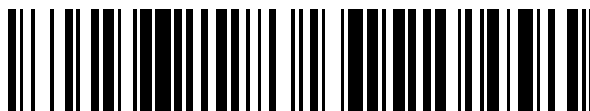


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 772 710**

51 Int. Cl.:

A61M 15/00 (2006.01)

A61M 11/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.10.2016 PCT/EP2016/075477**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.04.2017 WO17068171**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.10.2016 E 16784918 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.12.2019 EP 3344316**

54 Título: **Inhalador de polvo seco**

30 Prioridad:

23.10.2015 EP 15191215

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

08.07.2020

73 Titular/es:

**PRESSPART MANUFACTURING LTD. (100.0%)
Philips Road Whitebirk Industrial Estate
Blackburn, Lancashire BB1 5RF, GB**

72 Inventor/es:

**HEMY, JULIAN;
TURNER, RICHARD;
SCHMELZER, HANS-PETER;
NEUGEBAUER, HANS-JÜRGEN;
SCHMITZ, DIETMAR;
HOFFMANN, STEFAN;
SULE, AMEET;
SULE, SUNITA;
SEILER, MATTHIAS;
BOSTOCK, GEORGE, ALEXANDER;
LAAKSO, AKI HANNU EINARI y
WORTH, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 772 710 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 de polvo seco

La presente invención hace referencia a un dispositivo inhalador para administrar una dosis de medicamento en forma de polvo seco desde un envase, a un paciente en necesidad del mismo.

5 Antecedentes de la invención

10 Los inhaladores se utilizan comúnmente para administrar fármacos en el pulmón de un paciente en necesidad del mismo. Se han desarrollado y se encuentran disponibles en el mercado diferentes tipos de inhaladores, entre los cuales los inhaladores de polvo seco (DPI, por sus siglas en inglés) están resultando atractivos para el tratamiento de diversos problemas respiratorios tales como asma, bronquitis o enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), y para la administración de fármacos no indicados para el asma administrados mediante inhalación.

En los inhaladores de polvo seco, la dosis del medicamento está presente en forma de polvo seco y habitualmente son previamente envasados en recipientes tales como una cápsula. También son conocidos los inhaladores de polvo seco de tipo blíster.

15 En los inhaladores de polvo seco de tipo cápsula, se coloca una cápsula en una cámara de cápsula del inhalador antes de la inhalación y se abre, por ejemplo, perforando la cápsula en sus extremos. Posteriormente, el paciente inhala a través de un aplicador nasal o una boquilla tras lo cual se genera un flujo de aire de inhalación dentro del inhalador. El medicamento en forma de polvo seco es liberado de la cápsula, introducido en el interior del flujo de aire de inhalación e inhalado por el paciente.

20 Para la consistencia de la dosis, es deseable que tanta cantidad de la dosis del medicamento como sea posible sea liberada de la cápsula, inhalada por el paciente y administrada al sitio de acción en el pulmón.

25 Los medicamentos en forma de polvo seco contenidos en cápsulas consisten habitualmente en una mezcla del ingrediente activo y un agente de carga, p.ej. lactosa. La mezcla de polvo está habitualmente presente en forma de grandes aglomerados que son habitualmente una mezcla de partículas grandes y pequeñas. Sin embargo, las partículas grandes muestran a menudo una liberación deficiente de la cápsula y/o una pobre captación pulmonar. Por tanto, en inhaladores de polvo seco convencionales se desea romper y/o desaglomerar las partículas más grandes en partículas más pequeñas respirables antes de o durante la inhalación, para permitir una liberación eficiente de la cápsula además de una captación pulmonar eficiente. Se cree que las partículas con un tamaño de no más de 5 mm son particularmente ventajosas para una captación pulmonar eficiente.

30 Un enfoque para romper/desagregar partículas más grandes dentro de la cápsula durante la inhalación es poner en movimiento la cápsula, causando por consiguiente impactos entre la cápsula y la cámara de la cápsula, donde se cree que los impactos más fuertes conducen a una mejor rotura de las partículas de polvo y consecuentemente a una liberación más eficiente de la cápsula.

Se han desarrollado y aplicado diferentes técnicas y geometrías de cámaras de cápsula para poner en movimiento la cápsula durante la inhalación,

35 El documento EP 2 739 334 A1 hace referencia a un inhalador de polvo seco de tipo cápsula en donde la cápsula está sujeta a un movimiento horizontal de tipo hélice. El inhalador está equipado con medios que permitan la cápsula para utilizarlo como una válvula de control del flujo de aire y al mismo tiempo, este efecto causa impactos repetitivos de la cápsula contra las paredes de la cámara para mejorar el flujo de salida del polvo y su rotura.

40 El documento EP 1 603 615 B1 hace referencia a un inhalador que comprende una cámara de cápsula que tiene una forma y un volumen mayor que la cápsula de tal manera que la cápsula gira durante la inhalación en un movimiento de tipo hélice.

45 El documento US 4,069,819 A hace referencia a un inhalador de polvo seco de tipo cápsula que comprende una cámara de nebulización para una cápsula en la que un paso de aire se forma de tal manera que ponga el aire que fluye en un movimiento de vórtice de tal manera que cause que la cápsula, bajo la acción del aire que fluye, realice movimientos de rotación, precesión y vibración alrededor y a lo largo de su eje longitudinal.

El documento WO 2013/169473 A hace referencia a un dispositivo inhalador de polvo seco que tiene un paso de flujo con un conjunto de varillas tridimensionales.

5 SRINIVAS R. B. BEHARA ET AL: "Development of a High Efficiency Dry Powder inhaler: Effects of Capsule Chamber Design and Inhaler Surface Modifications", PHARMACEUTICAL RESEARCH, vol. 31, nº 2, del 1 Febrero de 2014 (2014-02-01), páginas 360-372, ISSN: 25 0724-8741, hace referencia a un estudio que tiene el objeto de explorar la actuación de un inhalador de polvo seco de alta eficiencia previsto para una administración en aerosol de crecimiento mejorado del excipiente en base a cambios en la orientación de la cápsula y modificaciones de la superficie de la cápsula y dispositivo.

Sin embargo, estas aproximaciones a menudo conducen a impactos que ocurren aleatoriamente, que son difícilmente reproducibles y relativamente débiles entre la cápsula y la cámara de cápsula lo que puede causar una rotura insatisfactoria e irreproducible del polvo y por tanto un vaciado deficiente de la cápsula.

10 Es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo inhalador que supere los problemas anteriores. En particular, es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo inhalador que muestre un vaciado mejorado de la cápsula durante la inhalación. Se desea adicionalmente proporcionar un método para administrar una dosis de medicamento en forma de polvo seco desde una cápsula a un paciente.

Resumen de la invención

15 Los objetos mencionados anteriormente se logran mediante un dispositivo inhalador definido por el objeto de la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas se exponen en las reivindicaciones dependientes.

20 De acuerdo con la invención, el dispositivo inhalador comprende un alojamiento del inhalador que comprende un conducto de entrada de aire. El dispositivo inhalador comprende además una cámara de cápsula alargada adaptada para recibir una cápsula que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco. La cámara de la cápsula tiene un eje longitudinal y se define por una disposición de pared que incluye una primera y una segunda parte de pared de soporte, opuestas entre sí, en una dirección perpendicular al eje longitudinal de la cámara de la cápsula. La disposición de pared incluye además una primera y una segunda parte de pared lateral, opuestas entre sí, en la dirección del eje longitudinal de la cámara de la cápsula. El dispositivo inhalador comprende además una parte de boquilla a través de la cual se dispensa el medicamento en forma de polvo seco, y al menos una primera y una segunda trayectoria de flujo de aire que se extienden entre el conducto de entrada de aire, la cámara de la cápsula y la parte de boquilla para permitir que un flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación fluya por el conducto de entrada de aire, a través de la cámara de la cápsula y la parte de boquilla, de tal manera que la dosis de medicamento se introduzca en el aire y sea dispensado a través de la parte de boquilla. La primera y la segunda trayectoria de flujo de aire están dispuestas de tal manera que durante la inhalación, una cápsula que tiene un eje longitudinal y una primera y una segunda sección de extremo que delimita la cápsula en extremos opuestos situados en la cámara de la cápsula, realiza un movimiento oscilatorio en la cámara de cápsula paralela al eje longitudinal de la cámara de la cápsula entre la primera y la segunda parte de pared lateral, cuando se inicia un flujo de aire a través de la primera y la segunda trayectoria de flujo de aire en una dirección desde el conducto de entrada de aire hacia la parte de boquilla.

35 La primera trayectoria de flujo de aire comprende al menos un primer conducto intermedio que se extiende desde el conducto de entrada de aire, hasta una primera entrada de la cámara de la cápsula adyacente a la primera parte de pared lateral, y al menos un primer conducto de salida que se extiende desde una primera salida de la cámara de la cápsula adyacente a la primera parte de pared lateral en dirección a la parte de boquilla. La segunda trayectoria de flujo de aire comprende al menos un segundo conducto intermedio que se extiende desde el conducto de entrada de aire hasta una segunda entrada de la cámara de la cápsula adyacente a la segunda parte de pared lateral, y al menos un segundo conducto de salida que se extiende desde una segunda salida de la cámara de la cápsula adyacente a la segunda parte de pared lateral en dirección a la parte de boquilla. El conducto de entrada de aire se expande de forma discontinuada previamente a su conexión con dicha al menos una primera y una segunda trayectoria de flujo de aire, para causar que un flujo de aire de inhalación, formado tras la inhalación, forme un chorro de aire que es atraído para fluir a lo largo de una primera parte de pared lateral intermedia del primer conducto intermedio, o alternativamente para fluir a lo largo de una segunda parte de pared lateral intermedia del segundo conducto intermedio, de tal manera que fluyan o en la primera o bien en la segunda trayectoria de flujo de aire.

40 La primera entrada de la cámara de la cápsula se forma preferiblemente entre la primera parte de la pared de soporte y la primera parte de pared lateral. La segunda entrada de la cámara de la cápsula se forma preferiblemente entre la primera parte de pared de soporte y la segunda parte de pared lateral. La primera salida de la cámara de la cápsula se forma preferiblemente entre la segunda parte de pared de soporte y la primera parte de pared lateral. La segunda salida de la cámara de la cápsula se forma preferiblemente entre la segunda parte de pared de soporte y la segunda parte de pared.

55 Preferiblemente, la primera parte de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara de la cápsula con una longitud "A" y la segunda parte de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara de la cápsula con una longitud "B".

Preferiblemente, mientras se realiza el movimiento oscilatorio, se generan impactos entre la cápsula, en particular entre su primera y su segunda sección de extremo, y la primera y la segunda parte de pared lateral de la cámara de la cápsula, de tal manera que una dosis de medicamento en forma de polvo seco contenida dentro de la cápsula se rompa en partículas finas, respirables y finamente dispersas en el interior de la cápsula, tras lo cual las partículas finas se liberan en la corriente de flujo de aire.

Preferiblemente, la cápsula que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco comprende una sección central entre dicha primera y segunda sección de extremo. Preferiblemente, la sección central tiene forma cilíndrica. La sección central de la cápsula está adaptada preferiblemente para ser soportada por la primera y la segunda parte de pared de soporte contra un movimiento en un plano que se extiende perpendicular al eje longitudinal. De acuerdo con esta realización, después de introducirse en la cámara de la cápsula, la cápsula se desplaza únicamente paralela a su eje longitudinal entre la primera y la segunda parte de pared lateral.

De acuerdo con una realización preferida, el dispositivo inhalador comprende además un medio de perforación desplazable para perforar una cápsula situada en la cámara de la cápsula. El medio de perforación se sitúa preferiblemente en la primera y segunda parte de pared lateral de la cámara de la cápsula. De acuerdo con esta realización, la cápsula se perfora preferiblemente en su primera y su segunda sección de extremo. Alternativamente, la cápsula puede abrirse mediante medios de corte.

