



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105120931 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201480022178. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 04. 14

A61M 5/315(2006. 01)

(30) 优先权数据

F16F 3/04(2006. 01)

13164533. 5 2013. 04. 19 EP

F16F 1/10(2006. 01)

61/814514 2013. 04. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 10. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/057524 2014. 04. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/170267 EN 2014. 10. 23

(71) 申请人 诺和诺德股份有限公司

地址 丹麦鲍斯韦

(72) 发明人 E. 基尔勒里奇

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 李晨 董均华

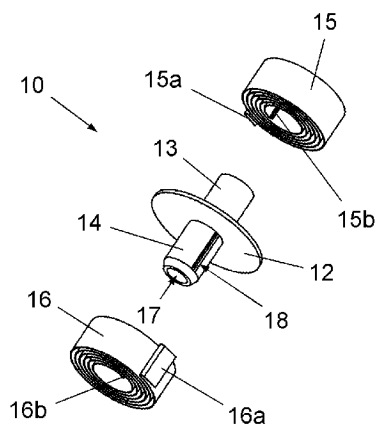
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54) 发明名称

具有紧凑动力单元的药物传输装置

(57) 摘要

本发明涉及一种具有动力单元(10、110、210、310)的药物传输装置(1),所述动力单元适合于释放能量从而导致药物传输装置(1)的第一接口部(45)与药物传输装置(1)的第二接口部(22)之间的相对旋转。动力单元(10、110、210、310)包括沿轴向延伸结构(11;111;211、285、281;311、385、1381、386、381)串联布置的第一螺旋弹簧构件(15、15、215、315)和第二螺旋弹簧构件(16、116、216、316)。



1. 一种药物传输装置(1),包括:
 - 第一接口部(45),
 - 第二接口部(22),以及
 - 动力单元(10、110、210、310),所述动力单元适合于释放能量以导致所述第一接口部(45)与所述第二接口部(22)之间的相对旋转,所述动力单元(10、110、210、310)包括:
 - 第一螺旋弹簧构件(15、115、215、315),所述第一螺旋弹簧构件包括第一螺圈端部(15a、115a、215a、315a)和第二螺圈端部(15b、115b、215b、315b),所述第一螺圈端部(15a、115a、215a、315a)被旋转地固定到所述第一接口部(45),
 - 第二螺旋弹簧构件(16、116、216、316),所述第二螺旋弹簧构件包括第三螺圈端部(16b、116b、216a、316b)和第四螺圈端部(16a、116a、216b、316a),所述第四螺圈端部(16a、116a、216b、316a)被旋转地固定到所述第二接口部(22),以及
 - 轴向延伸结构(11 ;111 ;211、285、281 ;311、385、1381、386、381),所述轴向延伸结构可操作地将所述第一螺旋弹簧构件(15、115、215、315)与所述第二螺旋弹簧构件(16、116、216、316)连接,
- 其中,在不同的轴向位置,将所述第二螺圈端部(15b、115b、215b、315b)和所述第三螺圈端部(16b、116b、216a、316b)旋转地固定到所述轴向延伸结构(11 ;111 ;211、285、281 ;311、385、1381、386、381)。
2. 如权利要求1所述的药物传输装置,其中,所述第一螺旋弹簧构件(15、115、215、315)和所述第二螺旋弹簧构件(16、116、216、316)是时钟弹簧。
3. 如权利要求2所述的药物传输装置,其中,所述第二螺圈端部(15b、115b、215b)和所述第三螺圈端部(16b、116b、316b)是各自的内螺圈端部,并且所述第一螺圈端部(15a、115a、215a)和所述第四螺圈端部(16a、116a、316a)是各自的外螺圈端部。
4. 如权利要求1至3中任一项所述的药物传输装置,其中,所述第一螺旋弹簧构件(15、115)和所述第二螺旋弹簧构件(16、116)在相反方向上缠绕在所述轴向延伸结构(11、111)的周围。
5. 如权利要求1至4中任一项所述的药物传输装置,其中,所述轴向延伸结构(11)是扭转刚性的,并且包括所述第二螺圈端部(15b)所附接的第一轴部(13)和所述第三螺圈端部(16b)所附接的第二轴部(14)。
6. 如权利要求1至4中任一项所述的药物传输装置,其中,所述第一螺旋弹簧构件(115)、所述第二螺旋弹簧构件(116)和所述轴向延伸结构(111)是由单件材料所构成。
7. 如权利要求6所述的药物传输装置,其中,所述单件材料包括可弯曲金属板,所述金属板具有轴向延伸的中心部和从所述中心部的相反侧中延伸出的两个侧向带。
8. 如权利要求1至3中任一项所述的药物传输装置,其中,所述轴向延伸结构(211、285、281 ;311、385、1381、386、381)包括被所述第二螺圈端部(215b、315b)旋转固定的第一锚固部(211、311)、和被所述第三螺圈端部(216a、316b)旋转固定的第二锚固部(281、381);并且其中,所述第一锚固部(211、311)与所述第二锚固部(281、381)可相对于彼此旋转并且通过至少一个另外的螺旋弹簧构件(285 ;385、1381、386)而发生偏置从而经历相对旋转。
9. 如权利要求8所述的药物传输装置,其中,所述至少一个另外的螺旋弹簧构件(385、

