



(12) 发明专利申请



(10) 申请公布号 CN 118354803 A

(43) 申请公布日 2024. 07. 16

(21) 申请号 202280080746.0

(22) 申请日 2022.11.01

(30) 优先权数据

21315217.6 2021.11.03 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.06.05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2022/080408 2022.11.01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/078852 EN 2023.05.11

(71) 申请人 赛诺菲

地址 法国巴黎

(72) 发明人 S·阿尔特 T·格拉瑟

M·赫尔默 S·穆克 P·诺伯

M·沙巴赫 M·维特

(74) 专利代理机构 北京坤瑞律师事务所 11494

专利代理师 封新琴

(51) Int.Cl.

A61M 5/24 (2006.01)

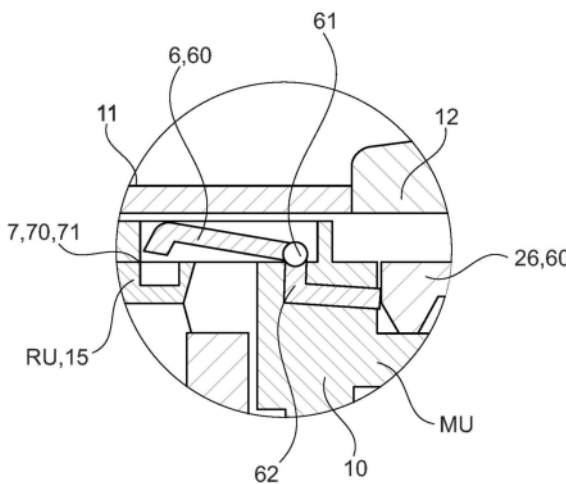
权利要求书3页 说明书26页 附图27页

(54) 发明名称

药物输送装置、药物储存器单元和成套组件

(57) 摘要

在至少一个实施例中,药物输送装置(100)包括机构单元(MU)。该机构单元包括:壳体元件(11);用于形成连接接口(7)的接口特征(70),该连接接口将机构单元与药物储存器单元(RU)可释放地连接;以及锁定机构,该锁定机构具有第一可移动元件(26),该第一可移动元件相对于壳体元件在第一位置与第二位置之间是可移动的。该机构单元被配置为使得能够进行分配药物剂量的分配过程。该锁定机构可在释放状态与锁定状态之间切换。当第一可移动元件处于第一位置时,锁定机构处于释放状态,以及当第一可移动元件偏移出第一位置时,锁定机构处于锁定状态。在锁定状态下,锁定机构阻止连接接口的释放,使得连接到机构单元的药物储存器单元无法与机构单元分离。在释放状态下,锁定机构使得能够释放连接接口,以用于将药物储存器单元与机构单元分离。



1. 一种药物输送装置(100), 包括
 - 机构单元(MU), 该机构单元具有
 - 壳体元件(11),
 - 接口特征(70), 该接口特征用于形成连接接口(7), 该连接接口将该机构单元(MU)与药物储存器单元(RU)可释放地连接,
 - 锁定机构(6), 该锁定机构具有第一可移动元件(26), 该第一可移动元件相对于该壳体元件(11)在第一位置与第二位置之间是可移动的,
 - 其中, 该机构单元(MU)被配置为使得能够进行分配药物剂量的分配过程,
 - 其中, 该锁定机构(6)可在释放状态与锁定状态之间切换, 其中,
 - 当该第一可移动元件(26)处于该第一位置时, 该锁定机构(6)处于该释放状态, 以及当该第一可移动元件(26)偏移出该第一位置时, 该锁定机构(6)处于该锁定状态,
 - 在该锁定状态下, 该锁定机构(6)阻止该连接接口(7)的释放, 使得连接到该机构单元(MU)的该药物储存器单元(RU)无法与该机构单元(MU)分离,
 - 在该释放状态下, 该锁定机构(6)使得能够释放该连接接口(7), 以用于将该药物储存器单元(RU)与该机构单元(MU)分离。
2. 根据权利要求1所述的药物输送装置(100), 其中,
 - 该锁定机构(6)包括联接元件(60),
 - 该联接元件(60)在锁定位置与释放位置之间是可移动的,
 - 该联接元件(60)被配置为在该锁定位置时接合该药物储存器单元(RU)以及在该释放位置时与该药物储存器单元(RU)脱离接合,
 - 当该锁定机构(6)处于该锁定状态时, 该联接元件(60)处于该锁定位置,
 - 当该锁定机构(6)处于该释放状态时, 该联接元件(60)处于该释放位置。
3. 根据权利要求2所述的药物输送装置(100), 其中,
 - 该锁定机构(6)被配置成使得该第一可移动元件(26)进入该第一位置的运动通过机械相互作用迫使该联接元件(60)从该锁定位置移入该释放位置。
4. 根据权利要求2或3所述的药物输送装置(100), 其中,
 - 当该第一可移动元件(26)移入该第一位置时, 该联接元件(60)通过杠杆效应移入该释放位置。
5. 根据权利要求2至4中任一项所述的药物输送装置(100), 其中,
 - 该联接元件(60)可枢转地悬置在该机构单元(MU)中,
 - 当该第一可移动元件(26)移入该第一位置时, 在该联接元件(60)上施加扭矩, 因此, 该联接元件(60)移入该释放位置。
6. 根据权利要求2至5中任一项所述的药物输送装置(100), 其中,
 - 该锁定机构(6)被配置成使得当该第一可移动元件(26)移出该第一位置时, 该联接元件(60)自动移入该锁定位置。
7. 根据权利要求2至6中任一项所述的药物输送装置(100), 其中,
 - 该联接元件(60)是长形元件, 该长形元件在该锁定位置和/或该释放位置时主要沿轴向方向定向。
8. 根据前述权利要求中任一项所述的药物输送装置(100), 其中, 该机构单元(MU)被配

置成

-使得该分配过程与该第一可移动元件(26)沿从该第二位置到该第一位置的方向的运动相关联,

-当完全分配出药物剂量时,该第一可移动元件(26)移入该第一位置。

9.根据前述权利要求中任一项所述的药物输送装置(100),其中,

-该机构单元(MU)被配置成使得能够设定要分配的药物剂量,

-设定药物剂量与该第一可移动元件(26)沿从该第一位置到该第二位置的方向的运动相关联。

10.根据前述权利要求中任一项所述的药物输送装置(100),其中,-该机构单元(MU)被配置成使得在分配过程中,该第一可移动元件(26)碰撞在该联接元件(60)上。

11.根据前述权利要求中任一项所述的药物输送装置(100),其中,

-该机构单元(MU)包括机电致动器(5),该机电致动器在操作时使致动器元件(50)在第一位置与第二位置之间移动,

-该机构单元(MU)被配置成当该致动器元件(50)处于该第一位置时阻止设定药物剂量和/或阻止分配药物剂量。

12.根据权利要求11所述的药物输送装置(100),其中,

-该机构单元(MU)被配置成使得,

-除非选定药物储存器单元(RU)与该机构单元(MU)联接,否则阻止该致动器(5)的操作,

-机构单元(MU)与选定药物储存器单元(RU)的联接是该致动器(5)的操作的前提条件。

13.一种药物输送装置(100),包括

-机构单元(MU),该机构单元具有

-壳体元件(11),

-接口特征(70),该接口特征用于形成连接接口(7),该连接接口将该机构单元(MU)与药物储存器单元(RU)可释放地连接,

-锁定机构(6),该锁定机构具有第一可移动元件(26)和联接元件(60),该第一可移动元件相对于该壳体元件(11)在第一位置与第二位置之间是可移动的,该联接元件与该第一可移动元件(26)机械地相互作用,

-其中,该机构单元(MU)被配置为使得能够进行分配药物剂量的分配过程,

-其中,该锁定机构(6)可在释放状态与锁定状态之间切换,

其中

-当该第一可移动元件(26)处于该第一位置时,该锁定机构(6)处于该释放状态,以及当该第一可移动元件(26)偏移出该第一位置时,该锁定机构(6)处于该锁定状态,

-在该锁定状态下,该锁定机构(6)阻止该连接接口(7)的释放,使得连接到该机构单元(MU)的该药物储存器单元(RU)无法与该机构单元(MU)分离,

-在该释放状态下,该锁定机构(6)使得能够释放该连接接口(7),以用于将该药物储存器单元(RU)与该机构单元(MU)分离,

-其中,该机构单元(MU)包括用于分配药物剂量的分配机构,其中,该分配机构包括柱塞杆(29)。

14. 根据权利要求13所述的药物输送装置(100), 其中,
- 该联接元件(60)在锁定位置与释放位置之间是可移动的,
 - 该联接元件(60)被配置为在该锁定位置时接合该药物储存器单元(RU)以及在该释放位置时与该药物储存器单元(RU)脱离接合,
 - 当该锁定机构(6)处于该锁定状态时, 该联接元件(60)处于该锁定位置,
 - 当该锁定机构(6)处于该释放状态时, 该联接元件(60)处于该释放位置。
15. 一种用于药物输送装置的药物储存器单元(RU), 包括
- 填充有药物的药物储存器(16)和/或药物储存器固持器(15),
 - 联接特征(61), 该联接特征被配置为与根据权利要求2或14或从属于权利要求2的权利要求3至12中任一项所述的药物输送装置(100)的联接元件(60)接合。
16. 根据权利要求1至14中任一项所述的药物输送装置(100), 进一步包括:
- 根据权利要求15所述的药物储存器单元(RU), 其中,
 - 该药物储存器单元(RU)经由该连接接口(7)连接到该机构单元(MU)。
17. 一种成套组件, 包括根据权利要求1至14中任一项所述的药物输送装置(100)和根据权利要求15所述的药物储存器单元(RU)。

药物输送装置、药物储存器单元和成套组件

技术领域

[0001] 提供了一种药物输送装置。另外,提供了一种用于药物输送装置的药物储存器单元以及包括药物输送装置和药物储存器单元的成套组件。

背景技术

[0002] 施用注射是对用户和医疗保健专业人员在精神和身体方面都造成许多风险和挑战的过程。药物输送装置的目标可以是使患者较容易进行自我注射。安全操作药物输送装置是令人期望的。

发明内容

[0003] 要实现的一个目的是提供一种改进型药物输送装置,优选地是一种使操作和处理对用户而言更安全的药物输送装置。要实现的另外的目的是提供一种用于这种药物输送装置的药物储存器单元以及一种包括这种药物输送装置和这种药物储存器单元的成套组件。

[0004] 这些目的尤其通过独立权利要求的主题来实现。有利的实施例和进一步的发展是从属权利要求的主题并且还可以从以下描述和附图中提取到。

[0005] 首先,详细说明药物输送装置。

[0006] 药物输送装置可以是注射装置。药物输送装置可以是自动注射器和/或剂量可变装置或剂量固定装置和/或笔式装置,例如拨选延伸笔。

[0007] 根据至少一个实施例,药物输送装置包括机构单元。机构单元可以包括用于分配药物剂量的分配机构和/或用于设定药物剂量的设定机构。

[0008] 分配机构和/或设定机构可以包括在剂量分配或剂量设定过程中彼此相互作用的若干元件。例如,当从剂量设定切换到剂量分配或反之亦然时,机构单元的两个或更多个元件之间的联接改变。例如,两个或更多个元件在剂量设定过程中花键连接,使得它们彼此旋转固定,其中,花键连接式联接被释放以进行剂量分配,使得这些元件在剂量分配过程中相对于彼此旋转。

[0009] 例如,分配机构包括柱塞杆,该柱塞杆被配置为作用在药物储存器上以便分配药物剂量。机构单元可以被配置成使得柱塞杆在剂量分配过程中沿远侧方向轴向移动。例如由于与机构单元的另一元件(如驱动元件)螺纹接合,柱塞杆还可以在剂量分配过程中旋转。例如,在设定药物剂量过程中,柱塞杆不移动。

[0010] 分配机构还可以包括能量构件,以便提供用于分配药物剂量的能量。能量构件可以提供能量以使柱塞杆沿远侧方向移动。例如,能量构件是驱动弹簧,如压缩弹簧或扭簧,或者是气筒或电机。可替代地,没有使用用于使柱塞杆移动的附加能量构件。使柱塞杆移动和分配药物剂量所需的力则可能必须由用户提供。

[0011] 分配机构可以包括驱动元件,例如驱动套筒。驱动套筒可以周向地围绕柱塞杆。驱动元件可以与柱塞杆螺纹接合。在分配药物剂量过程中,驱动元件可以沿远侧方向移动,例如没有旋转,并且由此可以迫使柱塞杆旋转以及还沿远侧方向移动。

[0012] 设定机构可以包括设定元件,例如拨选套筒和/或数字套筒。在剂量设定过程中,驱动元件可以花键连接到设定元件。例如,在剂量设定过程中,驱动元件和设定元件一起(例如在螺旋路径上)沿近侧方向移动,但是无法相对于彼此移动。在剂量分配过程中,可以释放驱动元件与设定元件之间的花键连接式联接。例如,在剂量分配过程中,设定元件沿远侧方向在螺旋路径上往回移动,但是驱动元件仅沿远侧方向轴向移动而不旋转。为了实现花键连接式联接以及为了释放驱动元件与设定元件之间的花键连接式联接,机构单元可以包括离合器和/或响声件布置和/或离合器弹簧。

[0013] 机构单元可以包括用户接口构件,该用户接口构件被配置为由用户操作,例如由用户触碰,以便分配药物剂量。例如,用户接口构件是按钮或旋钮。例如,为了分配药物剂量,用户必须沿远侧方向推动用户接口构件。该用户接口构件还可以被称为剂量分配构件。

[0014] 机构单元还可以包括用户接口构件,该用户接口构件被配置为由用户操作,例如由用户触碰,以便设定药物剂量。例如,为了设定药物剂量,用户必须旋转用户接口构件和/或使其沿近侧方向移动。该用户接口构件还可以被称为剂量设定构件。

[0015] 用于设定药物剂量的用户接口构件可以同时是用于分配药物剂量的用户接口构件。

[0016] 根据至少一个实施例,该机构单元包括壳体元件。壳体元件可以是套筒。例如,壳体元件周向地围绕机构单元的其他或所有元件。壳体元件可以包括外表面,该外表面形成药物输送装置的可以被用户触碰的外表面。

[0017] 根据至少一个实施例,该机构单元包括用于形成连接接口的接口特征。该连接接口可以被配置用于将机构单元与药物储存器单元可释放地连接。

[0018] 接口特征可以是螺纹,例如内螺纹或外螺纹,该螺纹被配置为与药物储存器单元的螺纹接合或相互作用以便建立螺纹连接接口。该连接接口可以被配置为将药物储存器单元相对于壳体元件轴向固定。该连接接口具体是可释放的。因此,连接接口被配置成使得一旦药物储存器单元经由连接接口连接到机构单元,就可以释放该连接接口并且药物储存器单元可以再次与机构单元分离。

[0019] 可替代地,机构单元的接口特征可以是被配置为与药物储存器单元的导向肋或导向凹槽接合的导向肋或导向凹槽。例如,连接接口则是花键连接接口或用于卡口连接的卡口接口。接口特征还可以是卡扣特征,并且因此连接接口通过卡扣连接来实现。

[0020] 药物储存器单元可以包括或可以是药物储存器和/或用于固持药物储存器的药物储存器固持器。药物储存器固持器可以被配置为固持药物储存器,使得药物储存器不能相对于药物储存器固持器移动。药物储存器可以是可与注射针连接的药筒,或者可以是包括注射针的注射器。药物储存器可以包括药物,例如若干剂量的药物。具体地,药物储存器单元可以包括用于形成连接接口的接口特征。

[0021] 药物储存器可以具有用于分配药物的远端。远端可以是包括针的端部或要与针连接的端部。药物储存器可以包括在近侧方向上密封药物储存器的塞子。

[0022] 根据至少一个实施例,药物输送装置包括锁定机构。该锁定机构可以包括第一可移动元件,该第一可移动元件相对于壳体元件在第一位置与第二位置之间是可移动的。第一位置可以是第一可移动元件的最远位置。第二位置具体地是在第一位置近侧的位置,例如第一可移动元件的最近位置。第一可移动元件可以是驱动元件或设定元件。具体地,第一

可移动元件可以是数字套筒。

[0023] 第一可移动元件在第一位置与第二位置之间的运动可以包括第一可移动元件相对于壳体元件的轴向和/或旋转运动。例如,为了将第一可移动元件从第一位置移动到第二位置或反之,第一可移动元件必须相对于壳体元件沿着螺旋路径移动。

[0024] 对于本说明书,如果没有另外说明,则构件或元件或特征的运动具体是指相对于壳体元件的运动。

[0025] 根据至少一个实施例,该机构单元被配置成使得能够进行分配药物剂量(例如设定药物剂量)的分配过程。具体地,机构单元可以被配置成在分配过程中作用于药物储存器上,具体地作用于药物储存器单元的药物储存器上。当机构单元作用于药物储存器上时,机构单元可以沿远侧方向推动塞子以便分配药物剂量。例如,机构单元的柱塞杆由此抵靠塞子并且沿远侧方向推动塞子。执行分配过程可能需要用户操作剂量分配构件。

[0026] 根据至少一个实施例,锁定机构可在释放状态与锁定状态之间切换。具体地,锁定机构在两个方向上是可切换的,即从释放状态切换到锁定状态以及反之从锁定状态切换到释放状态。

[0027] 根据至少一个实施例,当第一可移动元件处于第一位置时,锁定机构处于释放状态。例如,当第一可移动元件处于第一位置或到达第一位置时,锁定机构自动切换到释放状态。

[0028] 根据至少一个实施例,当第一可移动元件偏移出第一位置,具体地沿近侧方向上偏移时,锁定机构处于锁定状态。例如,当第一可移动元件离开第一位置时,锁定机构例如自动切换到锁定状态。

[0029] 根据至少一个实施例,在锁定状态下,锁定机构阻止连接接口的释放,使得连接到机构单元的药物储存器单元无法与机构单元分离。例如,在锁定状态下,锁定机构阻止药物储存器单元相对于壳体元件的轴向和/或旋转运动。药物储存器单元相对于壳体元件的这种轴向和/或旋转运动可以是释放连接接口以及将药物储存器单元与机构单元断开连接或分离的前提条件。

[0030] 根据至少一个实施例,在释放状态下,锁定机构使得能够实现或至少不再阻止连接接口的释放以用于将药物储存器单元与机构单元分离。例如,在释放状态下,锁定机构使得能够实现和/或不再阻止药物储存器单元相对于壳体元件的轴向和/或旋转运动。

[0031] 在至少一个实施例中,药物输送装置包括机构单元。该机构单元包括:壳体元件;用于形成连接接口的接口特征,该连接接口将机构单元与药物储存器单元可释放地连接;以及锁定机构,该锁定机构具有第一可移动元件,该第一可移动元件相对于壳体元件在第一位置与第二位置之间是可移动的。该机构单元被配置为使得能够进行分配药物剂量的分配过程。该锁定机构可在释放状态与锁定状态之间切换。当第一可移动元件处于第一位置时,锁定机构处于释放状态,以及当第一可移动元件偏移出第一位置时,锁定机构处于锁定状态。在锁定状态下,锁定机构阻止连接接口的释放,使得连接到机构单元的药物储存器单元无法与机构单元分离。在释放状态下,锁定机构使得能够释放连接接口,以用于将药物储存器单元与机构单元分离。

[0032] 通过这种锁定机构,可以提高药物输送装置的安全性。例如,除非第一可移动元件处于第一位置,否则用户无法更换药物储存器单元。例如,如果第一可移动元件的运动与分

配过程和/或药物设定过程相关联,则可以预先限定在分配过程和/或设定过程的哪个状态下使得能够更换药物储存器单元。

[0033] 本文中指定的药物输送装置可以是长形的和/或可以包括纵向轴线,例如主延伸轴线。附加地或可替代地,药物输送装置可以关于纵向轴线旋转对称。平行于纵向轴线的方向在本文中称为轴向方向。举例来讲,药物输送装置可以是圆柱形的。

[0034] 另外,药物输送装置可以包括端部,例如纵向端,该端部可以被设置成面向人体的皮肤区域或者压靠在该皮肤区域上。该端部在本文中称为远端。可以经由远端供应药物或药剂。相反端部在本文中称为近端。在使用过程中,近端远离皮肤区域。从近端指向远端的轴向方向在本文中称为远侧方向。从远端指向近端的轴向方向在本文中称为近侧方向。药物输送装置的构件或元件或特征的远端在本文中被理解为构件/元件/特征的位于最远侧的端部。因此,构件或元件或特征的近端在本文中被理解为元件/构件/特征的位于最近侧的端部。

[0035] 换句话说,远侧在本文中用于指定被布置成或要被布置成面向或指向药物输送装置或其部件的分配端和/或背向、要被布置成背离、或背离近端的方向、端部或表面。另一方面,近侧在本文中用于指定被布置成或要被布置成背离或背向药物输送装置或其部件的分配端和/或远端的方向、端部或表面。远端可以是最靠近分配端和/或最远离近端的端部,并且近端可以是最远离分配端的端部。近侧表面可以背离远端和/或面向近端,并且远侧表面可以面向远端和/或背离近端。例如,分配端可以是针端,在针端,针单元安装到或要安装到装置。

[0036] 垂直于纵向轴线和/或与纵向轴线相交的方向在本文中称为径向方向。向内径向方向是指向纵向轴线的径向方向。向外径向方向是背向纵向轴线的径向方向。术语“角方向”、“方位角方向”或“旋转方向”在本文中用作同义词。这种方向是垂直于纵向轴线且垂直于径向方向的方向。

[0037] 根据至少一个实施例,锁定机构包括联接元件。该联接元件具体地不同于第一可移动元件。

[0038] 根据至少一个实施例,联接元件在锁定位置与释放位置之间是可移动的。例如,释放位置与锁定位置之间的运动包括联接元件的至少一部分相对于壳体元件在径向和/或轴向和/或旋转方向上的运动。