Se prefiere que la distancia entre la primera parte de pared de soporte y la primera parte de pared lateral (a continuación denominada "tamaño de la primera entrada de la cámara de la cápsula") es idéntica a la distancia entre la primera parte de pared de soporte y la segunda parte de pared lateral (a continuación denominada como "tamaño de la segunda entrada de la cámara de la cápsula"). O en otras palabras: la primera entrada de la cámara de la cápsula y la segunda entrada de la cámara de la cápsula son del mismo tamaño. Se prefiere además que la distancia entre la segunda parte de pared de soporte y la primera parte de pared lateral (a continuación denominada "tamaño de la primera salida de la cámara de la cápsula") es idéntica a la distancia entre la segunda parte de la pared de soporte y la segunda parte de pared lateral (a continuación denominada "tamaño de la segunda salida de la cámara de la cápsula"). O en otras palabras: la primera salida de la cámara de la cápsula y la segunda salida de la cámara de la cápsula son del mismo tamaño. Se prefiere además que la cápsula introducida en la cámara de la cápsula tenga una extensión entre su primera y segunda secciones de extremo que sea mayor que el mayor de dichos tamaños de la primera y la segunda entrada de la cámara de la cápsula, y la primera y segunda salida de la cámara de la cápsula. De esta manera, la cápsula actúa como una barrera para el flujo de aire que evita que el aire fluya desde la primera trayectoria de flujo de aire hacia la segunda trayectoria de flujo de aire (o viceversa) dentro de la cámara de la cápsula.

Se prefiere particularmente que la cápsula introducida en la cámara de la cápsula tenga una extensión entre su primera y segunda sección de extremo que sea mayor que la mayor de entre la suma de la longitud "A" y el tamaño de la primera o la segunda entrada de la cámara de la cápsula, y la suma de la longitud "B" y el tamaño de la primera o segunda salida de la cámara de la cápsula. Esto significa que si, por ejemplo, la suma de la longitud "A" y el tamaño de la primera o segunda entrada de la cámara de la cápsula es mayor que la suma de la longitud "B" y el tamaño de la primera o segunda salida de la cámara de la cápsula, la cápsula tiene una extensión entre su primera y segunda sección que es mayor que la suma de la longitud "A" y el tamaño de la primera o segunda entrada de la cámara de la cápsula.

De esta forma, se crea una zona de constricción dentro de la cámara de la cápsula entre la primera o segunda parte de pared lateral de la cámara de la cápsula y la primera o segunda sección de extremo de la cápsula. De este modo, de acuerdo al principio de continuidad, el aire que fluye a través de la cámara de la cápsula tiene una velocidad aumentada cuando fluye a través de dicha zona de constricción. De acuerdo con el principio de conservación de energía mecánica, dicha ganancia en energía cinética – debido al aumento de la velocidad del aire que fluye a través de la zona de constricción – conduce a una caída de la presión en la cámara de la cápsula en la proximidad de la primera o segunda pared lateral. Este efecto también se conoce como el efecto Venturi. Consecuentemente, debido a la reducción de la presión en la cámara de la cápsula en la proximidad de la primera o segunda parte de pared lateral, la cápsula se desplaza hacia la primera o segunda parte de pared lateral durante la inhalación.

De acuerdo con otra realización, la primera entrada de la cámara de la cápsula y la segunda entrada de la cámara de la cápsula son de diferente tamaño y/o la primera salida de la cámara de la cápsula y la segunda salida de la cámara de la cápsula son diferente tamaño. También en este caso se prefiere que la cápsula introducida en la cámara de la cápsula tenga una extensión entre su primera y segunda sección de extremo que sea mayor que el mayor de dichos tamaños de la primera y la segunda entrada de la cámara de la cápsula, y la primera y segunda salida de la cámara de la cápsula. De esta manera, la cápsula actúa como una barrera de flujo de aire que evita que el aire fluya desde la primera trayectoria de flujo de aire a la segunda trayectoria de flujo de aire (o viceversa) dentro de la cámara de la cápsula.

De acuerdo con esta realización, se prefiere particularmente que la cápsula introducida en la cámara de la cápsula tenga una extensión entre su primera y segunda sección de extremo que sea mayor que la mayor de la suma de la longitud "A" y el tamaño de la primera o segunda entrada de la cámara de la cápsula y la suma de la longitud "B" y el

tamaño de la primera o segunda salida de la cámara de la cápsula. De esta manera, se crea una zona de constricción dentro de la cámara de la cápsula entre la primera o segunda pared lateral y la primera o segunda sección de extremo de la cápsula.

5 De acuerdo con una realización preferida del dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención, el primer y segundo conductos intermedios se inclinan en una dirección desde el al menos un conducto de entrada de aire a la primera y segunda entrada de la cámara de la cápsula. De este modo, de acuerdo con el principio de continuidad, se acelera el aire que fluye desde el al menos un conducto de entrada de aire a la cámara de la cápsula, cuando fluye a través del primer y segundo (estrechamiento) conducto intermedio.

10 De acuerdo con una realización preferida adicional del inhalador de acuerdo con la presente invención, el primer y segundo conducto de salida no están curvados. Alternativamente, de acuerdo con otra realización preferida del inhalador de acuerdo con la presente invención, el primer y el segundo conducto de salida están curvados (doblados). Se prefiere que ambos el primer y el segundo conducto estén curvados (doblados). Preferiblemente, el primer y el segundo conducto de salida están conectados para formar una curva continua, en la que la parte de boquilla se conecta al ápice de la curva formada por el primer y el segundo conducto de salida. En una realización en la que el inhalador comprende una cámara clasificadora (ver más adelante), la cámara clasificadora se conecta al ápice de la curva formado por el primer y el segundo conducto de salida y la parte de boquilla se conecta al ápice de la curva formada por el primer y el segundo conducto clasificador. De acuerdo con otra realización preferida del inhalador de acuerdo con la presente invención, el primer y/o segundo conducto de salida se curvan y se conectan para formar una forma ondulada que comprende dos crestas y un valle. Preferiblemente, la parte de boquilla se conecta al valle. Este diseño del primer y segundo conducto de salida proporcionará que el aire que fluye a través del primer y/o segundo conducto de salida curvado cambie su dirección cuando fluya a través de la curva. De este modo, las partículas más grandes y pesadas golpean las paredes de las secciones curvadas (impacto inercial) por lo que se rompen y/o desaglomeran en forma de partículas más pequeñas. O en otras palabras: el primer y el segundo conductos salida curvados actúan como un clasificador estático durante la inhalación.

25 Se prefiere adicionalmente que el primer y el segundo conducto se expandan en la dirección de la primera y la segunda salida de la cámara de la cápsula hacia la parte de boquilla. Preferiblemente, el primer y el segundo conducto de salida se expanden de forma continua en la dirección de la primera y segunda salida de la cámara de la cápsula hacia la parte de boquilla. De este modo, de acuerdo con el principio de continuidad, el aire que fluye desde la cámara de la cápsula hacia la parte de boquilla se desacelera cuando fluye (se expande) a través del primer y segundo conducto de salida.

30 De acuerdo a la invención, el conducto de entrada de aire se expande de forma discontinua previamente a su conexión con al menos la primera y la segunda trayectorias de flujo de aire. Por tanto, un flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación forma una corriente de aire hacia un espacio mayor tras salir del conducto de entrada de aire. Debido al denominado efecto Coanda, dicha corriente de aire es atraída aleatoriamente hacia una superficie cercana, de tal manera que fluya en la primera o bien en la segunda trayectoria de flujo de aire. Que la corriente de aire fluya en la primera o en la segunda trayectoria de flujo de aire depende también de si la cápsula bloquea una de dichas primera o segunda trayectorias de flujo del aire. Si, por ejemplo, la cápsula introducida en la cámara de la cápsula bloquea la segunda trayectoria del flujo de aire, el flujo de aire es posible únicamente a través de la primera trayectoria de flujo de aire y por tanto, dicha corriente de aire será atraída hacia una superficie de la primera trayectoria de aire. En este caso, la corriente de aire fluye en la primera trayectoria de flujo de aire, y se genera una presión reducida dentro de la cámara de la cápsula en la proximidad de la primera pared lateral debido al efecto Venturi. Consecuentemente, la cápsula se desplaza hacia la primera pared lateral inhibiendo de este modo el flujo de aire a través de la primera trayectoria de flujo de aire. O en otras palabras: la primera trayectoria de flujo de aire está ahora bloqueada por la cápsula. En esta situación, el aire puede fluir únicamente a través de la segunda trayectoria de flujo de aire. Si ahora el aire fluye a través de la segunda trayectoria de flujo de aire y se genera una presión reducida en la cámara de cápsula en la proximidad de la segunda parte de pared lateral debido al efecto Venturi, y la cápsula se desplaza ahora hacia la segunda parte de pared lateral. En esta situación se inhibe el flujo de aire a través de la segunda trayectoria de flujo de aire. Ahora, la segunda trayectoria de flujo de aire vuelve a quedar cerrada por la cápsula, por lo que la primera trayectoria de flujo de aire se abre nuevamente. De este modo, la propia cápsula actúa como un activador fluido que cambia el flujo de aire de la primera a la segunda trayectoria de flujo de aire y viceversa.

35 De acuerdo con otra realización preferida el conducto de entrada comprende una primera parte de pared lateral de entrada y una segunda parte de pared lateral de entrada que se estrecha hacia una abertura de entrada, de tal manera que una sección transversal de flujo formada por la primera y segunda partes de pared lateral de entrada disminuye hacia la abertura de entrada y se expande de forma discontinua en la dirección del flujo de aire de inhalación de aquí en adelante. Esto aumenta además la tendencia del aire a fluir en la primera o bien en la segunda trayectoria de flujo de aire, tal como se ha descrito anteriormente. En detalle, aumenta la tendencia del aire a fluir a lo largo de una primera parte de pared lateral intermedia, que define el primer conducto intermedio en su lado derecho, o bien, alternativamente, a fluir a lo largo de una segunda parte de pared lateral intermedia que define el segundo conducto intermedio en su lado izquierdo. Debido al cambio de forma discontinuada de la sección transversal del flujo, hay regiones de recirculación entre el aire que fluye hacia la cámara de la cápsula y las partes de pared lateral intermedia.

5 Eligiendo preferiblemente un ancho de una pared inferior que comprende la abertura de entrada en el rango de 7 mm a 11 mm, preferiblemente de 9 mm, en combinación con un ancho de la abertura de entrada en el rango de 0,5 mm a 5 mm, preferiblemente de 2 mm hay pequeñas perturbaciones adicionales que tienen como resultado una caída adicional en la presión de las regiones de recirculación y además arrastran el aire hacia una parte de pared lateral intermedia. En otras palabras: la relación entre un diámetro de la pared inferior que comprende una abertura de entrada y el diámetro de la abertura de entrada en el rango de 2,2 a 14, preferiblemente de 3 a 10, más preferiblemente de 4,5, tendrá como resultado una caída adicional en la presión de las regiones de recirculación y arrastra adicionalmente el aire hacia una parte de pared lateral intermedia.

10 Ha de entenderse que las regiones de recirculación y las pequeñas perturbaciones adicionales surgirán cerca de la primera además de cerca de la segunda parte de pared lateral intermedia, cuando el aire fluya a lo largo de la primera trayectoria de flujo de aire o la segunda trayectoria de flujo de aire, respectivamente. Por tanto, tal como se ha descrito anteriormente, el aire tendrá una tendencia a fluir a lo largo de la primera o la segunda trayectoria de flujo de aire hasta que la cápsula se desplaza horizontalmente y bloquea la correspondiente primera o segunda trayectoria de flujo de aire.

15 De acuerdo con una realización preferida, el dispositivo inhalador comprende además un primer conducto de bucle de entrada que se extiende desde una región dentro del primer conducto intermedio hacia el conducto de entrada de aire, y un segundo conducto de bucle de entrada que se extiende desde una región dentro del segundo conducto intermedio hacia el conducto de entrada de aire. Dicho primer y segundo conducto de bucle de entrada tienen la función de guiar una parte del flujo de aire de inhalación que fluye a través del primer o segundo conducto intermedio hacia el conducto de entrada de aire, de tal manera que dicha parte del flujo de aire de inhalación impacte lateralmente sobre la corriente de aire formada por el flujo de aire de inhalación. Si por ejemplo, la corriente de aire formada por el flujo de aire de inhalación fluye en la primera trayectoria de flujo de aire, una parte de dicha corriente de aire que fluye a través del primer conducto intermedio es guiada a través del primer conducto de bucle de entrada hacia el conducto de entrada de aire, donde impacta lateralmente en la corriente de aire causando de este modo que la corriente de aire cambie a la segunda trayectoria de flujo de aire. Posteriormente, una parte de la corriente de aire que fluye a través de la segunda trayectoria intermedia es guiada a través del segundo conducto de bucle de entrada hacia el conducto de entrada de aire donde impacta lateralmente en la corriente de aire, causando de este modo que la corriente de aire cambie nuevamente regresando hacia la primera trayectoria de flujo de aire. De este modo, el flujo de aire de inhalación fluye en la primera y en la segunda trayectoria de flujo de aire.

