



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106776 B

(45)授权公告日 2020.05.22

(21)申请号 201580054518.6

(73)专利权人 赛诺菲

(22)申请日 2015.10.09

地址 法国巴黎

(65)同一申请的已公布的文献号

(72)发明人 O·C·盖兹利 P·R·德雷珀

申请公布号 CN 107106776 A

(74)专利代理机构 北京坤瑞律师事务所 11494

(43)申请公布日 2017.08.29

代理人 史悦

(30)优先权数据

(51)Int.Cl.

14306600.9 2014.10.09 EP

A61M 5/24(2006.01)

A61M 5/315(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(56)对比文件

2017.04.07

CN 103547303 A, 2014.01.29,

(86)PCT国际申请的申请数据

US 2009275914 A1, 2009.11.05,

PCT/EP2015/073444 2015.10.09

WO 2014033195 A1, 2014.03.06,

(87)PCT国际申请的公布数据

US 2013030383 A1, 2013.01.31,

W02016/055636 EN 2016.04.14

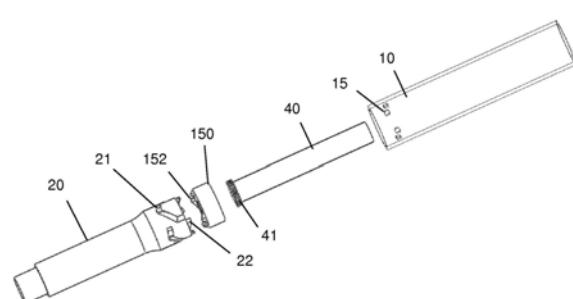
审查员 李雪洁

权利要求书3页 说明书18页 附图9页

(54)发明名称

(20)附接运动时相对于外壳体(10)和药筒保持器(20)向近侧运动。

壳体和具有壳体的药物输送装置



(57)摘要

本发明大体涉及一种用于选择和分配多个用户可变剂量的药剂的药物输送装置以及一种用于这种装置的壳体。用于药物输送装置的壳体包括外壳体(10)、在转向上约束于外壳体(10)但能够被引导相对于外壳体(10)轴向运动的壳体插件(150)、可通过至少一个凹槽(21)和至少一个凸起(15)附接到外壳体(10)的远端的药筒保持器(20)。药筒保持器(20)包括面向近侧的斜面(22)，壳体插件(150)包括相应的面向远侧的斜面(152)。凹槽(21)包括第一斜坡部分(24)和第二斜坡部分(26)，第一斜坡部分(24)的倾斜状态为，使得药筒保持器(20)在旋转附接运动时相对于外壳体(10)向近侧运动，该第二斜坡部分(26)的倾斜状态为，使得药筒保持器(20)在旋转附接运动时相对于外壳体(10)向远侧运动。至少当凸起(15)位于凹槽(21)的第二斜坡部分(26)中时，面向近侧的斜面(22)和面向远侧的斜面(152)接合并且倾斜使得壳体插件(150)在药筒保持器

1. 一种用于药物输送装置的壳体,所述壳体包括:  
外壳体(10),其具有远端和近端;  
壳体插件(150),其在转向上约束于所述外壳体(10)并且被引导能够相对于所述外壳体(10)轴向运动;  
药筒保持器(20),其能够通过所述药筒保持器(20)和所述外壳体(10)上的相应的联接部件(15,21)附接到所述外壳体(10)的远端,所述联接部件(15,21)包括设置在所述药筒保持器(20)和所述外壳体(10)中的一个上的至少一个凹槽(21)和设置在所述药筒保持器(20)和所述外壳体(10)中的另一个上的至少一个凸起(15),  
其中,所述药筒保持器(20)包括面向近侧的斜面(22),所述壳体插件(150)包括相应的面向远侧的斜面(152),  
其特征在于,  
所述至少一个凹槽(21)包括第一斜坡部分(24)和第二斜坡部分(26),所述第一斜坡部分(24)的倾斜状态为使得所述药筒保持器(20)在进行旋转附接运动时相对于所述外壳体(10)向近侧运动,所述第二斜坡部分(26)的倾斜状态为使得所述药筒保持器(20)在进行旋转附接运动时相对于所述外壳体(10)向远侧运动,  
其中,至少当所述至少一个凸起(15)处于所述至少一个凹槽(21)的第二斜坡部分(26)中时,所述面向近侧的斜面(22)和所述面向远侧的斜面(152)接合,并且倾斜状态为使得所述壳体插件(150)在所述药筒保持器(20)进行附接运动时,相对于所述外壳体(10)和所述药筒保持器(20)向近侧运动。
2. 根据权利要求1所述的壳体,其中,所述至少一个凹槽(21)还包括至少一个平直部分(25,27),所述至少一个平直部分(25,27)的倾斜状态为使得所述药筒保持器(20)在进行旋转附接运动时相对于所述外壳体(10)不轴向运动。
3. 根据权利要求2所述的壳体,其中,所述至少一个凹槽(21)包括第一平直部分(25)和第二平直部分(27),所述第一平直部分(25)介于所述第一斜坡部分(24)和所述第二斜坡部分(26)之间,所述第二平直部分(27)在附接运动中位于所述第二斜坡部分(26)之后。
4. 根据权利要求1-3中任一项所述的壳体,其中,所述至少一个凹槽(21)还包括至少一个垂直部分(23),所述至少一个垂直部分(23)的倾斜状态为使得所述药筒保持器(20)在进行附接运动时相对于所述外壳体(10)不旋转运动。
5. 根据权利要求3所述的壳体,还包括至少一个止动件,所述至少一个止动件位于所述外壳体(10)和/或所述药筒保持器(20)上,使得所述药筒保持器(20)在所述至少一个凸起(15)位于所述至少一个凹槽(21)的第二平直部分(27)中时,在转向上锁定到所述外壳体(10)。
6. 根据权利要求1-3中任一项所述的壳体,其中,当所述至少一个凸起(15)位于所述至少一个凹槽(21)的第一斜坡部分(24)中时,所述面向近侧的斜面(22)和所述面向远侧的斜面(152)不接合。
7. 根据权利要求1-3中任一项所述的壳体,还包括致使所述壳体插件(150)向远侧方向偏的至少一个弹簧(130)。
8. 根据权利要求5所述的壳体,包括致使所述壳体插件(150)向远侧方向偏的至少一个弹簧(130)和/或另一弹簧(160),其中,所述第一和第二斜坡部分(24,26)的斜度以及所述

斜面(22,152)的凸轮坡度被选择为使得所述药筒保持器(20)如果在到达所述止动件之前被用户释放，则在至少一个弹簧(130,160)的作用下超越斜面(22,152)的凸轮接口以及凹槽(21)和凸起(15)的接口。

9.一种药物输送装置,用于选择和分配多个用户可变剂量的药剂,所述药物输送装置包括:

根据权利要求1-6中任一项所述的壳体;

剂量设定元件(60),其在剂量设定和剂量分配期间能够相对于所述外壳体(10)旋转;

驱动构件(40),其经由第一离合器(120)联接到所述剂量设定元件(60);

活塞杆(30),其联接到所述外壳体(10)和所述驱动构件(40),

其中,所述壳体插件(150)在轴向上约束于所述剂量设定元件(60)。

10.一种药物输送装置,用于选择和分配多个用户可变剂量的药剂,所述药物输送装置包括:

根据权利要求7或8所述的壳体;

剂量设定元件(60),其在剂量设定和剂量分配期间能够相对于所述外壳体(10)旋转;

驱动构件(40),其经由第一离合器(120)联接到所述剂量设定元件(60);

活塞杆(30),其联接到所述外壳体(10)和所述驱动构件(40),

其中,所述壳体插件(150)在轴向上约束于所述剂量设定元件(60)。

11.根据权利要求9所述的药物输送装置,还包括第二离合器(14,62),所述第二离合器(14,62)用于根据所述剂量设定元件(60)相对于所述外壳体(10)的轴向位置在转向上联接所述外壳体(10)和所述剂量设定元件(60)。

12.根据权利要求9或11所述的药物输送装置,还包括第三离合器(41,51),所述第三离合器(41,51)用于根据所述驱动构件(40)相对于所述壳体插件(150)的轴向位置在转向上联接所述壳体插件(150)和所述驱动构件(40)。

13.根据权利要求9或11所述的药物输送装置,其中,所述驱动构件(40)能够相对于所述外壳体(10)在剂量设定位置和剂量分配位置之间轴向运动,在所述剂量设定位置中,所述驱动构件(40)经由所述壳体插件(150)在转向上约束于所述外壳体(10),在所述剂量分配位置中,所述驱动构件(40)能够相对于所述壳体插件(150)和所述外壳体(10)旋转。

14.根据权利要求10所述的药物输送装置,其中,所述驱动构件(40)能够相对于所述外壳体(10)在剂量设定位置和剂量分配位置之间轴向运动,在所述剂量设定位置中,所述驱动构件(40)经由所述壳体插件(150)在转向上约束于所述外壳体(10),在所述剂量分配位置中,所述驱动构件(40)能够相对于所述壳体插件(150)和所述外壳体(10)旋转。

15.根据权利要求10或14所述的药物输送装置,其中,所述至少一个弹簧(130)致使所述驱动构件(40)偏向于进入其剂量设定位置。

16.根据权利要求9或11所述的药物输送装置,其中,所述外壳体(10)包括内螺纹(12),并且其中,所述活塞杆(30)在转向上约束于所述驱动构件(40),并且包括接合所述内螺纹(12)的外螺纹(31)。

17.根据权利要求9或11所述的药物输送装置,还包括:驱动弹簧(90),其介于所述外壳体(10)和所述剂量设定元件(60)之间;和/或计量元件(110),其在径向上介于所述外壳体(10)和所述剂量设定元件(60)之间,其中,所述计量元件(110)能够相对于所述外壳体(10)

轴向运动，并与所述剂量设定元件(60)螺纹接合。

18. 根据权利要求17所述的药物输送装置，其中所述驱动弹簧(90)是扭转弹簧。

19. 根据权利要求9或11所述的药物输送装置，还包括含有药剂的药筒(100)。

## 壳体和具有壳体的药物输送装置

### 技术领域

[0001] 本发明总体上涉及一种用于药物输送装置的壳体以及一种包括这样的壳体的用于选择和分配多个用户可变剂量的药剂的药物输送装置。

### 背景技术

[0002] 笔型药物输送装置可以应用于由没有经过正式医疗训练的人进行定期注射的场合。这在患有糖尿病的患者中可能越来越普遍，自我治疗使得这样的患者能够有效地控制其疾病。在实践中，这种药物输送装置允许用户个别地选择和分配多个用户可变剂量的药物。本发明不涉及所谓的固定剂量装置，这种固定剂量装置仅允许分配预定剂量，而没有增加或减少设定剂量的可能性。

[0003] 基本上有两种类型的药物输送装置：可复位装置（即，可重复使用）和不可复位装置（即，一次性的）。例如，一次性笔型输送装置作为独立装置提供。这种独立装置不具有可移除的预填充药筒。相反，预填充的药筒在不破坏装置本身的情况下不能从这些装置移除和更换。因此，这种一次性装置不需要具有可复位的剂量设定机构。本发明涉及可重复使用的装置，其允许装置的复位和药筒的更换。装置的复位通常涉及将活塞杆或导螺杆从伸出（远侧）位置（即，剂量分配之后的位置）运动到更加缩回的（近侧）位置。

