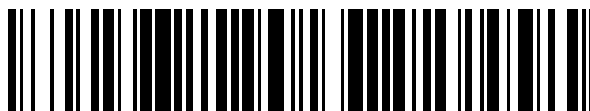


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 385 715**

51 Int. Cl.:
A61M 15/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **05718136 .4**
96 Fecha de presentación: **30.03.2005**
97 Número de publicación de la solicitud: **1732630**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.12.2006**

54 Título: **Inhalador**

30 Prioridad:
02.04.2004 GB 0407627

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
30.07.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
30.07.2012

73 Titular/es:
Vectura Delivery Devices Limited
1 Prospect West
Chippenham, Wiltshire SN14 6FH, GB

72 Inventor/es:
EASON, Stephen William;
NEWTON, Michael Edgar;
CLARKE, Roger William y
SARKAR, Matthew Neil

74 Agente/Representante:
de Elzaburu Márquez, Alberto

ES 2 385 715 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

Inhalador

La presente invención se refiere a un inhalador para el suministro de medicamento en forma de polvo a los pulmones.

5 Tradicionalmente, se han utilizado inhaladores para suministrar medicamento a los pulmones a efectos de tratar enfermedades pulmonares locales, tales como el asma. No obstante, cuando las partículas inhaladas están en el intervalo de 1 a 3 micrómetros, pueden alcanzar el pulmón profundo (alvéolos) y pasar a la corriente sanguínea. Este suministro generalizado de agentes farmacéuticamente activos a la corriente sanguínea a través de los pulmones utilizando un dispositivo de inhalación ha llegado a ser una forma particularmente atractiva de administrar
10 medicamentos a pacientes, muchos de los cuales son reacios a recibir medicamentos a través de una inyección con una aguja. Además, la administración de un medicamento utilizando un inhalador se puede llevar a cabo discretamente y en público sin ninguna de las dificultades conocidas asociadas con las inyecciones con aguja.

Se apreciará que es importante asegurar que el medicamento en polvo se suministra dentro de un intervalo controlado con una cierta precisión del tamaño de partícula, de manera que las partículas alcancen los pulmones y sean absorbidas en la corriente sanguínea. Típicamente, cuando se utiliza un inhalador de polvo seco activo, las
15 partículas son arrastradas en una carga de gas o de aire que las lleva hacia fuera del inhalador y hacia dentro de las vías respiratorias de un paciente. La corriente de aire ayuda asimismo a la desaglomeración y aerosolización de las partículas y ayuda a impedir la deposición de las mismas dentro del dispositivo. Estos aspectos son muy importantes cuando se requiere una gran dosis de partículas finas que se puede repetir.

20 Un inhalador de polvo seco activo puede utilizar una carga de gas comprimido o de aire a efectos de aerosolizar una dosis de medicamento para su inhalación por un usuario. Una dosis de medicamento previamente dosificada está contenida, a menudo, en blísteres individuales y el inhalador incluye, de modo general, medios para acceder a la dosis contenida en un blíster, tales como un elemento de perforación, que se puede accionar cuando el usuario está preparado para inhalar la dosis. El inhalador incluye asimismo un conjunto de válvula, que se puede hacer funcionar
25 o no al respirar, accionable para suministrar una carga de aire comprimido desde una fuente a través del blíster perforado para arrastrar la dosis contenida en el mismo y aerosolizarla de manera que entra en la boca del usuario a través de una boquilla y baja hasta los pulmones.

La presente invención concierne a un inhalador en el que un usuario genera manualmente una carga de aire comprimido en un cilindro dentro del dispositivo cada vez que se utiliza, de manera que la carga se puede liberar
30 posteriormente para aerosolizar y arrastrar una dosis de medicamento con polvo seco. Aunque los inhaladores que incorporan una bomba que permite que el usuario genere manualmente una carga de aire comprimido para la aerosolización de una dosis de medicamento son conocidos, por ejemplo, de los documentos US 5.740.794 y US 5.785.049, los dispositivos descritos en dichos documentos tienen un complicado mecanismo de palancas conectado a la bomba a través de una serie de conexiones para aumentar las ventajas mecánicas del usuario. Además de tener una construcción complicada y consistir en muchos componentes independientes, el mecanismo
35 de palancas y las conexiones ocupan una cantidad considerable de espacio y aumentan por ello el tamaño total del dispositivo.

Se conoce asimismo cómo disponer una bomba accionada manualmente, por ejemplo una bomba de bicicleta, para generar una carga de aire comprimido, trabajando la bomba para comprimir el aire en ambas direcciones de su
40 carrera. No obstante, este tipo de bomba tiene asimismo una construcción complicada.

Otro método para generar manualmente una carga de aire comprimido, para su utilización al aerosolizar una dosis de medicamento en un inhalador, es bombear hasta un acumulador a través de una válvula antirretorno. De acuerdo con este método, se comprime o se empuja gas o aire en una cámara de la bomba a través de una válvula antirretorno (de una vía) hacia dentro de una cámara del acumulador. Esta acción se repite hasta que se consigue la
45 presión requerida en el acumulador. Una desventaja de este tipo de bomba manual es que las acciones adicionales de la bomba siguen acumulando presión y, por ello, se genera una presión mayor que la realmente requerida en la cámara del acumulador, conllevando el riesgo aumentado de fugas o escapes repentinos desde la cámara del acumulador. Aunque se puede tratar este problema dotando al inhalador de un sensor de presión y un elemento de enclavamiento, o mediante una válvula de descarga, estos componentes introducen más complejidad en el dispositivo, lo que no es deseable. Además, en esta disposición, la bomba debe superar la (pequeña) caída de
50 presión a través de la válvula antirretorno, lo que significa que dicha bomba tiene que generar una presión superior.

Un problema bien conocido con bombas de pistón accionadas manualmente es que la magnitud de la fuerza requerida para comprimir el aire aumenta cuando el pistón desliza adicionalmente hacia dentro de su cilindro mientras se comprime el aire. Durante la primera parte de la carrera, la fuerza es baja y se percibe que el pistón
55 desliza relativamente fácil hacia dentro del cilindro pero, durante la última parte de la carrera, la fuerza aumenta significativamente y llega a ser mucho más difícil que el pistón se mueva. Esto se ilustra en la figura 1, en la que se puede ver que en una bomba con un diámetro del cilindro de 28 mm, un volumen expandido de 37,5 ml y un volumen comprimido de 15 ml a 1,5 bar, la fuerza que se debe aplicar al pistón en toda la carrera de compresión

5 aumenta a ritmo constante. Esto significa que el esfuerzo que debe ejercer un usuario para cebar completamente la bomba con una carga de aire comprimido disponible para ser utilizada es alto, especialmente para un usuario que es de edad avanzada o de movilidad limitada. Como consecuencia, este tipo de inhalador no se utiliza ampliamente a pesar de tener la ventaja de que ya no se requiere una fuente independiente de aire o de gas comprimida previamente.

Aunque el problema antes mencionado es la razón principal por la que no se utiliza, a menudo, una bomba de pistón manual, existen varios factores distintos que se deben tener asimismo en cuenta, además de la fuerza creciente que se debe aplicar al pistón durante la carrera de compresión, y se hace referencia a los mismos con más detalle a continuación.

10 La fuerza o el par de fuerzas máximo que puede aplicar un usuario; la presión generada por un usuario está determinada por la fuerza máxima que aplica y el área del pistón (presión = fuerza aplicada/área de la bomba de pistón). Los datos antropométricos proporcionan fuerzas y pares que se puede esperar razonablemente que consiga una población teórica de usuarios como directrices para diseñar productos. Por ejemplo, el par de torsión medio que una mujer con buena salud de 62 a 92 años de edad puede aplicar a la parte superior de un tornillo de 40 mm de diámetro es 1,58 Nm (Rohles et al. (1983), "Proceedings of the Human Factors Society", 27^a Reunión anual).

15 La distancia aceptable máxima por la que se puede aplicar la fuerza; en una sencilla bomba de pistón, el volumen del gas comprimido y la presión están controlados por la extensión del pistón y el volumen final de gas.

20 El tamaño aceptable máximo del dispositivo inhalador en el que se debe generar la carga de gas; esto está directamente relacionado con el volumen de gas comprimido y el volumen de la bomba en el caso expandido, sin compresión.

Estas relaciones entre presión, volumen y fuerza establecen restricciones considerables en el diseño de una bomba, especialmente cuando se desea tener un sencillo dispositivo inhalador compacto y una bomba que no requiera una gran fuerza de accionamiento.

25 Se apreciará asimismo que es muy importante que se utilice correctamente un inhalador, de manera que se suministre una dosis completa de medicamento al usuario cada vez que se utiliza el dispositivo. Por lo tanto, es deseable incorporar un sistema en el dispositivo, que impida su uso incorrecto, por ejemplo, no logrando generar una carga completa de aire comprimido antes de liberar la carga para aerosolizar una dosis. No obstante, al mismo tiempo, la secuencia de etapas que se deben realizar para permitir que el dispositivo sea accionado debe ser evidente e intuitiva para el usuario, de manera que le estimule a accionar el inhalador en la secuencia correcta.

30 Un objeto de la presente invención es superar o reducir sustancialmente los problemas con dispositivos de inhalación usuales del tipo descrito anteriormente.

35 Por el documento DE-A-4227899 se conoce cómo proporcionar un inhalador para el suministro de una dosis de medicamento en polvo, para su inhalación por un usuario, que comprende una carcasa que contiene un cilindro y un pistón que definen juntos una cámara, siendo desplazable el pistón respecto al cilindro para permitir que un usuario genere una carga de aire comprimido en la cámara a efectos de arrastrar una dosis cuando se libera la carga, en el que el cilindro y el pistón incluyen sobre los mismos unos medios accionables para comprimir una carga de aire en la cámara en respuesta a la rotación del pistón respecto al cilindro.

40 Un inhalador, según la presente invención, está caracterizado por un módulo de válvula que incluye un cuerpo de válvula y una placa rotatoria de válvula montada a rotación en el cuerpo, incluyendo el pistón y la placa rotatoria de válvula unos medios de cooperación que se aplican cuando el pistón se hace girar hacia dentro del cilindro, de manera que la placa rotatoria de válvula gira junto con el pistón respecto al cuerpo de válvula.

45 En una realización preferente, el inhalador incluye medios para aumentar las ventajas mecánicas durante una carrera de compresión, de manera que el esfuerzo que aplica el usuario se mantiene sustancialmente constante en toda la carrera de compresión, con independencia del aumento de presión en la cámara. Preferentemente, el esfuerzo que aplica el usuario durante la carrera de compresión es un par que se puede realizar para hacer girar el pistón y dichos medios están configurados de manera que la distancia lineal recorrida mediante el pistón por el ángulo que gira durante la carrera de compresión se reduce para aumentar las ventajas mecánicas.

50 Cuando el esfuerzo que requiere el usuario para cebar la bomba se mantiene relativamente constante en toda la carrera de compresión, mediante un mecanismo sencillo y nada complicado que provee al usuario de ventajas mecánicas, es mucho más fácil para dicho usuario cebar la bomba a pesar del aumento de presión en la cámara durante la carrera de compresión.

En una realización preferente de la invención, los medios de cooperación comprenden una pista de leva y un pasador situado en la pista de leva para deslizarse libremente en la misma durante la rotación del pistón.

55 La pista de leva está formada preferentemente en el pistón y el pasador está montado para extenderse radialmente desde el cilindro y situarse en la pista de leva.

Ventajosamente, al menos un tramo de la pista de leva sigue una trayectoria helicoidal que se extiende a lo largo del eje alrededor del exterior del pistón.

5 En una realización preferente, los extremos del tramo helicoidal de la pista de leva están unidos por un segundo tramo recto de la pista de leva que se extiende paralelo al eje del cilindro, de manera que la pista de leva forma un circuito completo para el pasador durante el movimiento del pistón hacia dentro y hacia fuera del cilindro.

Convenientemente, el tramo helicoidal de la pista de leva se extiende sustancialmente 360 grados alrededor del pistón.

La pista de leva incluye preferentemente una zona entre el tramo helicoidal y el tramo recto, que tiene una inclinación que es sustancialmente de cero grados respecto a un plano perpendicular al eje del cilindro.

10 El tramo helicoidal de la pista de leva puede incluir otra zona intermedia a sus extremos, que tiene una inclinación que es sustancialmente de cero grados respecto a un plano perpendicular al eje del cilindro.

En una realización, la pista de leva incluye un fiador configurado de manera que el pasador y el fiador cooperan entre sí durante la rotación del pistón, de manera que el usuario debe aplicar un par adicional al pistón para forzar al pasador hasta más allá del fiador.

15 Ventajosamente, el pasador se fuerza hasta aplicación con el fiador por la presión en el depósito, de manera que el par adicional requerido para pasar el fiador es alto cuando el depósito está cargado y bajo cuando el depósito no está cargado.

El inhalador, según una realización de la invención, incluye un mecanismo de enclavamiento para impedir la rotación del pistón hacia fuera de dicha posición inicial, antes de que se desaplique el mecanismo de enclavamiento.

20 El mecanismo de enclavamiento comprende convenientemente un miembro deslizante sobre la carcasa que se puede desplazar para aplicarse y desaplicarse con el pistón, cuando dicho pistón está en su posición inicial.

El inhalador puede incluir una boquilla y una tapa pivotable entre una posición abierta, para la inhalación a través de la boquilla, y una posición cerrada, en la que la boquilla está cubierta por la tapa. En este ejemplo, la tapa puede impedir el movimiento de la corredera cuando dicha tapa está en su posición cerrada.

25 En una realización, el tramo helicoidal de la pista de leva tiene un ángulo de inclinación constante. Sin embargo, en una realización particularmente ventajosa, el tramo helicoidal de la pista de leva tiene un ángulo de inclinación que varía por la longitud del pistón.

30 Cuando el tramo helicoidal de la pista de leva tiene un ángulo de inclinación variable, el ángulo de inclinación de la pista de leva puede variar, de manera que proporciona una mayor compresión lineal por ángulo de rotación durante la rotación inicial del pistón hacia dentro del cilindro y un menor régimen de compresión por ángulo de rotación durante la última rotación del pistón hacia dentro del cilindro.