30 Preferiblemente, el primer y el segundo conducto de bucle se estrechan previamente a su conexión con el conducto de entrada de aire.

35 De acuerdo con una realización preferida, el dispositivo inhalador comprende un conducto de bucle que se extiende desde la primera salida de la cámara de la cápsula adyacente a la primera parte de pared lateral y el primer conducto de salida, hacia una segunda salida de la cámara de la cápsula adyacente a la segunda parte de pared lateral y el segundo conducto de salida. El conducto de bucle de salida tiene la función de guiar una parte del flujo de aire de inhalación tras la inhalación que fluye desde la cámara de la cápsula a través de uno de entre el primer y segundo conductos de salida en la dirección de la boquilla, hacia el otro lado de la cámara de la cápsula, de tal manera que dicha parte del flujo de inhalación impacte en la cápsula en la proximidad de su primera o segunda sección de extremo, de tal manera que la cápsula se desplaza hacia un lado.

40 De acuerdo con otra realización preferida, el dispositivo inhalador además comprende una parte de pared deflectora dentro de la parte de boquilla. La parte de pared deflectora se extiende preferiblemente en una dirección paralela a la primera y segunda parte de pared. Durante la inhalación, las partículas de mayor tamaño golpean la pared deflectora y se rompen/desaglomeran en forma de partículas más pequeñas.

45 De acuerdo con una realización preferida adicional, el dispositivo inhalador comprende, en conexión al primer y al segundo conducto de salida y la parte de boquilla, una cámara clasificadora. La cámara clasificadora comprende un conducto de entrada de la cámara clasificadora y un conducto de salida de la cámara clasificadora, en donde el conducto de entrada de la cámara clasificadora se conecta preferiblemente a un primer y un segundo conducto de salida, y el conducto de salida de la cámara clasificadora se conecta preferiblemente a la parte de boquilla. Preferiblemente, cuando el primer y segundo conductos se curvan y se conectan para formar una curva continua, el conducto de entrada de la cámara clasificadora se conecta al ápice de la curva continua formada por el primer y segundo conductos de salida. La cámara clasificadora comprende una parte de pared deflectora de la cámara clasificadora que se extiende en una dirección paralela a una primera y una segunda parte de pared y un primer y un segundo conducto que se extienden entre el conducto de entrada de la cámara clasificadora y el conducto de salida de la cámara clasificadora. Preferiblemente, el primer y el segundo conducto clasificador se curvan y se conectan para formar una curva continua, donde la parte de boquilla se conecta al ápice de la curva formada por el primer y el segundo conductos clasificadores. Durante la inhalación, las partículas de mayor tamaño golpean la parte de pared deflectora y se rompen/desaglomeran en forma de partículas más pequeñas. Posteriormente, las partículas de mayor tamaño y más pesadas aún permanecen en el flujo de aire de inhalación golpean las paredes de la sección curva (impacto inercial) por lo que se rompen y/o desaglomeran en forma de partículas más pequeñas.

5 También se divulga en el presente documento, en un ejemplo comparativo que no cae dentro del alcance de la invención, se encuentra un método de administración de una dosis de medicamento en forma de polvo seco, desde una cápsula a un paciente en necesidad de la misma. En una primera etapa, se proporciona una cápsula que tiene un eje longitudinal y una primera y una segunda sección de extremo que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco.

Además, se proporciona el dispositivo inhalador de la invención y la cápsula se introduce en la cámara de la cápsula del dispositivo inhalador.

10 Posteriormente, se perforan aberturas en la primera y la segunda secciones de extremo de la cápsula utilizando medios de perforación móviles. Preferiblemente, dichos medios de perforación móviles se sitúan en la primera y la segunda paredes laterales de la cámara de la cápsula.

15 Después de perforar las aberturas en la primera y segunda secciones de extremo de la cápsula, el paciente inhala a través de la parte de boquilla, de tal manera que se forma un flujo de aire de inhalación. El flujo de aire de inhalación fluye por uno o más conductos de aire, a través de la cámara de la cápsula y la parte de boquilla hacia los pulmones del paciente. Tras la inhalación, la cápsula situada en la cámara de la cápsula realiza un movimiento oscilatorio en la cámara de la cápsula paralela a su eje longitudinal entre la primera y la segunda parte de pared lateral cuando un flujo de aire se inicia a través de la primera y la segunda trayectoria de flujo de aire en una dirección desde al menos un conducto de entrada de aire hacia la parte de boquilla.

20 La cápsula que va a ser introducida en el inhalador de acuerdo con la presente invención se realiza preferiblemente de gelatina, HPMC, aluminio y/o cualquier otro material que pueda contener el polvo seco y que pueda ser perforado o cortado para abrirlo.

Descripción detallada de la invención

La invención se describe además en referencia a las figuras anexas que muestran realizaciones preferidas y no limitarán en modo alguno la presente invención.

25 La Fig. 1 muestra una vista esquemática de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

La Fig. 2 muestra una vista esquemática de otra realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención, junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

30 La Fig. 3 muestra una vista esquemática de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende un primer y un segundo conducto de bucle de entrada junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

La Fig. 4 muestra una vista esquemática de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende un conducto de bucle de salida junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

35 La Fig. 5 muestra una vista esquemática de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende un primer y un segundo conductos de salida curvados junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

La Fig. 6 muestra una vista esquemática de otra realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende un primer y segundo conductos de salida junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

40 La Fig. 7 muestra una vista esquemática de una realización adicional de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende un primer y un segundo conductos de salida junto con una cápsula introducida en la cámara de cápsula.

La Fig. 8 muestra una vista esquemática de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende una parte de pared deflectora dentro de la parte de boquilla.

La Fig. 9 muestra una vista esquemática de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende una cámara clasificadora.

45 La Fig. 10 muestra una vista esquemática de otra realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende una cámara clasificadora.

La Fig. 11 muestra un ejemplo adicional de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 12 muestra otro ejemplo de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 13 muestra otro ejemplo de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 14 muestra otro ejemplo de una realización de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

5 La Fig. 15 muestra una vista esquemática de una realización adicional de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

La Fig. 16 muestra una vista esquemática de aún una realización adicional de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

10 En referencia a la Fig. 1, se describirá un primer ejemplo de realización de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención.

El dispositivo inhalador comprende un alojamiento 10 de inhalador que comprende un conducto 20 de entrada de aire a través del cual fluye aire ambiente hacia el interior del dispositivo inhalador durante la inhalación. El inhalador comprende además una cámara 30 de cápsula alargada adaptada para recibir una cápsula 40 que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco. La Fig. 1 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención
15 junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula. La cápsula 40 tiene un eje longitudinal y una primera y segunda secciones 90, 95 de extremo que delimitan la cápsula 40 en extremos opuestos. La cápsula 40 comprende además una sección central, cilíndrica entre dicha primera y segunda secciones 90, 95 de extremo.

La cámara 30 de cápsula tiene un eje longitudinal y se define mediante una disposición de pared que incluye una primera y una segunda parte 50,55 de pared de soporte, opuestas entre sí en una dirección perpendicular al eje longitudinal. Tal como se muestra en la Fig. 1, la primera y segunda parte 50, 55 de pared de soporte están dispuestas paralelas una con respecto a la otra. La primera parte 50 de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula con una longitud "A" y la segunda parte 55 de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula con una longitud "B". En la realización que se muestra en la Fig. 1, "B" es de mayor longitud que "A".
20

25 La disposición de pared además incluye una primera y una segunda parte 60,65 de pared lateral opuestas entre sí, en la dirección del eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula.

El dispositivo inhalador comprende además una parte 70 de boquilla a través de la cual se dispensa el medicamento en forma de polvo seco.

Más aún, la realización del dispositivo inhalador de la invención que se muestra en la Fig. 1 comprende al menos una primera y una segunda trayectoria 80, 85 de flujo de aire que se extienden entre dicho al menos un conducto 20 de entrada de aire, la cámara 30 de cápsula y la parte 70 de boquilla para permitir un flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación para fluir por el conducto 20 de entrada de aire a través de la cámara 30 de cápsula y la parte 70 de boquilla.
30

La primera trayectoria 80 de flujo de aire comprende un primer conducto 100 intermedio que se extiende desde dicho un conducto 20 de entrada de aire hasta una primera entrada 110 de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte 60 de pared lateral, y un primer conducto 120 de salida que se extiende desde una primera salida 130 de cámara de cápsula adyacente a la primera parte 60 de pared lateral en dirección a la parte 70 de boquilla. La segunda trayectoria 85 de flujo de aire comprende un segundo conducto 105 intermedio que se extiende desde el conducto 20 de entrada de aire a una segunda entrada 115 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda parte 65 de pared lateral, y un segundo conducto 125 de salida que se extiende desde una segunda salida 135 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda parte 65 de pared lateral en dirección a la parte 70 de boquilla.
35
40

Dichos primer y segundo conductos 120, 125 de salida se expanden en la dirección desde la primera y la segunda salidas 130, 135 de la cámara de cápsula hacia la parte 70 de boquilla.

45 La primera entrada 110 de la cámara de cápsula se forma entre la primera parte 50 de pared de soporte y la primera parte 60 de pared lateral. La segunda entrada 115 de la cámara de cápsula se forma entre la primera parte 50 de pared de soporte y la segunda parte 65 de pared de soporte. La primera salida 130 de la cámara de cápsula se forma entre la segunda parte 55 de pared de soporte y la primera parte 60 de pared lateral. La segunda salida 135 de la cámara de cápsula se forma entre la segunda parte 55 de pared de soporte y la segunda parte 65 de pared lateral.

En la realización que se muestra en la Fig. 1, el tamaño de la primera entrada 110 de la cámara de cápsula es idéntica al tamaño de la segunda entrada 115 de la cámara de cápsula y el tamaño de la primera salida 130 de la cámara de cápsula es idéntica al tamaño de la segunda salida 135 de la cámara de cápsula. El tamaño de dichas primera y segunda entradas 110, 115 de la cámara de cápsula es mayor que el tamaño de dichas primera y segunda salidas 130, 135 de la cámara de cápsula.

La cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula tiene una extensión entre su primera y segunda sección 90, 95 de extremo que es mayor que el tamaño de la primera y segunda entrada 110 de la cámara de cápsula. En particular, la cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula tiene una extensión entre su primera y su segunda sección que es mayor que la suma de la longitud "B" y el tamaño de la primera o segunda salida 130, 135 de la cámara de cápsula. De esta manera, la cápsula 40 actúa como una barrera del flujo de aire que evita que el aire fluya desde la primera trayectoria 80 de flujo de aire a la segunda trayectoria 85 de flujo de aire (o viceversa) dentro de la cámara 30 de la cápsula. Adicionalmente, se crea una zona de constricción dentro de la cámara 30 de cápsula entre la primera o la segunda parte 60, 65 de pared lateral y la primera o segunda sección 90,95 de extremo de la cápsula 40. La figura 1 muestra una situación en la que la cápsula 40 bloquea la segunda trayectoria 85 de flujo de aire y crea una zona de constricción entre la primera sección 90 de extremo de la cápsula y la primera parte 60 de pared lateral.

Además, la realización que se muestra en la Fig. 1 comprende un conducto 20 de entrada de aire que se expande de forma abrupta previamente a su conexión con dichas al menos primera y segunda trayectorias 80, 85.