[0004] 这些类型的笔型输送装置（如此命名是因为它们通常类似于放大的自来水笔）通常包括三个主要元件：药筒区段，其包括通常被包含在壳体或保持器内的药筒；针组装件，其连接到药筒区段的一端；计量区段，其连接到药筒区段的另一端。药筒（通常称为安瓿）一般包括：贮存器，其填充有药剂（例如，胰岛素）；可移动橡胶型塞子或阻塞件，其位于药筒贮存器的一端；顶部，其具有位于另一通常为颈缩端处的可刺穿橡胶密封件。一般使用卷边的环形金属带将橡胶密封件保持就位。虽然药筒壳体一般由塑料制成，但是药筒贮存器历史上由玻璃制成。

[0005] 针组装件一般是可更换的双头针组装件。在注射之前，将可更换的双头针组装件附接到药筒组装件的一端，设定剂量，然后给送设定的剂量。这种可移除的针组装件可以螺纹连接到或推压（即，卡扣）到药筒组装件的可刺穿密封端上。

[0006] 配量区段或剂量设定机构一般是笔装置中用于设定（选择）剂量的部分。在注射期间，容纳在剂量设定机构内的心轴或活塞杆压靠药筒的塞子或阻塞件。该力使容纳在药筒内的药剂通过附接的针组装件注射。在注射之后，如大多数药物输送装置和/或针组装件制造商和供应商通常推荐的，移除并且丢弃针组装件。

[0007] 药物输送装置类型进一步区分是指驱动机构。有的装置是手动驱动的，例如，通过用户向注射按钮施加力，有的装置由弹簧等驱动，有的装置组合了这两个概念，即仍然需要用户施加注射力的弹簧辅助装置。弹簧型装置包括预加载的弹簧和在剂量选择期间由用户加载的弹簧。一些储能装置使用弹簧预载和例如在剂量设定期间用户提供的附加能量的组合。

[0008] 例如从WO 2014/033195 A1和EP 2 274 030 B1已知手动驱动的可重复使用的药

物输送装置。这些装置包括最后剂量机构,该最后剂量机构防止设定的剂量超过药筒中剩余的药剂量。更换药筒允许通过沿与分配方向相反的方向推动活塞杆来使该最后剂量机构复位。

[0009] 在EP 2 274 030 B1中描述的装置包括药筒保持器和外壳体,所述药筒保持器和外壳体设置有螺纹和环形凹槽,使得用于附接药筒保持器的运动结束于无轴向运动的旋转运动。与药筒保持器的斜面接合的锁定装置被固定以防止相对于壳体旋转运动,但是能够自由地进行有限的轴向运动。

## 发明内容

[0010] 本发明的一个目的是提供一种改进的可复位的药物输送装置和相应的壳体。

[0011] 该目的通过根据本发明所述的壳体和根据本发明所述的药物输送装置来解决。

[0012] 根据本发明,一种用于药物输送装置的壳体包括:外壳体,其具有远端和相对的近端;壳体插件,其在转向上约束于外壳体并且被移到能够相对于外壳体轴向运动;药筒保持器,其可通过在药筒保持器和外壳体上的相应的联接部件(例如,卡口连接部件)附接到外壳体的远端。联接部件可以包括设置在药筒保持器和外壳体之一上的至少一个凹槽和设置在药筒保持器和外壳体中另一个上的至少一个凸起。优选的是,药筒保持器包括面向近侧的斜面,壳体插件包括相应的面向远侧的斜面。在本发明的第一实施例中,所述至少一个凹槽包括第一斜坡部分和第二斜坡部分,该第一斜坡部分的倾斜状态为使得药筒保持器在进行附接运动时相对于外壳体向近侧运动,该第二斜坡部分的倾斜状态为使得药筒保持器在进行附接运动时相对外壳体向远侧运动。

[0013] 换句话说,与第一斜坡凹槽部分相比,(卡口)槽的优选为螺旋形的路径在第二斜坡凹槽部分中具有相反的方向,使得药筒保持器开始向远侧方向轴向运动,从而减少了药筒筒塞对活塞杆的支承件的压缩。根据本发明的一个方面,优选的是,为了实现筒塞和支承件之间的零压缩和零间隙,远侧位移量正好等于筒塞的压缩量。因此,第二斜坡部分的轴向长度需要等于第一斜坡部分中驱动套筒与复位板接合的位置与第一平直部分之间的轴向长度。考虑到由于例如材料和制造公差,药筒筒塞和支承件的零压缩和零间隙仅在理论上可实现,根据本发明,旨在通过相应地适应第一和第二斜坡部分的长度来最小化压缩和间隙。

[0014] 此外,至少当所述至少一个凸起位于所述至少一个凹槽的第二斜坡部分中时,面向近侧的斜面和面向远侧的斜面可以接合,并且可以具有倾斜状态为使得壳体插件在药筒保持器附接运动时相对于外壳体和/或药筒保持器向近侧运动。换句话说,外壳体和药筒保持器之间的接口被设计成使得将药筒保持器附接到外壳体导致药筒保持器相对于外壳体的近侧运动,随后是远侧相对运动。该相反的远侧运动可以用于去除药物输送装置的组成部分内的压缩或应力。此外,这用作安全机构,通过在药筒保持器上施加轴向载荷来防止药筒保持器与外壳体不经意地脱离。选择斜面的设计,使得当药筒保持器相对于外壳体向远侧方向运动时,在附接阶段期间,壳体插件以与药筒保持器相比不同的速度运动和/或沿不同的方向运动。因此,在该附接阶段期间,壳体插件的运动可以用于联接或断开药物输送装置的组成部分。

[0015] 凹槽的斜坡部分优选的是在既不垂直于也不平行于外壳体纵向轴线的平面中延

伸的部分。例如，斜坡部分可以沿着药筒保持器或外壳体的表面上的螺旋路径延伸。与斜坡部分相反，平直部分优选的是在垂直于外壳体纵向轴线的平面中延伸的部分，而垂直部分优选的是在平行于纵向轴线的平面中延伸的部分。换句话说，如果凸起接合凹槽的斜坡部分，则药筒保持器相对于外壳体执行组合的旋转和轴向运动，如果凸起接合凹槽的平直部分，则药筒保持器仅执行相对于外壳体的旋转运动，如果凸起接合凹槽的垂直部分，则药筒保持器仅执行相对于外壳体的轴向运动。

[0016] 附接运动可以包括相对旋转、相对轴向运动和/或二者的组合。例如，轴向运动之后可以是沿着螺旋路径的运动，随后可以是旋转运动。附接运动一般是药筒保持器被紧固于外壳体时相对于外壳体所执行的运动。

[0017] 不动的外壳体是用于药筒保持器和/或壳体插件的相对运动的固定基础。外壳体可以具有圆形横截面的管状形式。它可以是单个组成部件，或者除了药筒保持器和外壳体插件之外还可以包括另外的部件。壳体插件优选的是在外壳体内受到轴向引导，允许相对于外壳体进行有限的轴向运动。它在转向上固定到外壳体，例如通过接合花键。

[0018] 在本发明的一个优选实施例中，所述至少一个凹槽还包括至少一个平直部分，该至少一个平直部分的倾斜状态为使得药筒保持器在执行旋转附接运动时不相对于外壳体轴向运动。优选的是，所述至少一个凹槽包括第一平直部分和第二平直部分，该第一平直部分介于第一斜坡部分和第二斜坡部分之间，该第二平直部分在旋转附接运动中位于第二斜坡部分之后。如果当凸起处于其中一个平直部分时斜面处于接合状态，则与凸起处于其中一个斜坡部分中时的状态相比，壳体插件的轴向运动以不同的速度和/或方向发生。速度和/或方向上的这种变化可以用于执行不同的联接或断开动作。

[0019] 根据本发明的另一实施例，所述至少一个凹槽还包括至少一个垂直部分，该至少一个垂直部分的倾斜状态为使得药筒保持器在进行附接运动时不相对于外壳体旋转运动。这种垂直部分优选的是定位成使得凸起在附接过程期间首先在垂直部分中被引导，只有在垂直部分被引导之后，才在凹槽的斜坡或平直部分中被引导。换句话说，为了将药筒保持器附接到外壳体，用户要将药筒保持器推到外壳体上或推入外壳体中，接着是这两个部件执行相对旋转，相对旋转可导致相对的轴向运动。

[0020] 优选的是，壳体还包括至少一个止动件，止动件位于外壳体和/或药筒保持器上，使得药筒保持器在所述至少一个凸起位于所述至少一个凹槽的第二平直部分中时，在转向上锁定到外壳体。这还可以将药筒保持器固定在外壳体上或外壳体中，防止意外拆卸。

[0021] 在一些情况下，如果壳体插件的运动是由药筒保持器带动或推动壳体插件引起的，那么可能是可取的。这可以通过面向近侧的斜面和面向远侧的斜面在所述至少一个凸起位于所述至少一个凹槽的第一斜坡部分中时不接合来实现。换句话说，这些斜面可以沿圆周方向间隔开，使得斜面不彼此接触，而壳体插件和药筒保持器的轴向面对的表面接触。

[0022] 壳体插件的位置和运动可以通过提供致使外壳体插件向远侧方向偏的至少一个弹簧来控制。这导致将壳体插件固位在限定的远侧位置，只要从外壳体拆卸药筒保持器并且在附接药筒保持器期间进一步移动壳体插件即可。此外，在药筒保持器从外壳体脱离时，这种弹簧迫使外壳体插件与附接运动相反地运动。

[0023] 根据本发明的另一方面，壳体包括具有凹槽和凸起的接口、以及具有药筒保持器和外壳体和/或壳体插件上的斜面的接口、上述锁定止动件和致使壳体插件向远侧方向偏

的所述至少一个弹簧和/或另一个弹簧,在这样的壳体中,第一和第二斜坡部分的斜度和斜面的凸轮坡度优选的是选择为使得药筒保持器在至少一个弹簧的作用下超越斜面的凸轮接口以及凹槽和凸起的接口,如果在到达锁定止动件之前用户释放接合的话。例如,如果没有斜面或不正确地倾斜,则离合器弹簧将不能将药筒保持器在凹槽的第二斜坡部分或第一平直部分从装置推出。由斜面引起的转矩大于由凹槽的第二斜坡部分引起的相反方向的转矩。如果用户松开在第二斜坡部分中的药筒保持器,则离合器弹簧的作用需要首先向近侧拉药筒保持器,然后使药筒保持器纯粹转动,然后向远侧拉药筒保持器。

[0024] 根据本发明的药物输送装置适于选择和分配多个用户可变剂量的药物并且包括如上文所限定的壳体。该装置一般包括:壳体;剂量设定元件;驱动构件,其经由离合器联接到剂量设定构件;活塞杆,其联接到外壳体并且联接到驱动构件。优选的是,剂量设定构件在剂量设定(即,增加或减少剂量)和剂量分配期间可相对于外壳体在最小剂量位置和最大剂量位置之间旋转。驱动构件可以在剂量设定期间经由滑动离合器可旋转地联接到剂量设定构件,而在剂量分配期间在转向上约束于剂量设定构件。壳体插件可以是优选在轴向上约束于剂量设定元件的复位元件。此外,该装置可以包括作用在复位元件上的至少一个弹簧,使得如果药筒保持器被从外壳体拆下,则使复位元件相对于外壳体轴向运动到允许剂量设定元件在转向上约束于外壳体而允许驱动构件相对于外壳体旋转的位置。换句话说,从外壳体拆下药筒保持器允许复位元件并且优选的是允许剂量设定元件轴向运动到复位位置,在复位位置中,驱动构件可以相对于外壳体并且相对于剂量设定构件旋转。当将活塞杆联接到壳体和驱动构件时,例如经由与外壳体形成的螺纹接口和与驱动构件形成的花键接口,活塞杆的复位需要驱动构件的自由旋转。因此,可以简单地通过在移除药筒保持器之后推回活塞杆或导螺杆来执行药物输送装置的复位。