[0039] 根据至少一个实施例,联接元件被配置为在锁定位置时接合药物储存器单元。为此目的,联接元件可以包括联接特征,例如突起或凹部或凹槽,该联接特征被配置为接合药物储存器单元的联接特征,例如凹部或突起或凹槽。药物储存器单元的储存器固持器或药物储存器可以包括联接特征。因此,当具有相应联接特征的药物储存器单元经由连接接口连接到机构单元时,处于锁定位置的联接元件的联接特征可以接合药物储存器单元的联接特征。

[0040] 根据至少一个实施例,联接元件被配置为在释放位置时与药物储存器单元脱离接合。因此,当具有相应联接特征的药物储存器单元经由连接接口连接到机构单元时,处于释放位置的联接元件的联接特征不接合药物储存器单元的联接特征。

[0041] 根据至少一个实施例,当锁定机构处于锁定状态时,联接元件处于锁定位置。当药物储存器单元连接到机构单元时,处于锁定位置的联接元件可以阻止连接接口的释放。例

如,然后在联接元件与药物储存器单元之间形成锁定接口,从而锁定药物储存器单元相对于壳体元件的运动,例如轴向运动和/或旋转运动,释放连接接口会需要这种运动。例如,当联接元件的联接特征与药物储存器单元的联接特征接合时,这两个联接特征的表面被布置成彼此抵靠,以便阻止药物储存器单元相对于壳体元件的运动,释放连接接口会需要这种运动。在这些联接特征之一是凹部或凹槽的情况下,其表面应被理解为分别界定该凹部或凹槽的表面。

[0042] 根据至少一个实施例,当锁定机构处于释放状态时,联接元件处于释放位置。在释放位置,联接元件不阻止连接接口的释放,具体地不阻止药物储存器单元相对于壳体元件的运动,释放连接接口会需要这种运动。

[0043] 根据至少一个实施例,锁定机构被配置成使得第一可移动元件进入第一位置的运动,例如沿从第二位置向第一位置并进入第一位置的方向的运动,具体地沿远侧方向并进入第一位置的运动,迫使联接元件通过机械相互作用从锁定位置移动到释放位置。换言之,当移动到第一位置中时,第一可移动元件与联接元件机械地相互作用,由此迫使联接元件从锁定位置移入释放位置。例如,第一可移动元件可以在移入第一位置时直接与联接元件相互作用,例如可以直接连接到联接元件或者可以抵靠或碰撞在联接元件上。具体地,联接元件从锁定位置到释放位置的运动由此可以在不使用电能的情况下发生。

[0044] 根据至少一个实施例,当第一可移动元件移入第一位置时,联接元件通过杠杆效应移入释放位置。

[0045] 根据至少一个实施例,联接元件可枢转地悬置在机构单元中。例如,联接元件经由关节连接件可枢转地悬置。关节连接件可以相对于壳体元件是固定的。例如,关节连接件直接形成在联接元件与壳体元件之间或在相对于壳体元件固定的元件与联接元件之间。举例来讲,联接元件可在锁定位置与释放位置之间枢转至少 10° 或至少 20° 或至少 30° 。

[0046] 根据至少一个实施例,当第一可移动元件移入第一位置时,在联接元件上施加扭矩,因此,联接元件移入释放位置。联接元件可以包括或可以是杠杆臂。例如,锁定机构被配置成使得当第一可移动元件移入第一位置时,第一可移动元件将联接元件碰撞到与关节连接件相偏移的位置并由此向联接元件上诱发扭矩。例如,联接元件可围绕相对于纵向轴线倾斜地或垂直地延伸的轴线旋转。第一可移动元件可以将联接元件碰撞成与关节连接件径向偏移。

[0047] 根据至少一个实施例,锁定机构被配置成使得当第一可移动元件移出第一位置(例如朝向第二位置和/或沿近侧方向移动)时,联接元件自动移入锁定位置。例如,联接元件可枢转地悬置,使得在没有外力的情况下,联接元件自动返回到锁定位置。附加地或可替代地,处于释放位置的联接元件可以朝向锁定位置被预偏压和/或释放位置在能量上没有锁定位置那么有利。又一种可能情况是,当第一可移动元件移出第一位置时,联接元件与第一可移动元件之间的联接可以迫使联接元件移入锁定位置。

[0048] 根据至少一个实施例,联接元件是长形元件。联接元件的主区段沿着与联接元件可绕其旋转的旋转轴线垂直的方向可以是长形的。例如,在释放位置和/或锁定位置,联接元件、或至少联接元件的主区段主要沿轴向方向定向。主要沿轴向方向定向具体地是指联接元件的主延伸方向和轴向方向围成小于 45° 的角。

[0049] 联接元件可以包括两个相反的纵向端。关节连接件可以形成在纵向端之间,例如

形成在纵向端之间的中心。在纵向端之一处,可以形成联接特征用于与药物储存器单元的联接特征接合。这个纵向端可以是更远的一端。在相反的纵向端处,具体地在更近的纵向端处,联接元件可以包括相对于主区段和联接元件可绕其旋转的轴线倾斜地和/或垂直地延伸的区段。该区段可以使得第一可移动元件能够向联接元件上施加扭矩或更高效地施加扭矩。

[0050] 根据至少一个实施例,该机构单元被配置成使得分配过程与第一可移动元件沿从第二位置到第一位置的方向的运动、具体地沿远侧方向的运动相关联。例如,在没有第一可移动元件沿指定方向的运动的情况下,不可能分配药物剂量。例如,为了分配药物剂量,第一可移动元件沿着螺旋路径移动。

[0051] 根据至少一个实施例,机构单元被配置成使得当完全分配出药物(例如设定的药物剂量)时,第一可移动元件移入第一位置。具体地,在不将第一可移动元件移入第一位置的情况下,不可能完全分配出(设定的)药物剂量。同样地,当第一可移动元件不处于第一位置时,不会完全分配出(设定的)药物剂量。例如,为了完全分配出(设定的)药物剂量或者为了将药物剂量重置为0,需要将第一可移动元件移入第一位置。例如,当第一可移动元件处于第一位置时,分配药物剂量需要首先设定新的药物剂量。换言之,当第一可移动元件处于第一位置时,药物输送装置可以处于0单位位置。

[0052] 例如,在第一可移动元件的第一位置,第一可移动元件处于其最远侧位置。在第一位置,第一可移动元件可以抵靠在壳体元件上或抵靠在相对于壳体元件固定的元件上,使得不可能沿指定方向进一步运动。

[0053] 通过这种布置,例如阻止用户设定药物剂量,然后更换药物储存器单元,并且仅在这之后才执行分配过程。的确,例如,如果用户使用了错误的药物储存器单元,则这种场景可能对用户是危险的。

[0054] 根据至少一个实施例,该机构单元被配置为使得能够设定要分配的药物剂量。换言之,机构单元可以被配置为使得能够进行设定要分配的药物剂量的设定过程。例如,药物输送装置是剂量可变装置,其中用户可以分别设定或拨选不同的药物剂量。设定药物剂量可能需要用户操作剂量设定构件。

[0055] 根据至少一个实施例,设定药物剂量与第一可移动元件沿从第一位置到第二位置的方向、例如沿近侧方向的运动相关联。例如,没有第一可移动元件沿该方向的运动的情况下,无法设定药物剂量。例如,为了设定药物剂量,第一可移动元件沿着螺旋路径移动。

[0056] 根据至少一个实施例,该机构单元被配置成使得在分配过程中,第一可移动元件碰撞在联接元件上。具体地,如果执行完整的分配过程,即如果完全分配出设定的药物剂量,则第一可移动元件可以碰撞在联接元件上。在碰撞联接元件之前,第一可移动元件可以例如在轴向方向上与联接元件相偏移或间隔开。

[0057] 根据至少一个实施例,该机构单元包括机电致动器。该致动器可以被配置成使得当被操作时,该致动器使该致动器的致动器元件在第一位置与第二位置之间移动。致动器可以包括电机和/或电磁体。

[0058] 机电致动器在本文中被理解为是将电信号转换成致动器元件的运动的致动器。例如,当被操作时,致动器可以将致动器元件从第一位置移入第二位置和/或反之亦然。在第一位置与第二位置之间的运动可以是在轴向方向和/或旋转方向和/或径向方向上的运动。

[0059] 该机构单元可以包括用于操作该致动器的控制单元。控制单元可以包括处理器和/或IC芯片。控制单元可以是微控制器。例如,为了操作致动器,控制单元发送电信号。

[0060] 例如,为了操作致动器,致动器必须被提供电信号或电流。在没有被提供电信号/电流的情况下,致动器元件可以保持在第一位置。当致动器元件处于第二位置并且致动器不再被操作或不再被提供电信号/电流时,致动器元件可以自动返回到第一位置。为此目的,处于第二位置的致动器元件可以朝向第一位置被预偏压。换言之,致动器元件可以默认处于第一位置并且可以只有在致动器被操作时才离开第一位置。

[0061] 可替代地,在没有被提供电信号/电流的情况下,致动器元件可以处于第二位置。当致动器元件处于第一位置并且致动器不再被提供电信号/电流时,致动器元件可以自动返回到第二位置。

[0062] 根据至少一个实施例,该机构单元被配置为当致动器元件处于第一位置时阻止设定药物剂量和/或阻止分配药物剂量。机构单元可以被配置为当致动器元件处于第二位置时允许设定药物剂量和/或分配药物剂量。例如,机构单元被配置为当致动器元件处于第一位置时阻挡第一可移动元件沿从第一位置到第二位置的方向的运动和/或反之,以便阻止剂量设定和/或剂量分配,以及当致动器元件处于第二位置时(作为剂量设定和/或剂量分配的前提条件)允许第一可移动元件沿相应方向的运动。

[0063] 根据至少一个实施例,机构单元被配置成使得,除非选定药物储存器单元与机构单元联接,否则阻止致动器的操作。具体地,选定药物储存器单元是尤其旨在或预见或被选择用于机构单位的药物储存器单元。例如,只要没有选定药物储存器单元联接到机构单元,致动器元件就保持在第一位置。例如,选定药物储存器单元是电接触元件在正确或预定位置的药物储存器单元。

[0064] 根据至少一个实施例,机构单元被配置成使得机构单元与选定药物储存器单元的联接是致动器的操作和/或将致动器元件移出第一位置进入第二位置的前提条件。例如,只有当机构单元与选定药物储存器单元联接时,才能够操作致动器或才能自动操作致动器。如果机构单元未联接到选定药物储存器单元,则致动器的操作可以被禁用。

[0065] 根据至少一个实施例,该机构单元包括第一导体路径。第一导体路径可以包括金属。例如,除非选定药物储存器单元与机构单元联接,否则第一导体路径是中断的,即不闭合。

[0066] 根据至少一个实施例,第一导体路径包括用于电接触药物储存器单元的至少一个接触元件的至少一个接触点。接触点可以被布置成使得至少除非机构单元联接到药物储存器单元,否则接触点是可自由触及的。接触点可以是机构单元的导电区域。接触点可以布置在机构单元的远端处和/或可以面向远侧方向。

[0067] 例如,第一导体路径包括两个用于电接触接触元件的接触点。第一导体路径可以在两个接触点之间中断。这两个接触点可以在旋转方向上彼此间隔开。这两个接触点可以重叠或者可以在轴向和/或径向方向上对齐。

[0068] 根据至少一个实施例,当接触元件处于正确位置的选定药物储存器单元与机构单元联接时,至少一个接触点电接触接触元件,并且这以特有方式改变第一导体路径的电特性。具体地,可以以此方式以特有方式改变第一导体路径的电阻。

[0069] 举例来讲,如果非选定药物储存器单元与机构单元联接而接触元件没有在正确位

置,则第一导体路径的电特性不会以特有方式改变或根本不改变。

[0070] 例如,选定药物储存器单元包括具有至少一个接入点(例如,两个接入点)的接触元件。接入点可以是接触元件的导电区域。接入点可以构成接触元件的端部。接入点可以经由接触元件电连接。接入点可以布置在药物储存器单元的近端处和/或可以面向近侧方向。选定药物储存器单元可以包括具有至少一个接入点的接触元件,当药物储存器单元与机构单元联接时,该至少一个接入点面向并接触至少一个接触点。例如,每个接入点然后面向机构单元的一个不同接触点并且电接触该接触点。例如,当药物储存器单元与机构单元联接时,选定药物储存器单元的接入点与接触点重叠或在旋转方向上对齐。

[0071] 根据至少一个实施例,机构单元被配置成使得除非第一导体路径的电特性以至少一种特有方式改变,否则阻止致动器的操作和/或阻止致动器元件移出第一位置进入第二位置。

[0072] 根据至少一个实施例,当选定药物储存器单元与机构单元联接时,第一导体路径闭合。使第一导体路径闭合可以是第一导体路径的电特性以特有方式改变。当没有药物储存器单元与机构单元联接或非选定药物储存器单元与机构单元联接时,第一导体路径可以不闭合。具体地,可以通过选定药物储存器单元的接触元件使第一导体路径闭合。

[0073] 根据至少一个实施例,闭合的第一导体路径将该机构单元的部件电连接。例如,只有当第一导体路径闭合时,致动器才可操作或才能够进行致动器的操作。

[0074] 根据至少一个实施例,闭合的第一导体路径将致动器与机构单元的控制单元电连接。附加地或可替代地,闭合的第一导体路径可以将控制单元与机构单元的能量源电连接和/或可以将致动器与能量源电连接和/或将控制单元的输出接口与控制单元的输入接口电连接。例如,如果第一导体路径未闭合,则所提及的部件无法电连接。

[0075] 举例来讲,当第一导体路径由于机构单元与选定药物储存器单元的联接而闭合时,控制单元可以沿着闭合的第一导体路径经由输出接口发送测试信号。控制单元可以被配置为经由输入接口接收测试信号。控制单元可以被配置为基于或响应于所接收到的测试信号来操作致动器。例如,只有当控制单元接收到测试信号时,才能操作致动器。

[0076] 另一种可能情况是,只有当第一导体路径闭合时,控制单元电连接到能量源并且直到那时才被提供能量。又一种可能情况是,当第一导体路径闭合时,能量源电连接到致动器,并且然后在无需控制单元的附加操作信号的情况下自动操作该致动器。

[0077] 根据至少一个实施例,该机构单元进一步包括用于与外部装置通信的通信模块。外部装置可以包括处理器。例如,外部装置是计算机或智能电话或智能手表。

[0078] 通信模块可以与控制单元电联接。通信模块可以被配置用于与外部装置进行无线通信,例如用于蓝牙通信。

[0079] 根据至少一个实施例,该机构单元被配置成使得除非经由通信模块接收到来自外部装置的使能信号,否则阻止致动器的操作。然后,通信模块可以将使能信号传输至控制单元,并且控制单元可以响应于使能信号而向致动器发送操作信号以便操作致动器。

[0080] 例如,只有当第一导体路径的电特性以至少一种特有方式改变时并且只有当接收到使能信号时,才能够进行致动器的操作或直到那时才能操作致动器。

[0081] 例如,外部装置可以首先用于识别与机构单元联接的药物储存器单元,具体地以便识别药物储存器单元的药物。为此目的,药物储存器单元可以包括代码,如QR码,该代码

是药物储存器单元或药物储存器单元的类型所特有的。可以用外部装置读取QR码以便识别药物储存器单元。然后,外部装置可以被配置为判定药物储存器单元是否是外部装置的用户(例如包括处方药物的)正确药物储存器单元。只有在这种情况下,外部装置才可以发送使能信号。

[0082] 这样,可以设置一个机构单元,该机构单元被预见用于不同类型的选定药物储存器单元。然而,只有当选定药物储存器单元与机构单元联接并且只有当该选定药物储存器单元的确旨在用于用户时,才使得能够操作致动器以便允许设定和/或分配药物剂量。这可以进一步提高用户的安全性。

[0083] 不同类型的选定药物储存器单元例如彼此不同之处可以在于它们的接触元件的位置,具体地相应接入点的位置,例如在旋转方向上的偏移量。该机构单元针对每种选定药物储存器单元可以包括不同的第一导体路径,该第一导体路径在相应位置处具有接触点。

[0084] 根据至少一个实施例,药物输送装置包括与机构单元联接的药物储存器单元。药物储存器单元可以包括填充有药物的药物储存器和/或药物储存器固持器。药物储存器单元可以是选定药物储存器单元。

[0085] 接下来,详细说明药物输送装置的药物储存器单元。药物储存器单元可以是如上详细说明书的药物储存器单元,具体地是选定药物储存器单元。因此,针对下文中详细说明书的药物储存器单元还披露了针对上述药物储存器单元披露的所有特征,反之亦然。

[0086] 根据至少一个实施例,药物储存器单元包括填充有药物的药物储存器。附加地或可替代地,药物储存器单元可以包括用于固持药物储存器的药物储存器固持器。药物储存器固持器可以被配置为固持药物储存器,使得药物储存器不能相对于药物储存器固持器移动。

[0087] 根据至少一个实施例,药物储存器单元包括联接特征,该联接特征被配置为与本文中详细说明书的药物输送装置的联接元件接合。药物储存器单元的联接特征可以是突起或凹部或凹槽。例如,药物储存器或药物储存器固持器包括联接特征。

[0088] 根据至少一个实施例,药物储存器单元包括接口特征,该接口特征用于与机构单元的接口特征相互作用以便建立连接接口。例如,药物储存器单元的接口特征是螺纹,例如外螺纹或内螺纹。可替代地,接口特征可以是导向肋或导向凹槽或卡扣特征。

[0089] 接下来,详细说明成套组件。该成套组件包括如本文中详细说明书的药物输送装置和如本文中详细说明书的药物储存器单元。药物储存器单元和机构可以彼此连接或可以不彼此连接。

[0090] 在下文中,将基于示例性实施例参考附图更详细地说明药物输送装置、药物储存器单元和成套组件。相同的附图标记在各个附图中指示相似的、相似作用的或相同的元件。然而,所涉及的尺寸比例不一定是成比例的,为了更好地理解,各个元件可能以放大的尺寸图示。

附图说明

[0091] 图1至图9示出了药物输送装置的第一示例性实施例的不同视图,

[0092] 图10至图13示出了药物输送装置的第二示例性实施例的不同视图,

[0093] 图14至图17示出了药物输送装置的第三示例性实施例的不同视图,

- [0094] 图18至图21示出了药物输送装置的第四示例性实施例的不同视图，
[0095] 图22至图25示出了药物输送装置的第五示例性实施例的不同视图，
[0096] 图26至图28示出了药物输送装置的第六示例性实施例的不同视图，
[0097] 图29示出了药物输送装置的示例性实施例的截面图，
[0098] 图30示出了药物储存器单元的每个示例性实施例的截面图，
[0099] 图31和图32示出了药物输送装置的第二示例性实施例在不同状态下的截面。

具体实施方式

[0100] 图1示出了药物输送装置100的第一示例性实施例的截面图。药物输送装置100是剂量可变装置，在该可变剂量装置中，用户可以分别设定或拨选要分配的药物不同剂量。药物输送装置是拨选延伸笔。

[0101] 图1还示出了本文用于指定构件或元件或特征的位置的坐标系。远侧方向D和近侧方向P平行于纵向轴线A延伸。纵向轴线A是装置100的主延伸轴线。径向方向R是垂直于纵向轴线A并且与纵向轴线A相交的方向。方位角方向C，又被称为角方向或旋转方向，是垂直于径向方向R和纵向轴线A的方向。为了提高附图的清晰度，在以下附图中将不指示不同的方向和轴线。

[0102] 药物输送装置100包括带有设定机构和分配机构的机构单元MU。设定机构被配置用于设定药物剂量，并且分配机构被配置用于分配药物剂量。下文将进一步说明这些机构的功能原理。

[0103] 机构单元MU包括内部主体10和壳体元件11，壳体元件在下文中又称为外部主体11。内部主体10和外部主体11彼此固定连接，即它们无法相对于彼此旋转或轴向移动。外部主体11形成药物输送装置100的可以被用户所触碰或抓握的外表面。

[0104] 药物输送装置100进一步包括帽14和呈旋钮13形式的用户接口构件13。旋钮13是剂量设定构件，该剂量设定构件被配置成由用户操作以设定药物剂量。同时，旋钮13是被配置成由用户操作以便分配药物剂量的剂量分配构件。

[0105] 包括储存器16和储存器固持器15的药物储存器单元RU接纳在帽14内。将药物填充到储存器16中。储存器16在近侧方向P上由塞子17密封。

[0106] 药物储存器单元RU操作性地联接或相应地连接到机构单元MU。机构单元MU被配置为使得能够进行通过作用于药物储存器16上来分配药物剂量的分配过程。为了分配药物剂量，塞子17由机构单元MU的柱塞杆29沿远侧方向D推动。机构单元MU与储存器单元RU之间的联接是通过内部主体10经由连接接口联接到储存器固持器15而实现的，该连接接口可以是卡扣连接或螺纹连接。该联接优选是可逆的。例如，药物储存器单元RU通过联接器轴向和旋转固定到内部主体10上。

[0107] 机构单元MU进一步包括彼此固定联接（例如，它们无法相对于彼此旋转或轴向移动）的数字套筒26和拨选套筒27。拨选套筒27和数字套筒26可以由一个整体部件实现。因此，本文中提及数字套筒应被认为是提及拨选套筒，反之亦然。数字套筒26可以包括与内部主体10的外螺纹接合的内螺纹。在数字套筒26的外表面上，可以示出例如适合于指示当前设定剂量的大小的数字。用户可以通过机构单元MU的窗口12看到数字。窗口12可以包括透镜。窗口12形成在外部主体11上。窗口12中可见的数字向用户指示设定的/拨选的剂量。由

