

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 669 343**

51 Int. Cl.:

**A61M 15/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **05.06.2015 PCT/NL2015/050413**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.12.2015 WO15187025**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.06.2015 E 15732069 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.04.2018 EP 3151893**

54 Título: **Un inhalador de polvo en seco accionado por respiración**

30 Prioridad:

**06.06.2014 EP 14171551**

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

**25.05.2018**

73 Titular/es:

**RIJKSUNIVERSITEIT GRONINGEN (100.0%)  
Broerstraat 5  
9712 CP Groningen, NL**

72 Inventor/es:

**DE BOER, ANNE HAAIJE;  
HAGEDOORN, PAUL y  
FRIJLINK, HENDERIK WILLEM**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

ES 2 669 343 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

Un inhalador de polvo en seco accionado por respiración

- 5 La invención se refiere a un inhalador de polvo seco accionado por la respiración según el preámbulo de la reivindicación 1, en el que altas dosis de un medicamento en polvo se desaglomeran en una cámara de circulación de aire utilizando la energía de la corriente de aire inspiratorio.
- 10 Dicho inhalador de polvo seco accionado por la respiración se conoce por el documento EP-A1-1,488,819 y se usa para administrar fármacos a través del tubo respiratorio o a través de este. Dicha administración de fármaco pulmonar no solo es ventajosa en el tratamiento de trastornos de los pulmones, sino que también es ventajosa para muchos otros tipos de tratamiento que incluyen convencionalmente la administración de medicamentos orales o parenterales.
- 15 Las ventajas del suministro de fármacos por vía pulmonar a través de la vía oral incluyen administración rápida al sitio de acción, concentraciones locales más elevadas a dosis reducidas y la posibilidad de administrar moléculas relativamente grandes, en particular moléculas que exhiben una biodisponibilidad baja o nula cuando se administran a través de la ruta oral.
- 20 Las ventajas del suministro de fármacos a través de la ruta pulmonar a lo largo de la ruta parenteral incluyen una mayor facilidad y una mejor aceptación de la administración y una mayor adherencia del paciente a la terapia.
- 25 La desaglomeración del polvo de inhalación en la cámara de circulación de aire o cámara "clasificadora" se efectúa utilizando la energía de la corriente de aire inspiratorio y es necesaria para reducir los aglomerados y grumos del polvo cohesivo no procesado en un tamaño de partícula que permita una efectividad de penetración y deposición en el área objetivo, por ejemplo, un tamaño más pequeño que 5  $\mu\text{m}$ , preferiblemente un tamaño dentro del rango de 1 a 3  $\mu\text{m}$ .
- 30 Aunque es altamente eficaz para la mayoría de los medicamentos en polvo, parece que los medicamentos en polvo específicos que son extremadamente higroscópicos, y en particular los medicamentos en polvo que también son altamente cohesivos y adhesivos y/o exhiben un alto grado de compactación bajo presión y tienden a adherirse a las paredes de la cámara clasificadora del inhalador conocido. Además, parece que incluso durante el almacenamiento en recipientes cerrados se forman aglomerados blandos del polvo que comprenden tales medicamentos en polvo altamente cohesivos que aglomeran el canal del polvo y hacen que el inhalador sea difícil o imposible de utilizar.
- 35 La presente invención generalmente tiene como objetivo aliviar las desventajas del inhalador conocido cuando se utilizan materiales altamente higroscópicos y/o adhesivos y cohesivos con una alta propensión a la compactación, al tiempo que se mantienen sus ventajas.
- 40 La invención proporciona un inhalador de polvo seco accionado por la respiración como se define en la reivindicación 1. Las partículas y aglomerados que entran en la cámara de circulación de aire desde el canal de polvo circulan por acción de una fuerza de arrastre impuesta por los flujos de aire que entran a esta cámara a través de la pluralidad de canales de suministro de aire. Se mueven a lo largo de la periferia de esta cámara por fuerzas centrífugas y colisionan con los segmentos de línea recta, como resultado de lo cual se fragmentan en fragmentos más pequeños y aumenta la relación de arrastre a la fuerza centrífuga.
- 45 Al proporcionar la pared lateral poligonal con al menos seis lados rectos, parece que el área de superficie de contacto entre las partículas circulantes y la pared se reduce de manera que se obtiene una reducción de la adhesión del polvo contra las partes de la pared. Además, el ángulo de colisión, es decir, el ángulo entre la extensión imaginaria de los lados tiene tal valor, es decir,  $60^\circ$  o menor, que la magnitud de la fuerza de compactación también se reduce y se obtiene una mayor velocidad de partículas residuales después de la colisión. Los numerosos flujos de aire a través de los canales de suministro de aire crean además una barrera de aire continuo para las partículas más pequeñas que, junto con la relación reducida de la fuerza centrífuga a la fuerza de arrastre, los mantiene alejados de la pared clasificadora cilíndrica e impide que contribuyan a la adhesión y compactación contra la pared lateral del clasificador. En cambio, hace que circulen a una cierta distancia de la pared lateral poligonal y que colisionen entre sí y que se rompan por el corte interno en las regiones turbulentas del flujo de aire. Además, dado que el canal de polvo es más ancho que los canales de suministro de aire, se reduce el riesgo de obstrucción del canal de polvo, pero se influye negativamente en la simetría de la circulación de aire en la cámara. Al proporcionar al menos seis lados rectos, el número de canales de suministro de aire es suficientemente grande para que el aire que fluye a través de los canales de suministro de aire a la cámara corrija la asimetría de la circulación de aire en la cámara de manera que el inhalador pueda suministrar el polvo correctamente.
- 50
- 55
- 60
- 65 En una realización preferida de un inhalador de polvo seco accionado por la respiración de acuerdo con la invención, la pared lateral poligonal comprende once segmentos de línea recta. De esta manera, la compactación se puede reducir de forma óptima mientras se proporcionan más canales de suministro de aire para una simetría de circulación de aire aún más optimizada en la cámara clasificadora y una menor retención y mejor dispersión del medicamento en polvo.

