



CSA065476

Industria y Comercio
SUPERINTENDENCIA

Organización y
Digitalización CSA Ltda

Delegatura de Propiedad Industrial
División de Nuevas Creaciones

PCT *AL*

SOLICITUD

PATENTE DE INVENCION

09-76099

21 **EXPEDIENTE No.**

54 **TÍTULO**

DISPOSITIVO DE INHALACION PARA MEDICAMENTOS

EN FORMA DE POLVO

51 **CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL**

71 **SOLICITANTE**

LABORATORIOS ALMIRALL, S A

DOMICILIO

BARCELONA, ESPAÑA

74 **APODERADO**

LUZ CLEMENCIA DE PAEZ

C C 35 456 344 de Usaquén

22 **BOGOTÁ, D C.,**

PETITORIO

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 09-076099- -00000-0000

Fecha: 2009-07-22 16:29:23 Dep. 2020 NUECREACIONE
Tra. 11 PATENTEIYII Eva: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 202

FORMULARIO UNICO DE SOLICITUD DE PATENTE
PCT
ENTRADA EN FASE NACIONAL

SOLICITUD DE:

1

☒ Patente de Invención.☐ Patente de Modelo de Utilidad.☒ Capítulo I.☐ Capítulo II.

2

SOLICITANTE
(71)Nombre: **LABORATORIOS ALMIRALL, S.A.**

Sociedad constituida y existente bajo las leyes de España.

Dirección: Ronda del General Mitre 151,
08022, Barcelona
EspañaDomicilio: Barcelona,
España**IDENTIFICACIÓN**C.C. ☐NIT ☐C.E. ☐Otro ☐

Cual _____

Número _____

3

REPRESENTANTE
O APODERADONombre: **LUZ CLEMENCIA DE PAEZ**

Dirección: Carrera 4ª. No. 72-35

Teléfono: 347 36 11

Fax: 211 86 50

E-mail: clientes@cavelier.com

Domicilio: Bogotá, Colombia.

IDENTIFICACIÓNC.C. ☒NIT ☐C.E. ☐Otro ☐

Cual _____

Número 35.456.344T.P 23.555

4

INVENTOR (ES)
(72)1. **Martin HERDER**Westring 31,
63110 Rodgau,
Alemania3. **Ingo METT**Gartenstrasse 92,
60596 Frankfurt,
Alemania2. **Gerhard LUDANEK**Im Städer Grund 4,
61130 Nidderau,
Alemania

5

PCT (86)Solicitud Internacional No. PCT/EP2007/011372Fecha: 21 de diciembre de 2007Publicación Internacional No. WO 2008/077623 A1Fecha: 3 de julio de 2008

6

Título (54)**DISPOSITIVO DE INHALACIÓN PARA MEDICAMENTOS EN FORMA DE POLVO**

7

Clasificación Internacional (51) A61M 015/000

8

Prioridad

(33) País de Origen

(32) Fecha

(31) Número de Solicitud

SI ☒ NO ☐DE22 de diciembre de 200610 2006 062 196.4

9

Comprobante de pago No.: 09-49,265Fecha: 7 de julio de 2009Comprobante de pago No.: 09-49,301Fecha: 7 de julio de 2009Comprobante de pago No.: 09-51,419Fecha: 14 de julio de 2009Comprobante de pago No.: 09-52,180Fecha: 16 de julio de 2009

10

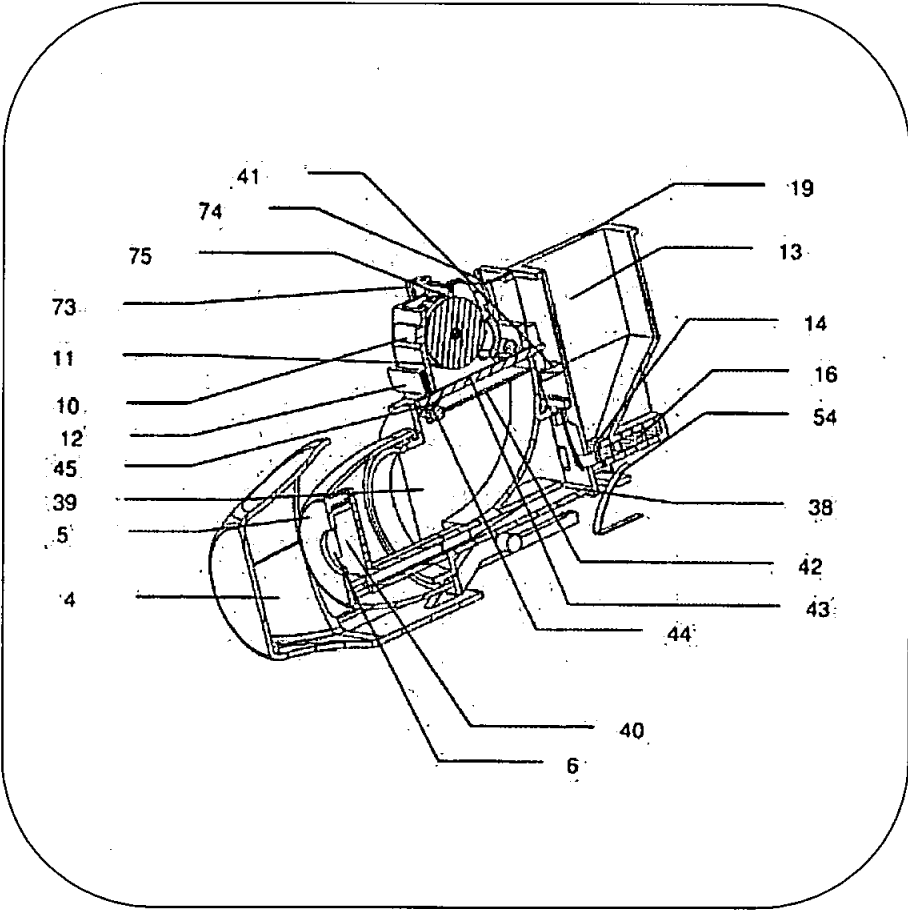
Anexos:

- ☒ Comprobante de pago de la tasa de presentación de la solicitud por \$ 540.000.oo.
- ☒ Comprobante de pago por 42 reivindicaciones adicionales después de la decimoquinta reivindicación por \$1.050.000.oo.
- ☒ Documento que acredita la existencia y representación legal cuando el solicitante sea persona jurídica.
- ☒ Poderes, si fuere el caso.
- ☐ Documento de cesión del inventor al solicitante o a su causante.
- ☐ Declaraciones.
- ☒ Copia de la solicitud internacional. (Resumen, descripción, reivindicaciones, dibujos)
- ☒ Traducción de la solicitud internacional al castellano. (Resumen, descripción, reivindicaciones, dibujos)
- ☐ Copia del examen preliminar efectuado por la IPEA.
- ☐ Traducción del examen preliminar efectuado por la IPEA.
- ☐ De ser el caso, copia del contrato de acceso.
- ☐ De ser el caso, documento que acredite la licencia o autorización de uso de conocimientos tradicionales de las comunidades indígenas.
- ☐ De ser el caso, certificado de depósito del material biológico.
- ☒ Arte final 12x12
- ☐ De ser el caso, información sobre otras solicitudes de patente o títulos obtenidos en el extranjero por el mismo titular o su causante, relacionadas parcial o totalmente con la invención de esta solicitud.
- ☒ Otros: VER HOJA DE DOCUMENTOS ANEXOS

3

11

FIGURA CARACTERÍSTICA



12

Solicito la concesión de la patente,

NOMBRE: LUZ CLEMENCIA DE PAEZ

FIRMA : Luz Clemencia Sobres
C.C. 35.456.344 de Usaquén T.P. 23.555

SCT

DOCUMENTOS ANEXOS

1. ☒ Publicación Internacional WO 2008/077623 A1

Descripción:

Páginas 56 en el idioma original

Páginas 66 en español

Reivindicaciones: Número (s) 57

Figuras: Número (s) 56

2. ☒ Forma PCT/ISA/210. Informe de Búsqueda Internacional.
3. ☒ Extracto de publicación.

**NO SE REALIZARON MODIFICACIONES EN LA FASE
INTERNACIONAL**

CAVELIER
ABOGADOS
EDIFICIO SISKI
CARRERA 4a N° 72-35
BOGOTA, 8 - COLOMBIA

188

Poder general otorgado en el exterior con autenticación notarial y Apostille para patentes, modelos de utilidad y diseños industriales, marcas de fábrica y de servicio, nombres comerciales, enseñas, nombres de dominio, lemas comerciales y licencias.

REPRESENTACION Y PODER

La que suscribe, LABORATORIOS ALMIRALL, S.A.

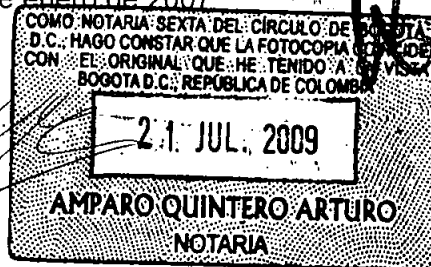
sociedad organizada y existente de conformidad con las leyes de España

domiciliada en Ronda del General Mitre 151, 08022 Barcelona, designa a EMILIO FERRERO, tpa. 31929; LUZ CLEMENCIA DE PAEZ, tpa. 23555 y DANIEL PEÑA, tpa. 65620, domiciliados en la Carrera 4ª N° 72-35, Bogotá, Colombia, en obediencia a lo dispuesto en el parágrafo 1o del Artículo 543 del Código de Comercio, el primero como principal y los demás como suplentes, en su orden, como nuestros representantes en todos los asuntos de propiedad industrial con facultad para recibir notificaciones y nombrar apoderados judiciales o extrajudiciales. El primer representante suplente reemplazará al principal en caso de ausencia o impedimento temporal o definitivo de aquél. La misma regla se aplicará cuando el segundo representante suplente haya de reemplazar al primero, o el tercero al segundo. En tales casos, el representante principal, o el primero, o segundo suplente, en su caso, o ambos, declararán su intención de no ejercer la representación mediante declaración autenticada por Notario Público en Colombia, o por Notario u otro Funcionario Público, o Cónsul de Colombia, en el extranjero; y si se tratare de impedimento, con el certificado respectivo. Si alguno de los nombrados faltare definitivamente, el siguiente tomará su lugar. Cuando cesare la ausencia o impedimento del representante principal, o de su primero o segundo suplentes, en su caso, podrán ejercer la representación, en su orden, uno u otros según el caso, asumiéndola por el solo hecho de ejercerla, cesando en ese momento el ejercicio de la representación por el primero, segundo o tercer suplente en su caso.

Además, conferimos poder a los abogados arriba nombrados, para obtener la protección de nuestra propiedad industrial y contra la competencia desleal, a cuyo efecto autorizamos a los dichos apoderados para que nos representen ante cualesquiera entidades o personas, ejerzan o no jurisdicción, especialmente ante las del orden administrativo, contencioso-administrativo y judicial, así como los tribunales de arbitramento, en todo lo concerniente a los siguientes asuntos: a) Obtención de patentes de invención, modelos de utilidad y diseños industriales; el registro de marcas de fábrica, colectivas, defensivas, de servicio, lemas comerciales, nombres comerciales, enseñas, nombres de dominio, variedades vegetales y denominaciones de origen; su renovación, traspaso, cambio de nombre o domicilio, renuncia voluntaria, y registro de licencias de uso de esos derechos; b) Las acciones de competencia desleal, protección del consumidor, oposiciones u observaciones, cancelación administrativa y judicial, nulidad, medidas cautelares, concesión de licencias, la tutela, la protección de secretos industriales, y en general los juicios civiles, penales, administrativos o contencioso-administrativos relacionados con estos derechos; acciones y procesos que promovamos o se nos promuevan. Y para que en todos los asuntos arriba determinados, puedan sustituir este mandato, transigir, conciliar, admitir los hechos del proceso, desistir, cancelar, recibir, renunciar, y ratificar los actos de agentes oficiosos.

Firmado en la ciudad de Barcelona, el 23 de enero de 2007

Pío Orviz Pedro Berga
Apoderados



Legalización Consular

LEGITIMACION: Yo, SALVADOR CARBALLO CASADO, Notario del Ilustre Colegio Notarial de Catalunya, con residencia en Barcelona, doy fe:-- Que reputo legítimas y auténticas, las firmas y rúbricas que anteceden, de DON PIO ORVIZ DIAZ y DON PEDRO BERGA MARTI, por ser de mi conocidas, puestas en este documento, en su condición de apoderados de "LABORATORIOS ALMIRALL, S.A." (antes "ALMIRALL PRODESFARMA, S.A.") en uso de los poderes que dicha Sociedad les tienen conferidos, los cuales están debidamente inscritos en el Registro Mercantil de Barcelona.----- Esta legitimación se hace a los efectos previstos en el artículo 207.2 del Reglamento Notarial, en virtud de acta en la que ha quedado debidamente acreditada la representación de dichos señores en nombre de la Sociedad, de esta misma fecha y protocolo, número 186 .----- Anotado en mi Libro Indicador del año 2007 (Sección Segunda). Asiento 2.----- En Barcelona, a treinta y uno de enero de dos mil siete.-----



SELO DE LEGITIMACIONES Y LEGALIZACION

FE PÚBLICA NOTARIAL



BOGOTÁ D.C. REPÚBLICA DE COLOMBIA
21 JUL 2009
AMPARO QUINTERO ARTURO
NOTARIA

[Handwritten signature]

FIRMA Y RÚBRICA DEL NOTARIO QUE OBRA EN ESTE FOLIO, HA ESTILLADO Y ANOTADO EN EL LIBRO 3993/2007, EN EL REGISTRO DEL COLEGIO NOTARIAL DE CATALUÑA.

7R8634233

10/2006



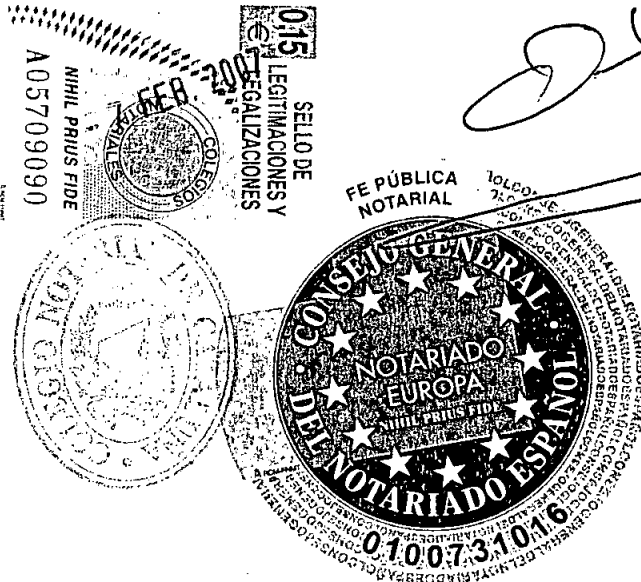
A P O S T I L L E

(Convention de La Haye du 5 octobre 1961)

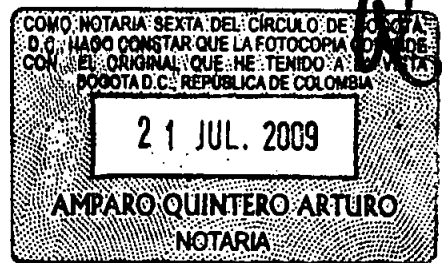
1. País **ESPAÑA**-----
El presente documento público-----
2. ha sido firmado por D. SALVADOR CARBALLO CASADO-----
3. quien actúa en calidad de Notario, en legitimación de firmas de don Pio Orviz Díaz y don Pedro Berga Martí, en documento de poder, en representación de Laboratorios Almirall, S.A., conforme Acta número 186/2007, de fecha 31 de enero de 2007.-----
4. y está revestido del sello/timbre de su Notaría de BARCELONA-----

CERTIFICADO

5. en BARCELONA-----
6. el día 07 de febrero de 2007.---
7. por DON ANTONI BOSCH I CARRERA, Censor Segundo de la Junta Directiva del Colegio Notarial de Cataluña-----
8. bajo el número: -7943/2007-----
9. Sello/timbre : 10. Firma:



Antoni Bosch i Carrera
Censor Segundo



(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
3 July 2008 (03.07.2008)

PCT

(10) International Publication Number
WO 2008/077623 A1

(51) International Patent Classification:
A61M 15/00 (2006.01)

(21) International Application Number:
PCT/EP2007/011372

(22) International Filing Date:
21 December 2007 (21.12.2007)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
10 2006 062 196.4
22 December 2006 (22.12.2006) DE

(71) Applicant (for all designated States except US): LABO-
RATORIOS ALMIRALL, S.A. [—/ES]; Ronda del Gen-
eral Mitre, 151, E-08022 Barcelona (ES).

(72) Inventors; and

(75) Inventors/Applicants (for US only): HERDER, Martin
[DE/DE]; Westring 31, 63110 Rodgau (DE). LUDANEK,
Gerhard [DE/DE]; Im Städter Grund 4, 61130 Nidderau
(DE). METT, Ingo [DE/DE]; Gartenstrasse 92, 60596
Frankfurt (DE).

(74) Agent: POLYPATENT; Braunsberger Feld 29, 51429
Bergisch Gladbach (DE).

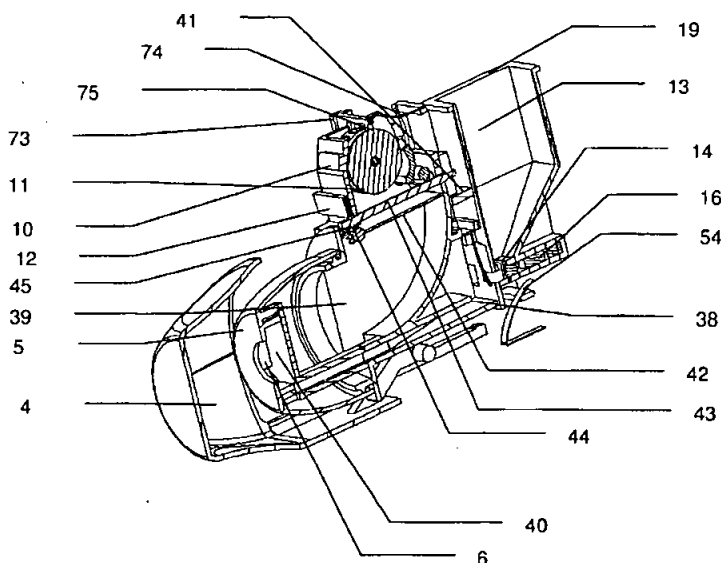
(81) Designated States (unless otherwise indicated, for every
kind of national protection available): AE, AG, AL, AM,
AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG,
ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL,
IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW,
MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL,
PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,
ZM, ZW.

(84) Designated States (unless otherwise indicated, for every
kind of regional protection available): ARIPO (BW, GH,
GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM,
ZW), Eurasian (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
European (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI,
FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL,
PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the
claims and to be republished in the event of receipt of
amendments

(54) Title: INHALATION DEVICE FOR DRUGS IN POWDER FORM



(57) Abstract: To provide an inhalation device which has improved use properties, particularly advanced moisture protection while in use, an inhalation device (1) for powder drugs is proposed comprising at least one storage chamber (13) for accommodating a plurality of drug powder doses and a dosing device which includes at least one dosing slider (15) which is movable approximately with a translatory movement in a dosing slider passage (16) at least from a filling position into an emptying position, wherein the inhalation device (1) further includes a device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider (15) from its filling position into the emptying position and a return device for automatic movement of the dosing slider (15) back into the filling position.

WO 2008/077623 A1

Inhalation device for drugs in powder form

Description

The invention concerns an inhalation device for drugs in powder form
5 comprising at least one storage chamber for accommodating a plurality of
drug powder doses and a dosing device which includes at least one dosing
slider which is movable approximately with a translatory movement in a
dosing slider passage at least from a filling position into an emptying
position.

10

Background of the invention

In the field of treating bronchial diseases but also other diseases in
which medication can be effected by way of the respiratory tract, it is
15 known to apply medicaments in powder form, besides the atomisation of
solutions or suspensions to afford inhalable aerosols. Many different
examples of such medicaments are described in the literature, purely by
way of example we refer to WO 93/11773, EP 0 416 950 A1 and EP 0 416
951 A1. A usual form of application in that respect is a supply by way of an
20 inhalation device or inhaler.

In the case of inhalers for powder drugs, such inhalers are known
both for the application of an individual dose, and also inhalation devices
which have a store for a multiplicity of drug doses. In regard to the latter it
is known either to provide separate storage chambers for a respective
25 individual dose or an individual receiving chamber for accommodating a
plurality of doses of a medicament.

In the case of inhalers which have a plurality of individual doses in
separate storage chambers, those are known in which individual chambers
of the inhaler are respectively filled with a drug dose. An example of such
30 an inhaler is described in US 5 301 666 A. It is however also known for a
plurality of drug powder doses to be respectively separately disposed in the
spaces or chambers of so-called blister packs. An example of such a blister

pack for use with an inhaler is described in DE 44 00 083 C2. Such a blister pack which at the same time is in the form of a disposable inhaler is described for example in DE 44 00 084 A1.

5 An inhalation device into which blister packs can be fitted which include respective separate storage chambers for individual doses of a powder drug and which can be emptied successively by means of the inhalation device is described for example in DE 195 23 516 C1.

Many different examples of inhalers with a storage chamber for a plurality of drug doses are described in the state of the art. An example
10 with a replaceable storage container is described in German patent specification 846 770, and another one is described in WO 95/31237.

A serious problem in inhalation systems in which a plurality of doses of a medically effective substance is disposed in a common storage chamber is apportioning an individual dose for an individual inhalation
15 operation. A large number of proposed solutions have been set forth in that respect as described for example in US 2 587 215 A and US 4 274 403 A. Other forms of arrangements for dosing an individual drug powder dose from a storage chamber for a plurality of drug doses are also described in WO 92/09322, WO 93/16748, WO 93/03785, US 6 029 661 A and DE 35 35
20 561 C2 as well as GB 2 165 159 A. An interchangeable cartridge for accommodating a plurality of doses of a drug powder with an integrated dosing slider is known from DE 195 22 415 A1.

A further serious problem in the inhalation of drug powder is the breakdown of the galenic powder formulations into particles which can
25 reach the lungs. The active substances administered in that way are generally brought together with carrier substances in order to achieve reasonable dosability of the medically active substance and in order to set further properties of the drug powder which for example can involve storage capability.

30 Approaches involving the design configurations of powder inhalers which are intended to provide for the provision of particles which are capable of reaching the lungs in an air flow are described for example in EP 0 640 354 A2, US 5 505 196 A, US 5 320 714 A, US 5 435 301 A, US 5 301

666 A, DE 195 22 416 A1 and WO 97/00703. In that respect proposals are also known for using auxiliary energy for producing the airflow, for example from ZA-A 916741.

It is quite generally also known in regard to the use of medicaments for inhalation in powder form for active substances to be combined by the application of prefabricated active substance mixtures. Corresponding proposals are to be found in EP 0 416 951 A1 and WO 93/11773, for example for the combination of salmeterol with fluticasone or formoterol with budesonide.

WO 00/74754 and many other publications over more than twenty years describe that a serious problem arises in regard to moisture, particularly with powder inhalers. In that respect moisture can not only have a disadvantageous effect on the pharmaceutically active medicament composition but in particular can adversely affect the interplay of physical and chemical parameters of the combination of active substance and adjuvant substances. As a result for example lumps can occur or breakdown of the inhaled powder into particles capable of reaching the lungs can be impeded. All those circumstances can lead to problems in regard to dosability and the effectiveness of administration of a medicament powder.

To alleviate those disadvantages various attempts have already been made in the past to reduce the penetration of moisture into a powder inhaler by the use of seals. In addition attempts were made to reduce the detrimental effects of moisture which has penetrated into the inhaler, by the provision of drying agents in order to absorb the moisture and in particular to keep down the level of air humidity in the storage chambers. Sealed dosing cavities in a multi-dose powder inhaler as well as a multi-digit counting mechanism are known from WO 92/00771. It will be noted however that dosing is only described by way of a rotary movement of a frustoconical dosing member.

Measures for moisture protection of medicament in powder form for inhalation in respect of dosing by means of a dosing slider are described for example in DE 102 02 940 A1, US 2003 0136405 A and WO 03/061742 A2.

State of the art

Particularly with conventional aerosol inhalers, it was in many cases
5 considered that actuation for dose delivery from the aerosol container and
the fact of sucking in an airflow by the patient using it has to be co-
ordinated, was a disadvantage. That considerably reduces the reliability of
application of the medicament into the lung. Many different solutions have
therefore been proposed in order to decouple actuation by the patient from
10 the inhalation process and thus application of the dose. The difficulty in
synchronizing the inhalation with the manual operation of the distributor
part of an inhaler is for instance discussed in US 5 239 992 A.

Numerous inventors have therefore already concerned themselves
with the problem of inhalation-triggered dose delivery in the case of
15 inhalers, for decades. For example DE 39 01 963 C1 discloses automatic
actuation of a valve of an aerosol container. In that respect the invention
described in that document includes sensor devices as well as an electronic
control and various proposals for an actuating mechanism driven by electric
motor means. In the Figures the patent specification includes a whole
20 series of proposals for possible design configurations of the actuating
mechanism which are all based on a rotary drive movement by means of an
electric motor and provide for conversion into very small travel movements
which are required for the actuation of a valve of an aerosol container
which is under pressure.

25 However, from US 5 113 855 A a proposal is known to at all separate
the dosing and aerolization of medicament powder totally from the
inhalation step to avoid the need for any triggering .

An inhalation-triggered opening and closing movement of a closure
of a dosing passage is known from WO 99/47199 and WO 99/06092. In
30 accordance with the disclosures in those documents, a spring-loaded
closure of a dosing passage is moved by way of a valve flap which is
disposed in a main air passage and which is actuated by the inhalation flow
of the patient. The closure is pulled away upon corresponding deflection of

the valve flap from the opening of the dosing passage and returns due to spring force into its starting position when the valve flap is no longer held open by the airflow. It will be appreciated however that this arrangement also does not have any seal as that dosing flap is only intended to close a dosing passage and is not in communication with a storage container for powder drugs. The actual dose delivery operation is effected by opening an individual dose blister in well-known form. Evidently the aim is only to ensure that no medicament powder passes into the air passage extending straight from the front rearwardly through the device, and probably trickles out when the inhaler is in an inclined position.

FR 2 709 653 A discloses a dosing device which is spring loaded from depressing a knob by the user, and the dosing device is released by a flap to move to a discharge position when a patient exerts suction in the inhalation duct.

Inhalation-triggered delivery of a dose from an aerosol container under pressure is known for example by prior use by Fujisawa Deutschland GmbH. In the case of the aerosol inhaler which is marketed by that corporation under the mark Junik® Autohaler® the aerosol container is biased by the user prior to the inhalation operation, insofar as a lever is used to compress a compression coil spring which presses against the container. The aerosol container is held by a movable frame connected to an air flap. When the air flap is deflected by the inhalation suction of the patient or otherwise mechanically, the frame is pivoted away to such an extent that the aerosol container can move with respect to the dosing valve which is held in a firm seat, to such an extent that the dosing valve opens to deliver a dose. In that respect the biasing of the spring is sufficient to overcome the closing force of the dosing valve. The aerosol container remains in the last position until the lever is pivoted back into its starting position again by the user. What is very troublesome for the user is the relatively hard and loud triggering impact upon activation of the dosing operation due to the quite high spring biasing and the comparatively large mass of the aerosol container, which is moved in the triggering operation.

Another inhalation-triggered opening of an aerosol container for dosing purposes by means of a spring which is activated by the actuation of a protective cap is known from WO 93/24167 (Norton Health Care Ltd., GB). The aerosol container is held in a readiness position by an evacuated
5 and sealed intermediate chamber against the force of the spring. The dosing operation is effected by way of an airflow-actuated valve which permits venting of the intermediate chamber and thus release of the spring and a downward movement of the aerosol container. As the dosing valve of the aerosol container is held fast the movement of the container leads to
10 an opening movement of the valve and thus delivery of an aerosol dose. That patent application at the same time also describes dose counting with an index ring which is advanced by way of a stepping mechanism with each dosing stroke movement. When a predetermined number of doses have been taken the ring disappears from the viewing window and can show an
15 "empty" marking. Biasing of the spring is effected by way of a pivotal movement of a cap which actuates a receiving holding means for the aerosol container by way of a cam disc and a linkage, and in so doing compresses the spring.

The connection of a display formed by a ring which is moved
20 progressively behind a viewing window, with an interchangeable powder cartridge, with a device for blocking the inhaler, is known from EP 1 616 592 A1. The blocking device is controlled by way of a groove in the ring and engages into the actuating mechanism for powder dosing. Similarly to the above-described document, the display however does not afford any
25 possible way of dose-accurately reading off the doses which are still present in the storage container. Intervention of the blocking device can also not be predicted in accurate dosing relationship.

An MDPI in which the dosing element is actuated by way of a protective cap, with a refillable storage container having a plug which can
30 serve as a container for a drying agent, and a dose counting mechanism, are known in principle from WO 93/03782.

EP 0 865 302 B1 discloses an inhaler in which a filled dosing cavity passes into a closure means upon further opening of a protective cap, and

is closed by the closure means. A valve plate is releasable from its rest position in order to advance the closure means, in which case the advance movement of the closure means is permitted, against adjustable arresting means, only upon the application of a defined minimum intensity of inhalation by a patient, and the dosing cavity is opened only with the advance movement of the closure means so that the dose of medicament powder can be inhaled. That arrangement is highly special and complicated and expensive but does not prevent the loss of a dose which has not yet been inhaled, without affording particular protection from moisture. Upon actuation by a patient without inhalation occurring, the apportioned drug dose can remain for any period of time outside the storage means and in that case is exposed to atmospheric influences.

DE 198 25 434 C2 and EP 1 051 212 B1 disclose inhalers which each have a rotating dosing drum and a biasing mechanism which both activates a spring and also compresses an air volume, the mechanism being actuated by pivotal movement of a non-removable protective cap. Also described is a variant in which the biasing force for the metering operation is only produced by way of a rotary leg spring. The leg spring, triggered by the inhalation flow, drives the dosing drum of the inhaler from a filling position into an emptying position.

It is known from WO 95/31237 A1 to provide a spring on a dosing slider of an inhaler. The dosing slider can be pressed directly by hand by the user from a filling position into an emptying position against the force of a spring so that, after the dosing slider is released, it is pushed back by the spring into the filling position again.

None of the known documents however describes an arrangement which would make it possible for the drug supply including the dose pending for delivery to be protected from moisture and other detrimental influences independently of the operating behaviour of the patient as the user.

Description of the invention

Therefore the problem of the invention is to provide an inhalation device which has improved use properties.

In accordance with the invention that problem is solved by an inhalation device for powder drugs comprising at least one storage chamber
5 for accommodating a plurality of drug powder doses and a dosing device which includes at least one dosing slider which is movable approximately with a translatory movement in a dosing slider passage at least from a filling position into an emptying position, wherein the inhalation device further includes a device for inhalation-triggered automatic movement of
10 the dosing slider from its filling position into the emptying position and a return device for automatic movement of the dosing slider back into the filling position.

Unlike the situation with previously known inhalers, the invention makes it possible for the first time for a dose of a powder medicament to
15 be kept within the particularly moisture-protected region of the storage chamber, independently of any operating actions on the part of a patient, until actual inhalation. It is thus possible for the drug powder dose to be protected from ambient moisture for as long as possible and to avoid corresponding disadvantageous effects. In addition the automatic return of
20 the dosing slider into its filling position immediately after dose delivery ensures that the hermetic moisture protection for the storage chamber is interrupted only for the shortest possible period, namely the moment of dispensing the apportioned drug dose. That provides that the remaining stored supply of drug is particularly effectively protected from moisture.

25 The inhaler according to the invention for the first time offers for a medicament stored supply with a plurality of drug powder doses, practically the same protection from ambient influences, as was hitherto only possible in individual dose blisters. In comparison with known inhalers for blister packs however it was possible to achieve a greater degree of economy, as
30 well as better dose dispensing and thus better reproducibility of the medication. In addition the configuration of an inhalation device according to the invention affords the further advantage that overdosing of drug by multiple activation of the inhaler without effective inhalation is not possible.

16

Finally, it cannot happen with the inhalation device according to the invention that, by virtue of actuation by the patient, a drug dose is presented which, upon careless or awkward handling with the inhalation device, could trickle out of the device prior to actual inhalation or could collect at unsuitable locations in the device. That therefore also affords particular protection against unintended under-dosing of the medicament upon inhalation by the user.

Preferably an inhalation device according to the invention is characterised in that the dosing slider passage with the at least one dosing slider and the storage chamber is sealed off relative to the environment at least in the filling position of the dosing slider.

In a particularly desirable embodiment of the invention the at least one storage chamber has at least one outlet opening through which the powder drug can issue under the influence of the force of gravity and the dosing slider has at least one dosing cavity, wherein the dosing cavity in the filling position is under the outlet opening and the dosing slider is movable out of its filling position into the emptying position approximately transversely with respect to the outflow direction of the drug powder from the outlet opening of the at least one storage chamber.

In order to provide for breath-triggered dosing and application of the drug powder, which is independent of the actual mechanical biasing of the inhaler by the patient, the inhaler preferably further includes a mouthpiece having an inhalation opening and an air passage which is in flow communication with the mouthpiece and through which a patient can suck an airflow for inhalation, wherein the dosing cavity in the emptying position of the dosing slider is in the air passage.

Desirably arranged in the air passage is a trigger device for signalling when a predetermined minimum airflow in the air passage is exceeded. Thus dosing of the drug powder can be triggered when a predetermined minimum airflow is exceeded.

In a particularly advantageous feature the inhalation device has a valve device in the air passage in order to substantially close the air passage, wherein the valve device is operatively connected to the trigger

device for inhalation-triggered opening of a substantial part of the flow cross-section of the air passage when a predetermined minimum airflow in the air passage is signalled as being exceeded, in particular the valve device is part of the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider. By virtue of that arrangement, upon an inhalation by the patient, firstly a suction airflow is built up in the suction passage, which is already ready upon inhalation-triggered opening of the dosing passage cross-section and thus ensures complete emptying of the one dosing cavity of the dosing slider.

10 In a preferred embodiment the trigger or valve device comprises a pivotably mounted, directly or indirectly spring-loaded flap arranged in the air passage, wherein the air passage in the region of the flap is of a cross-sectional area which is large in relation to the inhalation opening, in order to ensure reliable reproducible triggering even if a weakened patient can
15 only inhale at a low flow rate.

Particularly advantageously the flap is pivotable about a pivot axis and the pivot axis extends through or close to the centre of gravity of the flap. That provides that the flap is balanced about the pivot axis and thus in the event of an impact against the device, for example if the device is
20 dropped, no moments induced by the mass of the flap occur about the pivot axis, thus preventing improper triggering of the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider.

In another advantageous embodiment of the invention the flap is coupled to a thrust rod which is operatively connected to the device for
25 inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider in such a way that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider is held in a biased position by the thrust rod when the flap is in its rest position and the thrust rod releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider when the flap is deflected out of
30 its rest position at least by a predetermined amount.

The coupling between the flap and the thrust rod can be formed for example by way of a toothed ring segment on the flap and a portion on the thrust rod, which is in the form of a rack. The term thrust rod may be

understood in the context of the present application to also include other forms than a rod, e.g. the shape of a bent fork.

It can also be advantageous if the flap is pivotable about an axis and has a claw which is pivotable together with the flap about the axis and which holds a spring-loaded securing element and the contact face of which, with the securing element, is formed by a sliding or rolling pairing, wherein the securing element is operatively connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider in such a way that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider is held in a biased position by the securing element when the flap is in its rest position and the securing element releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider when the flap is deflected out of its rest position by at least a predetermined amount.

In another embodiment which is of an advantageously short structure the trigger device has a piston connected to the air passage and the air passage in the region of the piston has a cross-section which is large in relation to the inhalation opening, wherein the piston is coupled to a thrust rod which is operatively connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider in such a way that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider is held in a biased position by the thrust rod when the piston is in its rest position and the thrust rod releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider when the piston is deflected out of its rest position by at least a predetermined amount by a predetermined minimum airflow in the air passage, which is initiated by a user of the inhalation device.

In a particularly preferred embodiment of the invention the inhalation device according to the invention is characterised in that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider out of its filling position into the emptying position has a drive element which can be moved into a readiness position against the force of a biasing spring and which has at least one sliding guide, an entrainment portion or a cam portion which is operatively connected to the dosing slider in its filling

position and is releasably arrested in its readiness position by a trigger device, wherein the sliding guide, the entrainment portion or the cam portion is so designed that the drive element upon a movement out of the readiness position into a rest position moves the dosing slider at least into
5 the emptying position thereof by way of one or more entrainment portions.

In a particularly preferred embodiment of the invention the inhalation device according to the invention is characterised in that the trigger device has an engagement portion interacting with a stepped stop element of the drive element, wherein the stepped stop element has a first
10 step and the drive element is arrested in an intermediate position when the engagement portion of the trigger device interacts with the first step, and a second step and the drive element is held in its rest position when the engagement portion of the trigger device interacts with the second step, preferably, if the dosing slide is held in the emptying position by
15 entrainment portions of the drive element and the dosing slide, respectively, in the intermediate position of the drive element. Such embodiment is particularly favourable in providing exact dosing of powdered medicaments to a patient as this embodiment does not only allow to deliver the drug powder from the storage chamber once the patient
20 has established an inspiration flow sufficient to activate the trigger design, thus preventing the drug powder from being exposed to the atmosphere longer than needed, but also to present the drug powder to the inhalation air flow as long as the inspiration flow exceeds a predetermined threshold. Because of that removal of the full dose of drug powder presented is
25 ensured during inhalation, thus providing best possible lung deposition at very little variations, so that the administration of medicaments via inhalation will also be possible for applications where exact reproduction of the prescribed dose is required.

Preferably the inhalation device further includes a return device for
30 automatic movement of the dosing slider back into the filling position, the return device including a return spring. In that respect the return of the dosing slider into its filling position is not dependent on the inertia of the drive element and not substantially on the position of the inhalation device.

The dosing slider is preferably connected by means of a return spring and is moved thereby back into the filling position, wherein the sliding guide, the entrainment portion or the cam portion is also so designed that in the rest position of the drive element the dosing slider can return into the filling position due to the force of the return spring. That ensures secure reliable sealing integrity for the stored drug supply, which is independent of component tolerances.

That sealing integrity is particularly reliably maintained if the drive element in its rest position is out of engagement with the dosing slider.

10 In an advantageous embodiment of the invention the inhalation device is characterised in that the drive element is formed by a linearly movable sliding guide carrier.

The return device for automatically moving the dosing slider back into the filling position can include a further sliding guide portion. Such an arrangement affords a positive guidance effect, as in the case of the forward movement. With such an arrangement, it is possible to prevent temporary opening of the seal at the dosing slider if for example the device falls to the ground.

15 It is particularly simple if the sliding guide or the cam portion is of a rectilinear configuration. Adaptation of the transmission between for example a drive spring and the dosing slider in dependence on the actuating travel can be obtained if the sliding guide or the cam portion is of a curved configuration, in particular of an eccentrically curved configuration.

20 Preferably a resilient element is used for storage of the energy necessary for the dosing movement.

A particularly compact arrangement with a torsion or rotary leg spring can be achieved if the sliding guide or the cam portion is of a helical configuration.

30 In a particularly preferred embodiment of the invention the drive element is formed by a drive rocker pivotable about a first pivot axis. That arrangement makes it possible to achieve a particularly reliable mode of operation substantially independently of manufacturing tolerances and

there is a reduced risk of operational disturbances, for example after the inhalation device has been dropped.

Particularly in terms of simple and inexpensive assembly of an inhalation device according to the invention it is advantageous if the biasing
5 spring and/or the return spring is a spring selected from a group of springs consisting of a coil spring, a spiral spring, a torsion spring, an elastically deformable shaped body and a compressed air storage means.

A particularly desirable adaptation in respect of the kinematics of the sliding guide carrier can be achieved if the biasing spring has a non-linear
10 characteristic.

An inhalation device according to the invention is protected particularly well from inadvertent actuation if there is provided a rotary knob which is operatively connected to the sliding guide carrier and which has an operating handle, wherein the sliding guide carrier can be moved
15 into its readiness position against the force of the biasing spring by a user with the rotary knob. Rotational actuating movements do not occur randomly and unintentionally under usual conditions, for example when putting a hand into a jacket pocket in which an inhalation device according to the invention is to be found, so that unintentional biasing of the device is
20 avoided.

An inhalation device according to the invention can be reliably operated for patients suffering from degenerative diseases on the hands such as for example severe rheumatism, gout or arthrosis, if there is provided an actuating button operatively connected to the sliding guide
25 carrier, wherein the sliding guide carrier can be moved into its readiness position against the force of the biasing spring with the actuating button by a user.

An embodiment of an inhalation device according to the invention, which is particularly preferred and operationally reliable and safe in respect
30 of incorrect operation is characterised by a closure or protective cap for the mouthpiece, wherein the closure cap is non-losably connected to the inhalation device and is movable from a closure position in which the closure cap covers the mouthpiece into an operative position in which the

mouthpiece is accessible to a patient. In that way it is impossible to use the inhalation device without previously activating it.

Activation of the biasing device for the sliding guide carrier by opening or closing the closure cap can be implemented if the closure cap or
5 the sliding guide carrier has one or more entrainment portions and the closure cap is movable out of the closure position into the operative position substantially rectilinearly, or rotationally, or with a combined movement.

In an embodiment the closure cap or the sliding guide carrier has a
10 sliding guide complementary to the entrainment portion or portions in such a way that the sliding guide carrier is movable by the movement of the closure cap out of the closure position into the operating position against the force of the biasing spring from its rest position into its readiness position.

15 An inhalation device according to the invention is particularly suitable in practical use if the complementary sliding guide has a track for the entrainment portion or portions so that the closure cap is also movable in the readiness position of the sliding guide into the closure position. That ensures untroubled functioning even if for any reasons the device is closed
20 again without successful inhalation and the closure cap is later opened again.

A particularly high level of safeguard against malfunctions, particularly upon being dropped, for an inhalation device according to the invention is achieved if the track is such that the sliding guide carrier is
25 fixed in its readiness position by entrainment portions of the closure cap independently of the trigger device when the closure cap is in its closure position.

In that respect it is particularly desirable if the complementary sliding guide is inclined with respect to the guide at an angle α at which no
30 self-locking can occur, in particular between 15° and 45° , in particular if the complementary sliding guide extends non-rectilinearly.

For making use of a pivotal movement for biasing the biasing spring for the sliding guide carrier it is advantageous if the closure cap has at least

one entrainment portion and the closure cap is movable out of the closure position along a guide substantially rectilinearly into an intermediate position and is pivotable out of the intermediate position into the operative position, wherein the inhalation device further has an eccentric disc
5 operatively connected to the sliding guide carrier so that the eccentric disc is rotated by the entrainment portion of the closure cap upon the rectilinear movement thereof about a fixing axis in such a way that the sliding guide carrier is movable from its rest position into its readiness position by the movement of the closure cap out of the closure position into the
10 intermediate position by way of the eccentric disc against the force of the biasing spring.

Alternatively it may also be advantageous if the closure cap has a pressure lever and the closure cap is pivotable out of the closure position into the operative position, wherein the pressure lever of the closure cap is
15 pivotable about an axis in such a way that the sliding guide carrier is movable from its rest position into its readiness position by the movement of the closure cap out of the closure position into the operative position by way of the pressure lever against the force of the biasing spring.

In an embodiment which is particularly simple to operate for the user
20 the biasing of the dosing mechanism is achieved by a purely rotational movement of the protective cap.

In another particularly preferred and advantageous embodiment of the invention the closure cap has at least one entrainment portion and a transmission rocker which is operatively connected to the driver rocker and
25 which is pivotable about a second pivot axis and the closure cap is pivotable out of the closure position into the operative position about a third axis, wherein the at least one entrainment portion of the closure cap co-operates with at least one operative end of the transmission rocker in such a way that the drive rocker is movable out of its rest position into its
30 readiness position by the movement of the closure cap about the third axis out of the closure position into the operative position by way of the transmission rocker against the force of the biasing spring.

24

That enables even patients who are under severe stress reliable and secure inhalation without particular handling operations having to be implemented. As a result an inhalation device according to the invention is also particularly suitable for patients suffering from severe acute asthma attacks or patients who must still reliably inhale a medicament under
5 exceptional psychological and physical conditions.

It is particularly desirable if the drive rocker and the transmission rocker are in mutual engagement in such a way that their rotation takes place in opposite relationship about the first and second pivot axes. That
10 arrangement provides that the moments involved upon triggering drug delivery substantially cancel each other out so that the patient is only slightly adversely affected by return forces which are perceived as a knock and corresponding noise. As a result acceptance of a medication with an inhalation device is markedly improved. That is the case in particular if the
15 moment of inertia of the drive rocker about the first pivot axis and the moment of inertia of the transmission rocker about the second pivot axis are approximately equal.

In a particularly advantageous configuration the inhalation device according to the invention is characterised in that the at least one operative
20 end of the transmission rocker is of such a configuration that the operative end is connected in positively locking relationship by the at least one entrainment portion of the closure cap upon movement of the closure cap out of the closure position into the operative position about the third axis and transmits the moment applied by the at least one entrainment portion
25 to the transmission rocker and elastically evades the entrainment portion upon movement of the closure cap out of the operative position into the closure position. By virtue thereof it is possible for the closure cap to be moved over the mouthpiece again in a protective position even if a drug dose has not been taken.

30 In a particularly operationally reliable configuration the inhalation device according to the invention is characterised in that the transmission rocker has two rocker elements which are arranged on both longitudinal sides of the inhalation device pivotably about the second pivot axis and are

connected together with at least one yoke, wherein the thrust rod holds the transmission rocker in the biased position of the drive rocker by engagement with the yoke when the flap is in its rest position and the thrust rod enables the travel movement of the yoke when the flap is deflected out of its rest position at least by a predetermined amount so that the transmission rocker and the drive rocker are movable by the biasing spring out of their readiness position into their rest position.

In an embodiment of an inhalation device according to the invention which is particularly protected against unintended under-dosing, there is further provided a counting device for detecting the number of delivered drug doses, wherein the counting device individually detects each dosing operation and the counting device is connected to a locking device which blocks the inhalation device upon the attainment of a predetermined number of delivered doses so that further use is no longer possible and in particular the closure cap is no longer movable into the closure position. That can prevent a patient by mistake seeking to inhale from an inhalation device which no longer has a sufficient stored supply of medicament. In that way a possibly life-threatening incorrect dosage can be very substantially avoided. In a different embodiment of the invention the same advantage will be obtained if the counting device is connected to the engagement portion of the trigger device and the stepped stop element of the drive element has an opening or recess, and the drive element is urged by the biasing spring to a blocking position, when the engagement portion engages with the opening or recess. More preferably, the drive element in its blocking position engages blockingly into the path of the closure cap so that the closure cap can no longer be moved into the closure position. Advantageously the counting device includes a dose-accurate display.

An inhalation device according to the invention operates particularly reliably in that respect if the locking device has a spring-loaded locking element which engages into a groove which is opened at a predetermined number of doses and in that case blockingly engages into the mechanism of the actuating element so that further use of the inhaler is prevented and in particular the closure cap can no longer be moved into the closure position.

Particularly clear signalling for an exhausted stored supply of medicament is achieved even for visually impaired patients if the locking device is coupled to a signal plate which is displayed upon blocking engagement into the mechanism of the actuating element or the actuating
5 element is clearly visibly blocked.

Particularly preferably the locking device has a spring-loaded blocking rod which is movable from a rest position into a blocking position upon the attainment of a predetermined number of delivered doses and in its blocking position engages blockingly into the path of the closure cap so
10 that the closure cap can no longer be moved into the closure position. That arrangement provides that both a particularly clear signalling action is achieved and also (futile) further use of the inhalation device and thus undesirable under-dosing is prevented.

To provide for efficient moisture protection for the powder drug
15 disposed in a storage chamber of an inhalation device according to the invention, it is advantageous if the at least one storage chamber has at least one outlet opening through which the powder drug can issue under the influence of the force of gravity, and a filling opening which is disposed substantially in opposite relationship to the outlet opening, wherein the
20 filling opening is sealingly closed.

In that respect an optimum sealing action which is independent of component tolerances is achieved if the filling opening is closed with an aluminium blister film and sealed with a LDPE layer.

For short series or for individual operations of filling the storage
25 chamber, for example in the case of especially produced galenic preparations of a medicament, it is desirable, in relation to manual filling, if the filling opening is closed with a cover which screws to the wall of the storage chamber surrounding the filling opening and which is sealed in relation to the wall of the storage chamber with a seal fitted between the
30 cover and the wall.

An embodiment of an inhalation device according to the invention which is both suitable for automation and also better protected from subsequent manipulation is characterised in that the filling opening is

closed with a cover which is connected by an injection connection to the wall of the storage chamber which surrounds the filling opening, wherein an elastic seal or a yielding sealing rib on the cover and/or the wall is sealingly also braced between the cover and the wall.

- 5 Particularly good protection from moisture for the powder medicament is achieved if the storage chamber is at least partially enclosed by a wall which includes a material with a high level of water vapour diffusion resistance.

- 10 In a particularly advantageous embodiment which affords particularly good long-term moisture protection for the medicament the dosing slider passage has at its one end towards the environment an opening through which a part of the dosing slider can pass and a contact surface for a seal is provided around the opening, wherein the dosing slider has a sealing surface which is provided in a plane approximately in transverse
15 relationship with its direction of movement out of the filling position into the emptying position.

- In that respect it is particularly desirable if an elastic seal is provided on the dosing slider and/or the contact surface. Errors upon assembly can be reduced in that respect if the elastic seal is formed by injection on the
20 dosing slider passage and/or the dosing slider.

 Alternatively sealing integrity can be formed by a sealing rib on the dosing slider passage and/or the dosing slider, which is sealingly deformable by a biasing force which holds the dosing slider in the dosing slider passage.

- 25 Keeping the medicament dry is improved without mechanically loading or compacting the medicament powder when shaking the inhalation device if an encapsulated drying agent is disposed in the storage chamber, wherein the drying agent body or the drying agent capsule is fixedly pressed or latched in the cartridge body.

- 30 Particularly good acceptance in respect of an inhalation device according to the invention is achieved if the inhalation device further has a display for signalling inhalation readiness and/or successful delivery of the medicament.

An application of particles which can pass to the lungs, such application being reliable throughout the entire intended period of use of an inhalation device, even in the event of only occasional use and cleaning by the user, to achieve satisfactory hygiene, can be attained by a breaking-down device for breaking down agglomerates and the like in the drug powder in flow communication with the mouthpiece and the dosing passage, wherein the mouthpiece and the breaking-down device are removable for cleaning by the user and the mouthpiece and the breaking-down device are so adapted that they can only be removed and fitted together or are of a one-piece nature.

The inhalation device of the invention is particularly useful in a number of medical applications if the at least one storage chamber is provided by a cartridge holder device and a lid, wherein the lid has a shape capable of receiving the drug powder content of the storage chamber in an upside-down position of the inhalation device. That allows pre-mounting of the cartridge holder and the dosing slider during manufacture of the inhalation device including testing. The lid may serve as an open-top cartridge and filled with the appropriate amount of drug powder in the pharmaceutical manufacturing line, and directly inserted into the inhalation device held upside down. So the inhalation device can be delivered ready to use from the medicament manufacturer. Preferably, the lid is sealingly fixed onto the cartridge holder by snap connectors.

A especially useful embodiment of the inhalation device according to the invention is characterised in that the cartridge holder device comprises two storage chambers each covered by a lid, wherein the cartridge holder device comprises a twin dosing slider. This allows easy and accurate dosing from two different drug reservoirs, for instance for the combination of medicaments which may not be stored together to avoid degradation.

Brief description of the drawings

The invention, its aspects, advantages and uses will be described in greater detail hereinafter by means of embodiments by way of example
5 illustrated in the drawings. The embodiments illustrated in the drawings and described hereinafter are intended only to serve for better understanding and are not to be interpreted limitatively. In the drawings:

Figure 1 shows a perspective view of an embodiment of an inhalation device according to the invention with the closure cap closed,

10 Figure 2 shows a perspective view of an embodiment of an inhalation device according to the invention with the closure cap opened,

Figure 3 shows a perspective view of the cartridge of an embodiment of an inhalation device according to the invention illustrating the principle involved,

15 Figures 4 to 7 show diagrammatic views in section of various embodiments according to the invention of a closure of a cartridge from Figure 3,

Figure 8 shows a perspective partial view of an alternative configuration of the cartridge from Figure 3,

20 Figure 9 shows a perspective view of a dosing slider for a cartridge as shown in Figure 3,

Figure 10 shows a diagrammatic view in section of an alternative arrangement of a dosing slider in a dosing slider passage of a cartridge as shown in Figure 3,

25 Figure 11 shows a perspective view of an embodiment of an inhalation device according to the invention after engagement of the locking device with the housing removed, with further components being partially omitted,

30 Figure 12 shows a perspective view of a further embodiment of an inhalation device according to the invention with the housing removed, with further components being partially omitted,

Figure 13 shows a perspective sectional view of selected components of Figure 12,

Figure 14 shows a diagrammatic view showing the principle of a trigger arrangement of an inhalation device according to the invention,

Figure 15 shows a diagrammatic view showing the principle of another trigger arrangement of an inhalation device according to the invention,

Figure 16 shows a diagrammatic view showing the principle of a further trigger arrangement of an inhalation device according to the invention,

Figure 17 shows a perspective view of an embodiment of an inhalation device according to the invention with the closure cap in the closure position with the housing removed, with further components being partially omitted,

Figure 18 shows a perspective view of an embodiment of an inhalation device according to the invention with the closure cap in the operative position with the housing removed, with further components being partially omitted,

Figure 19 shows a perspective view of another embodiment of an inhalation device according to the invention with the closure cap in the closure position with the housing removed, with further components being partially omitted to increase legibility,

Figure 20 shows a sectional view of the inhalation device of figure 19,

Figure 21 shows an enlarged view of a part of the embodiment of an inhalation device of figure 19 with the housing removed,

Figure 22 shows a diagrammatic view showing the principle of an alternative sliding guide arrangement on a sliding guide carrier of an inhalation device according to the invention,

Figures 23 to 27 show diagrammatic views showing the principle of alternative arrangements for the actuation of the dosing slider on a sliding guide carrier as a drive element of an inhalation device according to the invention,

Figures 28 and 29 show a perspective view of the embodiment of an inhalation device of figure 19 according to the invention with the closure cap slightly opened with the housing removed,

Figure 30 shows a perspective view of the embodiment of an inhalation device of figure 19 according to the invention with the closure cap fully opened, with the housing removed,

Figure 31 shows a sectional view of the inhalation device of figure 30,

Figures 32 to 36 show diagrammatic views illustrating the principle of alternative arrangements for the actuation of the sliding guide carrier,

Figures 37 to 47 show the inhaler from Figures 11, 17 and 18 in various operating conditions in a usual use procedure,

Figures 48 to 54 show the inhalation device from Figures 19-21 and 28-31 in various operating conditions in a usual use procedure,

Figure 55 shows an enlarged detailed sectional view of actuation of a counting device according to the invention with the embodiment of the inhalation device from Figures 19-21, 28-31 and 48 to 54, and

Figure 56 is a perspective view of the embodiment of an inhalation device according to the invention as shown in Figures 11, 17 and 18.

Description of preferred embodiments of the invention

Figure 1 shows a perspective view of an embodiment of an inhalation device according to the invention indicated generally by reference 1. Such an inhalation device 1 is also referred to as an inhaler. The inhalation device 1 according to the invention is provided for the delivery of a large number of individual doses of a drug in powder form. Special inhalation devices of that kind are therefore also referred to as powder inhalers and often abbreviated to MDPI (multi-dose powder inhaler). The inhaler 1 includes a housing 2. The housing 2 desirably comprises two halves with a separation line along the central axis along the inhaler 1. That means that the housing portions can be easily manufactured using plastic injection moulding and it has been found that, with such an arrangement, a powder

inhaler 1 is simple to assemble. The housing 2 can also include a separate housing cover so that a separate drug powder cartridge 3 can be subsequently inserted into the assembled inhaler. The housing cover can then close the housing 2 for example with a snap connection which is no longer to be released from the exterior. Such a housing cover can also be removable if it is desired that the drug powder cartridge 3 is to be replaceable. The inhaler 1 further includes a closure cap 4 which according to the invention is non-losably connected to the housing 2. The closure cap 4 can be pivoted from its closure position into its operative position by suitable user involvement, about an axis 7. In another embodiment (Figures 12 and 13) the closure cap 4 can be pulled a distance away from the housing 2 in the longitudinal direction of the inhaler and preferably pivoted downwardly in order to clear a mouthpiece 5 disposed therebeneath. An inhalation opening 6 is to be found in the mouthpiece 5.

15 A patient can inhale a drug in powder form through the mouthpiece 5 by embracing the mouthpiece 5 with his lips and breathing in through the inhalation opening 6. After inhalation the closure cap is desirably pivoted back from its operative position (Figure 2) into its closure position (Figure 1) again and possibly pushed so that it again covers over the mouthpiece 5. 20 In that way the interior of the inhaler 1 is well protected and preferably sealingly closed so that no dirt can penetrate into the interior of the inhaler. As respiration air is usually sucked out of the inhaler by the patient and thus particles which are disposed in a movable condition in the interior of the inhaler pass into the respiratory tract, keeping the interior of an inhaler 25 1 clean is extremely important. Furthermore, the ingress of water droplets into the interior of the inhaler 1 can be substantially prevented by the closed closure cap 4, for example if a patient is handling his inhaler in the open air in rainy weather. It is precisely under such weather conditions that there is frequently a need for medicational treatment of respiratory 30 tract diseases.

Furthermore a transparent window 9 for a display 10 of a counting device 11 is also disposed in the housing 2 of the inhaler 1 on the side at which the mouthpiece 5 and the closure cap 4 are disposed in the closure

position thereof, which hereinafter is referred as the front side 8 of the inhaler 1. By virtue thereof, a patient using the inhaler 1 can simply read off the accurate-dosage number of drug doses which have already been delivered from the drug supply stored in the inhaler or preferably an accurate-dosage number of the drug doses still available from the drug supply is displayed in such a way that it can be easily read off. In that fashion the patient is in a position to attend to replacement in good time if for example the number of remaining doses is no longer sufficient for the duration of a vacation journey. Experience has shown that such powder inhalers 1 are used in particular in relation to chronic diseases of the respiratory tract or other chronic diseases in relation to which medicaments can be administered by way of the respiratory tract, and frequently regular inhalation of a medicament is vitally necessary for the patient. A high degree of reliability in terms of the drug doses available by way of the inhaler 1 is therefore essential for such patients.

Furthermore, also displayed at the front side 8 at the inhaler 1 is a readiness display 12 which can also be seen through a transparent window 9 for showing that the inhaler 1 is ready to deliver a drug dose, and for displaying that a drug dose has been successfully dispensed from the inhaler 1. Preferably operational readiness or successful administration of a drug dose is signalled by a colour change, in which respect a green representation has proven appropriate for displaying operational readiness and a colour change to a red representation has proven appropriate for displaying successful administration. At the same time the red representation signals that the inhaler 1 is first to be prepared for renewed inhalation. In the case of the inhaler 1 according to the invention that is particularly preferably effected by actuating the closure cap 4 from the closure position into the operative position.

The provision of transparent windows 9 instead of usual openings affords particular protection from the ingress of contamination and impurities and moisture. The arrangement of the windows 9 for the display 10 and the readiness display 12 as well as the closure cap 4 which is preferably pivoted downwardly in the operative position also encourages a

patient to hold the inhaler 1 correctly upon inhalation so as to ensure reliable dosing and delivery of a powder drug. Preferably in that respect the dimensioning is so selected that, when the inhaler is held inverted, the closure cap 4 which in the operative position collides with the nose of the patient if the latter endeavours to close the lips around the mouthpiece 5.

Alternatively the display 10 and/or the readiness display 12 can also be so arranged that they are covered over by the closure cap 4 in the closure position thereof. That makes it possible to achieve good protection from the ingress of contamination and water droplets even without additional transparent window elements.

In its interior the inhaler 1 includes a storage chamber 13 for accommodating a plurality of drug powder doses. The storage chamber 13 can desirably be formed in a cartridge 3. The arrangement of the storage chamber 13 in a separate cartridge 3 has the advantage that the inhaler 1 according to the invention can be manufactured and assembled independently of filling thereof with the powder drug and that manufacturing and assembly procedure does thus not have to be implemented under pharmaceutical cleanliness conditions. The separate cartridge 3 can be filled under suitable cleanliness conditions and later fitted to the inhaler 1. In addition that concept makes it possible to offer an inhaler 1 with different powder drugs without this meaning that manufacture and assembly of the inhaler, except for the cartridge 3, have to be implemented at the location of manufacture or filling of the corresponding drug. In addition this concept makes it possible for example for inhalers 1 to be kept in stock without the cartridge 3 and for cartridges 3 possibly even to be individually filled with galenic individual preparations of medicaments and fitted into the inhaler 1 from the supply in stock and made available to the patient.

