

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 926 329**

51 Int. Cl.:

A61M 11/00	(2006.01)	B05B 12/00	(2008.01)
A61M 11/02	(2006.01)	B05B 9/08	(2006.01)
A61M 11/04	(2006.01)	A61B 5/087	(2006.01)
A61M 15/00	(2006.01)		
B05B 17/00	(2006.01)		
B05B 1/26	(2006.01)		
A61M 16/00	(2006.01)		
B05B 12/02	(2006.01)		
B05B 17/06	(2006.01)		
A61B 5/00	(2006.01)		

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **05.03.2019 PCT/US2019/020716**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **12.09.2019 WO19173314**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.03.2019 E 19763677 (2)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.06.2022 EP 3762076**

54 Título: **Dispositivos terapéuticos de inhalación y de medición de inhalación y exhalación portátiles y métodos relacionados**

30 Prioridad:

05.03.2018 US 201862638658 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.10.2022

73 Titular/es:

**ARGOSPIRE MEDICAL INC. (100.0%)
504 Addison Street
Philadelphia PA 19147, US**

72 Inventor/es:

**GUPTA, ASHMIT;
MCGUCKIN, TERRENCE y
COLLIER, KIRSTEN**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 926 329 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

Dispositivos terapéuticos de inhalación y de medición de inhalación y exhalación portátiles y métodos relacionados

Campo técnico

5 La presente invención se refiere en general al campo de los dispositivos de inhalación y más específicamente a aparatos, y a sistemas que se refieren a dispositivos terapéuticos de inhalación y de medición de inhalación y exhalación portátiles.

Antecedentes

10 Los dispositivos de nebulización, tales como inhaladores, se pueden usar para administrar medicación terapéutica a un paciente por inhalación. En los dispositivos existentes, la administración de medicación puede producirse por accionamiento manual de una fuente de medicación, lo que puede limitar la capacidad del dispositivo para administrar la medicación en una dosificación seleccionada como objetivo para el paciente y el estado del paciente. De manera similar, el paciente puede no ser consciente de la gravedad de su estado, de modo que, incluso si el dispositivo es capaz de controlar la dosificación, dicho dispositivo puede estar limitado al administrar eficazmente la medicación con una dosificación apropiada, y el dispositivo puede ser incapaz de proporcionar al paciente una indicación de la gravedad de su estado. Aunque algunos sistemas existentes implementan un mecanismo basado en la tensión superficial o la gravedad para administrar medicación, estos sistemas están limitados a menudo en la funcionalidad puesto que solamente se pueden usar en una única orientación (p. ej., orientación vertical). Por ejemplo, en el documento US 2005/087189 A1 se pueden encontrar antecedentes relevantes.

Compendio

20 La invención está definida por las reivindicaciones adjuntas.

Se proporciona un dispositivo de inhalación portátil de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas. Según un aspecto de la presente invención, un dispositivo de inhalación portátil incluye un componente de almacenamiento de medicación, un controlador de flujo, un atomizador, un componente de administración de medicación y un sensor de presión. El componente de almacenamiento de medicación está configurado para almacenar medicación. El controlador de flujo está configurado para hacer que una fuerza se aplique a la medicación almacenada por el componente de almacenamiento de medicación para transportar dicha medicación al atomizador. El atomizador está configurado para generar gotitas a partir de la medicación. El componente de administración de medicación incluye un canal de administración que se extiende desde el atomizador hasta una abertura de salida. El componente de administración de medicación está configurado para recibir la medicación en el canal de administración desde el atomizador y dispensar la medicación a través de la abertura. El sensor de presión está configurado para detectar una presión correspondiente a un caudal de aire en el canal de administración y emitir una indicación de la presión detectada.

35 En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil está configurado para recopilar y/o hacer un seguimiento de los datos de medición de las vías respiratorias antes, durante y/o después del tratamiento. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un módulo de comunicación, tal como Bluetooth, que está configurado para recibir los datos de medición de las vías respiratorias antes, durante y después del tratamiento.

40 En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un oxímetro de pulso integrado para recopilar los niveles de oxígeno en sangre. El oxímetro de pulso integrado puede estar dimensionado y configurado sobre el dispositivo de inhalación portátil de manera que el oxímetro de pulso puede determinar el nivel de oxígeno en sangre de un usuario mientras el usuario está sujetando el dispositivo de inhalación portátil. El dispositivo de inhalación portátil puede estar configurado para recopilar los datos de medición de las vías respiratorias con los niveles de oxígeno en sangre para determinar una correlación entre el estado de las vías respiratorias y los niveles de oxígeno en sangre. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede estar configurado para recibir u obtener mediciones durante todo el día y estas mediciones estarán vinculadas a otras variables específicas en ese momento del tiempo, tales como la ubicación geográfica (urbana frente a rural), los mapas de alergia, la calidad del aire, los recuentos de polen y el clima. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un sensor de ubicación, tal como un GPS, para determinar la ubicación actual del dispositivo de inhalación portátil. Usando la ubicación obtenida desde el sensor de ubicación, se pueden determinar los valores de las variables específicas para esa ubicación. El almacenamiento de estos datos con el paso del tiempo proporcionará un conocimiento predictivo valioso del estado asmático de la persona (p. ej., el asma empeora durante los momentos en los que los recuentos de polen están por encima de un cierto nivel o la humedad está por encima de un cierto porcentaje). Los datos se pueden evaluar con algoritmos y cálculos propietarios específicos. Esta información puede proporcionar información aplicable que permite a su profesional sanitario tomar decisiones informadas sobre el cuidado de la salud.

55 En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un cartucho extraíble que almacena medicación. El dispositivo de inhalación portátil puede incluir una trayectoria de fluido desde una ubicación próxima a donde el cartucho extraíble se inserta en el dispositivo de inhalación portátil y el dispositivo piezoeléctrico. Con el uso de un cartucho, existen menos obstáculos para su uso y un cumplimiento mejorado, ya que es más fácil y requiere

menos esfuerzo comenzar el proceso de nebulización. La carcasa de cartucho tendrá realimentación háptica táctil en la colocación y la extracción para simplificar más la experiencia.

5 Según un aspecto de la presente invención, un dispositivo de inhalación portátil incluye una tobera, un atomizador, un cartucho de medicación, un controlador de flujo y un circuito de procesamiento. La tobera define un canal de administración acoplado con una salida y al menos un respiradero. El atomizador está adyacente al canal de administración y configurado para recibir una medicación y generar gotitas a partir de la medicación para emitir las gotitas generadas desde la salida de la tobera. El cartucho de medicación está configurado para almacenar la medicación y está acoplado con el atomizador a través de un canal de medicación. El controlador de flujo está configurado para hacer que una fuerza se aplique a la medicación en el cartucho de medicación para impulsar la medicación desde el cartucho de medicación hasta el atomizador. El circuito de procesamiento está configurado para controlar el funcionamiento del controlador de flujo en respuesta a que se satisfaga una condición de disparo.

15 Un método (no reivindicado) para hacer funcionar un dispositivo de inhalación portátil incluye detectar, por un sensor de presión, una presión asociada con un canal de administración, estando el canal de administración definido por una tobera y acoplado con una salida y al menos un respiradero, determinar, por uno o más procesadores, que la presión satisface una condición de disparo, hacer, por dicho uno o más procesadores, que un controlador de flujo haga que una fuerza se aplique a la medicación almacenada en un cartucho de medicación para impulsar la medicación desde el cartucho de medicación a través de un canal de medicación hasta un atomizador adyacente al canal de administración, generar, por el atomizador, gotitas desde la medicación y emitir las gotitas desde la salida a través del canal de administración.

20 Según un aspecto de la presente invención, un dispositivo de inhalación portátil incluye una tobera, un sensor de presión, un atomizador piezoeléctrico, un cartucho de medicación, un controlador de flujo y un circuito de procesamiento. La tobera define un canal de administración acoplado con una salida, una abertura de sensor y al menos un respiradero. El sensor de presión está acoplado con la abertura de sensor y configurado para detectar una presión del canal de administración. El atomizador está adyacente al canal de administración y configurado para recibir una medicación y generar gotitas a partir de la medicación para emitir las gotitas generadas desde la salida de la tobera. El cartucho de medicación está configurado para almacenar la medicación y está acoplado con el atomizador a través de un canal de medicación. El controlador de flujo está configurado para hacer que una fuerza se aplique a la medicación en el cartucho de medicación para impulsar dicha medicación desde el cartucho de medicación hasta el atomizador. El circuito de procesamiento está configurado para controlar el funcionamiento del atomizador y el controlador de flujo en respuesta a que se satisfaga una condición de disparo, basándose la condición de disparo en al menos una de la presión detectada por el sensor de presión o una entrada de usuario.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 ilustra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo de inhalación portátil según una realización de la presente invención.

35 Las figuras 2A y 2B ilustran una vista en perspectiva de un cuerpo y un conjunto interior, respectivamente, del dispositivo de inhalación portátil de la figura 1 según una realización de la presente invención.

La figura 3 ilustra una vista en despiece ordenado del dispositivo de inhalación portátil de la figura 1 según una realización de la presente invención.

40 La figura 4 ilustra una vista en corte detallada de un conjunto de administración de medicación del dispositivo de inhalación portátil de la figura 1 según una realización de la presente invención.

La figura 5A ilustra una vista en perspectiva de un conjunto de almacenamiento de medicación del dispositivo de inhalación portátil de la figura 1 según una realización de la presente invención.

La figura 5B ilustra una vista lateral del conjunto de almacenamiento de medicación de la figura 7 según una realización de la presente invención.

45 La figura 5C ilustra una vista en corte del conjunto de almacenamiento de medicación de la figura 7 según una realización de la presente invención.

La figura 6 es una vista en perspectiva de un dispositivo de inhalación portátil según una realización de la presente invención.

50 La figura 7 es una vista en despiece ordenado del dispositivo de inhalación portátil de la figura 6 según una realización de la presente invención.

La figura 8 es una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil de la figura 6 según una realización de la presente invención.

La figura 9 es una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil de la figura 6, que ilustra un modo de administración de medicación según una realización de la presente invención.

La figura 10 es una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil de la figura 6, que ilustra un modo de medición según una realización de la presente invención.

La figura 11 es una vista detallada de un componente de administración de medicación del dispositivo de inhalación portátil de la figura 6 según una realización de la presente invención.

- 5 La figura 12 representa gráficos que se pueden generar usando datos de presión detectados por el dispositivo de inhalación portátil de la figura 6 según una realización de la presente invención.

La figura 13 es un diagrama de bloques de un sistema de monitorización de individuos que puede usar diversos dispositivos de inhalación portátiles descritos en el presente documento según una realización de la presente invención.

- 10 Las figuras 14A y 14B representan interfaces de usuario que se pueden presentar usando el sistema de monitorización de individuos de la figura 13 según una realización de la presente invención.

La figura 15 es un diagrama de flujo de un método (no reivindicado) para administrar medicación usando un dispositivo de inhalación portátil.

Descripción detallada

- 15 La siguiente descripción detallada y los dibujos adjuntos describen e ilustran diversos sistemas, métodos y componentes de control de fluido. La descripción y los dibujos se proporcionan para permitir que un experto en la técnica realice y use uno o más sistemas y/o componentes de control de fluido, y/o ponga en práctica uno o más métodos. No están destinados a limitar de ninguna manera el alcance de las reivindicaciones.

- 20 El uso de "p. ej.", "etc.", "por ejemplo", "en el ejemplo" y "o", y los términos gramaticalmente relacionados, indica alternativas no exclusivas sin limitación, a menos que se señale de otro modo. El uso de "opcionalmente" y términos gramaticalmente relacionados significa que el elemento, caso, propiedad o circunstancia posteriormente descrito puede o no puede estar presente/ocurrir, y que la descripción incluye ejemplos en los que dicho elemento, caso, propiedad o circunstancia ocurre y ejemplos en los que no. El uso de "unido" y "acoplado", y los términos gramaticalmente relacionados, hace referencia a la asociación fija, liberable o integrada de dos o más elementos y/o dispositivos con o sin uno o más elementos distintos entremedias. Así, el término "unido" o "acoplado", y los términos gramaticalmente relacionados, incluye unir de modo liberable o unir fijamente dos o más elementos y/o dispositivos en presencia o ausencia de uno o más elementos distintos entremedias. Como se usa en el presente documento, los términos "proximal" y "distal" se usan para describir los extremos axiales opuestos de los elementos o propiedades particulares que se describen con relación a una colocación anatómica.

- 30 En las soluciones existentes para los dispositivos de inhalación portátiles, es difícil típicamente proporcionar dosis de medicación específicas para un paciente y un estado actual del paciente, y medir también las características de inhalación y exhalación del paciente para determinar la calidad de la respiración por el paciente (p. ej., determinar lo bien que están trabajando los pulmones). Las soluciones existentes también requieren típicamente que se usen dispositivos de inhalación portátiles en orientaciones limitadas, tales como funcionando solo apropiadamente cuando se sujetan verticales para permitir la alimentación por gravedad de la medicación a una boquilla. La presente solución proporciona sistemas, métodos (no reivindicados) y aparatos para mejorar la medición de la administración y exhalación de medicación en dispositivos de inhalación portátiles permitiendo una dosificación y medición de la exhalación precisas, así como permitiendo que los dispositivos se usen en cualquier orientación. En algunas realizaciones, un dispositivo de inhalación portátil incluye un componente de almacenamiento de medicación, un controlador de flujo, un atomizador, un componente de administración de medicación y un sensor de presión. El componente de almacenamiento de medicación está configurado para almacenar medicación. El controlador de flujo está configurado para hacer que una fuerza se aplique a la medicación almacenada por el componente de almacenamiento de medicación para transportar dicha medicación al atomizador. El atomizador está configurado para generar gotitas a partir de la medicación. El componente de administración de medicación incluye un canal de administración que se extiende desde el atomizador hasta una abertura de salida. El componente de administración de medicación está configurado para recibir la medicación en el canal de administración desde el atomizador y dispensar dicha medicación a través de la abertura. El sensor de presión está configurado para detectar una presión correspondiente a un caudal de aire en el canal de administración y emitir una indicación de la presión detectada.

