

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 987 903**

51 Int. Cl.:

A61M 11/00 (2006.01)
A61M 15/00 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/06 (2006.01)
A61M 16/14 (2006.01)
A61M 16/04 (2006.01)
A61M 16/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.03.2018** **E 22179837 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.04.2024** **EP 4088768**

54 Título: **Sistema de administración de aerosol**

30 Prioridad:

23.03.2017 US 201762475603 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.11.2024

73 Titular/es:

STAMFORD DEVICES LIMITED (100.0%)
Galway Business Park / Dangan
Galway, H91 HE94, IE

72 Inventor/es:

PORTER, SHAUN;
SWEENEY, LOUISE;
MACLOUGHLIN, RONAN;
FINK, JIM;
DUFFY, AIDAN;
LILLIS, CLAIRE;
DUFFY, CONOR y
KEATING, FRAN

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 987 903 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema de administración de aerosol

5 Antecedentes de la invención

Esta sección tiene como objetivo presentar al lector diversos aspectos de la técnica que pueden estar relacionados con diversos aspectos de la presente divulgación. Se cree que esta exposición es útil para proporcionar al lector información de antecedentes para facilitar una mejor comprensión de los diversos aspectos de la presente invención. En consecuencia, debería entenderse que estas declaraciones deben leerse a la luz de esto y no como admisiones de la técnica anterior.

Existen muchos tipos de enfermedades respiratorias que pueden afectar la capacidad de los pacientes para respirar con normalidad. Estas enfermedades pueden variar desde un resfriado común hasta fibrosis quística. La medicina moderna trata estas enfermedades de diversas formas, incluida la medicación oral, inhaladores, nebulizadores, etc. Un nebulizador es un dispositivo que cambia el fluido (es decir, medicamento) en un aerosol, para su administración a un paciente a través de la respiración. El paciente podrá recibir el aerosol, a través de la boca, nariz y/o una traqueotomía (es decir, un corte en la garganta realizado quirúrgicamente). Sin embargo, es posible que un nebulizador no trate eficazmente una enfermedad respiratoria si las gotículas de aerosol son grandes y/o la formación del aerosol no se sincroniza adecuadamente con el ciclo respiratorio del paciente. El documento EP1066850 (Siemens-Elementa) describe un nebulizador médico con un depósito y una boquilla capilar para recibir líquido de un depósito. El documento US2009/0241948 (Clancy et al) describe la humidificación de gas en un circuito de ventilador.

Sumario de la invención

La invención proporciona un sistema de administración de aerosol según lo establecido en la reivindicación 1, y las características opcionales se establecen en las reivindicaciones dependientes 2 a 12.

Breve descripción de los dibujos

Varias características, aspectos y ventajas de la presente invención se entenderán mejor cuando se lea la siguiente descripción detallada con referencia a las figuras adjuntas en las que caracteres similares representan partes similares en todas las figuras, en donde:

- la figura 1 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol conectado a un sistema respiratorio;
- la figura 2 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol conectado a un sistema respiratorio;
- la figura 3 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol conectado a un sistema respiratorio;
- la figura 4 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol conectado a un sistema respiratorio;
- la figura 5 es una vista en perspectiva de un adaptador de conducto con un sensor de flujo de fluido;
- la figura 6 es una vista en perspectiva de una realización de un generador de aerosol acoplado a un conector de conducto;
- la figura 7 es una vista en sección transversal de una realización de un generador de aerosol acoplado a una cánula nasal;
- la figura 8 es un gráfico que ilustra cuándo el sistema de administración de aerosol aerosoliza un fluido con respecto a cuando un paciente respira;
- la figura 9 es una vista en perspectiva de una realización de un sistema generador de aerosol;
- la figura 10 es una vista en perspectiva despiezada de una realización de un sistema generador de aerosol; y
- la figura 11 es una vista en perspectiva despiezada de una realización de una bomba de desplazamiento positivo.

Descripción detallada

A continuación se describirán una o más realizaciones específicas de la presente divulgación. Adicionalmente, en un esfuerzo por proporcionar una descripción concisa de estas realizaciones de ejemplo, es posible que no todas las características de una implementación real se describan en la memoria descriptiva. Debe apreciarse que en el desarrollo de cualquier implementación real de este tipo, como en cualquier construcción por ingeniería o diseño, se deben tomar numerosas decisiones específicas de implementación para lograr los objetivos específicos de los desarrolladores, tal como el cumplimiento de restricciones relacionadas con el sistema y con el comercio, que puede variar de una implementación a otra. Además, debe tenerse en cuenta que tal esfuerzo de desarrollo podría ser complejo y llevar mucho tiempo, pero, no obstante, sería una tarea rutinaria de diseño, fabricación y producción para aquellos con experiencia ordinaria que tengan el beneficio de esta divulgación.

Las realizaciones analizadas a continuación incluyen un sistema de administración de aerosol capaz de predecir la

inhalación del paciente para sincronizar la producción y administración de un medicamento en aerosol inhalable. Por ejemplo, el sistema de administración de aerosol puede predecir la inhalación de modo que el medicamento pueda aerosolizarse antes de la inhalación. Al aerosolizar el medicamento en la inhalación del paciente, el sistema de administración de aerosol aumenta la cantidad de medicamento administrado al paciente por respiración, mejora la eficacia del medicamento y/o administra el medicamento a un área mayor dentro de los pulmones del paciente (por ejemplo, más profundamente en los pulmones). El sistema de administración de aerosol utiliza uno o más sensores de respiración para detectar la inhalación por parte de un paciente. Estos sensores de respiración pueden detectar la inhalación en todos los modos de ventilación, incluidos los mecánicos, asistidos y espontáneos. Por ejemplo, el sistema de administración de aerosol puede usar un sensor de flujo como sensor de respiración para detectar la inhalación por parte de un paciente. Como se explicará a continuación, los sensores de flujo son más eficaces que los sensores de presión para detectar el inicio y la parada de la inhalación.

El sistema de administración de aerosol también puede aumentar la efectividad de la administración con un generador de aerosol capaz de producir fracciones de partículas finas (FPF) superiores al 80 % con gotículas/partículas que tienen un diámetro medio en volumen (VMD) de 1 micrómetro o menos. Dicho de otra forma, el generador de aerosol es capaz de producir aerosoles muy finos que se suspenden fácilmente y son transportados por un fluido portador (por ejemplo, aire, O₂, mezcla de O₂/aire, etc.). Por último, los sistemas de administración de aerosol que se analizan a continuación pueden acoplarse a los sistemas respiratorios existentes sin necesidad de rediseñar o reconstruir esos sistemas. Esto permite que el sistema de administración de aerosol se utilice con ventiladores existentes, humidificadores, máquinas de presión positiva continua en las vías respiratorias (CPAP), etc.

La figura 1 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol 10 conectado a un sistema respiratorio 12. En la figura 1, el sistema respiratorio 12 incluye un ventilador 14 capaz de forzar aire (por ejemplo, aire, O₂, mezcla de aire/O₂, etc.) en un paciente y extrayendo aire del mismo. Como se explicará en detalle a continuación, el sistema de administración de aerosol 10 es capaz de conectarse a una variedad de sistemas respiratorios 12 existentes para proporcionar fluido en aerosol (por ejemplo, medicamento) para tratamientos de pacientes. Es decir, el sistema de administración de aerosol 10 puede adaptarse a los sistemas respiratorios 12 existentes (por ejemplo, ventiladores, humidificadores, máquinas de presión positiva continua en las vías respiratorias (CPAP), o combinaciones de las mismas) sin rediseñar o reconstruir por ingeniería el sistema respiratorio 12 para que funcione con el sistema de administración de aerosol 10.

El sistema de administración de aerosol 10 incluye un generador de aerosol 16 capaz de acoplarse a una variedad de dispositivos de flujo de aire tales como tubos endotraqueales 18, cánulas/máscaras nasales, tubos de traqueotomía, etc. El generador de aerosol 16 recibe fluido desde una fuente de fluido 20 a través de un conducto de administración de fluido 22. La fuente de fluido 20 (por ejemplo, envase, vial) puede contener una variedad de sustancias, incluidos medicamento, tensioactivo, una combinación de los mismos, etc. En funcionamiento, el fluido de la fuente de fluido 20 se bombea con una bomba 24 a través del conducto de administración de fluido 22 al generador de aerosol 16 donde el fluido se aerosoliza antes y/o mientras que el paciente inhala. De acuerdo con la invención, el conducto de administración de fluido 22 se ceba con fluido antes del tratamiento para asegurar una administración rápida (por ejemplo, precarga de fluido en el generador de aerosol 16). La bomba 24 se controla con un controlador 26, que sincroniza la administración y la dosificación del fluido.

El controlador 26 incluye uno o más procesadores 28 que ejecutan instrucciones almacenadas en una o más memorias 30 para accionar el funcionamiento de la bomba 24 y del generador de aerosol 16. Por ejemplo, la memoria 30 puede incluir instrucciones que indican la cantidad de fluido que se va a bombear al generador de aerosol 16 en cada dosis para cada actuación del generador de aerosol 16, cuánto líquido se va a bombear durante un período de tiempo o tiempos específicos, etc. Las instrucciones almacenadas pueden basarse en el tamaño del paciente, edad del paciente, sexo del paciente, tipo de medicamento, aditivos de fluido, cantidad deseada de aerosol, etc. La memoria 30 también incluye instrucciones para activar el generador de aerosol 16. Tal como se ilustra, el controlador 26 se conecta al generador de aerosol 16 con un cable 32 (es decir, cable eléctrico), aunque en algunas realizaciones el controlador 26 puede conectarse de forma inalámbrica al generador de aerosol 16. El cable 32 transporta una señal que activa un actuador piezoeléctrico (u otro) dentro del generador de aerosol 16. Mientras que funciona el actuador piezoeléctrico, hace vibrar un miembro vibratorio que a continuación aerosoliza el líquido para su administración al paciente (es decir, por inhalación). Por lo tanto, la memoria puede incluir instrucciones para controlar cuándo el actuador piezoeléctrico arranca, se detiene, frecuencia o frecuencias de vibración, etc.