[0025] 如果药筒保持器被附接到外壳体,则药筒保持器优选的是克服所述至少一个弹簧的致偏将复位元件和剂量设定元件移动到剂量设定元件能相对于外壳体旋转的位置。因此,附接药筒保持器将装置锁定在允许剂量设定和剂量分配的剂量设定和剂量分配模式,该模式需要剂量设定元件相对于外壳体旋转。

[0026] 在本发明的一个优选实施例中,复位元件永久地在转向上约束于外壳体。这允许通过使复位元件接合或脱离而将组成部件在转向上锁定或解锁于壳体。复位元件在复位模式与剂量设定和剂量分配模式之间的轴向运动,可用于将组成部件联接到外壳体或与外壳体断开。

[0027] 根据一个实施例,驱动构件相对于外壳体可在剂量设定位置与剂量分配位置之间轴向运动,在剂量设定位置中,驱动构件经由复位元件在转向上约束于外壳体,在剂量分配位置中,驱动构件能相对于复位元件和外壳体旋转。换句话说,驱动构件的轴向位置确定了装置是处于剂量设定模式还是处于剂量分配模式,在剂量设定模式下,允许用户通过旋转剂量设定构件在不分配剂量的情况下增加或减少剂量,在剂量分配模式下,允许用户通过旋转剂量设定元件和驱动构件分配设定的剂量。优选的是,所述至少一个弹簧致使驱动构件偏向于进入其剂量设定位置。

[0028] 在该实施例的进一步的发展中,剂量设定元件和驱动构件之间的离合器是滑动离合器,其具有在驱动构件上的第一离合器齿和在离合器片上的第二离合器齿,离合器片在剂量设定和剂量分配期间在转向上约束于剂量设定元件。例如,第一和/或第二离合器齿可

以都分布为一圈齿，优选的是面向轴向方向的齿。离合器结构和相应的离合器结构可以都包括一系列齿，优选的是锯齿，这些齿如果相互之间压靠不太牢固，则允许相互间滑过。换句话说，通过克服离合器弹簧的力允许套筒和/或离合器元件轴向平移，可以克服离合器弹簧的致偏超越离合器结构。由于不断地脱离之后重新接合到下一个止动位置，这可导致套筒和/或离合器元件的振荡轴向运动。该重新接合可产生可听到的喀哒声，所需转矩输入的变化可以给出触觉反馈。

[0029] 所述至少一个弹簧可以致使驱动构件偏向于与离合器片抵靠。如果将药筒保持器被从外壳体拆下，则所述至少一个弹簧可以致使剂量设定元件相对于离合器片偏向于进入离合器片和剂量设定元件在转向上断开的轴向位置。这允许驱动构件相对于剂量设定元件旋转，而无需克服滑动离合器。

[0030] 优选的是，驱动构件和剂量设定构件之间的离合器是滑动离合器，其允许驱动构件和剂量设定构件之间在剂量设定期间在两个方向上相对旋转，用于增加或减小设定的剂量。如果装置是弹簧驱动装置，则离合器齿可设计成根据相对旋转的方向提供用于克服离合器的不同阻力。例如，斜面角可以平缓，导致剂量增加方向上的阻力小，斜面角可以陡，导致剂量减小方向上的阻力高。

[0031] 外壳体可以包括向内突出的壁或腹板，该向内突出的壁或腹板具有中心开口和至少另一个开口，其中药筒保持器和复位元件中的一个包括延伸穿过所述另一个开口的至少一个轴向延伸的指形件或类似的突起。这允许从药筒保持器向复位元件施加力或运动，反之亦可。优选的是，向内突出的壁或腹板包括内螺纹，其中活塞杆在转向上约束于驱动构件并且包括接合内螺纹的外螺纹。

[0032] 药物输送装置还可以包括至少一个药筒保持器弹簧，所述至少一个药筒保持器弹簧在轴向上介于药筒保持器和向内突出的壁或腹板之间。这个另外的弹簧可以补偿药筒的长度公差并且进一步使药筒处于限定的远侧位置。

[0033] 根据一个优选实施例，药物输送装置是弹簧驱动装置。驱动弹簧，优选的是扭转弹簧，可以介于壳体和剂量设定元件之间。提供产生剂量分配所需的力或转矩的弹性驱动构件，例如扭转弹簧，减小了用户施加的用于剂量分配的力。这对于具有受损灵活性的用户而言是尤其有用的。另外，由于所需分配行程的结果造成的已知手动驱动装置的拨选延伸，可以通过提供该弹性构件省略，因为仅需要很小的触发行程来释放弹性构件。驱动弹簧可以至少部分地预加载和/或可以在剂量设定期间由用户加载。

[0034] 在另一个优选实施例中，药物输送装置还包括在径向上介于外壳体和剂量设定构件之间的计量元件。计量元件可相对于壳体轴向运动并且与剂量设定元件螺纹接合。外壳体可以包括至少一个孔，并且计量元件可以包括至少一个孔。如果剂量设定构件是在其外表面上包括标记的数字套筒，则在剂量设定和剂量分配期间，至少一个标记通过计量元件的孔和壳体的孔是可见的。术语“孔”可以包括在外壳体或计量元件中的简单开口或透明窗口或透镜。可以使用“双注射 (twin-shot)”成型技术来将窗口结合在壳体中。例如，外壳体在“第一次注射”期间用半透明材料模制，外壳体的外覆件用不透明材料在“第二次注射”期间模制。

[0035] 计量元件可以在外壳体内受到轴向引导，使得剂量设定构件的旋转引起计量元件的轴向位移。因此，计量元件的位置可以用于识别实际设定和/或分配的剂量。计量构件不

同颜色的区段可以便于识别设定和/或分配的剂量,而不需要读取显示器上的数字、符号等。当计量元件与剂量设定元件螺纹接合时,剂量设定元件的旋转引起计量元件相对于剂量设定元件以及相对于外壳体的轴向位移。计量元件可以具有在装置纵向方向上延伸的罩或带的形式。作为替代,计量元件可以是套筒。在本发明的一个实施例中,剂量设定元件标记有布置在螺旋路径上的数字或符号序列。在剂量设定构件位于计量元件的径向内侧的情况下,这允许剂量设定元件上的数字或符号中的至少一个通过孔或窗口是可见的。换句话说,计量元件可以用于遮蔽或覆盖剂量设定元件的一部分,并且只允许看到剂量设定元件的有限部分。该功能可以是计量元件本身适合于识别或指示实际设定和/或分配的剂量的补充。

[0036] 总的来说,计量元件和剂量设定元件的概念适用于具有或不具有驱动弹簧的各种类型的装置。在一个优选实施例中,剂量设定构件在剂量设定期间适于在外壳体内并且相对于外壳体进行纯粹的旋转运动。换句话说,剂量设定元件在剂量设定期间不执行平移运动。这避免了剂量设定构件从外壳体旋出,或者外壳体必须被加长以将剂量设定构件覆盖在外壳体内。

[0037] 计量元件和剂量设定元件的相对运动还可用于限定最小剂量位置和最大剂量位置。一般来说,最小可设定剂量是零(0IU胰岛素制剂),使得限制器在剂量分配结束时停止装置。可以限制例如60个、80个或120个IU的胰岛素制剂的最大可设定剂量,以降低过剂量的风险,并且避免分配非常高剂量所需的额外的弹簧转矩,同时仍然适用于需要不同剂量大小的广泛的患者。优选的是,对最小剂量和最大剂量的限制由硬止挡结构提供。例如,计量元件包括最小剂量旋转止挡和最大剂量旋转止挡,并且剂量设定元件包括最小剂量旋转配对止挡和最大剂量旋转配对止挡。相应的止挡和配对止挡件的抵靠阻挡了计量元件和剂量设定元件之间进一步的相对运动。当剂量指示器在剂量设定期间以及在剂量分配期间相对于计量元件旋转时,这两个部件适合于形成可靠且坚固的限制器机构。

[0038] 该装置还可以包括分配按钮或触发器。按钮优选的是位于驱动套筒和离合器元件近侧的用户可操作元件。当在药物输送装置中使用时,按钮可以从装置的近端伸出,并且优选的是,在剂量设定期间不改变其轴向位置。按钮优选的是联接到用户可操作的剂量选择器并且可释放地联接到数字套筒部件和/或固定壳体部件。在一个替代实施例中,按钮可以是剂量设定组合体的一部分,或者可以是剂量设定构件。按钮可以是除了上述特征还具有例如喀哒声发生器特征的多功能元件。

[0039] 药物输送装置还可以包括用于防止设定超过药筒中剩余的液体量的剂量的最后剂量保护机构。包括该机构的优点是,在开始剂量输送之前用户知道将输送多少量。它还确保剂量输送以受控的方式停止,而塞子不进入药筒的直径较小的颈部,塞子进行药筒的小直径颈部可能导致剂量不足。例如,最后剂量保护机构包括介于驱动构件和剂量设定元件(数字套筒)或在剂量设定和剂量分配期间旋转的任何其它部件之间的螺母构件。在一个优选实施例中,剂量设定元件在剂量设定期间和剂量分配期间旋转,而驱动构件仅在剂量分配期间与剂量设定构件一起旋转。因此,在该实施例中,螺母构件将仅在剂量设定期间轴向运动,而在剂量分配期间将相对于这些部件保持不动。优选的是,螺母构件螺纹连接到驱动构件并且花键连接到剂量设定构件。作为替代,螺母构件可以螺纹连接到剂量设定构件,并且可以花键连接到驱动构件。螺母构件可以是全螺母或其一部分,例如,对开螺母。

[0040] 注射装置可以包括用于产生触觉和/或听觉反馈的至少一个喀哒发声器机构。在剂量设定(增加和/或减少剂量)期间、在剂量分配期间和/或在剂量分配结束时可以产生反馈。

[0041] 药物输送装置可包含含有药剂的药筒。本文中使用的术语“药剂”(medicament)意指含有至少一种药学活性化合物的药物制剂，

[0042] 其中在一个实施方案中,所述药学活性化合物具有多至1500Da的分子量并且/或者是肽、蛋白质、多糖、疫苗、DNA、RNA、酶、抗体或其片段、激素或寡核苷酸,或是上述药学活性化合物的混合物,

[0043] 其中在又一个实施方案中,所述药学活性化合物对于治疗和/或预防糖尿病或与糖尿病有关的并发症,诸如糖尿病性视网膜病(diabetic retinopathy)、血栓栓塞病症(thromboembolism disorders)诸如深静脉或肺血栓栓塞、急性冠状动脉综合征(acute coronary syndrome, ACS)、心绞痛、心肌梗死、癌症、黄斑变性(macular degeneration)、炎症、枯草热、动脉粥样硬化和/或类风湿关节炎是有用的,

[0044] 其中在又一个实施方案中,所述药学活性化合物包括至少一种用于治疗和/或预防糖尿病或与糖尿病有关的并发症(诸如糖尿病性视网膜病)的肽,

[0045] 其中在又一个实施方案中,所述药学活性化合物包括至少一种人胰岛素或人胰岛素类似物或衍生物、胰高血糖素样肽(glucagon-like peptide, GLP-1)或其类似物或衍生物、或毒蜥外泌肽-3(exedin-3)或毒蜥外泌肽-4(exedin-4)或毒蜥外泌肽-3或毒蜥外泌肽-4的类似物或衍生物。