The drug powder cartridge 3 shown in Figure 3 with the storage chamber 13 includes an outlet opening 14 through which the powder drug can issue under the influence of the force of gravity. Furthermore a dosing device which includes a dosing slider 15 is desirably integrated into the cartridge 3. The dosing slider 15 can occupy in a dosing slider passage 16

a filling position (as can be seen for example in Figure 17) in which a dosing cavity 17 is under the outlet opening 14 so that the powder medicament 18 in the storage chamber 13 can pass into the dosing cavity 17 under the influence of the force of gravity. Furthermore the dosing slider 15 is movable in the dosing slider passage 16 into an emptying position (shown in Figure 3) in which the outlet opening 14 is closed by the dosing slider 15 and the dosing cavity 17 issues from the dosing slider passage 16 to such an extent that the drug powder can be taken from the dosing cavity 17 by an air flow. The movement of the dosing slider 15 from the filling position into the emptying position and from the emptying position into the filling position is effected with a translatory motion along the axis of the dosing slider passage 16. The dosing slider passage 16 has a closed bottom which at the same time forms the bottom of the dosing cavity 17 during the operation of filling the dosing cavity 17 in the filling position of the dosing slider 15.

In addition the storage chamber 13 of the cartridge 3 has a filling opening 19 which is desirably disposed in opposite relationship to the outlet opening 14. The opening 19 serves to introduce the powder medicament into the storage chamber 13 in the required number of doses. The filling opening 19 is sealingly closed after the filling operation in order to ensure the purity of the medicament powder and to prevent the ingress of foreign substances. Desirably the filling opening 19 is closed with an aluminium blister layer 20 and the latter is sealed with an LDPE layer 21 comprising a low density polyethylene (Figure 4). That manner of closing the opening can be carried out particularly well automatically and also affords the great advantage that that closure of the filling opening 19 is very substantially impenetrable for water vapour.

In practice it has been found that it is particularly important for the drug supply in the storage chamber 13 to be protected as well as possible from the ingress of moisture. There are a number of reasons for that. On the one hand the medicament can alter with interaction with moisture and in particular the medical effectiveness thereof can be impaired while on the other hand absorption of moisture in the drug powder easily results in lump

34

formation so that it is difficult to achieve reproducible reliable dosage of the drug in use. Frequently such inhalers 1 are also used for diseases which do not constantly require medicament administration but in respect of which a suitable medicament has to be kept in readiness. In particular allergic diseases of the respiratory tract are to be considered in that respect. That means that the medicament 18 in the stored supply must remain stable and reliably dosable over a long period of time, even if a patient daily carries such an inhaler 1 about his person in his jacket pocket. The closure according to the invention for the filling opening 19 provides such long-term protection for the stored supply of medicament from the ingress of moisture.

Particularly for the individual preparation of medicaments and filling thereof into a suitable cartridge 3, as already referred to hereinbefore, it may also be desirable for the filling opening 19 to be closed after the filling operation with a screw cover 22 and for a corresponding screwthread to be provided in the wall 23 of the cartridge 3, surrounding the filling opening 19 (Figure 5). Desirably fitted between the cover 22 and the wall 23 is a seal 24 which for example can be made from a suitable TPE. Instead of an elastic seal 24 however it is also possible to provide a sealing rib 25 on the cover 22 or the wall 23 (see Figure 6) which, when the cover 22 is fitted, is sealingly also braced between the cover 22 and the wall 23 and in that case is elastically or plastically deformed. By virtue of the arrangement with a screw cover 22, it is also possible for short series of cartridges 3 to be filled with a given medicament by hand and closed.

For automated filling however it may also be desirable to provide a cover 26 instead of a screw cover 22 and to join it to the wall 23 for example by ultrasound welding or to glue it in place (Figure 6).

Particularly in filling processes which are carried out on a large technical scale however it may also be desirable for the cover to be in the form of a snap cover 27 and for a hook arrangement 28 and a groove 29 to be provided in the wall 23 and the snap cover 27 respectively, thus forming a spreading latching engagement or snap connection (Figure 7). Preferably the groove 29 and the hook arrangement 28 are so arranged that, after

fitment of the snap cover 27, as far as possible they can no longer be reached even with a tool so that after fitment the snap cover 27 can no longer be removed without destroying the cartridge. In the case of such a latching connection also it is desirable for an elastic seal 24 or a sealing rib 5 25 which upon assembly is also sealingly braced to be provided between the snap cover 27 and the wall 23.

Since, as already mentioned, the aim is to achieve a high level of sealing integrity for the cartridge 3 in relation to the ingress of moisture out of the ambient atmosphere it is desirable if the wall 23 includes a material 10 which affords a particularly high level of water vapour diffusion resistance. Preferably however that material should still be suitable for processing by appropriate inexpensive production processes, for example by injection moulding. Some suitable materials are described for example in US 2003 013 64 05 A, to which reference is hereby directed.

15 Furthermore, for comprehensive moisture protection for the medicament 18 in the storage chamber 13 of the cartridge 3, it is advantageous in accordance with the invention that the dosing slider passage 16 has a corresponding opening 30 at its open end through which the dosing slider 15 can issue with the dosing cavity 17, wherein a contact 20 surface 31 for a seal 32 is provided around the opening 30 and wherein the dosing slider 15 further has a sealing surface 33 which is arranged in a plane in approximately transverse relationship with the direction of movement out of the filling position into the emptying position (Figure 8). In that respect it is equivalent from the point of view of the sealing function 25 whether the elastic seal 32 is disposed on the contact surface 31 or the sealing surface 33 of the dosing slider 15, as shown in Figure 9. Desirably the elastic seal 32 comprises a thermoplastic elastomer which is preferably injection moulded in a multi-component injection moulding procedure directly on the dosing slider 15 or the dosing slider passage 16. It will be 30 appreciated however that it is also possible to provide a separate seal. The arrangement of the dosing slider 15 in the dosing slider passage 16 with the seal 32 can be seen from Figure 3. Desirably the dosing slider 15 is also secured in its filling position by spring elements 34 so that the seal 32

is always slightly prestressed when the dosing slider 15 is in its filling position. That is particularly advantageous as long as the cartridge 3 is stored or transported outside the inhaler 1 in order always to achieve an optimum sealing action.

5 As an alternative to the elastic seal 32 a sealing rib 35 can also be formed on the dosing slider passage 16 or the dosing slider 15, as shown in Figure 10. In that case the sealing rib 35 will be sealingly deformed by the biasing force which holds the dosing slider 15 in its filling position in the dosing slider passage 16 (Figure 10).

10 So that, in spite of the above-described numerous and effective measures which very substantially prevent moisture from penetrating into the storage chamber 13 of the cartridge 3, any residual moisture can be absorbed or a moisture level which is required by virtue of particular properties of the medicament 18 can be set, a drying agent body or an
15 encapsulated drying agent 36 can be disposed in the storage chamber 13 of the cartridge 3. Desirably the drying agent body or the drying agent capsule is pressed or latched in the storage chamber 13 of the cartridge 3. That measure holds the drying agent 36 away from the medicament powder 18 and in particular prevents the medicament powder 18 being
20 mechanically loaded by the drying agent 36 in the event of vibration, shaking or shocks, in particular to prevent the medicament powder 18 from being compacted. That means that particularly reproducible dosing of the medicament powder 18 is possible, and also bridge formation of the medicament powder 18 over the outlet opening 14 is prevented and thus
25 the overall reliability of the inhaler 1 according to the invention is improved.

 Instead of the above-described preferred arrangement of a drying agent 36 in the storage chamber 13, a solid drying agent body, for example an injection moulded body of plastic material in which a drying agent is
30 embedded, can be fixedly fitted in the form of a sleeve into the storage chamber 13. In addition a drying agent body can also be fixedly integrated in the cover 22, 26 or 27. Finally a drying agent 36 can also be

incorporated as a component in a multi-component injection moulding procedure for manufacturing the wall 23 of the storage chamber 13.

The structure in greater detail of an embodiment of an inhaler 1 according to the invention can be seen in Figure 12. For the purposes of description the housing 2 and some further parts have been omitted from the illustrated view. Figure 13 shows a sectional view of the inhaler 1 of Figure 12. By way of example, but not necessarily so, the cartridge 3 with the storage chamber 13 for accommodating the plurality of drug powder doses is arranged in the rear region of the inhaler housing 2, as already described in detail hereinbefore. In addition the inhaler 1 includes a device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 out of a filling position into the emptying position and a return device for automatic movement of the dosing slider 15 back into the filling position within the dosing slider passage 16.

Those devices are described in greater detail hereinafter. Provided at the front end of the inhaler is the mouthpiece 5 which, as already mentioned, can be covered over by a closure cap 4. The inhalation opening 6 is provided in the mouthpiece 5. The mouthpiece 5 with the inhalation opening 6 is in flow communication with a dosing passage 38. A patient can suck an airflow through the dosing passage 38 upon inhalation and, by way of the dosing passage, receives the applied dose of a drug powder which is apportioned with the dosing cavity 17 of the dosing slider 15. In addition the mouthpiece 5 is in flow communication with an air passage 39. Provided within the mouthpiece 5 is a breaking-down device 40, for example in the form of a cyclone arrangement (see Figure 13). The breaking-down device 40 is connected to the dosing passage 38 so that an airflow loaded with the medicament powder passes into the breaking-down device 40 from the dosing passage 38. The airflow is preferably strongly deflected a plurality of times in the breaking-down device 40 in order to break down agglomerates or similar accumulations of medicament powder so that the patient very substantially receives through the mouthpiece 5 drug particles which are of a uniform lung-negotiating particle size. In the embodiment shown in Figure 13, with a parallel flow feed for the air in the

dosing passage 38 and the air passage 39, the airflows thereof are brought together in the mouthpiece 5. In the embodiment shown inter alia in Figures 11, 17 and 18, the parallel flow path is omitted and the dosing passage 38 forms a part of the air passage 39.

5 In long-lasting use it is advantageous if the patient can remove and easily clean the mouthpiece 5 and the breaking-down device 40 without a tool, for example under a water tap. That is desirable in order for example to remove residues formed by respiration moisture, saliva or the like, with drug powder, from the mouthpiece and the breaking-down device 40.
10 Bacteria or the like can also be introduced into the mouthpiece by the patient by way of the mouth, and they can also be removed in that fashion. In that respect it may also be desirable for the patient to be afforded for example a suitable cleaning solution.

After cleaning and possibly drying of the mouthpiece 5 and the
15 breaking-down device 40 the patient re-fits those parts into the inhaler 1 in order to restore the inhaler 1 to full operability again. In that respect it is extremely important in terms of the effectiveness of medicament absorption that the breaking-down device 40 is in actual fact also fitted again and not for example the mouthpiece 5 without the breaking-down
20 device 40. If the breaking-down device 40 is missing, there is the risk that the medicament powder is not sufficiently broken down into particles which can pass into the lungs, and accordingly the effectiveness of medicament administration is unexpectedly reduced. In order to prevent operating errors by patients who are also clumsy or unskilled the inventors found that
25 it is desirable for the mouthpiece 5 and the breaking-down device 40 to be designed in such a way that they can only be removed and re-fitted jointly. That can be achieved by for example the mouthpiece 5 and the breaking-down device 40 being joined together upon assembly of the inhaler 1, by the formation of a snap-action connection, in such a way that a patient can
30 no longer take those parts apart without destroying them. That is particularly suitable when the mouthpiece 5 and/or the breaking-down device 40 are of a configuration which is complicated from the production engineering point of view as that arrangement affords the advantage that

the two parts can be manufactured separately. Particularly to reduce assembly costs and to avoid gaps and joins which possibly cannot be correctly cleaned or then dried, it is desirable for the mouthpiece 5 and the breaking-down device 40 to be produced in one piece for example by suitable shaping processes.

When a patient begins to draw in an airflow through the mouthpiece the dosing passage 38 is firstly closed by a valve device 41, in which respect the valve device can also be formed by another part of the inhaler being pushed in the manner of a slider into the flow path of the dosing passage 38 or by a corresponding opening being covered over. When now a patient begins with inhalation, a corresponding reduced pressure or airflow is firstly built up in the air passage 39.

Disposed in the air passage 39 is a trigger device which is described in greater detail hereinafter. That trigger device serves to signal when a predetermined minimum airflow in the air passage 39 is exceeded, in which case that minimum airflow can also be formed by the production of a predetermined reduced pressure in the air passage 39. Preferably, the air passage 39 is of a markedly enlarged flow cross-section in the region of the trigger device. In that way it is possible to produce comparatively high and uniform control forces with an element which for a large part closes the flow cross-section, even in the event of a comparatively low reduced pressure and with a low degree of scatter. In a preferred embodiment the trigger device includes a flap 42 pivotably mounted in the air passage 39. As already mentioned, in the region of the flap 42 the air passage 39 is of a cross-section which is particularly large in relation to the dosing passage 38. The flap 42 is held in the starting position preferably directly or indirectly by a spring loading. In a particularly advantageous feature the flap 42 is pivotable about a pivot axis 80 and the pivot axis 80 extends through or close to the centre of gravity of the flap 42. That provides that the flap 42 is balanced about the pivot axis 80 and thus, in the event of a knock against the inhaler 1, for example if the inhaler 1 is dropped, no moments induced by the mass of the flap 42 are generated around the pivot axis 80.

As can be seen from the diagrammatic view in Figure 13 the flap 42 is coupled to a thrust rod 43. The thrust rod 43 is operatively connected to a device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15, wherein the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 is held directly or indirectly in a biased position by the thrust rod 43 when the flap 42 is in its rest position. The thrust rod 43 is actuated by the flap 42 when the flap 42 is moved by an inhalation flow in the air passage 39 by the patient. As will be described in greater detail hereinafter the thrust rod 43 releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 when the flap 42 is deflected out of its rest position at least by a predetermined amount. That provides that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 is activated when a certain minimum airflow or minimum air pressure has been built up in the air passage 39 by the patient. The magnitude of the required minimum airflow or minimum reduced pressure in the air passage 39 can be set in that case by the effective cross-section of the flap 42 and a closing force which is to be overcome. In that respect the closing force can desirably be applied by a spring 99, connected to the flap 42 or the thrust rod 43 and holding the flap 42 in its rest position and therewith the thrust rod 43 in the position in which the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 is held in its biased position by the thrust rod 43. In that case the thrust rod 43 can be directly or indirectly connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 and can be for example angled, or may have a shape of a bent fork, depending on how the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 is respectively structurally designed and in what direction the thrust rod 43 is displaced by the flap 42.

As will be described in greater detail hereinafter that makes it possible to administer an appropriate dose of medicament to the patient at a time when the patient has built up a sufficiently great inhalation airflow in order to ensure that the greatest part of the medicament powder which is inhaled can pass into the lungs. In that way the moment of dose

203

administration of the drug powder can be optimised completely independently of the operating behaviour and the co-ordination capabilities on the part of the patient and a very high level of reliability and efficiency in terms of medicament delivery to the patient is achieved irrespective of the capabilities or understanding on the part of the patient for the processes involved during inhalation. That not only enables an inhaler 1 according to the invention to be used in relation to a particularly wide circle of people, but an inhaler 1 according to the invention is therefore also particularly suitable for patients with whom medicament administration has to be effected reliably when shock conditions occur or under other panic conditions, for example in the case of spontaneous attacks. With the inhaler according to the invention a patient needs to do nothing other than suck on the mouthpiece 5 in order to receive an administration of the medicament powder which is adapted for optimum lung-negotiating capability.

A particularly compact arrangement and simple assembly can be achieved in that respect if the coupling between the flap 42 and the thrust rod 43 is formed by a toothed ring segment 44 on the flap 42 and a portion 45 on the thrust rod 43, that is in the form of a toothed rack. That arrangement and the arrangement of the dosing passage 38 and the air passage 39 can be clearly seen from Figure 13.

The connection between the flap 42 and the thrust rod 43 can also be made in another suitable fashion, for example by means of a groove or opening into which an entrainment portion of the respective other part engages (Figure 14). In an alternative embodiment which is diagrammatically shown in Figure 15 the flap 42 is pivotable about an axis 46, wherein the axis is arranged at some distance from an end of the flap 42. The flap 42 has a claw which is pivotable together with the flap 42 about the axis 46 and which holds a spring-loaded securing element 47 and the contact face of which with the securing element 47 is formed by way of a sliding or rolling pairing, for example by a roller 48. The securing element 47 is in turn operatively connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15, as already described

hereinbefore, so that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 is released when the flap 42 is deflected out of its rest position by at least a predetermined amount by virtue of the inhalation flow on the part of the patient.

5 The trigger device can also have a piston 49 which is connected to the air passage 39 so that the face of the piston is acted upon by the reduced pressure which is applied by the patient. With such an arrangement the thrust rod is desirably formed by a piston rod 50. Desirably the piston in turn is of a comparatively large cross-sectional area
10 in order reliably to release the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 when the piston is deflected out of its rest position at least by a predetermined amount by the predetermined minimum airflow initiated by the patient in the air passage 39. Such an arrangement is diagrammatically shown in Figure 16.

15 The device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 out of its filling position into the emptying position will be described in greater detail hereinafter with reference to the embodiment shown in Figures 12 and 13 of an inhaler 1 according to the invention. Desirably the dosing slider 15 includes entrainment projections 51,
20 preferably at both sides transversely with respect to the direction of movement of the dosing slider 15. Those entrainment projections 51 of the dosing slider 15 co-operate with corresponding recesses of an actuating device for the dosing slider in the inhaler. In an advantageous embodiment those recesses are formed by two sliding guides 52 in a sliding guide carrier
25 53 as a drive element. The sliding guide carrier 53 is formed by a kind of frame which desirably embraces the lower region of the cartridge 3 on both sides (Figure 12).

 The sliding guide carrier 53 can assume a rest position, in the illustrated embodiment this involves an upper position. The sliding guide
30 carrier 53 is held in that rest position by a biasing spring 54, wherein the biasing spring 54 is almost or completely relieved of stress when the sliding guide carrier 53 is in its rest position. The sliding guide carrier 53 can be moved into a readiness position, in the illustrated example in the lower

ys

position, against the force of the biasing spring 54. In that arrangement the sliding guide 52 includes a sliding guide portion 55 which is vertical in the position of use of the inhaler so that a relative movement is possible between the sliding guide carrier 53 and the entrainment projection 51 of the dosing slider 15 without the dosing slider 15 being moved out of its filling position.

Desirably the region of the sliding guide carrier 53 which includes the vertical sliding guide portion 55 is elastically deformable transversely with respect to the direction of movement of the sliding guide carrier 53. The vertical sliding guide portion 55 is of a depth which decreases in an upward direction and which in the upper region 56 of the vertical sliding guide portion forms a step, above which the sliding guide is again of the initial depth. When now the sliding guide carrier 53 is moved out of its rest position downwardly into its readiness position, the wedge effect of the upwardly decreasing depth of the vertical sliding guide portion 55 of the corresponding regions of the sliding guide carrier provide that the entrainment projections 51 of the dosing slider 15, which run in the vertical sliding guide portion 55, are elastically spread and snap back into their original position again as soon as the entrainment projections 51 have reached the upper region 56 of the vertical sliding guide portion 55 and have thus passed the step.

That arrangement is intended to ensure that, in a return movement of the sliding guide carrier 53 from its readiness position into its rest position, that is to say upwardly in the selected example, the entrainment projections 51 of the dosing slider 15 cannot run back in the vertical sliding guide portion 55.

The upper region 56 of the sliding guide 52 is connected to an oblique sliding guide portion 57 which is inclined with respect to the vertical sliding guide portion 55. When now the sliding guide carrier 53 moves out of the lower readiness position into the upper rest position, that is to say upwardly, the entrainment projections 51 of the dosing slider 15 are guided in the inclined sliding guide portion 57 so that, with a transmission relationship determined by the inclination of the inclined sliding guide

46

portion 57 with respect to the direction of movement of the sliding guide carrier 53, the dosing slider 15 is entrained from its filling position into its emptying position in positively guided relationship. Disposed between a lower end of the inclined sliding guide portion 57 and the lower end of the vertical sliding guide portion 55 is a horizontal sliding guide portion 58 which connects the lower end of the inclined sliding guide portion 57 to the lower end of the vertical sliding guide portion 55. When the sliding guide carrier 53 reaches its upper rest position the dosing slider 15 can move with its entrainment projections 51 in the horizontal sliding guide portion 58 between its emptying position and its filling position. Desirably the dosing slider 15 is connected to a return spring 59 which draws the dosing slider 15 back into its filling position, when the upper rest position of the sliding guide carrier 53 is reached.

In its readiness position a portion 41 of the sliding guide carrier 53 covers over the dosing passage 38 above the location at which the dosing slider 15 briefly issues into the dosing passage 38. The sliding guide carrier therefore serves as a valve device 41 in order substantially to close the dosing passage 38 as long as the sliding guide carrier 53 is in its readiness position. As soon as the trigger device in the form of the flap 42 and the thrust rod 43 releases the sliding guide carrier 53 and therewith the valve device 41 and the sliding guide carrier 53 moves in a direction towards its rest position, the substantial part of the flow cross-section of the dosing passage 38 is opened. As a result, upon the beginning of an inhalation by a user of the inhalation device, a suction airflow is firstly built up in the air passage so that, upon inhalation-triggered opening of the dosing passage cross-section, there is already a suction airflow and the air does not have to be first accelerated and a reduced pressure built up. As the air passage 39 is substantially closed by the deflected flap 42, the substantial part of the airflow through the dosing passage 38 and in particular through the dosing cavity 17 of the dosing slider 15 now takes place during the time in which the dosing slider 15 is moved by the sliding guide carrier 53 into its emptying position. As a result, within a short period of time, it is possible to ensure complete emptying of the dosing cavity 17 and efficient

introduction of the medicament in powder form into the lungs of a patient can be achieved.

The desirable embodiment is described with a sliding guide carrier 53 guided linearly in the housing 2. To avoid friction and jamming with unsuitable material pairing which can be caused by manufacture for example or can be caused by virtue of particular properties of the medicament, the drive element can also be in the form of a drive rocker 82. In order to achieve a movement which is as little curved as possible, it is desirable for the length of the rocker to be selected to be as great as possible. The possible rocker length however is greatly limited by the structural length of the inhaler 1. The effective rocker length can be markedly increased in relation to the actual available structural length by means of a multi-link arrangement as is known from the vehicle industry by the term Paralever. That however entails a corresponding increase in expenditure in terms of individual parts and assembly insofar as the links cannot be embodied by integral film hinges.

It is basically also conceivable for the dosing slider 15 to be connected directly to the flap 42 so that a movement of the flap 42 is transmitted directly to the dosing slider 15. It will be noted however that this requires complicated assembly procedures and the cartridge 3 cannot be so easily subsequently fitted into a completely pre-assembled inhaler 1.

Instead of the described sliding guide configuration and return of the dosing slider 15 to its return position by way of a return spring 59, the sliding guide 52 of the sliding guide carrier 53, instead of the inclined sliding guide portion 57, can have a v-shaped sliding guide portion 60 which, for the entrainment projections 51 of the dosing slider 15, forms a positive guidance means for movement from its filling position into its emptying position and back into the filling position when the sliding guide carrier is moved out of the readiness position into the rest position (Figure 22). The vertical sliding guide portion 55 is however also required in that case so that the sliding guide carrier 53 can be moved against the force of the biasing spring 54 into its readiness position without the dosing slider 15 leaving its filling position.

The sliding guides can also be in the form of cam portions in particular in conjunction with a dosing slider 15 which is loaded by a return spring 59. It is particularly desirable if the sliding guide portions are of a rectilinear configuration. However, to achieve a desired transmission ratio, for example to take account of the travel-dependent actuating force when moving the sliding guide carrier 53 out of its readiness position into the rest position, it may also be desirable for the sliding guides to be of a curved configuration, in particular eccentrically curved. In conjunction with a rotational movement it may also be desirable if the sliding guide or the cam portion is of a helical configuration.

The dosing slider 15 can also be moved from its filling position into the emptying position by a cyclically controlled cam or sliding guide wheel and can desirably be retracted by the return spring 59. In the case of a rotational arrangement the sliding guide carrier 53 can also have an eccentrically closed sliding guide and can positively guide the dosing slider 15 between the filling and emptying positions by way of the entrainment projections 51. In the case of a rotating sliding guide carrier 53 it is also possible to provide a cam arrangement, by way of which the dosing slider is moved out of the filling position into the emptying position and desirably retracted by the return spring 59. It is also possible to provide a corresponding arrangement with an eccentric cam disc. Corresponding arrangements are diagrammatically shown in Figures 23 to 27.

Direct coupling of the dosing slider 15 and the flap 42 or piston 59 for movement of the dosing slider out of the filling position into the emptying position, preferably in conjunction with the return spring 59, is also conceivable.

The actuating energy for the movement of the sliding guide carrier 53 out of its readiness position into the rest position is desirably afforded by way of the biasing spring 54. By means of suitable actuating devices a user of the inhaler 1 can store that necessary actuating energy in the device insofar as the sliding guide carrier 53 is moved from its rest position into its readiness position against the force of the biasing spring 54. That is described in greater detail hereinafter.

49

The sliding guide carrier 53, as part of the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider 15 out of its filling position into the emptying position, is arrested in its readiness position by the trigger device which has already been further described in greater detail herebefore. Desirably for that purpose the thrust rod 43 which has already been described in greater detail engages into a corresponding recess or projection of the sliding guide carrier 53 as soon as the sliding guide carrier 53 has reached its readiness position. The sliding guide carrier 53 can only return to its rest position when, by virtue of a sufficiently high level of inhalation suction flow, the flap 42 is deflected and the thrust rod 43 is moved sufficiently far that it comes out of engagement with the sliding guide carrier 53 and the sliding guide carrier 53 can be moved by the force of the biasing spring 54 out of its readiness position into the rest position.

Desirably the biasing spring 54 is in the form of a leaf spring (see figure 56) or a shaped spring. Such a spring can be easily produced, it can be of a contour which is adapted to the space circumstances in the inhaler and it can possibly be formed by a suitable plastic material which is also fibre-reinforced, and can be in one piece with other components of the inhaler, for example by injection moulding. Such a one-part configuration together with the sliding guide carrier 53 or a part of the housing 2 would be desirable. In the same fashion the return spring 59 for the dosing slider 15 can also be in the form of a leaf spring or shaped spring.

When constricted lateral space circumstances are involved, it may also be desirable if the biasing spring 54 and/or the return spring 59 is in the form of a coil spring. In particular that structural configuration is appropriate for the return spring 59. It may also be desirable, in particular in conjunction with a rotationally actuated drive rocker 82, if the biasing spring 54 and/or the return spring 59 is a spiral spring or a torsion spring. Particularly for the return spring 59 but also for the biasing spring 54, it may also be desirable if it is an elastically deformable shaped body. For that purpose, for example in relation to the return spring 59, it is appropriate to injection-mould on the dosing slider 15 such a shaped body,

50

for example in the form of a suitable thermoplastic elastomer, which can then serve as a traction spring. It may also be desirable for the biasing spring 54 if it is injection-moulded for example in the form of an elastically deformable shaped body on the sliding guide carrier 53 or the bottom of the housing 2.

In particular for the biasing spring 54 it is also appropriate for that spring to be formed by a compressed air storage means. Here for example a part of the sliding guide carrier 53 can be in the form of a piston which engages into a hermetically closed cylinder so that the volume of air in the cylinder is compressed when the sliding guide carrier 53 is moved from its rest position into the readiness position. As soon as the sliding guide carrier 53 is released by the trigger device the volume of air in the cylinder can expand and thus drive the sliding guide carrier 53 into its rest position.

In order to achieve uniform actuating forces for the dosing slider 15 it may be desirable for the biasing spring 54 to have a non-linear spring characteristic.

In accordance with the invention there are a number of possible options for operating devices, by which a user of the inhaler 1 can move the sliding guide carrier 53 from its rest position into its readiness position against the force of the biasing spring 54. One possible option is for the biasing force to be applied by means of a rotary knob 61 coupled to an entrainment portion 62, by way of which the sliding guide carrier 53 is displaced out of its rest position into the readiness position when the rotary knob 61 is turned. The actuating force can be altered, with the biasing force of the biasing spring 54 remaining the same, by the spacing of the entrainment portion 62 from the axis of rotation of the knob 61. It will be appreciated however that limitations in terms of structural space are to be taken into consideration. Such an arrangement is shown in the diagrammatic view in Figure 32.

Actuation of the sliding guide carrier can also be effected by way of an actuating button 63 which can act directly with a translatory movement on the sliding guide carrier 53 or which can act on the sliding guide carrier 53 by way of rotary pivot point. In the last-mentioned variant the

51

actuating force required with a given biasing force of the biasing spring 54 can be set by adjustment of the lever lengths. It will be appreciated that such an arrangement also involves a limitation due to the structural space in the housing 2 of the inhaler 1. Such a view is shown in principle in
5 Figure 33.

It is particularly preferred in accordance with the invention however for actuation of the sliding guide carrier 53 from its rest position into the readiness position to be coupled to the movement of the closure cap 4 out of the closure position into the readiness position. As already mentioned
10 the protective or closure cap 4 is non-losably connected to the inhalation device. Desirably the closure cap 4 includes two pairs of entrainment portions 64 which are arranged at the rearward portion 65 of the closure cap 4. In the embodiment of an inhaler 1 according to the invention as shown in Figures 12 and 13 a pair of those entrainment portions 64 run in a
15 sliding guide 66 in the housing 2. That firstly makes it possible for the closure cap to be guided in the longitudinal direction from the front side 8 of the inhaler 1 until the closure cap 4 can be pivoted downwardly past the mouthpiece 5. In that case longitudinal mobility of the closure cap 4 with respect to the housing 2 is achieved by way of the preferably linear sliding
20 guide 66. A further pair of entrainment portions 64 co-operate with an actuating sliding guide 67, which is complementary thereto, in the sliding guide carrier 53. In that arrangement the actuating sliding guide 67 includes an inclined sliding guide portion which is so inclined that it falls away rearwardly, as viewed from the front side 8 of the inhaler, and is
25 open downwardly. When the sliding guide carrier is in its rest position and the closure cap is in its closure position the entrainment portion 64 engages into the rear lower end of the inclined sliding guide portion. If now the closure cap 4 is pulled forwardly in order to be pivotable past the mouthpiece 5, the sliding guide carrier 53 is actuated by the longitudinal
30 movement of the closure cap and therewith the pair of entrainment portions 64, by way of the inclined sliding guide portion 68, from its rest position into the readiness position downwardly against the force of the biasing spring 54. The closure cap 4 can now be pivoted into its operative

position and the mouthpiece 5 is accessible to the patient to carry out an inhalation process. When inhalation is successfully effected the sliding guide carrier 53 moves back into its rest position. The closure cap can now be pivoted upwardly and pushed rearwardly into the inhaler. In that case
5 the entrainment portions 64 come into engagement again with the rear lower end of the inclined sliding guide portion 68 of the sliding guide carrier 53. That can be seen from the diagrammatic view in Figure 34.

The actuating sliding guide 67 in the sliding guide carrier 53 desirably also has a second sliding guide portion 69 which extends
10 substantially horizontally, in particular parallel to the sliding guide 66 in the housing 2. That second sliding guide portion 69 does not have a direct function but only serves to afford the patient the possible option of being able to move the closure cap 4 into the closure position again without successful inhalation having been effected. With that configuration the
15 sliding guide carrier 53 is still in its lower readiness position and without the second sliding guide portion 69 the closure cap 4 could not be pushed rearwardly, with the entrainment portions 64. Such a functional extent is particularly desirable to provide that for example a pharmacist can demonstrate handling of the inhalation device without a dose having to be
20 directly taken therefrom. As a dose could only be inhaled by an adequate inhalation airflow, that would otherwise have the result that a patient would have to inhale a dose of a medicament, at a time which is possibly not prescribed by the physician. Desirably, the second sliding guide portion 69 is closed at its end so that, when the sliding guide carrier 53 is in its
25 readiness position and the closure cap 4 in the closure position, the sliding guide carrier 53, in addition to being securely held in its readiness position by the thrust rod 43 of the trigger device, is additionally secured in its readiness position by the entrainment portions 64 of the closure cap 4 so that, even for example when an inhaler 1 in the stressed condition is
30 dropped, the entrainment portions 64 of the closure cap 4, by way of the second or complementary sliding guide portion 69, reliably prevent delivery of a dose of the drug into the dosing passage. Desirably the actuating or complementary sliding guide 67 is inclined through an angle α of between

53

15° and 45° with respect to the sliding guide 66 in the form of a guide means, in the housing 2. For adaptation of the actuating forces to the travel-dependent biasing force of the biasing spring 54, it may also be desirable if the complementary or actuating sliding guide 67 extends in a non-rectilinear configuration. As an alternative to the arrangement involving entrainment portions 64 and the actuating or complementary sliding guide 67, the closure cap 4 can also have a pressure lever, by way of which a sliding guide carrier 53 can be directly or indirectly moved into its readiness position. That is appropriate in particular when, in comparison with the arrangement described as the preferred one, the readiness position of the sliding guide carrier 53 is disposed above the rest position. Such an arrangement is diagrammatically shown in Figure 35.

It may however also be desirable for an eccentric disc to be actuated by way of the entrainment portions 64 on the closure cap 4, in which case the rectilinear actuation of the closure cap is converted into a rotary movement about the fixing axis of the eccentric disc 70 and the sliding guide carrier 53 is moved by way of the eccentric disc into its readiness position against the force of the biasing spring 54. That is appropriate in particular in conjunction with a biasing spring 54 in the form of a coil spring or a torsion spring. Such an arrangement is diagrammatically shown in Figure 36.

In another particularly preferred embodiment of an inhaler 1 according to the invention the biasing of the dosing mechanism is achieved by a purely rotational movement of the protective cap 4. That embodiment can be particularly clearly seen in Figures 1, 2, 11, 17 and 18. In that respect Figures 1 and 17 show the inhaler 1 with its closure cap 4 in its closure position. For the sake of clarity the view in Figure 17 omits the housing 2 and some further parts of the inhaler 1. Figures 2 and 18 show the inhaler 1 with its closure cap 4 in its operative position, that is to say with the protective cap 4 open. For the sake of simplicity of the drawing the housing 2 and some further parts of the inhaler 1 are also omitted from Figure 18. Figure 17 shows the arrangement of the individual parts of the inhaler 1 with the dosing mechanism in the released condition, that is to say the biasing spring 54 (not shown in this Figure) is relieved of stress and

the drive element in the form of the drive rocker 82 is in its rest position. Figure 18 shows the arrangement of the individual parts of the inhaler 1 with the dosing mechanism stressed by opening of the closure cap 4, that is to say the biasing spring 54 (not shown in this Figure) is stressed and the drive element in the form of the drive rocker 82 is in its readiness position. In that operative condition of the inhaler 1 inhalation can be effected by the patient at any time, by the patient drawing in air through the mouthpiece and triggering a dosing operation when a trigger airflow is exceeded, as described hereinbefore.

10 The closure cap 4 has at least one entrainment portion 64 and a transmission rocker 85 which is operatively connected to the drive rocker 82 pivotable about a first pivot axis 83, the transmission rocker 85 being pivotable about a second pivot axis 84, while the closure cap is pivotable out of the closure position into the operative position about the (third) axis
15 7. The at least one entrainment portion 64 of the closure cap 4 engages behind at least one operative end 86 of the transmission rocker 85 upon opening of the closure cap 4 so that the drive rocker 82 is movable by the movement of the closure cap 4 about the third axis 7 out of the closure position into the operative position by way of the transmission rocker 85
20 against the force of the biasing spring 54, out of its rest position into its readiness position.

The drive rocker 82 and the transmission rocker 85 are in engagement with each other in such a way that their rotation about the first and second pivot axes 83 and 84 takes place in opposite relationship.
25 As a result the moments of inertia upon triggering of drug delivery substantially cancel each other out so that the patient is only slightly adversely affected by return forces which are perceived as a knock and corresponding noise. Advantageously in that respect the drive rocker 82 and the transmission rocker 85 are of such a design configuration and
30 dimensions that the moment of inertia of the drive rocker 82 about the first pivot axis 83 and the moment of inertia of the transmission rocker 85 about the second pivot axis 84 are of approximately equal magnitude.

Advantageously the at least one operative end 86 of the transmission rocker 85 is so designed that, upon actuation of the closure cap 4 from the closure position into the operative position about the third axis 7 the operative end 86 is engaged in positively locking relationship by the at least one entrainment portion 64 of the closure cap 4 and the moment applied by the at least one entrainment portion 64 is transmitted to the transmission rocker 85 if the dosing mechanism is not already prestressed. Upon the return of the closure cap 4 from the operative position into the closure position and of the transmission rocker 85 which is returned to the rest position by triggering of a dosing operation, the operative end 86 elastically evades the entrainment portion 64. For that purpose the operative end 86 is connected to the rest of the transmission rocker 85 by way of a film hinge 87 arranged at the end more remote from the mouthpiece 5. In that way it is possible for the closure cap to be moved into a protecting condition over the mouthpiece again even when a drug dose has not yet been taken.

Desirably the transmission rocker 85 is of a symmetrical configuration relative to the longitudinal central plane of the inhaler 1 and includes two rocker elements which are arranged on both longitudinal sides of the inhalation device pivotably about the second pivot axis 84 and are connected together with at least one yoke 86, wherein the thrust rod 43 holds the transmission rocker 85 in the prestressed position of the drive rocker 82 by engagement with the yoke 88 when the flap 42 is in its rest position and the thrust rod 43 clears the travel of the yoke 88 and therewith the transmission rocker 85 when the flap 43 is deflected out of its rest position at least by a predetermined amount so that the transmission rocker 85 and the drive rocker 82 are movable from their readiness position into their rest position by the biasing spring 54.

As already mentioned hereinbefore an inhaler 1 according to the invention includes a counting device 11 for accurate-dose representation preferably of the number of doses which can still be taken from the stored drug supply, by way of the display 10. For that purpose the counting device 11 can advantageously be formed by a known two-digit or three-

digit drum counter. Such drum counters can be inexpensively made from plastic material and can therefore also be easily disposed of with the inhaler 1 after the expiry of the working life thereof. In comparison with an electronic counter which has already been proposed for such purposes, this has the advantage that the inhaler 1 does not have to be broken up as an expensive and complicated procedure after the expiry of its useful life so that electronic components can be sent separately for specific processing and disposal in accordance with the prescribed procedure. The drum counter can in the usual fashion be driven by way of a stepping switching mechanism 37 by the sliding guide carrier and is advanced by 1 with each stroke movement performed by the sliding guide carrier 53, see Figure 55. Advantageously in that respect the arrangement is such that the counting device counts downwards to represent the doses that still remain. The starting value of the display 10 must therefore be set to a value corresponding to the filling amount of doses of the drug in the storage chamber 13 of the cartridge 3 less a safety value to take account of fluctuations in the filling amount or possible settling effects in the drug powder. After a predetermined number of doses have been counted down, an index is displayed, for example in the form of a coloured emphasis which indicates a consumed supply of drug. A sequence of the last three actuations of such an inhaler is depicted in Figure 21, steps A, B and C.

Furthermore the preferred inhaler 1 according to the invention is provided with a locking device which, upon the attainment of a predetermined number of delivered doses, blocks the closure cap 4 in such a way that the closure cap 4 is no longer movable into the closure position. The locking device includes a locking stirrup 71 which comprises two limbs 72 connected by a yoke 73. The yoke 73 of the locking stirrup 71 is pressed against the drum counter by a spring 74, preferably a leaf or shaped spring, see Figure 12.

Desirably the drum counter is of such a design that each drum has a groove 75 so that the grooves 75 of the drums are aligned when a displayed counter state 000 is reached. The locking stirrup 71 is arranged in such a way that the yoke 73 is engaged by the spring 74 into the aligned

87

grooves 75 of the drums and thus the entire locking stirrup 71 is displaced by a distance. In that case the ends of the limbs 72, which are not connected by the yoke 73, engage into the path of movement of the entrainment portions 64 of the closure cap 4 and/or into the sliding guide of the housing 2 so that the entrainment portions 64 can no longer be displaced along the sliding guide 66 and thus the closure cap 4 can no longer be moved into the closure position. Desirably the engagement by the limbs 72 of the locking stirrup 71 is so far removed from the closure position of the closure cap 4 that the closure cap 4 projects from the housing 2 so markedly detectably (Figures 11, 54) that even a less well-informed patient clearly perceives that and knows that the stored supply of drug in that inhaler 1 is consumed.

Finally, it is possible to mount to the yoke 73 of the locking device 71 a signal plate 76 so that, upon blocking engagement of the locking device 71 or upon engagement of the yoke 73 into the grooves 75, the signal plate 76 is pivoted in front of the display 10. The signal plate 76 can carry a signal colour and/or can be labelled with an item of text "EMPTY" or a similar item of information which unmistakably indicates to the patients that the stored supply of drug in that inhaler 1 has been exhausted and no further dose is to be obtained from that inhaler 1. Instead of a drum counter it is also possible to use a strip running mechanism as the display 10. Instead of the grooves 75, a hole can be provided in the strip at a suitable location so that a pin or the like on the yoke 73 can engage into the hole in the strip in order to actuate the locking device 71 and the signal plate 76.

In the particularly preferred embodiment of an inhaler 1 as shown in Figures 11 and 17 the locking device has a spring lever blocking rod 81 which, upon the attainment of a predetermined number of delivered doses, is movable from a rest position (Figures 17, 18) into a blocking position and which in its blocking position engages in blocking relationship into the path of the closure cap 4 so that the closure cap 4 can no longer be moved into the closure position (Figure 11). That arrangement provides for both particularly clear signalling and also prevents (futile) further use of the

58

inhalation device 1 and thus unwanted under-dosing. In that arrangement the blocking rod 81 can be coupled in spring-loaded relationship to the counting device 11, as described hereinbefore, and is arrested in its blocking position for example by a locking pawl (not shown) or a latching
5 tooth so that the blocking rod 81 cannot be pushed back into its rest position against the force of its actuating spring. That ensures that the blocking condition cannot be undone without destroying component parts of the inhaler 1. In that case the blocking rod 81 can be designed with a signal colour so that the blocked condition is more clearly perceptible.

10 For the particular situation of use of an inhaler 1 according to the invention for emergency medicine the locking element in the form of the locking stirrup 71 or the blocking rod 81 can be omitted in order to comply with corresponding regulations. More specifically the view is sometimes taken that, in this specific situation of use, the possible option of still being
15 able if necessary to inhale residual amounts from the storage chamber 13, even if the nominal number of doses has already been taken, should have priority over protection from under-dosing when there is an insufficient stored supply of drug, such protection being ensured by the blocking action.

20 The procedure involved in a usual process of using a preferred embodiment of an inhaler 1 according to the invention is shown in Figures 37 to 47. The illustrated embodiment and the view represented correspond to the embodiment in Figures 1, 2, 11, 17 and 18. For the sake of better visibility of the different positions of the components therefore the
25 references from Figures 11, 17 and 18 have not been repeated here.

Figure 37 shows the inhaler 1 with closed closure cap 4 and with the dosing mechanism in the relieved condition, that is to say the biasing spring 54 (not shown in this Figure) is relieved of stress and the drive element in the form of the drive rocker 82 is in its rest position.

30 Figure 38 shows the inhaler 1 during a first phase of pivoting the closure cap 4 open. In the pivotal movement of the closure cap 4 about the (third) pivot axis 7 entrainment portions 64 of the closure cap 4 engage behind the operative end 86 of the transmission rocker 85 and thereby

5 pivot the transmission rocker 85 about the second pivot axis 84. The transmission rocker 85 engages with entrainment portions 89 into an opening 90 in the drive rocker 82 and entrains it in the pivotal movement of the transmission rocker 85 so that the drive rocker 82 is pivoted about the first pivot axis 83 against the force of the biasing spring 54 (Figure 56). Arms 79 of the drive rocker 82 move relative to the entrainment projections 51 of the dosing slider 15, which are in the form of a ramp in the direction of movement of the dosing slider 15, so that the arms 79 are spread open by the ramp. As soon as the arms 79 have passed the ramp of the entrainment projections 51 of the dosing slider 15, they snap together again (Figure 39) and can subsequently entrain the dosing slider 15 in movement in the opposite direction.

When the operative position of the closure cap 4 is reached (see Figure 18) the dosing mechanism is stressed and the transmission rocker 85 and the drive rocker 82 are secured in the biased readiness position by the thrust rod 43.

When now a patient sucks an airflow through the inhaler 1 the flap 42 is deflected out of its rest position (Figure 40). In that operative condition the dosing slider 15 is still in its filling position and the cartridge 3 is sealed off with respect to the ambient atmosphere.

When the predetermined minimum airflow in the air passage 39 is exceeded by the patient breathing in and thus the flap 42 is deflected beyond the trigger threshold, as shown in Figure 41, the thrust rod 43 is pulled forward by the movement of the flap 42 beyond the trigger threshold to such an extent that it comes out of engagement with the yoke 88 of the transmission rocker 85 and thus the automatic movement of the dosing mechanism is enabled. Driven by the force of the biased biasing spring 54 the drive rocker 82 and the transmission rocker 85 pivot back in the direction of the rest position. In that case the arms 79 of the drive rocker 82 push the dosing slider 15 out of its filling position into its emptying position by way of the entrainment projections 51 of the dosing slider 15 so that the drug powder is discharged out of the dosing cavity 17 of the dosing

slider 15 by means of the airflow produced by the patient and finally discharged through the inhalation opening 6 of the mouthpiece 5.

After the emptying position of the dosing slider 15 is reached further pivotal movement of the drive rocker 82 and the transmission rocker 85 provides that the arms 79 of the drive rocker 82 come out of engagement with the entrainment projections 51 of the dosing slider 15 and the dosing slider 15 is pushed back into its filling position by the force of the return spring 59 and thus sealing integrity of the cartridge 3 is ensured again (Figures 42 and 43). Hermetic sealing integrity of the cartridge 3 and in particular the storage chamber 13 is therefore interrupted only for fractions of a second, namely the period of time required for the dosing slider 15 to be conveyed out of the filling position into the emptying position and back again. That period of time is only determined by the configuration of the device and cannot be influenced by the user.

The patient can now pivot the closure cap 4 back into the closure position again (Figure 44). In that case the entrainment portions 64 of the closure cap 4 knock against the operative ends 86 of the transmission rocker 85 (Figure 45). In that case the operative ends 86 move away from the entrainment portions 64 by virtue of pivoting by way of the film hinges 87 (Figure 46) and pivoting back into their starting position again after passing the entrainment portions 64 (Figure 47) as soon as the closure cap 4 is closed so that it is engaged by the entrainment portions 64 again in the next activation. That arrangement also ensures that the closure cap 4 can be opened and closed again even when the dosing mechanism is in a stressed condition with the transmission rocker 85 and the drive rocker 82 in the readiness position.

The embodiment of an inhalation device according to the present invention shown in Figures 19-21, 28-31 and 48 to 55 is particularly useful in a number of medical applications if the at least one storage chamber 13 is provided by a cartridge holder device 100 and a lid 101, wherein the lid 101 has a shape capable of receiving the drug powder content of the storage chamber 13 in an upside-down position of the inhalation device 1. That allows pre-mounting of the cartridge holder 100 and the dosing slider

13 during manufacture of the inhalation device including testing. The lid 101 may serve as an open-top cartridge and filled with the appropriate amount of drug powder in the pharmaceutical manufacturing line, and directly inserted into the inhalation device 1 held upside down. So the inhalation device can be delivered ready to use from the medicament manufacturer. The lid 101 is sealingly fixed onto the cartridge holder by snap connectors 102.

As can be seen from Figures 19-21, 28-31 and 48 to 55 the cartridge holder device 100 comprises two storage chambers each covered by a lid 101, wherein the cartridge holder device 100 comprises a twin dosing slider 15. This allows easy and accurate dosing from two different drug reservoirs 13, for instance for the combination of medicaments which may not be stored together to avoid degradation. Further, with the embodiment shown in Figures 19-21, 28-31 and 48 to 55, the cartridge holder device 100 comprises two storage chambers 13 each covered by a lid 101, wherein the cartridge holder device 100 comprises a twin dosing slider 15.

In the inhalation device 1 the trigger device 43 has an engagement portion 90 interacting with a stepped stop element 91 of the drive element 53, 82, wherein the stepped stop element 91 has a first step 97 and the drive element is arrested in an intermediate position when the engagement portion 90 of the trigger device 43 interacts with the first step 97. In this state, dosing of the medicament will take place. The stepped stop element 91 has a second step 98 and the drive element 53, 82 is held in its rest position when the engagement portion 90 of the trigger 43 device interacts with the second step 98. In this state the closure cap 4 is closed, the drive element 53, 82 is in rest position and the flap 42 closed, as shown in Figures 19 and 20.

When starting from the rest position of the drive element 53, 82 the closure cap 4 will be opened, the cap 4 rotates about axis 84. The entrainment portion 94 of the cap 4 engages with the sliding guide 93 formed at the bottom edge of the drive element 53, 82, thus, moving the

drive element 53, 82 upwardly against the force of biasing spring 54, as shown in Figures 28 and 29.

When the operative position of the closure cap 4 is reached as shown in Figures 30 and 31, the dosing mechanism is tensioned and the drive element 53 is secured by the engagement portion 90 of the trigger device 43 interacting with projection 96 of the drive element 53. The flap 42 is closed. In this position it is possible to close and re-open the closure cap 4 without adverse effects. The inhalation device is now ready for inhaling.

When a patient starts inhaling through the mouthpiece 5, the flap 42 starts to pivot about a pivot axis 80 against the force of spring 99 thereby retracting engagement portion 90 of the trigger device 43 interacting with projection 96 of the drive element 53, see Figures 48 and 49.

On release of the drive element 53 from engagement portion 90 of the trigger device 43 interacting with projection 96 drive element 53 starts travelling downwards, thereby engaging entrainment projections 51 of the dosing slider 15 movement of the dosing slider 15. Those entrainment projections 51 of the dosing slider 15 co-operate with corresponding recesses of an actuating device 53 for the dosing slider in the inhaler, see Figure 50. So, the dosing slider 15 will be retracted from the dosing slider channel 16 until the slider 15 reaches his emptying position, Figure 51. At the same time engagement portion 90 of the trigger device 43 engages with the first step 97. As long as the flap 42 keeps fully open due to inhaling, the drive element 53 is arrested in an intermediate position when the engagement portion 90 of the trigger device 43 interacts with the first step 97, thus keeping the dosing slider 15 in its emptying position, see Figure 52.

Once the inhalation process is completed and the flap 42 returned to its initial position, second step 98 and the drive element 53, 82 is held in its rest position when the engagement portion 90 of the trigger 43 device interacts with the second step 98. In this state the closure cap 4 may be closed, and the cycle completed, as shown in Figure 53 compared to Figures 19 and 20 at the beginning.

63

The counting device 11 is connected to the engagement portion 90 of the trigger device 43 and the stepped stop element 91 of the drive element 53, 82 has an opening or recess 92, and the drive element 53, 82 is urged by the biasing spring 54 to a blocking position as shown in Figure 54, when
5 the engagement portion 90 engages with the opening or recess 92, once removal of a predetermined number of doses has been removed from the inhalation device 1, thus the storage chamber 13 is considered empty, and the device should no longer be used.

CLAIMS

1. An inhalation device (1) for powder drugs comprising at least one storage chamber (13) for accommodating a plurality of drug powder doses and a dosing device which includes at least one dosing slider (15) which is movable approximately with a translatory movement in a dosing slider passage (16) at least from a filling position into an emptying position, wherein the inhalation device (1) further includes a device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider (15) from its filling position into the emptying position and a return device for automatic movement of the dosing slider (15) back into the filling position.

2. An inhalation device (1) according to claim 1 characterised in that the dosing slider passage (16) with the at least one dosing slider (15) and the storage chamber (13) is sealed off relative to the environment at least in the filling position of the dosing slider (15).

3. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that the at least one storage chamber (13) has at least one outlet opening (14) through which the powder drug can issue under the influence of the force of gravity and the dosing slider has at least one dosing cavity (17), wherein the dosing cavity in the filling position is under the outlet opening (14) and the dosing slider is movable out of its filling position into the emptying position approximately transversely with respect to the outflow direction of the drug powder from the outlet opening (14) of the at least one storage chamber (13).

4. An inhalation device (1) according to claim 3 further characterised by a mouthpiece (5) having an inhalation opening (6) and an air passage (39) which is in flow communication with the mouthpiece and through which a patient can suck an airflow for inhalation, wherein the dosing cavity (17) in the emptying position of the dosing slider (15) is in the air passage (39).

65

5. An inhalation device (1) according to claim 4 characterised in that arranged in the air passage (39) is a trigger device for signalling when a predetermined minimum airflow in the air passage (39) is exceeded.

6. An inhalation device (1) according to claim 5 characterised by a valve device in the air passage (39) in order to substantially close the air passage (39), wherein the valve device is operatively connected to the trigger device for inhalation-triggered opening of a substantial part of the flow cross-section of the air passage (39) when a predetermined minimum airflow in the air passage (39) is signalled as being exceeded.

7. An inhalation device (1) according to claim 6 characterised in that the valve device is part of the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider (15)

8. An inhalation device (1) according to one of claims 5 to 7 characterised in that the trigger device comprises a pivotably mounted, directly or indirectly spring-loaded flap (42) arranged in the air passage (39) and the air passage (39) in the region of the flap (42) is of a cross-sectional area which is large in relation to the inhalation opening (6).

9. An inhalation device (1) according to claim 8 characterised in that the flap (42) is pivotable about a pivot axis (80) and the pivot axis (80) extends through or close to the centre of gravity of the flap (42).

10. An inhalation device (1) according to claim 8 or claim 9 characterised in that the flap (42) is coupled to a thrust rod (43) which is operatively connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider (15) in such a way that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider is held in a biased position by the thrust rod (43) when the flap (42) is in its rest position and the thrust rod (43) releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider when the flap (42) is deflected out of its rest position at least by a predetermined amount.

11. An inhalation device (1) according to claim 10 characterised in that the coupling between the flap (42) and the thrust rod (43) is formed by way of a toothed ring segment on the flap (42) and a portion on the thrust rod (43), which is in the form of a rack.

12. An inhalation device (1) according to claim 8 characterised in that the flap (42) is pivotable about an axis and has a claw which is pivotable together with the flap (42) about the axis and which holds a spring-loaded securing element and the contact face of which, with the securing element, is formed by a sliding or rolling pairing, wherein the securing element is operatively connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider in such a way that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider is held in a biased position by the securing element when the flap (42) is in its rest position and the securing element releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider when the flap (42) is deflected out of its rest position by at least a predetermined amount.

13. An inhalation device (1) according to one of claims 5 to 7 characterised in that the trigger device has a piston connected to the air passage and the air passage in the region of the piston has a cross-section which is large in relation to the inhalation opening, wherein the piston is coupled to a thrust rod which is operatively connected to the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider in such a way that the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider is held in a biased position by the thrust rod when the piston is in its rest position and the thrust rod releases the device for inhalation-triggered automatic movement of the dosing slider when the piston is deflected out of its rest position by at least a predetermined amount by a predetermined minimum airflow in the air passage, which is initiated by a user of the inhalation device.

14. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that the device for inhalation-triggered automatic

movement of the dosing slider out of its filling position into the emptying position has a drive element (53, 82) which can be moved into a readiness position against the force of a biasing spring (54) and which has at least one sliding guide, an entrainment portion (79) or a cam portion which is operatively connected to the dosing slider (15) in its filling position and is releasably arrested in its readiness position by a trigger device, wherein the sliding guide, the entrainment portion (79) or the cam portion is so designed that the drive element (53, 82) upon a movement out of the readiness position into a rest position moves the dosing slider (15) at least into the emptying position thereof by way of entrainment portions (51).

15. An inhalation device (1) according to claim 14 characterised in that the trigger device has an engagement portion (90) interacting with a stepped stop element (91) of the drive element (53, 82), wherein the stepped stop element (91) has a first step (97) and the drive element (53, 82) is arrested in an intermediate position when the engagement portion (90) of the trigger device (43) interacts with the first step (97), and a second step (98) and the drive element (53, 82) is held in its rest position when the engagement portion (90) of the trigger device (43) interacts with the second step (98).

16. An inhalation device (1) according to claim 15 characterised in that the dosing slide (15) is held in the emptying position by entrainment portions (51, 79) of the drive element (53, 82) and the dosing slide (15), respectively, in the intermediate position of the drive element (53, 82).

17. An inhalation device (1) according to claim 14, 15 or 16 characterised by a return device for automatic movement of the dosing slider back into the filling position, the return device including a return spring (59).

18. An inhalation device (1) according to claim 17 characterised in that the dosing slider (15) is connected to the return spring (59) and the sliding guide, the entrainment portion (51, 79) or the cam portion is also so designed that in the rest position of the drive element (53, 82) the dosing

slider (15) can return into the filling position due to the force of the return spring (59).

19. An inhalation device (1) according to claim 17 characterised in that the drive element (53, 82) in its rest position is out of engagement with the dosing slider (15).

20. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 18 characterised in that the drive element is formed by a linearly movable sliding guide carrier (53).

21. An inhalation device (1) according to claim 14 further characterised by a return device for automatically moving the dosing slider (15) back into the filling position, wherein the return device includes a further sliding guide portion.

22. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 21 characterised in that the sliding guide or the cam portion is of a rectilinear configuration.

23. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 21 characterised in that the sliding guide or the cam portion is of a curved configuration, in particular of an eccentrically curved configuration or of a helical configuration.

24. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 18 characterised in that the drive element is formed by a drive rocker (82) pivotable about a first pivot axis.

25. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 24 characterised in that the biasing spring (54) and/or the return spring (59) is a spring selected from a group of springs consisting of a coil spring, a spiral spring, a torsion spring, an elastically deformable shaped body and a compressed air storage means, wherein preferably the biasing spring (54) has a non-linear characteristic.

26. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 25 characterised by a rotary knob (61) which is operatively connected to the drive element and which has an operating handle, wherein the drive element can be moved into its readiness position against the force of the biasing spring (54) by a user with the rotary knob (61).

27. An inhalation device (1) according to one of claims 14 to 25 characterised by an actuating button (63) operatively connected to the drive element, wherein the drive element can be moved into its readiness position against the force of the biasing spring (54) with the actuating button (63) by a user.

28. An inhalation device (1) according to one of claims 4 to 25 further characterised by a closure cap (4) for the mouthpiece, wherein the closure cap (4) is non-losably connected to the inhalation device and is movable from a closure position in which the closure cap (4) covers the mouthpiece into an operative position in which the mouthpiece is accessible to a patient.

29. An inhalation device (1) according to claim 28 characterised in that the closure cap (4) or the sliding guide carrier (53) has one or more entrainment portions and the closure cap (4) is movable out of the closure position and is pivotable into the operative position, wherein the closure cap (4) or the sliding guide carrier (53) has a sliding guide (93) complementary to the entrainment portion or portions (94) in such a way that the sliding guide carrier (53) is movable by the movement of the closure cap (4) out of the closure position into the operative position against the force of the biasing spring (54) from its rest position into its readiness position.

30. An inhalation device (1) according to claim 29 characterised in that the complementary sliding guide has a track (95) for the entrainment portion or portions so that the closure cap (4) is also movable in the readiness position of the sliding guide (53) into the closure position.

31. An inhalation device (1) according to claim 30 characterised in that the track is such that the sliding guide carrier (53) is fixed in its readiness position by entrainment portions of the closure cap (4) independently of the trigger device when the closure cap (4) is in its closure position.

32. An inhalation device (1) according to one of claims 29 to 31 characterised in that the complementary sliding guide is inclined with respect to the guide at an angle α of between 15° and 45° .

33. An inhalation device (1) according to one of claims 29 to 32 characterised in that the complementary sliding guide extends non-rectilinearly.

34. An inhalation device (1) according to claim 29 characterised in that the closure cap (4) has at least one entrainment portion and the closure cap (4) is movable out of the closure position along a guide substantially rectilinearly into an intermediate position and is pivotable out of the intermediate position into the operative position, wherein the inhalation device further has an eccentric disc (70) operatively connected to the sliding guide carrier (53) so that the eccentric disc (70) is rotated by the entrainment portion (64) of the closure cap (4) upon the rectilinear movement thereof about a fixing axis in such a way that the sliding guide carrier (53) is movable from its rest position into its readiness position by the movement of the closure cap (4) out of the closure position into the intermediate position by way of the eccentric disc (70) against the force of the biasing spring (54).

35. An inhalation device (1) according to claim 29 characterised in that the closure cap (4) has a pressure lever and the closure cap (4) is pivotable out of the closure position into the operative position, wherein the pressure lever of the closure cap (4) is pivotable about an axis in such a way that the sliding guide carrier is movable from its rest position into its readiness position by the movement of the closure cap (4) out of the

closure position into the operative position by way of the pressure lever against the force of the biasing spring (54).

36. An inhalation device (1) according to claims 24 and 28 further characterised in that the closure cap (4) has at least one entrainment portion (64) and a transmission rocker (85) which is operatively connected to the driver rocker (82) and which is pivotable about a second pivot axis (84) and the closure cap (4) is pivotable out of the closure position into the operative position about a third axis (7), wherein the at least one entrainment portion (64) of the closure cap (4) co-operates with at least one operative end (86) of the transmission rocker (85) in such a way that the drive rocker (82) is movable out of its rest position into its readiness position by the movement of the closure cap (4) about the third axis (7) out of the closure position into the operative position by way of the transmission rocker (85) against the force of the biasing spring (54).