El sistema de administración de aerosol 10 aumenta la efectividad del tratamiento al sincronizar la creación del aerosol. Por ejemplo, el sistema de administración de aerosol 10 puede comenzar a aerosolizar el medicamento antes de que el paciente lo inhale. De esta forma, el sistema de administración de aerosol 10 aprovecha el aumento del flujo de aire al inicio de la inhalación. Esto aumenta la administración del medicamento al paciente a medida que el aire inhalado lleva el medicamento más hacia los pulmones del paciente. El sistema de administración de aerosol 10 también puede aerosolizar el medicamento tan pronto como se detecta la inhalación (por ejemplo, para respiración espontánea).

El sistema de administración de aerosol 10 coordina la administración del medicamento usando uno o más sensores de respiración 34 para determinar cuándo un paciente inhala y durante cuánto tiempo. Los sensores de respiración 34 pueden incluir un sensor de flujo 36 (por ejemplo, sensor de flujo eléctrico), sensor de radar 38 (por ejemplo, sensor

de radar UWB para medir el desplazamiento del tórax), sensor de CO₂, sensor de temperatura de alta velocidad 40, sensor acústico 40, sensor de pletismografía de impedancia 40, sensor de pletismografía de inductancia respiratoria, sensor de presión, etc. Estos sensores de respiración 34 pueden comunicarse con el controlador 26 a través de conexiones por cable y/o conexiones inalámbricas. En algunas realizaciones, el sistema de administración de aerosol 10 puede usar una combinación de sensores de respiración 34 (por ejemplo, 1,2,3, 4, 5) para proporcionar redundancia y/o una monitorización más precisa del ciclo respiratorio del paciente. Por ejemplo, el sistema de administración de aerosol 10 puede usar un sensor de flujo 36 en combinación con un sensor de radar 38 para monitorizar tanto el flujo de aire como el movimiento del pecho. En otra realización, el sistema de administración de aerosol 10 puede usar un sensor de flujo 36, un sensor de radar 38 y un sensor de pletismografía 40 para monitorizar el ciclo respiratorio.

Tal como se ilustra, el sensor de flujo 36 se acopla a un conducto de administración de gas 42 para detectar cambios en el flujo de aire durante la inhalación (por ejemplo, respiración mecánica, asistida o espontánea). En algunas realizaciones, el sensor de flujo 36 también puede acoplarse a un conducto de retorno de gas 44 para detectar el inicio y el final de la exhalación. Y en otras realizaciones más, el sistema de administración de aerosol 10 puede incluir sensores de flujo 36 que se acoplan al conducto de administración de gas 42 y al conducto de retorno de gas 44. A medida que el controlador 26 recibe datos del/de los sensor(es) de flujo 36, el controlador 26 puede monitorizar los patrones de respiración para predecir cuándo va a respirar el paciente. La capacidad de predecir cuándo comienza la inhalación permite que el sistema de administración de aerosol 10 prepare medicamento en aerosol para inhalación inmediata. Más específicamente, el sistema de administración de aerosol 10 es capaz de precargar fluido en un miembro vibratorio en el generador de aerosol 16 de modo que el fluido pueda aerosolizarse antes de la inhalación. Debido a que la detección de flujo no es un indicador retrospectivo, el sensor de flujo 36 puede detectar rápidamente una inhalación inusual o espontánea para la administración de aerosol (por ejemplo, menos de 10 milisegundos desde el inicio de la inhalación).

La predicción de la inhalación del paciente puede comenzar usando uno o más sensores de respiración y/o flujo 36 para rastrear el patrón de respiración del paciente y/o un ciclo de ventilación (si un paciente está ventilado mecánicamente). A continuación, el controlador 26 utiliza los datos rastreados para predecir cuándo comenzarán las inhalaciones posteriores. Esto permite que el controlador 26 dirija la bomba 24 para suministrar fluido desde la fuente de fluido 20 al generador de aerosol 16 antes de una inhalación. El controlador 26 también puede indicar al generador de aerosol 16 que comience a aerosolizar el fluido en un momento adecuado, tal como dentro de un período de tiempo predeterminado (por ejemplo, +/- 0,5 segundos) antes y/o durante la inhalación prevista. De esta forma, el aerosol está listo para el paciente al inicio de la inhalación. Si bien el sistema de administración de aerosol 10 es capaz de predecir el ciclo respiratorio para producir aerosol para el paciente, el sistema de administración de aerosol 10 también es capaz de reconocer la respiración espontánea/irregular que no forma parte del patrón normal usando los sensores de respiración 34. Una vez que se reconoce una respiración espontánea, el sistema de administración de aerosol 10 puede bombear inmediatamente fluido al generador de aerosol 16 para su administración al paciente.

Cuando un paciente es ventilado mecánicamente (por ejemplo, con el ventilador 14) o recibe ventilación asistida, el sensor de flujo 36 es capaz de detectar cambios en el flujo cuando el ventilador 14 alterna entre forzar aire hacia el interior de un paciente y extraer aire del paciente. El controlador 26 monitoriza estos cambios en el flujo y a continuación calcula cuándo comenzar a aerosolizar el medicamento como se analizó anteriormente. De esta forma, el sistema de administración de aerosol 10 puede integrarse en un sistema respiratorio 12 existente sin programar ni conectar los sistemas entre sí. Dicho de otra forma, el sistema de administración de aerosol 10 y el sistema respiratorio 12 no necesitan comunicarse entre sí para coordinar/sincronizar la producción de aerosolización y la administración al paciente.

Cabe señalar que un sensor de flujo 36 es más capaz que un sensor de presión para detectar cuándo un paciente comienza a inhalar. Un sensor de presión proporciona un indicador retrospectivo o retrasado, ya que la presión tarda en acumularse en un circuito de aire. Por lo tanto, un sensor de presión detectará la inhalación una vez que la respiración haya terminado o casi terminado. Los sensores de presión también son ineficaces para determinar cuándo se completa la inhalación porque un sensor de presión necesita una pausa inspiratoria sostenida (es decir, presión meseta cuando un paciente hace una pausa entre la inhalación y la exhalación). Asimismo, en caso de fuga en el circuito de aire y/o dobleces en los tubos, la precisión de los sensores de presión se reduce significativamente. Por último, un sistema que utiliza un sensor de presión requeriría un algoritmo de control adaptativo robusto para funcionar en las situaciones de respiración mecánica, asistida y espontánea porque la respiración con ventilador crea una presión positiva mientras que la respiración espontánea crea una presión negativa en el circuito de aire. Sin embargo, en algunas situaciones se puede usar un sensor de presión con el sistema de administración de aerosol 10 cuando la sincronización de la producción y administración del aerosol es menos exigente.

Como se ha explicado anteriormente, el sistema de administración de aerosol 10 es capaz de conectarse a una variedad de sistemas existentes para proporcionar fluido en aerosol (por ejemplo, medicamento) para tratamientos de pacientes sin rediseñar o reconstruir por ingeniería los sistemas de respiración 12 existentes (por ejemplo, comunicación). En la figura 2, el sistema de administración de aerosol 10 se conecta a un sistema respiratorio 12 que incluye un ventilador 14 y un humidificador 60. Algunos sistemas respiratorios 12 pueden incluir humidificadores para humedecer el aire antes de la inhalación por parte del paciente. Tal como se ilustra, el conducto de administración de gas 42 acopla el humidificador 60 al ventilador 14 y al paciente. A medida que el aire pasa a través del humidificador

60, el aire se humedece antes de entrar en el tubo endotraqueal 18. En otras realizaciones, el conducto de administración de gas 42 puede acoplarse a una cánula nasal, tubo de traqueotomía, etc. El sistema de administración de aerosol 10 también se acopla al tubo endotraqueal 18 donde aerosoliza el fluido que a continuación se lleva al paciente.

5 Incluida en el sistema de administración de aerosol 10 se encuentra una fuente de fluido 20 (por ejemplo, envase, vial) que contiene medicamento, tensioactivo, etc. La fuente de fluido 20 se acopla de manera fluida al generador de aerosol 16 con un conducto de administración de fluido 22. En funcionamiento, el fluido en la fuente de fluido 20 se bombea con una bomba 24 a través del conducto de administración de fluido 22 al generador de aerosol 16 donde el fluido se aerosoliza antes o mientras que el paciente inhala. La bomba 24 se controla con un controlador 26 que controla la cantidad y la sincronización de la administración al generador de aerosol 16.