于数字套筒26与内部主体10之间的螺纹联接,在如下面进一步说明那样设定药物剂量和分配药物剂量过程中,拨选套筒27和数字套筒26相对于主体10、11沿近侧方向在螺旋路径上移动。

[0108] 机构单元MU还包括驱动套筒。驱动套筒包括远侧驱动套筒20、近侧驱动套筒21、以及将远侧驱动套筒20联接到近侧驱动套筒21的驱动套筒联接器22。为了设定药物剂量并分配药物剂量,远侧驱动套筒20和近侧驱动套筒21经由驱动套筒联接器22彼此固定联接,使得这些元件在剂量的设定和分配过程中既不能相对于彼此旋转也不能相对于彼此轴向移动。远侧驱动套筒20可以包括与柱塞杆29的外螺纹接合的内螺纹。远侧驱动套筒20的外螺纹可以接合到最后的剂量螺母30的内螺纹,将在下面进一步说明最后的剂量螺母的功能。远侧驱动套筒和近侧驱动套筒可以脱离联接,例如用于当柱塞杆应当被移回到初始位置以将机构单元MU重新用于新的储存器时的重置操作。例如通过使远侧驱动套筒和近侧驱动套筒的齿移动而脱离接合从而脱离联接而进行重置可以实现远侧驱动套筒可以相对于近侧驱动套筒旋转,从而使得柱塞杆能够移动到其初始位置。因此,药物输送装置可以是可重复使用的装置。

[0109] 另外,机构单元MU包括离合器28,该离合器固定地联接到旋钮13,使得在设定药物剂量和分配药物剂量过程中,离合器28和旋钮13不会相对于彼此旋转或轴向移动。为此目的,可以设置离合器联接器31。离合器联接器31有利地将旋钮13和离合器28彼此旋转和/或轴向锁定。离合器28和旋钮13也可以一体形成。离合器与旋钮之间的联接可以与所描绘的离合器联接器31不同。离合器联接器31具有外径不同的部分。在第一部分中,离合器联接器可以连接或接合到离合器28。例如,离合器联接器31的内表面可以沿着离合器28的外表面延伸。离合器28或其一部分可以接纳在离合器联接器的第一部分内。第二部分的外直径小于第一部分的外直径,该第二部分可以在第一部分的中心区域从第一部分突出和/或向近侧(例如朝向旋钮的近端)延伸。第二部分可以具有杆状构型。在第二部分中,离合器联接器可以延伸穿过设置在旋钮13内的和/或拨选套筒27上的元件上的开口。该元件可以是或可以包括导体载体或电路板(图1中未示出,参见下面进一步讨论的元件43C)。离合器28经由花键连接式接合而联接到近侧驱动套筒21。这种花键连接式接合可以允许离合器28相对于近侧驱动套筒21进行一定的轴向运动,但不允许这两个元件之间相对旋转。

[0110] 机构单元MU的远侧响声件23、近侧响声件24以及离合器弹簧25布置在离合器28与驱动套筒联接器22之间。离合器弹簧25联接到驱动套筒联接器22和远侧响声件23。远侧响声件23被配置成在近侧方向P上接合近侧响声件24。远侧响声件和近侧响声件可以被配置成经由带齿接口,例如经由可接合的多组周向设置的齿联接(这些齿可以设置在响声件23、24的内半径或圆长处)。带齿接口可以使得在同时轴向位移的情况下一个响声件能够相对于另一个响声件旋转,响声件23和24经由离合器弹簧25被偏压而接合(由此通过旋转齿提供咔嗒声)。近侧响声件24被配置为沿近侧方向P抵靠在离合器28上。因此,离合器弹簧25被配置为相对于驱动套筒联接器22沿近侧方向P偏压远侧响声件23、近侧响声件24和离合器28。本文中描述的装置的机构类似于W0 2015/028441 A1中披露的装置操作,出于所有目的将该文件的全部披露内容通过援引并入本文。在本申请的附图中稍微不同地图示了拨选套筒和数字套筒以及机构的其余部分,但是仍然可以如W0 2015/028441A1中所描绘和/或描述的那样实现。

[0111] 远侧响声件23可以永久地花键连接到近侧驱动套筒21上,从而阻止这两个元件之间相对旋转。然而,可以允许远侧响声件23与近侧驱动套筒21之间进行一定的轴向运动。近侧响声件24可以永久地花键连接到内部主体10上,使得阻止这两个元件之间相对旋转,而可以允许一定的相对轴向运动。

[0112] 离合器28的远侧面和近侧响声件24的近侧面都可以是带齿的,使得这两个面可以彼此接合。另外,近侧响声件24的远侧面和远侧响声件23的近侧面都可以是带齿的,使得这两个带齿的面可以彼此接合。离合器28的近侧面可以是带齿的,例如带卡爪齿的,并且可以被布置为接合拨选套筒27的带齿的(例如带卡爪齿的)远侧面。

[0113] 图1示出了当没有设定剂量(0单位/0单位位置)时的药物输送装置100。可以允许以离散的1个单位(例如0到80个单位)来设定剂量。为了设定期望的药物剂量,用户必须旋转旋钮13。这是在并不沿远侧方向D按压旋钮13的情况下完成的。只要不沿远侧方向D按压旋钮13,就会由于离合器弹簧25或者沿近侧方向P偏压离合器28或者至少阻止离合器28自身沿远侧方向D移动而建立离合器28与拨选套筒27之间的卡爪齿接合。离合器28与拨选套筒27之间的卡爪齿接合的结果是,这两个元件彼此旋转锁定,使得当旋钮13旋转时,拨选套筒27和数字套筒26也旋转。由于数字套筒26与内部主体10螺纹接合,因此旋转旋钮13的结果是旋钮13、离合器28、拨选套筒27和数字套筒26相对于主体10、11沿近侧方向P在螺旋路径上移动。因此,通过窗口12可看见的数字套筒26的数字增大,例如随着设定剂量增加而增大。

[0114] 由于近侧驱动套筒21花键连接到离合器28,因此近侧驱动套筒21连同远侧驱动套筒20和驱动套筒联接器22也相对于内部主体10沿近侧方向P在螺旋路径上移动。

[0115] 柱塞杆29包括两个相反旋向的外螺纹,这些外螺纹彼此有重叠。柱塞杆29与远侧驱动套筒20的内螺纹螺纹接合。这些螺纹被选择成使得在远侧驱动套筒20沿近侧方向P螺旋运动过程中,柱塞杆29不旋转并且也不轴向移动。

[0116] 最后的剂量螺母30可以花键连接到内部主体10,因此不能相对于内部主体10旋转。由于最后的剂量螺母30与远侧驱动套筒20的螺纹接合,所以在设定药物剂量过程中,最后的剂量螺母30被迫沿近侧方向P移动。当已经设定了最大剂量时(例如80个单位——独立于其是已经在仅一个药物设定过程中设定的还是在若干药物设定过程中设定的),最后的剂量螺母30与远侧驱动套筒20建立旋转锁定接口,使得最后的剂量螺母30不再能够相对于远侧驱动套筒20旋转。因此,远侧驱动套筒20不能再旋转,并且不能设定进一步的药物剂量。药物输送装置100然后必须被重置到其初始状态。

[0117] 在设定药物剂量过程中,远侧响声件23和近侧响声件24的面向彼此的带齿面在彼此上像棘轮般转动,从而产生向用户指示设定了药物剂量的咔嗒声音。为此目的,两个面的齿优选地形成浅三角形,使得在响声件23和24之间的相对旋转可以引起离合器弹簧25的反复轻微的压缩和解压缩。

[0118] 在设定了期望的剂量之后,用户现在可以沿远侧方向D按压旋钮13,以便分配设定的药物剂量。由此,旋钮13上的指向远侧的力从旋钮13经由离合器28传递到近侧响声件24,从近侧响声件传递到远侧响声件23,并且这样压缩离合器弹簧25。两个响声件23和24现在相互压靠,并且它们的带齿面接合。当沿远侧方向按压旋钮13时,使近侧响声件24有利地与近侧驱动套筒21形成花键连接,而远侧响声件23是已经永久地花键连接到该近侧驱动套筒

上的。因此,当按压旋钮13时,近侧驱动套筒21可以花键连接到两个响声件。于是阻止了两个响声件23、24之间相对旋转。由于近侧响声件24花键连接到内部主体10上,并且远侧响声件23花键连接到近侧驱动套筒21,因此近侧驱动套筒21不再能够相对于内部主体10旋转。然而,由于近侧驱动套筒21也花键连接到离合器28,所以离合器28和旋钮13也不能再相对于内部主体10旋转。

[0119] 对旋钮13施加指向远侧的力的结果是,离合器28与旋钮13一起相对于拨选套筒27沿远侧方向D稍微移动,使得离合器弹簧25被压缩,如上所述。拨选套筒27与离合器28之间的卡爪齿接合由此被释放,使得拨选套筒27不再旋转锁定到离合器28上。因此,当沿远侧方向D按压旋钮13时,拨选套筒27与数字套筒管26一起仍然能够相对于内部主体10旋转。当旋钮13现在沿远侧方向D移动时,抵靠着拨选套筒27的止挡件迫使拨选套筒27也沿远侧方向D移动。由于数字套筒26与内部主体10螺纹接合,拨选套筒27与数字套筒26一起沿远侧方向D在螺旋路径上移动。由此,窗口12中可看见的数字套筒26的数字减小。

[0120] 同时,离合器28、响声件23、24和驱动套筒20、21、22被迫沿远侧方向D移动(不旋转)。柱塞杆29与远侧驱动套筒20之间的螺纹接合迫使柱塞杆29旋转。柱塞杆29与内部主体10的内螺纹之间的另外的螺纹接合然后可以迫使柱塞杆29也向远侧移动,以便沿远侧方向D将塞子17推入药筒16内部,以分配设定的药物剂量。由于远侧驱动套筒20在分配过程中不旋转,所以最后的剂量螺母30与远侧驱动套筒20一起沿远侧方向D移动,而其相对于远侧驱动套筒20的位置不变。

[0121] 在已经分配了设定的药物剂量之后并且当旋钮13已经完全移回到其初始位置时,可以通过沿近侧方向P在螺旋路径上再次旋转旋钮13来设定新的药物剂量。在此期间,柱塞杆29不改变其位置。仅当分配剂量时,柱塞杆29才沿远侧方向D移动。

[0122] 如关于图1所说明的,一个呈旋钮13形式的用户接口构件用于设定药物剂量以及用于分配药物剂量。然而,还可以使用单独的用户接口构件来设定和分配药物剂量。

[0123] 图2和图3示出了图1的药物输送装置100,但是视图与图1不同并且具有更多细节。图3仅示出了药物输送装置100的近侧部分,以便更好地图示一些细节。如可以看到的,拨选套筒27包括导体路径41、44。导体路径41、44分别包括缠绕的或螺旋的导电带,该导电带布置在拨选套筒27的外表面处。螺旋导电带的螺距优选地与在设定和分配药物剂量过程中拨选套筒27在其上移动的螺旋路径的螺距相同。

[0124] 在拨选套筒27的近侧面上布置有包括控制单元43A和电池43B的控制系统。控制单元43A和电池43B可以布置在安装在拨选套筒27的近侧面上的PCB 43C(或导体载体)上。控制单元43A可以包括处理器和/或IC芯片。控制单元43A和/或电池43B可以电连接到导体路径41、44。元件43A至43C可以安装在拨选套筒27上。因此,这些元件可以在剂量输送操作过程中相对于旋钮13旋转。

[0125] 如在图3中可以最佳看到的,导体路径41实际上包括两个区段41A和41B。这两个区段41A、41B指配给药物输送装置100的不同元件。第一区段41A指配给拨选套筒管27并固定到拨选套筒管27上,使得第一区段始终跟随拨选套筒管27的运动。第二区段41B指配给主体10、11并且固定到主体10、11上。因此,在设定药物剂量和分配药物剂量过程中,两个区段41A、41B相对于彼此移动。

[0126] 为了在剂量设定和剂量分配过程中始终保持第一区段41A与第二区段41B之间的

电连接,在两个区段41A、41B之间实现有滑动接触件42。该滑动接触件42可以在图4和图5中最佳地看到。图4是图3的平面AA上的截面图,以及图5是示出了图4的圈出的区域的详细视图。

[0127] 这个指配给拨选套筒27的、并且具有与在剂量设定和剂量分配过程中拨选套筒27相对于主体10、11在其上移动的螺旋路径相同的螺距的第一区段41A的螺旋导电带结合滑动接触件42确保了两个区段41A、41B在剂量设定和剂量分配过程中始终保持电连接。

[0128] 如在图2和图3中可以进一步看到的,导体路径41的第二区段41B包括接触点40,这些接触点被配置成电连接到药物储存器单元RU的接触元件4。接触点40是导电区域,例如面向远侧方向D。当接触元件4处于正确位置、具体地接触元件4的接入点处于正确位置的选定药物储存器单元RU联接到机构单元MU时,接触点40电连接到接触元件4。这对导体路径41的电特性(即电阻)具有影响。在当前情况下,导体路径41然后通过接触元件4闭合。接触元件4和接触点40的另外的细节将结合图29和图30进行说明。

[0129] 闭合的导体路径41可以例如将控制单元43A电连接到电池43B。可替代地,控制单元43A可以被配置为经由输出接口通过导体路径41并且仅在导体路径41借助于选定药物储存器单元RU的接触元件4闭合时才发送电测试信号,测试信号经由控制单元43A的输入接口返回到该控制单元。这样,机构单元MU可以确定接触元件4处于正确位置的选定药物储存器单元RU联接到机构单元MU。这然后可以用于实现机构单元MU的操作状态的改变,这将在下文进一步说明。

[0130] 如在图2中可以看到的,并且在图6至图9中更详细,机构单元MU还包括具有致动器元件50的机电致动器5。致动器元件50是呈柔性臂50形式的可移位或可移动元件50。柔性臂50的一个纵向端固定到内部主体10上,而臂50的另一个纵向端是自由端,该自由端可以沿径向方向R移位。臂50沿轴向方向定向。

[0131] 臂50在其自由纵向端包括电磁体52(参见图7的详细视图,其更详细地图示了图6的圈出的区域)。电磁体52被配置为当操作致动器5时改变其磁化。电磁体52还被配置为与外部主体11中的磁体51相互作用。磁体51与电磁体52轴向和/或旋转重叠。通过改变流过电磁体52的电流,改变该电磁体的磁化,并且臂50可以在第一位置与第二位置之间移动。图6和图7示出了臂50处于第二位置(机构单元MU的解锁的第一状态)的情况。图8和图9示出了臂50处于第一位置(机构单元MU的锁定的第二状态)的情况。

[0132] 在图6至图9中指示了数字套筒26包括若干凹部54或凹槽54,这些凹部或凹槽对应于可以用机构单元MU设定的可能剂量单位(例如24个单位)的量、设定位置和螺距。臂50包括径向向内指向的突起53。突起53被配置为接合到凹部54中,以便阻挡数字套筒26与臂50之间的螺旋运动。当臂50旋转且轴向固定到内部主体10上时,这种接合将阻止数字套筒26相对于内部主体10的螺旋运动。

[0133] 如关于图1所说明的,设定和分配药物剂量与数字套筒26的螺旋运动相关联。因此,在臂50处于第一位置的情况下(参见图8和图9),臂50与数字套筒26之间的阻挡接口阻止设定和分配药物剂量。机构单元MU的操作状态是锁定状态。当臂50处于第二位置(图6和图7)时,阻挡接口被释放,使得能够设定和分配药物剂量,并且机构单元MU的操作状态是解锁状态。

[0134] 图6和图8进一步图示了致动器5可以如何操作。将导体路径44从控制单元43A引导

到电磁体52。通过发送电流经过导体路径44或通过改变导体路径44中的电流,电磁体52的磁化可以从排斥磁体51变为吸引磁体51,反之亦然。控制导体路径44中的电流可以由控制单元43A完成。例如,控制单元43A被配置为当如上所说明那样接触元件4处于正确位置的选定药物储存器单元RU与机构单元MU联接时,仅通过改变导体路径44中的电流来操作致动器5,并且由此改变机构单元MU的操作状态(从锁定状态变为解锁状态,反之亦然)。

[0135] 代替使用控制单元43A来操作致动器5,也可以是如果导体路径41闭合使得电流传输到电磁体52(改变其磁化),则致动器5自动操作,例如被供应电流。

[0136] 举例来讲,在图8和图9中,电磁体52没有被磁化,使得电磁体52和磁体51不磁性相互作用。柔性臂50处于第一位置,该第一位置可以是其松弛状态。当操作致动器5时,电磁体52被供应电流,然后被磁体51吸引。柔性臂50沿径向向外的方向移入第二位置(图6和图7)。在该第二位置,柔性臂50朝向其第一位置被预偏压。如果通过去除用于电磁体52的电流而中断致动器5的操作,则柔性臂自动返回到其第一位置。

[0137] 如在图6至图9中进一步可以看到的,从控制单元43A到电磁体52的导体路径44包括两个区段44A、44B,在设定和分配药物剂量过程中,这两个区段相对于彼此移动。第一区段44A指配给内部主体10并且固定到内部主体10。第二区段44B指配给拨选套筒27和数字套筒26,并且在设定和分配药物剂量时在螺旋路径上移动。为了在导体路径44的两个区段44A、44B之间始终具有电接触,滑动接触件45将两个区段44A、44B相连接。导体路径44的第一区段44A包括布置在内部主体11处的螺旋导电带,该螺旋导电带具有与在设定和分配药物剂量过程中拨选套筒27和数字套筒26在其上移动的螺旋路径相同的螺距。

[0138] 导体路径41和导体路径44至少部分地使用相同的导电带(例如,相同的螺旋导电带)会是有利的。在这种情况下,控制单元43A可以被配置为区分用于操作致动器5的电流和用于验证选定药物储存器单元RU是否联接到机构单元MU的电流。该区分可以是基于不同电流的不同频率。然而,注意到,仅使用导体路径41和44之一的系统也属于本披露的范围。

[0139] 除了联接上选定药物储存器单元RU外或取而代之,致动器5的操作还可能需要机构单元MU从外部装置(如智能电话或智能手表)接收使能信号。为此目的,机构单元MU可以包括例如布置在PCB上的通信模块。通信模块可以是无线通信模块,如蓝牙模块。如果通信模块从外部装置接收使能信号,则控制单元43A可以操作致动器5或者可以使得能够进行致动器5的操作。例如,外部装置可以首先用于读取例如药物储存器单元RU上的代码,如QR码。然后,外部装置可以基于所读取的代码来评估药物储存器单元RU是否的确是针对用户的,然后可以发送使能信号以便操作致动器5。

[0140] 注意到,鉴于拨选套筒27和数字套筒26有利地彼此轴向且旋转固定或者可以由一个整体部件实现,数字套筒26也可以包括导体路径41、44或其区段。

[0141] 图10至图13示出了药物输送装置100的第二示例性实施例。图11和图13分别示出了在图10和图12的平面AA和BB上的截面图。该第二示例性实施例的功能、尤其是关于设定与分配机构的功能可以与第一示例性实施例的基本上相同。然而,用于阻挡剂量设定和/或剂量分配的致动器5与第一示例性实施例的致动器不同。

[0142] 在药物输送装置100的第二示例性实施例中,控制单元43A、电池43B还有PCB联接并固定到旋钮13,使得它们在设定和分配药物剂量过程中与旋钮13一起移动。致动器5包括呈椭圆盘50形式的致动器元件50。该椭圆盘50可以借助于致动器5的电动机而旋转。电动机

电联接到控制单元43A,使得控制单元43A可以操作电动机以使椭圆盘50旋转。

[0143] 图10和图11示出了处于第一位置的椭圆盘50。在该第一位置,椭圆盘50将呈夹具形式的中间元件55保持在相应的锁定位置。夹具55联接到旋钮13,使得它们在轴向和旋转方向上固定到旋钮13,但在径向方向上相对于旋钮13是可移动的。例如,夹具55可枢转地悬置在旋钮13中。这是通过将夹具55经由关节连接件连接到旋钮13使得夹具55可以相对于旋钮13枢转而实现的。

[0144] 当椭圆盘50处于第一位置时,椭圆盘50的纵向端沿径向向外的方向抵靠在夹具55上,这样将夹具55固持在锁定位置。在该锁定位置,夹具55的远端接合到外部主体11的凹部56中。这样形成了阻止旋钮13相对于外部主体11的轴向运动的阻挡接口。如结合图1所说明的,设定和分配药物剂量需要旋钮13相对于外部主体11的轴向运动。因此,形成在固持在锁定位置的夹具55与外部主体11之间的阻挡接口阻止设定和分配药物剂量。

[0145] 在图12和图13中,致动器5已经被操作,使得椭圆盘50已经从第一位置旋转到第二位置,在该第二位置,椭圆盘50不再将夹具55保持在它们各自的锁定位置。机构单元MU由此已经将其操作状态从锁定状态变为解锁状态。这使得夹具55能够从其锁定位置移动到释放位置。如果夹具55朝向释放位置被预偏压,则夹具55的运动可以自动发生。在夹具55不再固持在锁定位置的情况下,夹具55的远端与凹部56之间的接合可以被释放,使得阻挡接口被释放,并且相应地,使旋钮13能够分别沿近侧方向P和/或远侧方向D移动,以分别进行剂量设定或剂量分配。

[0146] 关于第一示例性实施例,致动器5的操作只有在例如接触元件4处于正确位置的选定药物储存器单元RU联接到机构单元MU以使得导体路径41闭合和/或机构单元MU接收到外部装置的使能信号时才可以实现。

[0147] 图14至图17示出了药物输送装置100的第三示例性实施例。同样在这里,这些功能,尤其是关于设定与分配机构的功能,可以与前述示例性实施例的基本上相同。然而,用于阻挡和释放剂量设定的致动器5是不同的。