- 50 Haciendo referencia a la figura 1, se muestra un dispositivo de inhalación portátil 100 según una realización de la presente invención. El dispositivo de inhalación portátil 100 incluye un componente de administración de medicación 110 y un cuerpo 120. El componente de administración de medicación 110 define una abertura de salida 304 a través de la que el componente de administración de medicación 110 pueden administrar medicación (p. ej., administrar medicación almacenada en el cuerpo 120).

- 55 Haciendo referencia a las figuras 2A-2B, se muestran el cuerpo 120 y un conjunto interior 130 del dispositivo de inhalación portátil 100 según una realización de la presente invención. El cuerpo 120 incluye un miembro de cubierta 122 configurado para cubrir el conjunto interior 130. El miembro de cubierta 122 puede estar configurado para ser agarrado por la mano del usuario. En algunas realizaciones, el miembro de cubierta 122 está acoplado de modo

extraíble a al menos uno del conjunto interior 130 o el componente de administración de medicación 110. Por ejemplo, el miembro de cubierta 122 puede ser desmontado del dispositivo de inhalación portátil 100 para permitir el acceso a un componente de almacenamiento de medicación (p. ej., el componente de almacenamiento de medicación 150, véase la figura 3).

5 Haciendo referencia a la figura 3, se muestra una vista en despiece ordenado del dispositivo de inhalación portátil 100 según una realización de la presente invención. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil 100 incluye una placa 140. La placa 140 puede estar configurada para ser unida a un lado del componente de administración de medicación 110, opuesto a la abertura de salida 304.

10 En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil 100 incluye un componente de almacenamiento de medicación 150. El componente de almacenamiento de medicación 150 puede incluir un recipiente (p. ej., botella) que almacena una medicación. El componente de almacenamiento de medicación 150 puede estar hecho de vidrio, plástico, metal (p. ej., acero inoxidable), un material compuesto, o cualquier otro material compatible con la medicación para su atomización o nebulización. El componente de almacenamiento de medicación 150 puede tener una forma cilíndrica. La medicación puede ser una medicación para el asma, tal como albuterol o cualquier otra medicación que se use con un nebulizador.

15 En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil 100 incluye una estructura de soporte 160. La estructura de soporte 160 puede estar configurada para soportar (p. ej., sujetar) el componente de almacenamiento de medicación 150 en su sitio dentro del dispositivo de inhalación portátil 100 (p. ej., asegurar el componente de almacenamiento de medicación 150 con relación al componente de administración de medicación 110 y al controlador de flujo 190). El componente de almacenamiento de medicación 150 puede estar acoplado de modo extraíble a la estructura de soporte 160. La estructura de soporte 160 puede estar acoplada de modo extraíble a la placa 140 y/o al componente de administración de medicación 110.

20 El dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir un circuito de procesamiento 170. El circuito de procesamiento 170 puede incluir un circuito de procesamiento que incluye un procesador y una memoria. El procesador puede estar implementado como un procesador de propósito específico, un circuito integrado de aplicación específica (ASIC), una o más agrupaciones de puertas programables en campo (FPGA), un grupo de componentes de procesamiento u otros componentes de procesamiento electrónico adecuados. La memoria es uno o más dispositivos (p. ej., RAM, ROM, memoria flash, almacenamiento de disco duro) para almacenar datos y códigos de ordenador a fin de completar y facilitar los diversos procesos, capas y módulos de usuario o cliente descritos en la presente divulgación. La memoria puede ser o incluir una memoria volátil o una memoria no volátil y puede incluir componentes de bases de datos, componentes de códigos objetivo, componentes de *script* o cualquier otro tipo de estructura de información para soportar las diversas actividades y estructuras de información de los conceptos inventivos divulgados en el presente documento. La memoria está conectada de modo comunicable al procesador e incluye códigos de ordenador o módulos de instrucción para ejecutar uno o más procesos descritos en el presente documento. La memoria puede incluir diversos circuitos, motores de software y/o módulos que hacen que el procesador ejecute los sistemas y métodos descritos en el presente documento.

25 Como se muestra en la figura 3, el circuito de procesamiento 170 se implementa usando una placa de circuito. La placa de circuito puede incluir también electrónica de comunicaciones, tal como una antena Bluetooth y/o una antena wifi. El dispositivo de inhalación portátil 100 puede estar configurado para recibir y transmitir señales desde/hasta un dispositivo electrónico, tal como un dispositivo de comunicación electrónica portátil, tal como un teléfono móvil. Por ejemplo, el dispositivo de inhalación portátil 100 puede recibir información de la dosificación del paciente desde el dispositivo electrónico y transmitir datos de inhalación o exhalación (p. ej., datos de espirometría) hasta el dispositivo electrónico. El dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir una fuente de energía 180. En algunas realizaciones, la fuente de energía 180 incluye una batería. La fuente de energía 180 puede ser una batería recargable. La fuente de energía 180 puede estar configurada para emitir energía eléctrica (p. ej., un voltaje, una corriente u otra forma de onda eléctrica) suficiente para accionar el funcionamiento de componentes mecánicos y eléctricos del dispositivo de inhalación portátil 100, incluyendo el circuito de procesamiento 170, el controlador de flujo 190 y/o un atomizador (p. ej., el atomizador 340 como se muestra en la figura 3). Por ejemplo, la fuente de energía 180 puede incluir o estar acoplada a electrónica de control (p. ej., un *driver*) que puede convertir voltajes emitidos por la fuente de energía 180 en voltajes que se usan para hacer funcionar el controlador de flujo 190 y el atomizador 340, que pueden incluir voltajes de -50 V a 50 V (que puede reforzarse hasta un voltaje mayor de pico a pico, tal como 75 V); voltajes de CC; voltajes periódicos con un intervalo de frecuencias y ciclos de trabajo. En algunas realizaciones, la fuente de energía 180 está configurada para emitir un voltaje mayor o igual que 3 V y menor o igual que 5 V (p. ej., 3,7 V; múltiplos de voltajes mayor o igual que 3 V y menor o igual que 5 V en una configuración de celdas múltiples). La fuente de energía 180 puede tener una capacidad suficiente para accionar el funcionamiento de los componentes mecánicos y eléctricos del dispositivo de inhalación portátil 100 para un número umbral de ciclos de uso (p. ej., al menos diez ciclos de uso; al menos cincuenta ciclos de uso). En algunas realizaciones, la fuente de energía 180 tiene una capacidad mayor o igual que 200 mAh y menor o igual que 1.000 mAh (p. ej., 500 mAh).

30 El dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir un controlador de flujo 190. El controlador de flujo 190 está configurado para hacer que una fuerza se aplique sobre la medicación almacenada en el componente de almacenamiento de medicación 150, que puede transportar la medicación a un atomizador (p. ej., el atomizador 340)

para su administración a través del componente de administración de medicación 110. En algunas realizaciones, el controlador de flujo 190 incluye un microsoplador, tal como un diafragma piezoeléctrico, configurado para impulsar flujo de aire a fin de aplicar presión sobre la medicación. En algunas realizaciones, el controlador de flujo 190 incluye una válvula de retención para impedir que el líquido fluya (hacia atrás) desde el componente de almacenamiento de medicación 150 hasta el controlador de flujo 190.

El dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir una tapa extrema 200 extraíble. La tapa extrema 200 extraíble se puede desmontar para proporcionar acceso al interior del miembro de cubierta 122, tal como para acceder a la fuente de energía 180 o extraerla para su recarga o reemplazo.

Haciendo referencia a la figura 4, se muestra una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil 100, que ilustra las operaciones de administración y medición de medicación terapéutica realizadas por el dispositivo de inhalación portátil 100 según una realización de la presente invención. El componente de administración de medicación 110 puede estar configurado como una tobera para dispensar medicación. El componente de administración de medicación 110 puede estar configurado como una boquilla, tal como para que un usuario exhale al interior del componente de administración de medicación 110 o inhale del mismo. En algunas realizaciones, el componente de administración de medicación 110 define un canal de administración 300. El canal de administración 300 incluye una primera trayectoria de flujo 303 (p. ej., limitada por las líneas de trazos como se muestra en la figura 4) que se extiende en una dirección perpendicular a una abertura de salida 304 hacia una abertura de atomizador 309. La medicación se puede dispensar desde el componente de administración de medicación 110 a través de la abertura de salida 304.

El componente de administración de medicación 110 incluye una pared de tobera 305 que define al menos una parte del canal de administración 300. En algunas realizaciones, la distancia a través del canal de administración 300, como se define por la pared de tobera 305, aumenta desde la abertura de salida 304 hacia un extremo del componente de administración de medicación 110, opuesto a la abertura de salida 304 (p. ej., hacia la abertura de atomizador 309). Como tal, un área en corte transversal del canal de administración 300 aumenta en una dirección que se aleja de la abertura de salida 304, dando como resultado una disminución de presión desde la abertura de salida 304 hacia la abertura de atomizador 309. En algunas realizaciones, la disminución de presión desde la abertura de salida 304 hacia la abertura de atomizador 309 puede mejorar la precisión de una presión detectada por el sensor de presión 354.

En algunas realizaciones, el canal de administración 300 incluye unos canales laterales 306 que se extienden hasta una o más aberturas laterales 308 (p. ej., respiraderos). Las aberturas laterales 308 pueden permitir que entre aire en el canal de administración 300, mientras se dispensa aire desde la abertura de salida 304 (p. ej., durante la inhalación) o viceversa. Como se muestra por las flechas continuas en la figura 4, cuando entra aire en el canal de administración 300 a través de la abertura de salida 304, el aire puede pasar a través del canal de administración 300 y salir de los canales laterales 306. En algunas realizaciones, las aberturas laterales 308 mejoran el grado de utilización del dispositivo de inhalación portátil 100 al permitir que fluya aire a través del canal de administración 300, en lugar de simplemente ser empujado hacia dentro de dicho canal de administración 300 o sacado del mismo (p. ej., si el canal de administración 300 solamente tuviera una abertura en la abertura de salida 304). El flujo pasante de aire puede mejorar también el funcionamiento del sensor de presión 354, que puede estar configurado para proporcionar valores de presión más precisos basándose en el flujo de aire hasta más allá de la abertura de sensor 352, si se compara con el aire que es empujado hacia dentro de dicha abertura de sensor 352 o sacado de la misma debido al intervalo de presiones que resulta del flujo pasante de aire que coincide con las presiones para las que se calibró el sensor de presión 354.

En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil 100 está configurado para producir flujo laminar en los canales laterales 306. Por ejemplo, una distancia d_1 , entre la pared de tobera 305 y una pared extrema 310 que define la abertura de atomizador 309, puede estar configurada para producir flujo laminar en los canales laterales 306 en condiciones de funcionamiento esperadas (p. ej., temperatura entre aproximadamente -10 grados Celsius (-50 grados Fahrenheit) y 48,89 grados Celsius (120 grados Fahrenheit); caudales de aire correspondientes a caudales típicos de inhalación o exhalación para seres humanos). La forma de la pared de tobera 305, (p. ej., ángulo de los codos o cambios de forma) puede estar configurada para producir flujo laminar.

El componente de almacenamiento de medicación 150 está configurado para almacenar medicación 326. La medicación 326 puede estar en forma líquida. El componente de almacenamiento de medicación 150 puede estar configurado para recibir una fuerza desde el controlador de flujo 190. Por ejemplo, el controlador de flujo 190 puede aplicar presión sobre el aire (indicado por una flecha de trazos) en un canal de flujo 322, impulsando el aire para aplicar presión sobre la medicación 326. En algunas realizaciones, el controlador de flujo 190 está configurado para aplicar una presión de salida sobre el aire mayor que una presión umbral suficiente para impulsar la medicación 326 hasta el atomizador 340 en cualquier orientación (p. ej., independientemente de la dirección de la gravedad).

La medicación 326 puede fluir (como se muestra por unas flechas de puntos y trazos) a través de un canal de medicación 330 al atomizador 340. Mientras fluye a través del canal de medicación 330, la medicación 326 puede estar en estado líquido (p. ej., estado continuo; la medicación no forma gotitas en el canal de medicación 330; la medicación forma grandes gotas que tienen una magnitud de tamaño de un orden similar a las dimensiones del canal de medicación 330), o tiene un tamaño de gotita (p. ej., tamaño de gotita medio) mayor que un primer umbral de tamaño. En algunas realizaciones, el primer umbral de tamaño es mayor que 1 milímetro. El canal de medicación 330

puede tener un diámetro mayor que un diámetro umbral al que el flujo de medicación 326, como es impulsado por el controlador de flujo 190, estaría demasiado restringido para proporcionar una dosificación de la medicación 326 en un período predeterminado de tiempo.

5 El atomizador 340 está configurado para generar gotitas (p. ej., una neblina dispersa de gotitas) a partir de la medicación 326 (como se muestra por las flechas de pequeños trazos en el canal de administración 300). Por ejemplo, el atomizador 340 puede generar gotitas a partir de la medicación 326 que tienen un tamaño de gotita menor que un segundo umbral de tamaño, donde el segundo umbral de tamaño es menor o igual que el primer umbral de tamaño. En algunas realizaciones, el segundo umbral de tamaño es mayor que 10 nanómetros y menor que 100 micrómetros. El atomizador 340 puede incluir un nebulizador. El atomizador 340 puede estar configurado para aumentar la velocidad de la medicación 326 en una dirección hacia la abertura de salida 304. En algunas realizaciones, el atomizador 340 incluye un elemento piezoeléctrico configurado para generar gotitas a partir de la medicación 326. El elemento piezoeléctrico puede hacer que vibre una malla vibratoria para generar las gotitas. La malla vibratoria puede tener microagujeros dimensionados del orden de aproximadamente 1 micrómetro a 10 micrómetros, de manera que la oscilación de la malla vibratoria genera las gotitas a partir de la medicación 326.