37. An inhalation device (1) according to claim 36 characterised in that the drive rocker (82) and the transmission rocker (85) are in mutual engagement in such a way that their rotation takes place in opposite relationship about the first and second pivot axes (83, 84).

38. An inhalation device (1) according to claim 37 characterised in that the moment of inertia of the drive rocker (82) about the first pivot axis (83) and the moment of inertia of the transmission rocker (85) about the second pivot axis (84) are approximately equal.

39. An inhalation device (1) according to one of claims 36 to 38 characterised in that the at least one operative end (86) of the transmission rocker (85) is of such a configuration that the operative end (86) is connected in positively locking relationship by the at least one entrainment portion (64) of the closure cap (4) upon movement of the closure cap (4) out of the closure position into the operative position about the third axis (7) and transmits the moment applied by the at least one entrainment portion (64) to the transmission rocker (85) and elastically evades the

entrainment portion (64) upon movement of the closure cap (4) out of the operative position into the closure position.

40. An inhalation device (1) according to one of claims 36 to 39 insofar as appended to claim 10 characterised in that the transmission rocker (85) has two rocker elements which are arranged on both longitudinal sides of the inhalation device pivotably about the second pivot axis (84) and are connected together with at least one yoke (88), wherein the thrust rod (43) holds the transmission rocker (85) in the biased position of the drive rocker (82) by engagement with the yoke (88) when the flap (42) is in its rest position and the thrust rod (43) enables the travel movement of the yoke (88) when the flap (42) is deflected out of its rest position at least by a predetermined amount so that the transmission rocker (85) and the drive rocker (82) are movable by the biasing spring (54) out of their readiness position into their rest position.

41. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that there is further provided a counting device (11) for detecting the number of delivered drug doses, wherein the counting device individually detects each dosing operation and is connected to a locking device (71, 81) which blocks the closure cap (4) upon the attainment of a predetermined number of delivered doses so that the closure cap (4) is no longer movable into the closure position.

42. An inhalation device (1) according to claim 41 insofar as appended to claim 15, characterised in that the counting device (11) is connected to the engagement portion (90) of the trigger device (43) and that the stepped stop element (91) of the drive element (53, 82) has an opening or recess (92), and the drive element (53, 82) is urged by the biasing spring (54) to a blocking position, when the engagement portion (90) engages with the opening or recess (92).

43. An inhalation device (1) according to claim 42 characterised in that the drive element (53, 82) in its blocking position engages blockingly

73

into the path of the closure cap (4) so that the closure cap (4) can no longer be moved into the closure position.

44. An inhalation device (1) according to any of claims 41 to 43 characterised in that the counting device (11) includes a dose-accurate display (10).

45. An inhalation device (1) according to one of claims 41 to 44 characterised in that the locking device has a spring-loaded locking element (71) which engages into a groove which is opened at a predetermined number of doses and in that case blockingly engages into a sliding guide of the mechanism of the closure cap (4) so that the closure cap (4) can no longer be moved into the closure position.

46. An inhalation device (1) according to claim 45 characterised in that the locking element of the locking device is coupled to a signal plate (76) which is displayed upon blocking engagement of the locking device.

47. An inhalation device (1) according to one of claim 41 or 44 insofar as appended to claim 41 characterised in that the locking device has a spring-loaded blocking rod (81) which is movable from a rest position into a blocking position upon the attainment of a predetermined number of delivered doses and in its blocking position engages blockingly into the path of the closure cap (4) so that the closure cap (4) can no longer be moved into the closure position.

48. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that the at least one storage chamber (13) has at least one outlet opening (14) through which the powder drug can issue under the influence of the force of gravity, and a filling opening (19) which is disposed substantially in opposite relationship to the outlet opening (14), wherein the filling opening is sealingly closed.

49. An inhalation device (1) according to claim 48 characterised in that the filling opening (19) is closed with an aluminium blister film (20) and sealed with a LDPE layer (21).

50. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that the dosing slider passage (16) has at its one end towards the environment an opening (30) through which a part of the dosing slider (15) can pass and a contact surface (31) for a seal (32) is provided around the opening (30), wherein the dosing slider (15) has a sealing surface (33) which is provided in a plane approximately in transverse relationship with its direction of movement out of the filling position into the emptying position.

51. An inhalation device (1) according to claim 50 characterised in that an elastic seal (32) is provided on the dosing slider (15) and/or the contact surface, wherein the elastic seal (32) is formed by injection on the dosing slider passage (16) and/or the dosing slider (15).

52. An inhalation device (1) according to claim 51 characterised in that the sealing integrity can be formed by a sealing rib (25) on the dosing slider passage (16) and/or the dosing slider (15), which is sealingly deformable by a biasing force which holds the dosing slider (15) in the dosing slider passage (16).

53. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that the inhalation device further has a display (12) for signalling inhalation readiness and/or successful delivery of the medicament.

54. An inhalation device (1) according to one of claims 4 to 53 further characterised by a breaking-down device (40) for breaking down agglomerates and the like in the drug powder in flow communication with the mouthpiece (5), wherein the mouthpiece (5) and the breaking-down device (40) are removable for cleaning by the user and the mouthpiece (5) and the breaking-down device (40) are so adapted that they can only be removed or fitted together or are of a one-piece nature.

55. An inhalation device (1) according to one of the preceding claims characterised in that the at least one storage chamber (13) is provided by a

cartridge holder device (100) and a lid (101), wherein the lid (101) has a shape capable of receiving the drug powder content of the storage chamber (13) in an upside-down position of the inhalation device (1).

56. An inhalation device (1) according to claim 55 characterised in that the lid (101) is sealingly fixed onto the cartridge holder (100) by snap connectors (102).

57. An inhalation device (1) according to claim 55 or 56 characterised in that the cartridge holder device (100) comprises two storage chambers (13) each covered by a lid (101), wherein the cartridge holder device (100) comprises a twin dosing slider (15).

76

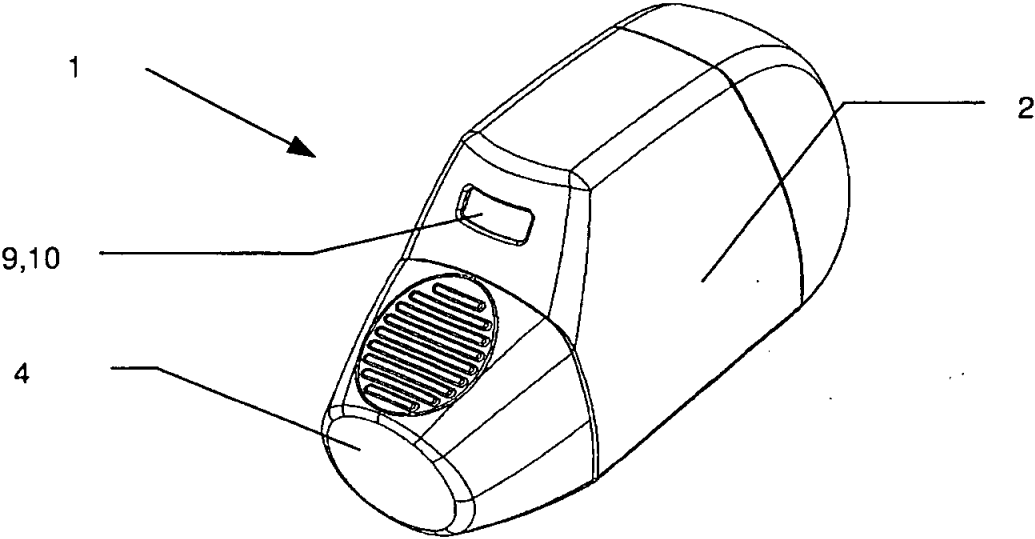


Fig. 1

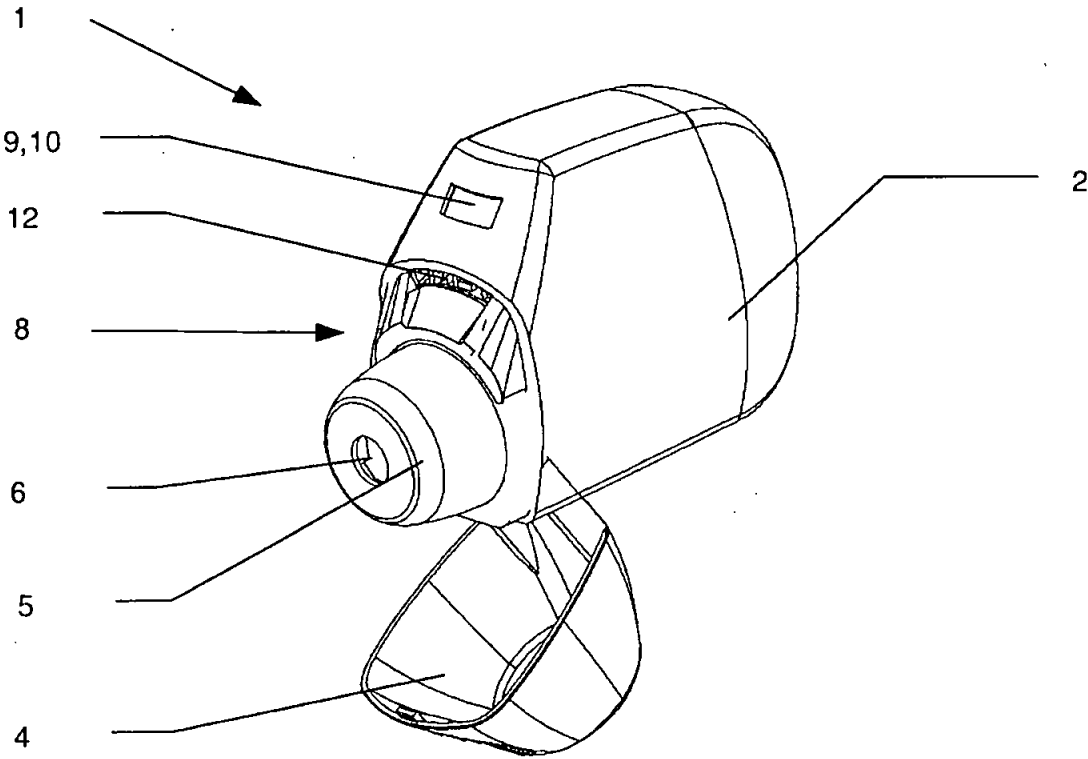
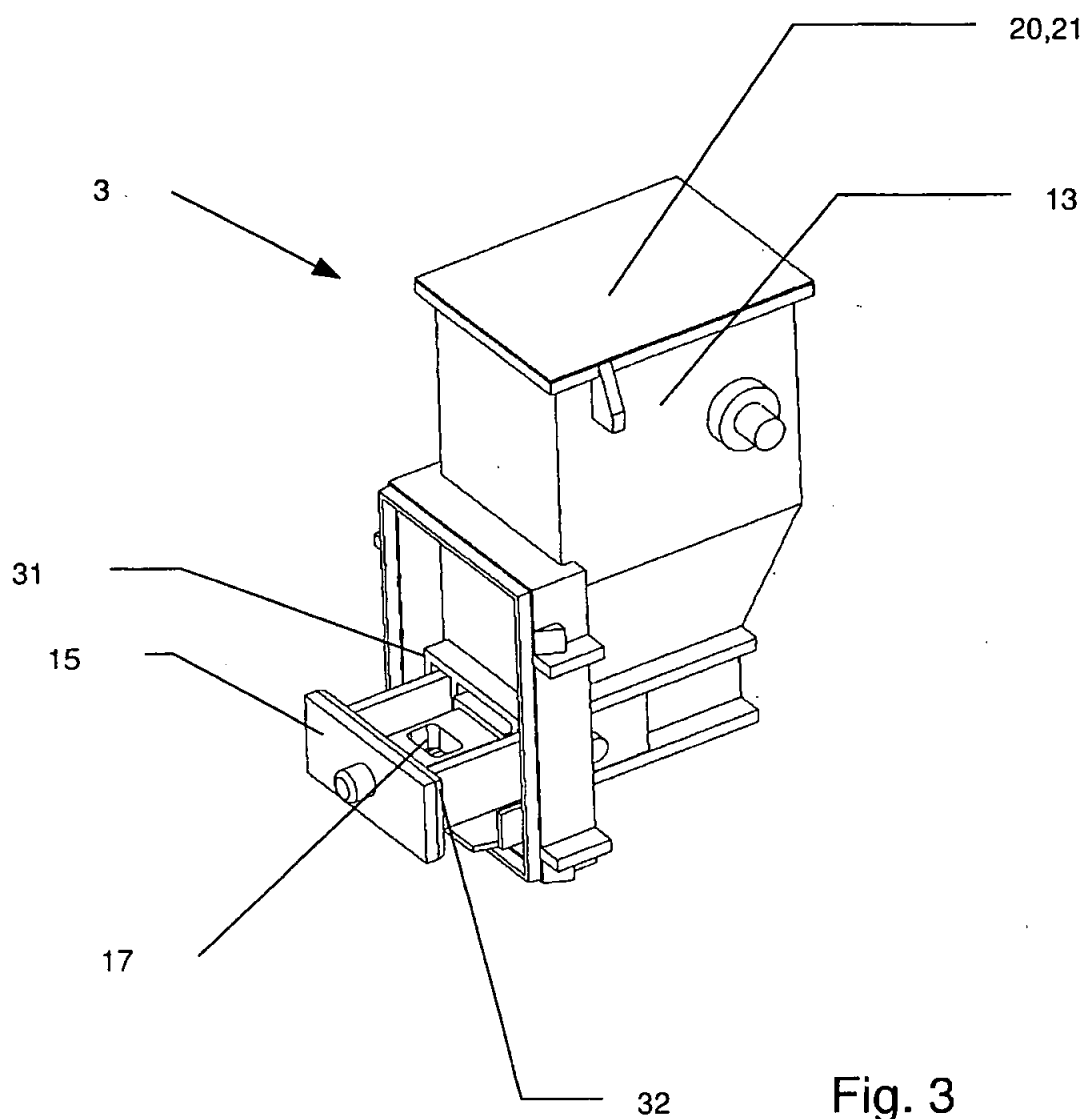


Fig. 2



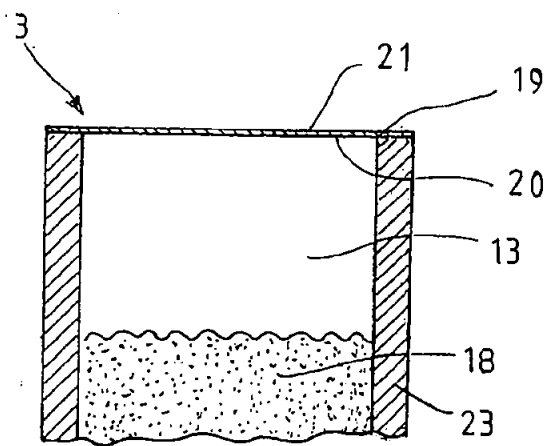


Fig.4

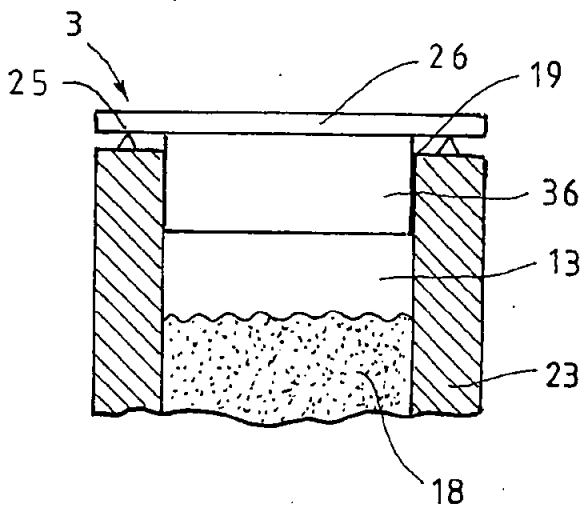


Fig.6

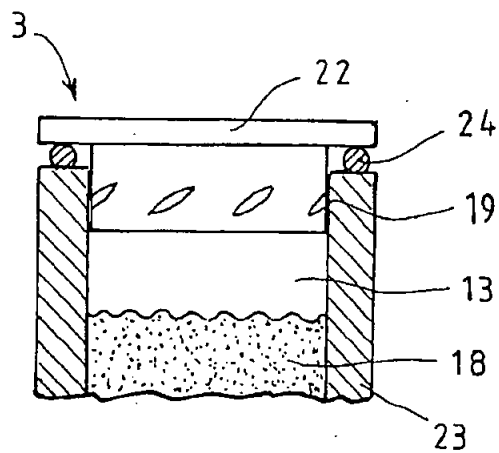


Fig.5

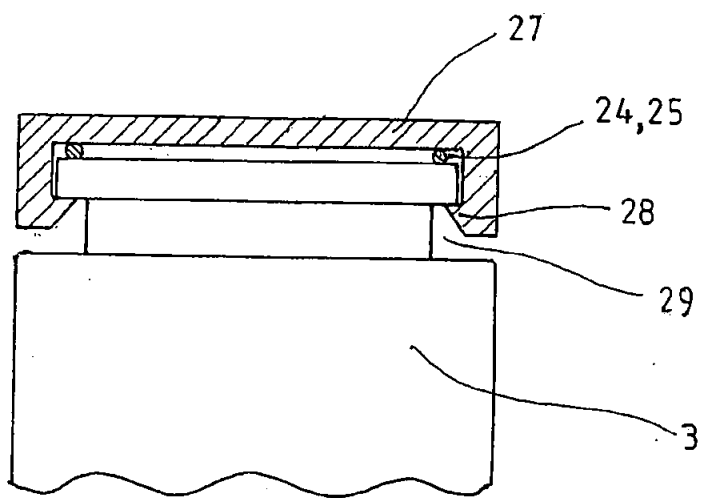
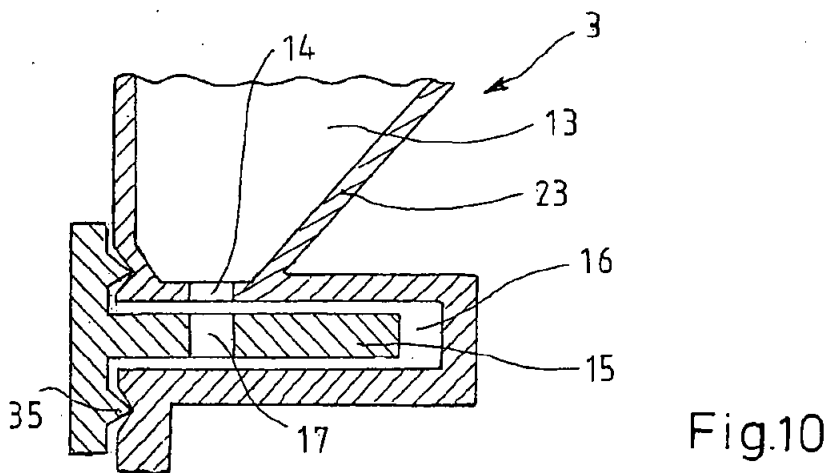
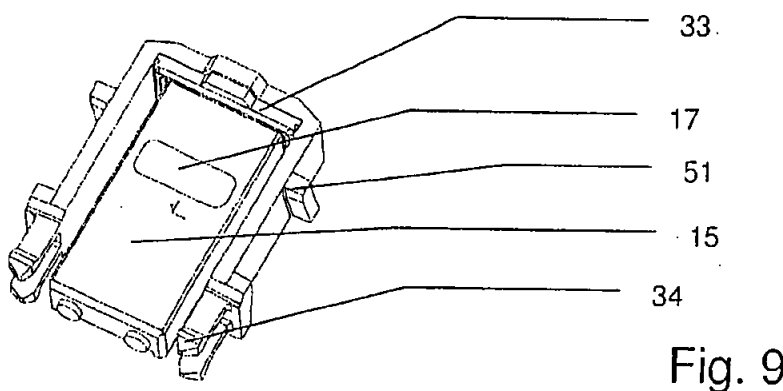
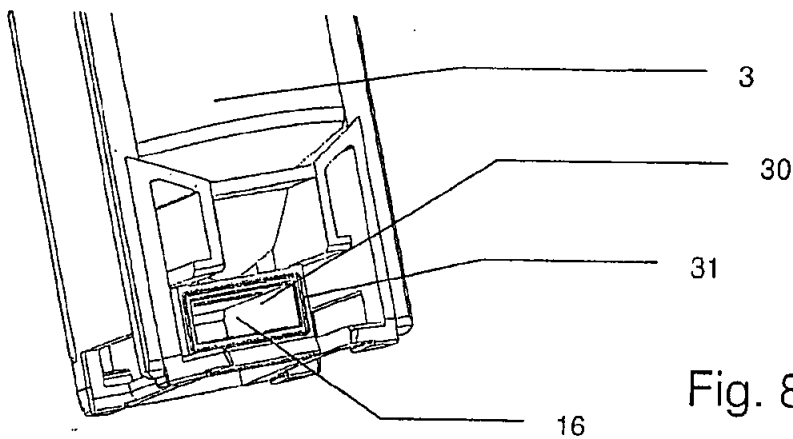


Fig.7

80



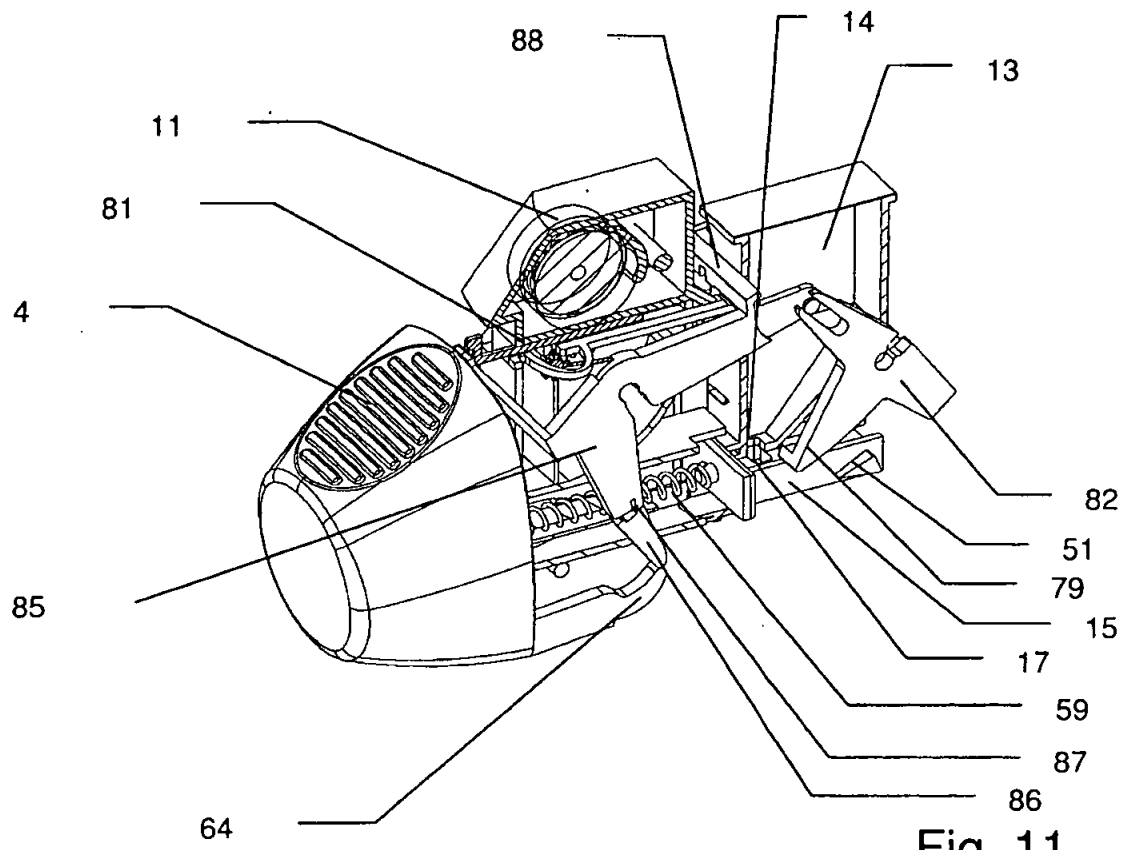


Fig. 11

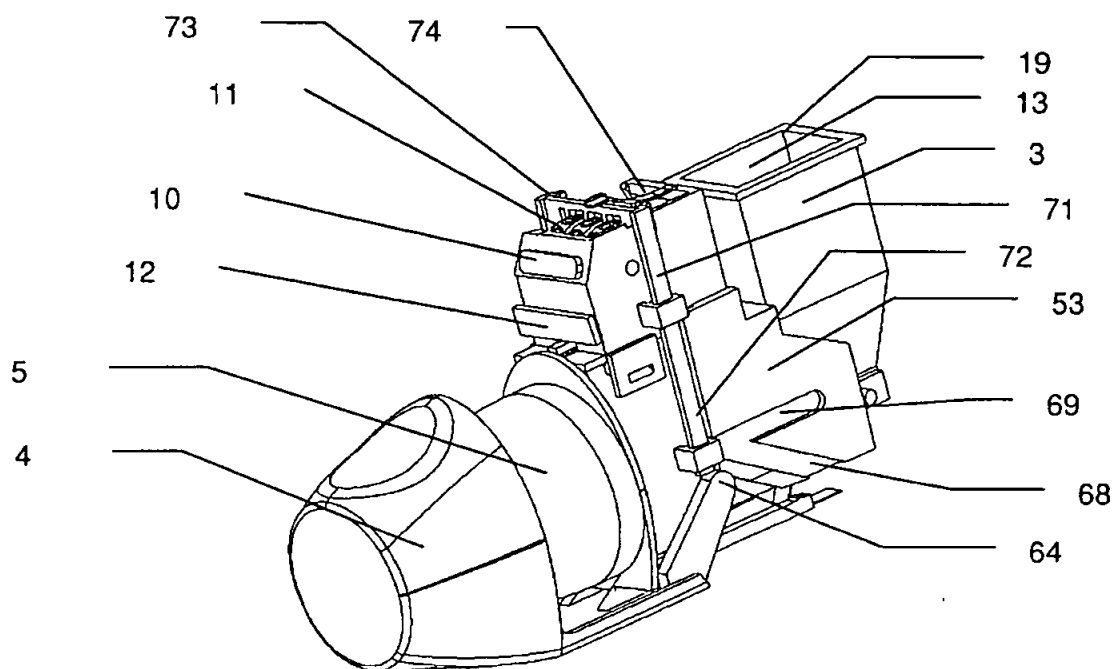


Fig. 12

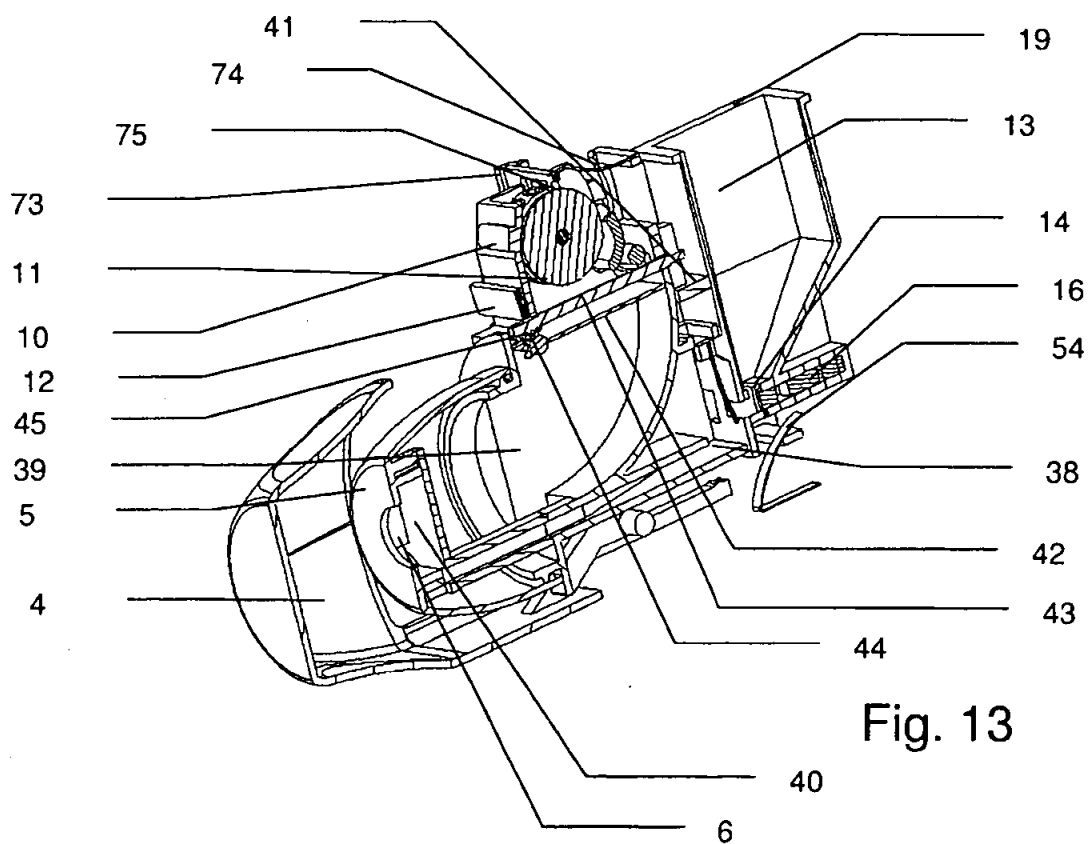
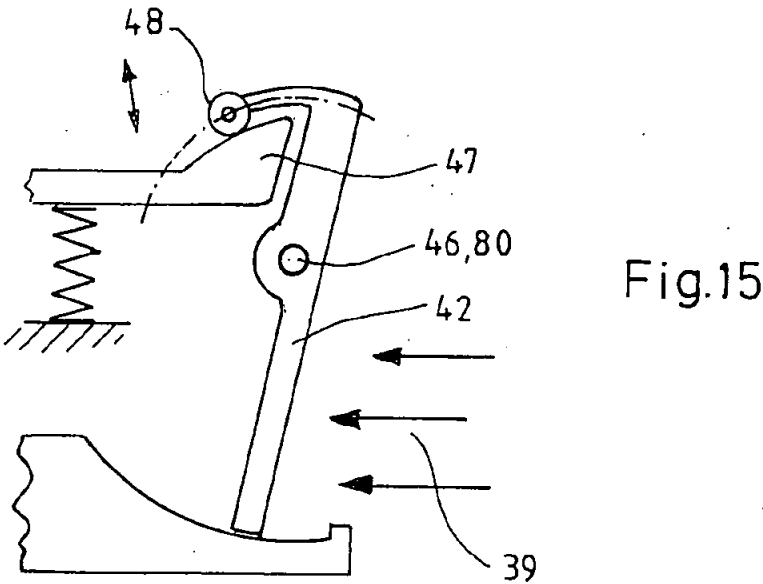
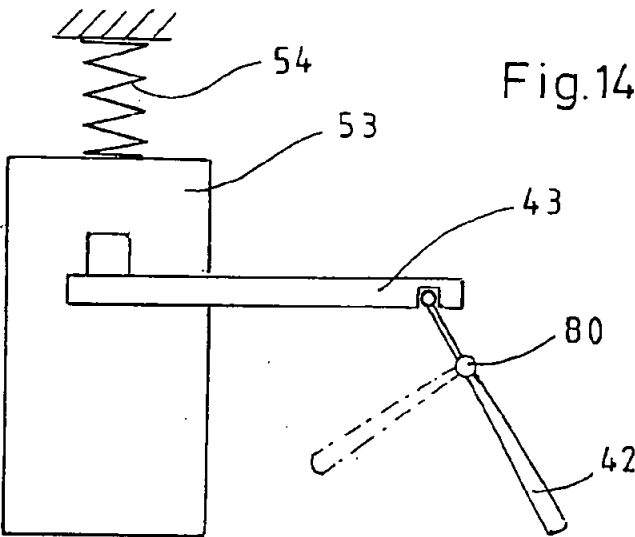


Fig. 13

83



84

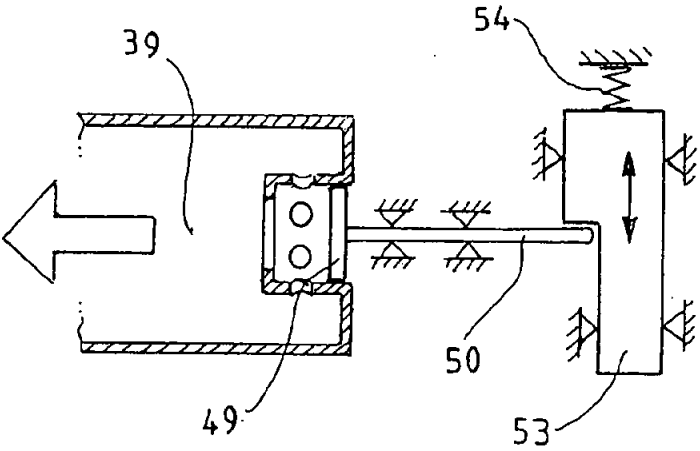


Fig.16

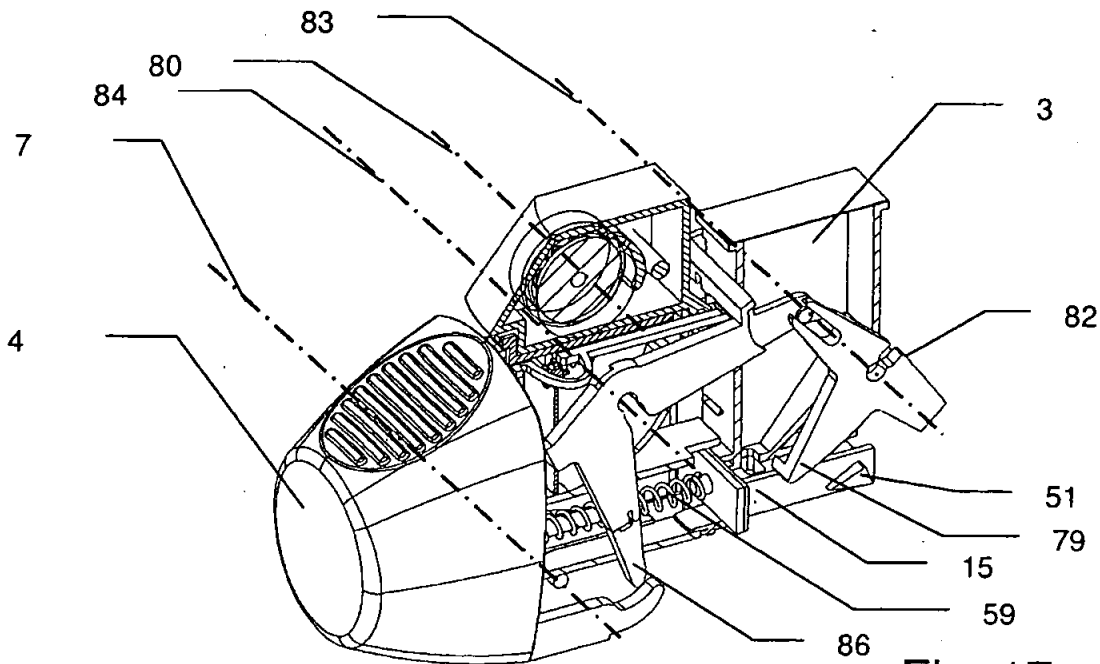


Fig. 17

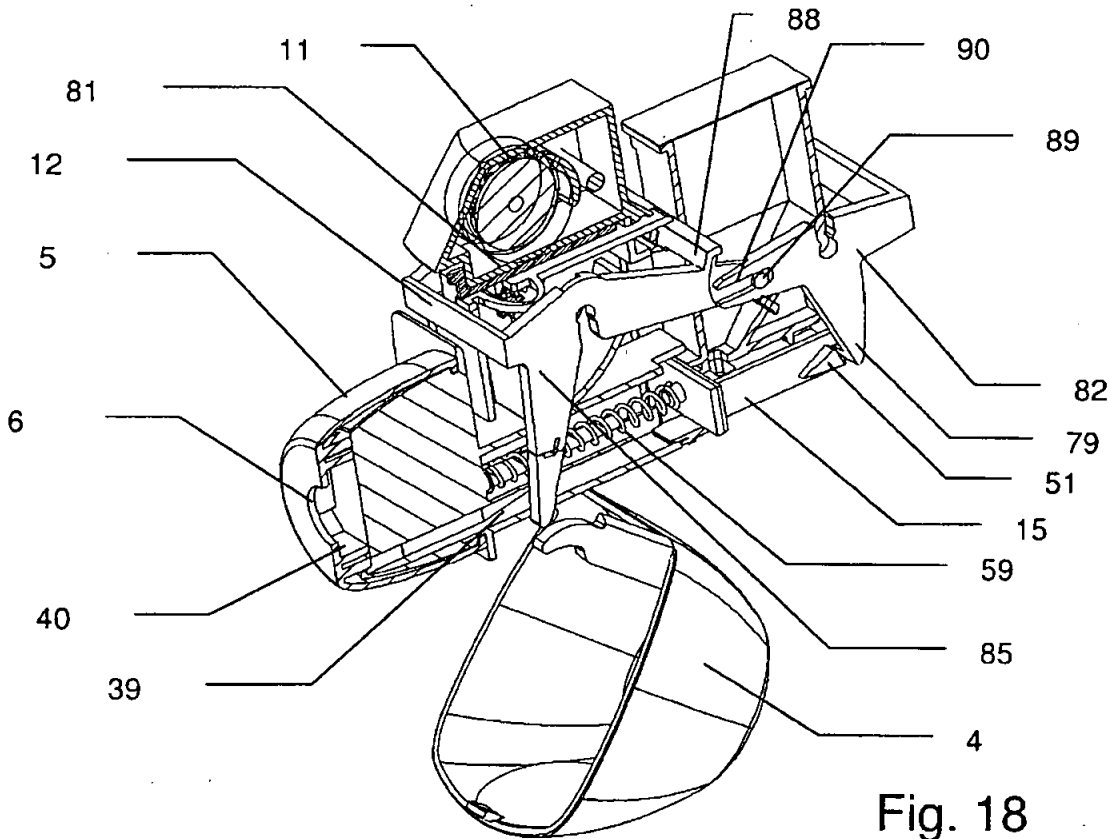


Fig. 18

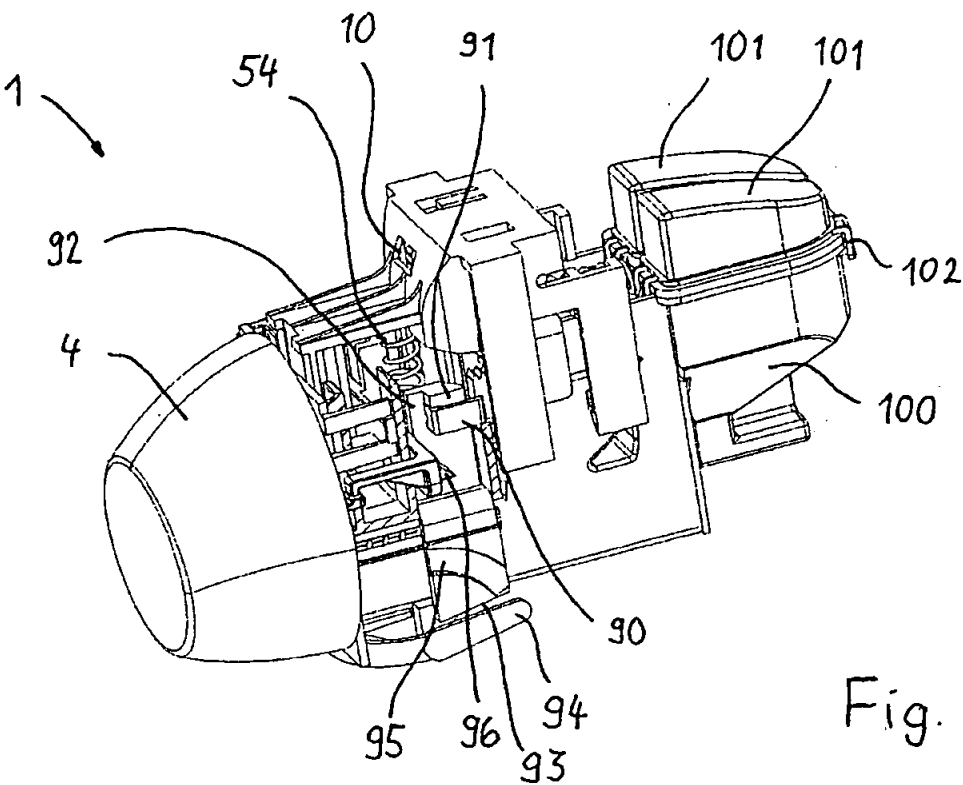


Fig. 19

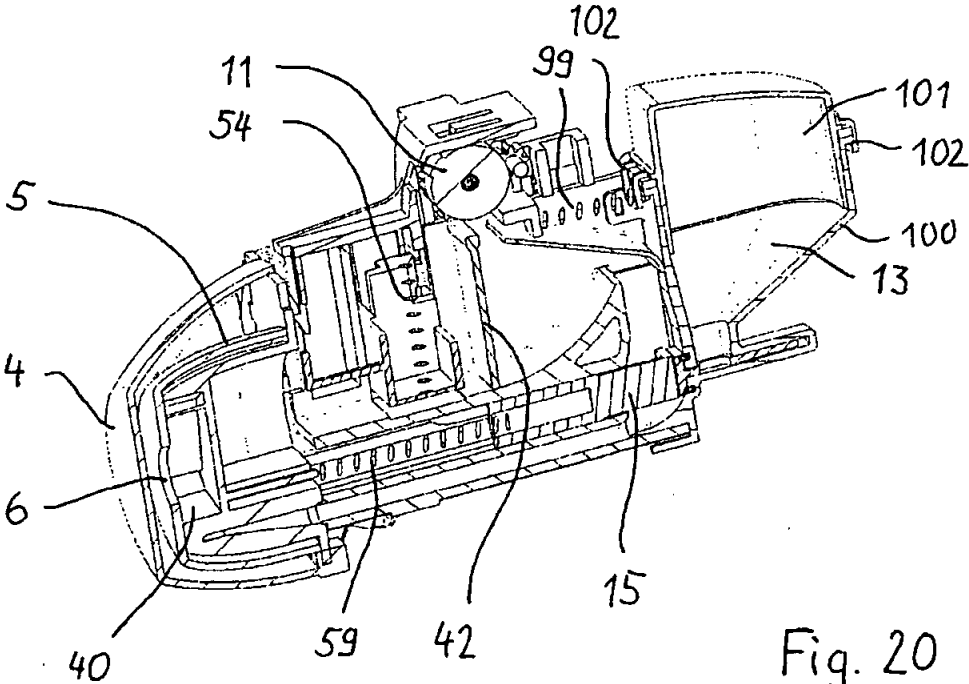
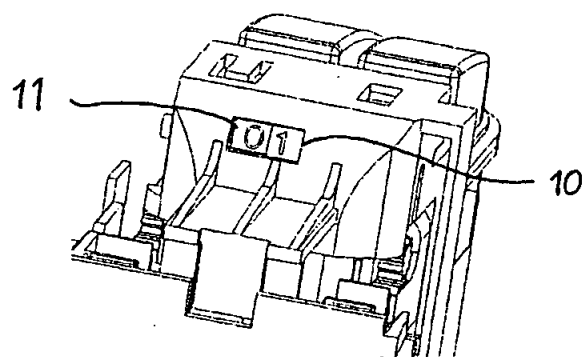
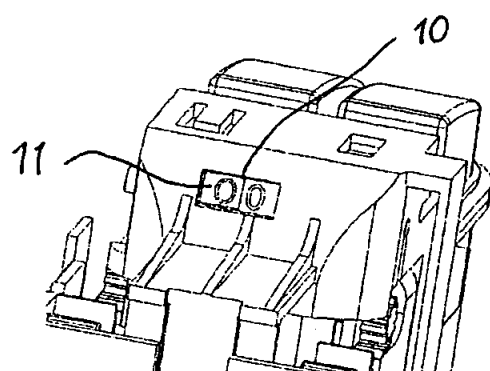


Fig. 20

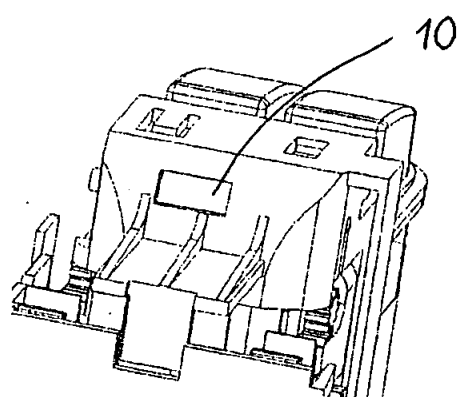
57



A

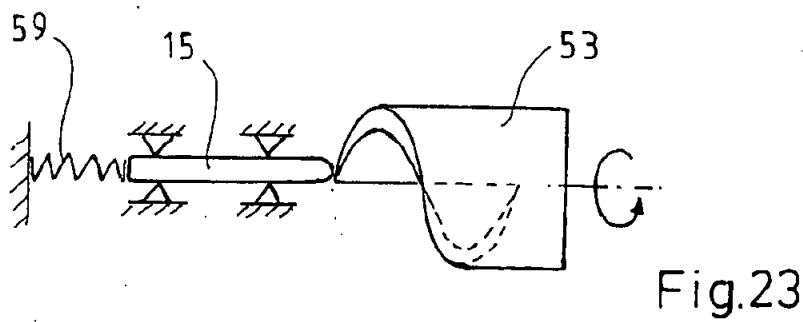
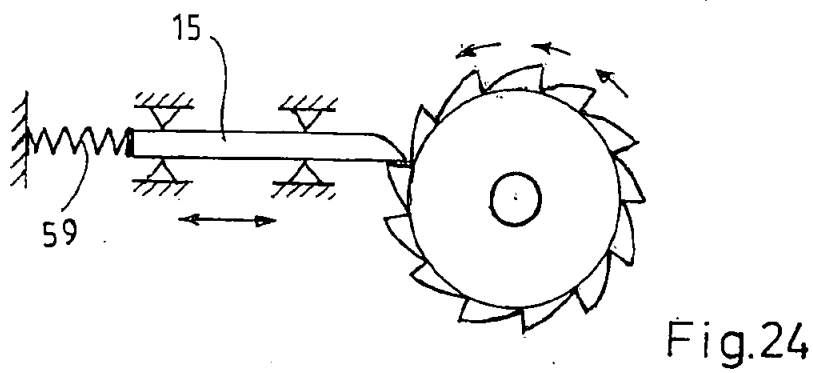
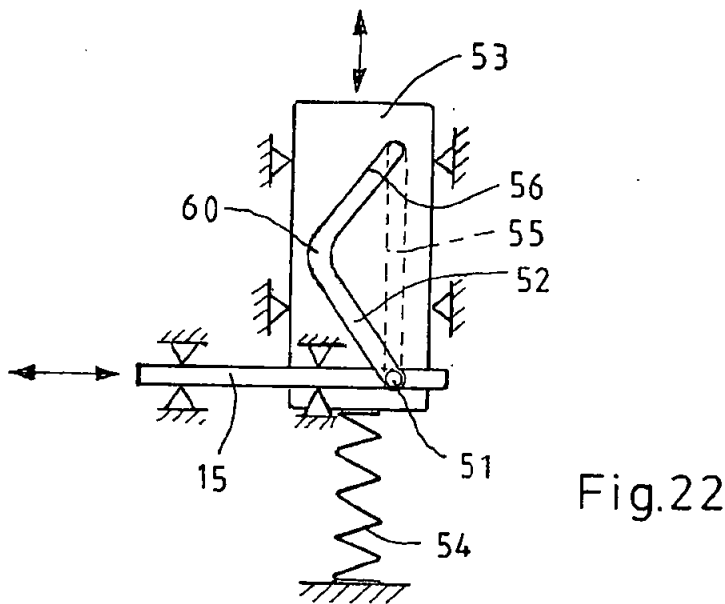


B



C

Fig. 21



89

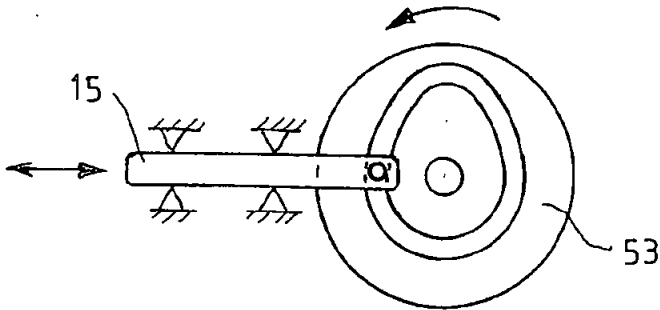


Fig. 26

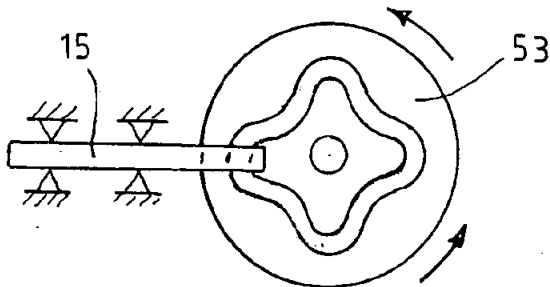


Fig. 25

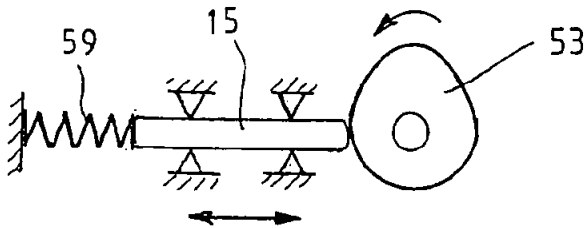


Fig. 27

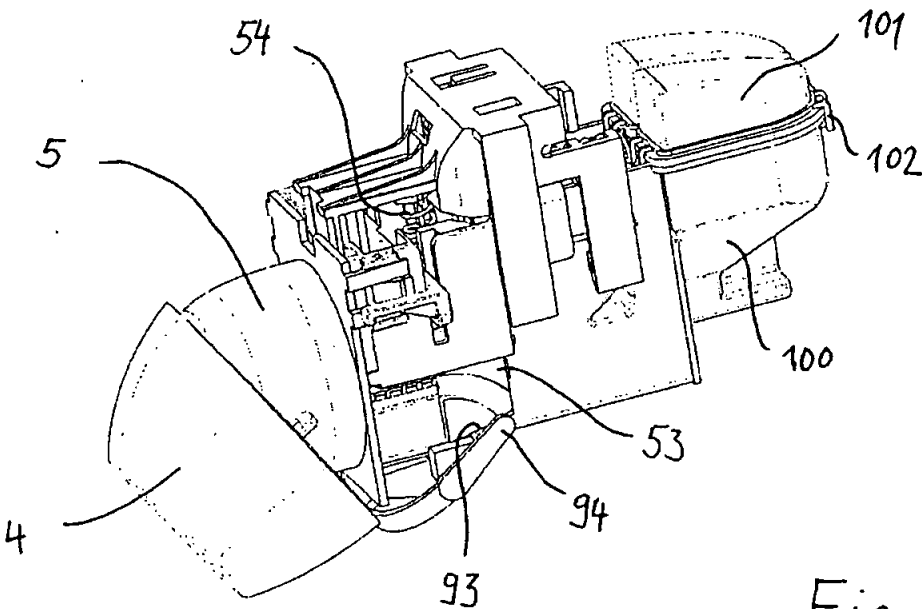


Fig. 28

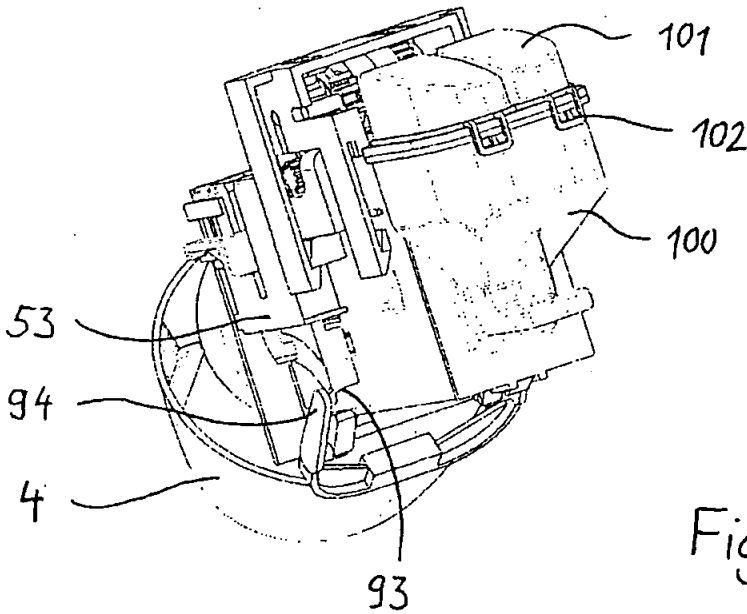


Fig. 29

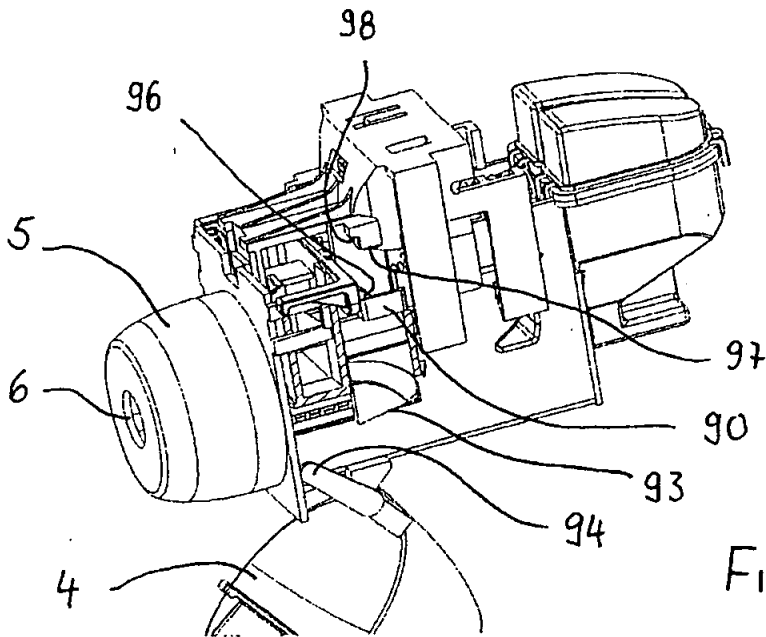


Fig. 30

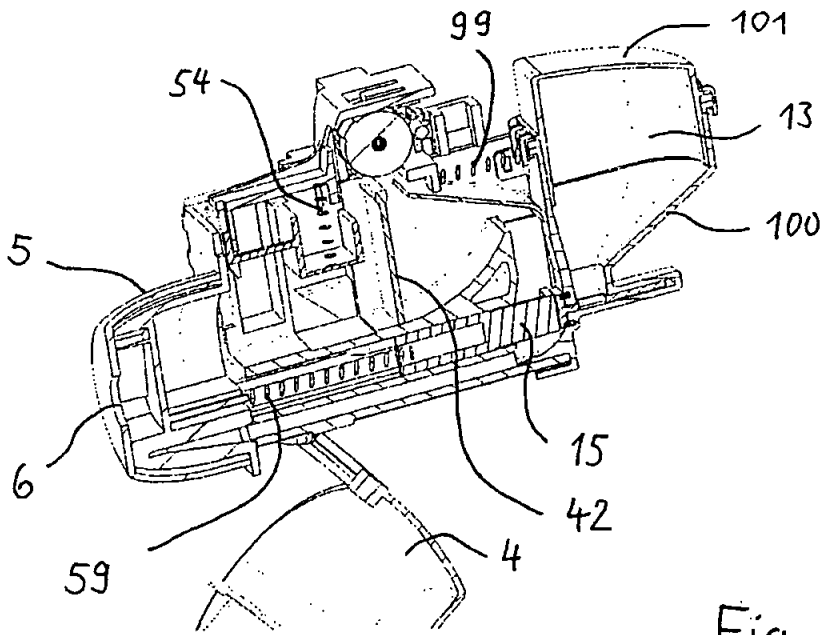


Fig. 31

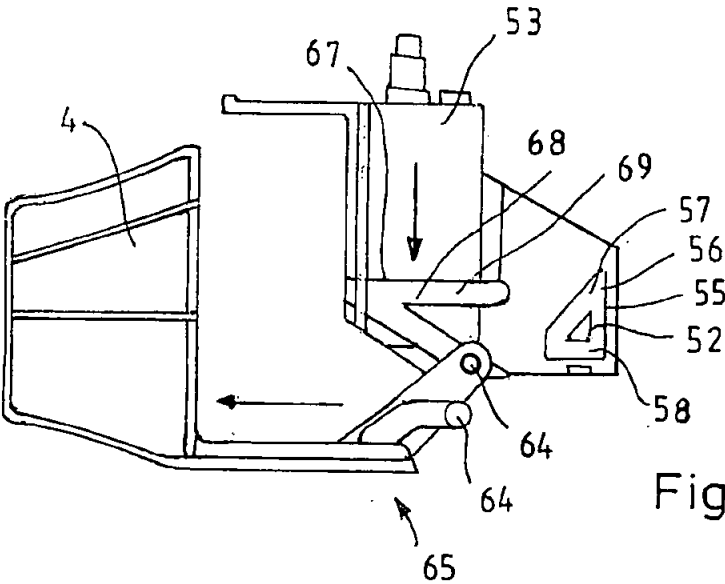


Fig. 34

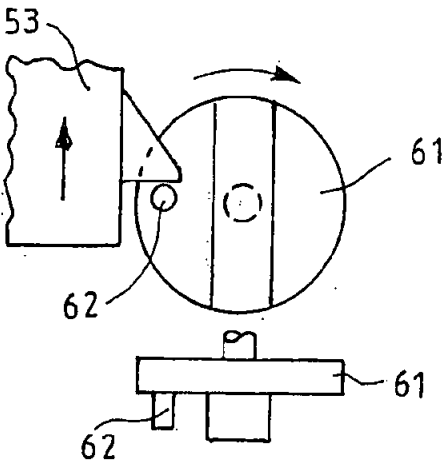


Fig. 32

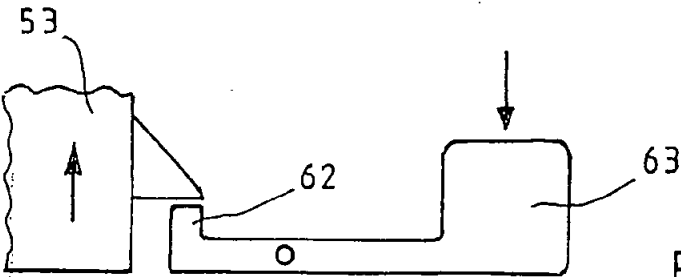
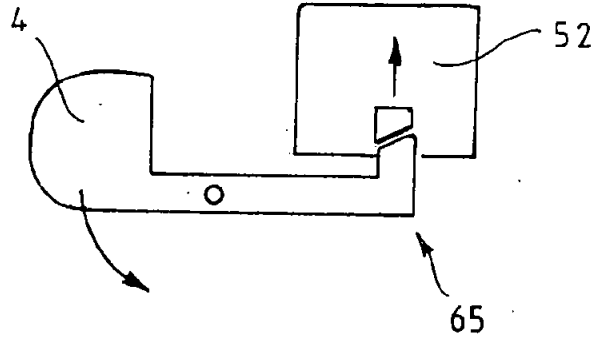
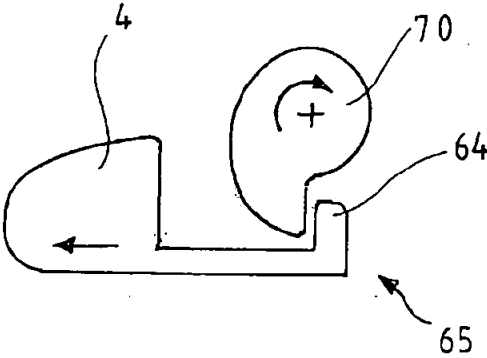