1381、386)包括:第三螺旋弹簧构件(385),所述第三螺旋弹簧构件(385)包括第五螺圈端部(385a)和第六螺圈端部(385b);第四螺旋弹簧构件(386),所述第四螺旋弹簧构件(386)包括第七螺圈端部(386a)和第八螺圈端部(386b);和第三锚固部(1381),所述第三锚固部(1381)可相对于所述第一锚固部(311)和所述第二锚固部(381)两者旋转,所述第六螺圈端部(385b)被旋转地固定到所述第一锚固部(311),所述第八螺圈端部(386b)被旋转地固定到所述第二锚固部(381),并且所述第五螺圈端部(385a)和所述第七螺圈端部(386a)在不同的轴向位置被旋转地固定到所述第三锚固部(1381)。

10. 如前述权利要求中任一项所述的药物传输装置,还包括用于从药物储器(70)中输出一剂量药物的排出机构,所述排出机构包括用于减小所述药物储器(70)的容积的驱动器(6),其中,所述第二接口部(22)是所述排出机构的一部分,所述排出机构的一部分当经历相对于所述第一接口部(45)的相对旋转时导致所述驱动器(6)减小所述药物储器(70)的容积。

11. 如权利要求10所述的药物传输装置,还包括用于容纳所述动力单元(10、110、210、310)的至少一部分的壳体(2),其中,所述第一接口部(45)是所述壳体(2)的一部分,或者至少当所述动力单元(10、110、210、310)释放能量时被旋转地固定到所述壳体(2)。

12. 如权利要求11所述的药物传输装置,还包括剂量设定机构,所述剂量设定机构包括剂量拨盘(40),所述剂量拨盘适合于在剂量的设定期间相对于所述壳体(2)旋转并且在设定剂量的排出期间相对于所述壳体(2)旋转固定,其中,所述第一接口部(45)是所述剂量拨盘(40)的一部分。

13. 如权利要求12所述的药物传输装置,其中,所述动力单元(10、110、210、310)的至少一部分被容纳在所述剂量拨盘(40)的内部。

14. 如权利要求13所述的药物传输装置,还包括用于激活所述排出机构的激活按钮(50),其中,所述轴向延伸结构(11;111;211、285、281;311、385、1381、386、381)形成通道(17、117),并且其中,所述激活按钮(50)的内部(52)延伸经过所述通道(17、117),由此构成用于所述动力单元(10、110、210、310)的毂。

15. 如权利要求14所述的药物传输装置,其中,所述第二接口部(22)相对于所述激活按钮(50)轴向地固定,并且其中,所述注射按钮(50)可相对于所述壳体(2)在近侧位置和远侧位置之间移动;在所述近侧位置处所述第二接口部(22)被旋转地固定到所述剂量拨盘(40),在所述远侧位置处所述第二接口部(22)旋转地从所述剂量拨盘(40)中分离。

具有紧凑动力单元的药物传输装置

技术领域

[0001] 本发明涉及动力辅助药物传输装置,例如自动注射装置。本发明还涉及可使用于这种药物传输装置中的动力单元。

背景技术

[0002] 药物传输装置(诸如注射装置)被广泛地用于对需要治疗性治疗的人的液体药物给药。许多注射装置在各自的剂量设定和装置中注射机构的操作时能够进行重复设定以及固定或者可变体积药物的注射。一些注射装置适合于装载有容纳一定体积药物的预充满药物储器,该药物足以提供一些可注射剂量。当药物储器是空的时候使用者用新的药物储器将其替换,因此可以反复地使用注射装置。当对使用者给药时将其它注射装置预先充满并且可以一直使用直到药物储器已被排空,其后将该装置丢弃。各种注射装置通常是通过利用移动控制活塞杆使活塞在药物储器中行进而排出药物。