[0148] 图14示出了药物输送装置100的近侧区段,以及图15更详细地示出了图14的圆形区域。在这种情况下,致动器5包括呈主轴螺母形式的致动器元件50。致动器5联接到离合器28。致动器5进一步包括主轴57,该主轴可通过致动器5的电动机而旋转。主轴57和主轴螺母50螺纹接合,使得主轴57的旋转引起主轴螺母50沿远侧方向D或近侧方向P的轴向运动,这取决于主轴57的旋转方向。

[0149] 如在图14和图15中可以看到,致动器5经由导电带44电连接到控制单元43A,该导电带包括多个区段,在所描绘的实施例中为三个区段44A、44B、44C。这些区段44A、44B、44C指配给机构单元MU的不同元件。在这种情况下,第一区段44A指配给离合器28,并且第三区段44C指配给控制单元43A、PCB 43C和/或电池43B。区段44C有利地延伸到旋钮13中。区段44B可以指配给驱动套筒,例如近侧驱动套筒21。这些区段可以通过接触件45,例如,通过准许所连接的部件相对轴向和/或旋转运动同时保持导电带44的区段之间的导电连接的滑动接触件,或者通过非滑动接触件而彼此电连接。区段44C可以经由滑动接触件45连接到区段44B,该滑动接触件准许相对旋转并且优选地例如由于其导体元件或单独的弹簧元件的弹性而准许有限的相对轴向运动,例如,足以使拨选套筒27在旋转上与离合器28脱离联接以进行剂量输送的相对轴向运动。区段44B可以包括或连接到一根或多根导线,该一根或多根

导线填补了与滑动接触件45的间隙。旋转滑动接触件45可以布置在离合器联接器31的近侧表面与控制单元或电池或PCB或导体载体43C的远侧表面之间。区段44A和区段44B有利地通过另一个接触件45连接,该另一个接触件是例如滑动接触件(比如轴向滑动接触件)或非滑动接触件。经由这些接触件和区段,电流可以传递到致动器5。控制单元43A、电池43B和PCB 43C布置在旋钮13中。在本实施例中,控制单元和电池可以例如通过将导体载体或PCB 43C固定到拨选套筒27上而紧固到拨选套筒27上。也就是说,在本实施例中,旋钮13相对于电池和/或控制单元是可轴向和/或旋转移动的,并且控制单元和/或电池(连同PCB)相对于旋钮是可旋转的。如上进一步描述的,旋钮13与拨选套筒27或PCB、控制单元和/或电池之间的相对轴向运动可以用于将离合器与驱动套筒在旋转上脱离联接。在剂量输送操作过程中可以发生相对旋转运动。为了提供离合器28与旋钮13之间的联接,离合器联接器延伸穿过PCB或导体载体43C上的开口。导电带44的区段44B与(滑动)接触件45之间的导电连接可以经由离合器联接器31上的开口(例如,通过延伸穿过该开口的导线)来影响,该导电连接可以被设置成相对于驱动套筒(例如,近侧驱动套筒21向近侧偏移)。

[0150] 在图14和图15中,主轴螺母50处于第一位置,在该第一位置,该主轴螺母沿远侧方向D将中间元件24(即近侧响声件24)压入锁定位置。因此,近侧响声件24也沿远侧方向D按压远侧响声件23,并且这一切都是抵抗离合器弹簧25的力而发生,从而压缩离合器弹簧25。因此,离合器弹簧25沿近侧方向P压靠在远侧响声件24上,这样,远侧响声件24和近侧响声件25彼此压靠。由于这些响声件23、24的面向彼此的面是有齿的,所以彼此压靠的这两个响声件23、24无法相对于彼此旋转。此外,由于近侧响声件24花键连接到内部主体10上,由于远侧响声件23花键连接到驱动套筒21上,并且由于驱动套筒21必须在剂量设定过程中旋转,所以主轴螺母50处于该第一位置时,阻止剂量设定。

[0151] 在这一点上,应当强调的是,近侧响声件24相对于近侧驱动套筒21的向远侧运动,由于其是当主轴螺母50处于第一位置时和/或当旋钮13沿远侧方向D被按压时发生的,所以还可以将近侧响声件24花键连接到近侧驱动套筒21,这样另外阻挡近侧驱动套筒21相对于内部主体10的旋转。在本文中所描述的所有示例性实施例中,情况都会是这样。

[0152] 图16和图17示出了主轴螺母50在致动器5已经被操作以使得主轴螺母50已经沿近侧方向P移动之后处于第二位置。离合器弹簧25被减压,因此,响声件23和24不再彼此压靠着和/或近侧响声件24不再花键连接到近侧驱动套筒21上。因此,近侧驱动套筒21的旋转以及伴随其的剂量设定不再受到致动器5的阻止。

[0153] 致动器5的操作可以再次由控制单元43A控制。这可以再次根据选定药物储存器单元RU是否联接到机构单元MU和/或根据是否已经接收到外部装置的使能信号来完成。

[0154] 图18至图21示出了药物输送装置100的第四示例性实施例。同样,这些功能,尤其是关于设定与分配机构的功能,可以与前述示例性实施例的基本上相同。然而,用于阻挡和释放剂量设定的致动器5是不同的。

[0155] 机构单元MU包括呈阻挡套筒58形式的中间元件58,该中间元件部分地围绕远侧驱动套筒20。阻挡套筒58包括两个长形臂,每个长形臂具有沿径向向外方向突出的楔形部58.1(参见图19a和图21a)。远侧驱动套筒20包括斜坡20.1。致动器5包括呈致动器臂形式的致动器元件50。致动器臂50可以借助于致动器5的电动机而移动。致动器5联接到驱动套筒联接器22,并且致动器臂50与阻挡套筒58接合。阻挡套筒弹簧59沿远侧方向D偏压阻挡套

筒。

[0156] 图19a示出了图18的截面平面AA上的视图。最后的剂量螺母30在其内表面上包括多个凹部。例如,凹部的数量等于在剂量设定转一圈中剂量步长的数量或一部分。图19b示出了图19a的截面平面DD上的视图。

[0157] 图18和图19示出了药物输送装置100,其中致动器臂50处于第一位置。致动器臂50可以在致动器5短时间通电之后保持在该第一位置。处于第一位置的致动器臂50已经将阻挡套筒58拉动和/或固持在锁定位置,在该锁定位置,阻挡套筒58被拉动到远侧驱动套筒20的斜坡20.1上。由此,斜坡20.1已经迫使阻挡套筒58的臂径向向外移动,使得楔形部58.1接合到最后的剂量螺母30的凹部中。由此,建立阻挡接口,其阻挡最后的剂量螺母30与阻挡套筒58之间的相对旋转。阻挡套筒58旋转锁定到远侧驱动套筒20上。由于最后的剂量螺母30无法相对于内部主体10旋转,所以在致动器臂50处于第一位置并且阻挡套筒58处于锁定位置的情况下,阻止远侧驱动套筒20的旋转。因此,阻止设定药物剂量。如在图18中可以进一步看到的,在阻挡套筒58处于锁定位置的情况下,阻挡套筒弹簧59被压缩。

[0158] 图20和图21示出了药物输送装置100,其中致动器臂50处于第二位置,在该第二位置,致动器臂不再将阻挡套筒58固持在其锁定位置。图21a是图20的截面平面BB上的视图。图21b是图21a的截面平面CC上的视图。

[0159] 阻挡套筒弹簧59已经沿远侧方向D推动阻挡套筒58,使得阻挡套筒58的臂不再固持在斜坡20.1上并且可以沿径向向内方向松弛进入释放位置。在阻挡套筒58的臂的释放位置,阻挡套筒58的楔形部58.1不再接合到最后的剂量螺母30的凹部中,使得阻挡接口被释放并且允许驱动套筒20相对于最后的剂量螺母30旋转。这样,使得能够进行剂量设定。

[0160] 图18和图20还分别示出了致动器5与控制单元43A或电池43B之间的电连接。将致动器5与控制单元43A和/或电池43B相连接的导体路径44包括指配给药物输送装置100的不同元件的三个区段44A、44B、44C。控制单元43A、电池43B和区段44B布置在旋钮13中和/或连接到导体载体43C或PCB。区段44A固定到近侧驱动套筒21上。区段44C固定到驱动套筒连接器22上。如上面结合图14至图17进一步说明的,在剂量拨选和/或剂量分配过程中区段44A和44B以及区段44A和44C之间的电连接通过接触件45(例如,滑动接触件或非滑动接触件)来保持。如以上在图14至图17的背景下所描述的,在本实施例中,控制单元和电池可以例如经由载体/PCB 43C固定到拨选套筒27上。

[0161] 致动器5的操作可以再次由控制单元43A控制。这可以再次根据选定药物储存器单元RU是否与机构单元MU联接和/或根据是否已经接收到外部装置的使能信号来完成。

[0162] 图22至图25图示了药物输送装置100的第五示例性实施例。这些功能,尤其是关于设定与分配机构的功能,可以与前述示例性实施例的基本上相同。然而,致动器5是不同的。

[0163] 在第五示例性实施例中,致动器5类似于第一示例性实施例的致动器5。同样在这里,致动器5包括呈柔性臂形式的致动器元件50,该致动器元件的一个纵向端固定到外部主体11上并且具有一个自由纵向端。在臂50的自由纵向端处布置有磁体51。电磁体52联接到外部主体11并且被配置为与臂50的磁体51相互作用。

[0164] 与第一示例性实施例的致动器5的一个不同之处在于,根据第五示例性实施例的臂50是周向定向的而不是轴向定向的。例如,臂50在至少90°或至少150°上延伸。另一不同之处在于,电磁体52不是布置在臂50处,而是固定到外部主体11上。然而,还可想到电磁体

52联接到臂50并且磁体51指配给外部主体11的布置。

[0165] 图22和图23图示了药物输送装置100,其中臂50处于第一位置。图23是图22的截面平面BB上的视图。在第一位置,臂50的径向向内指向的突起53接合到数字套筒26的凹部54中。数字套筒26上的凹部54对应于可以使用机构单元MU设定的可能剂量单位的量和间距。臂50可以处于其松弛状态和/或可以由于磁体51、52之间的排斥相互作用而固持在第一位置。在臂50处于第一位置与数字套筒26接合的情况下,阻挡数字套筒26与外部主体11之间的相对旋转,使得阻止剂量设定和/或剂量分配。

[0166] 图24和图25以与图22和图23相同的视图示出了图22和图23的药物输送装置100,但是现在臂50处于第二位置。当操作致动器5使得改变电磁体52的磁化时,臂50可以移动到该第二位置。例如,改变电磁体52的磁化,使得两个磁体51和52现在相互吸引,使得臂50通过磁体51、52之间的吸引力而沿径向向外的方向移动。由此,突起53与凹部54之间的接合被释放,并且不再阻止数字套筒26相对于外部主体11旋转。因此,能够进行剂量设定和/或剂量分配。

[0167] 图22和图24还图示了从控制单元43A和/或电池43B到电磁体52的导体路径44的设计。与在第一示例性实施例中一样,控制单元43A、电池43B和PCB固定到拨选套筒27上。导体路径44包括两个区段44A和44B,这些区段在剂量设定和剂量分配过程中可相对于彼此移动,并经由滑动接触件45电连接。导体路径44的第一区段44A包括螺旋导电带,该螺旋导电带具有与在剂量设定和/或剂量分配过程中拨选套筒27和数字套筒26在其上移动的螺旋路径相同的螺距。

[0168] 致动器5的操作可以再次由控制单元43A控制。这可以再次根据选定药物储存器单元RU是否与机构单元MU联接和/或根据是否已经接收到外部装置的使能信号来完成。

[0169] 图26至图28示出了药物输送装置100的第六示例性实施例。同样,本示例性实施例可以具有与前述示例性实施例基本上相同的功能,尤其是关于设定与分配机构的功能,但是在致动器5的设计上与前述示例性实施例有偏差。

[0170] 在第六示例性实施例中,控制单元43A和/或电池43B联接到旋钮13,使得它们与旋钮13一起移动。致动器5也是旋钮13的一部分。致动器5的致动器元件50例如是可以通过致动器5在径向方向上移动的销。

[0171] 在图26中,销50处于第一位置,在该第一位置,该销接合到拨选套筒27的凹部54中,具体是环形凹槽54中(也参见图28)。由于这种接合,阻止旋钮13与拨选套筒27之间的相对轴向运动。因此,因为离合器28与拨选套筒27之间的花键连接接口无法被释放,因此阻止剂量分配。

[0172] 图27示出了药物输送装置100,其中销50处于第二位置,在该第二位置,销50不再接合到凹部54中。允许旋钮13与拨选套筒27之间的相对轴向和旋转运动,因此使得能够进行剂量分配。

[0173] 在图28中,示出了旋钮13沿远侧方向被推动的构型。旋钮13已经相对于拨选套筒27沿远侧方向D稍微移动(这是药物分配所需的),因为这释放了离合器28与拨选套筒27之间的花键连接接口。

[0174] 同样在这里,致动器5的操作可以由控制单元43A控制。这可以再次根据选定药物储存器单元RU是否与机构单元MU联接和/或根据是否已经接收到外部装置的使能信号来完

成。

[0175] 结合第一至第六示例性实施例描述的致动器5中的一些或全部致动器也可以组合。

[0176] 图29分别示出了药物输送装置100或机构单元MU的示例性实施例。示出了在垂直于纵向轴线延伸的平面上的截面图。图29可以示出第一至第六示例性实施例中的任一个。

[0177] 机构单元MU被配置为与三种不同类型的选定药物储存器单元RU联接,除非选定药物储存器单元RU联接到该机构单元上否则阻止致动器5的操作,和/或如果三个选定药物储存器单元RU中的任何一个联接到该机构单元则使得致动器5能够操作。为此目的,机构单元包括三个不同的导体路径41,每个导体路径具有第一接触点40.1和第二接触点40.2。所有三个导体路径41的第二接触点40.2(图29中的下部接触点)和相关联的导体路径区段都是相同的。不同导体路径41的第一接触点40.1(图29中的上部接触点)和相关联的导体路径区段是不同的。具体地,不同导体路径41的第一接触点40.1在旋转方向上相对于彼此偏移,但是在径向和轴向方向上确实有重叠。

[0178] 如果接触元件4、具体是接入点4.1、4.2在正确位置(参见图30)的选定药物储存器单元RU与机构单元MU联接,则三个导体路径41中的一个闭合并且这可以被识别,例如,通过如结合第一示例性实施例所描述的机构单元MU的控制单元43A来识别。然后,控制单元43A可以操作机构单元MU的致动器5,以便将机构单元MU的操作状态(例如,从阻止剂量设定和/或剂量分配的锁定状态)变为使得能够进行剂量设定和/或剂量分配的解锁状态。

[0179] 如果接触元件4没有在正确位置的药物储存器单元与机构单元MU连接,则无法阻止操作状态的改变。

[0180] 应当强调的是,可以在每个上述示例性实施例中实现用于不同类型的选定药物储存器单元RU的、包括若干导体路径41和相关联接触点40的机构单元MU的结构。

[0181] 图30示出了用于图29的机构单元MU的三种不同类型的选定药物储存器单元RU的示例性实施例的截面图。这三个选定药物储存器单元RU中的具有的接触元件4位于不同位置,具体地,接触元件4的接入点4.1、4.2位于不同位置。接触元件4中的每一个的第二接入点4.2始终位于相同的位置,但是接触元件4的第一接入点4.1位于不同的位置,具体地位于不同的角位置。药物储存器单元RU的接入点4.1、4.2可以经由接触元件4电连接。

[0182] 选定药物储存器单元RU的接入点4.1、4.2的位置与一个导体路径41的接触点40.1、40.2的位置相匹配,使得当选定药物储存器单元RU与机构单元MU联接时,该导体路径41经由药物储存器单元RU的接触元件4而闭合。

[0183] 为了确保当将选定药物储存器单元RU与机构单元MU联接时,药物储存器单元RU的取向、具体地在旋转方向上的取向是正确的,机构单元MU包括导向凹槽形式的引导结构46(参见图29),这些引导结构被配置为与呈药物储存器单元RU的导向肋形式的导向结构47接合。这确保了当选定药物储存器单元RU与机构单元MU联接时,接入点4.1、4.2始终接触相关联的接触点40.1、40.2。

[0184] 图31和图32分别更详细地示出了图12和图10的圈出的区域。这些附图指示了锁定机构6的功能原理,该锁定机构被配置为当设定但未完全分配出药物剂量时阻止药物储存器单元RU与机构单元MU断开连接或分离。

[0185] 内部主体10包括例如呈内螺纹70形式的接口特征70。药物储存器单元RU,在这种

情况下是药物储存器单元RU的储存器固持器15,包括例如呈外螺纹形式的接口特征71。两个螺纹70、71可以接合,并由此形成呈螺纹接口形式的连接接口7,药物储存器单元RU经由该连接接口可释放地连接到机构单元MU。为了释放连接和连接接口7,药物储存器单元RU可能必须相对于主体10、11旋转和/或沿近侧方向P或远侧方向D移动。

[0186] 然而,在图31中,通过锁定机构6处于锁定状态来阻止连接接口7的释放。锁定机构6包括联接元件60,该联接元件处于锁定位置,在该锁定位置,该联接元件与储存器固持器15接合。联接元件60在其远端处包括呈突起形式的联接特征,该联接特征接合到储存器固持器15的联接特征(即凹部或凹槽)中。这种接合阻止了药物储存器单元RU可以相对于主体10、11轴向移动、可选地还有旋转移动,使得阻止连接接口7的释放。

[0187] 联接元件60经由与内部主体10的关节连接件61可枢转地悬置在机构单元MU中。由于这种关节连接件61,联接元件60可以旋转出图31的锁定位置进入图32中所示的释放位置。

[0188] 联接元件60是长形元件,该长形元件具有基本上在轴向方向上延伸的主区段以及垂直于主区段和联接元件60可围绕其旋转的旋转轴线延伸的另一区段62。联接元件60被布置成使得数字套筒26(其构成锁定机构6的一部分并且在剂量设定和剂量分配过程中沿轴向方向移动)在其到达第一位置(参见图32)时可以将联接元件60碰撞成与关节连接件61径向偏移,以便将扭矩施加到联接元件60上。由于该扭矩,联接元件60移出锁定位置而进入图32的释放位置。这是通过杠杆效应纯粹机械地发生的。

[0189] 如在图32中可以看到,当数字套筒26处于第一位置并且联接元件60相应地处于释放位置时,联接元件60不再与药物储存器单元RU接合,并且能够释放连接接口7。锁定机构6的这种状态被称为释放状态。用户现在可以将药物储存器单元RU与机构单元MU分开,例如以便更换药物储存器单元RU。当数字套筒26例如在剂量设定过程中沿近侧方向P移动时,联接元件60自动返回到其锁定位置并且将再次阻止连接接口7的释放。

[0190] 结合图31和图32描述的锁定机构6对于阻止用户在设定药物剂量时更换药物储存器单元RU是特别有用的。如所述的,设定药物剂量与数字套筒26沿近侧方向P的运动相关联。该锁定机构6可以在本文中所述的药物输送装置的任何示例性实施例中使用。

[0191] 本披露中提出的构思(例如,用于阻挡剂量的设定和/或分配的构思)或其余构思不仅可以应用于上述(例如结合图1和相关联的实施例最详细描述)装置架构,而且还可以应用于其他药物输送装置。具体地,当前提出的构思中的一个或多个可以应用于W0 2021/059202 A1中披露的装置,例如以实现该文件的段落[00237]中描述的功能,或应用于EP 3 049 132 B1中披露的装置,参见权利要求1。

[0192] 术语“药物”或“药剂”在本文中同义使用,并且描述了如下药制剂,其包含一种或多种活性药学成分或其药学上可接受的盐或溶剂化物以及可选地药学上可接受的载剂。从最广义上来说,活性药物成分(“API”)是对人或动物具有生物学效应的化学结构。在药理学中,将药物或药剂用于治疗、治愈、预防或诊断疾病或者用于以其他方式增强身体或精神健康。可以将药物或药剂使用有限的持续时间,或者定期用于慢性障碍。

[0193] 如下文所述,药物或药剂可以包括用于治疗一种或多种疾病的在不同类型的制剂中的至少一种API或其组合。API的示例可以包括小分子(具有500Da或以下的分子量);多肽、肽和蛋白质(例如,激素、生长因子、抗体、抗体片段和酶);碳水化合物和多糖;以及核

酸、双链或单链DNA (包括裸露和cDNA)、RNA、反义核酸 (比如反义DNA和RNA)、小干扰RNA (siRNA)、核酶、基因和寡核苷酸。可以将核酸掺入分子输送系统 (比如载体、质粒或脂质体) 中。还考虑了一种或多种药物的混合物。

[0194] 可以将药物或药剂包含在适于与药物输送装置一起使用的初级包装或“药物容器”中。药物容器可以是例如药筒、注射器、储存器或其他坚固或柔性的器皿,其被配置为提供用于储存 (例如,短期或长期储存) 一种或多种药物的合适腔室。例如,在一些情况下,可以将腔室设计为储存药物至少一天 (例如,1天到至少30天)。在一些情况下,可以将腔室设计为储存药物约1个月至约2年。可以以室温 (例如,约20℃) 或冷藏温度 (例如,约-4℃至约4℃) 储存。在一些情况下,药物容器可以是或可以包括双腔室药筒,其被配置为单独储存要施用的药学制剂的两种或更多种组分 (例如,API和稀释剂、或两种不同的药物),每个腔室中储存一种。在这样的情况下,双腔室药筒的两个腔室可以被配置为在分配到人体或动物体内之前和/或过程中允许两种或更多种组分之间混合。例如,可以将两个腔室配置为使得它们彼此处于流体连通 (例如,通过两个腔室之间的管道),并且允许用户在分配之前在需要时混合两种组分。可替代地或另外,两个腔室可以被配置为允许在将组分分配到人体或动物体内时进行混合。