Fig. 33



94

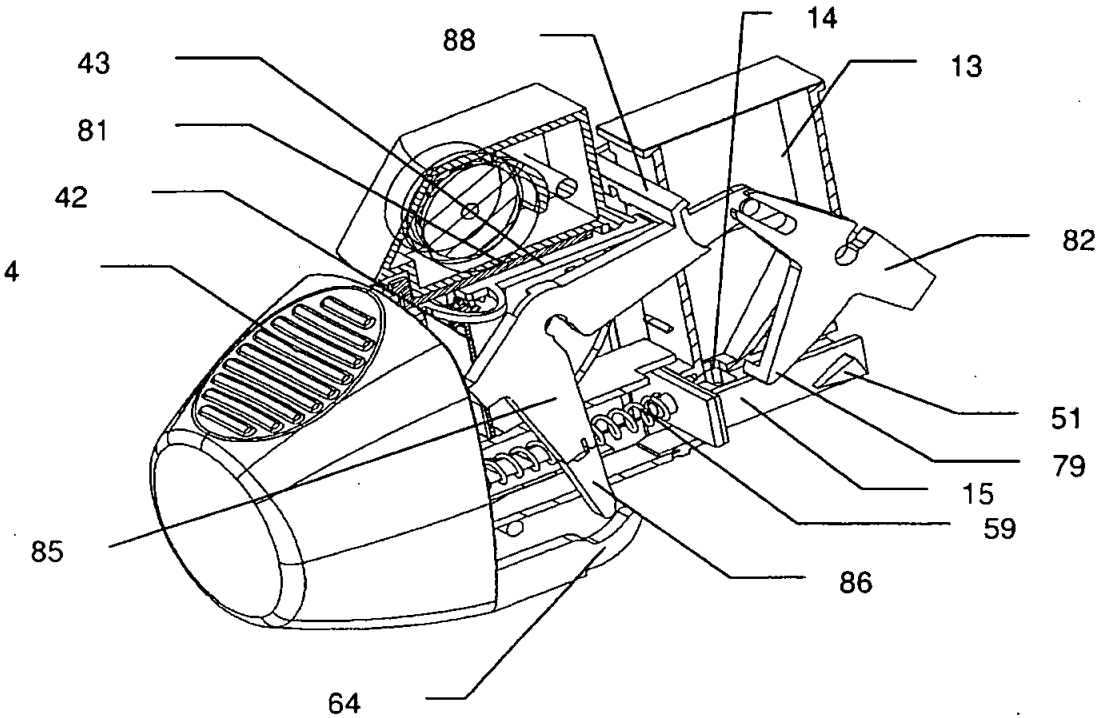


Fig. 37

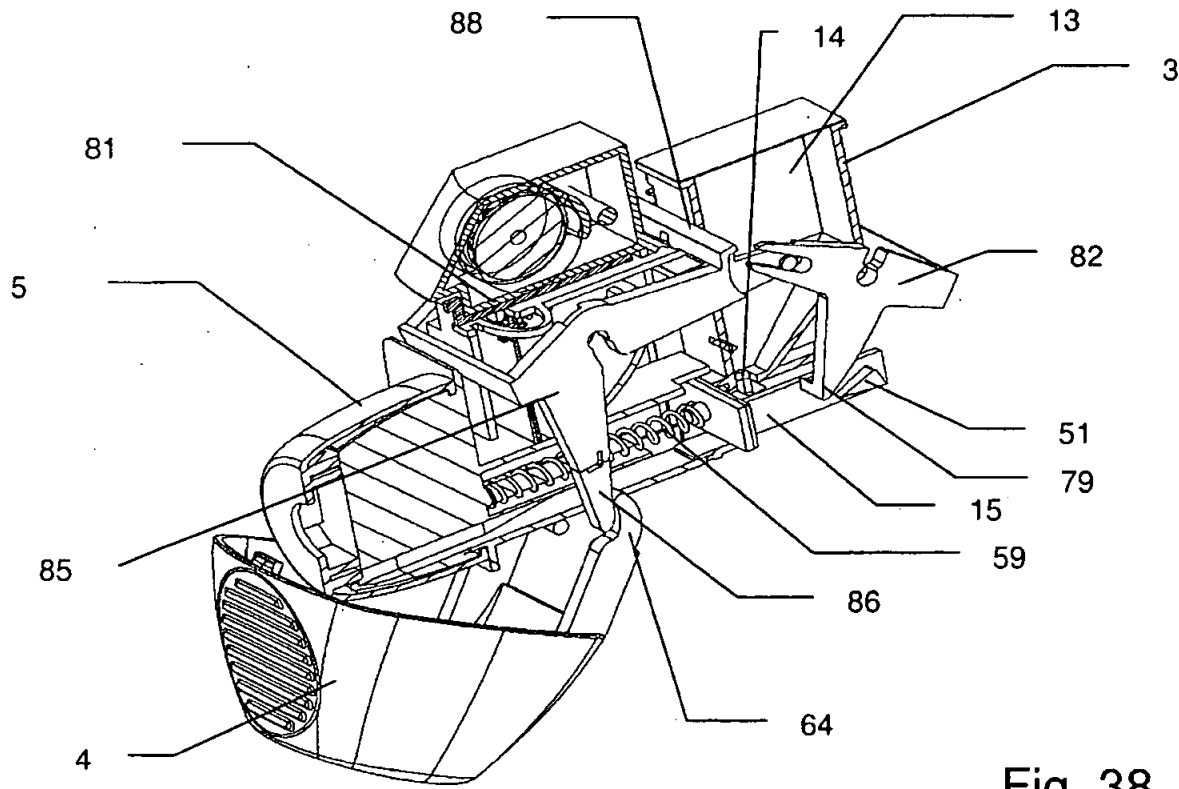


Fig. 38

qs

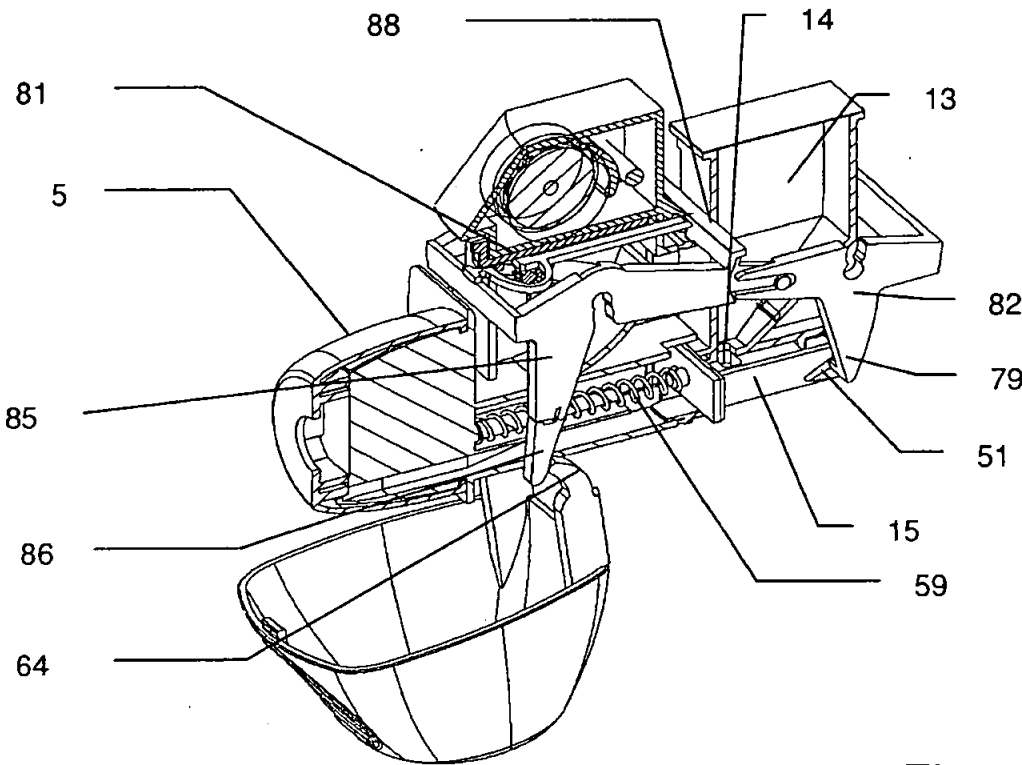


Fig. 39

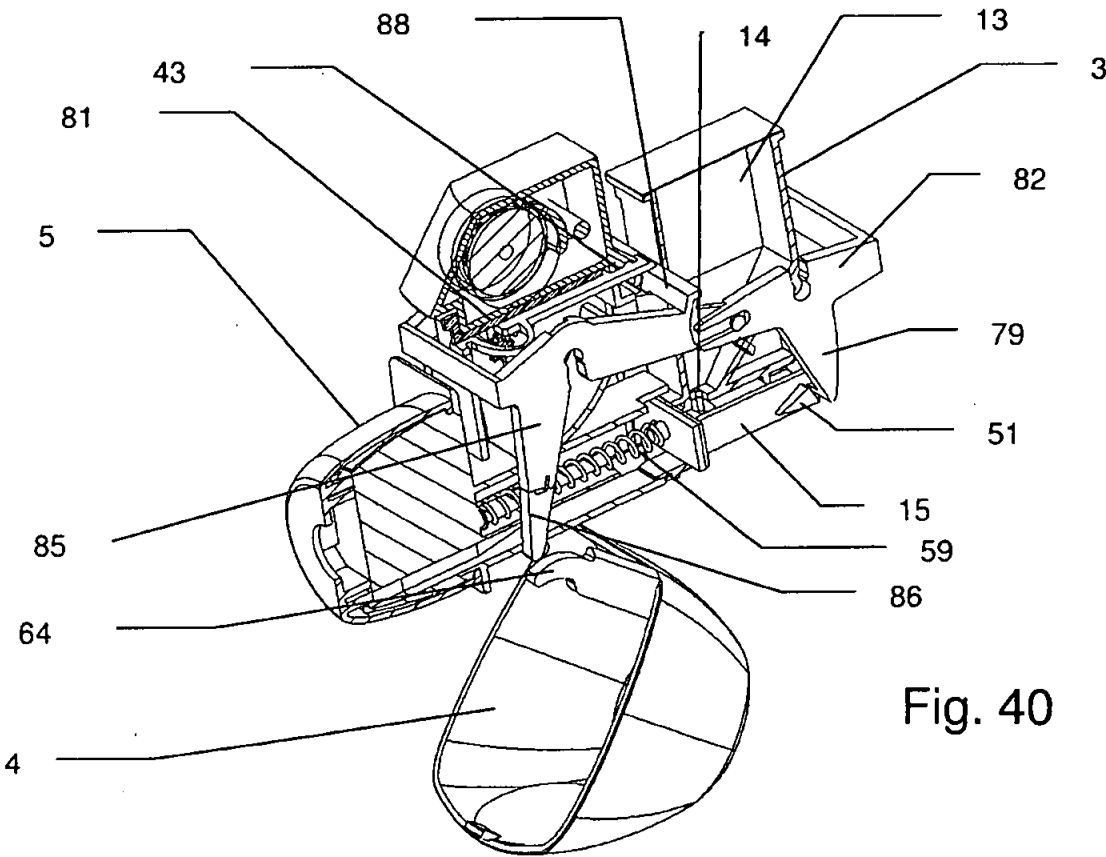


Fig. 40

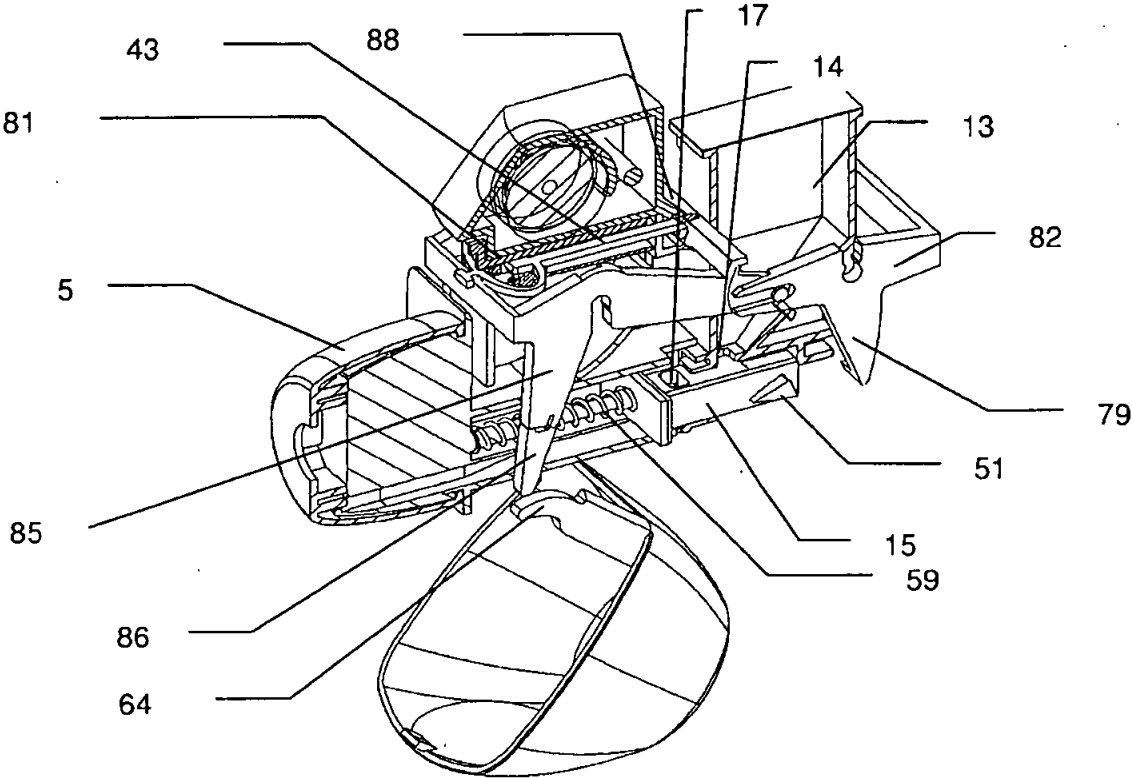


Fig. 41

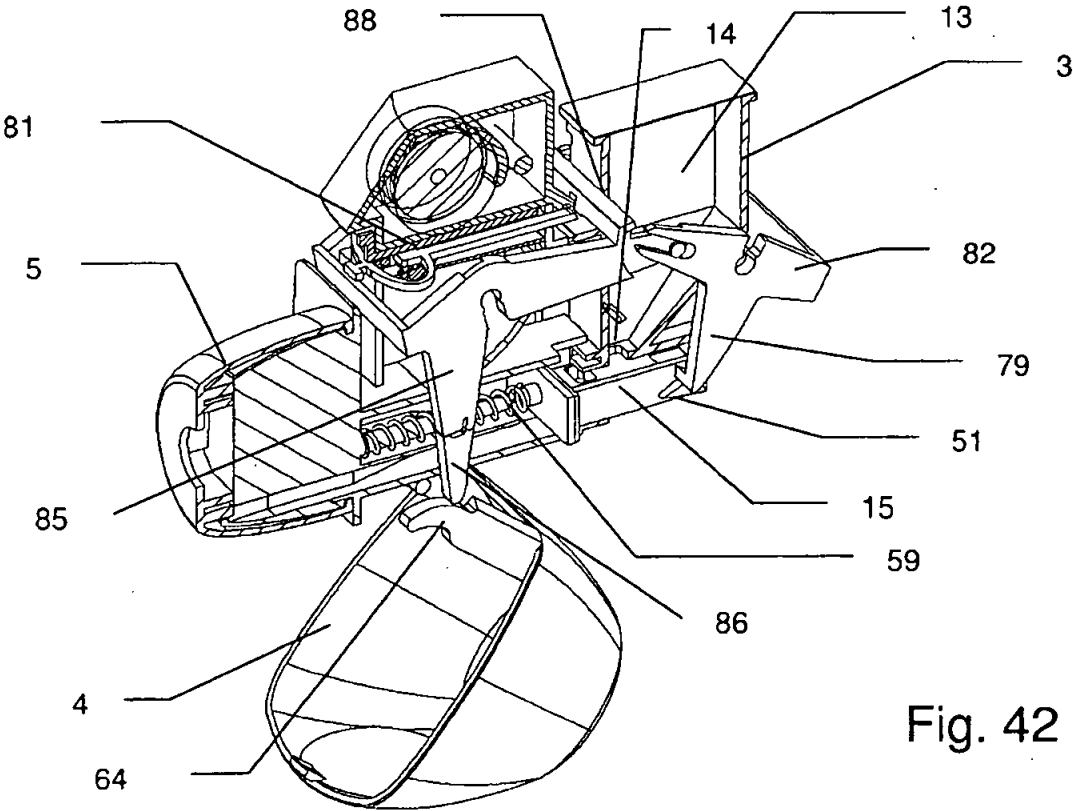


Fig. 42

φ

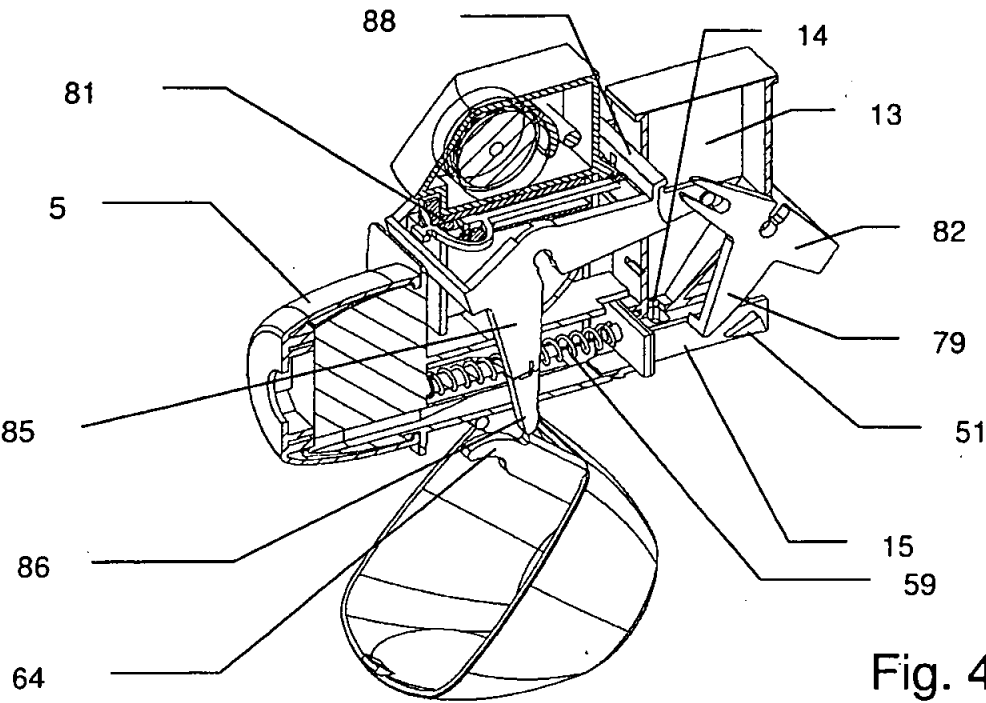


Fig. 43

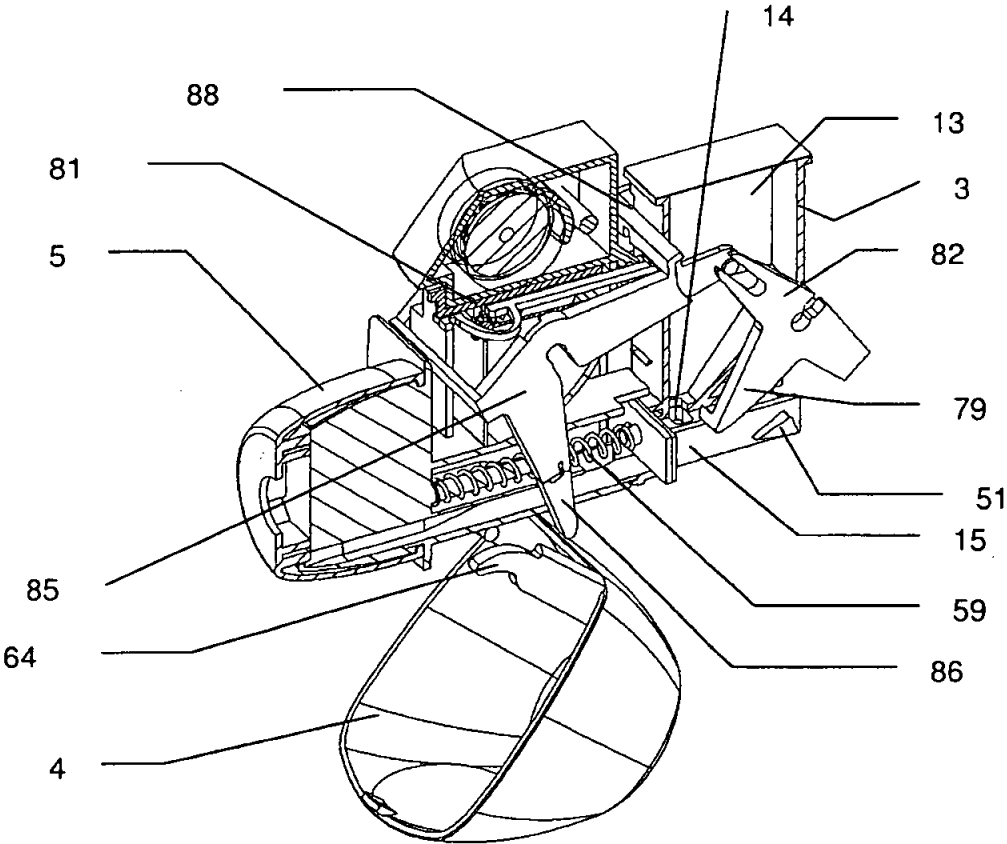
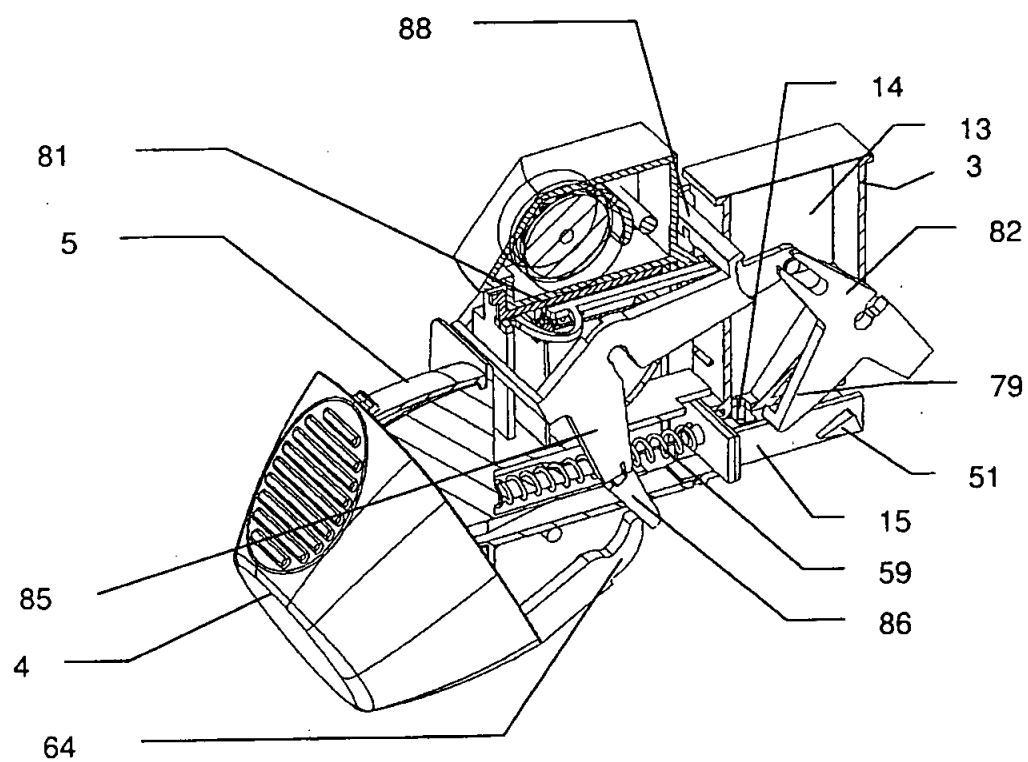
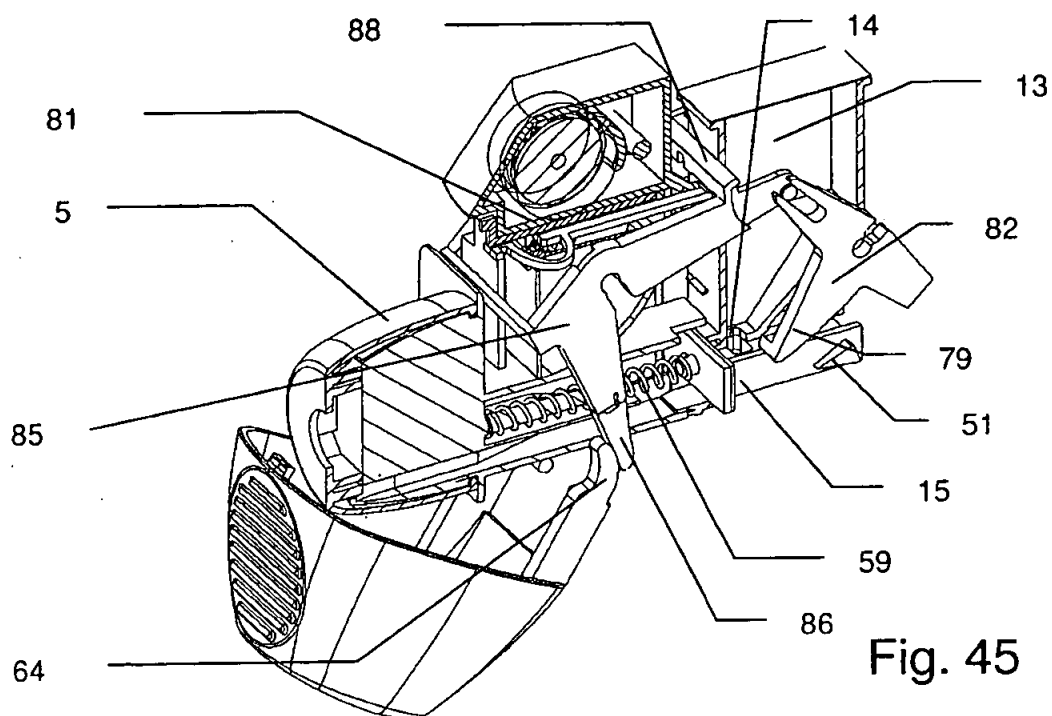


Fig. 44

98



99

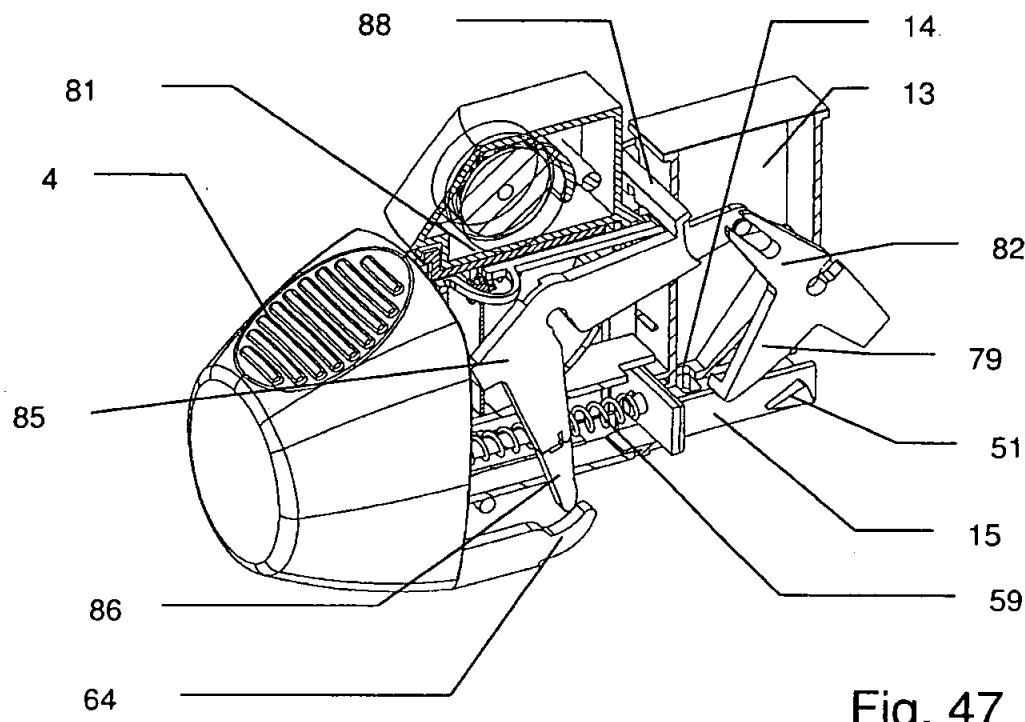


Fig. 47

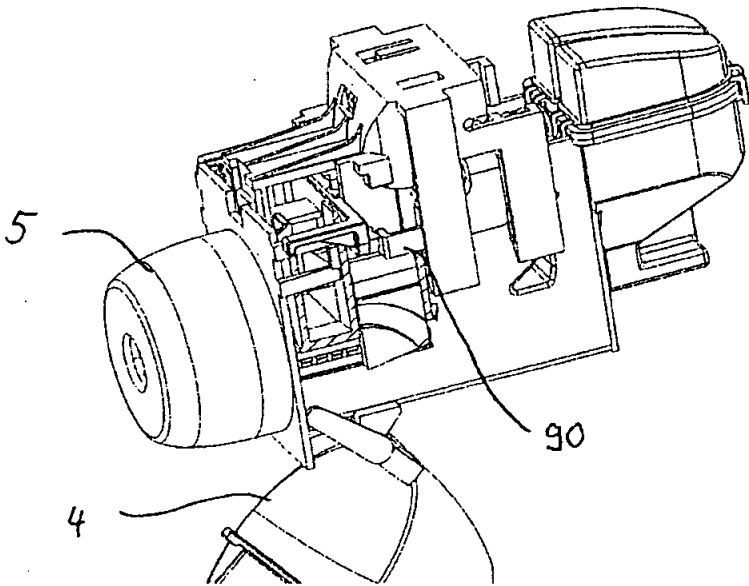


Fig. 48

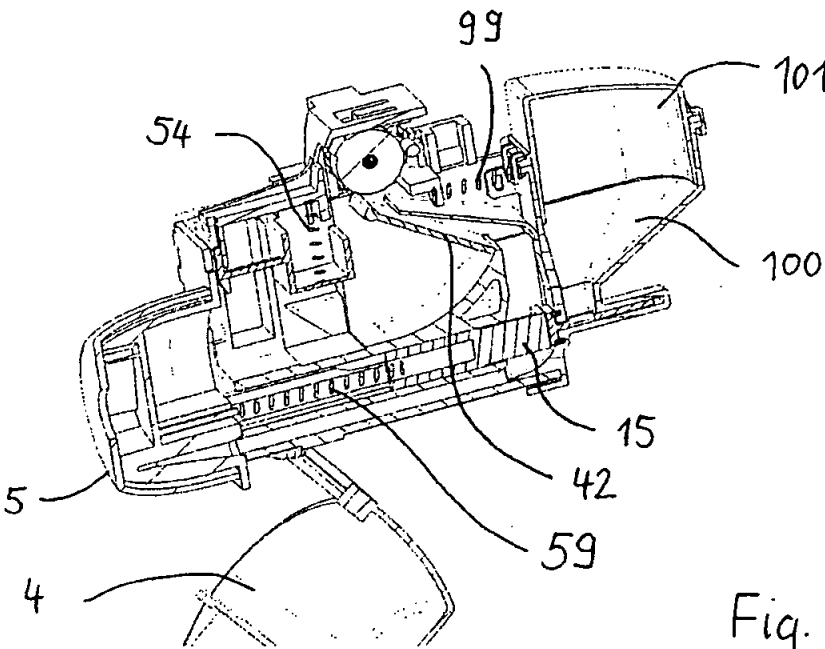


Fig. 49

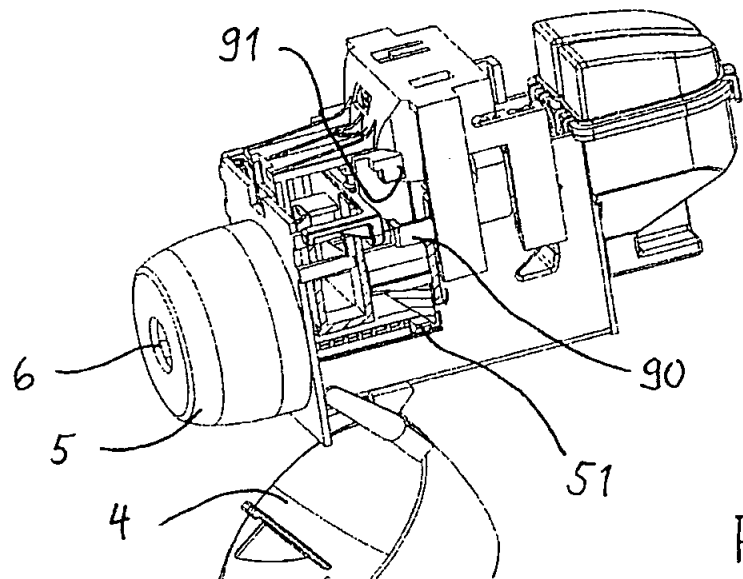


Fig. 50

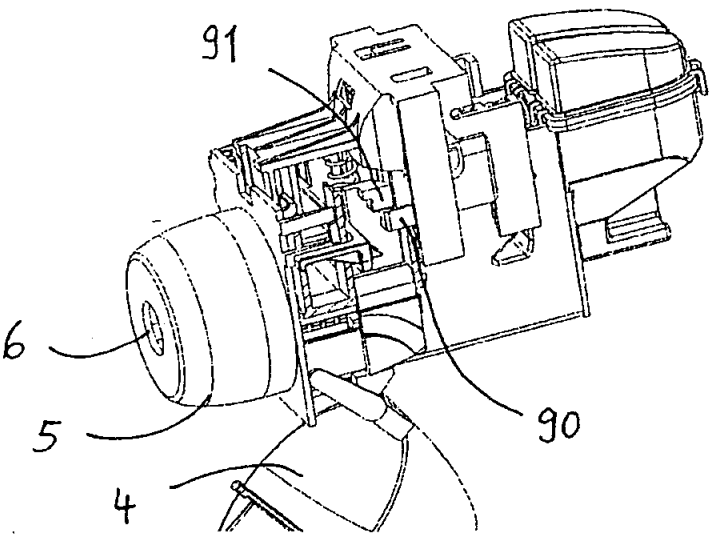
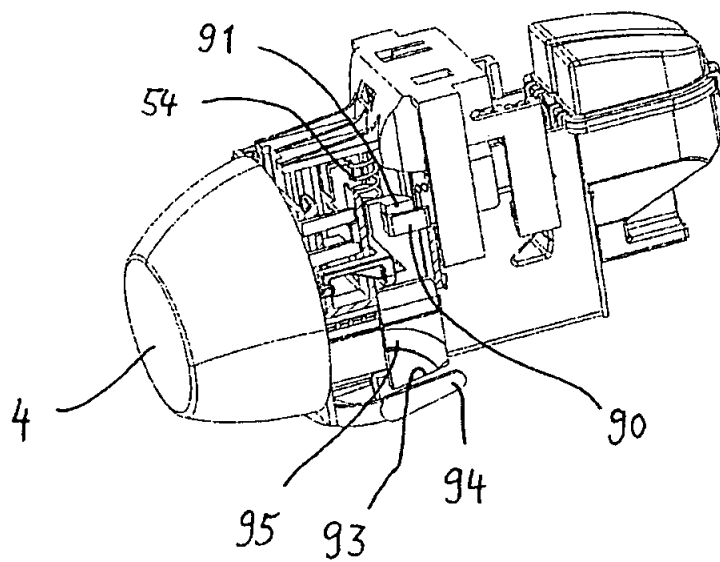
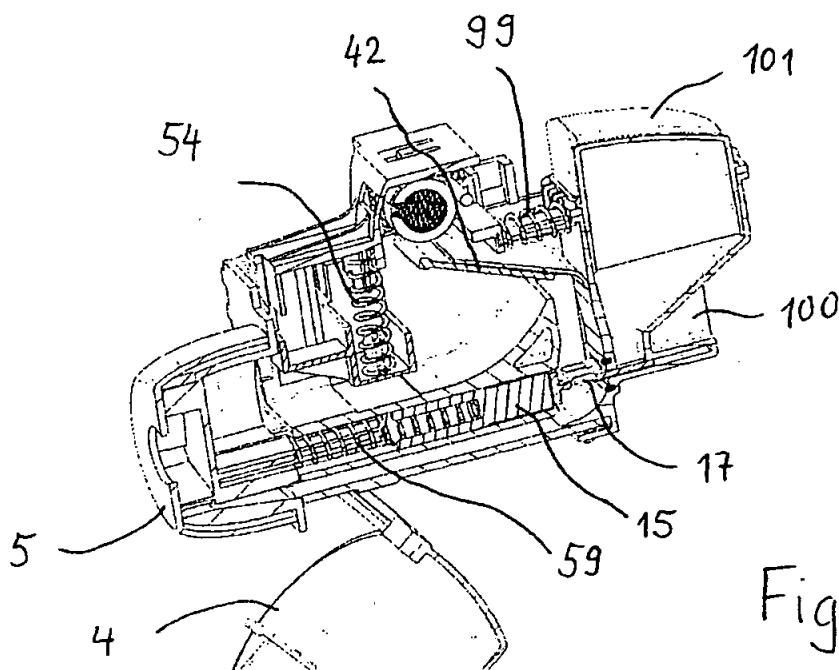
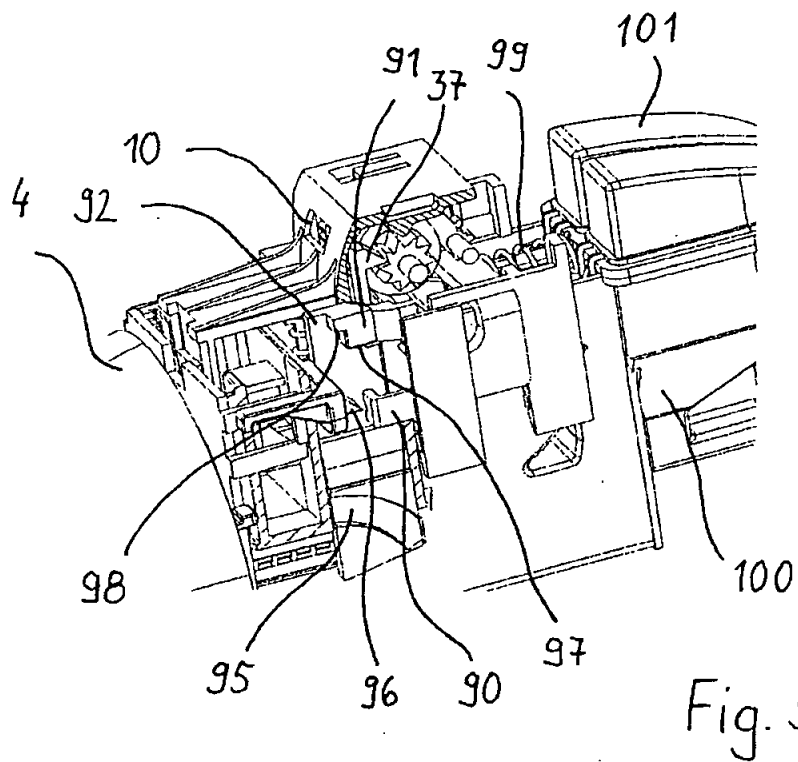
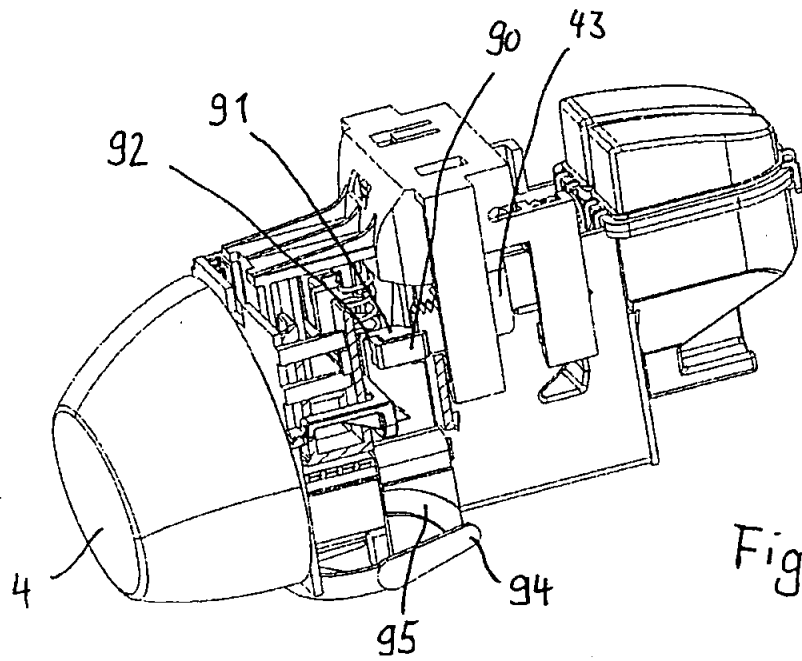


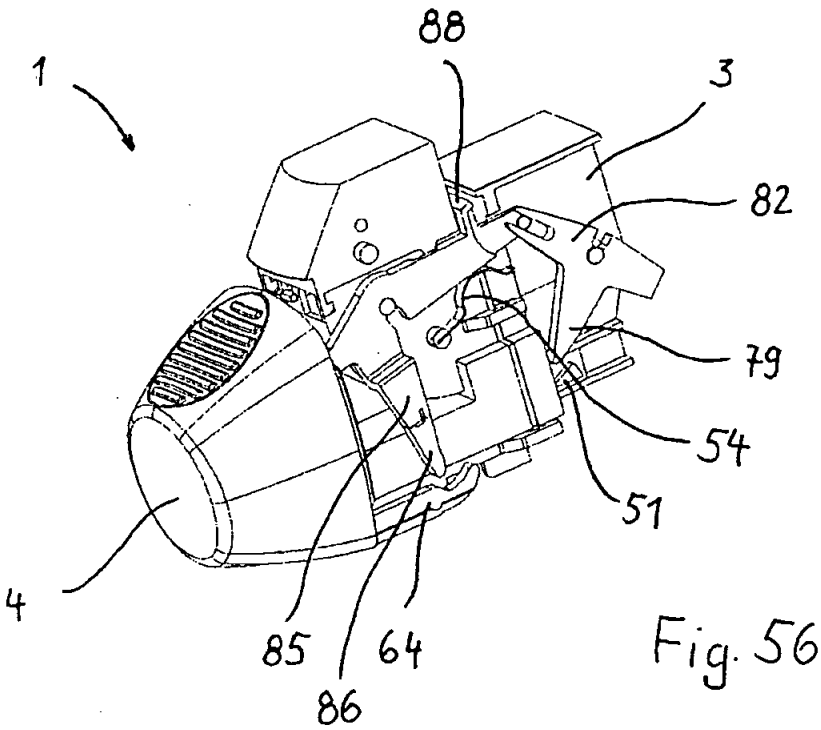
Fig. 51



(03)



104



105

DISPOSITIVO DE INHALACIÓN PARA
MEDICAMENTOS EN FORMA DE POLVO

Descripción

5 La invención se refiere a un dispositivo de inhalación para medicamentos en forma de polvo que comprende por lo menos una cámara de almacenamiento para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamentos y un dispositivo de dosificación que incluye por lo menos un deslizador de dosificación que es desplazable aproximadamente con un movimiento de traslación en un
10 pasaje del deslizador de dosificación por lo menos desde una posición de llenado a una posición de vaciado.

Antecedentes de la invención

 En el campo del tratamiento de las enfermedades bronquiales, pero
15 también otras enfermedades en las cuales la medicación se puede realizar mediante el tracto respiratorio, se conoce aplicar medicamentos en forma de polvo, además de la atomización de soluciones o suspensiones para conseguir aerosoles que se pueden inhalar. Muchos ejemplos diferentes de estos medicamentos se describen en la literatura, puramente a modo de ejemplo nos referimos a los
20 documentos WO 93/11773, EP 0 416 950 A1 y EP 0 416 951 A1. Una forma usual de aplicación en ese respecto es un suministro mediante un dispositivo de inhalación o inhalador.

 En el caso de inhaladores para medicamentos en polvo, estos inhaladores se conocen tanto para la aplicación de una dosis individual, como
25 también dispositivos de inhalación que tienen un almacén para una multiplicidad de dosis de medicamento. Respecto a estos últimos, se conoce proporcionar cámaras de almacenamiento separadas para una dosis individual respectiva o una cámara de recepción individual para alojar una pluralidad de dosis de un medicamento.

 En el caso de inhaladores que tienen una pluralidad de dosis

126

individuales en cámaras de almacenamiento separadas, se conocen aquellos en los cuales las cámaras individuales del inhalador están respectivamente llenas con una dosis de medicamento. Un ejemplo de un inhalador de este tipo se describe en el documento US 5 301 666 A. Sin embargo, también se conoce que una pluralidad de
5 dosis en polvo de medicamento estén dispuestas de una manera respectivamente separada en los espacios o cámaras de unos llamados envases blíster. Un ejemplo de un envase blíster de este tipo para su utilización con un inhalador se describe en el documento DE 44 00 083 C2. Un envase blíster de este tipo, que al mismo tiempo es en forma de un inhalador desechable, se describe por ejemplo en el
10 documento DE 44 00 084 A1.

Un dispositivo de inhalación en el que se pueden instalar envases blíster, que incluye respectivas cámaras de almacenamiento separadas para dosis individuales y un medicamento en polvo, y que se pueden vaciar de manera sucesiva mediante el dispositivo de inhalación, se describe por ejemplo en el
15 documento DE 195 23 516 C1.

Muchos ejemplos diferentes de inhaladores con una cámara de almacenamiento para una pluralidad de dosis de medicamento se describen en el estado de la técnica. Un ejemplo con un contenedor de almacenamiento reemplazable se describe en la memoria de la patente alemana 846 770, y otro se
20 describe en el documento WO 95/31237.

Un problema serio en los sistemas de inhalación en los que una pluralidad de dosis de una sustancia médicamente efectiva están dispuestas en una cámara de almacenamiento común es la aportación que una dosis individual para una operación de inhalación individual. Un gran número de soluciones propuestas
25 se han indicado al respecto, tal como se describe por ejemplo en los documentos US 2 587 215 A y US 4 274 403 A. Otras formas de disposiciones para dosificar una dosis en polvo de medicamento individual desde una cámara de almacenamiento para una pluralidad de dosis de medicamento también se describen en los documentos WO 92/09322, WO 93/16748, WO 93/03785, US 6 029 661 A y DE 35

35 561 C2, así como en el documento GB 2 165 159 A. Un cartucho intercambiable para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamento con un deslizador de dosificación integrado se conoce a partir del documento DE 195 22 415 A1.

Otro problema serio en la inhalación de polvo de medicamento es la descomposición de las formulaciones de polvo galénicas en partículas que pueden alcanzar los pulmones. Las sustancias activas administradas de esa manera generalmente se unen con sustancias portadoras para conseguir una capacidad de dosificación razonable de la sustancia médicamente activa y para proporcionar propiedades adicionales del polvo de medicamento, que por ejemplo pueden implicar la capacidad de almacenamiento.

Aproximaciones que implican las configuraciones de diseño de inhaladores de polvo están diseñadas para proporcionar la provisión de partículas que son capaces de alcanzar los pulmones en un flujo de aire se describen por ejemplo en los documentos EP 0 640 354 A2, US 5 505 196 A, US 5 320 714 A, US 5 435 301 A, US 5 301 666 A, DE 195 22 416 A1 y WO 97/00703. En ese respecto, también se conocen propuestas para utilizar energía auxiliar para producir el flujo de aire, por ejemplo partir del documento ZA-A 916741.

También es bastante conocido generalmente respecto a la utilización de medicamentos para inhalación en forma de polvo para sustancias activas, combinar mediante la aplicación de mezclas de sustancias activas prefabricadas. Propuestas correspondientes se pueden encontrar en los documentos EP 0 416 951 A1 y WO 93/11773, por ejemplo para la combinación de salmeterol con fluticasona o formoterol con budesonida.

El documento WO 00/74754 y muchas otras publicaciones durante más de veinte años describen que un problema serio surge respecto a la humedad, particularmente con inhaladores para polvo. En ese respecto, la humedad no solamente puede tener un efecto perjudicial sobre la composición del medicamento farmacéuticamente activo, sino en particular puede afectar de manera adversa a la interacción de los parámetros físicos y químicos de la combinación de la sustancia

activa y las sustancias adyuvantes. Como resultado, pueden producirse grumos o se puede impedir la descomposición del polvo inhalado en partículas capaces de alcanzar los pulmones. Todas esas circunstancias pueden provocar problemas respecto a la capacidad de dosificación y a la efectividad de la administración de un
5 polvo de medicamento.

Para aliviar esos inconvenientes, ya se han realizado varios intentos en el pasado para reducir la penetración de la humedad en el interior del inhalador para polvo mediante la utilización de juntas. Además, se realizaron intentos para reducir los efectos perjudiciales de la humedad que ha penetrado en el interior del
10 inhalador, mediante la provisión de agentes de secado para absorber la humedad, y en particular para disminuir el nivel de humedad en el aire en las cámaras de almacenamiento. Cavidades de dosificación selladas en un inhalador para polvo de múltiples dosis, así como un mecanismo contador de múltiples dígitos, se conocen a partir del documento WO 92/00771. Sin embargo, se indicará que la dosificación
15 solamente se describe mediante un movimiento rotativo y un elemento de dosificación troncocónico.

Medidas para la protección de la humedad del medicamento en forma de polvo para la inhalación respecto a la dosificación mediante un deslizador de dosificación se describen por ejemplo en los documentos DE 102 02 940 A1, US
20 2003 0136405 A y WO 03/061742 A2.

Estado de la técnica

Particularmente con inhaladores de aerosol convencionales, en muchos casos se ha considerado que el accionamiento para el suministro de dosis
25 desde el contenedor de aerosol y el hecho de que se ha de coordinar la succión de un flujo de aire por parte del paciente que lo utiliza era un inconveniente. Eso reduce de manera considerable la fiabilidad de aplicación del medicamento en el pulmón. Por lo tanto, se han propuesto muchas soluciones diferentes para separar el accionamiento por parte del paciente del proceso de inhalación, y así la aplicación

de la dosis. La dificultad de la sincronización de la inhalación con la operación manual de la parte del distribuidor de un inhalador se describe, por ejemplo, en el documento US 5 239 992 A.

Por lo tanto, numerosos inventores ya se han preocupado del problema de suministro accionado mediante la inhalación de dosis en el caso de inhaladores, durante décadas. Por ejemplo, el documento DE 39 01 963 C1 describe el accionamiento automático de una válvula de un contenedor de aerosol. En ese respecto, la invención descrita en ese documento incluye dispositivos de sensor, así como un control electrónico y varias propuestas para un mecanismo de accionamiento alimentado mediante medios de motor eléctricos. En las figuras, la memoria de la patente incluye una serie completa de propuestas para posibles configuraciones de diseño del mecanismo de accionamiento, que están todas basadas en un movimiento de accionamiento rotativo mediante un motor eléctrico y prevén su conversión en muchos movimientos de pequeño desplazamiento que se requieren para el accionamiento de una válvula de un contenedor de aerosol que está bajo presión.

Sin embargo, a partir del documento US 5 113 855 A se conoce una propuesta en la que se separa totalmente la dosificación y la aerolización del polvo de medicamento de la etapa de inhalación, para evitar la necesidad de cualquier activación.

Un movimiento de apertura y cierre accionado por la inhalación de un cierre de un pasaje de dosificación se conoce a partir de los documentos WO 99/47199 y WO 99/06092. Según las descripciones en sus documentos, un cierre cargado con un muelle de un pasaje de dosificación se mueve mediante una solapa de válvula que está dispuesta en un pasaje de aire principal y que se acciona mediante el flujo de inhalación del paciente. El cierre se separa bajo la correspondiente deflexión de la solapa de válvula de la abertura del pasaje de dosificación y vuelve debido a la fuerza del muelle a su posición inicial, cuando la solapa de válvula ya no se mantiene abierta mediante el flujo de aire. Sin embargo,

se aprecia que esta disposición tampoco tiene ninguna junta, ya que esa solapa de dosificación está solamente diseñada para cerrar un pasaje de dosificación y no está en comunicación con un contenedor de almacenamiento para medicamentos en polvo. La operación de suministro de la dosis real se realiza mediante la apertura de una cavidad de dosis individual en una forma bien conocida. Evidentemente, el propósito es solamente asegurar que ningún polvo de medicamento pasa al interior del pasaje de aire que se extiende recto desde el frente hacia atrás a través del dispositivo, y probablemente fluye fuera cuando el inhalador está en una posición inclinada.

10 El documento FR 2 709 653 A describe un dispositivo de dosificación que está cargado con un muelle al presionar un pomo por parte del usuario, y el dispositivo de dosificación se libera mediante una solapa que se mueve a una posición de descarga cuando un paciente ejerce una succión en el conducto de inhalación.

15 El suministro de inhalación activada de una dosis desde un contenedor de aerosol bajo presión se conoce por ejemplo por uso previo por parte de Fujisawa Deutschland GmbH. En el caso del inhalador de aerosol que se comercializa mediante esa corporación bajo la marca Junik® Autohaler®, el contenedor de aerosol es presionado por parte del usuario antes de la operación de inhalación, en la medida que se utiliza una palanca para comprimir un muelle de bobina de compresión que presiona contra el contenedor. El contenedor de aerosol está soportado mediante un marco desplazable conectado a una solapa de aire. Cuando la solapa de aire se flexiona mediante la succión de inhalación del paciente o mecánicamente de otra manera, el marco pivota alejándose una extensión tal que el contenedor de aerosol puede moverse respecto a la válvula de dosificación, que se mantiene en un asiento firme, a una extensión tal que la válvula de dosificación se abre para suministrar una dosis. En ese respecto, la presión del muelle es suficiente para superar la fuerza de cierre de la válvula de dosificación. El contenedor de aerosol permanece en la última posición hasta que la palanca pivota

20

25

de vuelta a su posición inicial otra vez por parte del usuario. Lo que es muy complicado para el usuario es el relativamente duro y sonoro impacto de activación al activar la operación de dosificación, debido a la presión bastante alta del muelle y la masa comparativamente grande del contenedor de aerosol, que se mueve en la
5 operación de activación.

Otra apertura accionada mediante la inhalación de un contenedor de aerosol para propósitos de dosificación mediante un muelle que se activa mediante el accionamiento de un tapón de protección se conoce a partir del documento WO 93/24167 (Norton Healthcare Ltd., GB). El contenedor de aerosol se mantiene en
10 una posición preparada mediante una cámara intermedia evacuada y sellada contra la fuerza del muelle. La operación de dosificación se realiza mediante una válvula accionada por un flujo de aire que permite ventilar la cámara intermedia y liberar así el muelle y un movimiento hacia abajo del contenedor de aerosol. Cuando la válvula de dosificación del contenedor de aerosol se sujeta rápido, el movimiento del
15 contenedor provoca un movimiento de apertura de la válvula, y así el suministro de una dosis de aerosol. Esa solicitud que patente, al mismo tiempo, también describe un contador de dosis con un anillo de índice que se avanza mediante un mecanismo por pasos con cada movimiento de carrera de dosificación. Cuando se han tomado un número predeterminado de dosis, el anillo desaparece de la ventana de
20 visualización y puede mostrar una indicación de "vacío". La presión del muelle se realiza mediante un movimiento de pivote de un tapón que acciona unos medios de soporte de recepción para el contenedor de aerosol mediante un disco de leva y un enlace, y al hacerlo se comprime el muelle.

La conexión de una pantalla formada por un anillo que se mueve
25 progresivamente detrás de una ventana de visualización, con un cartucho de polvo intercambiable, con un dispositivo para bloquear el inhalador, se conoce a partir del documento EP 1 616 592 A1. El dispositivo de bloqueo se controla mediante una ranura en el anillo y se acoplan en el mecanismo de accionamiento para la dosificación de polvo. De una manera similar al documento descrito anteriormente,

102

sin embargo, la pantalla no consigue ninguna manera posible de lectura precisa de las dosis que están todavía presentes en el contenedor de almacenamiento. La intervención del dispositivo de bloqueo tampoco se puede predecir en relación con una dosificación precisa.

5 Un MDPI en el que el elemento de dosificación se acciona mediante un tapón de protección, con un contenedor de almacenamiento que se puede rellenar que tiene un émbolo que puede servir como un contenedor para un agente de secado, y un mecanismo contador de dosis, se conocen en principio partir del documento WO 93/03782.

10 El documento EP 0 865 302 B1 describe un inhalador en el que una cavidad de dosificación llena pasa a unos medios de cierre bajo la abertura adicional y un tapón de protección, y está cerrada mediante los medios de cierre. Una placa de válvula se puede liberar desde su posición de reposo para avanzar los medios de cierre, en cuyo caso el movimiento de avance de los medios de cierre se
15 permite, contra unos medios de detención ajustables, solamente bajo la aplicación de una intensidad mínima definida de inhalación por parte de un paciente, y la cavidad de dosificación se abre solamente con el movimiento de avance de los medios de cierre, de manera que la dosis en polvo de medicamento se puede
20 inhalarse. Esa disposición es muy especial y complicada y cara, pero no evita la pérdida de una dosis que no se ha inhalado todavía, sin conseguir una protección particular de la humedad. Bajo el accionamiento por parte de un paciente sin que se produzca la inhalación, la dosis del medicamento repartida puede permanecer durante algún período de tiempo fuera de los medios de almacenamiento, y en ese caso está expuesta a influencias atmosféricas.

25 Los documentos DE 198 25 434 C2 y EP 1 051 212 B1 describen inhaladores que tienen cada uno un tambor de dosificación rotativo y un mecanismo de presión que activa un muelle y también comprime un volumen de aire, accionándose el mecanismo mediante el movimiento de pivote de un tapón de protección que no se puede retirar. También se describe una variante en la que la

fuerza de presión para la operación de medición se produce solamente mediante un muelle de caña rotativo. El muelle de caña, activado mediante el flujo de inhalación, activa el tambor de dosificación del inhalador desde una posición de llenado a una posición de vaciado.

- 5 Se conoce a partir del documento WO 95/31237 A1 proporcionar un muelle sobre un deslizador de dosificación de un inhalador. El deslizador de dosificación se puede presionar directamente a mano por parte del usuario desde una posición de llenado a una posición de vaciado contra la fuerza de un muelle, de manera que, después de liberar este deslizador de dosificación, es presionado de
- 10 vuelta mediante el muelle otra vez a la posición de llenado.

- Ninguno de los documentos conocidos, sin embargo, describió la disposición que haría posible que el suministro de medicamentos que incluyen la dosis pendiente de suministro se pueda proteger de la humedad y de otras influencias perjudiciales, independientemente del comportamiento operativo del
- 15 paciente como el usuario.

Descripción de la invención

Por lo tanto, el problema de la invención es proporcionar un dispositivo de inhalación que tiene propiedades de uso mejoradas.

- 20 Según la invención, ese problema se soluciona mediante un dispositivo de inhalación para medicamentos en polvo que comprende por lo menos una cámara de almacenamiento para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamento y un dispositivo de dosificación que incluye por lo menos un deslizador de dosificación que es desplazable aproximadamente con un movimiento
- 25 de traslación en un pasaje del deslizador de dosificación por lo menos desde una posición de llenado a una posición de vaciado, en el que el dispositivo de inhalación también incluye un dispositivo de movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador de dosificación desde su posición de llenado a la posición de vaciado y un dispositivo de retorno para el movimiento automático del deslizador

dosificación de vuelta a la posición de llenado.

A diferencia de la situación con los inhaladores conocidos previamente, la invención hace posible que el primer momento para una dosis de un medicamento en polvo se mantenga en la región particularmente protegida de la
5 humedad de la cámara de almacenamiento, independientemente de cualquier acción operativa por parte de un paciente, hasta la inhalación real. Así es posible que la donde hay polvo de medicamento esté protegido de la humedad ambiental durante el mayor tiempo posible y evitar los correspondientes efectos perjudiciales. Además, el retorno automático del deslizador de dosificación a su posición de
10 llenado inmediatamente después del suministro de la dosis asegura que la protección contra la humedad hermética para la cámara de almacenamiento se interrumpe solamente durante el período de tiempo más corto posible, concretamente en el momento de suministrar la dosis de medicamento distribuida. Eso prevé que el suministro almacenado restante de medicamento está que
15 particularmente protegido de la humedad de una manera efectiva.

El inhalador según la invención, por primera vez, ofrece para un suministro de medicamento almacenado con una pluralidad de dosis en polvo de medicamento, prácticamente la misma protección de las influencias ambientales, como era solamente posible hasta ahora en cavidades de dosis individuales. En
20 comparación con los inhaladores conocidos para envases blíster, sin embargo, fue posible conseguir un mayor grado de economía, así como un mejor suministro de las dosis, y así una mejor capacidad de reproducción de la medicación. Además, la configuración de un dispositivo de inhalación según la invención consigue la ventaja adicional de que no es posible una sobredosis de medicamentos mediante la
25 activación múltiple del inhalador sin inhalación efectiva. Finalmente, no puede suceder con el dispositivo de inhalación según la invención que, gracias al accionamiento por parte del paciente, una dosis de medicamento presente, bajo una manipulación accidental o inadecuada con el dispositivo de inhalación, fluya fuera el dispositivo antes de la inhalación real o que se recoja en posiciones no adecuadas

115

en el dispositivo. Por lo tanto, eso también consigue una protección particular contra una dosis inferior no intencionada del medicamento bajo inhalación por parte del usuario.