[0046] 胰岛素类似物例如Gly(A21)、Arg(B31)、Arg(B32)人胰岛素;Lys(B3)、Glu(B29)人胰岛素;Lys(B28)、Pro(B29)人胰岛素;Asp(B28)人胰岛素;人胰岛素,其中B28位的脯氨酸被替换为Asp、Lys、Leu、Val或Ala且其中B29位的赖氨酸可以替换为Pro;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。

[0047] 胰岛素衍生物例如B29-N-肉豆蔻酰-des(B30)人胰岛素;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-T-谷氨酰)-des(B30)人胰岛素;B29-N-(N-石胆酰-T-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。

[0048] 毒蜥外泌肽-4意指例如毒蜥外泌肽-4(1-39),其是具有下述序列的肽:HHis-Gly-Glu-Gly-Thr-Phe-Thr-Ser-Asp-Leu-Ser-Lys-Gln-Met-Glu-Glu-Ala-Val-Arg-Leu-Phe-Ile-Glu-Trp-Leu-Lys-Asn-Gly-Gly-Pro-Ser-Ser-Gly-Ala-Pro-Pro-Pro-Ser-NH<sub>2</sub>。

[0049] 毒蜥外泌肽-4衍生物例如选自下述化合物列表:

[0050] H-(Lys)4-des Pro36,des Pro37毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH<sub>2</sub>,

[0051] H-(Lys)5-des Pro36,des Pro37毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH<sub>2</sub>,

[0052] des Pro36毒蜥外泌肽-4(1-39)

[0053] des Pro36[Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39),

[0054] des Pro36[IsoAsp28]毒蜥外泌肽-4(1-39),

[0055] des Pro36[Met(0)14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39),

- [0056] des Pro36 [Met (0) 14, IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0057] des Pro36 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0058] des Pro36 [Trp (02) 25, IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0059] des Pro36 [Met (0) 14Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0060] des Pro36 [Met (0) 14Trp (02) 25, IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ; 或  
[0061] des Pro36 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0062] des Pro36 [IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0063] des Pro36 [Met (0) 14, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0064] des Pro36 [Met (0) 14, IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0065] des Pro36 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0066] des Pro36 [Trp (02) 25, IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0067] des Pro36 [Met (0) 14Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0068] des Pro36 [Met (0) 14Trp (02) 25, IsoAsp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39) ,  
[0069] 其中-Lys6-NH2基团可以结合于毒蜥外泌肽-4衍生物的C端；  
[0070] 或下述序列的毒蜥外泌肽-4衍生物  
[0071] des Pro36 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-Lys6-NH2 (AVE0010)  
[0072] H-(Lys) 6-des Pro36 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-Lys6-NH2 ,  
[0073] des Asp28 Pro36, Pro37, Pro38 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-NH2 ,  
[0074] H-(Lys) 6-des Pro36, Pro38 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-NH2 ,  
[0075] H-Asn-(Glu) 5des Pro36, Pro37, Pro38 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-NH2 ,  
[0076] des Pro36, Pro37, Pro38 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-(Lys) 6-NH2 ,  
[0077] H-(Lys) 6-des Pro36, Pro37, Pro38 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-(Lys) 6-NH2 ,  
[0078] H-Asn-(Glu) 5-des Pro36, Pro37, Pro38 [Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-(Lys) 6-  
NH2 ,  
[0079] H-(Lys) 6-des Pro36 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-Lys6-NH2 ,  
[0080] H-des Asp28 Pro36, Pro37, Pro38 [Trp (02) 25] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-NH2 ,  
[0081] H-(Lys) 6-des Pro36, Pro37, Pro38 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-  
NH2 ,  
[0082] H-Asn-(Glu) 5-des Pro36, Pro37, Pro38 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-  
39)-NH2 ,  
[0083] des Pro36, Pro37, Pro38 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-(Lys) 6-NH2 ,  
[0084] H-(Lys) 6-des Pro36, Pro37, Pro38 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-  
(Lys) 6-NH2 ,  
[0085] H-Asn-(Glu) 5-des Pro36, Pro37, Pro38 [Trp (02) 25, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-  
39)-(Lys) 6-NH2 ,  
[0086] H-(Lys) 6-des Pro36 [Met (0) 14, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-Lys6-NH2 ,  
[0087] des Met (0) 14Asp28 Pro36, Pro37, Pro38 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-NH2 ,  
[0088] H-(Lys) 6-des Pro36, Pro37, Pro38 [Met (0) 14, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-NH2 ,  
[0089] H-Asn-(Glu) 5-des Pro36, Pro37, Pro38 [Met (0) 14, Asp28] 毒蜥外泌肽-4 (1-39)-

NH<sub>2</sub>,

- [0090] des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys) 6-NH<sub>2</sub>,  
[0091] H-(Lys) 6-des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys) 6-NH<sub>2</sub>,  
[0092] H-Asn-(Glu) 5des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys) 6-NH<sub>2</sub>,  
[0093] H-Lys6-des Pro36[Met (0) 14,Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-Lys6-NH<sub>2</sub>,  
[0094] H-des Asp28 Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Trp (02) 25]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH<sub>2</sub>,  
[0095] H-(Lys) 6-des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH<sub>2</sub>,  
[0096] H-Asn-(Glu) 5-des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-NH<sub>2</sub>,  
[0097] des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys) 6-NH<sub>2</sub>,  
[0098] H-(Lys) 6-des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(S1-39)-(Lys) 6-NH<sub>2</sub>,  
[0099] H-Asn-(Glu) 5-des Pro36,Pro37,Pro38[Met (0) 14,Trp (02) 25,Asp28]毒蜥外泌肽-4(1-39)-(Lys) 6-NH<sub>2</sub>;

[0100] 或前述任一种毒蜥外泌肽-4衍生物的药学可接受盐或溶剂合物。

[0101] 激素例如在Rote Liste, ed. 2008, 第50章中列出的垂体激素(hypophysis hormones)或下丘脑激素(hypothalamus hormones)或调节性活性肽(regulatory active peptides)和它们的拮抗剂, 诸如促性腺激素(促滤泡素(Follitropin)、促黄体激素(Lutropin)、绒毛膜促性腺激素(Choriongonadotropin)、绝经促性素(Menotropin))、Somatropine(生长激素(Somatropin))、去氨加压素(Desmopressin)、特利加压素(Terlipressin)、戈那瑞林(Gonadorelin)、曲普瑞林(Triptorelin)、亮丙瑞林(Leuprorelin)、布舍瑞林(Buserelin)、那法瑞林(Nafarelin)、戈舍瑞林(Goserelin)。

[0102] 多糖例如葡萄糖胺聚糖(glucosaminoglycane)、透明质酸(hyaluronic acid)、肝素、低分子量肝素或超低分子量肝素或其衍生物, 或前述多糖的硫酸化, 例如多硫酸化的形式, 和/或其药学可接受的盐。多硫酸化低分子量肝素的药学可接受盐的一个实例是依诺肝素钠(enoxaparin sodium)。

[0103] 抗体是球状血浆蛋白质(~150kDa), 也称为免疫球蛋白, 其共有一种基础结构。因为它们具有添加至氨基酸残基的糖链, 所以它们是糖蛋白。每个抗体的基础功能单元是免疫球蛋白(Ig)单体(仅含有一个Ig单元); 分泌的抗体也可以是具有两个Ig单元的二聚体如IgA、具有四个Ig单元的四聚体如硬骨鱼(teleost fish)的IgM、或具有五个Ig单元的五聚体如哺乳动物的IgM。

[0104] Ig单体是“Y”形分子, 其由四条多肽链组成; 两条相同的重链和两条相同的轻链, 它们通过半胱氨酸残基之间的二硫键连接。每条重链长约440个氨基酸; 每条轻链长约220个氨基酸。每条重链和轻链均含有链内二硫键, 链内二硫键稳定它们的折叠。每条链都由称

为Ig域的结构域构成。这些域含有约70-110个氨基酸，并根据它们的大小和功能分类被归入不同的范畴(例如，可变或V、恒定或C)。它们具有特征性的免疫球蛋白折叠，其中两个 $\beta$ 片层创建一种“三明治”形状，该形状由保守的半胱氨酸和其它带电荷的氨基酸之间的相互作用而保持在一起。

[0105] 哺乳动物Ig重链有五种类型，表示为 $\alpha$ 、 $\delta$ 、 $\epsilon$ 、 $\gamma$ 、和 $\mu$ 。存在的重链的类型决定抗体的同种型；这些链分别可以在IgA、IgD、IgE、IgG、和IgM抗体中找到。

[0106] 不同的重链的大小和组成是不同的； $\alpha$ 和 $\gamma$ 含有大约450个氨基酸， $\delta$ 含有大约500个氨基酸，而 $\mu$ 和 $\epsilon$ 具有大约550个氨基酸。每条重链具有两个区，即恒定区(CH)和可变区(VH)。在一个物种中，恒定区在同一同种型的所有抗体中是基本上相同的，但是在不同同种型的抗体中是不同的。重链 $\gamma$ 、 $\alpha$ 和 $\delta$ 具有包含三个串联Ig域的恒定区，和用于增加柔性的铰链区；重链 $\mu$ 和 $\epsilon$ 具有包含四个免疫球蛋白域的恒定区。重链的可变区在由不同B细胞生成的抗体中是不同的，但其对于由单个B细胞或单个B细胞克隆生成的所有抗体而言是相同的。每条重链的可变区为大约110氨基酸长并包含单个Ig域。

[0107] 在哺乳动物中，有两种类型的免疫球蛋白轻链，表示为 $\lambda$ 和 $\kappa$ 。轻链具有两个连续的域：一个恒定域(CL)和一个可变域(VL)。轻链长大约211到217个氨基酸。每个抗体含有两条轻链，它们总是相同的；在哺乳动物中每个抗体仅存在一种类型的轻链，或是 $\kappa$ 或是 $\lambda$ 。

[0108] 如上文详述的，虽然所有抗体的大体结构非常相似，但是给定抗体的独特性质是由可变(V)区决定的。更具体地说，可变环—其在轻链(VL)上和重链(VH)上各有三个—负责结合抗原，即抗原特异性。这些环被称为互补决定区(Complementarity Determining Regions,CDRs)。因为来自VH和VL域的CDR都对抗原结合位点有贡献，所以是重链和轻链的组合，而不是其中单独一个，决定最终的抗原特异性。

[0109] “抗体片段”含有如上定义的至少一个抗原结合片段，并呈现与衍生抗体片段的完整抗体基本上相同的功能和特异性。以木瓜蛋白酶(papain)限制性的蛋白水解消化将Ig原型裂解为三个片段。两个相同的氨基末端片段是抗原结合片段(Fab)，每个片段含有一个完整L链和大约一半H链。第三个片段是可结晶片段(Fc)，其大小相似但包含的是两条重链的羧基末端的那一半，并具备链间二硫键。Fc含有糖、补体结合位点、和FcR结合位点。限制性的胃蛋白酶(pepsin)消化产生含有两条Fab和铰链区的单一F(ab')2片段，其包括H-H链间二硫键。F(ab')2对于抗原结合而言是二价的。F(ab')2的二硫键可以裂解以获得Fab'。此外，可将重链和轻链的可变区融合到一起以形成单链可变片段(scFv)。

