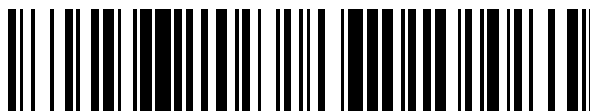


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 567 639**

51 Int. Cl.:

**F15C 1/14** (2006.01)

**A61M 11/06** (2006.01)

**A61M 15/00** (2006.01)

**B05B 7/00** (2006.01)

**A61M 11/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.03.2007 E 07754410 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.02.2016 EP 2043714**

54 Título: **Nebulizador con control de fluido basado en presión**

30 Prioridad:

**30.03.2006 US 787196 P**

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

**25.04.2016**

73 Titular/es:

**CAREFUSION 2200, INC. (100.0%)  
3750 TORREY VIEW COURT  
SAN DIEGO, CA 92130, US**

72 Inventor/es:

**HARRINGTON, STEVEN, M.;  
BRIDGES, BRUCE, K.;  
RIVERA, DAVID, A. y  
KORNEFF, NEIL, A.**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 567 639 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**

Nebulizador con control de fluido basado en presión

5 **CAMPO DE LA INVENCION**

Las realizaciones de la presente invención se refieren, en general, a dispositivos médicos. Más específicamente, las realizaciones particulares de la invención se refieren a un sistema de nebulizador con control de fluido.

10 **DESCRIPCIÓN DE LA TÉCNICA RELACIONADA**

15 Los nebulizadores, conocidos también como atomizadores, se usan típicamente para tratar ciertas afecciones o enfermedades que requieren que la medicación se administre directamente a las vías respiratorias. Para administrar la medicación a las vías respiratorias, los nebulizadores convencionales pueden usar gas presurizado para nebulizar una medicación líquida en un aerosol que puede ser inhalado por un paciente. En general, un depósito que contiene la medicación líquida, o un orificio en comunicación con el depósito, se sitúa adyacente a una salida del gas presurizado, y cuando el gas presurizado pasa sobre el depósito o el orificio, se crea una presión negativa en las proximidades de la salida, provocando que la medicación líquida se dirija fuera del depósito y se arrastre dentro de la corriente de gas presurizado. La corriente de gas presurizado con la medicación líquida arrastrada forma partículas de aerosol que se suspenden dentro del nebulizador para que lo inhale un paciente.

20 En diversos nebulizadores convencionales, el aerosol se genera continuamente hasta que se agota la medicación líquida en el depósito. Tal nebulización continua provoca que una porción significativa de la medicación se desperdicie hacia el entorno cuando el paciente no está inhalando. Asimismo, puede ser difícil cuantificar la cantidad precisa de aerosol que se ha administrado al paciente. Para reducir tal desperdicio, se han sugerido nebulizadores con sistema de depósito de bolsa que recogen el aerosol generado entre las inhalaciones. Sin embargo, estos sistemas, son voluminosos y difíciles de montar. Además, los estudios han mostrado que una porción del aerosol recogido se deposita o condensa sobre las paredes internas de los sistemas de depósito, sin ni siquiera haber sido administrada al paciente.

30 Algunos nebulizadores generan aerosol de una manera no continua tal como, por ejemplo, como respuesta a la respiración de un paciente. Tales dispositivos son más eficientes que los nebulizadores continuos mencionados anteriormente por que la medicación no se desperdicia cuando el paciente no está inhalando. Ciertos nebulizadores de este tipo utilizan un desviador móvil, situado respecto a la salida o boquilla de gas presurizado, para nebulizar selectivamente la medicación líquida. Por ejemplo, el desviador puede moverse entre una posición sin nebulización y una posición con nebulización como respuesta a la respiración de un paciente. Cuando el paciente no está inhalando, el desviador está en la posición sin nebulización (por ejemplo con una distancia suficiente desde la salida del gas presurizado) y no ocurre nebulización en el nebulizador. Tras la inhalación del paciente, se crea una presión negativa dentro del nebulizador, que provoca que el desviador se mueva a una posición con nebulización (por ejemplo, más cercana a la salida del gas presurizado) para desviar el gas presurizado sobre el depósito o el orificio del depósito. El aire a alta velocidad desviado sobre el depósito o el orificio del depósito provoca que la medicación líquida se arrastre y nebulice. Al final de la inhalación del paciente, el desviador se mueve de vuelta a la posición sin nebulización, por ejemplo mediante un resorte, y la nebulización se detiene.

45 La solicitud de patente internacional n.º WO03053500 describe un nebulizador que incluye una entrada de aire para el canal de fluido y una válvula de entrada de aire para el canal de fluido sensible a una fuerza manual externa del nebulizador, o a la respiración de un paciente, para comenzar el proceso de nebulización. Se proporciona también un método para proporcionar nebulización que incluye las etapas de mover una válvula de entrada de aire para el canal de fluido contra una entrada de aire del canal de fluido, de manera que puede acumularse una presión negativa sobre el fluido en el canal de fluido para dirigir el fluido desde el depósito de fluido y comenzar la nebulización durante la inhalación.

50 La Patente de Estados Unidos n.º US4278110 describe un controlador de flujo sensible a la demanda para su uso en un sistema de respiración para la administración de oxígeno desde una fuente presurizada a través de una cánula a un paciente. Una trayectoria de flujo entre la fuente presurizada y la cánula se abre y se cierra mediante una válvula de fluido que es sensible a la presencia y ausencia de una corriente de potencia a baja presión desarrollada por un restrictor de flujo acoplado a la fuente presurizada. La corriente de potencia a baja presión se aplica al puerto de control de la válvula de fluido de conexión/desconexión mediante un interruptor de fluido monoestable que conduce la corriente de potencia a baja presión a través del puerto de control de la válvula de la válvula de conexión/desconexión como respuesta a la espiración del paciente, y que desvía la corriente de potencia a baja presión lejos de la válvula de conexión/desconexión como respuesta a la inspiración del paciente. En una realización preferida, el interruptor de fluido monoestable está controlado por compuerta e incluye un puerto de descarga a través del cual la corriente de potencia se conduce solo como respuesta a una señal de respiración correspondiente con la espiración, y un puerto de purga abierto a través del cual la corriente de potencia se conduce solo como respuesta a una señal de respiración correspondiente con la inspiración. Un transductor de fluido está acoplado a la cánula y al puerto controlado por compuerta del interruptor de fluido monoestable para abrir y cerrar el puerto de control de compuerta a presión ambiente como respuesta a la inspiración y espiración, respectivamente.

Sin embargo, los nebulizadores que emplean partes móviles para el accionamiento tienen ciertos inconvenientes. Por ejemplo, aunque los nebulizadores a menudo están destinados a múltiples usos, la medicación aerosolizada puede secarse dentro del nebulizador después del uso y puede provocar que las partes móviles se adhieran a las partes no móviles, haciendo al nebulizador inoperativo para su reutilización. Para eliminar la posibilidad de este problema de adherencia, los nebulizadores pueden requerir una limpieza minuciosa y/o desmontaje de las partes del nebulizador después de cada uso. Además, el sistema de accionamiento móvil requiere diafragmas costosos y/o resortes para provocar el movimiento de las partes móviles. Además, debido a las tolerancias relativamente pequeñas requeridas en tales nebulizadores (por ejemplo, control preciso de la distancia entre el desviador y la salida de gas), el diseño y fabricación de los sistemas de accionamiento móviles puede suponer dificultades.

En consecuencia, hay necesidad de un nebulizador mejorado que pueda superar uno o más de los problemas analizados anteriormente. En particular, hay necesidad de un sistema de accionamiento mejorado con un número mínimo de partes móviles, mientras se mantiene un rendimiento óptimo.

## SUMARIO DE LA INVENCION

La invención se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

Por lo tanto, los diversos ejemplos pueden proporcionar un sistema de nebulizador mejorado con un desviador estacionario y un sistema de control de fluido para accionar selectivamente el proceso de nebulización. Existen varias ventajas de un sistema de nebulizador con un sistema de control de fluido. Por ejemplo, además de sus capacidades de superar uno o más de los problemas analizados anteriormente, un sistema de control de fluido que es extremadamente sensible a los cambios de presión, puede proporcionar el potencial de habilitar el control del proceso de nebulización a flujos inspiratorios menores que la tecnología convencional. Esto puede dar como resultado una administración más rápida y/o más consistente de la medicación al paciente. Además, tales sistemas de control de fluidos pueden permitir que un sistema de nebulizador se use en pacientes que pueden tener la capacidad de producir solo una pequeña presión inspiratoria, tal como niños o ancianos.

Además, el mecanismo de control de la presente invención puede que no requiera un nivel significativo de presión negativa para iniciar la nebulización. De esta manera, se necesita un vacío sustancialmente menor para iniciar la nebulización, y un paciente puede experimentar menos resistencia durante la inhalación. Además, un nivel de umbral inferior de presión negativa puede reducir la necesidad de crear un sello hermético en la interfaz con el paciente (por ejemplo boquilla o mascarilla), mejorando de esta manera la comodidad del paciente.

Aunque la presente invención se describirá en relación con un sistema de nebulizador para nebulizar la medicación, las realizaciones de la invención pueden usarse en otras aplicaciones médicas y no médicas adecuadas, tal como por ejemplo aplicaciones veterinarias y sistemas de humidificación bajo demanda. Asimismo, aunque la presente invención se describirá en relación con un sistema de nebulizador accionado por respiración, ciertas realizaciones de la invención pueden incluir un dispositivo de interfaz, tal como un ventilador mecánico, para pacientes que son incapaces de respirar lo suficiente por sí mismos para desencadenar la nebulización. En tales casos, el dispositivo de interfaz puede usarse para poner en marcha el sistema de nebulizador para nebulizar la medicación líquida para administrarla al paciente.

Para conseguir las ventajas y de acuerdo con el fin de la invención, como se realiza y describe ampliamente en la presente memoria, un aspecto ejemplar de la invención puede proporcionar un nebulizador que incluye un cuerpo que comprende un depósito para contener medicación, una boquilla para emitir un chorro de gas presurizado y un conducto de fluido en comunicación con el depósito para suministrar la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación. El nebulizador puede incluir también una salida del nebulizador en comunicación con un interior del cuerpo para administrar el aerosol a un paciente, un conducto de control en comunicación fluida con el conducto de fluido para administración de un gas de control al conducto de fluido para evitar la administración de la medicación cerca del chorro y un amplificador de fluido configurado para controlar la administración del gas de control al conducto de control. En algunos aspectos ejemplares, el amplificador de fluido está configurado para controlar la administración del gas de control al conducto de control basándose en la inhalación del paciente.

De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender además un conducto de señal en comunicación fluida con el amplificador de fluido. El conducto de señal puede proporcionar una presión negativa como respuesta a la inhalación del paciente, y la presión negativa puede provocar la interrupción de la administración del gas de control al conducto de fluido a través del conducto de control.