Durante la inhalación, se forma un flujo de aire de inhalación dentro del dispositivo inhalador. El flujo de aire de inhalación forma una corriente de aire en un espacio mayor tras salir del conducto 20 de entrada de aire. A medida que la segunda trayectoria 85 de flujo de aire es bloqueada por la cápsula 40, dicha corriente de aire fluye hacia el interior de la primera trayectoria 80 de flujo de aire. De acuerdo con el principio de continuidad, el flujo de aire de inhalación tiene una velocidad aumentada cuando fluye a través de la zona de constricción formada entre la primera sección 90 de extremo de la cápsula 40 y la primera parte 60 de pared lateral. De acuerdo con el principio de conservación de energía mecánica, dicha ganancia en energía cinética – debido al aumento de velocidad del aire que fluye a través de la zona de constricción – conduce a una caída de la presión en la cámara 30 de la cápsula en la proximidad de la primera parte 60 de pared lateral (efecto Venturi). Consecuentemente, debido a la reducción de la presión en la cámara 30 de la cápsula en la proximidad de la primera parte 60 de pared lateral, la cápsula 40 se desplaza hacia la primera parte 60 de pared lateral. Posteriormente, después de ser desplazada hacia la primera parte 60 de pared lateral, la cápsula 40 bloquea la primera trayectoria 80 de flujo de aire. Al mismo tiempo, se abre la segunda trayectoria 85 de flujo de aire. La cápsula 40 forma ahora una zona de constricción dentro de la cámara 30 de la cápsula entre la segunda sección 95 de extremo de la cápsula 40 y la segunda parte 65 de pared lateral. Ahora, a medida que la primera trayectoria 80 de flujo de aire es bloqueada por la cápsula 40, el flujo de aire de inhalación fluye en la segunda trayectoria 85 de flujo de aire, creando de ese modo una presión reducida en el interior de la cámara 30 de la cápsula cuando fluye a través de la zona de constricción. Por tanto, la cápsula 40 se desplaza hacia la segunda parte 65 de pared lateral re-abriendo de este modo la primera trayectoria 80 de flujo de aire y volviendo a cerrar la segunda trayectoria 65 de flujo de aire. De esta manera, la cápsula 40 realiza un movimiento oscilatorio en la cámara 30 de la cápsula paralelo a su eje longitudinal entre la primera y segunda partes 60, 65 de pared lateral cuando se inicia un flujo de aire a través de la primera y segunda trayectorias 80, 85 de flujo de aire en una dirección desde el conducto 20 de entrada de aire hacia la parte 70 de boquilla. Mientras se realiza el movimiento oscilatorio, se generan impactos entre la cápsula 40, en particular sus primera y segunda secciones 90, 95 de extremo, y la primera y segunda partes 60, 65 de pared lateral de la cámara 30 de la cápsula, de tal manera que una dosis de medicamento en forma de polvo seco contenida dentro de la cápsula 40 se rompe en forma de fracciones finas respirables y se dispersa finamente en el interior de la cápsula 40. El polvo finamente disperso sale de la cápsula 40 a través de los orificios en la primera y segunda secciones 90, 95, y se introduce en el flujo de aire de inhalación dispensado a través de la parte 70 de boquilla.

En referencia a la Fig. 2, se describe un segundo ejemplo de realización de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. También la Fig. 2 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de la cápsula.

Esta realización del dispositivo inhalador de la invención corresponde a la realización que se muestra en la Fig. 1 siendo la primera y segunda trayectorias 80, 85 más amplias. O en otras palabras: la primera y segunda trayectorias 80, 85 tienen una sección transversal de mayor tamaño. Además, el primer y segundo conductos 100, 105 intermedios se estrechan en una dirección desde el al menos un conducto 20 de aire hacia la primera y segunda entradas 110, 115 de la cámara de cápsula, de tal manera que el aire que fluye desde el al menos un conducto 20 de entrada de aire hacia la cámara 30 de cápsula se acelera cuando fluye a través del primer y segundo conductos 100, 105 intermedios.

En referencia a la Fig. 3, se describe un ejemplo de realización adicional de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. También la Fig. 3 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula.

- 5 El inhalador comprende un alojamiento 10 de inhalador que comprende un conducto 20 de entrada de aire a través del cual fluye aire ambiente hacia el interior del dispositivo inhalador durante la inhalación. El inhalador comprende además una cámara 30 de cápsula alargada adaptada para recibir una cápsula 40 que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco. La cápsula 40 tiene un eje longitudinal y una primera y una segunda secciones 90, 95 que delimitan la cápsula 40 en extremos opuestos. La cápsula 40 comprende además una sección central, cilíndrica entre dichas primera y segunda secciones 90, 95.
- 10 La cámara 30 de cápsula tiene un eje longitudinal y está definido por una disposición de pared que incluye una primera y una segunda partes 50, 55 de pared de soporte opuestas entre sí en una dirección perpendicular al eje longitudinal de la cámara de cápsula. La primera parte 50 de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula con una longitud "A", y la segunda parte 55 de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula con una longitud "B". En la realización que se muestra en la Fig. 3, "B" es mayor que "A".
- 15 La disposición de pared incluye además una primera y una segunda partes 60, 65 de pared lateral opuestas entre sí en la dirección del eje longitudinal de la cámara de cápsula.
- El dispositivo inhalador comprende además una parte 70 de boquilla a través de la cual se dispensa el medicamento en forma de polvo seco.
- 20 Más aún, la realización del dispositivo inhalador de la invención que se muestra en la Fig. 3 comprende al menos una primera y una segunda trayectorias 80, 85 de flujo de aire que se extienden entre el al menos un conducto 20 de entrada de aire, la cámara 30 de cápsula y la parte 70 de boquilla para permitir que un flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación fluya por al menos un conducto 20 de entrada de aire, a través de la cámara de cápsula y la parte 70 de boquilla.
- 25 La primera trayectoria 80 de flujo de aire comprende un primer conducto 100 intermedio que se extiende desde al menos un conducto 20 de entrada de aire a una primera entrada 110 de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte 60 de pared lateral, y un primer conducto 120 de salida que se extiende desde una primera salida 130 de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte 60 de pared lateral hasta la parte 70 de boquilla. La segunda trayectoria 85 de flujo de aire comprende un segundo conducto 105 intermedio que se extiende desde el al menos un conducto 20 de entrada de aire a una segunda entrada 115 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda pared 65 lateral, y un segundo conducto 125 de salida que se extiende desde una segunda salida 135 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda pared 65 lateral, hasta la parte 70 de boquilla.
- 30 La primera entrada 110 de la cámara de cápsula se forma entre la primera parte 50 de pared de soporte y la primera parte 60 de pared lateral. La segunda entrada 115 de la cámara de cápsula se forma entre la primera parte 50 de pared de soporte y la segunda parte 65 de pared lateral. La primera salida 130 de la cámara de cápsula se forma entre la segunda parte 55 de pared de soporte y la primera parte 60 de pared lateral. La segunda salida 135 de la cámara de cápsula se forma entre la segunda parte 55 de pared de soporte y la segunda parte 65 de pared lateral.
- 35 El tamaño de la primera entrada 110 de la cámara de cápsula es idéntica al tamaño de la segunda entrada 115 de la cámara de cápsula y el tamaño de la primera salida 130 de la cámara de cápsula es idéntica al tamaño de la segunda salida 135 de la cámara de cápsula. El tamaño de dicha primera y segunda entradas 110, 115 de la cámara de cápsula es mayor que el tamaño de dicha primera y segunda salidas 130, 135 de la cámara de cápsula.
- 40 La cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula tiene una extensión entre su primer y segunda secciones 90, 95 de extremo que es mayor que el tamaño de la primera y segunda entradas 110, 115 de la cámara de cápsula. En particular, la cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula tiene una extensión entre sus primera y segunda secciones 90, 95 de extremo que es mayor que la suma de la longitud "B" y el tamaño de la primera o la segunda salida 130, 135 de la cámara de cápsula. De esta manera, la cápsula 40 actúa como una barrera de flujo del aire que evita que el aire fluya desde la primera trayectoria 80 de flujo de aire a la segunda trayectoria 85 de flujo de aire (o viceversa) dentro de la cámara de cápsula 30. Además, se crea una zona de constricción dentro de la cámara 30 de cápsula entre la primera o segunda parte 60, 65 de pared lateral y la primera o segunda parte 90, 95 de extremo de la cápsula 40. La Figura 1 muestra una situación en la que la cápsula 40 bloquea la segunda trayectoria 85 de flujo de aire y crea una zona de constricción entre la primera sección 90 de extremo de la cápsula 40 y la primera parte 60 de pared lateral.
- 45
- 50 Además, el conducto 20 de entrada de aire se expande abruptamente previamente a su conexión con la al menos primera y segunda trayectorias 80, 85 de flujo de aire, de tal manera que un flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación forma una corriente de aire en el interior de un espacio mayor al salir del conducto 20 de entrada de aire.
- Más aún, la realización que se muestra en la Fig. 3 comprende un primer conducto 140 de bucle de entrada que se extiende desde una región dentro del primer conducto 100 intermedio al conducto 20 de entrada de aire, y un segundo

conducto 145 de bucle de entrada que se extiende desde una región dentro del segundo conducto 105 intermedio al conducto 20 de entrada de aire para guiar una parte del flujo de aire de inhalación que fluye a través del primer o segundo conducto 100, 105 intermedio hacia el conducto 20 de entrada de aire, de tal manera que dicha parte del flujo de aire de inhalación impacte lateralmente en la corriente de aire formada por el flujo de aire de inhalación. El primer y segundo conductos 140, 145 de bucle se estrechan previamente a su conexión con el conducto 20 de entrada de aire.

Durante la inhalación, un flujo de aire de inhalación se forma dentro del dispositivo inhalador. El flujo de aire de inhalación forma una corriente de aire en un espacio mayor al salir del conducto 20 de entrada de aire. Debido a que la segunda trayectoria 85 de flujo de aire está bloqueada por la cápsula (ver la Fig. 3), dicha corriente de aire fluye hacia el interior de la primera trayectoria 80 de flujo de aire. De acuerdo con el principio de continuidad, el flujo de aire de inhalación tiene una velocidad aumentada cuando fluye a través de la zona de constricción formada entre la primera sección 90 de extremo de la cápsula 40 y la primera parte 60 de pared lateral. De acuerdo con el principio de conservación de energía mecánica, dicha ganancia en energía cinética – debido al aumento de velocidad del aire que fluye a través de la zona de constricción – conduce a una caída de la presión en la cámara 30 de cápsula en la proximidad de la primera parte 60 de pared lateral (efecto Venturi). Consecuentemente, debido a la presión reducida en la cámara 30 de cápsula en la proximidad de la primera parte 60 de pared lateral, la cápsula 40 se desplaza hacia la primera parte 60 de pared lateral. A continuación, se crea una constricción entre la segunda sección 95 de extremo de la cápsula 40 y la segunda parte 65 de pared lateral. Adicionalmente, una parte de dicha corriente de aire que fluye a través del primer conducto 100 intermedio es guiada a través del primer conducto 140 de bucle de entrada hacia el conducto 20 de entrada de aire, donde impacta lateralmente sobre la corriente de aire causando de este modo que la corriente de aire cambie hacia la segunda trayectoria 85 de flujo de aire. Posteriormente, la corriente de aire fluye en la segunda trayectoria 85 de flujo de aire y a través de la constricción entre la segunda sección 95 de extremo de la cápsula 40 y la segunda parte 65 de pared lateral, causando una caída en la presión en la cámara 30 de cápsula en la proximidad de la segunda parte 65 de pared lateral debido al efecto Venturi. Consecuentemente, la cápsula 40 se desplaza hacia la segunda parte 65 de pared lateral. Adicionalmente, una parte de dicha corriente de aire que fluye a través del segundo conducto 105 intermedio es guiada a través del segundo conducto 145 de bucle de entrada hacia el conducto 20 de entrada de aire, donde impacta lateralmente sobre la corriente de aire causando de ese modo que la corriente de aire cambie hacia la primera trayectoria 80 de flujo de aire. De esta manera, el flujo de aire de inhalación fluye alternativamente en la primera y segunda trayectoria 80, 85 de flujo de aire causando de este modo que la cápsula 40 realice un movimiento oscilatorio entre la primera y la segunda partes 60, 65 de pared lateral de la cámara 30 de cápsula.

En referencia a la Fig. 4, se describe un ejemplo de realización adicional de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. También la Fig. 4 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula.

El inhalador comprende un alojamiento 10 de inhalador que comprende un conducto 20 de entrada de aire a través del cual fluye aire ambiente hacia el interior del dispositivo inhalador durante la inhalación. El inhalador comprende además una cámara 30 de cápsula alargada adaptada para recibir una cápsula 40 que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco. La cápsula 40 tiene un eje longitudinal y una primera y segunda secciones 90, 95 de extremo que delimitan la cápsula 40 en extremos opuestos. La cápsula 40 además comprende una sección central, cilíndrica entre dichas primera y segunda secciones 90, 95 de extremo.

La cámara 30 de cápsula tiene un eje longitudinal y está definida por una disposición de pared que incluye una primera y una segunda parte 50, 55 de pared opuestas entre sí en una dirección perpendicular al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula. La primera parte 50 de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula con una longitud "A", y la segunda parte 55 de pared de soporte tiene una extensión en una dirección que se extiende paralela al eje longitudinal de la cámara 30 de cápsula con una longitud "B". En la realización que se muestra en la Fig. 4, "A" es mayor que "B".