15 El circuito de procesamiento 170 puede controlar el funcionamiento del controlador de flujo 190. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 puede controlar una dosificación de la medicación 326 suministrada por el dispositivo de inhalación portátil 100 controlando el funcionamiento del controlador de flujo 190. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede incluir una base de datos de dosificaciones que mapea una duración de la acción del controlador de flujo 190 a valores de dosificación. El controlador de flujo 190 puede estar configurado para aplicar una presión predeterminada basándose en una señal de control recibida desde el circuito de procesamiento 170. El circuito de procesamiento 170 puede recibir o determinar un valor de dosificación, recuperar una duración correspondiente del funcionamiento desde la base de datos de dosificaciones, generar una señal de flujo que indica la duración del funcionamiento y transmitir la señal de flujo al controlador de flujo 190 para hacer que dicho controlador de flujo 190 funcione durante el período de tiempo seleccionado. Se apreciará que una dosificación dispensada por el dispositivo de inhalación portátil 100 puede ser una función de la presión aplicada por el controlador de flujo 190 y de un período de tiempo durante el que el controlador de flujo 190 aplica la presión. El circuito de procesamiento 170 puede estar adicional o alternativamente configurado para controlar una presión emitida por el controlador de flujo 190 a fin de hacer que la dosificación deseada se dispense desde el dispositivo de inhalación portátil 100.

30 El circuito de procesamiento 170 puede controlar el funcionamiento del atomizador 340. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede transmitir una señal de control al atomizador 340 para hacer que dicho atomizador 340 funcione (p. ej., genere gotitas a partir de la medicación 326 y/o aumente la velocidad de la medicación en una dirección hacia la abertura de salida 304). En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para hacer que el atomizador 340 funcione durante un período de tiempo predeterminado correspondiente al funcionamiento del controlador de flujo 190. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede iniciar el funcionamiento del controlador de flujo 190 en un primer momento e iniciar el funcionamiento del atomizador 340 en un segundo momento, no más tarde que un primer retardo de tiempo posterior al primer momento. Como tal, el circuito de procesamiento 170 puede asegurar que el atomizador 340 está funcionando cuando se ha impulsado la medicación 326 desde el componente de almacenamiento de medicación 150 hasta el atomizador 340 a través del canal de medicación 330 mediante el controlador de flujo 190. En algunas realizaciones, el primer retardo de tiempo corresponde a un período de tiempo requerido para que la medicación 326 fluya desde el componente de almacenamiento de medicación 150 hasta el atomizador 340. El circuito de procesamiento 170 puede hacer que termine el funcionamiento del atomizador 340 en un tercer momento posterior al primer momento mediante un segundo retardo de tiempo. El segundo retardo de tiempo puede corresponder a una duración requerida por el atomizador 340 para generar gotitas a partir de la medicación 326 de la dosificación deseada. En diversas realizaciones, controlando la temporización del funcionamiento del controlador de flujo 190 y del atomizador 340, el circuito de procesamiento 170 puede hacer que el dispositivo de inhalación portátil 100 dispense dosificaciones de medicación precisas. Al menos uno del primer retardo de tiempo o del segundo retardo de tiempo puede corresponder a una función de al menos una de: (1) una presión de salida del controlador de flujo 190; (2) una distancia en el canal de medicación 330 desde el componente de almacenamiento de medicación 150 hasta el atomizador 340; y (3) una tasa de atomización del atomizador 340 (p. ej., tasa de dispensación de medicación mediante el atomizador 340).

55 El dispositivo de inhalación portátil 100 incluye un sensor de presión 354. El sensor de presión 354 está acoplado para circulación de fluido al canal lateral 306 a través de una abertura de sensor 352 en un canal de sensor 350. Como se muestra en la figura 4, la abertura de sensor 352 puede estar ubicada en el exterior de la primera trayectoria de flujo 303 del canal de administración 300. En algunas realizaciones, la ubicación de la abertura de sensor 352 mejora la precisión de la presión detectada por el sensor de presión 354, tal como reduciendo el flujo transversal o los efectos turbulentos procedentes del flujo de aire en la primera trayectoria de flujo 303 (p. ej., debido a la inhalación o exhalación). La abertura de sensor 352 puede estar ubicada enrasada con la pared extrema 310, lo que puede reducir la turbulencia en la abertura de sensor 352. El sensor de presión 354 puede ser un sensor de presión diferencial. El sensor de presión 354 puede ser un dispositivo MEMS (sistema microelectromecánico). En algunas realizaciones, el sensor de presión 354 está configurado para emitir una señal de presión que indica la presión en la abertura de sensor 352 (p. ej., un voltaje correspondiente a la presión en la abertura de sensor 352). La presión detectada por el sensor de presión 354 puede indicar un caudal de aire en el canal de administración 300, de manera que el caudal se puede determinar basándose en la presión.

El dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir un canal de derrame 360. El canal de derrame 360 puede acoplar para circulación de fluido el atomizador 340 al componente de almacenamiento de medicación 150. En algunas realizaciones, el canal de derrame 360 incluye una cámara de derrame 362 dispuesta adyacente al atomizador 340, que puede recibir la medicación 326 que no se dispensa a través del atomizador 340 al interior del canal de administración 300. El canal de derrame 360 puede ser independiente del canal de medicación 330, de modo que la medicación no utilizada fluye por el atomizador 340 antes de entrar en el canal de derrame 360 a través de la cámara de derrame 362. En algunas realizaciones, acoplando para circulación de fluido el atomizador 340 al componente de almacenamiento de medicación 150 (p. ej., a lo largo de una trayectoria independiente respecto al canal de medicación 330), el canal de derrame 360 puede reducir la fuerza que se requiere que aplique el controlador de flujo 190 para impulsar la medicación 326 hasta el atomizador 340. Por ejemplo, el aire en el canal de medicación 330 adyacente al atomizador 340 puede ser desplazado a través del canal de derrame 360 de vuelta al interior del componente de almacenamiento de medicación 150 a medida que la medicación 326 sale del componente de almacenamiento de medicación 150 a través del canal de medicación 330 hasta el atomizador 340. En algunas realizaciones, adicional o alternativamente a la cámara de derrame 362, el dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir una válvula de retención configurada para abrir una trayectoria de flujo desde el atomizador 340 a través del canal de derrame 360 hasta el componente de almacenamiento de medicación 150 cuando una presión adyacente al atomizador 340 es mayor que una presión umbral.

En algunas realizaciones, el controlador de flujo 190 incluye un émbolo unido al componente de almacenamiento de medicación 150. El circuito de procesamiento 170 puede controlar el funcionamiento de un accionador de émbolo (p. ej., un accionador lineal) configurado para impulsar el émbolo a través del componente de almacenamiento de medicación 150, que puede impulsar la medicación 326 hacia fuera del componente de almacenamiento de medicación 150. El circuito de procesamiento 170 puede estar configurado para controlar una dosificación de la medicación 326 basándose en la distancia que es impulsado el émbolo.

En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 puede determinar la presión basándose en la señal de presión. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede incluir una tabla de consulta que mapea los valores de voltaje a valores de presión (p. ej., basándose en una calibración predeterminada del sensor de presión 354) y realizar una consulta para recuperar un valor de presión correspondiente a un voltaje de la señal de presión. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para ejecutar una función de calibración (p. ej., una función que mapea voltaje a presión) para convertir el voltaje en el valor de presión.

El circuito de procesamiento 170 puede determinar un caudal de flujo de aire en el canal de administración 300 (p. ej., volumen de aire por unidad de tiempo, tal como litros por minuto) basándose en la presión determinada. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede almacenar una tabla de consulta o un algoritmo que relaciona la presión con el caudal (p. ej., basándose en la calibración del dispositivo de inhalación portátil 100) y puede estar configurado para determinar el caudal por al menos una acción de recuperar de la tabla de consulta el caudal basándose en la presión determinada o ejecutar el algoritmo usando la presión determinada. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 puede determinar el caudal basándose en la señal de presión (p. ej., usando una tabla de consulta o un algoritmo que relaciona los parámetros de las señales de presión, tales como el voltaje, con el caudal). Por ejemplo, determinando el caudal directamente basándose en la señal de presión puede reducir los recursos computacionales necesitados para hacer funcionar el circuito de procesamiento 170 y, así, puede reducir uno o más del tamaño del circuito de procesamiento 170 o de la potencia utilizada por el mismo. Se apreciará que las funciones de calibración que se usan para convertir la presión detectada en caudal pueden relacionar la presión con una o más variables intermedias asociadas con el caudal (p. ej., la velocidad), y el circuito de procesamiento 170 puede estar configurado para recuperar la variable intermedia y calcular el caudal basándose en los parámetros conocidos del dispositivo de inhalación portátil 100, tales como las dimensiones del canal de administración 300.

En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 puede determinar una duración de la inhalación (o la exhalación) basándose en la señal de presión. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede recibir una pluralidad de señales de presión con secuencia temporal (o valores de voltaje, o valores de caudal), comparar cada una de la pluralidad de señales de presión con un umbral de presión y determinar la duración basándose en un período de tiempo durante el que una o más señales de presión son mayores que el umbral de presión.

En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para ejecutar un algoritmo de espirometría, tal como para determinar la(s) característica(s) de la respiración de un usuario del dispositivo de inhalación portátil. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede computarizar un volumen de flujo de aire correspondiente al menos a una de la inhalación o la exhalación por el usuario utilizando una pluralidad de señales de presión. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para detectar una pluralidad de ciclos de flujo de aire (p. ej., combinaciones de ciclos de exhalación y ciclos de inhalación) basándose en las señales de presión y computarizar los parámetros de espirometría, tales como un volumen de flujo de aire a través de los pulmones del usuario y/o una tasa de inhalación y/o exhalación de aire por el usuario (p. ej., velocidad de flujo). El circuito de procesamiento 170 puede computarizar los parámetros de espirometría como un valor medio a través de uno o más ciclos de flujo de aire. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para ejecutar un algoritmo de autocalibración para determinar los parámetros de espirometría, tal como comparando los parámetros de espirometría históricos y/o predeterminados con los valores de parámetro instantáneos.

En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para emitir un indicador de guiado respiratorio. El indicador de guiado respiratorio puede estar configurado para dirigir a un usuario al realizar un ejercicio respiratorio (p. ej., inhalación y/o exhalación) que se puede usar para detectar características respiratorias/de espirometría. El dispositivo de inhalación portátil 100 o un dispositivo electrónico portátil remoto puede incluir un dispositivo de salida (p. ej., pantalla, dispositivo de salida de audio, dispositivo de realimentación háptica, dispositivo de realimentación táctil), y el circuito de procesamiento 170 puede transmitir una señal de control al dispositivo de salida para hacer que dicho dispositivo de salida emita el indicador de guiado respiratorio. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 puede iniciar el almacenamiento y/o análisis de los datos de presión desde el sensor de presión 354 en respuesta a la emisión del indicador de guiado respiratorio. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 puede emitir indicadores de guiado respiratorios modificados en tiempo real basándose en la detección de los datos de presión y determinar si se está realizando apropiadamente un ejercicio respiratorio basándose en los datos de presión. El circuito de procesamiento 170 puede emitir una pluralidad de indicadores de guiado respiratorios para indicar las instrucciones al realizar múltiples etapas en un ejercicio respiratorio. Como un ejemplo ilustrativo, el circuito de procesamiento 170 puede transmitir una primera señal de control para hacer que una pantalla (p. ej., una luz LED o una pantalla) emita un primer color para indicar las instrucciones a un usuario de cómo inhalar del dispositivo de inhalación portátil 100; después de un primer período predeterminado de tiempo (p. ej., basándose en la finalización de un temporizador iniciado en respuesta a la emisión de la primera señal de control), transmitir una segunda señal de control para hacer que la pantalla emita un segundo color para indicar las instrucciones al usuario de cómo exhalar al interior del dispositivo de inhalación portátil 100, y después de un segundo período predeterminado de tiempo, transmitir una tercera señal de control para hacer que la pantalla interrumpa la emisión de un color para indicar las instrucciones al usuario de cómo interrumpir la exhalación.

El circuito de procesamiento 170 puede controlar el funcionamiento de al menos uno del controlador de flujo 190 o del atomizador 340 basándose en una entrada de disparo. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 recibe la entrada de disparo al detectar la inhalación a través del componente de administración de medicación 110. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede monitorizar periódicamente una señal de presión recibida desde el sensor de presión 354 y comparar un valor de presión de la señal de presión con un umbral de disparo. El umbral de disparo puede estar calibrado a un valor de presión correspondiente a una presión mínima asociada con la inhalación típica o esperada por un usuario. En respuesta a determinar que el valor de presión es mayor que el umbral de disparo, el circuito de procesamiento 170 puede iniciar el funcionamiento del controlador de flujo 190 y/o del atomizador 340 para administrar una dosificación de la medicación 326 (que se puede seleccionar como objetivo para el usuario).

En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 recibe la señal de disparo desde un dispositivo de entrada de usuario. Por ejemplo, el dispositivo de inhalación portátil 100 puede incluir un botón, un interruptor u otro dispositivo de entrada de usuario configurado para ser accionado y para transmitir una señal de entrada de usuario en respuesta a su accionamiento. En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 recibe la señal de disparo desde un dispositivo remoto (p. ej., un dispositivo electrónico portátil). Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede recibir la señal de disparo como una transmisión inalámbrica desde el dispositivo electrónico portátil (que puede estar ejecutando una aplicación que proporciona una interfaz de usuario para recibir una entrada de usuario correspondiente a la señal de disparo).