15 El controlador 26 coordina la administración de fluido al generador de aerosol 16 y a continuación la aerosolización del fluido comunicándose con los sensores de respiración 34. En la figura 2, los sensores de respiración 34 son sensores de flujo 36, pero se pueden usar otros sensores de respiración 34 solos o en combinación con el sensor de flujo 36. Tal como se ilustra, múltiples sensores de flujo 36 se acoplan al sistema respiratorio 12, pero en otras realizaciones un único sensor de flujo 36 puede acoplarse al sistema respiratorio 12. Por ejemplo, un sensor de flujo 36 puede acoplarse a un conducto de administración de gas 42 y un conducto de retorno de gas 44. En algunas realizaciones, un único sensor de flujo 36 puede acoplarse al sistema respiratorio 12 aguas arriba del humidificador 60. La colocación del sensor de flujo 36 aguas arriba del humidificador 60 puede aumentar la longevidad del sensor de flujo 36 (por ejemplo, sensor de flujo eléctrico 36) bloqueando o reduciendo el contacto entre el sensor de flujo 36 y la humedad añadida por el humidificador 60, aunque algunas realizaciones pueden presentar un sensor de flujo 36 colocado aguas abajo de un humidificador 60. Algunas realizaciones pueden incluir un primer sensor de flujo 36 aguas arriba del humidificador 60 y otro sensor de flujo 36 aguas abajo del humidificador 60. La inclusión de dos o más sensores de flujo 36 puede proporcionar redundancia en la detección del inicio y la parada de la inhalación por parte del paciente y/o la administración de aire forzado desde el ventilador 14. En otra realización más, el sistema de administración de aerosol 10 puede incluir uno o más sensores de flujo 36 que se acoplan al conducto de administración de gas 42 y uno o más sensores de flujo 36 que se acoplan al conducto de retorno de gas 44. La inclusión de sensores de flujo 36 tanto en el conducto de administración de gas 42 como en el conducto de retorno de gas 44 puede proporcionar una monitorización redundante así como información más detallada sobre cuándo un paciente comienza a inhalar, deja de inhalar, comienza a exhalar y deja de exhalar. Al monitorizar el ciclo respiratorio, el controlador 26 es capaz de aumentar la eficacia del medicamento sincronizando la creación y la administración del aerosol.

35 La figura 3 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol 10 conectado a un sistema respiratorio 12 que incluye una máquina de presión positiva continua en las vías respiratorias (CPAP) 80 (por ejemplo, nCPAP). En funcionamiento, la máquina de CPAP 80 bombea aire a la garganta del paciente para impedir que las vías respiratorias se contraigan, en la figura 3, la máquina de CPAP 80 se acopla a una cánula nasal 82 con el conducto de administración de gas 42. La cánula nasal 82 dirige entonces el aire al interior del paciente a través de la nariz. Tal como se ilustra, el sistema de administración de aerosol 10 se acopla a la máquina de CPAP 80 con un sensor de flujo 36 en el conducto de administración de gas 42 y a la cánula nasal 82 con el generador de aerosol 16. En algunas realizaciones, el sistema de administración de aerosol 10 se acopla en o cerca de un extremo del sistema de respiración existente antes de o en la interfaz del paciente. De esta forma, el sistema de administración de aerosol 10 puede acoplarse a una máquina de CPAP 80 existente sin rediseñar o reconstruir por ingeniería la máquina de CPAP 80.

50 Como se ha explicado anteriormente, el fluido se bombea desde la fuente de fluido 20 con una bomba 24 a través del conducto de administración de fluido 22 al generador de aerosol 16. A continuación, el generador de aerosol 16 aerosoliza el fluido antes y/o mientras que el paciente inhala con un actuador piezoeléctrico (u otro) dentro del generador de aerosol. La bomba 24 se controla con un controlador 26 que sincroniza la administración de fluido y la cantidad administrada al generador de aerosol 16. El controlador 26 coordina la administración de fluido al generador de aerosol 16 y a continuación la aerosolización del fluido comunicándose con el sensor de flujo 36. En algunas realizaciones, el sistema de administración de aerosol 10 puede usar otro tipo de sensor de respiración 34 y/o sensores de flujo adicionales 36 para detectar de forma redundante el ciclo de respiración de un paciente. Los sensores de respiración 34 adicionales pueden incluir un sensor de radar 38 (por ejemplo, sensor de radar UWB para medir el desplazamiento del tórax), sensor de CO₂, sensor de temperatura de alta velocidad 40, sensor acústico 40, sensor de pletismografía de impedancia 40, sensor de pletismografía de inductancia respiratoria, etc. La inclusión de dos o más sensores de respiración 34 puede proporcionar redundancia en la detección del inicio y la parada de la inhalación por parte del paciente.

60 La figura 4 es una vista esquemática de una realización de un sistema de administración de aerosol 10 conectado a un sistema respiratorio 12 que incluye un humidificador 60. El humidificador 60 añade humedad, con o sin calor, para aumentar la humedad del gas inhalado por el paciente para evitar que se sequen las vías respiratorias del paciente. Tal como se ilustra, el humidificador 60 se acopla al tubo endotraqueal 18 con el conducto de administración de gas 42. En otras realizaciones, el conducto de administración de gas 42 puede acoplar el humidificador 60 a una cánula nasal, tubos de traqueotomía, etc. El sistema de administración de aerosol 10 también se acopla al tubo endotraqueal

18 donde aerosoliza el fluido para administrarlo al paciente.

El sistema de administración de aerosol 10 incluye una fuente de fluido 20 (por ejemplo, envase, vial) que contiene medicamento, tensioactivo, etc. La fuente de fluido 20 se acopla de manera fluida al generador de aerosol 16 con un conducto de administración de fluido 22. En funcionamiento, el fluido en la fuente de fluido 20 se bombea con una bomba 24 a través del conducto de administración de fluido 22 al generador de aerosol 16 donde el fluido se aerosoliza antes y/o mientras que el paciente inhala. La bomba 24 se controla con un controlador 26 que sincroniza la administración y la cantidad de fluido recibido por el generador de aerosol 16. El controlador 26 coordina la administración de fluido y a continuación la aerosolización del fluido comunicándose con los sensores de respiración 34. En la figura 4, el sensor de respiración 34 es un sensor de flujo 36. Sin embargo, se pueden usar sensores de respiración adicionales 34 solos o en combinación con el sensor de flujo 36 (por ejemplo, un sensor de radar 38, sensor de CO₂, sensor de temperatura de alta velocidad 40, sensor acústico 40, sensor de pletismografía de impedancia 40, sensor de pletismografía de inductancia respiratoria, etc.). La monitorización de la inhalación y/o exhalación del paciente facilita la administración eficaz del medicamento, lo que puede reducir la cantidad de medicamento usado para tratar a un paciente así como la eficacia del medicamento en aerosol.

La figura 5 es una vista en perspectiva de un adaptador 90 de conducto con un sensor de flujo 36. Como se ha explicado anteriormente, el sistema de administración de aerosol 10 se puede adaptar a un sistema respiratorio 12 existente, que incluye añadir uno o más sensores de respiración 34 para detectar la inhalación y/o exhalación del paciente. En algunas realizaciones, el sistema de administración de aerosol 10 incluye uno o más sensores de flujo 36 que se acoplan a uno o más conductos (por ejemplo, conducto de administración de gas 42, conducto de retorno de gas 44). Tal como se ilustra, el sensor de flujo 36 descansa dentro de un adaptador 90 de conducto (por ejemplo, carcasa) que define un primer extremo 92 con una entrada 94 y un segundo extremo 96 con una salida 98. En algunas realizaciones, el primer extremo 92 puede acoplarse directamente a la salida de un ventilador, máquina de CPAP, humidificador, etc., mientras que el segundo extremo se acopla a un conducto (por ejemplo, conducto de administración de gas 42, conducto de retorno de gas 44). En otra realización, el primer extremo 92 y el segundo extremo 96 pueden acoplarse a conductos (por ejemplo, conducto de administración de gas 42, conducto de retorno de gas 44). De esta forma, el sensor de flujo 36 se puede adaptar a un sistema respiratorio 12 existente sin reconstrucción por ingeniería o rediseño del sistema respiratorio 12.

La figura 6 es una vista en perspectiva de una realización de un generador de aerosol 16 acoplado a un adaptador de tubo endotraqueal/traqueotomía 110. El adaptador 110 permite que el generador de aerosol 16 se acople de manera fluida entre el conducto de administración de gas 42 y el tubo endotraqueal o tubo de traqueotomía 18 (visto en la Figura 1). En esta posición, el adaptador 110 coloca el generador de aerosol 16 más cerca del paciente, lo que aumenta el porcentaje de aerosol administrado al paciente. Tal como se ilustra, el adaptador 110 incluye un primer extremo 112 con una entrada 114 que puede acoplarse a un conducto de administración de gas 42 para tratamiento médico usando un ventilador, máquina de CPAP, humidificador, o una combinación de los mismos. En algunas realizaciones, el primer extremo 112 no puede acoplarse a nada y en su lugar recibe aire atmosférico que rodea al paciente. El segundo extremo 116 con la salida 118 se acopla a un tubo endotraqueal o tubo de traqueotomía 18 con una conexión de ajuste a presión, conexión de encaje a presión, conexión roscada, soldadura, pegamento, etc. para asegurar el generador de aerosol 16 al paciente.

Tal como se ilustra, el generador de aerosol 16 incluye una carcasa 120. Dentro de la carcasa 120, el generador de aerosol 16 contiene un miembro vibratorio y un actuador piezoeléctrico. En funcionamiento, el controlador 26 acciona la bomba 24 (vista en las figuras 1-4) para forzar el fluido a través del conducto de administración de fluido 22 y dentro de la carcasa 120. Como se ha explicado anteriormente, el conducto de administración de fluido 22 se ceba con fluido para facilitar la precarga del fluido sobre el miembro vibratorio. Cuando el fluido entra en la carcasa 120, se extiende sobre parte o la totalidad del miembro vibratorio. El controlador 26 transmite entonces una señal eléctrica al actuador piezoeléctrico (u otro), que a continuación hace vibrar el miembro vibratorio y aerosoliza el fluido. A continuación, el fluido en aerosol sale de la carcasa 120 a través de una salida 122 y dentro del adaptador de tubo 110.