La disposición de pared incluye además una primera y una segunda partes 60, 65 de pared lateral opuestas entre sí en la dirección del eje longitudinal de la cámara de cápsula.

El dispositivo inhalador comprende además una parte 70 de boquilla a través del cual se dispensa el medicamento en forma de polvo seco.

Más aún, la realización del dispositivo inhalador de la invención mostrada en la Fig. 4 comprende al menos una primera y una segunda trayectorias 80, 85 de flujo de aire que se extienden entre el conducto 20 de entrada de aire, la cámara 30 de cápsula y la parte 70 de boquilla para permitir que un flujo de aire de inhalación formada tras la inhalación fluya por el conducto 20 de entrada de aire, a través de la cámara 30 de cápsula y la parte 70 de boquilla.

La primera trayectoria 80 de flujo de aire comprende un primer conducto 100 intermedio que se extiende desde el conducto 20 de entrada de aire a una primera entrada 110 de la cámara de cápsula adyacente a la primera pared 60 lateral y un primer conducto 120 de salida que se extiende desde una primera salida 130 de la cámara de cápsula

adyacente a la primera pared 60 lateral hasta la parte 70 de boquilla. La segunda trayectoria 85 de flujo de aire comprende un segundo conducto 105 intermedio que se extiende desde el al menos un conducto 20 de entrada de aire a una segunda entrada 115 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda pared 65 lateral, y un segundo conducto 125 de salida que se extiende desde una segunda salida 135 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda pared 65 lateral hasta la parte 70 de boquilla.

La primera entrada 110 de la cámara de cápsula se forma entre la primera parte 50 de pared de soporte y la primera parte 60 de pared lateral. La segunda entrada 115 de la cámara de cápsula se forma entre la primera parte 50 de pared de soporte y la segunda parte 65 de pared lateral. La primera salida 130 de la cámara de cápsula se forma entre la segunda parte 55 de pared de soporte y la primera parte 60 de pared lateral. La segunda salida 135 de la cámara de cápsula se forma entre la segunda parte 55 de pared de soporte y la segunda parte 65 de pared lateral.

El tamaño de la primera entrada 110 de la cámara de cápsula es idéntico al tamaño de la segunda entrada 115 de la cámara de cápsula y el tamaño de la primera salida 130 de la cámara de cápsula es idéntico al tamaño de la segunda salida 135 de la cámara de cápsula. El tamaño de dichas primera y segunda entradas 110, 115 de la cámara de cápsula es más pequeño que el tamaño de dichas primera y segunda salidas 130, 135 de la cámara de cápsula.

La cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula tiene una extensión entre sus primera y segunda secciones 90, 95 de extremo que es mayor que el tamaño de la primera y segunda salidas 130, 135 de la cámara de cápsula. En particular, la cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula tiene una extensión entre sus primera y segunda secciones 90, 95 que es mayor que la suma de la longitud "A", y el tamaño de la primera o segunda entrada 110, 115 de la cámara de cápsula. De esta manera, la cápsula 40 actúa como una barrera del flujo de aire que evita que el aire fluya desde la primera trayectoria 80 de flujo de aire a la segunda trayectoria 85 de flujo de aire (o viceversa) dentro de la cámara 30 de cápsula.

El dispositivo inhalador comprende además un conducto 150 de bucle de salida que se extiende desde la primera salida 130 de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte 60 de pared lateral y el primer conducto 120 de salida hasta una segunda salida 135 de la cámara de cápsula adyacente a la segunda parte 65 de pared lateral y el segundo conducto 125 de salida. El conducto 150 de bucle de salida tiene la función de guiar una parte del flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación que fluye desde la cámara 30 de cápsula a través de uno de entre el primer y segundo conductos 120, 125 de salida en la dirección de la parte 70 de boquilla hacia el otro lado de la cámara 30 de cápsula, de tal manera que dicha parte del flujo de aire de inhalación impacta en la cápsula 40 en la proximidad de su primera o segunda sección 90, 95 de extremo de tal manera que la cápsula 40 es presionada hacia un lado.

Durante la inhalación, se forma un flujo de aire de inhalación dentro del dispositivo inhalador. La Fig. 4 muestra una situación en la que la segunda trayectoria 85 de flujo de aire es bloqueada por la cápsula 40. De este modo, el flujo de aire de inhalación fluye en y a través de la primera trayectoria 80 de flujo de aire. Una parte de dicho flujo de aire que fluye a través del primer conducto 120 de salida es guiada a través del conducto 150 de bucle de salida hacia la segunda salida 130 de la cámara de cápsula, de tal manera que impacta con la cápsula 40 en la proximidad de su segunda sección 95 de extremo, de tal manera que la cápsula 40 es presionada en la dirección de la primera parte 60 de pared lateral, abriendo de este modo la segunda trayectoria 85 de flujo de aire y cerrando la primera trayectoria 80 de flujo de aire. Posteriormente, el flujo de aire de inhalación fluye en y a través de la segunda trayectoria 85 de flujo de aire. Una parte de dicho flujo de aire que fluye a través del segundo conducto 125 de salida es guiada a través del conducto 150 de bucle de salida hacia la salida 130 de la cámara de cápsula, de tal manera que impacta en la cápsula 40 en la proximidad de su primera sección 90 de extremo, de tal manera que la cápsula 40 es presionada en la dirección de la segunda parte 65 de pared lateral volviendo a abrir, de ese modo, la segunda trayectoria 85 de flujo de aire y cerrando nuevamente la primera trayectoria 80 de flujo de aire. De esta manera, el flujo de aire de inhalación fluye alternativamente en la primera y segunda trayectoria 80, 85 de flujo de aire causando que la cápsula 40 realice un movimiento oscilatorio entre la primera y la segunda partes 60, 65 de pared lateral de la cámara 30 de cápsula.

En referencia a la Fig. 5, se describirá una realización adicional de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. También la Fig. 5 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula.

Esta realización corresponde básicamente a la realización que se muestra en la Fig. 2 estando el primer y segundo conductos 120, 125 de salida curvados y conectados para formar una curva continua. La parte 70 de boquilla se conecta al ápice de la curva continua formada por el primer y segundo conductos 120, 125 de salida.

De este modo, durante la inhalación, el aire que fluye a través del primer y segundo conductos 120, 125 de salida curvados cambia su dirección cuando fluye a través de la curva y de este modo, unas partículas de mayor tamaño y más pesadas golpean la pared (exterior) de las secciones curvas (impacto inercial), por lo que se rompen y/o se desaglomeran para formar partículas más pequeñas. O en otras palabras: el primer y segundo conductos 120, 125 curvados actúan como un clasificador estático durante la inhalación.

En referencia a la Fig. 6, se describe un ejemplo de realización adicional de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. También la Fig. 6 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula.

5 Esta realización del dispositivo inhalador de la invención corresponde básicamente a la realización que se muestra en la Fig. 5. Como la realización que se muestra en la Fig. 5 el primer y el segundo conductos 120, 125 están curvados y conectados. También en esta realización, el primer y el segundo conductos 120, 125 de salida actúan como un clasificador estático durante la inhalación. El primer y segundo conductos 120, 125 de salida tienen una sección transversal (o diámetro) de mayor tamaño que el primer y segundo conductos 120, 125 de salida de la realización que se muestra en la Fig. 5.

10 En referencia a la Fig. 7, se describe un ejemplo de realización adicional de un dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. También la Fig. 7 muestra una realización del dispositivo inhalador de la invención junto con una cápsula 40 introducida en la cámara 30 de cápsula.

15 La realización que se muestra en la Fig. 7 corresponde básicamente a la realización que se muestra en la Fig. 2 con el primer y segundo conductos 120, 125 estando curvados y conectados para formar una forma ondulada que comprende dos crestas y un valle. También en esta realización el primer y segundo conductos 120, 125 de salida actúan como un clasificador estático durante la inhalación. La parte 70 de boquilla está conectada al valle.

20 De este modo, durante la inhalación, el aire que fluye a través del primer y segundo conductos 120, 125 de salida curvados cambia su dirección cuando fluye a través de la curva y de este modo, unas partículas de mayor tamaño y más pesadas golpean la pared (exterior) de las secciones curvas (impacto inercial), por lo que se rompen y/o desaglomeran en forma de partículas más pequeñas.

En referencia a la Fig. 8, se describe una realización adicional del dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. La realización que se muestra en la Fig. 8 corresponde básicamente a la realización que se muestra en la Fig. 5 con una parte 180 de pared deflectora estando presente dentro de la parte 70 de boquilla. La parte 180 de pared deflectora se extiende en una dirección paralela a una primera y segunda partes 50, 55 de pared.

25 En referencia a la Fig. 9, se describe otra realización del dispositivo inhalador de acuerdo con la presente invención. La realización que se muestra en la Fig. 9 corresponde básicamente a la realización que se muestra en la Fig. 5, con una cámara 160 clasificadora estando presente en conexión con el primer y segundo conductos 120, 125 de salida y la parte 70 de boquilla. La cámara 160 clasificadora comprende un conducto 165 de entrada de la cámara clasificadora y un conducto 170 de salida de la cámara clasificadora, en donde el conducto 165 de entrada de la cámara clasificadora se encuentra en conexión con el ápice de la curva formada por el primer y segundo conductos 120, 125 de salida y el conducto 175 de salida de la cámara clasificadora se encuentra en conexión con la parte 70 de boquilla. La cámara clasificadora comprende además una parte 180 de pared deflectora de la cámara clasificadora que se extiende en una dirección paralela a la primera y segunda partes 50, 55 de pared. La cámara 160 clasificadora comprende además un primer y un segundo conductos 185, 190 clasificadores curvados que se extienden entre el conducto 165 de entrada de la cámara clasificadora y el conducto 170 de salida de la cámara clasificadora. El primer y segundo conductos 170, 175 clasificadores se curvan y conectan para formar una curva continua, donde la parte 70 de boquilla se conecta al ápice de la curva formada por el primer y segundo conductos 170, 175 clasificadores.

40 La Fig. 10 muestra una realización adicional de un inhalador de acuerdo con la presente invención que comprende una cámara 160 clasificadora con una geometría ligeramente diferente de la cámara 160 clasificadora que se muestra en la realización mostrada en la Fig. 9.

Las Figs. 11 a 16 muestran realizaciones adicionales de un inhalador de acuerdo con la presente invención.

La Figs. 15 y 16 muestran realizaciones adicionales del dispositivo inhalador. Estas realizaciones difieren de la que se muestra en la fig. 2 en la forma del conducto 20 de entrada a través del cual fluye aire ambiente hacia el interior del dispositivo inhalador durante la inhalación.

45 En ambas realizaciones, el conducto 20 de entrada comprende una primera parte 200 de pared lateral y una segunda parte 205 de pared lateral que se estrecha hacia una abertura 210 de entrada. La abertura 210 de entrada se define en el punto en el que la primera y segunda partes 200, 205 de pared lateral dejan de converger una hacia la otra, y o convergen con una pared 230 inferior en el caso de la Fig. 15, o bien convergen con paredes 215 y 225 paralelas en el caso de la Fig. 16. Las paredes 215 y 225 paralelas entonces se extienden hacia y convergen con una pared 230 inferior.

Una sección transversal del flujo formada por la primera y segunda partes 200, 205 de pared lateral de entrada disminuye hacia la abertura 210 de entrada, y en el caso de la Fig. 15, se expande 220 de forma abrupta a partir de aquí. En el caso de la Fig. 16, la sección transversal del flujo formada por la primera y segunda partes 200, 205 de

ES 2 772 710 T3

pared lateral de entrada disminuye hacia la abertura 210 de entrada, a continuación de lo cual se mantiene a lo largo de 215 y 225 antes de que se expanda 220 a continuación de forma abrupta.

5 El cambio abrupto en la sección transversal y la expansión fomentan que el aire inhalado forme un chorro a medida que se introduzca en el primer conducto intermedio. Como chorro, el aire inhalado tendrá la tendencia a fluir a lo largo de una primera parte 240 de pared lateral intermedia que define el primer conducto 100 intermedio en su lado derecho, o bien, alternativamente, que fluya a lo largo de una segunda parte 225 de pared lateral intermedia que define el segundo conducto 105 intermedio en su lado izquierdo. Entonces puede fomentarse que el chorro cambie entre los conductos 100 y 105 por la presencia de inestabilidades naturales del flujo de chorro, el bloqueo aguas abajo de la cápsula, o un pulso de presión deliberado dirigido lateralmente en el chorro provisto por canales extra similares a los que se muestran en la Fig. 3, 140 y 145.

