutico**

30 Prioridad:

09.05.2014 US 201461991083 P

09.05.2014 US 201461991028 P

09.05.2014 US 201461991032 P

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

03.02.2020

73 Titular/es:

**INO THERAPEUTICS LLC (100.0%)
Perryville III Corporate Park, 53 Frontage Road,
Third Floor
Hampton, New Jersey 08827-9001, US**

72 Inventor/es:

**ACKER, JARON M.;
FALLIGANT, JOHN C.;
MILSAP, JEFF;
ROEHL, ROBIN;
SCHMIDT, JEFFREY y
TOLMIE, CRAIG R.**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 739 692 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema para la administración de gas terapéutico

5 Campo técnico

Se describen sistemas y métodos para administrar el suministro de un gas de terapia desde una fuente de gas a un sujeto, y en particular para administrar el suministro de gases de terapia inhalados.

10 Antecedentes

Ciertos tratamientos médicos incluyen el uso de gases de terapia que son inhalados por el paciente. Los hospitales a menudo utilizan sistemas de administración de gas para controlar la tasa de administración de gas de terapia al paciente que lo necesita, para verificar que se está utilizando el tipo correcto de gas y en la concentración correcta.
 15 Los sistemas de administración de gas pueden verificar también la información de la dosis, la información del paciente y la administración del gas de terapia.

El documento US 2014/048063 A1 proporciona un sistema de administración de gas que incluye un dispositivo de suministro de gas, un módulo de control y un mecanismo de suministro de gas. Un dispositivo de suministro de gas
 20 ejemplar incluye un conjunto de válvula con una válvula y un circuito que incluye una memoria, un procesador y un transceptor en comunicación con la memoria.

El documento US 2012/080103 A1 proporciona un conjunto de visualización del tiempo restante para indicar el tiempo restante en un depósito de gas presurizado, adaptado para conectarse a un regulador que tiene un regulador
 25 de caudal para seleccionar uno de una pluralidad de configuraciones de caudal.

El documento US 2003/189492 A1 proporciona un sistema de supervisión, alarma y ajuste automático de oxígeno o aire comprimido para advertir a los usuarios de baja presión o falta de suministro y para ajustar automáticamente el
 30 flujo a la tasa óptima de acuerdo con la condición supervisada en tiempo real y las necesidades fisiológicas del usuario.

La Patente de Estados Unidos n.º 7.159.608 proporciona un sistema configurado para cambiar automáticamente entre un suministro en uso de gas comprimido y un suministro de reserva.

35 El documento WO 01/95972 A2 proporciona un método para purgar un sistema de administración de fluidos médicos de fluidos no deseados.

Los sistemas de administración de gas de terapia conocidos pueden incluir un sistema computarizado para rastrear la información del paciente, incluida la información sobre el tipo de terapia con gas, la concentración de gas de
 40 terapia y la información de dosis para un paciente particular. Si bien estos sistemas computarizados pueden comunicarse con otros componentes del sistema de administración de gas de terapia, como la válvula en la fuente de gas que controla el flujo de gas al sistema computarizado y/o el ventilador para su administración al paciente, dicha comunicación no ha incluido la capacidad de determinar la cantidad de tiempo de tratamiento restante antes de que el gas de terapia restante en la fuente de gas caiga por debajo de un mínimo predeterminado o la fuente de
 45 gas se vacíe.

Existe la necesidad de un sistema de administración de gas de terapia que aborde al menos lo anterior.

Sumario

50 Diversas realizaciones se enumeran a continuación. Se entenderá que las realizaciones enumeradas a continuación pueden combinarse no solo como se enumeran, sino en otras combinaciones adecuadas de acuerdo con el alcance de la invención.

55 La presente invención se refiere a un sistema de administración de gas terapéutico, que comprende al menos un subsistema de suministro de gas que comprende, un acoplamiento de fuente de gas configurado para recibir una fuente de gas terapéutico y formar una conexión de flujo de fluido con la fuente de gas terapéutico, una válvula de
 60 fuente de gas adyacente a y en comunicación de fluido con el acoplamiento de la fuente de gas, donde la válvula de la fuente de gas se configura para tener al menos un estado abierto y un estado cerrado, un sensor de presión de gas adyacente y en comunicación de fluido con la válvula de la fuente de gas, donde la válvula de la fuente de gas proporciona una trayectoria de flujo de gas del acoplamiento de la fuente de gas al sensor de presión de gas, y el sensor de presión de gas se configura para medir una presión de gas en el acoplamiento de la fuente de gas al menos cuando la válvula de la fuente de gas está en un estado abierto, para estar en comunicación a través de una
 65 trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico que comprende una CPU, y para comunicar un valor de presión a través de la trayectoria de comunicación al controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y un regulador de flujo de gas terapéutico aguas abajo del sensor de presión

- de gas, la válvula de la fuente de gas y el acoplamiento de la fuente de gas, y en comunicación de fluido con el acoplamiento de la fuente de gas, la válvula de la fuente de gas y el sensor de presión de gas, una o más pantallas configuradas para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con el controlador del sistema de administración de gas terapéutico, donde la CPU del controlador del sistema de administración de gas terapéutico
- 5 se configura para calcular un valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío desde un valor de volumen, un valor de presión comunicado desde el sensor de presión de gas y una tasa de consumo de gas terapéutico promedio calculada por la CPU a partir del valor del caudal de gas comunicado desde el controlador de flujo de gas terapéutico, y donde la pantalla del sistema se configura para mostrar el valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío.
- 10 En una segunda realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera realización puede modificarse para comprender además una fuente de gas terapéutico que tiene un volumen y que contiene un gas terapéutico a una presión inicial dentro del volumen, donde la fuente de gas terapéutico se configura para asociarse operativamente con el acoplamiento de la fuente de gas, y donde el valor de volumen de la fuente de gas terapéutico
- 15 se introduce en el controlador del sistema de administración de gas terapéutico.
- En una tercera realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera y/o segunda realizaciones puede modificarse para que el subsistema de suministro de gas comprenda además un conducto de gas terapéutico que tiene un volumen interior que proporciona una trayectoria de flujo de gas al menos desde el acoplamiento de la
- 20 fuente de gas a la válvula de la fuente de gas, y un sensor de temperatura asociado operativamente con la fuente de gas terapéutico o el conducto de gas terapéutico, donde el sensor de temperatura se configura para medir una temperatura de la fuente de gas terapéutico, del conducto de gas terapéutico, o del gas terapéutico, para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y para comunicar un valor de temperatura a través de la trayectoria de comunicación al controlador del
- 25 sistema de administración de gas terapéutico.
- En una cuarta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la tercera realizaciones puede modificarse para que el subsistema de suministro de gas comprenda además un identificador de la fuente de gas unido a la fuente de gas terapéutico, donde el identificador de la fuente de gas contiene información de al menos
- 30 el volumen de la fuente de gas y la identidad del gas terapéutico suministrado por la fuente de gas terapéutico, y un lector del identificador de la fuente de gas operativamente asociado con el sistema de administración de gas terapéutico, y en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con el controlador del sistema de administración de gas terapéutico, donde el lector del identificador de la fuente de gas se configura para obtener información de identificación del identificador de la fuente de gas cuando la fuente de gas terapéutica se recibe
- 35 adecuadamente por el acoplamiento de la fuente de gas y comunica la información de identificación al controlador del sistema de administración de gas terapéutico.
- En una quinta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la cuarta realizaciones puede modificarse de una manera donde la fuente de gas terapéutico es un cilindro de gas comprimido, y el
- 40 identificador de la fuente de gas se selecciona del grupo que consiste en RFID, un código QR, un código de barras, o combinaciones de los mismos, que se fija a una superficie exterior del cilindro de gas comprimido.
- En una sexta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la quinta realizaciones puede modificarse de una manera donde el subsistema de suministro de gas comprende además un detector de la
- 45 fuente de gas terapéutico asociado operativamente con el acoplamiento de la fuente de gas, donde el detector de la fuente de gas terapéutico se configura para detectar cuándo la fuente de gas terapéutico se recibe adecuadamente por el acoplamiento de la fuente de gas, y comunicar una señal de la presencia de la fuente de gas terapéutico al controlador del sistema de administración de gas terapéutico.
- 50 En una séptima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la sexta realizaciones puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para obtener información de identificación del identificador de la fuente de gas cuando el detector de la fuente de gas terapéutico detecta que la fuente de gas terapéutico se recibe adecuadamente por el acoplamiento de
- 55 la fuente de gas, y comunicar una señal a la válvula de la fuente de gas adyacente al acoplamiento de la fuente de gas para pasar a un estado abierto, y donde el regulador de flujo de gas terapéutico se configura para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con el controlador del sistema de administración de gas terapéutico.
- 60 En una octava realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la séptima realizaciones, puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para obtener un valor de presión de gas comunicado desde el sensor de presión de gas, y un valor del caudal de gas desde un controlador de flujo y calcular un valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío de la fuente de gas terapéutico.
- 65 En una novena realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la octava realizaciones, puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se

configura para calcular el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío de la fuente de gas terapéutico desde al menos el valor de presión de gas, la temperatura de la fuente de gas terapéutico, el volumen de la fuente de gas y una tasa de consumo de gas terapéutico media.

5 En una décima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la novena realizaciones, puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico comprende hardware, software, firmware o una combinación de los mismos configurados para realizar un cálculo del tiempo de funcionamiento hasta el vacío.

10 En una undécima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la décima realizaciones, puede modificarse de una manera donde al menos una de la una o más pantallas es una pantalla de estado que se configura para presentar al menos el valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío.

15 En una duodécima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la undécima realizaciones, puede modificarse de una manera donde al menos una de la una o más pantallas son una pantalla de estado operativamente asociada con al menos un subsistema de suministro de gas que se configura para presentar un gráfico de barras, un gráfico, una visualización numérica de un valor, una alarma visual, información de identificación del identificador de la fuente de gas, o una combinación de los mismos.

20 En una decimotercera realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a duodécima realizaciones, puede modificarse de una manera donde al menos una pantalla de estado operativamente asociada con al menos un subsistema de suministro de gas se configura para proporcionar una interfaz de usuario que se configura para proporcionar control del sistema de administración de gas terapéutico.

25 En una decimocuarta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimotercera realizaciones, puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para incluir un valor de presión de gas residual en el cálculo del valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío de la fuente de gas terapéutico.

30 En una decimoquinta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimocuarta realizaciones, puede modificarse de una manera donde el subsistema de suministro de gas comprende además una válvula del subsistema de suministro de gas entre y en comunicación de fluido con la válvula de la fuente de gas y el regulador de flujo de gas terapéutico, donde la válvula del subsistema de suministro de gas se configura para mantener el gas terapéutico a presión entre la válvula del subsistema de suministro de gas y el regulador de flujo de gas terapéutico.

35 En una decimosexta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimoquinta realizaciones, puede modificarse de una manera donde la válvula del subsistema de suministro de gas es una válvula de retención activada mecánicamente configurada para abrirse por un cilindro que se recibe, donde la válvula del subsistema de suministro de gas evita la liberación repentina de presión y evita que entre aire/O₂ entre la válvula del subsistema de suministro de gas y el regulador de flujo de gas terapéutico.

40 En una decimoséptima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimosexta realizaciones, puede modificarse de una manera donde el sistema de administración de gas terapéutico comprende dos o más subsistemas de suministro de gas, donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para calcular el valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío cada fuente de gas terapéutico en cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas, y donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico comunica una señal a la válvula del subsistema de suministro de gas para la fuente de gas terapéutico calculada para tener el valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío más corto para pasar a un estado abierto.

45 En una decimoctava realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimoséptima realizaciones, puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico comprende además dos o más controladores de los subsistemas, donde cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas comprende un controlador del subsistema, y donde cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas se configura para controlarse por los dos o más controladores de los subsistemas.

50 En una decimonovena realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimoctava realizaciones, puede modificarse de una manera donde cada uno de los dos o más controladores de los subsistemas se configura para operar los dos o más subsistemas de suministro de gas para continuar suministrando el gas terapéutico si otro de los dos o más controladores de los subsistemas falla.

55 En una vigésima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a decimonovena realizaciones, puede modificarse de una manera que comprende además un sistema de administración primario, que comprende además una primera válvula de cierre primaria, donde la primera válvula de cierre primaria está aguas abajo de los dos o más subsistemas de suministro de gas, y en comunicación de fluido con los reguladores de flujo

de gas terapéutico y los sensores de presión de gas de los dos o más subsistemas de suministro de gas, una primera válvula de control de flujo alto primaria, donde la primera válvula de control de flujo alto primaria se encuentra aguas abajo de y en comunicación de fluido con la primera válvula de cierre primaria, un primer sensor de flujo de administración primario, donde el primer sensor de flujo de administración primario está aguas abajo y en comunicación de fluido con la primera válvula de control de flujo alto primaria, y un primer sensor de flujo de confirmación primario, donde el primer sensor de flujo de confirmación primario está aguas abajo de y en comunicación de fluido con el primer sensor de flujo de administración primario.

En una vigésima primera realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la vigésima realizaciones, puede modificarse de una manera donde el sistema de administración primario comprende además una segunda válvula de cierre primaria, donde la segunda válvula de cierre primaria está aguas abajo de los dos o más subsistemas de suministro de gas, y en comunicación de fluido con los reguladores de flujo de gas terapéutico y los sensores de presión de gas de los dos o más subsistemas de suministro de gas, una segunda válvula de control de flujo alto primaria, donde la segunda válvula de control de flujo alto primaria está aguas abajo de y en comunicación de fluido con la segunda válvula de cierre primaria, un segundo sensor de flujo de administración primario, donde el segundo sensor de flujo de administración primario está aguas abajo de y en comunicación de fluido con la segunda válvula de control de flujo alto primaria, y un segundo sensor de flujo de confirmación primario, donde el segundo sensor de flujo de confirmación primario se encuentra aguas abajo de y en comunicación de fluido con el segundo sensor de flujo de administración primario.

En una vigésima segunda realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la vigésima primera realizaciones, puede modificarse de una manera donde el primer sensor de flujo de administración primario y el primer sensor de flujo de confirmación primario se configuran para medir un caudal de gas al menos cuando la primera válvula de cierre primaria y la primera válvula de control de flujo alto primaria están en un estado abierto, para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y para comunicar un valor del caudal de gas a través de la trayectoria de comunicación al controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para comparar el valor del caudal de gas del primer sensor de flujo de administración primario con el valor del caudal de gas del primer sensor de flujo de confirmación primario, y determinar la diferencia entre los dos valores del caudal de gas.

En una vigésima tercera realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la vigésima segunda realizaciones, puede modificarse de una manera donde el sistema de administración primario se configura para proporcionar gas terapéutico a un caudal controlado a un módulo inyector para la mezcla de corriente salvaje con una corriente de flujo de aire/O₂ procedente de un respirador.

En una vigésima cuarta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la vigésima tercera realizaciones puede modificarse de una manera donde la primera válvula de control de flujo alto primaria, el primer sensor de flujo de administración primario y el primer sensor de flujo de confirmación primario se configuran para proporcionar un circuito de control de retroalimentación para ajustar el caudal del gas terapéutico al módulo inyector.

En una vigésima quinta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la vigésima cuarta realizaciones, puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para ajustar la primera válvula de control de flujo alto primaria en respuesta a un valor recibido desde el primer sensor de flujo de administración primario para ajustar el caudal de un gas terapéutico a un valor deseado.

Otro aspecto se refiere a un dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado.

Una primera realización del dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado comprende un canal de control de flujo en comunicación de fluido con un suministro de gas terapéutico, donde el canal de control de flujo comprende al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario, donde la al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario se configura para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y al menos un sensor de flujo del subsistema secundario, donde al menos un sensor de flujo del subsistema secundario está en comunicación de fluido con la al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario, y el al menos un sensor de flujo del subsistema secundario se configura para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico, una o más entradas configuradas para conectarse a un suministro de gas, uno o más sensores de flujo de entrada en comunicación de fluido con al menos una de la una o más entradas, una unión de mezcla en comunicación de fluido con el uno o más sensores de flujo de entrada, y la unión de mezcla se conecta a y está en comunicación de fluido con el canal de control de flujo, y un controlador del sistema de administración de gas terapéutico configurado para estar en comunicación eléctrica con al menos la válvula de control de flujo del subsistema secundario y el al menos un sensor de flujo del subsistema secundario para formar un circuito de retroalimentación, y configurado para recibir un valor de flujo de al menos un sensor de flujo de entrada y calcular un caudal de gas terapéutico a través de al menos un sensor de flujo del subsistema

secundario para proporcionar una dosis prevista de gas terapéutico que sale de la unión de mezcla.

5 En una segunda realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera realización puede modificarse de una manera donde la al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario y el al menos un sensor de flujo del subsistema secundario se disponen en serie a lo largo del canal de control de flujo.

10 En una tercera realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera y/o segunda realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además una válvula de cierre del subsistema secundario en comunicación de fluido con el canal de control de flujo, y donde la válvula de cierre del subsistema secundario se configura para tener al menos un estado abierto y un estado cerrado, y para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico.

15 En una cuarta realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la tercera realizaciones puede modificarse de una manera donde hay dos o más sensores de flujo de entrada en comunicación de fluido con al menos una de la una o más entradas, y el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para recibir un valor de flujo de al menos dos de los dos o más sensores de flujo de entrada y comparar los dos valores para determinar si los dos o más sensores de flujo de entrada proporcionan el mismo valor de flujo.

20 En una quinta realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la cuarta realizaciones se puede modificar de una manera donde hay dos o más sensores de flujo del subsistema secundario en comunicación de fluido con la al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario, y el controlador del sistema de administración de gas se configura para recibir un valor de flujo de al menos dos de los dos o más sensores de flujo del subsistema secundario, y comparar los dos valores para determinar si los dos o más sensores de flujo del subsistema secundario están proporcionando aproximadamente el mismo valor de flujo.

30 En una sexta realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la quinta realizaciones puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para generar una señal de alarma si los valores de flujo de los dos de los dos o más sensores de flujo del subsistema no son aproximadamente los mismos.

35 En una séptima realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la sexta realizaciones puede modificarse de una manera donde los dos o más sensores de flujo de entrada se disponen en serie entre sí.

40 En una octava realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la séptima realizaciones puede modificarse de una manera que comprenda además un sensor de presión de salida en comunicación de fluido con la unión de mezcla, y configurarse para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con el controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y el sensor de presión de salida comunica los valores de presión al controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para detectar las fluctuaciones de presión en el sensor de presión de salida.

45 En una novena realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la octava realizaciones puede modificarse de una manera que comprenda además una válvula de regulación de flujo entre y en comunicación de fluido con el canal de control de flujo y la unión de mezcla, donde la válvula de regulación de flujo se configura para dirigir un flujo de gas terapéutico a la unión de mezcla o a una salida.

50 En una décima realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la novena realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además una válvula de sobrepresión en comunicación de fluido con uno o más sensores de flujo de entrada y un orificio de ventilación externo, donde la válvula de sobrepresión se configura para abrirse a una presión predeterminada para evitar los picos de presión de una o más entradas en uno o más sensores de flujo de entrada.

55 En una undécima realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado de la primera a la décima realizaciones puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para recibir una señal que indica un fallo de otro canal de control de flujo y comunica una señal a la válvula de cierre del subsistema secundario para pasar de un estado cerrado a un estado abierto.

60 Otro aspecto se refiere a una primera realización de un sistema de administración de gas terapéutico, que comprende al menos un subsistema de suministro de gas, al menos un subsistema de administración de gas primario que comprende al menos un canal de control de flujo primario, al menos un subsistema de administración de gas secundario que comprende al menos un canal de control de flujo secundario que comprende un sensor de flujo del subsistema secundario, donde el sensor de flujo del subsistema secundario está en comunicación de fluido con la válvula de control de flujo del subsistema secundario, y donde el sensor de flujo del subsistema secundario se configura para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de

administración de gas terapéutico y una válvula de control de flujo del subsistema secundario, donde la válvula de control de flujo del subsistema secundario está en comunicación de fluido con la válvula de cierre del subsistema secundario, y la válvula de cierre del subsistema secundario y la válvula de control de flujo del subsistema secundario se disponen en serie, y un controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para estar en comunicación eléctrica con al menos la válvula de control de flujo del subsistema secundario y el sensor de flujo del subsistema secundario para formar un circuito de retroalimentación.

En una segunda realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera realización puede modificarse de una manera donde al menos un subsistema de administración de gas primario se controle por un controlador del subsistema de administración de gas primario, y el al menos un subsistema de administración de gas secundario se controle por separado por un controlador del subsistema de administración de gas secundario.

En una tercera realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera y/o segunda realizaciones puede modificarse de una manera donde el subsistema de administración de gas secundario comprende una válvula de cierre del subsistema secundario, donde la válvula de cierre del subsistema secundario está en comunicación de fluido con el suministro de gas terapéutico y la válvula de control de flujo del subsistema secundario, y se configura para tener al menos un estado abierto y un estado cerrado; y el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para recibir una señal de fallo de al menos un subsistema de administración de gas primario, y comunicar una señal a la válvula de cierre del subsistema secundario para pasar de un estado cerrado a un estado abierto si una señal de fallo se recibe.

En una cuarta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la tercera realizaciones puede modificarse de una manera donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico comprende un controlador del sistema de administración de gas primario y un controlador del sistema de administración de gas secundario, y el controlador del sistema de administración de gas secundario se configura para comunicar una señal a la válvula de cierre del subsistema secundario para pasar de un estado cerrado a un estado abierto para evitar la interrupción del flujo de gas terapéutico desde el suministro de gas terapéutico a un paciente sin la entrada de un usuario si se detecta un fallo del controlador del sistema de administración de gas primario.

En una quinta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la cuarta realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además una salida en comunicación de fluido con al menos un subsistema de administración de gas primario y el al menos un subsistema de administración de gas secundario, donde el al menos un subsistema de administración de gas secundario se configura para suministrar un gas terapéutico a la salida en caso de un fallo del al menos un subsistema de administración de gas primario.

En una sexta realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la quinta realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además un circuito de respiración que comprende un módulo inyector, donde el módulo inyector se configura para estar en comunicación de fluido con un respirador y la salida y el subsistema de administración de gas secundario se configura para suministrar un gas terapéutico al módulo inyector a la dosis del subsistema de administración de gas primario para evitar cambios repentinos en la dosis de gas terapéutico.

En una séptima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la sexta realizaciones puede modificarse de una manera donde el al menos un subsistema de administración de gas primario y el al menos un subsistema de administración de gas secundario se configuran para proporcionar un flujo de gas terapéutico en paralelo.

En una octava realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la séptima realizaciones puede modificarse de una manera donde al menos un subsistema de administración de gas secundario comprende además una válvula de regulación de flujo entre y en comunicación de fluido con el canal de control de flujo secundario y una unión de mezcla, donde la válvula de regulación de flujo se configura para dirigir un flujo de gas terapéutico a una salida de baja presión simultáneamente con el flujo del gas terapéutico a la salida del subsistema de administración de gas primario.

En una novena realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la octava realizaciones puede modificarse de una manera donde la válvula de regulación de flujo se configura para dirigir automáticamente un flujo de gas terapéutico a la salida del sistema de administración de gas primario en el caso de que el sistema de administración de gas primario falle.

En una décima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la novena realizaciones puede modificarse de una manera que comprenda además al menos una pantalla, donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico se configura para proporcionar una alarma en la al menos una pantalla para alertar a un usuario del fallo.

En una undécima realización, el sistema de administración de gas terapéutico de la primera a la décima realizaciones puede modificarse de una manera donde el sistema de administración de gas terapéutico se configura

para proporcionar una dosis regulada de gas terapéutico a la salida utilizando solo un subsistema de suministro de gas en funcionamiento y solo un canal de control de flujo en funcionamiento.

Otro aspecto se refiere a otra realización de un dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado, que comprende un canal de control de flujo en comunicación de fluido con un suministro de gas terapéutico, donde el canal de control de flujo comprende al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario, donde al menos una válvula de control de flujo se configura para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico, y al menos dos sensores de flujo del subsistema secundario, donde los al menos dos sensores de flujo del subsistema secundario están en comunicación de fluido con al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario y los al menos dos sensores de flujo del subsistema secundario se configuran para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico, donde la al menos una válvula de control de flujo del subsistema secundario y los al menos dos sensores de flujo del subsistema secundario se disponen en serie a lo largo del canal de control de flujo, una o más entradas de baja presión configuradas para conectarse a un suministro de gas, que comprende O₂ y/o aire de una fuente de pared y/o cilindro presurizado, dos o más sensores de flujo de entrada en comunicación de fluido con al menos una de la una o más entradas de baja presión, donde los dos o más sensores de flujo de entrada se disponen en serie entre sí, una unión de mezcla en comunicación de fluido con los dos o más sensores de flujo de entrada, y la unión de mezcla está conectada y en comunicación de fluido con el canal de control de flujo, y un controlador del sistema de administración de gas terapéutico que comprende hardware, software, firmware o una combinación de los mismos, configurado para estar en comunicación eléctrica con al menos la válvula de control de flujo del subsistema secundario y al menos uno de los dos o más sensores de flujo del subsistema secundario para formar un circuito de retroalimentación, y configurado para recibir un valor de flujo de al menos uno de los dos o más sensores de flujo de entrada y calcular un caudal de gas terapéutico a través de los dos o más sensores de flujo del subsistema secundario para proporcionar una dosis prevista de gas terapéutico que sale de un tercer tramo de la unión de mezcla.

En una segunda realización, el dispositivo de mezcla de gases electrónicamente controlado puede modificarse de una manera donde un suministro de gas externo está en comunicación de fluido con una o más de las entradas y proporciona un flujo de aire y/u oxígeno (O₂) a los dos o más sensores de flujo en comunicación de fluido con una o más entradas.

Otro aspecto se refiere a un método para confirmar el correcto funcionamiento de un sistema de administración de gas terapéutico.

Una primera realización se refiere a un método para confirmar el correcto funcionamiento de un sistema de administración de gas terapéutico, que comprende presurizar un subsistema de suministro de gas al menos entre una válvula de conexión de la fuente de gas y una válvula de cierre cerrada a una presión por encima de la presión atmosférica, supervisar la presión entre la válvula de conexión de la fuente de gas y la válvula de cierre cerrada con un sensor de presión de gas, y presentar una alarma si la presión entre la válvula de conexión de la fuente de gas y la válvula de cierre cerrada disminuye durante el período de tiempo predeterminado.

En una segunda realización, el método para confirmar el funcionamiento adecuado de un sistema de administración de gas terapéutico de la primera realización puede modificarse de una manera que comprenda además unir una fuente de gas terapéutico a un acoplamiento de la fuente de gas, y abrir una válvula de purga en comunicación de fluido con la válvula de conexión de la fuente de gas, y entre la válvula de cierre cerrada y la de conexión de la fuente de gas para limpiar el gas dentro del subsistema de suministro de gas con el gas de la fuente de gas terapéutico acoplada.

En una tercera realización, el método para confirmar el funcionamiento adecuado de un sistema de administración de gas terapéutico de la primera y/o segunda realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además acoplar una fuente de gas terapéutico a un acoplamiento de la fuente de gas, y abrir la válvula de cierre para suministrar un flujo de gas terapéutico desde el subsistema de suministro de gas a al menos uno de los uno o más canales de control de flujo que comprenden al menos una válvula de cierre, al menos un sensor de flujo de suministro y al menos un sensor de flujo de confirmación para purgar el subsistema de suministro de gas y al menos uno de los uno o más canales de control de flujo.

En una cuarta realización, el método de la primera a la tercera realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además leer un identificador de la fuente de gas unido a la fuente de gas terapéutico con un lector del identificador de la fuente de gas, donde el identificador de la fuente de gas contiene información de al menos la identidad, fecha de caducidad y concentración del gas terapéutico suministrado por la fuente de gas terapéutico.

En una quinta realización, el método de la primera a la cuarta realizaciones se puede modificar de una manera que incluya además abrir selectivamente la válvula de cierre para uno de los uno o más canales de control de flujo, mientras que la válvula de cierre para cada uno de los otros el uno o más canales de control de flujo permanece cerrada; y medir el caudal de gas a través del al menos un sensor de flujo de suministro, y el al menos un sensor de flujo de confirmación de un canal de control de flujo.

5 En una sexta realización, el método de la primera a la quinta realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además abrir secuencialmente la válvula de cierre para cada uno del uno o el otro canal de control de flujo abriendo selectivamente la válvula de cierre para el siguiente canal de control de flujo, y cerrar la válvula de cierre del canal de control de flujo anterior.

10 En una séptima realización, el método de la primera a la sexta realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además comparar el caudal de gas a través de al menos un sensor de flujo de suministro con el caudal de gas a través de al menos un sensor de flujo de confirmación de un canal de control de flujo; y presentar una alarma si hay una discrepancia entre el caudal de gas a través de al menos un sensor de flujo de suministro y el caudal de gas a través de al menos un sensor de flujo de confirmación.

15 Otro aspecto se refiere a un método para confirmar el funcionamiento correcto del subsistema de suministro de gas y la operación del módulo inyector.

20 Una primera realización se refiere a un método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas, que comprende recibir un módulo inyector en un puerto de salida, proporcionar un flujo de gas de respiración en un puerto de entrada a un caudal de gas de respiración, donde el puerto de entrada está en comunicación de fluido con el puerto de salida, medir el caudal del gas de respiración desde el suministro de gas en un sensor de flujo de suministro y en un sensor de flujo de confirmación, donde el sensor de flujo de suministro y el sensor de flujo de confirmación están en comunicación de fluido con el puerto de entrada y el puerto de salida, medir el caudal de gas de respiración del suministro de gas en un sensor de flujo de suministro del módulo inyector y en un sensor de flujo de confirmación del módulo inyector, donde el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector están en comunicación de fluido con el puerto de salida, y
25 determinar si uno de los caudales de gas de respiración medidos en el sensor de flujo de confirmación, el sensor de flujo de suministro, el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector o el sensor de flujo de suministro del módulo inyector difieren de los otros caudales medidos del gas de respiración en una cantidad mayor que una cantidad umbral.

30 En una segunda realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera realización puede modificarse de una manera que comprende además proporcionar una alarma si los caudales de gas de respiración medidos en el sensor de flujo de confirmación de baja presión, el sensor de flujo de administración de baja presión, el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector o el sensor de flujo de suministro del módulo inyector difieren de los otros caudales medidos del gas de respiración en una cantidad mayor que una cantidad umbral.
35

40 En una tercera realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera y/o segunda realizaciones puede modificarse de una manera donde la cantidad umbral es aproximadamente el 10 %.

45 En una cuarta realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la tercera realizaciones puede modificarse de una manera donde el sensor de flujo de administración de baja presión y el sensor de flujo de confirmación de baja presión se disponen en serie y donde el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector se disponen en serie.

50 En una quinta realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la cuarta realizaciones se puede modificar de una manera donde el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector sean sensores de flujo bidireccional que se configuran para determinar la dirección del flujo de gas a través del módulo inyector.

55 En una sexta realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la quinta realizaciones puede modificarse de una manera donde el suministro de gas de baja presión comprende un suministro de pared y/o un cilindro presurizado configurado para proporcionar aire, oxígeno, o una combinación de los mismos.

60 En una séptima realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la sexta realizaciones puede modificarse de una manera que comprenda además proporcionar una corriente de gas terapéutico al flujo de gas de respiración corriente arriba de una salida del módulo inyector, donde la corriente de gas terapéutico y de gas de respiración se combinan para proporcionar una concentración deseada de gas terapéutico.

65 En una octava realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la séptima realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además conectar una línea de muestreo aguas abajo de la salida del módulo inyector para muestrear de al menos una porción del flujo de gas que sale del módulo inyector a un analizador de gas para medir al menos la

concentración de gas terapéutico, determinar la concentración de gas terapéutico que sale del módulo inyector y comparar la concentración medida de gas terapéutico con la concentración deseada de gas terapéutico.

5 En una novena realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la octava realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además ajustar una válvula de control de flujo del subsistema para proporcionar una corriente de gas terapéutico a un caudal de gas terapéutico determinado; y determinar si la válvula de control de flujo del subsistema está funcionando correctamente, donde la válvula de control de flujo del subsistema está en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión.

10 En una décima realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la novena realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además medir el caudal de gas terapéutico combinado y el caudal de gas de respiración en el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector, conmutar una válvula de regulación de flujo para desviar la corriente de gas terapéutico a una trayectoria de flujo alternativa, donde la válvula de regulación de flujo está aguas arriba y en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión, y la válvula de control de flujo del subsistema está aguas arriba y en comunicación de fluido con la válvula de regulación de flujo, medir el caudal de gas de respiración en el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector, y determinar si la válvula de regulación de flujo ha funcionado correctamente determinando si el caudal de gas terapéutico y el caudal de gas de respiración combinados han descendido por el caudal del gas terapéutico cuando la válvula de regulación de flujo se conmutó a la trayectoria de flujo alternativa.