[0003] 一些注射装置要求使用者朝向壳体按下按钮达某个距离由此手动地导致活塞杆向药物储器施加压力并且使活塞在药物储器中行进从而将所选择的剂量排出。为了执行这种操作而必须施加到按钮上的力通常不是无关紧要的,并且对于指力和/或灵巧性下降的人而言造成操作问题。

[0004] 响应于待触发弹簧的释放而将设定剂量的药物自动排出的自动注射装置是普遍使用的,因为该弹簧一旦被释放则提供完成注射所需的全部能量。一些的这种装置只要求使用者施加小的短持续时间力以便触发注射。弹簧可以布置成在各次注射前被张紧或者可以被预张紧(例如由生产商),以便输送足以在一次或多次注射中排空药物储器的能量。前一类型的弹簧装置要求使用者提供能量以便张紧弹簧,这一要求被一些人看作是麻烦的。

[0005] W02009/105909 (Tecpharma Licensing) 公开了一种利用时钟弹簧提供用于激活注射机构的能量的自动笔形注射装置。时钟弹簧适合于在剂量设定期间通过使剂量设定按钮旋转而被张紧,这意味着每当使用者设定剂量时使剂量设定按钮旋转以抵消弹簧的偏置力。为避免这个缺点,生产商可以选择加入具有增加数量的螺圈的较大尺寸时钟弹簧从而能够储存足以将药物储器完全排空的一定量的能量。然而,因为当弹簧松弛时可由时钟弹簧所提供的转矩减小,所以这将会要求显著地增加弹簧的尺寸以确保充分的动力可用于使活塞在药筒中完全地行进。这就会采取折衷方法采用装置的细长构造并且导致用户不方便使用的大体积大设计。

[0006] 鉴于以上情况,期望提供一种具有用于全部药物储器自动排空的贮存容量的紧凑型药物传输机构。

发明内容

[0007] 本发明的一个目的是排除或减少现有技术的至少一个缺点,或者提供对现有技术解决方案的一个有用替代方案。

[0008] 具体地,本发明的一个目的是提供一种用于药物传输装置的动力单元,该动力单

元能够输出足以引起全部药物容器的完全排空的能量。

[0009] 本发明的另一个目的是提供一种具有如下构造的动力单元：使其能够使用于具有某些尺寸限制的藥物传输装置(例如细长设计的笔型注射装置)。

[0010] 本发明的又一个目的是提供一种包括这种动力单元的藥物传输装置。

[0011] 在本发明的公开中，将对将实现一个或多个上述目的并且/或者将实现基于下文显而易见的目的的各方面和实施例进行描述。

[0012] 本发明的一个方面，提供一种用于藥物传输装置的动力单元；该动力单元包括：限定整体轴线的转矩传递结构；包括适合于经历第一相对角位移的第一端部和第二端部的第一转矩产生结构，第二端部在第一轴向位置被旋转地锁定到转矩传递结构；和包括适合于经历第二相对角位移的第三端部和四端部的第二转矩产生结构，第三端部在不同于第一轴向位置的第二轴向位置被旋转地锁定到转矩传递结构。

[0013] 第一转矩产生结构可以适合于：当第一端部经历在第一方向上相对于第二端部的相对旋转时储存能量并且当第一端部经历相对于第二端部的反向对旋转时释放出能量。第二转矩产生结构可以适合于：当第四端部经历在第二方向上相对于第三端部的相对旋转时储存能量并且当第四端部经历在相反方向上相对于第三端部的相对旋转时释放出能量。第一方向和第二方向可以是相同或相反的方向。

[0014] 第一转矩产生结构和第二转矩产生结构可以具体地是各自的第一和第二螺旋弹簧构件，例如平面螺旋弹簧构件或者螺旋螺旋弹簧构件。第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件中的至少一个可以同轴地缠绕在转矩传递结构的周围。可替代地或另外地，第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件中的至少一个可以被一部分的转矩传递结构所包围。第一螺旋弹簧构件可处于松弛状态中或者处于张紧状态中，第二螺旋弹簧构件可处于松弛状态中或者处于张紧状态中。