10 La primera parte 240 de pared lateral transcurre desde la pared 230 inferior hacia la primera parte 60 de pared lateral. De forma análoga, la segunda parte 245 de pared lateral intermedia transcurre desde la pared 230 inferior hacia la segunda parte 65 de pared lateral.

15 Una distancia C vertical entre el extremo más inferior de la primera y segunda partes 200, 205 de pared lateral de entrada y la pared 230 inferior que comprende la abertura 210 de entrada, se encuentra preferiblemente en el rango de 5 mm a 10 mm, más preferiblemente aproximadamente 7 mm. La abertura 210 de entrada tiene preferiblemente un ancho D1 en el rango de 0,5 mm a 5 mm, más preferiblemente de aproximadamente 2 mm. La pared 230 inferior tiene preferiblemente un ancho D2 en el rango de 7 mm a 11 mm, más preferiblemente de aproximadamente 9 mm. La primera y segunda partes 240, 245 de pared lateral intermedia y la pared 230 inferior incluye preferiblemente un ángulo W1 en el rango de 100° a 120°, más preferiblemente de aproximadamente 108°, de tal manera que la primera y segunda partes 240, 245 de pared lateral intermedia divergen hacia la cámara 30 de cápsula.

20 La primera parte 50 de pared lateral forma una pared horizontal de un primer soporte de cápsula con una forma triangular. El primer soporte 250 de cápsula comprende dos paredes 255 laterales que convergen en una punta 260 inferior.

25 Una distancia E vertical entre la pared 230 inferior y la punta 260 inferior del primer soporte 250 de cápsula se encuentra preferiblemente en el rango de 5 mm a 10 mm, más preferiblemente de aproximadamente 8,5 mm. Una altura F vertical del primer soporte 250 de cápsula entre la punta 260 inferior y la primera parte de pared de soporte está preferiblemente en el rango de 2 mm a 7 mm, más preferiblemente aproximadamente 5 mm. Ambas paredes 255 laterales incluyen preferiblemente un ángulo W2 en la punta 260 inferior en el rango de 70° a 90°, más preferiblemente aproximadamente 78°.

30 Una altura G vertical de la cámara 30 de cápsula entre la primera parte 50 de pared de soporte y la segunda parte 55 de pared de soporte se encuentra preferiblemente en el rango de 3mm a 9 mm, más preferiblemente de aproximadamente 6,4 mm. El ancho H horizontal de la cámara 30 de cápsula entre la primera y segunda partes 60, 65 de pared lateral se encuentra preferiblemente en el rango de 15 mm a 20 mm, más preferiblemente 18,8 mm. El primer y segundo conductos 120, 125 de salida tienen preferiblemente un ancho I en el rango de 1 mm a 6 mm, preferiblemente aproximadamente 3,7 mm.

35 Ha de entenderse que el dispositivo inhalador de acuerdo con la presente realización puede comprender cualquiera de entre el primer y segundo conductos 120, 125 de salida según se describe en referencia a las Figs. 1 a 14, independientemente de la forma y recorrido que tengan. Ha de entenderse adicionalmente que la segunda pared 55 lateral de soporte puede ser parte de un segundo soporte de cápsula con una forma triangular o semicircular o forma curva o forma rectangular, tal como se muestra en las Figs. 1 a 14.

40

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo inhalador que comprende

un alojamiento (10) que comprende un conducto (20) de entrada de aire;

5 una cámara (30) de cápsula alargada adaptada para recibir una cápsula (40) que contiene una dosis de medicamento en forma de polvo seco, y en donde la cámara (30) de cápsula tiene un eje longitudinal y está definida por una disposición de pared que incluye una primera y una segunda parte (50, 55) de pared de soporte opuestas entre sí en una dirección perpendicular al eje longitudinal y una primera y segunda partes (60, 65) de pared lateral opuestas entre sí en la dirección del eje longitudinal;

una parte (70) de boquilla a través de la cual se dispensa el medicamento en forma de polvo seco; y

10 al menos una primera y segunda trayectorias (80, 85) de flujo de aire, que se extienden entre al menos un conducto (20) de entrada de aire, la cámara (30) de cápsula y la parte (70) de boquilla para permitir que un flujo de aire de inhalación formado tras la inhalación fluya por el conducto (20) de entrada de aire a través de la cámara (30) de cápsula y la parte (70) de boquilla, de tal manera que la dosis de medicamento se introduzca en el aire y se dispense a través de la parte (70) de boquilla;

15 en donde la primera y segunda trayectorias (80, 85) de flujo de aire están dispuestas de tal manera que durante la inhalación, una cápsula (40) que tiene un eje longitudinal y la primera y segunda secciones (90, 95) de extremo que delimitan la cápsula en extremos opuestos, situada en la cámara (30) de cápsula realiza un movimiento oscilatorio en la cámara (30) de cápsula paralela al eje longitudinal de la cámara (30) de cápsula entre la primera y la segunda partes (60, 65) de pared lateral cuando un flujo de aire es iniciado a través de al menos una primera y una segunda trayectorias (80, 85) de flujo de aire en una dirección desde el conducto (20) de entrada de aire hacia la parte (70) de boquilla,

20 en donde la primera trayectoria (80) de flujo de aire comprende al menos un primer conducto (100) intermedio que se extiende desde al menos un conducto (20) de entrada de aire hasta una primera entrada (110) de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte (60) de pared lateral, y al menos un primer conducto (120) de salida que se extiende desde una primera salida (130) de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte (60) de pared lateral a la parte (70) de boquilla; y la segunda trayectoria (85) de flujo de aire comprende al menos un segundo conducto (125) de salida que se extiende desde una segunda salida (135) de la cámara de cápsula adyacente a la segunda parte (65) de pared lateral hacia la parte (70) de boquilla;

caracterizado por que

30 la segunda trayectoria (85) de flujo de aire además comprende al menos un segundo conducto (105) intermedio que se extiende desde el conducto (20) de entrada de aire hasta una segunda entrada (115) de la cámara de cápsula adyacente a la segunda parte (65) de pared lateral.

y por que

35 el conducto (20) de entrada de aire se expande de forma discontinua previamente a su conexión con al menos la primera y la segunda trayectorias (80, 85) para causar que un flujo de aire de inhalación, formado tras la inhalación, forme un chorro de aire que es atraído para fluir a lo largo de una primera parte (240) de pared lateral intermedia del primer conducto (100) intermedio, o bien alternativamente para fluir a lo largo de una segunda parte (225) de pared lateral intermedia del segundo conducto (105) intermedio, de tal manera que o bien fluya en la primera o en la segunda trayectoria (80, 85) de flujo de aire.

40 2. Dispositivo inhalador según la reivindicación 1, que además comprende un medio de perforación móvil situado en la primera y la segunda partes (60, 65) de la cámara (30) de cápsula para perforar una cápsula (40) situada en la cámara (30) de cápsula en su primera y segunda secciones (90, 95) de extremo.

45 3. Dispositivo inhalador según la reivindicación 2, en donde el primer y segundo conductos (100, 105) intermedio se estrechan en una dirección desde el al menos un conducto (20) de entrada de aire hasta la primera y la segunda entradas (110, 115) de la cámara de cápsula.

4. Dispositivo inhalador según la reivindicación 2 o 3, en donde el primer y segundo conductos (120, 125) de salida se expanden en una dirección desde la primera y segunda salidas (130, 135) de la cámara de cápsula a la parte (70) de boquilla.

5. Dispositivo inhalador según la reivindicación 4, en donde el primer y segundo conductos (120, 125) de salida se expanden de forma continua en una dirección desde la primera y la segunda salidas (130, 135) de la cámara de cápsula a la parte (70) de boquilla.
- 5 6. Dispositivo inhalador según la reivindicación 2, en donde el primer y segundo conductos (120, 125) de salida se curvan.
7. Dispositivo inhalador según la reivindicación 6, en donde el primer y segundo conductos (120, 125) de salida se conectan para formar una curva continua que tiene un ápice, en donde la parte (70) de boquilla se conecta al ápice de la curva formada por el primer y segundo conductos (120, 125) de salida.
- 10 8. Dispositivo inhalador según la reivindicación 6, en donde el primer y segundo conductos (120, 125) se conectan para formar una forma ondulada que comprende dos crestas y un valle, en donde la parte (70) de boquilla se conecta al valle.
- 15 9. Dispositivo inhalador según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en donde el conducto (20) de entrada comprende una primera parte (200) de pared lateral de entrada y una segunda parte (205) de pared lateral de entrada que se estrecha hacia una abertura (210) de entrada, de tal manera que una sección transversal del flujo formada por la primera y segunda partes (200, 205) de pared lateral de entrada disminuye hacia la abertura (210) de entrada y se expande de forma discontinua a partir de aquí.
10. Dispositivo inhalador según la reivindicación 9, en donde la primera parte (200) de pared lateral de entrada y la segunda parte (205) de pared lateral de entrada, que se estrechan hacia la abertura (210) de entrada, dejan de converger una hacia la otra para converger con una pared (230) inferior.
- 20 11. Dispositivo inhalador según la reivindicación 9, en donde la primera parte (200) de pared lateral de entrada y la segunda parte (205) de pared lateral de entrada, que se estrechan hacia la abertura (210) de entrada, convergen con paredes (215) y (216) paralelas, a continuación se extienden hacia y convergen con una pared (230) inferior.
- 25 12. Dispositivo inhalador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que además comprende un primer conducto (140) de bucle de entrada que se extiende desde una región dentro del primer conducto (100) intermedio al conducto (20) de entrada de aire, y un segundo conducto (145) de bucle de entrada que se extiende desde una región dentro del segundo conducto (105) intermedio al conducto (20) de entrada de aire.
13. Dispositivo inhalador según la reivindicación 12, en donde el primer y segundo conductos (140, 145) de bucle de entrada se estrechan previamente a su conexión con el conducto (20) de entrada de aire.
- 30 14. Dispositivo inhalador según la reivindicación 2 que además comprende un conducto (150) de bucle de salida que se extiende desde una primera salida (130) de la cámara de cápsula adyacente a la primera parte (60) de pared lateral y el primer conducto (120) de salida a una segunda salida (135) de la cámara de cápsula en la proximidad de la segunda parte (65) de pared lateral y el segundo conducto (125) de salida.