En diversos aspectos ejemplares, el amplificador de fluido puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido y un puerto de control configurado para cambiar selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida basándose en la inhalación del paciente. El puerto de control puede estar en comunicación fluida con la salida del nebulizador.

En otro aspecto ejemplar, el amplificador de fluido puede estar configurado de manera que la inhalación del paciente provoca una presión negativa en el puerto de control, provocando que la dirección de flujo del gas de control cambie

del segundo puerto de salida al primer puerto de salida.

En otro aspecto ejemplar más, el primer puerto de salida puede estar en comunicación fluida con la atmósfera.

5 De acuerdo con un aspecto ejemplar, el amplificador de fluido puede comprender además un puerto de flujo de entrada dispuesto sustancialmente opuesto al puerto de control con respecto al puerto de entrada. El primer puerto de salida puede estar en comunicación fluida con el puerto de flujo de entrada.

10 De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el puerto de control puede comprender una válvula configurada para cerrarse como respuesta a la inhalación del paciente.

En algunos aspectos ejemplares, el gas presurizado y el gas de control pueden administrarse desde una misma fuente de gas. Por ejemplo, el gas de control puede ramificarse desde el gas presurizado.

15 De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender además un regulador de flujo para controlar un flujo del gas de control. Por ejemplo, el regulador de flujo puede comprender un orificio pasante en un manguito que define, al menos parcialmente, el conducto de fluido. En otro aspecto ejemplar más, el nebulizador puede comprender un desviador estacionario al que se dirige el chorro de gas presurizado. En otro aspecto ejemplar más, la salida del nebulizador puede comprender un venturi a través del cual pasa fluido cuando el paciente inhala a través de la salida del nebulizador. El venturi puede estar localizado dentro de la salida del nebulizador y está en comunicación fluida con el amplificador de fluido. Alternativamente, el venturi está situado dentro del cuerpo y está en comunicación fluida con el amplificador de fluido.

25 En otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un mecanismo de anulación configurado para inhabilitar selectivamente el funcionamiento del amplificador de fluido.

Algunos aspectos ejemplares de la invención pueden proporcionar un nebulizador que comprende un cuerpo que comprende un depósito para contener medicación, una boquilla para emitir un chorro de gas presurizado, un conducto de fluido en comunicación con el depósito para administrar la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación, y una salida del nebulizador en comunicación con el interior del cuerpo para administrar el aerosol a un paciente. El nebulizador puede comprender también un conducto de control en comunicación fluida con el conducto de fluido para administración de un gas de control al conducto de fluido para evitar la administración de medicación cerca del chorro, y un interruptor de flujo configurado para controlar la administración del gas de control al conducto de control basándose en la inhalación del paciente. El interruptor de flujo puede no incluir partes que se muevan como respuesta a la inhalación del paciente.

40 En un aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un conducto de señal en comunicación fluida con el interruptor de flujo, sirviendo el conducto de señal para proporcionar una presión negativa como respuesta a la inhalación del paciente, sirviendo la presión negativa para provocar la interrupción de la administración del gas de control al conducto de fluido mediante el conducto de control.

45 En otro aspecto ejemplar, el interruptor de flujo puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido, y un puerto de control configurado para cambiar selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, basándose en la inhalación del paciente. El puerto de control puede estar en comunicación fluida con la salida del nebulizador.

50 En un aspecto ejemplar, el interruptor de flujo puede estar configurado de manera que la inhalación del paciente provoca una presión negativa en el puerto de control, provocando que una dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida. En otro aspecto ejemplar, el primer puerto de salida puede estar en comunicación fluida con la atmósfera o con el interior del cuerpo.

55 En otro aspecto ejemplar adicional, el interruptor de flujo puede comprender además un puerto de flujo de entrada dispuesto sustancialmente en oposición al puerto de control con respecto al puerto de entrada. El primer puerto de salida puede estar en comunicación fluida con un puerto de flujo de entrada.

60 De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el gas presurizado y el gas de control pueden administrarse desde una misma fuente de gas. Por ejemplo, el gas de control puede ramificarse desde el gas presurizado. Otro aspecto más puede proporcionar un regulador de flujo para controlar un flujo del gas de control. El regulador de flujo puede comprender un orificio pasante en un manguito que define, al menos parcialmente, el conducto de fluido.

65 En un aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender además un venturi a través del cual el fluido pasa cuando el paciente inhala a través de la salida del nebulizador. El venturi puede estar localizado dentro de la salida del nebulizador y puede estar en comunicación fluida con el interruptor de flujo. Alternativamente, el venturi puede estar localizado dentro del cuerpo y puede estar en comunicación fluida con el interruptor de flujo.

En otro aspecto ejemplar más, el nebulizador puede comprender además un mecanismo de anulación configurado para inhabilitar selectivamente el funcionamiento del interruptor de flujo.

5 De acuerdo con diversos aspectos ejemplares, un nebulizador puede comprender un cuerpo que comprende un depósito para contener medicación, una boquilla para emitir un chorro de gas presurizado, un conducto de fluido en comunicación con el depósito para administrar la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación, y una salida del nebulizador en comunicación con un interior del cuerpo para administrar el aerosol a un paciente. El nebulizador puede comprender también un conducto de control en comunicación fluida con el conducto de fluido para administración de un gas de control al conducto de fluido para evitar la administración del medicamento cerca del chorro, y un interruptor de flujo. El interruptor de flujo puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido, y un miembro de control configurado para cambiar selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida. En otro aspecto ejemplar, el miembro de control puede estar configurado para cambiar la dirección del flujo basándose en la inhalación del paciente.

En un aspecto ejemplar, el miembro de control puede comprender un puerto de control en comunicación fluida con la salida del nebulizador a través de un conducto de señal. El conducto de señal puede proporcionar una presión negativa como respuesta a la inhalación del paciente para provocar que una dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida, de tal manera que interrumpa la administración del gas de control al conducto de control.

En otro aspecto ejemplar, el miembro de control puede comprender una válvula configurada para abrir selectivamente el primer puerto de salida como respuesta a la inhalación del paciente, causando la apertura del primer puerto de salida que la dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida.

En otro aspecto ejemplar más, el interruptor de flujo puede comprender una unión en T, constituyendo cada ramificación el puerto de entrada, el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, respectivamente.

En otro aspecto ejemplar más, el primer puerto de salida puede estar en comunicación fluida con la atmósfera. En un aspecto ejemplar, el interruptor de flujo puede que no incluya partes que se muevan como respuesta a la inhalación del paciente.

De acuerdo con algún aspecto ejemplar, el gas presurizado y el gas de control pueden administrarse desde una misma fuente de gas, estando el gas de control ramificado desde el gas presurizado. De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un regulador de flujo para controlar un flujo del gas de control. En otro aspecto ejemplar, el regulador de flujo puede comprender un orificio pasante en un manguito de fluido que define, al menos parcialmente, el conducto de fluido.

En un aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un venturi a través del cual el fluido pasa cuando el paciente inhala a través de la salida del nebulizador. En otro aspecto ejemplar más, el nebulizador puede comprender además un mecanismo de anulación configurado para inhabilitar selectivamente el funcionamiento del interruptor de flujo.

Un aspecto ejemplar puede proporcionar un nebulizador que comprende un cuerpo que comprende un depósito para contener medicación, una boquilla para emitir un chorro de gas presurizado, suministrándose el gas presurizado a la boquilla a través de un conducto de gas principal, y un conducto de fluido en comunicación con el depósito para administrar la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación. El nebulizador puede comprender también una salida del nebulizador en comunicación con un interior del cuerpo para administración del aerosol a un paciente, un conducto de control que se ramifica desde el conducto de gas principal y en comunicación fluida con el conducto de fluido, el conducto de fluido para administrar un gas de control al conducto de fluido para evitar la administración de la medicación cerca del chorro, y un sistema de control configurado para controlar la administración del gas de control al conducto de control. En algunos aspectos ejemplares, el sistema de control puede estar configurado para controlar la administración del gas de control al conducto de control basándose en la inhalación del paciente.

De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un conducto de señal en comunicación fluida con el sistema de control, donde el sistema de control puede proporcionar una presión negativa como respuesta a la inhalación del paciente. La presión negativa puede provocar la interrupción de la administración del gas de control al conducto de fluido a través del conducto de control.

En algunos aspectos ejemplares, el sistema de control puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido, y un puerto de control configurado para interrumpir selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, basándose en la inhalación del paciente. El puerto de

control puede estar en comunicación fluida con la salida del nebulizador.

5 De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un regulador de flujo para controlar un flujo del gas de control al conducto de control. En otro aspecto ejemplar, el nebulizador puede comprender un desviador estacionario al que se dirige el chorro de gas presurizado. En otro aspecto ejemplar más, el sistema de control puede que no incluya partes que se mueven como respuesta a la inhalación del paciente.

10 Los diversos aspectos ejemplares de la invención pueden proporcionar un método para controlar un proceso de nebulización. El método puede comprender proporcionar medicación a un depósito dentro de un cuerpo, donde el cuerpo comprende una salida para inhalación del paciente, emitir un chorro de gas presurizado en el cuerpo, y proporcionar un conducto de fluido en comunicación con el depósito para la administración de medicación cerca del chorro. El método puede comprender también evitar la administración de la medicación cerca del chorro mediante la administración de un gas de control al conducto de fluido a través de un conducto de control, y usar un amplificador de fluido para interrumpir la administración del gas de control al conducto de control basándose en la inhalación del paciente. La interrupción puede permitir la administración de la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación.

15 En otro aspecto ejemplar, el amplificador de fluido puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido y un puerto de control configurado para interrumpir selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, basándose en la inhalación del paciente.

20 En algunos aspectos ejemplares, el puerto de control puede estar en comunicación fluida con la salida. El método puede comprender además crear una presión negativa en el puerto de control por la inhalación del paciente. La presión negativa puede provocar que una dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida. De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el primer puerto de salida puede comunicarse con la atmósfera.

25 De acuerdo con otro aspecto ejemplar más, el método puede comprender, además, desviar el gas de control para que fluya desde el puerto de entrada hasta el segundo puerto de salida cuando el paciente no está inhalando.

30 En un aspecto ejemplar, el gas presurizado y el gas de control pueden administrarse desde una misma fuente de gas. Por ejemplo, el gas de control puede ramificarse desde el gas presurizado.

35 En otro aspecto ejemplar, el método puede comprender además regular un flujo del gas de control al conducto de control mediante un regulador de flujo. En otro aspecto ejemplar más, el método puede comprender dirigir el chorro de gas presurizado hacia un desviador estacionario. En otro aspecto ejemplar más, el amplificador de fluido puede que no incluya partes que se muevan como respuesta a la inhalación del paciente.