En una realización adicional de un inhalador de polvo seco accionado por la respiración de acuerdo con la invención, la segunda distancia es al menos dos veces, preferiblemente tres veces la primera distancia. Esto significa que el ancho del canal de polvo es al menos dos veces, preferiblemente tres veces el ancho del canal de suministro de aire para evitar al menos una gran obstrucción del canal de polvo por grandes aglomerados. Como resultado de dicha proporción, el flujo de aire en uso también es suficientemente fuerte para romper los grandes aglomerados en casos raros de obstrucción, o, en otras palabras, para abrir nuevamente el conducto para el flujo de polvo. En particular, cuando la primera distancia (es decir, el ancho de los canales de suministro de aire) está entre 1 y 2 mm, preferiblemente aproximadamente 1,5 mm, puede obtenerse la limpieza de las paredes del inhalador incluso en el caso de que el medicamento en polvo no comprenda las llamadas partículas barredoras. Dichas partículas barredoras son cristales o aglomerados grandes y fuertes que no se rompen o se fragmentan tras la colisión con la pared clasificadora y se retienen en el inhalador. Circulan a lo largo de la periferia de la cámara clasificadora durante todo el período de inhalación y barren las partículas de fármaco adherentes de la pared del clasificador cilíndrico para minimizar la retención del inhalador. A diferencia de las partículas portadoras en mezclas adhesivas para inhalación, no son parte de la formulación del fármaco y se introducen en el compartimento de dosis por separado.

En otra realización más de un inhalador de polvo seco accionado por la respiración de acuerdo con la invención, la superficie a de cada una de las proyecciones forma un segmento de línea recta respectivo, teniendo cada superficie un borde libre, los bordes libres de las superficies de las respectivas proyecciones situadas en un círculo alrededor del eje central. Tal colocación es beneficiosa para la circulación de aire en la cámara clasificadora, ayudando así a suministrar eficazmente los medicamentos en polvo al usuario y creando un arrastre suficiente de aire para las partículas más pequeñas evitando además la colisión de las mismas contra las paredes.