Idealmente, el ángulo de inclinación de la pista de leva está configurado de manera que el par que aplica el usuario en toda la rotación del pistón hacia dentro del cilindro, para comprimir una carga de aire, se mantiene sustancialmente constante.

35 Para simplificar la fabricación del pistón, el mismo puede estar formado ventajosamente en dos partes tales como una parte de cuerpo y una parte de elemento de agarre. La pista de leva puede estar formada entonces en la superficie de contacto entre la parte de cuerpo y la parte de elemento de agarre.

40 La parte de cuerpo del pistón puede comprender una parte de vástago y una parte de cabeza de diámetro mayor que la parte de vástago, estando formado un resalte conformado de modo parcialmente helicoidal en la superficie de contacto entre la parte de cabeza y la parte de vástago. De modo similar, la parte de elemento de agarre puede comprender un cuerpo cilíndrico para alojar la parte de vástago de la parte de cuerpo, teniendo la cara extrema de la parte de elemento de agarre una forma parcialmente helicoidal, en la que se aloja la parte de vástago, para corresponderse con el resalte conformado de modo parcialmente helicoidal de la parte de cuerpo.

45 En otra realización, el inhalador incluye preferentemente un módulo de válvula que incluye un cuerpo de válvula y una placa rotatoria de válvula montada a rotación en el cuerpo, incluyendo el pistón y la placa rotatoria de válvula unos medios de cooperación que se aplican cuando el pistón se hace girar hacia dentro del cilindro, de manera que la placa rotatoria de válvula gira junto con el pistón respecto al cuerpo de válvula.

50 Preferentemente, el cuerpo de válvula incluye una lumbrera del diafragma principal de válvula y una lumbrera del depósito auxiliar, estando configurada la placa rotatoria de válvula para abrir y cerrar dichas lumbreras cuando la placa rotatoria de válvula gira.

La placa rotatoria de válvula tiene preferentemente unas aberturas primera y segunda que están alineadas con la lumbrera del diafragma principal de válvula y la lumbrera del depósito auxiliar, respectivamente, cuando la placa rotatoria de válvula gira, para abrir dichas lumbreras.

5 En una realización, las aberturas en la placa rotatoria de válvula están configuradas de manera que la lumbrera del depósito auxiliar se abre antes de la apertura de la lumbrera del diafragma principal y de modo que las aberturas en la placa rotatoria de válvula están configuradas de manera que la lumbrera del depósito auxiliar se cierra antes del cierre de la lumbrera del diafragma principal. Esto significa que el depósito no se puede descargar hasta que está sustancialmente a la presión correcta.

10 Idealmente, los medios de cooperación se aplican aproximadamente los últimos 180 grados de rotación del pistón hacia dentro del cilindro, de manera que la placa rotatoria de válvula gira 180 grados respecto al módulo de válvula.

15 La invención proporciona asimismo un método de accionamiento de un inhalador para el suministro de una dosis de medicamento en polvo, para su inhalación por un usuario, que comprende una carcasa que contiene un cilindro que define una cámara y un pistón alojado de modo que pueda moverse en el cilindro, incluyendo el método la etapa de retirar el pistón del cilindro y hacer girar el pistón para volverlo a introducir en el cilindro a efectos de generar una carga de aire comprimido en la cámara.

El método incluye preferentemente la etapa de retirar el pistón del cilindro aplicando una fuerza axial al mismo.

Preferentemente, el método incluye asimismo la etapa de abrir la tapa y desplazar la corredera para desacoplar el pistón antes de retirarlo del cilindro. Se describirán a continuación realizaciones de la invención, solamente a modo de ejemplo, con referencia a las figuras 2 a 13 de los dibujos que se acompañan, en los que:

20 la figura 1 ilustra un gráfico que muestra la relación entre la fuerza aplicada a un pistón y el porcentaje de carrera que se ha movido el pistón durante la compresión;

la figura 2 es una vista en sección transversal longitudinal de un inhalador según la presente invención, con el pistón completamente en su posición "inicial" y la tapa de la boquilla cerrada;

25 la figura 3 es la vista en sección transversal longitudinal de la figura 2, en la que el pistón ha sido retirado de su cilindro hasta su posición expandida y la tapa de la boquilla abierta;

la figura 4 es un gráfico que ilustra cómo una bomba espiral de paso variable convierte la fuerza de bombeo requerida en un par aproximadamente constante que debe aplicar el usuario;

la figura 5 es una vista en perspectiva y en despiece ordenado del inhalador mostrado en las figuras 2 y 3;

la figura 6 es una vista en perspectiva y en despiece ordenado del pistón de dos piezas;

30 la figura 7 es un diagrama que ilustra la trayectoria que puede recorrer el pasador a lo largo de la acanaladura formada entre las dos piezas del pistón cuando están montadas;

las figuras 8A a 8G son una serie de dibujos de un inhalador que incorpora un mecanismo de enclavamiento y que muestra las etapas implicadas en su funcionamiento;

35 la figura 9 es un diagrama que muestra la secuencia de apertura de lumbreras en el módulo de válvula, entre la cámara y el diafragma principal de válvula y la cámara y el depósito auxiliar;

la figura 10 es una vista en planta inferior del conjunto de válvula;

la figura 11 es una vista en planta superior del conjunto de válvula mostrado en la figura 10;

la figura 12 es una vista en sección lateral del conjunto de válvula según la línea A-A en la figura 10; y

la figura 13 es una vista en sección lateral del conjunto de válvula según la línea C-C en la figura 10.

40 Haciendo referencia a continuación a los dibujos, en la figura 2 se muestra un inhalador 1, según una realización de la invención, que comprende una carcasa 2 que tiene una tapa 3 fijada pivotante a la misma y que cubre una boquilla 4, a través de la cual un usuario puede inhalar una dosis de medicamento del dispositivo 1 una vez que se ha hecho girar la tapa 3 con respecto a la carcasa hasta la posición mostrada en la figura 3.

45 El interior de la carcasa 2 contiene un cilindro 5 que define una cámara 5a (véase la figura 3). Una bomba o un pistón 6, en forma de un tubo abierto en un extremo, está alojado en el cilindro 5 y es desplazable entre una primera posición "inicial" o retraída, en la que el pistón 6 está completamente alojado dentro del cilindro 5, como se muestra en la figura 2 y en las figuras 8A a 8C, y una posición completamente expandida, en la que el pistón sobresale hacia fuera del cilindro 5 desde el extremo de la carcasa 2, como se muestra en la figura 3 y en la figura 8E. Se consigue el movimiento del pistón 6 entre las posiciones inicial y expandida mediante la manipulación de un elemento de

5 agarre 7 que forma parte del pistón 6. El elemento de agarre 7 y/o la carcasa 2 pueden tener un tamaño y una forma similares, de manera que el elemento de agarre 7 constituye una prolongación para la carcasa 2 cuando el pistón 6 está en la posición inicial, de manera que dicho elemento de agarre 7 se encuentra enrasado con la superficie exterior de dicha carcasa 2. No obstante, al menos uno del elemento de agarre 7 y/o de la carcasa 2 no tiene una sección transversal circular, de manera que cuando el pistón 6 se hace girar respecto a la carcasa 2, la carcasa 2 y el elemento de agarre 7 ya no están enrasados entre sí y el elemento de agarre 7 sobresale radialmente hacia fuera más que la carcasa 2. Por ejemplo, la carcasa 2 y/o el elemento de agarre 7 pueden tener una sección transversal en forma ovalada. Esto permite que un usuario determine visualmente la posición del pistón 6 dentro de la carcasa 2.

10 Cuando el pistón 6 se mueve desde su posición expandida de vuelta a su posición inicial, se reduce el volumen de aire en la cámara 5a en el interior del cilindro 5, de manera que se reduce el volumen completo de aire contenido originalmente tanto en la cámara 5a como en el pistón 6, y se comprime el aire. Como consecuencia de esta compresión del aire dentro de la cámara 5a, su presión aumenta. Se apreciará que en esta disposición, un cebado repetido de la bomba, es decir, bombeando el pistón 6 hacia dentro y hacia fuera del cilindro 5, no da como resultado un aumento continuo de presión puesto que la misma cantidad de gas está siendo repetidamente comprimida y descomprimida en la cámara 5a cuando el pistón 6 entra y sale del cilindro 5. Por lo tanto, se conseguirá siempre la presión requerida y nunca se podrá exceder en funcionamientos sucesivos de la bomba, a diferencia de una bomba que incorpora un acumulador.

15 Se describirá a continuación el movimiento del pistón 6 desde su posición expandida mostrada en la figura 3 hasta su posición inicial mostrada en la figura 2. Se impide que el pistón 6 deslice directamente hacia dentro del cilindro 5 desde su posición expandida como consecuencia de las aplicación al mismo de una fuerza dirigida hacia dentro, a lo largo del eje longitudinal del pistón 6, puesto que un pasador 8 está fijado al cilindro 5 y sobresale radialmente hacia dentro de la cámara 5a. Una acanaladura o pista de leva 9 está formada sobre la superficie exterior del pistón 6, una de cuyas partes 9a tiene forma helicoidal y se extiende alrededor del exterior del pistón 6. Debido a la forma helicoidal de la parte 9a de la acanaladura de leva 9, el pistón 6 solamente entrará en el cilindro 5 en respuesta a que el usuario aplique un par al pistón 6 mediante el elemento de agarre 7. Cuando se hace girar el pistón 6, el pasador 8 se desplaza a lo largo del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, de manera que dicho pistón 6 se atornilla eficazmente en el cilindro 5, comprimiendo por ello el aire en la cámara 5a y cebando la bomba.

20 Para impedir que el pistón 6 se desenrosque del cilindro 5 cuando es liberado debido a la presión generada en la cámara 5a, el inhalador 1 está provisto de un mecanismo (no mostrado) para impedir la rotación o el movimiento del pistón 6 en el sentido opuesto, tal como un trinquete que tiene miembros de cooperación sobre el pistón 6 y el cilindro 5. Este mecanismo antirretorno funciona cuando el pistón está en la posición inicial y en la posición cebada disponible para la inhalación.

25 No obstante, en una realización, el tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9 puede tener un ángulo de inclinación constante, y en una realización particularmente ventajosa de la invención, el ángulo de inclinación del tramo helicoidal 9a se modifica por la longitud del pistón 6, de manera que el par aplicado se mantiene sustancialmente constante en toda la carrera de compresión. Esto se consigue variando el ángulo de inclinación del tramo helicoidal 9a para proporcionar una mayor compresión lineal por ángulo de rotación en la primera parte de la carrera, en la que la fuerza requerida para comprimir el gas es baja y, un menor régimen de compresión por ángulo de rotación en la última parte de la carrera, en la que la fuerza requerida para comprimir el gas es mayor. Esta relación no lineal de compresión respecto al ángulo de rotación del pistón 6 es beneficiosa en un inhalador 1 accionado manualmente de este tipo en el que el par disponible está limitado por la fuerza del usuario.

30 El par T requerido en cualquier punto dado de la carrera de compresión se puede indicar matemáticamente como:

$$T = \frac{F_p(\sin \theta + \mu \cos \theta)d}{(\cos \theta - \mu \sin \theta)s}$$

35 En la que:

F_p = fuerza de presión desde el gas comprimido

d = diámetro del pistón

θ = ángulo de inclinación del tornillo

μ = coeficiente de rozamiento entre las partes deslizantes de la rosca.

40 A partir de esta ecuación, será evidente que es posible mantener el par T en un nivel aproximadamente constante variando el ángulo de inclinación θ para compensar el cambio de F_p cuando se comprime el gas. Esto se muestra esquemáticamente en el gráfico de la figura 4, que ilustra cómo un pistón que tiene una acanaladura de leva con una inclinación variable convierte la fuerza de bombeo requerida en un par aproximadamente constante que debe aplicar el usuario.

ES 2 385 715 T3

A modo de ejemplo, y utilizando un pistón 6 con un diámetro de 28 mm y una carrera de 37 mm, que comprime una carga de gas con un volumen de 37,5 ml a presión atmosférica hasta 15 ml y una presión manométrica de 1,5 bar, y suponiendo un coeficiente de rozamiento entre las partes móviles de 0,3 y un ángulo de inclinación θ final a compresión máxima de 24 grados, el par máximo requerido para hacer girar el pistón 6 es 0,78 Nm y gira 0,76 revoluciones (275 grados) para completar la compresión del gas.

Un pistón que tiene una acanaladura de leva de inclinación constante del mismo diámetro, que requiere el mismo par máximo, tendría que hacerse girar un valor de 1,32 revoluciones (476 grados) para completar la compresión (Número de revoluciones = carrera/($\pi \cdot d \cdot \tan \theta$), en la que carrera = 37 mm, ángulo de inclinación θ = 24 grados y diámetro del tornillo d = 0,20 mm). Por lo tanto, aunque es más fácil para un usuario accionar un pistón que tiene una acanaladura de leva con una inclinación constante que un pistón deslizante usual, una bomba de paso constante "consume" sobre el 40% de la energía disponible al comprimir la carga de gas, comparada con un pistón que tiene una acanaladura de leva con una inclinación variable. Por consiguiente, se apreciará que un pistón que tiene una acanaladura de leva con una inclinación variable es más eficiente en la generación de la misma carga de gas comprimido y representa así una realización más preferente de la invención.

En la figura 5 se muestra una vista en perspectiva y en despiece ordenado de una realización del inhalador ilustrado en las figuras 2 y 3, en la que se puede ver que la carcasa 2 comprende dos partes semicilíndricas 2a, 2b que están unidas según su longitud con el cilindro 5 montado entre las mismas. Una abertura 10 está dispuesta en el cilindro 5, adyacente a su borde más bajo, en la que el pasador 8 está situado con una parte de cuerpo que se extiende radialmente hacia dentro de la cámara 5a. El pasador 8 tiene una cabeza 11 que es mayor que la abertura 10, en la que el cuerpo del pasador 8 ajusta para situar dicho pasador 8 en la pared lateral del cilindro 5. No obstante, en una realización particularmente preferente, el pasador es una parte integral del cilindro 5, para reducir el número de componentes. Un módulo de válvula 12 está montado en el extremo superior abierto del cilindro 5 y cierra dicho extremo, y tiene una trayectoria a su través para el suministro de una carga de gas comprimido desde el cilindro 5 a través de un blíster (no mostrado) que se puede insertar en el conjunto de válvula 12 a través de una abertura o ranura 13 en el lado de la carcasa 2.