40 De acuerdo con un aspecto ejemplar, un método para controlar un proceso de nebulización puede comprender proporcionar medicación en un depósito dentro de un cuerpo, donde el cuerpo comprende una salida para inhalación de un paciente, emitir un chorro de gas presurizado y proporcionar un conducto de fluido en comunicación con el depósito para la administración de la medicación cerca del chorro. El método puede incluir también evitar la administración de la medicación cerca del chorro por administración de un gas de control al conducto de fluido, y usar un interruptor de flujo para interrumpir la administración del gas de control al conducto de control basándose en la inhalación del paciente, permitiendo la interrupción la administración de la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación. En diversos aspectos ejemplares, el interruptor de flujo puede que no incluya partes que se muevan como respuesta a la inhalación del paciente.

45 En un aspecto ejemplar, el interruptor de flujo puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido, y un puerto de control configurado para cambiar selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, basándose en la inhalación del paciente.

50 En otro aspecto ejemplar, el puerto de control puede estar en comunicación fluida con la salida. El método puede comprender además crear de una presión negativa en el puerto de control por inhalación del paciente. La presión negativa puede provocar que una dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida.

55 En otro aspecto ejemplar más, el método puede comprender, además la desviación del gas de control para que fluya desde el puerto de entrada hasta el segundo puerto de salida cuando el paciente no está inhalando.

60 De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el gas presurizado y el gas de control pueden administrarse desde una misma fuente de gas. Por ejemplo, el gas de control puede ramificarse desde el gas presurizado.

65 Algunos aspectos ejemplares de la invención pueden proporcionar un método para controlar selectivamente un

proceso de nebulización, que comprende proporcionar medicación en un depósito dentro de un cuerpo, donde el cuerpo comprende una salida para inhalación de un paciente, emitir un chorro de gas presurizado, y proporcionar un conducto de fluido en comunicación con el depósito para administrar la medicación cerca del chorro. El método puede comprender además evitar la administración de la medicación cerca del chorro por administración de un gas de control al conducto de fluido mediante un conducto de control, y el uso de un interruptor de flujo para interrumpir la administración del gas de control al conducto de control. El interruptor de flujo puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido, y un miembro de control configurado para cambiar una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida. En otro aspecto ejemplar, el miembro de control puede configurarse para cambiar la dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, basándose en la inhalación del paciente.

En un aspecto ejemplar, el miembro de control puede comprender un puerto de control en comunicación fluida con la salida a través de conducto de señal. El conducto de señal puede proporcionar una presión negativa como respuesta a la inhalación del paciente para provocar que una dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida, de tal manera que interrumpa la administración del gas de control al conducto de control.

En otro aspecto ejemplar, el miembro de control puede comprender una válvula configurada para abrir selectivamente el primer puerto de salida como respuesta a la inhalación del paciente. La abertura del primer puerto de salida puede provocar que la dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida.

De acuerdo con otro aspecto ejemplar más, el interruptor de flujo puede comprender una unión en T, constituyendo cada rama el puerto de entrada, el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, respectivamente. De acuerdo con otro aspecto ejemplar más, el gas presurizado y el gas de control pueden administrarse desde una misma fuente de gas. Por ejemplo, el gas de control puede ramificarse desde el gas presurizado.

En otro aspecto ejemplar, un método para controlar selectivamente un proceso de nebulización puede comprender proporcionar medicación en un depósito dentro de un cuerpo, comprendiendo el cuerpo una salida para inhalación de un paciente, emitir un chorro de gas presurizado, suministrándose el gas presurizado a través de un conducto de gas principal, y proporcionar un conducto de fluido en comunicación con el depósito para administración de la medicación cerca del chorro. El método puede comprender además evitar la administración de la medicación cerca del chorro mediante la administración de un gas de control al conducto de fluido a través de un conducto de control, y usar un sistema de control para interrumpir la administración del gas de control al conducto de control, basándose en la inhalación del paciente. De acuerdo con un aspecto ejemplar, el conducto de control puede ramificarse desde el conducto de gas principal y está en comunicación fluida con el conducto de fluido.

En algunos aspectos ejemplares, el sistema de control puede comprender un puerto de entrada para recibir el gas de control, un primer puerto de salida, un segundo puerto de salida para dirigir el gas de control al conducto de fluido, y un puerto de control configurado para cambiar selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto de salida y el segundo puerto de salida, basándose en la inhalación del paciente.

De acuerdo con otro aspecto ejemplar, el método puede comprender además conectar el puerto de control a la salida, de manera que la inhalación del paciente crea una presión negativa que provoca que la dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto de salida al primer puerto de salida, de tal manera que interrumpe la administración del gas de control al conducto de control.

En otro aspecto ejemplar más, el sistema de control puede que no incluya partes que se mueven como respuesta a la inhalación del paciente.

Los objetos y ventajas adicionales de la invención se expondrán en parte en la siguiente descripción, y en parte serán obvios a partir de la descripción o pueden aprenderse por la práctica de la invención. Los objetos y ventajas de la invención se realizarán y conseguirán mediante los elementos y combinaciones particularmente indicados en las reivindicaciones adjuntas.

Debe entenderse que tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son ejemplares y únicamente explicativas y no restrictivas de la invención tal cual se reivindica.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los dibujos adjuntos, que se incorporan en y constituyen una parte de esta memoria descriptiva, ilustran diversas realizaciones consistentes con la invención y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios de la invención.

La Figura 1 es una vista esquemática de un sistema de nebulizador, de acuerdo con una realización ejemplar de la invención, que ilustra un modo sin nebulización.

La Figura 1A es una vista esquemática parcial de un sistema de nebulizador, de acuerdo con otra realización ejemplar de la invención, que ilustra que un venturi puede colocarse cerca de un puerto de arrastre de aire.

La Figura 1B es una vista esquemática parcial de un sistema de nebulizador, de acuerdo con otra realización ejemplar más de la invención, que ilustra un control alternativo o adicional del regulador de flujo.

5 La Figura 2 es una vista esquemática del sistema de nebulizador de la Figura 1, que ilustra un modo con nebulización.

La Figura 3 es una vista en perspectiva, en sección transversal, de un amplificador de fluido, de acuerdo con una realización ejemplar de la invención.

10 Las Figuras 4-7 son ilustraciones esquemáticas de conexiones de flujo en el amplificador de fluido mostrado en la Figura 3, de acuerdo con las diversas realizaciones ejemplares de la invención.

La Figura 8 es una vista esquemática de un amplificador de fluido, de acuerdo con otra realización ejemplar de la invención.

15 Las Figuras 9-12 son ilustraciones esquemáticas de un proceso de control de flujo para el amplificador de fluido de la Figura 8, de acuerdo con las realizaciones ejemplares de la invención.

La Figura 13 es una vista esquemática de un sistema de nebulizador, de acuerdo con otra realización ejemplar de la invención, que ilustra un modo sin nebulización.

La Figura 14 es una vista esquemática del sistema de nebulizador de la Figura 13, que ilustra un modo con nebulización.

## 20 DESCRIPCIÓN DE LAS REALIZACIONES

Se hará referencia ahora en detalle a realizaciones ejemplares consistentes con la presente invención, ejemplos de las cuales se ilustran en los dibujos adjuntos. Siempre y cuando sea posible, se usarán los mismos números de referencia en todos los dibujos para referirse a partes iguales o similares.

25 Las Figuras 1 y 2 muestran un sistema 10 de nebulizador accionado por respiración, con un mecanismo de control de fluido basado en presión, de acuerdo con una realización ejemplar de la invención. El sistema 10 puede comprender un cuerpo 20 del nebulizador que define un espacio 24 interior y un puerto 29 de salida, en comunicación fluida con el espacio 24 interior para administración de la medicación nebulizada a un paciente. El sistema 10 puede comprender también una fuente 70 de gas presurizado (por ejemplo, a aproximadamente 344,788 kPa (50 psi) para su uso en un proceso de nebulización y un sistema 50 de control de fluido para accionar selectivamente el proceso de nebulización como respuesta a la inhalación del paciente.

35 El cuerpo 20 del nebulizador puede comprender un cuerpo 25 generalmente cilíndrico que define el espacio 24 interior y un depósito 22 de fluido para contener la medicación 30 (por ejemplo, en forma de líquido) destinada a nebulización. El depósito 22 de fluido puede tener una diversidad de formas y tamaños diferentes. Por ejemplo, en algunas realizaciones ejemplares, el depósito 22 puede tener una forma cónica. Un miembro 40 de salida (por ejemplo una boquilla) puede extenderse desde el cuerpo 20 del nebulizador y comunicarse con el puerto 29 de salida. En una realización ejemplar, puede formarse un venturi 45 o situarse dentro del miembro 40 de salida para amplificar la presión negativa provocada por la inhalación del paciente. El venturi 45 puede colocarse en cualquier localización a lo largo del pasaje de aire entre un puerto 28 de arrastre de aire y el puerto 29 de salida. Por ejemplo, en algunas realizaciones, como se muestra en la Figura 1A, el venturi 45' puede colocarse cerca del puerto 28 de arrastre de aire. El aspecto funcional del venturi 45, 45' se describirá adicionalmente en la presente memoria.

45 En una porción superior del cuerpo 20 del nebulizador, el puerto 28 de arrastre de aire puede incluir un regulador 23 de presión para controlar el flujo de arrastre de aire al espacio 24 interior durante la inhalación del paciente. Un cierto nivel umbral de vacío dentro del espacio 24 interior puede ayudar en el accionamiento del sistema 50 de control de fluido, y el regulador 23 de presión en el puerto 28 de arrastre de aire puede usarse para mantener el espacio 24 interior a un nivel de vacío óptimo durante la inhalación del paciente. Por ejemplo, cuando el paciente inhala, se crea un vacío en el espacio 24 interior. Después de alcanzar un umbral de vacío predeterminado, el regulador 23 de presión cerrado normalmente puede abrirse para permitir que el aire exterior entre dentro del espacio 24 interior. La abertura del regulador 23 de presión puede eliminar cualquier resistencia excesiva a la inhalación del paciente, provocada por el vacío excesivo en el espacio 24 interior, mientras se mantiene el vacío por encima del nivel umbral. En algunas realizaciones ejemplares, el regulador 23 de presión puede incluir una o más aberturas, el tamaño de las cuales puede variar dependiendo del caudal del aire arrastrado. En otra realización ejemplar, el regulador 23 de presión puede incluir un miembro cargado por resorte, u otro miembro desviado, tal como una válvula flexible o diafragma, y puede cerrarse completamente de forma automática al final de la inhalación del paciente.