En una realización ventajosa de un inhalador de polvo seco accionado por la respiración de acuerdo con la invención, el diámetro de la cámara está entre aproximadamente 20 y aproximadamente 30 mm, preferiblemente aproximadamente 25 mm. De esta manera, se obtiene una buena circulación de aire en la cámara clasificadora, como resultado de lo cual se pueden utilizar dosificaciones más altas mientras se evita aún la adherencia del material a los lados de la cámara.

La invención se aclarará a modo de ejemplo solamente utilizando varias realizaciones preferidas mostradas en un dibujo. En el dibujo se muestra:

la figura 1 es una vista en despiece ordenado de una primera realización del inhalador de polvo seco accionado por la respiración que tiene una única cámara de circulación;

la figura 2 es una vista en planta superior de la placa inferior de una segunda realización de un inhalador de acuerdo con la invención; y

la figura 3 es una vista en despiece ordenado de la segunda realización del inhalador de polvo seco accionado por la respiración que tiene una única cámara de circulación con la placa inferior de la figura 2.

Los dibujos muestran representaciones esquemáticas de realizaciones ejemplares, que se dan como ejemplos no limitativos de la invención. En el dibujo, para las diversas realizaciones, las partes idénticas o correspondientes se indican con los mismos números de referencia.

La figura 1 muestra un inhalador 1 de polvo seco accionado por la respiración, que comprende una única cámara 2 de circulación de aire con forma de disco para la desaglomeración del medicamento en polvo arrastrado utilizando la energía de la corriente de aire inspiratorio. La cámara 2 tiene una pared 3 lateral poligonal que se extiende alrededor de un eje 4 central entre una pared superior sustancialmente paralela (formada por una placa 18 intermedia sustancialmente plana) y una pared inferior (formada por una placa 19 inferior sustancialmente plana) de la cámara 2 de modo que la altura de la cámara es más pequeña que su diámetro. En la realización mostrada en la Figura 1, el diámetro de la cámara 2 única es de aproximadamente 25 mm, pero en otras realizaciones puede tener otro valor entre 20 mm y 30 mm. En la realización mostrada en la figura 1, la pared 3 lateral poligonal tiene siete segmentos de línea recta o lados 5a - 5g, formados por una superficie de una proyección 20 respectiva. Las proyecciones 20a-20b, 20b-20c, 20c- 20d, 20d-20e , 20e-20f y 20f-20g están separados a la misma distancia (también llamada primera distancia) entre sí para formar una pluralidad de canales 7 de suministro de aire (en la realización mostrada en la Figura 1 seis) que tienen el mismo ancho y que están dispuestos regularmente alrededor de la circunferencia de la cámara 2, cuyos canales 7 se extienden desde entradas de aire separadas y cuyos canales entran en la cámara 2 sustancialmente tangencialmente a su pared 3 lateral. Dicha distancia, es decir, el ancho de los canales de suministro de aire se muestra en la Figura 1 aproximadamente 1.5 mm, pero en otras realizaciones puede estar entre 1 y 2 mm. Las proyecciones 20a y 20g, sin embargo, están separadas a una distancia mayor entre sí formando un canal 7a de polvo. En la realización mostrada, esta segunda distancia más grande (es decir, el ancho del canal de polvo) es de tres a cuatro, preferiblemente 3.5 veces la primera distancia, es decir, aproximadamente 5 mm, pero puede en otras realizaciones ser al menos dos veces la primera distancia, es decir al menos 3 mm. El canal 7a de polvo se extiende desde una entrada de suministro de aire conjunto a la región 8 de dosis de polvo del inhalador 1. La cámara 2 comprende además una salida 9 de aire que se extiende axialmente desde una abertura 10 de descarga en el centro de la pared 2 superior de la cámara y que conecta con un canal 12 de descarga. El canal 12 de descarga se extiende

a una boquilla 13. Tenga en cuenta que en la Figura 1 se describe una realización con siete lados, pero que la invención no se limita a este número y se pueden proporcionar varios lados siempre y cuando haya más de seis lados.