De acuerdo con la invención, la carcasa 120 se extiende a través de una abertura 124 en el adaptador de tubo 110 de modo que el fluido en aerosol sale de la salida 122 más cerca de un eje central 126 del adaptador de tubo 110. Esto permite que la corriente de fluido portador 128 que pasa a través del adaptador de tubo 110 capture más aerosol para su administración al paciente. En algunas realizaciones, la salida 122 de la carcasa 120 puede estar al ras o rodear la abertura 124 en el adaptador de tubo 110. La carcasa 120 puede estar soldada, pegada, encajada a presión, roscada, ajustada a presión, etc. al adaptador de tubo 110. En algunas realizaciones, la carcasa del generador de aerosol 120 puede formar un sello hermético a los fluidos con el adaptador de tubo 110 usando una junta, una soldadura, pegamento, etc. para impedir que el paciente inhale los contaminantes.

La figura 7 es una vista en sección transversal de una realización de un generador de aerosol acoplado a una máscara nasal o cánula nasal 150. La cánula nasal 150 incluye un cuerpo 152 con puntas nasales 154 que se extienden alejándose del cuerpo 152. La cánula nasal 150 puede incluir una primera y una segunda entrada 156, 158 que alimentan un fluido portador 128 a las aberturas 160 en las puntas nasales 154. Sin embargo, algunas realizaciones pueden incluir una entrada 156 o 158 para alimentar el fluido portador 128 a las puntas nasales 154. De manera similar al análisis anterior, la carcasa del generador de aerosol 120 puede extenderse a través de la abertura 160 y dentro de

la cánula nasal 150 de modo que el fluido en aerosol salga de la salida 122 más cerca de un eje central 164. Esto puede facilitar el flujo del aerosol al paciente a medida que el aerosol entra más cerca del centro de la corriente de fluido portador 128 que fluye a través de la cánula nasal 150. En algunas realizaciones, en lugar de extenderse hacia la cánula nasal 150, la salida 122 de la carcasa 120 puede estar al ras con la abertura 162 o rodearla.

La carcasa 120 del generador de aerosol 16 puede acoplarse a la cánula nasal 150 usando una soldadura, pegamento, etc. o puede acoplarse usando una conexión de encaje a presión, conexión roscada, conexión de ajuste a presión, etc. En algunas realizaciones, la carcasa del generador de aerosol 120 puede formar un sello hermético a los fluidos con el adaptador de tubo 110 usando una junta 164, una soldadura, pegamento, etc. para bloquear los contaminantes, entrando en la corriente de líquido inhalada por el paciente.

De acuerdo con la invención, el generador de aerosol 16 incluye un miembro vibratorio 168 que vibra y aerosoliza el fluido en respuesta a un actuador piezoeléctrico 170. El miembro vibratorio 168 es un miembro vibratorio fotodefinido como se describe en la publicación de patente de EE.UU. 2016/0130715 publicada el 12/05/2016. El miembro vibratorio puede estar hecho de polímero, metal, aleaciones de metales, etc. En funcionamiento, el miembro vibratorio 168 es capaz de producir una fracción de partículas finas (FPF) del 99,6 % o más con gotículas/partículas que tienen un diámetro medio de volumen (VMD) de 4 micrómetros o menos. En algunas realizaciones, el generador de aerosol 16 que utiliza el miembro vibratorio 168 es capaz de producir un FPF del 80 % o más con gotículas que tienen un VMD de 1 micrómetro o menos. Un aerosol con estas características se suspende fácilmente y es transportado por un fluido portador (por ejemplo, aire, O₂, mezcla de O₂/aire, etc.) para una administración eficaz a un paciente (por ejemplo, administrar el medicamento a mayores profundidades dentro de los pulmones del paciente).

La figura 8 es un gráfico 190 que ilustra la generación de aerosol con respecto al ciclo respiratorio de un paciente. Como se ha explicado anteriormente, el sistema de administración de aerosol 10 incluye uno o más sensores de respiración 34 que detectan cuándo un paciente inhala y exhala. Después de rastrear el patrón de respiración del paciente y/o un ciclo de ventilación (si un paciente está ventilado mecánicamente), el controlador 26 puede predecir cuándo comenzará la inhalación. A continuación, esta información se usa para bombear fluido al generador de aerosol 16 (por ejemplo, precargar fluido en el miembro vibratorio 168) así como indicar al generador de aerosol 16 que comience a aerosolizar el fluido. De esta forma, el aerosol está listo para el paciente al inicio de la inhalación. Si bien el sistema de administración de aerosol 10 es capaz de predecir el ciclo respiratorio para producir aerosol para el paciente, el sistema de administración de aerosol 10 también es capaz de reconocer la respiración espontánea/irregular que no forma parte del patrón normal usando los sensores de respiración 34. Una vez que se reconoce una respiración espontánea, el sistema de administración de aerosol 10 puede bombear inmediatamente fluido al generador de aerosol 16 para su administración al paciente.

En el gráfico 190, la línea 192 representa la producción de aerosol mediante el generador de aerosol 16 y la línea 194 representa el flujo de aire durante la inhalación. Los picos 196 representan el flujo de aire máximo para el paciente. Tal como se ilustra, la generación de aerosol comienza en un período de tiempo 198 antes de la inhalación por parte del paciente. Por ejemplo, el período de tiempo 198 puede ser del 1-10 %, 1-15 %, 1-20 %, 1-30 %, etc. con respecto al período de tiempo 200 que representa la duración de la inhalación (es decir, flujo de aire al paciente). La generación de aerosol puede entonces continuar durante un periodo de tiempo 202 antes de detenerse cerca del final de la inhalación. Por ejemplo, la generación de aerosol puede detenerse al 1-10 %, 1-15 %, 1-20 %, etc. antes del final de la inhalación con respecto al período de tiempo 200 que representa la duración de la inhalación. De esta forma, el sistema de administración de aerosol 10 reduce el desperdicio de medicamento al detener la producción de aerosol que puede no administrarse eficazmente al paciente. En algunas realizaciones, la producción de aerosol puede continuar durante todo el período de tiempo 200 que representa la inhalación. Los períodos de generación de aerosol 198 y 202 también pueden cambiar dependiendo del tipo de tratamiento (por ejemplo, medicamento), paciente (por ejemplo, sexo, tamaño, edad, etc.). Por ejemplo, la producción de aerosol puede comenzar y detenerse en momentos diferentes con respecto al período de tiempo 200 (por ejemplo, empezar antes, empezar más tarde, terminar antes, terminar más tarde). En algunas realizaciones, la producción de aerosol puede comenzar y detenerse varias veces durante el período de tiempo 200. En otras realizaciones, el generador de aerosol 16 puede producir más aerosol al inicio y/o antes de que comience la inhalación y después reducir gradualmente la cantidad de aerosol producido. El generador de aerosol 16 también puede hacer lo contrario y aumentar gradualmente la producción de aerosol durante la inhalación (por ejemplo, a medida que aumenta el flujo de aire hacia el paciente). En aún otras realizaciones, el generador de aerosol 16 puede aumentar y disminuir gradualmente la producción de aerosol durante la inhalación (por ejemplo, aumentar gradualmente la producción de aerosol hasta alcanzar el flujo de aire máximo 196 y después disminuir gradualmente la producción de aerosol).

La figura 9 es una vista en perspectiva de una realización de un sistema de administración de aerosol 10. Tal como se ilustra, la fuente de fluido 20 es un recipiente de fluido 220 que se acopla al controlador 26. El recipiente de fluido 220 se acopla a la bomba 24 con una línea de conexión de bomba 222 que permite a la bomba 24 extraer fluido de la fuente de fluido 20 cuando es activada por el controlador 26. El líquido puede ser un medicamento, tensioactivo, o una combinación de los mismos. La bomba 24 puede ser una bomba de desplazamiento positivo capaz de descargar cantidades controladas de fluido desde la fuente de fluido 20. Por ejemplo, la bomba 24 puede ser una bomba peristáltica, bomba rotativa, bomba recíproca, bomba de émbolo, bomba de engranajes, bomba de tornillo, bomba de cavidad progresiva, etc. En algunas realizaciones, la bomba 24 puede ser una bomba de desplazamiento no

positivo. Por ejemplo, la bomba de desplazamiento no positivo puede ser un sistema alimentado por gravedad, tal como un goteo (por ejemplo, goteo de terapia intravenosa). Para controlar el flujo de fluido del goteo, el sistema alimentado por gravedad puede incluir una válvula. En algunas realizaciones, la bomba de desplazamiento no positivo puede ser una bomba accionada por paletas rotativas, bomba accionada por un accionamiento piezoeléctrico. Para
 5 aumentar la precisión de la administración de fluido de las bombas de desplazamiento no positivo, el sistema puede incluir un sensor de flujo de líquido, un sensor de presión de líquido y/o un sensor de detección de volumen (por ejemplo, sensor húmedo/seco, sensor de nivel capacitivo, sensor de presión de ventilación).