25 En una undécima realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la décima realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además medir un caudal en dos o más sensores de flujo del subsistema, donde los dos o más sensores de flujo del subsistema están aguas arriba y en comunicación de fluido con la válvula de tres vías; y comparar los caudales medidos en cada uno de los dos o más sensores de flujo del subsistema para determinar si los dos o más sensores de flujo del subsistema son coincidentes.

30 En una duodécima realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la undécima realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además calcular la relación de mezcla de gases terapéuticos a partir del caudal medido que se ha medido por al menos uno de los dos o más sensores de flujo del subsistema y del caudal de gas de respiración medido por el sensor de flujo de administración de baja presión; y comparar la relación de mezcla de gases terapéuticos calculada con la concentración medida de gas terapéutico que sale del módulo inyector.

40 En una decimotercera realización, el método para confirmar el funcionamiento correcto de la operación del módulo inyector y suministro de gas de la primera a la duodécima realizaciones puede modificarse de una manera que comprende además ajustar una válvula de control de flujo del subsistema para que esté completamente abierta para proporcionar la corriente de gas terapéutico a un caudal máximo de gas terapéutico.

45 Otro aspecto se relaciona con un método para asegurar el buen funcionamiento de un sistema de administración de gas terapéutico.

50 Una primera realización se refiere a un método para garantizar el funcionamiento adecuado de un sistema de administración de gas terapéutico, que comprende detectar una fuente de gas terapéutico acoplada con un subsistema de suministro de gas terapéutico, proporcionar una purga inicial del subsistema de suministro de gas terapéutico con gas de la fuente de gas terapéutico, determinar si la purga inicial fue exitosa, mantener una válvula de cierre aguas abajo de la fuente de gas terapéutico en un estado cerrado, verificar que no haya flujo detectado por uno o más sensores de flujo aguas abajo de la válvula de cierre, y determinar si se detecta flujo por uno o más sensores de flujo aguas abajo de la válvula de cierre; y proporcionar una alerta si se determina que la purga inicial no tuvo éxito y/o si el flujo es detectado por uno o más sensores de flujo aguas abajo de la válvula de cierre.

55 En una segunda realización, el método para asegurar el correcto funcionamiento de un sistema de administración de gas terapéutico de la primera realización puede modificarse de una manera que comprende además leer la información asociada con la fuente de gas terapéutico para determinar la identidad, concentración y/o fecha de caducidad de la fuente de gas terapéutico, y verificar que la fuente de gas terapéutico acoplada con un subsistema de suministro de gas terapéutico tiene la identidad, concentración y/o fecha de caducidad correctas.

60 En una tercera realización, el método para asegurar el buen funcionamiento de un sistema de administración de gas terapéutico de la primera y/o segunda realizaciones puede modificarse de una manera donde la válvula de cierre fluya aguas abajo desde la fuente de gas terapéutico en un estado cerrado hasta que se verifica la correcta identidad, concentración y/o fecha de caducidad.

65 Los sistemas y métodos pueden comprender además un sistema de alarma para informar al usuario cuando una

fuelle de gas terapéutico ha alcanzado un tiempo de funcionamiento hasta el vacío mínimo predeterminado. En diversos sistemas en los que se activan múltiples fuentes de gas de terapia, el sistema de alarma puede informar también al usuario con una alarma de alta prioridad cuando se ha alcanzado el tiempo de funcionamiento hasta el vacío total.

5

Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas de la presente divulgación se entenderán más completamente con referencia a la siguiente descripción detallada cuando se toma junto con las Figuras adjuntas, en las que:

10

la Figura 1 es un diagrama general de un sistema de administración de gas terapéutico y un aparato de respiración para pacientes, de acuerdo con las realizaciones ejemplares de la presente divulgación;

la Figura 2 es un diagrama del sistema de administración de gas terapéutico ejemplar, de acuerdo con las realizaciones ejemplares de la presente invención;

15

la Figura 3 es un diagrama de la porción del sistema de administración de gas terapéutico ejemplar aguas abajo de la Figura 2 y/o que se acopla al aparato de respiración del paciente, de acuerdo con las realizaciones ejemplares de la presente divulgación;

las Figuras 4A-4C es un diagrama de flujo de un proceso de validación de desempeño de uso previo ejemplar, de acuerdo con las realizaciones ejemplares de la presente divulgación;

20

la Figura 5 es un diagrama de una disposición ejemplar de un sistema de administración de gas terapéutico para su uso durante las realizaciones ejemplares de un proceso de validación de desempeño de uso previo; y

la Figura 6 es un diagrama de flujo de un proceso ejemplar para determinar si diversos sensores están calibrados adecuadamente, de acuerdo con las realizaciones ejemplares de la presente divulgación.

25

Descripción detallada

En las realizaciones ejemplares, el sistema de la presente invención proporciona mejoras de seguridad mejoradas con respecto a los sistemas de administración de gas terapéutico actuales al permitir al menos una determinación y/o uso preciso y/o exacto de la información indicativa del tiempo de funcionamiento hasta el vacío de la fuente de gas terapéutico. En las realizaciones ejemplares, una pluralidad de fuentes de gas terapéutico puede estar asociada con un sistema de administración de gas terapéutico. Además, en al menos algunos casos, la presente invención puede determinar y/o usar información indicativa del tiempo de funcionamiento hasta el vacío para una pluralidad de fuentes de gas terapéutico asociadas con un sistema de administración de gas terapéutico.

30

En las realizaciones ejemplares, los sistemas de administración de gas terapéutico de la presente invención pueden comprender al menos un subsistema de suministro de gas, al menos un subsistema de administración primario y/o al menos un subsistema de administración secundario, donde los sistemas y/o componentes redundantes proporcionan datos paralelos o complementarios habilitando la verificación cruzada de la operación de los componentes, la funcionalidad de reserva y/o la protección a prueba de fallo del paciente y del sistema. En al menos algunas realizaciones, la presente invención puede proporcionar sistemas de administración de gases terapéuticos simplificados y métodos de protección y redundancia a prueba de fallo que pueden permitir cambiar sin problemas a los sistemas de reserva de forma automática, por ejemplo, sin la necesidad de una capacitación extensa de un usuario. Además, en las realizaciones ejemplares, la presente invención puede mitigar los riesgos asociados con la terminación repentina del suministro de gas terapéutico inhalado y/o el suministro incorrecto de la terapia.

40

En una o más realizaciones, los sistemas de administración de gas terapéutico de la presente invención pueden comprender, entre otras cosas, al menos un subsistema de suministro de gas así como al menos un subsistema de administración de gas. Por ejemplo, los sistemas de administración de gas terapéutico de la presente invención pueden comprender al menos un subsistema de suministro de gas y al menos un subsistema de administración que comprende al menos un canal de control de flujo, donde el subsistema de suministro de gas proporciona una primera fuente de gas terapéutico que tiene un volumen y/o que contiene un gas terapéutico a una presión inicial para su administración a un paciente. Para otro ejemplo, los sistemas de administración de gas terapéutico de la presente invención pueden comprender dos o más subsistemas de suministro de gas, un subsistema de administración primario que tiene al menos un canal de control de flujo que comprende una pluralidad de válvulas y una pluralidad de sensores de flujo, y un subsistema de administración secundario que tiene al menos un canal de control de flujo que comprende una pluralidad de válvulas y una pluralidad de sensores de flujo, donde los dos o más subsistemas de suministro de gas proporcionan una primera fuente de gas terapéutico que tiene un volumen y/o que contiene un gas terapéutico a una presión inicial para la administración inicial de gas terapéutico a un paciente, y al menos una segunda fuente de gas terapéutico que tiene un volumen y/o que contiene un gas terapéutico a una presión inicial para la administración posterior de gas terapéutico a un paciente cuando la presión dentro de la primera fuente de gas terapéutico cae por debajo de un valor umbral predeterminado.

45

50

55

60

En diversas realizaciones, el subsistema de administración primario y/o el subsistema de administración secundario controlan el caudal del gas terapéutico para lograr la dosis establecida que se administra a un paciente quien necesita el gas terapéutico y, en al menos algunos casos, el gas terapéutico puede mezclarse con aire y/u oxígeno antes de recibirse por el paciente.

65

En las realizaciones ejemplares, los sistemas y métodos pueden determinar el tiempo durante el que una fuente de gas terapéutico puede continuar administrando el gas terapéutico antes de tener una presión/volumen de gas insuficientes, también denominado "tiempo de funcionamiento hasta el vacío", por ejemplo, calculando el volumen y la presión del gas terapéutico disponible de la fuente de gas terapéutico, por ejemplo, utilizando la ley del gas ideal y la velocidad a la que el gas terapéutico está fluyendo desde la fuente de gas terapéutico. Como se usa en el presente documento, "tiempo de funcionamiento hasta el vacío", "RTE", o similar, significa el tiempo estimado en que una fuente de gas terapéutico puede continuar suministrando el gas terapéutico a un caudal actual hasta que la presión restante en la fuente de gas terapéutico alcanza un valor de umbral donde la capacidad de controlar o mantener el caudal puede verse afectada.

En una o más realizaciones, un sistema de administración de gas terapéutico que comprende dos o más fuentes de gas terapéutico puede suministrar primero gas terapéutico desde la fuente de gas terapéutico que tiene el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío más corto y/o la presión de tiempo de funcionamiento mínima. En diversas realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico puede hacer un paso perfecto de una primera fuente de gas terapéutico a una segunda fuente de gas terapéutico cuando la primera fuente de gas terapéutico ha alcanzado el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío previsto y/o la presión de tiempo de funcionamiento mínima. Por ejemplo, los sistemas y los métodos pueden permitir el cambio del gas de la fuente (por ejemplo, el paso sin interrupciones) entre al menos dos gases de la fuente (por ejemplo, el gas terapéutico que se recibe para su administración desde una fuente de gas puede detenerse de manera que el gas terapéutico se puede recibir para administración desde otra fuente de gas) cuando el tiempo de funcionamiento hasta el vacío para una fuente de gas terapéutico se encuentra por debajo de un umbral mínimo y/o cuando se desee. En una o más realizaciones, el cambio se puede lograr sin ninguna interrupción del flujo de gas terapéutico, donde el cambio puede implicar la apertura accionada por el controlador de una trayectoria de flujo a una fuente de gas terapéutico posterior antes del cierre, inmediatamente después del cierre, y/o en paralelo al cierre de la trayectoria de flujo a la fuente de gas terapéutico inicial para evitar la interrupción repentina de la terapia de inhalación de gas, lo que también puede denominarse "paso sin problemas". En al menos algunas realizaciones, el uso de la fuente de gas terapéutico puede no estar permitido si la fuente no tiene una presión de tiempo de funcionamiento mínima (por ejemplo, presión por debajo de 300 psi, presión insuficiente para realizar purgas, presión baja o indicador de fuga que disminuye, etc.).

En diversas realizaciones, la fuente de gas terapéutico que tiene el menor valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío se usa primero para proporcionar tiempo suficiente para reemplazar la fuente de gas terapéutico agotada antes de que la segunda fuente de gas terapéutico pueda agotarse. En diversas realizaciones, se puede alertar a un usuario sobre el valor del tiempo de funcionamiento hasta el vacío, la necesidad de cambiar a otra fuente de gas terapéutico y/o la necesidad de reemplazar una fuente de gas terapéutico efectivamente vacía, por ejemplo, después se conmutar a una segunda fuente de gas terapéutico proporcionado como refuerzo para evitar la interrupción repentina de la terapia de inhalación terapéutica. En realizaciones en las que el sistema de administración de gas terapéutico se configura para acoplarse a múltiples fuentes de gas terapéutico, el programa o algoritmo incorpora el número de fuentes de gas terapéutico conectadas al sistema en el cálculo del tiempo de funcionamiento hasta el vacío. Por ejemplo, el tiempo de funcionamiento hasta el vacío se calcula de la manera descrita anteriormente para cada fuente de gas terapéutico conectada y el programa o algoritmo utiliza estos datos para calcular un tiempo de funcionamiento hasta el vacío total para el sistema de administración de gas terapéutico para usar cada fuente de gas terapéutico secuencialmente. El uso secuencial de múltiples fuentes de gas terapéutico conectadas al sistema de administración de gas terapéutico significa que una primera fuente de gas terapéutico está en comunicación de fluido con el sistema de suministro de gas terapéutico y al menos una segunda fuente de gas terapéutico se conecta a otro sistema de suministro de gas terapéutico, pero se interrumpe la comunicación de fluido con uno o más sistemas de administración de gas terapéutico.

Los principios y las realizaciones o la presente invención se relacionan también con algoritmos para obtener valores de los sensores, válvulas, reguladores y/o detectores, y realizar los cálculos del tiempo de funcionamiento hasta el vacío basándose en los valores obtenidos. En diversas realizaciones, los valores pueden comunicarse desde sensores, válvulas, reguladores y/o detectores al controlador del sistema de administración de gas terapéutico, donde el valor puede comunicarse como una señal analógica o digital a través de una trayectoria de comunicación que puede ser cableada o inalámbrica. En diversas realizaciones, un valor puede comunicarse eléctricamente como una corriente y/o tensión analógica, o como una secuencia digital que es representativa del valor, donde el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede configurarse para recibir, interpretar y/o almacenar el valor, por ejemplo, con convertidores A a D, búferes, acceso directo a memoria (DMA), así como otro hardware, software y/o firmware conocido en la técnica.

En las realizaciones ejemplares, un algoritmo puede determinar el tiempo de funcionamiento hasta el vacío (RTE) usando la información de presión del gas, información de volumen de la fuente de gas terapéutico, información de temperatura y ecuaciones. Un controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede calcular el RTE con la información generada al usar (i) sensores de flujo NO de administración, (ii) Sensores de flujo redundantes (supervisión), (iii) Comandos/Configuraciones para la válvula de control de NO, (iv) Establecer dosis + Lectura del sensor de flujo del módulo inyector (IM) (sensor de flujo de administración o supervisión redundante); y/o (v) Detección de presión de los contenidos de la fuente de gas.

5 En las realizaciones ejemplares, el RTE puede dar cuenta de (i) Purga (actual y futura) usando gas terapéutico; (ii) Fugas en el nivel del sistema determinadas por la prueba de caída de presión alta o baja (32); (iii) Presión residual que se pretende dejar en la fuente de gas (la fuente de gas no se vacía por completo); (iv) Administración simultánea - ejecución secundaria y primaria al mismo tiempo; (v) temperatura (por ejemplo, los cambios de temperatura pueden dar como resultado cambios en la presión, etc.); (vi) filtrado (por ejemplo, los valores oscilantes no deseados pueden filtrarse, el RTE mostrado puede filtrar las oscilaciones) (vii) la extensión de la vida del RTE puede actualizarse inmediatamente después de los cambios en la dosis establecida; y/o (viii) Precisión de RTE mejorada con corrección de temperatura ambiente.

10 En una o más realizaciones, se puede proporcionar información y/o alarmas del tiempo de funcionamiento hasta el vacío a los usuarios del sistema de administración de gas terapéutico para una o más de las fuentes de gas terapéutico. En diversas realizaciones, la información y/o alarmas del tiempo de funcionamiento hasta el vacío pueden mostrarse en una pantalla de visualización asociada con uno de los uno o más subsistemas de suministro de gas. En diversas realizaciones, una pantalla de visualización separada puede estar asociada a cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas, donde cada una de las pantallas puede configurarse para presentar información y/o alarmas del tiempo de funcionamiento hasta el vacío para un usuario.

15 Los principios y realizaciones de la presente divulgación se refieren también por lo general a un sistema de administración de gas terapéutico que comprende sistemas de reserva automáticos que proporcionan un suministro de gas terapéutico simple y fácil de usar en caso de fallo de un sistema de administración de gas primario, donde un sistema de reserva para la ventilación manual (por ejemplo, bolsas, dispositivo de ventilación manual externo, aparatos de respiración asistida, etc.) es lo suficientemente automatizado y simple para ser utilizado por personal que, de otro modo, no está capacitado en sistemas de administración de gases terapéuticos. En una o más realizaciones, un sistema de mezcla de gases terapéuticos se configura para proporcionar un caudal de gas controlado a un dispositivo de ventilación manual externo (por ejemplo, mascarilla de válvula de bolsa) para proporcionar la misma dosis establecida para permitir que un paciente permanezca ventilado sin interrumpir la terapia de inhalación.

20 Descripción general del sistema de administración y toma de muestras

Haciendo referencia a las Figuras 1-3, se ilustra esquemáticamente un sistema ejemplar para administrar gas de óxido nítrico (NO) terapéutico inhalado a un paciente. Se entenderá que los sistemas y métodos de la presente divulgación se pueden usar, modificar y/o estar asociados con cualquier sistema aplicable para administrar gas terapéutico a un paciente. Por ejemplo, los sistemas y métodos de la presente divulgación se pueden usar, modificar y/o estar asociados con los sistemas de administración y/u otras enseñanzas de la Patente de Estados Unidos n.º: 5.558.083, titulada "Sistema de Administración de NO" y/o la Patente de Estados Unidos n.º: 5.752.504, titulada "Sistema para Supervisar la Terapia Durante la Calibración".

35 Los sistemas y métodos se describen, a veces, como estando dirigidos hacia el óxido nítrico (NO) inhalado. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. Por supuesto, las enseñanzas divulgadas en el presente documento pueden usarse, cuando sea apropiado, para otros gases terapéuticos, tales como, pero no limitados a, monóxido de carbono (CO), sulfuro de hidrógeno (H₂S), etc. Además, el gas terapéutico puede suministrarse desde una o más fuentes de gas terapéutico que pueden ser cualquier fuente de gas terapéutico, como un gas terapéutico contenido en un cilindro (por ejemplo, un cilindro que contiene NO, H₂S), generador de gas NO o similares. Por supuesto, se pueden usar otras fuentes de gas terapéutico. Para mayor facilidad, a veces, la fuente de gas terapéutico se describe como un cilindro, NO cilindro, y similares. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación.

40 En las realizaciones ejemplares, se puede usar un sistema de administración de gas terapéutico 100 para administrar gas terapéutico, tal como NO, a un paciente 203 que puede usar un aparato de respiración asistida tal como un ventilador 205 u otro dispositivo usado para introducir gas terapéutico al paciente, por ejemplo, una cánula nasal, tubo endotraqueal, mascarilla facial, mascarilla de válvula de bolsa o similar. Para mayor facilidad, los sistemas y métodos de la presente divulgación se describen, a veces, como para usarse con un ventilador. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. Por ejemplo, para al menos un paciente ventilado 203, el ventilador 205 puede suministrar gas de respiración al paciente 203 a través del miembro inspiratorio 213 del circuito respiratorio 209 del paciente, mientras que la espiración del paciente puede fluir a través del miembro espiratorio 215 del circuito respiratorio 209 del paciente, a veces, al ventilador 205. Por supuesto, se prevén otros tipos de ventiladores. Por ejemplo, se prevé un sistema de tipo ventilador de un solo miembro que puede tener un miembro inspiratorio y espiratorio combinados.

50 En las realizaciones ejemplares, los sistemas y métodos de la presente divulgación se pueden usar para mezclar gases terapéuticos de corriente salvaje con flujo inspiratorio (por ejemplo, proporcionados por un ventilador, provistos de una fuente de aire y/u oxígeno, etc.). A modo de ejemplo, descrito a continuación con más detalle, la combinación de corrientes salvajes se puede lograr con un módulo inyector 107 acoplado al miembro inspiratorio 213 del circuito de respiración 209 permitiendo que se administre NO desde el sistema de administración de gas

terapéutico 100 y/o cualquier subsistema (por ejemplo, subsistema de administración de gas primario, sistema de administración de gas secundario, etc.) al módulo inyector 107, a través del conducto de administración 111. Este NO se puede suministrar, a través del módulo inyector 107, al miembro inspiratorio 213 del circuito de respiración 209 del paciente asociado al ventilador 205 que se usa para administrar gas de respiración a un paciente 203. A modo de otro ejemplo, que se describe a continuación con más detalle, la mezcla de corrientes salvajes se puede lograr mezclando NO con aire y/u oxígeno suministrado desde una toma de pared (por ejemplo, aire a alta presión y/u oxígeno que puede proporcionarse desde una toma de pared en un hospital o suministro de cilindros, aire y/u oxígeno de baja presión que pueden proporcionarse por un regulador que puede recibir aire y/u oxígeno de una toma de pared en un hospital, salida del compresor de gas, etc.). En al menos algunos casos, la combinación de corrientes salvajes (por ejemplo, NO con aire y/u oxígeno suministrado desde una toma de pared) puede ocurrir dentro del sistema 100. En las realizaciones ejemplares, la mezcla de corriente salvaje puede ocurrir internamente dentro del sistema 100 y/o fuera del sistema 100, por ejemplo, en el módulo inyector 107.

Tal como se usa en el presente documento, "proporcionalmente mezclado de la corriente salvaje", "combinación de la corriente salvaje", "combinación de la proporción métrica", y similares, se refiere a la mezcla de la corriente, donde la corriente principal del flujo es una corriente no controlada (no regulada) que se conoce como corriente salvaje, y el componente que se está introduciendo en la corriente salvaje se controla como una proporción de la corriente principal, que normalmente puede mezclarse corriente arriba (o alternativamente aguas abajo) del medidor de flujo de la corriente principal. En diversas realizaciones, el flujo inspiratorio puede ser la "corriente salvaje", puesto que el flujo del gas terapéutico (por ejemplo, del ventilador) no está específicamente regulado o controlado por el sistema de administración de gas terapéutico, y el óxido nítrico es el componente de mezcla, por ejemplo, que se puede administrar como una proporción del flujo inspiratorio a través de la línea de administración y/o conducto 111.

En las realizaciones ejemplares, para al menos el NO de mezcla de corriente salvaje, el módulo inyector 107 puede estar asociado con al menos un sensor de flujo capaz de medir el uno o más caudales de masa y/o volumen de al menos el gas de respiración del paciente en la línea inspiratoria del circuito de respiración del paciente. Por ejemplo, el módulo inyector 107 puede incluir uno o más sensores de flujo de gas del circuito de respiración (BCG) 108(a) y/o 108(b) que pueden medir y comunicar al sistema de administración de NO y/o cualquier subsistema (por ejemplo, subsistema de administración primario, subsistema de administración secundario, etc.) uno o más caudales de masa y/o volumen de al menos el gas de respiración del paciente en la línea inspiratoria del circuito de respiración que pasa a través del módulo inyector 107 y, a su vez, al paciente 203. Los sensores de flujo de BCG pueden ser bidireccionales. Los sensores de BCG pueden operar también a través de mediciones de presión diferencial. Si bien se muestra en el módulo inyector 107, los sensores de flujo de BCG 108(a) y/o 108(b) pueden colocarse en otro lugar del miembro inspiratorio 213, por ejemplo, aguas arriba del módulo inyector 107. Además, en lugar de recibir información de flujo de los sensores de flujo de BCG 108(a) y/o 108(b), el sistema de administración puede recibir información de flujo directamente de la fuente del flujo inspiratorio (por ejemplo, ventilador 205, aire a alta presión y/u oxígeno) que puede proporcionarse desde una toma de pared en un hospital, aire de baja presión y/u oxígeno que puede suministrarse desde un regulador que puede recibir aire y/u oxígeno desde una toma de pared en un hospital, etc.) indicativo del flujo de gas de respiración de la fuente de flujo inspiratorio (p. ejemplo, ventilador 205, aire a alta presión y/u oxígeno que puede provenir de una toma de pared en un hospital, aire de baja presión y/u oxígeno que puede provenir de un regulador que puede recibir aire y/u oxígeno de una toma de pared de un hospital, etc.).

El sistema de administración de gas terapéutico 100 puede incluir, entre otras cosas, un primer subsistema de suministro de gas 110(a), un segundo subsistema de suministro de gas 110(b), un subsistema de administración de gas primario 140, un subsistema de administración de gas secundario 160 y/o un subsistema de análisis de gas 180. El sistema de administración de gas terapéutico 100 también puede incluir interfaces de usuario tales como la una o más pantallas 102 y/o la una o más interfaces de entrada de usuario 106. Además, el primer subsistema de suministro de gas 110(a) puede tener interfaces de usuario como la pantalla 112(a) y/o el segundo subsistema de suministro de gas 110(b) puede tener interfaces de usuario como la pantalla 112(b). Cualquiera de las interfaces de usuario puede incluir, pero no se limita a botones, teclados, perilla y/o pantallas táctiles, por nombrar algunas y/o interfaces de entrada de usuario y/o pantallas se pueden combinar para que la información pueda introducirse por los usuarios y/o comunicarse a los usuarios. A modo de ejemplo, la interfaz de entrada de usuario 102, 106 y/o las pantallas 112(a), 112(b) pueden recibir y/o proporcionar información indicativa de las configuraciones deseadas por parte del usuario, como, por ejemplo, la prescripción del paciente (en mg/kg de peso corporal ideal, mg/kg/h, mg/kg/respiración, ml/respiración, concentración de la fuente de gas, concentración de administración o dosis establecida, duración, etc.), la edad, altura, sexo, peso del paciente, etc. La interfaz de entrada de usuario 102, 106 y/o la pantalla 112(a), 112(b) pueden configurarse en al menos algunos casos para confirmar la dosificación del paciente deseada (por ejemplo, la dosis deseada de entrada del usuario de NO PPM) usando un subsistema de muestreo de gas 180, como se describe con mayor detalle a continuación. En diversas realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede estar en comunicación con el sistema de información del paciente del establecimiento médico (por ejemplo, el hospital), donde la información y/o la receta del paciente pueden comunicarse directamente desde el sistema de información del paciente al sistema de administración de gas terapéutico 100.

Se entenderá que cualquiera de los elementos del sistema 100 se puede combinar y/o separar adicionalmente. Para mayor facilidad, los elementos se describen, a veces, como específicos de los subsistemas. Esto es meramente por

facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. Además, las trayectorias de comunicación de información se ilustran, a veces, como líneas discontinuas y/o conductos de comunicación de fluido, a veces, se ilustran como líneas continuas. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación.

- 5 Para al menos administrar las dosis establecidas deseadas de gas terapéutico a un paciente, la muestra de gas terapéutico a un paciente y/o realizar otros métodos y operaciones, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede incluir un controlador del sistema (no mostrado) y/o los subsistemas pueden incluir controladores de los subsistemas tales como, entre otros, un controlador 129(a) del subsistema de suministro de gas, un controlador 129(b) del subsistema de suministro de gas, un controlador 144 del subsistema de administración de gas primario, un controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario y/o un controlador 184 del uno o más subsistemas de análisis de gas. El controlador del sistema y/o cualquiera de los controladores de los subsistemas pueden comprender uno o más procesadores (por ejemplo, CPU) y memoria, donde el controlador del sistema y/o cualquiera de los controladores de los subsistemas puede comprender, por ejemplo, un sistema informático, un ordenador monoplaca, uno o más circuitos integrados de aplicación específica (ASIC), o una combinación de los mismos. Los procesadores se pueden acoplar a la memoria y pueden ser uno o más de la memoria fácilmente disponible, como la memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de solo lectura (ROM), memoria flash, almacenamiento en disco óptico/compacto, disco duro o cualquier otra forma de almacenamiento digital local o remoto. Los circuitos de soporte se pueden acoplar a los procesadores, para soportar los procesadores, sensores, válvulas, sistemas de análisis, sistemas de administración, entradas de usuario, pantallas, módulos inyectoros, aparatos de respiración, etc. de forma convencional. Estos circuitos pueden incluir memoria caché, fuentes de alimentación, circuitos de reloj, circuitos de entrada/salida, convertidores analógico a digital y/o digital a analógico, subsistemas, controladores de potencia, acondicionadores de señal y similares. Los procesadores y/o la memoria pueden estar en comunicación con los sensores, válvulas, sistemas de análisis, sistemas de administración, entradas de usuario, pantallas, módulos de inyección, aparatos respiratorios, etc. La comunicación hacia y desde el controlador del sistema puede realizarse a través de una trayectoria de comunicación, donde la trayectoria de comunicación puede ser cableada o inalámbrica, y donde el hardware, firmware y/o software adecuados pueden configurarse para interconectar componentes y/o proporcionar comunicaciones eléctricas a través de la una o más trayectorias de comunicación.
- 10
- 15
- 20
- 25
- 30 En diversas realizaciones, el controlador 144 del subsistema de administración de gas primario y el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario pueden ser controladores redundantes con hardware, software y/o firmware duplicados (por ejemplo, diseñados para funcionar con redundancias, etc.), donde cada controlador del subsistema puede realizar las operaciones del otro controlador del subsistema y hacerse cargo en caso de un fallo. En diversas realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico comprende el controlador 35 144 del subsistema de administración de gas primario y el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario, donde el controlador 144 del subsistema de administración de gas primario y/o el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario pueden ser controladores maestros y el controlador 129(a) del subsistema de suministro de gas y/o el controlador 129(b) del subsistema de suministro de gas pueden ser controladores esclavos. En diversas realizaciones, el controlador 184 del subsistema de análisis de gas puede ser un controlador esclavo bajo el controlador 144 del subsistema de administración de gas primario y/o el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario. Por supuesto, otras configuraciones de maestro-esclavos y/u otras configuraciones del controlador están previstas.
- 40
- 45 En diversas realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede comprender, pero no está limitado a, al menos uno de los cuatro controladores 144, 164, 129(a) y/o 129(b) de los subsistemas. En las realizaciones ejemplares, cada controlador del subsistema para cada subsistema está en comunicación eléctrica con los componentes de ese subsistema, componentes de otros subsistemas y/o cualquier otro componente asociado con el sistema 100.
- 50 Por ejemplo, el controlador 129(a) del subsistema puede estar en comunicación eléctrica con los componentes de un primer subsistema de suministro de gas 110(a) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(a), válvula 117(a) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(a) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(a), regulador de presión 122(a), válvula de purga 124(a), válvula de cierre 126(a), identificador 128(a) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(a), lector 131(a) del identificador de la fuente de gas, y/o detector 132(a) de la fuente de gas, etc.), y/o componentes de otro subsistema como el segundo subsistema de suministro de gas 110(b) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(b), válvula 117(b) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(b) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(b), regulador de presión 122(b), válvula de purga 124(b), válvula de cierre 126(b), identificador 128(b) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(b), lector 131(b) del identificador de la fuente de gas y/o detector 132(b) de la fuente de gas, etc.), subsistema de administración de gas primario 140 (por ejemplo, primera válvula de cierre primaria 142(a), primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), primer sensor de flujo de administración primaria 146(a), primer sensor de flujo de confirmación primaria 148(a), segunda válvula de cierre primaria 142(b), segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), segundo sensor de flujo de administración primaria 146(b), y/o segundo sensor de flujo de confirmación primaria 148(b), etc.), subsistema de administración de gas secundario 160 (por ejemplo, válvula de cierre secundaria 162, válvula de control de flujo medio secundaria 163, sensor de flujo de administración secundaria 166 y/o un sensor de flujo de confirmación secundaria 168, válvula de regulación de flujo 170, sensor de flujo
- 55
- 60
- 65

recibido de aire/oxígeno de baja presión 174, sensor de flujo de confirmación recibido de aire/oxígeno de baja presión 176, sensor de presión recibida aire/oxígeno de baja presión 178, y/o válvula de sobrepresión 179, etc.), uno o más subsistemas de análisis de gas 180 (por ejemplo, sensor de gas 182, sensor de gas 186, sensor de gas 188, sensor de flujo de gas de muestreo 190; bomba de muestreo 192; y/o una o más válvulas 194 del sistema de muestreo, etc.), y/o cualquier otro componente asociado al sistema 100 (por ejemplo, el sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector, el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector).

Para otro ejemplo, los controladores 129(b) de los subsistemas están en comunicación eléctrica con los componentes de un segundo subsistema de suministro de gas 110(b) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(b), válvula 117(b) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(b) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(b), regulador de presión 122(b), válvula de purga 124(b), válvula cierre 126(b), identificador 128(b) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(b), lector 131(b) del identificador de la fuente de gas y/o detector 132(b) de la fuente de gas, etc.), y/o componentes de otro subsistema, como el segundo subsistema de suministro de gas 110(a) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(a), válvula 117(a) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(a) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(a), regulador de presión 122(a), válvula de purga 124(a), válvula de cierre 126(a), identificador 128(a) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(a), lector 131(a) del identificador de la fuente de gas y/o detector 132(a) de la fuente de gas, etc.), subsistema de administración de gas primario 140 (por ejemplo, primera válvula de cierre primaria 142(a), primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), primer sensor de flujo de administración primario 146(a), primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a), segunda válvula de cierre primaria 142(b), segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), segundo sensor de flujo de administración primario 146(b), y/o segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b), etc.), subsistema de administración de gas secundario 160 (por ejemplo, válvula de cierre secundaria 162, válvula de control de flujo medio secundaria 163, secundario el sensor de flujo de suministro 166 y/o un sensor de flujo de confirmación secundario 168, la válvula de 3 vías de regulación de flujo 170, sensor de flujo recibido de aire/oxígeno de baja presión 174, sensor de flujo recibido de aire/oxígeno de baja presión de confirmación 176, sensor de presión recibida de oxígeno/aire de baja presión 178, y/o válvula de sobrepresión 179, etc.), uno o más subsistemas de análisis de gas 180 (por ejemplo, sensor de gas 182, sensor de gas 186, sensor de gas 188, sensor de flujo de gas de muestreo 190; bomba de muestreo 192; y/o una o más válvulas 194 del sistema de muestreo, etc.), y/o cualquier otro componente asociado al sistema 100 (por ejemplo, el sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector, el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector).