[0015] 在第一螺旋弹簧构件处于张紧状态的情况下，第一相对角位移释放出储存在第一螺旋弹簧构件中的能量，并且类似地，在第二螺旋弹簧构件处于张紧状态的情况下，第二相对角位移释放出储存在第二螺旋弹簧构件中的能量。

[0016] 在本发明的具体实施例中，第一相对角位移与第二相对角位移是相等的或者大体上相等，例如通过具有相同或大体上相同的尺寸及相同或大体上相同的材料性质的两个螺旋弹簧构件而获得。

[0017] 在另一个方面，本发明提供一种用于包括第一接口部和第二接口部的藥物传输装置的动力单元，该动力单元包括：可布置成相对于第一接口部和第二接口部旋转的转矩传递结构、适合于在第一接口部和转矩传递结构之间操作从而导致转矩传递结构与第一接口部之间的相对角位移的第一转矩施加机构、和适合于在转矩传递结构和第二接口部之间操作从而导致转矩传递结构与第二接口部之间的相对角位移的第二转矩施加机构。

[0018] 这种动力单元的操作将导致第二接口部与第一接口部之间的总相对角位移，该总相对角位移等于转矩传递结构与第一接口部之间的相对角位移和转矩传递结构与第二接口部之间的相对角位移的总和。具体地，在可以认为第一接口部被旋转地固定的情况下，第一转矩施加机构可以适合于使转矩传递结构在一个旋转方向上相对于第一接口部发生角位移，同时第二转矩施加机构可以适合于使第二接口部在所述一个旋转方向上相对于转矩传递结构发生角位移。由此，第二接口部将经历在所述一个方向上相对于第一接口部的总

角位移,该总角位移等于转矩传递结构相对于第一接口部的角位移与第二接口部相对于转矩传递结构的角位移的总和。

[0019] 药物传输装置可以是如下类型:其中第一接口部与第二接口部之间的相对角位移导致药物储器的容积减小,即药物从其中排出。可替代地或另外地,药物传输装置可以是如下类型:其中第一接口部与第二接口部之间的相对角位移导致一个剂量被设定,或者药物传输装置的操作状态发生改变。

[0020] 第一转矩施加机构可包括扭力弹簧或扭转弹簧,例如时钟弹簧或螺旋弹簧、扭杆等。类似地但不必相同地,第二转矩施加装置可包括扭力弹簧或扭转弹簧、扭杆等。

[0021] 根据本发明的动力单元可包括两个或更多的串联布置的弹簧构件,至少一个弹簧构件可联接到药物传输装置的第一接口部并且至少一个其他弹簧构件可联接到药物传输装置的第二接口部,该第二接口部当经历相对于第一接口部的相对移动时导致药物传输装置的状态改变,例如剂量的设定或者药物从其中排出。

[0022] 本发明的又一方面提供一种用于药物传输装置的动力单元;该动力单元沿整体轴线延伸并且包括:第一螺旋弹簧构件,例如第一平面扭力弹簧构件(包括第一螺圈端部和第二螺圈端部);以及第二螺旋弹簧构件,例如第二平面扭力弹簧构件(包括第三螺圈端部和第四螺圈端部)。第一螺圈端部适合于旋转固定到药物传输装置的第一接口部,第四螺圈端部适合于旋转固定到药物传输装置的第二接口部,该第二接口部可相对于第一接口部旋转。第三螺圈端部被旋转地锁定到第二螺圈端部但轴向地从第二螺圈端部中偏移,并且动力单元适合于释放能量从而导致第一接口部与第二接口部之间的相对旋转,例如导致第二接口部相对于第一接口部的旋转。

[0023] 在本公开的上下文中,当把螺圈端部旋转地固定到接口部(例如药物传输装置部)时,该特定的螺圈端部和特定的接口部不能够经历至少一个相对角位移(即,它们两者被角固定或者它们被结合而在至少一个方向上共同地旋转)。

[0024] 第一螺圈端部还可以适合于平移地固定到第一接口部。可替代地,第一螺圈端部可以适合于相对于第一接口部做相对平移移动。同样地,第四螺圈端部还可以适合于平移地固定到第二接口部,或者相对于第二接口部做相对平移移动。