[0195] 可以将如本文所描述的药物输送装置中包含的药物或药剂用于治疗 and/或预防许多不同类型的医学障碍。障碍的示例包括例如糖尿病或与糖尿病相关的并发症 (比如糖尿病视网膜病变)、血栓栓塞障碍 (比如深静脉或肺血栓栓塞)。障碍的进一步的示例是急性冠状动脉综合征 (ACS)、心绞痛、心肌梗塞、肿瘤、黄斑变性、炎症、枯草热、动脉粥样硬化和/或类风湿性关节炎。API和药物的示例是如以下手册中所描述的示例:比如Rote Liste 2014 (例如但不限于,主要组12 (抗糖尿病药物) 或86 (肿瘤学药物)) 和默克索引 (Merck Index), 第15版。

[0196] 用于治疗 and/或预防1型或2型糖尿病或与1型或2型糖尿病相关的并发症的API的示例包括胰岛素 (例如人胰岛素、或人胰岛素类似物或衍生物); 胰高血糖素样肽 (GLP-1)、GLP-1类似物或GLP-1受体激动剂、或其类似物或衍生物; 二肽基肽酶-4 (DPP4) 抑制剂、或其药学上可接受的盐或溶剂化物; 或以上的任何混合物。如本文中所用,术语“类似物”和“衍生物”是指具有如下分子结构的多肽,该分子结构可以通过缺失和/或交换在天然存在的肽中存在的至少一个氨基酸残基和/或通过添加至少一个氨基酸残基而在形式上衍生自天然存在的肽的结构 (例如人胰岛素的结构)。所添加和/或交换的氨基酸残基可以是可编码氨基酸残基或其他天然存在的残基或纯合成氨基酸残基。胰岛素类似物还被称为“胰岛素受体配体”。具体地,术语“衍生物”是指具有如下分子结构的多肽,该分子结构在形式上可以衍生自天然存在的肽的结构 (例如人胰岛素的结构),其中一个或多个有机取代基 (例如脂肪酸) 与一个或多个氨基酸结合。可选地,天然存在的肽中存在的一个或多个氨基酸可能已缺失和/或被其他氨基酸 (包括不可编码的氨基酸) 替代,或者氨基酸 (包括不可编码的氨基酸) 已被添加到天然存在的肽中。

[0197] 胰岛素类似物的示例是Gly (A21)、Arg (B31)、Arg (B32) 人胰岛素 (甘精胰岛素); Lys (B3)、Glu (B29) 人胰岛素 (谷赖胰岛素); Lys (B28)、Pro (B29) 人胰岛素 (赖脯胰岛素); Asp (B28) 人胰岛素 (门冬胰岛素); 人胰岛素,其中在位置B28处的脯氨酸被Asp、Lys、Leu、Val或Ala替代并且其中在位置B29处的Lys可以被Pro替代;Ala (B26) 人胰岛素;Des (B28-

B30) 人胰岛素;Des (B27) 人胰岛素和Des (B30) 人胰岛素。

[0198] 胰岛素衍生物的示例是例如B29-N-肉豆蔻酰-des (B30) 人胰岛素,Lys (B29) (N-十四酰)-des (B30) 人胰岛素(地特胰岛素, **Levemir®**);B29-N-棕榈酰-des (B30) 人胰岛素;B29-N-肉豆蔻酰人胰岛素;B29-N-棕榈酰人胰岛素;B28-N-肉豆蔻酰LysB28ProB29人胰岛素;B28-N-棕榈酰-LysB28ProB29人胰岛素;B30-N-肉豆蔻酰-ThrB29LysB30人胰岛素;B30-N-棕榈酰-ThrB29LysB30人胰岛素;B29-N-(N-棕榈酰- γ -谷氨酰)-des (B30) 人胰岛素,B29-N- ω -羧基十五酰- γ -L-谷氨酰-des (B30) 人胰岛素(德谷胰岛素(insulin degludec), **Tresiba®**);B29-N-(N-石胆酰- γ -谷氨酰)-des (B30) 人胰岛素;B29-N-(ω -羧基十七酰)-des (B30) 人胰岛素和B29-N-(ω -羧基十七酰)人胰岛素。

[0199] GLP-1、GLP-1类似物和GLP-1受体激动剂的示例是例如利西拉肽(**Lyxumia®**)、艾塞那肽(Exendin-4, **Byetta®**, **Bydureon®**,由吉拉毒蜥(*Gila monster*)的唾液腺产生的39个氨基酸的肽)、利拉鲁肽(**Victoza®**)、索马鲁肽(Semaglutide)、他司鲁肽(Taspoglutide)、阿必鲁肽(Albiglutide) (**Syncria®**)、杜拉鲁肽(Dulaglutide) (**Trulicity®**)、rExendin-4、CJC-1134-PC、PB-1023、TTP-054、兰格拉肽(Langlenatide)/HM-11260C(艾匹那肽(Efpeglenatide))、HM-15211、CM-3、GLP-1Eligen、ORMD-0901、NN-9423、NN-9709、NN-9924、NN-9926、NN-9927、Nodexen、Viador-GLP-1、CVX-096、ZYOG-1、ZYD-1、GSK-2374697、DA-3091、MAR-701、MAR709、ZP-2929、ZP-3022、ZP-DI-70、TT-401(Pegapamodtide)、BHM-034、MOD-6030、CAM-2036、DA-15864、ARI-2651、ARI-2255、替尔泊肽(LY3298176)、巴度肽(Bamadutide) (SAR425899)、艾塞那肽-XTEN和胰高血糖素-Xten。

[0200] 寡核苷酸的示例是例如:米泊美生钠(**Kynamro®**),用于治疗家族性高胆固醇血症的胆固醇还原性反义治疗剂或用于治疗Alport综合征的RG012。

[0201] DPP4抑制剂的示例是利拉利汀(Linagliptin)、维达列汀、西他列汀、地格列汀(Denagliptin)、沙格列汀、小檗碱。

[0202] 激素的示例包括垂体激素或下丘脑激素或调节活性肽及其拮抗剂,比如促性腺激素(促滤泡素、促黄体素、绒毛膜促性腺激素、促生育素)、促生长激素(Somatropine)(生长激素)、去氨加压素、特利加压素、戈那瑞林、曲普瑞林、亮丙瑞林、布舍瑞林、那法瑞林和戈舍瑞林。

[0203] 多糖的示例包括葡萄糖胺聚糖(glucosaminoglycane)、透明质酸、肝素、低分子量肝素或超低分子量肝素或其衍生物、或硫酸化多糖(例如上述多糖的多硫酸化形式)、和/或其药学上可接受的盐。多硫酸化低分子量肝素的药学上可接受的盐的示例是依诺肝素钠。透明质酸衍生物的示例是Hylan G-F20(**Synvisc®**),一种透明质酸钠。

[0204] 如本文中所用,术语“抗体”是指免疫球蛋白分子或其抗原结合部分。免疫球蛋白分子的抗原结合部分的实例包括F(ab)和F(ab')₂片段,其保留结合抗原的能力。抗体可以是多克隆抗体、单克隆抗体、重组抗体、嵌合抗体、去免疫抗体或人源化抗体、完全人抗体、非人类(例如,鼠)抗体或单链抗体。在一些实施例中,抗体具有效应子功能并且可以固定补体。在一些实施例中,抗体结合Fc受体的能力降低或没有该能力。例如,抗体可以是同种型或亚型、抗体片段或突变体,其不支持与Fc受体的结合,例如,它的Fc受体结合区已诱变或

缺失。术语“抗体”还包括基于四价双特异性串联免疫球蛋白 (TBTI) 的抗原结合分子和/或具有交叉结合区取向 (CODV) 的双可变区抗体样结合蛋白。

[0205] 术语“片段”或“抗体片段”是指衍生自抗体多肽分子的多肽 (例如, 抗体重链和/或轻链多肽), 其不包含全长抗体多肽, 但仍包含能够与抗原结合的全长抗体多肽的至少一部分。抗体片段可以包含全长抗体多肽的切割部分, 但是该术语不限于这种切割片段。可用于本发明的抗体片段包括例如 Fab 片段、F(ab')₂ 片段, scFv (单链 Fv) 片段、线性抗体、单特异性或多特异性抗体片段 (比如双特异性、三特异性、四特异性和多特异性抗体 (例如, 双链抗体、三链抗体、四链抗体))、单价或多价抗体片段 (比如二价、三价、四价和多价抗体)、微型抗体、螯合重组抗体、三抗体或双抗体、胞内抗体、纳米抗体、小模块化免疫药物 (SMIP)、结合域免疫球蛋白融合蛋白、驼源化抗体和含有 VHH 的抗体。抗原结合抗体片段的另外的示例在本领域中是已知的。

[0206] 术语“互补决定区”或“CDR”是指重链多肽和轻链多肽两者的可变区内的短多肽序列, 其主要负责介导特异性抗原识别。术语“框架区”是指重链多肽和轻链多肽两者的可变区内的氨基酸序列, 其不是 CDR 序列, 并且主要负责维持 CDR 序列的正确定位以允许抗原结合。尽管框架区如本领域中已知的那样本身典型地不直接参与抗原结合, 但是某些抗体的框架区内的某些残基可以直接参与抗原结合或可以影响 CDR 中的一个或多个氨基酸与抗原相互作用的能力。

[0207] 抗体的示例是抗 PCSK-9mAb (例如, 阿利库单抗 (Alirocumab))、抗 IL-6mAb (例如, 萨瑞鲁单抗 (Sarilumab)) 和抗 IL-4mAb (例如, 度匹鲁单抗 (Dupilumab))。

[0208] 还考虑到本文所描述的任何 API 的药学上可接受的盐用于在药物输送装置中的药物或药剂中使用。药学上可接受的盐是例如酸加成盐和碱性盐。

[0209] 本领域技术人员将理解, 在不脱离本发明的全部范围和精神的情况下, 可以对本文所描述的 API 的不同组分、制剂、仪器、方法、系统和实施例进行修改 (添加和/或去除), 本发明涵盖这样的修改及其任何和所有等同物。

[0210] 示例药物输送装置可以涉及如 ISO 11608-1:2014 (E) 第 5.2 节表 1 中所述的基于针的注射系统。如 ISO 11608-1:2014 (E) 中所述, 基于针的注射系统可以大致分为多剂量容器系统和单剂量 (部分或完全排空) 容器系统。该容器可以是可更换容器或一体式不可更换容器。

[0211] 如 ISO 11608-1:2014 (E) 中进一步描述的, 多剂量容器系统可以涉及具有可更换容器的基于针的注射装置。在这种系统中, 每个容器容纳多个剂量, 这些剂量的大小可以是固定的或可变的 (由用户预先设定)。另一种多剂量容器系统可以涉及具有一体式不可更换容器的基于针的注射装置。在这种系统中, 每个容器容纳多个剂量, 这些剂量的大小可以是固定的或可变的 (由用户预先设定)。

[0212] 如 ISO 11608-1:2014 (E) 中进一步所述, 单剂量容器系统可涉及具有可更换容器的基于针的注射装置。在这种系统的一个实例中, 每个容器容纳单一剂量, 由此排出整个可递送体积 (完全排空)。在另外的实例中, 每个容器容纳单一剂量, 由此排出可递送体积的一部分 (部分排空)。同样如 ISO 11608-1:2014 (E) 中所述, 单剂量容器系统可涉及具有集成的不可更换容器的基于针的注射装置。在这种系统的一个实例中, 每个容器容纳单一剂量, 由此排出整个可递送体积 (完全排空)。在另外的实例中, 每个容器容纳单一剂量, 由此排出可

递送体积的一部分(部分排空)。

[0213] 本文所述的发明不受结合示例性实施例的描述的限制。相反,本发明包括任何新特征以及特征的任何组合,具体地包括专利权利要求中的特征的任何组合,即使所述特征或所述组合本身没有在专利权利要求或示例性实施例中明确陈述。

[0214] 附图标记

[0215] 4 接触元件

[0216] 4.1 第一接入点

[0217] 4.2 第二接入点

[0218] 5 致动器

[0219] 6 锁定机构

[0220] 7 连接接口

[0221] 10 内部主体

[0222] 11 外部主体

[0223] 12 窗口

[0224] 13 剂量按钮

[0225] 14 帽

[0226] 15 药筒固持器

[0227] 16 药筒容器

[0228] 17 塞子

[0229] 20 远侧驱动套筒

[0230] 20.1 斜坡

[0231] 21 近侧驱动套筒

[0232] 22 驱动套筒连接器

[0233] 23 远侧响声件

[0234] 24 近侧响声件

[0235] 25 离合器弹簧

[0236] 26 数字套筒

[0237] 27 拨选套筒

[0238] 28 离合器

[0239] 29 柱塞杆

[0240] 30 最后的剂量螺母

[0241] 31 离合器连接器

[0242] 40 接触点

[0243] 40.1 第一接触点

[0244] 40.2 第二接触点

[0245] 41 导体路径

[0246] 41A 导体路径41的第一区段

[0247] 41B 导体路径41的第二区段

[0248] 42 滑动接触件

- [0249] 43A 控制单元
- [0250] 43B 电池
- [0251] 43C 导体载体/PCB
- [0252] 44 导体路径
- [0253] 44A 导体路径44的第一区段
- [0254] 44B 导体路径44的第二区段
- [0255] 44C 导体路径44的第三区段
- [0256] 45 滑动接触件
- [0257] 46 引导结构
- [0258] 47 导向结构
- [0259] 50 致动器元件
- [0260] 51 磁体
- [0261] 52 磁体
- [0262] 53 突起
- [0263] 54 凹部
- [0264] 55 夹具
- [0265] 56 凹部
- [0266] 57 主轴
- [0267] 58 阻挡套筒
- [0268] 58.1 楔形部
- [0269] 59 阻挡套筒弹簧
- [0270] 60 联接元件
- [0271] 61 关节连接件
- [0272] 62 联接元件60的区段
- [0273] 70 接口特征
- [0274] 71 接口特征
- [0275] 100 药物输送装置
- [0276] MU 机构单元
- [0277] RU 药物储存器单元
- [0278] D 远侧方向
- [0279] P 近侧方向
- [0280] L 纵向轴线
- [0281] R 径向方向
- [0282] C 方位角方向/旋转方向/角方向