Preferiblemente, un dispositivo de inhalación según la invención se
5 caracteriza porque el pasaje del deslizador de dosificación con dicho por lo menos un deslizador de dosificación y la cámara de almacenamiento están selladas con respecto al ambiente por lo menos en la posición de llenado del deslizador de dosificación.

En una realización particularmente deseable de la invención, dicha por
10 lo menos una cámara de almacenamiento tiene por lo menos una abertura de salida a través de la cual el medicamento en polvo puede salir bajo la influencia de la fuerza de gravedad, y el deslizador de dosificación tiene por lo menos una cavidad de dosificación, en el que la cavidad de dosificación en la posición de llenado está por debajo de la abertura de salida y el deslizador de dosificación es desplazable fuera
15 de su posición de llenado a la posición de vaciado de manera aproximadamente transversal respecto a la dirección de flujo de salida del polvo de medicamento desde la abertura de salida de dicha por lo menos una cámara de almacenamiento.

Para proporcionar una dosificación accionada con la respiración y la aplicación del polvo de medicamento, que es independiente de la presión mecánica
20 real del inhalador por parte del paciente, el inhalador preferiblemente también incluye una boquilla que tiene una abertura de inhalación y un pasaje de aire que está en comunicación fluida con la boquilla, y a través de la cual un paciente puede succionar un flujo de aire para la inhalación, en el que la cavidad de dosificación en la posición de vaciado del deslizador de dosificación está en el pasaje de aire.

25 En el pasaje de aire está dispuesto de una manera deseable un dispositivo de activación para señalar cuándo se supera un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire. De esta manera, la dosificación del polvo de medicamento se puede activar cuando se supera un flujo de aire mínimo predeterminado.

En una característica particularmente ventajosa, el dispositivo de inhalación tiene un dispositivo de válvula en el pasaje de aire para cerrar substancialmente el pasaje de aire, en el que el dispositivo de válvula está conectado operativamente al dispositivo de accionamiento para la apertura accionada por la inhalación de una parte substancial de la sección transversal de flujo del pasaje de aire cuando un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire se señala como que se ha superado, en particular el dispositivo de válvula es parte del dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación. Gracias a esa disposición, durante una inhalación por parte del paciente, primero se crea un flujo de aire de succión en el pasaje de succión, que ya está listo bajo la apertura activada por la inhalación de la sección transversal del pasaje de dosificación, y así se asegura el vaciado completo de la cavidad de dosificación del deslizador de dosificación.

En una realización preferida, el activador o el dispositivo de válvula comprenden una solapa cargada con un muelle montada de manera pivotante, directa o indirectamente, dispuesta en el pasaje de aire, en el que el pasaje de aire en la región de la solapa es de un área en sección transversal que es grande en relación con la abertura de inhalación, para asegurar una activación reproducible fiable incluso si un paciente debilitado solamente puede inhalar con un bajo índice de flujo.

De una manera particularmente ventajosa, la solapa puede pivotar alrededor de un eje de pivote y el eje de pivote se extiende a través o cerca del centro de gravedad de la solapa. Eso proporciona que la solapa esté equilibrada alrededor del eje de pivote, y así, en el caso de un impacto contra el dispositivo, por ejemplo si el dispositivo se cae, no se producirán momentos inducidos mediante la masa de la solapa alrededor del eje de pivote, evitando así una activación inadecuada del dispositivo para el movimiento automático activado por inhalación del deslizador de dosificación.

En otra realización ventajosa de la invención, la solapa está acoplada

a una varilla de empuje que está conectada de manera operativa al dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación, de tal manera que el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación se mantiene en una posición presionada mediante la varilla de empuje cuando la solapa está en su posición de reposo, y la varilla de empuje libera el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación cuando la solapa está desviada fuera de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada.

El acoplamiento entre la solapa y la varilla de empuje se puede formar por ejemplo mediante un segmento de anillo dentado sobre la solapa y una porción sobre la varilla de empuje, que es en forma de una cremallera. El término varilla de empuje puede entenderse en el contexto de la presente solicitud para incluir también otras formas diferentes a una varilla, por ejemplo la forma de una horquilla doblada.

También puede ser ventajoso si la solapa se puede pivotar alrededor de un eje y tiene una mordaza que puede pivotar junto con la solapa alrededor del eje y que soporta un elemento de fijación cargado con un muelle, y la cara de contacto del cual, con elementos de fijación, está formada mediante una agrupación de deslizamiento o rodadura, en el que el elemento de fijación está conectado de manera operativa con el dispositivo para el movimiento automático accionado por la inhalación del deslizador de dosificación, de tal manera que el dispositivo para el movimiento automático accionado por la inhalación del deslizador de dosificación se mantiene en una posición presionada mediante el elemento de fijación cuando la solapa está en su posición de reposo, y el elemento de fijación libera el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación cuando la solapa está desviada fuera de su posición de reposo en por lo menos una cantidad predeterminada.

En otra realización que es de una estructura ventajosamente corta, el dispositivo de accionamiento tiene un pistón conectado al pasaje de aire, el pasaje

de aire en la región del pistón tiene una sección transversal que es grande en relación con la abertura de inhalación, en el que el pistón está acoplado a una varilla de empuje que está conectada de manera operativa con el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación, de tal manera que el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación se mantiene en una posición presionada mediante la varilla de empuje cuando el pistón está en su posición de reposo, y la varilla de empuje libera el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación cuando el pistón se desvía fuera de su posición de reposo en por lo menos una cantidad predeterminada mediante un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire, que es iniciado por parte de un usuario del dispositivo de inhalación.

En una realización particularmente preferida de la invención, el dispositivo de inhalación según la invención se caracteriza porque el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación fuera de su posición de llenado a la posición de vaciado tiene un elemento conductor que se puede mover en una posición preparada contra la fuerza de un muelle de presión y que tiene por lo menos una guía deslizante, una porción de arrastre o una porción de leva que están conectadas de manera operativa con el deslizador de dosificación en su posición de llenado y se detienen de manera que se pueden liberar en su posición preparada mediante un dispositivo de accionamiento, en el que la guía deslizante, la porción de arrastre o la porción de leva están diseñadas de manera que el elemento conductor bajo un movimiento desde la posición preparada a la posición de reposo mueve el deslizador de dosificación por lo menos a la posición de vaciado del mismo mediante una o más porciones de arrastre.

En una realización particularmente preferida de la invención, el dispositivo de inhalación según la invención se caracteriza porque el dispositivo de accionamiento tiene una porción de acoplamiento que interactúa con un elemento

- de tope escalonado del elemento conductor, en el que el elemento de tope escalonado tiene un primer escalón y el elemento conductor es detenido en una posición intermedia cuando la porción de acoplamiento del dispositivo de accionamiento interactúa con el primer escalón, y un segundo escalón y el elemento conductor se mantiene en su posición de reposo cuando la porción de acoplamiento del dispositivo de accionamiento interactúa con el segundo escalón, preferiblemente, si el deslizador de dosificación se mantiene en la posición de vaciado mediante porciones de arrastre del elemento conductor y el deslizador de dosificación, respectivamente, en la posición intermedia del elemento conductor.
- 10 Esta realización es particularmente favorable para proporcionar una dosificación exacta de medicamentos en polvo a un paciente, ya que esta realización no permite solamente suministrar el polvo de medicamento desde la cámara de almacenamiento una vez el paciente ha establecido un flujo de inspiración suficiente para activar el diseño del activador, evitando así que el polvo de medicamento se ha
- 15 expuesto a la atmósfera más de lo necesario, sino que también presenta el polvo de medicamento al flujo del aire de inhalación mientras el flujo de inspiración supera un límite predeterminado. Como esa retirada de toda la dosis en polvo de medicamento presentada se asegura durante la inhalación, se proporciona así la mejor de posición posible en los pulmones con variaciones muy pequeñas, de manera que la
- 20 administración de los medicamentos vía inhalación también será posible para aplicaciones donde se requiera una reproducción exacta de la dosis prescrita.

Preferiblemente, el dispositivo de inhalación también incluye un dispositivo de retorno para el movimiento automático del deslizador de dosificación de vuelta a la posición de llenado, incluyendo el dispositivo de retorno un muelle de

25 retorno. En ese respecto, el retorno del deslizador de dosificación a su posición de llenado no depende de la inercia del elemento conductor y no substancialmente de la posición del dispositivo de inhalación. El deslizador de dosificación está preferiblemente conectado mediante un muelle de retorno y se mueve así de vuelta a la posición de llenado, en el que la guía deslizante, la porción de arrastre o la

porción de leva están también diseñadas de manera que en la posición de reposo del elemento conductor, el deslizador de dosificación puede volver a la posición de llenado debido a la fuerza del muelle de retorno. Eso asegura la integridad de sellado fiable para el suministro del medicamento almacenado, que es dependiente de las tolerancias del componente.

Esa integridad de sellado se mantiene de una manera particularmente fiable si el elemento conductor en su posición de reposo está fuera de acoplamiento con el deslizador de dosificación.

En una realización ventajosa de la invención, el dispositivo de inhalación se caracteriza porque el elemento conductor está formado mediante un portador de guía deslizando desplazable de manera lineal.

El dispositivo de retorno al movimiento automático del deslizador de dosificación de vuelta a la posición de llenado puede incluir una porción de guía deslizando adicional. Esta disposición consigue un efecto de guía positivo, como en el caso del movimiento hacia adelante. Con esta disposición, es posible evitar la apertura temporal de la junta en el deslizador de dosificación si, por ejemplo, el dispositivo se cae al suelo.

Es particularmente simple si la guía deslizando o la porción de leva son de una configuración rectilínea. La adaptación de la transmisión entre, por ejemplo, un muelle de conducción y el deslizador de dosificación depende del desplazamiento de accionamiento que se puede obtener si la guía deslizando o la porción de leva son de una configuración curvada, en particular de una configuración curvada de manera excéntrica.

Preferiblemente, se utiliza un elemento elástico para el almacenamiento de la energía necesaria para el movimiento de dosificación.

Una disposición particularmente compacta con un muelle de caña de torsión o rotativo se puede conseguir si la guía deslizando o la porción de leva son de una configuración helicoidal.

En una realización particularmente preferida de la invención, el

elemento conductor está formado mediante un balancín conductor pivotante alrededor de un primer eje de pivote. Esta disposición hace posible conseguir un modo particularmente fiable de operación de manera substancialmente independiente de las tolerancias de fabricación, y hay un riesgo reducido de interrupciones operativas, por ejemplo después de que se haya caído el dispositivo de inhalación.

Particularmente en términos de montaje simple y barato de un dispositivo de inhalación según la invención, es ventajoso si el muelle de presión y/o el muelle de retorno es un muelle seleccionado entre un grupo de muelles que consisten en un muelle de bobina, un muelle en espiral, un muelle de torsión, un cuerpo conformado elásticamente transformable y unos medios de almacenamiento de aire comprimido.

Una adaptación particularmente deseable respecto a la cinemática del portador de la guía deslizante se puede conseguir si el muelle de presión tiene una característica no lineal.

Un dispositivo de inhalación según la invención está particularmente bien protegido del accionamiento inadvertido si se prevé un pomo rotativo, que está conectado de manera operativa al portador de guía deslizante y que tiene un asa operativa, en el que el portador de guía deslizante se puede mover a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión por parte de un usuario con el pomo rotativo. Los movimientos de accionamiento rotativos no se producen de una manera aleatoria ni de una manera no intencionada bajo condiciones usuales, por ejemplo cuando se pone una mano en un bolsillo de una chaqueta en el que un dispositivo de inhalación según la invención se ha de encontrar, de manera que se evita la presión no intencionada del dispositivo.

Un dispositivo de inhalación según la invención se puede hacer funcionar de manera fiable para pacientes que sufren enfermedades degenerativas en las manos, como por ejemplo reumatismo severo, gota o artrosis, si está previsto un botón de accionamiento conectado de manera operativa al portador de la guía

deslizante, en el que el portador de la guía deslizante pueden moverse a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión con el botón de accionamiento por parte de un usuario.

Una realización y un dispositivo de inhalación según la invención, que
5 se prefiere particularmente y es operativamente fiable y seguro respecto al funcionamiento incorrecto, se caracteriza porque un tapón de cierre o de protección para la boquilla, en el que el tapón del cierre está conectado de manera que no se puede separar del dispositivo de inhalación y que es desplazable desde una posición de cierre, en la que el tapón de cierre cubre la boquilla, a una posición
10 operativa en la que la boquilla es accesible para un paciente. De esta manera, es imposible utilizar el dispositivo de inhalación sin activarlo previamente.

La activación del dispositivo de presión para el portador de la guía deslizante abriendo o cerrando el tapón de cierre se puede implementar si el tapón de cierre o el portador de guía deslizante tienen una o más porciones de arrastre, y
15 el tapón de cierre es desplazable fuera de la posición de cierre a la posición operativa de una manera substancialmente rectilínea, o rotativa, o con un movimiento combinado.

En una realización, el tapón de cierre o el portador de la guía deslizante tienen una guía deslizante complementaria a la porción o porciones de
20 arrastre, de tal manera que el portador de la guía deslizante es desplazable mediante el movimiento del tapón de cierre fuera de la posición de cierre a la posición operativa contra la fuerza del muelle de presión desde su posición de reposo a su posición preparada.

Un dispositivo de inhalación según la invención es particularmente
25 adecuado en la práctica si la guía deslizante complementaria tiene una cremallera para la porción o porciones de arrastre, de manera que el tapón de cierre también es desplazable en la posición preparada de la guía deslizante a la posición de cierre. Eso asegura un funcionamiento sin problemas, incluso si por cualquier razón el dispositivo se cierra otra vez sin una inhalación exitosa y el tapón de cierre se

abre otra vez más tarde.

Se consigue un nivel de seguridad particularmente alto contra fallos, particularmente cuando se cae, para un dispositivo de inhalación según la invención si la cremallera es tal que el portador de la guía deslizante está fijado en su posición preparada mediante porciones de arrastre del tapón de cierre independientemente del dispositivo accionador cuando el tapón de cierre está en su posición de cierre.

En ese respecto, es particularmente deseable si la guía deslizante complementaria está inclinada respecto a la guía según un ángulo α en el que no se puede producir ningún autobloqueo, en particular entre 15° y 45°, en particular si la guía deslizante complementaria se extiende de una manera no rectilínea.

Para hacer uso de un movimiento pivotante para presionar el muelle de presión para el portador de la guía deslizante, es ventajoso si el tapón de cierre tiene por lo menos una porción de arrastre y el tapón de cierre es desplazable fuera de la posición de cierre lo largo de una guía de una manera substancialmente rectilínea en una posición intermedia, y puede pivotar fuera de la posición intermedia a la posición operativa, en la que el dispositivo de inhalación también tiene un disco excéntrico conectado operativamente al portador de guía deslizante de manera que el disco excéntrico rota mediante la porción de arrastre del tapón de cierre bajo el movimiento lineal del mismo alrededor de un eje fijo, de tal manera que el portador de la guía deslizante es desplazable desde su posición de reposo a su posición preparada mediante el movimiento del tapón de cierre fuera de su posición de cierre a la posición intermedia mediante el disco excéntrico contra la fuerza del muelle de presión.

Alternativamente, también puede ser ventajoso si el tapón de cierre tiene una palanca de presión y el tapón de cierre puede pivotar fuera de la posición de cierre a la posición operativa, en el que la palanca de presión del tapón de cierre puede pivotar alrededor de un eje, de tal manera que el portador de guía deslizante es desplazable desde su posición de reposo a su posición preparada mediante el movimiento del tapón de cierre fuera de la posición de cierre a la posición operativa

128

mediante la palanca de presión contra la fuerza del muelle de presión.

En una realización que es particularmente simple de operar para el usuario, la presión del mecanismo de dosificación se consigue puramente mediante un movimiento rotativo del tapón de protección.

- 5 En otra realización ventajosa y particularmente preferida de la invención, el tapón de cierre tiene por lo menos una porción de arrastre y un balancín de transmisión que está conectado de manera operativa al balancín conductor y que puede pivotar alrededor de un segundo eje de pivote, y el tapón de cierre puede pivotar fuera de la posición de cierre a la posición operativa
- 10 de un tercer eje, en el que dicha por lo menos una porción de arrastre del tapón de cierre coopera con por lo menos un extremo operativo del balancín de transmisión de tal manera que el balancín conductor es desplazable fuera de su posición de reposo a su posición preparada mediante el movimiento del tapón de cierre alrededor del tercer eje fuera de la posición de cierre a la posición operativa
- 15 mediante el balancín de transmisión contra la fuerza del muelle de presión.

- Eso permite, incluso en pacientes que están bajo una tensión severa, una inhalación fiable y segura sin tener que implementar operaciones de manipulación particulares. Como resultado, un dispositivo de inhalación según la invención es también particularmente adecuado para pacientes que sufren severos
- 20 ataques de asma aguda o pacientes que todavía han de inhalar de manera fiable un medicamento bajo condiciones psicológicas o físicas excepcionales.

- Es particularmente deseable si el balancín conductor y el balancín de transmisión están en acoplamiento mutuo, de tal manera que su rotación se produce en relación opuesta alrededor del primer y el segundo ejes de pivote. Esa
- 25 disposición proporciona que los momentos implicados al activar el suministro de medicamento se cancelen substancialmente entre sí, de manera que el paciente se ve afectado de una manera adversa solamente ligeramente mediante las fuerzas de retorno que se perciben como un golpe y el ruido correspondiente. Como resultado, la aceptación de una medicación con un dispositivo de inhalación se mejora de una

manera marcada. Ese es el caso en particular si el momento de inercia del balancín conductor alrededor del primer eje de pivote y el momento de inercia del balancín de transmisión alrededor del segundo eje de pivote son aproximadamente iguales.

En una configuración particularmente ventajosa, el dispositivo de inhalación según la invención se caracteriza porque dicho por lo menos un extremo operativo del balancín de transmisión es de una configuración tal que el extremo operativo está conectado en relación de bloqueo de manera positiva mediante dicha por lo menos una porción de arrastre del tapón de cierre bajo el movimiento del tapón de cierre fuera de la posición de cierre a la posición operativa alrededor del tercer eje, y transmite el momento aplicado mediante dicha por lo menos una porción de arrastre al balancín de transmisión y evade elásticamente la porción de arrastre bajo el movimiento del tapón de cierre fuera de la posición operativa a la posición de cierre. Gracias al mismo, es posible que el tapón de cierre se mueva sobre la boquilla otra vez en una posición de protección, incluso si no se ha tomado una dosis de medicamento.

En una configuración particularmente operativamente fiable, el dispositivo de inhalación según la invención se caracteriza porque el balancín de transmisión tiene dos elementos de balancín, que están dispuestos a ambos lados longitudinales del dispositivo de inhalación de manera pivotante alrededor del segundo eje de pivote, y están conectados juntos con por lo menos un yugo, en el que la varilla de empuje soporta el balancín de transmisión en la posición presionada del balancín conductor mediante el acoplamiento con el yugo cuando la solapa está en su posición de reposo y la varilla de empuje permite el movimiento del desplazamiento del yugo cuando la solapa se desvía fuera de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada, de manera que el balancín de transmisión y el balancín conductor son desplazables mediante el muelle de presión fuera de su posición preparada a su posición de reposo.

En una realización de un dispositivo de inhalación según la invención, que está particularmente protegido contra una dosificación inferior no intencionada,

726

también se prevé un dispositivo contador para detectar el número de dosis de medicamento suministradas, en el que el dispositivo contador detecta de manera individual cada operación de dosificación y el dispositivo contador está conectado a un dispositivo de bloqueo que bloquea el dispositivo de inhalación bajo la consecución de un número predeterminado de dosis suministradas, de manera que ya no es posible un uso adicional y en particular el tapón de cierre ya no es desplazable a la posición de cierre. Eso puede evitar que un paciente busque por error inhalar desde un dispositivo de inhalación y ya no tenga un suministro almacenado suficiente de medicamento. De esa manera, se puede evitar muy substancialmente una dosificación incorrecta que posiblemente amenace la vida. En una realización diferente de la invención, se obtendrá la misma ventaja si el dispositivo contador está conectado a la porción de acoplamiento del dispositivo de accionamiento y el elemento de tope escalonado del elemento conductor tiene una abertura o cavidad, y el elemento conductor es presionado mediante el muelle de presión a una posición de bloqueo, cuando la porción de acoplamiento se acopla con la abertura o cavidad. Más preferiblemente, el elemento conductor en su posición de bloqueo se acopla de manera bloqueada en la trayectoria del tapón de cierre, de manera que el tapón de cierre que no se puede mover a la posición de cierre. Ventajosamente, el dispositivo contador incluye una pantalla de dosificación precisa.

Un dispositivo de inhalación según la invención funciona de una manera particularmente fiable en ese respecto si el dispositivo de bloqueo tiene un elemento de bloqueo cargado con un muelle que se acopla en una ranura que está abierta en un número predeterminado de dosis, y en ese caso se acopla de manera bloqueada en el mecanismo del elemento accionador de manera que se evita un uso adicional del inhalador, y en particular el tapón de cierre ya no se puede mover a la posición de cierre.

Se consigue una señalización particularmente clara para un suministro almacenado agotado incluso para pacientes impedidos visualmente si el dispositivo

de bloqueo está acoplado a una placa de señalización que se visualiza bajo el acoplamiento de bloqueo en el mecanismo del elemento de accionamiento o el elemento de accionamiento está bloqueado de una manera claramente visible.

De una manera particularmente preferible, el dispositivo de bloqueo de
5 tiene una varilla de bloqueo cargada con un muelle que es desplazable desde una posición de reposo a una posición de bloqueo bajo la consecución de un número predeterminado de dosis suministradas, y en su posición de bloqueo se acopla de manera bloqueada en la trayectoria del tapón de cierre, de manera que el tapón de cierre ya no se puede mover a la posición de cierre. Esa disposición proporciona
10 que se consiga una acción de señalización particularmente clara y también se evita el uso adicional (inútil) del dispositivo de inhalación, y así una dosificación inferior no deseable.

Para proporcionar una protección contra la humedad eficiente para el medicamento en polvo dispuesto en una cámara de almacenamiento de un
15 dispositivo de inhalación según la invención, es ventajoso si dicha por lo menos una cámara de almacenamiento tiene por lo menos una abertura de salida, a través de la cual el medicamento en polvo puede salir bajo la influencia de la fuerza de gravedad, y una abertura de llenado que está dispuesta substancialmente en una relación opuesta a la abertura de salida, en la que la abertura de llenado está
20 cerrada de una manera sellada.

En ese respecto, se consigue una acción de sellado óptima que es independiente de las tolerancias de los componentes si la abertura de llenado se cierra con una película de cavidad de aluminio y se sella con una capa de LDPE.

Para unas series cortas o para operaciones individuales de llenado de
25 la cámara de almacenamiento, por ejemplo en el caso de preparaciones galénicas producidas especialmente de un medicamento, es deseable, en relación con el llenado manual, si la abertura de llenado está cerrada con una cubierta que se enrosca en la pared de la cámara de almacenamiento que rodea la abertura de llenado y que está sellada en relación con la pared de la cámara de

almacenamiento con una junta colocada entre la cubierta y la pared.

Una realización de un dispositivo de inhalación según la invención, que es adecuado para automatización y también está mejor protegido de la posterior manipulación, se caracteriza porque la abertura de llenado está forrada
5 con una cubierta que está conectada mediante una conexión de inyección a la pared de la cámara de almacenamiento que rodea la abertura de llenado, en el que una junta elástica o un nervio de sellado flexible sobre la cubierta y/o la pared está también apoyado de manera sellada entre la cubierta y la pared.

Se consigue una protección particularmente buena contra la humedad
10 se consigue si la cámara de almacenamiento está por lo menos parcialmente encerrada mediante una pared que incluye un material con un alto nivel de resistencia a la difusión de vapor de agua.

En una realización particularmente ventajosa que consigue una protección contra la humedad particularmente buena a largo plazo para el
15 medicamento, el pasaje del deslizador de dosificación tiene en su extremo hacia el ambiente una abertura a través de la cual una parte del deslizador dosificación puede pasar, y está prevista una superficie de contacto para una junta alrededor de la abertura, en el que el deslizador de dosificación tiene una superficie de sellado que está prevista en un plano aproximadamente en relación transversal con su
20 dirección de movimiento fuera de su posición de llenado a la posición de vaciado.

En ese respecto, es particularmente deseable si se ha previsto una junta elástica sobre el deslizador de dosificación y/o la superficie de contacto. Se pueden reducir los errores en el montaje en ese respecto si la junta elástica está formada mediante inyección sobre el pasaje del deslizador de dosificación y/o el
25 deslizador de dosificación.

El mantenimiento del medicamento seco se mejora sin cargar o compactar mecánicamente el polvo del medicamento cuando se agita el dispositivo de inhalación si un agente de secado encapsulado está dispuesto en la cámara de almacenamiento, en el que el cuerpo del agente de secado o la cápsula del agente

de secado se presiona o se sujeta de manera fija en el cuerpo del cartucho.

Se consigue una aceptación particularmente buena respecto a un dispositivo de inhalación según la invención si el dispositivo de inhalación también tiene una pantalla para señalar si la inhalación está preparada y/o el suministro exitoso del medicamento.

Una aplicación de partículas que pueden pasar a los pulmones, siendo esta aplicación fiable a lo largo de todo el período de uso previsto de un dispositivo de inhalación, incluso en el caso de solamente un uso ocasional y de su limpieza por parte del usuario, para conseguir una higiene satisfactoria, se puede obtener mediante un dispositivo de descomposición para descomponer los aglomerados y similares en el polvo del medicamento en comunicación fluida con la boquilla y el pasaje de dosificación, en el que la boquilla y el dispositivo de descomposición se pueden retirar para su limpieza por parte del usuario, y la boquilla del dispositivo de descomposición están adaptadas de manera que solamente se pueden retirar e instalar juntas o son de una naturaleza de una pieza.

El dispositivo de inhalación de la invención es particularmente útil en una serie de aplicaciones médicas si dicha por lo menos una cámara de almacenamiento está provista de un dispositivo de soporte de un cartucho y una tapa, en el que la tapa tiene una forma capaz de recibir el contenido de polvo de medicamento de la cámara de almacenamiento en una posición invertida del dispositivo de inhalación. Eso permite el montaje previo del soporte del cartucho y del deslizador de dosificación durante la fabricación del dispositivo de inhalación, incluyendo la prueba. La tapa puede servir como un cartucho abierto superiormente y que se llena con la cantidad apropiada de polvo de medicamento en la línea de fabricación farmacéutica, y se inserta directamente en el dispositivo de inhalación soportada invertida. Así, el dispositivo de inhalación se puede suministrar listo para su uso por parte del fabricante del medicamento. Preferiblemente, la tapa está fijada de manera sellada sobre el soporte del cartucho mediante conectores a presión.

Una realización especialmente útil del dispositivo de inhalación según

la invención se caracteriza porque el dispositivo de soporte del cartucho comprende dos cámaras de almacenamiento, cada una cubierta mediante una tapa, en el que el dispositivo de soporte del cartucho comprende un deslizador de dosificación doble. Esto permite una dosificación fácil y precisa desde dos diferentes depósitos
5 de medicamento, por ejemplo para la combinación de medicamentos que no se pueden almacenar juntos para evitar su degradación.

Breve descripción de los dibujos

La invención, sus aspectos ventajosos y usos se describirán en mayor
10 detalle a partir de ahora mediante realizaciones a modo de ejemplo, representadas en los dibujos. Las realizaciones ilustradas en los dibujos y descritas a partir de ahora están pensadas solamente para que sirvan para una mejor comprensión y no se han de interpretar de manera limitativa. En los dibujos:

La figura 1 muestra una vista en perspectiva de una realización de un
15 dispositivo de inhalación según la invención con el tapón de cierre cerrado,

La figura 2 muestra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo de inhalación según la invención con el tapón de cierre abierto,

La figura 3 muestra una pista en perspectiva del cartucho de una
realización de un dispositivo de inhalación según la invención, que ilustra el principio
20 implicado,

Las figuras 4 a 7 muestran vistas esquemáticas en sección de varias realizaciones según la invención de un cierre de un cartucho de la figura 3,

La figura 8 muestra una vista parcial en perspectiva de una configuración alternativa del cartucho de la figura 3,

25 La figura 9 muestra una vista en perspectiva de un deslizador de dosificación para un cartucho tal como se muestra en la figura 3,

La figura 10 muestra una vista esquemática en sección de una disposición alternativa de un deslizador de dosificación en un pasaje del deslizador de dosificación de un cartucho tal como se muestra en la figura 3,

La figura 11 muestra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo de inhalación según la invención después del acoplamiento del dispositivo de bloqueo con el alojamiento retirado, estando otros componentes parcialmente omitidos,

5 La figura 12 muestra una vista en perspectiva de otra realización de un dispositivo de inhalación según la invención con el alojamiento retirado, estando otros componentes parcialmente omitidos,

La figura 13 muestra una vista en sección en perspectiva de componentes seleccionados de la figura 12,

10 La figura 14 muestra una vista esquemática que muestra el principio de una disposición de accionamiento de un dispositivo de inhalación según la invención,

La figura 15 muestra una vista esquemática que muestra el principio de otra disposición de accionador de un dispositivo de inhalación según la invención,

La figura 16 muestra una vista esquemática que muestra el principio de otra disposición de accionamiento de un dispositivo de inhalación según la invención,

20 La figura 17 muestra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo de inhalación según la invención con el tapón de cierre en la posición de cierre con el alojamiento retirado, estando parcialmente omitidos otros componentes,

La figura 18 muestra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo de inhalación según la invención con el tapón de cierre en la posición operativa con el alojamiento retirado, estando parcialmente omitidos otros componentes,

25 La figura 19 muestra una vista en perspectiva de otra realización de un dispositivo de inhalación según la invención con el tapón de cierre en la posición de cierre con el alojamiento retirado, estando otros componentes parcialmente

omitidos para aumentar la legibilidad,

La figura 20 muestra una vista en sección del dispositivo de inhalación de la figura 19,

La figura 21 muestra una vista ampliada de una parte de la realización
5 de un dispositivo de inhalación de la figura 19 con el alojamiento retirado,

La figura 22 muestra una vista esquemática que muestra el principio de una disposición de guía deslizante alternativa sobre un portador de guía deslizante de un dispositivo de inhalación según la invención,

Las figuras 23 a 27 muestran vistas esquemáticas que muestran el
10 principio de disposiciones alternativas para el accionamiento del deslizador de dosificación sobre un portador de guía deslizante como un elemento conductor de un dispositivo de inhalación según la invención,

Las figuras 28 y 29 muestran una vista en perspectiva de la realización de un dispositivo de inhalación de la figura 19 según la invención, con el
15 tapón de cierre ligeramente abierto con el alojamiento retirado,

La figura 30 muestra una vista en perspectiva de la realización de un dispositivo de inhalación de la figura 19 según la invención con el tapón de cierre completamente abierto, con el alojamiento retirado,

La figura 31 muestra una vista en sección del dispositivo de inhalación
20 de la figura 30,

Las figuras 32 a 36 muestran vistas esquemáticas que ilustran el principio de disposiciones alternativas para el accionamiento del portador de la guía deslizante,

Las figuras 37 a 47 muestran el inhalador de las figuras 11, 17 y 18 en
25 varias condiciones operativas en un procedimiento de uso usual,

Las figuras 48 a 54 muestran el dispositivo de inhalación de las figuras 19 a 21 y 28 a 31 en varias condiciones operativas en un procedimiento de uso usual,

La figura 55 muestra una vista en sección detallada ampliada del

accionamiento de un dispositivo contador según la invención con la realización del dispositivo de inhalación de las figuras 19 a 21, 28 a 31 y 48 a 54, y

La figura 56 es una vista en perspectiva de la realización de un dispositivo de inhalación según la invención tal como se muestra en las figuras 11,
5 17 y 18.

Descripción de realizaciones preferidas de la invención

La figura 1 muestra una vista en perspectiva de una realización de un dispositivo de inhalación según la invención, indicado en general mediante la
10 referencia 1. Un dispositivo de inhalación 1 de este tipo también se le llama inhalador. El dispositivo de inhalación 1 según la invención está previsto para el suministro de un gran número de dosis individuales de un medicamento en forma de polvo. Dispositivos de inhalación especiales de ese tipo, por lo tanto, también se les llama inhaladores en polvo y a menudo abreviados como MDPI (inhalador en polvo
15 de múltiples dosis). El inhalador 1 incluye un alojamiento 2. El alojamiento 2 comprende de una manera deseable dos mitades con una línea de separación a lo largo del eje central a lo largo del inhalador 1. Eso significa que las porciones del alojamiento se pueden fabricar fácilmente utilizando el moldeado por inyección de plástico y se ha encontrado que, con una disposición de este tipo, un inhalador en
20 polvo 1 es simple de montar. El alojamiento 2 también puede incluir una cubierta del alojamiento separada, de manera que se puede insertar posteriormente un cartucho de polvo de medicamento 3 separado en el interior del inhalador montado. La cubierta del alojamiento puede cerrar a continuación el alojamiento 2, por ejemplo con una conexión a presión que ya no se puede liberar desde el exterior. Una
25 cubierta del alojamiento de este tipo también puede ser amovible si se desea que se pueda reemplazar el cartucho de polvo de medicamento 3. El inhalador 1 también incluye un tapón de cierre 4, que según la invención está conectado de una manera que no se puede soltar del alojamiento número 2. El tapón de cierre 4 puede pivotar desde su posición de cierre a su posición operativa mediante la implicación

adecuada de un usuario, alrededor de un eje 7. En otra realización (figuras 12 y 13), el tapón de cierre 4 se puede soltar una distancia del alojamiento 2 en la dirección longitudinal del inhalador, y preferiblemente pivotar hacia abajo para limpiar una boquilla 5 dispuesta por debajo. Una abertura de inhalación 6 se encontrará en la boquilla 5.

Un paciente puede inhalar un medicamento en forma de polvo a través de la boquilla 5 abrazando la boquilla 5 con sus labios y respirando a través de la abertura de inhalación 6. Después de la inhalación, el tapón de cierre se pivota de una manera deseable de vuelta desde su posición operativa (figura 2) a su posición de cierre (figura 1) otra vez, y posiblemente se empuja de manera que cubra otra vez la boquilla 5. De esa manera, el interior del inhalador 1 está bien protegido y preferiblemente cerrado de una manera sellada, de manera que no puede penetrar polvo al interior del inhalador. Como el aire de respiración es usualmente succionado fuera del inhalador por parte del paciente, y así las partículas que están dispuestas en una condición desplazable en el interior del inhalador pasan al interior del tracto respiratorio, siendo el mantenimiento del interior de un inhalador 1 limpio extremadamente importante. Además, la entrada de gotas de agua al interior del inhalador 1 se puede evitar sustancialmente mediante el tapón de cierre 4 cerrado, por ejemplo si un paciente manipula su inhalador al aire libre cuando llueve. Es precisamente bajo estas condiciones climatológicas que es frecuente una necesidad de tratamiento médico de enfermedades del tracto respiratorio.

Además, también está dispuesta una ventana transparente 9 para una pantalla 10 de un dispositivo contador 11 en el alojamiento 2 del inhalador 1 en el lado en el cual la boquilla 5 y el tapón de cierre 4 están dispuestos en la posición de cierre del mismo, que a partir de ahora se llamará el lado frontal 8 del inhalador 1. Gracias al mismo, un paciente que utiliza el inhalador 1 puede leer simplemente el número de dosificación precisa de dosis de medicamento que ya se han suministrado desde el suministro de medicamento almacenado en el inhalador, o

preferiblemente se visualiza un número de dosificación precisa que las dosis de medicamento todavía disponibles en el suministro de medicamento, de tal manera que se puede leer fácilmente. De esa manera, el paciente está en una posición de atender al reemplazo a tiempo, si por ejemplo el número de dosis restantes ya no es suficiente para la duración de un viaje de vacaciones. La experiencia ha mostrado que los inhaladores en polvo 1 de este tipo se utilizan en particular en relación con enfermedades crónicas del tracto respiratorio, u otras enfermedades crónicas en relación a las cuales se pueden administrar medicamentos mediante el tracto respiratorio, y frecuentemente la inhalación regular de un medicamento es necesaria de una manera vital para el paciente. Por lo tanto, es esencial para estos pacientes un alto grado de fiabilidad en términos de dosis de medicamento disponibles en el inhalador 1.

Además, en el lado frontal 8 en el inhalador 1 también se visualiza una pantalla de preparación 12 que también puede verse a través de una ventana transparente 9 para mostrar que el inhalador 1 está listo para suministrar una dosis de medicamento, y para visualizar que una dosis de medicamento se ha suministrado de manera exitosa desde el inhalador 1. Preferiblemente, la preparación operativa o administración exitosa que una dosis de medicamento se visualizan mediante un cambio de color, en cuyo respecto se ha probado apropiado una representación verde y un cambio de color a una representación roja para visualizar una administración exitosa. Al mismo tiempo, la representación roja señala que el inhalador 1 se ha de preparar primero para una inhalación renovada. En el caso del inhalador 1 según la invención, eso se realiza de una manera particularmente preferible mediante el accionamiento del tapón de cierre 4 desde la posición de cierre a la posición operativa.

La provisión de ventanas transparentes 9 en lugar de las aberturas usuales permite una protección particular contra la entrada de contaminación e impurezas y humedad. La disposición de las ventanas 9 para la pantalla 10 y la pantalla de preparación 12, así como el tapón de cierre 4, que pivota

preferiblemente hacia abajo en la posición operativa, también anima a un paciente a sujetar el inhalador 1 correctamente bajo la inhalación, para asegurar una dosificación y un suministro de un medicamento en polvo fiables. Preferiblemente, en ese respecto, el dimensionado se selecciona de manera que, cuando en el inhalador se sujetará invertido, el tapón de cierre 4, en la posición operativa choca con la nariz del paciente si este último intenta cerrar los labios alrededor de la boquilla 5.

Alternativamente, la pantalla 10 y/o la pantalla de preparación 12 también podrán estar dispuestas de manera que están cubiertas por el tapón de cierre 4 en su posición de cierre. Eso hace posible conseguir una buena protección contra la entrada de contaminación y gotas de agua, incluso sin los elementos de ventanas transparentes adicionales.

En su interior, el inhalador 1 incluye una cámara de almacenamiento 13 para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamento. La cámara de almacenamiento 13 se puede formar de una manera deseable en un cartucho 3. La disposición de la cámara de almacenamiento 13 en un cartucho separado 3 tiene la ventaja de que el inhalador 1 según la invención se puede fabricar y montar de una manera independiente del llenado del mismo con el medicamento polvo, y que el procedimiento de fabricación y montaje, de esta manera, no se ha de implementar bajo condiciones de limpieza farmacéutica. El cartucho separado 3 se puede llenar bajo conducciones de limpieza adecuadas e instalarse posteriormente en el inhalador 1. Además, ese concepto hace posible ofrecer un inhalador 1 con diferentes medicamentos en polvo, sin que esto signifique que la fabricación y el montaje del inhalador, excepto para el cartucho 3, se tenga que implementar en la oposición de fabricación o llenado del medicamento correspondiente. Además, este concepto hace posible, por ejemplo, que se guarden en el stock inhaladores 1 sin el cartucho 3, y para cartuchos 3 posiblemente incluso llenarse de manera individual con preparaciones galénicas individuales de medicamentos, e instalarse en el inhalador 1 desde el suministro en stock y hacerlos disponibles para el paciente.

El cartucho de polvo de medicamento 3 mostrado en la figura 3 con la cámara de almacenamiento 13 incluye una abertura de salida 14, a través del cual el medicamento en polvo puede salir bajo la influencia de la fuerza de gravedad. Además, un dispositivo de dosificación que incluye un deslizador de dosificación 15 está integrado de una manera deseable en el cartucho 3. El deslizador de dosificación 15 puede ocupar en un pasaje del deslizador de dosificación 16 una posición de llenado (tal como puede apreciarse por ejemplo en la figura 17), en la que una cavidad de dosificación 17 está bajo la abertura de salida 14, de manera que el medicamento en polvo 18 en la cámara de almacenamiento 13 puede pasar al interior de la cavidad de dosificación 17 bajo la influencia de la fuerza de gravedad. Además, el deslizador de dosificación 15 es desplazable en el pasaje del deslizador de dosificación 16 a una posición de vaciado (mostrada en la figura 3), en la que la abertura de salida 14 está cerrada mediante el deslizador de dosificación 15 y la cavidad de dosificación 17 sale del pasaje en el deslizador de dosificación 16 en una extensión tal que el polvo de medicamento se puede tomar desde la cavidad de dosificación mediante un flujo de aire. El movimiento del deslizador de dosificación 15 desde la posición de llenado a la posición de vaciado y desde la posición de vaciado a la posición de llenado se realiza con un movimiento de traslación a lo largo del eje del pasaje del deslizador de dosificación 16. El pasaje del deslizador de dosificación 16 tiene un fondo cerrado, que al mismo tiempo forma el fondo de la cavidad de dosificación 17 durante la operación de llenado de la cavidad de dosificación 17 en la posición de llenado del deslizador de dosificación 15.

Además, la cámara de almacenamiento 13 del cartucho 3 tiene una abertura de llenado 19 que está dispuesta de una manera deseable en relación opuesta respecto a la abertura de salida 14. La abertura 19 sirve para introducir el medicamento en polvo al interior de la cámara de almacenamiento 13 en el número de dosis requerido. La abertura de llenado 19 se cierra de una manera sellada después de la operación de llenado para asegurar la pureza del polvo del

medicamento y evitar la entrada de sustancias extrañas. De una manera deseable, la abertura de llenado 19 se cierra con una capa de cavidad de aluminio 20, y esta última se sella con una capa de LDPE 21, que comprende un polietileno de baja densidad (figura 4). Esa manera de cerrar la abertura se puede realizar particularmente bien de una manera automática y también consigue la gran ventaja de que el cierre de la abertura de llenado 19 es substancialmente impenetrable para el vapor de agua.

En la práctica, se ha encontrado que es particularmente importante para el suministro de medicamento en la cámara de almacenamiento 13 que se proteja lo mejor posible de la entrada de humedad. Hay una serie de razones para eso. Por un lado, el medicamento puede alterarse con la interacción con la humedad, y en particular la efectividad médica del mismo se puede perjudicar, por otro lado, la absorción de humedad en el polvo del medicamento provoca fácilmente la formación de grumos, de manera que es difícil conseguir una dosis fiable que se pueda reproducir del medicamento en uso. Frecuentemente, estos inhaladores 1 también se utilizan para enfermedades que no requieren de una manera constante la administración del medicamento, sino que respecto a las cuales un medicamento adecuado se ha de mantener listo para su uso. En particular, enfermedades alérgicas del tracto respiratorio se han de considerar en ese respecto. Eso significa que el medicamento 18 en el suministro almacenado debe permanecer estable y que se pueda dosificar de una manera fiable a lo largo de un largo período de tiempo, incluso si el paciente lleva diariamente el inhalador 1 en su persona en su bolsillo de la chaqueta. El cierre según la invención para la abertura de llenado 19 proporciona esta protección a largo plazo para el suministro del medicamento almacenado contra la entrada de humedad.

Particularmente para la preparación individual de medicamentos y el llenado de los mismos en un cartucho adecuado 3, tal como ya se ha indicado anteriormente, también puede ser deseable que la abertura de llenado 19 se cierre después de la operación de llenado con una cubierta roscada 22, y una rosca

correspondiente prevista en la pared 23 del cartucho 3, rodeando la abertura de llenado 19 (figura 5). Entre la cubierta 22 y la pared 23 está instalada de una manera deseable una junta 24, que por ejemplo puede estar hecha de un TPE adecuado. En lugar de una junta elástica 24, sin embargo, también es posible
5 prever un nervio de sellado 25 sobre la cubierta 22 o la pared 23 (ver la figura 6) que, cuando la cubierta 22 está instalada, está apoyada también de una manera sellada entre la cubierta 22 y la pared 23, y en ese caso se deforma elástica o plásticamente. Gracias a la disposición con una cubierta roscada 22, también es posible llenar unas series cortas de cartuchos con un medicamento dado a mano y
10 cerrarla.

Sin embargo, para el llenado automático también puede ser deseable proporcionar una cubierta 26 en lugar de una cubierta roscada 22 y unirla a la pared 23 por ejemplo mediante soldadura por ultrasonidos o encolarla en posición (figura 6).

15 Particularmente en procesos de llenado que se realizan sobre una gran escala técnica, sin embargo, también puede ser deseable que la cubierta sea en forma de una cubierta a presión 27, y que estén previstas una disposición de gancho 28 y una ranura 29 en la pared 23 y en la cubierta a presión 27 respectivamente, formando así un acoplamiento de fijación extendido o conexión a
20 presión (figura 7). Preferiblemente, la ranura 29 y la disposición de gancho 28 están dispuestas de manera que, después del ajuste de la cubierta a presión 27, en la medida de lo posible ya no se pueden alcanzar incluso con una herramienta, de manera que después del ajuste de la cubierta a presión 27 ya no se puede retirar, sin destruir el cartucho. En el caso de una conexión de fijación de este tipo, también
25 es deseable una junta elástica 24 o un nervio de sellado 25, que al montarse están también en contacto de manera sellada entre la cubierta a presión 27 y la pared 23.

Tal como ya se ha mencionado, como el propósito es conseguir un alto nivel de integridad de sellado para el cartucho 3 en relación con la entrada de humedad del ambiente, es deseable si la pared 23 incluye un material que consigue

un nivel particularmente alto de resistencia a la difusión del vapor de agua. Sin embargo, el material preferiblemente ha de ser también adecuado para su procesamiento mediante procesos de producción baratos apropiados, por ejemplo mediante moldeado por inyección. Algunos materiales adecuados se describen por ejemplo en el documento US 2003 013 64 05 A, al cual se hace aquí referencia.

Además, para una protección comprensible contra la humedad para el medicamento 18 en la cámara de almacenamiento 13 del cartucho 3, es ventajoso según la invención que el pasaje del deslizador de dosificación 16 tenga una abertura 30 correspondiente en su extremo abierto, a través de la cual el deslizador de dosificación 15 puede salir con la cavidad del dosificación 17, en el que una superficie de contacto 31 para una junta 32 está prevista alrededor de la abertura 30, y en el que el deslizador de dosificación 15 también tiene una superficie de sellado 33 que está dispuesta en un plano en una relación aproximadamente transversal con la dirección de movimiento de la posición de llenado a la posición de vaciado (figura 8). En ese respecto, es equivalente desde un punto de vista de la función de sellado si la junta elástica 32 está dispuesta sobre la superficie de contacto 31 o sobre la superficie de sellado 33 del deslizador de dosificación 15, tal como se muestra en la figura 9. Y de una manera deseable, la junta elástica 32 comprende un elastómero termoplástico que está preferiblemente moldeado por inyección en un procedimiento de moldeado por inyección de múltiples componentes directamente sobre el deslizador de dosificación 15 o el pasaje del deslizador de dosificación 16. Se apreciará, sin embargo, que también es posible prever una junta separada. La disposición del deslizador de dosificación 15 en el pasaje del deslizador de dosificación 16 con la junta 32 se puede apreciar a partir de la figura 3. De una manera deseable, el deslizador de dosificación 15 está también fijado en su posición de llenado mediante elementos de muelle 34, de manera que la junta 32 está siempre ligeramente pretensa cuando el deslizador de dosificación 15 está en su posición de llenado. Eso es particularmente ventajoso mientras el cartucho 3 está almacenado o se transporta fuera del inhalador 1 para conseguir

122

siempre una acción de sellado óptima.

Como una alternativa a la junta elástica 32, también se puede formar un nervio de sellado 35 sobre el pasaje del deslizador de dosificación 16 o en el deslizador de dosificación 15, tal como se muestra en la figura 10. En ese caso, el
5 nervio de sellado 35 se deforma de una manera sellada mediante la fuerza de presión que mantiene el deslizador de dosificación 15 en su posición de llenado en el pasaje del deslizador de dosificación 16 (figura 10).

De esta manera, en lugar de las numerosas y efectivas medidas descritas anteriormente que evitan substancialmente de la humedad penetre en la
10 cámara de almacenamiento 13 del cartucho 3, cualquier humedad residual se puede absorber o se puede ajustar un nivel de humedad que se requiere gracias a las propiedades particulares del medicamento 18, un cuerpo de agente de secado o un agente de secado encapsulado 36 se puede disponer en la cámara de almacenamiento 13 del cartucho 3. De una manera deseable, el cuerpo del agente
15 de secado o la cápsula del agente de secado se presiona o fija en la cámara de almacenamiento 13 del cartucho 3. Esa medida mantiene el agente de secado 36 fuera del polvo de medicamento 18, y en particular evita que el polvo de medicamento 18 se cargue mecánicamente mediante el agente de secado 36 en el caso de vibración, agitación o golpes, en particular para evitar que se comparta el
20 polvo del medicamento 18. Eso significa que es posible una dosificación particularmente reproducible del polvo de medicamento 18, y también se evita la formación de puentes del polvo de medicamento 18 sobre la abertura de salida 14, y así la fiabilidad total del inhalador 1 según la invención se mejora.

En lugar de la disposición preferida descrita anteriormente de un
25 agente de secado 36 en la cámara de almacenamiento 13, en el cuerpo del agente de secado sólido, por ejemplo un cuerpo moldeado por inyección de material plástico en el cual un agente de secado está integrado, se puede ajustar de manera fija en forma de un manguito en la cámara de almacenamiento 13. Además, un cuerpo de agente de secado también se puede integrar de manera fija en la cubierta

22, 26 ó 27. Finalmente, también se puede incorporar un agente de secado 36 como un componente en un procedimiento de moldeado por inyección de múltiples componentes para la fabricación de la pared 23 de la cámara de almacenamiento 13.

5 En la figura 12 se puede apreciar en mayor detalle la estructura de una realización de un inhalador 1 según la invención. Para los propósitos de descripción, el alojamiento 2 y algunas partes adicionales se han omitido de la vista ilustrada. La figura 13 muestra una vista en sección del inhalador de la figura 12. A modo de ejemplo, pero no necesariamente, el cartucho 3 con la cámara de
10 almacenamiento 13 para alojar la pluralidad de dosis de polvo de medicamento está dispuesto en la región trasera del alojamiento del inhalador 2, tal como ya se descrito en detalle anteriormente. Además, el inhalador 1 incluye un dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 de una posición de llenado a la posición de vaciado y un dispositivo de retorno
15 para el movimiento automático del deslizador dosificación 15 de vuelta a la posición de llenado dentro del pasaje del deslizador de dosificación 16.

Esos dispositivos se describen en mayor detalle a continuación. En el extremo frontal del inhalador se prevé una boquilla 5 que, tal como ya se ha mencionado, puede cubrirse mediante un tapón de cierre 4. La abertura de
20 inhalación 6 está prevista en la boquilla 5. La boquilla 5 con la abertura de inhalación 6 está en comunicación fluida con un pasaje del dosificación 38. Un paciente puede succionar un flujo de aire a través del pasaje de dosificación 38 durante la inhalación y, mediante el pasaje de dosificación, recibe la dosis aplicada de un polvo de medicamento que está separado con la cavidad de dosificación 17
25 del deslizador de dosificación 15. Además, la boquilla 5 está en comunicación fluida con un pasaje de aire 39. En el interior de la boquilla 5 está previsto un dispositivo de descomposición 40, por ejemplo en forma de una disposición de ciclón (ver la figura 13). El dispositivo de descomposición 40 está conectado al pasaje de dosificación 38 de manera que un flujo de aire cargado con el polvo de

medicamento pasa al interior del dispositivo de descomposición 40 desde el pasaje de dosificación 38. El flujo de aire preferiblemente se desvía mucho una pluralidad de veces en el dispositivo de descomposición 40 para romper los aglomerados o acumulaciones similares del polvo de medicamento, de manera que el paciente
5 recibe substancialmente a través de la boquilla 5 partículas de medicamento que son de un tamaño de partículas uniforme adecuado para los pulmones. En la realización mostrada en la figura 13, con una alimentación de flujo paralela para el aire en el pasaje de dosificación 38 en el pasaje de aire 39, sus flujos de aire se llevan juntos en la boquilla 5. En la realización mostrada, entre otras en las figuras
10 11, 17 y 18, la trayectoria de flujo paralela se omite y el pasaje de dosificación 38 forma una parte del pasaje de aire 39.

En un uso duradero, es ventajoso si el paciente puede retirar y limpiar fácilmente la boquilla 5 y el dispositivo de descomposición 40 sin una herramienta, por ejemplo bajo un grifo de agua. Eso es deseable para, por ejemplo, retirar
15 residuos formados mediante la humedad de la respiración, la saliva o similar, con polvo de medicamento, de la boquilla y del dispositivo de descomposición 40. También se pueden introducir bacterias o similares en la boquilla por parte del paciente mediante la boca, y también se podrán retirar de esa manera. En ese respecto, también puede ser deseable ofrecer al paciente, por ejemplo, una solución
20 de limpieza adecuada.

Después de limpiar, y posiblemente secar la boquilla 5 y el dispositivo de descomposición 40, el paciente vuelve a colocar aquellas partes en el inhalador 1 para restablecer el inhalador 1 a la completa operatividad otra vez. En ese respecto, es extremadamente importante en términos de la efectividad de la
25 absorción del medicamento que el dispositivo de descomposición 40 éste realmente colocado otra vez, y no por ejemplo la boquilla 5 sin el dispositivo de descomposición 40. Si el dispositivo de descomposición 40 no está, existe el riesgo de que el polvo del medicamento no esté suficientemente descompuesto en partículas, las cuales pueden pasar a los pulmones, y en consecuencia, la

efectividad de la administración del medicamento se reduce de una manera no esperada. Para evitar errores operativos por parte de pacientes que también son torpes o inexpertos, los inventores han encontrado que es deseable que la boquilla 5 y el dispositivo de descomposición 40 estén diseñados de tal manera que solamente se puedan retirar y volver a colocar juntos. Eso se puede conseguir, por ejemplo, estando la boquilla 5 y el dispositivo de descomposición 40 unidos juntos al montar el inhalador 1, mediante la formación de una conexión de acción a presión, de tal manera que un paciente ya no puede separar esas partes sin destruirlas. Eso es particularmente adecuado cuando la boquilla 5 y/o el dispositivo de descomposición 40 son de una configuración que es complicada desde el punto de vista de la ingeniería de producción, ya que esa disposición consigue la ventaja de que las dos partes se puedan fabricar por separado. Particularmente para reducir los costos de montaje y evitar separaciones y uniones que posiblemente no se podrían limpiar de manera correcta o secar a continuación, es deseable que la boquilla 5 y el dispositivo de descomposición 40 se produzcan de una pieza, por ejemplo mediante procesos de conformación adecuados.

Cuando un paciente llega a aspirar un flujo de aire a través de la boquilla, el pasaje de dosificación 38 se cierra en primer lugar mediante un dispositivo de válvula 41, en cuyo respecto el dispositivo de válvula también puede estar formado por otra parte del inhalador que se empuja en forma de un deslizador en la trayectoria de flujo del pasaje de dosificación 38 o mediante una abertura correspondiente que está cubierta. Cuando ahora un paciente empieza con la inhalación, se crea primero una presión reducida o flujo de aire correspondiente en el pasaje de aire 39.

En el pasaje de aire 39 está dispuesto un dispositivo de accionamiento que se describe en detalle a continuación. Ese dispositivo de accionamiento sirve para señalar cuándo se supera un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire 39, en cuyo caso ese flujo de aire mínimo también se puede formar mediante la producción de una presión reducida predeterminada en el pasaje de

aire 39. Preferiblemente, el pasaje de aire 39 es de una sección transversal de flujo marcadamente ampliada en la región del dispositivo de accionamiento. De esa manera, es posible producir unas fuerzas de control uniformes y comparativamente altas con un elemento, que para una gran parte, cierra la sección transversal de flujo, incluso en el caso de una presión reducida comparativamente baja, y con un bajo grado de dispersión. En una realización preferida, el dispositivo de accionamiento incluye una solapa 42 montada de manera pivotante en el pasaje de aire 39. Tal como ya se ha mencionado, en la región de la solapa 42, el pasaje de aire 39 es de una sección transversal que es particularmente grande en relación con el pasaje de dosificación 38. La solapa 42 se mantiene en la posición inicial preferiblemente de manera directa o indirecta mediante una carga de muelle. En una característica particularmente ventajosa, la solapa 42 puede pivotar alrededor de un eje de pivote 80, y el eje de pivote 80 se extiende a través o cerca del centro de gravedad de la solapa 42. Eso proporciona que la solapa 42 esté equilibrada alrededor del eje de pivote 80 y así, en el caso de un golpe contra el inhalador 1, por ejemplo si el inhalador 1 se cae, no se generan momentos inducidos mediante la masa de la solapa 42 alrededor del eje de pivote 80.

Tal como puede apreciarse a partir de la vista esquemática en la figura 13, la solapa 42 está acoplada a una varilla de empuje 43. La varilla de empuje 43 está conectada de manera operativa con un dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15, en el que el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 se sujeta directa o indirectamente en una posición presionada mediante la varilla de empuje 43 cuando la solapa 42 está en su posición de reposo. La varilla de empuje 43 es accionada por la solapa 42 cuando la solapa 42 se mueve mediante un flujo de inhalación en el pasaje de aire 39 por parte del paciente. Tal como se describirá en mayor detalle a partir de ahora, la varilla de empuje 43 libera el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 cuando la solapa 42 se desvía fuera

de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada. Eso proporciona que el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 se active cuando un cierto flujo de aire mínimo o una presión de aire mínima se ha creado en el pasaje de aire 39 por parte del paciente. La magnitud del flujo de aire requerido mínimo o de la presión reducida mínima en el pasaje de aire 39 se pueden ajustar en ese caso mediante la sección transversal efectiva de la solapa 42 y una fuerza de cierre que se ha de superar. En ese respecto, la fuerza de cierre se puede aplicar de una manera deseable mediante un muelle 99, conectado a la solapa 42 o a la varilla de empuje 43 y que mantiene la solapa 42 en su posición de reposo, y con la que la varilla de empuje 43 en la posición en la que el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 se mantiene en su posición presionada mediante la varilla de empuje 43. En ese caso, la varilla de empuje 43 se puede conectar directa o indirectamente al dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15, y por ejemplo se puede angular, o puede tener una forma de una horquilla doblada, dependiendo de cómo el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 esté respectivamente diseñado estructuralmente y en qué dirección se desplace la varilla de empuje 43 mediante la solapa 42.

Tal como se describirá en mayor detalle a partir de ahora, eso hace posible administrar una dosis apropiada de medicamento al paciente en un momento en el que el paciente ha creado un flujo de aire de inhalación suficientemente grande para asegurar que la mayor parte del polvo de medicamento que se inhala pueda pasar a los pulmones. De esa manera, el momento de administración de la dosis en polvo de medicamento se puede optimizar completamente independientemente del comportamiento operativo y de las capacidades de coordinación por parte del paciente, y se consigue un nivel muy alto de fiabilidad y eficiencia en términos de suministro del medicamento al paciente independientemente de las capacidades o entendimiento por parte del paciente de

los procesos implicados durante la inhalación. Eso no solamente permite utilizar un inhalador 1 según la invención en relación con un círculo de personas particularmente amplio, sino que un inhalador 1 según la invención es, por lo tanto, particularmente adecuado para pacientes con los que la administración del medicamento se ha de realizar de una manera efectiva cuando se producen condiciones de shock o bajo otras condiciones de pánico, por ejemplo en el caso de ataques espontáneos. Con el inhalador según la invención, un paciente no necesita hacer nada que no sea succionar en la boquilla 5 para recibir una administración del polvo de medicamento que se adapta a la capacidad óptima de negociación de los pulmones.

Una disposición particularmente óptima y un montaje simple se pueden conseguir en ese respecto si el acoplamiento entre la solapa 42 y la varilla de empuje 43 está formado mediante un segmento de anillo dentado 44 sobre la solapa 42 y una porción 45 en la varilla de empuje 43, que es en forma de una cremallera dentada. Esa disposición y la disposición del pasaje de dosificación 38 y el pasaje de aire 39 se pueden apreciar claramente en la figura 13.

La conexión entre la solapa 42 y la varilla de empuje 43 también se puede hacer de otra manera adecuada, por ejemplo mediante una ranura o abertura en la que una porción de arrastre de la otra parte respectiva se acopla (figura 14). En una realización alternativa que se muestra esquemáticamente en la figura 15, la solapa 42 puede pivotar alrededor de un eje 46, en el que el eje está dispuesto a alguna distancia desde un extremo de la solapa 42. La solapa 42 tiene una pinza que es pivotante junto con la solapa 42 alrededor del eje 46 y que soporta un elemento de protección cargado con un muelle 47, y cuya cara de contacto con el elemento de protección 47 está formada mediante un par deslizante o de rodadura, por ejemplo mediante un rodillo 48. El elemento de protección 47 está a su vez conectado operativamente con el dispositivo para el movimiento automático accionado por la inhalación del deslizador de dosificación 15, tal como ya se ha descrito anteriormente, de manera que el dispositivo para el movimiento automático

accionado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 se libera cuando la solapa 42 se desvía fuera de su posición de reposo mediante por lo menos una cantidad predeterminada gracias al flujo de inhalación por parte del paciente.