Se señalará que el pistón 6 comprende dos partes independientes, una parte de cuerpo 15 y una parte de elemento de agarre 16, que quedan unidas entre sí de manera rígida e inamovible una vez que están montadas. En la figura 6 se muestran más claramente estas dos partes, en la que se puede ver que las dos partes se unen entre sí a lo largo de una línea formada por la acanaladura de leva 9.

La parte de cuerpo 15 comprende un vástago 17 que está alojado y se sitúa dentro de la parte de elemento de agarre 16 y una parte 18 del resalte que tiene un diámetro mayor que el vástago 17 y una cara de borde inferior 19 conformada de modo parcialmente helicoidal en la superficie de contacto entre la parte 18 del resalte y el vástago 17, que se corresponde en forma con una cara extrema superior 20 conformada de modo helicoidal de una pared 21 vertical desde el elemento de agarre 7 de la parte de elemento de agarre 16. Un miembro de sellado 22 del pistón, tal como una junta de anillo tórico de caucho, está montado en un rebaje adyacente al extremo superior de la parte 18 del resalte que se aplica de modo deslizante con la pared interior del cilindro 5 para impedir el escape de aire y, por lo tanto, la pérdida de presión a través del espacio entre el cilindro 5 y las paredes del pistón 6. El vástago 17 incluye un rebaje longitudinal 23 para alojar una patilla (no mostrada) que sobresale radialmente hacia dentro desde la pared vertical 21 de la parte de elemento de agarre 16 cuando las partes 15, 16 del cuerpo y del elemento de agarre se encuentran (en la dirección de la flecha "X" en la figura 6), de manera que la parte de cuerpo 15 y la parte de elemento de agarre 16 pueden estar conectadas entre sí solamente con una orientación en la que la cara de borde inferior 19, conformada de modo helicoidal de la parte 18 del resalte, y la cara extrema superior 20, conformada de modo helicoidal de la pared 21 de la parte de elemento de agarre 16, forman juntas la acanaladura de leva 9 alrededor de la circunferencia del pistón 6 montado. Para asegurar que la cara de borde inferior 19 conformada de modo helicoidal y la cara extrema superior 20 conformada de modo helicoidal se mantienen separadas entre sí una distancia suficiente para permitir que el pasador 8 deslice libremente a lo largo de la acanaladura de leva 9 entre las mismas, el vástago 17 de la parte de cuerpo 15 termina en una base 24 contra la que se sitúa una superficie (no mostrada) sobre la parte de elemento de agarre 16 situada para impedir una inserción adicional del vástago 17 en la parte de elemento de agarre 16 y dejar así un espacio entre la cara de borde inferior 19 y la cara extrema superior 20 que es suficientemente ancho para que el pasador de accionamiento 8 deslice libremente a lo largo del mismo cuando el pistón 6 gira.

Preferentemente, dos tornillos sujetan el vástago 17 dentro de la parte de elemento de agarre 16. No obstante, se apreciará que no hay generalmente necesidad de separar los dos componentes una vez que han sido unidos a continuación de la fabricación y, por ello, se pueden utilizar alternativamente algunos otros medios de sujeción, por ejemplo, una soldadura o un ajuste con salto elástico.

El elemento de agarre 7 puede ser un componente independiente que está fijado al resto de la parte de elemento de agarre 16 utilizando tornillos (véase la figura 5). Un filtro 26 de entrada de aire en la bomba está montado entre la parte de elemento de agarre 16 y el elemento de agarre 7 para impedir la admisión de suciedad en la cámara 5a, que podría bloquear de otro modo el conjunto de válvula 12 o ser inhalada por el usuario. El pistón 6 incluye asimismo una válvula antirretorno 27 para permitir la entrada de aire en la cámara 5a y en el pistón 6, cuando el pistón 6 se retira del cilindro 5, pero se sella para impedir el escape del aire de la cámara 5a, cuando el pistón 6 se

vuelve a atornillar en el cilindro 5. La válvula puede tener la forma de una válvula de tipo diafragma o una de tipo champiñón.

Como se ha mencionado anteriormente, el inhalador 1 incluye un mecanismo para impedir el movimiento del pistón 6 en el sentido opuesto. Esto hace imposible que el usuario desatornille el pistón 6 del cilindro 5 desde su posición inicial, como se muestra en la figura 2, hasta su posición expandida, como se ilustra en la figura 3, ya que tendría que ser capaz de hacer girar el mismo en el sentido opuesto hasta la dirección que se hace girar el pistón 6 para atornillarlo en el cilindro 5. Por lo tanto, el pistón 6 está construido de manera que el usuario puede hacer deslizar dicho pistón 6 directamente hacia fuera del cilindro 5, ejerciendo tracción sobre el mismo longitudinalmente en su dirección axial, sin tener que aplicar ningún par rotatorio al pistón 5. Esto se consigue dotando a la acanaladura de leva 9 de una sección recta que se extiende longitudinalmente a lo largo del pistón 6 y que une entre sí cada extremo de los tramos helicoidales 9a. La sección recta está definida por un borde lateral 28 de la pared de la parte de elemento de agarre 16 y una pared de borde lateral 29 correspondiente de la parte 18 del resalte del cuerpo 15, que están separadas entre sí, cuando el pistón 6 está montado, una distancia que permite que el pasador de accionamiento 8 pase libremente a lo largo de la misma cuando sale del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9 (véase la figura 6). La trayectoria definida por dicha sección recta de la acanaladura de leva 9 permite que el pistón 6 sea retirado directamente del cilindro 5 sin desatornillarlo, cuando el pasador de accionamiento 8 se desplaza a lo largo de la trayectoria formada por la sección recta.

Cuando cada extremo del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9 está unido mediante la sección recta, dicha acanaladura de leva 9 forma un bucle o circuito completo a lo largo del que se desplaza el pasador de accionamiento 8 cuando se manipula el pistón 6 ejerciendo tracción o atornillándolo mediante el elemento de agarre 7, según sea necesario. En una disposición preferente, el circuito por el que se desplaza el pasador de accionamiento 8 se completa cuando el pistón 6 se ha hecho girar 360 grados, de manera que vuelve a su posición inicial después de haber sido girado dicho ángulo.

Se apreciará que una ventaja particular de la construcción descrita anteriormente es que el pistón 6 no se puede volver a atornillar en el cilindro 5, para comprimir una carga de aire, hasta que se ha sacado de dicho cilindro 5 a su máxima extensión posible. Esto se debe a que el pasador de accionamiento 8 solamente puede entrar en el tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9 después de que el pistón 6 ha sido retirado hasta su posición completamente expandida, como se muestra en la figura 3. Esto tiene la ventaja de impedir que el usuario intente comprimir una carga de aire hasta un volumen menor que el requerido para que el inhalador 1 funcione apropiadamente a efectos de aerosolizar y arrastrar la dosis completa del medicamento almacenado en un blíster.

La acanaladura de leva 9 puede incluir varias características adicionales para hacer que el pistón sea más fácil de manipular. Por ejemplo, puede existir una zona 31 intermedia a la sección helicoidal 9a y a la sección recta de la acanaladura de leva 9, definida por la parte superior del borde lateral 30 de la parte 19 del resalte del cuerpo 15 y por la parte inferior 30a de la pared 21 de la parte de elemento de agarre 16. Dicha zona 31 está identificada porque tiene un ángulo de inclinación sustancialmente de cero grados respecto a un plano perpendicular al eje del pistón 6. Cuando el pistón 6 está en su posición inicial, el pasador 8 asienta en la zona 31 e impide que dicho pistón 6 sea retirado del cilindro 5 aplicando una fuerza axial al mismo, hasta que se ha hecho girar primero el pistón 6 un ángulo pequeño, de manera que el pasador 8 sale de la zona 31 entrando en la sección recta.

Una vez que se ha hecho girar inicialmente el pistón 6 de manera que el pasador de accionamiento 8 ya no está asentando en la zona 31 y se encuentra en la sección recta de la acanaladura de leva 9, no se requiere ninguna rotación adicional del pistón 6, y dicho pistón 6 se puede sacar directamente del cilindro 5, de manera que el pasador de accionamiento 8 se desplaza a lo largo de la sección recta de la acanaladura de leva 9.

Se apreciará asimismo que, ya que el elemento de agarre 7 tiene una forma ovalada en una vista en planta, el usuario puede apreciar visualmente la posición en la que está el pistón 6 respecto a la carcasa 2 antes de hacerlo girar.

De modo similar, una rotura en el tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, introduciendo al menos un "escalón" o punto de descanso 33, posiblemente en un punto medio en la carrera del pistón 6 entre las posiciones expandida e inicial, proporciona un punto en el que el usuario puede separar el pistón 6 y volver a orientar la mano hasta una orientación más cómoda para permitir que la misma complete la rotación de dicho pistón 6 de vuelta hacia dentro del cilindro 5. La etapa 33 puede estar definida por un tramo de la pista de leva 9 en el que el ángulo de inclinación de dicha pista 9 es sustancialmente de cero grados respecto a un plano perpendicular al eje del cilindro 5 de la bomba, similar a la zona 31 descrita anteriormente. Se prevé un mecanismo para impedir que el usuario haga girar el pistón 6 en el sentido opuesto en la sección de comienzo 31 y en la posición B para inhalar. Si la pista de leva 9 está provista de un escalón 33 para proporcionar un punto de descanso para el usuario, la compresión se puede denominar una carrera de compresión de dos etapas.

En la figura 7A se muestra esquemáticamente un desarrollo de la acanaladura de leva 9 que incorpora la zona 31 y un punto de descanso 33 aproximadamente en el punto medio de la carrera, que es seguido por el pasador 8 cuando el pistón 6 se mueve entre las posiciones expandida e inicial. Partiendo del lado de la derecha, como se ve en el dibujo, el inhalador 1 está en la posición mostrada en la figura 2. La pista de leva 9 tiene una zona 31 en la que

su ángulo de inclinación es sustancialmente de cero grados y en la que el pasador 8 asienta cuando el pistón 6 está en su posición inicial. El pistón 6 se hace girar primero un pequeño ángulo inicial de manera que el pasador de accionamiento 8 sale de la zona 31 y entra en la base de la sección recta de la acanaladura de leva 9. Desde esta posición, el pistón 6 se puede sacar directamente del cilindro 5 hasta una posición completamente expandida, como se muestra en la figura 3, y en la que el pasador está situado en el punto "A", como se muestra en la figura 7. Para comprimir una carga de gas o de aire, el usuario empieza a hacer girar a continuación el pistón 6 de manera que el pasador de accionamiento 8 se aplica al tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, hasta que el pasador 8 alcanza el escalón o punto de descanso 33, que es un punto intermedio a los extremos del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, en el que el ángulo de inclinación de la pista 9 es sustancialmente de cero grados. El usuario será capaz de decir el momento en el que se alcanza esta posición, debido a un cambio en la percepción del pistón 6 y en su dirección de movimiento cuando se manipula. En este punto, el usuario puede liberar y mover la mano hasta una posición más cómoda sobre el elemento de agarre 7 antes de seguir atornillando el pistón 6 en el cilindro 5, hasta que el pasador 8 alcanza el extremo del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9 (punto B en la figura 7). En este punto, se termina la generación de la carga de gas y la bomba está completamente cebada. Preferentemente, se produce un clic audible en este punto para indicar al usuario que la bomba ha alcanzado la posición cebada. En una realización preferente, lo que proporciona dicho clic es un elemento en voladizo 70 montado en el cilindro 5, al hacer clic hacia dentro de un rebaje 71 en la parte de elemento de agarre 16. Ventajosamente, el elemento en voladizo actúa asimismo como un trinquete antirretorno para impedir la rotación del pistón a efectos de retirarlo del cilindro. En este punto, el usuario puede inhalar por la boquilla 4 para liberar el gas a través de un blíster perforado situado en el módulo de válvula 12.

Una vez que se completa la inhalación de la dosis y se expulsa la carga de aire comprimido, el usuario empuja el pistón 6 hacia dentro del cilindro 5 de manera que el pasador de accionamiento 8 vuelve a caer en la zona 31 y hace girar el elemento de agarre un ángulo pequeño para devolver el pasador de accionamiento a la posición inicial, disponible una vez más para que el ciclo se inicie de nuevo. Preferentemente, se produce un clic audible en este punto para indicar al usuario que la bomba ha alcanzado la posición inicial. En una realización preferente, lo que proporciona dicho clic es el elemento en voladizo 70 mencionado previamente montado en el cilindro 5, al hacer clic hacia dentro de un segundo rebaje 71 en la parte de elemento de agarre 16. Ventajosamente, el elemento en voladizo actúa asimismo como un trinquete antirretorno para impedir la rotación del pistón de vuelta a la posición cebada. Como se puede ver en la figura 7, el pistón 6 recorre una distancia indicada mediante "X" para sacar el pasador 8 del extremo del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, en el que se encuentra cuando la bomba está completamente cebada y se utiliza el inhalador 1, de vuelta a la posición inicial después de su uso y de que la cámara 5a se haya descomprimido. La longitud de la zona 31 asimismo puede ser tal que el pistón 6 se deba hacer girar un ángulo pequeño después de ser empujado de vuelta hacia dentro del cilindro 5 para alcanzar la posición inicial.

Cuando la cámara 5a está comprimida, el pasador de accionamiento 8 está en la posición B y la presión actúa sobre el pistón 6 para impedir que dicho pasador de accionamiento 8 baje entrando en la zona 31. Esto significa que es difícil devolver el pasador de accionamiento 8 a su posición inicial, puesto que la fuerza que actúa sobre la parte superior del pistón 6 se debe superar antes de que se mueva. Por ejemplo, si la presión manométrica en la cámara 5a es 1,5 bar y el cilindro 5 tiene un diámetro de 28 mm, la fuerza requerida para desplazar el pistón 6 es 92 N (Fuerza = Presión x Área). Como es difícil para el usuario aplicar esta fuerza, se impide que se devuelva el pistón 6 a la posición de almacenamiento antes de que haya ocurrido la despresurización de la cámara 5a.