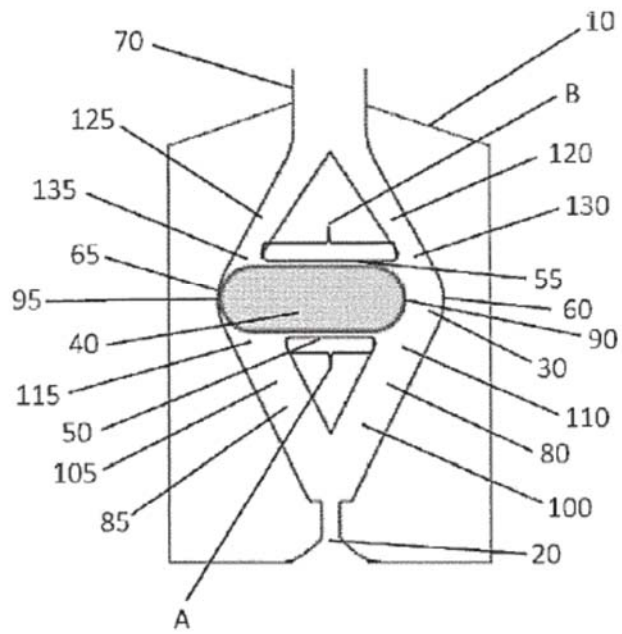


Fig. 1

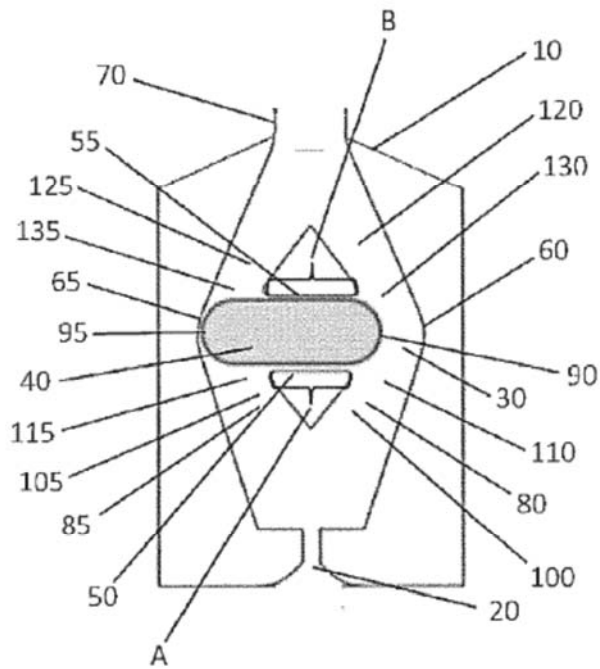


Fig. 2

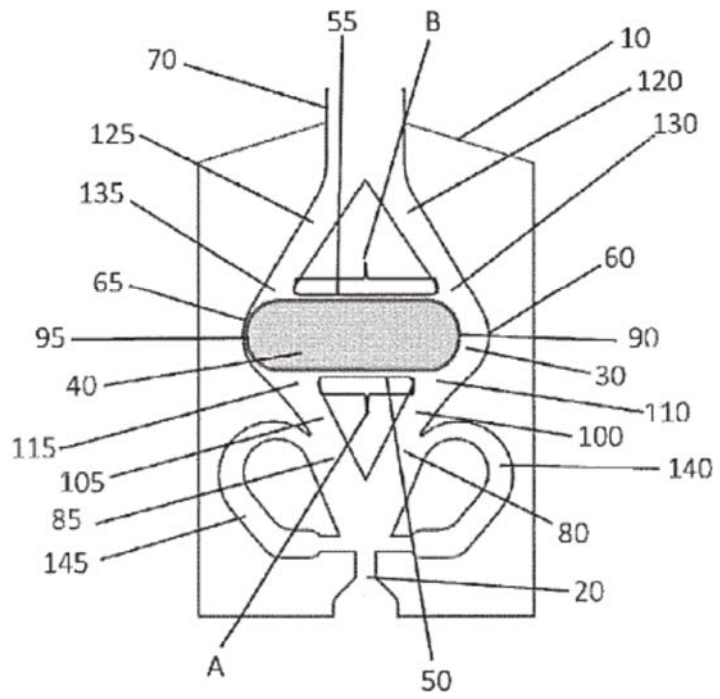


Fig. 3

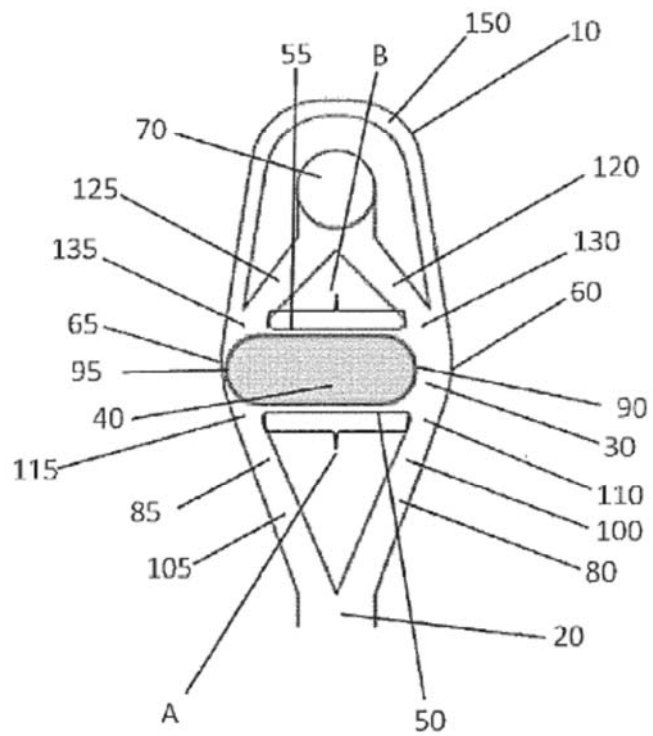


Fig. 4

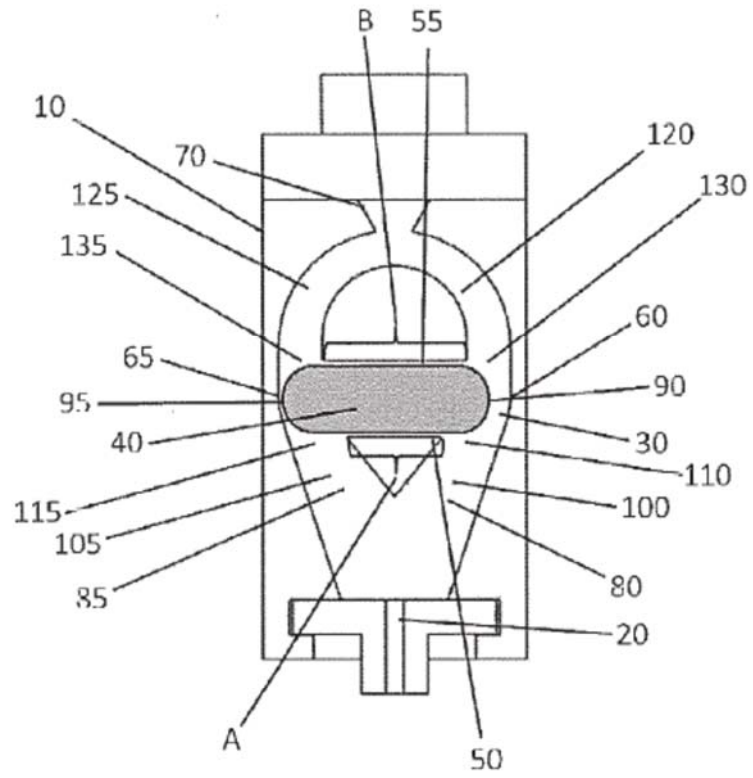


Fig. 5

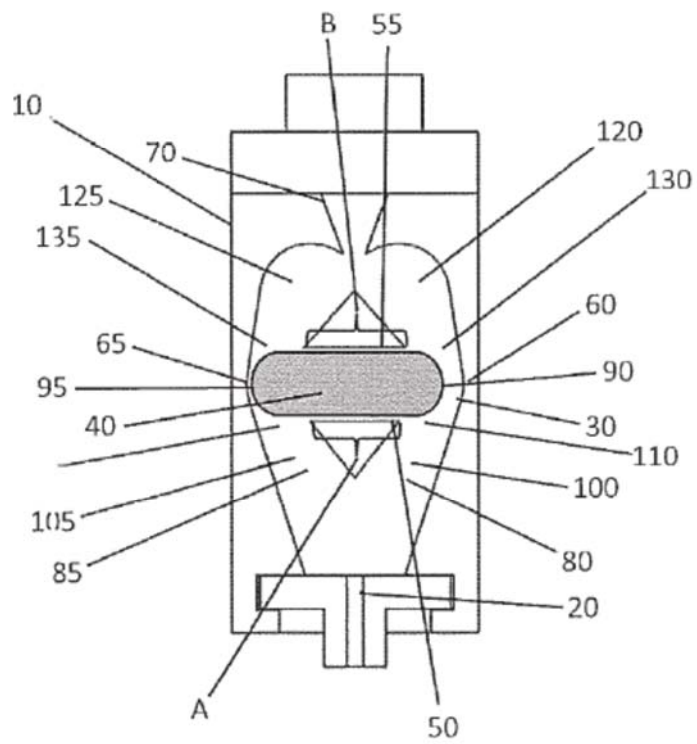


Fig. 6

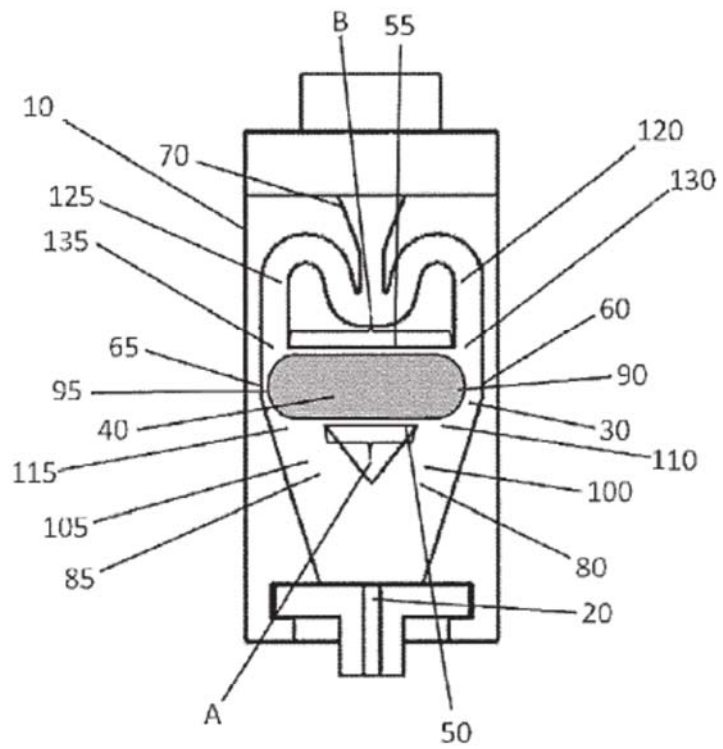


Fig. 7

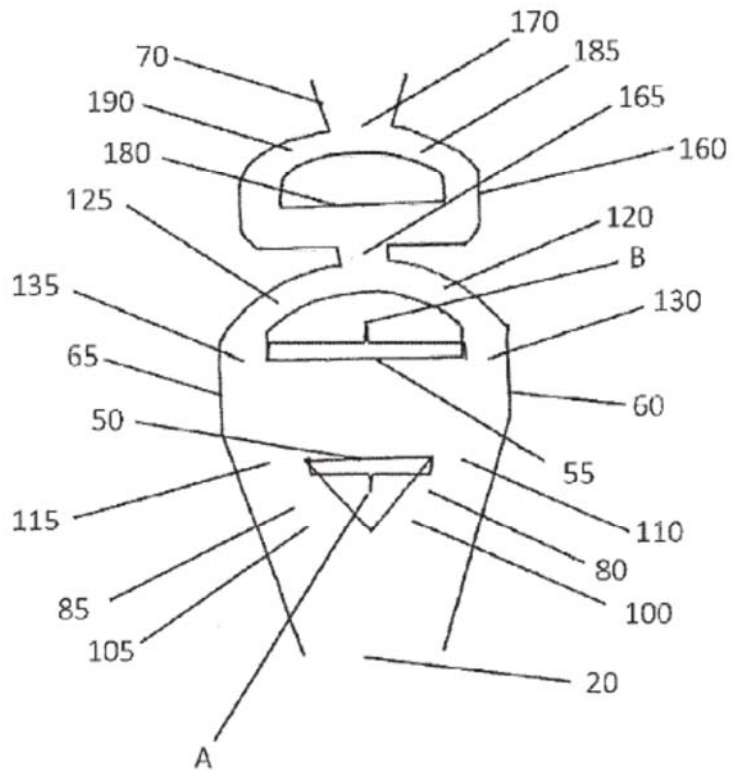