60 Como se muestra en las Figuras 1 y 2, el gas presurizado (por ejemplo, aire) de la fuente 70 de gas presurizado puede dirigirse hacia un desviador 15 (por ejemplo, un tabique) para provocar la nebulización de la medicación 30. El desviador 15 es preferentemente estacionario. En diversas realizaciones ejemplares, el gas presurizado puede acelerarse a través de una boquilla 74 hasta una salida 76 para crear un chorro de aerosol que choca sobre el desviador 15. La boquilla 74 puede extenderse desde el fondo del cuerpo 20 del nebulizador en una dirección sustancialmente paralela a un eje longitudinal del cuerpo 20 del nebulizador. La salida 76 de la boquilla 74 puede estar orientada hacia el desviador 15 en una dirección sustancialmente perpendicular a una superficie 17 de choque del desviador 15. Adyacente al desviador 15 y alrededor de la boquilla 74, puede proporcionarse un manguito 13 de



fluido (por ejemplo, un manguito anular) que define un conducto 26 (por ejemplo, un conducto anular) para transportar la medicación 30 desde el depósito 22 de fluido hasta el chorro de aerosol durante la nebulización. La distancia entre la salida 76 de la boquilla 74 y la superficie 17 de choque del desviador 15 pueden estar suficientemente cercana, de manera que, durante la nebulización, el gas presurizado desviado por el desviador 15 puede crear una presión negativa suficiente en el conducto 26 para provocar que la medicación 30 se transporte al conducto 26 y se arrastre dentro del chorro de aerosol para su nebulización

Como se ha mencionado anteriormente, el sistema 50 de control de fluido puede usarse para accionar selectivamente el proceso de nebulización en el cuerpo 20 del nebulizador como respuesta a la inhalación del paciente. El sistema 50 de control puede usar un amplificador 54 de fluido y un flujo de control ramificado de la fuente 70 de gas presurizado para cambiar entre los modos con nebulización y sin nebulización. El funcionamiento del amplificador 54 de fluido se describirá posteriormente con referencia a las Figuras 3-12. Para dirigir el flujo de control desde la fuente 70 de gas presurizado, puede colocarse un colector 72 de flujo de control (por ejemplo una unión en T) en la línea 71 de gas presurizado principal para crear una caída de presión en la misma y, de esta manera, crear un pequeño flujo (por ejemplo aproximadamente 16,67-83,33 cm cúbico/s (2-5 lpm)), baja presión (por ejemplo aproximadamente 4,903-6,864 kPa (50-70 cm de agua)) de flujo hacia el amplificador 54 de fluido. El colector 72 puede usar un orificio y/o geometrías variadas de la trayectoria de flujo para conseguir la caída de presión deseada.

El sistema 10 puede incluir también un regulador 60 de flujo de control localizado, por ejemplo, entre el colector 72 de flujo de control y el amplificador 54 de fluido. En algunas realizaciones ejemplares, el regulador 60 de flujo puede situarse en cualquier localización entre el amplificador 54 de fluido y el conducto 26 de fluido. El regulador 60 puede configurarse para mantener el flujo de control hacia el conducto 26 dentro de un cierto intervalo de caudal. Por ejemplo, cuando el caudal del flujo de control supera un valor umbral especificado, el regulador 60 de flujo de control puede purgar el flujo en exceso hacia el exterior, hacia la atmósfera, para mantener el flujo de control dentro del intervalo deseado. En una realización ejemplar, el regulador 60 del flujo de control puede incluir un flotador ponderado dispuesto sobre un orificio fijo y, cuando el caudal de control supera un valor umbral especificado, el flotador ponderado puede levantarse para liberar la presión en exceso a la atmósfera. En algunas realizaciones, el flotador puede mantenerse en su sitio con un resorte para elevar el flotador. Puede usarse también cualquier otra técnica de regulación de flujo adecuada conocida en la técnica, de forma alternativa o adicional.

El mantenimiento del caudal del flujo de control dentro de un cierto intervalo puede ser importante por diversas razones. Por ejemplo, si el caudal es demasiado alto, puede requerirse que una señal de presión mayor (por ejemplo una presión negativa creada por la inhalación del paciente) actúe sobre el amplificador 54 de fluido para cambiar del modo sin nebulización al modo con nebulización. Además, el alto caudal puede provocar que el flujo de control fluya hacia abajo hacia el depósito 22 de fluido, provocando de esta manera un burbujeo indeseable en el depósito 22. Además, puede ser deseable regular el gas que entra en el amplificador 54 de fluido para tener en cuenta los diversos sistemas de gas de presurización con las diversas presiones de la fuente.

En algunas realizaciones ejemplares, el sistema 10 puede regular el flujo de control después de que este alcance el conducto 26 de fluido. En lugar de o además del regulador 60 de flujo analizado anteriormente, el sistema 10 puede incluir un orificio pasante 65 en el manguito 13 de fluido, como se muestra en la Figura 1B. El orificio pasante 65 puede proporcionar un paso de flujo para el flujo de control excesivo que se ha purgado hacia el exterior del conducto 26 de fluido, evitando de esta manera que el flujo de control excesivo alcance el depósito 22 más abajo y provoque un burbujeo indeseable. El orificio pasante 65 puede estar situado por debajo de la porción 75 de salida de la trayectoria 77 del flujo de nebulizador y en un lado sustancialmente opuesto orientado hacia la porción 75 de salida. El área de abertura del orificio pasante 65 puede ser más pequeña que el área de abertura de la porción 75 de salida. A modo de ejemplo únicamente, el orificio pasante 65 puede tener un área de abertura que es 0,4-0,6 veces el área de abertura de la porción 75 de salida. El orificio pasante 65 puede ser suficientemente pequeño de manera que, durante la nebulización, la medicación 30 líquida puede sellar o bloquear eficazmente el orificio pasante 65, evitando que el aire entre dentro del conducto 26 a través del orificio pasante 65.

En diversas realizaciones ejemplares, el sistema 10 de nebulizador puede incluir un mecanismo de anulación adecuado, configurado para anular la función de accionamiento de respiración del sistema 10 de nebulizador para generar continuamente aerosol. El mecanismo de anulación puede controlarse manual o automáticamente. En diversas realizaciones ejemplares, el mecanismo de anulación puede incluir una válvula 90 configurada para abrir y cerrar selectivamente el pasaje de flujo de control desde el colector 72 de flujo de control hasta el conducto 26. De esta manera, la válvula 90 puede disponerse en cualquier localización entre el colector 72 de flujo de control y el conducto 26. En una realización ejemplar, como se muestra en las Figuras 1 y 2, la válvula 90 puede colocarse cerca del colector 72 de flujo de control antes del regulador 60 de flujo. Cuando se acciona la válvula 90, la válvula 90 cierra la trayectoria de flujo de control para evitar que el flujo de control alcance el conducto 26, independientemente de si el paciente está inhalando o no. De esta manera, la función de accionamiento de la respiración del sistema 10 de nebulizador puede inhabilitarse, y la medicación nebulizada puede generarse continuamente. Cuando la válvula 90 no se acciona, la válvula 90 puede desviarse en una posición abierta para posibilitar la función de accionamiento de respiración del sistema 10 de nebulizador.

En algunas realizaciones alternativas, el mecanismo de anulación puede incluir una válvula de alivio (no mostrada) configurada para purgar el flujo de control hacia la atmósfera. Cuando se acciona la válvula de alivio, el flujo de control que fluye a través de la trayectoria de flujo de control puede purgarse a la atmósfera. Como resultado, el flujo de control puede que no alcance el conducto 26, anulando de esta manera la función de accionamiento de la respiración del sistema 10 de nebulizador. En una realización ejemplar, la válvula de alivio puede funcionar también como el regulador 60 del flujo de control para mantener el flujo de control dentro de un cierto intervalo de caudal. Por ejemplo, la válvula de alivio puede estar configurada de manera que, cuando el caudal del flujo de control supera un valor umbral predeterminado, la válvula de alivio puede abrir el pasaje de alivio para purgar el exceso de flujo hacia fuera, hacia la atmósfera, para mantener el flujo de control dentro del intervalo deseado.

Como se muestra mejor en la Figura 3, el amplificador 54 de fluido puede comprender al menos un puerto 51 de entrada, dos puertos 53, 55 de salida y un puerto 57 de control. Como se muestra en las Figuras 1 y 2, el puerto 51 de entrada puede estar en comunicación fluida con una trayectoria 73 de flujo de entrada para recibir el flujo de control (o gas de control) desde la fuente 70 de gas presurizado. El flujo de control que entra en el puerto 51 de entrada puede dirigirse a uno de los dos puertos 53, 55 de salida (es decir, un puerto 53 de nebulizador y un puerto 55 ambiente). El puerto 53 de nebulizador puede estar en comunicación fluida con la trayectoria 77 de flujo del nebulizador para formar un conducto de control para dirigir el flujo de control hasta una porción superior del conducto 26 definida por el manguito 13 de fluido. El manguito 13 de fluido puede definir una abertura a través de la cual la porción 75 de salida de la trayectoria 77 de flujo del nebulizador puede pasar para comunicarse con el conducto 26. El puerto 55 ambiente puede estar en comunicación fluida con una trayectoria 78 de flujo de purga para dirigir el flujo de control hacia la atmósfera. El puerto 57 de control puede estar en comunicación fluida con una trayectoria 79 de flujo de señal para recibir una señal de cambio desde el venturi 45, 45' tras la inhalación del paciente.

El amplificador 54 de fluido puede incluir también un puerto 59 de flujo de entrada configurado para facilitar la redirección del flujo de control desde el puerto 53 de nebulización al puerto 55 ambiente. El puerto 59 de flujo de entrada puede estar en comunicación fluida con la atmósfera o, alternativamente, con la trayectoria 78 del flujo de purga. Tras la inhalación del paciente, una presión negativa en el puerto 57 de control puede inducir un flujo de gas desde el puerto 59 de flujo de entrada hasta el puerto 57 de control (con el gas suministrado desde la atmósfera o la trayectoria 78 de flujo de purga) como se muestra en la Figura 2. Este flujo de gas desde el puerto 59 de flujo de entrada hasta el puerto 57 de control puede facilitar la redirección del flujo de control desde el puerto 53 de nebulización hasta el puerto 55 ambiente, amplificando de esta manera la señal de cambio generada por la inhalación del paciente para aumentar la sensibilidad del mecanismo de interrupción de flujo.

De acuerdo con diversas realizaciones ejemplares, el amplificador 54 de fluido puede configurarse de manera que, cuando el paciente no está inhalando, el flujo de control puede entrar en el amplificador 54 de fluido a través del puerto 51 de entrada y salir del amplificador 54 de fluido a través del puerto 53 de nebulizador, como se muestra en la Figura 1. En particular, un canal 51' de entrada que conduce desde el puerto 51 de entrada puede alinearse con un canal 53' de nebulizador que conduce al puerto 53 de nebulizador de manera que el flujo de control, cuando no está bajo la influencia de la presión, puede dirigirse desde el canal 51' de entrada al canal 53' de nebulizador. En este modo sin nebulización, el flujo de control que sale del amplificador 54 de fluido puede entrar en el conducto 26 dentro del manguito 13 de fluido para interrumpir el arrastre de la medicación 30 al interior del chorro de aerosol.