Es deseable que el usuario libere una carga de gas comprimido poco después de cebar el inhalador 1. Se debería evitar dejar el inhalador 1 en un estado cebado durante períodos de tiempo prolongados, puesto que la presión en la cámara 5a se puede reducir debido a fugas y esfuerzos prolongados sobre los componentes del dispositivo. Ya que el pistón 6 debe ser empujado adicionalmente hacia dentro del cilindro 5 después de la expulsión de una carga de gas, el usuario puede determinar fácilmente si el inhalador 1 está cebado con una carga de gas o se ha descomprimido. Cuando se ha descomprimido la cámara 5a, es relativamente fácil para el usuario empujar el pistón 6 de vuelta hacia dentro del cilindro 5 la distancia "X". No obstante, es mucho más difícil hacerlo mientras la cámara 5a sigue estando cargada, debido a la presión en la cámara 5a que actúa sobre el pistón 6. Este mecanismo actúa por lo tanto como un fiador que está activado en presión.

Se apreciará que la combinación de una pista de leva 9 que forma un bucle completo y un mecanismo antirretorno significa que el proceso de cebado es un ciclo de una vía que simplifica la utilización del inhalador 1, ya que el usuario solamente tiene que hacer girar de vez en cuando el elemento de agarre 7 en la misma dirección, haciendo que sea mucho más fácil de usar.

De acuerdo con otra realización de la invención, el inhalador 1 se puede fabricar incluso más intuitivo y más fácil de usar disponiendo un mecanismo de enclavamiento que impide que un usuario accione el dispositivo de modo incorrecto tal como, por ejemplo, siguiendo una secuencia incorrecta de accionamiento. Para conseguir esto, la carcasa 2 del inhalador 1 puede estar provista de un miembro deslizante 34 alargado sobre la misma que incorpora una placa 35 para el pulgar, que permite al usuario la manipulación. Dicha placa tiene la ventaja adicional de ser externa al dispositivo y, por ello, la posición del miembro deslizante 34 es completamente visible para el usuario. En las figura 8A a 8E se muestra una serie de dibujos de un inhalador 1 que incorpora un miembro deslizante 34 según

la invención y que muestra la serie de etapas que el usuario debe realizar durante el accionamiento del dispositivo, y se describirán a continuación con más detalle.

5 El inhalador 1 ilustrado en la figura 8A se muestra en su modo de almacenamiento cuando no se utiliza. Este es el estado en el que debería estar el inhalador 1 cuando un usuario lo lleva y no lo utiliza. Como se puede ver en el dibujo, la tapa 3 está cerrada sobre la boquilla 4 para protegerla y el pistón 6 está en su posición inicial, como se muestra asimismo en la vista en sección transversal del inhalador 1 ilustrado en la figura 2.

10 El miembro deslizante 34 se extiende sustancialmente toda la longitud de la carcasa 2 y su extremo más alto 36 está en contacto con el borde 3a de la tapa 3. El extremo inferior 37 del miembro deslizante 34 se extiende más allá de la parte inferior de la carcasa 2 y está alojado en un rebaje o depresión 38 formado en el lado del elemento de agarre 7. En esta posición, el miembro deslizante 34 impide cualquier rotación del elemento de agarre 7 y, por ello, del pistón 6, requerida para sacar el pasador 8 de la zona 31 e introducirlo en la sección recta de la pista de leva 9a, puesto que el elemento de agarre 7 está enclavado con el miembro deslizante 34.

15 La primera etapa en la secuencia de accionamiento del inhalador 1 es abrir la tapa 3, como se muestra en la figura 8B. El miembro deslizante 34 no se puede hacer deslizar hacia arriba hasta que se ha abierto la tapa 3 y, por lo tanto, se estimula al usuario para que abra primero la tapa 3 a efectos de permitirle desplazar posteriormente el miembro deslizante 34. Una vez que la tapa 3 está abierta, se pone de manifiesto la ranura 13 del blíster, apremiando al usuario para que inserte un blíster, que contiene una dosis medida de medicamento a inhalar, en el módulo de válvula 12 a través de la ranura 13. La ranura 13 está formada en la pared lateral de la boquilla 4 adyacente a la zona que se coloca en la boca. Esta es una posición ideal para la ranura 13 del blíster, dado que está protegida de la admisión de polvo y humedad por la tapa 3 cuando está cerrada, eliminando por ello el requisito de protección adicional de la ranura 13, tal como con un obturador.

20 Una vez que el blíster está en su sitio dentro de la ranura 13, el miembro deslizante 34 se puede hacer deslizar en la dirección de la flecha "Y" hacia la boquilla 4 y hasta una posición mostrada en la figura 8C, no impidiéndose ahora este movimiento del miembro deslizante 34 mediante la tapa 3 ya abierta. Cuando el miembro deslizante 34 sube, el elemento de agarre 7 se desaplica, de manera que se puede hacer girar a continuación un ángulo pequeño para permitir que se saque posteriormente del cilindro 5 hasta su posición expandida. Al mismo tiempo, el miembro deslizante 34 hace que el blíster sea apretado y perforado e impide así que un usuario retire dicho blíster hasta que el miembro deslizante 34 se haya vuelto a desplazar hasta su posición original, como se muestra en la figura 8A.

25 En la figura 8D, el pistón 6 se ha hecho girar un ángulo pequeño respecto a la carcasa 2 para liberar el pasador de accionamiento 8 de la zona 31 del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, de manera que asienta en este caso en la base de la sección recta. El pistón 6 se puede sacar a continuación directamente del cilindro 5 ejerciendo tracción sobre el mismo en la dirección mostrada por la flecha "Z" en la figura 8E, deslizando el pasador de accionamiento 8 a lo largo de la sección recta de la acanaladura de leva 9 cuando en el pistón 6 se ejerce tracción desde el cilindro 5. Una vez que el pistón 6 ha alcanzado su extensión máxima, y solamente cuando ha alcanzado su extensión máxima, el usuario puede hacer girar el pistón 6 para volverlo a accionar hacia dentro del cilindro 5, como se muestra en la figura 8F, a efectos de comprimir una carga de gas en su interior. El pistón 6 no se puede atornillar del todo hasta que se ha sacado a su extensión máxima, puesto que el pasador de accionamiento 8 en la pista de leva 9 tiene que seguir dicha pista 9.

30 Una vez que el pistón 6 ha vuelto a girar de manera que el pasador 8 se ha desplazado a lo largo de toda la longitud del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9, como se muestra en la figura 8G, el usuario inhala a continuación por la boquilla 4 para liberar la carga de gas a través del blíster y hacia dentro de las vías respiratorias de un paciente mediante la boquilla 4. El pistón 6 se puede empujar entonces hasta la carcasa 2 una pequeña distancia final ("X" en la figura 7), de manera que el pasador 8 vuelve a caer en la zona 31. Una vez que ha sido empujado hacia dentro, una rotación de ángulo pequeño del pistón 6 lo devolverá a su posición inicial, como se muestra en la figura 8A, una vez más.

35 La fabricación de un pistón 6 con una forma roscada mediante moldeo por inyección es un proceso difícil, que se hace incluso más complicado si la rosca tiene un paso variable o no uniforme. Se pueden formar roscas de paso constante sobre el interior de un componente cilíndrico moldeado por inyección, utilizando un macho en la herramienta de moldeo que se desenrosca para expulsar la pieza. No obstante, esto claramente no es posible con una rosca que tenga un paso variable. Por lo tanto, en una disposición adecuada para la fabricación a gran volumen utilizando moldeo por inyección, la acanaladura de leva 9 de inclinación variable está situada sobre el pistón 6, en lugar de sobre el cilindro exterior 5 en el que se mueve dicho pistón.

40 Incluso con la disposición antes mencionada, se apreciará que la forma de rosca requiere una herramienta de moldeo por inyección compleja con varias "acciones colaterales" para formar los bordes de la rosca alrededor del exterior del pistón 6. Esto hace que la herramienta sea muy complicada y es probable que se acorte su vida útil. Una desventaja adicional de esta disposición es que, puesto que algunas partes de la herramienta que forma la acanaladura de leva 9 no se mueven radialmente hasta el eje del pistón, las paredes de la acanaladura de leva 9 no se pueden mantener perpendiculares a la pared del pistón 6 en todos los puntos. Esto significa que se reduce la capacidad de soporte de carga de la acanaladura de leva 9.

Además, en fabricación a gran volumen es deseable formar múltiples copias de cada componente en la misma herramienta. Esto se conoce como utillaje de múltiples cavidades. No obstante, debido a su complejidad, la herramienta requerida para el pistón 6 estaría limitada a menos cavidades que una herramienta más sencilla, y esto se añadiría al coste de fabricar la pieza.

- 5 Por lo tanto, se apreciará que la formación del pistón 6a partir de dos partes que se unen a lo largo de un borde, que define la forma de la acanaladura de leva 9, permite que cada componente sea moldeado de manera simple utilizando una herramienta de moldeo mucho más sencilla. Una ventaja adicional es que las paredes de la acanaladura de leva 8 se pueden mantener perpendiculares a lo largo de toda su longitud.

- 10 Como se ha mencionado previamente, es deseable proporcionar un inhalador que no pueda tener un uso incorrecto. Una forma de uso incorrecto es la liberación deliberada o inadvertida de una carga parcial de aire comprimido solamente. Esto podría ocurrir, por ejemplo, si el usuario accionara el inhalador 1 cuando el pistón 6 está en el punto de descanso 33, intermedio a los extremos del tramo helicoidal 9a de la acanaladura de leva 9. Evidentemente esto no es deseable, ya que la dosis no será arrastrada, aerosolizada o suministrada al paciente correctamente. Además, si el usuario liberara una carga parcial de aire comprimido, podría a continuación seguir completando el ciclo de cebado, al accionar el pistón 6 de vuelta hacia dentro del cilindro sin retirarlo primero. El inhalador 1 parecería entonces que está completamente cargado cuando, en realidad, sólo está parcialmente cargado.

Para impedir la liberación de una carga antes de que se complete la compresión, una realización del inhalador 1 de la presente invención incluye un elemento de enclavamiento, de manera que el inhalador 1 no puede ser accionado hasta que se ha completado la carrera de compresión.

- 20 Como se ha mencionado anteriormente, el inhalador 1 de la presente invención comprende un módulo de válvula 12 que cierra el extremo superior del cilindro 5 y tiene una trayectoria que lo cruza para el paso de aire comprimido desde la cámara 5a a través de una dosis de medicamento contenida en un blíster montado en el módulo de válvula 12 adyacente a un elemento de perforación (no mostrado) y que entra en la boquilla 4 desde la que se inhala hacia dentro de las vías respiratorias de un paciente. El módulo de válvula 12 comprende una válvula de modo dual para controlar la liberación de gas de la cámara 5a, en la que un diafragma principal 40, que impide la liberación de una carga de aire comprimido de la cámara 5a, se abre cuando la presión generada en un depósito primario o auxiliar 41 en un lado del diafragma 40, opuesto al lado sobre el que actúa la presión en la cámara 5a y suficiente para mantener el diafragma 40 cerrado contra un asiento de válvula 42 y para impedir así la liberación de la carga de la cámara 5a, se reduce hasta un nivel en el que la presión generada en la cámara 5a supera la presión generada en el depósito auxiliar 41, y hace así que el diafragma 40 se aleje del asiento de válvula 42, abriendo por ello la válvula y liberando la carga de aire comprimido de la cámara 5a. Esta disposición de válvula accionada al respirar se describe con detalle en la solicitud del propio solicitante, en tramitación junto con la presente, número 0321610.8, presentada el 15 de septiembre de 2003.

- 35 Para conseguir que el diafragma principal 40 no se abra durante la carga, es importante asegurar que el depósito auxiliar 41 se comprime antes de la presurización de la cámara 5a. En una realización preferente de la presente invención, esto se consigue dotando al miembro de válvula 12 de dos lumbreras 43, 44 que se pueden cerrar; una lumbrera 43 del depósito auxiliar para controlar el flujo de gas desde la cámara 5a hasta el depósito auxiliar 41, y una lumbrera 44 del diafragma principal para controlar el flujo de gas desde la cámara 5a hasta una zona en la que actúa sobre el lado del diafragma 40 enfrentado a la cámara 5a.

- 40 En una disposición preferente, la sincronización de la apertura y el cierre de las lumbreras 43, 44 antes mencionadas se controla dependiendo de la posición del pistón 6 dentro del cilindro 5. En la figura 9 se ilustra una secuencia de sincronización particularmente ventajosa. Según esta secuencia, la lumbrera 43 del depósito auxiliar se abre antes de la apertura de la lumbrera 44 del diafragma principal y la lumbrera 43 del depósito auxiliar se cierra antes de que se cierre la lumbrera 44 del diafragma principal de válvula. Se apreciará asimismo en la figura 9 que ninguna de las lumbreras 43, 44 se abren hasta el final del ciclo de compresión, es decir, cuando el aire en la cámara está comprimido de modo virtualmente completo y disponible para ser liberado. La lumbrera 44 del diafragma principal se mantiene abierta durante el encendido y se cierra cuando el pistón 6 se devuelve a su posición de almacenamiento después del encendido.

- 50 Se apreciará asimismo que, asegurando que la lumbrera 43 del depósito auxiliar se abre antes de la apertura de la lumbrera 44 del diafragma principal, el depósito auxiliar 41 está siempre cargado antes de que la presión actúe sobre el otro lado del diafragma 40 desde la cámara 5a. Esto significa que no hay necesidad de que un dispositivo mecánico, tal como un muelle, actúe sobre el diafragma 40 para mantenerlo cerrado antes de que esté cargado el depósito auxiliar 41.

- 55 La configuración antes mencionada asegura que la carga de gas no puede ser liberada hasta que un usuario haya cebado de modo sustancialmente completo con una carga de aire comprimido la cámara 5a. Si se intenta hacerlo así, cualquier carga inicial que se haya formado en la cámara 5a no será liberada, puesto que ni la lumbrera 43 del diafragma principal ni la lumbrera 44 del depósito auxiliar están abiertas hasta que la cámara 5a se ha cebado completamente o se ha cebado casi completamente. Por lo tanto, se evita o se reduce el riesgo de suministrar una dosis incorrecta.

Se apreciará asimismo en la figura 9, que la lumbrera 43 del depósito auxiliar se cierra antes de que se complete el cebado. Si la lumbrera 43 del depósito auxiliar no estuviera cerrada, el encendido del dispositivo daría como resultado que parte de la carga se fugaría a través de la lumbrera (no mostrada) de descarga de la cámara auxiliar, que ventila la cámara auxiliar a la atmósfera en el encendido, y se perdería.