Para otro ejemplo, los controladores de los subsistemas 144 están en comunicación eléctrica con los componentes del subsistema de administración de gas primario 140 (por ejemplo, la primera válvula de cierre primaria 142(a), la primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), el primer sensor de flujo de administración primario 146(a), primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a), segunda válvula de cierre primaria 142(b), segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), segundo sensor de flujo de administración primario 146(b), y/o segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b), etc.) y/o componentes de otro subsistema como el primer subsistema de suministro de gas 110(a) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(a), válvula 117(a) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(a) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(a), regulador de presión 122(a), válvula de purga 124(a), válvula de cierre 126(a), identificador 128(a) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(a), lector 131(a) del identificador de la fuente de gas, y/o detector 132(a) de la fuente de gas, etc.), segundo subsistema de suministro de gas 110(b) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(b), válvula 117(b) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(b) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(b), regulador de presión 122(b), válvula de purga 124(b), válvula de cierre 126(b), identificador 128(b) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(b), lector 131(b) del identificador de la fuente de gas y/o detector 132(b) de la fuente de gas, etc.), subsistema de administración de gas primario 140 (por ejemplo, primera válvula de cierre primaria 142(a), primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), primer sensor de flujo de suministro primario 146(a), primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a), segunda válvula de cierre primaria 142(b), segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), segundo sensor de flujo de administración primario 146(b), y/o segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b), etc.), subsistema de administración de gas secundario 160 (por ejemplo, válvula de cierre secundaria 162, válvula de control de flujo medio secundaria 163, sensor de flujo de administración secundario 166 y/o sensor de flujo de confirmación secundario 168, válvula de control de flujo 170, sensor de flujo recibido de aire/oxígeno de baja presión 174, sensor de flujo de confirmación recibido de aire/oxígeno de baja presión 176, sensor de presión recibida de oxígeno/aire de baja presión 178, y/o válvula de sobrepresión 179, etc.), uno o más subsistemas de análisis de gas 180 (por ejemplo, sensor de gas 182, sensor de gas 186, gas sensor 188, sensor de flujo de gas de muestreo 190; bomba de muestreo 192; y/o una o más válvulas 194 del sistema de muestreo, etc.), y/o cualquier otro componente asociado al sistema 100 (por ejemplo, el sensor de flujo de administración 108(a), sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector).

Para otro ejemplo, el controlador del subsistema 164 está en comunicación eléctrica con los componentes del subsistema de administración de gas secundario 160 (por ejemplo, la válvula de cierre secundaria 162, la válvula de control de flujo medio secundaria 163, el sensor de flujo de administración secundario 166 y/o un sensor de flujo de confirmación secundario 168, la válvula de regulación de flujo 170, sensor de flujo recibido de aire/oxígeno de baja presión 174, sensor de flujo de confirmación recibido de aire/oxígeno de baja presión 176, sensor de presión recibida de aire/oxígeno de baja presión 178 y/o válvula de sobrepresión 179, etc.) y/o componentes de otro subsistema, como el primer subsistema de suministro de gas 110(a) (por ejemplo, la fuente de gas terapéutico recibido 116(a), la

válvula 117(a) de la fuente de gas terapéutico, la válvula de conexión 118(a) de la fuente de gas, el sensor de presión de gas 120(a), regulador de presión 122(a), válvula de purga 124(a), válvula de cierre 126(a), identificador 128(a) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(a), lector 131(a) del identificador de la fuente de gas, y/o detector 132(a) de la fuente de gas, etc.), segundo subsistema de suministro de gas 110(b) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico 116(b), válvula 117(b) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(b) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(b), regulador de presión 122(b), válvula de purga 124(b), válvula de cierre 126(b), identificador 128(b) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(b), lector 131(b) del identificador de la fuente de gas y/o detector 132(b) de la fuente de gas, etc.), subsistema de administración de gas primario 140 (por ejemplo, primera válvula de cierre primaria 142(a), primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), primer sensor de flujo de administración primario 146(a), primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a), segunda válvula de cierre primaria 142(b), segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), segundo sensor de flujo de administración primario 146(b) y/o segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b), etc.), uno o más subsistemas de análisis de gas 180 (por ejemplo, sensor de gas 182, sensor de gas 186, sensor de gas 188, sensor de flujo de gas de muestreo 190; bomba de muestreo 192; y/o una o más válvulas 194 del sistema de muestreo, etc.), y/o cualquier otro componente asociado al sistema 100 (por ejemplo, el sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector, el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector).

Para otro ejemplo, el controlador 184 del subsistema está en comunicación eléctrica con los componentes del uno o más subsistemas de análisis de gas 180 (por ejemplo, el sensor de gas 182, el sensor de gas 186, el sensor de gas 188, el sensor de flujo de gas de muestreo 190; bomba de muestreo 192; y/o la una o más válvulas 194 del sistema de muestreo, etc.), y/o cualquier otro componente asociado con el sistema 100 (por ejemplo, el sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector, el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector) y/o componentes de otro subsistema, como el primer subsistema de suministro de gas 110(a) (por ejemplo, la fuente de gas terapéutico recibido 116(a), la válvula 117(a) de la fuente de gas terapéutico, la válvula de conexión 118(a) de la fuente de gas, el sensor de presión de gas 120(a), el regulador de presión 122(a), la válvula de purga 124(a), la válvula de cierre 126(a), el identificador 128(a) de la fuente de gas, el sensor de temperatura 130(a), el lector 131(a) del identificador de la fuente de gas, y/o el detector 132(a) de la fuente de gas, etc.), segundo subsistema de suministro de gas 110(b) (por ejemplo, fuente de gas terapéutico recibido 116(b), válvula 117(b) de la fuente de gas terapéutico, válvula de conexión 118(b) de la fuente de gas, sensor de presión de gas 120(b), regulador de presión 122(b), válvula de purga 124(b), válvula de cierre 126(b), identificador 128(b) de la fuente de gas, sensor de temperatura 130(b), identificador 131(b) del lector de la fuente de gas, y/o detector 132(b) de la fuente de gas, etc.), subsistema de administración de gas primario 140 (por ejemplo, primera válvula de cierre primaria 142(a), primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), primer sensor de flujo de administración primario 146(a), primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a), segunda válvula de cierre primaria 142(b), segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), segundo sensor de flujo de administración primario 146(b) y/o segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b), etc.), subsistema de administración de gas secundario 160 (por ejemplo, válvula de cierre secundaria 162, válvula de control de flujo medio secundaria 163, sensor de flujo de administración secundario 166 y/o un sensor de flujo de confirmación secundario 168, válvula de control de flujo 170, sensor de flujo recibido de aire/oxígeno de baja presión 174, sensor de flujo de confirmación recibido de aire/oxígeno de baja presión 176, sensor 178 de presión recibida de aire/oxígeno de baja presión, y/o válvula de sobrepresión 179, etc.), y/o cualquier otro componente asociado al sistema 100 (por ejemplo, sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector, sensor de flujo de confirmación 108(b) módulo inyector).

En una o más realizaciones, cada controlador 129(a), 129(b), 144, 164, 184 del subsistema se comunica con cada uno de los otros controladores 129(a), 129(b), 144, 164, 184 de los subsistemas y al menos los controladores del sistema de administración de gas terapéutico 144, 164 se configuran para detectar fallos, errores y/o fallas, incluido el fallo total del controlador del subsistema. En diversas realizaciones, los controladores 144, 164 del sistema de administración de gas terapéutico se configuran para hacerse cargo de la operación de otro controlador del subsistema si y cuando se detecta un fallo, error y/o falla.

Los circuitos de reloj pueden ser internos al controlador del sistema y/o proporcionar una medida de tiempo relativa a un tiempo inicial, por ejemplo, en el arranque. El sistema puede comprender un reloj de tiempo real (RTC) que proporciona la hora real, que se puede sincronizar con una fuente de hora normal, por ejemplo, una red. La memoria puede configurarse para recibir y almacenar valores para hacer cálculos y/o comparaciones con otros valores, por ejemplo de sensores, bombas, válvulas, etc.

En las realizaciones ejemplares, la memoria puede almacenar un conjunto de instrucciones ejecutables por máquina (o algoritmos), que cuando se ejecutan por procesadores, pueden hacer que el sistema de administración de gas terapéutico y/o cualquiera de los subsistemas (por ejemplo, funcionen independientemente unos de otros, cualquiera de los subsistemas funcionen en concierto, etc.) para realizar diversos métodos y operaciones.

Por ejemplo, los subsistemas de administración 140, 160 pueden realizar métodos para administrar una dosis establecida deseada de gas terapéutico (por ejemplo, concentración de NO, mg/kg/h, NO PPM, etc.) a un paciente que lo necesite, que comprende: recibir y/o determinar una dosis establecida deseada de gas terapéutico a ser administrada a un paciente que pueda introducirse por un usuario; medir el flujo en el miembro inspiratorio de un circuito de respiración del paciente; ajustar una válvula de control de flujo para cambiar la cantidad de flujo de gas

terapéutico; administrar gas terapéutico que contiene NO al paciente durante el flujo inspiratorio; supervisar el flujo inspiratorio o los cambios en el flujo inspiratorio; y/o variar la cantidad (por ejemplo, volumen o masa) de gas terapéutico administrado en un flujo inspiratorio posterior.

5 Para otro ejemplo, el subsistema de análisis de gas 180 puede realizar métodos para determinar la concentración de gas diana (por ejemplo, NO, CO, etc.) que se administra a un paciente que comprende: accionar una bomba de muestreo y/o abrir una válvula de muestreo de gas (por ejemplo, válvula de tres vías, etc.) para obtener una muestra de gas del miembro inspiratorio de un circuito de respiración del paciente, siendo la muestra de gas de aire
10 mezclado y gas terapéutico (por ejemplo, NO) que se administra a un paciente; exponer la muestra de gas a sensores de gas (por ejemplo, sensores electroquímicos de gas de tipo catalítico); obtener información del sensor indicativa de la concentración de gas diana (por ejemplo, NO, dióxido de nitrógeno, oxígeno) que se administra al paciente; y/o comunicar al usuario la concentración del gas diana.

15 Para otro ejemplo adicional, el subsistema de análisis de gas 180 puede realizar un método para realizar calibraciones (por ejemplo, calibraciones de referencia) del sensor de gas (por ejemplo, sensor de tipo catalítico, sensor de gas electroquímico, sensor de NO, etc.) que comprende: accionar una bomba de muestreo y/o abrir una válvula de muestreo de gas (por ejemplo, válvula de tres vías, etc.) para obtener una muestra de gas del aire ambiente (por ejemplo, aire acondicionado en la habitación); exponer la muestra de gas del aire ambiente a
20 sensores de gas (por ejemplo, sensores de gas NO electroquímicos catalíticos); obtener información del sensor indicativa de la concentración de gas diana (por ejemplo, NO) en el aire ambiente (por ejemplo, 0 PPM de NO); y/o generar una nueva línea de calibración y/o modificar una línea de calibración existente, por ejemplo, reemplazando la información inicial y/o previa indicativa del gas diana de concentración cero (por ejemplo, 0 PPM de NO) con la información obtenida indicativa de cero PPM de gas diana y usar la pendiente de la línea de calibración inicial y/o anterior (por ejemplo, la pendiente de la línea de calibración inicial y/o anterior que conecta los puntos de calibración
25 inicial y/o de cero y abarcados). Las instrucciones ejecutables por máquina pueden también comprender instrucciones para cualquiera de las otras enseñanzas descritas en el presente documento.

En las realizaciones ejemplares, los sistemas y métodos de la presente divulgación pueden incluir uno o más subsistemas de suministro de gas (por ejemplo, primer subsistema de suministro de gas 110(a), segundo
30 subsistema de suministro de gas 110(b), etc.) capaces de recibir gas terapéutico (por ejemplo, desde una fuente de gas terapéutico) y/o proporcionar el gas terapéutico a un subsistema de administración primario y/o secundario.

Primero, el segundo subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b) puede incluir, pero no se limita a, un receptáculo (no mostrado) para recibir una fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). Cuando se recibe, se puede
35 accionar una válvula 117(a) de la fuente de gas terapéutico, 117(b) de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) permitiendo que el gas terapéutico salga de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b)). En las realizaciones ejemplares, el primer, segundo subsistemas de suministro de gas 110(a), 110(b) pueden incluir, pero no se limita a, un acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas; una válvula de conexión 118(a), 118(b) de la fuente de gas; un sensor de presión de gas 120(a), 120(b); un regulador de presión 122(a), 122(b); una válvula de purga 124(a),
40 124(b); y/o una válvula de cierre 126(a), 126(b). En al menos algunos casos, un identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas y/o un sensor de temperatura 130(a), 130(b) pueden asociarse con la fuente de gas 116(a), 116(b). Además, al menos en algún caso, un lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas; y/o un detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas; se pueden utilizar para determinar si una fuente de gas se ha recibido o cargado correctamente.

45 A modo de ejemplo, el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas se puede configurar para recibir la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b), permitiendo una conexión de flujo de fluido con la fuente de gas terapéutico, la válvula de conexión 118(a), 118(b) con el sistema 100, donde la válvula de conexión 118(a), 118(b) se configura para tener al menos un estado abierto y un estado cerrado. Además, el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) puede estar adyacente y en comunicación de fluido con la válvula de conexión 118(a), 118(b), donde la válvula de
50 conexión 118(a), 118(b) proporciona una trayectoria de flujo de gas 119(a), 119(b) de la válvula de conexión 118(a), 118(b) al regulador de presión de gas 122(a), 122(b). Siguiendo esta configuración, el sensor de presión de gas puede configurarse para medir una presión de gas en la fuente de gas (por ejemplo, entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y el regulador de presión de gas terapéutico 122(a), 122(b), por ejemplo, al menos cuando la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula 117(a), 117(b) de la fuente de gas terapéutico están en un estado abierto, etc.). Además, el sensor de presión de gas puede configurarse para medir la presión de gas en el regulador de presión de gas terapéutico 122(a), 122(b) aguas abajo del sensor de presión de gas 120(a), 120(b), válvula de
55 conexión 118(a), 118(b). Como se usa en el presente documento, "adyacente a" significa que se soporta o se une a un componente vecino, donde un componente aguas abajo adyacente sigue inmediatamente al componente aguas arriba sin otros componentes intermedios, y con un volumen interno mínimo (por ejemplo, espacio muerto) entre el componente aguas arriba y el componente aguas abajo. Por ejemplo, una válvula de conexión y/o un sensor de presión de gas pueden tener conductos cortos que conducen hacia y desde los mecanismos reales, de modo que incluso si una entrada de un sensor de presión de gas estuviera conectada directamente a una salida de la válvula de conexión, aún podría haber una longitud de la trayectoria del flujo de fluido entre el mecanismo de la válvula de
60 conexión y el mecanismo del sensor de presión de gas. De manera similar, la trayectoria del flujo de fluido puede comprender una longitud corta del conducto 119(a), 119(b) (por ejemplo, tubos, canales, etc.) al que se conectan la

válvula de conexión 118(a), 118(b) y el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) se puede acoplar debido al tipo de uniones utilizadas en la válvula de la fuente de gas y el sensor de presión de gas. Además, En las realizaciones ejemplares, todos los conductos que colocan cualquiera y/o todos los componentes en conexión de fluido con gas terapéutico pueden minimizarse y/o eliminarse de tal manera que los "extremos muertos" (por ejemplo, espacio muerto entre el componente y el conducto) se puedan minimizar y/o eliminar, por ejemplo, puesto que estos "extremos muertos" pueden ser sustancialmente difíciles de purgar y/o pueden causar la generación de NO₂ y/o el NO₂ puede ser sustancialmente difícil de purgar de los "extremos muertos".

Mientras que el primer subsistema de suministro de gas 110(a) se representa como ubicado en el lado izquierdo del dibujo y el segundo subsistema de suministro de gas 110(b) se representa como ubicado en el lado derecho del dibujo, esto tiene la finalidad de ilustrar una realización ejemplar, y no debe interpretarse como una limitación, para lo que se debe hacer referencia a las reivindicaciones. Además, si bien los subsistemas de suministro de gas pueden denominarse primer subsistema de suministro de gas 110(a) y segundo subsistema de suministro de gas 110(b), esto no pretende indicar una secuencia o preferencia, sino que es para facilitar la referencia y no debe interpretarse como una limitación, por lo que se debe hacer referencia a las reivindicaciones. Además, si bien los subsistemas de suministro de gas pueden denominarse primer y segundo subsistemas de suministro de gas, esto no debe interpretarse como que solo puede haber dos subsistemas de suministro de gas, puesto que se prevén subsistemas adicionales de suministro de gas, sino que es para facilitar la referencia y no debe interpretarse como una limitación, por lo que se debe hacer referencia a las reivindicaciones.

En diversas realizaciones, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede ser un cilindro de gas comprimido con una presión de gas inicial de aproximadamente 2000 psi a aproximadamente 5000 psi con una concentración de NO de aproximadamente 2000 ppm a aproximadamente 10000 ppm, presión inicial del gas de aproximadamente 3000 psi con una concentración de NO de aproximadamente 4880 ppm, una presión inicial del gas de aproximadamente 2000 psi a aproximadamente 5000 psi con una concentración de NO de aproximadamente 400 ppm a aproximadamente 1600 ppm y/o una presión inicial de gas de aproximadamente 1800 psi que tiene una concentración de NO de aproximadamente 800 ppm. Por supuesto, se prevén otras presiones iniciales y/o concentraciones de NO. En una o más realizaciones, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede ser un mini cilindro que puede contener un gas terapéutico presurizado a una presión en el intervalo de aproximadamente 2000 psi a aproximadamente 300 psi, o a una presión de aproximadamente 3000 psi, donde el mini cilindro pesa menos de 1/3 del peso de un cilindro de gas de tamaño estándar (por ejemplo, aproximadamente 13,61 kg a 228,68 kg (30 lb a 50 lb)) y/o el mini cilindro pesa aproximadamente 0,65 kg (1,4 lb) mientras que proporciona el mismo o mayor tiempo de funcionamiento hasta el vacío en comparación con los cilindros anteriores (por ejemplo, cilindros de gas de tamaño estándar). En diversas realizaciones, el uno o más mini cilindros más livianos permiten una más fácil distribución manual de los cilindros porque requieren esfuerzo por parte del usuario para moverlos y manipularlos, y brindan un almacenamiento más eficaz de forma que ocupan menos espacio físico que los cilindros estándar más grandes. En diversas realizaciones, el mini cilindro puede contener un gas terapéutico que tiene una concentración en el intervalo de aproximadamente 2000 ppm a aproximadamente 10.000 ppm, o aproximadamente 4000 ppm a aproximadamente 10.000 ppm. En diversas realizaciones, la fuente de gas terapéutico es un mini cilindro de NO que tiene una concentración de NO de aproximadamente 2000 ppm a aproximadamente 10000 ppm, y una presión de gas inicial de aproximadamente 3000 psi, o una concentración de NO de aproximadamente 4880 ppm y una presión de gas inicial de aproximadamente 3000 psi.

En las realizaciones ejemplares, el receptáculo del sistema de administración de gas y la fuente de gas terapéutico se pueden configurar de manera que solo la fuente de gas terapéutico deseada 116(a), 116(b) pueda acoplarse al subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b). En al menos algunos casos, para garantizar que se está recibiendo la fuente de gas deseada, el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas se puede configurar para acoplarse con el miembro de acoplamiento compatible 114(a), 114(b) de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). Por ejemplo, los sistemas y métodos de la presente divulgación pueden incluir y/o modificarse de tal manera que puedan trabajar con cualquiera de las enseñanzas de la Patente de Estados Unidos n.º 8.757.148, titulada "Dispositivos Y Métodos Para Acoplar La Válvula Indexada Y El Conjunto De Recipiente Presurizado Con Collarín Y Para La Actuación Lineal Mediante El Conjunto De Émbolo En Comunicación De Fluido Con Un Dispositivo Para Regular El Suministro De Medicamentos". En una o más realizaciones, el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas y/o el miembro de acoplamiento coincidente 114(a), 114(b) comprende un dispositivo de administración de fármaco indexado como se describe en la Patente de Estados Unidos n.º 8.757.148. Los sistemas y métodos de la presente divulgación pueden incluir y/o modificarse de tal manera que puedan trabajar con cualquiera de las enseñanzas de la Patente de Estados Unidos n.º 8.757.148. En diversas realizaciones, el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas y el miembro de acoplamiento coincidente 114(a), 114(b) están polarizados, de modo que una fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) solo puede acoplarse con el acoplamiento de la fuente de gas con una orientación predeterminada. En diversas realizaciones, la fuente de gas terapéutico puede alinearse mediante el acoplamiento de la fuente de gas, por lo que un identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas unido a la fuente de gas terapéutico se orienta en una dirección particular. En al menos algunos casos, se pueden usar guías mecánicas y visuales para ayudar a cargar la fuente de gas terapéutico en el receptáculo.

En diversas realizaciones, el subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b) puede comprender el lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas y/o el sensor de temperatura 130(a), 130(b) que pueden colocarse dentro

de una bandeja y/o receptáculo para recibir la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). El lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas y/o el sensor de temperatura 130(a), 130(b) pueden usarse, entre otras cosas, para obtener datos del identificador 128(a), 128 (b) de la fuente de gas, y/o valores de temperatura de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). Además, en al menos algún caso, se puede usar un detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas para determinar si una fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) se ha recibido y/o se ha acoplado correctamente.

En una o más realizaciones, el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas terapéutico está asociado operativamente con el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas, donde el detector 132(a), 132 (b) de la fuente de gas terapéutico se configura para detectar cuándo la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) se recibe adecuadamente por el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas respectivo. En diversas realizaciones, el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas terapéutico se configura para comunicar una señal que indica la presencia de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) al controlador del sistema de administración de gas terapéutico y/o a los respectivos controladores 129(a), 129(b) de los subsistemas. En diversas realizaciones, el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas terapéutico puede ser, por ejemplo, un microinterruptor, un interruptor de límite o un detector de proximidad (por ejemplo, Sensor de efecto Hall).

En las realizaciones ejemplares, la válvula de conexión 118(a), 118(b) puede evitar también el ruido fuerte o la explosión de una rápida descarga de gas a alta presión desde el conducto/colector 119 cuando se retira la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). La válvula de conexión 118(a), 118(b), en al menos algunos casos, puede funcionar también para mantener el aire fuera del colector de alta presión aguas arriba del regulador de presión 122(a), 122(b).

En las realizaciones ejemplares, el regulador de presión 122(a), 122(b) puede configurarse para reducir el gas terapéutico a alta presión de la fuente de gas terapéutico (por ejemplo, 2000 psi, 3000 psi, etc.) a una presión operativa (por ejemplo, 20 psi, 30 psi, etc.).

En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración de gas primario 140 puede estar en comunicación de fluido con el primer subsistema de suministro de gas 110(a) y/o el segundo subsistema de suministro de gas 110(b), de manera que puede recibirse NO desde cualquiera y/o ambos subsistemas de suministro de gas (por ejemplo, a través del conducto 101(a), a través del conducto 101(b), etc.). El subsistema de administración de gas primario 140 puede estar en comunicación de fluido con uno o varios sensores 109 de presión de gas de suministro (por ejemplo, que pueden compartirse entre los subsistemas de administración primario y secundario como se muestra) permitiendo la medición de presión de NO suministrado desde y/o ambos subsistemas de suministro de gas y/o la presión del gas terapéutico en el conducto 101(a) y el conducto 101(b). Además, el NO recibido de uno y/o ambos subsistemas de suministro de gas puede estar en comunicación de fluido con un primer canal de control de flujo primario 141(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo alto) y/o un segundo canal de control de flujo primario 141 (b (por ejemplo, un canal de control de flujo bajo) de manera que se pueda controlar el flujo de NO. El primer canal de control de flujo 141(a) puede estar en comunicación de fluido con una primera válvula de cierre primaria 142(a), una primera válvula de control de flujo alto primaria 143(a), un primer sensor de flujo de administración primario 146(a), y/o un primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a). De manera similar, el segundo canal de control de flujo 141(b) puede estar en comunicación de fluido con una segunda válvula de cierre primaria 142(b), una segunda válvula de control de flujo alto primaria 143(b), un segundo sensor de flujo de administración primario 146(b), y/o un segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b).

En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración de gas 140 puede administrar gas terapéutico, a una dosis establecida deseada (por ejemplo, una concentración deseada) a un paciente (por ejemplo, a través de un módulo inyector acoplado a un circuito de respiración del paciente asociado a un ventilador). Por ejemplo, el subsistema de administración de gas 140 puede introducir gas terapéutico de mezcla de corriente salvaje (por ejemplo, NO, etc.), a través del módulo inyector 107, en el gas de respiración del circuito de respiración 209 del paciente, asociado al ventilador 205, como una proporción del gas de respiración del paciente. Para al menos introducir el gas terapéutico de mezcla de corriente salvaje (por ejemplo, NO, etc.) en el gas de respiración del paciente, subsistema de administración de gas 140 puede recibir NO desde la fuente de gas de NO 116(a) y/o la fuente de gas de NO 116(b), a través del canal de control de flujo 141(a) y/o canal de control de flujo 141(b), y proporcionar el gas terapéutico, a través de un conducto de administración 111 que también puede estar en comunicación de fluido con un módulo inyector 107, que a su vez puede también estar en comunicación de fluido con el miembro inspiratorio del circuito respiratorio 209 asociado al ventilador 205. En diversas realizaciones, el gas terapéutico que fluye a través del conducto de administración 111 puede ser la suma del gas terapéutico que fluye a través del canal de control de flujo 141(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo alto) y el canal de control de flujo 141(b) (por ejemplo, un canal de control de flujo bajo). Además, para al menos mezclar la corriente salvaje con el gas terapéutico en el gas de respiración del paciente, la información de flujo de gas del circuito de respiración puede proporcionarse por sensores, como el sensor de flujo 108(a) y/o el sensor de flujo 108(b) asociados al módulo inyector 107, en comunicación de fluido con el circuito de respiración y/o la información de flujo se puede recibir desde el ventilador.

Para regular el flujo de NO a través del conducto de administración 111 al módulo inyector 107 y, a su vez, a un paciente 203 que recibe gas de respiración del miembro inspiratorio 213 del circuito respiratorio 209 del paciente,

una o más válvulas de control de flujo 143(a) y/o 143 (b) (por ejemplo, válvulas proporcionales, válvulas binarias, etc.) pueden abrirse permitiendo el suministro de NO al paciente 203 mediante el flujo de NO recibido desde al menos uno de los subsistemas de suministro de gas por el canal de control de flujo correspondiente al módulo inyector 107, a través del conducto de administración 111, y, a su vez, en el miembro inspiratorio 213 del circuito de respiración 209 del paciente y al paciente 203. En al menos algunos casos, el sistema de administración de NO 100 puede incluir uno o más sensores de flujo de gas terapéutico 146(a), 146(b), 148(a) y/o 148(b) que pueden medir el flujo de gas terapéutico a través de las válvulas de control de flujo 143(a) y/o 143(b) y/o el conducto de administración 111, permitiendo a su vez la medición del flujo de gas terapéutico al módulo inyector 107, y a su vez al paciente 203

En las realizaciones ejemplares, el flujo de gas terapéutico (por ejemplo, flujo de gas NO) se puede mezclar en una corriente salvaje proporcional al flujo de gas de respiración (por ejemplo, aire) para proporcionar una concentración de dosis establecida deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) en el gas de respiración y gas terapéutico combinados. Por ejemplo, un usuario puede introducir una dosis establecida deseada y el sistema de administración puede suministrar esta dosis establecida al paciente 203. Además, el sistema de administración de NO 100 puede ejecutar, por ejemplo, usando instrucciones ejecutables por máquina, un cálculo de la concentración administrada que confirma que la concentración deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) está en el gas de respiración y el gas terapéutico combinados usando la concentración conocida de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b); la cantidad de flujo de gas de respiración en el circuito del paciente usando información de los sensores de flujo de BCG 108(a) y/o 108(b) y/o del ventilador 205; y la cantidad de flujo de gas terapéutico en el conducto de administración 111 que va al módulo inyector 107 (y, a su vez, al paciente 203) utilizando información de los sensores de flujo de gas terapéutico 146(a), 146(b), 148(a) y/o 148 (b).

Con respecto a al menos el subsistema de reserva o secundario, a veces conocido como "mezclador" o similar, se ha encontrado que los sistemas de reserva anteriores eran difíciles e intimidantes, y requerían una amplia capacitación con respecto al cambio del gas terapéutico administrados por ventilador al gas terapéutico administrado manualmente. En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración secundario 160 proporciona un sistema de reserva simple y/o automático para el subsistema de administración primario 140, así como un sistema de ventilación manual como un sistema de reserva simple y/o automático para el gas de respiración suministrado por el ventilador 205 y el circuito de respiración 209 del paciente. Además, en las realizaciones ejemplares, se proporciona un sistema de administración de reserva automático o secundario (por ejemplo, mezclador), que vincula los ajustes de dosis del subsistema de administración secundario con el conjunto de dosis en un subsistema de administración primario para que la dosis del paciente permanezca en la dosis establecida deseada, proporciona supervisión o confirmación de una dosis establecida, proporciona sistemas de reserva que pueden, si es necesario, funcionar independientemente del resto del sistema.

En las realizaciones ejemplares, similar al subsistema de administración de gas primario 140, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede estar en comunicación de fluido con el primer subsistema de suministro de gas 110(a) y/o el segundo subsistema de suministro de gas 110(b), de manera que el NO se puede recibir desde y/o ambos subsistemas de suministro de gas (por ejemplo, a través del conducto 101(a), a través del conducto 101(b), a través del conducto 101(a) y el conducto 101(b), etc.). De nuevo, similar al subsistema de administración de gas primario 140, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede estar en comunicación de fluido con uno o más sensores de presión de gas de administración 109 (por ejemplo, puede compartirse entre los subsistemas de suministro primario y secundario como se muestra) permitiendo la medición de presión del NO que se suministra desde uno o ambos subsistemas de suministro de gas. Además, el NO recibido de cualquiera y/o ambos subsistemas de suministro de gas puede estar en comunicación de fluido con un canal de control de flujo secundario 161(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo medio), de manera que el flujo de NO se puede controlar. El canal de control de flujo secundario 161(a) puede estar en comunicación de fluido con una válvula de cierre secundaria 162, una válvula de control de flujo medio secundaria 163, un sensor de flujo de administración secundario 166 y/o un sensor de flujo de confirmación secundario 168. Además, el canal de control de flujo secundario 161(a) puede estar en comunicación de fluido con una válvula de regulación de flujo 170 que puede controlar si el flujo del sistema de administración de gas secundario va al módulo inyector 107 o a otro aparato de respiración asistida (por ejemplo, una mascarilla de válvula de bolsa, etc.).

En una o más realizaciones, el subsistema de administración secundario 160 comprende también una válvula de regulación de flujo 170 que puede controlar si el flujo del sistema de administración de gas secundario 160 va al módulo inyector 107 o a otro aparato de respiración asistida (por ejemplo, mascarilla de válvula de bolsa, etc.). En diversas realizaciones, la válvula de regulación de flujo 170 puede ser una válvula de tres vías que se configura para dirigir una corriente de flujo de gas hasta una salida del módulo inyector o una salida de baja presión 167 para una mascarilla de válvula de bolsa. En diversas realizaciones, la válvula de regulación de flujo 170 puede incluir una o más válvulas de control proporcional, válvulas binarias o una válvula de 3 vías, donde las válvulas pueden configurarse para dirigir el flujo de gas.