[0025] 根据本发明任何上述方面的动力单元可以实现为具有如下能力的紧凑结构:传递一些旋转至第二接口部从而足以压缩专用药物储器、以及在其全部工作范围中施加相对恒定的转矩至第二接口部。特别是,动力单元可以具体化为适合于使用于笔型注射装置的细长结构。

[0026] 尽管动力单元适合于被预张紧以便存储足以排空全部药物储器的能量,但它也可以可替代地适合于在排出机构的各个激活之前被张紧。在药物储器容纳比排出机构所允许的一次行进排出量更多的药物的情况下,可将螺旋圈弹簧尺寸选择成使得动力单元能够储存足以输送最大可排出剂量而不是输送与药物储器容量相对应的体积的能量,在这种情况下动力单元甚至可以制作成更小。

[0027] 第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件可以是各自的时钟弹簧。在这种情况下,第二螺圈端部和第三螺圈端部可以是各自的内螺圈端部,第一螺圈端部和第四螺圈端部可以是各自的外螺圈端部。第二螺圈端部和第三螺圈端部可以被旋转地锁定到轴向延伸的例如扭转刚性的结构,该轴向延伸结构可起中心脊部的作用,从而具体地使动力单元的细长

构造成为可能。

[0028] 可将第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件在相反的方向上缠绕在轴向延伸结构的周围从而使最大相加转矩传递以及第一螺圈端部与第四螺圈端部之间的角位移成为可能。如果第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件被同轴地布置在整体轴线的周围并且轴向地偏移,并且如果进一步将它们相反方向上缠绕,那么可以提供高性能的紧凑的动力单元。

[0029] 可替代地,可将第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件在相同的方向上缠绕,在这种情况下第二螺圈端部和第四螺圈端部可以是各自的内螺圈端部,同时第一螺圈端部和第三螺圈端部是各自的外螺圈端部,反之亦然。然后,轴向延伸结构可构造成分别与两个同轴布置的弹簧的内螺圈端部和外螺圈端部相互作用。这将允许将动力单元使用于药物传输装置,其中例如第二接口部适合于被第二螺旋弹簧构件所包围。

[0030] 各自的螺圈端部可提供用于与各自的第一和第二接口部或者轴向延伸结构接合的单独机构。可替代地,这些螺圈端部可分别形成为接纳各自的第一和第二接口部或者轴向延伸结构或者被接纳在其中。

[0031] 在具体实施例中,第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件在尺寸和材料性质上是相同的或者至少大体上相同的,因此它们的单独性能是相等的或者至少大体上相等的。

[0032] 动力单元可包括例如弹簧组件,该弹簧组件包括第一螺旋弹簧构件、第二螺旋弹簧构件和轴向延伸结构。该轴向延伸结构可包括第一轴部和第二轴部,第一螺旋弹簧构件缠绕在第一轴部的周围并且第二螺圈端部附接到第一轴部,第二螺旋弹簧构件缠绕在第二轴部的周围并且第三螺圈端部附接到第二轴部。第一轴部和第二轴部可以是同轴布置的,它们可相对于彼此轴向地固定,例如以单个元件或者被径向延伸结构(诸如圆盘)隔开的两个元件的形式而提供。可替代地,轴向延伸结构可包括轴部和圆筒部,第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件中的一个附接到并且缠绕在轴部的周围,并且第一螺旋弹簧构件和第二螺旋弹簧构件中的另一个被布置在圆筒部的内部并且附接到圆筒部。轴向延伸结构可适合于旋转地安装在药物传输装置中,并且可包括用于接纳例如一部分的药物传输装置的轴向延伸的中心通道。

[0033] 轴向延伸结构可以是扭转柔性的。具体地,轴向延伸结构可包括第一锚固部(可将第二螺圈端部固定到该第一锚固部);和第二锚固部(可将第三螺圈端部固定到该第二锚固部),并且第一锚固部和第二锚固部可朝向相对旋转而偏置。例如,轴向延伸结构可包括作用于第一锚固部与第二锚固部之间的转矩产生结构,诸如螺旋弹簧构件。由此,轴向延伸结构自身能够导致第一螺圈端部与第四螺圈端部之间的总相对角位移,从而能够提供甚至具有更高性能的动力单元。