5 La apertura y el cierre de las lumbreras 43, 44 del diafragma principal y del depósito auxiliar están controlados, según una realización preferente de la invención, mediante una placa rotatoria de válvula 45 accionada cuando el pistón 6 gira hacia dentro del cilindro 5 durante el cebado de la bomba. Se describirá a continuación el mecanismo de accionamiento con referencia a las figuras 10 a 13.

10 De las vistas en sección lateral de las figuras 12 y 13, se puede ver que la placa rotatoria de válvula 45 del módulo de válvula 12 tiene un vástago 46 que sobresale hacia dentro de la cámara 5a. Un par de aletas 47 se extienden radialmente desde el vástago 46 hacia dentro de la cámara 5a. El pistón 6 (no mostrado) está provisto de acanaladuras axiales que cooperan con las aletas 47 sobre el vástago 46 durante la rotación del pistón 6 hacia dentro del cilindro 5, de manera que cuando el pistón 6 da vueltas al hacer girar el elemento de agarre 7 para comprimir una carga de gas, las acanaladuras se recogen sobre las aletas 47, después de lo cual la placa rotatoria de válvula 45 gira junto con el pistón 6 durante el movimiento adicional de dicho pistón 6 hacia dentro de la cámara 5a. Las acanaladuras axiales tienen una parte de conexión (no mostrada) para facilitar la aplicación con las aletas. La profundidad de la extensión de las aletas 47 hacia dentro de la cámara 5a es tal que a la placa de válvula 45 sólo se aplica con el pistón 6 aproximadamente los últimos 180 grados de rotación de dicho pistón 6. Cuando el pistón 6 se mueve aproximadamente 360 grados en un ciclo de compresión completo, se apreciará que la placa rotatoria de
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65
70
75
80
85
90
95
100
105
110
115
120
125
130
135
140
145
150
155
160
165
170
175
180
185
190
195
200
205
210
215
220
225
230
235
240
245
250
255
260
265
270
275
280
285
290
295
300
305
310
315
320
325
330
335
340
345
350
355
360
365
370
375
380
385
390
395
400
405
410
415
420
425
430
435
440
445
450
455
460
465
470
475
480
485
490
495
500
505
510
515
520
525
530
535
540
545
550
555
560
565
570
575
580
585
590
595
600
605
610
615
620
625
630
635
640
645
650
655
660
665
670
675
680
685
690
695
700
705
710
715
720
725
730
735
740
745
750
755
760
765
770
775
780
785
790
795
800
805
810
815
820
825
830
835
840
845
850
855
860
865
870
875
880
885
890
895
900
905
910
915
920
925
930
935
940
945
950
955
960
965
970
975
980
985
990
995

La placa rotatoria de válvula 45 tiene una primera abertura 48 que está situada para alinearse, en una posición de dicha placa 45, con la lumbrera 44 del diafragma principal que está en comunicación con un lado del diafragma principal 40 de la válvula. Cuando la placa rotatoria 45 gira en respuesta a su aplicación mediante el pistón 6, la primera abertura 48 entra en alineación con la lumbrera de válvula 44 del diafragma principal, poniendo en comunicación por ello la presión generada en la cámara 5a con un lado del diafragma 40.

De modo similar, la placa rotatoria de válvula 45 incluye una segunda abertura 49 que está situada para alinearse, en una posición de dicha placa 45, con la lumbrera 43 del depósito auxiliar, que está en comunicación con el depósito auxiliar 41 y, por ello, con el otro lado del diafragma principal de válvula 40. La segunda abertura 49 y la lumbrera 43 del depósito auxiliar se pueden poner en alineación entre sí en respuesta a la rotación del miembro de
30
35
40
45
50
55
60
65
70
75
80
85
90
95
100
105
110
115
120
125
130
135
140
145
150
155
160
165
170
175
180
185
190
195
200
205
210
215
220
225
230
235
240
245
250
255
260
265
270
275
280
285
290
295
300
305
310
315
320
325
330
335
340
345
350
355
360
365
370
375
380
385
390
395
400
405
410
415
420
425
430
435
440
445
450
455
460
465
470
475
480
485
490
495
500
505
510
515
520
525
530
535
540
545
550
555
560
565
570
575
580
585
590
595
600
605
610
615
620
625
630
635
640
645
650
655
660
665
670
675
680
685
690
695
700
705
710
715
720
725
730
735
740
745
750
755
760
765
770
775
780
785
790
795
800
805
810
815
820
825
830
835
840
845
850
855
860
865
870
875
880
885
890
895
900
905
910
915
920
925
930
935
940
945
950
955
960
965
970
975
980
985
990
995

Para asegurar que la lumbrera 43 del depósito auxiliar se abre antes de la apertura de la lumbrera 44 del diafragma principal de válvula, y que la lumbrera 43 del depósito auxiliar se cierra antes de que se cierre la lumbrera 44 del diafragma principal de válvula, las aberturas primera y segunda 48, 49 en la placa rotatoria de válvula 45 están situadas, una respecto a la otra, de manera que la segunda abertura 49 entra en alineación con la lumbrera 43 del depósito auxiliar antes de que la primera abertura 48 entre en alineación con la lumbrera 44 del diafragma principal y de manera que la segunda abertura 49 salga de la alineación con la lumbrera 43 del depósito auxiliar antes de que la primera abertura 48 salga de la alineación con la lumbrera 44 del diafragma principal, cuando la placa rotatoria de
35
40
45
50
55
60
65
70
75
80
85
90
95
100
105
110
115
120
125
130
135
140
145
150
155
160
165
170
175
180
185
190
195
200
205
210
215
220
225
230
235
240
245
250
255
260
265
270
275
280
285
290
295
300
305
310
315
320
325
330
335
340
345
350
355
360
365
370
375
380
385
390
395
400
405
410
415
420
425
430
435
440
445
450
455
460
465
470
475
480
485
490
495
500
505
510
515
520
525
530
535
540
545
550
555
560
565
570
575
580
585
590
595
600
605
610
615
620
625
630
635
640
645
650
655
660
665
670
675
680
685
690
695
700
705
710
715
720
725
730
735
740
745
750
755
760
765
770
775
780
785
790
795
800
805
810
815
820
825
830
835
840
845
850
855
860
865
870
875
880
885
890
895
900
905
910
915
920
925
930
935
940
945
950
955
960
965
970
975
980
985
990
995

Para impedir fugas de aire comprimido a través de las aberturas primera y/o segunda 48, 49, un miembro de sellado 50, tal como una junta de anillo tórico de caucho, está situado sobre el módulo de válvula 12 en la superficie de contacto entre la lumbrera 43 del depósito auxiliar y la placa rotatoria de válvula 45 y entre la lumbrera 44 del diafragma principal y la placa rotatoria de válvula 45. Para comprimir los miembros de sellado 50 y sellar las lumbreras 43, 44, la placa rotatoria de válvula 45 está atornillada al cuerpo de válvula 12 mediante una arandela elástica 51.

50 Como se muestra en los dibujos, la placa rotatoria de válvula 45 está provista de dos conjuntos de aberturas 48, 49. Esto significa que un conjunto de lumbreras 48, 49 está siempre en la posición correcta para el siguiente ciclo de funcionamiento después de que la placa de válvula 45 se haya hecho girar 180 grados durante un ciclo anterior de funcionamiento.

55 Serán evidentes para los expertos en la técnica muchas modificaciones y variaciones de la invención comprendidas dentro de los términos de las reivindicaciones adjuntas. Por ejemplo, aunque las realizaciones descritas anteriormente hacen referencia a un inhalador en el que un pistón se mueve de modo deslizante dentro de un cilindro, sería posible asimismo prever una realización en la que el propio pistón esté fijo y el cilindro deslice sobre el pistón. Por lo tanto, la descripción anterior se debería considerar solamente como una descripción de las realizaciones preferentes.

REIVINDICACIONES

1. Un inhalador para el suministro de una dosis de medicamento en polvo, para su inhalación por un usuario, comprendiendo el inhalador una carcasa (2) que contiene un cilindro (5) y un pistón (6) que definen juntos una cámara (5a), siendo desplazable el pistón (6) respecto al cilindro (5) para permitir que un usuario genere una carga de aire comprimido en la cámara (5a) a efectos de arrastrar una dosis cuando se libera la carga, en el que el cilindro (5) y el pistón (6) incluyen sobre los mismos unos medios accionables para comprimir una carga de aire en la cámara (5a) en respuesta a la rotación del pistón (6) respecto al cilindro (5), **caracterizado por** un módulo de válvula que incluye un cuerpo de válvula (12) y una placa rotatoria de válvula (45) montada a rotación en el cuerpo (12), incluyendo el pistón (6) y la placa rotatoria de válvula (45) unos medios de cooperación que se aplican cuando el pistón (6) se hace girar hacia dentro del cilindro (5), de manera que la placa rotatoria de válvula (45) gira junto con el pistón (6) respecto al cuerpo de válvula (12).
2. El inhalador según la reivindicación 1, en el que el inhalador incluye medios para aumentar las ventajas mecánicas durante una carrera de compresión, de manera que el esfuerzo que aplica el usuario se mantiene sustancialmente constante en toda la carrera de compresión, con independencia del aumento de presión en la cámara (5a).
3. El inhalador según la reivindicación 2, en el que el esfuerzo que aplica el usuario durante la carrera de compresión es un par de fuerzas que se puede realizar para hacer girar el pistón (6) y dichos medios de aumento están configurados de manera que la distancia lineal recorrida mediante el pistón (6) por el ángulo que gira durante la carrera de compresión se reduce para aumentar las ventajas mecánicas.
4. El inhalador según la reivindicación 2 o la reivindicación 3, en el que los medios de compresión comprenden una pista de leva (9) y un pasador (8) situado en la pista de leva (9) para deslizar libremente en la misma durante la rotación del pistón (6).
5. El inhalador según la reivindicación 4, en el que la pista de leva (9) está formada en el pistón (6) y el pasador (8) está montado para extenderse radialmente hacia dentro del cilindro (5) y situarse en la pista de leva (9).
6. El inhalador según la reivindicación 4 o la reivindicación 5, en el que al menos un tramo (9a) de la pista de leva (9) sigue una trayectoria helicoidal que se extiende a lo largo del eje alrededor del exterior del pistón (6).
7. El inhalador según la reivindicación 6, en el que los extremos del tramo helicoidal (9a) de la pista de leva (9) están unidos por un segundo tramo recto de la pista de leva que se extiende paralelo al eje del cilindro (5), de manera que la pista de leva (9) forma un circuito completo para el pasador (8) durante el movimiento del pistón (6) hacia dentro y hacia fuera del cilindro (5).
8. El inhalador según la reivindicación 7, en el que el tramo helicoidal (9a) de la pista de leva (9) se extiende sustancialmente 360 grados alrededor del pistón (6).
9. El inhalador según la reivindicación 7 o la reivindicación 8, en el que la pista de leva (9) incluye una zona (31) entre el tramo helicoidal (9a) y el tramo recto, que tiene una inclinación que es sustancialmente de cero grados respecto a un plano perpendicular al eje del cilindro (5).
10. El inhalador según la reivindicación 9, en el que el pasador (8) está situado en dicha zona (31) cuando el pistón (6) está en una posición inicial en la que dicho pistón (6) está completamente retraído hacia dentro del cilindro (5).
11. El inhalador según la reivindicación 10, en el que la pista de leva (9) incluye un fiador intermedio a los extremos de dicha zona (31), configurado de manera que el pasador (8) y el fiador cooperan entre sí durante la rotación inicial del pistón (6), de manera que el usuario debe aplicar un par adicional al pistón (6) para forzar al pasador (8) hasta más allá del fiador y hacer girar por ello dicho pistón hacia fuera de su posición inicial.
12. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, en el que el tramo helicoidal (9a) de la pista de leva (9) incluye otra zona (33) intermedia a sus extremos, que tiene una inclinación que es sustancialmente de cero grados respecto a un plano perpendicular al eje del cilindro (5).
13. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, que incluye un mecanismo de enclavamiento para impedir la rotación del pistón (6) hacia fuera de dicha posición inicial, antes del movimiento del mecanismo de enclavamiento.
14. El inhalador según la reivindicación 13, en el que el mecanismo de enclavamiento comprende un miembro deslizante (34) sobre la carcasa (2) que se puede desplazar para aplicarse y desaplicarse con el pistón (6), cuando dicho pistón (6) está en su posición inicial.
15. El inhalador según la reivindicación 14, que incluye una boquilla (4) y una tapa (3) pivotable entre una posición abierta, para la inhalación a través de la boquilla (4), y una posición cerrada, en la que la boquilla (4) está cubierta

por la tapa (3), en el que se impide el movimiento del miembro deslizante (34) cuando la tapa (3) está en la posición cerrada.

16. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 15, cuando sea dependiente de la reivindicación 3, en el que el tramo helicoidal (9a) de la pista de leva (9) tiene un ángulo de inclinación constante.

5 17. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 15, cuando sea dependiente de la reivindicación 2, en el que el tramo helicoidal (9a) de la pista de leva (9) tiene un ángulo de inclinación que varía por la longitud del pistón (6), de manera que la distancia lineal recorrida por el pistón (6) se reduce respecto al ángulo que gira durante la carrera de compresión, para aumentar las ventajas mecánicas.

10 18. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 4 a 17, en el que el pistón (6) comprende una parte de cuerpo (15) y una parte de elemento de agarre (16), estando formada la pista de leva (9) en una superficie de contacto entre la parte de cuerpo (15) y la parte de elemento de agarre (16).

15 19. El inhalador según la reivindicación 18, en el que la parte de cuerpo (15) comprende una parte de vástago (17) y una parte de cabeza (18) de diámetro mayor que la parte de vástago (17), estando formado un resalte (19) conformado de modo parcialmente helicoidal en la superficie de contacto entre la parte de cabeza (18) y la parte de vástago (17).