El dispositivo de accionamiento también puede tener un pistón 49 que
5 está conectado al pasaje de aire 39, de manera que la cara del pistón se acciona bajo la presión reducida que se aplica por parte del paciente. Con esta disposición, la varilla de empuje está formada de una manera deseable mediante una varilla de pistón 50. De una manera deseable, el pistón a su vez es de un área en sección transversal comparativamente grande para liberar de una manera fiable el
10 dispositivo para el movimiento automático accionado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 cuando el pistón se desvía fuera de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada mediante el flujo de aire mínimo predeterminado iniciado por el paciente en el pasaje de aire 39. Esta disposición se muestra esquemáticamente en la figura 16.

El dispositivo para el movimiento automático accionado por la
15 inhalación del deslizador de dosificación 15 fuera de su posición de llenado a la posición de vaciado se describirá en detalle a partir de ahora con referencia a la realización mostrada en las figuras 12 y 13 de un inhalador 1 según la invención. De una manera deseable, el deslizador de dosificación 15 incluye salientes de arrastre
20 51, preferiblemente a ambos lados transversalmente respecto a la dirección de movimiento del deslizador de dosificación 15. Esos salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15 cooperan con cavidades correspondientes de un dispositivo de accionamiento del deslizador de dosificación en el inhalador. En una realización ventajosa, esas cavidades están formadas por dos guías deslizantes 52
25 en un portador de la guía deslizante 53 como elemento de accionamiento. El portador de la guía deslizante 53 está formado por un tipo de bastidor que, de una manera deseable, abraza la región inferior del cartucho 3 a ambos lados (figura 12).

El portador de la guía deslizante 53 puede asumir una posición de reposo, en la realización representada ésta implica una posición superior. El

portador de la guía deslizante 53 se mantiene en esa posición de reposo mediante un muelle de presión 54, en el que el muelle de presión 54 está casi o completamente liberado de tensión cuando el portador de la guía deslizante 53 está en su posición de reposo. El portador de la guía deslizante 53 se puede mover a una posición preparada, en el ejemplo representado en la posición inferior, contra la fuerza del muelle de presión 54. En esa disposición, la guía deslizante 52 incluye una porción de guía deslizante 55 que es vertical en la posición de uso del inhalador, de manera que es posible un movimiento relativo entre el portador de la guía deslizante 53 y el saliente de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15 sin que se mueva el deslizador de dosificación 15 fuera de su posición de llenado.

De una manera deseable, la región del portador de la guía deslizante 53 que incluye la porción de guía deslizante vertical 55 es elásticamente deformable transversalmente respecto a la dirección de movimiento del portador de la guía deslizante 53. La porción de guía deslizante vertical 55 es de una profundidad que disminuye en una dirección hacia arriba y que en la región superior 56 de la porción de guía deslizante vertical forma un escalón, sobre el cual la guía deslizante es otra vez de la profundidad inicial. Cuando ahora se mueve el portador de la guía deslizante 53 fuera de su posición de reposo hacia abajo a su posición preparada, el efecto de cuña de la profundidad que disminuye hacia arriba de la porción de guía deslizante vertical 55 de las correspondientes regiones del portador de la guía deslizante proporcionan que los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15, que se extienden en la porción de guía deslizante vertical 55, se extiendan elásticamente y de vuelta a su posición original otra vez tan pronto como los salientes de arrastre 51 han alcanzado la región superior 56 de la porción de guía deslizante vertical 55 y hayan así pasado el escalón.

Esa disposición está diseñada para asegurar que, en un movimiento de retorno del portador de la guía deslizante 53 desde su posición preparada a su posición de reposo, es decir, hacia arriba en el ejemplo seleccionado, los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15 no puedan volver en la porción de

guía deslizando vertical 55.

La región superior 56 de la guía deslizando 52 está conectada a una porción de guía deslizando oblicua 57 que está inclinada respecto a la porción de guía deslizando vertical 55. Cuando ahora el portador de la guía deslizando 53 se mueve fuera de la posición preparada inferior a la posición de reposo superior, es decir hacia arriba, los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15 se guían en la porción de guía deslizando inclinada 57, de manera que, con una relación de transmisión determinada mediante la inclinación de la porción de guía deslizando inclinada 57 respecto a la dirección de movimiento del portador de la guía deslizando 53, el deslizador de dosificación 15 es arrastrado desde su posición de llenado a su posición de vaciado en una relación guiada de manera positiva. Dispuesta entre un extremo inferior de la porción de guía deslizando inclinada 57 y el extremo inferior de la porción de guía deslizando vertical 55 hay una porción de guía deslizando horizontal 58 que conecta el extremo inferior de la porción de guía deslizando inclinada 57 con el extremo inferior de la porción de guía deslizando vertical 55. Cuando el portador de la guía deslizando 53 alcanza su posición de reposo superior, el deslizador de dosificación 15 puede moverse con sus salientes de arrastre 51 en la porción de guía deslizando horizontal 58 entre su posición de vaciado y su posición de llenado. De una manera deseable, el deslizador de dosificación 15 está conectado a un muelle de retorno 59 que empuja el deslizador de dosificación 15 de vuelta a su posición de llenado, cuando se alcanza la posición de reposo superior del portador de la guía deslizando 53.

En su posición preparada, una porción 41 del portador de la guía deslizando 53 cubre el pasaje de dosificación 38 sobre la posición en la que el deslizador de dosificación 15 sale brevemente al pasaje de dosificación 38. El portador de la guía deslizando, de esta manera, sirve como un dispositivo de válvula 41 para cerrar substancialmente el pasaje de dosificación 38 mientras el portador de la guía deslizando 53 está en su posición preparada. Tan pronto como el dispositivo de accionamiento en forma de la solapa 42 y la varilla de empuje 43 libera el

portador de la guía deslizante 53, y con el mismo el dispositivo de válvula 41 y el portador de la guía deslizante 53 se mueven en una dirección hacia su posición de reposo, se abre una parte substancial de la sección transversal de flujo del pasaje de dosificación 38. Como resultado, al inicio de una inhalación por parte de un usuario del dispositivo de inhalación, se crea en primer lugar un flujo de aire de succión en el pasaje de aire de manera que, al abrirse accionada por la inhalación de la sección transversal del pasaje de dosificación, ya hay un flujo de aire de succión y el aire no tiene que acelerarse primero y crear una presión reducida. Como el pasaje de aire 39 se cierra substancialmente mediante una solapa desviada 42, la parte substancial del flujo de aire a través del pasaje de dosificación 38 y, en particular a través de la cavidad de dosificación 17 del deslizador de dosificación 15, ahora se produce durante el momento en el que el deslizador de dosificación 15 es movido mediante el portador de la guía deslizante 53 a su posición de vaciado. Como resultado, en un corto periodo de tiempo, es posible asegurar un vaciado completo de la cavidad de dosificación 17 y se puede conseguir una introducción eficiente del medicamento en forma de polvo en los pulmones de un paciente.

La realización deseable se describe con un portador de la guía deslizante 53 linealmente guiado en el alojamiento 2. Para evitar la fricción y el atasco con emparejado de material no adecuado que se puede provocar por ejemplo mediante fabricación o se puede provocar gracias a las propiedades particulares del medicamento, el elemento conductor también puede ser en forma de un balancín conductor 82. Para conseguir un movimiento que sea lo menos curvado posible, es deseable que la longitud del balancín se seleccione para que sea la mayor posible. Sin embargo, la posible longitud del balancín está muy limitada por la longitud estructural del inhalador 1. La longitud efectiva del balancín se puede aumentar de una manera marcada en relación con la longitud estructural real disponible mediante una disposición de enlace múltiple, tal como se conoce en la industria de los vehículos mediante el término Paralever. Sin embargo, eso

permite un aumento correspondiente en gastos en términos de partes individuales y montaje en la medida que los enlaces no se pueden incorporar mediante articulaciones de película integrales.

También se puede concebir básicamente que el deslizador de dosificación 15 esté conectado directamente con la solapa 42, de manera que se transmite un movimiento de la solapa 42 directamente al deslizador de dosificación 15. Sin embargo, se indicará que esto requiere procedimientos de montaje complicados y el cartucho 3 no se puede montar posteriormente de una manera tan fácil en un inhalador 1 completamente premontado.

En lugar de la configuración de la guía deslizante descrita y el retorno del deslizador de dosificación 15 a su posición de retorno mediante un muelle de retorno 59, la guía deslizante 52 del portador de la guía deslizante 53, en lugar de la porción de guía deslizante 57, puede tener una porción de guía deslizante en forma de V 60 que, para los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15, forma unos medios de guía positivos para su movimiento desde su posición de llenado a su posición de vaciado y de vuelta a la posición de llenado cuando el portador de la guía deslizante se mueve fuera de su posición preparada a la posición de reposo (figura 22). La porción de guía deslizante vertical 55, sin embargo, también se requiere en ese caso, de manera que el portador de la guía deslizante 53 puede moverse contra la fuerza del muelle de presión 54 a su posición preparada sin abandonar el deslizador de dosificación 15 su posición de llenado.

Las guías deslizantes también pueden ser en forma de porciones de leva en conjunción con un deslizador de dosificación 15 que se carga mediante un muelle de retorno 59. Es particularmente deseable si las porciones de guía deslizante son de una configuración rectilínea. Sin embargo, para conseguir una relación de transmisión deseada, por ejemplo para tener en cuenta la fuerza de accionamiento que depende del desplazamiento cuando se mueve el portador de la guía deslizante 53 fuera de su posición preparada a la posición de reposo, también

puede ser deseable que las guías deslizantes sean de una configuración curvada, en particular curvada de una manera excéntrica. En conjunción con un movimiento rotativo, también puede ser deseable si la guía deslizante o la porción de leva es de una configuración helicoidal.

5 El deslizador de dosificación 15 también se puede mover desde su posición de llenado a la posición de vaciado mediante una rueda de guía deslizante o leva controlada cíclicamente, y se puede retraer de una manera deseable mediante el muelle de retorno 59. En el caso de una disposición rotativa, el portador de la guía deslizante 53 también puede tener una guía deslizante excéntricamente
10 cerrada y puede guiar positivamente el deslizador de dosificación 15 entre las posiciones de llenado y vaciado mediante los salientes de arrastre 51. En el caso de un portador de guía deslizante rotativo 53, también es posible proporcionar una disposición de leva, mediante la cual el deslizador de dosificación se mueve fuera de la posición de llenado a la posición de vaciado, y de una manera deseable se
15 retrae mediante el muelle de retorno 59. También es posible proporcionar una disposición correspondiente con un disco de leva excéntrico. Las correspondientes disposiciones se muestran esquemáticamente en las figuras 23 a 27.

También se puede concebir el acoplamiento directo del deslizador de dosificación 15 y la solapa 42 o pistón 59 para el movimiento del deslizador de
20 dosificación fuera de la posición de llenado a la posición de vaciado, preferiblemente en conjunción con el muelle de retorno 59.

La energía de accionamiento para el movimiento del portador de la guía deslizante 53 fuera de su posición preparada a la posición de reposo se consigue de una manera deseable mediante el muelle de presión 54. Mediante
25 dispositivos de accionamiento adecuados, un usuario del inhalador 1 puede almacenar esa energía de accionamiento necesaria en el dispositivo en la medida de que el portador de la guía deslizante 53 se mueve desde su posición de reposo a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión 54. Eso se describe en mayor detalle a continuación.

El portador de la guía deslizante 53, como parte del dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación 15 fuera de su posición de llenado a la posición de vaciado, es arrastrado en posición preparada mediante el dispositivo de accionamiento que ya se ha descrito en mayor detalle anteriormente. De una manera deseable para ese propósito, la varilla de empuje 43 que ya se ha descrito en mayor detalle, se acopla en una receso correspondiente o saliente del portador de la guía deslizante 53 tan pronto como el portador de la guía deslizante 53 ha alcanzado su posición preparada. El portador de la guía deslizante 53 solamente puede volver a su posición de reposo cuando, gracias a un nivel de flujo de succión de la inhalación suficiente alto, la solapa 42 se desvía y la varilla de empuje 43 se mueve suficientemente lejos, desacoplándose del portador de la guía deslizante 53, y el portador de la guía deslizante 53 se puede mover mediante la fuerza del muelle de presión 54 fuera de su posición preparada a su posición de reposo.

De una manera deseable, el muelle de presión 54 es en forma de una ballesta (ver la figura 56) o un muelle conformado. Un muelle de este tipo se puede producir fácilmente, puede tener un contorno que está adaptado a las circunstancias de espacio en el inhalador y se puede formar posiblemente mediante un material plástico adecuado que está también reforzado con fibras, y puede ser de una pieza con otros componentes del inhalador, por ejemplo mediante moldeado por inyección. Esta configuración de una parte, junto con el portador de la guía deslizante 53 o una parte del alojamiento 2 sería deseable. De la misma forma, el muelle de retorno 59 del deslizador de dosificación 15 también puede ser en forma de una ballesta o un muelle conformado.

Cuando están implicadas circunstancias de espacio lateral restringido, también puede ser deseable si el muelle de presión 54 y/o el muelle de retorno 59 son en forma de un muelle helicoidal. En particular, esa configuración estructural es apropiada para el muelle de retorno 59. También puede ser deseable, en particular en conjunción con un balancín conductor 82 accionado de manera rotativa, si el

muelle de presión 54 y/o el muelle de retorno 59 son un muelle en espiral o un muelle de torsión. Particularmente para el muelle de retorno 59, pero también para el muelle de presión 54, también puede ser deseable si es un cuerpo conformado elásticamente deformable. Por ese propósito, por ejemplo en relación con el muelle de retorno 59, es apropiado moldear por inyección sobre el deslizador de dosificación 15 este cuerpo conformado, por ejemplo en forma de un elastómero termoplástico adecuado, que puede servir entonces como muelle de tracción. También puede ser deseable para el muelle de presión 54 si está moldeado por inyección por ejemplo en forma de un cuerpo conformado elásticamente deformable sobre el portador de la guía deslizante 53 o el fondo del alojamiento 2.

En particular para el muelle de presión 54, también es apropiado que ese muelle se forme mediante medios de almacenamiento de aire comprimido. Aquí por ejemplo, una parte del portador de la guía deslizante 53 puede ser en forma de un pistón que se acopla en un cilindro herméticamente cerrado, de manera que el volumen de aire en el cilindro se comprime cuando el portador de la guía deslizante 53 se mueve desde su posición de reposo a la posición preparada. Tan pronto como el portador de la guía deslizante 53 se libera mediante el dispositivo de accionamiento, el volumen de aire en el cilindro puede expandirse y así conducir el portador de la guía deslizante 53 a su posición de reposo.

Para conseguir fuerzas de accionamiento uniformes para el deslizador de dosificación 15, puede ser deseable que el muelle de presión 54 tenga una característica de muelle no lineal.

Según la invención, hay una serie de posibles opciones para los dispositivos operativos, mediante los cuales un usuario del inhalador 1 puede mover el portador de la guía deslizante 53 desde su posición de reposo a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión 54. Una posible opción es que la fuerza de presión se aplique mediante un pomo rotativo 61 acoplado a una porción de arrastre 62, mediante el cual el portador de la guía deslizante 53 se desplaza fuera de su posición de reposo a la posición preparada cuando se gira el pomo

rotativo 61. La fuerza de accionamiento se puede alterar, con la fuerza de presión del muelle de presión 54 permaneciendo igual, mediante la separación de la porción de arrastre 62 desde el eje de rotación del pomo 61. Sin embargo, se apreciará que se han de tener en consideración limitaciones en términos de espacio estructural.

- 5 Esta disposición se muestra en la vista esquemática en la figura 32.

El accionamiento del portador de la guía deslizante también se puede realizar mediante un botón de accionamiento 63 que puede actuar directamente con un movimiento de traslación sobre el portador de la guía deslizante 53, o que puede actuar sobre el portador de la guía deslizante 53 mediante un punto de pivote
10 rotativo. En la última variante mencionada, la fuerza de accionamiento requerida con una fuerza de presión dada del muelle de presión 54 se puede determinar mediante el ajuste de las longitudes de palanca. Se apreciará que esta disposición también implica una limitación debida al espacio estructural en el alojamiento 2 del inhalador 1. Esta vista se muestra en principio en la figura 33.

15 Se prefiere particularmente según la invención, sin embargo, que el accionamiento del portador de la guía deslizante 53 desde su posición de reposo a su posición preparada se acople al movimiento del tapón de cierre 4 fuera de la posición de cierre a la posición preparada. Tal como ya se ha mencionado, el tapón de protección o cierre 4 está conectado de una manera que no se puede separar al
20 dispositivo de inhalación. De una manera deseable, el tapón de cierre 4 incluye dos pares de porciones de arrastre 64 que están dispuestas en la porción trasera 65 del tapón de cierre 4. En la realización de un inhalador 1 según la invención tal como se muestra en las figuras 12 y 13, un par de esas porciones de arrastre 64 se extienden en una guía deslizante 66 en el alojamiento 2. Eso, en primer lugar, hace
25 posible que el tapón de cierre esté guiado en la dirección longitudinal desde el lado frontal 8 del inhalador 1 hasta el tapón de cierre 4, que se puede pivotar hacia abajo pasada la boquilla 5. En ese caso, se consigue la movilidad longitudinal del tapón de cierre 4 respecto al alojamiento 2 mediante la guía deslizante 66 preferiblemente lineal. Otro par de porciones de arrastre 64 cooperan con una guía deslizante de

accionamiento 67, que es complementaria a las mismas, en el portador de la guía deslizante 53. En esa disposición, la guía deslizante de accionamiento 67 incluye una porción de guía deslizante inclinada que está inclinada de manera que cae por detrás, tal como se aprecia desde el lado frontal 8 del inhalador, y se abre hacia

5 abajo. Cuando el portador de la guía deslizante está en su posición de reposo y el tapón de cierre está en su posición de cierre, la porción de arrastre 64 se acopla en el extremo inferior posterior de la porción de guía deslizante inclinada. Si ahora se estira hacia delante el tapón de cierre 4 para poder pivotar pasada la boquilla 5, el portador de la guía deslizante 53 se acciona mediante el movimiento longitudinal del

10 tapón de cierre, y con el mismo el par de porciones de arrastre 64, mediante la porción de guía deslizante inclinada 68, desde su posición de reposo a la posición preparada hacia abajo contra la fuerza del muelle de presión 54. El tapón de cierre 4 puede ahora pivotar a su posición operativa, y la boquilla 5 es accesible para que el paciente realice un proceso de inhalación. Cuando la inhalación se realiza de una

15 manera exitosa, el portador de la guía deslizante 53 se mueve de vuelta a su posición de reposo. El tapón de cierre se puede pivotar ahora hacia arriba y empujar hacia abajo al interior del inhalador. En ese caso, las porciones de arrastre 64 se acoplan otra vez con el extremo inferior trasero de la porción de guía deslizante inclinada 68 del portador de la guía deslizante 53. Eso puede apreciarse a partir de

20 la vista esquemática en la figura 34.

La guía deslizante de accionamiento 67 en el portador de la guía deslizante 53 de una manera deseable también tiene una segunda porción de guía deslizante 69 que se extiende de manera substancialmente horizontal, en particular paralela a la guía deslizante 66 en el alojamiento 2. Esa segunda porción de guía

25 deslizante 69 no tiene una función directa, sino que solamente sirve para permitir la posible opción de poder mover el tapón de cierre 4 a la posición de cierre otra vez sin haber realizado una inhalación exitosa. Con esa configuración, el portador de la guía deslizante 53 está todavía en su posición preparada inferior y sin la segunda porción de guía deslizante 69, el tapón de cierre 4 no se podría empujar hacia atrás,

con las porciones de arrastre 64. Esta extensión funcional es particularmente deseable para prever que, por ejemplo, un farmacéutico pueda demostrar la manipulación del dispositivo de inhalación sin que se deba tomar del mismo una dosis. Como una dosis solamente se podría inhalar mediante un flujo de aire de inhalación adecuado, eso tendría en el caso contrario el resultado de que un paciente tendría que inhalar una dosis de medicamento, en un momento que posiblemente no esté prescrito por el médico. De una manera deseable, la segunda porción de guía deslizante 69 está cerrada en su extremo de manera que, cuando el portador de la guía deslizante 53 está en su posición preparada y el tapón de cierre 4 en la posición de cierre, el portador de la guía deslizante 53, además de mantenerse de una manera segura en su posición preparada mediante la varilla de empuje 43 del dispositivo de accionamiento, se fija además en su posición preparada mediante las porciones de arrastre 64 del tapón de cierre 4, de manera que, incluso por ejemplo cuando se cae un inhalador 1 en la condición tensa, las porciones de arrastre 64 del tapón de cierre 4, mediante la segunda o complementaria porción de guía deslizante 69, evitan de una manera fiable el suministro de una dosis del medicamento al interior del pasaje de dosificación. De una manera deseable, la guía deslizante de accionamiento o complementaria 67 está inclinada a través de un ángulo α de entre 15° y 45° respecto a la guía deslizante 66 en forma de unos medios de guía, en el alojamiento 2. Para la adaptación de las fuerzas de accionamiento de la fuerza de presión dependiente del desplazamiento del muelle de presión 54, también puede ser deseable si la guía deslizante complementaria o de accionamiento 67 se extiende en una configuración no rectilínea. Como alternativa a la disposición que implica las porciones de arrastre 64 y la guía deslizante de accionamiento o complementaria 67, el tapón de cierre 4 también puede tener una palanca de presión, mediante la cual un portador de la guía deslizante 53 se puede mover directa o indirectamente a su posición preparada. Eso es apropiado en particular cuando, en comparación con la disposición descrita como la preferida, la posición preparada del portador de la guía

deslizante 53 está dispuesta en la posición de reposo. Esta disposición se muestra esquemáticamente en la figura 35.

Sin embargo, también puede ser deseable que un disco excéntrico se accione mediante las porciones de arrastre 64 sobre el tapón de cierre 4, en cuyo caso el accionamiento rectilíneo del tapón de cierre se convierte en un movimiento rotativo alrededor del eje de fijación del disco excéntrico 70, y el portador de la guía deslizante 53 se mueve mediante el disco excéntrico a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión 54. Eso es apropiado en particular en conjunción con un muelle de presión 54 en forma de un muelle de bobina o un muelle de torsión.

10 Esta disposición se muestra esquemáticamente en la figura 36.

En otra realización particularmente preferida de un inhalador 1 según la invención, la presión del mecanismo de dosificación se consigue mediante un movimiento puramente rotativo del tapón de protección 4. Esa realización puede apreciarse de una manera particularmente clara en las figuras 1, 2, 11, 17 y 18. En ese respecto, las figuras 1 y 17 muestran el inhalador 1 con su tapón de cierre 4 en su posición de cierre. Por motivos de claridad, la vista en la figura 17 omite el alojamiento 2 y algunas otras partes del inhalador 1. Las figuras 2 y 18 muestran el inhalador 1 con su tapón de cierre 4 en su posición operativa, es decir, con el tapón de protección 4 abierto. Por motivos de simplicidad del dibujo, el alojamiento 2 y algunas otras partes del inhalador 1 también se han omitido de la figura 18. La figura 17 muestra la disposición de las partes individuales del inhalador 1 con el mecanismo de dosificación en la posición liberada, es decir, el muelle de presión 54 (no representado en esta figura) está liberado de tensiones y el elemento conductor en forma del balancín conductor 82 está en su posición de reposo. La figura 18 muestra la disposición de las partes individuales del inhalador 1 con el mecanismo de dosificación tenso mediante la apertura del tapón de cierre 4, es decir, el muelle de presión 54 (no mostrado en esta figura) está tenso y el elemento conductor en forma del balancín conductor 82 está en su posición preparada. En esa condición operativa del inhalador 1, la inhalación puede realizarse por parte del paciente en

cualquier momento, mediante la retirada del aire por parte del paciente a través de la boquilla y el accionamiento de una operación de dosificación cuando se supera un flujo de aire de accionamiento, tal como se ha descrito anteriormente.

El tapón de cierre 4 tiene por lo menos una porción de arrastre 64 y un
5 balancín de transmisión 85 que está operativamente conectado al balancín conductor 82 que puede pivotar alrededor de un primer eje de pivote 83, siendo el balancín de transmisión 85 pivotable alrededor de un segundo eje de pivote 84, mientras que el tapón de cierre es pivotable fuera de la posición de cierre a la posición operativa alrededor del (tercer) eje 7. Dicha por lo menos una porción de
10 arrastre 64 del tapón de cierre 4 se acopla detrás de por lo menos un extremo operativo 86 del balancín de transmisión 85 al abrir el tapón de cierre 4, de manera que el balancín conductor 82 es desplazable mediante el movimiento del tapón de cierre 4 alrededor del tercer eje 7 fuera de la posición de cierre a la posición operativa mediante el balancín de transmisión 85 contra la fuerza del muelle de
15 presión 54, fuera de su posición de reposo a su posición preparada.

El balancín conductor 82 y el balancín de transmisión 85 están acoplados entre sí de tal manera que su rotación alrededor del primer y segundo ejes de pivote 83 y 84 se realiza en relación opuesta. Como resultado, los momentos de inercia al activar el suministro de medicamento se cancelan
20 substancialmente entre sí, de manera que el paciente se ve afectado solamente de una manera ligera por las fuerzas de retorno, que se perciben como un golpe y un ruido correspondiente. Ventajosamente, respecto a eso, el balancín conductor 82 y el balancín de transmisión 85 son de una configuración de diseño y de unas dimensiones tales que el momento de inercia del balancín conductor 82 alrededor
25 del primer eje de pivote 83 y el momento de inercia del balancín de transmisión 85 alrededor del segundo eje de pivote 84 son aproximadamente de igual magnitud.

Ventajosamente, dicho por lo menos un extremo operativo 86 del balancín de transmisión 85 está diseñado de manera que, al accionar el tapón de cierre 4 desde la posición de cierre a la posición operativa alrededor del tercer eje 7,

el extremo operativo 86 está acoplado en una relación de bloqueo positiva mediante dicha por lo menos una porción de arrastre 64 del tapón de cierre 4, y el momento aplicado mediante dicha por lo menos una porción de arrastre 64 se transmite al balancín de transmisión 85 si el mecanismo de dosificación todavía no está pretensado. Al volver el tapón de cierre 4 desde la posición operativa a la posición de cierre, y del balancín de transmisión 85 que vuelve a la posición de reposo mediante el accionamiento de una operación de dosificación, el extremo operativo 86 evade elásticamente la porción de arrastre 64. Para ese propósito, el extremo operativo 86 está conectado al resto del balancín de transmisión 85 mediante una articulación de película 87 dispuesta en el extremo más alejado de la boquilla 5. De esa manera, es posible que el tapón de cierre se mueva a la condición de protección sobre la boquilla otra vez, incluso si una dosis de medicamento todavía no se ha tomado.

De una manera deseable, el balancín de transmisión 85 es de una configuración simétrica respecto al plano central longitudinal del inhalador 1, e incluye dos elementos de balancín que están dispuestos a ambos lados longitudinales del dispositivo de inhalación de manera pivotante alrededor del segundo eje de pivote 84 y están conectados juntos con por lo menos un yugo 86, en el que la varilla de empuje 43 mantiene el balancín de transmisión 85 en la posición pretensada del balancín conductor 82 mediante su acoplamiento con el yugo 88 cuando la solapa 42 está en su posición de apoyo y la varilla de empuje 43 despeja el desplazamiento del yugo 88, y con el mismo el balancín de transmisión 85 cuando la solapa 43 se desvía fuera de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada, de manera que el balancín de transmisión 85 y el balancín conductor 82 son desplazables desde su posición preparada a su posición de reposo mediante el muelle de presión 54.

Tal como ya se ha mencionado anteriormente, un inhalador 1 según la invención incluye un dispositivo contador 11 para la representación precisa de las dosis, preferiblemente del número de dosis que todavía se pueden tomar del

suministro de medicamento almacenado, mediante la pantalla 10. Para ese propósito, el dispositivo contador 11 puede formarse ventajosamente mediante un contador de tambor conocido de dos o tres dígitos. Estos contadores de tambor se pueden hacer de una manera barata a partir de material plástico, y por lo tanto también se pueden descartar fácilmente con el inhalador 1 después de la finalización de su vida de trabajo. En comparación con un contador electrónico, que ya se ha propuesto para estos propósitos, este tiene la ventaja de que el inhalador 1 no se tiene que desguazar en un procedimiento caro y complicado después de la finalización de su vida útil, de manera que los componentes electrónicos se puedan enviar por separado para su procesamiento específico y descarte según el procedimiento prescrito. De una manera usual, el contador de tambor se puede conducir mediante un mecanismo de conmutación por pasos 37 mediante el portador de la guía deslizante y se avanza en 1 con cada movimiento de carrera realizado por el portador de la guía deslizante 53, ver la figura 55. Ventajosamente, en ese respecto, la disposición es tal que el dispositivo contador cuenta hacia atrás para representar las dosis que todavía quedan. El valor inicial de la pantalla 10, por lo tanto, se ha de ajustar a un valor correspondiente a la cantidad de dosis completas del medicamento en la cámara de almacenamiento 13 del cartucho 3, menos un valor de seguridad para tener en cuenta las fluctuaciones en la cantidad de llenado o posibles efectos de depósito del polvo de medicamento. Después de que se hayan descontado un número de dosis predeterminado, se visualiza un índice, por ejemplo en forma de un énfasis coloreado que indica un suministro de medicamento consumido. Una secuencia de los tres últimos accionamientos de un inhalador de este tipo se muestran en la figura 21, etapas A, B y C.

Además, el inhalador 1 preferido según la invención está provisto de un dispositivo de bloqueo que, al conseguir un número predeterminado de dosis suministradas, bloquea el tapón de cierre 4 de tal manera que el tapón de cierre 4 ya no es desplazable a la posición de cierre. El dispositivo de bloqueo incluye un estribo de bloqueo 71 que comprende dos brazos 72 conectados mediante un yugo

54X

73. El yugo 73 del estribo de bloqueo 71 se presiona contra el contador de tambor mediante un muelle 74, preferiblemente una ballesta o un muelle conformado, ver la figura 12.

De una manera deseable, el contador de tambor está diseñado de tal manera que cada tambor tiene una ranura 75, de manera que las ranuras 75 de los tambores están alineadas cuando se alcanza un estado del contador visualizado de 000. El estribo de bloqueo 71 está dispuesto de tal manera que el yugo 73 está acoplado mediante el muelle 74 en las ranuras alineadas 75 de los tambores y así, todo el estribo de bloqueo 71 se desplaza una distancia. En ese caso, los extremos de los brazos 72, que no están conectados mediante el yugo 73, se acoplan en la trayectoria del movimiento de las porciones de arrastre 64 del tapón de cierre 4 y/o en la guía deslizante del alojamiento 2, de manera que las porciones de arrastre 64 ya no se pueden desplazar a lo largo de la guía deslizante 66, y así el tapón de cierre 4 ya no se puede mover a la posición de cierre. De una manera deseable, el acoplamiento mediante los brazos 72 del estribo de bloqueo 61 es hasta cierto punto retirado de la posición de cierre del tapón de cierre 4 que el tapón de cierre 4 sobresale del alojamiento 2 de una manera tan marcadamente detectable (figuras 11, 54) que incluso paciente poco informado lo percibe claramente y sabe que el suministro almacenado de medicamento en ese inhalador 1 está agotado.

Finalmente, es posible montar en el yugo 73 del dispositivo de bloqueo 71 una placa de señalización 76, de manera que, en el acoplamiento de bloqueo del dispositivo de bloqueo 71 o en el acoplamiento del yugo 73 en las ranuras 75, la placa de señalización 76 pivota frente a la pantalla 10. La placa de señalización 76 puede llevar un color de señalización y/o puede estar etiquetada con un texto de "VACÍO" o una información similar que indique de manera inequívoca a los pacientes que el suministro almacenado de medicamento en ese inhalador 1 se ha agotado y que no se obtendrá ninguna dosis más en ese inhalador 1. En lugar de un contador de tambor, también es posible usar un mecanismo de banda desplazable como pantalla 10. En lugar de las ranuras 75, se

puede prever un orificio en la banda en una posición adecuada, de manera que un pasador o similar en el yugo 73 se puede acoplar en el orificio para accionar el dispositivo de bloqueo 71 y la placa de señalización 76.

En la realización particularmente preferida de un inhalador 1 tal como se muestra en las figuras 11 y 17, el dispositivo de bloqueo tiene una varilla de bloqueo con una palanca de muelle 81 que, al conseguir un número de dosis suministradas predeterminado, es desplazable desde una posición de reposo (figuras 17, 18) a una posición de bloqueo, y que en su posición de bloqueo se acopla en relación de bloqueo en la trayectoria del tapón de cierre 4, de manera que el tapón de cierre 4 ya no se puede mover a la posición de cierre (figura 11). Esa disposición proporciona una señalización particularmente clara y también evita un uso (inútil) adicional del dispositivo de inhalación 1, y así una dosificación menor no deseada. En esa disposición, la varilla de bloqueo 81 se puede acoplar en relación cargada con un muelle con el dispositivo contador 11, tal como se ha descrito anteriormente, y se arrastra a su posición de bloqueo por ejemplo mediante un fiador de bloqueo (no representado) o un diente de pestillo, de manera que la varilla de bloqueo 81 no se puede empujar de vuelta a su posición de reposo contra la fuerza de su muelle de accionamiento. Eso asegura que la condición de bloqueo no se puede deshacer sin destruir componentes del inhalador 1. En ese caso, la varilla de bloqueo 81 se puede diseñar con un color de señalización, de manera que la condición bloqueada sea más claramente perceptible.

Para la particular situación de uso de un inhalador 1 según la invención para medicina de emergencia, el elemento de bloqueo en forma del estribo de bloqueo 71 o la varilla de bloqueo 81 se pueden omitir para cumplir con las regulaciones correspondientes. Más específicamente, se prevé a veces que, en esta situación específica de uso, la posible opción de todavía poder, si es necesario, inhalar cantidades residuales de la cámara de almacenamiento 13, incluso si el número nominal de dosis ya se ha tomado, si es prioridad sobre la protección de una dosificación insuficiente cuando hay un suministro almacenado insuficiente de

medicamento, asegurándose esta protección mediante la acción de bloqueo.

El procedimiento implicado en un proceso usual de uso de una realización preferida de un inhalador 1 según la invención se muestra en las figuras 37 a 47. La realización representada y la vista representada correspondiente a la
5 realización en las figuras 1, 2, 11, 17 y 18. Por motivos de mejor visibilidad de las diferentes posiciones de los componentes, las referencias de las figuras 11, 17 y 18 no se han repetido aquí.

La figura 37 muestra el inhalador 1 con el tapón de cierre 4 cerrado, y con el mecanismo de dosificación en la condición liberada, es decir, el muelle de
10 presión 54 (no representado en esta figura) se libera de tensiones y el elemento conducido en forma del balancín conductor 82 está en su posición de reposo.

La figura 38 muestra el inhalador 1 durante una primera fase de pivote del tapón de cierre 4 abierto. En el movimiento pivotante del tapón de cierre 4 alrededor del (tercer) eje de pivote 7, las porciones de arrastre 64 del tapón de
15 cierre 4 se acoplan detrás del extremo operativo 86 del balancín de transmisión 85, y así pivota el balancín de transmisión 85 alrededor del segundo eje de pivote 84. El balancín de transmisión 85 se acopla con porciones de arrastre 89 en una abertura 90 en el balancín conductor 82 y lo arrastra en el movimiento de pivote del balancín de transmisión 85, de manera que el balancín conductor 82 pivota alrededor del
20 primer eje de pivote 83 contra la fuerza del muelle de presión 54 (figura 56). Los brazos 79 del balancín conductor 82 se mueven respecto a los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 14, que son en forma de una rampa en la dirección de movimiento del deslizador de dosificación 15, de manera que los brazos 79 se extienden abiertos mediante la rampa. Tan pronto como los brazos 79 han pasado
25 la rampa de los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15, se acoplan juntos otra vez (figura 39) y pueden arrastrar posteriormente el deslizador de dosificación 15 en movimiento en la dirección opuesta.

Cuando se alcanza la posición operativa del tapón de cierre 4 (ver la figura 18), el mecanismo de dosificación está tenso y el balancín de transmisión 85

y el balancín conductor 82 están fijados en la posición preparada presionada mediante la varilla de empuje 43.

Cuando ahora un paciente succiona un flujo de aire a través del inhalador 1, la solapa 42 se desvía fuera de su posición de reposo (figura 40). En esa condición operativa, el deslizador de dosificación 15 está todavía en su posición de llenado y el cartucho 3 está sellado respecto a la atmósfera del ambiente.

Cuando se supera el flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire 39 por parte de la respiración del paciente, y así la solapa se desvía más allá del límite de accionamiento, tal como se muestra en la figura 41, la varilla de empuje 43 es estirada hacia delante mediante el movimiento de la solapa 42 más allá del límite de accionamiento, en una extensión tal que sale del acoplamiento con el yugo 88 del balancín de transmisión 85, y así se permite el movimiento automático del mecanismo de dosificación. Accionado mediante la fuerza del muelle de presión presionado 54, el balancín conductor 82 y el balancín de transmisión 85 pivotan de vuelta en la dirección de la posición de reposo. En ese caso, los brazos 79 del balancín conductor 82 empujan el deslizador de dosificación 15 fuera de su posición de llenado a su posición de vaciado mediante los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15, de manera que el polvo de medicamento se descarga fuera de la cavidad de dosificación 17 del deslizador de dosificación 15 mediante el flujo de aire producido por el paciente, y que finalmente se descarga a través de la abertura de inhalación 6 de la boquilla 5.

Después de que se alcanza la posición de vaciado del deslizador de dosificación 15, un movimiento de pivote adicional del balancín conductor 82 y el balancín de transmisión 85 proporciona que los brazos 79 del balancín conductor 82 se desacoplen con los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15, y el deslizador de dosificación 15 es empujado de vuelta a su posición de llenado mediante la fuerza del muelle de retorno 51, y así se asegura otra vez la integridad sellada del cartucho 3 (figuras 42 y 43). Por lo tanto, la integridad del sellado hermético del cartucho 3, y en particular de la cámara de almacenamiento 13, que

148

se interrumpe solamente durante unas fracciones de segundo, a saber, el período de tiempo requerido para que el deslizador de dosificación 5 se traslade fuera de la posición de llenado a la posición de vaciado y vuelva otra vez. Ese período de tiempo está solamente determinado por la configuración del dispositivo, y no se puede influenciar por parte del usuario.

El paciente puede ahora pivotar el tapón de cierre 4 de vuelta otra vez a la posición de cierre (figura 44). En ese caso, las porciones de arrastre 64 del tapón de cierre 4 golpean contra los extremos operativos 86 del balancín de transmisión 85 (figura 45). En ese caso, los extremos operativos 86 se alejan de las porciones de arrastre 64 gracias al pivotamiento mediante las articulaciones de película 87 (figura 46) y el pivote de retorno a su posición inicial otra vez después de pasar las porciones de arrastre 64 (figura 47) tan pronto como se cierra el tapón de cierre 4, de manera que se acopla mediante las porciones de arrastre 64 otra vez en la siguiente activación. Esa disposición también asegura que el tapón de cierre 4 se puede abrir y cerrar otra vez incluso cuando el mecanismo de dosificación está en una condición tensa con el balancín de transmisión 85 y el balancín conductor 82 en la posición preparada.

La realización de un dispositivo de inhalación según la presente invención mostrada en las figuras 19 a 21, 28 a 31 y 48 a 55 es particularmente útil en una serie de aplicaciones médicas si dicha por lo menos una cámara de almacenamiento 13 está provista de un dispositivo de soporte del cartucho 100 y una tapa 101, en el que la tapa 101 tiene una forma capaz de recibir el contenido del polvo de medicamento de la cámara de almacenamiento 13 en una posición invertida del dispositivo de inhalación 1. Eso permite el montaje previo del soporte del cartucho 100 y del deslizador de dosificación 13 durante la fabricación del dispositivo de inhalación, incluyendo su prueba. La tapa 101 puede servir como un cartucho abierto superiormente y que se llena con la cantidad apropiada de polvo de medicamento en la línea de fabricación farmacéutica, y se inserta directamente en el dispositivo de inhalación 1 soportado invertido. De esta manera, el dispositivo de

inhalación se puede suministrar listo para su uso por parte del fabricante del medicamento. La tapa 101 está fijada de una manera sellada sobre el soporte del cartucho mediante conectores a presión 102.

Tal como puede apreciarse a partir de las figuras 19 a 21, 28 a 31 y 48 a 55, el dispositivo de soporte del cartucho 100 comprende dos cámaras de almacenamiento, cada una cubierta por una tapa 101, en el que el dispositivo de soporte del cartucho comprende un deslizador de dosificación doble 15. Esto permite una dosificación fácil y precisa desde dos depósitos de medicamento diferentes 13, por ejemplo para la combinación de medicamentos que no se pueden almacenar juntos para evitar su degradación. Además, con la realización mostrada en las figuras 19 a 21, 28 a 31 y 48 a 55, el dispositivo de soporte del cartucho 100 comprende dos cámaras de almacenamiento 13, cada una cubierta por una tapa 101, en el que el dispositivo de soporte del cartucho 100 comprende un deslizador de dosificación doble 15.

En el dispositivo de inhalación 1, el dispositivo de accionamiento 43 tiene una porción de acoplamiento 90 que interactúa con un elemento de tope escalonado 91 del elemento conductor 53, 82, en el que el elemento de tope escalonado 91 tiene un primer escalón 27 y el elemento conductor está detenido en una posición intermedia cuando la porción acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 interactúa con el primer escalón 97. En este caso, se realizará la dosificación del medicamento. El elemento de tope escalonado 91 tiene un segundo escalón 98 y el elemento conductor 53, 82 se mantiene en su posición de reposo cuando la porción acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 interactúa con el segundo escalón 98. En este estado, el tapón de cierre 4 está cerrado, el elemento conductor 53, 82 está en su posición de reposo y la solapa 42 está cerrada, tal como se muestra en las figuras 19 y 20.

Cuando se empieza desde la posición de reposo del elemento conductor 53, 82, el tapón de cierre 4 se abrirá, el tapón 4 rota alrededor del eje 84. La porción de arrastre 94 del tapón 4 se acopla con la guía deslizante 93 formada

en el borde del fondo del elemento conductor 53, 82, moviendo así el elemento conductor 53, 82 hacia arriba contra la fuerza del muelle de presión 54, tal como se muestra en las figuras 28 y 29.

Cuando se ha alcanzado la posición operativa del tapón de cierre 4, tal como se muestra en las figuras 30 y 31, el mecanismo de dosificación se tensa y el elemento conductor 53 está fijado en la porción acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43, interactuando con el saliente 96 del elemento conductor 53. La solapa 42 está cerrada. En esta posición, es posible cerrar y volver a abrir el tapón de cierre 4 sin efectos adversos. El dispositivo de inhalación está ahora listo para la inhalación.

Cuando un paciente empieza a inhalar a través de la boquilla 5, la solapa 42 empieza a pivotar alrededor de un eje pivote 80 contra la fuerza del muelle 99, retrayendo de esta manera la porción de acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 que interactúa con el saliente 96 del elemento conductor 53, ver las figuras 48 y 49.

Al liberar el elemento conductor 53 de la porción de acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 que interactúa con el saliente 96, el elemento conductor 53 empieza a desplazarse hacia abajo, acoplándose de esta manera con los salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15, moviendo el deslizador de dosificación 15. Esos salientes de arrastre 51 del deslizador de dosificación 15 cooperan con recesos correspondientes de un dispositivo accionador 53 para el deslizador de dosificación en el inhalador, ver la figura 50. Así, el deslizador de dosificación 15 se retraerá del canal del deslizador de dosificación 16 hasta que el deslizador 15 alcanza su posición de vaciado, figura 51. Al mismo tiempo, la porción de acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 se acopla con el primer escalón 97. Mientras la solapa 42 se mantiene completamente abierta debido a la inhalación, el elemento conductor 53 está detenido en una posición intermedia cuando la porción de acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 interactúa con el primer escalón 97, manteniendo así el deslizador de dosificación

15 en su posición de vaciado, ver la figura 52.

Una vez se ha completado el proceso de inhalación y la solapa 42 ha vuelto su posición inicial, el segundo escalón 98 y el elemento conductor 53, 82 se mantienen en su posición de reposo cuando la porción de acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 interactúa con el segundo escalón 98. En este estado, el tapón de cierre 4 se puede cerrar, y el ciclo se completa, tal como se aprecia en la figura 53, comparada con las figuras 19 y 20 al principio.

El dispositivo contador 11 está conectado a la porción de acoplamiento 90 del dispositivo de accionamiento 43 y el elemento de tope escalonado 91 del elemento conductor 53, 82 tiene una abertura o receso 92, y el elemento conductor 53, 82 es presionado mediante el muelle de presión 54 a una posición de bloqueo tal como se muestra en la figura 54, cuando la porción de acoplamiento 90 se acopla con la abertura o receso 92, una vez se ha retirado una cantidad de dosis predeterminada del dispositivo de inhalación 1, así la cámara de almacenamiento 13 se considera vacía, y el dispositivo ya no se ha de usar más.

Habiendo descrito la invención como antecede, se declara como propiedad lo contenido en las siguientes

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de inhalación (1) para medicamentos en polvo, que
5 comprende por lo menos una cámara de almacenamiento (13) para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamento y un dispositivo de dosificación que incluye por lo menos un deslizador de dosificación (15) que es desplazable aproximadamente con un movimiento de traslación en un pasaje del deslizador de dosificación (16) por lo menos desde una posición de llenado a una posición de
10 vaciado, en el que el dispositivo de inhalación (1) también incluye un dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación (15) desde su posición de llenado a la posición de vaciado y un dispositivo de retorno para el movimiento automático del deslizador de dosificación (15) de vuelta a la posición de llenado.
- 15 2. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 1, caracterizado porque el pasaje del deslizador de dosificación (16) con dicho por lo menos un deslizador de dosificación (15) y la cámara de almacenamiento (13) están sellados respecto al ambiente por lo menos en la posición de llenado del deslizador de dosificación (15).
- 20 3. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque dicha por lo menos una cámara de almacenamiento (13) tiene por lo menos una abertura de salida (14) a través de la cual el medicamento en polvo puede salir bajo la influencia de la fuerza de gravedad y el deslizador de dosificación tiene por lo menos una cavidad de
25 dosificación (17), en el que la cavidad de dosificación en la posición de llenado están bajo la abertura de salida (14) y el deslizador de dosificación es desplazable fuera de su posición de llenado a la posición de vaciado de una manera aproximadamente transversal respecto a la dirección de flujo de salida del polvo de medicamento desde la abertura de salida (14) desde dicha por lo menos una

cámara de almacenamiento (13).

4. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 3, caracterizado también por una boquilla (5) que tiene una abertura de inhalación (6) y un pasaje de aire (39) que está en comunicación fluida con la boquilla y a través de la cual un paciente puede succionar un flujo de aire para inhalación, en el que la cavidad de dosificación (17) en la posición de vaciado del deslizador de dosificación (15) está en el pasaje de aire (39).

5. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 4, caracterizado porque dispuesto en el pasaje de aire (39) hay un dispositivo de accionamiento para señalar cuándo se ha superado un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire (39).

6. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 5, caracterizado por un dispositivo de válvula en el pasaje de aire (39) para cerrar substancialmente el pasaje de aire (39), en el que el dispositivo de válvula está operativamente conectado al dispositivo de accionamiento para la apertura activada por la inhalación de una parte substancial de la sección transversal de flujo del pasaje de aire (39) cuando se señala que se ha superado un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire (39).

7. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 6, caracterizado porque el dispositivo de válvula es parte del dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación (15).

8. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 5 a 7, caracterizado porque el dispositivo de accionamiento comprende una solapa cargada con un muelle (42) montada de manera pivotante directa o indirectamente y dispuesta en el pasaje de aire (39), y el pasaje de aire (39) en la región de la solapa (42) es de un área en sección transversal que es grande en relación con la abertura de inhalación (6).

9. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 8,

caracterizado porque la solapa (42) puede pivotar alrededor de un eje de pivote (80), y el eje de pivote (80) se extiende a través o cerca del centro de gravedad de la solapa (42).

10. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 8 o la
5 reivindicación 9, caracterizado porque la solapa (42) está acoplada a una varilla de empuje (43) que está operativamente conectada al dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación (15), de tal manera que el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación se mantiene una posición presionada mediante la
10 varilla de empuje (43) cuando la solapa (42) está en su posición de reposo y la varilla de empuje (43) libera el dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación cuando la solapa (42) está desviada fuera de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada.

15 11. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 10, caracterizado porque el acoplamiento entre la solapa (42) y la varilla de empuje (43) está formado mediante un segmento de anillo dentado sobre la solapa (42) y una porción de la varilla de empuje (43), que es en forma de una cremallera.

20 12. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 8, caracterizado porque la solapa (42) es pivotable alrededor de un eje y tiene una mordaza que es pivotable junto con la solapa (42) alrededor del eje y que soporta un elemento de fijación cargado con un muelle y cuya cara de contacto, con el elemento de fijación, está formada por un par deslizante o de rodadura, en el que el elemento de fijación está operativamente conectado al dispositivo para el
25 movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador de dosificación, de tal manera que el dispositivo para movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación se mantiene una posición presionada mediante el elemento de fijación cuando la solapa (42) está en su posición de reposo, y el elemento de fijación libera el dispositivo para movimiento

automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación cuando la solapa (42) está desviada fuera de su posición de reposo en por lo menos una cantidad predeterminada.

13. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 5 a 7, caracterizado porque el dispositivo de accionamiento tiene un pistón conectado con el pasaje de aire y el pasaje de aire en la región del pistón tiene una sección transversal que es mayor en relación con la abertura de inhalación, en el que el pistón está acoplado a una varilla de empuje que está operativamente conectada al dispositivo para el movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador de dosificación, de tal manera que el dispositivo para el movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador de dosificación se mantiene en una posición presionada mediante la varilla de empuje cuando el pistón está en su posición de reposo, y la varilla de empuje libera el dispositivo para movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador de dosificación cuando el pistón está desviado fuera de su posición de reposo en por lo menos una cantidad predeterminada mediante un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire, que se inicia por parte de un usuario del dispositivo de inhalación.

14. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el dispositivo para el movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador de dosificación fuera de su posición de llenado a su posición de vaciado tiene un elemento conductor (53, 82) que se puede mover a una posición preparada contra la fuerza de un muelle de presión (54) y que tiene por lo menos una guía deslizante, una porción de arrastre (79) o una porción de leva que está operativamente conectada al deslizador de dosificación (15) en su posición de llenado y se detiene de manera que se puede liberar en su posición preparada mediante un dispositivo de accionamiento, en el que la guía deslizante, la porción de arrastre (79) o la porción de leva están diseñadas de manera que el elemento conductor (53, 82) bajo un movimiento

156

fuera de la posición preparada a la posición de reposo mueve el deslizador de dosificación (15) por lo menos a su posición de vaciado mediante porciones de arrastre (51).

15. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 14,
5 caracterizado porque el dispositivo de accionamiento tiene una porción de acoplamiento (90) que interactúa con un elemento de tope escalonado (91) del elemento conductor (53, 82), en el que el elemento de tope escalonado (91) tiene un primer escalón (97) y el elemento conductor (53, 82) está detenido en una posición intermedia cuando la porción de acoplamiento (90) del dispositivo de
10 accionamiento (43) interactúa con el primer escalón (97), y un segundo escalón (98), y el elemento conductor (53, 82) se mantiene en su posición de reposo cuando la porción acoplamiento (90) del dispositivo de accionamiento (43) interactúa con el segundo escalón (98).

16. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 15,
15 caracterizado porque el deslizador de dosificación (15) se mantiene en la posición de vaciado mediante porciones de arrastre (51, 79) del elemento conductor (53, 82) y el deslizador de dosificación (15), respectivamente, en la posición intermedia del elemento conductor (53, 82).

17. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 14, 15 ó 16,
20 caracterizado por un dispositivo de retorno para el movimiento automático del deslizador de dosificación de vuelta a la posición de llenado, incluyendo el dispositivo de retorno un muelle de retorno (59).

18. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 17,
caracterizado porque el deslizador de dosificación (15) está conectado al muelle
25 de retorno (59), y la guía deslizante, la porción de arrastre (51, 79) o la porción de leva están también diseñadas de manera que en la posición de reposo del elemento conductor (53, 82), el deslizador de dosificación (15) puede volver a la posición de llenado debido a la fuerza del muelle de retorno (59).

19. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 17,

caracterizado porque el elemento conductor (53, 82) en su posición de reposo está fuera de acoplamiento con el deslizador de dosificación (15).

20. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 18, caracterizado porque el elemento conductor está formado por un portador
5 de la guía deslizando (53) desplazable linealmente.

21. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 14, caracterizado también por un dispositivo de retorno para mover automáticamente el deslizador de dosificación (15) de vuelta a la posición de llenado, en el que el dispositivo de retorno incluye una porción de guía deslizando adicional.

10 22. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 21, caracterizado porque la guía deslizando o la porción de leva son de una configuración rectilínea.

23. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 21, caracterizado porque la guía deslizando o la porción de leva son de una
15 configuración curvada, en particular de una configuración excéntricamente curvada o de una configuración helicoidal.

24. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 18, caracterizado porque el elemento conductor está formado por un balancín conductor (82) que puede pivotar alrededor de un primer eje de pivote.

20 25. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 24, caracterizado porque el muelle de presión (54) y/o el muelle de retorno (59) es un muelle seleccionado entre un grupo de muelles que consiste en un muelle helicoidal, un muelle en espiral, un muelle de torsión, un cuerpo conformado elásticamente deformable y medios de almacenamiento de aire
25 comprimido, en el que preferiblemente el muelle de presión (54) tiene una característica no lineal.

26. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 25, caracterizado por un pomo rotativo (61) que está operativamente conectado al elemento conductor y que tiene un asa operativa, en el que el

elemento conductor se puede mover a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión (54) por parte de un usuario con el pomo rotativo (61).

27. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 14 a 25, caracterizado por un botón de accionamiento (63) operativamente
5 conectado al elemento conductor, en el que el elemento conductor se puede mover a su posición preparada contra la fuerza del muelle de presión (54) con el botón de accionamiento (63) por parte de un usuario.

28. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 4
a 25, caracterizado también por un tapón de cierre (4) para la boquilla, en el que el
10 tapón de cierre (4) está conectado de una manera que no se puede soltar al dispositivo de inhalación y es desplazable desde una posición del cierre, en la que el tapón de cierre (4) cubre la boquilla, a una posición operativa en la que la boquilla es accesible para un paciente.

29. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 28,
15 caracterizado porque el tapón de cierre (4) o el portador de la guía deslizante (53) tienen una o más porciones de arrastre y el tapón de cierre (4) es desplazable fuera de la posición de cierre y puede pivotar a la posición operativa, en el que el tapón de cierre (4) o el portador de la guía deslizante (53) tienen una guía deslizante (93) complementaria con la porción o porciones de arrastre (94), de tal
20 manera que el portador de la guía deslizante (53) es desplazable mediante el movimiento del tapón de cierre (4) fuera de la posición de cierre a la posición operativa contra la fuerza del muelle de presión (54) desde su posición de reposo a su posición preparada.

30. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 29,
25 caracterizado porque la guía deslizante complementaria tiene una cremallera (95) para la porción o porciones de arrastre, de manera que el tapón de cierre (4) es también desplazable en la posición preparada de la guía deslizante (53) a la posición de cierre.

31. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 30,

caracterizado porque la cremallera es tal que el portador de la guía deslizante (53) está fijado en su posición preparada mediante porciones de arrastre del tapón de cierre (4) independientemente del dispositivo de accionamiento cuando el tapón de cierre (4) está en su posición de cierre.

- 5 32. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 29 a 31, caracterizado porque la guía deslizante complementaria está inclinada respecto a la guía según un ángulo α de entre 15° y 45° .

33. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 29 a 32, caracterizado porque la guía deslizante complementaria se extiende de
10 una manera no lineal.

34. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 29, caracterizado porque el tapón de cierre (4) tiene por lo menos una porción de arrastre y el tapón de cierre (4) es desplazable fuera de la posición de cierre a lo largo de una guía de una manera substancialmente a rectilínea en una posición
15 intermedia, y puede pivotar fuera de la posición intermedia a la posición operativa, en el que el dispositivo de inhalación también tiene un disco excéntrico (70) operativamente conectado con el portador de la guía deslizante (53), de manera que el disco excéntrico (70) rota mediante la porción de arrastre (64) del tapón de cierre (4) bajo el movimiento rectilíneo del mismo alrededor de un eje fijo, de tal
20 manera que el portador de la guía deslizante (53) es desplazable desde su posición de reposo a su posición preparada mediante movimientos del tapón de cierre (4) fuera de la posición de cierre a la posición intermedia mediante el disco excéntrico (70) contra la fuerza del muelle de presión (54).

35. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 29,
25 caracterizado porque el tapón de cierre (4) tiene una palanca de presión y el tapón de cierre (4) puede pivotar fuera de la posición de cierre a la posición operativa, en el que la palanca de presión del tapón de cierre (4) puede pivotar alrededor de un eje de tal manera que el portador de la guía deslizante es desplazable desde su posición de reposo a su posición preparada mediante el movimiento del tapón de

cierre (4) fuera de la posición de cierre a la posición operativa mediante la palanca de presión contra la fuerza del muelle de presión (54).

36. Dispositivo de inhalación (1) según las reivindicaciones 24 y 28, caracterizado también porque el tapón de cierre (4) tiene por lo menos una porción de arrastre (64) y un balancín de transmisión (85) está operativamente conectado al balancín conductor (82) y que puede pivotar alrededor de un segundo eje de pivote (84), y el tapón de cierre (4) puede pivotar fuera de la posición de cierre a la posición operativa alrededor de un tercer eje (7), en el que dicha por lo menos una porción de arrastre (64) del tapón de cierre (4) coopera con por lo menos un extremo operativo (86) del balancín de transmisión (85) de tal manera que el balancín accionador (82) es desplazable fuera de su posición de reposo a su posición preparada mediante el movimiento del tapón de cierre (4) alrededor del tercer eje (7) fuera de la posición de cierre a la posición operativa mediante el balancín de transmisión (85) contra la fuerza del muelle de presión (54).

37. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 36, caracterizado porque el balancín conductor (82) y el balancín de transmisión (85) están en acoplamiento mutuo de tal manera que su rotación se produce en relación opuesta alrededor del primer y segundo ejes de pivote (83, 84).

38. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 37, caracterizado porque el momento de inercia del balancín conductor (82) alrededor del primer eje de pivote (83) y el momento de inercia del balancín de transmisión (85) alrededor del segundo eje de pivote (84) son aproximadamente iguales.

39. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 36 a 38, caracterizado porque dicho por lo menos un extremo operativo (86) del balancín de transmisión (85) está conectado en una relación de bloqueo de manera positiva mediante dicha por lo menos una porción de arrastre (64) del tapón de cierre (4) bajo el movimiento del tapón de cierre (4) fuera de la posición de cierre a la posición operativa alrededor del tercer eje (7), y transmite el momento aplicado mediante dicha por lo menos una porción de arrastre (64) al

balancín de transmisión (85) y evade elásticamente la porción de arrastre (64) bajo el movimiento del tapón de cierre (4) fuera de la posición operativa a la posición de cierre.

40. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 5 36 a 39 en la medida que depende de la reivindicación 10, caracterizado porque el balancín de transmisión (85) tiene dos elementos de balancín que están dispuestos a ambos lados longitudinales del dispositivo de inhalación de manera pivotante alrededor del segundo eje de pivote (84) y están conectados juntos con por lo menos un yugo (88), en el que la varilla de empuje (43) mantiene el balancín 10 de transmisión (85) en la posición presionada del balancín conductor (82) mediante su acoplamiento con el yugo (88) cuando la solapa (42) está en su posición de reposo y la varilla de empuje (43) permite el movimiento de desplazamiento del yugo (88) cuando la solapa (42) se desvía fuera de su posición de reposo por lo menos en una cantidad predeterminada, de manera que el 15 balancín de transmisión (85) y el balancín conductor (82) son desplazables mediante el muelle de presión (54) fuera de su posición preparada a su posición de reposo.

41. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque también está previsto un dispositivo contador (11) 20 para detectar el número de dosis de medicamento suministradas, en el que el dispositivo contador detecta individualmente cada operación de dosificación y está conectado a un dispositivo de bloqueo (71, 81) que bloquea el tapón de cierre (4) bajo la consecución de un número predeterminado de dosis suministradas, de manera que el tapón de cierre (4) ya no es desplazable a la posición de cierre.

25 42. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 41 en la medida que depende de la reivindicación 15, caracterizado porque el dispositivo contador (11) está conectado a la porción de acoplamiento (90) del dispositivo de accionamiento (43) y porque el elemento de tope escalonado (91) del elemento conductor (53, 82) tiene una abertura o receso (92), y el elemento conductor (53,

82) está presionando mediante el muelle de presión (54) a una posición de bloqueo, cuando la porción de acoplamiento (90) se acopla con la abertura o receso (92).

43. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 42, caracterizado porque el elemento conductor (53, 82) en su posición de bloqueo se acoplan de manera bloqueada en la trayectoria del tapón de cierre (4), de manera que el tapón de cierre ya no se puede mover a la posición de cierre.

44. Dispositivo de inhalación (1) según cualquiera de las reivindicaciones 41 a 43, caracterizado porque el dispositivo contador (11) incluye una pantalla de precisión de las dosis (10).

45. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 41 a 44, caracterizado porque el dispositivo de bloqueo tiene un elemento de bloqueo cargado con un muelle (71) que se acopla en una ranura que está abierta en un número predeterminado de dosis y que en ese caso se acopla de manera bloqueada en una guía deslizante del mecanismo del tapón de cierre (4), de manera que el tapón de cierre (4) ya no se puede mover a la posición de cierre.

46. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 45, caracterizado porque el elemento de bloqueo del dispositivo de bloqueo está acoplado a una placa de señalización (76) que se visualiza bajo el acoplamiento de bloqueo del dispositivo de bloqueo.

47. Dispositivo de inhalación (1) según una de la reivindicación 41 ó 44 en la medida que depende de la reivindicación 41, caracterizado porque el dispositivo de bloqueo tiene una varilla de bloqueo cargada con un muelle (81) que es desplazable desde una posición de reposo a una posición de bloqueo bajo la consecución de un número predeterminado de dosis suministradas, y en su posición de bloqueo se acopla de manera bloqueada en la trayectoria del tapón de cierre (4), de manera que el tapón de cierre (4) ya no puede moverse a la posición de cierre.

48. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones

anteriores, caracterizado porque dicha por lo menos una cámara de almacenamiento (13) tiene por lo menos una abertura de salida (14) a través de la cual el medicamento en polvo puede salir bajo la influencia de la fuerza de gravedad, y una abertura de llenado (19) que está dispuesta substancialmente en
5 relación opuesta a la abertura de salida (14), en el que la abertura de llenado está cerrada de una manera sellada.

49. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 48, caracterizado porque la abertura de llenado (19) está cerrada con una película de cavidad (20) de aluminio y está sellada con una capa de LDPE (21).

10 50. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el pasaje del deslizador de dosificación (16) tiene en su extremo hacia el ambiente una abertura (30), a través de la cual una parte del deslizador dosificación (15) puede pasar y está prevista una superficie de contacto (31) para una junta (32) alrededor de la abertura (30), en el que el
15 deslizador de dosificación (15) tiene una superficie de sellado (33) que está prevista en un plano aproximadamente en relación transversal con su dirección del movimiento fuera de la posición de llenado a la posición de vaciado.

51. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 50, caracterizado porque está prevista una junta elástica (32) sobre el deslizador de
20 dosificación (15) y/o la superficie de contacto, en el que la junta elástica (32) está formada mediante inyección sobre el pasaje del deslizador de dosificación (16) y/o el deslizador de dosificación (15).

52. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 51, caracterizado porque la integridad de sellado se puede formar mediante un nervio
25 de sellado (25) sobre el pasaje del deslizador de dosificación (16) y/o el deslizador de dosificación (15), que es deformable de manera sellada mediante una fuerza de presión que mantiene el deslizador de dosificación (15) en el pasaje del deslizador dosificación (16).

53. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones

164

anteriores, caracterizado porque el dispositivo de inhalación también tiene una pantalla (12) para señalar que la inhalación está preparada y/o el suministro exitoso del medicamento.

54. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 4 a 53, caracterizado también por un dispositivo de descomposición (40) para descomponer los aglomerados y similares en el polvo de medicamento en comunicación fluida con la boquilla (5), en el que la boquilla (5) y el dispositivo de descomposición (40) son amovibles para su limpieza por parte del usuario, y la boquilla (5) y el dispositivo de descomposición (40) están adaptados de manera que solamente se pueden retirar o instalar juntos, o son de una naturaleza de una pieza.

55. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque dicha por lo menos una cámara de almacenamiento (13) está provista de un dispositivo de soporte del cartucho (100) y una tapa (101), en el que la tapa (101) tiene una forma capaz de recibir el contenido del polvo de medicamento de la cámara de almacenamiento (13) en una posición invertida del dispositivo de inhalación (1).

56. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 55, caracterizado porque la tapa (101) está fijada de una manera sellada sobre el soporte del cartucho (100) mediante conectores a presión (102).

57. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 55 ó 56, caracterizado porque el dispositivo de soporte del cartucho (100) comprende dos cámaras de almacenamiento (13), cada una cubierta por una tapa (101), en el que el dispositivo de soporte del cartucho (100) comprende un deslizador de dosificación doble (15).

Resumen

Para proporcionar un dispositivo de inhalación que tiene unas propiedades de uso mejoradas, particularmente una protección contra la humedad

5 avanzada mientras está en uso, se propone un dispositivo de inhalación (1) para medicamentos en polvo que comprende por lo menos una cámara de almacenamiento (13) para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamento y un dispositivo de dosificación que incluye por lo menos un deslizador dosificación (15) que es desplazable aproximadamente con un movimiento de

10 traslación en un pasaje del deslizador dosificación (16) por lo menos desde una posición de llenado a una posición de vaciado, en el que el dispositivo de inhalación (1) también incluye un dispositivo para movimiento automático activado mediante la inhalación del deslizador dosificación (15) desde su posición de llenado a la posición de vaciado, y un dispositivo de retorno para el movimiento

15 automático del deslizador de dosificación (15) de vuelta a la posición de llenado.

168

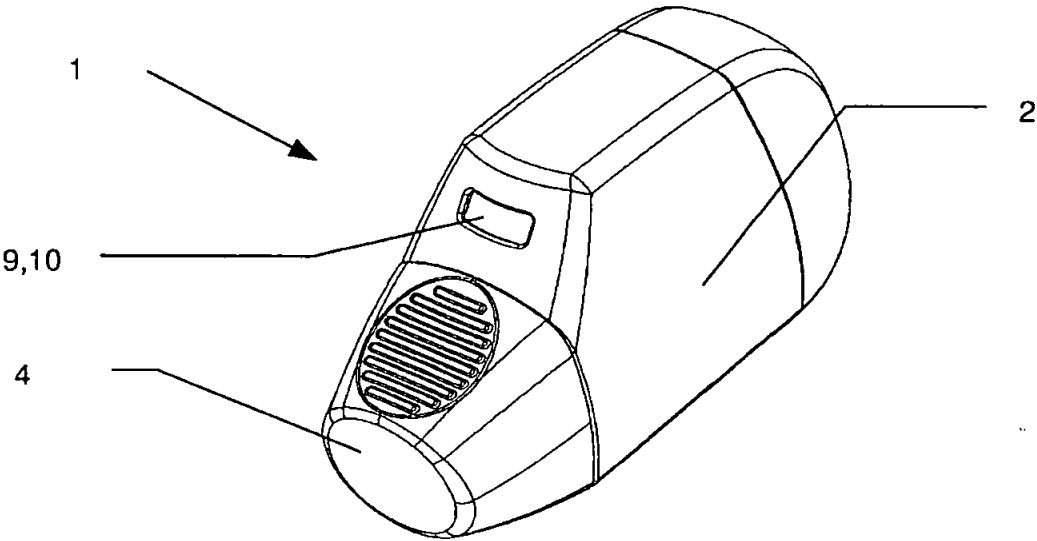


Fig. 1

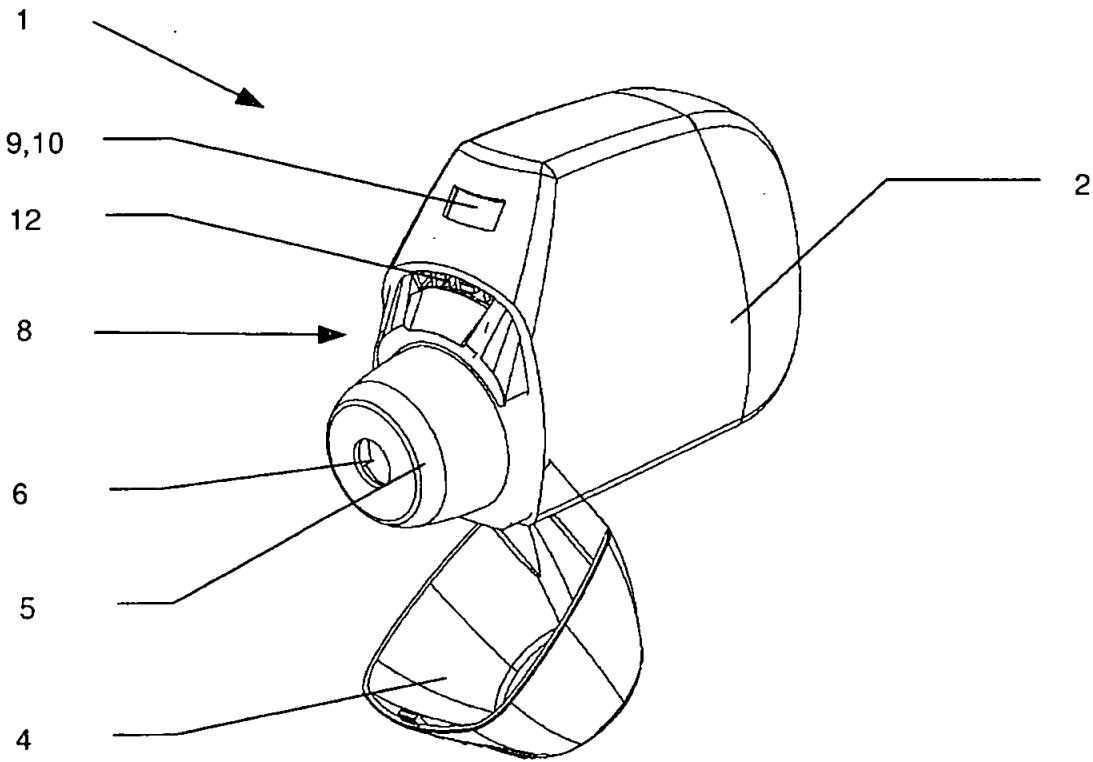


Fig. 2

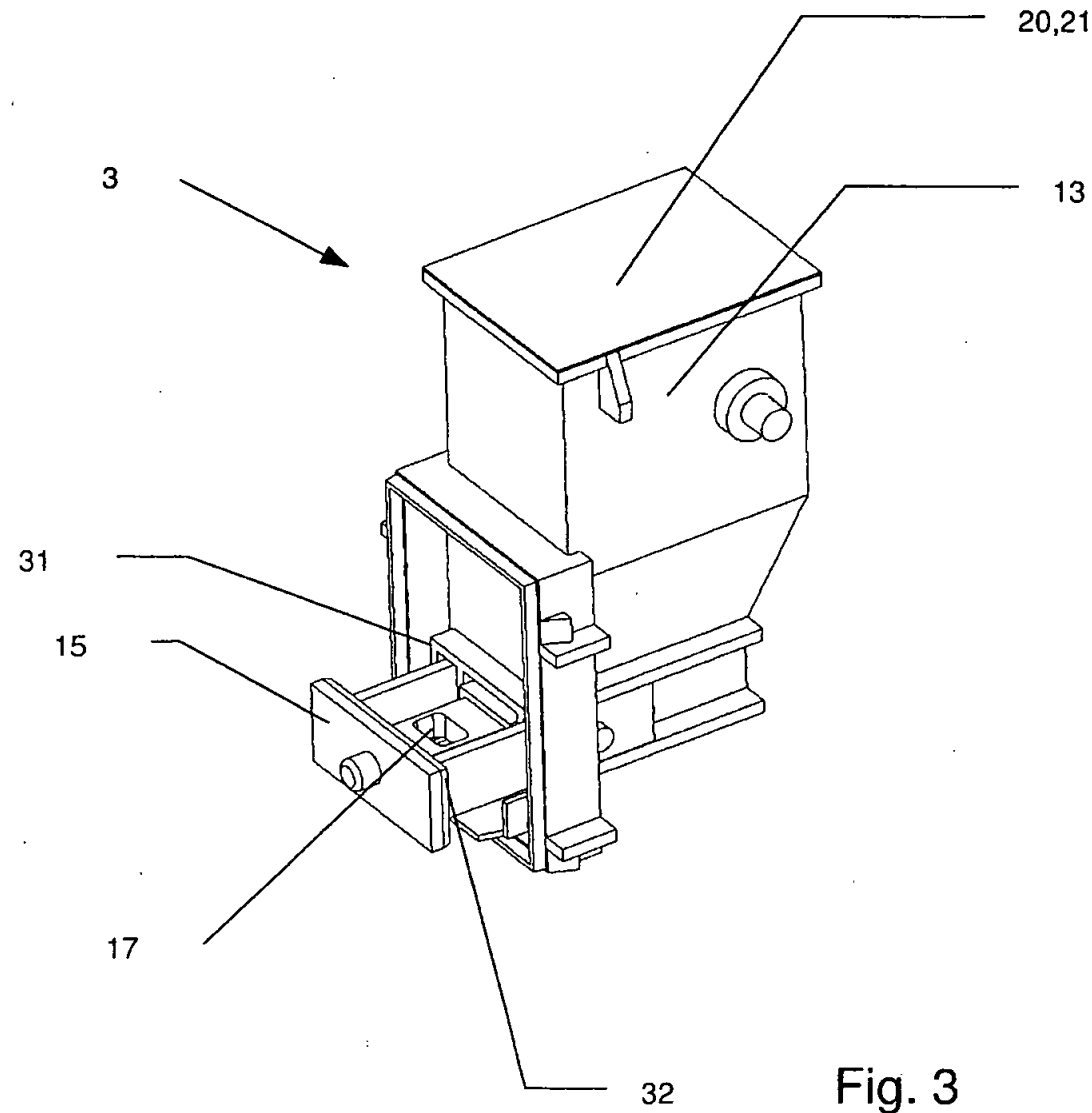


Fig. 3

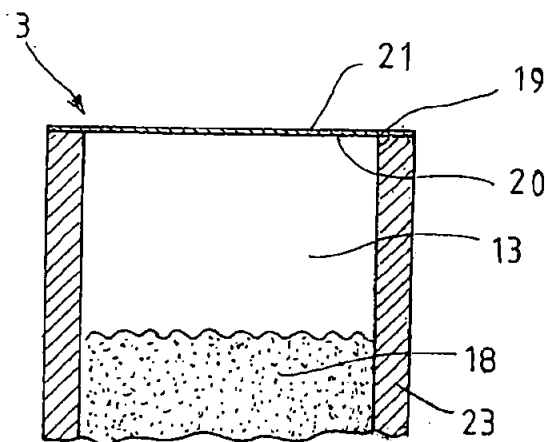


Fig.4

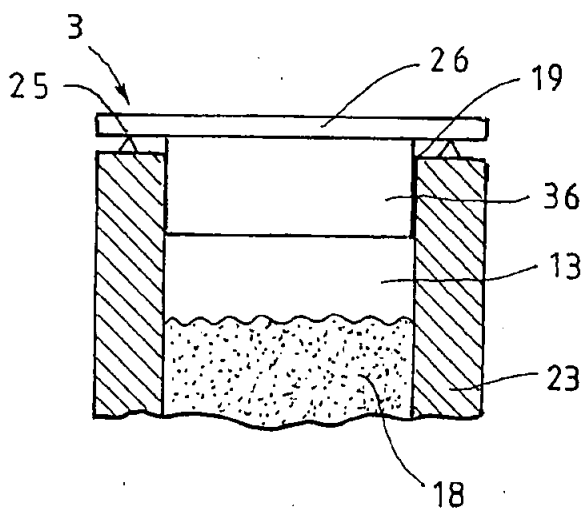


Fig.6

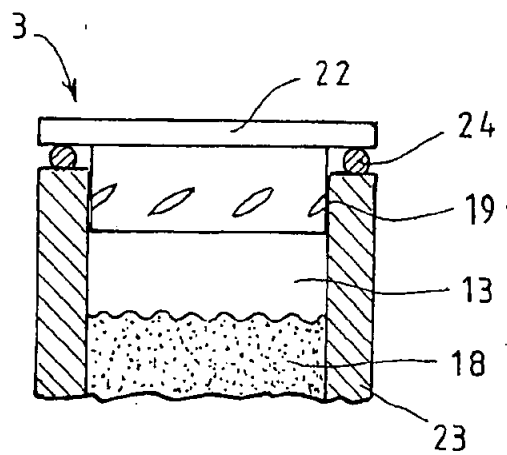


Fig.5

169

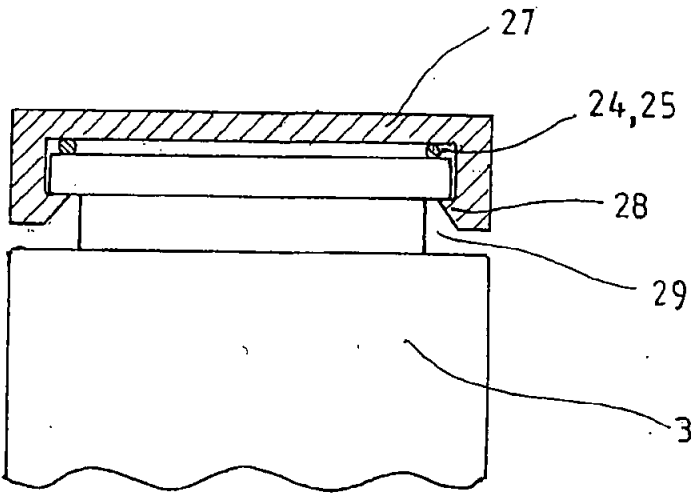
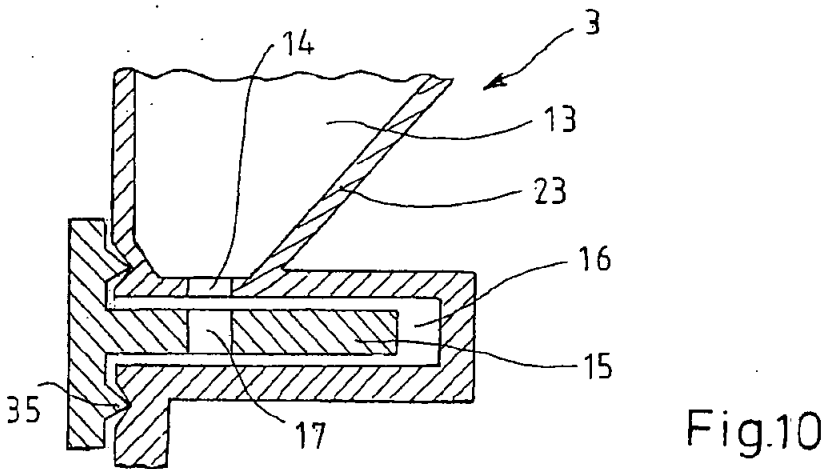
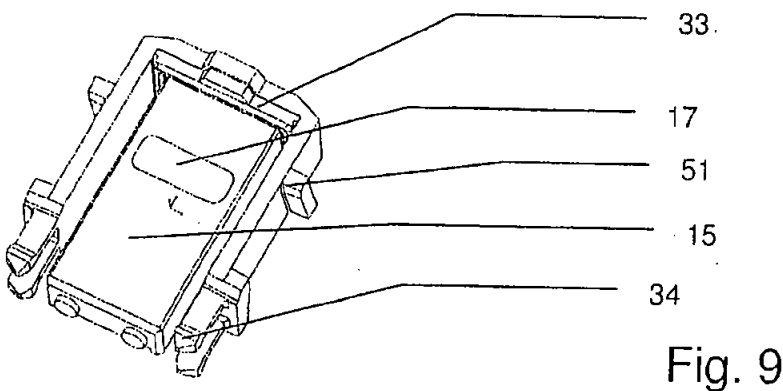
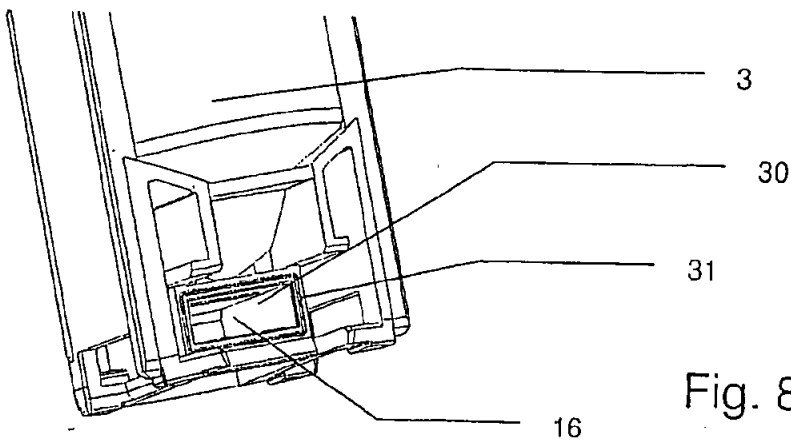


Fig.7

1A0



171

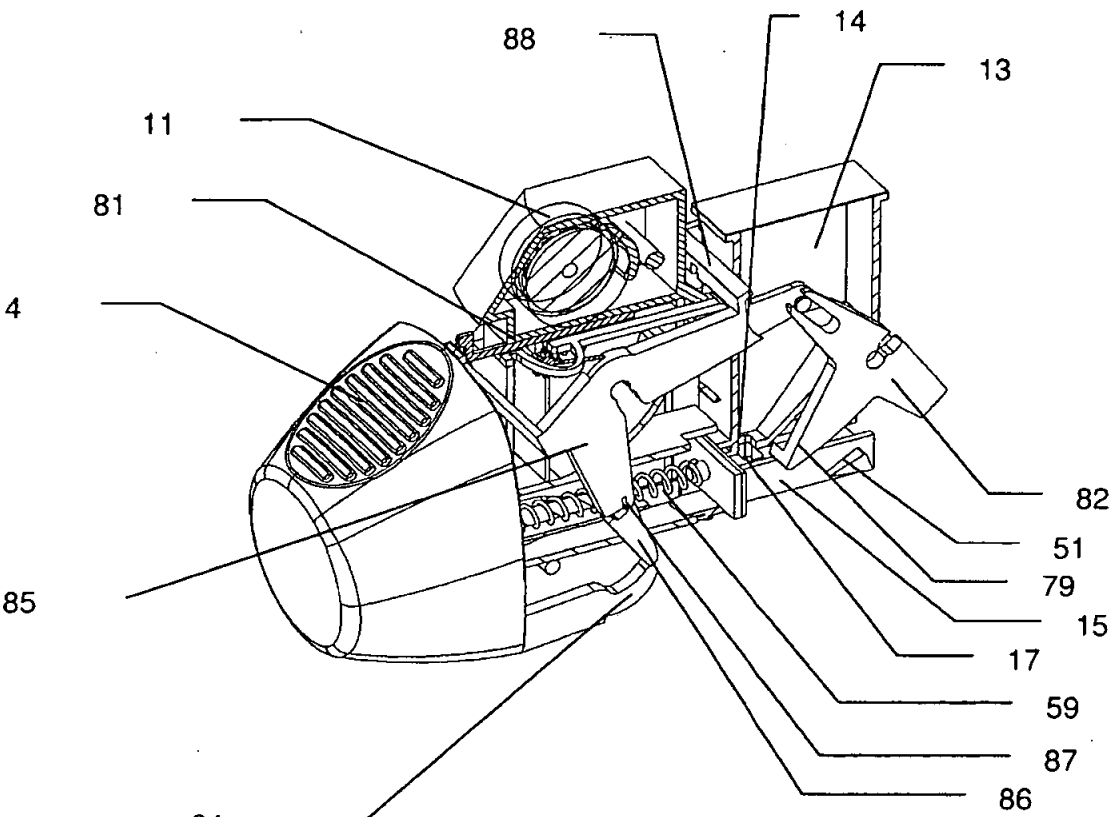


Fig. 11

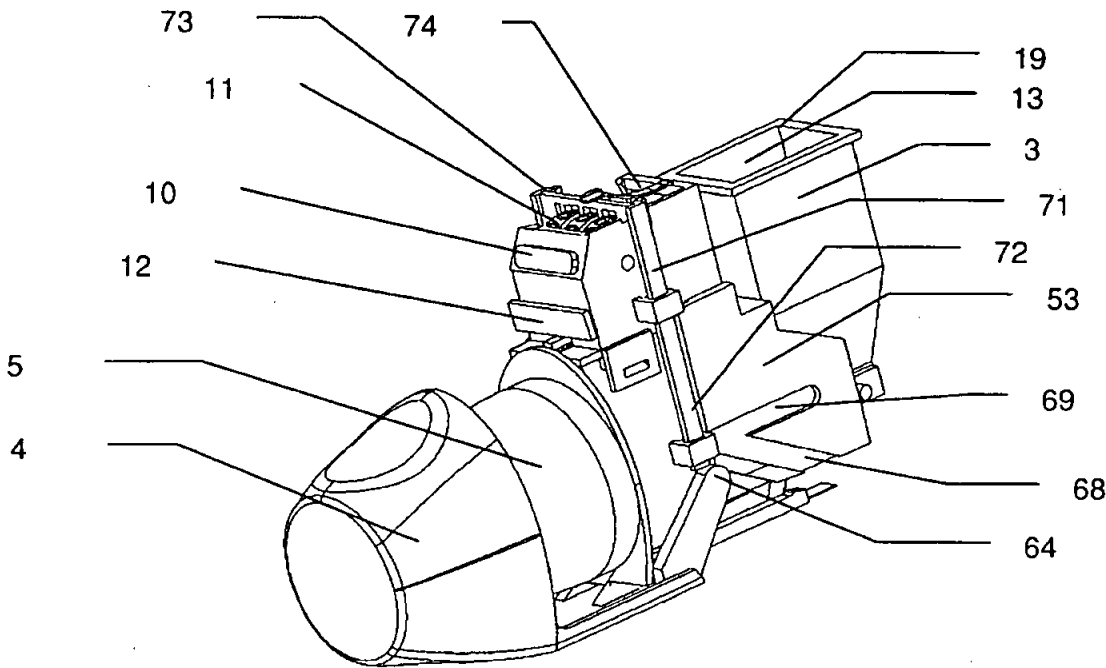


Fig. 12

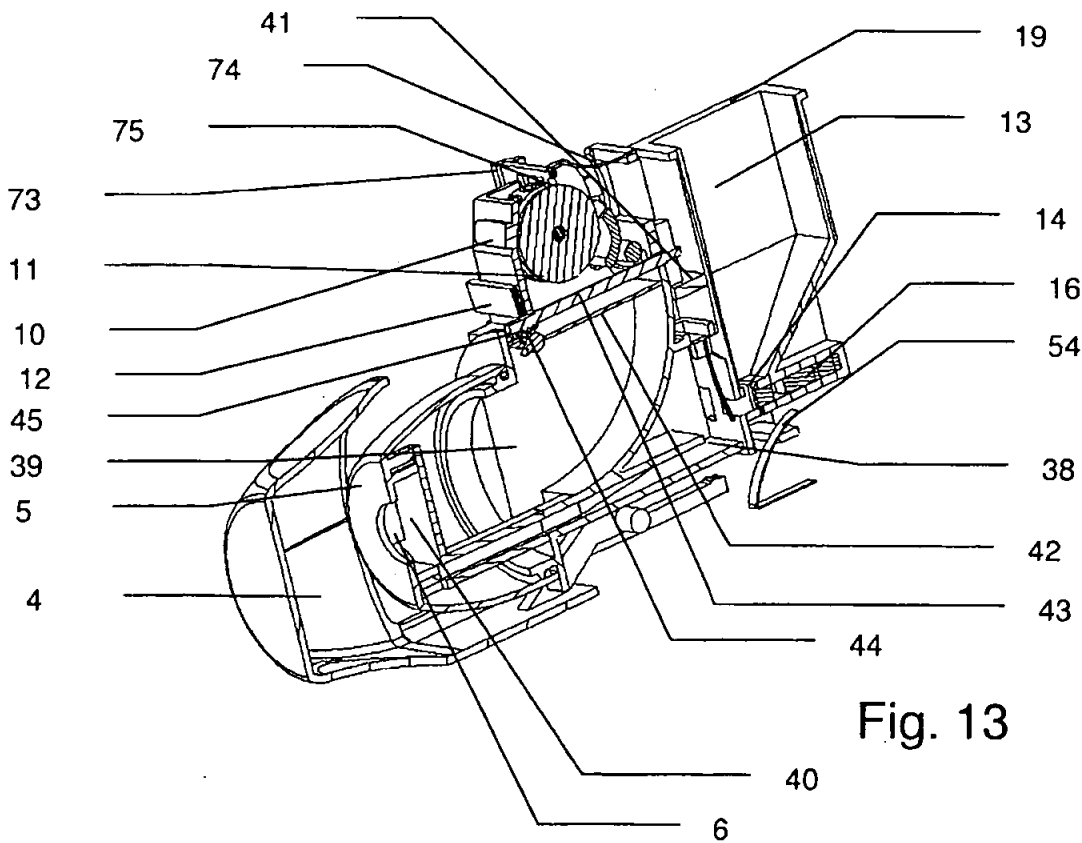
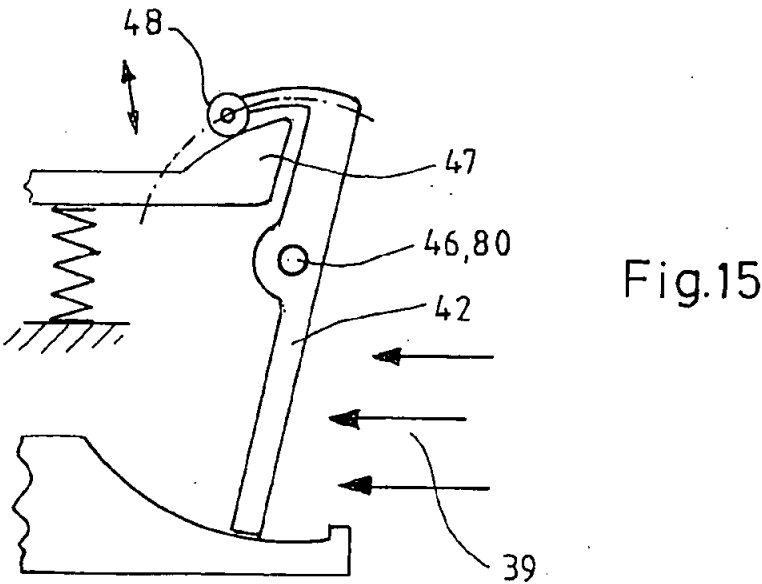
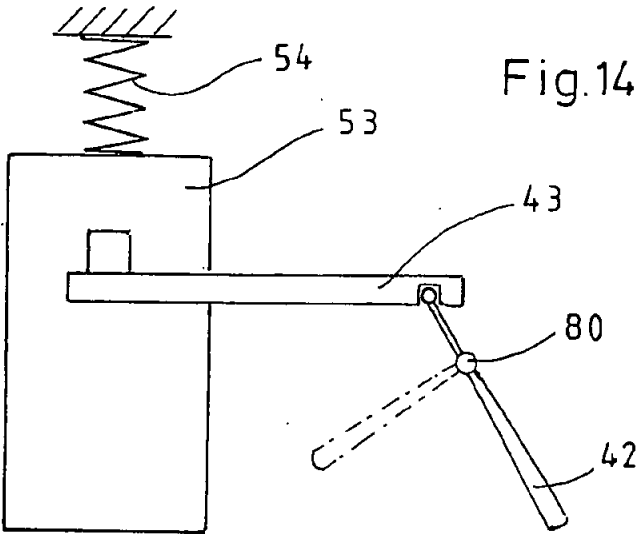


Fig. 13



124

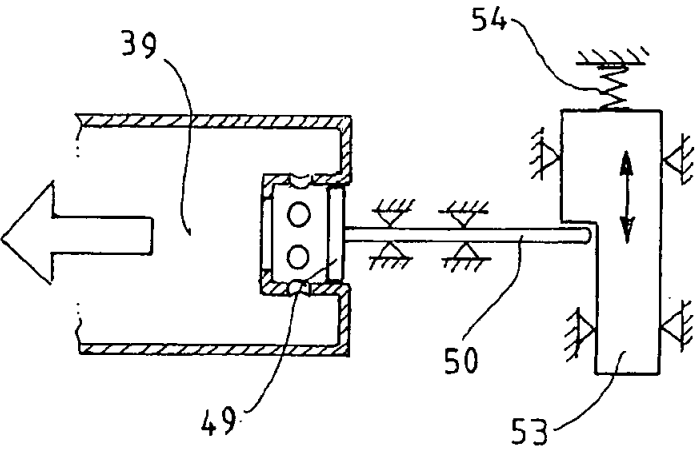


Fig.16

175

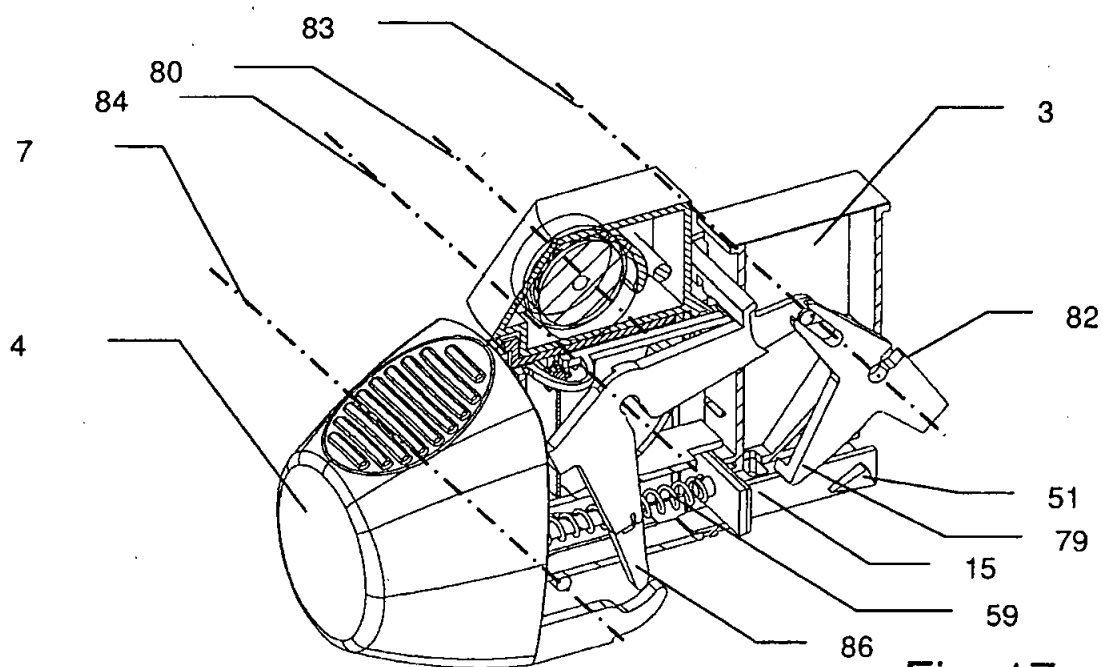


Fig. 17

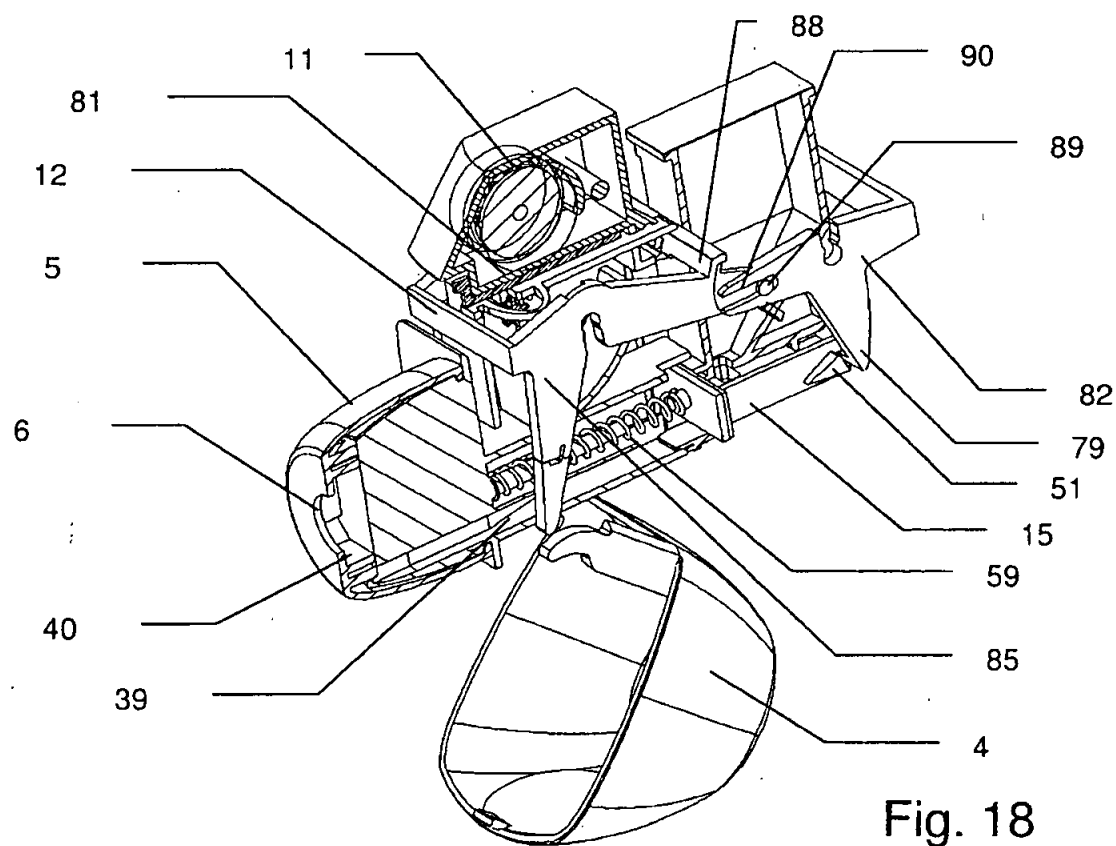
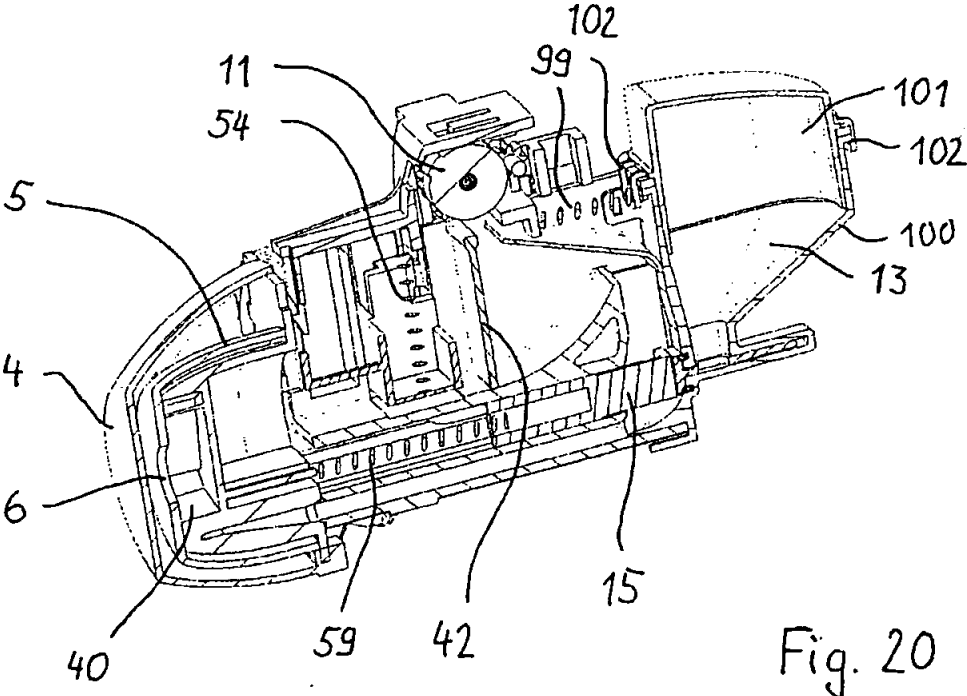
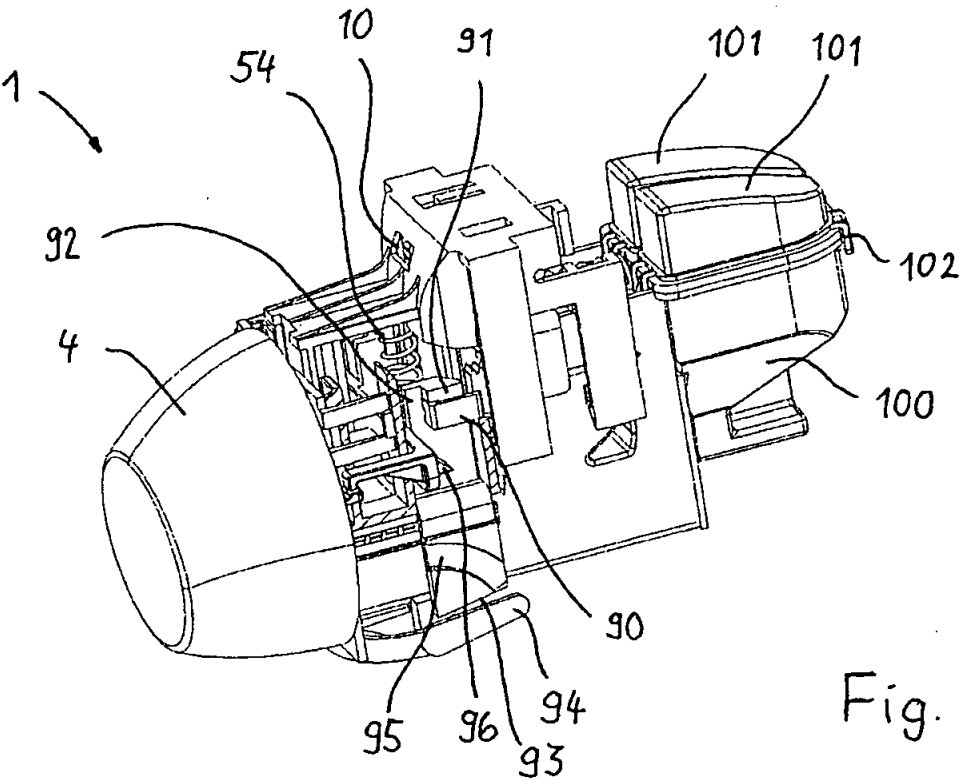
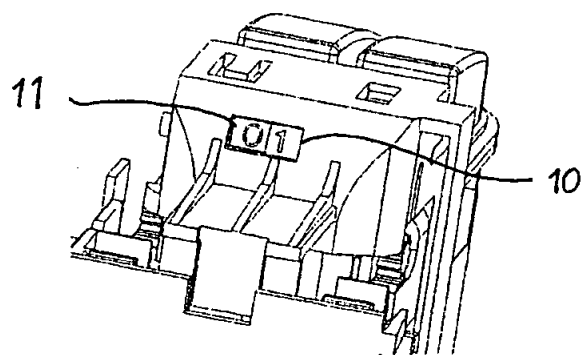