Como se ha explicado anteriormente, el controlador 26 incluye uno o más procesadores 28 que ejecutan instrucciones almacenadas en una o más memorias 30 para controlar el funcionamiento de la bomba 24 y el funcionamiento del generador de aerosol 16. El controlador 26 puede estar alojado dentro de una carcasa de controlador 224. Acoplados a la carcasa del controlador 224 se encuentra una pantalla 226 y uno o más botones 228. Por ejemplo, el controlador 26 puede incluir un botón de encendido 230 para encender y apagar el controlador 26, así como botones que proporcionan acceso y navegación a través de uno o más menús, etc. En algunas realizaciones, la pantalla 226 puede ser una pantalla táctil para facilitar la interacción con el sistema de administración de aerosol 10. La carcasa 224 también puede definir una muesca 232 que recibe la bomba 24 de modo que la bomba 24 esté alineada con un perímetro de la carcasa 224 o sustancialmente alineada con la carcasa 224. Esto puede aumentar el aspecto estético del controlador 26 y también reducir la extracción involuntaria de la bomba 24 del controlador 26 a través del contacto con objetos vecinos.
 10
 15
 20

La figura 10 es una vista en perspectiva despiezada de una realización de un sistema 10 de administración de aerosol. Tal como se ilustra, la carcasa del controlador 224 incluye un saliente 250 que se extiende desde una pared lateral 252. Cuando el recipiente de fluido 220 se acopla a la carcasa del controlador 224, el borde 250 protege el contenedor de fluido 220 de una extracción involuntaria así como de objetos que los usuarios puedan intentar colocar encima del recipiente de fluido 220. Además del saliente 250, el controlador 26 incluye un árbol 254 que se extiende desde la pared lateral 252. El árbol se acopla a un motor dentro del controlador 26. En funcionamiento, el controlador 26 activa el motor, que después impulsa la bomba 24 a través del árbol 254. En algunas realizaciones, la carcasa del controlador 224 incluye múltiples aberturas en la pared lateral 252 que facilitan el acoplamiento de la bomba 24 y el recipiente de fluido 220 a la carcasa del controlador 224.
 25
 30

En la figura 10, el recipiente de fluido 220 incluye una porción que contiene fluido 258 que contiene la fuente de fluido 20 y una porción de receptáculo de bomba 260. La porción de receptáculo de bomba 260 recibe la bomba 24 cuando el recipiente de fluido 220 se acopla a la carcasa del controlador 224. En algunas realizaciones, la bomba 24 se acopla a la fuente de fluido 20 con la línea de conexión de la bomba 222 dentro de la porción del receptáculo de la bomba 260. De esta forma, el recipiente de fluido 220 bloquea o reduce la desconexión involuntaria de la línea de conexión de bomba 222 de la fuente de fluido 20.
 35

La figura 11 es una vista en perspectiva despiezada de una realización de una bomba 24. Como se ha explicado anteriormente, la bomba 24 es una bomba de desplazamiento positivo que permite la liberación medida de fluido desde la fuente de fluido 20. En la figura 11, la bomba 24 es una bomba peristáltica. La bomba 24 incluye una carcasa de bomba 280 y una cubierta 282 que cubre un tubo desechable 284 y rodillos 286. Los rodillos 286 se acoplan a una placa 288 con cojinetes 290. Los cojinetes 290 permiten que los rodillos 286 giren a medida que la placa 288 gira en respuesta al movimiento del árbol 292. Cuando se ensambla, el tubo desechable 284 se envuelve alrededor de los rodillos 286 de modo que los rodillos 286 puedan comprimir el tubo desechable 284 contra una superficie interior de la cubierta 282. A medida que los rodillos 286 giran dentro de la cubierta 282, reciben cantidades medidas de fluido desde la fuente de fluido 20 y a continuación conducen esas cantidades medidas de fluido a través del tubo desechable 284. En algunas realizaciones, el tubo desechable 284 se acopla a la línea de conexión de la bomba 222 en una entrada 294 y al conducto de administración de fluido 22 en una salida 296. En otra realización, el tubo desechable 284 es la línea de conexión de la bomba 222, que se acopla al conducto de administración de fluido 22. En otra realización más, el tubo desechable 284 es el conducto de administración de fluido 22, que se acopla a la línea de conexión de la bomba 222 o directamente a la fuente de fluido 20.
 40
 45
 50

Como se ha analizado anteriormente, las realizaciones de la presente divulgación proporcionan sistemas de administración de aerosol que pueden adaptarse a sistemas de respiración existentes, tales como ventiladores, máquinas de CPAP, humidificadores y/u otros sistemas de respiración. Por ejemplo, un usuario puede acoplar un adaptador de conducto, tal como el adaptador 110, entre un sistema de respiración artificial existente y una luz de administración, como la que se encuentra en una cánula nasal, mascarilla, tubo endotraqueal, LMA, o un tubo de traqueotomía y/u otros dispositivos de interfaz con el paciente. Como se ha detallado anteriormente, el adaptador de conducto puede definir un interior abierto y puede incluir y/o estar acoplado con uno o más sensores de respiración, tal como uno de (o una combinación de) sensores de flujo, sensores de radar, sensores de CO₂, sensores de temperatura de alta velocidad, sensores acústicos, sensores de pletismografía de impedancia, sensores de pletismografía de inductancia respiratoria, sensores de presión y similares, que están configurados para emitir una señal cuando un paciente respira para detectar un patrón de respiración. El adaptador también puede incluir y/o estar acoplado con un generador de aerosol que tiene una salida que está en comunicación fluida con el interior abierto del adaptador de conducto. El usuario puede interconectar la luz de administración con las vías respiratorias del paciente. El aire puede llegar al paciente utilizando el sistema respiratorio, detectándose un ciclo de respiración del paciente
 55
 60
 65

utilizando el(los) sensor(es) de respiración como se analizó con más detalle anteriormente. El(los) sensor(es) de respiración puede(n) comunicar una señal asociada con el ciclo de respiración detectado a un controlador, que puede utilizar estos datos para predecir el inicio de una inhalación posterior. El controlador puede entonces hacer que el fluido se precargue sobre un miembro vibratorio, tal como mediante el bombeo del fluido sobre el miembro vibratorio.

- 5 A continuación, el miembro vibratorio puede hacerse vibrar mediante un actuador piezoeléctrico para aerosolizar el fluido e introducir el fluido aerosolizado en las vías respiratorias del paciente a través del interior abierto del adaptador del conducto y la luz de administración. En algunas realizaciones, el proceso también puede incluir acoplar la bomba a una fuente de fluido y al generador de aerosol usando una o más líneas de fluido.
- 10 Si bien la invención puede ser susceptible de diversas modificaciones y formas alternativas dentro del alcance de las reivindicaciones, se han mostrado realizaciones específicas a modo de ejemplo en los dibujos y se han descrito en detalle en el presente documento. Sin embargo, debe entenderse que no se pretende que la invención se limite a las formas particulares divulgadas. En su lugar, la invención cubrirá todas las modificaciones, equivalentes y alternativas que caen dentro del alcance de la invención tal como se define en las siguientes reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de administración de aerosol (1), que comprende:

- 5 un generador de aerosol (16) que aerosoliza un fluido para administrarlo a un paciente cuando el paciente inhala, en donde el generador de aerosol comprende un actuador piezoeléctrico (170) y un miembro vibratorio (168), en donde el actuador piezoeléctrico se expande y contrae para accionar el miembro vibratorio (168) que aerosoliza el fluido, en donde el miembro vibratorio es un miembro vibratorio fotodefinido capaz de producir una fracción de partículas finas superior al 80 % con partículas que tienen un diámetro menor o igual a 4 micrómetros;
- 10 una bomba (24) acoplada al generador de aerosol que bombea el fluido al generador de aerosol; un sensor de respiración (34) que emite una señal cuando el paciente respira; y un controlador (26) acoplado al generador de aerosol, la bomba y el sensor de respiración, en donde el controlador recibe la señal del sensor de respiración, controla un flujo de fluido al generador de aerosol en respuesta a la señal, y controla el generador de aerosol para comenzar a aerosolizar el fluido antes o durante el ciclo de inhalación, en donde la bomba se acopla al generador de aerosol con un conducto de administración de fluido (22) que se ceba con el fluido,
- 15 una fuente de fluido (20) acoplada de manera fluida al generador de aerosol (16) con el conducto de administración de fluido (22), y el controlador está configurado para hacer que el fluido en la fuente de fluido (20) sea bombeado por la bomba (24) a través del conducto de administración de fluido (22) al generador de aerosol (16) donde el fluido se aerosoliza antes y/o mientras que el paciente inhala, en donde el controlador (26) está configurado para sincronizar la administración y la cantidad de fluido recibida por el generador de aerosol (16) y para coordinar la administración de fluido y a continuación la aerosolización del fluido comunicándose con el sensor de respiración (34), en donde el generador de aerosol (16) incluye una carcasa (120) para el generador de aerosol (16) y el controlador (26) está configurado para impulsar la bomba (24) para forzar el fluido a través del conducto de administración de fluido (22) y dentro de la carcasa (120), y
- 20 el sistema de administración de aerosol comprende además un adaptador de tubo (110), en donde la carcasa (120) se extiende a través de una abertura (124) en el adaptador de tubo (110) de modo que el fluido en aerosol sale por una salida de la carcasa (122) más cercana a un eje central (126) del adaptador de tubo (110), para permitir que una corriente de fluido portador (128) que pasa a través del adaptador de tubo (110) capture más aerosol para su administración al paciente.
- 30
2. El sistema de la reivindicación 1, en donde el sensor de respiración comprende al menos uno de un sensor de flujo, un sensor de radar, un sensor de dióxido de carbono, un sensor de temperatura, un sensor de patrón acústico, un sensor de pletismografía de impedancia y un sensor de pletismografía de inductancia respiratoria.
- 35
3. El sistema de cualquier reivindicación anterior, en donde el controlador (26) comprende un procesador acoplado al sensor de respiración y configurado para predecir cuándo inhalará el paciente mediante la monitorización de un ciclo de respiración del paciente.
- 40
4. El sistema de cualquier reivindicación anterior, en donde la bomba es una bomba de desplazamiento positivo (24).
5. El sistema de cualquier reivindicación anterior, en donde el controlador está configurado para cebar el conducto de administración de fluido (22) con fluido para facilitar la precarga del fluido en el miembro vibratorio, para provocar que el fluido que entra en la carcasa (120) se extienda sobre el miembro vibratorio.
- 45
6. El sistema de la reivindicación 5, en donde el controlador (26) está configurado para transmitir una señal eléctrica al actuador piezoeléctrico para hacer que el actuador piezoeléctrico haga vibrar el miembro vibratorio y aerosolice el fluido y provoque que el fluido en aerosol salga de la carcasa (120) a través de la salida de la carcasa (122) y en el adaptador de tubo (110).
- 50
7. El sistema de cualquier reivindicación anterior, en donde el controlador está configurado para usar el sensor de respiración (34) para predecir un ciclo de respiración para producir aerosol para el paciente y para reconocer la respiración espontánea/irregular que no forma parte de un patrón normal y, una vez que se reconoce una respiración espontánea, hacer que inmediatamente la bomba bombee fluido al generador de aerosol (16) para su administración al paciente.
- 55
8. El sistema de cualquier reivindicación anterior, que comprende además una carcasa de controlador (224) que define una muesca (232) que recibe la bomba (24) de modo que la bomba esté alineada con un perímetro de la carcasa de controlador (224) o esté sustancialmente alineada con la carcasa de controlador (224).
- 60
9. El sistema de la reivindicación 8, en donde la carcasa del controlador (224) incluye un saliente (250) que se extiende alejándose de una pared lateral (252) y un recipiente de fluido (220) puede acoplarse a la carcasa del controlador (224), en cuya posición el saliente (250) protege el contenedor de fluido (220) contra extracciones involuntarias, así como contra objetos que los usuarios puedan intentar colocar encima del contenedor de fluido (220).
- 65