[0110] 药学可接受盐例如酸加成盐和碱性盐。酸加成盐例如HCl或HBr盐。碱性盐例如具有选自碱或碱土的阳离子，例如Na<sup>+</sup>、或K<sup>+</sup>、或Ca<sup>2+</sup>，或铵离子N<sup>+</sup>(R1)(R2)(R3)(R4)的盐，其中R1至R4彼此独立地为：氢、任选取代的C1-C6烷基、任选取代的C2-C6烯基、任选取代的C6-C10芳基、或任选取代的C6-C10杂芳基。药学可接受盐的更多实例在“Remington's Pharmaceutical Sciences”17.ed.Alfonso R.Gennaro(Ed.)，Mark Publishing Company，Easton,Pa.,U.S.A.,1985中及Encyclopedia of Pharmaceutical Technology中描述。

[0111] 药学可接受溶剂合物例如水合物。

## 附图说明

[0112] 现在将结合附图描述本发明的非限制示例性实施例，在附图中：

- [0113] 图1示出根据本发明第一实施例的药物输送装置的俯视图；
- [0114] 图2示出图1装置诸部件的分解图；
- [0115] 图3示出图1装置的截面图；
- [0116] 图4示出根据本发明第二实施例的药物输送装置诸部件的分解图；
- [0117] 图5a到图5g示出将药筒保持器附接到图3装置的外壳体的顺序；
- [0118] 图6示出图4药筒保持器的细节。

## 具体实施方式

[0119] 图1示出注射笔形式的药物输送装置。该装置具有远端(图1中的左端)和近端(图1中的右端)。在图2中示出药物输送装置的组成部件。药物输送装置包括主体或外壳体10、药筒保持器20、导螺杆(活塞杆)30、驱动套筒40、螺母50、作为剂量指示器(数字套筒)60的剂量设定元件、按钮70、拨选把手或剂量选择器80、扭转弹簧90、药筒100、计量元件110、离合器片120、离合器弹簧130、支承件140、呈复位板150形式的壳体插件、和药筒保持器弹簧160。具有针座和针罩的针组合体可以作为附加部件提供，针组合体可以像上文解释的那样进行更换。所有部件都围绕图3所示的机构公共主轴线I同心地定位。

[0120] 外壳体10或主体是近端具有增大的直径的大体管状元件。外壳体10为液体药剂药筒100和药筒保持器20提供位置，为观察剂量指示器60上的剂量数字和计量元件110提供窗口11a、11b，以及在其外表面上提供用以在轴向上固位剂量选择器80的结构，例如周向凹槽。凸缘状或圆柱形的内壁12包括接合活塞杆30的内螺纹。外壳体10还具有用于轴向引导计量元件110的至少一个内部轴向取向的槽口等。在图中所示的实施例中，远端设置有与药筒保持器20部分重叠的轴向延伸带13。图中将外壳体10描绘为单个外壳体部件。然而，外壳体10可以包括两个以上壳体部件，所述两个以上壳体部件可以在装置的组装期间永久地附接到一起。

[0121] 药筒保持器20位于外壳体10的远侧并且通过卡扣等联接方式(图1～3的实施例中没有详细示出)以可释放的方式附接到外壳体10。药筒保持器可以是透明或半透明的部件，其是管状的用以接纳药筒100。药筒保持器20的远端可以设置有用于附接针组合体的装置。可以提供可移除的盖(未示出)，用于套在药筒保持器20上，并且可以经由夹持结构固位在外壳体10上。药筒保持器20包含可更换的药筒100，并且用于将复位板150的花键齿151与驱动套筒40的花键齿41轴向对准。当药筒保持器20被移除时，触发器弹簧130迫使复位板150(和剂量设定元件60)沿轴向移向远侧方向，使复位板150和驱动套筒40之间的花键齿41和151以及离合器片120和剂量设定元件60之间的花键齿脱离，允许该装置被复位。

[0122] 活塞杆30经花键接口在转向上约束于驱动套筒40。当旋转时，活塞杆30通过其与外壳体10形成的螺纹接合相对于外壳体10被迫轴向移动。活塞杆30包括与外壳体10的内螺纹12接合的外螺纹31。

[0123] 驱动套筒40从与剂量设定元件60形成的接口(经由离合器片120)一直延伸到与复位板150形成的花键齿接口41、151(图6)。这在剂量设定期间向驱动套筒40提供转向约束。当按钮70被按压时，这些花键齿41、151脱离，允许驱动套筒40在驱动弹簧90的作用下旋转，分配设定的剂量。驱动套筒40的棘轮齿42和离合器片120的对应棘轮齿121形成滑动离合器。按压按钮70还使得驱动套筒40和剂量设定元件60之间另外的花键离合器43、61接合。

[0124] 最后剂量螺母50位于剂量设定元件60和驱动套筒40之间。最后剂量螺母50通过花键接口在转向上约束于剂量设定元件60。当在剂量设定元件60和驱动套筒40之间发生相对旋转(仅在拨选和复位期间)时,最后剂量螺母50通过螺纹接口44相对于驱动套筒40沿螺旋路径移动。图3示出的状态,是当药筒100几乎变空并且螺母50即将接触驱动套筒40上用以限制进一步剂量设定的止挡时的状态。

[0125] 剂量设定元件60通过其远端处的夹子被约束于复位板150,在拨选和分配条件下允许旋转,但不允许轴向平移。在进入复位状态时,复位板150和剂量设定元件60向远侧方向轴向移动,使剂量设定元件60和外壳体10之间的花键接口62、14接合,防止复位期间旋转。剂量设定元件60标记有数字序列,该序列可以通过计量元件110中的开口111和外壳体10中的槽口状窗口11b看见,表示所拨选的药剂剂量。

[0126] 在剂量拨选状态下时,按钮70花键连接于剂量设定元件60。当按钮70被按压以触发分配时,该花键接口断开。

[0127] 剂量选择器80在径向上约束于外壳体10,在转向上约束于按钮70。按钮70被按下时通过花键接合在转向上约束于外壳体10。

[0128] 驱动弹簧90的一端附接到外壳体10,另一端附接到剂量设定元件60。驱动弹簧90在组装时被预先卷绕,使得当机构处于拨选了零单位时,驱动弹簧90施加扭矩到剂量设定元件60。旋转剂量选择器80以设定剂量的动作使剂量设定元件60相对于外壳体10旋转,并且对驱动弹簧90进行加载。

[0129] 计量元件110被约束以防止旋转,但是允许经由花键接口相对于外壳体10平移。计量元件110在其内表面上具有螺旋形结构,该螺旋形结构与剂量设定元件60中的螺旋螺纹切口63接合,使得剂量设定元件60的旋转导致计量元件110的轴向平移。计量元件110上的这些螺旋结构还产生靠着剂量设定元件60中的螺旋切口端部的止挡抵靠部,用以限制可设置的最小和最大剂量。

[0130] 离合器片120在处于拨选和分配状态时花键连接到剂量设定元件60。在进入复位状态时,剂量设定元件60向远侧方向轴向移动,使该花键接口与离合器片120断开。离合器片120还经由棘轮机构接口42、121联接到驱动套筒40,该联接发生在轴向抵靠时。棘轮机构在剂量设定元件60和驱动套筒40之间提供与每个剂量增量对应的止动位置,并且在顺时针和逆时针相对旋转期间接合不同的倾斜齿角。

[0131] 驱动套筒40、离合器片120和按钮70的轴向位置由触发器弹簧130的作用限定,触发器弹簧130向近侧方向对驱动套筒40施加致偏力。在备用位置,这确保按钮70的花键与剂量设定元件60的花键64接合,并且确保驱动套筒40的齿41与复位板150的齿接合。

[0132] 支承件140在轴向上约束于活塞杆30并且作用在液体药剂药筒100内的塞子上。

[0133] 复位板150在转向上花键连接到外壳体10,并且被触发器弹簧130向远侧方向偏靠于药筒保持器20。复位板150包含:花键齿151,其在装置的拨选期间防止驱动套筒40旋转;夹子,其用以防止剂量设定元件60在拨选和分配状态下进行轴向运动。复位板150夹紧到外壳体10中以限制其向近侧方向的运动范围。

[0134] 药筒保持器弹簧160作用在外壳体10和药筒100之间,致使药筒100向远侧方向偏。

[0135] 现在将更详细地描述该装置的主要功能。在装置处于如图3所示的备用状态下,剂量设定元件60靠着其与计量元件110形成的零剂量抵靠部定位,并且未按下按钮70。剂量设

定元件60上的剂量标记“0”可通过外壳体10的窗口11b和计量元件110看到。在装置组装期间预先卷绕多圈的驱动弹簧90将扭矩施加到剂量设定元件60，并由零剂量抵靠部防止旋转。也可以由于与零剂量止挡之间的偏离以及驱动套筒花键齿41的角度偏离而使机构稍微“倒转”。这样做的效果是，当剂量被拨选并且零剂量抵靠部脱离时防止可能的渗漏。

[0136] 用户通过顺时针旋转剂量选择器80来选择可变剂量的液体药剂，这在剂量设定元件60中产生相同的旋转。剂量设定元件60的旋转导致驱动弹簧90的加载，增加了储存在其中的能量。当剂量设定元件60旋转时，计量元件110由于其螺纹接合而轴向平移，从而显示所拨选的剂量的值。计量元件110在窗口区域111的两侧具有凸缘，所述凸缘覆盖印制在剂量设定元件60上的、与所拨选的剂量相邻的数字，以确保只有设定的剂量数字对用户可见。

[0137] 除了通常在这种类型的装置上的离散剂量数字显示器之外，该类型机构的一个特定元素还包括视觉反馈特征。计量元件110的远端产生通过外壳体10的小窗口11a的滑尺（如果需要的话，滑尺可以使用在不同螺旋轨道上与剂量设定元件60接合的单独的部件来形成）。当用户设定剂量时，计量元件110轴向平移，所移动的距离与设定的剂量的大小成比例。该特征向用户提供关于所设定剂量大致大小的清楚反馈。自动注射器机构的分配速度可能高于手动注射器装置的分配速度，因此可能无法在分配期间读取数字剂量显示。计量元件110的这个特征在分配期间向用户提供关于分配进度的反馈，而不需要读取剂量数字本身。

[0138] 计量元件110显示可以由不透明的滑动元件显露下面的对比彩色元件形成。作为替代，隐藏部件可以印有粗体剂量数字或其它标识以提供更精确的分辨率。另外，计量元件110显示模拟剂量设定和分配期间的注射器动作。

[0139] 在设定剂量时，驱动套筒40由于其花键齿41与复位板150接合而被防止旋转，而离合器片120由于其花键齿与剂量设定元件60的齿接合而旋转。因此，相对旋转必然通过棘轮机构接口121、42发生在离合器片120和驱动器套筒40之间。

[0140] 使剂量选择器80旋转所需的用户扭矩是卷紧驱动弹簧90所需的扭矩以及超越棘轮结构所需的扭矩的总和。触发器弹簧130设计成向棘轮结构提供轴向力，并致使离合器片120偏向于位于驱动套筒40上。该轴向负载用于维持离合器片120和驱动套筒40的棘轮齿接合。在剂量设定方向上超越棘轮机构所需的扭矩是触发器弹簧130施加的轴向负载、棘轮机构的顺时针斜坡角、配合表面之间的摩擦系数和棘轮结构的平均半径的函数。

[0141] 当用户使剂量选择器80旋转足以使机构增加1个增量时，离合器片120相对于驱动套筒40旋转过1个棘轮齿121、42。此时，棘轮齿重新接合到下一个制动位置。可听见的喀达声通过棘轮机构重新接合产生，可触知的反馈通过所需扭矩输入的变化提供。