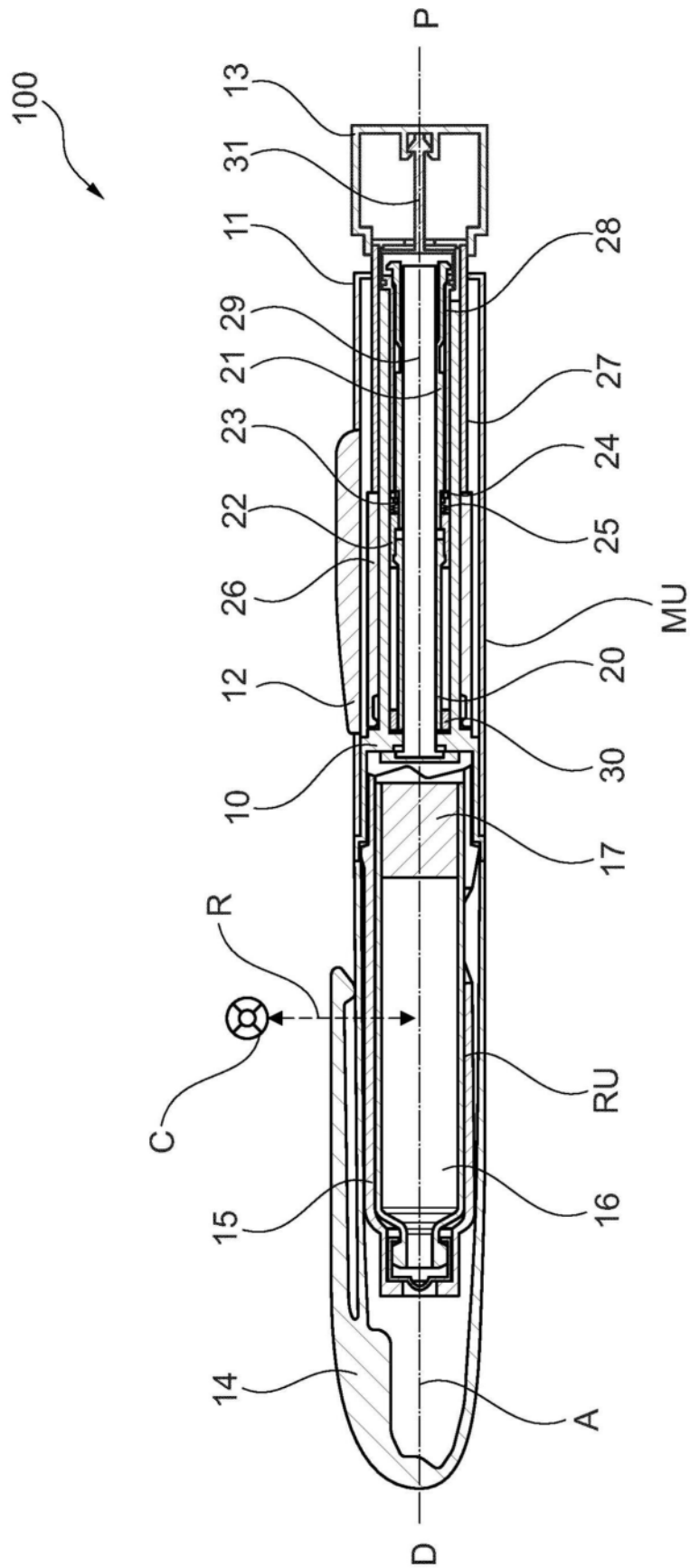


图1

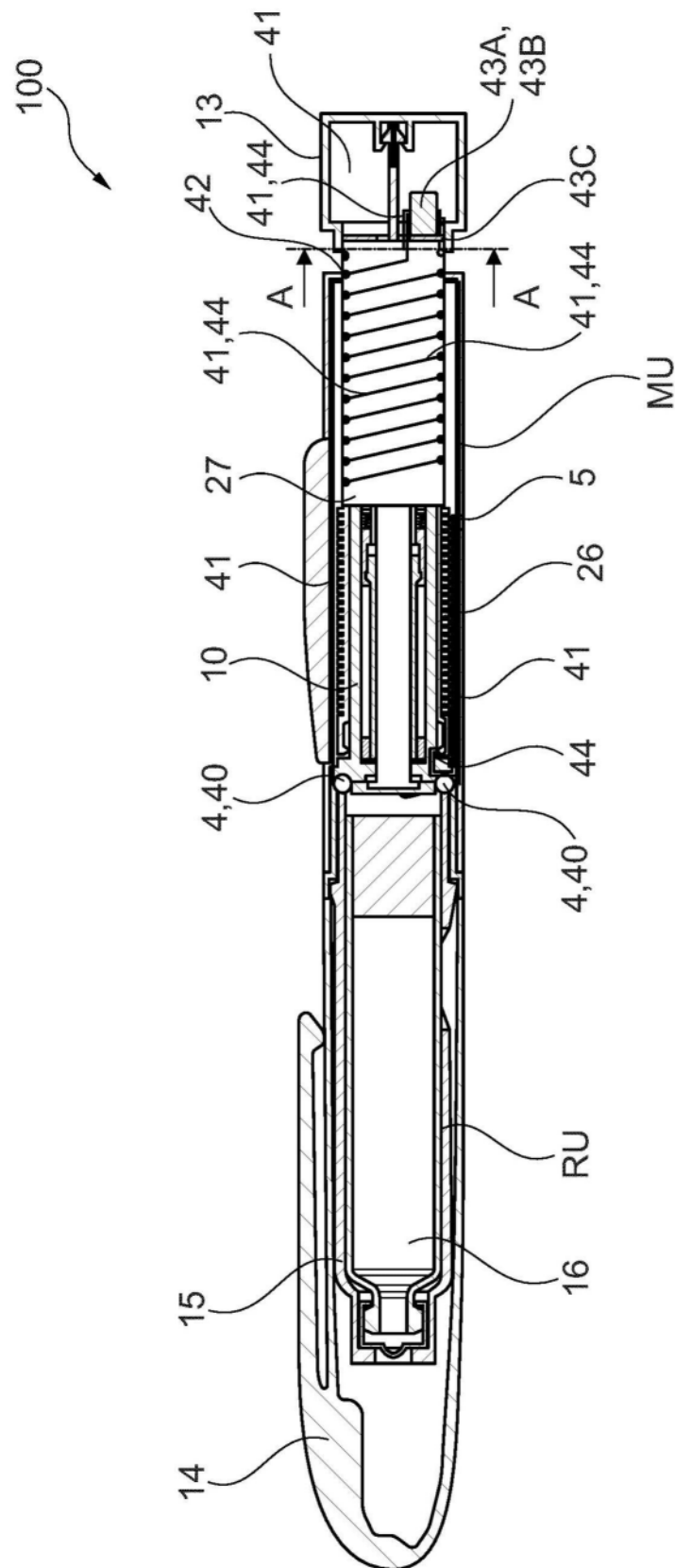


图2

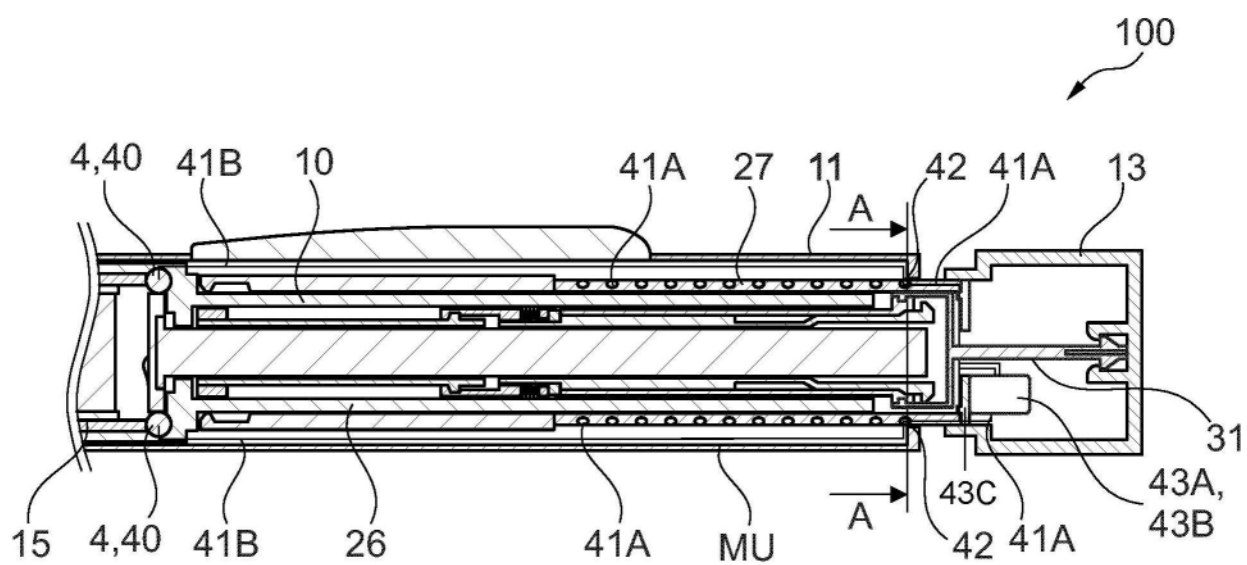


图3

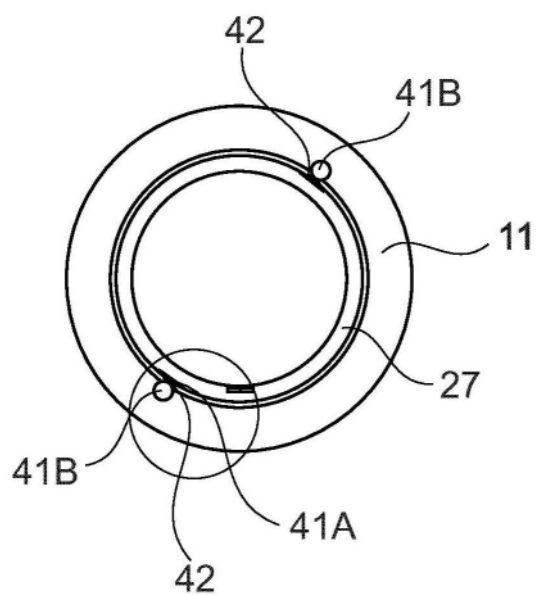


图4

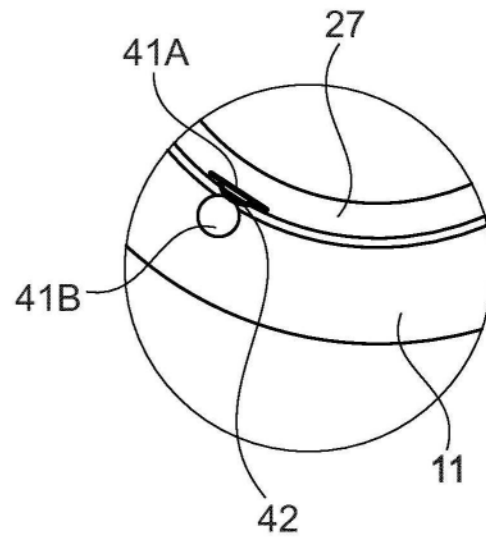


图5

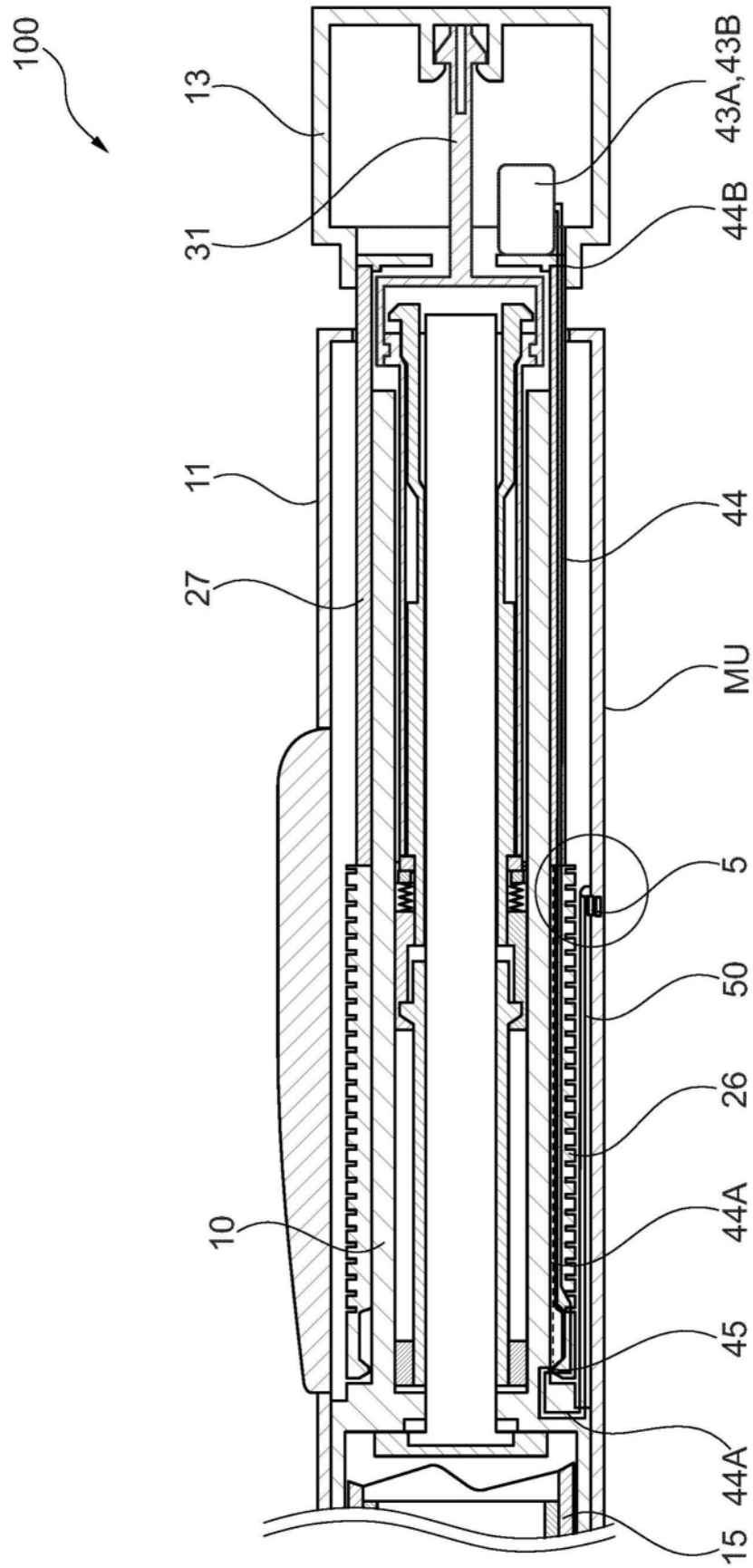


图6

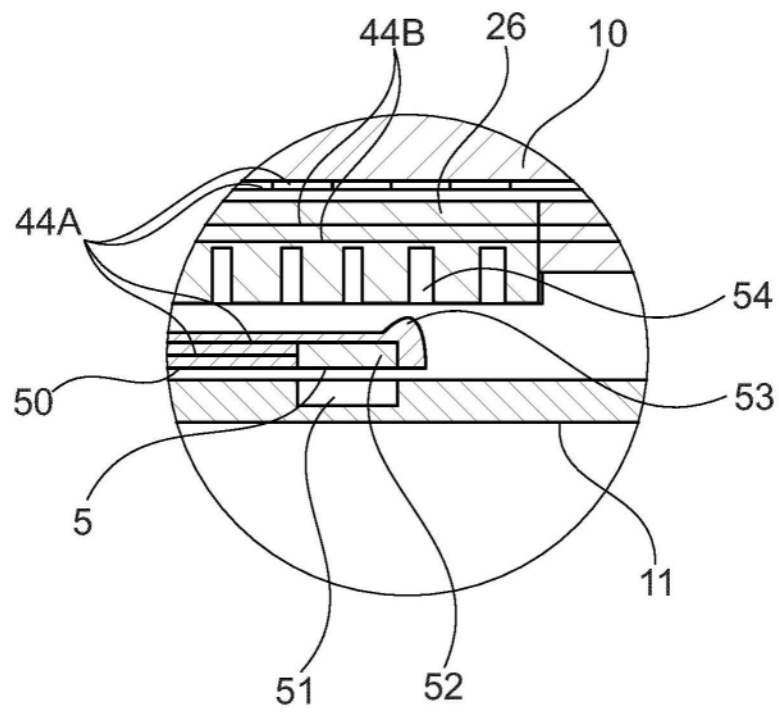


图7

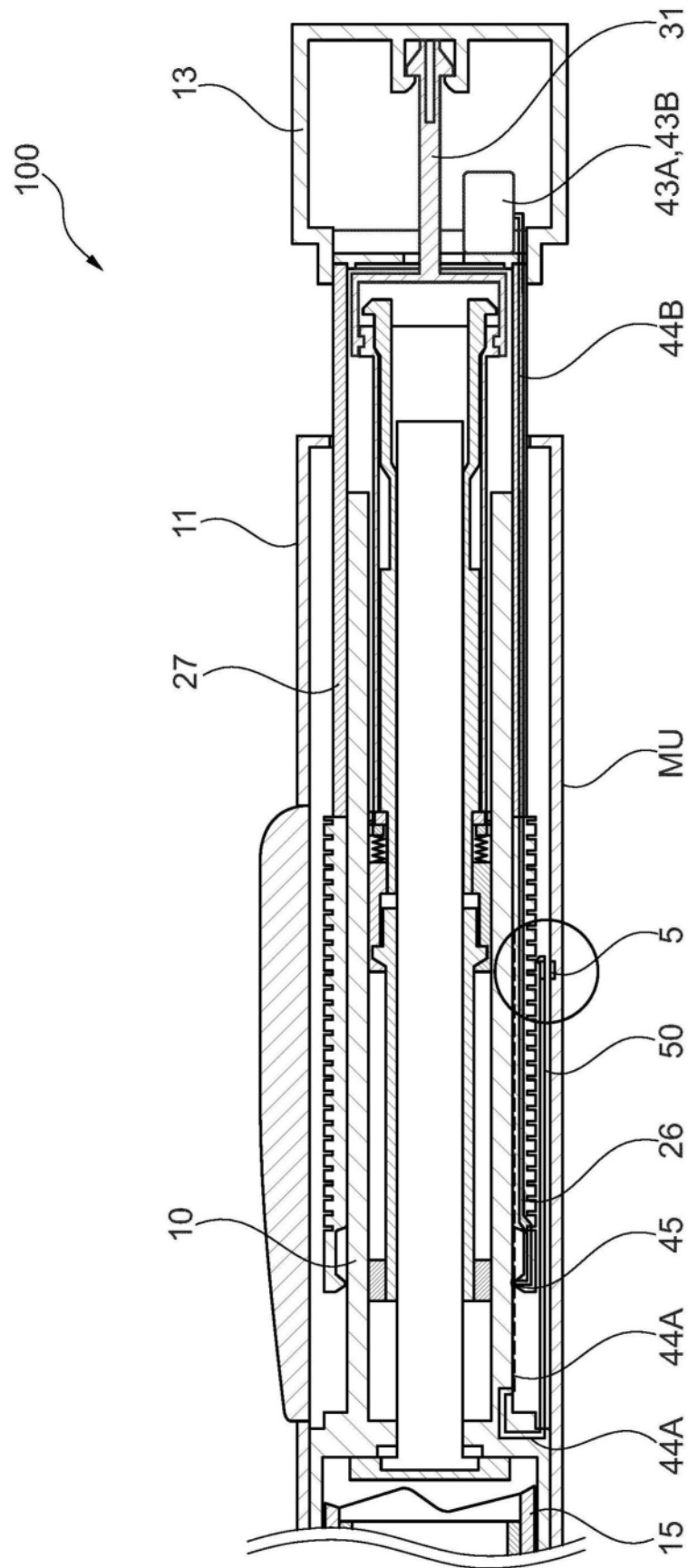


图8

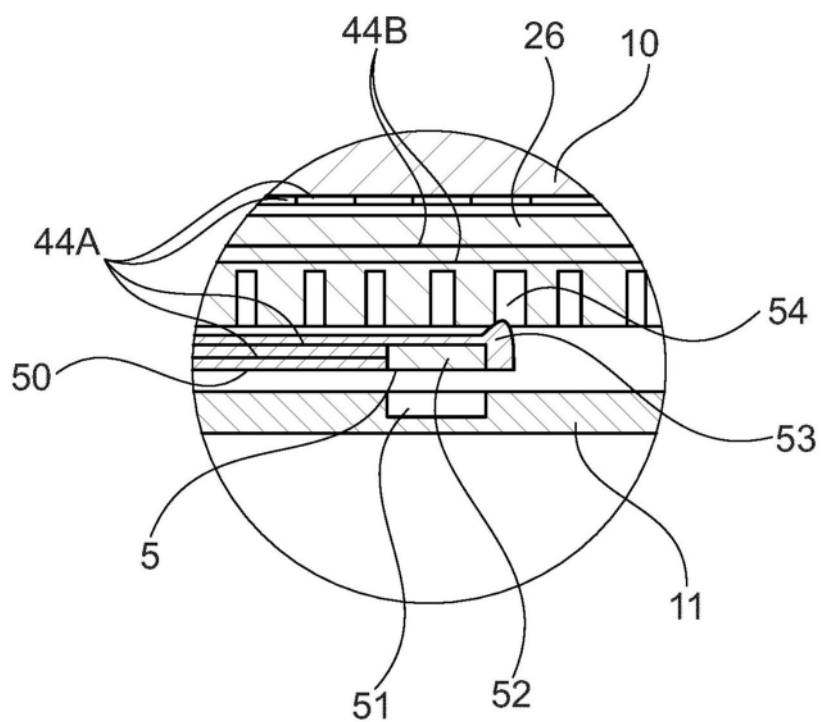


图9

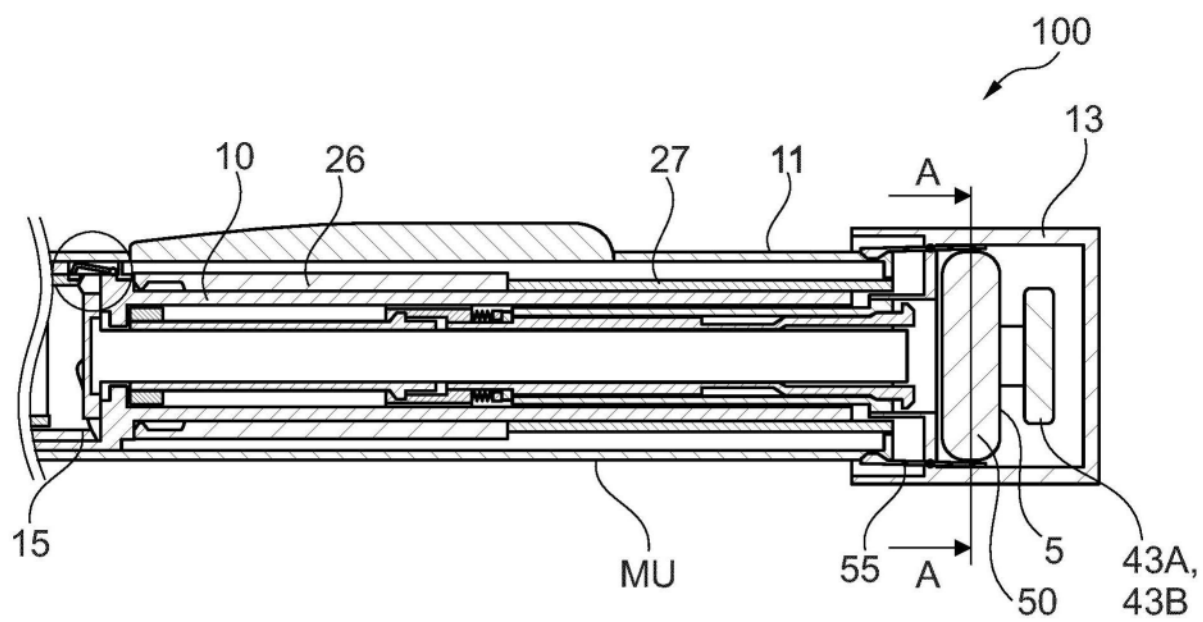


图10

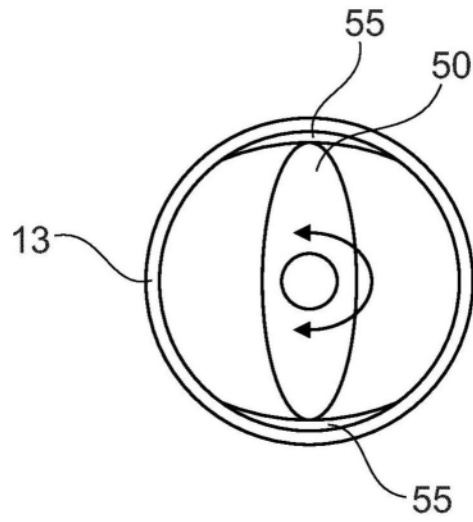