Cuando el paciente inhala, como se muestra en la Figura 2, puede generarse una presión negativa en el miembro 40 de salida, que puede amplificarse mediante el venturi 45. La presión negativa puede funcionar como una señal de desencadenamiento para que el amplificador 54 de fluido tire de y redirija el flujo de control hacia el puerto 55 ambiente. Esta redirección puede provocar que el flujo de control se purgue a la atmósfera, interrumpiendo así el flujo de control hacia el puerto 53 de nebulizador y el conducto 26. En este modo con nebulización, la medicación 30 se deja transportar hacia arriba por el conducto 26 dentro del manguito 13 de fluido y se arrastra hacia el chorro de aerosol para su nebulización. Una vez que la inhalación del paciente se detiene y, por lo tanto, la presión negativa disminuye y cesa, el flujo de control puede volver a cambiar del puerto 55 ambiente al puerto 53 de nebulizador, deteniendo la generación de nebulización, como se muestra en la Figura 1. En una realización ejemplar, el amplificador 54 de fluido puede diseñarse para cambiar entre los modos sin nebulización y con nebulización en menos de 10 ms.

De acuerdo con otra realización ejemplar de la invención, el amplificador 54 de fluido incluye también un puerto 84 con válvula que tiene una válvula 88 reguladora móvil (por ejemplo, un diafragma flexible) y un puerto 86 de flujo de entrada correspondiente en comunicación fluida con la atmósfera, como se muestra mejor en la Figura 3. El puerto 84 con válvula puede estar en comunicación fluida con la trayectoria 79 de flujo de señal, y la válvula 88 reguladora puede configurarse para responder a la presión negativa causada por la inhalación del paciente. Por ejemplo, cuando el paciente inhala, la válvula 88 reguladora puede cerrar el puerto 84 con válvula. El cierre del puerto 84 con válvula puede provocar una turbulencia dentro de la válvula (por ejemplo, dentro del canal 84'), que ayuda en la redirección del flujo de control desde el puerto 53 de nebulizador hasta el puerto 55 ambiente.

Con referencia a las Figuras 4-7, se describen diversas conexiones de flujo ejemplares para el amplificador 54 de fluido de la Figura 3. En una realización ejemplar, como se muestra en la Figura 4, una trayectoria 79a de flujo de señal está conectada tanto al puerto 57 de control como al puerto 84 con válvula. El puerto 55 ambiente y los

puertos 59, 86 de flujo de entrada se comunican cada uno de ellos con la atmósfera. Alternativa o adicionalmente, el puerto 55 ambiente y al menos uno de los puertos 59, 86 de flujo de entrada pueden comunicarse entre sí mediante una trayectoria 78a de flujo, como se muestra en la Figura 5. En estas configuraciones ejemplares mostradas en las Figuras 4 y 5, ambos puertos 57, 84 pueden usarse para cambiar entre los modos sin nebulización y con nebulización. De acuerdo con otra realización ejemplar, el amplificador 54 de fluido puede usar solo cualquiera del puerto 57 de control y/o el puerto 84 con válvula, como se muestra en las Figuras 6 y 7, respectivamente.

La Figura 8 muestra una vista esquemática de un amplificador 150 de fluido, de acuerdo con otra realización ejemplar consistente con la presente invención. Los amplificadores de fluido, como el que se muestra en la Figura 8, fueron diseñados por Bowles Fluid Corporation of Columbia, Maryland, y tienen los n.º de identificación M19912-011V14 y M20140-020V1. En lugar del amplificador 54 de fluido mostrado en el sistema de nebulizador de las Figuras 1 y 2 puede usarse el amplificador 150 de fluido.

De forma similar al amplificador 54 de fluido analizado anteriormente, el amplificador 150 de fluido de la Figura 8 puede incluir un puerto 151 de entrada, un puerto 153 de nebulizador, un puerto 155 ambiente, un puerto 157 de control y un puerto 159 de flujo de entrada. Durante el modo sin nebulización, un canal 151' de entrada que conduce desde el puerto 151 de entrada puede alinearse con un canal 153' de nebulizador que conduce al puerto 153 de nebulizador, de manera que el flujo de control, cuando no está bajo la influencia de la presión, puede entrar en el amplificador 150 de fluido a través del puerto 151 de entrada, pasar a través del canal 151' de entrada y el canal 153' de nebulizador, y salir del amplificador 150 de fluido a través del puerto 153 de nebulizador. Durante el modo con nebulización, una presión negativa en el puerto 157 de control puede provocar que el amplificador 150 de fluido tire de y redirija el flujo de control hacia el puerto 155 ambiente a través de un canal 155' ambiente. Las conexiones 173, 176, 177, 178, 179 de flujo desde el amplificador 150 de fluido hasta el resto del sistema de nebulizador son sustancialmente idénticas a las de la realización mostrada en las Figuras 1 y 2 y, por lo tanto, se omite aquí una descripción detallada en relación con las conexiones de flujo.

El amplificador 150 de fluido de la Figura 8 funciona como las realizaciones ejemplares descritas anteriormente. Una diferencia con respecto a las realizaciones descritas anteriormente es que este amplificador 150 comprende conductos 182, 184 de retroalimentación entre un canal 157' de control que conduce al puerto 157 de control y el canal 155' ambiente y entre un canal 159' de flujo de entrada que conduce al puerto 159 de flujo de entrada y el canal 153' de nebulizador, respectivamente. En algunas realizaciones ejemplares, estos conductos 182, 184 pueden incluir regiones 186, 188 de bolsillo como se muestra en la Figura 8. Los conductos 182, 184 de retroalimentación pueden proporcionar trayectorias de circulación adicionales para ayudar a cambiar la dirección de flujo de control durante la inhalación del paciente, entre los modos sin nebulización y con nebulización.

Por ejemplo, las Figuras 9-12 ilustran direcciones de flujo del flujo de control dentro del amplificador 150 de fluido antes (Figura 9), durante (Figuras 10 y 11), y después (Figura 12) de la inhalación del paciente. Cuando el paciente no está inhalando, como se muestra en la Fig. 9, el flujo de control puede entrar en el amplificador 150 de fluido a través del puerto 151 de entrada, pasar a través del canal 151' de entrada y el canal 153' de nebulizador y salir a través del puerto 153 de nebulizador. Tras el inicio de la inhalación del paciente, como se muestra en la Figura 10, la presión negativa creada en el puerto 157 de control puede provocar que el flujo de control cambie inmediatamente su dirección desde el puerto 153 de nebulizador hasta el puerto 155 ambiente. El flujo de control redirigido, junto con la presión negativa en el puerto 157 de control y el gas que entra en el puerto 159 de flujo de entrada, puede provocar que el flujo de control que ya había progresado hacia el canal 153' del nebulizador circule a través del conducto 184 de retroalimentación y se redirija al canal 155' ambiente. La redirección del flujo de control que sale del canal 153' del nebulizador inmediatamente tras la inhalación del paciente puede dar como resultado una interrupción más rápida del flujo de control al conducto 26 y, de esta manera, un cambio más rápido del modo sin nebulización al modo con nebulización. Además, el conducto 182 de retroalimentación entre el canal 157' de control y el canal 155' ambiente puede provocar que una porción del flujo de control que entra en el canal 157' de control se redirija al canal 155' ambiente.

Una vez que el flujo de control se ha cambiado completamente al modo con nebulización, como se muestra en la Figura 11, el flujo de control del puerto 151 de entrada puede dirigirse al puerto 155 ambiente mediante el canal 155' ambiente. En esta etapa, el conducto de retroalimentación 182 puede continuar para redirigir una porción del flujo de control que entra en el canal 157 de control al canal 155' ambiente. Cuando la inhalación del paciente se detiene, como se muestra en la Figura 12, la dirección del flujo de control puede cambiarse inmediatamente desde el puerto 155 ambiente al puerto 153 de nebulizador. De forma similar al cambio desde el puerto 153 de nebulizador hasta el puerto 155 ambiente al comienzo de la inhalación del paciente, el flujo de control redirigido al puerto 153 del nebulizador puede provocar que el flujo de control que ya ha progresado al interior del canal 155' ambiente se haga circular a través del conducto 182 de retroalimentación y se redirija al canal 153' del nebulizador. De nuevo, la redirección del flujo de control que sale en el canal 155' ambiente inmediatamente después de que se detiene la inhalación del paciente, puede dar como resultado un inicio más rápido del flujo de control hacia el conducto 26 y de esta manera un cambio más rápido del modo con nebulización al modo sin nebulización.

Las Figuras 13 y 14 muestran vistas esquemáticas de otra realización ejemplar de un sistema 210 de nebulizador accionado por respiración, que emplea un sistema 250 de control de flujo alternativo. El sistema 250 de control de