En las realizaciones ejemplares, similar al subsistema de administración de gas primario 140, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede administrar gas terapéutico, a una dosis establecida deseada (por ejemplo, una concentración deseada), a un paciente (por ejemplo, a través de un módulo inyector acoplado a un

circuito de respiración del paciente asociado a un ventilador). Por ejemplo, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede mezclar la corriente salvaje con gas terapéutico (por ejemplo, NO, etc.), a través del módulo inyector 107, en el gas de respiración del circuito de respiración 209 del paciente, asociado al ventilador 205, como una proporción del gas de respiración del paciente. Para al menos la mezcla de corriente salvaje con gas terapéutico
 5 (por ejemplo, NO, etc.) en el gas de respiración del paciente, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede recibir NO de una fuente de gas de NO 116(a) y/o una fuente de gas 116(b), a través del canal de control de flujo 161(a) y la válvula de regulación de flujo 170, y proporcionar el gas terapéutico, a través de un conducto de administración 111 que puede estar también en comunicación de fluido con un módulo inyector 107, que a su vez puede estar también en comunicación de fluido con el miembro inspiratorio del Circuito respiratorio 209 asociado al
 10 ventilador 205. Además, para al menos mezclar la corriente salvaje con el gas terapéutico en el gas de respiración del paciente, la información de flujo de gas del circuito de respiración puede proporcionarse por sensores, como el sensor de flujo 108(a) y/o el sensor de flujo 108(b) asociados al módulo inyector 107, en comunicación de fluido con el circuito de respiración y/o la información de flujo se puede recibir desde el ventilador.

15 Para regular el flujo de NO a través del conducto de administración 111 al módulo inyector 107 y, a su vez, a un paciente 203 que recibe gas respiratorio del miembro inspiratorio 213 del circuito respiratorio 209 del paciente, al menos una válvula de control de flujo 163 (por ejemplo, válvulas proporcionales, válvulas binarias, etc.) puede abrirse habilitando el suministro de NO al paciente 203 haciendo fluir el NO recibido de al menos uno de los subsistemas de suministro de gas por el canal de control de flujo correspondiente al módulo inyector 107, a través
 20 del conducto de administración 111, al módulo inyector 107, y a su vez en el miembro inspiratorio 213 del circuito respiratorio 209 del paciente y al paciente 203. En al menos algunos casos, el sistema de administración de NO 100 puede incluir uno o más sensores de flujo de gas terapéutico 166 y/o 168 que pueden medir el flujo de gas terapéutico a través de al menos una válvula de control de flujo 163 y/o el conducto de administración 111, permitiendo a su vez la medición del flujo de gas terapéutico al módulo inyector 107 y, a su vez, al paciente 203.

25 En las realizaciones ejemplares, el flujo de gas terapéutico (por ejemplo, flujo de gas NO) se puede mezclar en una corriente salvaje proporcional al flujo de gas de respiración (por ejemplo, aire) para proporcionar una concentración de dosis establecida deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) en el gas de respiración y gas terapéutico combinados. Por ejemplo, un usuario puede introducir una dosis establecida deseada y el sistema de administración puede suministrar esta dosis establecida al paciente 203. Además, el sistema de administración de NO 100 puede ejecutar, por ejemplo, usando instrucciones ejecutables por máquina, un cálculo de la concentración administrada que confirma que la concentración deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) está en el gas de respiración y el gas terapéutico combinados usando la concentración conocida de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b); la cantidad de flujo de gas de respiración en el circuito del paciente usando información de los sensores de flujo de
 30 BCG 108(a) y/o 108(b) y/o del ventilador 205; y la cantidad de flujo de gas terapéutico en el conducto de administración 111 que va al módulo inyector 107 (y, a su vez, al paciente 203) utilizando información de los sensores de flujo de gas terapéutico 166 y/o 168.

40 En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración secundario 160 puede recibir oxígeno y/o aire (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un suministro de gas externo, como un regulador de gas de pared, desde una toma de pared, cilindro, etc.) que puede ser una corriente salvaje mezclada con NO, por ejemplo, del subsistema de suministro de gas A y/o del subsistema de suministro de gas B como se ha descrito anteriormente, que a su vez se puede administrar a un aparato de respiración asistida (por ejemplo, una mascarilla de válvula de bolsa). A modo de ejemplo, para al menos el NO de mezcla de corriente salvaje con oxígeno y/o aire (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared, desde una toma de pared, etc.) el NO recibido desde cualquiera o ambos subsistemas de suministros de gas puede estar en comunicación de fluido con el canal de control de flujo secundario 161(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo medio) de tal manera que se pueda controlar el flujo de NO. Además, un conducto de baja presión 172 puede recibir oxígeno y/o aire de baja presión (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared) a través de un conducto de baja presión que pasa a través de la entrada (por ejemplo, acoplado a un conducto de administración de baja presión desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared), que puede estar en comunicación de fluido con un filtro, y este aire de baja presión recibido se puede mezclar con el NO de uno o ambos subsistemas de suministro de gas, por ejemplo, en la unión de mezcla 169. El conducto de baja presión 172 puede estar en comunicación de fluido con un sensor de flujo recibido de oxígeno/aire de baja presión 174, un sensor 176 de flujo de confirmación recibido de oxígeno/aire a baja, y/o un sensor de presión recibida de oxígeno/aire de baja presión 178. Siguiendo el ejemplo anterior, la válvula de regulación de flujo 170 (por ejemplo, una válvula de tres vías, una válvula direccional, etc.) se puede accionar de tal manera que el NO del canal de control de flujo secundario 161(a) fluya a la unión de mezcla 169 donde el NO y el oxígeno y/o el aire se puede mezclar en la corriente salvaje y, a su vez, este NO y el aire y/o el oxígeno pueden fluir al aparato de respiración asistida (por ejemplo, una mascarilla de válvula de bolsa, etc.).
 50
 55

60 Para mayor facilidad, al menos en esta configuración, el aparato de respiración asistida se describe, a veces, como una mascarilla de válvula de bolsa. Por supuesto, se prevén otros aparatos de respiración asistida, tales como, entre otros, una mascarilla de válvula de bolsa, cánula nasal, mascarilla facial, etc. Por consiguiente, la referencia a una mascarilla de válvula de bolsa es meramente fácil y de ninguna manera pretende ser una limitación.

65 En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede administrar gas

terapéutico, a una dosis establecida deseada (por ejemplo, una concentración deseada), a un paciente, a través de una mascarilla de válvula de bolsa, mediante el gas terapéutico de mezcla de corriente salvaje (por ejemplo, NO, NO de cualquiera y/o ambos subsistemas de suministro de gas, etc.) con oxígeno y/o aire de baja presión (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared) como una proporción de oxígeno y/o aire de baja presión. Además, para combinar al menos el gas terapéutico de corriente salvaje con oxígeno y/o aire de baja presión, la información de flujo puede ser proporcionada por sensores, como el sensor de flujo 174, el sensor de flujo 176 y/o el sensor de presión 178, en el conducto de baja presión en comunicación de fluido 172. Para mayor facilidad, solo se describe un oxígeno y/o aire/O₂ de baja presión. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación, por ejemplo, puesto que se prevé el uso de oxígeno y/o aire a alta presión. Por ejemplo, los conductos, válvulas, sensores de flujo, etc. pueden modificarse para la alta presión y/o el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede incluir y/o funcionar con un regulador de presión (por ejemplo, para disminuir la presión de la fuente, etc.). Por consiguiente, un experto en la materia apreciará cómo el sistema de gas terapéutico 100 puede funcionar con oxígeno y/o aire a alta presión.

Como se ha descrito anteriormente con respecto al suministro de NO al módulo inyector 107, para regular el flujo de NO a través del canal de control de flujo 161(a) a una mascarilla de válvula de bolsa, y a su vez a un paciente 203, al menos una válvula de control de flujo 163 (por ejemplo, válvulas proporcionales, válvulas binarias, etc.) pueden abrirse permitiendo el flujo de NO a la unión de mezcla 169. En la unión de mezcla 169, el NO y el oxígeno y/o el aire de baja presión se pueden mezclar en la corriente salvaje y este NO y el oxígeno y/o el aire pueden a su vez fluir a una mascarilla de válvula de bolsa. En al menos algunos casos, el sistema de administración de NO 100 puede incluir uno o más sensores de flujo de gas terapéutico 166 y/o 168 que pueden medir el flujo de gas terapéutico a través de la al menos una válvula de control de flujo 163 y/o el canal de control de flujo 161(a) permite, a su vez, la medición del flujo de gas terapéutico en la unión de mezcla 169.

En las realizaciones ejemplares, el flujo de gas terapéutico (por ejemplo, flujo de gas NO) se puede mezclar en una corriente salvaje proporcional al flujo de aire y/u oxígeno de baja presión para proporcionar una concentración de dosis establecida deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) en el oxígeno y/o aire de baja presión y gas terapéutico combinados. Por ejemplo, un usuario puede introducir una dosis establecida deseada y el sistema de administración 160 puede suministrar esta dosis establecida al paciente 203. Además, el sistema de administración de NO 100 puede ejecutar, por ejemplo, usando instrucciones ejecutables por máquina, un cálculo de la concentración administrada que confirma que la concentración deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) está en el oxígeno y/o aire de baja presión y gas terapéutico combinados usando la concentración conocida de la fuente de gas terapéutico 203; la cantidad de oxígeno y/o aire de baja presión utilizando la información de los sensores de flujo 174 y/o 176; y la cantidad de flujo de gas terapéutico desde el canal de control de flujo 161 que va a la unión de mezcla 169 utilizando la información de los sensores de flujo de gas terapéutico 166 y/o 168.

En las realizaciones ejemplares, la válvula de sobrepresión 179 puede estar en comunicación de fluido con el conducto de baja presión 172 para, por ejemplo, garantizar que la presión en el conducto de baja presión 172 no esté por encima de un umbral predeterminado. La válvula de sobrepresión 179 se puede usar para asegurar que los sensores en comunicación de fluidos con el conducto de baja presión 172 y/o el conducto de baja presión 172 en sí no se dañen al estar expuestos a gas de alta presión (por ejemplo, esto se puede proporcionar desde la salida de alta presión de una fuente de oxígeno y/o aire).

En al menos algunos casos, el sistema 100 puede tener menos o más subsistemas de administración (por ejemplo, el subsistema de administración primario 140, el subsistema de administración secundario 160, etc.) y/o el sistema 100 y/o los subsistemas de administración pueden tener menos o más canales de control de flujo y elementos asociados. Para facilitar la tarea, solo un subsistema de administración primario con dos canales de control de flujo y elementos asociados (por ejemplo, válvulas de cierre, válvulas de control, sensores de flujo, sensores de flujo de confirmación, etc.) y un subsistema de administración secundario con un solo canal de control de flujo y elementos asociados (por ejemplo, válvulas de cierre, válvulas de control, sensores de flujo, sensores de flujo de confirmación, etc.) se muestran. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. Por ejemplo, el subsistema de administración primario puede incluir cualquier número de canales de control de flujo, como, por ejemplo, un tercer canal de control de flujo (no mostrado) que puede estar en comunicación de fluido con los elementos asociados (por ejemplo, una tercera válvula de cierre primaria, una tercera válvula de control de flujo primaria, un tercer sensor de flujo de administración primario y/o un tercer sensor de flujo de confirmación primario, etc.). Para otro ejemplo, el subsistema de administración secundario puede incluir cualquier número de canales de control de flujo, como, por ejemplo, un segundo canal de control de flujo (no mostrado) que puede estar en comunicación de fluido con los elementos asociados (por ejemplo, una segunda válvula de cierre secundaria, una segunda válvula de control de flujo, un segundo sensor de flujo de administración secundario y/o un segundo sensor de flujo de confirmación secundario, etc.). Para otro ejemplo más, el sistema 100 puede incluir un subsistema de suministro terciario (no mostrado) que puede tener cualquier número de canales de control de flujo, como un primer canal de control de flujo que puede estar en comunicación de fluido con los elementos asociados (por ejemplo, una primera válvula de cierre terciaria, una primera válvula de control de flujo terciaria, un primer sensor de flujo de administración terciario y/o un primer sensor de flujo de confirmación terciario, etc.), un segundo canal de control de flujo que puede estar en comunicación de fluido con los elementos asociados (por ejemplo, una segunda válvula de cierre terciaria, una segunda válvula de control de flujo terciaria, un segundo sensor de flujo de administración

terciario y/o un segundo sensor de flujo de confirmación terciario, etc.), y/o un tercer canal de control de flujo que puede estar en comunicación de fluido con los elementos (por ejemplo, una tercera válvula de cierre terciaria, una tercera válvula de control de flujo terciaria, un tercer sensor de flujo de suministro terciario y/o un tercer sensor de flujo de confirmación terciario, etc.).

5 En al menos algunos casos, las válvulas de control de flujo pueden controlar varios intervalos de flujo (por ejemplo, flujo alto, flujo bajo, flujo medio, etc.) y/o el mismo intervalo de flujos (por ejemplo, una o más válvulas de flujo alto, una o más válvulas de flujo bajo, una o más válvulas de flujo medio, etc.). Para mayor facilidad, las válvulas de control de flujo (por ejemplo, la válvula de control de flujo 143(a), la válvula de control de flujo 143(b), la válvula de control de flujo 163, etc.) se describen, a veces, como válvulas de control de flujo alto, válvulas de control de flujo bajo, válvulas de control de flujo medio, y similares. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. Por supuesto, se prevén otros intervalos de flujo y/o válvulas y/o intervalos de control de flujo adicionales.

15 En al menos algunos casos, las válvulas de control de flujo (por ejemplo, la válvula de control de flujo 143(a), la válvula de control de flujo 143(b), la válvula de control de flujo 163, etc.) pueden ser cualquier tipo de válvula capaz de controlar el flujo de gas, como por ejemplo: pero no limitado a, válvulas proporcionales, válvulas binarias, cualquier combinación o separación adicional de las mismas, y/o cualquier otro tipo de válvula.

20 En al menos algunos casos, los sensores de flujo de gas terapéutico 146(a), 146(b), 148(a), 148(b), 166 y/o 168 y las válvulas de control de flujo (por ejemplo, la válvula de control de flujo 143(a), la válvula de control de flujo 143(b), la válvula de control de flujo 163, etc.) en los canales de control de flujo correspondientes se pueden configurar de tal manera que los sensores de flujo puedan estar aguas arriba, aguas abajo, y/o combinaciones de los mismos de la una o más válvulas de control de flujo correspondientes. El sistema de administración de gas terapéutico 100 se describe, a veces, como teniendo sensores de flujo, uno correspondiendo al sensor de flujo de confirmación. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación porque, por ejemplo, se prevé más de un sensor de flujo de confirmación correspondiente.

30 En una o más realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede tener uno o más puertos de entrada y puertos de salida, donde los puertos pueden ser puertos generales para permitir la conexión y/o comunicación de fluido del sistema a los componentes externos (por ejemplo, puerto de salida del módulo inyector), o puertos dedicados que proporcionan conexión y/o comunicación de fluido de los componentes externos con los subsistemas y/o componentes específicos para proporcionar funciones específicas del sistema (por ejemplo, puerto de entrada de aire de baja presión, puerto de entrada de análisis de gas). En diversas realizaciones, los puertos de entrada y los puertos de salida pueden comprender conectores, por ejemplo, conectores de gas de desconexión rápida, conectores de lengüeta de manguera y acoplamientos de manguera, por nombrar algunos. En las realizaciones ejemplares, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede comprender un puerto de salida primario (también denominado puerto de salida del módulo inyector) para su conexión a un módulo inyector, una salida de baja presión 167 para su conexión a un dispositivo de ventilación manual y un puerto de entrada de baja presión 165 para su conexión al suministro de aire/O₂ de baja presión.

45 En las realizaciones ejemplares, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede permitir que un usuario ingrese una dosis establecida deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO en PPM) y el sistema de administración de gas terapéutico puede confirmar que se está suministrando la dosis establecida deseada del gas terapéutico al paciente mediante el cálculo de la concentración de administración (por ejemplo, como se ha descrito anteriormente), así como el uso del sistema de análisis de gas 180 para confirmar que la dosis establecida deseada del gas terapéutico (por ejemplo, NO) se está administrando al paciente. El subsistema de análisis de gas 180 puede incluir, pero no se limita a numerosos sensores tales como, pero no limitado a, un sensor electroquímico de gas NO 182, que puede tener un material de electrodo de tipo catalítico con alta actividad catalítica para las reacciones electroquímicas del sensor, un sensor de gas de dióxido de nitrógeno electroquímico de tipo catalítico 186, y un sensor de gas de oxígeno electroquímico de tipo galvánico 188, por nombrar algunos; un sensor de flujo de gas de muestreo 190; una bomba de muestreo 192; una o más válvulas 194 del sistema de muestreo; y/o controlador 184. Los sensores 182, 186 y 188 pueden estar en serie y/o en paralelo y/o pueden estar en cualquier orden. Para mayor facilidad, los sensores 182, 186 y 188 se ilustran esquemáticamente en serie. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. En diversas realizaciones, el sensor de NO puede ser un sensor electroquímico, que puede comprender dos electrodos, incluyendo un sensor y un contraelectrodo, separados por una fina capa de electrolito.

60 En las realizaciones ejemplares, el subsistema de análisis de gas 180 puede muestrear y/o medir la concentración de diversos gases que se suministran a un paciente. La concentración de NO que se suministra al paciente 203 puede muestrearse y exponerse al sensor de NO 182, que a su vez puede proporcionar información indicativa de la concentración de NO en el gas de respiración (por ejemplo, NO en PPM). Por ejemplo, una muestra del gas que se administra al paciente puede muestrearse a través de una línea de muestreo 119 que está en comunicación de fluido con la línea inspiratoria 213 del circuito de respiración 209 asociado con el aparato de respiración 205. La línea de muestreo 119 puede estar en comunicación de fluido con el miembro inspiratorio 213 a través de una muestra "T" 121 que se puede acoplar a la línea inspiratoria 213. Esta muestra de gas del miembro inspiratorio, a través de la

línea de muestreo 119, puede fluir y arrastrarse a los sensores de gas 182, 186, 188 (por ejemplo, sensor de NO 182, sensor de gas de dióxido de nitrógeno 186, sensor de gas de oxígeno 188, etc.). El flujo en la línea de muestreo 119 se puede regular a través de la válvula 194 y/o la bomba de muestreo 192. El flujo de masa o volumen de la línea de muestreo se puede medir utilizando el sensor de flujo 190. La línea de muestreo 119 también puede estar en comunicación de fluido con un acondicionador de muestreo de gas 196 que puede condicionar el gas de muestreo, por ejemplo, extrayendo fluidos, colocando la muestra a la humedad adecuada, eliminando los contaminantes de la muestra y/o puede acondicionar el gas de muestreo de cualquier otra forma que se desee.

En realizaciones ejemplares, el subsistema de análisis de gas 180 puede realizar calibraciones (por ejemplo, calibraciones de referencia, calibraciones de intervalo, etc.) del sensor de gas (por ejemplo, sensor de gas electroquímico de tipo catalítico, etc.) mediante muestreo y/o medición de la concentración de gases diana en una muestra controlada (por ejemplo, muestra de referencia, muestra de calibración, etc.), donde una muestra de calibración es un gas diana (es decir, óxido nítrico) con una concentración específica conocida y controlada dentro de un intervalo de interés (por ejemplo, 10 PPM, 25 PPM, 50 PPM, 80 PPM, etc.) y/o cuando una muestra de referencia es un gas que contiene una concentración cero de un gas diana (es decir, aire ambiente acondicionado que contiene cero óxido nítrico). Por ejemplo, una muestra de gas ambiental y/o gas de calibración puede muestrearse a través de una línea de muestreo 119 y/o 198 que puede estar en comunicación de fluido con la válvula 194. Esta muestra de gas puede fluir y/o llevarse a los sensores de gas (por ejemplo, sensor de NO 182, etc.) donde el flujo puede regularse a través de la válvula 194 (por ejemplo, una válvula de tres vías, etc.) y/o la bomba de muestreo 192. El flujo de la línea de muestreo se puede medir utilizando el sensor de flujo 190.

En las realizaciones ejemplares, la línea de muestreo 119 también puede estar en comunicación de fluido con un acondicionador de muestreo de gas (no mostrado) que puede acondicionar el gas de muestreo, por ejemplo, extrayendo líquidos, colocando la muestra a la humedad adecuada, eliminando contaminantes de la muestra. y/o puede condicionar la muestra de gas de cualquier otra forma que se desee. Por ejemplo, el aire ambiente utilizado para la calibración de referencia puede depurarse de cualquier gas no deseado utilizando un material depurador. A modo de ejemplo, este material de lavado puede ser un material de lavado de permanganato de potasio en línea capaz de limpiar el aire ambiente eliminando el NO y el NO₂. Con el NO y el NO₂ eliminados del aire ambiente, el aire lavado puede usarse para una calibración de cero, puesto que estos gases indeseables se han eliminado, por lo tanto, están a 0 PPM. Si es necesario, se puede hacer una técnica similar (por ejemplo, utilizando un material de lavado en línea) para el gas de calibración.

Gestión de la fuente de gas terapéutico

En las realizaciones ejemplares, al menos algún aspecto de la presente divulgación se refiere a sistemas, métodos y/o procesos para, entre otras cosas, gestionar el uso de una o más fuentes de gas terapéutico, recibir la fuente de gas terapéutico, recibir información de la fuente de gas terapéutico, realizar cálculos de tiempo de funcionamiento hasta el vacío, proporcionar la información correspondiente con el tiempo de funcionamiento hasta el vacío para los usuarios, y/o proporcionar alarmas, por nombrar algunos.

En una o más realizaciones, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede ser recibida por el subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b). Para ser recibido por el subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b), el miembro de acoplamiento 114(a), 114(b) de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede tener que acoplarse con el acoplamiento 115(a), 115(b) de la gas fuente del subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b). Después de recibirse, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede activarse (abrirse) colocando la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) en comunicación de fluido con el sensor de presión de gas 120(a), 120(b), que mide la presión del gas en la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b).

En las realizaciones ejemplares, cuando se recibe por el sistema de administración de gas terapéutico 100, el lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas puede leer el identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas, que ha registrado en su interior la concentración medida real del gas terapéutico en la fuente de gas 116(a), 116(b) y/o la concentración de gas diana del fabricante para la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). El identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas puede haber registrado también en su interior datos adicionales como, entre otros, el volumen húmedo de la fuente de gas, la identidad del gas terapéutico y/o su fecha de caducidad, para nombrar unos pocos. Los datos registrados en el identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas y la presión de gas medida por el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) pueden comunicarse al controlador del sistema de administración de gas terapéutico y almacenarse en la memoria. En las realizaciones ejemplares, al menos parte de la información registrada en el identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas puede usarse para los cálculos del tiempo de funcionamiento hasta el vacío.

En una o más realizaciones, el identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas puede ser etiquetas de identificación por radiofrecuencia (RFID) con memoria de lectura/escritura (R/W) en el componente de comunicación, utilizada para transmitir datos al uno o más controladores del sistema a través de un lector RFID 131(a), 131(b), códigos de barras y/o códigos QR.

En diversas realizaciones, el lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas puede ser un dispositivo de

imágenes (por ejemplo, una cámara) para leer y comunicar datos de concentración de gas reales en un código QR, o un escáner de código de barras para leer y comunicar datos de concentración de gas reales en un código de barras. En una o más realizaciones, el lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas puede ser un componente de la bandeja o receptáculo para el acoplamiento de la fuente de gas terapéutico en el subsistema de suministro de gas terapéutico 110(a), 110(b)). La bandeja o el receptáculo pueden incluir además medios para alinear correctamente la fuente de gas dentro de la bandeja o el receptáculo para leer los datos de concentración de gas de terapia reales. Los medios correspondientes para la alineación pueden incorporarse en la fuente de gas de terapia a través de una cámara de imágenes, o un lector RFID para leer y comunicar los datos de concentración de gas reales en una etiqueta RFID, donde la etiqueta puede ser ilegible si está orientada en la dirección incorrecta. En ciertas realizaciones, los medios para alinear pueden incluir una disposición de codificación entre la fuente de gas (por ejemplo, a través del cuerpo de la válvula de la fuente de gas) y el receptor de bandeja o receptáculo, o marcas en la bandeja o receptáculo y la fuente de gas que se tienen que alinear al momento de la colocación de la fuente de gas en el sistema de administración de gas terapéutico. Tales medios para la alineación de la fuente de gas también se pueden usar para evitar la conexión de una fuente de gas incorrecta al sistema de administración de gas de terapia.

En una o más realizaciones, la válvula de cierre 126(a), 126(b), que puede estar ubicada aguas abajo de y en comunicación de fluido con la válvula de purga 124(a), 124(b), puede proporcionar una barrera de gas entre el subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b) y el subsistema de administración primario 140 y/o el subsistema de administración secundario 160, y puede bloquear el flujo de gas al uno o más conductos de gas terapéutico 101(a), 101(b). Las válvulas de cierre 126(a), 126(b) pueden ser válvulas binarias. En una o más realizaciones, un conducto de gas terapéutico 101(a), 101(b) puede proporcionar una trayectoria de flujo de gas (por ejemplo, una trayectoria, tubería, canal, etc. de flujo de gas cerrado) al menos desde el al menos un subsistema de suministro de gas hasta al menos un subsistema de administración de gas primario (por ejemplo, subsistema de administración primario 140, etc.) y/o al menos un subsistema de administración de gas secundario (por ejemplo, subsistema de administración secundario 160).

En diversas realizaciones, el sensor de presión 109 del conducto de gas está conectado y en comunicación de fluido con el uno o más conductos de gas terapéutico 101(a), 101(b), se configura para medir una presión de gas en el uno o más conductos de gas terapéutico 101(a), 101(b) que se administra al subsistema de administración primario 140 y/o al subsistema de administración secundario 160, y/o se configura para estar en comunicación, a través de una trayectoria de comunicación, con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico. En diversas realizaciones, el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) está en el lado de alta presión (por ejemplo, 3000 psi) del regulador de presión de gas terapéutico 122(a), 122(b), mientras que el sensor de presión 109 del conducto de gas está en el lado de presión regulada/aguas abajo (por ejemplo, 30 psi) del regulador de presión de gas terapéutico 122(a), 122(b).

En una o más realizaciones, con la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) recibida por el sistema 100, se puede proporcionar NO desde uno o ambos subsistemas de suministro de gas 110(a), 110(b) y, a su vez, debe comunicarse de manera fluida con el primer canal de control de flujo 141(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo alto) y/o el segundo canal de control de flujo 141(b) (por ejemplo, un canal de control de flujo bajo) de tal manera que el flujo de gas terapéutico (por ejemplo, NO) puede controlarse. En diversas realizaciones, un canal de control de flujo alto puede configurarse para suministrar caudales más altos y, por lo tanto, dosis más altas con mayor precisión, mientras que un canal de control de flujo bajo puede configurarse para suministrar caudales más bajos y, por lo tanto, dosis más bajas con mayor precisión.

En las realizaciones ejemplares, el sistema 100 puede activarse automáticamente cuando la dosis establecida y el flujo del módulo inyector (por ejemplo, flujo inspiratorio, flujo hacia delante, etc.) están por encima de un umbral predeterminado, que sería los caudales indicativos de un ventilador operativo. A modo de ejemplo, el subsistema de administración primario 140 y/o el subsistema de administración secundario 160 pueden activarse automáticamente cuando se determina que el ajuste de la dosis y el flujo del módulo inyector están por encima de un umbral predeterminado. Esto se puede lograr porque, como se ha indicado anteriormente, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico (por ejemplo, el controlador 144 del subsistema de administración de gas primario y/o el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario, etc.) pueden configurarse para comunicarse con la primera y segunda válvulas de cierre primarias 142(a), 142(b); primera, segunda válvulas de control de flujo primarias 143(a), 143(b); primer, segundo sensores de flujo de administración primarios 146(a), 146(b); primer, segundo sensores de flujo de confirmación primarios 148(a), 148(b); válvula de cierre secundaria 162, válvula de control de flujo medio secundaria 163, sensor de flujo de administración secundario 166 y/o sensor de flujo de confirmación secundario 168, válvula de control de flujo 170, sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector y/o sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector. En al menos algunos casos, la primera, la segunda válvulas de cierre primarias 142(a), 142(b); primera, segunda válvulas de control de flujo primarias 143(a), 143(b); la primera válvula de cierre secundaria 162 y la primera válvula de control de flujo secundaria 163 están normalmente cerradas.

En diversas realizaciones, el controlador 144 del subsistema de administración primario puede comparar los valores de caudal recibidos del primer sensor de flujo de administración primario 146(a) y el primer sensor de flujo de

confirmación primario 148(a) para el gas terapéutico, y puede proporcionar una alarma, recomendar reemplazar al menos uno de los sensores, realizar los procesos de verificación (que se describen a continuación con mayor detalle) para confirmar qué sensor no funciona correctamente, y/o proporcionar información de flujo del sensor de flujo en funcionamiento, etc. si los caudales de gas terapéutico medidos en el primer sensor de flujo de administración primario 146(a) y el primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a) difieren entre sí en una cantidad mayor que una cantidad umbral de aproximadamente el 10 %, o aproximadamente el 7 %, o aproximadamente el 5 %, o aproximadamente el 2,5 %, o aproximadamente el 2 %, o aproximadamente el 1 %, o aproximadamente el 0,5 %.

En diversas realizaciones, el controlador 144 del subsistema de administración primario puede comparar los valores de caudal recibidos del segundo sensor de flujo de administración primario 146(b) y el segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b) para el gas terapéutico, y puede proporcionar una alarma, recomendar reemplazar al menos uno de los sensores, realizar los procesos de verificación (que se describen a continuación con mayor detalle) para confirmar qué sensor no funciona correctamente, y/o proporcionar información de flujo del sensor de flujo en funcionamiento, etc. si los caudales de gas terapéutico medidos en el segundo sensor de flujo de administración primario 146(b) y el segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b) difieren entre sí en una cantidad mayor que una cantidad umbral de aproximadamente el 10 %, o aproximadamente el 7 %, o aproximadamente el 5 %, o aproximadamente el 2,5 %, o aproximadamente el 2 %, o aproximadamente el 1 %, o aproximadamente el 0,5 %.

En las realizaciones ejemplares, la disposición del primer, segundo sensores de flujo de administración primarios 146(a), 146(b) y/o el primer, segundo sensores de flujo de confirmación primarios 148(a), 148(b) proporciona un control del subsistema de administración primario que puede constar de al menos 3 juegos de sensores para triangulación de fallos, incluido el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, primer, segundo sensores de flujo de administración primarios 146(a), 146(b) y/o primer, segundo sensores de flujo de confirmación primarios 148(a), 148(b), y sensor de gas terapéutico 182, donde se pueden comparar los valores de caudal de los sensores de flujo, realizar cálculos de relación-métrica y compararlos con el valor del sensor de gas terapéutico para determinar si alguno de estos componentes ha fallado, o necesita de servicio y/o calibración. Además, en al menos algunos casos, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede realizar automáticamente procesos de verificación (por ejemplo, triangulación de fallos, etc.) durante la administración de gas terapéutico a un paciente y/o si el sensor de gas terapéutico identifica un sensor, válvula, u otro componente con fallo identificado, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede usar la información de otro sensor, válvula u otro componente que esté funcionando. A modo de ejemplo, durante el suministro de gas terapéutico a un paciente, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede realizar procesos de verificación (por ejemplo, triangulación de fallos) e identificar que un sensor de flujo no está funcionando y, por lo tanto, utilizar la información de flujo de sensores de flujo de confirmación. Cálculos y comparaciones similares se describen para una verificación de desempeño de uso previo que se describe aquí.

Subsistema de suministro secundario

En las realizaciones ejemplares, al menos algún aspecto de la presente divulgación se refiere a sistemas, métodos y/o procesos para, entre otras cosas, proporcionar gas terapéutico de una o más fuentes, proporcionar gas terapéutico de un subsistema de administración primario, proporcionar gas terapéutico de un subsistema de administración secundario, proporcionar gas terapéutico de un subsistema de administración primario y secundario, proporcionar gas terapéutico a un paciente ventilado y/o proporcionar gas terapéutico a un aparato de respiración asistida, por nombrar algunos.

En las realizaciones ejemplares, como se ha descrito anteriormente, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede incluir una pluralidad de subsistemas de suministro capaces de recibir gas terapéutico de una pluralidad de fuentes y suministrar el gas terapéutico recibido a un paciente que lo necesite usando diversas técnicas (por ejemplo, administración al módulo inyector desde el subsistema de administración primario, administración al módulo inyector desde el subsistema de administración secundario, administración al módulo inyector desde el subsistema de administración primario y subsistema de administración secundario, administración a un dispositivo externo de ventilación manual desde el subsistema de administración secundario, administración a un dispositivo externo de ventilación manual desde el subsistema de administración primario, etc.). Para lograr al menos lo anterior, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede incluir el subsistema de administración primario 140, que puede comprender dos canales de control de flujo y el subsistema de administración secundario 160, que puede comprender un canal de control de flujo secundario, de manera que un sistema de administración de gas terapéutico 100 comprende tres canales de control de flujo redundantes en comunicación de fluido con el uno o más conductos de gas terapéutico 101(a), 101(b).