图11

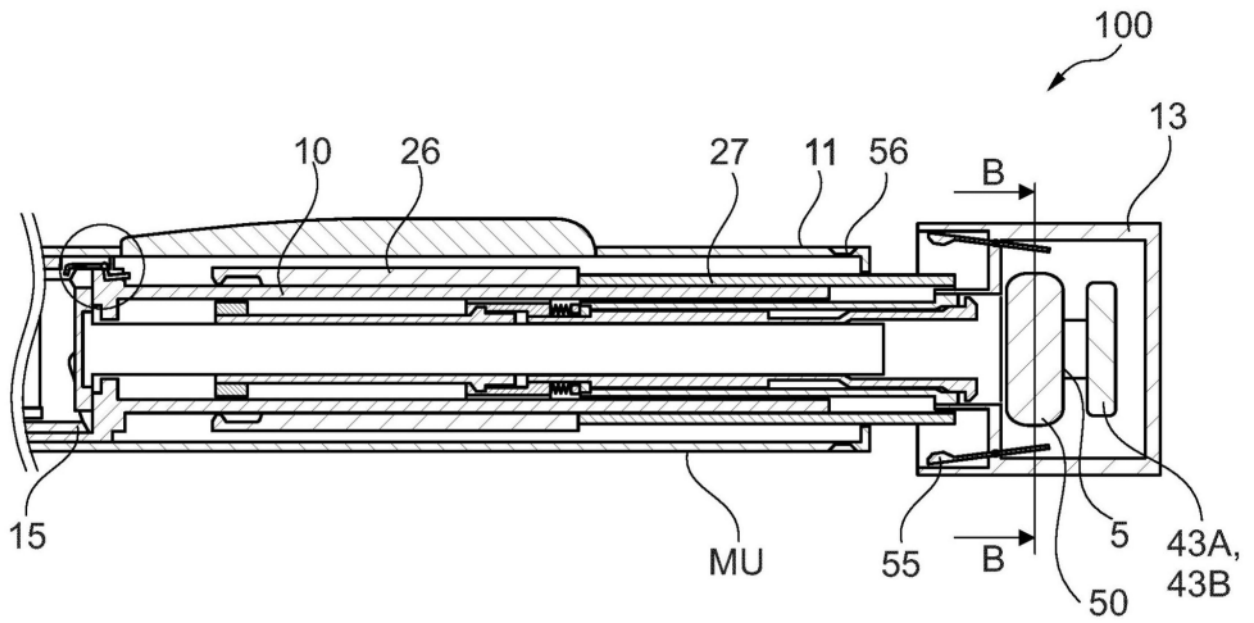


图12

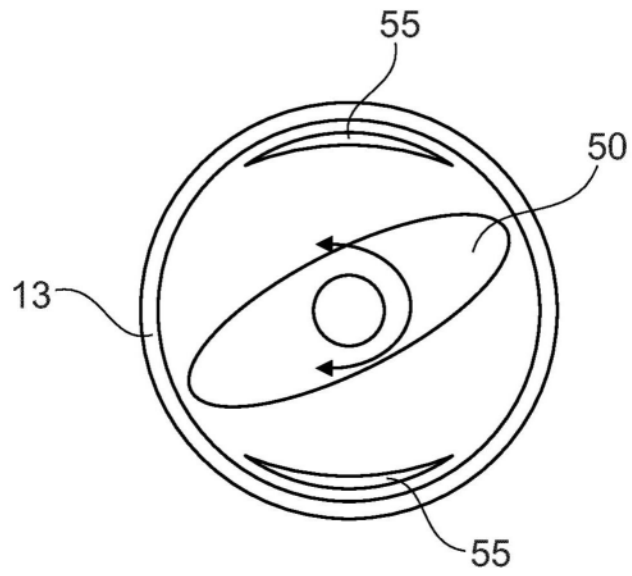


图13

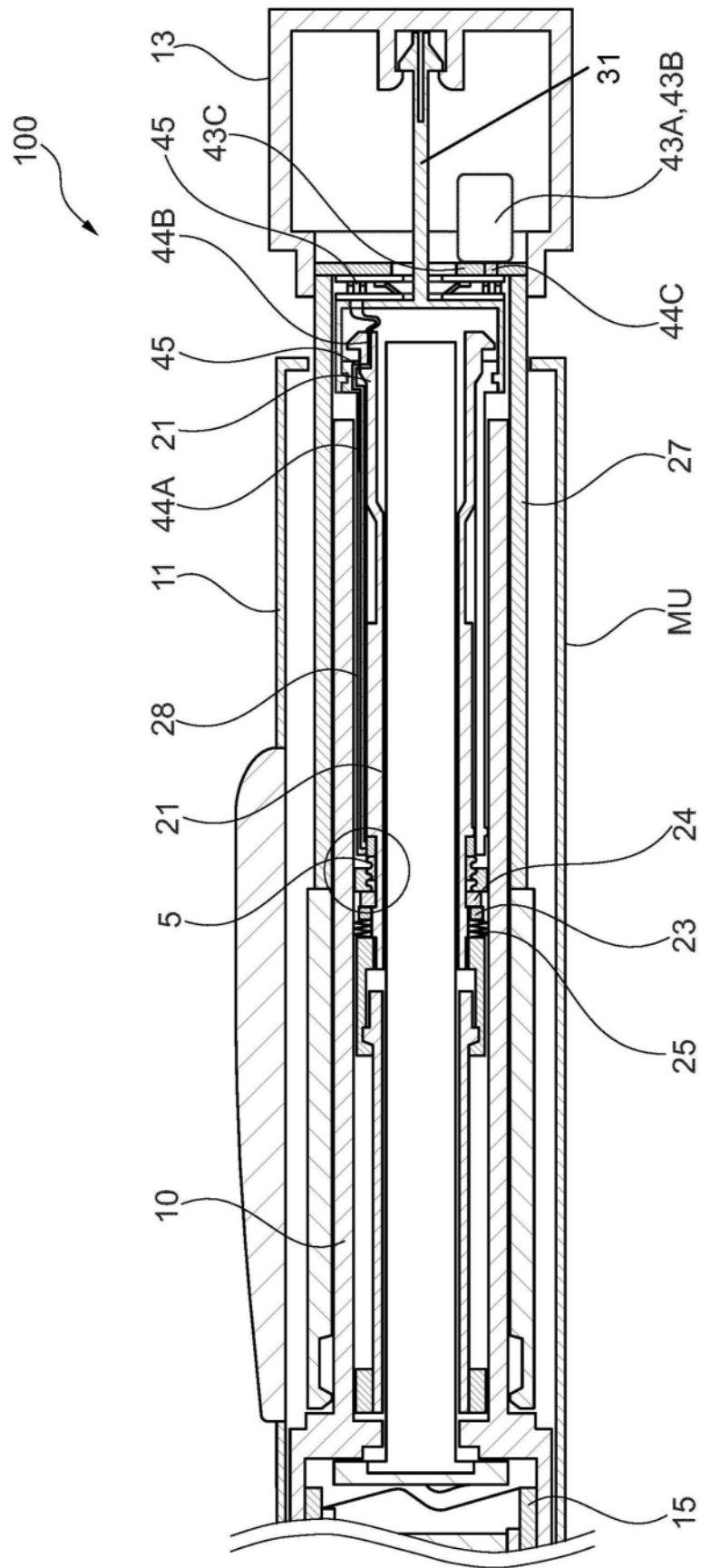


图14

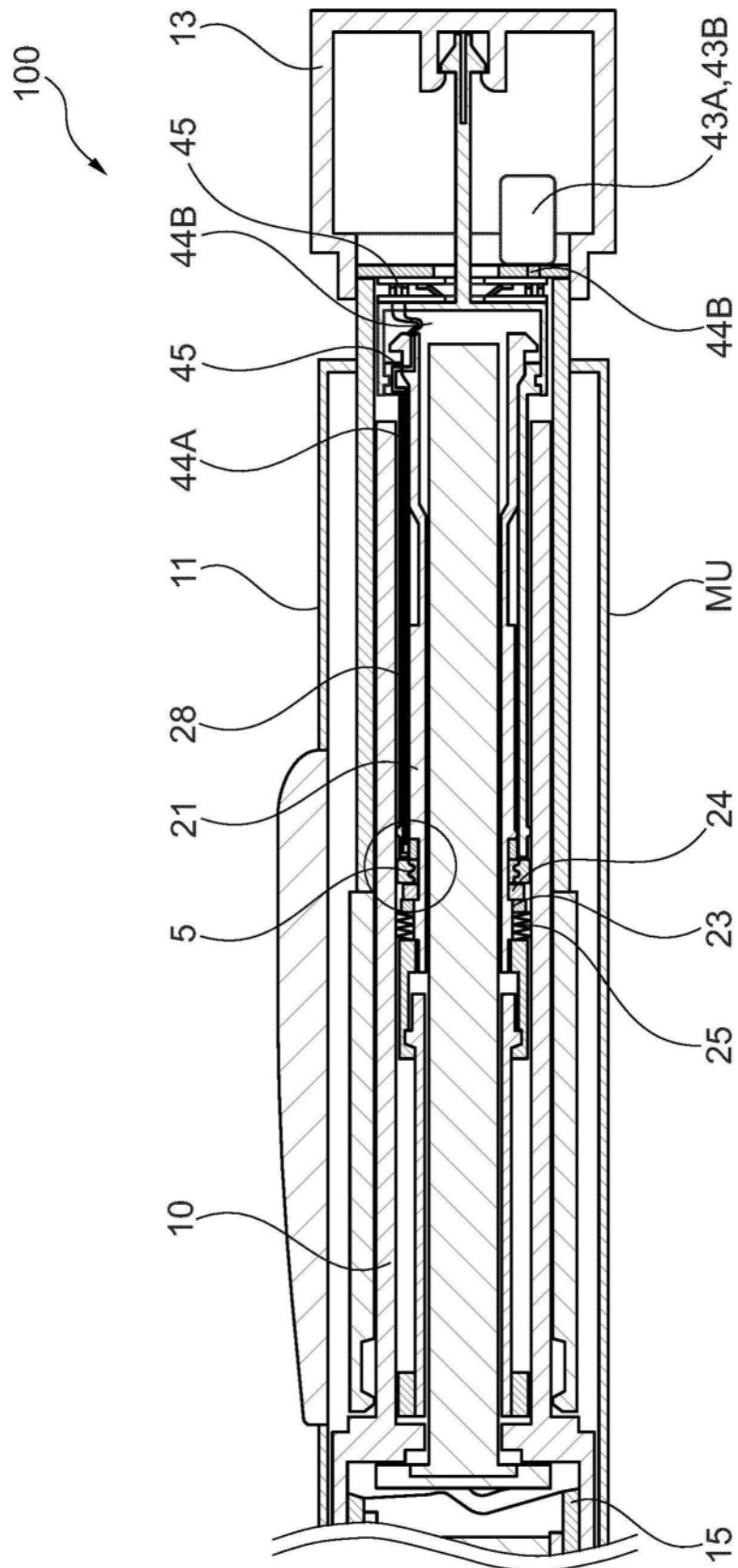


图16

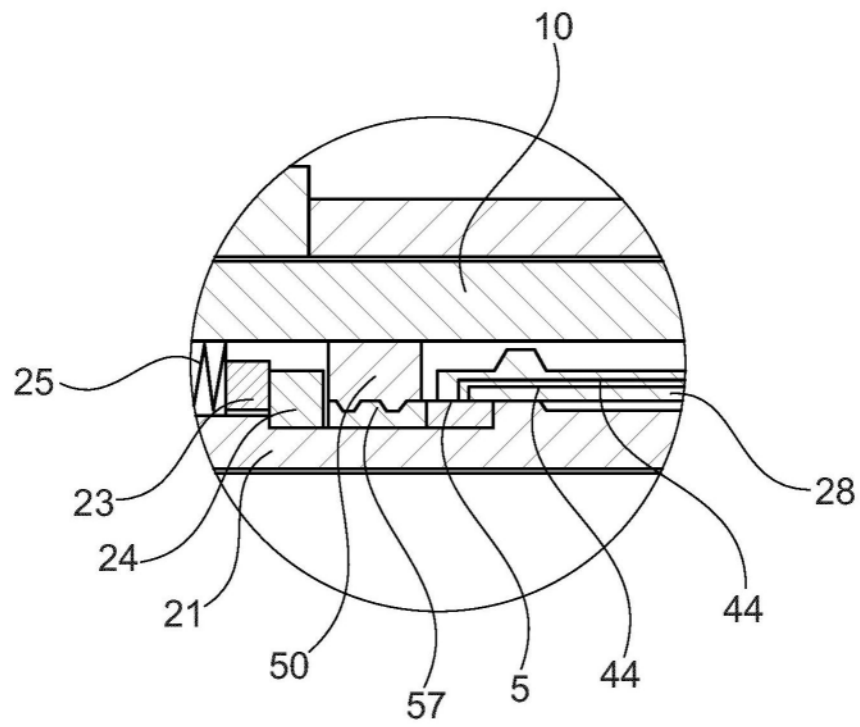


图17

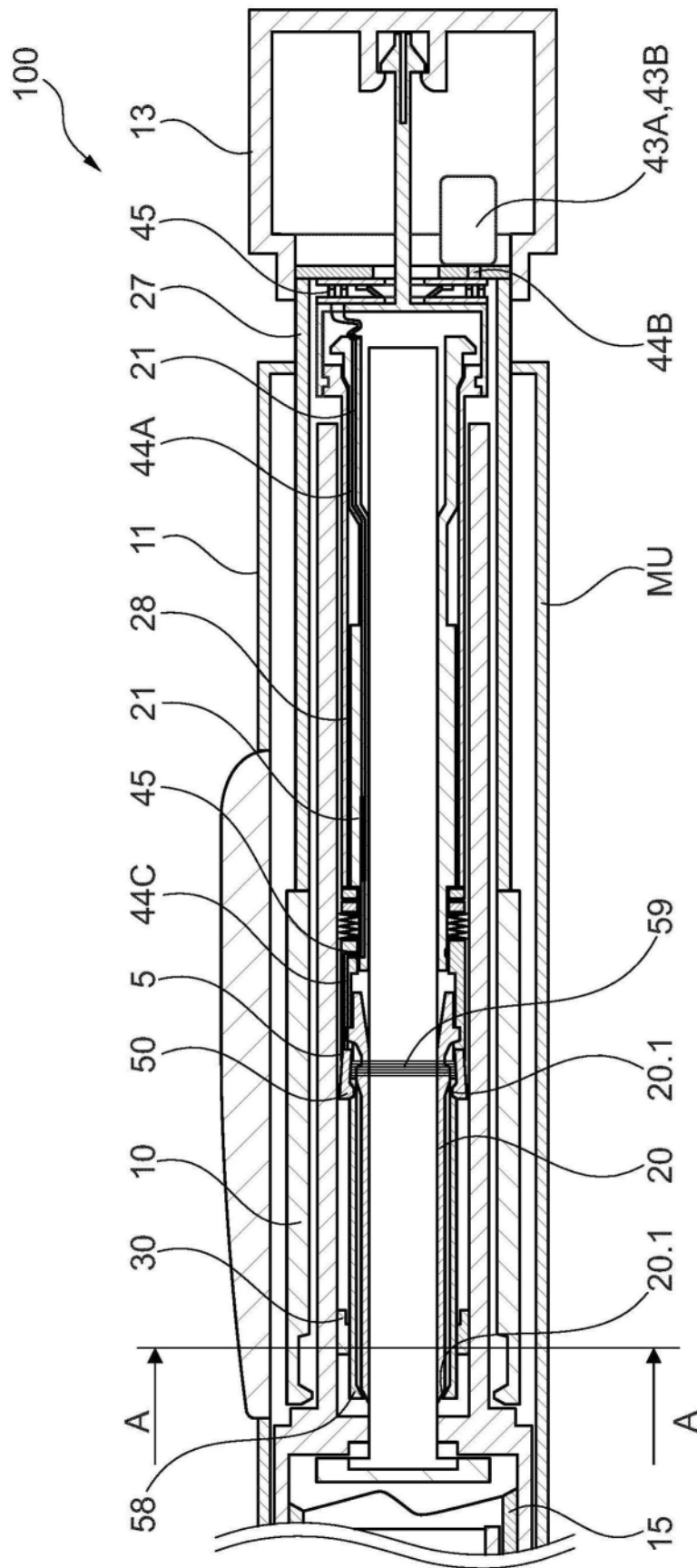


图18

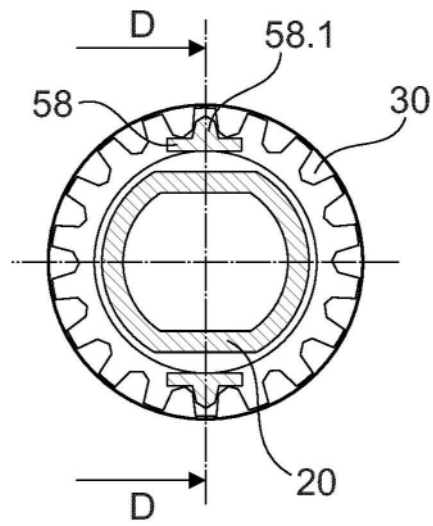


图19a

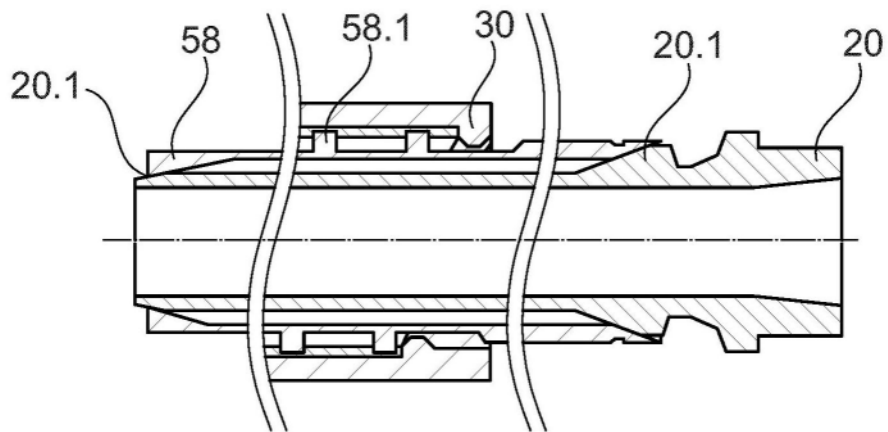


图19b

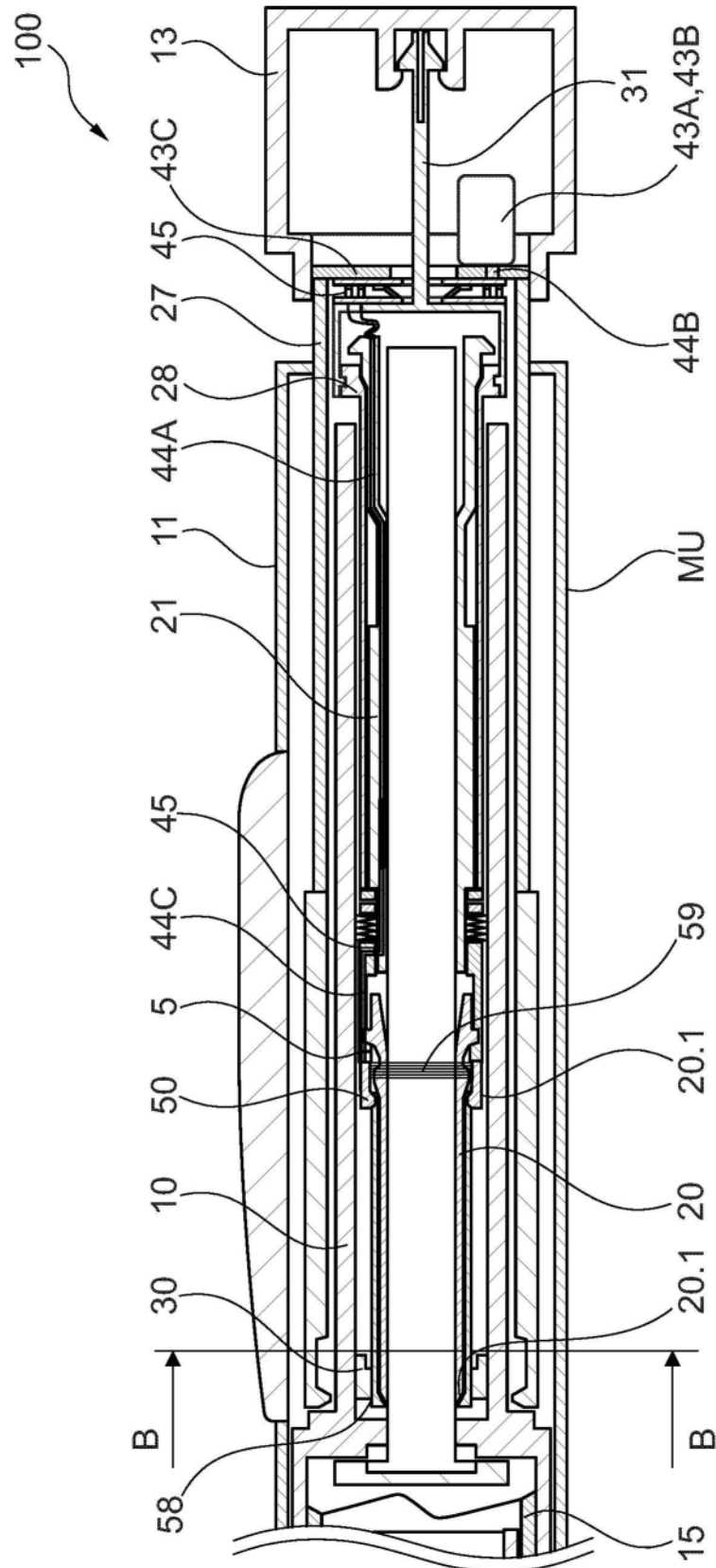


图20

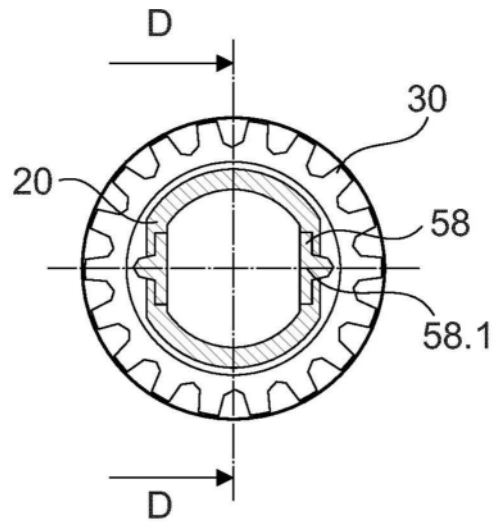


图21a