20. El inhalador según la reivindicación 19, en el que la parte de elemento de agarre (16) comprende un cuerpo cilíndrico para alojar la parte de vástago (17) de la parte de cuerpo (15), una cara extrema de la parte de elemento de agarre (16), en la que se aloja la parte de vástago (17), que tiene forma parcialmente helicoidal para corresponderse con el resalte (19) conformado de modo parcialmente helicoidal de la parte de cuerpo (15).

20 21. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 18 a 20, en el que la parte de cuerpo (15) y la parte de elemento de agarre (16) incluyen medios de cooperación que se aplican para ajustar la parte de vástago (17) en el cuerpo cilíndrico (15) solamente con una orientación.

25 22. El inhalador según la reivindicación 21, en el que los medios de cooperación comprenden una patilla que pende radialmente hacia dentro sobre la parte de elemento de agarre (16), que está situada en un rebaje formado en la superficie de la parte de vástago (17) de la parte de cuerpo (15).

30 23. El inhalador según la reivindicación 22, en el que la base del vástago (17) se aplica con una superficie del elemento de agarre (16) para impedir una inserción adicional de la parte de vástago (17) en la parte de elemento de agarre (16), estando separados entre sí el resalte (19), conformado de modo parcialmente helicoidal, y la cara extrema, conformada de modo parcialmente helicoidal, opuestos para formar las paredes laterales de la pista de leva (9).

24. El inhalador según cualquier reivindicación precedente, en el que el cuerpo de válvula (12) incluye una lumbrera (44) del diafragma principal de válvula y una lumbrera (43) del depósito auxiliar, estando configurada la placa rotatoria de válvula (45) para abrir y cerrar dichas lumbreras (43, 44) cuando la placa rotatoria de válvula (45) gira.

35 25. El inhalador según la reivindicación 24, en el que la placa rotatoria de válvula (45) tiene unas aberturas primera y segunda (48, 49) que están alineadas con la lumbrera (44) del diafragma principal de válvula y la lumbrera (43) del depósito auxiliar, respectivamente, cuando la placa rotatoria de válvula (45) gira, para abrir dichas lumbreras (43, 44).

40 26. El inhalador según la reivindicación 25, en el que las aberturas (43, 44) en la placa rotatoria de válvula (45) están configuradas de manera que la lumbrera (43) del depósito auxiliar se abre antes de la apertura de la lumbrera (44) del diafragma principal.

27. El inhalador según la reivindicación 25 ó 26, en el que las aberturas (43, 44) en la placa rotatoria de válvula (45) están configuradas de manera que la lumbrera (43) del depósito auxiliar se cierra antes del cierre de la lumbrera (44) del diafragma principal.

45 28. El inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 24 a 27, en el que la placa rotatoria de válvula (45) está configurada para impedir la liberación de una carga de gas comprimido desde la cámara (5a), hasta que dicha cámara está cebada de modo sustancialmente completo.

29. El inhalador según la reivindicación 28, en el que la carga de gas comprimido se expulsa a través de la lumbrera (44) del diafragma principal cuando se libera una carga.

50 30. El inhalador según cualquier reivindicación precedente, en el que los medios de cooperación se aplican aproximadamente los últimos 180 grados de rotación del pistón (6) hacia dentro del cilindro (5), de manera que la placa rotatoria de válvula (45) gira 180 grados respecto al módulo de válvula.

31. El inhalador según la reivindicación 30, en el que la placa rotatoria de válvula (45) tiene un segundo conjunto de aberturas primera y segunda (48, 49) dispuesto en la misma.

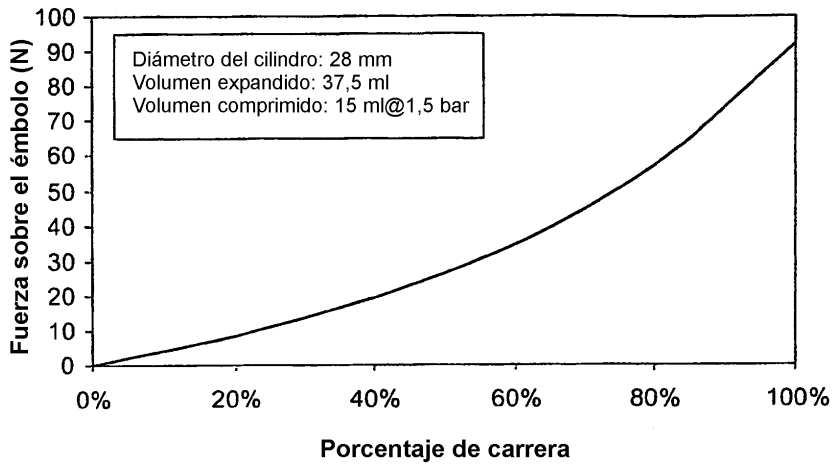


FIGURA 1

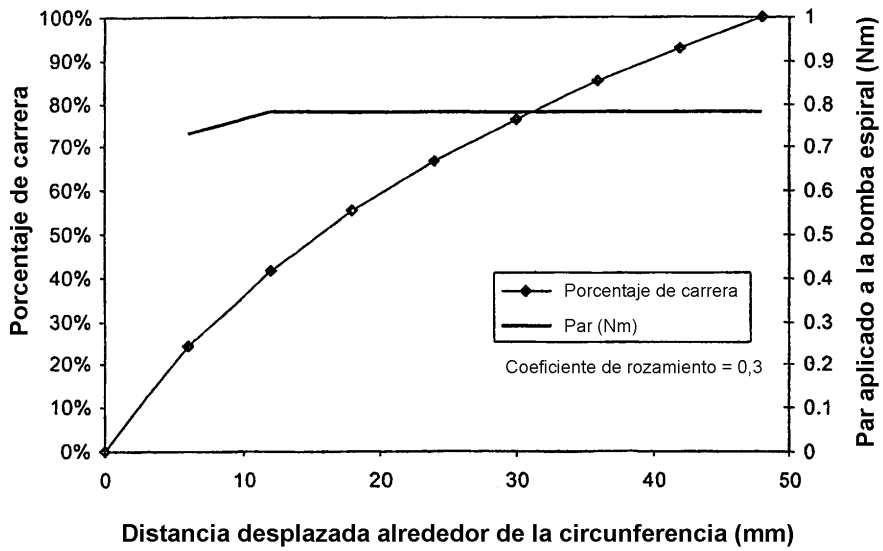
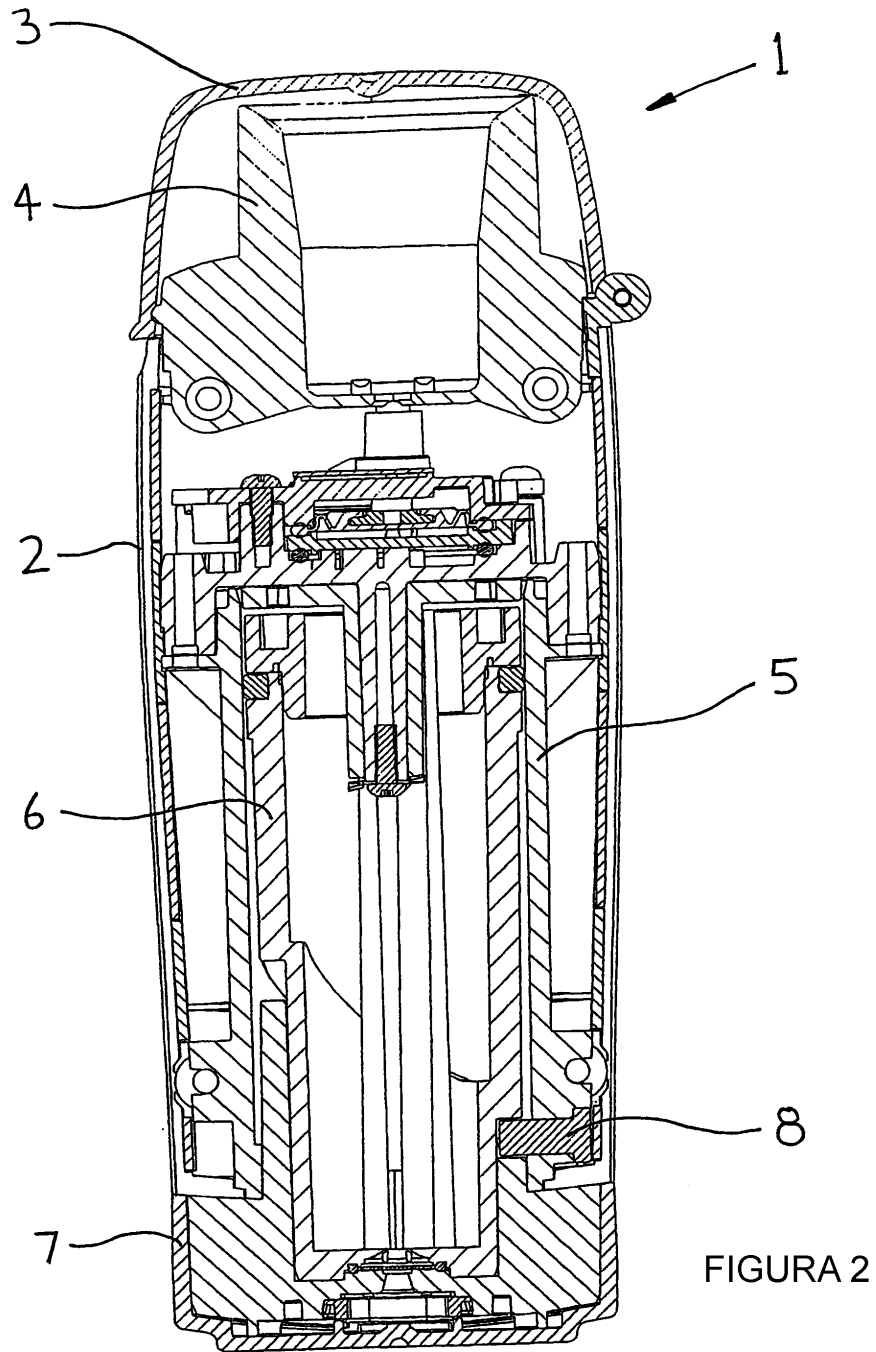


FIGURA 4



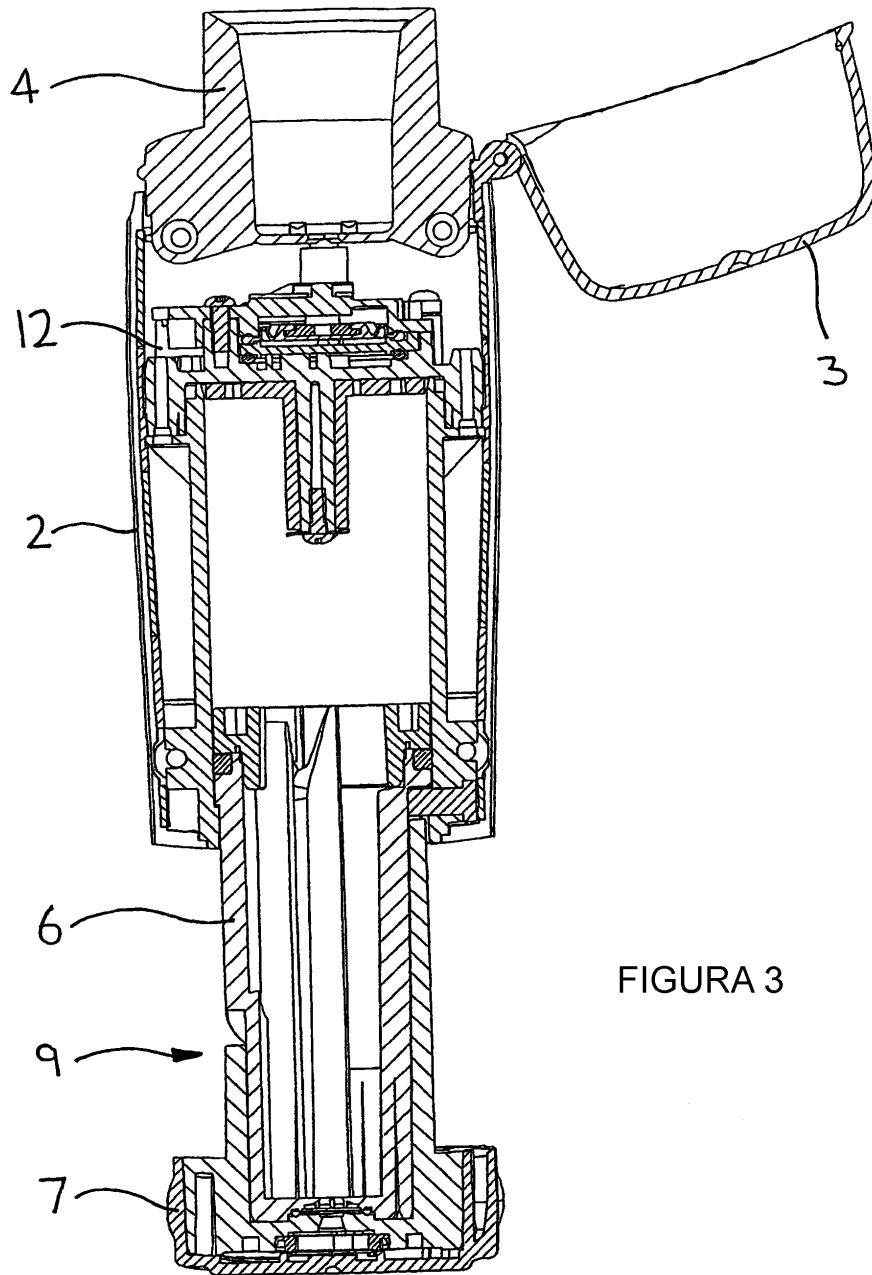
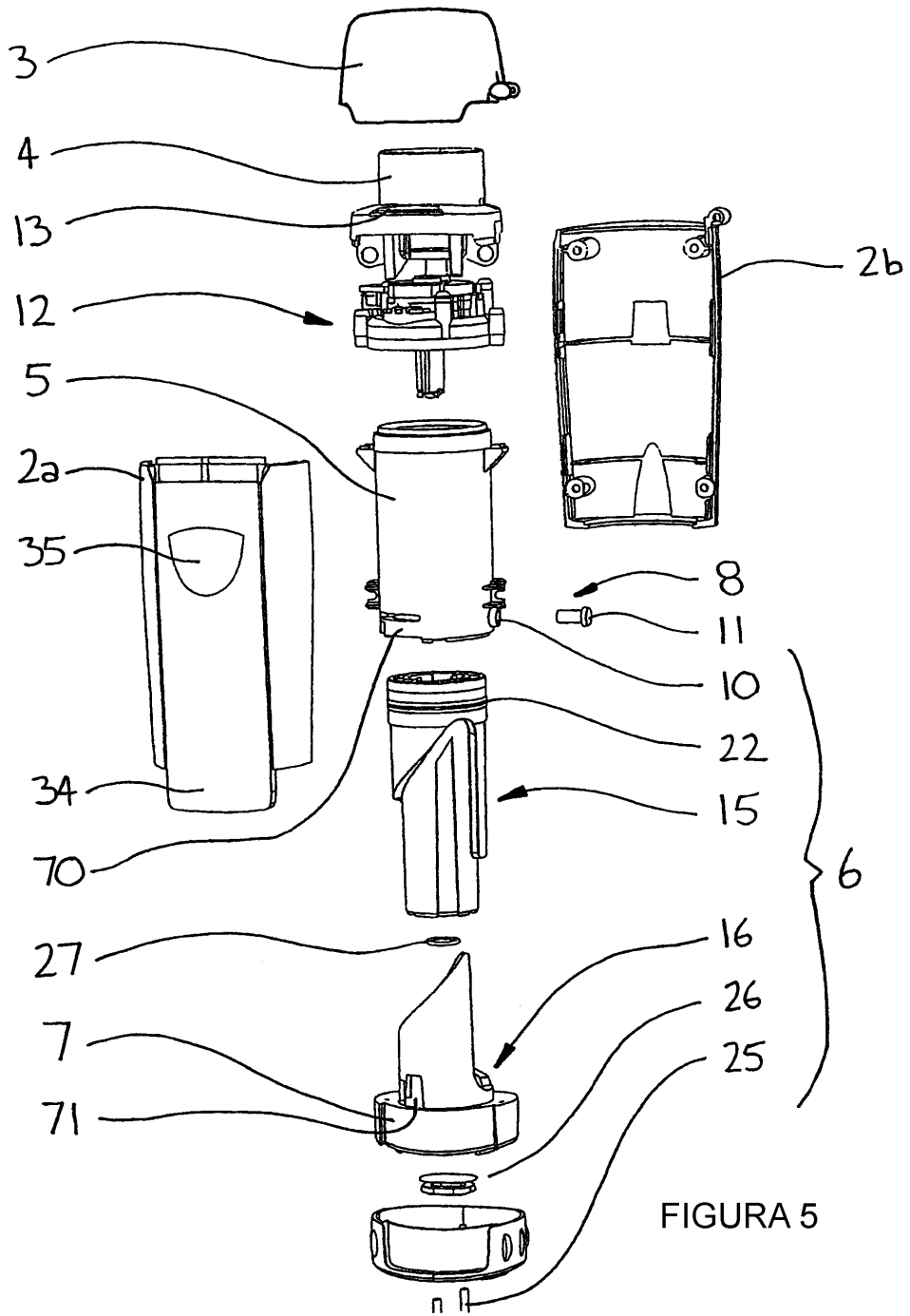