5 El canal 12 de descarga se conecta sustancialmente transversalmente a la salida 9 de aire de la cámara. El eje MP de la boquilla 13 está orientado transversalmente al eje 4 central de la cámara 2 de clasificación.

10 Por medio de un elemento 14a de ensamblaje que se puede insertar en las respectivas aberturas 14b de las partes del inhalador 1, el inhalador 1 se puede ensamblar de manera que comprenda una carcasa sustancialmente plana que tenga la forma y el tamaño de una tarjeta de crédito gruesa. siendo construido como, por ejemplo, una unidad desechable. Tenga en cuenta que la invención no se limita a la manera en que las partes se conectan entre sí y que, por ejemplo, también es posible una construcción con la que se hacen clic en las piezas junto con labios flexibles o pasadores cónicos que caen en los orificios correspondientes. La cámara 2 está dispuesta en la carcasa de modo que el eje 4 central de la cámara 2 se extiende transversalmente a la placa 19 inferior. El canal 12 de descarga está dispuesto en la carcasa de manera que se extiende en un plano paralelo a la placa inferior. La boquilla 13 está provista en un borde 15 periférico de la carcasa. El canal 12 de descarga y la cámara 2 de circulación se extienden en planos sustancialmente paralelos. Durante la inhalación, la boquilla 13 descarga una nube de aerosol de partículas de polvo desaglomerado arrastradas desde la cámara 2 de recirculación de aire en una dirección paralela al eje longitudinal de la carcasa del inhalador que coincide con el eje MP, mientras que el eje de la cámara 2 de clasificación es perpendicular al eje longitudinal de la carcasa del inhalador 14.

20 La carcasa está así constituida por una pila 16 de elementos sustancialmente planos. Estos elementos 16 incluyen la placa 19 inferior, la placa 18 intermedia y una placa 17 superior. La placa 19 inferior plana está provista de proyecciones 20 y una abertura 10, que en la pila forma la cámara 2, los canales 7 de suministro de aire, la región de suministro de aire para el flujo de polvo 8 y el canal 12 de descarga del inhalador 1. La superficie superior de la placa 25 19 inferior, por ejemplo, forma la pared inferior de la cámara 2, y lleva las proyecciones 20 que forman los lados 5a-5g. Los bordes libres de los lados pueden redondearse hacia el centro de la cámara 2 y están sustancialmente posicionados en un círculo imaginario. La cámara 2 está cerrada por la superficie inferior de la placa 18 intermedia, formando la pared superior de la cámara 2. La placa 18 intermedia forma una división entre un plano inferior en el que se extiende la cámara 2 y un plano superior paralelo en el que el canal 12 de descarga se extiende. La abertura 10 de 30 descarga en la placa 18 intermedia forma un paso para el aire y las partículas de medicina desaglomeradas arrastradas que salen de la cámara a través de la salida 9 de aire que se extiende coaxialmente con el eje 4.

35 La placa 19 inferior comprende nervaduras 21 periféricas, que definen una abertura en la que se coloca la placa 18 intermedia. La placa 17 superior está apilada en la placa 18 intermedia superior y la placa 19 inferior. El conjunto de las placas 16-18 es tal que la carcasa es sustancialmente hermética.