En las realizaciones ejemplares, el NO recibido de cualquiera y/o ambos subsistemas de suministro de gas puede estar en comunicación de fluido con un canal de control de flujo secundario 161(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo medio), de manera que el flujo de NO se puede controlar. El canal de control de flujo secundario 161(a) puede estar en comunicación de fluido con una válvula de cierre secundaria 162, una válvula de control de flujo medio secundaria 163, un sensor de flujo de administración secundario 166 y/o un sensor de flujo de confirmación

secundario 168. Además, el canal de control de flujo secundario 161(a) puede estar en comunicación de fluido con una válvula de regulación de flujo 170, que puede ser una válvula de 3 vías que puede controlar si el flujo del sistema de administración de gas secundario 160 va al módulo inyector 107 o a al puerto de salida 167 a otro dispositivo de ventilación manual externo (por ejemplo, mascarilla de válvula de bolsa). En diversas realizaciones, el
 5 subsistema de administración secundario 160 puede tener su propia válvula de purga en comunicación de fluido con el canal de control de flujo 161(a).

En las realizaciones ejemplares, la válvula de regulación de flujo 170 puede estar orientada (por ejemplo, en reversa), de modo que al menos uno de los controladores de flujo en el subsistema de administración de gas
 10 primario pueda respaldar al controlador de flujo en el sistema secundario. En diversas realizaciones, la válvula de regulación de flujo 170 puede pasar de estar cerrada o administrar un gas terapéutico a la salida de baja presión 167 para administrar el gas terapéutico a la salida primaria y a la línea de administración de gas terapéutico 111 a la misma dosis que el subsistema de administración primario 140.

En las realizaciones ejemplares, el controlador del subsistema de administración secundario, el controlador del subsistema de administración primario y/o el controlador del sistema pueden detectar problemas (por ejemplo, pérdida de comunicación con el sistema primario) y, en al menos algunos casos, responder al problema detectado. Por ejemplo, el uno o más controladores 144 y/o 164 de los subsistemas de administración pueden detectar un fallo en uno o más de los canales de control de flujo del sistema de administración de gas primario 140, cambiar automáticamente el control de flujo de gas terapéutico a un canal de control de flujo del subsistema de administración secundario 160, y cambiar la válvula de regulación de flujo 170 para suministrar el gas terapéutico a la salida primaria 172 y, a su vez, a la línea de administración de gas terapéutico 111. Para otro ejemplo, el uno o más controladores 144 y/o 164 de los subsistemas de administración pueden detectar un fallo en uno de los dos canales de control de flujo del sistema de administración de gas primario 140 y cambiar automáticamente del control de flujo de gas terapéutico fallido al otro canal de control de flujo que funciona del sistema de administración de gas primario 140 y/o cambiar el flujo del canal de control de flujo en funcionamiento para proporcionar la dosis establecida deseada. Utilizando al menos la técnica anterior, el paciente puede permanecer en el ventilador administrándole al mismo la dosis establecida. Por ejemplo, puesto que el gas terapéutico se administra aún a la línea de administración de gas terapéutico 111 y al módulo inyector 107, el subsistema de análisis de gas todavía detecta la cantidad de gas terapéutico administrado por el subsistema de administración secundario 160, y puede mostrar la cantidad a un usuario para permitir la supervisión continua de la dosis administrada.

En diversas realizaciones, el subsistema de administración secundario 160 puede tener su propia batería de reserva interna (no mostrada) separada de la batería del sistema principal (no mostrada). En diversas realizaciones, dos o más baterías pueden ser capaces de alimentar el subsistema de administración primario 140 y el subsistema de administración secundario 160, por lo que en el caso de un fallo de la batería, la otra puede estar disponible.

En una o más realizaciones, el controlador 164 del subsistema de administración secundario y/o el controlador del sistema pueden configurarse para realizar cálculos de flujo de proporción métrica para la concentración de gas terapéutico que se administra al paciente 203 en función de los valores del sensor de flujo de administración secundario 166 y/o el sensor de flujo de confirmación secundario 168, y del sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, que miden el caudal de ventilación en el circuito de respiración o cánula nasal que pasa a través del módulo inyector. En las realizaciones ejemplares, el sensor de flujo de administración secundario 166 y/o el sensor de flujo de confirmación secundario 168 proporcionan supervisión del subsistema de administración secundario que puede consistir en 3 juegos de sensores para la triangulación de fallos, incluido el sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, el sensor de flujo de administración secundario 166 y/o el sensor de flujo de confirmación secundario 168, y el sensor de gas terapéutico 182, donde se pueden comparar los valores de caudal de los sensores de flujo, los cálculos de proporción métrica realizados y compararse con el valor del sensor de gas terapéutico para determinar si alguno de estos componentes ha fallado.

En diversas realizaciones, el controlador 164 del subsistema de administración secundario puede comparar los valores de caudal recibidos del sensor de flujo de administración secundario 166 y el sensor de flujo de confirmación secundario 168 para el gas terapéutico, y puede proporcionar una alarma, recomendar el reemplazo de al menos uno de los sensores, realizar procesos de verificación (descritos a continuación con mayor detalle) para confirmar qué sensor no está funcionando correctamente, y/o proporcionar información de flujo del sensor de flujo en funcionamiento, etc. si los caudales de gas terapéutico medidos en el sensor de flujo de administración secundario 166 y el sensor de flujo de confirmación secundario 168 difieren entre sí en una cantidad mayor que una cantidad umbral de aproximadamente el 10 %, o aproximadamente el 7 %, o aproximadamente el 5 %, o aproximadamente el 2,5 %, o aproximadamente el 2 %, o aproximadamente el 1 %, o aproximadamente el 0,5 %.

En una o más realizaciones, como se ha descrito anteriormente, el subsistema de administración de gas secundario 160 comprende también dos o más sensores de flujo 176, 174 a lo largo de la trayectoria del flujo de gas entre la válvula de regulación de flujo 170 y un puerto de entrada de baja presión 165, donde los dos o más sensores de flujos 174, 176 están en comunicación de fluido entre sí y están ubicados uno en relación al otro en serie, paralelos, desviados y/o en cualquier otra configuración; el sensor de presión 178 en comunicación de fluido con los dos o más

sensores de flujo 174, 176 y/o el puerto de salida de baja presión 167. Además, la trayectoria del flujo de gas desde la entrada puede intersectar la trayectoria del flujo de gas desde la válvula de regulación de flujo 170 en la unión de mezcla 169. En diversas realizaciones, el sensor de flujo de administración secundario 166 y el sensor de flujo de confirmación secundario 168 están en comunicación de fluido entre sí y están ubicados uno en relación con el otro en serie, paralelos, desviados y/o cualquier otra configuración.

En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración secundario 160 puede activarse y/o desactivarse automáticamente cuando el flujo de aire/O₂ (por ejemplo, aire/O₂ de baja presión de una toma de pared, de un compresor, etc.) está por encima de un umbral predeterminado y/o por debajo de umbral predeterminado. Por ejemplo, si los sensores de flujo 176, 174 detectan caudales de aire/O₂ mayores que el umbral preestablecido (por ejemplo, 0,5 SLPM por 2 segundos, caudales indicativos del flujo de pared, etc.) entonces la válvula de control de flujo secundaria 163 puede automáticamente activarse para administrar la dosis establecida. Además, si los sensores de flujo 176, 174 detectan caudales de aire/O₂ más bajos que el umbral preestablecido (por ejemplo, flujo 0 durante 2 segundos), entonces la válvula de control de flujo secundario 163 se puede desactivar automáticamente. Usando al menos lo anterior, el subsistema de administración secundario 160 puede activarse y/o desactivarse automáticamente cuando un usuario (por ejemplo, una enfermera, un médico, etc.) enciende y/o apaga el flujo de aire/O₂. En al menos algunos casos, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede alertar al usuario de la desactivación del suministro de NO, por ejemplo, en caso de que el aire/O₂ se haya interrumpido por error y/o en el caso de que el tubo de baja presión se desconecte del sistema de administración secundario. Además, en las realizaciones ejemplares, cuando se detecta flujo, se puede proporcionar un aviso para que el usuario apriete la mascarilla de válvula de bolsa varias veces para realizar una purga de la mascarilla de válvula de bolsa.

En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración secundario 160 puede detectar cuándo y/o activarse en respuesta a la compresión de una bolsa de mascarilla de válvula. Por ejemplo, la activación manual puede hacer que el usuario inicie el flujo de aire/O₂ en el medidor de flujo de la pared y puede activar un aviso para comprimir la mascarilla de válvula de bolsa varias veces para purgar el NO₂ (por ejemplo, esto puede generarse porque el suministro de NO puede comenzar automáticamente en respuesta a la detección de flujo de aire/O₂, etc.). Durante cada compresión de la bolsa de la válvula, los caudales de la mascarilla se pueden detectar por encima de un umbral preestablecido (por ejemplo, cambio en el flujo indicativo de la compresión de la mascarilla de válvula de bolsa) y la válvula de control de flujo secundaria 163 se puede activar automáticamente para administrar la dosis establecida. De manera similar, cuando no se detecta ninguna compresión de la mascarilla de válvula de bolsa (por ejemplo, los caudales por debajo de un umbral preestablecido indicativo de no comprimir la mascarilla de válvula de bolsa), entonces la válvula de control de flujo secundaria 163 se puede desactivar automáticamente para detener el suministro de la dosis establecida.

En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración secundario 140 puede detectar cuando un usuario (por ejemplo, una enfermera, un médico, etc.) ha conectado el flujo de aire/O₂ (por ejemplo, aire/O₂ de baja presión desde una toma de pared, desde un compresor, etc.) incorrectamente, por ejemplo, de manera que la mascarilla de válvula de bolsa se acopla al puerto de entrada en lugar de al puerto de salida y/o el flujo de aire/O₂ se acopla al puerto de salida 167 en lugar de al puerto de entrada 165 y, en al menos algunos casos, proporciona una alerta. Por ejemplo, el sensor de flujo de administración secundario 166, el sensor de flujo de confirmación secundario 168, el sensor de flujo de baja presión 174 y/o el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176 (por ejemplo, sensores de flujo bidireccionales) pueden detectar el flujo de aire/O₂ en reversa (por ejemplo, acoplados inversamente) y pueden proporcionar una alarma si se detecta un flujo inverso.

En las realizaciones ejemplares, cuando la dosis se establece en 0, el subsistema de administración secundario de gas 160 puede aún activarse automáticamente al detectar condiciones de activación (por ejemplo, como las descritas anteriormente) y suministrar una dosis predeterminada de 20 ppm de NO cuando se puede establecer la dosis del sistema en 0. En diversas realizaciones, la dosis del subsistema de administración de gas secundario 160 puede establecerse en una dosis diferente a la del subsistema de administración de gas primario 140, donde un usuario puede ingresar dosis separadas para el subsistema de administración de gas primario 140 y el subsistema de administración de gas secundario 160. En diversas realizaciones, el subsistema de administración de gas secundario 160 puede detectar humedad elevada o cambios en la densidad del gas y compensar y/o proporcionar una alarma.

En una o más realizaciones, el sensor de flujo 174 puede ser un sensor de flujo de administración de baja presión y el sensor de flujo 176 puede ser un sensor de flujo de confirmación de baja presión. En diversas realizaciones, el controlador 164 del subsistema de administración secundario puede comparar los valores de caudal recibidos del sensor de flujo de administración de baja presión 174 y el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176 para el gas de respiración de baja presión, y puede proporcionar una alarma, recomendar reemplazar al menos uno de los sensores, realizar procesos de verificación (descritos a continuación con mayor detalle) para confirmar qué sensor no funciona correctamente, y/o proporcionar información de flujo desde el sensor de flujo en funcionamiento, etc. si los caudales del gas de respiración medidos en el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176, y el sensor de flujo de administración de baja presión 174 difieren entre sí en una cantidad mayor que una cantidad umbral de aproximadamente el 10 %, o aproximadamente el 7 %, o aproximadamente el 5 %, o aproximadamente el 2,5 %, o aproximadamente el 2 %, o aproximadamente el 1 %, o aproximadamente el 0,5 %.

En las realizaciones ejemplares, el subsistema de administración secundario 160 puede recibir oxígeno y/o aire de un suministro de gas de baja presión (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared, desde una toma de pared, etc.) que puede mezclarse con corrientes salvajes con NO, por ejemplo, del subsistema de suministro de gas A 110(a) y/o del subsistema de suministro de gas B 110(b) como se ha descrito anteriormente, que a su vez se puede suministrar a un aparato de respiración asistida (por ejemplo, una mascarilla de válvula de bolsa). En diversas realizaciones, el suministro de gas de baja presión puede ser un suministro de pared y/o un cilindro presurizado configurado para proporcionar aire, oxígeno o una combinación de los mismos. A modo de ejemplo, para al menos el NO de mezcla de corriente salvaje con oxígeno y/o aire (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared, desde una toma de pared, etc.) el NO recibido desde cualquiera o ambos subsistemas de suministros de gas puede estar en comunicación de fluido con el canal de control de flujo secundario 161(a) (por ejemplo, un canal de control de flujo medio) de tal manera que se pueda controlar el flujo de NO. Además, un conducto de baja presión 172 puede recibir oxígeno y/o aire de baja presión (por ejemplo, desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared) a través de un conducto de baja presión que pasa a través del puerto de entrada (por ejemplo, acoplado a un conducto de administración de baja presión desde la salida de baja presión de un regulador de gas de pared), y este aire de baja presión recibido se puede mezclar con el NO de uno o ambos subsistemas de suministro de gas, por ejemplo, en la unión de mezcla 169. La unión de mezcla 169 puede configurarse para mezclar un gas terapéutico administrado por el canal de control de flujo 161(a) con un gas recibido en al menos uno de los uno o más puertos de entrada. El conducto de baja presión 172 puede estar en comunicación de fluido con un sensor de flujo recibido de oxígeno/aire de baja presión 174, un sensor de flujo de confirmación 176 recibido de oxígeno/aire a baja, y/o un sensor de presión recibida de oxígeno/aire de baja presión 178. Siguiendo el ejemplo anterior, la válvula de regulación de flujo 170 se puede accionar de tal manera que el NO del canal de control de flujo secundario 161 fluya a la unión de mezcla 169 donde el NO y el oxígeno y/o el aire se puede mezclar en la corriente salvaje y, a su vez, este NO y el aire y/o el oxígeno pueden fluir al aparato de respiración asistida (por ejemplo, una mascarilla de válvula de bolsa, cánula nasal, etc.). En las realizaciones ejemplares, la válvula de alivio de presión 179 puede estar en comunicación de fluido con el conducto de baja presión 172 para, por ejemplo, garantizar que la presión en el conducto de baja presión 172 no esté por encima de un umbral predeterminado. En diversas realizaciones, el controlador 164 del subsistema de administración secundario puede detectar cuando el sensor de presión 178 mide una presión por encima o por debajo de un intervalo predeterminado, lo que puede indicar que una fuente de gas de alta presión se ha conectado a un puerto de entrada de baja presión 165, o un aparato de respiración asistida (por ejemplo, mascarilla de válvula de bolsa) se ha desconectado del puerto de salida de baja presión 167. Se pueden proporcionar alarmas cuando el controlador secundario del subsistema de suministro 164 detecta que el sensor de presión 178 mide una presión por encima o por debajo de un intervalo predeterminado. El caudal pasante de aire/O₂ medido se puede mostrar en la pantalla 102, 112(a), 112(b). La información de dosificación y suministro se puede mostrar en la pantalla 102, 112(a), 112(b) junto con la confirmación de la administración.

En las realizaciones ejemplares, el subsistema analizador de gas 180 puede detectar un fallo del sensor de NO 182, de un sensor de gas de dióxido de nitrógeno 186 y/o de un sensor de gas de oxígeno 188, donde el controlador del subsistema analizador de gas 184 puede detectar un fallo del sensor de NO 182 en el valor calculado por proporción métrica de la concentración de NO para uno o más canales de control de flujo. Si se detecta un fallo o error en el analizador de gases, en lugar de perder la supervisión, el sistema de administración de gas terapéutico puede mostrar la concentración de NO administrada de proporción métrica desde los sensores de administración o confirmación en lugar de la concentración de NO medida por el analizador de gas, y alertar al usuario de la cuestión.

En al menos algunos casos, el subsistema analizador de gas 180 puede requerir calibración antes de asociarse operativamente con una línea inspiratoria 213 y/o un módulo inyector 107 para muestrear el gas terapéutico y/o durante la administración de gas terapéutico a un paciente para asegurar el subsistema analizador de gas 180 funciona correctamente. Por ejemplo, el subsistema de análisis de gas 180 puede realizar calibraciones (por ejemplo, calibraciones de referencia, calibraciones de intervalo, etc.) del sensor de gas (por ejemplo, sensor de gas electroquímico de tipo catalítico, etc.) mediante muestreo y/o medición de la concentración de gases diana en una muestra controlada (por ejemplo, muestra de referencia, muestra de calibración, etc.), donde una muestra de calibración es un gas diana (es decir, óxido nítrico) con una concentración específica conocida y controlada dentro de un intervalo de interés (por ejemplo, 10 PPM, 25 PPM, 50 PPM, 80 PPM, etc.) y/o cuando una muestra de referencia es un gas que contiene una concentración cero de un gas diana (es decir, aire ambiente acondicionado que contiene cero óxido nítrico). Por ejemplo, una muestra de gas ambiental y/o gas de expansión puede muestrearse a través de una línea de muestreo 119 que puede estar en comunicación de fluido con la válvula 194. Esta muestra de gas puede fluir y/o llevarse a los sensores de gas (por ejemplo, sensor de NO 182, etc.) donde el flujo puede regularse a través de la válvula 194 (por ejemplo, una válvula de tres vías, etc.) y/o la bomba de muestreo 192. El flujo de la línea de muestreo se puede medir utilizando el sensor de flujo 190. Una muestra de gas de gas ambiente y/o gas de expansión, a través de la línea de muestreo 119, puede fluir y/o ser arrastrada a los sensores de gas (por ejemplo, sensor de NO 182). El flujo en la línea de muestreo 119 se puede regular a través de la válvula 194 (por ejemplo, una válvula de tres vías, etc.) y/o bomba de muestreo 192. El flujo de la línea de muestreo se puede medir utilizando el sensor de flujo 190.

El controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede configurarse para ejecutar un programa o

algoritmo que calcula el tiempo de funcionamiento hasta el vacío utilizando los valores recibidos por el controlador del sistema de administración de gas terapéutico y/o almacenados en la memoria desde un sensor de temperatura 130(a), 130(b), un sensor de presión de gas 120(a), 120(b), regulador de presión de gas terapéutico 122(a), 122(b), sensor de flujo 146(a), 146(b), 166 y lector 131 del identificador de la fuente de gas (concentración de gas de terapia, ya sea real o diana). Para obtener el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío, el volumen de gas terapéutico en la fuente de gas terapéutico en un punto de tiempo seleccionado durante la terapia puede calcularse utilizando la Ley de Boyle o la Ley del gas ideal y el volumen húmedo de la fuente de gas terapéutico. Es decir, utilizando la temperatura del gas terapéutico, la presión del gas terapéutico y el volumen húmedo conocido de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b), la presión del vapor de agua a la temperatura medida se resta de la presión total de la fuente de gas para obtener la presión del gas terapéutico seco. Ley de Boyle ($V_a = p_c V_c/p_a$) o se aplica la Ley del gas ideal ($PV = nRT$) para calcular el volumen en litros del gas de terapia seco a la temperatura medida. En diversas realizaciones, el tiempo de funcionamiento hasta el vacío puede calcularse continuamente para mostrar los cambios en la presión de la fuente de gas, de forma intermitente, o cuando se establece o se cambia una dosis de administración para reflejar los cambios en el tiempo de funcionamiento hasta el vacío para la nueva dosis establecida.

En diversas realizaciones, los valores oscilantes de tiempo de funcionamiento hasta el vacío pueden no mostrarse. Para evitar que se visualicen valores oscilantes de tiempo de funcionamiento hasta el vacío, se puede implementar un recálculo intermitente para evitar cambios rápidos en la presión y/o temperatura, y permitir que se muestre un valor específico de tiempo de funcionamiento hasta el vacío durante un período de tiempo suficiente para que un usuario lea el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío.

Se puede derivar una tasa de consumo de gas terapéutico promedio utilizando los datos obtenidos de mediciones periódicas y/o continuas de a) L/min promedio medidos por el controlador de flujo u ordenado a los controladores de flujo durante un periodo de tiempo, b) caudal de ventilación promedio medido por los sensores de flujo de BCG 108(a) y/o 108(b) durante un período de tiempo, o c) dosis establecida en ppm y un caudal de ventilación promedio medido por los sensores de flujo de BCG 108(a) y/o 108(b) durante un período de tiempo, lo que da un caudal de gas de terapia promedio en L/min a ser administrado.

A modo de ejemplo, el cálculo de la tasa de administración/consumo de gas terapéutico promedio utilizando una dosis establecida y un caudal de ventilación promedio durante un período de tiempo se calcula de la siguiente manera:

$$QNO_{establecido(n)} = \{YNO_{establecido}/(YNO_{cyl} - YNO_{establecido})\} \cdot Q_{i(n)} \quad (SLPM)$$

Donde

QNOestablecido = caudal de NO deseado (SLPM)

Q_i = Caudal del módulo inyector (SLPM)

YNOestablecido es el punto de consigna de administración, el valor de concentración d NO establecido por usuario (ppm)

YNO_{cyl} es la concentración del cilindro de NO (ppm)

El tiempo de funcionamiento hasta el vacío (RTE) para el punto de tiempo seleccionado se calcula a partir del volumen de gas de terapia en la fuente de gas de terapia y la tasa de consumo calculada por uno de los métodos anteriores:

$$RTE = (\text{Volumen del cilindro restante} - \text{volumen de reserva} - \text{secuencias de purga conocidas})/(\text{tasa de consumo de gas de terapia promedio (primaria + secundaria) + tasa de fuga conocida}).$$

En las realizaciones ejemplares, los algoritmos pueden ejecutarse (por ejemplo, usando el cálculo anterior) por el sistema 100 que puede configurarse para dejar cierta cantidad de presión de gas (es decir, volumen de gas) en la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b), etc. ("volumen de reserva") en lugar de hacer que la fuente de gas se vacíe. Por ejemplo, la fuente de gas puede ser un cilindro que puede considerarse "vacío" para el usuario cuando la presión del cilindro alcanza los 300 psi, 200 psi o 30psi. Esta presión mínima puede ser la presión residual mínima necesaria para que funcione el regulador, más la pérdida de presión a través de válvulas, conductos, etc., aguas arriba del regulador de presión, y/o más la presión requerida para la purga. Además, esto se puede usar para compensar el sistema de administración 100 que se configura para ser una fuente de gas terapéutico que tiene siempre una presión de al menos 30 psi o más. En diversas realizaciones, los cálculos de tiempo de funcionamiento hasta el vacío pueden tener también en cuenta el uso de gas terapéutico para purgas anticipadas debido, por ejemplo, a una baja dosis/caudal establecido.

En las realizaciones ejemplares, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede configurarse para reducir automáticamente la dosis de suministro para conservar el gas cuando los cálculos del tiempo de

funcionamiento hasta el vacío indican que la una o más fuentes de gas terapéutico operativas 116(a), 116(b) están bajando y que no hay una o más fuentes de gas terapéutico de reserva 116(a), 116(b) disponibles para suministrar el gas terapéutico a una presión suficiente. Además, para proporcionar la dosis más baja, el sistema de administración de gas terapéutico 100 podría ignorar o sobrepasar el umbral de presión mínima para la fuente de gas, y continuar
 5 suministrando el gas terapéutico hasta que la una o más fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b) se vacíen. En tales casos, se pueden proporcionar alarmas. Lo anterior puede ser beneficioso, puesto que una dosis más baja puede ser más segura que la interrupción de la terapia, por lo tanto, se puede proporcionar una dosis reducida al paciente. En diversas realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede configurarse para reducir automáticamente la dosis de administración para preservar el gas cuando se detecta un
 10 alto nivel de NO₂ para reducir la cantidad de NO disponible para reaccionar con O₂. En diversas realizaciones, el gas terapéutico puede proporcionarse simultáneamente desde dos o más fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b) para proporcionar un mayor volumen total de gas terapéutico a la una o más presiones inferiores hasta el vacío.

En una o más realizaciones, como se ha descrito anteriormente, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede comunicar el tiempo de funcionamiento hasta el vacío calculado para la dosis establecida actual a una pantalla central 102 y/o a una pantalla de estado 112(a), 112(b) asociada con un subsistema de suministro de gas particular 110(a), 110(b) para notificar al usuario el tiempo de funcionamiento restante para la fuente de gas terapéutico particular 116(a), 116(b) en un receptáculo particular. Cuando el tiempo de funcionamiento hasta el vacío alcanza niveles predeterminados, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede comunicar
 15 también alarmas modificadas a la pantalla central 102 y/o a una pantalla de estado 112(a), 112(b) para indicar niveles variables de criticidad. Por ejemplo, una alarma de nivel alto puede indicar que queda media hora de funcionamiento, una alarma de nivel moderado puede indicar que queda una hora de funcionamiento y una alarma de nivel bajo puede indicar que queda una hora y media de funcionamiento. Para otro ejemplo, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede activar una alarma audible en el sistema de administración de gas de terapia o transmitir una alarma a un dispositivo inalámbrico (*por ejemplo*, teléfono inteligente) para notificar al usuario el tiempo de funcionamiento restante. En una o más realizaciones, un sistema de administración de gas terapéutico que comprende dos o más fuentes de gas terapéutico puede administrar gas terapéutico desde la fuente de gas terapéutico que tiene el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío más corto. En diversas realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico puede hacer un cambio perfecto de una primera
 20 fuente de gas terapéutico a una segunda fuente de gas terapéutico cuando la primera fuente de gas terapéutico ha alcanzado el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío previsto. En diversas realizaciones, el tiempo de funcionamiento calculado para vaciar para la dosis establecida actual y/o los distintos niveles de alarma pueden comunicarse a un sistema de información del hospital. Las alarmas pueden sonar cuando el sistema de administración de gas terapéutico 100 está funcionando en una sola fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). Las alarmas pueden activarse de acuerdo con el tiempo de funcionamiento hasta el valor de vacío y/o la presión de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) medida en el sensor de presión de gas 120(a), 120(b). Tales alarmas pueden ser audibles y/o visuales. En al menos algunos casos, el tiempo de funcionamiento hasta el vacío puede ser el tiempo de funcionamiento hasta el vacío combinado para ambas fuentes de gas terapéutico, por ejemplo, representado como un valor y/o en cualquier otro formato visual (*por ejemplo*, gráfica, gráfico, imagen, etc.)
 25

En diversas realizaciones, la una o más pantallas 102, 112(a), 112(b), etc., pueden proporcionar representación visual (*por ejemplo*, representación gráfica, gráfico de barras, etc.) a un usuario indicando visualmente la cantidad restante de gas terapéutico disponible de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). Esto puede ser beneficioso puesto que el usuario puede ver cuándo será necesario reemplazar una fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). Un usuario puede anticipar el cambio de una fuente de gas terapéutico activa a una segunda fuente de gas terapéutico (*por ejemplo*, completa, sin utilizar) observando el valor real de RTE, o representación visual, que se muestra en la una o más pantallas 102, 112(a), 112(b). La representación visual puede mostrarse junto con el valor RTE para cada fuente de gas, o en lugar de un valor RTE cuando no se establece una dosis o flujo a través de un canal de control de flujo o si no se detecta un módulo inyector 107. Además, se puede proporcionar una alarma cuando la fuente de gas terapéutico se está agotando, o el sistema de administración de gas terapéutico 100 se reduce a una sola fuente de gas terapéutico operativa. El sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proporcionar una alarma y/o instrucciones para que el usuario reemplace la fuente de gas terapéutico agotada con una fuente de gas terapéutico completa. La visualización de los valores reales de RTE y/o los indicadores visuales (*por ejemplo*, gráfico de barras, alarmas, etc.) pueden permitirle al usuario conocer el tiempo de funcionamiento restante para las fuentes de gas sin tener que buscar la lectura en un manómetro neumático conectado al regulador de la fuente de gas y/o tales visualizaciones visuales pueden hacer que la supervisión del sistema de administración de gas terapéutico 100 sea más fácil y ayudan a evitar errores debido a la mala lectura de los diversos medidores y configuraciones mecánicas. Tener una o más pantallas que muestren un valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío en la parte frontal del sistema puede mitigar los problemas asociados con los usuarios que tienen poca o ninguna advertencia antes de que la presión suministrada por una fuente de gas terapéutico no pueda satisfacer los requisitos de presión de entrada del regulador de presión de gas terapéutico 122(a), 122(b) y/o de la una o más válvulas de control de flujo 143(a), 143(b), 163 y/o sensores. En diversas realizaciones, la una o más pantallas 102, 112(a), 112(b) pueden proporcionar redundancia al configurarse para permitir que un usuario opere el sistema de administración de gas terapéutico 100 desde cualquiera de las pantallas 102, 112(a), 112(b), *por ejemplo*, donde cada pantalla es una
 30
 35
 40
 45
 50
 55
 60
 65 pantalla táctil que acepta la entrada del usuario.

En las realizaciones ejemplares, la implementación de dos fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b) proporciona redundancia, donde las segundas fuentes de gas terapéutico 116(b) pueden administrar gas terapéutico a un paciente 203 cuando la primera fuente de gas terapéutico 116(a) se agota. Por ejemplo, el suministro de gas de terapia al paciente se inicia desde la fuente de gas de terapia 116(a) y se suministra al paciente como se ha descrito anteriormente. Además, a medida que el tiempo de funcionamiento hasta el vacío alcanza un valor mínimo predeterminado por el usuario y/o el sistema 100, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede cerrar la válvula de cierre 126(a) y abrir la válvula de cierre 126(b) para obtener administración de gas de terapia desde la segunda fuente de gas de terapia 116(b).

En una o más realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede ajustarse automáticamente para variar las concentraciones de la fuente de gas cuando se cambia de una primera fuente de gas terapéutico 116(a) a una segunda fuente de gas terapéutico 116(b) que contiene el mismo gas terapéutico a una concentración diferente. A modo de ejemplo, para conseguir la concentración de la fuente de gas anterior, se puede proporcionar información por el identificador 128(b) de la fuente de gas, que puede haber registrado en su interior la concentración medida diana y/o real del gas terapéutico en la fuente de gas terapéutico 116(b). Además, como se ha descrito anteriormente, el identificador 128(b) de la fuente de gas puede haber registrado también en su interior datos adicionales, tales como la identidad del gas de terapia y/o su fecha de caducidad. En las realizaciones ejemplares, el uso de la fuente de gas terapéutico de mayor concentración puede requerir un aumento del sistema 100 en el caudal promedio del módulo inyector 107 antes de que comience la administración del gas terapéutico, o una reducción en el caudal del gas terapéutico a través de la una o más válvulas de control del flujo 143(a), 143(b), 163, para mantener la misma dosis establecida para el paciente 203. De manera similar, el caudal del módulo inyector 107 puede reducirse, y/o el caudal de gas terapéutico a través de la una o más válvulas de control de flujo 143(a), 143(b), 163, puede incrementarse para mantener la misma dosis establecida para el paciente 203 para una menor concentración de la fuente de gas terapéutico 116(b).

Si los gases terapéuticos en la fuente de gas terapéutico 116(a) y la fuente de gas terapéutico 116(b) tienen concentraciones diferentes, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede ordenar automáticamente una purga del sistema de administración de gas terapéutico, donde el gas de la fuente de gas terapéutico siguiente 116(b) se descarga a través del lado de alta presión del sistema, abriendo la válvula de purga 124(b) para evacuar todo el gas terapéutico de mayor o menor concentración del colector antes de abrir la segunda válvula de cierre 126(b) al resto del sistema, además del oxígeno atrapado que puede formarse en NO₂. En las realizaciones ejemplares, la purga a la atmósfera puede ser a través de un puerto de purga dedicado en comunicación de fluido con la una o más válvulas de purga 124(a), 124(b) para evitar la exposición del paciente a gases purgados (por ejemplo, concentración incorrecta, contaminada, NO₂, etc.).

En las realizaciones ejemplares, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede ajustar los parámetros en consecuencia en los cálculos del algoritmo de administración de gas terapéutico para mantener la dosis establecida deseada teniendo en cuenta la concentración de gas terapéutico en la fuente de gas de terapia 116(b). En al menos algunos casos, si el gas terapéutico en la fuente de gas de terapia subsiguiente 116(b) es diferente del gas terapéutico en la fuente de gas terapéutico 116(a), el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede orquestarse automáticamente, instruir la orquestación de una purga del subsistema de suministro de gas terapéutico 110(a), 110(b) antes de abrir la válvula de cierre 126(b) para evacuar todo el gas de terapia anterior del resto del sistema. El controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede entonces ajustar los parámetros de acuerdo con el algoritmo de administración de gas de terapia para la fuente de gas de terapia 116(b) para administrar la dosis correcta al paciente.