[0142] 剂量设定元件60和驱动套筒40的相对旋转导致最后剂量螺母50沿其螺纹路径朝着驱动套筒40上其最后剂量抵靠部行进。

[0143] 在没有对剂量选择器80施加用户扭矩的情况下，现在仅通过离合器片120和驱动套筒40之间的棘轮机构接合部121和42，防止剂量设定元件60由于驱动弹簧90施加的转矩而回转。沿逆时针方向超越棘轮机构所需的扭矩是触发器弹簧130施加的轴向负载、棘轮机构的逆时针斜坡角、配合表面之间的摩擦系数和棘轮结构的平均半径的函数。超越棘轮所需的扭矩必须大于驱动弹簧90施加到剂量设定元件60（并且因此施加到离合器片120）的扭矩。因此，棘轮机构斜坡角度在逆时针方向上增加，以确保这种情况，同时确保拨选扭矩尽

可能地低。

[0144] 用户现在可以选择通过继续沿顺时针方向旋转剂量选择器80来增加所选择的剂量。对于每个剂量增量，重复超越剂量设定元件60和驱动套筒40之间的棘轮机构接口121、42的过程。对于每个剂量增量，额外的能量存储在驱动弹簧90内，并且通过棘轮齿的重新接合为所拨选的每个增量提供听觉和触觉反馈。旋转剂量选择器80所需的扭矩随着卷紧驱动弹簧90所需的扭矩的增加而增加。因此，沿逆时针方向超越棘轮所需的扭矩必须大于达到最大剂量时由驱动弹簧90施加到剂量设定元件60的扭矩。

[0145] 如果用户继续增加所选择的剂量直到达到最大剂量限度，则剂量设定元件60与其在计量元件110上的最大剂量抵靠部相接合。这防止剂量设定元件60、离合器片120和剂量选择器80进一步旋转。

[0146] 取决于机构已经输送了多少增量，在选择剂量期间，最后剂量螺母50可以接触其与驱动套筒40形成的最后剂量抵靠部。该抵靠部防止剂量设定元件60和驱动套筒40之间进一步相对旋转，因此限制了可以选择的剂量。最后剂量螺母50的位置由每次用户设定剂量时已经发生的剂量设定元件60和驱动套筒40之间相对旋转总数决定。

[0147] 在所述机构处于已经选择了剂量的状态下，用户能够从该剂量中取消选择任何数量的增量（剂量校正）。用户通过沿逆时针方向旋转剂量选择器80来取消或减小剂量。用户施加到剂量选择器80的扭矩，与由驱动弹簧90施加的扭矩相结合，足以沿逆时针方向超越离合器片120和驱动套筒40之间的棘轮机构121、42。当棘轮机构被超越时，在剂量设定元件60中发生逆时针旋转（经由离合器片120），使剂量设定元件60朝零剂量位置返回，并且使驱动弹簧90松展。剂量设定元件60和驱动套筒40之间的相对旋转导致最后剂量螺母50沿着其螺旋路径返回，远离最后剂量抵靠部。

[0148] 在所述机构处于剂量已经被选择的状态下，用户能够启动机构以开始输送剂量。剂量的输送通过用户轴向按压按钮70来启动。

[0149] 当按下按钮70时，按钮70和剂量设定元件60之间的花键脱离，使按钮70和剂量选择器80与输送机构在转向上断开。按钮70上的花键还与外壳体10上的花键接合（使得剂量选择器80和按钮70在分配期间不旋转）。按钮70的力经离合器片120作用在驱动套筒40上，驱动套筒40轴向行进，断开与复位板150的花键接合，允许驱动套筒40旋转。作用在离合器片120到驱动套筒40的棘轮机构的力，通过触发器弹簧130的压缩而增加，使得这些部件经由剂量设定元件60在驱动弹簧90的驱动下一起旋转，而不是超越棘轮机构121、42。驱动套筒40的旋转引起活塞杆30由于二者花键接合而旋转，活塞杆30于是由于其螺纹接合于外壳体10而前进。剂量设定元件60的旋转还引起计量元件110轴向跨移回其零位置，由此零剂量抵靠部停止该机构。在分配期间，如果按钮70的力在分配过程中中途移除，则驱动套筒40和剂量设定元件60之间另外的花键接口43、61接合，以阻止剂量设定元件60自由旋转，这时离合器片120到驱动套筒40的棘轮机构可以在驱动套筒40重新确立其与复位板150花键之间的旋转接合的时候暂时卸载。

[0150] 剂量分配期间的触觉反馈是通过集成于按钮70中的柔性悬臂喀哒发声器臂提供的。柔性悬臂喀哒发声器臂在径向上与剂量设定元件60上的棘轮结构结合。在分配期间，当剂量设定元件60旋转并且按钮70在转向上联接到外壳体10时，棘轮结构与喀达发声器臂72接合，以随着每个剂量增量的输送产生可听见的喀哒声。

[0151] 当用户继续按下按钮70时,通过上述的机械相互作用继续输送剂量。如果用户释放按钮70,则触发器弹簧130经由驱动套筒40和离合器片120使按钮70返回到其备用位置,驱动套筒40在转向上受到约束,剂量的输送停止。

[0152] 一旦通过剂量设定元件60返回到零剂量抵靠部停止剂量的输送,用户就可以释放按钮70,释放按钮70将使驱动套筒40的花键齿41、151与复位板150重新接合。机构现在返回至备用状态。

[0153] 在输送剂量期间,驱动套筒40和剂量设定元件60一起旋转,使得在最后剂量螺母50中不发生相对运动。因此,最后剂量螺母50仅在拨选(和复位)期间在驱动套筒40上轴向行进。

[0154] 该机构还包括药筒保持器弹簧160,该药筒保持器弹簧160作用在药筒100的后表面上,致使其向远侧方向偏。这有助于剂量准确度,因为这样做确保了药筒100总是被向远侧偏,消除了药筒100长度的公差影响以及当将针装配到装置上时药筒100向近侧移动的可能性。在所示的实施例中,药筒保持器弹簧160由波形弹簧部件组成,但它也可以是任何弹簧装置。

[0155] 可以将驱动套筒40或复位板150任一者上的花键齿41、151倾斜,使得当释放按钮70时,花键齿的重新接合使驱动套筒40稍微倒转,从而消除了剂量设定元件60到计量元件110零剂量止挡抵靠部的接合。这补偿了机构中间隙(例如由于公差造成的)的影响,否则当拨选装置获取随后剂量时,可能会导致活塞杆30轻微前进并分配药物(由于剂量设定元件60零剂量止挡不再约束机构,而是约束返回到驱动套筒40和外壳体10之间的花键)。

[0156] 为了使机构复位,用户首先拧开药筒保持器20,允许触发器弹簧130将复位板150(以及因此剂量设定元件60)向远侧方向轴向移动。该轴向移动足以断开复位板150和驱动套筒40之间的花键41、151以及离合器片120和剂量设定元件60之间的花键。还消除来了自触发器弹簧130的一些压缩。同时,在剂量设定元件60和外壳体10上的花键齿14、62之间进行接合,以便在转向上锁定剂量设定元件60。这确保了如果已经拨选了剂量,则驱动弹簧90在复位操作期间不能将剂量设定元件60返回到其零位置。剂量设定元件60和按钮70之间的花键接口保持接合,从而防止按钮70在复位状态下旋转。

[0157] 然后,用户可以将新药筒100装配到药筒保持器20中,并将支承件140和活塞杆30推回到该机构中。当活塞杆30返回机构中时,由于外壳体10的螺纹接口而在活塞杆30中产生旋转。该活塞杆30的旋转使得驱动套筒40由于二者花键接口而旋转,其作用是使最后剂量螺母50朝其起始位置反转。

[0158] 在复位即将结束时,药筒保持器20接触外壳体10,此时,支承件140、活塞杆30和最后剂量螺母50已达到完全复位位置。然后,药筒保持器20纯旋转到锁定位置,用于使复位板150(以及因此使剂量设定元件60)向近侧方向移动,与驱动套筒40和离合器片120重新花键接合。

[0159] 在如上所述的当前实施例中,在装置处于复位状态下按下按钮70将导致驱动套筒40和复位板150之间的花键41、151重新接合,从而防止任何进一步动作来使装置复位,直到按钮70被释放为止。这可以通过下述方式实现:控制花键接口的相对旋转位置,使得在复位状态下,当剂量设定元件60在转向上锁定到外壳体10时,通过剂量设定元件60防止按钮70旋转成与外壳体按钮花键对准,因此不能轴向运动。

[0160] 现在,参照图4至图6的实施例更详细地描述药筒保持器20到外壳体10的附接。该实施例以整个装置的简化表示示出。未示出按钮70、剂量选择器80、离合器片120、最后剂量螺母50、计量元件110、数字套筒60、驱动弹簧90、活塞杆30、支承件140、药筒100、触发器弹簧130和致偏弹簧160。示出了驱动套筒40、外壳体10、复位板150和药筒保持器20的简化表示。尽管实施例对于图中所示的结构有所不同,但是图4至图6更详细示出的外壳体10、药筒保持器20和复位板150(壳体插件)的接口可以在图1至图3中的装置中实施。另一方面,图1至图3中所示的组成部分和特征可以被实施到图4至图6的装置中。

[0161] 该实施例示出了用于在医疗装置中使用的卡口配件和锁定机构的设计,该医疗装置可重复使用,并且当增加新药筒时可由用户复位。该机构被设计成将药筒保持器20锁定到装置的外壳体10,同时对活塞杆30和复位板150以及因此驱动套筒40、最后剂量螺母50和数字套筒的位置复位。通过向近侧方向沿轴向推动药筒保持器20来使装置复位,这导致(由于容纳在药筒保持器20中的药筒100中的筒塞与活塞杆30远端处的支承件140抵靠)活塞杆30朝向其复位位置呈螺旋形地旋转穿过外壳体10,从而也使驱动套筒40旋转。在该行程结束时,药筒保持器20卡口与外壳体10接合。在驱动套筒40到达其最终旋转位置时,复位板150由药筒保持器20轴向移动。这使得复位板150的齿151与驱动套筒40的相应齿41接合,防止驱动套筒40或活塞杆30的任何进一步旋转。

[0162] 如图4至图6详细所示,外壳体10包括卡口凸起15,该卡口凸起15从外壳体10的内表面靠近其远端向内突出。药筒保持器20在其近侧外表面上具有卡口凹槽21。在图中所示的实施例中,外壳体10包括4个凸起15,药筒保持器20包括4个凹槽21,这4个凹槽21围绕圆周分布,使得凸起15可以被引入到凹槽21中。每个凹槽21具有不同的部分。从药筒保持器20的近侧端面开始,有一个垂直部分23,该垂直部分23平行于装置的纵向轴线I延伸。垂直部分23的其远端通向相对于装置的纵向轴线I倾斜的第一斜坡部分24。该第一斜坡部分24之后是垂直于装置的纵向轴线I延伸的第一平直部分25。第一平直部分25通向第二斜坡部分26,该第二斜坡部分26也相对于装置的纵向轴线I倾斜,但是垂直于第一斜坡部分24延伸。第二斜坡部分26终止于第二平直部分27,该第二平直部分27也垂直于装置的纵向轴线I,但偏离开第一平直部分25。此外,药筒保持器20在其近侧端面处具有形成凸轮的斜面22,复位板150作为壳体插件,在其远侧端面处具有相应的斜面152。在图中所示的实施例中,药筒保持器20包括4个斜面22,复位板150包括4个斜面152。这些斜面沿着圆周以间隔开的方式分布,即相互之间有距离。在图6中,字符a至g表示凸起15在凹槽21内对应于图5a至图5g的位置。