FIGURA 3



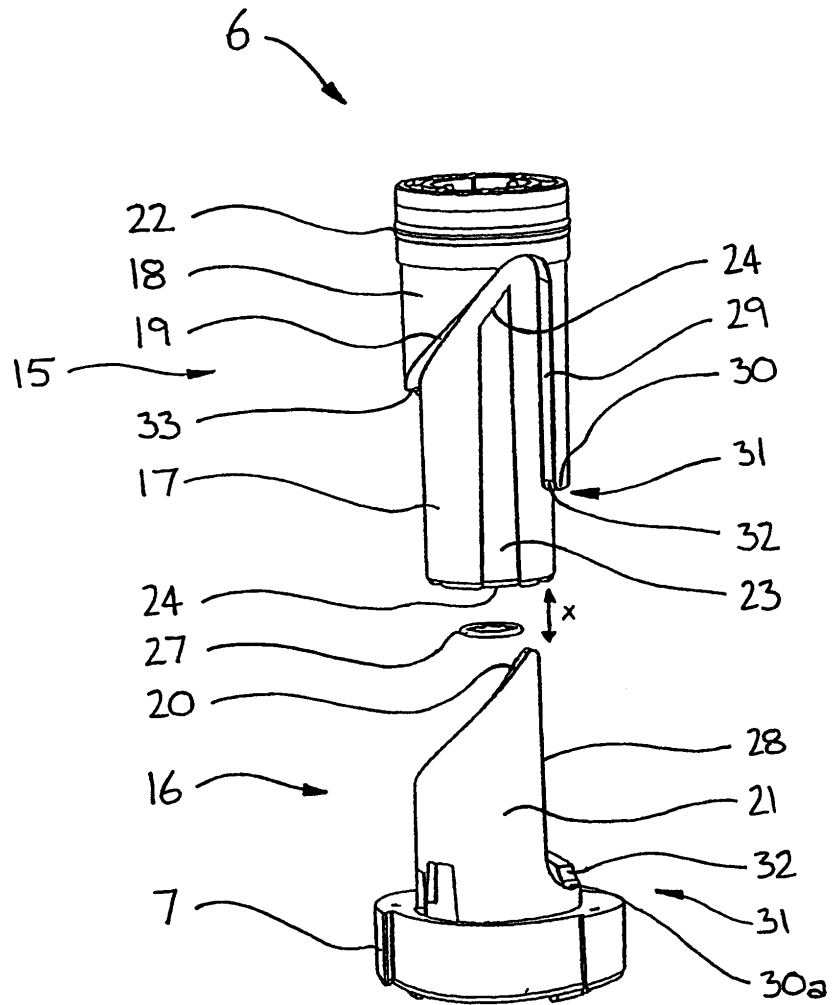


FIGURA 6

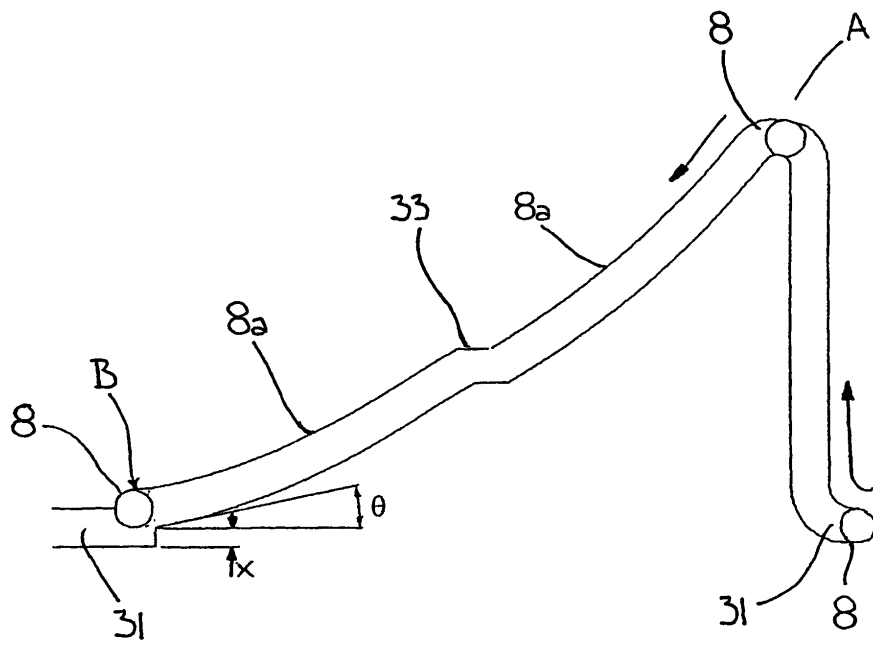


FIGURA 7

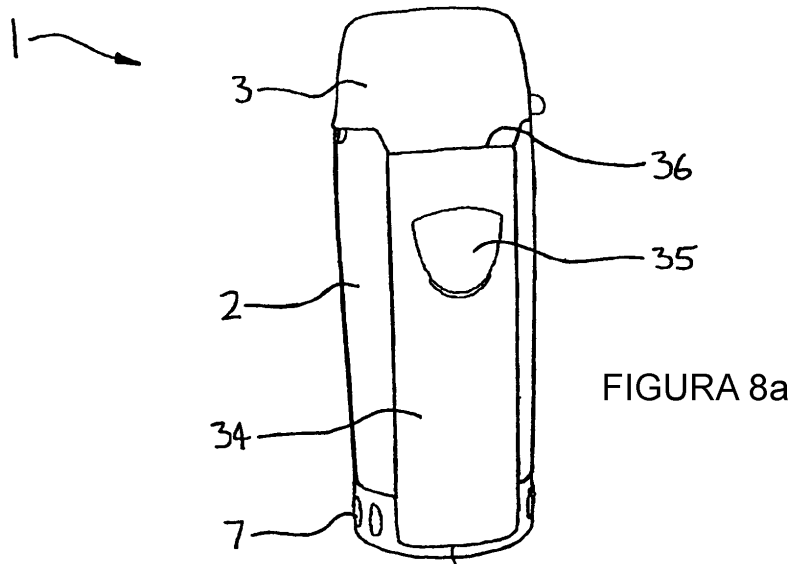


FIGURA 8a

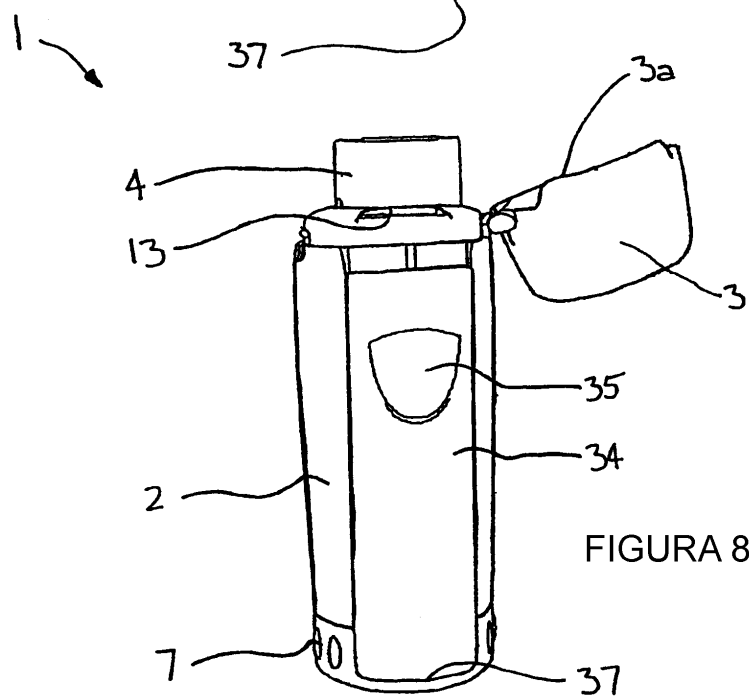
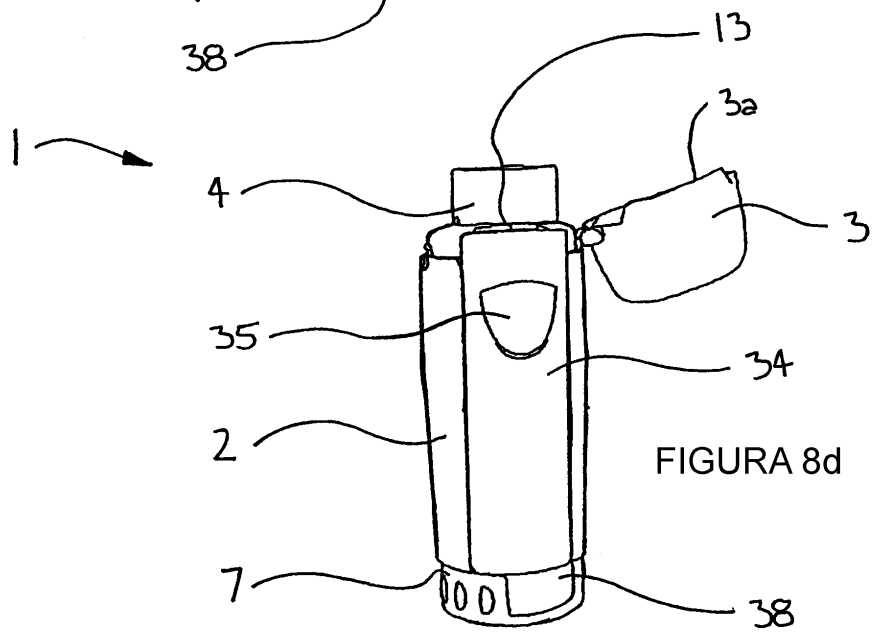
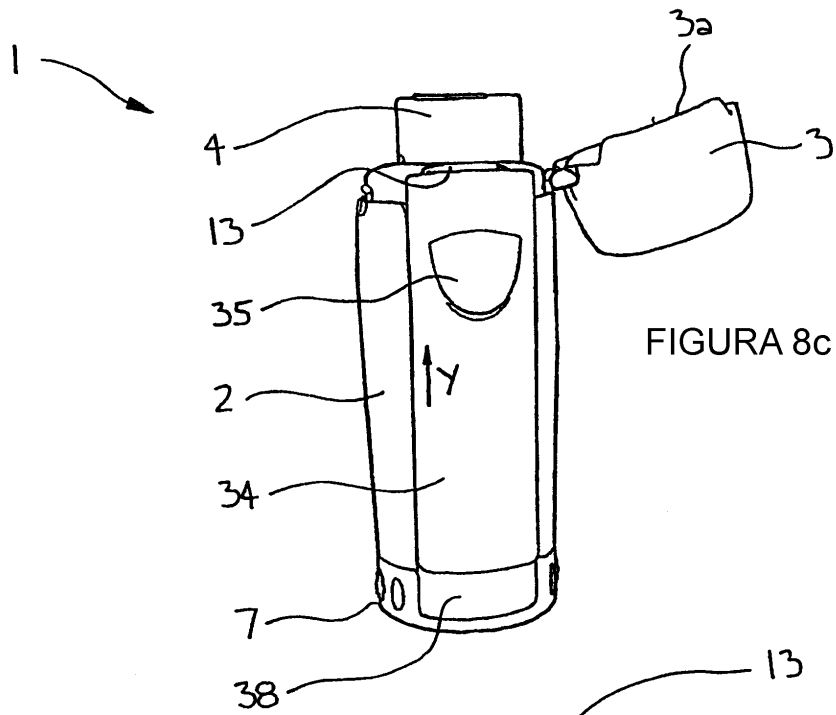
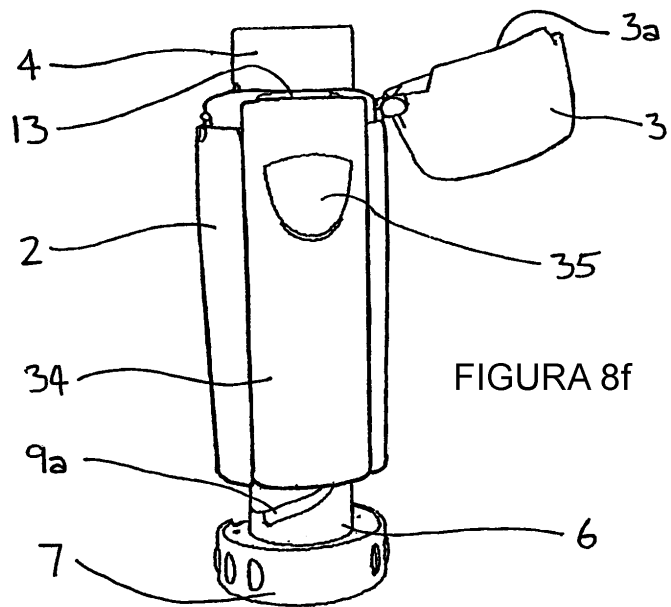
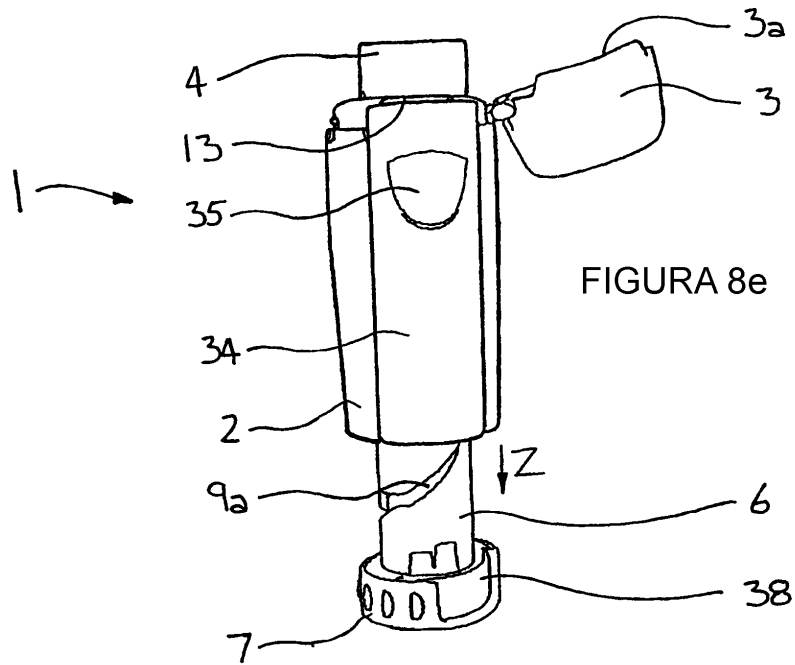