Fig. 8

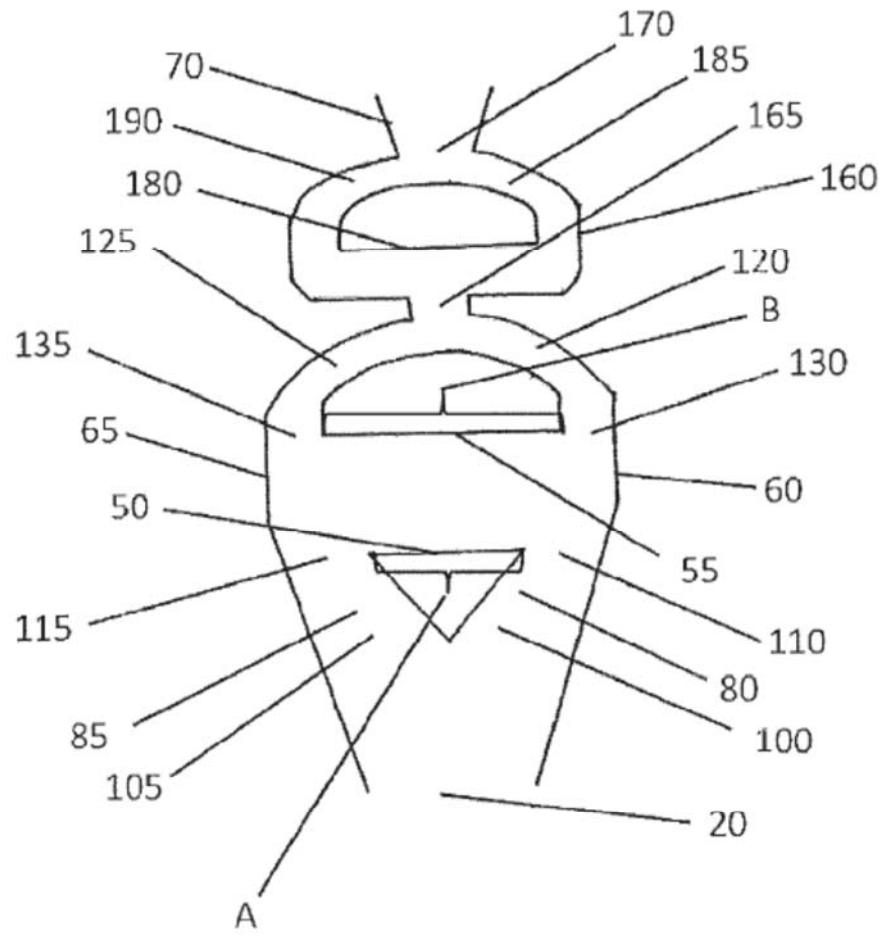


Fig. 9

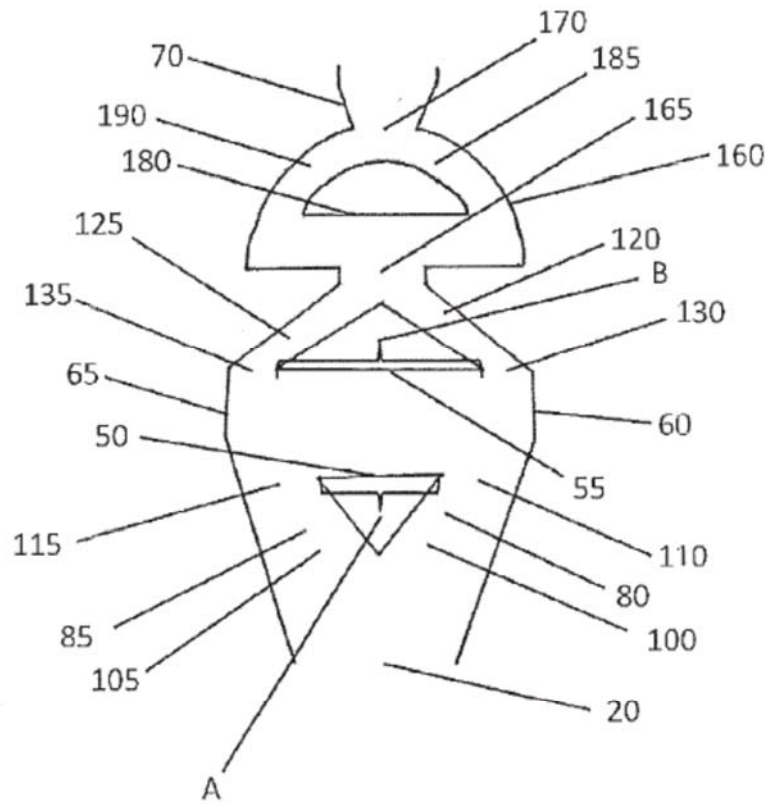


Fig. 10

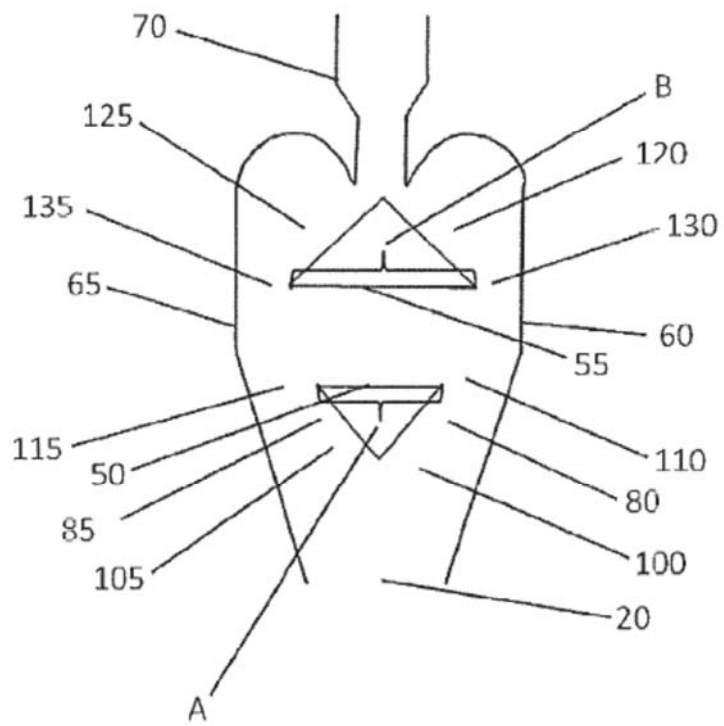


Fig. 11

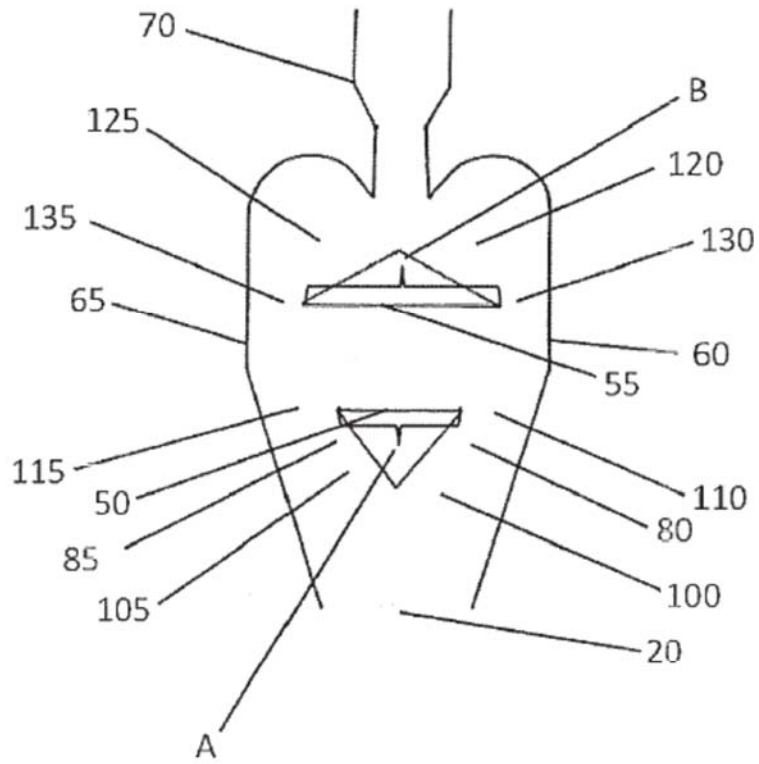


Fig. 12

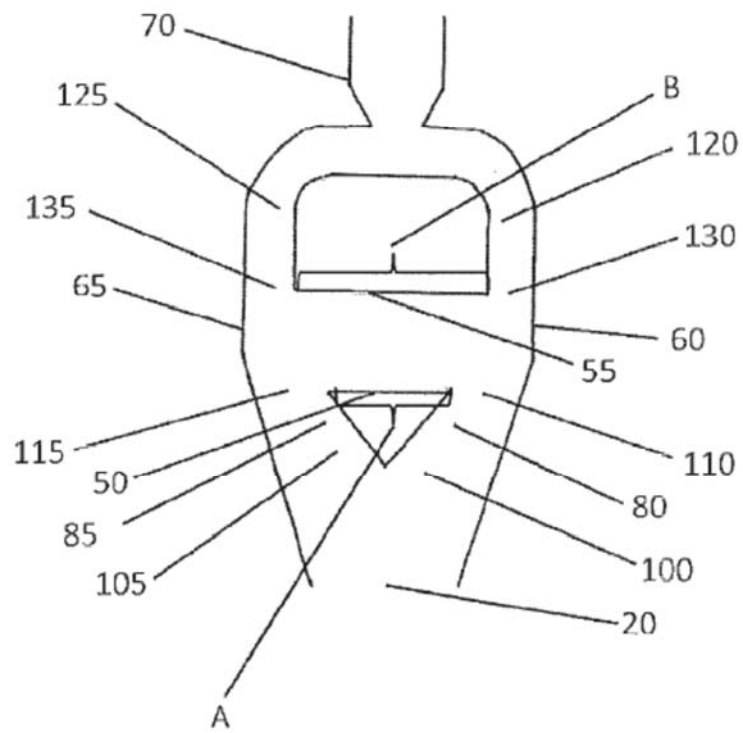


Fig. 13

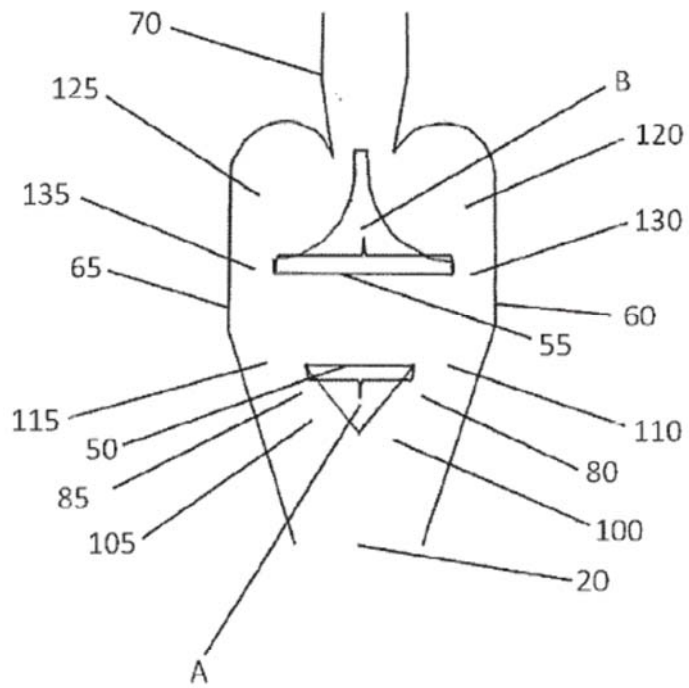


Fig. 14

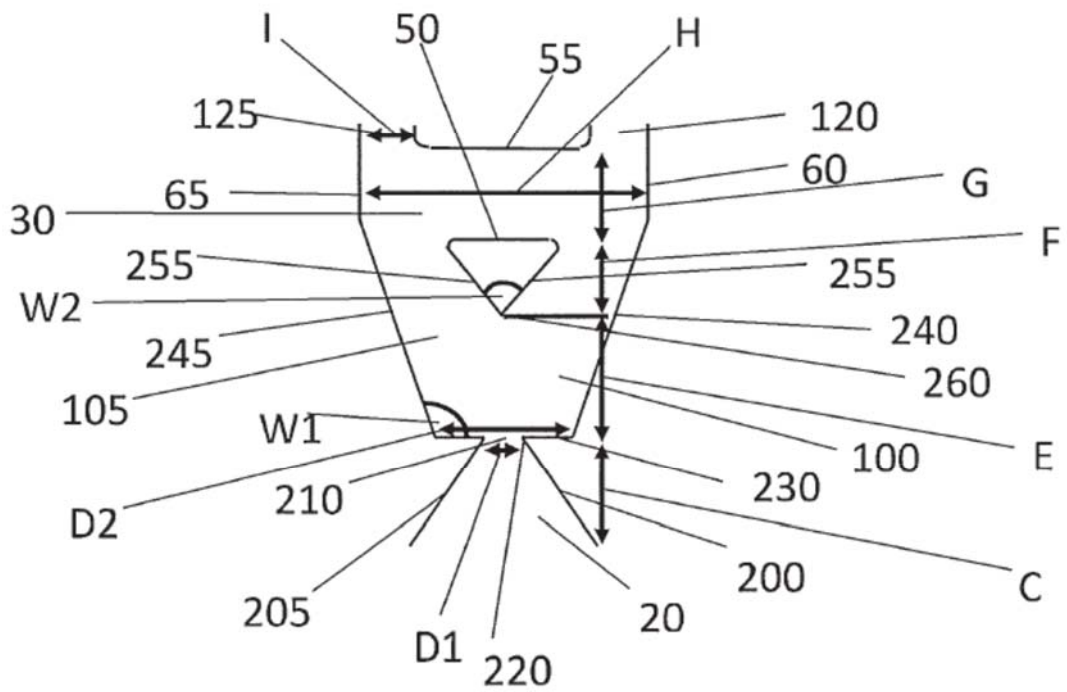


Fig. 15