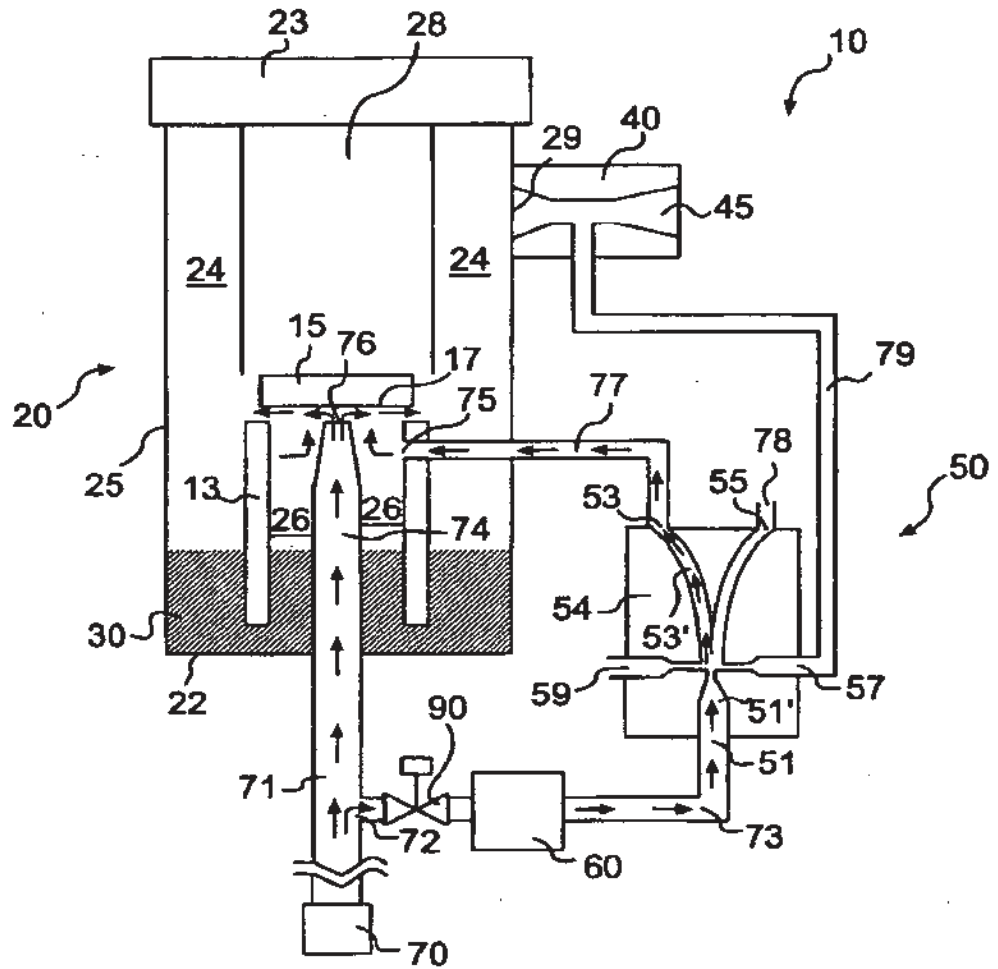
5 flujo puede comprender un empalme en T 275, o un mecanismo similar, para dirigir el flujo de control desde la fuente 701 de gas presurizado hacia el conducto 26 dentro del manguito 13 de fluido para detener la nebulización a la atmósfera para iniciar la nebulización. Por ejemplo, puede formarse una abertura 278 en una rama del empalme en T 275 conectada al venturi 45 del miembro 40 de salida, para comunicarse con la atmósfera. Una válvula 254 móvil (por ejemplo, una válvula de diafragma flexible), o cualquier otra válvula de alivio adecuada, puede colocarse sobre la abertura 278. En un modo sin nebulización, la válvula 254 puede permanecer en su sitio para cerrar la abertura 278 y, por lo tanto, el flujo de control puede dirigirse mediante el empalme en T 275 hasta el conducto 26 dentro del manguito 13 de fluido, como se muestra en la Fig. 13, para interrumpir el arrastre de la medicación al mismo. En un modo con nebulización, la presión negativa generada por la inhalación del paciente puede provocar que la válvula 254 se eleve desde, o abra de otra manera, la abertura 278, redirigiendo el flujo de control a la atmósfera, como se muestra en la Figura 14. La redirección del flujo de control a la atmósfera puede provocar la interrupción del flujo de control al conducto 26 dentro del manguito 13 de fluido, permitiendo que la medicación 30 entre en el conducto 26 para su nebulización.

15 Aunque el sistema 50 de control de fluido, que incluye los amplificadores 54, 150 de fluido se ha descrito como un componente externo separado del cuerpo de nebulizador 20, debe entenderse que tal sistema 54 puede situarse dentro del cuerpo 20 del nebulizador. Además, todo o parte del sistema 50 de control puede fabricarse como una unidad de una sola pieza con el cuerpo 20 del nebulizador (por ejemplo, por moldeo por inyección). Además, aunque en las figuras se han representado diversos canales de flujo y trayectorias de flujo como conexiones de flujo simplificadas, debe entenderse que algunos de los canales de flujo y trayectorias de flujo pueden tener cualquier forma y configuración geométrica.

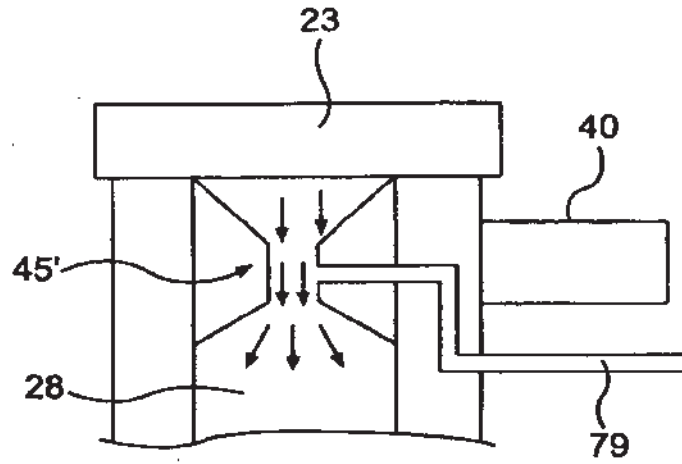
25 Otras realizaciones de la invención resultarán evidentes para los expertos en la materia a partir de la consideración de la memoria descriptiva y la práctica de la invención divulgada en la presente memoria. Se pretende que la memoria descriptiva y los ejemplos se consideren únicamente ejemplares estando indicado el alcance de la invención mediante las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

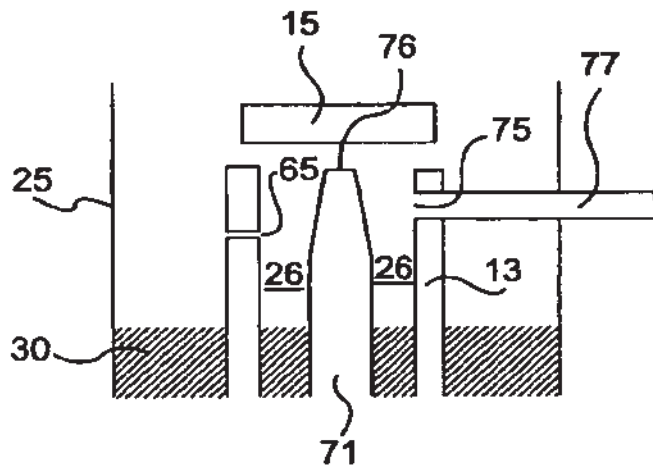
1. Un nebulizador (20) que comprende:
  - 5 un cuerpo (20) que comprende un depósito (22) para contener medicación (30); una boquilla (74) para emitir un chorro de gas presurizado; un conducto (26) de fluido en comunicación con el depósito para administrar la medicación cerca del chorro para producir un aerosol de medicación;
  - 10 una salida (29) de nebulizador en comunicación con el cuerpo para administrar el aerosol a un paciente; un conducto (77) de control en comunicación fluida con el conducto de fluido para administración de un gas de control al conducto de fluido para evitar la administración de medicación cerca del chorro; y un amplificador (54) de fluido configurado para controlar la administración del gas de control al conducto de control.
- 15 2. El nebulizador de la reivindicación 1, en el que el amplificador (54) de fluido está configurado para controlar la administración del gas de control al conducto (77) de control, basándose en la inhalación del paciente.
3. El nebulizador de la reivindicación 2, que comprende además un conducto (79) de señal en comunicación fluida con el amplificador de fluido, sirviendo el conducto de señal para proporcionar una presión negativa como respuesta a la inhalación del paciente, sirviendo la presión negativa para provocar la interrupción de la administración del gas de control al conducto de fluido a través del conducto de control.
- 20 4. El nebulizador de la reivindicación 2, en el que el amplificador (54) de fluido comprende:
  - 25 un puerto (51) de entrada para recibir el gas de control; un primer puerto (55) de salida; un segundo puerto (53) de salida para dirigir el gas de control al conducto (77) de fluido; y un puerto (57) de control configurado para cambiar selectivamente una dirección de flujo del gas de control entre el primer puerto (55) de salida y el segundo puerto (53) de salida, basándose en la inhalación del paciente.
  - 30
5. El nebulizador de la reivindicación 4, en el que el puerto (57) de control está en comunicación fluida con la salida (29) del nebulizador.
- 35 6. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 4-5, en el que el amplificador (54) de fluido está configurado de manera que la inhalación provoca una presión negativa en el puerto (57) de control, que provoca que una dirección de flujo del gas de control cambie del segundo puerto (53) de salida al primer puerto (55) de salida.
7. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 4-6, en el que el primer puerto (55) de salida está en comunicación fluida con la atmósfera o un interior del cuerpo.
- 40 8. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 4-7, en el que el amplificador (54) de fluido comprende además un puerto (59) de flujo de entrada dispuesto sustancialmente en el lado contrario que el puerto (57) de control con respecto al puerto (51) de entrada.
- 45 9. El nebulizador de la reivindicación 8, en el que el primer puerto (55) de salida está en comunicación fluida con el puerto (59) de flujo de entrada.
- 50 10. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 4-9, en el que el puerto (57) de control comprende una válvula (254) configurada para cerrarse como respuesta a la inhalación del paciente.
11. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 1-10, en el que el gas presurizado y el gas de control se administran desde una misma fuente (70) de gas, ramificándose el gas de control desde el gas presurizado.
- 55 12. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 1-11, que comprende además un regulador (60) de flujo para controlar un flujo del gas de control.
13. El nebulizador de una cualquiera de las reivindicaciones 1-12, que comprende además un desviador (15) estacionario al que se dirige el chorro de gas presurizado.
- 60 14. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 1-13, que comprende además un venturi (45) a través del cual el fluido pasa cuando el paciente inhala a través de la salida (29) del nebulizador, en el que el venturi (45) está en comunicación fluida con el amplificador (54) de fluido.
- 65 15. El nebulizador de cualquiera de las reivindicaciones 1-14, que comprende además un mecanismo (90) de anulación configurado para inhabilitar selectivamente el funcionamiento del amplificador (54) de fluido.