El circuito de procesamiento 170 puede determinar una dosificación de la medicación 326 a administrar por el dispositivo de inhalación portátil 100 basándose en datos de usuario almacenados en una base de datos de usuarios. La base de datos de usuarios puede mapear uno o más usuarios para dosificación. El circuito de procesamiento 170 puede recuperar una dosificación de la base de datos de usuarios basándose en un usuario predeterminado o identificado. Por ejemplo, el dispositivo de inhalación portátil 100 puede estar asociado con un usuario específico.

En algunas realizaciones, el circuito de procesamiento 170 está configurado para determinar una dosificación de la medicación 326 a administrar por el dispositivo de inhalación portátil 100 basándose en los datos de presión detectados por el sensor de presión 354. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 170 puede usar los datos de presión para determinar características de la respiración del usuario (p. ej., características de inhalación y/o exhalación, tales como el volumen de flujo o el caudal), y determinar un estado del usuario basándose en las características determinadas. El circuito de procesamiento 170 puede incluir una base de datos de estados que mapea las características de la respiración para uno o más estados y recuperar un estado desde la base de datos de estados basándose en las características determinadas. Adicional o alternativamente, el circuito de procesamiento 170 puede estar configurado para ejecutar una función de estado para determinar un estado del usuario basándose en las características determinadas de la respiración. En algunas realizaciones, el estado recuperado o determinado puede indicar una dosificación, o el circuito de procesamiento 170 puede ejecutar una función de dosificación para determinar la dosificación basándose en el estado determinado (o recuperar la dosificación desde una base de datos de dosificaciones que mapea los estados para la dosificación). El circuito de procesamiento 170 puede actualizar los datos de usuario en la base de datos de usuarios basándose en los datos de presión (u otros parámetros computarizados usando los datos de presión, tales como características respiratorias/de espirometría), permitiendo que el dispositivo de inhalación portátil 100 actualice la administración de dosificaciones a través de los ciclos de uso.

Aunque las operaciones de procesamiento informático se describen en el presente documento como que las ejecuta el circuito de procesamiento 170 del dispositivo de inhalación portátil 100, se apreciará que diversas operaciones

pueden ejecutarse en un dispositivo de procesamiento remoto, tal como un circuito de procesamiento de un dispositivo electrónico portátil. Por ejemplo, el dispositivo de inhalación portátil 100 puede almacenar una tabla de consulta para valores de dosificación, que puede actualizarse en respuesta a la recepción de una señal de datos de actualización desde el dispositivo electrónico portátil. El dispositivo de inhalación portátil 100 puede estar configurado para transmitir datos sin procesar (p. ej., emitidos desde el sensor de presión 354) al dispositivo electrónico portátil, mientras que el dispositivo electrónico portátil computariza niveles de dosificación, características respiratorias/de espirometría u otros valores que requieren cálculos. Como tal, se pueden reducir el tamaño y/o los recursos informáticos requeridos para el funcionamiento del circuito de procesamiento 170, lo que puede permitir que se reduzca el tamaño, el peso y/o la complejidad del dispositivo de inhalación portátil 100.

Haciendo referencia a las figuras 5A-5C, se muestra una estructura de soporte 400 para el componente de almacenamiento de medicación 150 según una realización de la presente invención. La estructura de soporte 400 incluye la placa 140 y una placa de salida 405. La placa 140 está configurada para soportar el atomizador 340. La placa de salida 405 puede definir una abertura 410 del canal de medicación configurada para recibir medicación 326 desde el componente de almacenamiento de medicación 150 para el flujo a través del canal de medicación 330 (véase la figura 3). El componente de almacenamiento de medicación 150 puede definir una abertura de entrada de flujo de aire 415 configurada para recibir presión de aire desde el controlador de flujo 190. La placa 140 y la placa de salida 405 pueden extenderse más allá de un plano p1 definido por el componente de almacenamiento de medicación 150 (p. ej., tangente a un lado del componente de almacenamiento de medicación 150, opuesto a la abertura de entrada de flujo de aire 415), lo que puede permitir que el canal de medicación 330 se extienda hasta el atomizador 340 a través de un espacio adyacente al componente de almacenamiento de medicación 150. En algunas realizaciones, la estructura de soporte 400 está configurada para ser acoplada de modo extraíble a la estructura de soporte 160, lo que puede facilitar que se añada nueva medicación al componente de almacenamiento de medicación 150.

Haciendo referencia a la figura 6, se muestra un dispositivo de inhalación portátil 600 según una realización de la presente invención. El dispositivo de inhalación portátil 600 puede incorporar propiedades del dispositivo de inhalación portátil 100, y el dispositivo de inhalación portátil 100 puede realizar diversas funciones descritas con referencia al dispositivo de inhalación portátil 600, y viceversa. El dispositivo de inhalación portátil 600 incluye un componente de administración de medicación 604 y un cuerpo 608 acoplado con el componente de administración de medicación 604. El componente de administración de medicación 604 define una abertura de salida 612 a través de la que el componente de administración de medicación 604 puede administrar medicación (p. ej., administrar medicación almacenada en el cuerpo 608). El componente de administración de medicación 604 puede ser una boquilla.

El dispositivo de inhalación portátil 600 puede tener un factor de forma relativamente pequeño, facilitando la portabilidad y la facilidad de uso. Por ejemplo, el dispositivo de inhalación portátil 600 puede definir una altura h1 de aproximadamente 127 mm (p. ej., 127 mm; mayor o igual que 90 mm y menor o igual que 150 mm; mayor o igual que 110 mm y menor o igual que 140 mm; mayor o igual que 120 mm y menor o igual que 135 mm), una longitud l1 de aproximadamente 45 mm (p. ej., mayor o igual que 20 mm y menor o igual que 70 mm; mayor o igual que 30 mm y menor o igual que 60 mm; mayor o igual que 40 mm y menor o igual que 50 mm) y una anchura w1 de aproximadamente 30 mm (p. ej., mayor o igual que 10 mm y menor o igual que 50 mm; mayor o igual que 20 mm y menor o igual que 40 mm; mayor o igual que 25 mm y menor o igual que 35 mm).

Haciendo referencia a la figura 7, se muestra una vista en despiece ordenado del dispositivo de inhalación portátil 600 según una realización de la presente invención. El dispositivo de inhalación portátil 600 incluye una cubierta 704 del cuerpo 608, a la que puede estar acoplada una tapa extrema 708. El dispositivo de inhalación portátil 600 incluye un circuito de procesamiento 712. El circuito de procesamiento 712 puede ser similar al circuito de procesamiento 170. El circuito de procesamiento 712 puede incluir o estar acoplado con un *driver* 716. El *driver* 716 puede controlar el funcionamiento de un atomizador 760 (p. ej., controlando el funcionamiento del controlador de flujo 812 descrito más adelante con referencia a la figura 8). El dispositivo de inhalación portátil 600 incluye un suministro de energía 720, que el circuito de procesamiento 712 puede usar para controlar el funcionamiento del atomizador 760. Por ejemplo, el *driver* 716 puede adquirir un voltaje de CC de 3 V desde el suministro de energía 720 y aumentarlo hasta el intervalo apropiado para que lo use el controlador de flujo 812 o el atomizador 760 (p. ej., de -50 V a 50 V).

El dispositivo de inhalación portátil 600 incluye una estructura de soporte 724 que soporta un cartucho de medicación 752. La estructura de soporte 724 puede incluir una primera base 728 acoplada con un sensor de presión 732. Un primer tubo 736 (p. ej., canal) puede conectar el controlador de flujo 812 con el cartucho de medicación 752. Un segundo tubo 740 (p. ej., canal) puede conectar el sensor de presión 732 con el componente de administración de medicación 604. Un tercer tubo 744 (p. ej., canal) puede conectar el cartucho de medicación 752 con el atomizador 760. Los tubos 736, 740, 744 pueden estar conformados para acoplar los componentes correspondientes, al tiempo que permiten un factor de forma compacto para el dispositivo de inhalación portátil 600.

La estructura de soporte 724 puede incluir una segunda base 748 que puede estar adyacente al cartucho de medicación 752, entre el cartucho de medicación 752 y la primera base 728. Una cubierta de cartucho 756 puede estar adyacente al cartucho de medicación 752 en un lado opuesto del cartucho de medicación 752 desde la segunda base 748, tal como para funcionar como una tapa de dicho cartucho de medicación 752. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil 600 incluye una tapa 780 que puede acoplarse con la cubierta de cartucho 756 para sellar el cartucho de medicación 752.

El dispositivo de inhalación portátil 600 incluye un atomizador 760. El atomizador 760 puede controlar el flujo de medicación desde el cartucho de medicación 752 al interior del componente de administración de medicación 604. En algunas realizaciones, el atomizador 760 incluye un elemento piezoeléctrico 764, tal como un disco piezoeléctrico, y una malla 768. El atomizador 760 puede incluir un imán 772.

- 5 El dispositivo de inhalación portátil 600 puede incluir una tercera base 776. La tercera base 776 puede conectar el atomizador 760 con el componente de administración de medicación 604, tal como para permitir que la medicación emitida desde el atomizador 760 entre en el componente de administración de medicación 604. La tercera base 776 puede conectar el componente de administración de medicación 604 con el sensor de presión 732 a través del segundo tubo 740.
- 10 En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil 600 incluye un elemento de interfaz de usuario 784. El elemento de interfaz de usuario 784 puede incluir al menos uno del dispositivo de entrada de usuario (p. ej., botón, interruptor) o una luz (p. ej., luz LED). El elemento de interfaz de usuario 784 puede recibir una entrada de usuario, tal como un apriete de botón, y transmitir la entrada de usuario al circuito de procesamiento 712, tal como para recibir instrucciones a fin de encender el dispositivo de inhalación portátil 600.
- 15 Haciendo referencia a la figura 8, se muestra una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil 600 según una realización de la presente invención. Como se muestra en la figura 8, el componente de administración de medicación 604 define un respiradero 804. El respiradero 804 puede permitir que el aire impulsado mediante el componente de administración de medicación 604 salga a través del respiradero 804, tal como cuando un usuario sopla hacia el interior del componente de administración de medicación 604.
- 20 La tercera base 776 puede definir una abertura de sensor 808. La abertura de sensor 808 acopla para circulación de fluido el componente de administración de medicación 604 con el segundo tubo 740 y el sensor de presión 732. Por ejemplo, el sensor de presión 732, basándose en los cambios correspondientes de presión de aire en el segundo tubo 740, puede detectar cambios de presión de aire en el componente de administración de medicación 604, tal como cuando un usuario sopla hacia el interior del componente de administración de medicación 604.
- 25 El dispositivo de inhalación portátil 600 puede incluir un controlador de flujo 812, tal como un microsoplador. El *driver* 716 puede controlar el controlador de flujo 812. El controlador de flujo 812 puede aplicar presión sobre el aire en el primer tubo 736 para impulsar el aire y aplicar presión sobre la medicación en el cartucho de medicación 752, de modo que se impulsa la medicación hacia fuera del cartucho de medicación 752 al interior del tercer tubo 744 y al atomizador 760. El *driver* 716 puede hacer que el atomizador 760 transforme la medicación en una neblina 912 para su emisión a través del componente de administración de medicación 604.
- 30

Haciendo referencia a continuación a la figura 9, se muestra una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil 600, en la que dicho dispositivo de inhalación portátil 600 está funcionando en un modo de administración de medicación 900 según una realización de la presente invención. En el modo de administración de medicación 900, el circuito de procesamiento 712 hace que el controlador de flujo 812 impulse el aire 904 al interior del cartucho de medicación 752. La presión resultante aplicada por el aire 904 sobre la medicación 908 en el cartucho de medicación 752 hace que la medicación 908 fluya a través del tercer tubo 744 y al atomizador 760.

35

Haciendo referencia a continuación a la figura 10, se muestra una vista en corte del dispositivo de inhalación portátil 600, en la que dicho dispositivo de inhalación portátil 600 está funcionando en un modo de medición 1000 según una realización de la presente invención. Por ejemplo, el aire 1004 recibido desde un usuario (p. ej., soplado por el usuario hacia el interior de la abertura de salida 612) puede fluir a través del componente de administración de medicación 604 y al interior del segundo tubo 740 a través de la abertura de sensor 808 hasta el sensor de presión 732, de modo que dicho sensor de presión 732 puede detectar datos de presión relativos al aire 1004 recibido desde el usuario. Parte del aire 1004 puede salir del componente de administración de medicación 604 a través del respiradero 804.

40

Haciendo referencia a la figura 11, se muestra una vista detallada del componente de administración de medicación 604 según una realización de la presente invención. El componente de administración de medicación 604 incluye un difusor 1104 que se extiende entre la abertura de salida 612 y la tercera base 776. El difusor 1104 puede proporcionar comunicación de fluido entre la abertura de salida 612, el respiradero 804, la abertura de sensor 808 y el atomizador 760. El difusor 1104 puede definir una superficie de difusor 1104 que se extiende desde la abertura de salida 612 hasta el respiradero 804. La superficie de difusor 1104 puede aumentar de diámetro y/o área en sección transversal desde la abertura de salida 612 hasta el respiradero 804. Por ejemplo, la superficie de difusor 1104 puede ser una superficie cónica que aumenta de diámetro desde la abertura de salida 612 hasta el respiradero 804, lo que puede reducir la presión en el difusor 1104 desde la abertura de salida 612 hasta el respiradero 804 (y la abertura de sensor 808 y el atomizador 760).