Procesos de verificación de uso previo y/o procesos de verificación

En las realizaciones ejemplares, al menos algún aspecto de la presente divulgación se relaciona con sistemas, métodos y/o procesos para, entre otras cosas, realizar verificaciones de uso previo confirmando el funcionamiento correcto de un sistema de administración de gas terapéutico 100, fugas, el adecuado funcionamiento del uno o más subsistemas de suministro de gas, uno o más subsistemas de suministro de gas y/o uno o más subsistemas del analizador de gas, y por extensión el correcto funcionamiento de la una o más válvulas, uno o más sensores de flujo, uno o más sensores de presión, uno o más detectores, uno o más reguladores y/o uno o más controladores de uno o más subsistemas, por nombrar algunos.

Con respecto a al menos las verificaciones de uso previo de la presente divulgación, algunos han encontrado que los procedimientos de uso previo eran difíciles e intimidantes, y que requerían una amplia capacitación. Las realizaciones ejemplares de la presente divulgación reducen y/o simplifican el número y la secuencia de los procedimientos de uso previo y/o aumentan la seguridad del paciente al eliminar y/o mitigar los riesgos asociados con los procedimientos de uso previo anteriores. Por ejemplo, las anomalías y/o fallos de los elementos del sistema 100 pueden dar como resultado la interrupción repentina del gas terapéutico y, por lo tanto, la retirada repentina de la terapia a un paciente, lo que puede resultar en un peligro potencial de muerte (por ejemplo, hipertensión de rebote); sin embargo, el uso de sistemas, métodos y procesos para, entre otras cosas, realizar verificaciones de uso previo puede resultar en la detección de una anomalía y/o fallo durante la prueba de verificación de desempeño de uso previo y la mitigación de un peligro potencialmente mortal. Por ejemplo, la detección de una anomalía y/o fallo

durante la verificación de desempeño de uso previo puede convertir efectivamente un peligro potencial de la retirada repentina de la terapia en un retraso de la terapia (por ejemplo, tiempo para obtener otro dispositivo), que puede ser mucho menos grave.

- 5 La purga del sistema 100 puede ser importante puesto que aire/O₂/contaminantes pueden entrar en los componentes del sistema 100 configurado para comunicar fluidamente NO. Esto puede ser problemático puesto que el NO puede reaccionar con este aire/O₂/contaminantes, por ejemplo, generando NO₂. Este aire/O₂/contaminantes pueden ingresar al sistema 100 a través de la conexión física de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) al subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b), por ejemplo, atrapando aire/O₂/contaminantes entre la válvula 10 117(a) de la fuente de gas terapéutico, 117(b) y la válvula de conexión 118(a), 118(b).

En al menos algunos casos, después de recibir y/o verificar adecuadamente la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b), el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede iniciar una secuencia de purga del conducto/colector entre la válvula de fuente de gas terapéutico 117 (a), 117(b) y la válvula de cierre cerrada 126(a), 126(b), donde el gas purgado puede salir del conducto/colector a través de la válvula de purga abierta 124(a), 124(b). En diversas realizaciones, una secuencia de purga puede iniciarse dentro de una fracción de segundo y/o dentro de 2 segundos después de detectar una fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) recibida adecuadamente. Esta purga puede evitar que el gas terapéutico entre en contacto prolongado con aire/O₂/contaminantes atrapados introducidos, por ejemplo, por la conexión de fluido entre la válvula de fuente de gas 117(a), 117(b) y la válvula de 20 conexión 118(a), 118(b).

En una o más realizaciones, un conducto/colector entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula de cierre cerrada 126(a), 126(b) se puede purgar abriendo la válvula de purga 124(a), 124 (b) cuando se retira la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b), por ejemplo, como lo indica el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas. Esta purga se puede usar para reducir la presión entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula de cierre cerrada 25 126(a), 126(b) y/o evacuar el gas obsoleto del colector. Como se usa en el presente documento, "obsoleto" significa que la fuente de gas terapéutico puede haber reaccionado con aire/O₂, niveles inaceptables de NO₂ pueden haberse acumulado en el colector y/u otros contaminantes (por ejemplo, H₂O, óxido, etc.) pueden haber entrado en el colector o acumularse con el tiempo. La purga puede reducir la alta presión en el colector hasta justo por debajo de un límite mínimo de 200 psi de presión (presión residual), de modo que la inserción de una nueva fuente de gas terapéutico provocará una lectura de presión más alta en el sensor de presión de gas 120(a), 120(b). El sistema de administración de gas terapéutico 100 puede no depender del sensor de presión de gas 120(a), 120(b) para detectar la presencia de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) en comunicación de fluido con el conducto/colector 119(a), 119(b) porque el tiempo de respuesta del sensor de presión 120(a), 120(b) puede ser demasiado lento para 30 iniciar una purga lo suficientemente rápida como para evitar reacciones al gas y/o la válvula de conexión 118(a), 118(b) puede haber retenido una presión de gas dentro del conducto/colector 119(a), 119(b) proporcional a la presión en la fuente de gas terapéutico acoplada 116(a), 116(b) que impide que se mida un cambio de presión.

En una o más realizaciones, las secuencias de purga pueden iniciarse, por ejemplo, mediante el controlador del sistema de gas terapéutico, cuando se recibe la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) (por ejemplo, miembro de 40 acoplamiento 114(a), 114(b) de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) acoplado con el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas; mango de carga (no mostrado) manipulado operativamente; etc.) y/o durante el suministro de gas terapéutico a un paciente.

Además del aire/O₂/contaminantes que pueden ingresar cuando se recibe la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) (por ejemplo, a través de la conexión física de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) al subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b), etc.), las bajas tasas de consumo de NO pueden desencadenar la necesidad 45 secuencias de purgas de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) y todos los conductos/componentes de gas en uso. Esta acumulación de NO₂ puede también ocurrir si la tasa de permeación de oxígeno a través de los materiales de elastómeros blandos de los conductos y/o sellos es suficiente para que el volumen de gas de NO se mueva a través del sistema a una velocidad baja para que reaccione, lo que hace que la tasa de conversión de NO₂ aumente. Las longitudes de los conductos, los sellos y los espacios muertos pueden reducirse o eliminarse para mantener la molécula de NO que sale de la fuente de gas y se dirige hacia el circuito del paciente moviéndose a la velocidad más rápida posible para reducir el tiempo de permanencia. En al menos algunos casos, las secuencias de purga pueden 50 ser más frecuentes cuando las tasas de consumo de gas terapéutico son bajas.

En al menos algunos casos, las secuencias de purga pueden iniciarse durante el suministro de gas terapéutico a un paciente porque, por ejemplo, la dosis de administración puede ser lo suficientemente baja como para que el caudal del gas terapéutico a través de uno o más de los canales de control de flujo sea lo suficientemente bajo como para 60 permitir una acumulación de NO₂ en el lado de alta presión de la válvula de cierre 126(a), 126(b) y/o en el lado aguas arriba de la válvula de control de flujo primario 143(a), 143(b) y/o la válvula de control de flujo secundario 163. Como se ha descrito anteriormente, estas secuencias de purga de la trayectoria del flujo de gas a un orificio de ventilación (por ejemplo, válvula de purga abierta) eliminan el NO₂ acumulado y otros contaminantes.

De manera similar, las secuencias de purga pueden iniciarse cuando el sistema de administración de gas terapéutico 100, el primer subsistema de suministro de gas 110(a) y/o el segundo subsistema de suministro de gas 110(b), no

han estado en uso durante un período de tiempo prolongado y/o predeterminado (por ejemplo, 10 minutos, 30 minutos, 1 hora, 6 horas, 12 horas, 24 horas, etc.). Las secuencias de purga pueden utilizar gas de una fuente de gas (por ejemplo, fuente de gas terapéutica, etc.) y/o la purga puede utilizar gas presurizado contenido entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y una válvula de cierre cerrada 126 (a), 126(b). Las secuencias de purga descritas en el presente documento pueden activarse tras detectar una fuente de gas terapéutico, por ejemplo, como lo indica el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas, el mango de carga y/o el sensor de identificación de fuente de gas 128(a), 128(b).

En diversas realizaciones, las secuencias de purga descritas en el presente documento pueden permitir que el sistema 100 mantenga el subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b) preparado para recibir la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) y/o preparado para un cambio perfecto de una fuente de gas terapéutico a otra fuente de gas terapéutico. Como se ha descrito anteriormente, un cambio sin problemas se puede anticipar de acuerdo con la presión y/o el cálculo de RTE para la fuente de gas terapéutico activa (es decir, en uso) 116(a), 116(b). Además, En las realizaciones ejemplares, la duración y/o el volumen de gas utilizado para las secuencias de purga puede reducirse (por ejemplo, mitigar el desperdicio de gas terapéutico, mitigar la cantidad de gas terapéutico purgado/desperdiciado en el entorno circundante, etc.). A modo de ejemplo, los orificios de las válvulas de purga pueden calibrarse de modo que se puedan conocer los caudales de purga, y por lo tanto el volumen de gas utilizado para las secuencias de purga puede depender del tiempo de apertura de la válvula de purga.

En una o más realizaciones, las secuencias de purga pueden comprender una serie de aberturas intermitentes de la válvula de purga 124(a), 124(b) y/o todas las válvulas del canal de control de flujo durante un período de aproximadamente 1 segundo a aproximadamente 10 segundos seguido por un período de aproximadamente 1 segundo a aproximadamente 10 segundos durante el que las válvulas de purga 124(a), 124(b) y/o todas las válvulas del canal de control de flujo están cerradas. Esta apertura y cierre intermitentes se pueden repetir 5, 10, 15, 20 veces. En diversas realizaciones, las secuencias de purga pueden incrementarse para cebar la fuente de gas terapéutico para su uso más rápido, por ejemplo, usando el gas terapéutico en una purga continua que puede durar de aproximadamente 1 minuto a aproximadamente 10 minutos, o en cualquier momento intermedio.

En una o más realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico 100 no puede apagarse hasta que se retiren las fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b) (por ejemplo, liberadas del receptáculo/subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b), etc.). Para al menos evitar la acumulación de NO₂ y/o reducir el desperdicio de gas terapéutico, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede requerir la retirada de las fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b) antes de apagar el sistema de administración de gas terapéutico 100. En al menos algunos casos, se puede proporcionar una alarma hasta que se retiren todas las fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b). Después de la retirada de las fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b), se puede realizar una purga de la una o más bandejas ahora vacías, como se ha descrito anteriormente. En diversas realizaciones, una purga puede no iniciarse si el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío indica que la fuente de gas terapéutico es baja (por ejemplo, en un estado de alarma medio o alto) para conservar el gas terapéutico para su administración al paciente. En las realizaciones ejemplares, cuando se enciende, si el sistema de administración de gas terapéutico 100 detecta que se ha recibido un cilindro, el sistema puede iniciar una purga y/o alerta.

En las realizaciones ejemplares, las secuencias de purga pueden iniciarse para purgar las vías de fluido aguas abajo de la válvula de cierre 126(a), 126(b), tales como los conductos (por ejemplo, conducto 101(a), 101(b), 172, etc.), los canales de control de flujo (por ejemplo, canales de control de flujo 141(a), 141(b), 161, etc.), y/o cualquier otra vía de fluido y/o componentes aguas abajo de la válvula de cierre 126(a), 126(b). A modo de ejemplo, para la purga aguas abajo, la válvula de cierre 126(a), 126(b) puede abrirse mientras la válvula de purga 124(a), 124(b) está cerrada, permitiendo el flujo de gas terapéutico desde el subsistema de suministro de gas hacia al menos uno del uno o más canales de control de flujo 141(a), 141(b), 161 y, a su vez, a una salida del sistema de administración de gas terapéutico 100 (por ejemplo, válvula de purga, salida del sistema de administración de gas terapéutico 100, etc.). En diversas realizaciones, el subsistema de administración primario 140 y/o el subsistema de administración secundario pueden incluir al menos una válvula de purga en comunicación de fluido con el canal de control de flujo 141(a), el canal de control de flujo 141(b), el canal de control de flujo 161(a), y/o al menos una válvula de purga en comunicación de fluido con el módulo inyector 107. En diversas realizaciones, las válvulas de cierre correspondientes para cada uno de los canales de control de flujo pueden abrir y cerrarse selectiva y/o secuencialmente para purgar los canales de control de flujo. A modo de ejemplo, cuando se ha purgado un canal de control de flujo, la válvula de cierre asociada 142(a), 142(b), 162, puede cerrarse y la válvula de cierre para el siguiente canal de control de flujo puede abrirse.

En una o más realizaciones, el sistema 100 puede realizar procedimientos de verificación de uso previo y/o durante el suministro de gas terapéutico a un paciente en busca de fugas al presurizar y/o avisar a un usuario instalar una fuente de gas terapéutico, el subsistema de suministro de gas al menos entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula de cierre cerrada 126(a), 126(b) a una presión superior a la presión atmosférica, supervisar la presión entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula de cierre cerrada 126(a), 126(b) con el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) durante un período de tiempo predeterminado y presentar una alarma si la presión entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula de cierre cerrada 126(a), 126(b) disminuye más de una cantidad esperada durante un período de tiempo predeterminado (por ejemplo, disminución de la presión debido a una fuga,

- etc.). En diversas realizaciones, el período de tiempo predeterminado puede ser un período de tiempo fijo, por ejemplo, 30 segundos, 5 minutos, 10 minutos, 15 minutos, 20 minutos, 30 segundos o el período de tiempo puede estar entre el inicio de un procedimiento de verificación de uso previo y la finalización del procedimiento de verificación de uso previo, cuyas realizaciones se describen en el presente documento. En diversas realizaciones,
- 5 una cantidad mayor a la esperada puede ser cualquier caída de presión durante un período corto (por ejemplo, 5 min, 10 min, 15 min) o una caída en la presión mayor que la observada anteriormente para un sistema conocido hermético a prueba de fugas y/o sistema probado durante períodos de tiempo más largos (por ejemplo, 30 segundos, 20 minutos, 30 minutos, hora de salida, etc.).
- 10 En al menos algunas realizaciones, el sistema 100 puede realizar verificaciones de fugas dentro del sistema 100, por ejemplo, durante la verificación de uso previo y/o al administrar gas terapéutico (por ejemplo, cuando se suministra gas terapéutico a un paciente, etc.). Similar a la verificación de fugas entre la válvula de conexión 118(a), 118(b) y la válvula de cierre cerrada 126(a), 126(b), las fugas del sistema se pueden identificar mediante la presurización y/o avisar a un usuario a instalar una fuente de gas terapéutico, el sistema a una presión conocida (por ejemplo, presión
- 15 por encima de la presión atmosférica, etc.), abrir y/o cerrar las válvulas dentro del sistema 100 y controla la presión entre las diversas válvulas abiertas y/o cerradas con sensores de presión. Además, en al menos algunos casos, el sistema 100 puede realizar verificaciones de fugas dentro del sistema 100 cuando suministro gas terapéutico (por ejemplo, verificaciones de fugas de fondo) al supervisar los sensores de presión asociados con el sistema 100 para detectar disminuciones de presión que sean mayores que la cantidad esperada durante un período de tiempo
- 20 predeterminado.
- En al menos algunas realizaciones, las verificaciones de fugas realizadas por el sistema 100 pueden influir en el gas terapéutico utilizado para la verificación de uso previo de ambas fuentes de gas, purga, etc.
- 25 En una o más realizaciones, el caudal de gas medido en cada uno de los sensores de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 puede compararse con el caudal de gas a través de los sensores de flujo de conformación 148(a), 148(b), 168 en serie con los sensores de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 para el canal de control de flujo asociado. En diversas realizaciones, una alarma recomienda reemplazar al menos uno de los sensores, realizar procesos de verificación (descritos a continuación con mayor detalle) para confirmar qué sensor no funciona
- 30 correctamente y/o proporcionar información de flujo desde el sensor de flujo en funcionamiento, etc. se debe proporcionar si hay una discrepancia entre el caudal de gas a través del sensor de flujo de suministro y el caudal de gas a través del sensor de flujo de confirmación, donde una discrepancia mayor que una cantidad umbral de aproximadamente el 10 %, o aproximadamente el 7 %, o aproximadamente el 5 %, o aproximadamente el 2,5 %, o aproximadamente el 2 %, o aproximadamente el 1 %, o aproximadamente el 0,5 % activa una alarma.
- 35 El aspecto de la presente divulgación se refiere a un método para confirmar el funcionamiento correcto del suministro de gas y el funcionamiento del módulo inyector. En ciertas realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede comprender además verificaciones de desempeño automatizadas durante el suministro de gas terapéutico y/o algoritmo de verificación de desempeño de uso previo que purga al menos una
- 40 parte del sistema de administración de gas terapéutico 100 tras la instalación de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) y/o durante el suministro de gas terapéutico, y verifica la operatividad de los componentes seleccionados del sistema de administración de gas terapéutico 100 antes del uso (por ejemplo, uso previo) y/o durante el uso (por ejemplo, durante el suministro de gas terapéutico).
- 45 En una o más realizaciones, la verificación de desempeño de uso previo y/o la verificación de desempeño durante el suministro de gas terapéutico pueden comprender que el controlador del sistema de administración de gas terapéutico compare la concentración del gas terapéutico informada por el analizador de gas 180 con el uno o más cálculos de proporción métrica basados en los valores de caudal informados por los sensores de flujo 146(a), 146(b), 166, 148(a), 148(b), 168 para cada uno de los canales de control de flujo 141(a), 141(b), 161. Un resultado de la comparación que muestra un valor del analizador de gas diferente para un canal de control de flujo puede indicar
- 50 que la válvula de control de flujo, el sensor y/o el componente asociado con ese canal de control de flujo no está funcionando correctamente, mientras que un valor del analizador de gas diferente comparado con el valor de proporción métrica de todos los canales de control de flujo puede indicar que el sensor de gas terapéutico no está calibrado. El uso de los sensores de flujo redundantes 146(a), 146(b), 166, 148(a), 148(b), 168 en cada uno de los
- 55 canales de control de flujo permite que el sistema y/o el usuario identifiquen qué componente puede no estar funcionando a través de la verificación cruzada. De esta manera, se puede determinar si una válvula de flujo 143(a), 143(b), 163 necesita calibración o si el analizador de gas 180 necesita una calibración alta. En diversas realizaciones, los valores del analizador de gases y/o los valores de proporción métrica dentro de la tolerancia preestablecida (por ejemplo, + - 20 % de la dosis establecida) pueden considerarse una variación aceptable. Los cálculos redundantes de proporción métrica para los canales de control de flujo 141(a), 141(b), 161 pueden proporcionar una base para corregir la salida del analizador de gas sin la necesidad de gas de calibración si los cálculos de proporción métrica están de acuerdo con unos y otros. La diferencia entre los valores calculados de proporción métrica y el valor medido del analizador de gas indica la cantidad en la que el analizador de gas está fuera de calibración. La salida del analizador de gas puede ser compensada. El analizador de gas 180 puede hacer
- 60 referencia al aire de la habitación para evitar la saturación excesiva durante las mediciones. Si se detecta un fallo o error en el analizador de gases, en lugar de perder la supervisión, el dispositivo puede mostrar la concentración de
- 65

NO administrada de proporción métrica desde los sensores de administración o espías en lugar de la concentración de NO medida por el analizador de gas, y alertar al usuario de la cuestión.

5 En diversas realizaciones, se puede indicar a un usuario que conecte el módulo inyector 107 con una orientación particular al puerto de salida de baja presión 167 para probar el módulo inyector y el subsistema de administración secundario 160, como se muestra, por ejemplo, en la Figura 5. En diversas realizaciones, una alarma, una recomendación de reemplazar al menos uno de los sensores, realizar procesos de verificación (descritos a continuación con mayor detalle) para confirmar qué sensor no funciona correctamente, y/o la información de flujo del sensor de flujo en funcionamiento, etc. se proporcionará si los caudales del gas de respiración medidos a un sensor de flujo de confirmación de baja presión 176, un sensor de flujo de administración de baja presión 174, un sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector o un sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector difieren de los otros caudales de gas de respiración medidos en más de una cantidad umbral, donde la cantidad umbral puede ser una diferencia de aproximadamente el 10 %, o aproximadamente el 7 %, o aproximadamente el 5 %, o aproximadamente el 2,5 %, o aproximadamente el 2 %, o aproximadamente el 1 %, o aproximadamente 0,5 % entre dos caudales medidos, o entre cualquiera de los valores medidos por el sensor y el caudal promedio. La cantidad umbral puede depender de la precisión y las tolerancias de los sensores de flujo utilizados en el sistema.

20 En diversas realizaciones, la verificación de desempeño de uso previo y/o las verificaciones de desempeño durante el suministro de gas terapéutico pueden comprender además ajustar la válvula de control de flujo 163 para proporcionar una corriente de gas terapéutico a un caudal de gas terapéutico previsto; y determinar si la válvula de control de flujo 163 está funcionando correctamente, donde la válvula de control de flujo del subsistema está en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión. En diversas realizaciones, una válvula de control de flujo de subsistema puede ajustarse para que esté completamente abierta para proporcionar la corriente de gas terapéutico a un caudal máximo de gas terapéutico.

25 En una o más realizaciones, el caudal de gas terapéutico combinado y el caudal de gas de respiración pueden medirse en el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y en el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión 167; y la válvula de tres vías 170 se puede cambiar para desviar el flujo de gas terapéutico a una trayectoria de flujo alternativa, donde la válvula de tres vías está corriente arriba y en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión, y la válvula de control de flujo del subsistema está corriente arriba de y en comunicación de fluido con la válvula de tres vías, para determinar si la válvula de tres vías 170 ha funcionado correctamente al determinar si el caudal de gas terapéutico y el caudal de gas de respiración combinados disminuyeron por el caudal de gas terapéutico cuando la válvula de tres vías se hizo conmutar a la trayectoria de flujo alternativa. En diversas realizaciones, el caudal de gas de respiración se puede medir en el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y en el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector. En una realización ejemplar, la válvula de control de flujo 163 puede establecerse en el caudal más alta, y se puede observar un cambio escalonado (por ejemplo, un aumento) en el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector. Cuando la válvula de tres vías 170 se conmuta para desviar el flujo de gas del módulo inyector 107, el sensor de flujo de suministro 108(a) y el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector pueden detectar una disminución en el flujo de gas. De manera similar, cuando la válvula de control de flujo del subsistema 163 se establece en un caudal mínimo o cero, el sensor de flujo de suministro 108(a) y el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector pueden detectar una disminución en el flujo de gas aguas abajo. Esto se puede repetir varias veces.

45 En diversas realizaciones, un caudal puede medirse en dos o más sensores de flujo del subsistema de administración secundario, donde los sensores de flujo 166, 168 están aguas arriba y en comunicación de fluido con la válvula de tres vías 170; y los caudales medidos en cada uno de los dos o más sensores de flujo del subsistema se pueden comparar para determinar si los dos o más sensores de flujo del subsistema son coincidentes. En diversas realizaciones, la relación de mezcla de gases terapéuticos puede calcularse a partir del caudal medido que se ha medido por al menos uno de los dos o más sensores de flujo del subsistema y el caudal de gas de respiración medido por el sensor de flujo de administración de baja presión; y comparar la relación de mezcla de gases terapéuticos calculada con la concentración medida de gas terapéutico que sale del módulo inyector.

55 En diversas realizaciones, cada una de las una o más válvulas de cierre y/o válvulas de control de flujo para cada uno de los uno o más canales de control de flujo puede abrir y cerrarse de forma selectiva y/o secuencial para confirmar la funcionalidad y/o suministrar un flujo controlado de gas terapéutico al módulo inyector. En diversas realizaciones, el analizador de gases confirma que el uno o más canales de control de flujo 141(a), 141(b) están funcionando correctamente y proporcionan la dosis deseada. La medición de los caudales mediante sensores de flujo redundantes puede detectar discrepancias entre los controladores de flujo, los sensores de flujo y/o los canales de control de flujo. También puede ocurrir una purga de cada canal de control de flujo y línea de administración 111 mientras se realiza la confirmación del control de flujo. En diversas realizaciones, el subsistema del analizador de gas puede hacer referencia al aire de la habitación mientras se produce la purga.

65 En un escenario alternativo, el analizador de gas puede seleccionar la muestra desde dentro de un puerto de verificación de uso previo, de modo que la línea de muestreo no tiene que estar conectada durante la verificación de desempeño.

- 5 En una o más realizaciones, el gas terapéutico puede suministrarse al puerto de inyección del módulo inyector 107 a través de la línea de administración 111, una T de muestreo 121 puede recoger una muestra de gas y dirigirse al analizador de gas para confirmar que el caudal de gas del gas terapéutico a través del uno o más canales de control de flujo 141(a), 141(b) proporciona una dosis prevista.
- 10 En diversas realizaciones, el sistema 100 puede compensar automáticamente diferentes concentraciones de las fuentes de gas terapéutico, por ejemplo, en respuesta a la verificación de uso previo. A modo de ejemplo, el sistema 100 puede ajustar la salida de la válvula de flujo 163 durante la verificación de desempeño para reducir el caudal a la mitad si la concentración de la fuente de gas terapéutico se duplica.
- 15 En diversas realizaciones, el sistema puede ordenar a un usuario que desconecte el módulo inyector del puerto de salida de baja presión y que conecte el módulo inyector al circuito de respiración del ventilador 213. En diversas realizaciones, la dirección del flujo de gas desde un ventilador a través del módulo inyector puede confirmarse mediante sensores de flujo bidireccionales 108(a), 108(b) del módulo inyector 107.
- 20 En diversas realizaciones, el sistema puede indicar a un usuario que desconecte la alimentación eléctrica principal al sistema de administración de gas terapéutico 100 para verificar que la batería de reserva esté cargada y en funcionamiento.
- 25 En diversas realizaciones, el sistema puede pasar por un procedimiento de verificación posterior al uso/apagado que puede comprender la transmisión de datos de información del paciente al sistema de información del establecimiento médico.
- 30 En diversas realizaciones, el sistema puede pedirle a un usuario que retire la una o más fuentes de gas terapéutico 116 (a), 116(b), y verificar que la una o más fuentes de gas terapéutico 116(a), 116(b) se han retirado a través del detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas. En ese momento, el sistema puede pasar por una purga de cierre como se ha explicado anteriormente.
- 35 En diversas realizaciones, el sistema puede pedir a un usuario que limpie el módulo inyector 107 y/o que proporcione instrucciones para limpiar el módulo inyector 107. En diversas realizaciones, el sistema puede avisar a un usuario si el sistema debe ser reparado.
- 40 Una o más realizaciones de la presente divulgación proporcionan un ejemplo de procedimientos de verificación de desempeño de uso previo, donde se pueden realizar las siguientes etapas y/o procedimientos para garantizar el funcionamiento correcto de un sistema de administración de gas terapéutico 100; determinar si hay fugas; garantizar el correcto funcionamiento de los subsistemas de suministro de gas, los subsistemas de suministro de gas y/o los subsistemas del analizador de gases y, por extensión, el correcto funcionamiento de la una o más válvulas, uno o más sensores de flujo, uno o más sensores de presión, uno o más detectores, uno o más reguladores, y/o uno o más controladores del subsistema. Sin embargo, debe entenderse que cualquiera de estas etapas se puede omitir o realizar en un orden diferente, o se pueden realizar etapas adicionales además de las que se indican específicamente a continuación. Además, algunas de estas etapas pueden realizarse de manera concurrente, particularmente si las etapas se realizan por componentes en subsistemas separados y/o al menos algunas de estas etapas pueden realizarse durante el suministro de gas terapéutico a un paciente.
- 45 Con referencia a las Figuras 4A-4C, se ilustra un procedimiento ejemplar de verificación de desempeño de uso previo. En la etapa 402, se inicia el sistema de administración de gas terapéutico 100 (por ejemplo, encendido por el usuario, etc.). Cuando se inicia, cualquiera y/o todos los subsistemas (por ejemplo, primer subsistema de suministro de gas 110(a), segundo subsistema de suministro de gas 110(b), subsistema de administración de gas primario 140, subsistema de administración de gas secundario 160 y/o subsistema de análisis de gas 180, etc.) se pueden arrancar. En la etapa 404, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede confirmar si se produjo el arranque correcto de cada subsistema. Si todos los subsistemas arrancan correctamente, entonces puede comenzar una secuencia de purga inicial, en la etapa 408, y se puede verificar que la purga ha sido exitosa, en la etapa 410.
- 50 Si cualquiera o todos los procesos de verificación de desempeño fallan, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede sufrir un fallo los procesos, en la etapa 406, donde el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede mostrar una alarma al usuario (por ejemplo, alarma proporcionada en la interfaz de entrada 102, 106, alarma proporcionada en las pantallas 112(a), 112(b), etc.), registrar el fallo (por ejemplo, almacenar información en la memoria asociada con el sistema 100, por ejemplo, en un registro de errores), indicar el origen del fallo y/o recomendar un curso de acción (por ejemplo, cambiar la configuración, cambiar el componente, etc.), apagar el sistema si el fallo es crítico, continuar con el proceso de verificación de desempeño y/o permitir el suministro de gas terapéutico al paciente, por nombrar algunos.
- 55 En las realizaciones ejemplares, una secuencia de purga inicial puede iniciarse por el sistema 100, donde el gas a presión residual y/o el gas en el sistema 100 se pueden purgar (por ejemplo, a través de válvulas de purga, a través de salidas, etc.). La presión residual y/o el gas pueden provenir de fuentes de gas terapéutico que el sistema 100 ha
- 60
- 65

recibido con anterioridad. Por ejemplo, las fuentes de gas terapéutico recibidas con anterioridad pueden ser de un uso previo del sistema 100 y/o de un usuario que inserta una fuente de gas terapéutico antes de encender el sistema de gas terapéutico 100. Si la secuencia de purga inicial no tuvo éxito, entonces el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proceder a los procesos de fallo, en la etapa 406. Si la secuencia de purga inicial tiene éxito, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede recibir la fuente de gas terapéutico, en la etapa 412, por ejemplo, como se ha descrito anteriormente.

Para mayor facilidad, los procedimientos de verificación de desempeño de uso previo se muestran como para dos cilindros. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. Se contemplan técnicas similares para los sistemas de administración de gas terapéutico capaces de recibir gas terapéutico de cualquier número de fuentes.

En la etapa 414(a), 414(b), las fuentes de gas terapéutico recibidas pueden detectarse mediante el sistema de administración de gas terapéutico 100 (por ejemplo, utilizando las técnicas descritas anteriormente). En una o más realizaciones, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede ser recibida por el subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b). Para ser recibido por el subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b), el miembro de acoplamiento 114(a), 114(b) de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede tener que acoplarse con el acoplamiento 115(a), 115(b) de la gas fuente del subsistema de suministro de gas/receptáculo 110(a), 110(b). Después de recibirse, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede activarse (abrirse) colocando la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) en comunicación de fluido con el sensor de presión de gas 120(a), 120(b), que mide la presión del gas en la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b).

En una o más realizaciones, la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) puede detectarse automáticamente cuando un mango de carga (no mostrado) se manipula operativamente para liberar y/o bloquear la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) con el subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b) y/o el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas detecta una fuente de gas terapéutico. En diversas realizaciones, el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas puede estar asociado operativamente con el asa de carga, donde el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas detecta cuando un asa de carga ha sido manipulado operativamente. En diversas realizaciones, el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas puede asociarse operativamente con el acoplamiento 115(a), 115(b) de la fuente de gas, donde el detector 132(a), 132(b) de la fuente de gas detecta cuando se empareja el miembro de acoplamiento 114(a), 114(b) de la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b) se ha acoplado con la fuente de gas de acoplamiento 115(a), 115(b).

En la etapa 416(a), 416(b), se pueden leer los datos para confirmar que se ha recibido el cilindro correcto, por ejemplo, utilizando las técnicas descritas anteriormente. En las realizaciones ejemplares, cuando se recibe por el sistema de administración de gas terapéutico 100, el lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas puede leer el identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas, que ha registrado en su interior la concentración medida real del gas terapéutico en la fuente de gas 116(a), 116(b) y/o la concentración de gas diana del fabricante para la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b). El identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas puede haber registrado también en su interior datos adicionales como, entre otros, el volumen húmedo de la fuente de gas, la identidad del gas terapéutico y/o su fecha de caducidad, para nombrar unos pocos. Los datos registrados en el identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas y la presión de gas medida por el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) pueden comunicarse al controlador del sistema de administración de gas terapéutico y almacenarse en la memoria.