40 El área 8 de suministro de dosis de polvo es, en la realización mostrada en la Figura 1, formada por un compartimiento 23 de dosis sellado que contiene una dosis medida previamente de medicamento en polvo. Tenga en cuenta que, para mayor claridad, el compartimiento de dosis sellado se muestra al revés con respecto a la posición de uso. El compartimiento 23 de dosis está incluido en el canal 7a de polvo y bloquea el paso de aire a través del canal 7a hasta la eliminación del sello 24 del compartimiento 23 de dosis. El compartimiento 23 de dosis sellado se muestra como un bolsillo de blíster sellado con una lámina 24 de cubierta extraíble. El bolsillo 23 de blíster está incluido en la pila con la lámina 24 de cubierta que se extiende fuera del inhalador 1 como una porción de extracción. Como se muestra en la Figura 1, la carcasa forma una unidad desechable para una sola dosis. Tenga en cuenta que la invención no se limita al uso de bolsas de blíster como compartimentos para el medicamento en polvo.

50 Se proporciona una entrada 27 de aire en la parte 25 posterior del inhalador, generalmente opuesta a la boquilla 13. El grosor de la placa 17 superior se reduce localmente, de modo que durante la inhalación a través de la boquilla 13, el aire puede entrar entre la placa 17 superior y la placa 18 intermedia para arrastrar polvo desde la región 8 de suministro y llevarlo al canal 7a de polvo. Tenga en cuenta que también son posibles otras formas de realización para crear una entrada de aire.

55 El flujo de aire arrastra el polvo y lo transporta a través del canal 7a ancho formado entre la placa 19 inferior y la placa 18 intermedia a la cámara 2 clasificadora. En la realización mostrada en la figura 1, el flujo de aire pasa a través de la abertura 11 en la placa 18 intermedia y a través de la región 8 de suministro formada por el bolsillo de blíster abierto. El aire pasa a través de la abertura 11 dentro del blíster abierto para el arrastre del polvo y el flujo de polvo es guiado sobre la pared aguas abajo del vaso del blíster a través de un canal perfilado en el lado inferior de la placa central. Este canal con profundidad inclinada y decreciente comienza aproximadamente a la mitad de la longitud del bolsillo de blíster y termina sobre la parte declinante del canal de polvo hacia el clasificador y tiene su profundidad máxima al 60 50% de su longitud.

65 Un flujo de aire sin polvo fluye desde la entrada 27 central en la parte 25 posterior de la carcasa a través de un canal 7b de unión a los canales 7 de suministro formados entre las salientes 20 y la placa 19 inferior y la placa 18 intermedia a la cámara 2. En la realización mostrada, el canal de unión 7b discurre paralelo al canal 7a de polvo, que está situado frente al canal de unión cuando se ve desde el eje longitudinal MP del inhalador.

De este modo, las partículas de polvo se introducen en la cámara 2 por arrastre con aire que entra tangencialmente en las cámaras 2 a través del canal 7a de suministro de polvo. Se suministra aire adicional a las cámaras 2 a través de los canales 7 de suministro, que también entran tangencialmente en las cámaras. De esta manera, se crea un flujo circular de aire en la cámara 2 durante la inhalación y, como resultado del diámetro relativamente grande de la cámara 2, la circulación es suficiente para dosis mayores de medicación. Distribuyendo el número relativamente grande de canales 7 de suministro uniformemente alrededor de la circunferencia de la cámara, la circulación del flujo en las cámaras 2 se mejora adicionalmente.

Además, como resultado de los siete segmentos de línea o lados 5a-5g, el área de superficie de contacto entre las partículas circulantes y la pared es, en comparación con la técnica anterior, reducida lo que se atribuye a una reducción de la compactación de polvo contra las partes de pared. Se obtiene una reducción adicional de la compactación en el sentido de que el ángulo de colisión, explicado más detalladamente con respecto a la figura 2, es solo de aproximadamente 45°. El elevado número de canales de aire da como resultado una simetría mejorada del flujo dentro de la cámara clasificadora en la que las partículas más pequeñas circulan a cierta distancia de la pared lateral poligonal. Esto evita que colisionen con la pared lateral, evitando así la adhesión y la compactación contra esta pared. La simetría de flujo puede influenciarse adicionalmente alargando la pared 20g' de la saliente 20g formando una de las paredes del canal 7a de polvo. Debido al canal 7a de polvo relativamente ancho, que es al menos dos veces más ancho que los canales 7 de flujo de aire y preferiblemente tres veces más ancho, la obstrucción del canal 7a de polvo se reduce fuertemente.