45

50

Haciendo referencia adicionalmente a la figura 7, el circuito de procesamiento 712 se puede usar para controlar el funcionamiento de los componentes del dispositivo de inhalación portátil 600 para realizar una nebulización con dosis de pulso. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 712 puede hacer que las dosis de medicación se administren durante la inhalación por un usuario, que puede bajar el tamaño de dosificación requerido por tratamiento. Por ejemplo, una ampolla de albuterol típica para su nebulización puede tener 2,5 mg por ml; sin embargo, la presente solución

55

puede realizar la nebulización con dosis de pulso para emitir dosis de aproximadamente 0,2 mg por tratamiento, aumentando la vida útil del cartucho de medicación 604 y de la medicación en su interior. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 712 se puede usar para realizar la nebulización con dosis de pulso al hacer que la medicación se administre en respuesta a la detección de inhalación, tal como administrar la medicación solamente durante la inhalación, permitiendo que el cartucho de medicación 604 lleve múltiples dosis (p. ej., cinco dosis) y mitigando por lo tanto la necesidad de reemplazar el cartucho de medicación 604 a continuación de cada tratamiento. En algunas realizaciones, el cartucho de medicación 604 almacena un tratamiento para la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), tal como un tratamiento de albuterol y bromuro de ipratropio (p. ej., DUONEB). El agravamiento de la EPOC pueden dar como resultado a menudo la hospitalización; al usar la nebulización con dosis de pulso, el circuito de procesamiento 712 puede reducir el volumen de medicación que se tiene que administrar al usuario, reduciendo la probabilidad de que dicho usuario no tenga acceso a medicación suficiente cuando se presenta un agravamiento de la EPOC.

Haciendo referencia a la figura 12, el circuito de procesamiento 712 puede usar datos de presión recibidos desde el sensor de presión 732 para realizar mediciones de espirometría. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 712 puede convertir datos de presión recibidos en datos de volumen (p. ej., flujo volumétrico), tal como basándose en una función de calibración como se ha descrito anteriormente. El circuito de procesamiento 712 puede calcular una medición 1204, tal como el volumen como una función del tiempo. Basándose en la medición 1204, el circuito de procesamiento 712 puede calcular parámetros tales como el volumen espiratorio máximo (FEV) en un segundo (FEV1) 1208. El FEV1 puede representar el volumen soplado hacia el interior del dispositivo de inhalación portátil 600 desde un primer momento en el que el circuito de procesamiento 712 detecta que se está soplando aire hacia el interior del dispositivo de inhalación portátil 600 basándose en los datos de presión hasta un segundo después del primer momento. El circuito de procesamiento 712 puede calcular la capacidad vital máxima (FVC) 1212 como la cantidad total de aire soplado hacia el interior del dispositivo de inhalación portátil 600 (p. ej., empezando desde el primer momento). El circuito de procesamiento 712 puede calcular la relación entre FEV1 y FVC. El circuito de procesamiento 712 puede usar los datos del FEV1 para monitorizar con más precisión la respiración del usuario (p. ej., en comparación con el flujo pico, que puede depender del esfuerzo realizado por el usuario), tal como para poner los datos del FEV1 en correlación con otros parámetros relativos a la salud del individuo, tal como para generar una correlación que permita que el FEV1 se use como un predictor de la salud del individuo.

El circuito de procesamiento 712 puede usar los datos de volumen para generar un bucle de volumen de flujo 1216 que indica el caudal (p. ej., l/s) como una función del volumen (p. ej., l). Por ejemplo, el circuito de procesamiento 712 puede identificar la espiración 1220 y la inspiración 1224 por el usuario. El circuito de procesamiento 712 puede calcular parámetros tales como el flujo espiratorio pico (PEF), el flujo medioespiratorio máximo (MEF), el flujo espiratorio máximo (FEF) en diversos puntos clave (p. ej., FEF_{25%}, indicando el 25 por ciento del volumen espirado total; FEF_{50%}, indicando el 50 por ciento del volumen espirado total; FEF_{75%}, indicando el 75 por ciento del volumen espirado total) y el flujo inspiratorio máximo en diversos puntos clave (p. ej., FIF_{25%}, indicando el 25 por ciento del volumen inspirado total; FIF_{50%}, indicando el 50 por ciento del volumen inspirado total; FIF_{75%}, indicando el 75 por ciento del volumen inspirado total). El circuito de procesamiento 712 puede mantener una base de datos de esta información para el usuario, tal como para permitir un análisis longitudinal relativo a los datos de espirometría.

El circuito de procesamiento 712 puede generar un gráfico 1228 que compara los datos de espirometría con otras variables distintas. Por ejemplo, el circuito de procesamiento 712 puede generar el gráfico 1228 para comparar un flujo pico 1232 con un parámetro 1236 del índice de calidad del aire (AQI). El circuito de procesamiento 712 puede recibir los datos del parámetro AQI desde una fuente remota (p. ej., a través de electrónica de comunicación como se ha descrito con referencia al circuito de procesamiento 170). El circuito de procesamiento 712 puede recibir datos de parámetro relativos a parámetros tales como contaminación, temperatura, humedad, índice de polen y ubicación, y ejecutar una correlación para determinar una relación entre los parámetros y los datos de espirometría.

Haciendo referencia a la figura 13, se muestra un sistema de monitorización de individuos 1300 según una realización de la presente invención. El sistema de monitorización de individuos 1300 puede incluir un dispositivo de inhalación portátil 1304 (p. ej., el dispositivo de inhalación portátil 100, el dispositivo de inhalación portátil 600) y un dispositivo electrónico remoto 1308. El dispositivo electrónico remoto 1308 puede ser un dispositivo electrónico portátil o un servidor que comunica con el dispositivo de inhalación portátil 1304 (lo que puede incluir usar un dispositivo electrónico portátil como un intermediario entre el dispositivo de inhalación portátil 1304 y el dispositivo electrónico remoto 1308). El dispositivo electrónico remoto 1308 puede incluir un circuito de procesamiento 1312, una interfaz de usuario 1316 y un circuito de comunicaciones 1320. El circuito de procesamiento 1312 puede ser similar a los circuitos de procesamiento 170, 712 y realiza funciones descritas con referencia a los mismos, tales como calcular datos de volumen basándose en datos de presión y comparar los datos de volumen con parámetros tales como contaminación, temperatura, humedad, índice de polen y ubicación (p. ej., recibidos por el circuito de comunicaciones 1320 a través de una fuente de datos remota 1324, tal como Internet). La interfaz de usuario 1316 puede recibir una entrada de usuario y presentar información relativa al funcionamiento del sistema de monitorización de individuos 1300. La interfaz de usuario 1300 puede incluir uno o más dispositivos de entrada de usuario, tales como botones, diales, cursores o teclas, para recibir entradas de un usuario. La interfaz de usuario 1300 puede incluir uno o más dispositivos de visualización (p. ej., pantallas OLED, LED, LCD, CRT), altavoces, dispositivos de realimentación táctil u otros dispositivos de salida para proporcionar información a un usuario. El circuito de comunicaciones 1320 puede incluir interfaces alámbricas o inalámbricas (p. ej., enchufes hembra, antenas, transmisores, receptores, transeptores,

terminales alámbricos, etc.) para efectuar comunicaciones de datos con diversos sistemas, dispositivos o redes. Por ejemplo, el circuito de comunicaciones 1320 puede incluir una tarjeta Ethernet y un puerto para enviar y recibir datos a través de una red de comunicaciones con base Ethernet. El circuito de comunicaciones 1320 puede incluir un transceptor wifi para comunicarse a través de una red de comunicaciones inalámbrica. El circuito de comunicaciones 1320 puede comunicarse a través de redes de área local (p. ej., una LAN de edificio), redes de área extensa (p. ej., Internet, una red celular) y/o efectuar comunicaciones directas (p. ej., NFC, Bluetooth). En algunas realizaciones, el circuito de comunicaciones 1320 puede efectuar comunicaciones alámbricas y/o inalámbricas. Por ejemplo, el circuito de comunicaciones 1320 puede incluir uno o más transceptores inalámbricos (p. ej., un transceptor wifi, un transceptor Bluetooth, un transceptor NFC, un transceptor celular). En algunas realizaciones, el dispositivo electrónico remoto 1308 incluye un sensor de posición 1332 (p. ej., sensor GPS, acelerómetro), que puede proporcionar datos de posición al circuito de procesamiento 1312, que dicho circuito de procesamiento 1312 puede poner en correlación con datos recibidos desde el dispositivo de inhalación portátil 1304.

El circuito de procesamiento 1312 puede mantener una base de datos de usuarios 1328. La base de datos de usuarios 1328 puede incluir datos captados por el dispositivo de inhalación portátil 1304, tales como datos de inspiración y espiración, tales como los descritos con referencia a los cálculos realizados por el circuito de procesamiento 712. La base de datos de usuarios 1328 puede almacenar información de dosificación para el usuario. La base de datos de usuarios 1328 puede almacenar datos de ubicación recibidos desde el sensor de posición 1332 y el circuito de procesamiento 1312 puede mapear los datos de ubicación con otros datos (p. ej., basándose en cuándo se detectaron los otros datos).

El dispositivo electrónico a distancia 1308 puede generar diversas salidas para su presentación a través de la interfaz de usuario 1316. Por ejemplo, haciendo referencia a las figuras 14A y 14B, el dispositivo electrónico remoto 1308 puede presentar una primera interfaz 1404 que puede incluir datos de usuario, tales como nombre, edad y sexo, así como datos de fuente remota, incluyendo datos medioambientales tales como datos del clima y datos de la calidad del aire. El dispositivo electrónico remoto 1308 puede presentar una segunda interfaz 1408, que puede incluir datos de espirometría, tales como un gráfico de flujos pico 1412. El dispositivo electrónico remoto 1308 puede generar el gráfico de flujos pico 1412 basándose en la información recibida desde el dispositivo de inhalación portátil 1304 y/o la información mantenida en la base de datos de usuarios 1328. El dispositivo electrónico remoto 1308 puede presentar una tercera interfaz 1416, que puede incluir datos de espirometría, tales como el gráfico 1228 descrito con referencia a la figura 12. El dispositivo electrónico remoto 1308 puede presentar una cuarta interfaz 1420, que puede incluir datos basados en la ubicación, tales como una indicación de la calidad 1428 del aire en una ubicación particular. Como se muestra en la figura 14, el circuito de procesamiento 1312 puede calcular una dosificación recomendada basándose en la calidad del aire y generar la cuarta interfaz 1420 para incluir una recomendación 1432 relativa a la dosificación recomendada. El circuito de procesamiento 1312 puede determinar una relación entre los datos de espirometría y los datos medioambientales, tal como para generar la tercera interfaz 1416.

Haciendo referencia a la figura 15, se muestra un método 1500 (no reivindicado) para hacer funcionar un dispositivo de inhalación portátil. El dispositivo de inhalación portátil 100, descrito con referencia a las figuras 1-5C, y/o el dispositivo de inhalación portátil 600, descrito con referencia a las figuras 6-14, pueden realizar el método 1500. Un dispositivo remoto (p. ej., dispositivo electrónico portátil, servidor remoto) puede realizar procesos computacionales ejecutados como parte del método 1500.

En 1505, se recibe (o genera) una señal de disparo. La señal de disparo puede recibirse basándose en una señal de presión que indica que se está realizando una inhalación en un componente de administración de medicación del dispositivo de inhalación portátil. Por ejemplo, un valor de presión indicado por la señal de presión se puede comparar con un umbral de disparo asociado con la inhalación, y si el valor de presión es mayor que el umbral de disparo, puede recibirse (o generarse) la señal de disparo. En algunas realizaciones, la señal de disparo se recibe basándose en una entrada de usuario. En algunas realizaciones, la señal de disparo se recibe como una señal de control desde un dispositivo remoto.

En 1510, se determina una dosificación de medicación. La dosificación se puede determinar recuperando la dosificación de una tabla de consulta en una base de datos de usuarios. La dosificación se puede determinar basándose en las características respiratorias/de espirometría de un usuario determinadas basándose en los datos de presión. En algunas realizaciones, la base de datos de usuarios incluye una dosificación máxima, que puede no presentarse si los datos de presión se mapearan de otro modo para una dosificación mayor que la dosificación máxima.

En 1515, se activa un controlador de flujo del dispositivo de inhalación portátil basándose en la dosificación determinada. El controlador de flujo se puede activar durante un primer período de tiempo correspondiente a la dosificación. El período de tiempo puede corresponder a una presión aplicada por el controlador de flujo sobre la medicación o un caudal de aire que fluye desde el controlador de flujo al interior de un componente de almacenamiento de medicación del dispositivo de inhalación portátil.

En 1520, se activa un atomizador del dispositivo de inhalación portátil basándose en la dosificación. La activación del atomizador puede incluir generar gotitas a partir de la medicación y/o aumentar la velocidad de la medicación en una dirección hacia una abertura de salida del dispositivo de inhalación portátil. El atomizador se puede activar durante un segundo el período de tiempo correspondiente a la dosificación. El segundo período de tiempo puede corresponder a

un tiempo suficiente para generar gotitas de la dosificación de la medicación y/o dispensar la dosificación de la medicación a través del atomizador hacia la abertura de salida. El atomizador se puede activar después de un primer retardo de tiempo posterior a la activación del controlador de flujo hasta la desactivación al finalizar la segunda duración. El primer retardo de tiempo puede corresponder a un tiempo requerido por la dosificación de la medicación para fluir desde el componente de almacenamiento de medicación hasta el atomizador. La activación del atomizador puede hacer que la medicación se administre a través de la abertura de salida a un paciente.

En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil está configurado para recopilar y/o hacer un seguimiento de los datos de medición de las vías respiratorias antes, durante y/o después del tratamiento. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un módulo de comunicación corta, tal como Bluetooth, que está configurado para recibir los datos de medición de las vías respiratorias antes, durante y después del tratamiento.