En diversas realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede mantener la válvula de cierre 126(a), 126(b) en un estado cerrado hasta completar el análisis de verificación de los datos de la fuente de gas terapéutico, y mantener la fuente de gas terapéutico cerrada del gas subsistemas de suministro aguas abajo de la válvula de cierre 126(a), 126(b) si se detecta información incorrecta (por ejemplo, fuente de gas caducada, concentración fuera de intervalo, volumen húmedo fuera de intervalo, gas terapéutico incorrecto, etc.)

En una o más realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede hacer que un usuario instale una fuente de gas terapéutico si se recibe una fuente de gas terapéutico incorrecta. A modo de ejemplo, la presencia de una fuente de gas terapéutico correcta o incorrecta 116(a), 116(b) recibida por el subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b) puede determinarse analizando los datos de la fuente de gas terapéutico en y/o está asociado al identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas, que puede recibirse por el lector 131(a), 131(b) del identificador de la fuente de gas. En las realizaciones ejemplares, en cualquier momento durante el uso (por ejemplo, durante los procedimientos de verificación de uso previo, durante el suministro de gas terapéutico a un paciente, etc.), los datos (por ejemplo, datos de fuente de gas terapéutico) en y/o asociados a un identificador 128(a), 128(b) de la fuente de gas se pueden analizar, por ejemplo, mediante el controlador del sistema de administración de gas terapéutico, para determinar si un gas terapéutico incorrecto está acoplado al sistema, el gas terapéutico está vencido, el gas terapéutico está a la concentración incorrecta, la fuente de gas terapéutico contiene el gas terapéutico correcto, el gas terapéutico está a una presión suficiente, etc.

En al menos algunas realizaciones, el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede hacer que un usuario instale una fuente de gas terapéutico si se determina que la fuente de gas terapéutico recibida está vacía y/o no cumple con el umbral mínimo (por ejemplo, la presión umbral mínima). A modo de ejemplo, el controlador del

sistema de administración de gas terapéutico puede detectar que el subsistema de suministro de gas 110(a), 110(b) está vacío y/o no cumple con la presión umbral mínima utilizando la información comunicada desde el sensor de presión de gas 120(a), 120(b) indicativa de la presión de una fuente de gas terapéutico recibida 116(a), 116(b).

- 5 En una o más realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico 100 detecta cuando se instala una fuente de gas terapéutico y lee la información asociada del identificador de la fuente de gas terapéutico unido a la fuente de gas. En diversas realizaciones, el sistema de administración de gas terapéutico confirmará que la información del identificador de la fuente de gas terapéutico coincide con las características del identificador esperadas del gas terapéutico. En las realizaciones ejemplares, si la información asociada del identificador de la
- 10 fuente de gas terapéutico se encuentra aceptable, el sistema de administración de gas terapéutico puede iniciar un proceso de verificación de desempeño durante el suministro de gas terapéutico.

- En la etapa 418(a), 418(b), después de recibir y/o verificar adecuadamente la fuente de gas terapéutico 116(a), 116(b), el controlador del sistema de administración de gas terapéutico puede purgar el sistema; verificar que la
- 15 purga fue exitosa, por ejemplo, analizando la concentración del gas terapéutico y/o midiendo la corriente detectada a través de válvulas; y/o verificar todos los demás componentes del sistema de administración de gas terapéutico relacionados. Si no tiene éxito y/o fallan las verificaciones de otros componentes relacionados, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proceder a los procesos de fallo, en la etapa 406.

- 20 En la etapa 422, se puede verificar cualquier y/o todos los sensores de flujo (por ejemplo, sensores de flujo y sensores de flujo de confirmación correspondientes, etc.), puesto que no se deben ver las mediciones de flujo porque no se ha iniciado el flujo de gas. Si se mide el flujo (por ejemplo, cuando no se debe medir el flujo), el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proceder a procesos de fallo, en la etapa 406, por ejemplo, puesto que esto puede ser indicativo de una fuga y/o fallo del sensor.

- 25 En la etapa 426, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede pedir a los usuarios que conecten un suministro de gas de baja presión al puerto de entrada de baja presión y, en al menos algunos casos, establecer el flujo de suministro de gas de baja presión a un caudal conocido (por ejemplo, 10 SLPM), etc.).

- 30 En la etapa 428, se puede detectar el flujo y si el flujo se mide en la dirección incorrecta (por ejemplo, el suministro de baja presión conectado por el usuario al puerto de salida de baja presión, etc.) se le puede pedir al usuario que vuelva a conectar el suministro de gas de baja presión (por ejemplo, volver a la etapa 426). En una realización ejemplar, un flujo de aire/O₂ debe detectarse por el sensor de flujo de administración de baja presión 174 y el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176. En diversas realizaciones, la fuente de flujo de aire/O₂ para verificar los
- 35 sensores de flujo 174, 176, 108(a), 108(b) puede ser aire/O₂ desde un suministro de pared regulado, un suministro de cilindro de gas comprimido o una bomba, que puede estar dentro o fuera del sistema de administración de gas 100. El usuario puede conectar y/o activar una bomba, un suministro de pared regulado o un suministro de cilindro de gas comprimido. Una bomba puede proporcionar formas de onda para probar el intervalo de medición dinámico de los sensores de flujo. Los sensores de paso bidireccionales pueden verificar la configuración correcta de la
- 40 conexión de entrada de aire/O₂ para la verificación de desempeño.

- En diversas realizaciones, el puerto de salida de baja presión 167 se utiliza tanto para su conexión a un aparato de respiración asistida para el suministro de gas terapéutico como para la conexión de un módulo inyector 107 para el
- 45 procedimiento de verificación de uso previo. El uso del mismo puerto de salida de baja presión 167 para ambas funciones proporciona un medio para simplificar (por ejemplo, reducir y/o eliminar el error del operario, etc.) los procedimientos de verificación de uso previo con menos etapas por parte del usuario para comprobar los sistemas de administración primarios, de reserva y de supervisión. El puerto de salida de baja presión 167 puede servir también como ubicación de almacenamiento para el módulo inyector 107 al proporcionar una ubicación conocida y obvia para que el módulo inyector se ubique cuando no esté en uso. En diversas realizaciones, el puerto de entrada
- 50 de baja presión 165 y el puerto de salida de baja presión 167 pueden comprender conectores, por ejemplo, conectores de gas de desconexión rápida, conectores de lengüeta de manguera y acoplamientos de manguera, o el puerto de salida de baja presión 167 comprende un adaptador configurado y dimensionado para conectarse directamente al módulo inyector. En diversas realizaciones, se puede usar un adaptador desechable y/o esterilizable que se conecta al módulo inyector para su conexión al puerto de salida de baja presión 167 para la verificación de
- 55 desempeño. Esto permite la separación del dispositivo, que no está esterilizado, y el módulo inyector 107 que se puede esterilizar.

- En la etapa 430, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede pedir a los usuarios que conecten el
- 60 módulo inyector 107 de manera que, en la etapa 432, el sensor de flujo de suministro 108(a) y/o el sensor de flujo de confirmación 108 (b) del módulo inyector no vean flujo alguno. Por ejemplo, se le puede pedir al usuario que coloque el módulo inyector en comunicación eléctrica con el sistema de administración de gas terapéutico 100 mientras el módulo inyector no esté expuesto al flujo de gas. Si el flujo es detectado por el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector se le puede pedir al usuario que reemplace el módulo inyector puesto que uno de los sensores de flujo podría estar funcionando
- 65 incorrectamente, por ejemplo, en la etapa 406.

En la etapa 434, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede hacer que los usuarios conecten el módulo inyector 107 al puerto de salida de baja presión 167, como se muestra en la Figura 5, de manera que el flujo de baja presión pueda ser detectado por al menos el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, en la etapa 436. Por ejemplo, se le puede pedir a un usuario que conecte el módulo inyector 107 al puerto de salida de baja presión para realizar pruebas. Si el flujo no es detectado por el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector se le puede pedir al usuario que reemplace el módulo inyector puesto que uno de los sensores de flujo podría estar funcionando incorrectamente, por ejemplo, en la etapa 406. En diversas realizaciones, la dirección del flujo de gas a través del módulo inyector se puede determinar mediante sensores de flujo bidireccionales 108(a), 108(b).

En una o más realizaciones, la verificación de desempeño puede comprender conectar un módulo inyector a un puerto de salida de baja presión 167; conectar un suministro de gas de baja presión al puerto de entrada de baja presión 165, donde el suministro de gas de baja presión (por ejemplo, toma regulada de la pared del hospital/suministro externo/cilindro) proporciona un flujo de gas de respiración a un caudal de gas de respiración, y donde el puerto de entrada de baja presión está en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión; medir el caudal del gas de respiración desde el suministro de gas de baja presión al sensor de flujo de administración de baja presión 174 y/o al sensor de flujo de confirmación de baja presión 176, donde el sensor de flujo de administración de baja presión 174 y el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176 están en comunicación de fluido con el puerto de entrada de baja presión y el puerto de salida de baja presión; medir el caudal de gas de respiración desde el suministro de gas de baja presión en el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, donde el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector están en comunicación de fluido con el puerto de salida de baja presión 167; y determinar si uno de los caudales del gas de respiración medidos en el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176, el sensor de flujo de administración de baja presión 174, el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector difiere de los otros caudales de gas de respiración medidos en más de una cantidad umbral. El caudal de aire/O₂ puede estar en el intervalo de aproximadamente 0-60 SLPM, y se puede detectar como fluyendo en una dirección hacia delante. La colocación en serie de los sensores de flujo de suministro (por ejemplo, los sensores del módulo inyector y los sensores de flujo) y los sensores de flujo de confirmación facilita la detección de un solo sensor de flujo en la trayectoria del flujo de fluido que no funciona y proporciona lecturas que no coinciden con las demás.

En las realizaciones ejemplares, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede determinar cuándo el módulo inyector 107 se ha acoplado al puerto de salida de baja presión inversamente. Esto se puede lograr porque, entre otras cosas, el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector pueden ser sensores de flujo bidireccionales configurados para determinar la dirección del flujo de gas a través del módulo inyector 107. En diversas realizaciones, el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector se disponen uno en relación al otro en serie, paralelo, desviado y/o cualquier otra configuración.

En la etapa 438, En las realizaciones ejemplares, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede suministrar aire/O₂ a través del subsistema de administración secundario 160 (por ejemplo, recibido de una fuente de gas terapéutico) al módulo inyector 107 para al menos verificar el sensor de flujo de suministro del módulo inyector 108(a), el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, el sensor de flujo 174, y/o sensor de flujo de confirmación 176. En esta configuración, el mismo flujo de gas debe ser detectado por cada uno de los sensores de flujo de suministro del módulo inyector 108(a), el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, el sensor de flujo 174 y/o el sensor de flujo de confirmación 176. Si se encuentra que alguno de los sensores de flujo no funciona correctamente (por ejemplo, midiendo un caudal diferente al de otros dos sensores de flujo), el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede sufrir procesos de fallo, en la etapa 406.

A modo de ejemplo, en las realizaciones ejemplares, después de que la verificación de desempeño haya confirmado que el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector y el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector están funcionando correctamente, y el sensor de flujo de administración de baja presión 174 y el sensor de flujo de confirmación de baja presión 176 funciona correctamente, el sensor de flujo de administración secundario 166 y el sensor de flujo de confirmación secundario 168 pueden probarse. En diversas realizaciones, el caudal de gas se puede medir con el sensor de flujo de administración secundario 166 y el sensor de flujo de confirmación secundario 168 y se puede comparar con el caudal de gas en aumento medido con el sensor de flujo de administración 108(a) del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación de módulo inyector 108(b).

En la etapa 440, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede pedir a los usuarios que conecten el muestreo de gas aguas abajo del módulo inyector, como se ilustra en la Figura 5. Por ejemplo, un usuario puede recibir instrucciones para conectar una muestra T a la salida del módulo inyector 107, donde la muestra T puede desviar al menos una porción del gas del módulo inyector 107 al subsistema de muestreo de gas 180. La muestra T puede estar aguas abajo del uno o más sensores de flujo 108(a), 108(b) del inyector 107.

En la etapa 442, en diversas realizaciones, el flujo del gas terapéutico a través de uno o más de los canales de control de flujo 141(a), 141(b), 161 puede purgar el aire del tubo de suministro 111, el módulo inyector 107 y/o cualquier conducto aguas arriba y/o en comunicación de fluido con el tubo de suministro 111 y/o el módulo inyector 107. Por ejemplo, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede purgar el tubo de suministro 111, el módulo inyector 107 y/o cualquier conducto aguas arriba y/o en comunicación de fluido con el tubo de suministro 111 y/o el módulo inyector 107 proporcionando gas terapéutico desde el canal de control de flujo 141(a) y/o cualquier otro canal de control de flujo. En las realizaciones ejemplares, durante la purga, el analizador de gases puede hacer referencia al aire de la habitación (por ejemplo, mitigar la exposición a altas concentraciones de NO, realizar calibraciones, etc.).

En la etapa 444, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede confirmar si la purga, en la etapa 442, fue exitosa al detectar la purga con cualquiera de los sensores de flujo en comunicación de fluido con el conducto donde la purga fluyó gas terapéutico a través y/o tomando una muestra del flujo de purga, a través de la muestra T conectada al módulo inyector, utilizando el subsistema de análisis de gas 180. Si no tiene éxito, entonces el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proceder a procesos de fallo, en la etapa 406.

En la etapa 446, En las realizaciones ejemplares, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede realizar procesos de verificación en cualquiera y/o todos los sensores de flujo asociados al primer subsistema de suministro de gas 110(a), un segundo subsistema de suministro de gas 110(b), un suministro de gas primario subsistema 140, un subsistema de administración de gas secundario 160 y/o un subsistema de análisis de gas 180. A modo de ejemplo, haciendo referencia a la Figura. 6, una o más realizaciones de la presente divulgación proporcionan procesos ejemplares (por ejemplo, triangulación de fallos que se puede usar para la verificación de desempeño de uso previo, triangulación de fallos que se puede usar para la verificación de desempeño durante el suministro de gas terapéutico, etc.) para determinar si varios sensores se calibran correctamente mediante una verificación cruzada con otros sensores.

En la etapa 602, el sistema de administración de gas terapéutico 100 administra un flujo de proporción métrica de gas terapéutico según una dosis establecida por el usuario o según una dosis predeterminada que forma parte del procedimiento de verificación de desempeño de uso previo. Por supuesto, se pueden usar técnicas similares para la verificación de desempeño durante el suministro de gas terapéutico. El flujo de proporción métrica puede proporcionarse por los componentes en comunicación de fluido con el primer canal de control de flujo primario 141(a) (por ejemplo, la primera válvula de control primaria 143(a), el primer sensor de flujo de administración primario 146(a) y el primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a)), los componentes en comunicación de fluido con el segundo canal de control de flujo primario 141(b) (por ejemplo, la segunda válvula de control primaria 143(b), el segundo sensor de flujo de administración primario 146(b) y el segundo sensor de flujo de confirmación primario 148 (b)), los componentes en comunicación de fluido con el canal de control de flujo secundario 161(a) (por ejemplo, la válvula de control de flujo secundario 163, el sensor de flujo de administración secundario 166 y el sensor de flujo de confirmación secundario 168)), etc. En una o más realizaciones, los componentes asociados con un canal de control de flujo se operan y verifican, seguido de la operación y verificación de un segundo conjunto de componentes, seguido de la operación y verificación de un tercer conjunto de componentes, etc., hasta que se hayan verificado todos los componentes relevantes.

En la etapa 604, el controlador 144 del subsistema de administración primario y/o el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario comparan la concentración de NO medida por el sensor de gas 182 con la concentración de proporción métrica calculada utilizando el flujo de gas terapéutico informado por el sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166, la concentración de NO en el cilindro de gas, el flujo de gas de respiración informado por el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo 174, 176. A modo de ejemplo, la concentración de proporción métrica para un conjunto dado de sensores se calcula de la siguiente manera:

$$YNO_{calc} = (QNO_{medi} \cdot YNO_{cyl}) / (QNO_{medi} + Q_i)$$

Donde

- YNO_{calc} = concentración de NO de proporción métrica calculada (ppm)
- QNO_{medi} = caudal de NO medido (SLPM)
- YNO_{cyl} = concentración del cilindro de NO (ppm)
- Q_i = Caudal del módulo inyector (SLPM)

En la ecuación anterior, QNO_{medi} puede proporcionarse por el primer sensor de flujo de administración primario 146(a), el segundo sensor de flujo de administración primario 146(b), el primer sensor de flujo de confirmación primario 148(a), el segundo sensor de flujo de confirmación primario 148(b), sensor de flujo de administración secundario 166 o sensor de flujo de confirmación secundario 168 y Q_i puede proporcionarse por el sensor de flujo de suministro del módulo inyector 108(a), el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector, el sensor de

flujo 174 o el sensor de flujo 176, en función de los sensores de flujo que se estén verificando.

Si la concentración de proporción métrica calculada no coincide con la concentración de NO medida por el sensor de gas 182, entonces la información de flujo del sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 se compara con la información de flujo de su sensor confirmatorio respectivo 148(a), 148(b), 168 en la etapa 606. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 no coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168, entonces la etapa 608 establece que el usuario puede recibir instrucciones. para prestar servicio a los componentes en comunicación de fluido con el canal de control de flujo que se está verificando, incluido el sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166, el respectivo sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168 y/o la válvula de control 143(a), 143(b), 163 respectiva. Además, si durante la terapia, el dispositivo puede conmutar por error a un canal de control de flujo alternativo o un subsistema de administración secundario. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168, entonces la información de flujo del sensor de flujo de suministro del módulo inyector 108 (a) o el sensor de flujo 174 se compara con la información de flujo del sensor de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176 en la etapa 610. Si el sensor de flujo de suministro del módulo inyector de información de flujo 108(a) o el sensor de flujo 174 no coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176, entonces la etapa 612 establece que el usuario puede recibir instrucciones para reemplazar el módulo inyector 107. Además, durante la terapia, en una o más realizaciones, el dispositivo puede usar el sensor de flujo de confirmación 108(b) para el control y/o la administración de flujo. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector o el sensor de flujo 174 coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176, entonces la etapa 614 establece que el usuario puede recibir instrucciones para prestar servicio (por ejemplo, calibrar, reemplazar) el sensor de gas 182 y/o el dispositivo puede mostrar las concentraciones calculadas de proporción métrica al usuario.

Si la concentración de proporción métrica calculada coincide con la concentración de NO medida por el sensor de gas 182, entonces el controlador 144 del subsistema de administración primario y/o el controlador 164 del subsistema de administración de gas secundario comparan la concentración de NO medida por el sensor de gas 182 con la concentración de proporción métrica calculada usando el flujo de gas terapéutico informado por el sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168, la concentración de NO en el cilindro de gas y el flujo de gas de respiración informado por el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176 en la etapa 616.

Si la concentración de proporción métrica calculada para los sensores de confirmación coincide con la concentración de NO medida por el sensor de gas 182, entonces la información de flujo del sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 se compara con la información de flujo de su sensor confirmatorio respectivo 148(a), 148(b), 168 en la etapa 606. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 no coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168, entonces la etapa 608 establece que el usuario puede recibir instrucciones. para prestar servicio a los componentes en comunicación de fluido con el canal de control de flujo que se está verificando, incluido el sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166, el respectivo sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168 y/o la válvula de control 143(a), 143(b), 163 respectiva. Además, si durante la terapia, el dispositivo puede conmutar por error a un canal de control de flujo alternativo o un subsistema de administración secundario. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 146(a), 146(b), 166 coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 148(a), 148(b), 168, entonces la información de flujo del sensor de flujo de suministro del módulo inyector 108 (a) o el sensor de flujo 174 se compara con la información de flujo del sensor de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176 en la etapa 610. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector o el sensor de flujo 174 no coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176, entonces la etapa 612 establece que el usuario puede recibir instrucciones para reemplazar el módulo inyector 107. Además, durante la terapia, en una o más realizaciones, el dispositivo puede usar el sensor de flujo de confirmación 108(b) para el control y/o la administración de flujo. Si la información de flujo del sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector o el sensor de flujo 174 coincide con la información de flujo del sensor de confirmación 108(b) del módulo inyector o el sensor de flujo 176, entonces la etapa 614 establece que el usuario puede recibir instrucciones para prestar servicio (por ejemplo, calibrar, reemplazar) el sensor de gas 182 y/o el dispositivo puede mostrar las concentraciones calculadas de proporción métrica al usuario.

Si la concentración de proporción métrica calculada para los sensores de confirmación coincide con la concentración de NO medida por el sensor de gas 182, entonces los componentes en comunicación de fluido con el canal de control de flujo se verifican con éxito como se proporciona en la etapa 618. Los componentes en comunicación de fluido con los otros canales de control de flujo pueden verificarse comenzando en la etapa 602. Una vez que todos los componentes relevantes han sido verificados, entonces la verificación de desempeño puede continuar según lo previsto por las Figuras 4A-4C.

Con referencia de nuevo a las Figuras 4A-4C, en la etapa 448, si alguno y/o todos los procesos de verificación de desempeño, en la etapa 446, no han tenido éxito, entonces el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proceder a procesos de fallo, en la etapa 406. Si tienen éxito, los procesos de verificación de desempeño pueden verificarse de tres formas 171, en la etapa 450.

El sistema de administración de gas terapéutico 100 puede verificar la válvula de regulación de flujo 170, que puede ser una válvula de tres vías 170 actuando de tal manera que se suministre un caudal inicial (por ejemplo, flujo cero) al módulo inyector; accionando la válvula 170, de modo que se suministre otro caudal de flujo (por ejemplo, 1 SLPM) al módulo inyector; detectando el cambio observado en el módulo inyector utilizando el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector; y/o accionando después la válvula de tres vías 170 de tal manera que el caudal inicial (por ejemplo, flujo cero) regrese.

A modo de ejemplo, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede verificar la válvula de tres vías 170 accionando la válvula de tres vías para suministrar aire de baja presión/O₂ a un caudal inicial (por ejemplo, flujo de pared de 10 SLPM); a continuación, accionando la válvula de tres vías 170 para administrar gas terapéutico a través del subsistema de administración secundario 160, a través del canal de control de flujo 161, al caudal de administración secundario (por ejemplo, 1 SLPM); detectando el cambio en aumento observado en el módulo inyector utilizando el sensor de flujo de suministro 108(a) del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación 108(b) del módulo inyector (por ejemplo, un aumento de flujo de aproximadamente el 10 %); y/o accionando después la válvula 170 de tres vías de tal manera que el flujo de gas terapéutico, NO, fluya a 111, y se administre aguas abajo a los sensores de flujo del módulo inyector y el caudal inicial (flujo de pared de 10 SLPM) regresa (por ejemplo, puesto que el flujo de NO en aumento ya no se mide con los sensores de flujo del módulo inyector). En al menos algunos casos, durante la verificación de la válvula de tres vías 170, el analizador de gases puede estar expuesto al aire de la habitación, por ejemplo, para evitar la saturación excesiva del sensor de NO (por ejemplo, alta concentración de 4880 ppm).

En la etapa 452, si alguno y/o todos los procesos de verificación de desempeño, en la etapa 450, no han tenido éxito, entonces el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede proceder a procesos de fallo, en la etapa 406. Si el proceso de verificación de desempeño es exitoso, se solicita al usuario que conecte el módulo inyector y/o la muestra T al circuito de respiración del paciente (por ejemplo, como se muestra en las Figuras 1-3) y/o que conecte el dispositivo de ventilación manual externo (por ejemplo, la mascarilla de válvula de bolsa) a la salida 170, en la etapa 454.

En la etapa 456, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede verificar que el módulo inyector 107 está orientado en la dirección correcta y/o en la posición correcta en el circuito de respiración.

En las realizaciones ejemplares, el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede determinar cuándo el módulo inyector 107 se ha insertado en un circuito de respiración 209 inverso. Esto se puede lograr porque, entre otras cosas, el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y/o el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector pueden ser sensores de flujo bidireccionales configurados para determinar la dirección del flujo de gas a través del módulo inyector 107. En diversas realizaciones, el sensor de flujo de suministro del módulo inyector y el sensor de flujo de confirmación del módulo inyector se disponen uno en relación al otro en serie, paralelo, desviado y/o cualquier otra configuración.

En diversas realizaciones, el sistema puede guiar a un usuario a través de la configuración del sistema configurado en la cabecera de la cama (por ejemplo, en la cabecera de la cama de un paciente y/o del paciente deseado, etc.), que puede comprender proporcionar instrucciones sobre las conexiones del subsistema de administración secundario (por ejemplo, la conexión de un conjunto de válvula-mascarilla), conexiones del módulo inyector 107 al circuito de respiración y verificación de la orientación correcta, niveles de humedad/temperatura, etc., y colocación de la muestra T en el circuito de respiración. En diversas realizaciones, los sensores de flujo bidireccionales en el módulo inyector pueden indicar la dirección del flujo de gas y verificar la orientación correcta al usuario.

Si el módulo inyector 197 está orientado de manera que no esté en la dirección correcta, el sistema 100 puede pedir al usuario que vuelva a colocar el módulo inyector 107 de manera que esté en la dirección correcta.

En la etapa 458, si el módulo inyector está colocado correctamente en el circuito de respiración, el sistema de gas terapéutico 100 puede estar listo para su uso (por ejemplo, listo para administrar gas terapéutico a un paciente).

En las realizaciones ejemplares, en cualquier momento durante el uso del sistema de administración de gas terapéutico 100, el analizador de gas y/o el sistema 100 pueden iniciar una calibración baja, en la etapa 470, como se ha descrito anteriormente. Para mayor facilidad, se muestra que la etapa 470 ocurre después de la etapa 404. Esto es meramente por facilidad y de ninguna manera pretende ser una limitación. En la etapa 472, si la calibración baja no tiene éxito, entonces el sistema de administración de gas terapéutico 100 puede volver a intentar la calibración baja y/o proceder a procesos de fallo, en la etapa 406. Si la calibración baja es exitosa, entonces el sensor se calibra y se puede usar durante la administración de gas terapéutico a un paciente y/o durante cualquier etapa relevante en los procesos de verificación de uso previo (por ejemplo, etapa 442, etc.).

En las realizaciones ejemplares, en cualquier momento durante el uso del sistema de administración de gas terapéutico 100, el sistema 100 puede iniciar una prueba de fugas múltiple, en la etapa 480, como se ha descrito anteriormente. En la etapa 482, si la prueba de fugas en el colector no tiene éxito, entonces el sistema de

administración de gas terapéutico 100 puede proceder a procesos de fallo, en la etapa 406. Si la prueba de fugas en el colector es exitosa, entonces el colector se puede usar durante la administración de gas terapéutico a un paciente y/o durante cualquier etapa relevante en los procesos de verificación de uso previo (por ejemplo, etapa 454, etc.).

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de administración de gas terapéutico (100), que comprende:

5 al menos un subsistema de suministro de gas ((112(a); 112(b)) que comprende,
 un acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas configurado para recibir una fuente de gas terapéutico
 (116(a); 116(b)) y formar una conexión de flujo de fluido con la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b));
 una válvula (117(a); 117(b)) de la fuente de gas adyacente y en comunicación de fluido con el acoplamiento
 10 (115(a); 115(b)) de la fuente de gas, donde la válvula de fuente de gas (117(a); 117(b)) se configura para tener al
 menos un estado abierto y un estado cerrado;
 un sensor de presión de gas (120(a); 120(b)) adyacente y en comunicación de fluido con la válvula (117(a);
 117(b)) de la fuente de gas, donde la válvula de fuente de gas (117(a); 117(b)) de la fuente de gas proporciona
 una trayectoria de flujo de gas desde el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas al sensor de presión de
 15 gas (120(a); 120(b)), y el sensor de presión de gas (120(a); 120(b)) se configura para medir una presión de
 gas en el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas al menos cuando la válvula (117(a); 117(b)) de la
 fuente de gas está en un estado abierto, para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación
 con un controlador del sistema de administración de gas terapéutico que comprende una CPU, y para comunicar
 un valor de presión a través de la trayectoria de comunicación al controlador (144; 164) del sistema de
 administración de gas terapéutico; y
 20 un regulador de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)) aguas abajo del sensor de presión de gas (120(a);
 120(b)), de la válvula (117(a); 117(b)) de la fuente de gas, y del acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de
 gas, y en comunicación de fluido con el acoplamiento (115(a); 115(b)), de la válvula (117(a); 117(b)) de la fuente
 de gas, y con el sensor de presión de gas (120(a); 120(b));
 una o más pantallas (102; 112(a); 112(b)) configuradas para estar en comunicación a través de una trayectoria
 25 de comunicación con el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico,
 donde la CPU del controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para
 calcular un valor para un tiempo de funcionamiento hasta el vacío a partir de un valor de volumen de gas, un
 valor de presión comunicado desde el sensor de presión de gas (120(a); 120(b)), y una tasa de consumo de gas
 terapéutico promedio calculada por la CPU a partir del valor de caudal de gas comunicado desde un controlador
 30 de flujo de gas terapéutico, y donde la pantalla (102; 112(a); 112(b)) del sistema se configura para mostrar el
 valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío calculado.

2. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de la reivindicación 1, que comprende además:

35 una fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) que tiene un volumen y que contiene un gas terapéutico a una presión
 inicial dentro del volumen, donde la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) se configura para asociarse
 operativamente con el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas, y donde el valor de volumen de la fuente
 de gas terapéutico (116(a); 116(b)) se introduce en el controlador (144; 146) del sistema de administración de gas
 terapéutico.

40 3. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de la reivindicación 1 o 2, donde el subsistema de
 suministro de gas ((112(a); 112(b)) comprende además:

45 un conducto de gas terapéutico ((101(a); 101(b)) que tiene un volumen interior que proporciona una trayectoria
 de flujo de gas al menos desde el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas hasta la válvula (117(a);
 117(b)); y
 un sensor de temperatura ((130(a); 130(b)) asociado operativamente con la fuente de gas terapéutico (116(a);
 116(b)) o el conducto de gas terapéutico, donde el sensor de temperatura ((130(a)); 130(b)) se configura para
 medir la temperatura de la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)), el conducto de gas terapéutico ((101(a);
 101(b)), o el gas terapéutico, para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un
 50 controlador 125 (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico, y para comunicar un valor de
 temperatura a través de la trayectoria de comunicación al controlador (144; 164) del sistema de administración
 de gas terapéutico.

55 4. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-3, donde el
 subsistema de suministro de gas ((112(a); 112(b)) comprende además:

un identificador (128(a); 128(b)) de la fuente de gas unido a la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)), donde
 el identificador (128(a); 128(b)) de la fuente de gas contiene información al menos del volumen de la fuente de
 60 gas y la identidad del gas terapéutico administrado por la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)); y
 un lector (131(a); 131(b)) del identificador de la fuente de gas asociado operativamente con el sistema de
 administración de gas terapéutico (100), y en comunicación a través de una vía de comunicación con el
 controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico, donde el lector (131(a); 131(b)) del
 identificador de la fuente de gas se configura para obtener información de identificación del identificador (128(a);
 128(b)) de la fuente de gas cuando la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) se recibe por el acoplamiento
 65 (115(a); 115(b)) de la fuente de gas, y comunicar la información de identificación al controlador (144; 164) del
 sistema de administración de gas terapéutico, y

donde, opcionalmente, la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) es un cilindro de gas comprimido, y el identificador (128(a); 128(b)) de la fuente de gas se selecciona del grupo que consiste en RFID, un código QR, un código de barras o combinaciones de los mismos, que se fija a una superficie exterior del cilindro de gas comprimido.

5
 5. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, donde el subsistema de suministro de gas ((112(a); 112(b)) comprende además:
 un detector (132(a); 132(b)) de la fuente de gas terapéutico asociado operativamente con el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas, donde el detector (132(a); 132(b)) de la fuente de gas terapéutico se configura para
 10 detectar cuándo la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) se recibe por el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas, y comunicar una señal de la presencia de la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) al controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico.

15
 6. El sistema de administración de gas terapéutico de cualquiera de las reivindicaciones 4-5, donde el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para obtener información de identificación del identificador (128(a); 128(b)) de la fuente de gas cuando el detector (132(a); 132(b)) de la fuente de gas terapéutico detecta que la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) se recibe correctamente por el acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas, y comunicar una señal a la válvula (117(a); 117(b)) de la fuente de gas
 20 adyacente al acoplamiento (115(a); 115(b)) de la fuente de gas para cambiar a un estado abierto, y donde el regulador de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)) se configura para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico.

25
 7. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-6, donde el controlador (144); 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para obtener un valor de presión de gas comunicado desde el sensor de presión de gas (120(a); 120(b)), y un valor del caudal de gas procedente de un controlador de flujo, y calcular un valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío para la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)); y
 donde, opcionalmente, el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para
 30 calcular el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío para la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) desde al menos el valor de presión de gas, temperatura de la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)), volumen de la fuente de gas y tasa de consumo promedio de gas terapéutico.