10. El sistema de la reivindicación 9, que comprende un árbol (254) que se extiende desde la pared lateral (252) y está acoplado a un motor dentro del controlador (26).
- 5 11. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 9 o 10, en donde el recipiente de fluido (220) incluye una porción que contiene fluido (258) que contiene la fuente de fluido (20) y una porción de receptáculo de bomba (260), y la porción de receptáculo de bomba (260) recibe la bomba (24) mientras que el contenedor de fluido (220) se acopla a la carcasa del controlador (224).
- 10 12. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 4 a 11, en donde la bomba (24) es una bomba peristáltica que incluye una carcasa de bomba (280) y una cubierta (282) que cubre un tubo desechable (284) y rodillos (286), dichos rodillos (286) están acoplados a una placa (288) con cojinetes (290) que permiten que los rodillos (286) giren a medida que la placa (288) gira en respuesta al movimiento del árbol (292), en donde el tubo desechable (284) se envuelve alrededor de los rodillos (286) de modo que los rodillos (286) puedan comprimir el tubo desechable (284) contra una superficie interior de la cubierta (282) y a medida que los rodillos (286) giran dentro de la cubierta (282) reciben cantidades medidas de fluido desde la fuente de fluido (20) y a continuación conducen esas cantidades medidas de fluido a través del tubo desechable (284).
- 15