[0163] 如上所述,复位板150和数字套筒60(剂量设定元件)在进入复位状态时向远侧方向轴向运动,使复位板150与驱动套筒40分离。本发明的一个重要特征是,药筒保持器20向近侧方向在由凹槽21的部分24限定的卡口路径上在轴向和转向上运动,造成药筒筒塞压靠活塞杆30的支承件140,之后,药筒保持器20在卡口路径21的不同部分26上向远侧方向返回,以减轻对筒塞的压缩。同时,药筒保持器20上的凸轮结构22导致复位板150以比药筒保持器20更快的速度向近侧方向轴向前进,直到复位板150相对于驱动套筒40处于其最终位置。药筒保持器20的最终位置由止动结构保持。

[0164] 卡口接口15、21与凸轮接口22、152一起设计,以提供药筒保持器20、复位板150和外壳体10在复位期间合适的相对运动。该运动的定时,即诸复位阶段,开始于装置处于复位

模式,这时药筒保持器20准备好向近侧方向推靠活塞杆30及其支承件140。

[0165] 图5a示出的阶段为药筒保持器20向近侧方向被推靠在活塞杆30的支承件140上,导致活塞杆30超越通过外壳体10,并使驱动套筒40旋转。这进而导致最后剂量螺母50呈螺旋形地朝其初始位置转动。

[0166] 图5b示出的是药筒保持器20开始接触复位板150时的阶段。因此,当药筒保持器20旋转通过凹槽部分24的斜面并且向近侧方向轴向前进时,复位板150克服触发器弹簧130(离合器弹簧)的作用轴向前进相同的量。

[0167] 图5c示出的是活塞杆30的支承件140已经返回到其初始轴向位置时的阶段,此时驱动套筒40处于其初始旋转位置并且最后剂量螺母50处于其初始位置。当复位板150已经向近侧方向充分前进时,它与驱动套筒40上的齿41接触。当凸起15靠近其凹槽部分24的远端时,必然发生这种情况。当复位板150的齿151与驱动套筒40的齿41接合时,驱动套筒必然在转向上转变到最接近的完整单位位置。一旦驱动套筒的旋转通过与复位板150接合被锁定,则不能实现活塞杆30的支承件140的进一步行进。药筒保持器20任何进一步的轴向运动将导致药筒100(假设为满药筒)的筒塞的压缩。

[0168] 在图5d所示的阶段中,药筒保持器20顶部上的凸轮结构(斜面22)将开始与复位板150上的对应结构152相接合。这被选择为在卡口的平直部分(凹槽部分25)之前。

[0169] 图5e示出的阶段是药筒保持器20沿着卡口凹槽21的平直部分25以纯旋转方式运动,这使得复位板150向近侧方向轴向前进,因为其斜面152与斜面22接合。

[0170] 如图5f所示,卡口的螺旋路径在凹槽部分26中处于相反的方向,使得药筒保持器20开始向远侧方向轴向运动,从而减小药筒筒塞在活塞杆30的支承件140上的压缩。斜面22、152的凸轮接口确保复位板150在该阶段期间继续向近侧方向轴向运动。

[0171] 图5g示出的阶段是药筒保持器20运动到第二平直部分27上,并且使用止动件将药筒保持器20锁定在该位置。因此,复位板150的位置也被锁定,该装置准备供使用。

[0172] 选择卡口凹槽21的斜坡部分24、26的斜度和斜面22、152的凸轮坡度,使得由用户施加的用于锁定药筒保持器20的力和转矩的组合不是过大,而且如果药筒保持器20在到达锁定止动件之前被用户释放,则药筒保持器20(在离合器弹簧130和致偏弹簧160的作用下)将超越凸轮和卡口接口而返回到图5a中所示的位置,即凸起15在垂直凹槽部分23中。图5c的位置(其中,复位板150首先接合驱动套筒40)被设定为在最坏的公差情况下,药筒保持器20将总是与卡口凹槽21的第一螺旋形斜坡部分24相接合。因此,离合器弹簧130将能够在所有公差状态下,在驱动套筒位置未锁定之前的任何时候,拆卸药筒保持器20。

[0173] 该机构提供了一种使可重复使用的注射装置复位和锁定的可靠方法,该方法可以在一系列装置上实现。卡口和凸轮结构的组合意味着,除非正确地安装药筒100,否则该装置将不可操作,同时还为使装置复位提供了不需要用户转矩或力的大小太高的简单用户接口。

[0174] 附图标记:

- |        |       |         |
|--------|-------|---------|
| [0175] | 10外壳体 | 11a开口   |
| [0176] | 11b开口 | 12内螺纹   |
| [0177] | 13带   | 14花键    |
| [0178] | 15突缘  | 20药筒保持器 |

[0179]	21凹槽	22斜面
[0180]	23垂直部分	24第一斜坡部分
[0181]	25第一平直部分	26第二斜坡部分
[0182]	27第二平直部分	30活塞杆(导螺杆)
[0183]	31外螺纹	40驱动套筒
[0184]	41齿	42棘轮齿
[0185]	43花键	44螺纹
[0186]	50螺母	60剂量设定元件
[0187]	61花键	62花键
[0188]	63螺纹	64花键
[0189]	70按钮	80剂量选择器
[0190]	90扭转弹簧	100药筒
[0191]	110计量元件	111开口
[0192]	120离合器片	121棘轮齿
[0193]	130棘轮机构弹簧	140支承件
[0194]	150复位板	151齿
[0195]	152斜面	160药筒保持器弹簧
[0196]	I纵向轴线	