35
 8. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-7, donde el controlador (144); 164) comprende hardware, software, firmware o una combinación de los mismos configurados para realizar un cálculo del tiempo de funcionamiento hasta el vacío; y/o donde al menos una de la una o más pantallas (102); 112(a); 112(b)) es una pantalla de estado que se configura para presentar al menos el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío.

40
 9. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de la reivindicación 4 o cualquiera de las reivindicaciones 5-8 cuando depende de la reivindicación 4, donde al menos una de la una o más pantallas (102); 112(a); 112(b)) es una pantalla de estado operativamente asociada con al menos un subsistema de suministro de gas ((112(a); 112(b)) que se configura para presentar un gráfico de barras, un gráfico, una visualización numérica de un valor, una alarma visual, información de identificación del identificador (128(a); 128(b)) de la fuente de gas, o una combinación de los
 45 mismos.

50
 10. El sistema de administración de gas terapéutico de cualquiera de las reivindicaciones 1-9, donde al menos una pantalla de estado (102; 112(a); 112(b)) asociada operativamente con al menos un subsistema de suministro de gas ((112(a); 112(b)) se configura para proporcionar una interfaz de usuario (102; 106) que se configura para proporcionar control del sistema de administración de gas terapéutico (100); y/o donde el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para incluir un valor de presión de gas residual en el cálculo del valor de tiempo de funcionamiento hasta vacío para la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)).

55
 11. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-10, donde el subsistema de suministro de gas ((112(a); 112(b)) comprende además:

una válvula del subsistema de suministro de gas entre y en comunicación de fluido con la válvula (117(a); 117(b)) de la fuente de gas y el regulador de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)), donde la válvula del subsistema de suministro de gas se configura para mantener el gas terapéutico a presión entre la válvula del subsistema de suministro de gas y el regulador de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)); y

60
 donde, opcionalmente, la válvula del subsistema de suministro de gas es una válvula de retención activada mecánicamente configurada para abrirse por un cilindro que se recibe, donde la válvula del subsistema de suministro de gas evita la liberación repentina de presión y evita la entrada de aire/O₂ entre la válvula del subsistema de suministro de gas y el regulador de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)).

65
 12. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de las reivindicaciones 1-11, donde el sistema de administración de gas terapéutico comprende dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b));

donde el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para calcular el valor de tiempo de funcionamiento hasta el vacío para cada fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) en cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b))); y

5 donde el controlador (144; 164) comunica una señal a la válvula del subsistema de suministro de gas para la fuente de gas terapéutico (116(a); 116(b)) calculada para tener el tiempo de funcionamiento hasta el vacío más corto para cambiar a un estado abierto.

10 13. El sistema de administración de gas terapéutico de las reivindicaciones 1-12, donde el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico comprende además dos o más controladores (144; 164; 129(a); 129(b)) de los subsistemas,

donde cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b)) comprende un controlador (144; 164; 129(a); 129(b)) del subsistema, y donde cada uno de los dos o más subsistemas de suministro de gas se configura para controlarse por los dos o más controladores (144; 164; 129(a); 129(b)) de los subsistemas; y

15 donde, opcionalmente, cada uno de los dos o más controladores (144; 164; 129(a); 129(b)) de los subsistemas se configura para operar los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b)) para continuar suministrando el gas terapéutico si otro de los dos o más controladores (144; 164; 129(a); 129(b)) de los subsistemas falla.

20 14. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-13, que comprende además un sistema de administración primario, que comprende:

una primera válvula de cierre primaria (142(a)), donde la primera válvula de cierre primaria (142(a)) está aguas abajo de los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b)), y en comunicación de fluido con los reguladores de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)) y sensores de presión de gas (120(a); 120(b)) de los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b)));

25 una primera válvula de control de flujo alto primaria (143(a)), donde la primera válvula de control de flujo alto primaria (143(a)) está aguas abajo y en comunicación de fluido con la primera válvula de cierre primaria (142(a)); un primer sensor de flujo de administración primario (146(a)), donde el primer sensor de flujo de administración primario (146(a)) está aguas abajo y en comunicación de fluido con la primera válvula de control de flujo alto primaria (143(a)); y

30 un primer sensor de flujo de confirmación primario (148(a)), donde el primer sensor de flujo de confirmación primario (148(a)) está aguas abajo y en comunicación de fluido con el primer sensor de flujo de administración primario (146(a)); y donde, opcionalmente, el sistema de administración primario comprende además:

35 una segunda válvula de cierre primaria (142(b)), donde la segunda válvula de cierre primaria (142(b)) está aguas abajo de los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b)), y en comunicación de fluido con los reguladores de presión de gas terapéutico (122(a); 122(b)) y sensores de presión de gas (120(a); 120(b)) de los dos o más subsistemas de suministro de gas ((112(a); 112(b)); una segunda válvula de control de flujo alto primaria (143(b)), donde la segunda válvula de control de flujo alto primaria (143(b)) está aguas abajo de y en comunicación de fluido con la segunda válvula de cierre primaria (142(b));

40 un segundo sensor de flujo de administración primario (146(b)), donde el segundo sensor de flujo de administración primario (146(b)) está aguas abajo y en comunicación de fluido con la segunda válvula de control de flujo alto primaria (143(b)); y un segundo sensor de flujo de confirmación primario (148(b)), donde el segundo sensor de flujo de confirmación primario (148(b)) está aguas abajo y en comunicación de fluido con el segundo sensor de flujo de administración primario (146(b)).

50 15. El sistema de administración de gas terapéutico (100) de cualquiera de las reivindicaciones 1-14, donde el primer sensor de flujo de administración primario (146(a)) y el primer sensor de flujo de confirmación primario (148(a)) se configuran para medir un caudal de gas al menos cuando la primera válvula de cierre primaria (142(a)) y la primera válvula de control de flujo alto primaria (143(a)) están en un estado abierto, para estar en comunicación a través de una trayectoria de comunicación con un controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico, y para comunicar un valor del caudal de gas a través de la trayectoria de comunicación al controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico; y

55 donde el controlador (144; 164) del sistema de administración de gas terapéutico se configura para comparar el valor del caudal de gas del primer sensor de flujo de administración primario (146(a)) con el valor del caudal de gas del primer sensor de flujo de confirmación primario (148(a)), y determinar la diferencia entre los dos valores de caudal de gas; y/o donde el sistema de administración primario se configura para proporcionar gas terapéutico a un caudal controlado a un módulo inyector para la mezcla de corriente salvaje con una corriente de flujo de aire/O₂ procedente de un respirador.

60

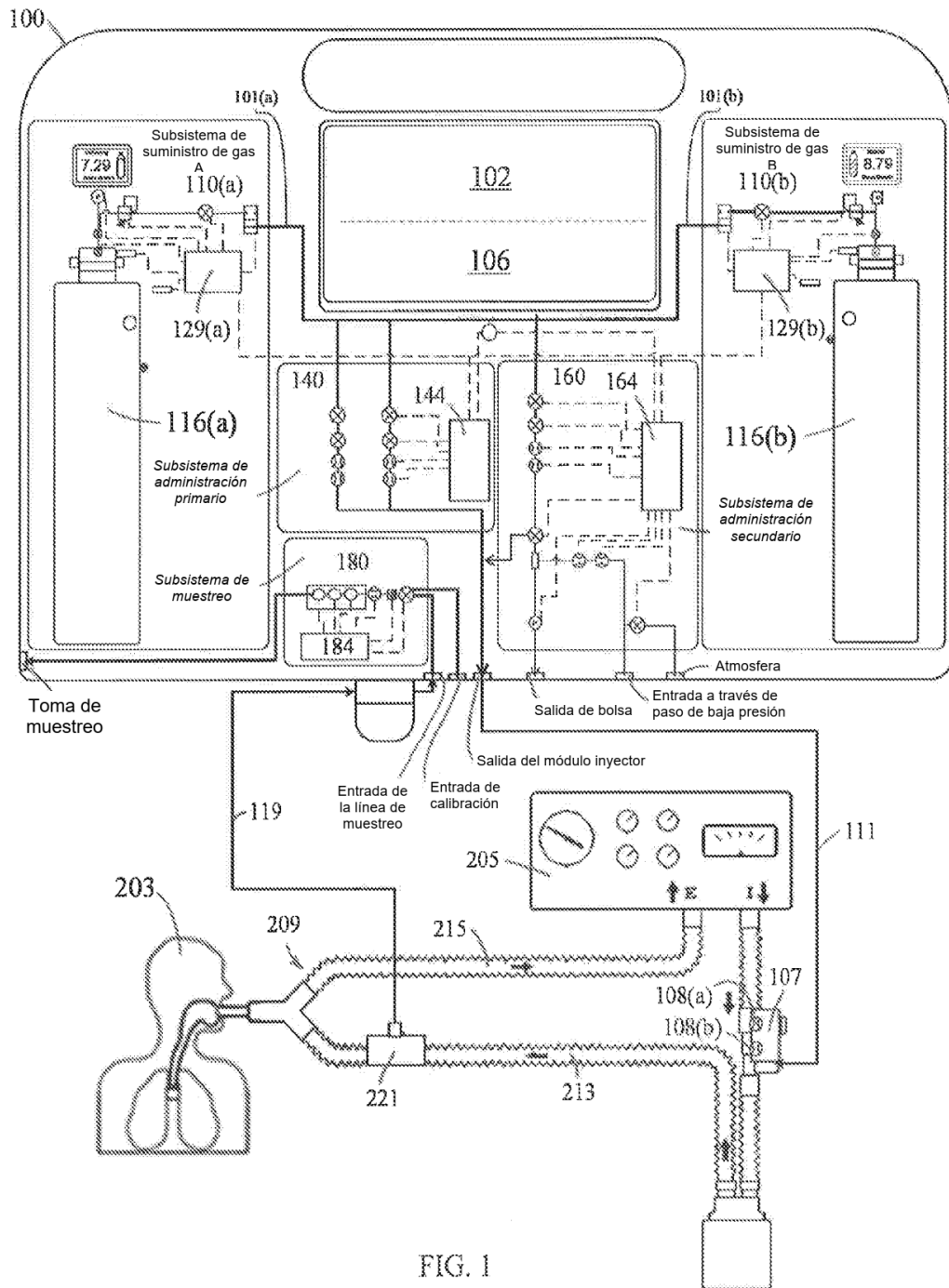


FIG. 1

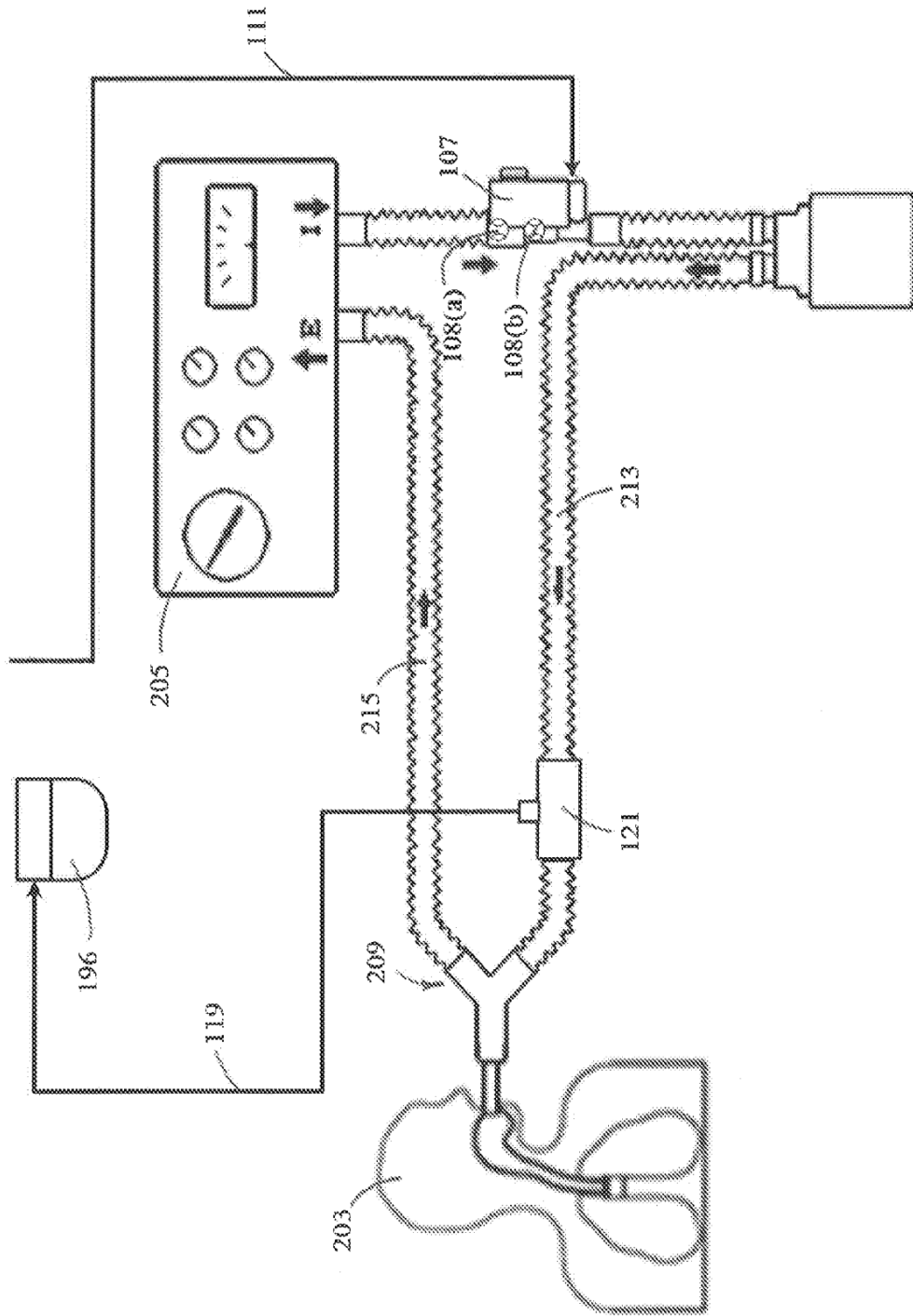


FIG. 3

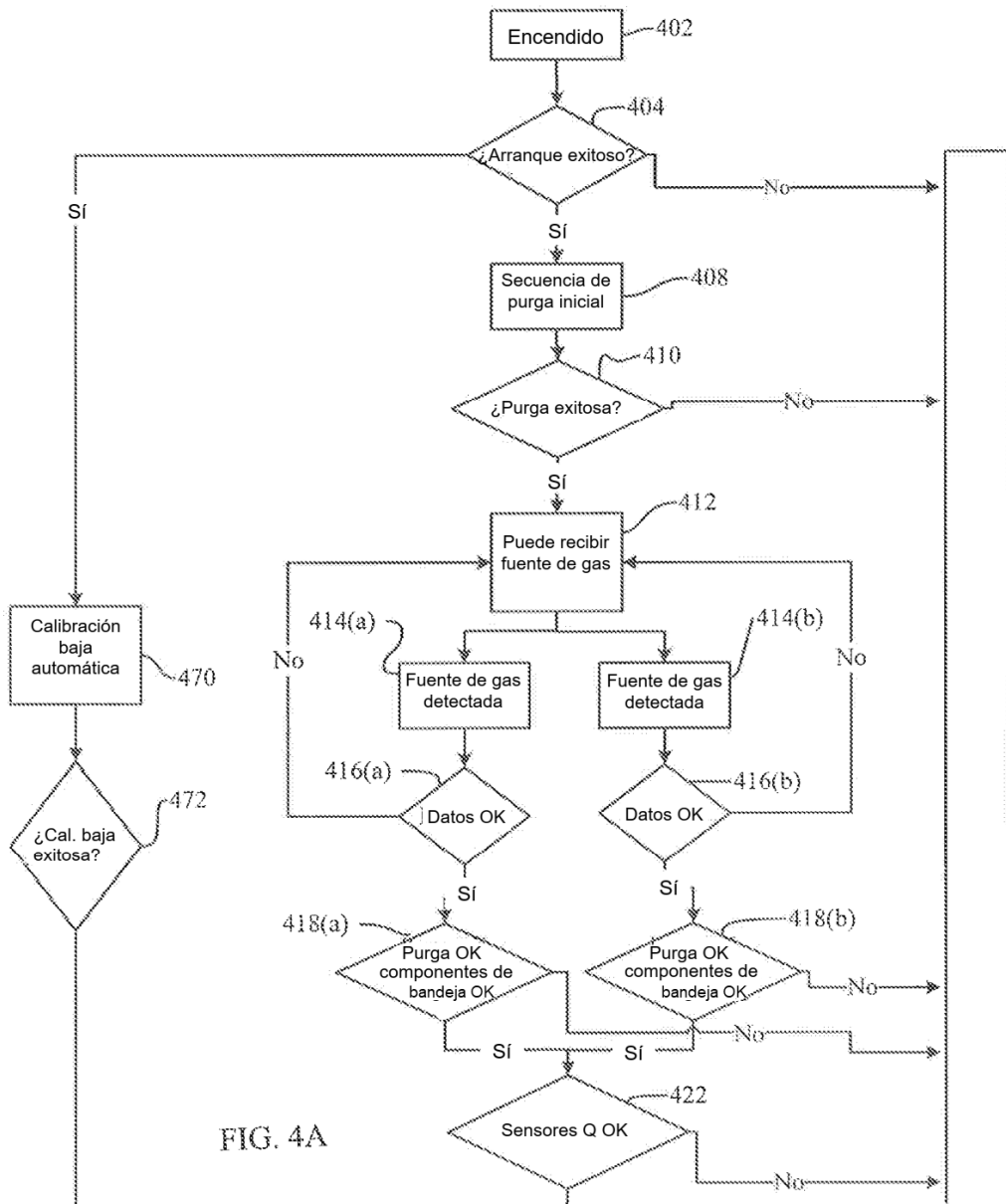


FIG. 4A

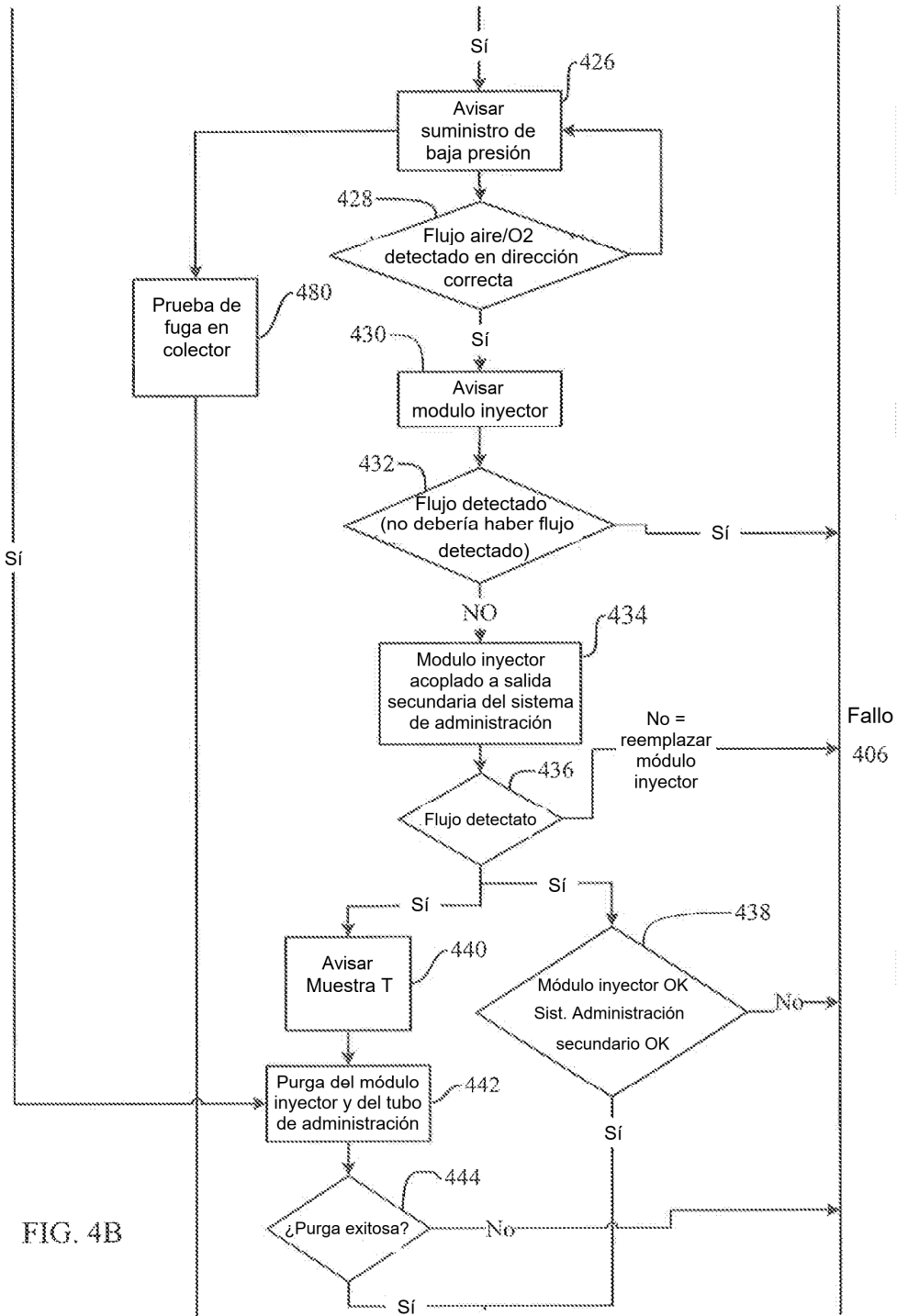


FIG. 4B

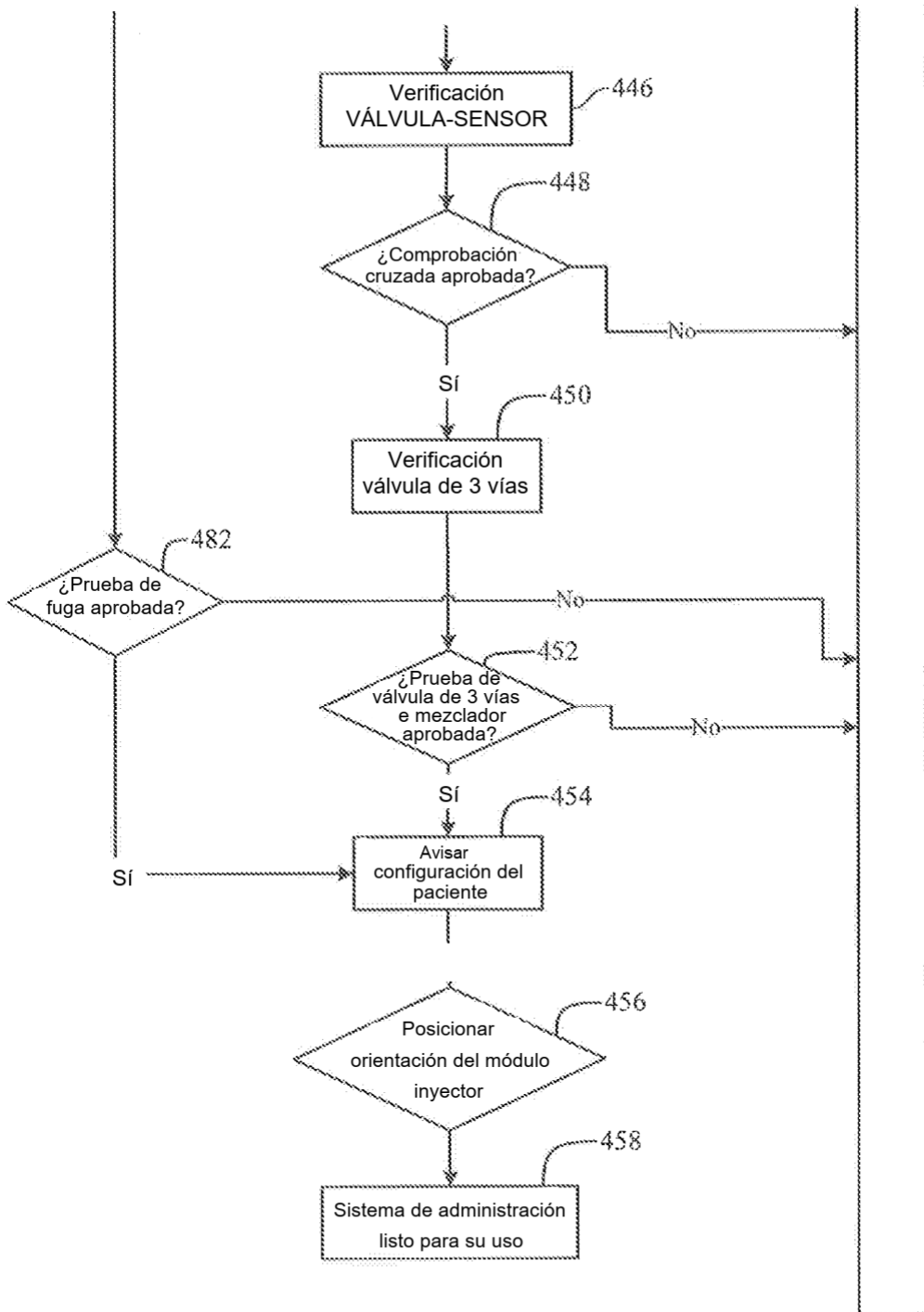


FIG. 4C

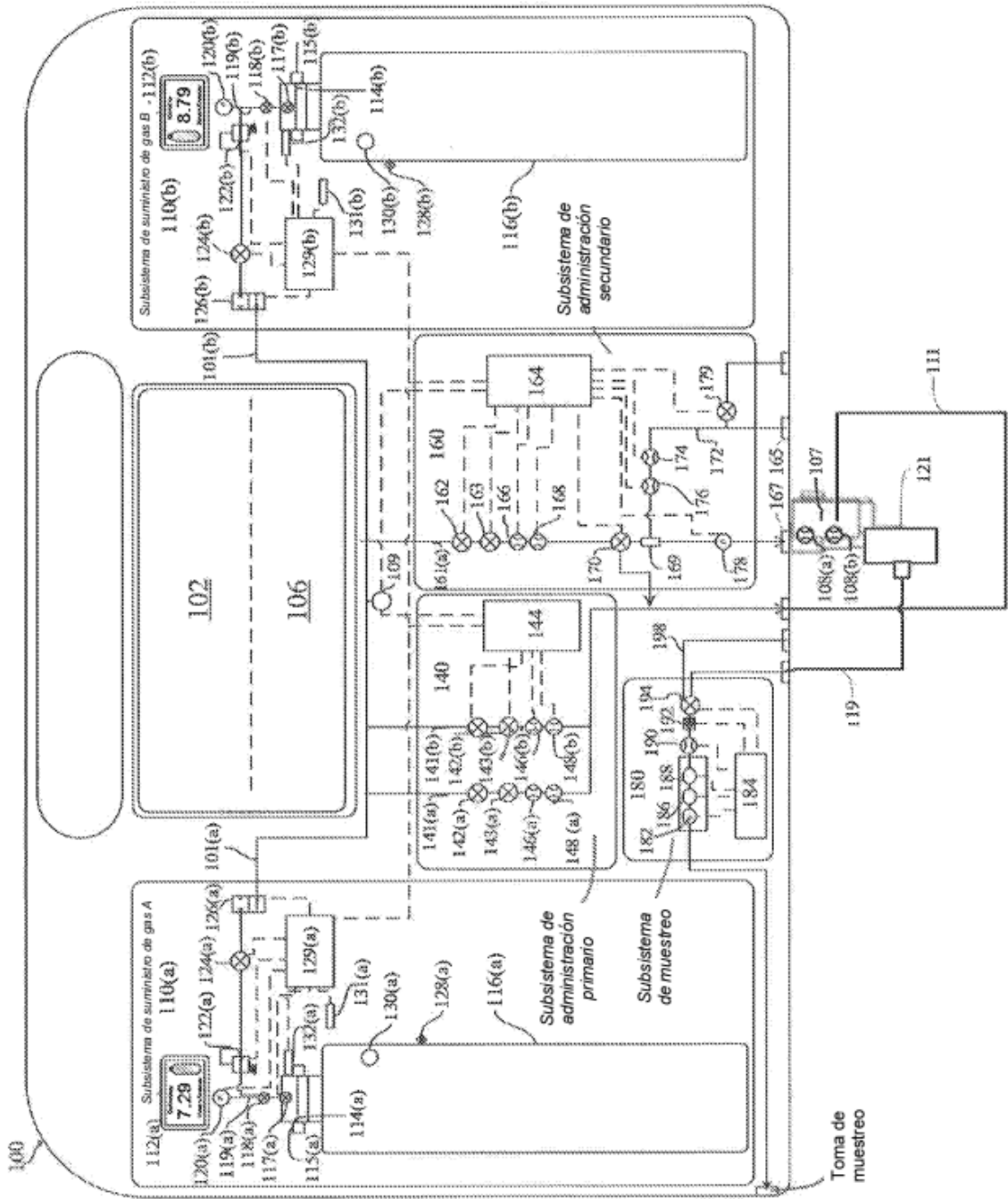


FIG. 5

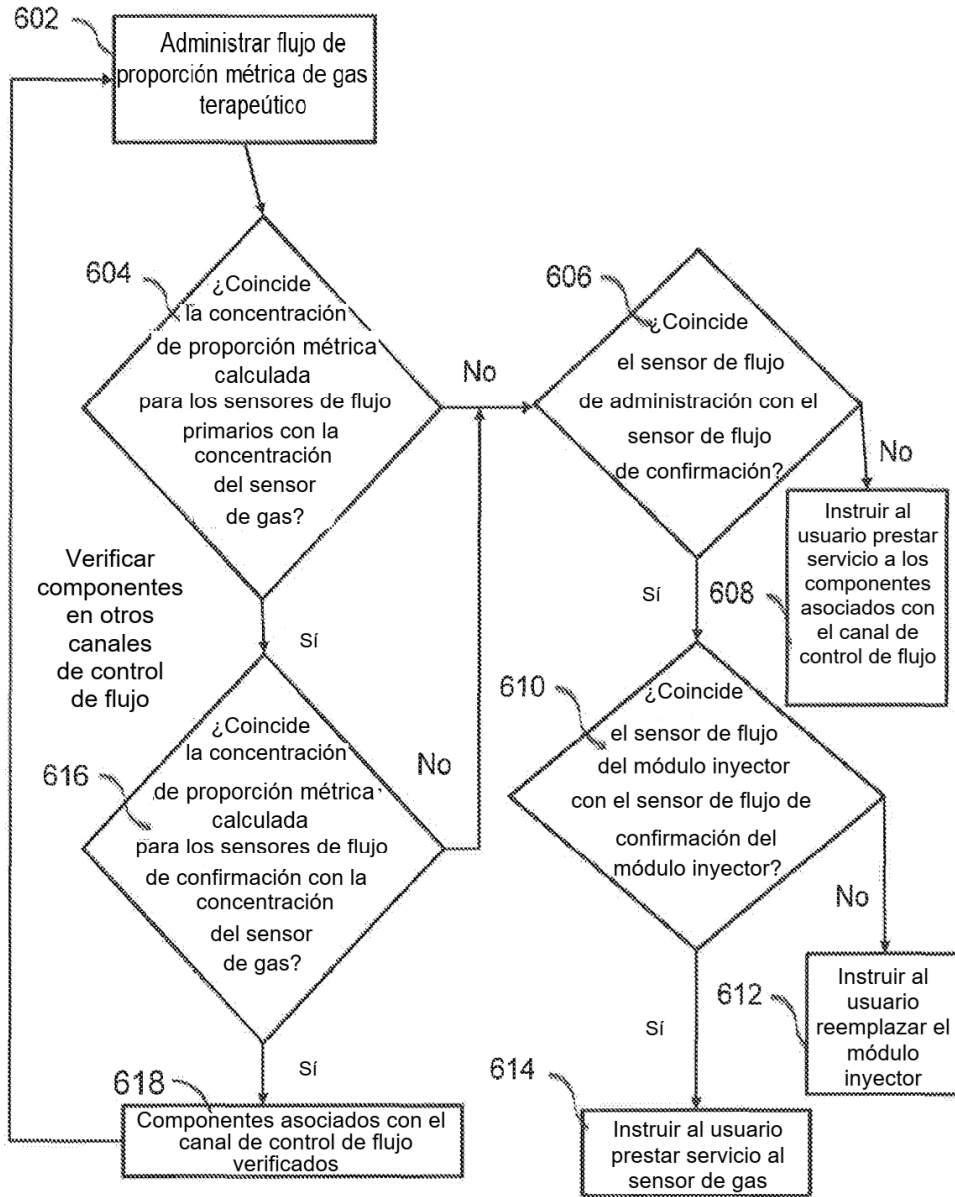


FIG. 6