Debido a la forma poligonal de la cámara 2, al menos a los seis lados 5, y al diámetro relativamente grande de la cámara, las partículas de polvo se rompen correctamente, es decir, se dispersan correctamente mientras que la retención se reduce fuertemente, de modo que el inhalador es adecuado para polvos fuertemente higroscópicos y compactantes. Además, las partículas más finas se arrastran de manera efectiva con el flujo de aire que sale de la cámara 2 axialmente a través de la salida 9 de aire bajo la acción de fuerzas de arrastre dominantes.

Las partículas más grandes, que incluyen cristales barredor utilizados para limpiar partículas depositadas de las paredes de la cámara 2, permanecen en la cámara 2 bajo la acción de fuerzas centrífugas dominantes a menos que se rompan. Una ventaja adicional del inhalador de la invención es que incluso en el caso de que el polvo seco no contenga cristales barredor, los lados 5 de la cámara pueden permanecer limpios.

El flujo de aire que sale de la cámara axialmente a través de la salida de aire fluye al canal de descarga que conduce a la boquilla 13.

Como el canal 12 de descarga tiene un eje central MP que se extiende perpendicularmente al eje 4 central de la cámara 2, el canal 12 de descarga se conecta transversalmente al eje central de la salida 9 de aire de la cámara 2, que coincide con el eje 4 central de la cámara 2, se logra que el flujo desde la salida 9 de aire al canal de descarga cambie de dirección desde el coaxial al eje de la cámara al transversal al eje de la cámara antes de salir de la boquilla 13. De esta manera, el componente tangencial en el flujo disminuye, de modo que la deposición de la boca se reduce sin la necesidad de proporcionar un flujo de vaina. Esto aumenta la eficacia de la entrega real de medicamentos a los pulmones.

El polvo en el compartimento 23 de dosis puede ser el ingrediente activo o una formulación con el ingrediente activo que es, por ejemplo, un polvo no procesado, una formulación esférica de gránulos, una mezcla adhesiva o una mezcla física, y/o un excipiente transportador, respectivamente un excipiente barredor, por lo que las propiedades del polvo (formulación) se pueden ajustar a las propiedades específicas del clasificador. Una única dosis del ingrediente activo (con o sin excipientes) se puede dividir en una pluralidad de bolsillos 23 de compartimentos de dosis para la inhalación simultánea o posterior. Cada compartimento puede contener el mismo componente o mezcla, o puede contener diferentes componentes o mezclas. Los compartimentos pueden cargarse desde un aparato dosificador en la carcasa, pero preferiblemente están precargados.

En las Figuras 2 y 3 se muestra otra realización de un inhalador 201 de polvo seco accionado por la respiración, en el que la pared lateral poligonal tiene once segmentos de línea recta o lados 205a - 205k (solamente los lados 205a y 205k se muestran por conveniencia de dibujo), que están formados por una superficie de una proyección 220 respectiva. Las proyecciones 220a-220b, 220b-220c, 220c-220d, 220d-220e, 220e-220f, 220f-220g, 220g-220h, 220h-220i, 220i-220j y 220j-220k están separados a la misma distancia entre sí para formar una pluralidad de canales 207 de suministro de aire (en la realización mostrada en las Figuras 2 y 3 diez) que tienen la misma anchura y que están dispuestos regularmente alrededor la circunferencia de la cámara. Las proyecciones 220a y 220k están nuevamente separadas a una distancia mayor entre sí formando un canal 207a de polvo. Como resultado de los once lados 205a-205k laterales, el área de superficie de contacto entre las partículas circulantes y la pared se reduce aún más, lo que se atribuye a una reducción de la compactación del polvo contra las partes de la pared. Con respecto a la realización de la figura 1, también se obtiene una reducción adicional de la compactación porque el ángulo de colisión, es decir, el ángulo entre la extensión imaginaria de los lados es de aproximadamente 30°. Este elevado número de canales de aire da como resultado una simetría de flujo aún mejor en la cámara clasificadora en la que circulan partículas más pequeñas a cierta distancia de la pared lateral poligonal para evitar que colisionen con la pared lateral evitando así que contribuyan a la adhesión y compactación. De nuevo, los bordes libres de las proyecciones están todos