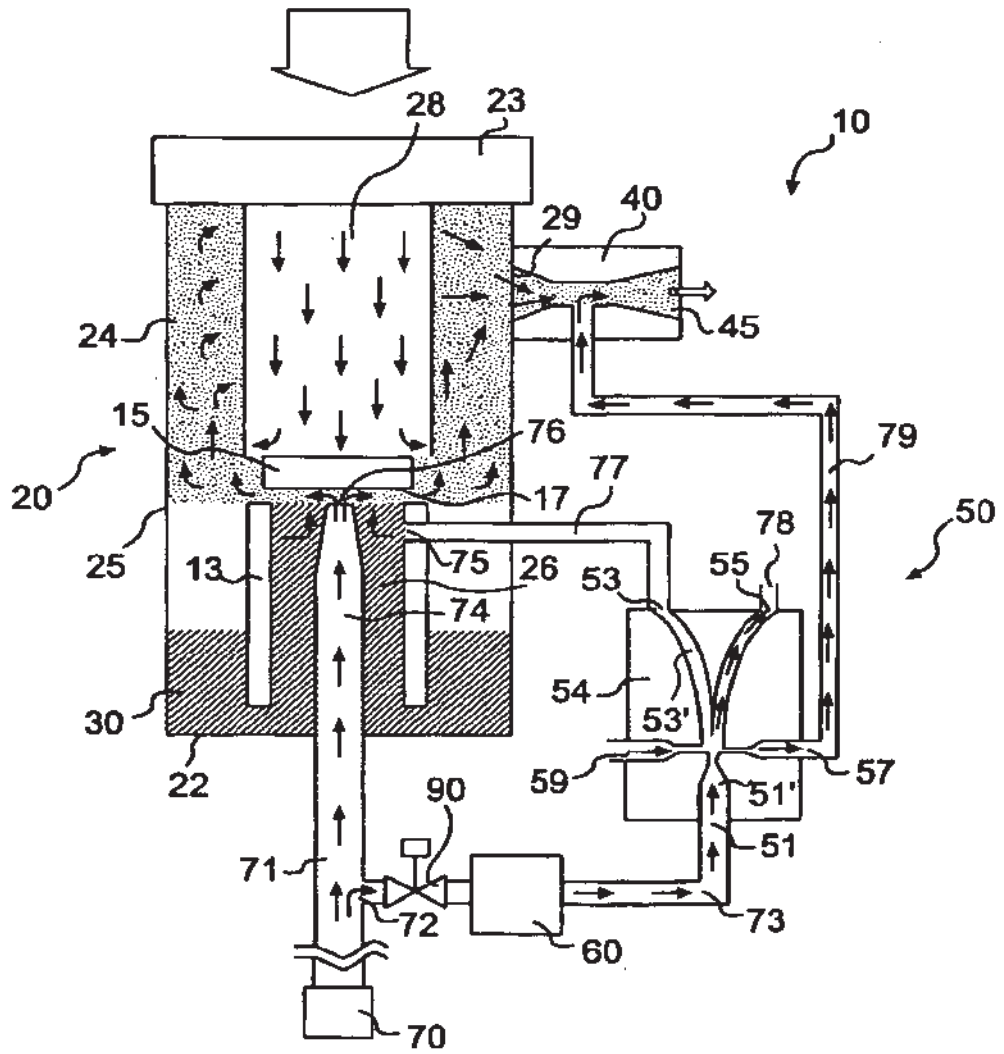
**FIG. 1**



**FIG. 1A**

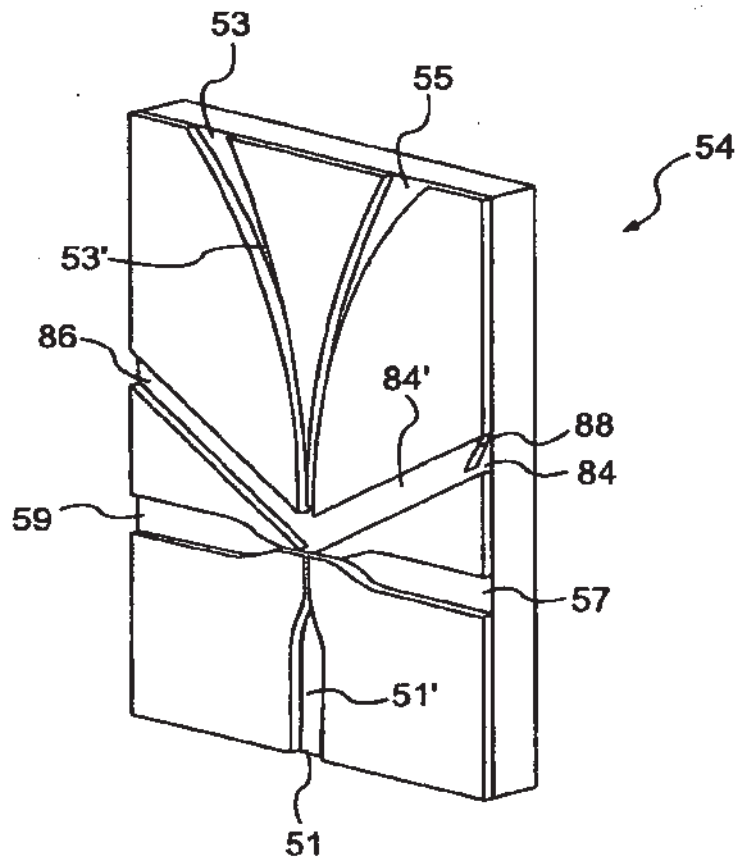


**FIG. 1B**

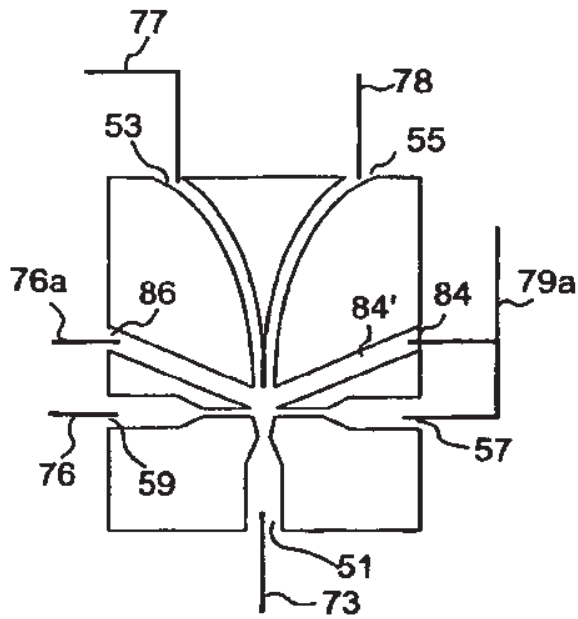


**FIG. 2**

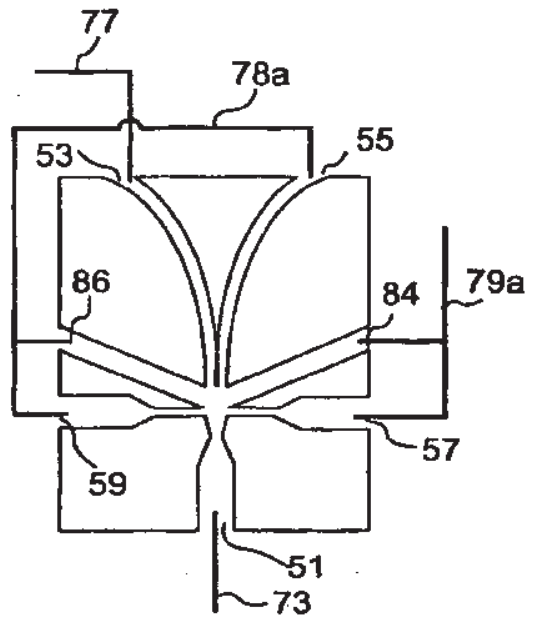




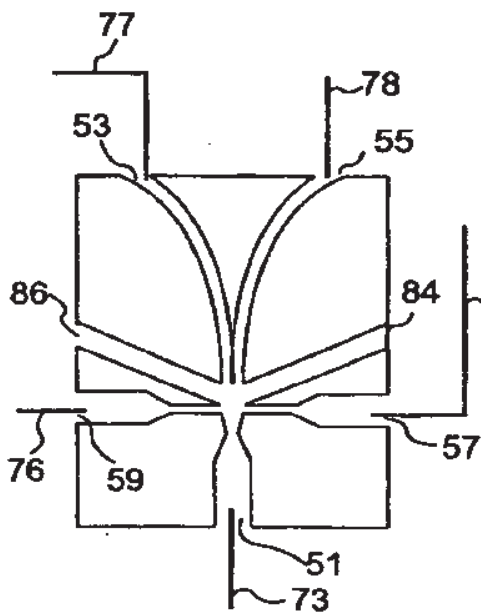
**FIG. 3**



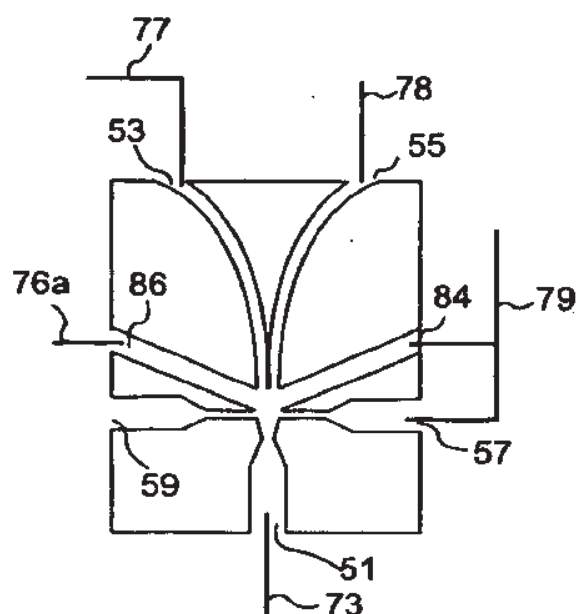
**FIG. 4**



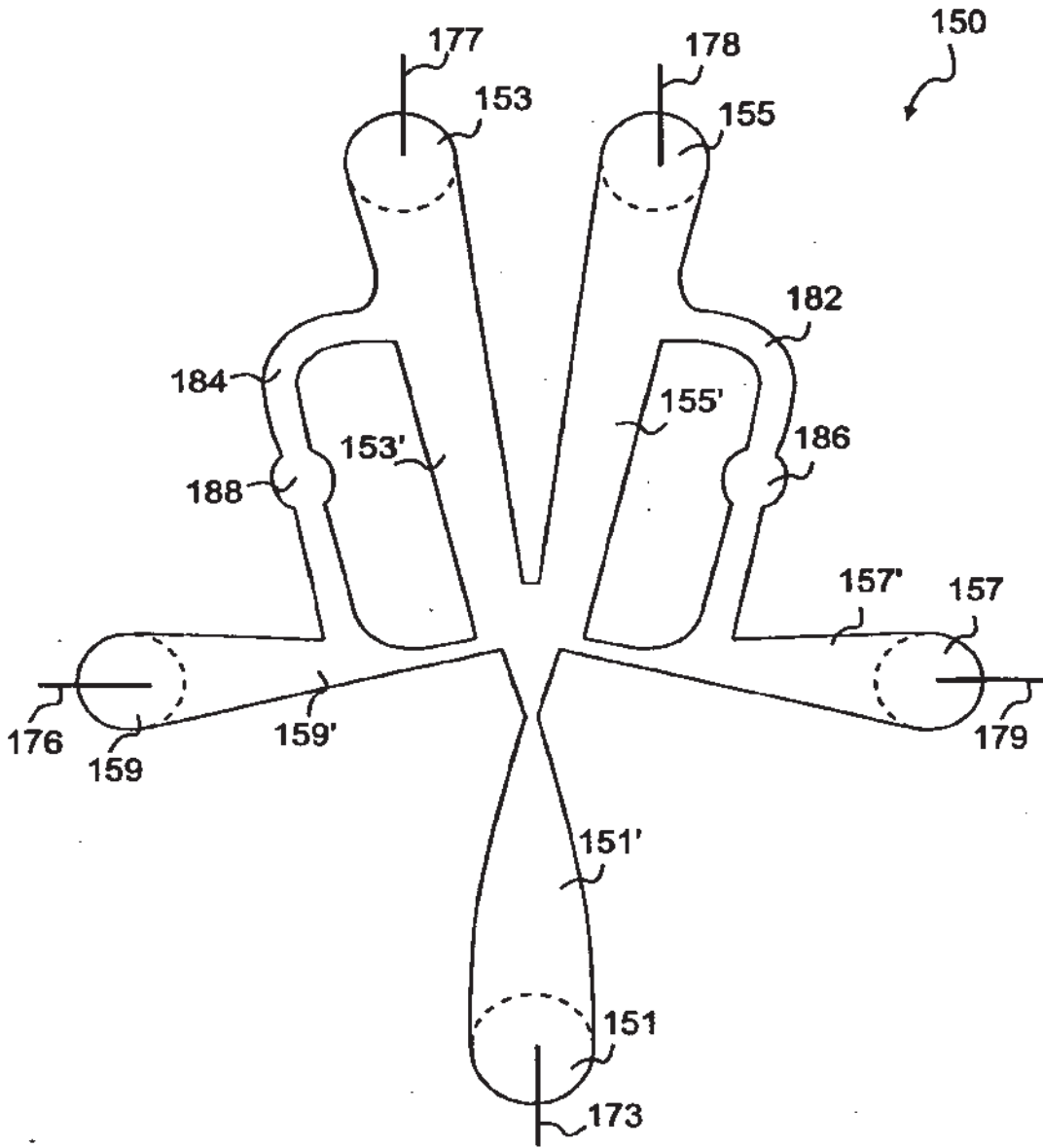