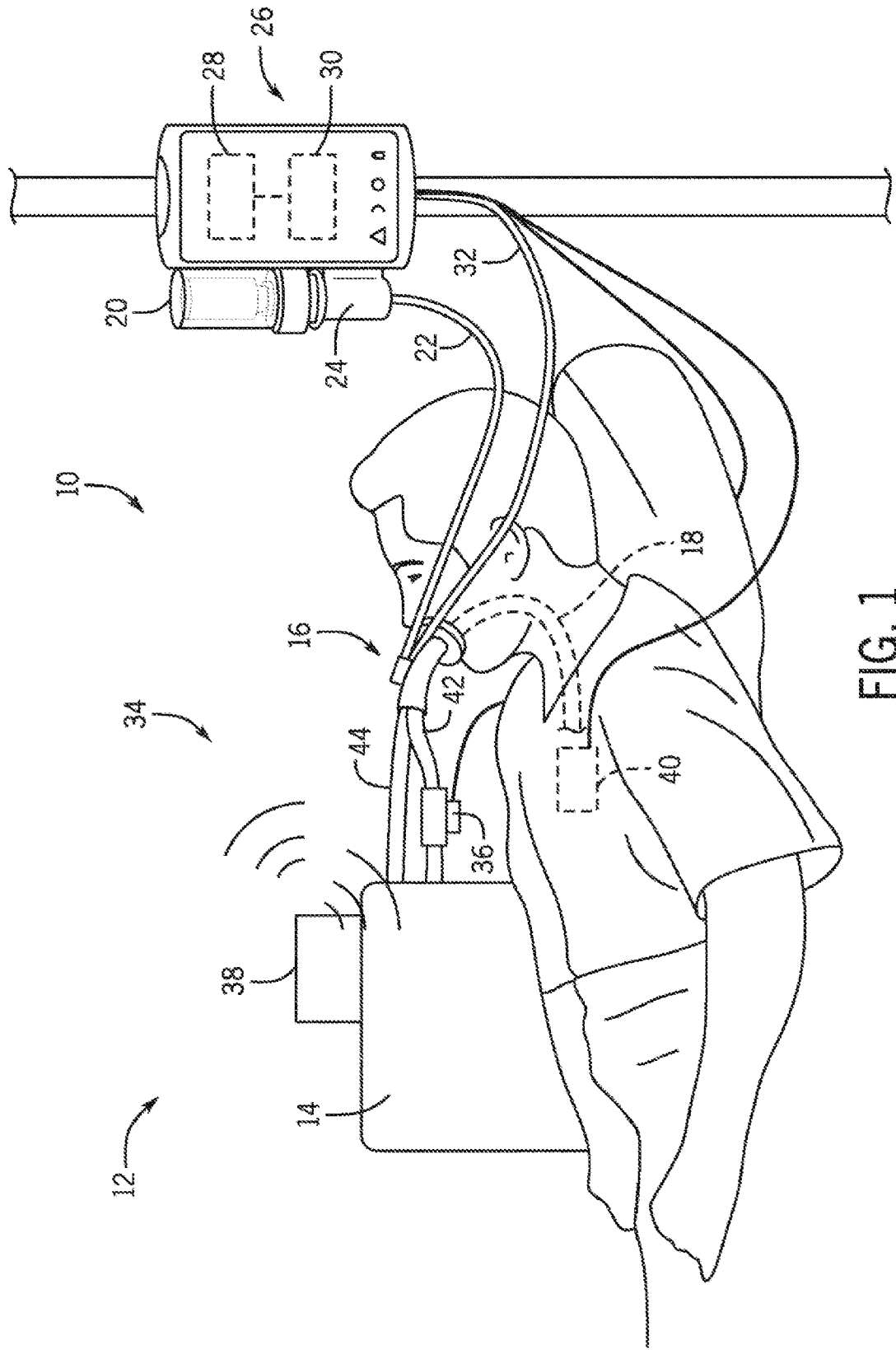


FIG. 1

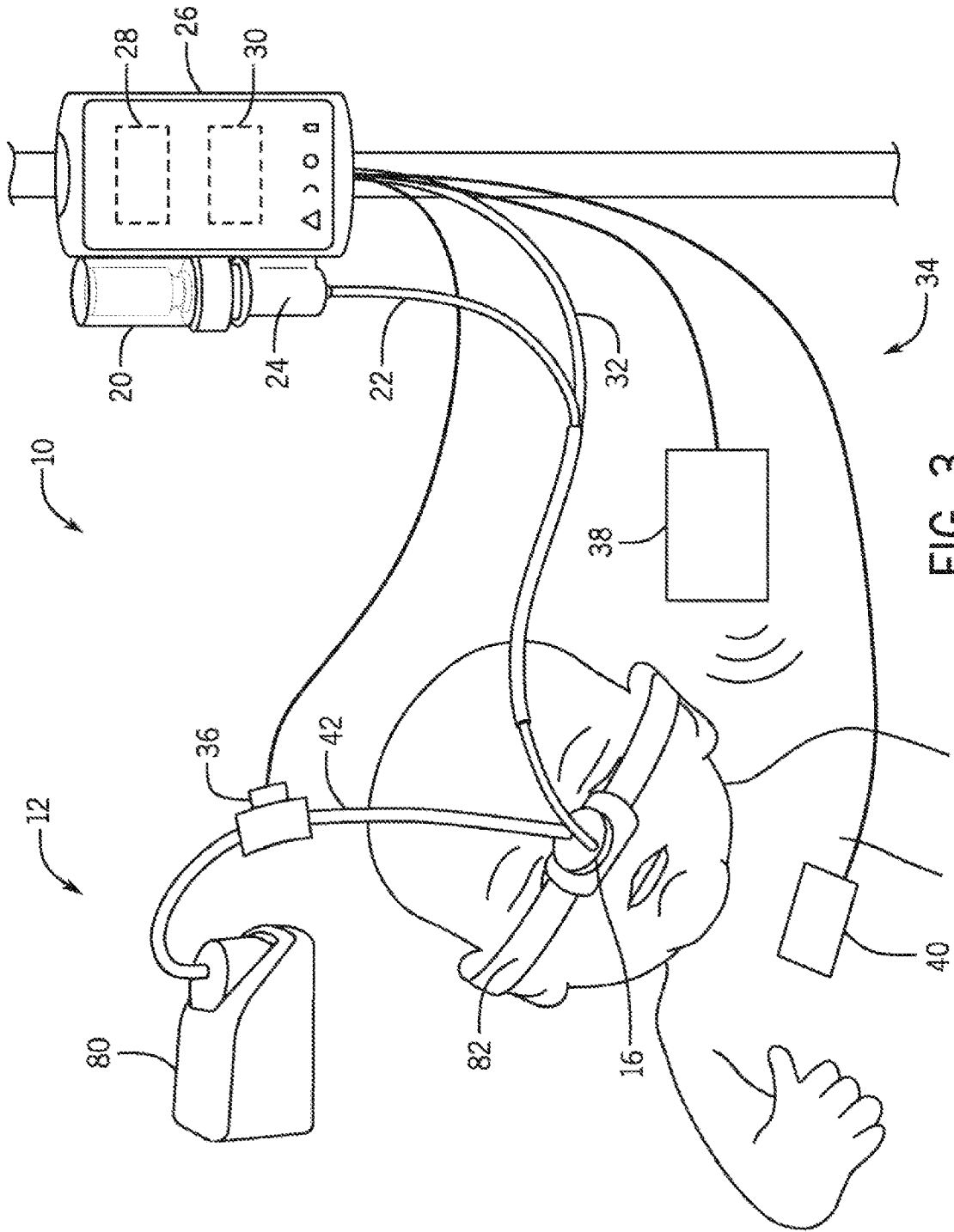


FIG. 3

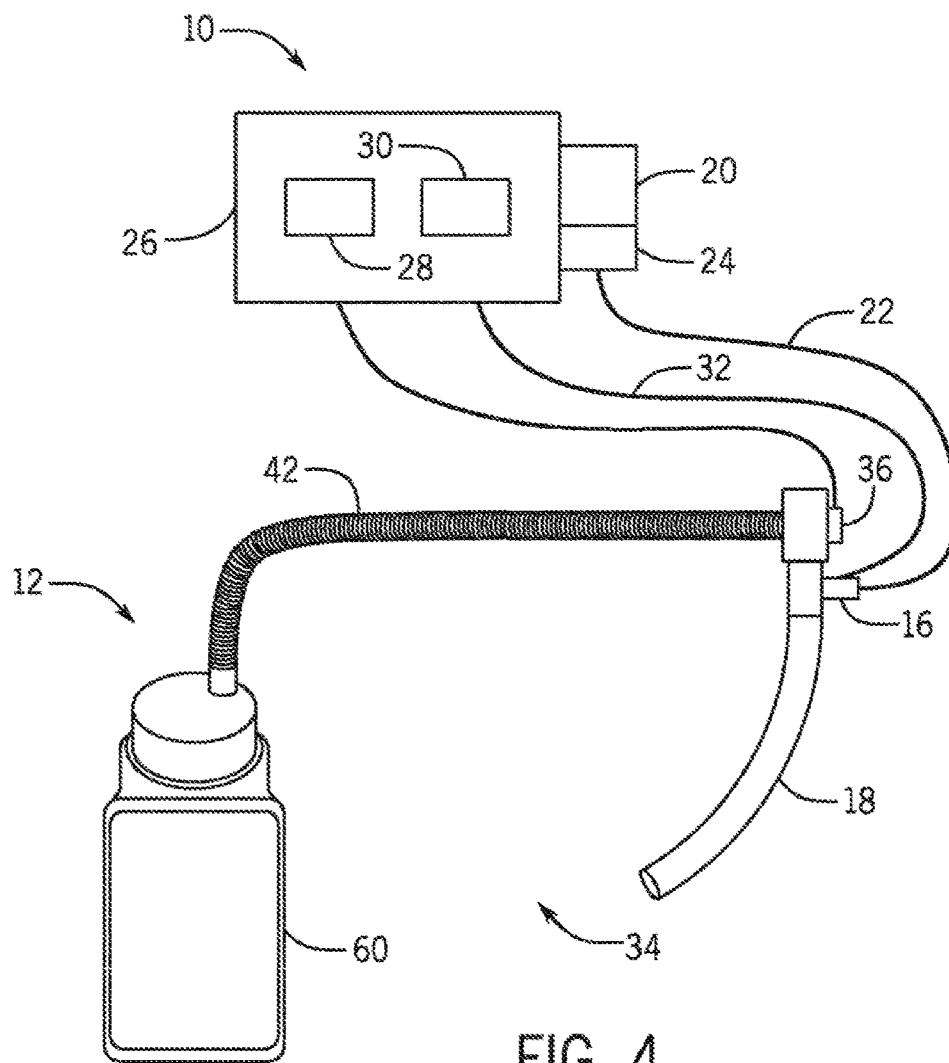
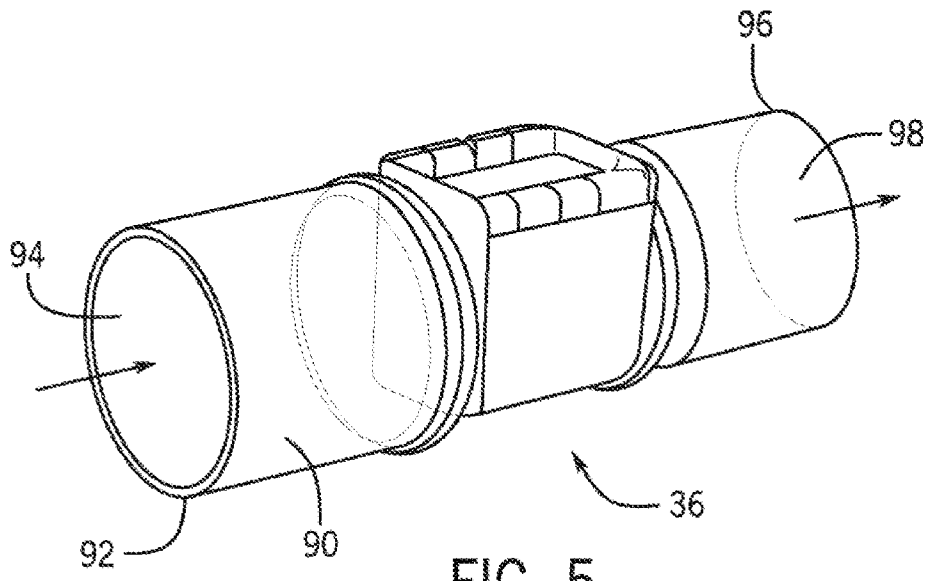