## ES 2 669 343 T3

posicionados en un círculo imaginario (indicado por líneas discontinuas). Tenga en cuenta que, para evitar una repetición innecesaria de la descripción de los componentes, se hace referencia a la figura 1 en la que se describen los otros componentes análogos del inhalador. En la figura 3, se muestra adicionalmente un clip 290 de bloqueo como el elemento 214a de ensamblaje.

5

## REIVINDICACIONES

1. Un inhalador (1, 201) de polvo seco accionado por respiración, dicho inhalador (1, 201) comprende una carcasa sustancialmente plana formada por una pila de elementos (16) sustancialmente planos, dichos elementos (16) planos que incluyen una placa (19) inferior, una placa (18) intermedia y una placa (17) superior, dichos elementos (16) planos son paralelos entre sí, estando provistos al menos de un elemento (19) plano de proyecciones (20a-g, 220a-k) y una abertura, que en la pila forma una cámara (2) de circulación de aire sustancialmente en forma de disco para desaglomerar el medicamento en polvo arrastrado utilizando la energía de la corriente de aire inspiratorio, una pluralidad de canales (7, 207) de suministro de aire, un aire de región de suministro para un flujo de polvo y un canal (12) de descarga del inhalador (1, 201), la cámara (2) tiene una pared (3) lateral sustancialmente poligonal que se extiende alrededor de un eje (4) central entre las paredes superior e inferior de la cámara (2), el eje (4) central que se extiende transversalmente a la placa (19) inferior, la altura de la cámara (2) es más pequeña que su diámetro, la pluralidad de canales (7, 207) de suministro de aire están dispuestos alrededor de la circunferencia de la cámara (2), cuyos canales (7, 207) se extienden desde una entrada (27) de aire y canales (7, 207) entran en la cámara (2) sustancialmente tangencial a su pared (3) lateral, la carcasa comprende un canal (7a, 207a) de polvo que se extiende a través de una región de suministro de dosis (8) de polvo del inhalador (1, 201) a la cámara (2), cuyo canal (7a, 207a) de polvo entra en la cámara (2) sustancialmente tangencialmente a su pared (3) lateral, además la cámara (2) comprende una salida (9) de aire que se extiende axialmente desde una abertura (10) de descarga y conecta a un canal (12) de descarga que se extiende a una boquilla (13), en el que el canal (12) de descarga se conecta sustancialmente transversalmente a la salida (9) de aire de la cámara (2), caracterizado porque el inhalador (1, 201) comprende una única cámara (2) de circulación de aire y porque la pared (3) lateral poligonal comprende al menos seis segmentos de línea recta (5a-5g, 205a-205k) o lados, cada segmento de línea recta (5a-5g, 205a-205k) separado a la misma primera distancia de uno adyacente que forma la pluralidad de canales (7, 207) de suministro de aire, los canales (7, 207) de suministro de aire tienen el mismo ancho y están dispuestos regularmente alrededor de la circunferencia de la cámara (2), el canal de polvo (7a, 207a) está definido por dos segmentos de línea recta que están separados uno del otro en una segunda distancia que es más grande que la primera distancia.
2. El inhalador (1, 201) de polvo seco accionado por respiración de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la pared lateral poligonal (3) comprende once segmentos de línea recta (205a - 205k).
3. El inhalador (1, 201) de polvo seco accionado por respiración de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que la segunda distancia es al menos dos veces, preferiblemente aproximadamente tres veces la primera distancia.
4. El inhalador (1, 201) de polvo seco accionado por respiración de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la primera distancia está entre 1 y 2 mm, preferiblemente aproximadamente 1.5 mm.
5. El inhalador (1, 201) de polvo seco accionado por respiración de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que una superficie de cada una de las proyecciones (20a-g, 220 a-k) forma un segmento de línea (5a-5g, 205a-205k) recta respectiva, cada superficie tiene un borde libre, redondeando los bordes libres de las superficies de las respectivas proyecciones (20a-g, 220a-k) y situadas en un círculo alrededor del eje (4) central.
6. El inhalador (1, 201) de polvo seco accionado por respiración de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el diámetro de la cámara (2) individual está entre aproximadamente 20 mm y aproximadamente 30 mm, preferiblemente aproximadamente 25 mm.