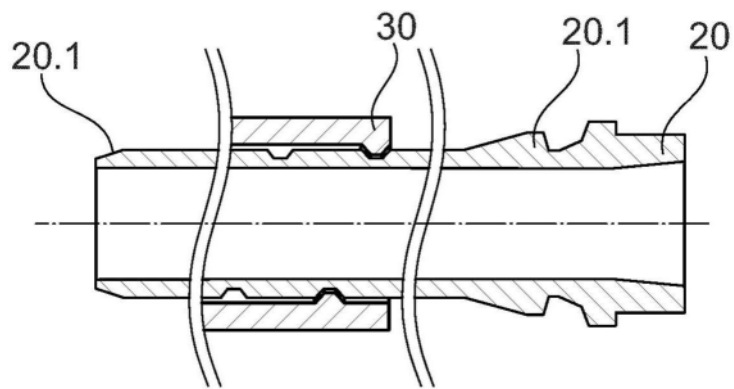


图21b

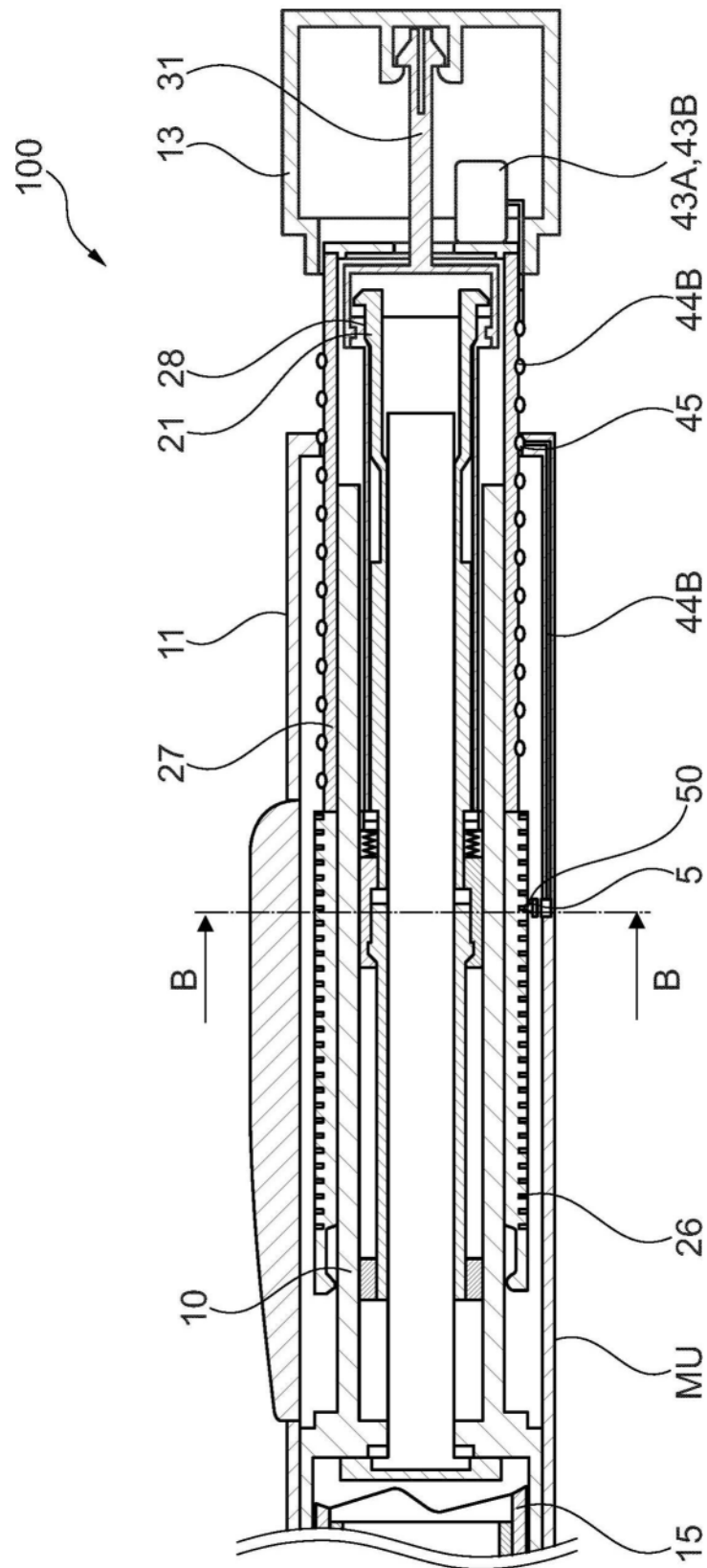


图22

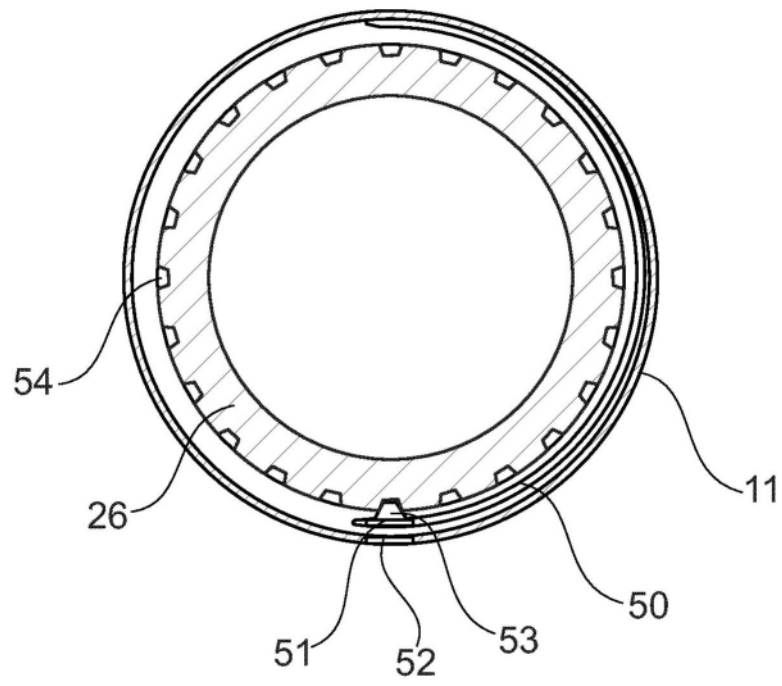


图23

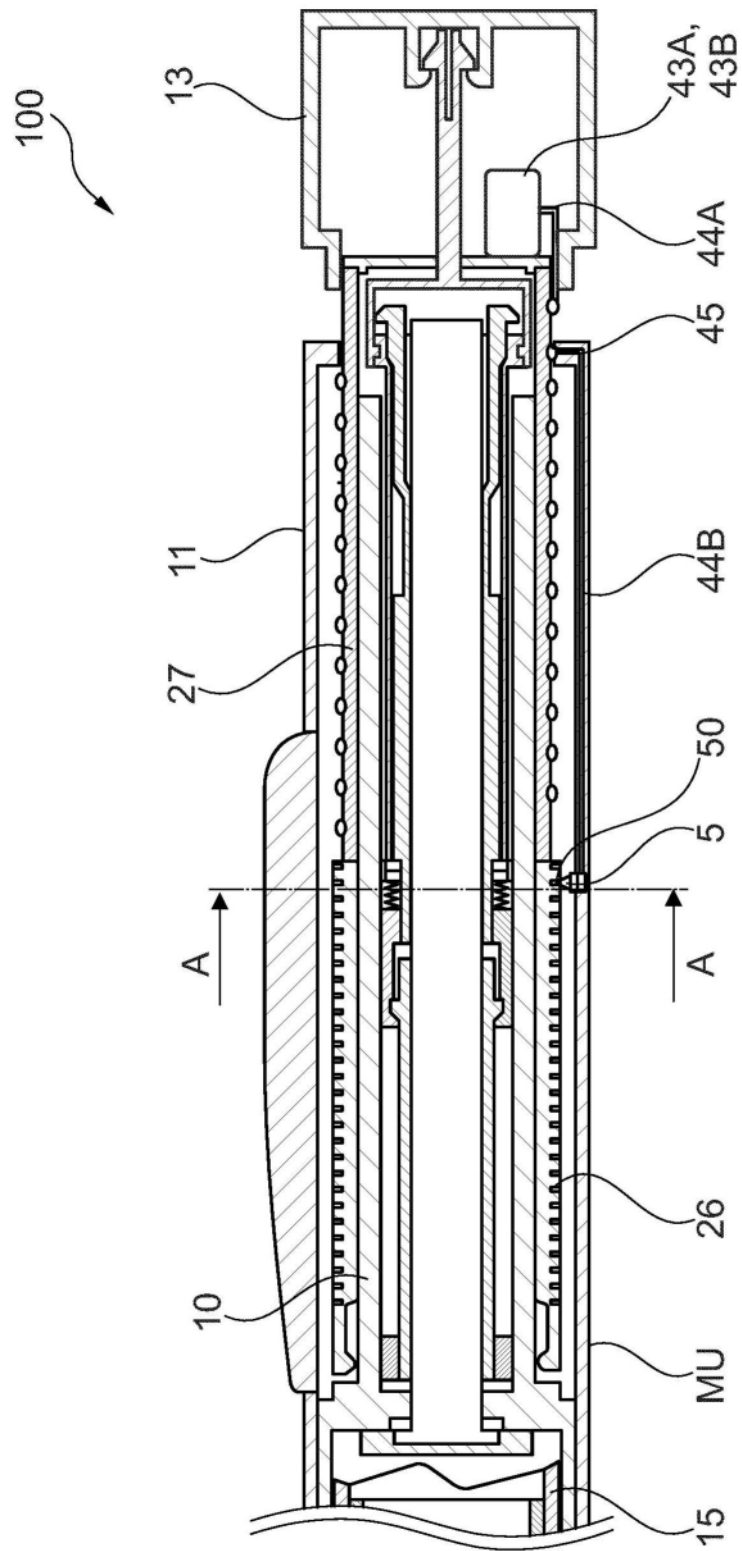


图24

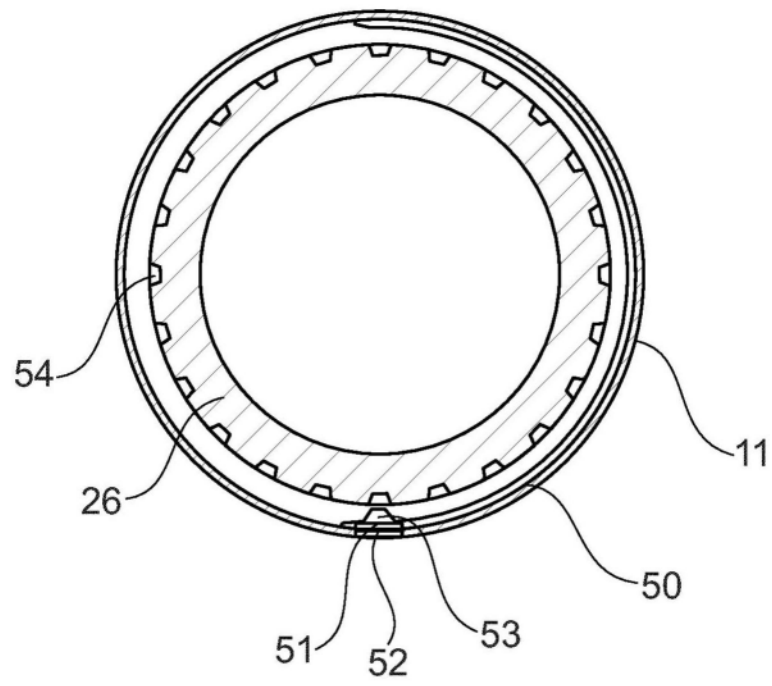


图25

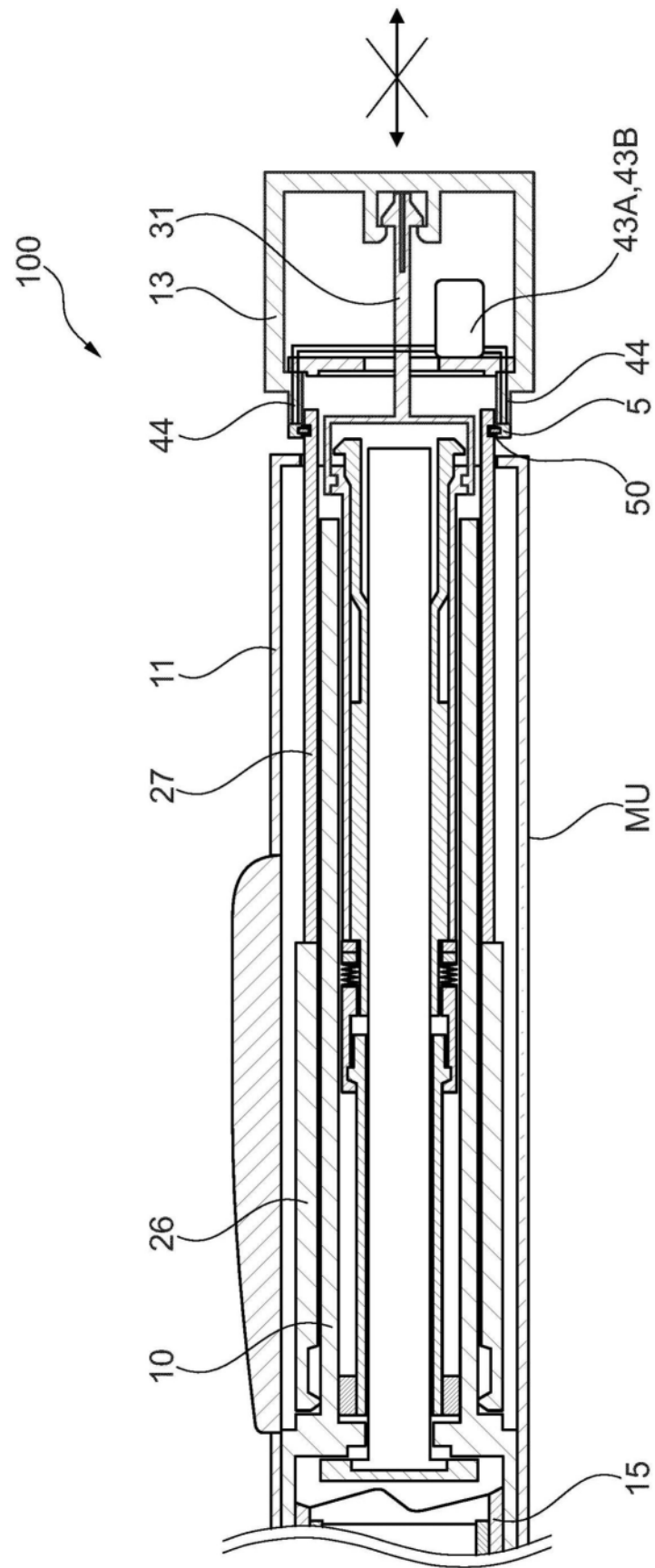


图26

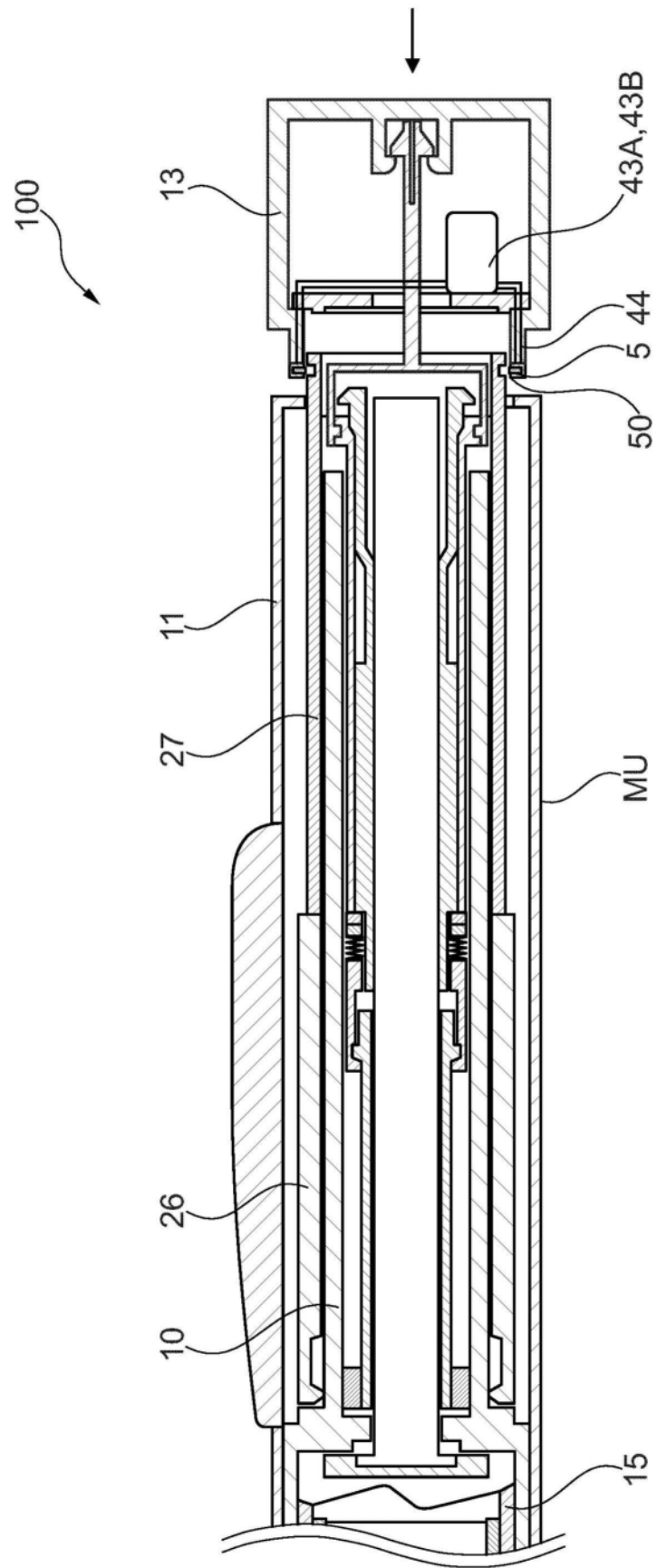


图27

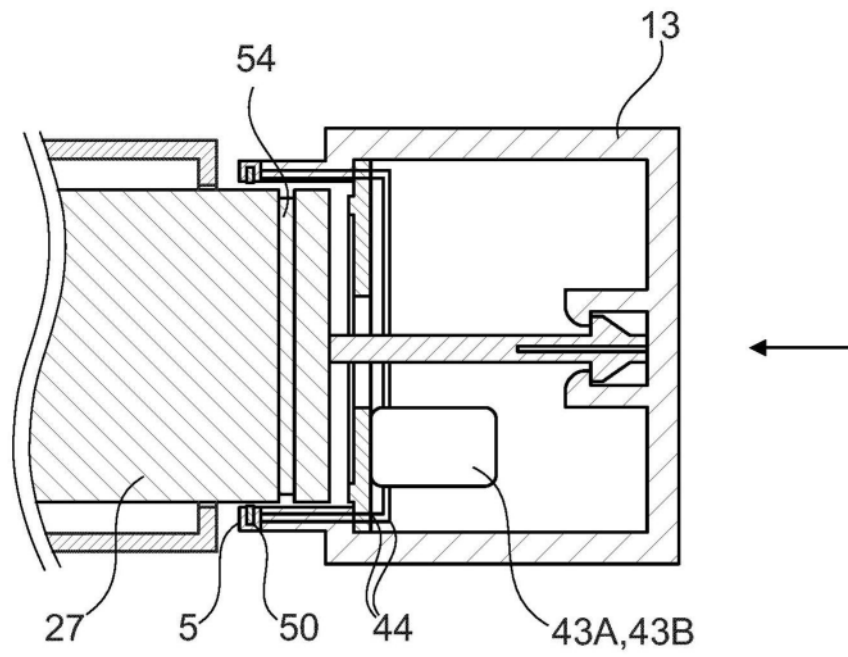


图28

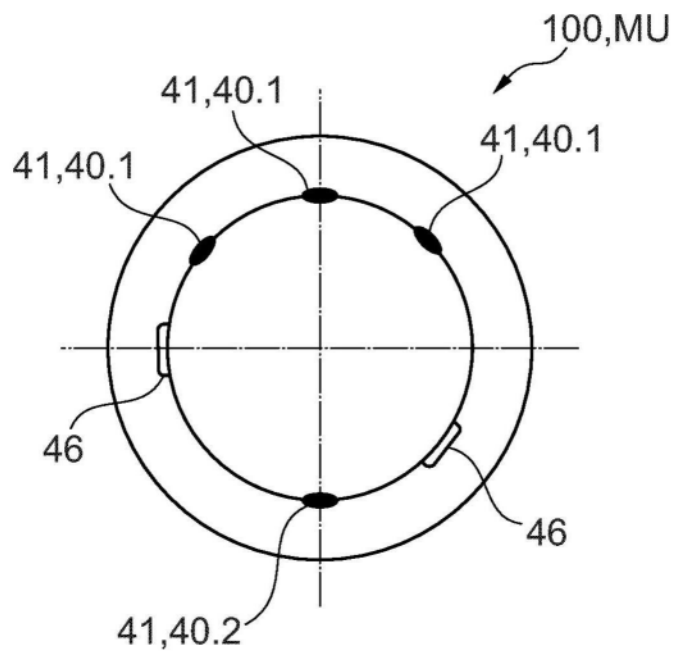


图29

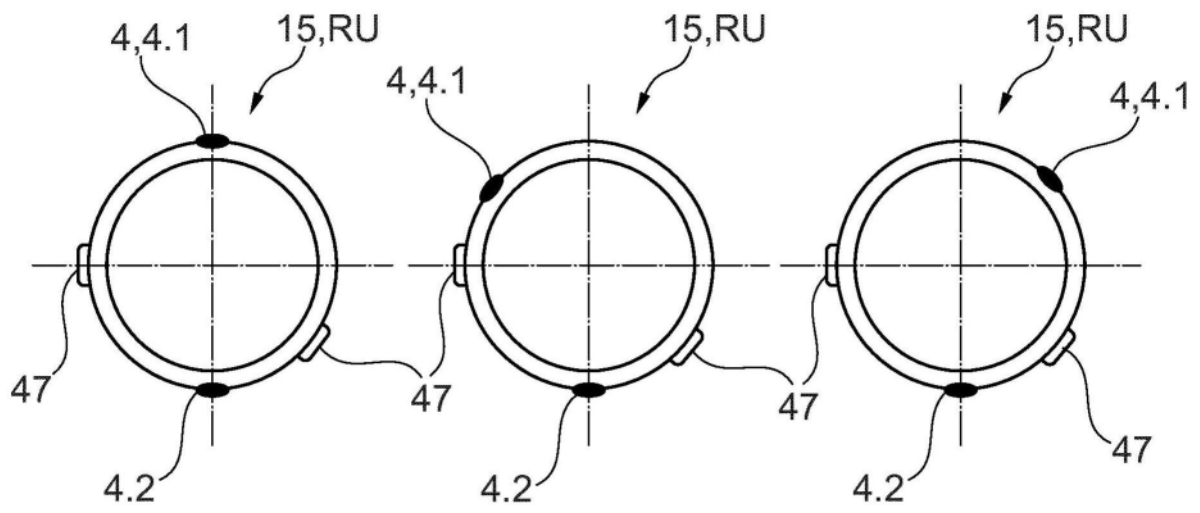


图30

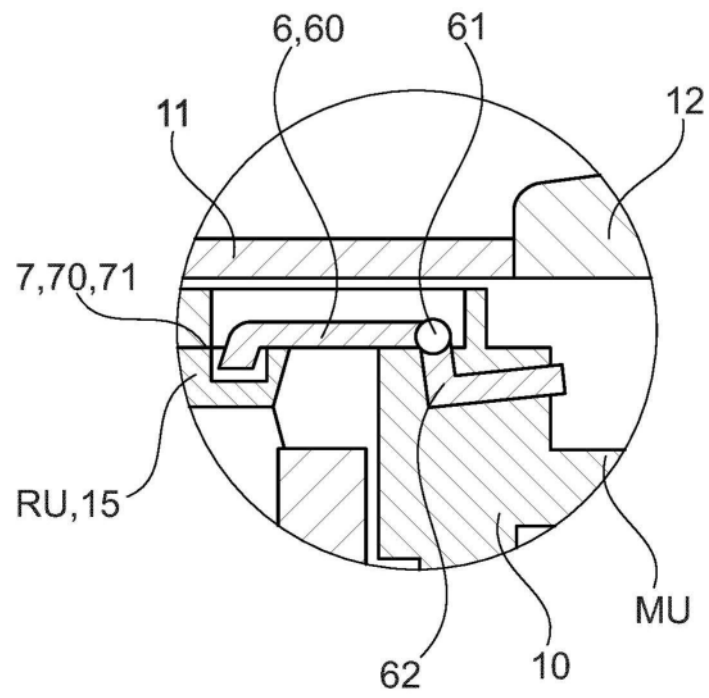


图31