En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un oxímetro de pulso integrado para recopilar los niveles de oxígeno en sangre. El oxímetro de pulso integrado puede estar dimensionado y configurado sobre el dispositivo de inhalación portátil de manera que el oxímetro de pulso puede determinar el nivel de oxígeno en sangre de un usuario mientras el usuario está sujetando el dispositivo de inhalación portátil. El dispositivo de inhalación portátil puede estar configurado para recopilar los datos de medición de las vías respiratorias con los niveles de oxígeno en sangre para determinar una correlación entre el estado de las vías respiratorias y los niveles de oxígeno en sangre. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede estar configurado para recibir u obtener mediciones durante todo el día y estas mediciones estarán vinculadas a otras variables específicas en ese momento del tiempo, tales como la ubicación geográfica (urbana frente a rural), los mapas de alergia, la calidad del aire, los recuentos de polen y el clima. En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un sensor de ubicación, tal como un GPS, para determinar la ubicación actual del dispositivo de inhalación portátil. Usando la ubicación obtenida desde el sensor de ubicación, se pueden determinar los valores de las variables específicas para esa ubicación. El almacenamiento de estos datos con el paso del tiempo proporcionará un conocimiento predictivo valioso del estado asmático de la persona (p. ej., el asma empeora durante los momentos en los que los recuentos de polen están por encima de un cierto nivel o la humedad está por encima de un cierto porcentaje). Los datos se pueden evaluar con algoritmos y cálculos propietarios específicos. Esta información puede proporcionar información aplicable que permite a su profesional sanitario tomar decisiones informadas sobre el cuidado de la salud.

En algunas realizaciones, el dispositivo de inhalación portátil puede incluir un cartucho extraíble que almacena medicación. El dispositivo de inhalación portátil puede incluir una trayectoria de fluido desde una ubicación próxima a donde el cartucho extraíble se inserta en el dispositivo de inhalación portátil y el dispositivo piezoeléctrico. Con el uso de un cartucho, existen menos obstáculos para su uso y un cumplimiento mejorado, ya que es más fácil y requiere menos esfuerzo comenzar el proceso de nebulización. La carcasa de cartucho tendrá realimentación háptica táctil en la colocación y la extracción para simplificar más la experiencia.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de inhalación portátil 100, que comprende:
- una tobera que define un canal de administración 300 acoplado con una salida 304 y al menos un respiradero 308;
- 5 un atomizador 340 adyacente al canal de administración 300, estando el atomizador 340 configurado para recibir una medicación y generar gotitas a partir de la medicación para emitir las gotitas generadas desde la salida 304 de la tobera;
- un cartucho de medicación 150 configurado para almacenar la medicación 326, estando el cartucho de medicación 150 acoplado con el atomizador 340 a través de un canal de medicación 330;
- 10 un controlador de flujo 190 configurado para hacer que una fuerza se aplique a la medicación 326 en el cartucho de medicación 150 para impulsar la medicación 326 desde el cartucho de medicación 150 hasta el atomizador 340;
- un circuito de procesamiento 170 configurado para controlar el funcionamiento del controlador de flujo 190 en respuesta a que se satisfaga una condición de disparo;
- en el que el canal de administración 300 aumenta de diámetro desde la salida 304 hacia dicho al menos un respiradero 308; y
- 15 caracterizado por
- una pared extrema 310 que mira al canal de administración 300 y ubicada adyacente al atomizador 340, definiendo la pared extrema 310 un plano situado entre dicho al menos un respiradero 308 y el atomizador 340.
2. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 1, en el que:
- la tobera define una abertura de sensor acoplada con el canal de administración 300; y
- 20 el dispositivo de inhalación portátil 100 incluye un sensor de presión 354 acoplado con la abertura de sensor 352, estando el sensor de presión 354 configurado para detectar una presión asociada con el canal de administración 300 y proporcionar la presión detectada al circuito de procesamiento 170.
3. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 2, en el que:
- 25 el circuito de procesamiento 170 determina la condición de disparo a satisfacer basándose en la comparación de la presión detectada con un umbral de presión.
4. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 2, en el que:
- el circuito de procesamiento 170 calcula un parámetro correspondiente al volumen de aire inspirado o espirado a través de la salida 304 basándose en la presión detectada.
5. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 2, en el que:
- 30 el circuito de procesamiento 170 determina una dosificación de la medicación 326 a administrar basándose en la presión detectada y hace que al menos uno del controlador de flujo 190 o el atomizador 340 funcione durante un período de tiempo correspondiente asociado con la dosificación determinada.
6. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 1, en el que:
- 35 el atomizador 340 incluye un elemento piezoeléctrico, y el circuito de procesamiento 170 controla el funcionamiento del elemento piezoeléctrico en respuesta a que se satisfaga la condición de disparo.
7. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 1, en el que:
- el circuito de procesamiento 170 determina una dosificación de la medicación 326 a administrar recuperando la dosificación de una tabla de consulta basándose en un identificador de un usuario del dispositivo de inhalación portátil 100.
- 40 8. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 1, en el que:
- el circuito de procesamiento 170 hace que el controlador de flujo 190 funcione en respuesta a la detección de inhalación y hace que el controlador de flujo 190 deje de funcionar en respuesta a la detección del final de la inhalación para proporcionar una dosis de pulso de la medicación 326.
9. El dispositivo de inhalación portátil 100 de la reivindicación 1, en el que:

el circuito de procesamiento 170 está configurado para emitir un indicador de guiado respiratorio basándose en los datos de presión detectados por un sensor de presión 354 del dispositivo de inhalación portátil 100.