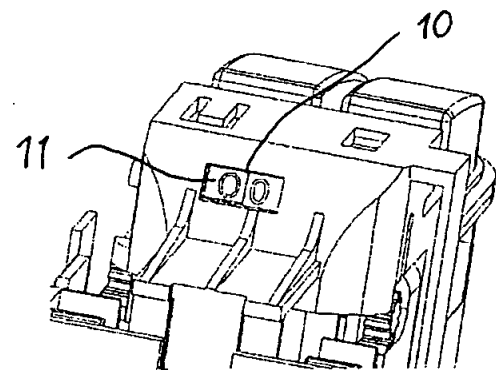
Fig. 18



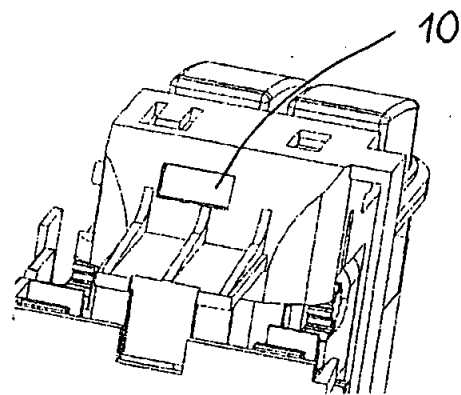
1A7



A



B



C

Fig. 21

177

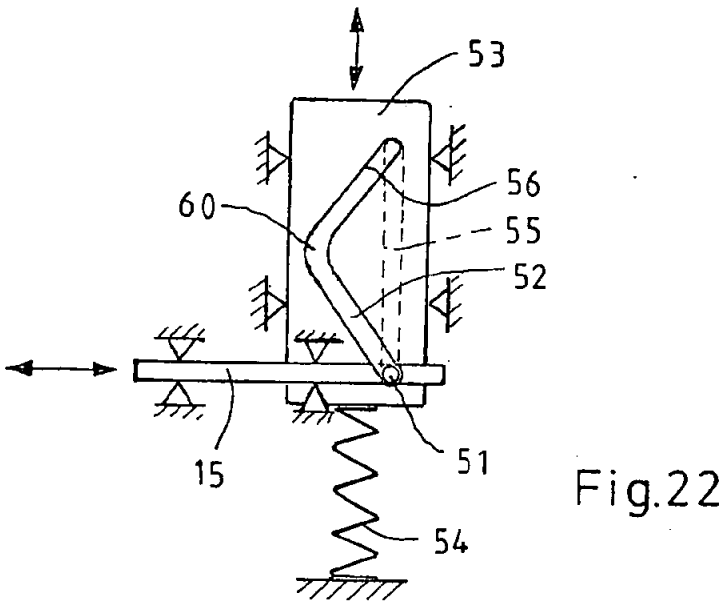


Fig.22

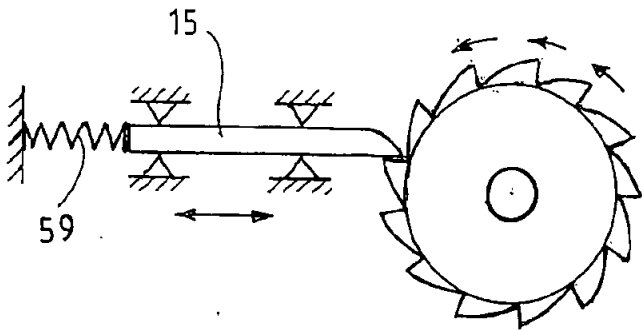


Fig.24

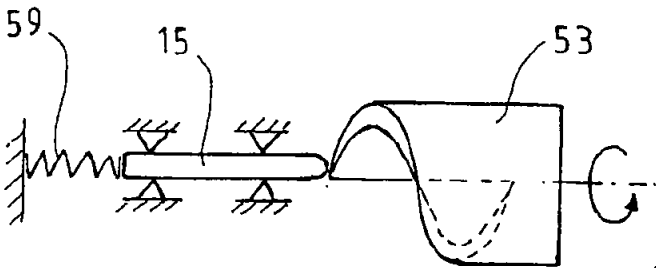


Fig.23

17-9

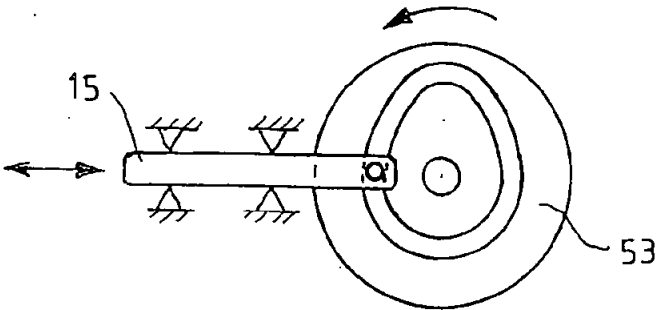


Fig. 26

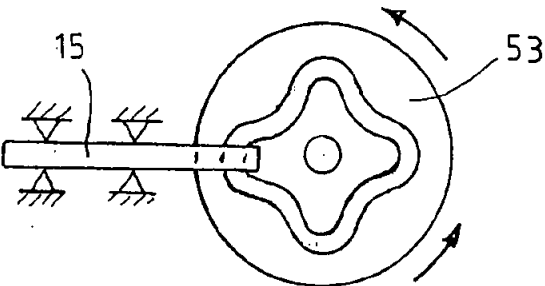


Fig. 25

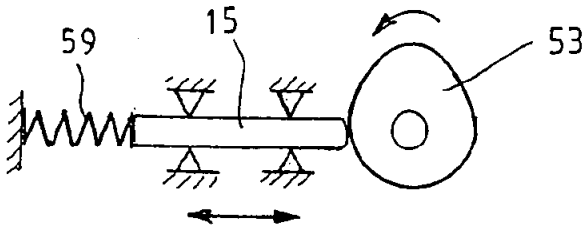


Fig. 27

120

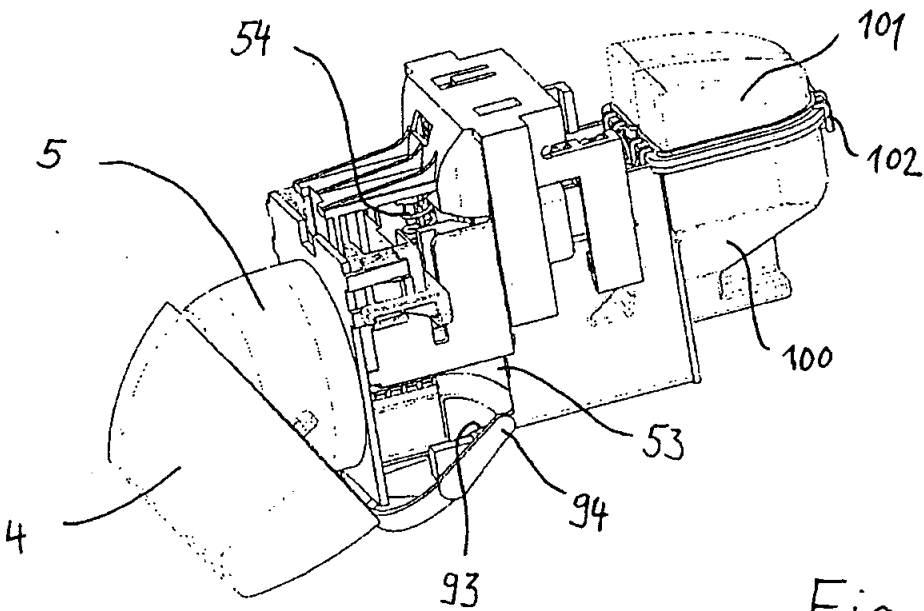


Fig. 28

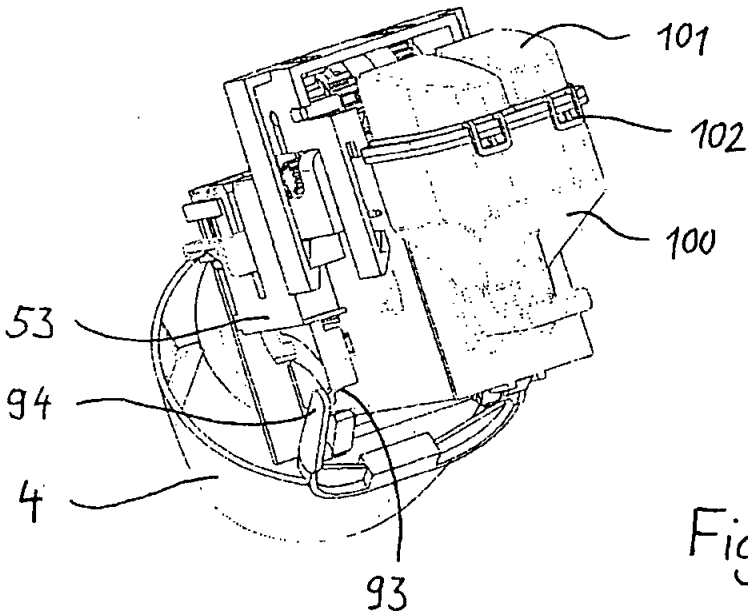


Fig. 29

187

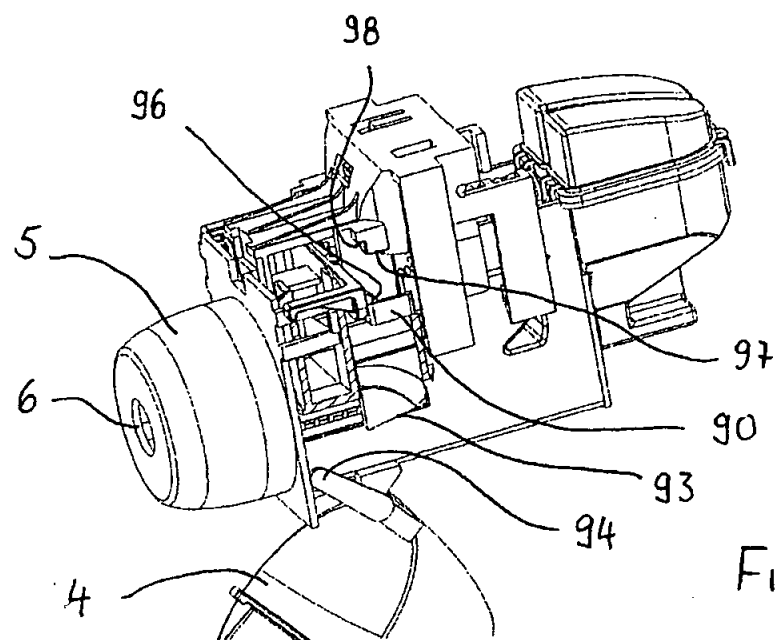


Fig. 30

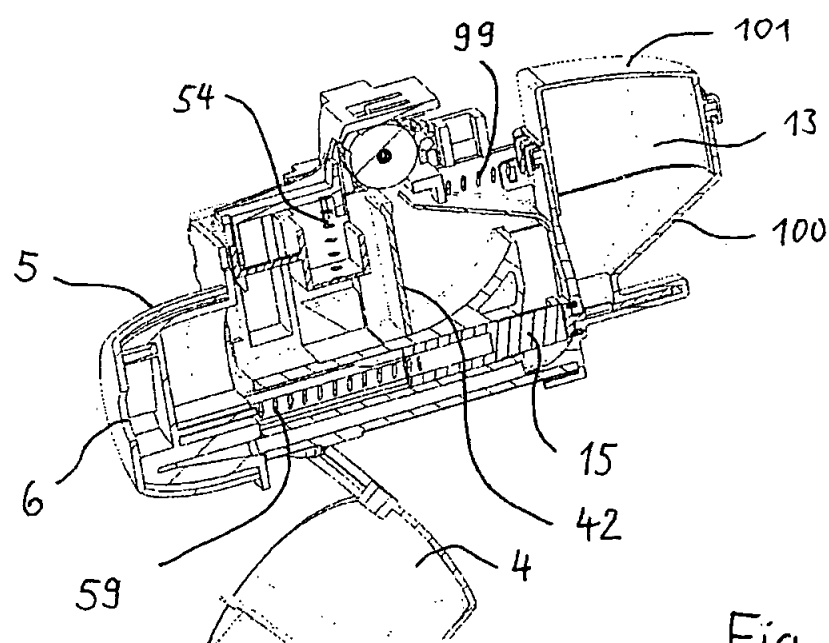


Fig. 31

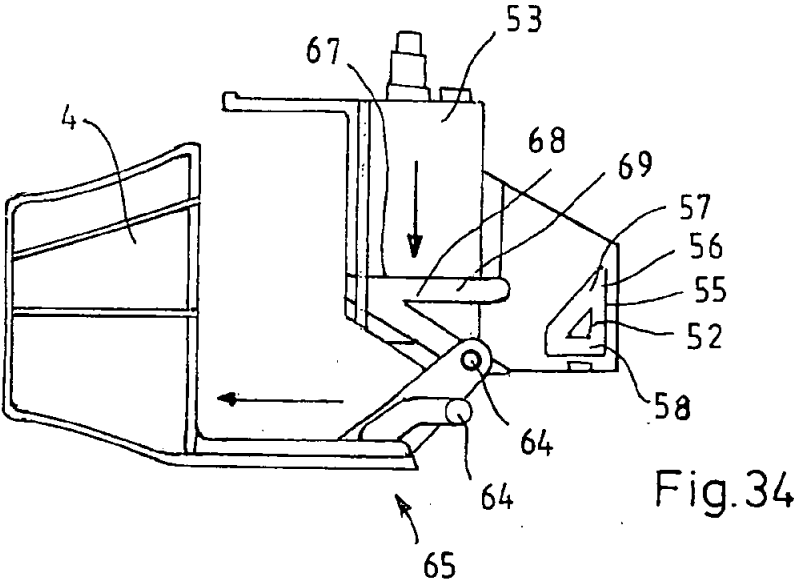


Fig.34

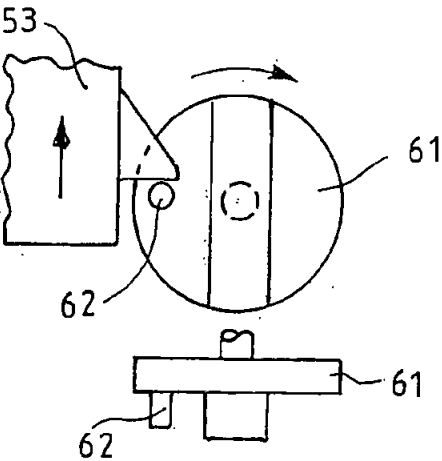


Fig.32

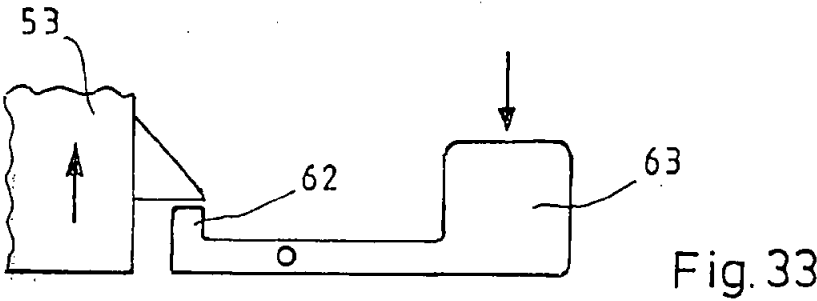


Fig.33

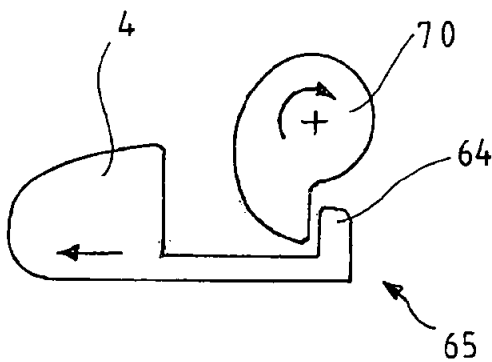


Fig.36

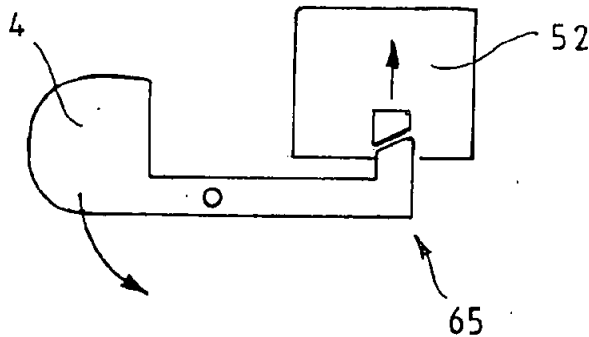


Fig.35

174

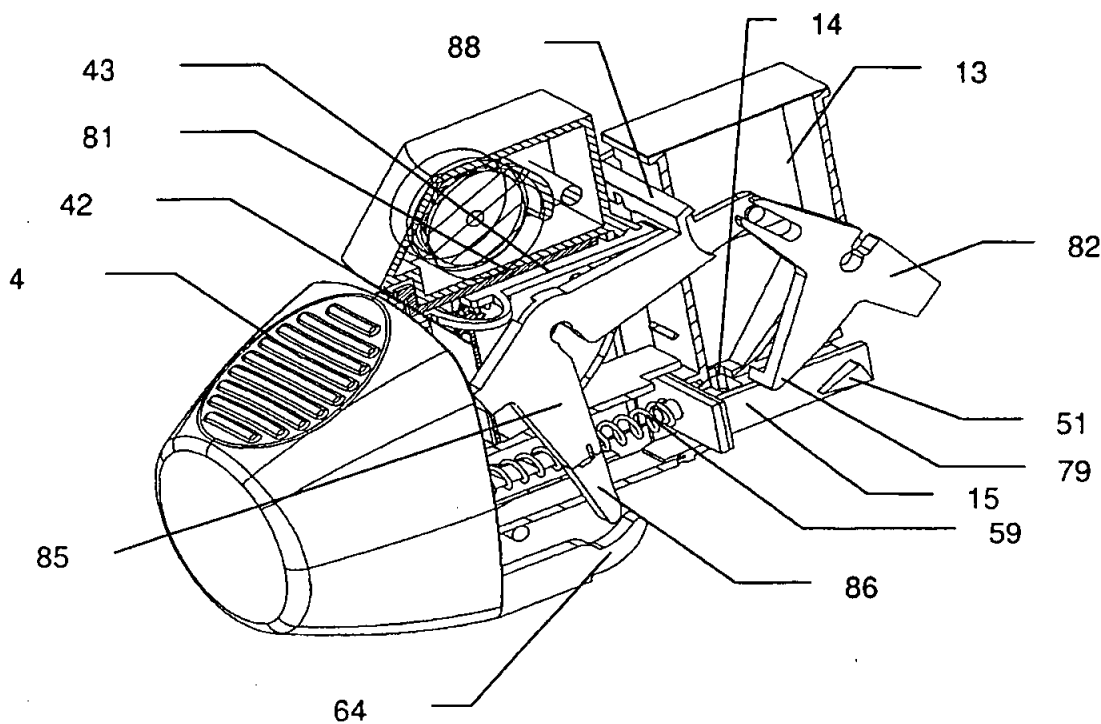


Fig. 37

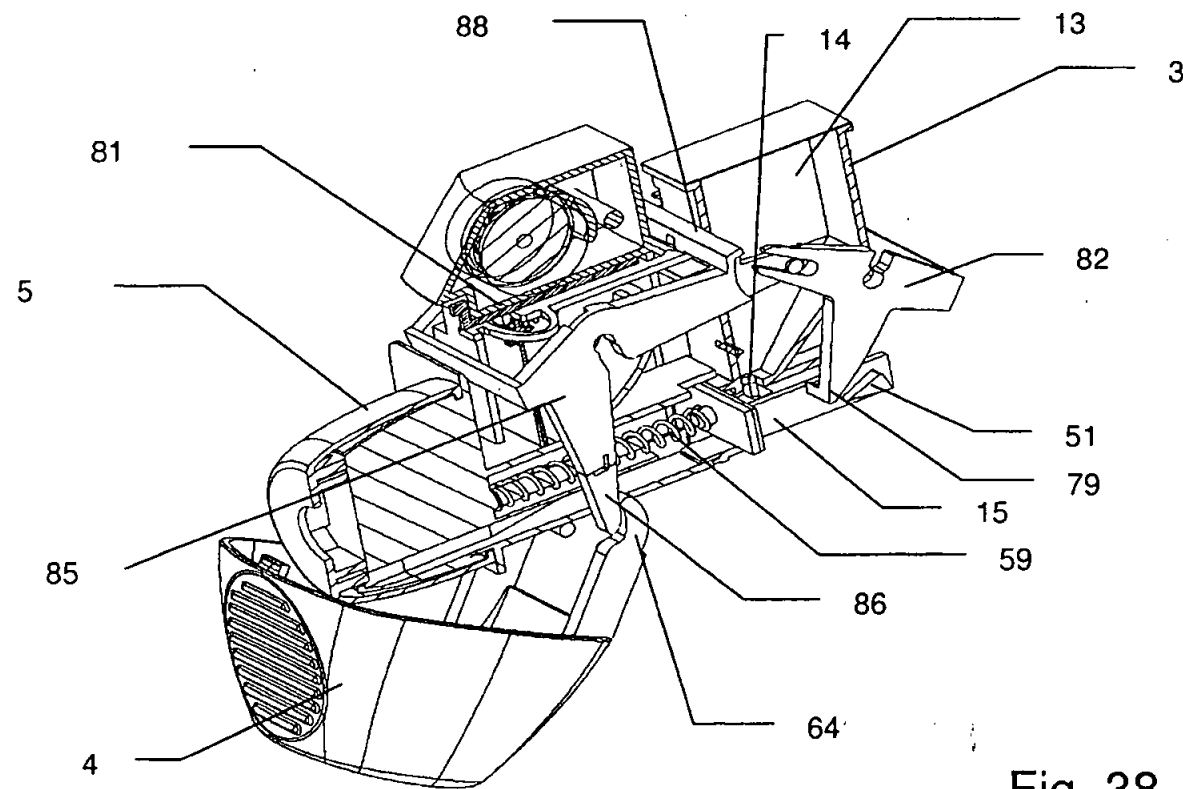


Fig. 38

185

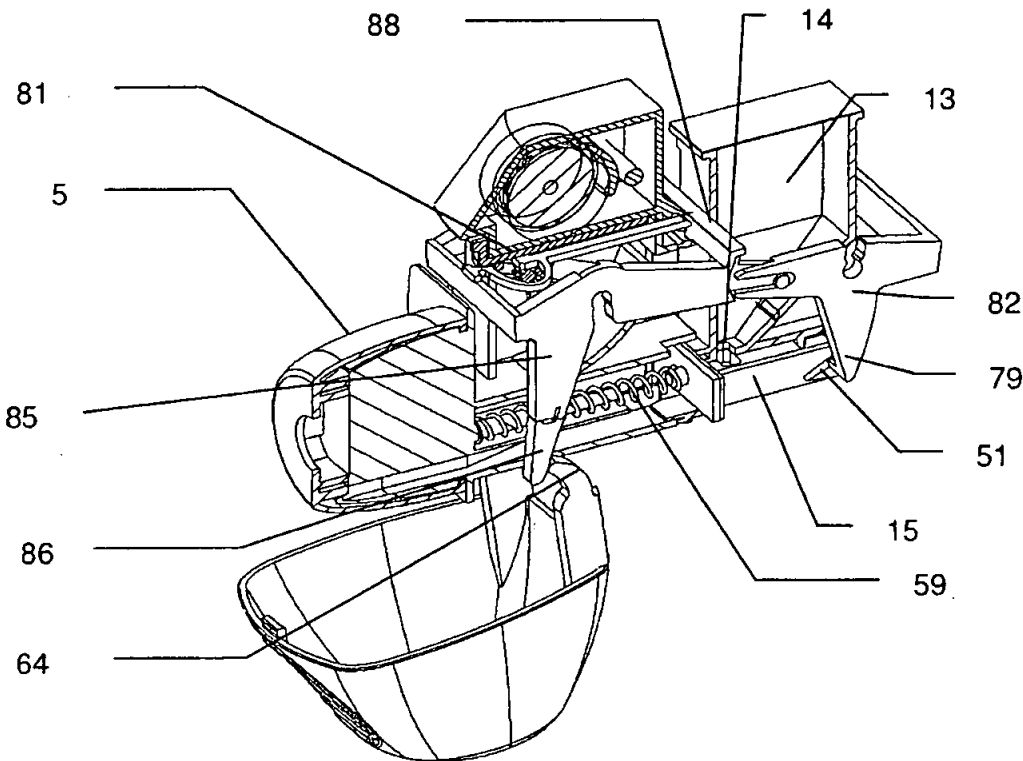


Fig. 39

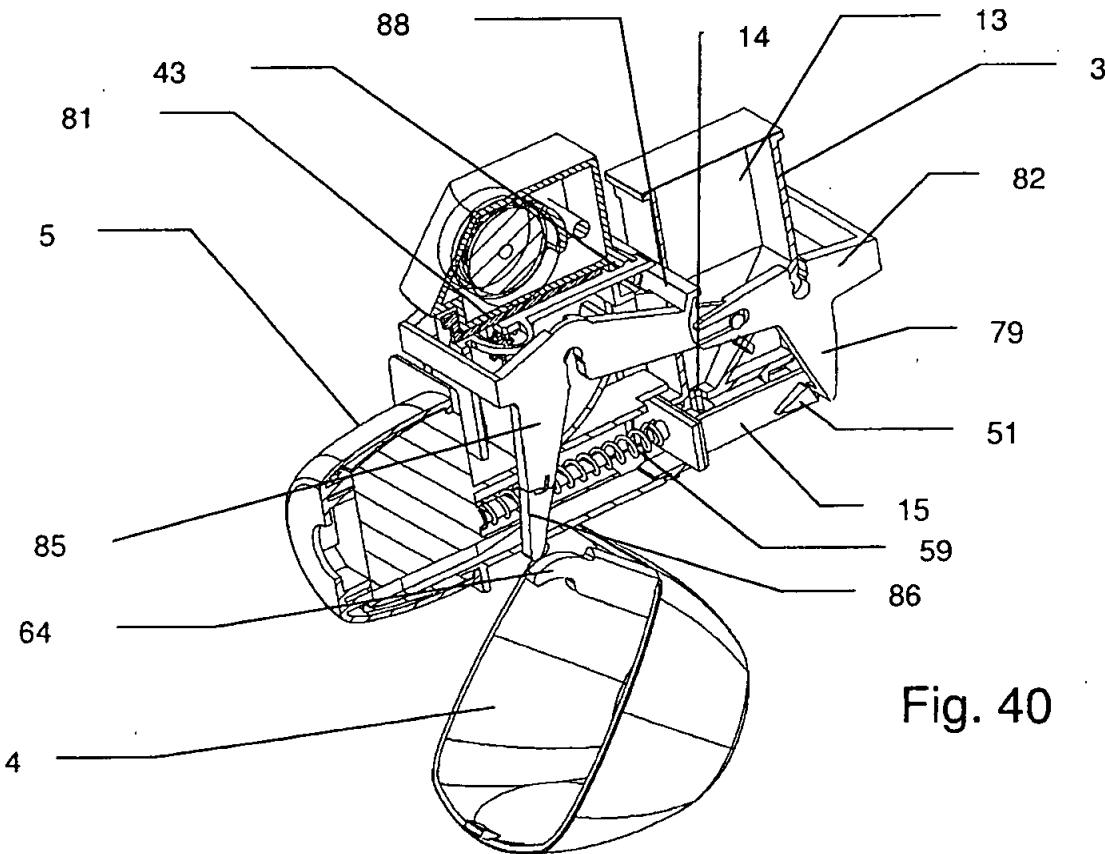


Fig. 40

186

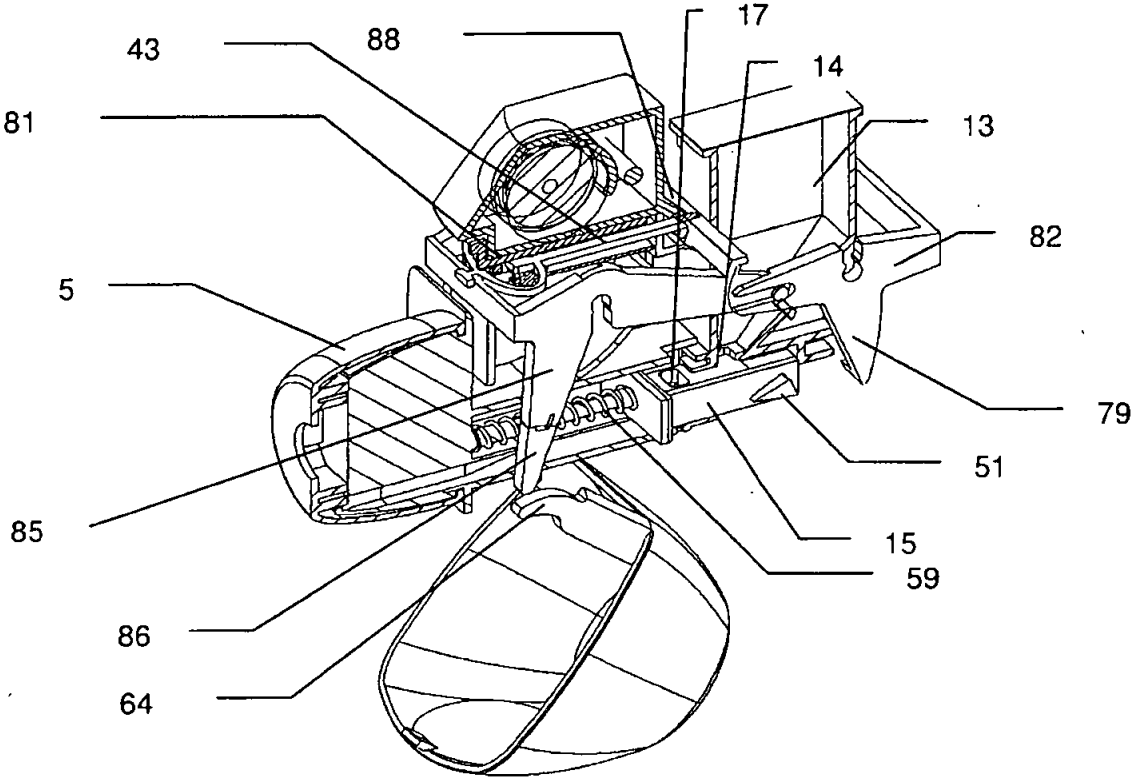


Fig. 41

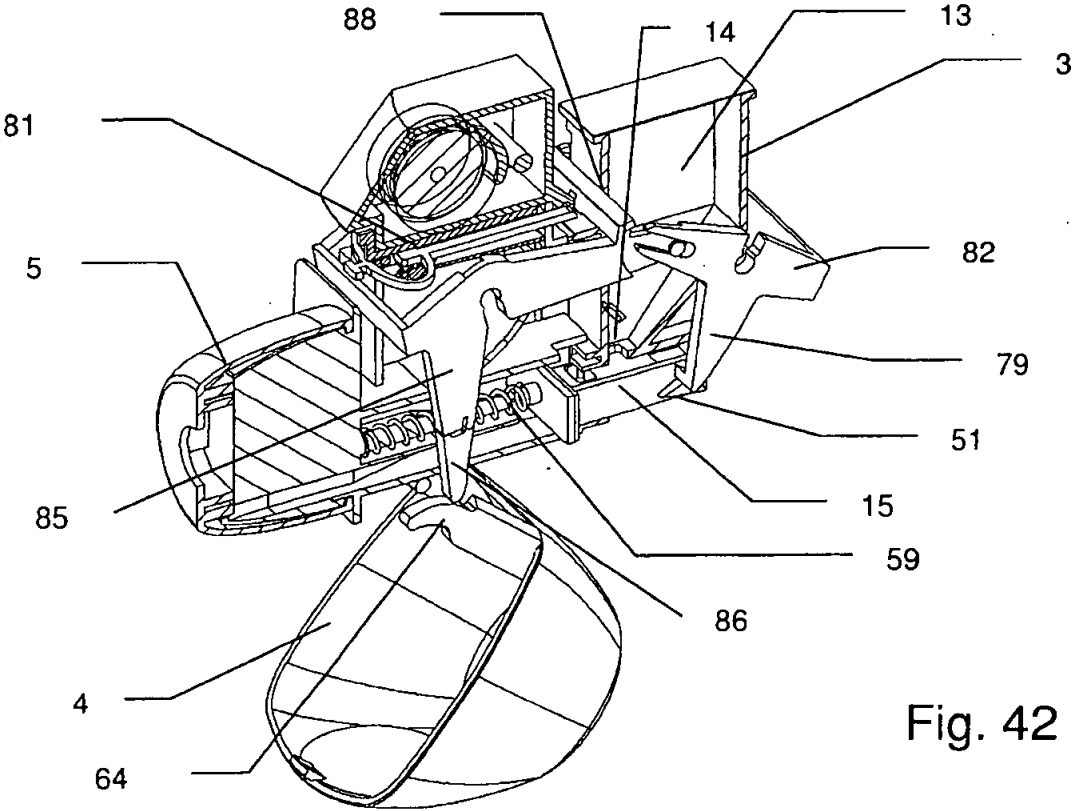


Fig. 42

187

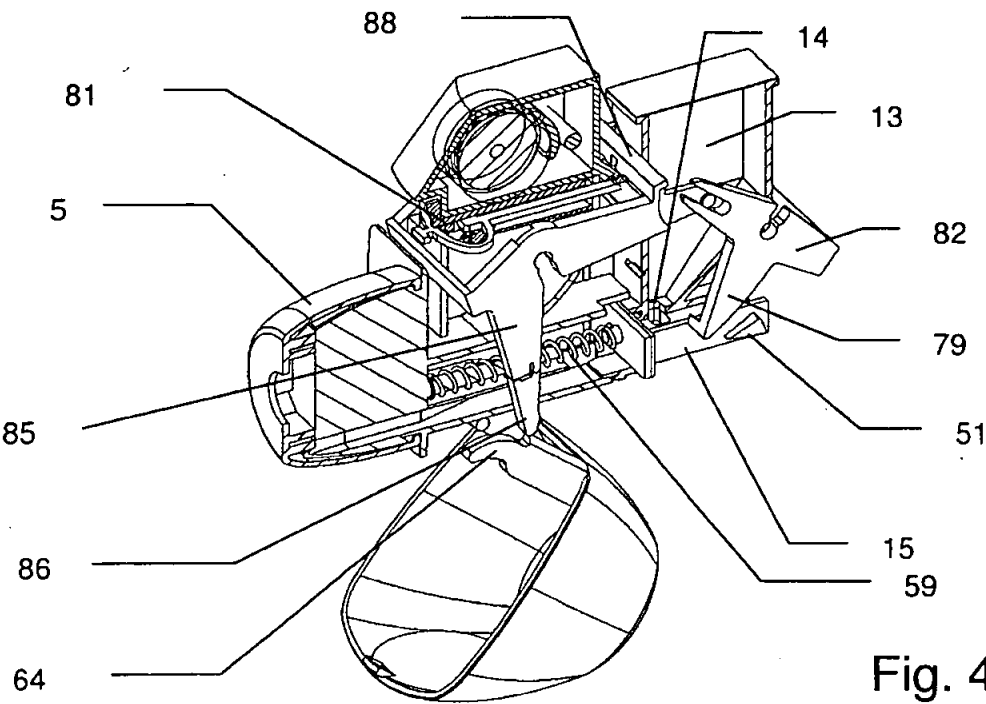


Fig. 43

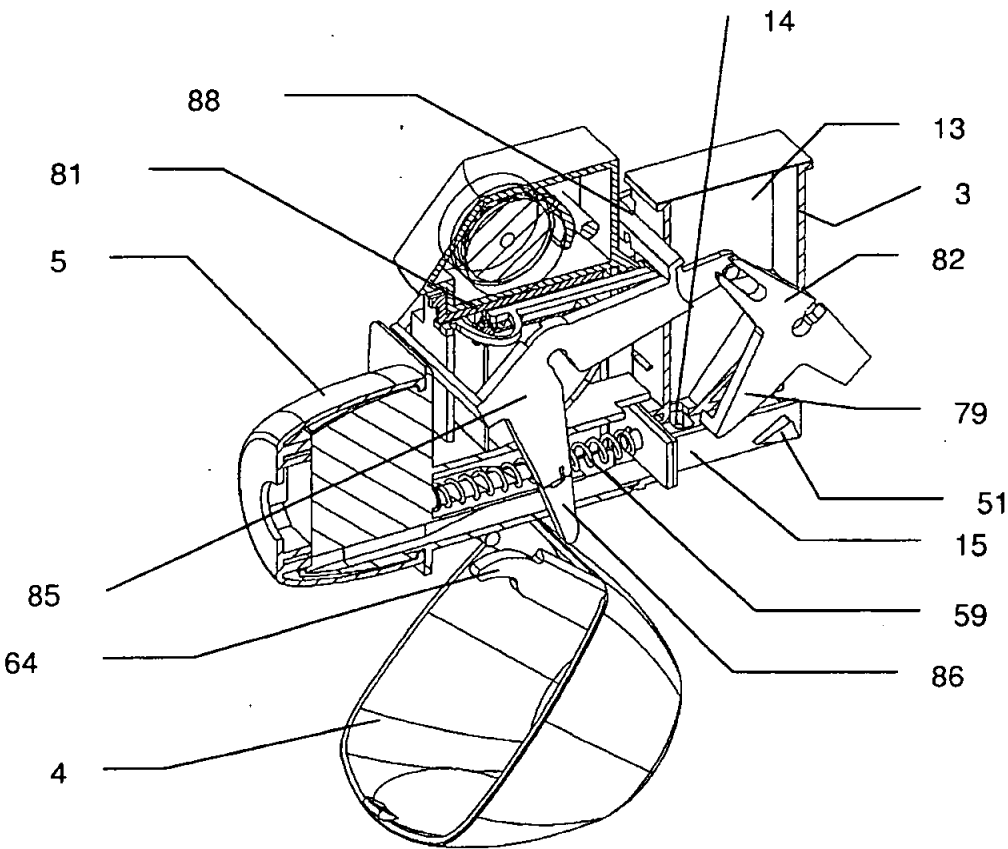


Fig. 44

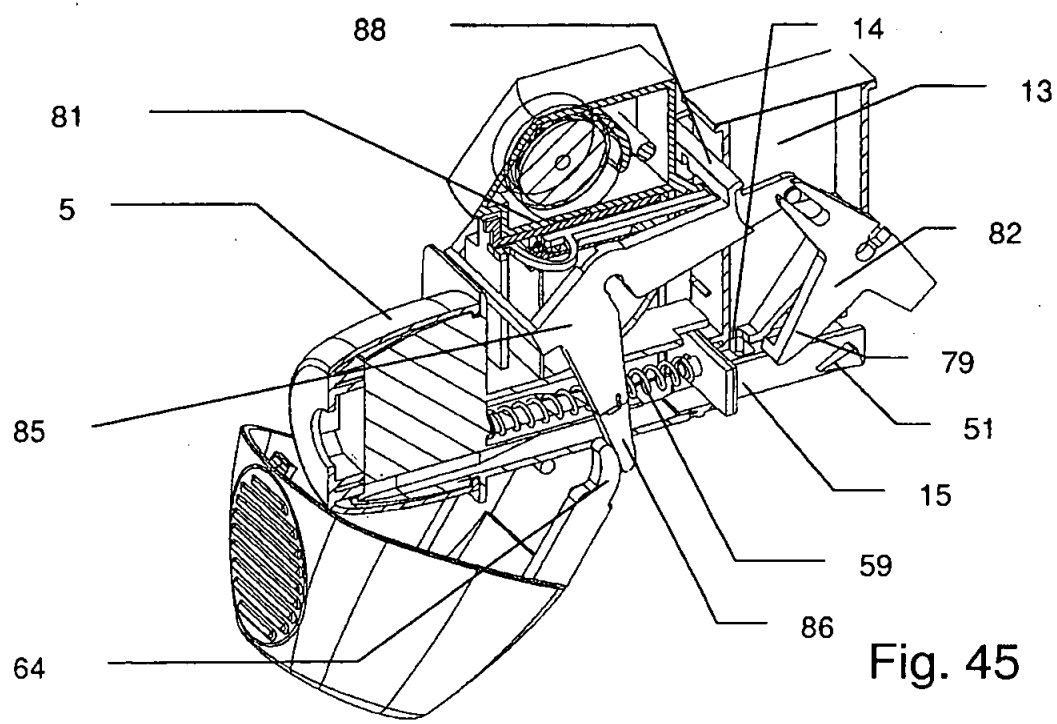


Fig. 45

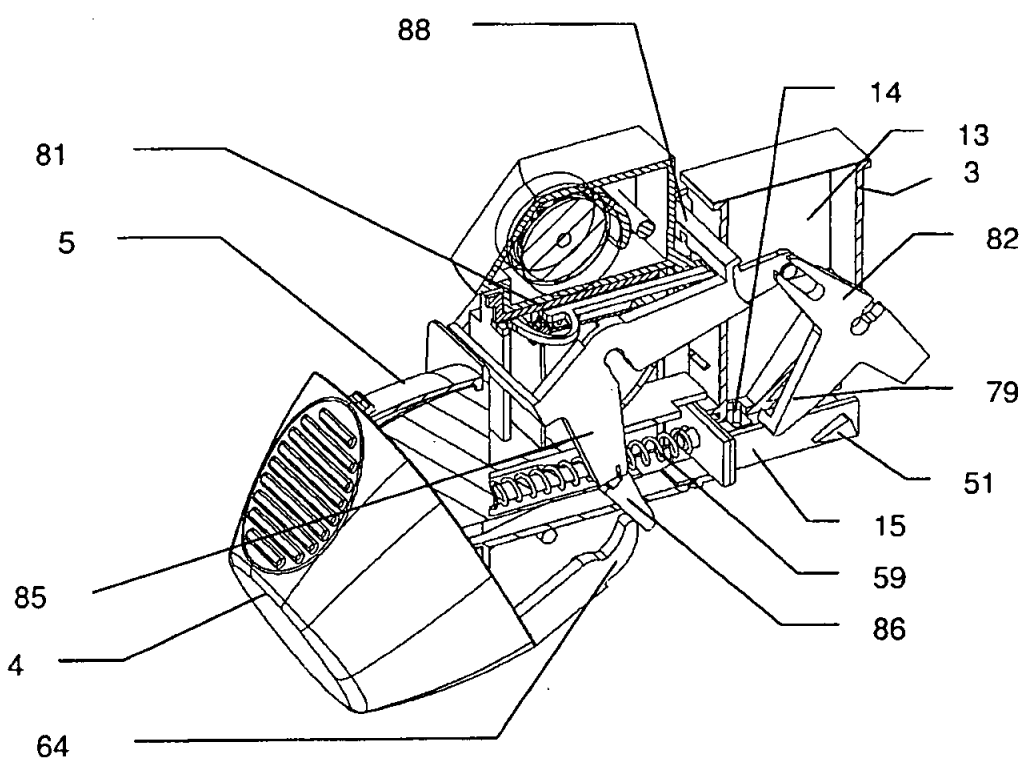


Fig. 46

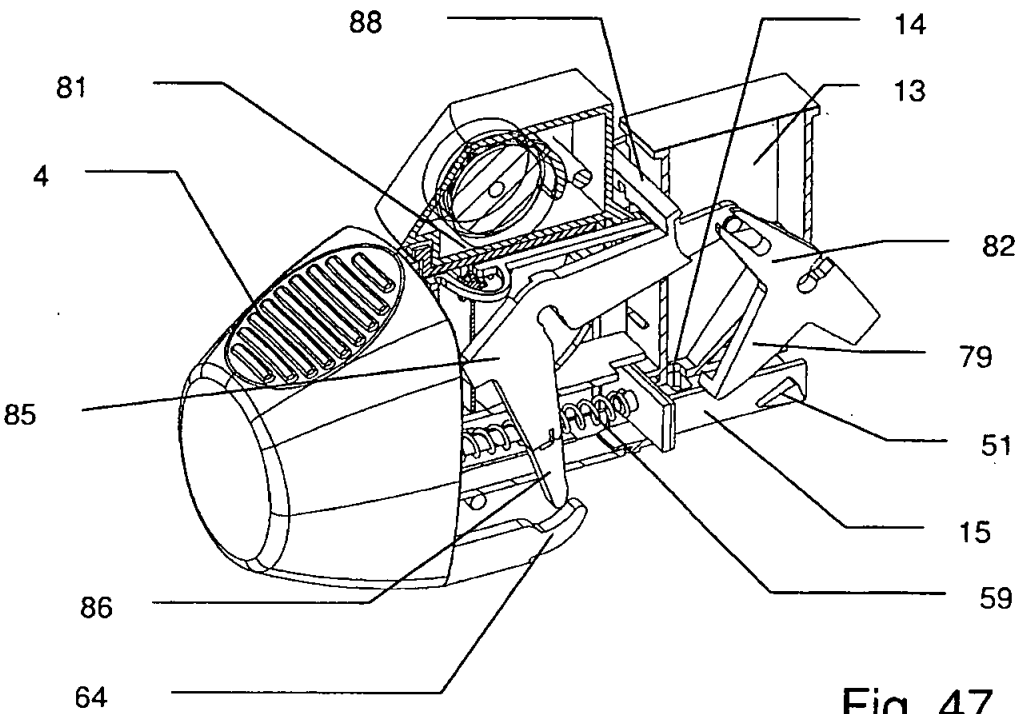


Fig. 47

120

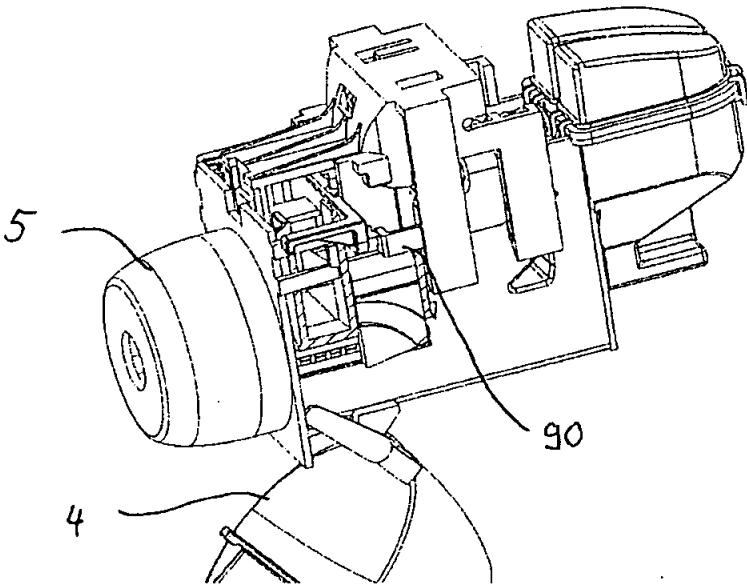


Fig. 48

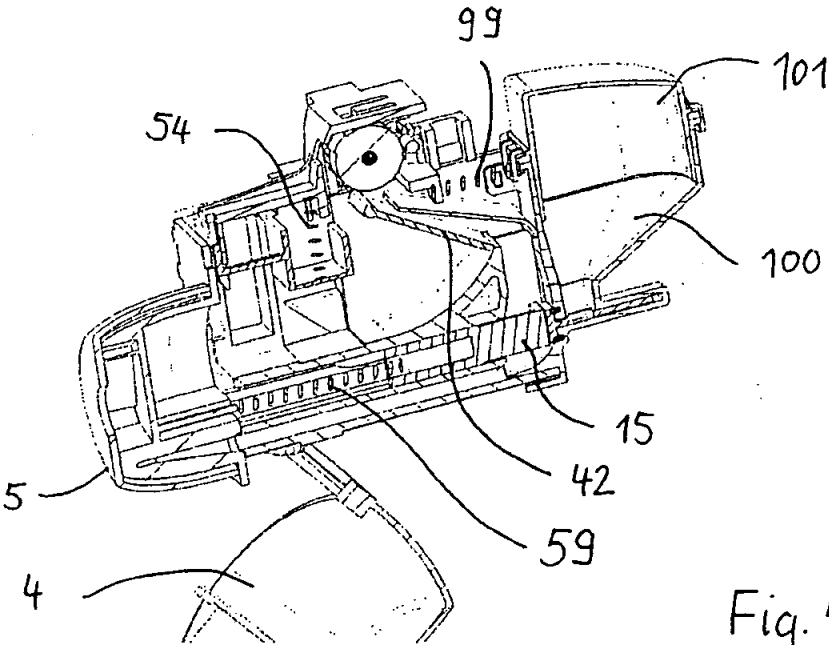


Fig. 49

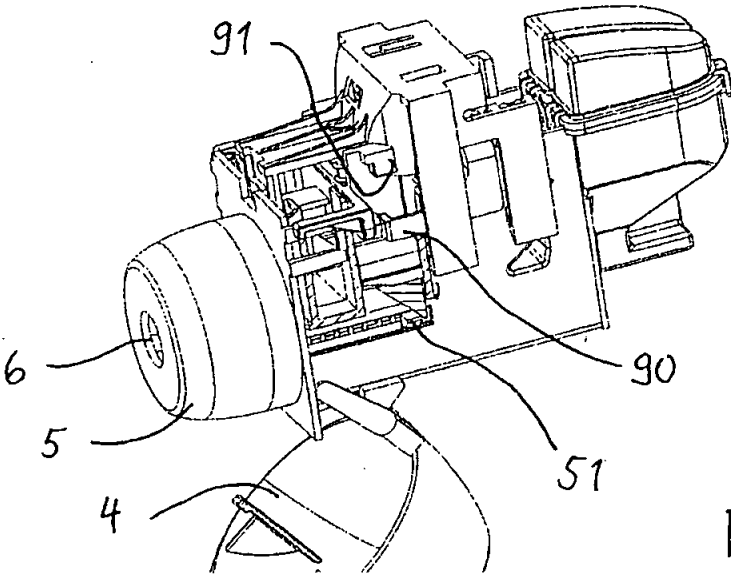


Fig. 50

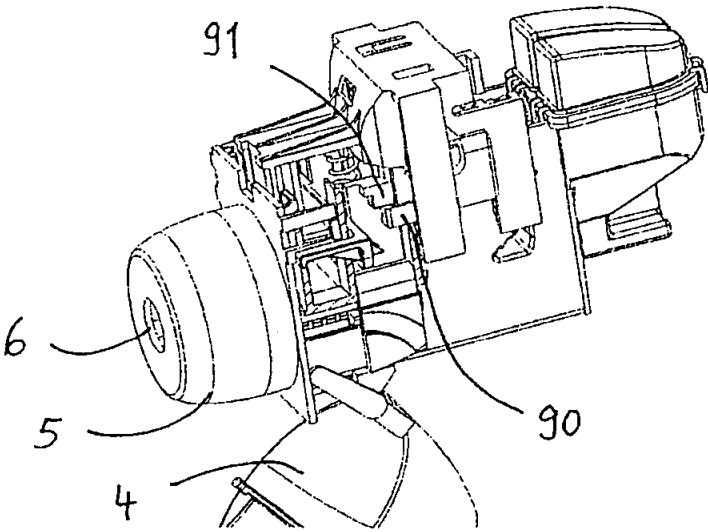


Fig. 51

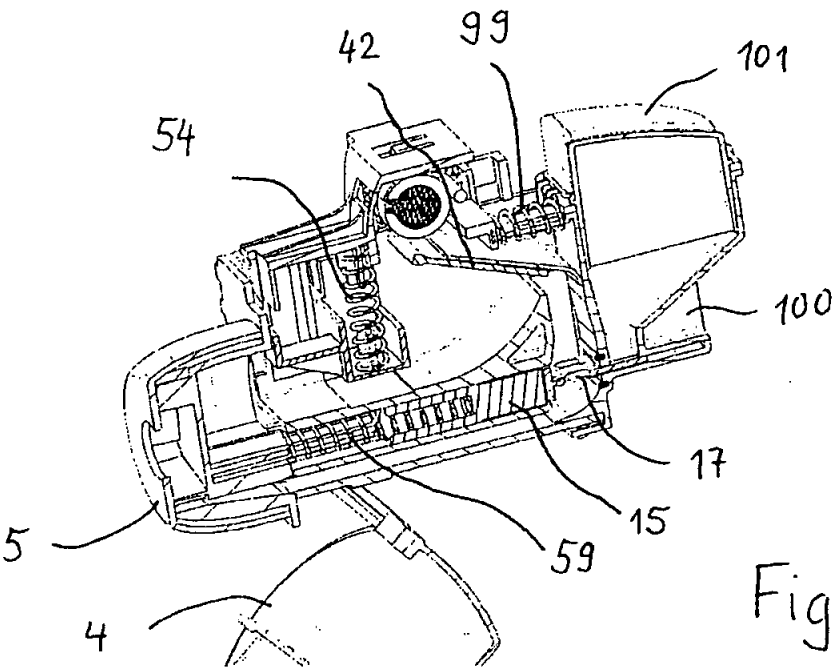


Fig. 52

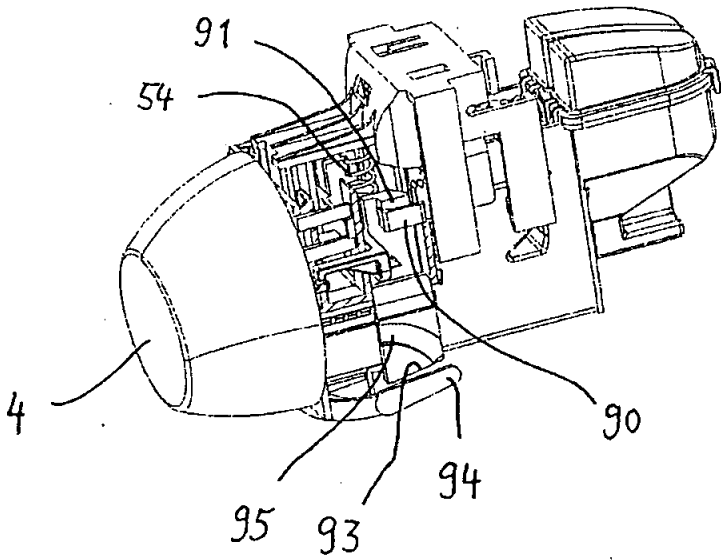


Fig. 53

123

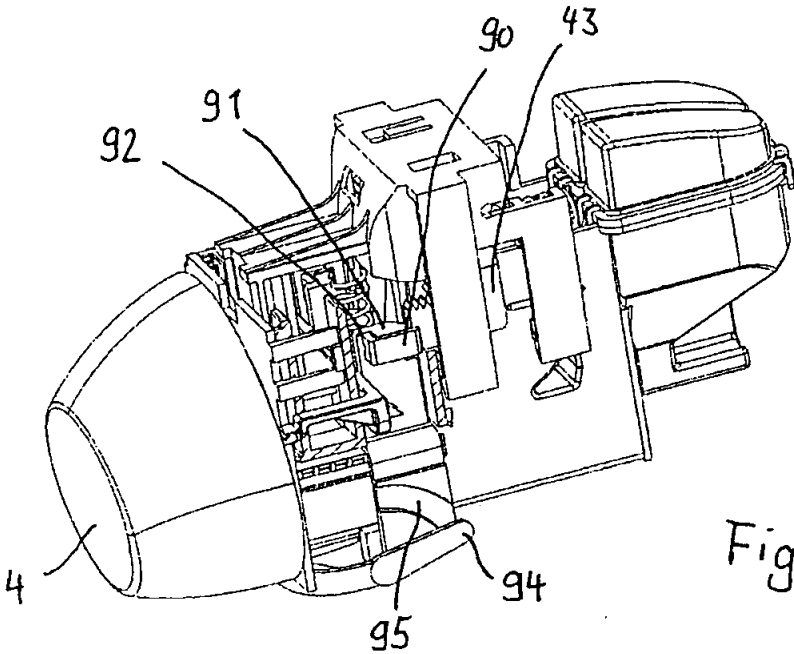


Fig. 54

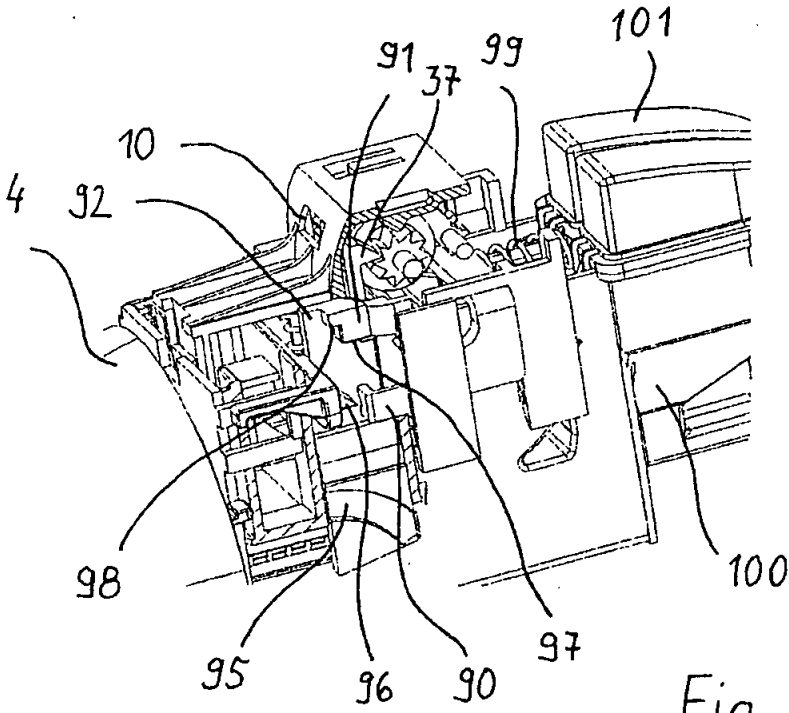
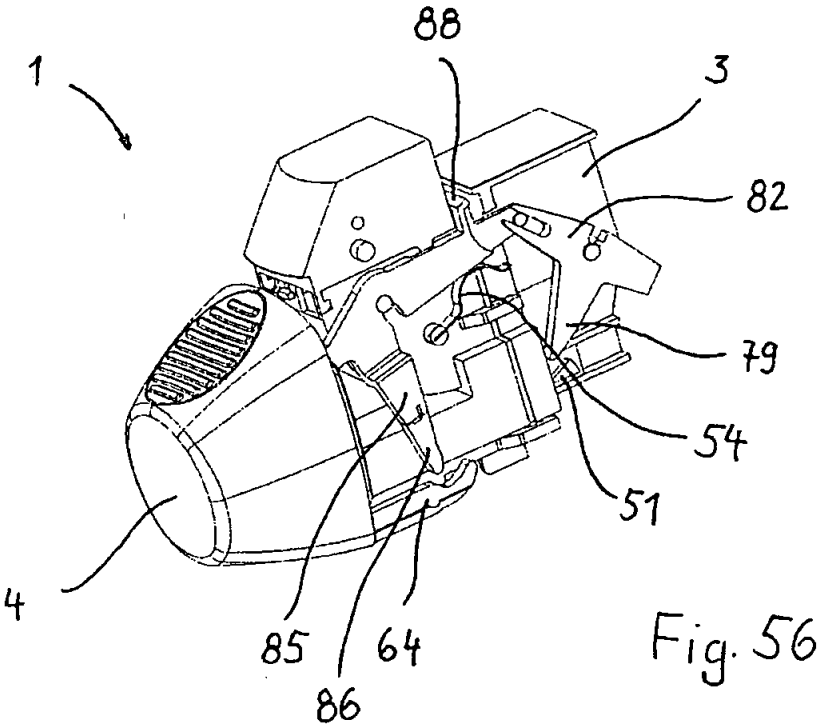


Fig. 55



195

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2007/011372

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61M15/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 113 855 A (NEWHOUSE MICHAEL T [CA]) 19 May 1992 (1992-05-19) the whole document	1
A	US 5 239 992 A (BOUGAMONT JEAN-LOUIS [FR] ET AL) 31 August 1993 (1993-08-31) the whole document	1
A	FR 2 701 653 A1 (VALOIS [FR]) 26 August 1994 (1994-08-26) the whole document	1
A	US 6 029 661 A (WHALEY RALPH DUANE [US] ET AL) 29 February 2000 (2000-02-29) the whole document	1
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 April 2008		Date of mailing of the international search report 28/04/2008
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Borowski, Aleksander

196

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2007/011372

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5113855	A	19-05-1992	NONE	
US 5239992	A	31-08-1993	DE 69204548 D1	12-10-1995
			DE 69204548 T2	28-03-1996
			EP 0516510 A1	02-12-1992
			FR 2676929 A1	04-12-1992
FR 2701653	A1	26-08-1994	NONE	
US 6029661	A	29-02-2000	US 6119688 A	19-09-2000

177

 Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA		SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO DIVISION DE NUEVAS CREACIONES EXTRACTO PARA PUBLICACIÓN SOLICITUD DE PATENTE DE INVENCION PCT	
(21) N° de solicitud:		(51) Int Cl: A61M 015/000	
22) Fecha de solicitud:		(71) Solicitante(s) LABORATORIOS ALMIRALL, S.A.	
(30) Prioridad	(31) Prioridad 10 2006 062 196.4	(32) Fecha 22/12/2006	(33) País DE
		(72) Inventor(es) MARTIN HERDER Y OTROS	
		(74) Apoderado: LUZ CLEMENCIA DE PAEZ	
(85) Fecha limite inicio fase nacional: 22/07/2009		(87) Publicación internacional	
(86) Datos relativos a la presentación de la solicitud PCT		Fecha: 03/07/2008	
Fecha de presentación de la solicitud: 21/12/2007		N° publicación: WO 2008/077623 A1	
No. de solicitud PCT/EP2007/011372			
(54) Titulo: DISPOSITIVO DE INHALACIÓN PARA MEDICAMENTOS EN FORMA DE POLVO			

Reivindicación(es):

1. Dispositivo de inhalación (1) para medicamentos en polvo, que comprende por lo menos una cámara de almacenamiento (13) para alojar una pluralidad de dosis en polvo de medicamento y un dispositivo de dosificación que incluye por lo menos un deslizador de dosificación (15) que es desplazable aproximadamente con un movimiento de traslación en un pasaje del deslizador de dosificación (16) por lo menos desde una posición de llenado a una posición de vaciado, en el que el dispositivo de inhalación (1) también incluye un dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación (15) desde su posición de llenado a la posición de vaciado y un dispositivo de retorno para el movimiento automático del deslizador de dosificación (15) de vuelta a la posición de llenado.

2. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 1, caracterizado porque el pasaje del deslizador de dosificación (16) con dicho por lo menos un deslizador de dosificación (15) y la cámara de almacenamiento (13) están sellados respecto al ambiente por lo menos en la posición de llenado del deslizador de dosificación (15).

3. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque dicha por lo menos una cámara de almacenamiento (13) tiene por lo menos una abertura de salida (14) a través de la cual el medicamento en polvo puede salir bajo la influencia de la fuerza de gravedad y el deslizador de dosificación tiene por lo menos una cavidad de dosificación (17), en el que la cavidad de dosificación en la posición de llenado están bajo la abertura de salida (14) y el deslizador de dosificación es desplazable fuera de su posición de llenado a la posición de vaciado de una manera aproximadamente transversal respecto a la dirección de flujo de salida del polvo de medicamento desde la abertura de salida (14) desde dicha por lo menos una cámara de almacenamiento (13).

4. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 3, caracterizado también por una boquilla (5) que tiene una abertura de inhalación (6) y un pasaje de aire (39) que está en comunicación fluida con la boquilla y a través de la cual un paciente puede succionar un flujo de aire para inhalación, en el que la cavidad de dosificación (17) en la posición de vaciado del deslizador de dosificación (15) está en el pasaje

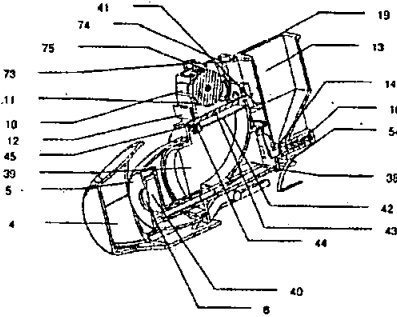
de aire (39).

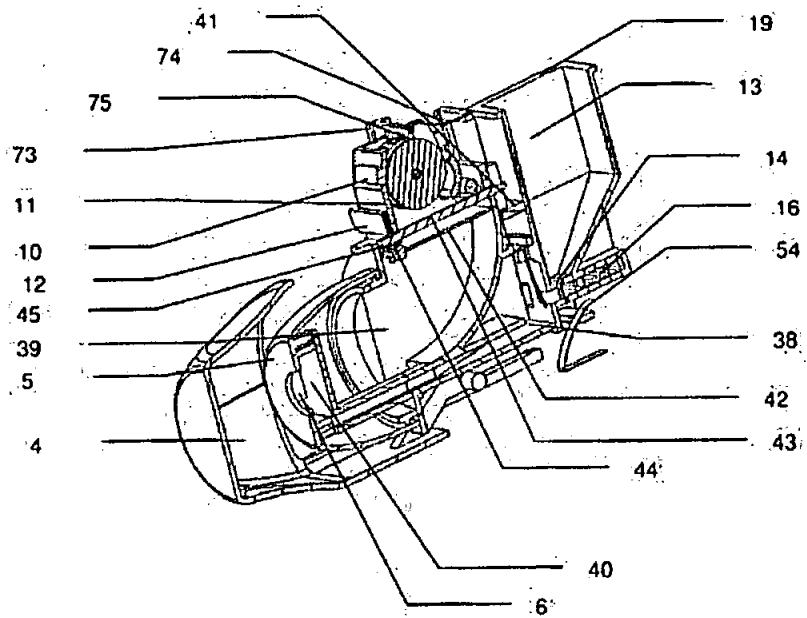
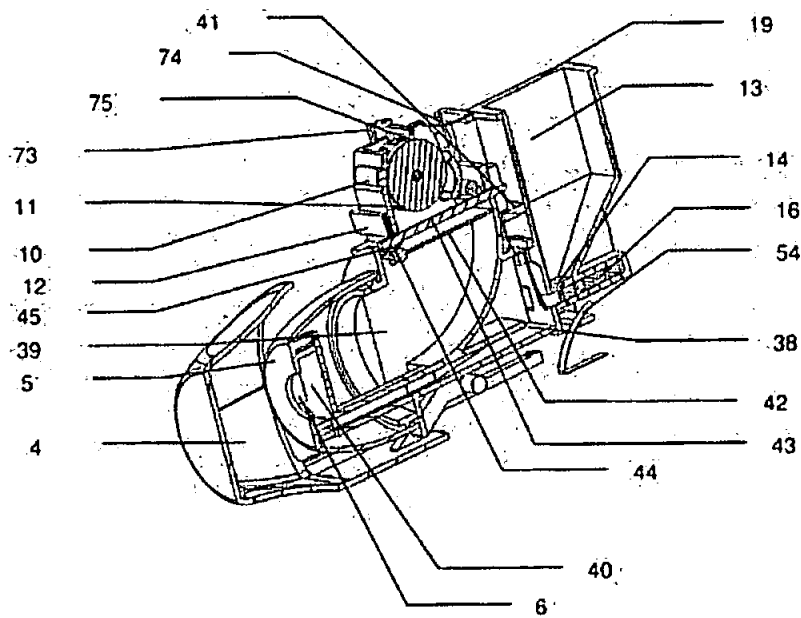
5. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 4, caracterizado porque dispuesto en el pasaje de aire (39) hay un dispositivo de accionamiento para señalar cuándo se ha superado un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire (39).

6. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 5, caracterizado por un dispositivo de válvula en el pasaje de aire (39) para cerrar substancialmente el pasaje de aire (39), en el que el dispositivo de válvula está operativamente conectado al dispositivo de accionamiento para la apertura activada por la inhalación de una parte substancial de la sección transversal de flujo del pasaje de aire (39) cuando se señala que se ha superado un flujo de aire mínimo predeterminado en el pasaje de aire (39).

7. Dispositivo de inhalación (1) según la reivindicación 6, caracterizado porque el dispositivo de válvula es parte del dispositivo para el movimiento automático activado por la inhalación del deslizador de dosificación (15).

8. Dispositivo de inhalación (1) según una de las reivindicaciones 5 a 7, caracterizado porque el dispositivo de accionamiento comprende una solapa cargada con un muelle (42) montada de manera pivotante directa o indirectamente y dispuesta en el pasaje de aire (39), y el pasaje de aire (39) en la región de la solapa (42) es de un área en sección transversal que es grande en relación con la abertura de inhalación (6).





causales de irregistrabilidad contempladas en los artículos 135 y 136 de la misma Decisión.

2. Irregistrabilidad por confundibilidad

Una de las causales de irregistrabilidad del signo por la cual deberá negarse una solicitud de registro marcario, se encuentra en el literal a) del artículo 136 de la Decisión 486 la cual indica que habrá lugar a negar la solicitud de registro de marca cuando los signos que se presentan: "Sean idénticos o se asemejen, a una marca anteriormente solicitada para registro o registrada por un tercero, para los mismos productos o servicios, o para productos o servicios respecto de los cuales el uso de una marca pueda causar un riesgo de confusión o asociación".

2.1. Concepto

La confundibilidad de la marca es una noción que implica necesariamente una confusión en la oferta de productos o marcas similares o idénticas y que genera, inevitablemente, error en el consumidor viciando así su consentimiento. Esta situación se ha denominado también "riesgo de confusión" que no es otra cosa que crear en la mente del consumidor un error en razón del concepto, de la forma, calidad, origen, etc., que le perjudica en su libre adquisición.²

La causal de irregistrabilidad del signo idéntico o similar a otro ya registrado o solicitado en registro tiene como objetivo principal generar una doble protección: por un lado busca proteger al consumidor ante signos semejantes, para que no adquiera un producto o servicio creyendo que es otro, o asumiendo que tiene el mismo origen empresarial; a su vez, la causal en estudio busca proteger al empresario, al prohibirle a otro que tenga idéntica o semejante marca, ya que con el uso puede llegar a confundirse con la suya, toda vez que al existir marcas similares en el mercado, se pierde la distintividad necesaria para garantizar la protección del consumidor y del empresario antes reseñadas, generando un riesgo de confusión.³

Por los motivos anteriormente señalados, las solicitudes de registro de signos marcarios que amenacen con introducir confusión en el mercado, error en el consumidor y fallas en la identificación de los bienes y servicios, con quien los produce, no pueden dar lugar a registro⁴.

2.2. El caso concreto

Vistos los registros de la Propiedad Industrial, se observa que la marca SOL SOLEI (nominativa), con certificado No. 325320, se encuentra registrada y su titular es la sociedad Genesis Medicines S.A. Medigenesis S.A., marca que distingue productos de la clase 3ª de la Clasificación Internacional de Niza y se encuentra vigente hasta el 27 de noviembre de 2016.

² CFR Proceso 39-IP-2002.

³ Así lo ha manifestado el Tribunal Andino de Justicia al señalar en Proceso 17-IP-2001; marca HARINA GALLO DE ORO: "El propósito de negar el registro de signo idénticos o similares es evitar el riesgo de confusión por la identidad o similitud de las marcas."

⁴ Tribunal de Justicia del Acuerdo de Cartagena, Proceso 38-IP-2000 de 7 de junio de 2000, marca FRITTY.

199

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800176089-2

RECIBO OFICIAL DE CAJA
FECHA

49,265
7 DE 2009



***** CONSIGNACION *****

TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PGO	Vr. PAGO
RECIBO DE CAJA			49206	07/07/2009	27,490,000.00

***** CONCEPTO *****

CONCEPTO	TOTAL CONCEPTO
1 05-01-09 OTROS SERVICIOS DE PROPIEDAD I *** TASA ANUAL ARDS 17 a 20 PARA MANT	872,000.00

TOTAL :	872,000.00

N: OCHOCIENTOS SETENTA Y DOS MIL PESOS

RESPONSABLE :

RECIBO DE CAJA APLICADO AL EXPEDIENTE No.

do OG734-841-011-8

200

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIY : 800176089-2

CERTIFICACION DE PAGO
FECHA 09 - 49,301
DIO 7 DE 2009

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

No. 09-076099- -00000-0000

Fecha: 2009-07-22 16:29:23 Dep. 2020 NUECREACIONE
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 202

***** CONSIGNACION *****

TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PGO	Vr. PAGO
RECIBO DE CAJA			49280	07/07/2009	60,000.00

***** CONCEPTO *****

I. REN VSTICO	CONCEPTO	TOTAL CONCEPTO
1 50005-01-09 OTROS SERVICIOS DE PROPIEDAD I	99 OTROS SERVICIOS ADMINISTRATIVOS	5,000.00
	TOTAL :	\$ 5,000.00

: CINCO MIL PESOS

RESPONSABLE : 

IBO DE CAJA APLICADO AL EXPEDIENTE No. _____

A CERTIFICACION DE EXCEDENTE DE PAGO SOLO PODRA SER UTILIZADA
O PARTE DE LA CANCELACION DE UNA TARIFA VIGENTE Y NO PODRA SER
TITUIDA POR NINGUN RECIBO.

Colo 06734-841-011-8

201

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800178089-2

RECIBO OFICIAL DE CAJA : 09 - 51,419
FECHA : JULIO 14 DE 2009

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 09-076099-00000-0000

Fecha: 2009-07-22 16:29:23 Dep. 2020 NUECREACION
Tra. 11 PATENTE IYII Eve: 378 FASE NACIONAL I
Act. 411 PRESENTACION Folios: 202

***** CONSIGNACION *****

DEPOSITANTE	TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	Nº. PAGO	FECHA PAGO	Vr. PAGO
CAVELIER ABOGADOS	RECIBO DE CAJA			51343	14/07/2009	41,164,000.00

***** CONCEPTO *****

CANT. RENTISTICO	CONCEPTO	TOTAL CONCEPTO
1 50005-01-01 SOLICITUDES	*** REIVINDICACION UNITARIA ADICIONAL	25,000.00
	TOTAL :	25,000.00

SON: VEINTICINCO MIL PESOS

RESPONSABLE : _____

RECIBO DE CAJA APLICADO AL EXPEDIENTE No. _____

020 06734-841-011-8

202

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

No. 09-076099- -00000-0000

Fecha: 2009-07-22 16:29:23 Dep. 2020 NUECREACIONE
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 202

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800176089-2

RECIBO OFICIAL DE CAJA : 09 - 52,180
FECHA : JULIO 16 DE 2009

***** CONSIGNACION *****

DEPOSITANTE	TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	Vr. PAGO
CAVELIER ABOGADOS	CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	106430881	16/07/2009	19,465,000.00

***** CONCEPTO *****

CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	TOTAL CONCEPTO
1	50005-01-01	SOLICITUDES	
3		PROC. REGISTRO DE MARCAS Y LEMAS	688,000.00
		TOTAL :	\$ 688,000.00

SON: SEISCIENTOS OCHENTA Y OCHO MIL PESOS



RESPONSABLE : _____

RECIBO DE CAJA APLICADO AL EXPEDIENTE No. _____

020 06734-841-011-8



Industria y Comercio
SUPERINTENDENCIA

REQUISITOS MINIMOS PARA ADMISION A TRAMITE

PCT

PATENTE DE INVENCION ☒

MODELO DE UTILIDAD ☐

- ◆ Indicación de que se solicita la concesión de una patente ☒
- ◆ Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud ☒
- ◆ Descripción de la invención ☒
- ◆ Dibujos de ser estos pertinentes ☐
- ◆ Comprobante de pago de las tasas establecidas ☒

COMPLETA ☐

INCOMPLETA ☐

DISEÑO INDUSTRIAL ☐

- ◆ Indicación de que se solicita el registro de Diseño Industrial ☐
- ◆ Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud ☐
- ◆ Representación gráfica y fotográfica del Diseño Industrial o muestra del material que incorpora el diseño ☐
- ◆ Comprobante de pago de las tasas establecidas ☐

COMPLETA ☐

INCOMPLETA ☐

ESQUEMA DE TRAZADO ☐

- ◆ Indicación de que se solicita el registro de un Esquema de Trazado ☐
- ◆ Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud ☐
- ◆ Representación gráfica del esquema trazado ☐
- ◆ Comprobante de pago de las tasas establecidas ☐

COMPLETA ☐

INCOMPLETA ☐

Firma Res

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO



No. 09-076099- -00000-0000

Fecha

Fecha: 2009-07-22 16:29:23 Dep. 2020 NUECREACION
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONAL
Act. 411 PRESENTACION Folios: 202

arrera 13 No. 27-00 Piso 5, 7 y 10

Conmutador: 3 82 08 40

Fax: 350 52 20

E-mail: Info@sic.gov.co

www.sic.gov.co

Bogotá, D.C., Colombia

REPUBLICA DE COLOMBIA
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

Bogotá,
2020

Doctor(a)
SUAREZ DE PAEZ LUZ CLEMENCIA
Apoderado(a) y/o Representante de
LABORATORIOS ALMIRALL, S.A.

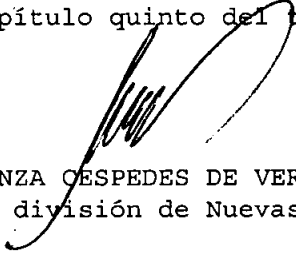
REFERENCIA	Radicación No.	9 76099
	Solicitud internacional	PCT/EP2007/011372
	Fecha inicio fase nacional	22/07/2009
	Trámite	11
	Evento	378
	Actuación	430
	Oficio No.	8702

Como resultado del examen de forma, realizado con fundamento en el artículo 38 de la Decisión 486 de la Comisión de la Comunidad Andina, artículo 27 del Tratado de Cooperación en Materia de Patentes (PCT), regla 51bis del Reglamento y Circular Única de la Superintendencia de Industria y Comercio, se le comunica que:

1. La solicitud no contiene la copia del documento en que consta la cesión del derecho a la patente del inventor al solicitante o a su causante, conforme a lo establecido por el artículo 26 literal k) de la Decisión 486 de la Comisión de la Comunidad Andina. Cuando se trate de documentos otorgados en el extranjero, estos deberán legalizarse de conformidad con lo dispuesto por los artículos 259 y 260 del Código de Procedimiento Civil. Cuando se trate de las declaraciones a que hace referencia la Regla 4.17 ii) del Tratado de Cooperación en Materia de Patentes PCT., el alcance de las tales declaraciones se determinará según indiquen claramente una cesión de derechos del inventor al solicitante o su causante, de conformidad con lo dispuesto en el numeral 5.2.15 del Capítulo Quinto, Título X de la Circular Única de Superintendencia de Industria y Comercio.

En cumplimiento de lo dispuesto por el artículo 39 de la Decisión 486, se le requiere para que dentro del término de dos meses siguientes a la fecha de notificación del presente oficio, complete los requisitos anteriormente enunciados. En caso de no dar cumplimiento al presente requerimiento, la solicitud se considerará abandonada y perderá su prelación.

Notifíquese el presente oficio conforme a lo dispuesto en el numeral 5.2, literal e), del capítulo quinto del título primero de la Circular Unica No.10 de 2001.


ALIX CARMENZA CESPEDES DE VERGEL
Jefe de la división de Nuevas Creaciones

El anterior requerimiento fue notificado por fijación en lista de
fecha _____
adpall

31 JUL. 2009

20h