FIGURA 8b





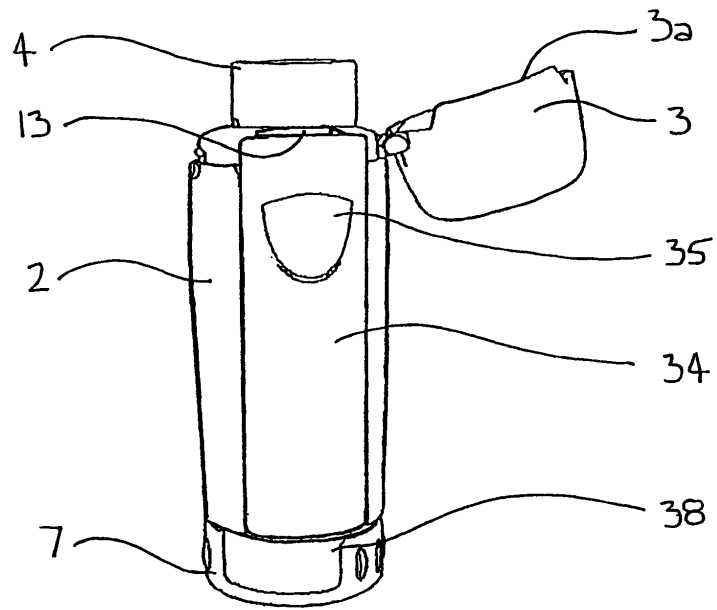


FIGURA 8g

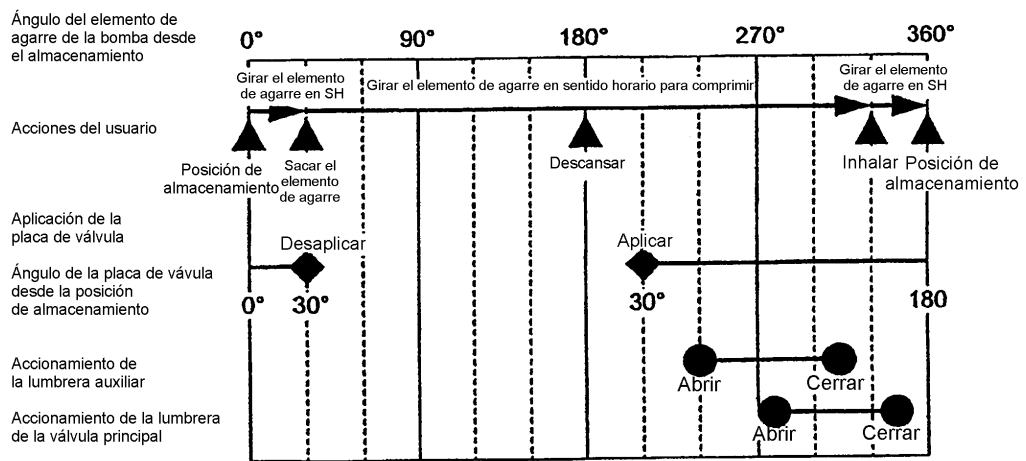


FIGURA 9

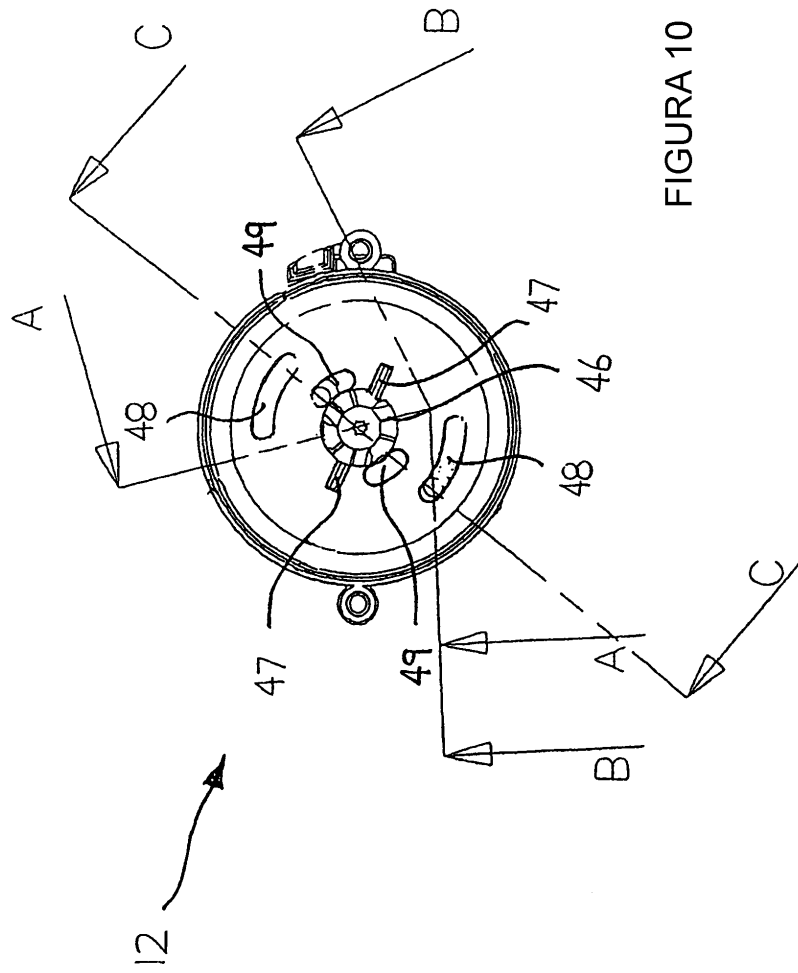


FIGURA 10

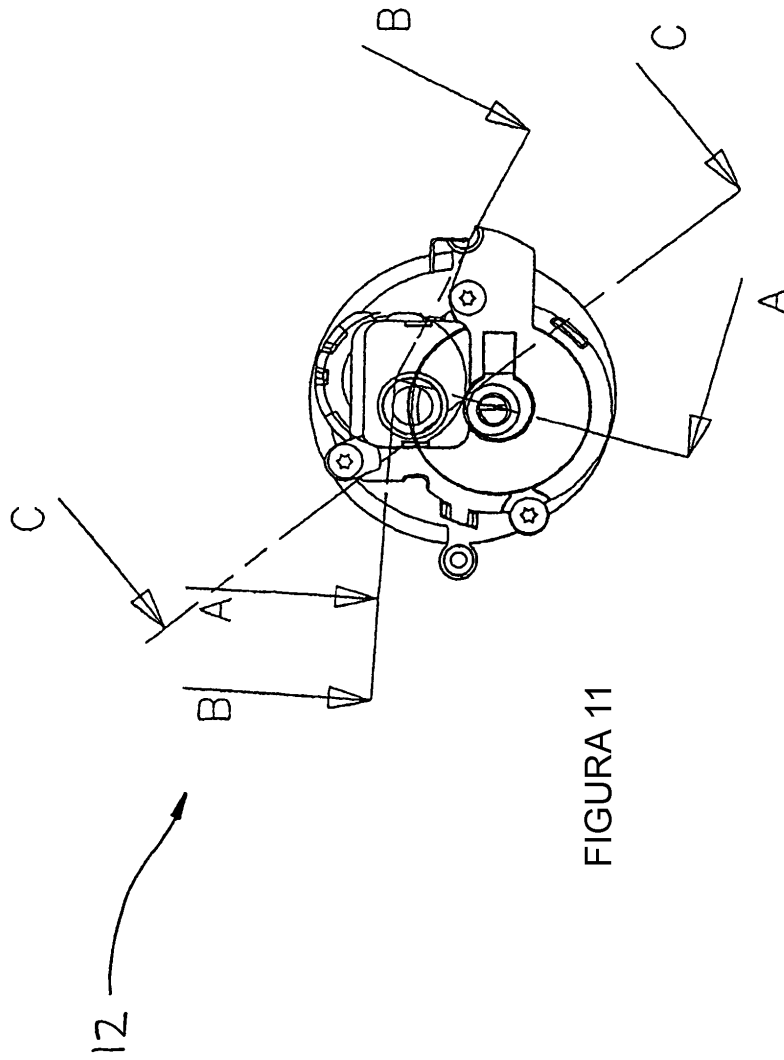


FIGURA 11

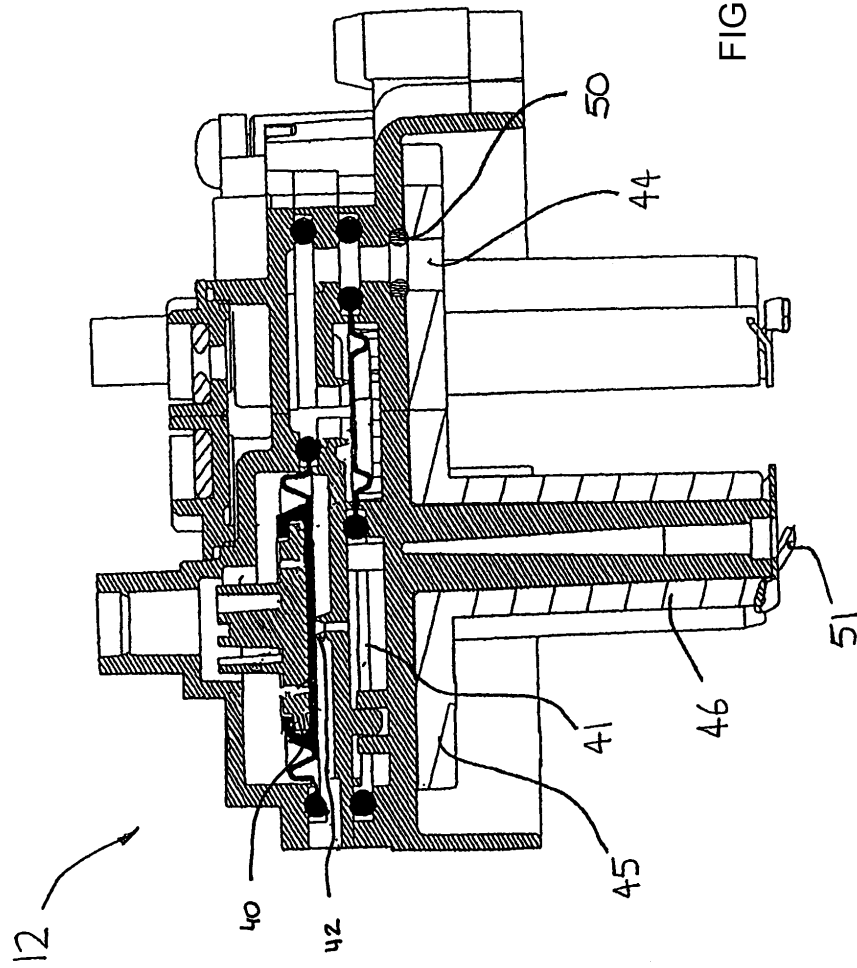


FIGURA 12