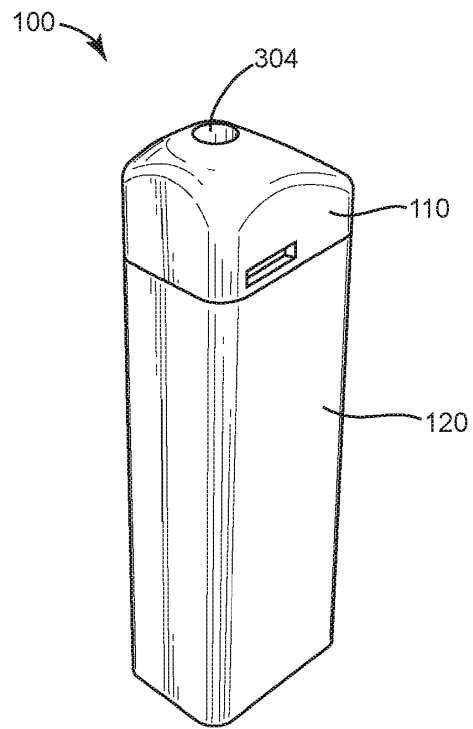


FIG. 1

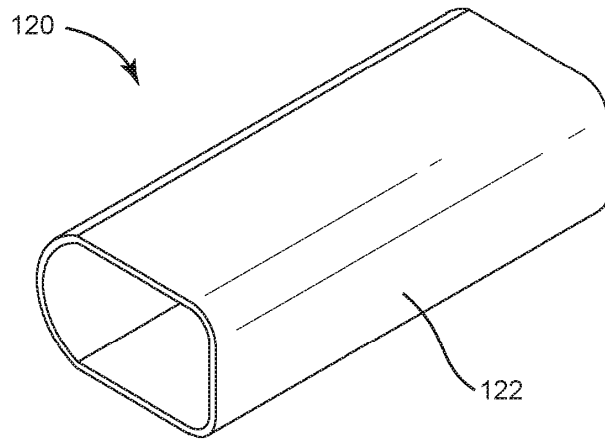


FIG. 2A

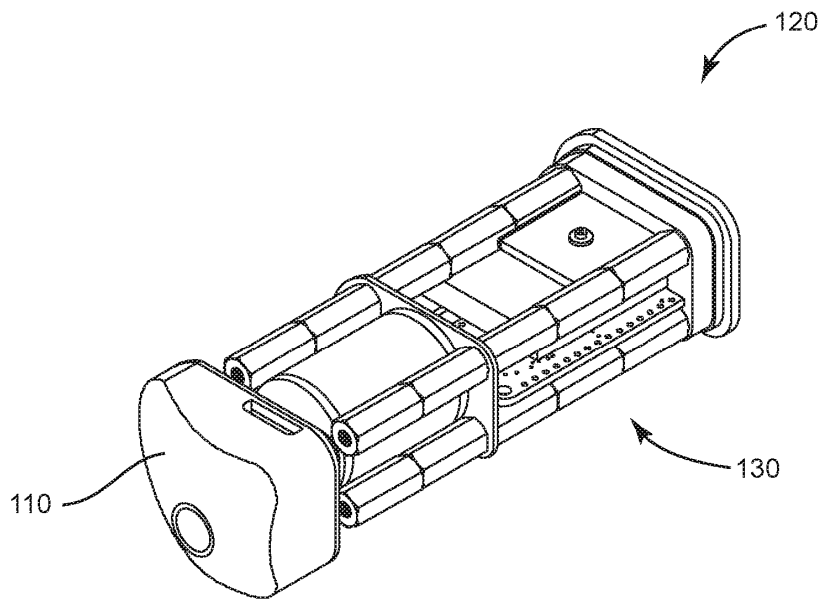


FIG. 2B

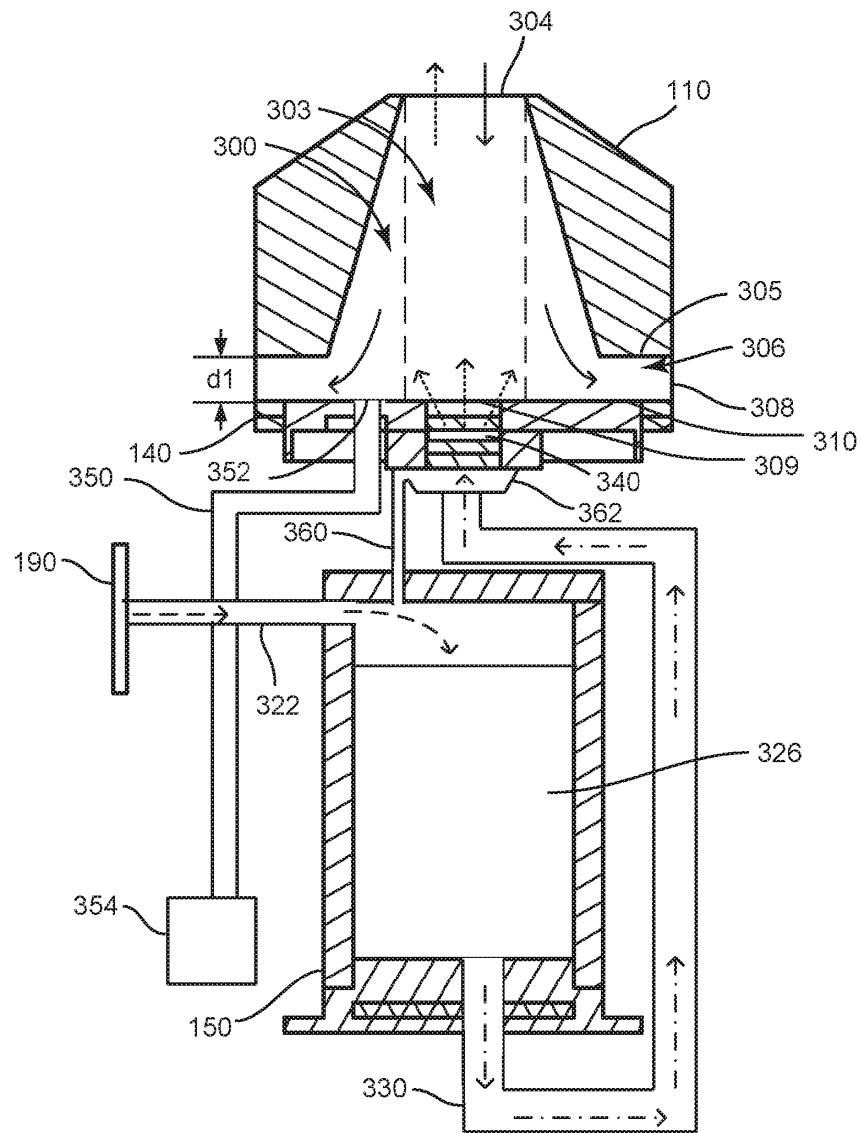


FIG. 4

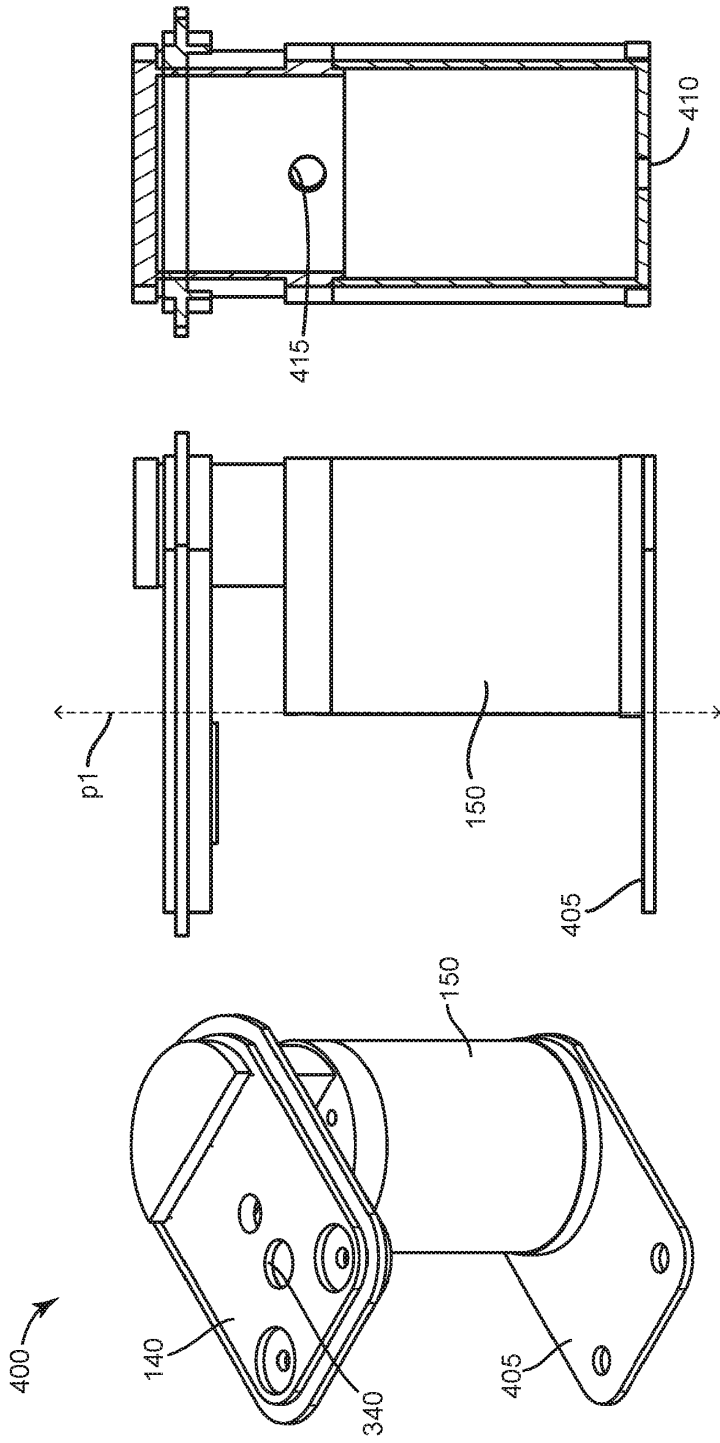


FIG. 5C

FIG. 5B

FIG. 5A

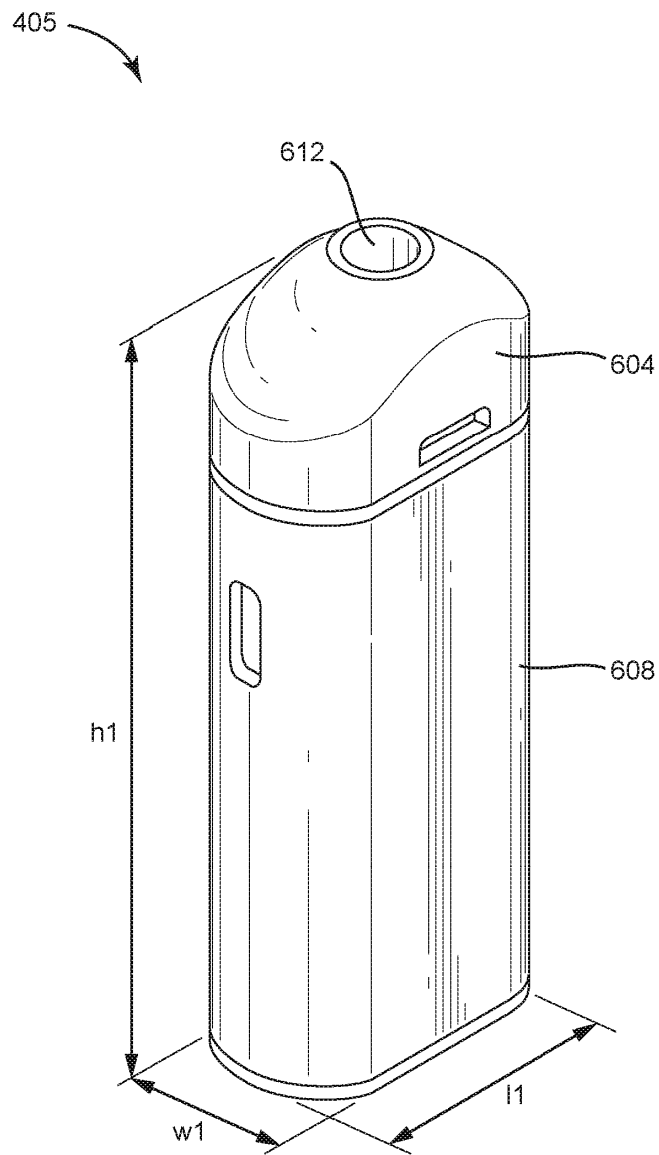


FIG. 6

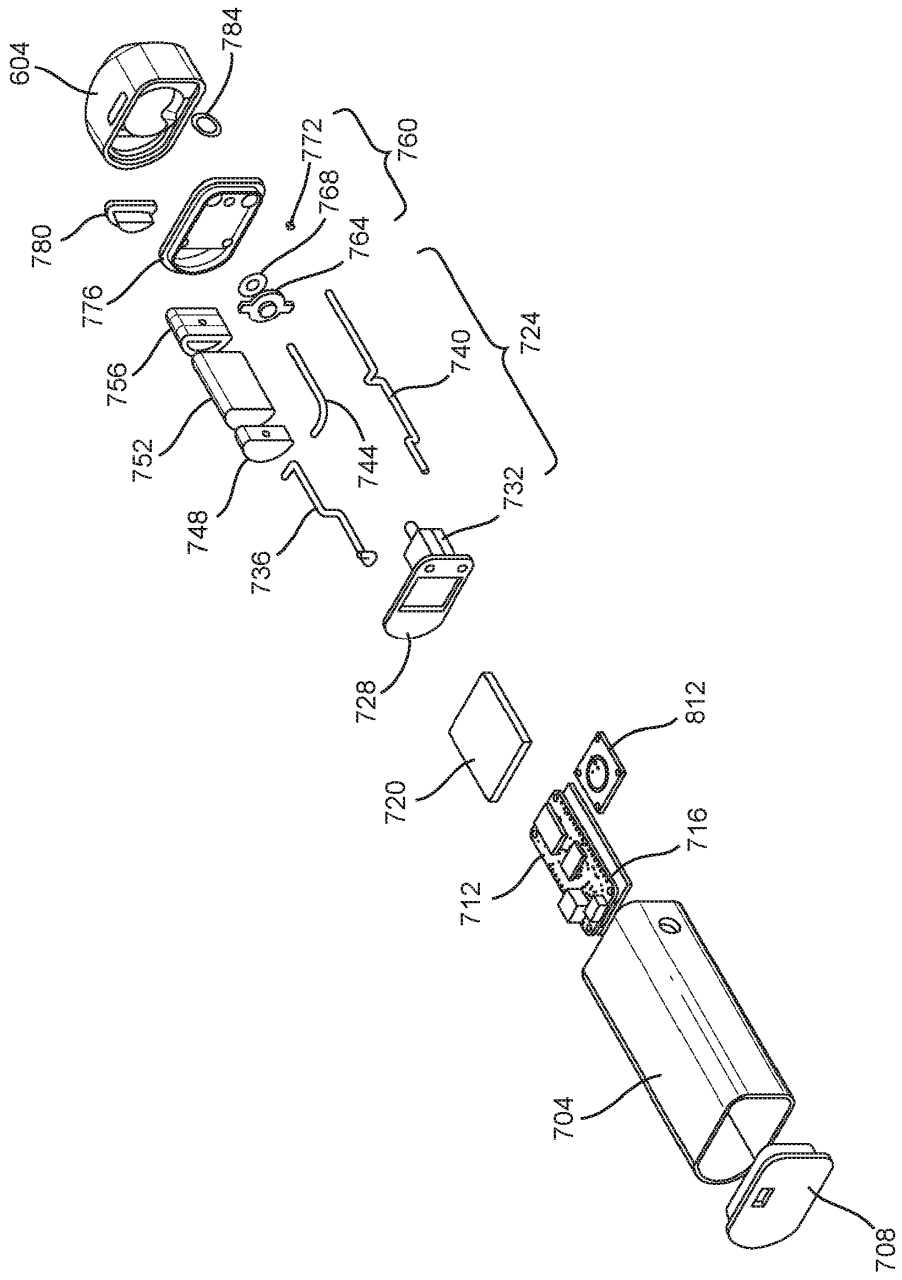


FIG. 7

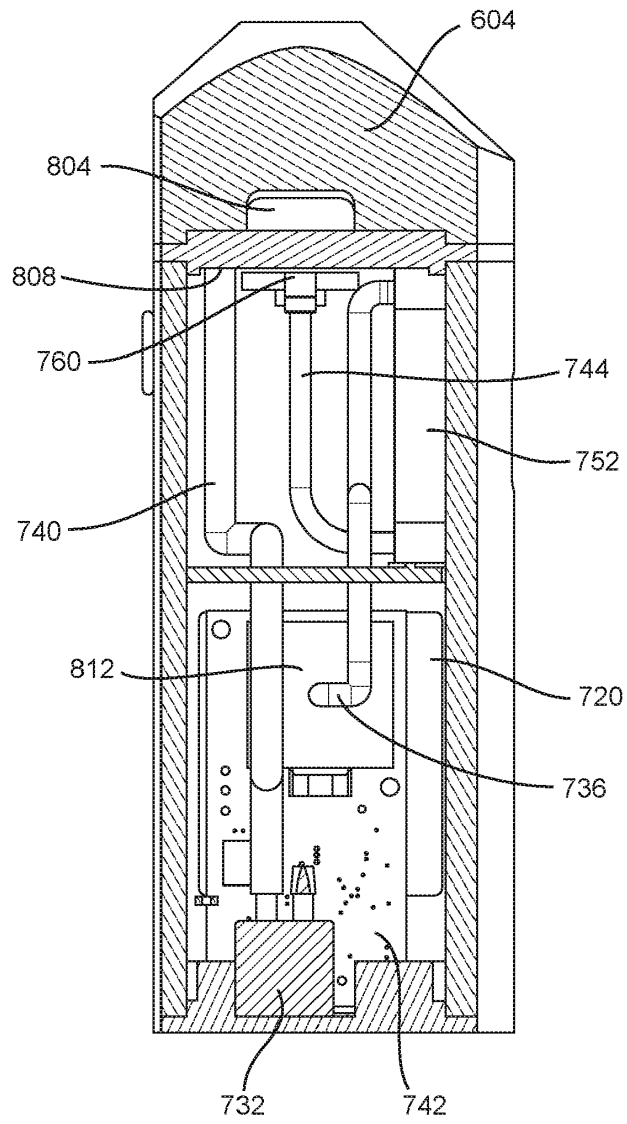


FIG. 8

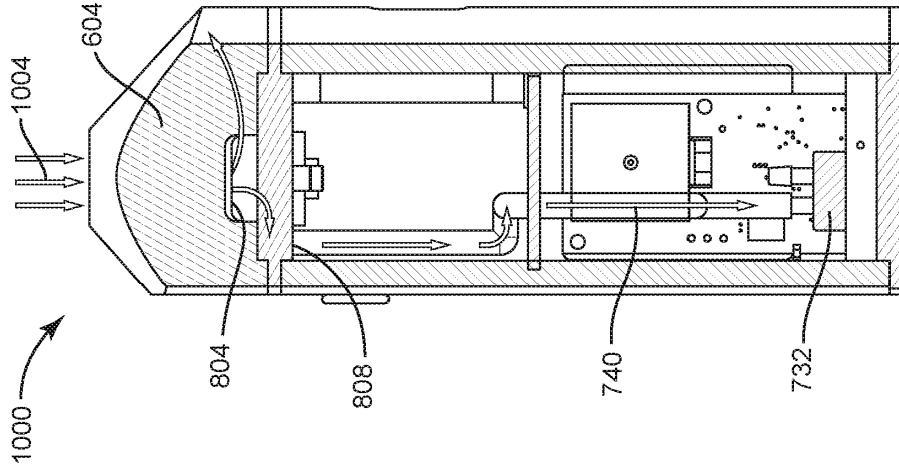