FIG. 4



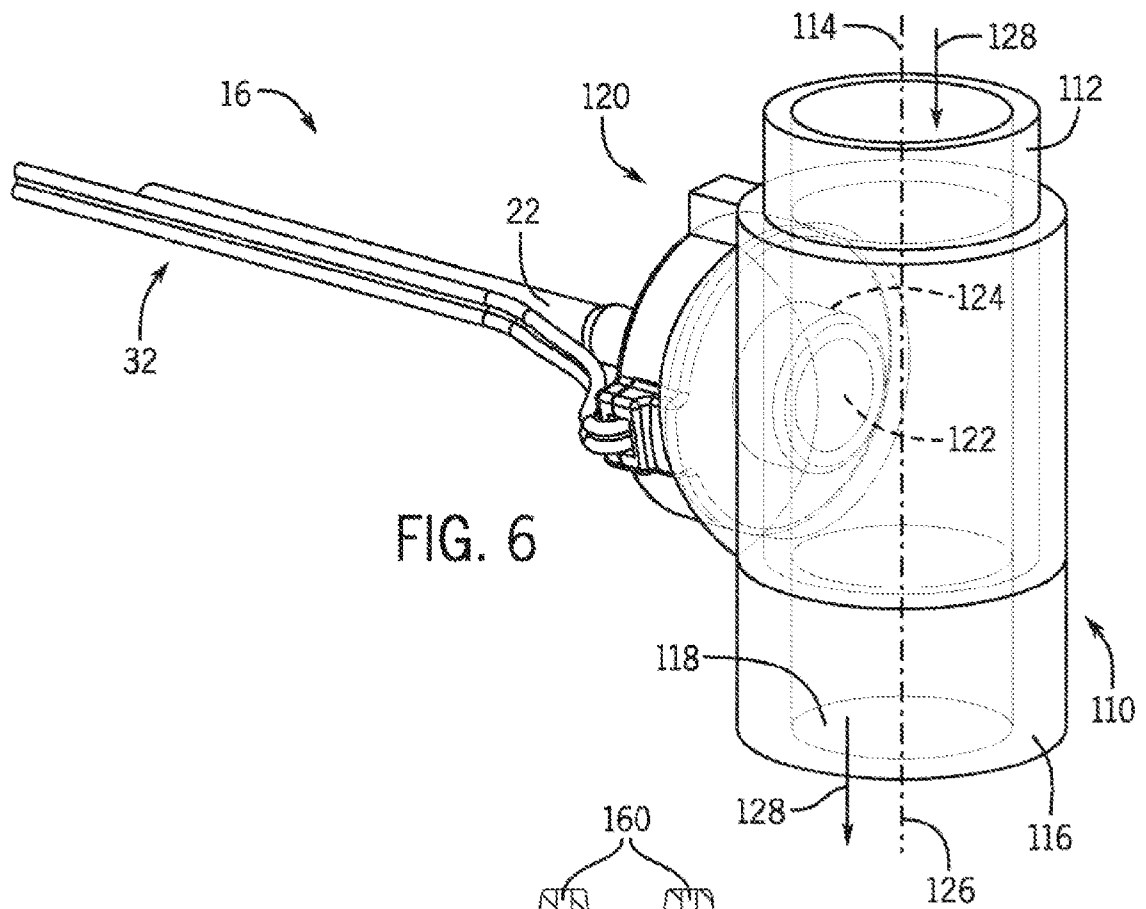


FIG. 6

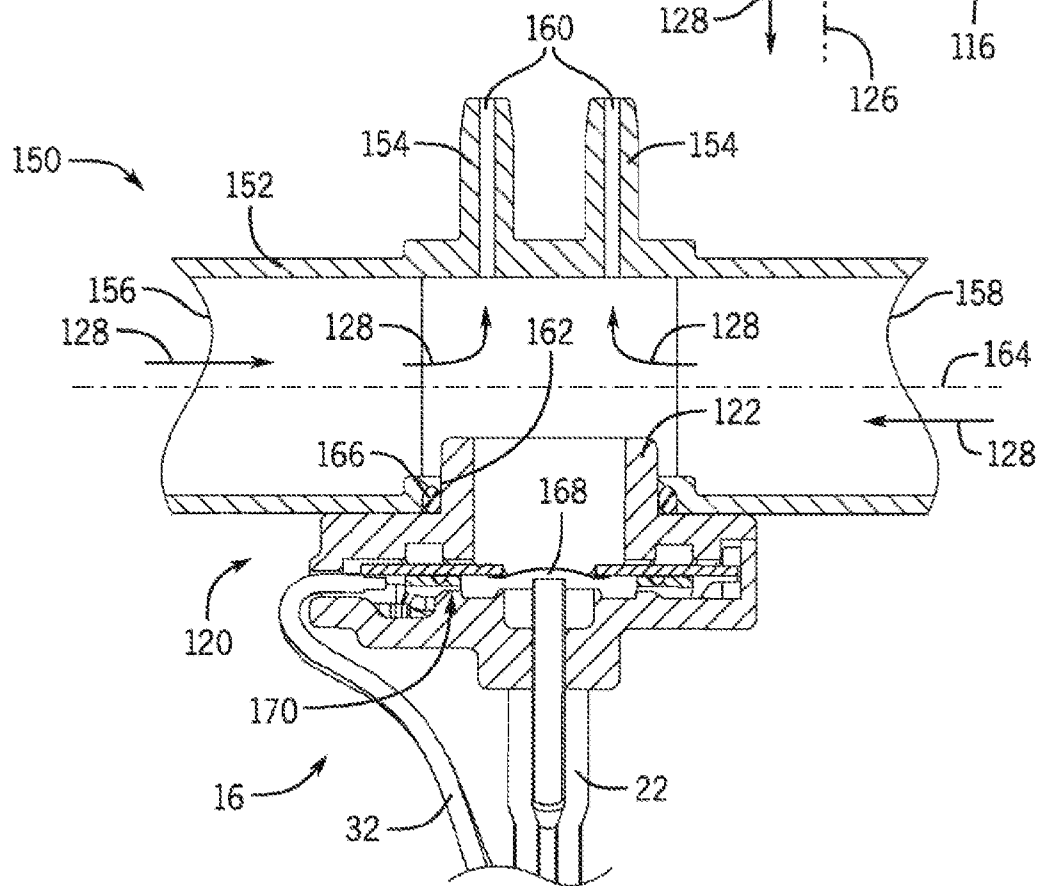


FIG. 7

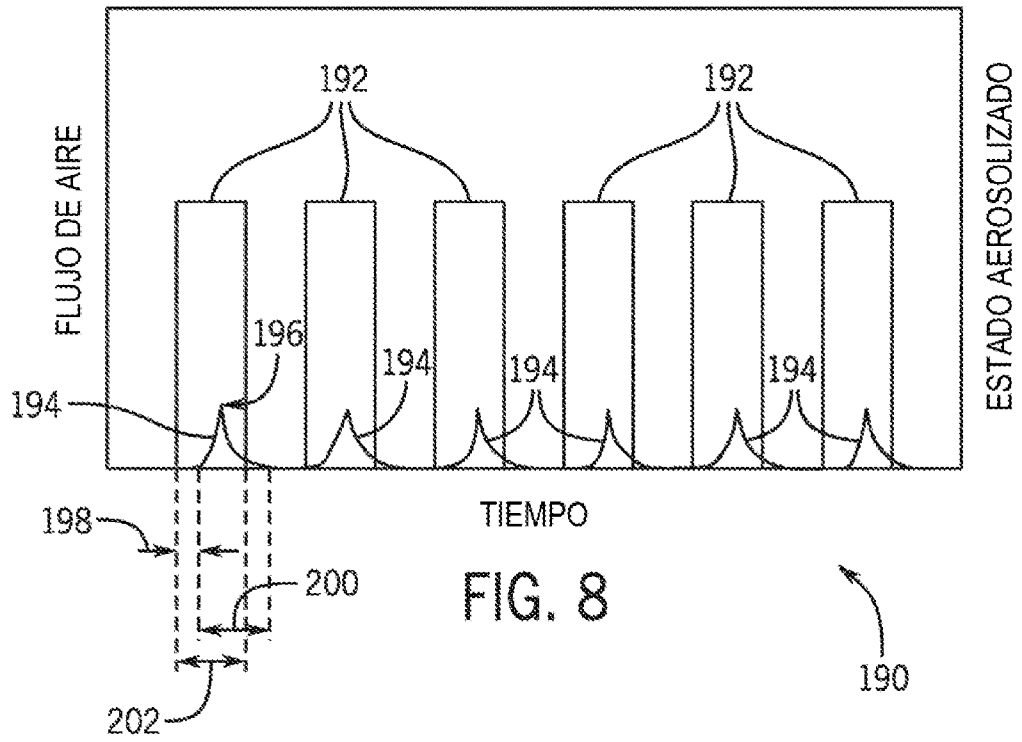


FIG. 8

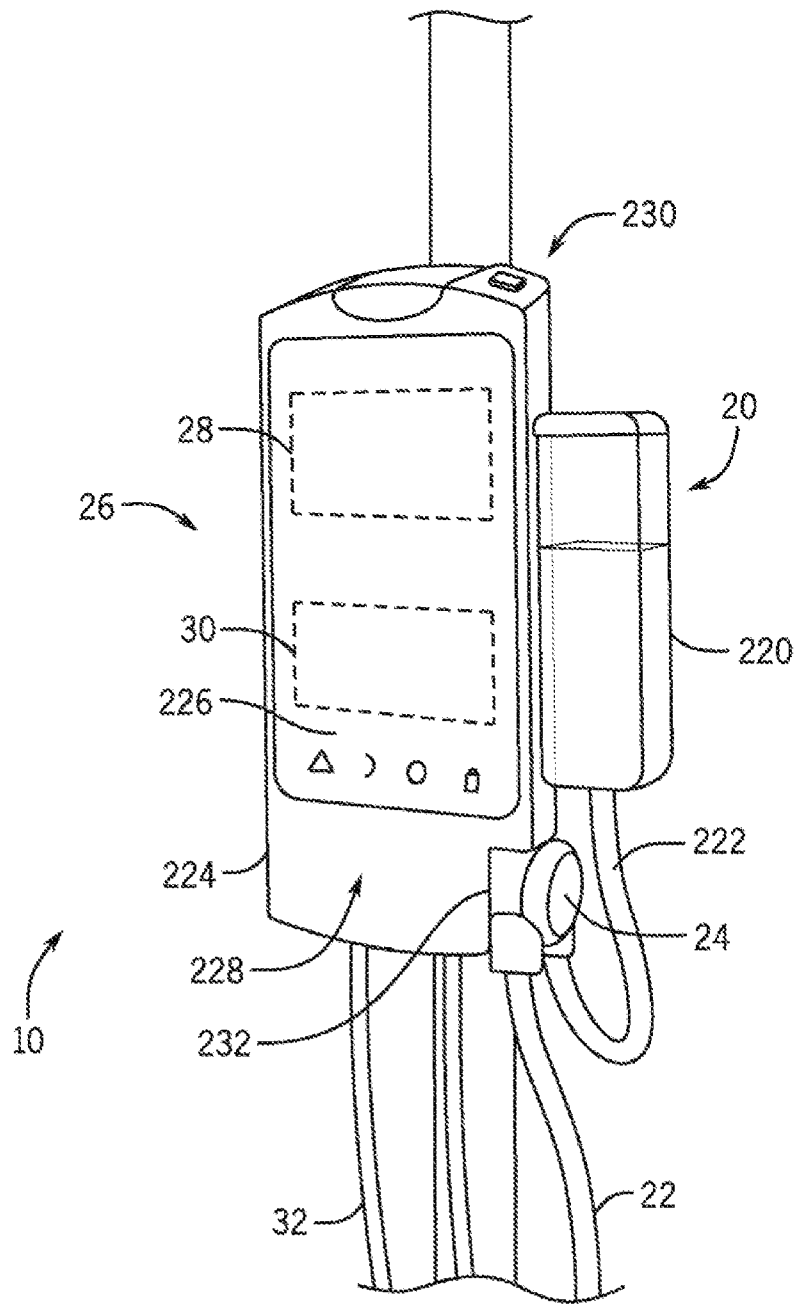


FIG. 9