**FIG. 5**



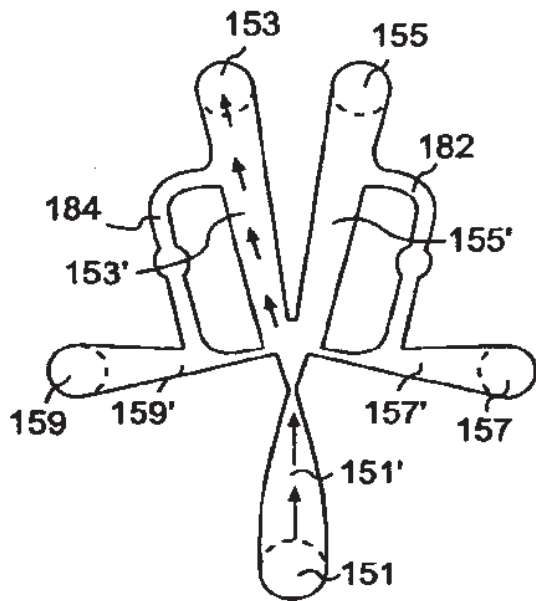
**FIG. 6**



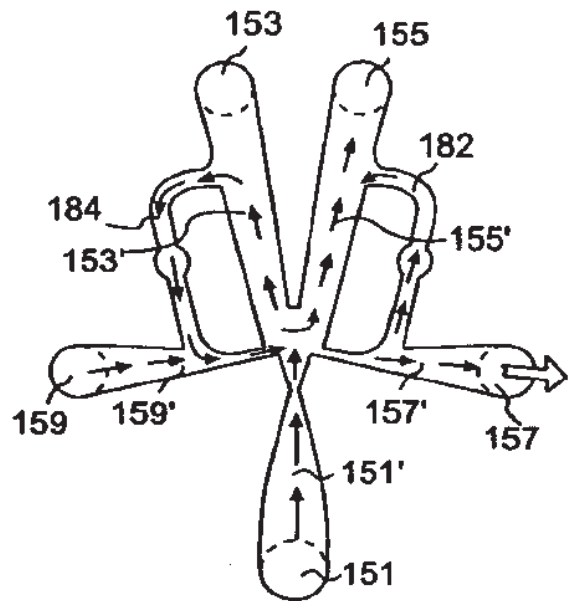
**FIG. 7**



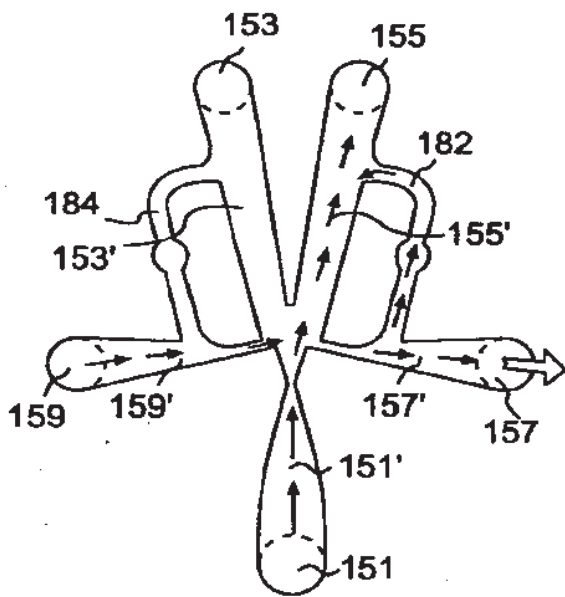
**FIG. 8**



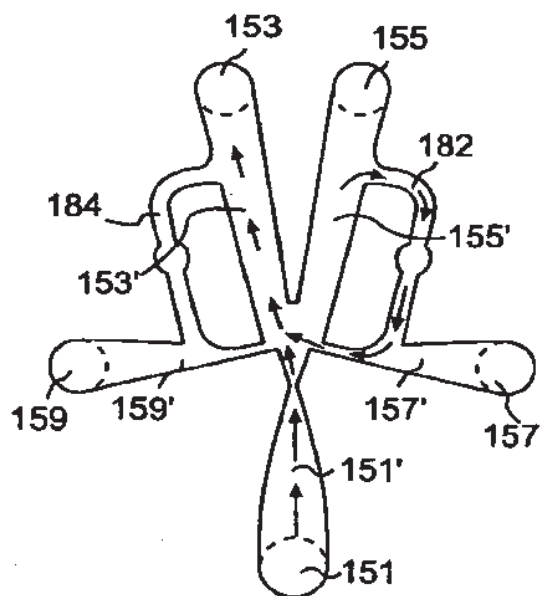
**FIG. 9**



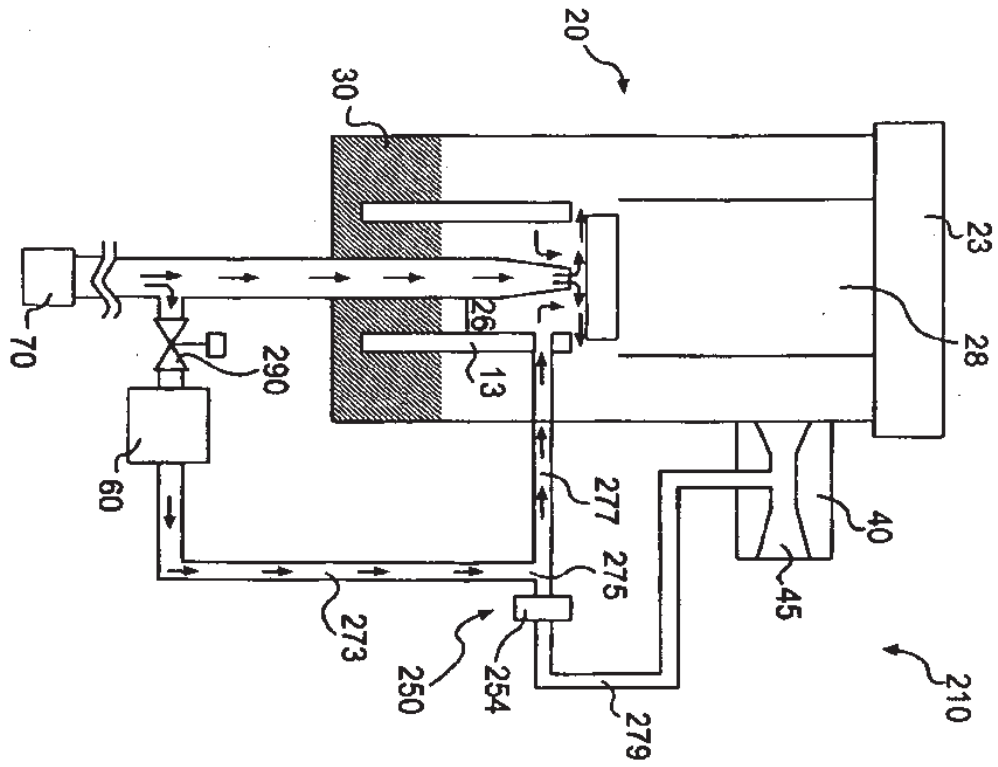
**FIG. 10**



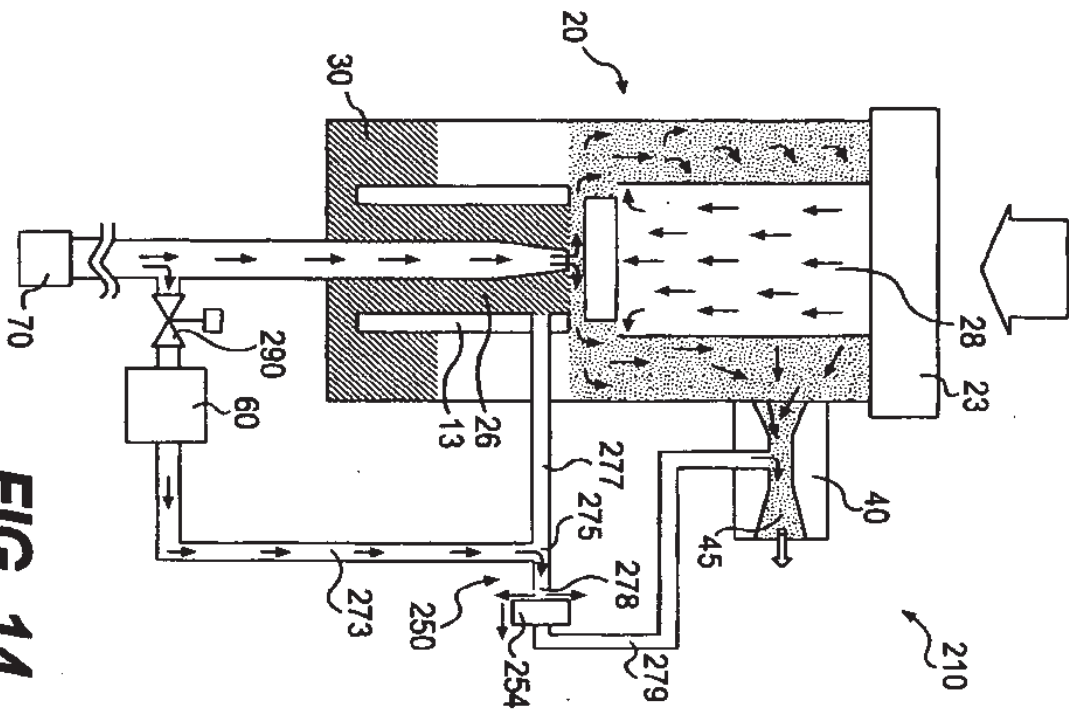
**FIG. 11**



**FIG. 12**



**FIG. 13**



**FIG. 14**