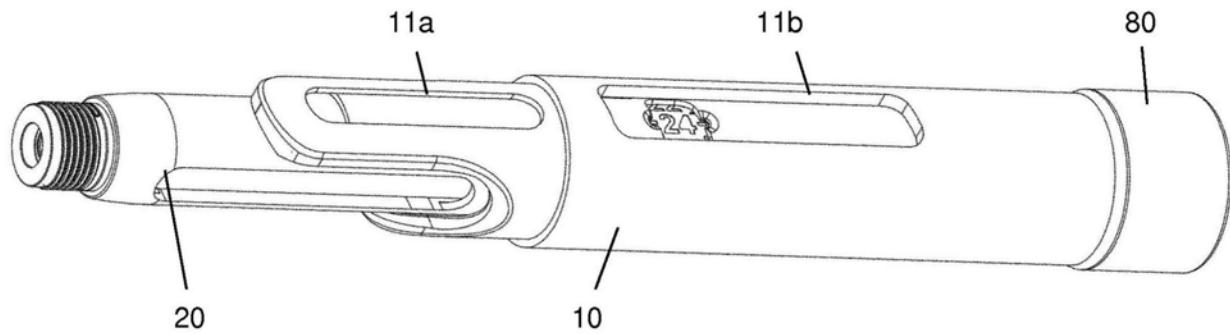


图1

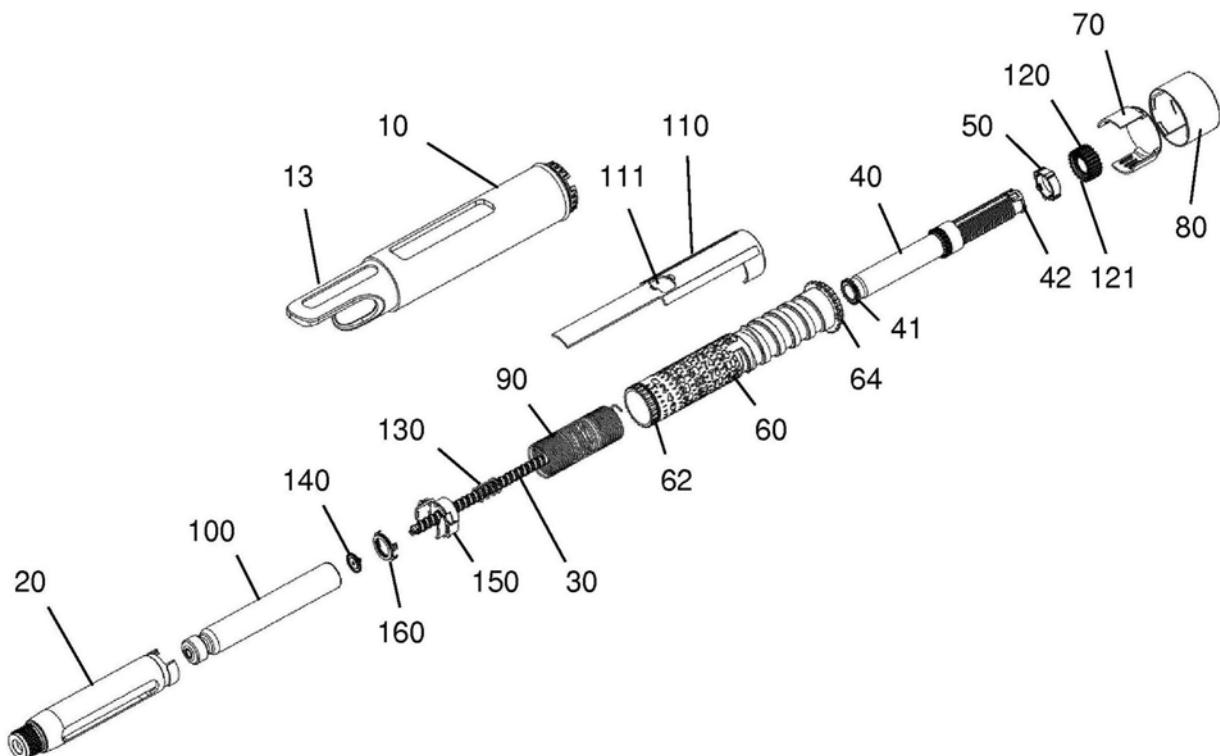


图2

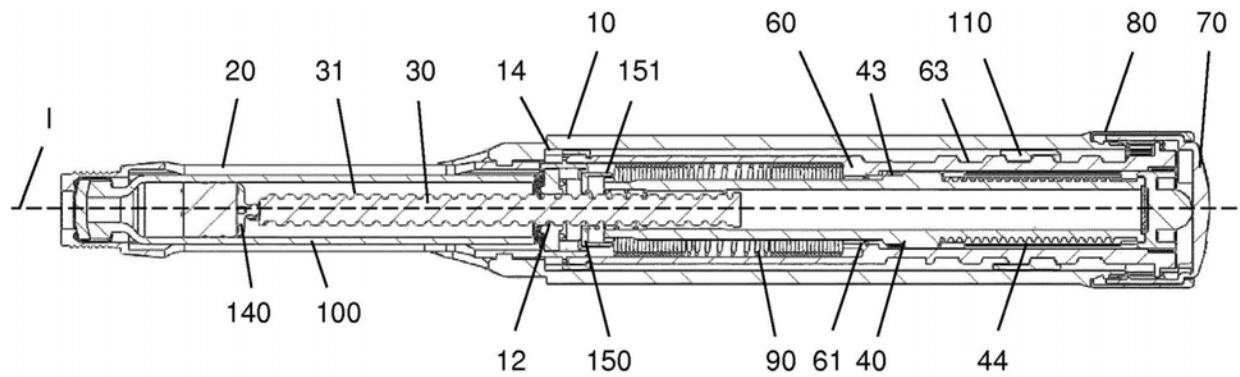


图3

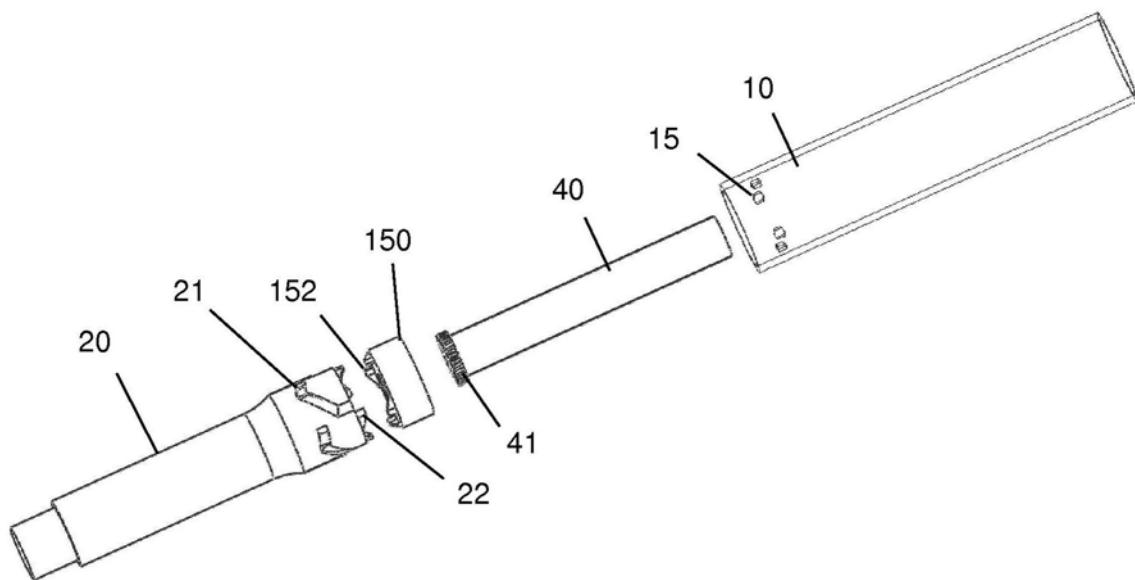


图4

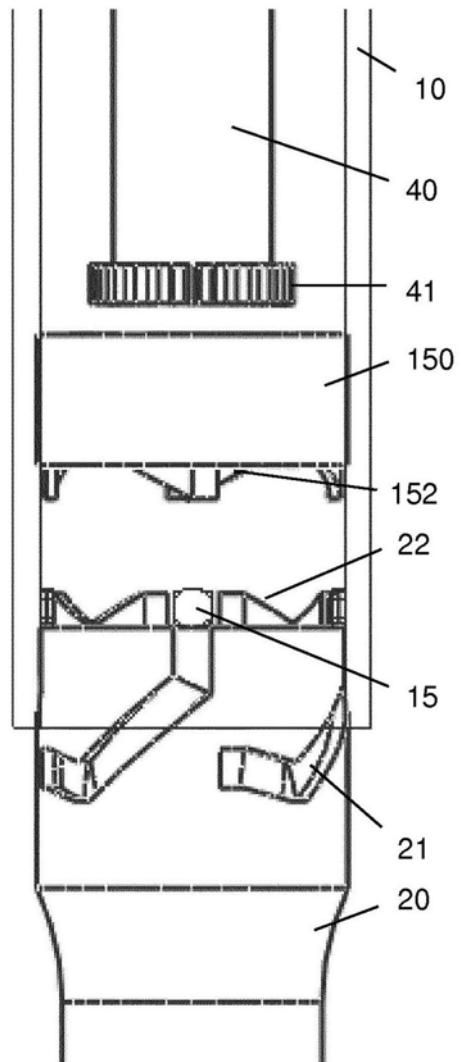


图5a

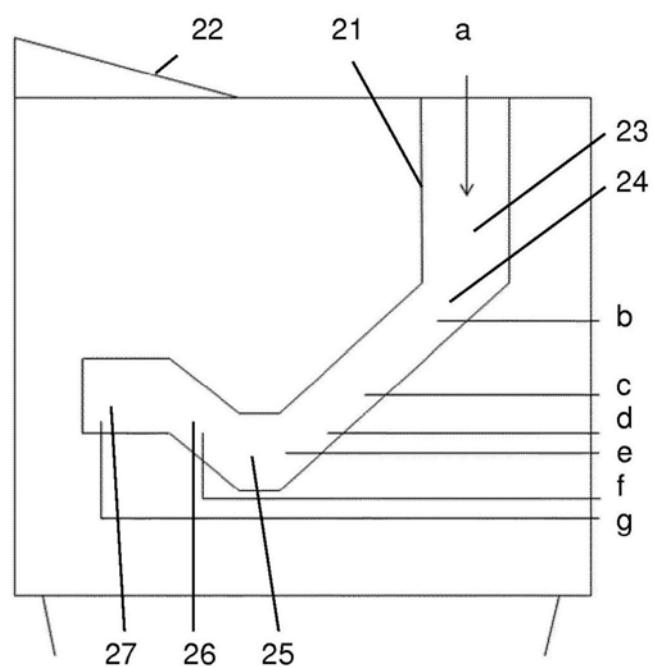


图6

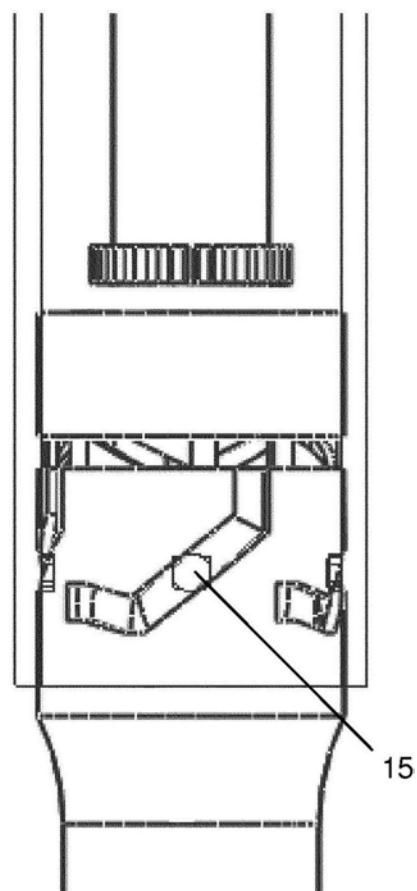


图5b

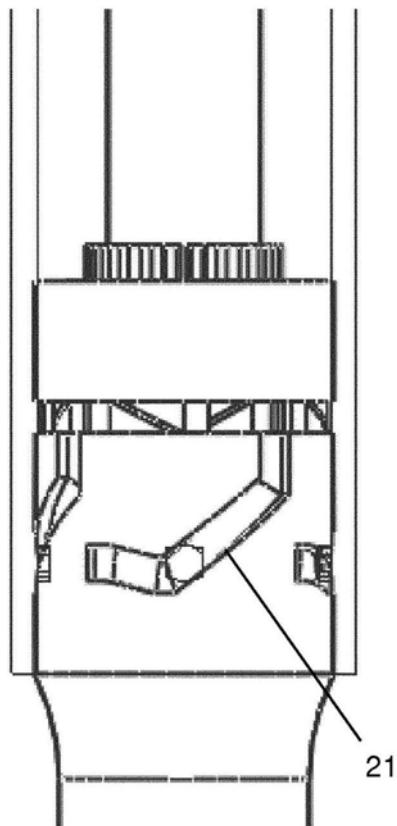


图5c

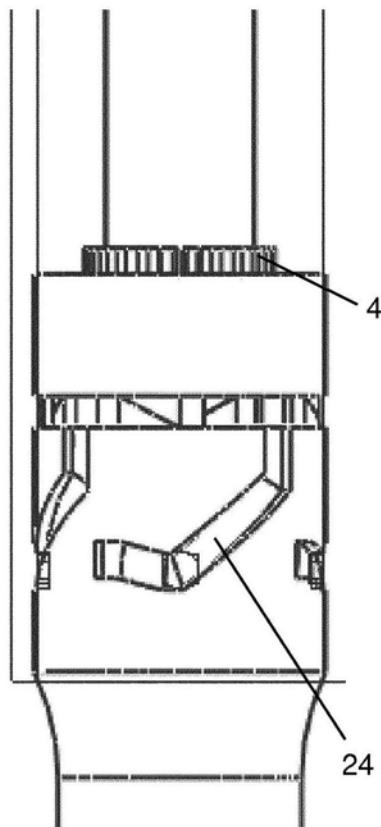


图5d

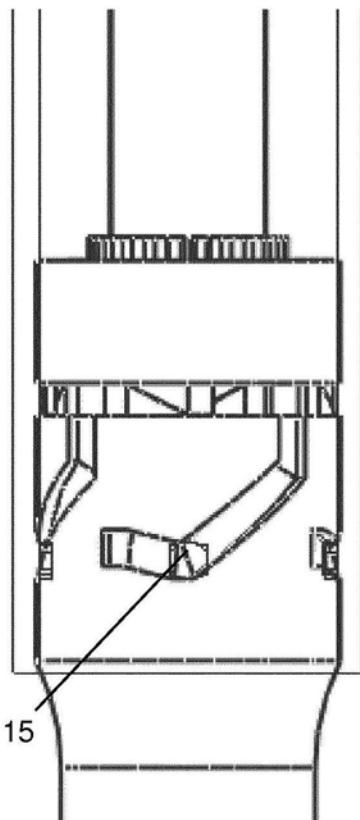


图5e

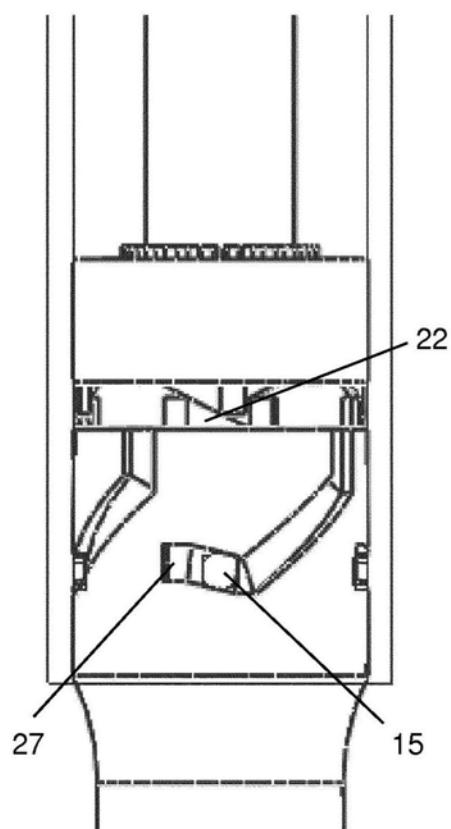


图5f

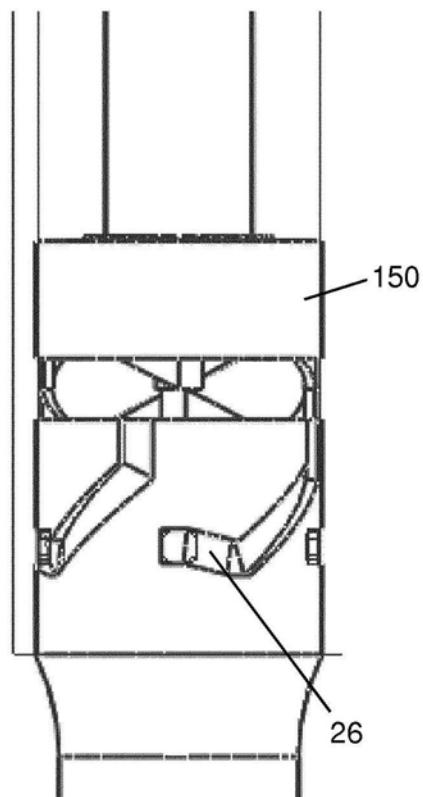


图5g