FIG. 10

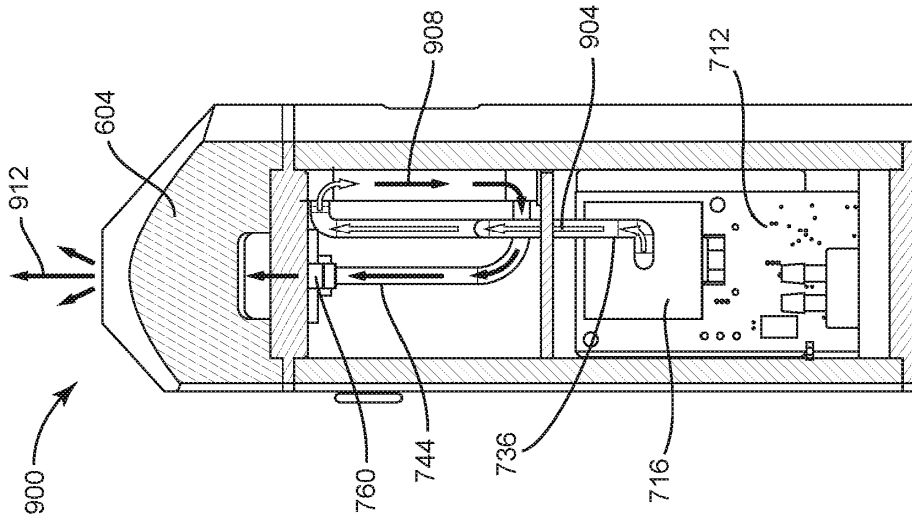


FIG. 9

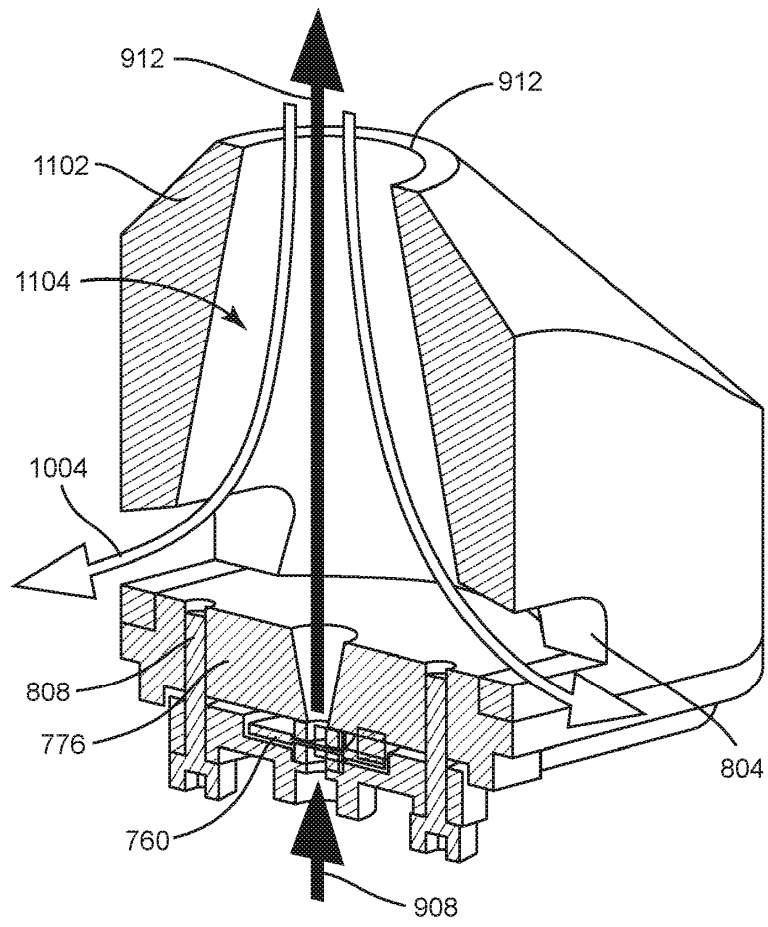


FIG. 11

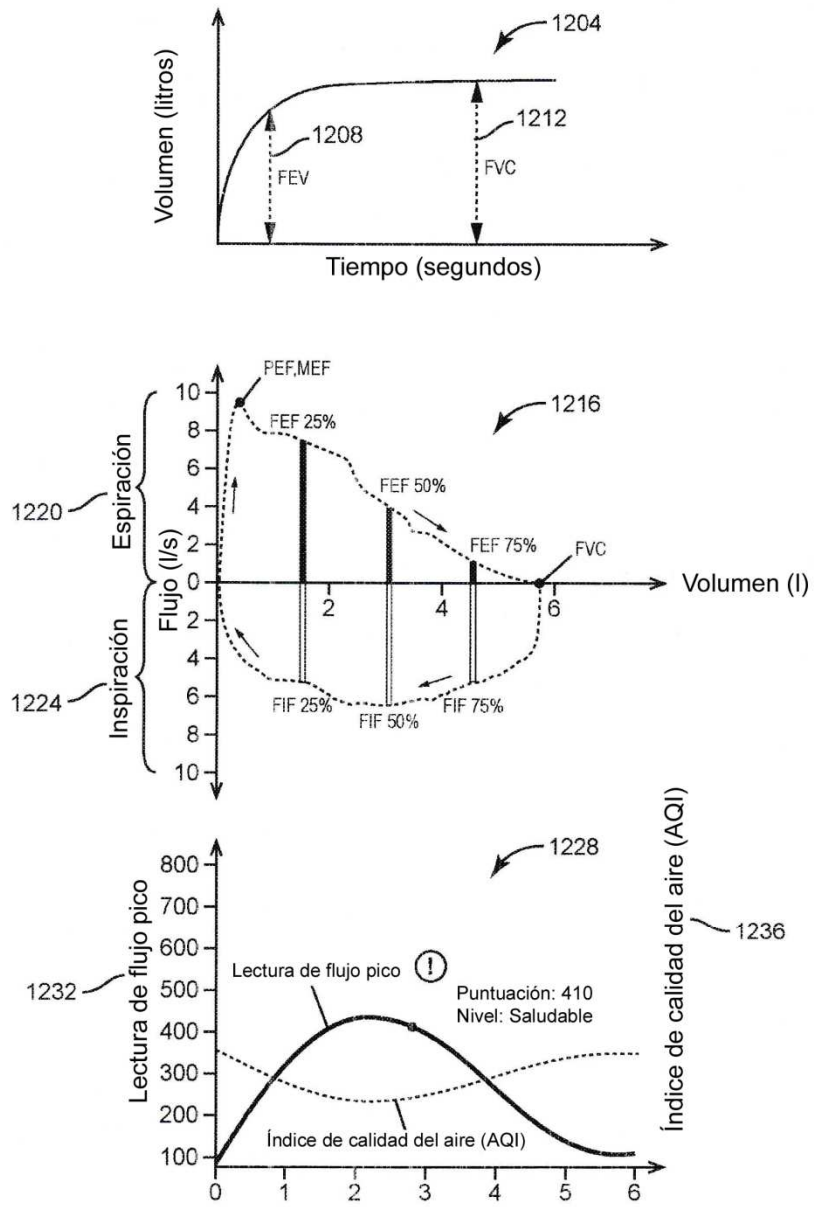


FIG. 12

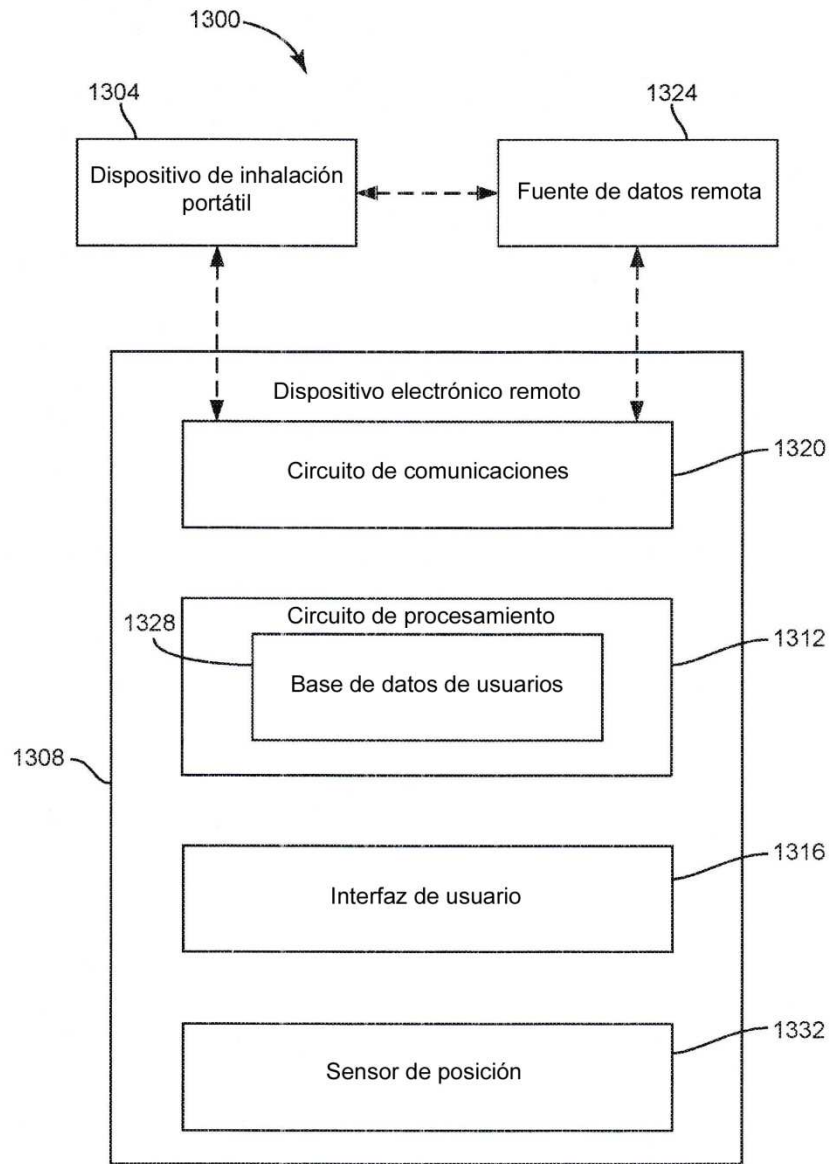
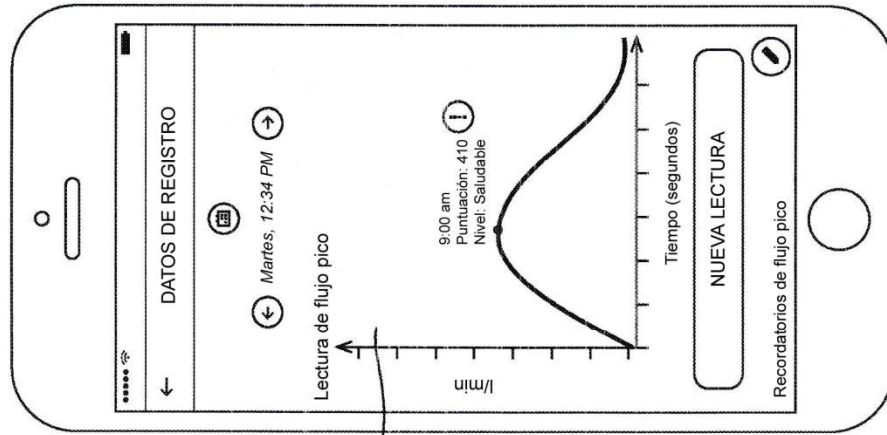
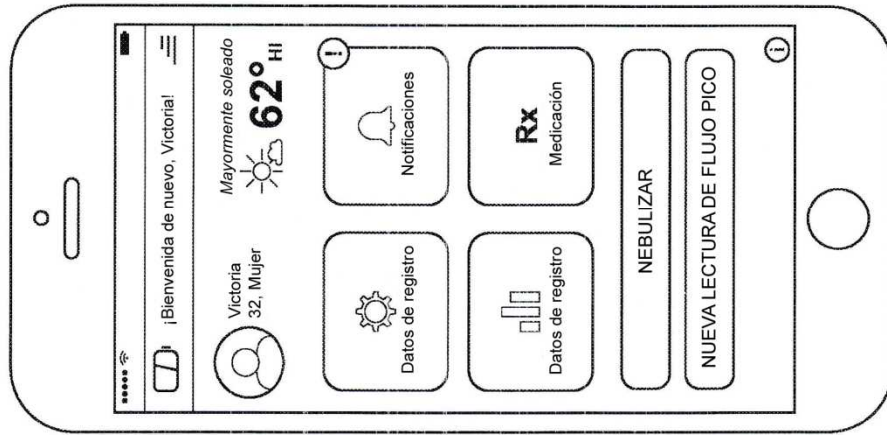


FIG. 13



1408

1412



1404

FIG. 14A

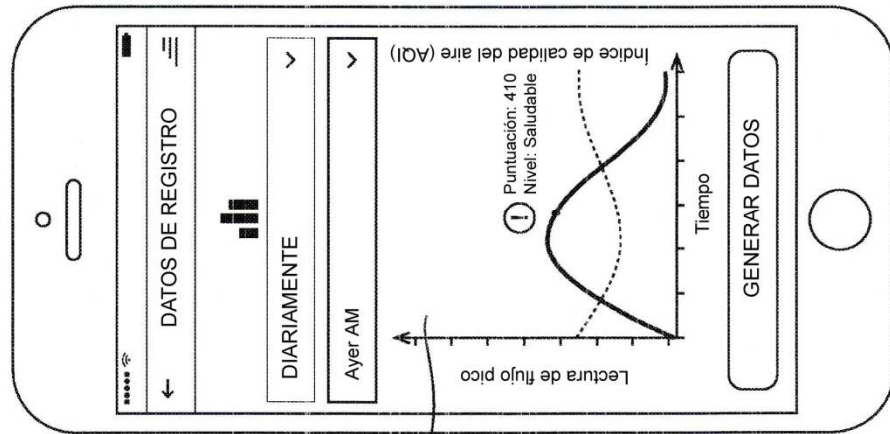
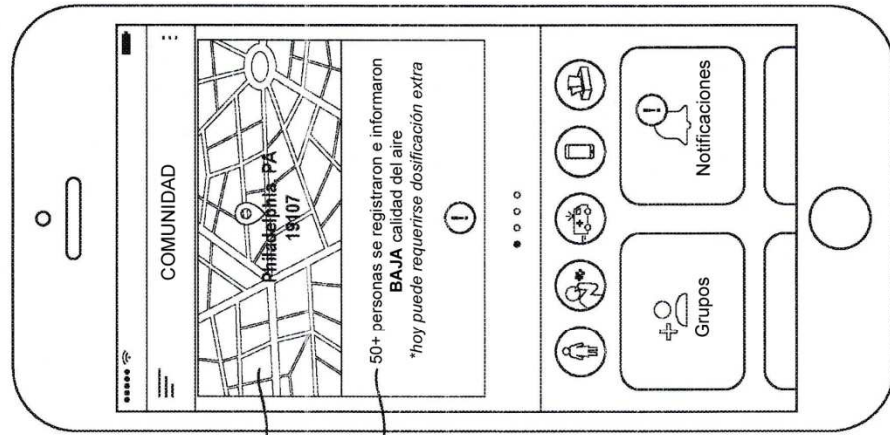


FIG. 14B

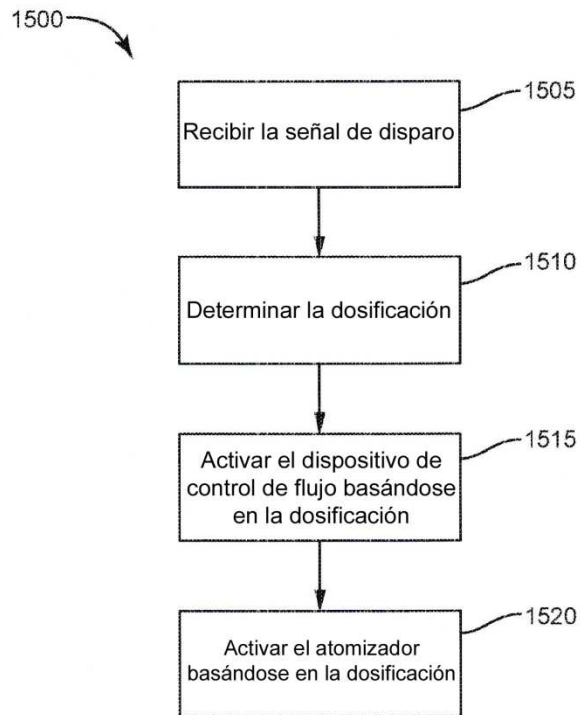


FIG. 15