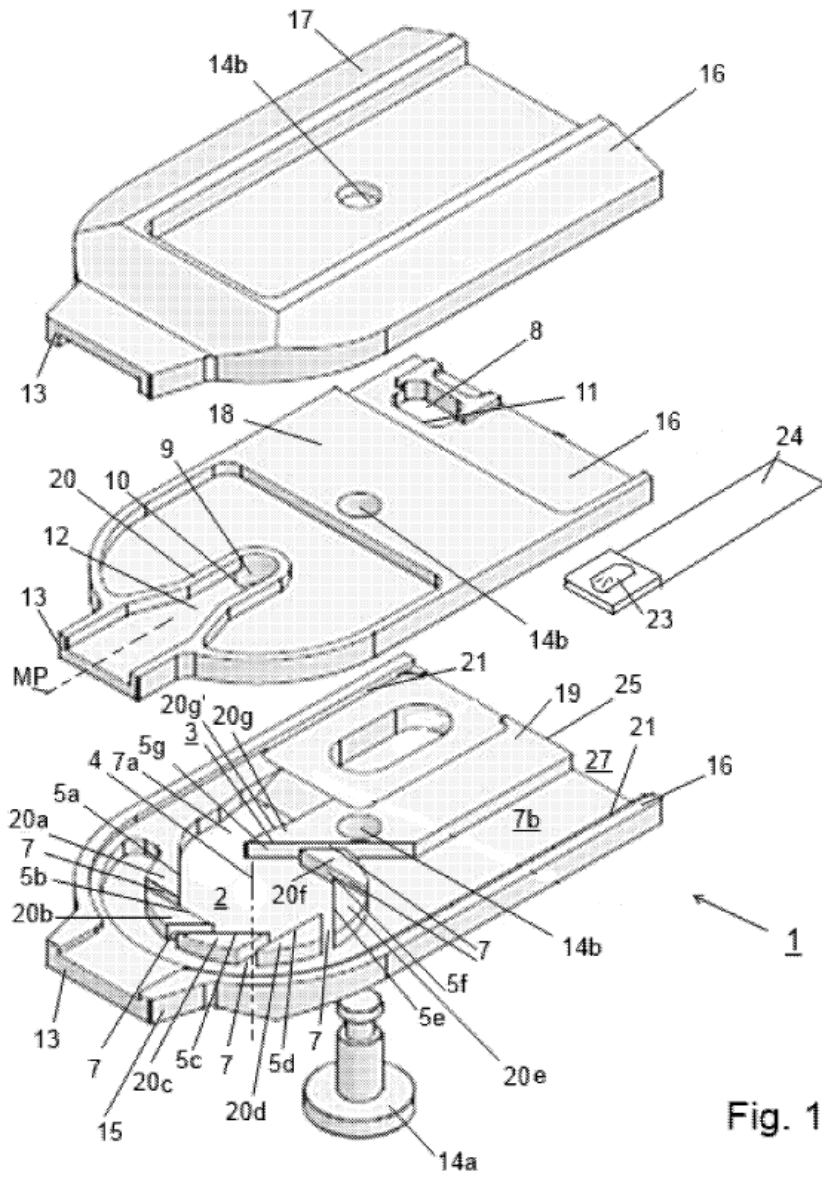


Fig. 1