[0034] 实际上,轴向延伸结构可由多个锚固部和串联地布置在第一锚固部与第二锚固部之间的附带的多个转矩产生结构来实现,从而提供对第一锚固部与第二锚固部之间的总相对角位移的单独的贡献。因此,动力单元可以用于大容积药物储器的排空并且不采用药物传输装置的吸引力的细长构造的折衷方法。

[0035] 可替代地,动力单元可包括整体的弹簧元件,该弹簧元件包括第一螺旋弹簧构件、第二螺旋弹簧构件和轴向延伸结构。在这种情况下,可将单件的材料(诸如薄金属板)成形为具有一个轴向延伸中心部和从其相反侧中延伸出的两个侧向带。该中心部自身可以是可

弯曲的并且侧向带可以是可在中心部周围弯曲,从而允许形成同轴的螺圈。由此,可提供非常简单且低成本的动力单元。

[0036] 在本发明的另一方面中,提供一种药物传输装置,该装置包括结合上述方面和实施例的任一方面和实施例所描述的动力单元。

[0037] 例如,可提供一种药物传输装置,该装置包括第一接口部、第二接口部和动力单元,该动力单元可被释放以便在第一接口部与第二接口部之间产生转矩并且传递转矩从而导致在第一接口部与第二接口部之间的相对旋转移动。

[0038] 具体地,可提供一种药物传输装置。该装置包括:第一接口部;可操作地从药物储器中输送出一剂量的药物的排出机构,该排出机构包括第二接口部,该第二接口部能够经历相对于第一接口部的相对旋转从而从药物储器中输送出一剂量的药物;以及适合于释放能量从而导致第一接口部与第二接口部之间的相对旋转的动力单元,该动力单元沿纵向轴线延伸并且包括(a)第一螺旋弹簧构件,该第一螺旋弹簧构件包括第一内螺圈端部和第一外螺圈端部;和(b)第二螺旋弹簧构件,该第二螺旋弹簧构件包括第二内螺圈端部和第二外螺圈端部,其中第一内螺圈端部和第一外螺圈端部中的一个被旋转地固定到第一接口部,并且第二内螺圈端部和第二外螺圈端部中的一个被旋转地固定到第二接口部,并且其中第一内螺圈端部和第一外螺圈端部中的另一个被旋转地锁定到第二内螺圈端部和第二外螺圈端部中的另一个并且与其轴向偏移。

[0039] 药物传输装置还可包括壳体,该壳体是用于容纳至少一部分的动力单元并且在使用期间药物储器可至少平移地固定到该至少一部分的动力单元。第一接口部可以是壳体的一部分,或者它可旋转地固定到壳体,至少当动力单元释放能量时。在任一情况下,来自动力单元中的能量释放将导致第二接口部相对于壳体的旋转。

[0040] 排出机构还包括:驱动器(例如活塞杆),该驱动器可发生位移以减小药物储器的容积;以及用于将第二接口部的旋转输出传递至驱动器的传递机构。该传递机构可包括:旋转地且平移地锁定到第二接口部的套管构件;被旋转地安装在壳体中并且构造成在动力单元的释放期间与套管构件接合的导向构件,该导向构件被旋转地锁定到驱动器;和固定地被布置在壳体中并且与驱动器螺纹接合的螺母构件。在动力单元的释放期间,然后使套管构件与导向构件接合并因此第二接口部的旋转被传递至驱动器,该驱动器向远侧行进经过壳体从而向药物储器施加压力。

[0041] 药物传输装置还可包括,可通过施加由使用者控制的激活力而操作该激活按钮从而激活排出机构。激活按钮可以是构造成在待激活位置(其中排出机构处于安设状态)与激活位置(其中排出机构被动力单元激活)之间移动。在从待激活位置移动到激活位置的期间,激活按钮可导致套管构件与导向构件接合,在从激活位置移动到待激活位置的期间,激活按钮可导致套管构件与导向构件分离。

[0042] 激活按钮可朝向待激活位置偏置,例如借助于合适的弹簧;在这种情况下,可通过中止激活力而选择性地暂停剂量的持续排出。

[0043] 轴向延伸结构可构成轴向通道,并且激活按钮可包括指向远侧的销结构,该销结构延伸经过轴向通道由此构成动力单元的针座接口(hub)。激活按钮可平移地固定到第二接口部,例如通过销结构与一部分的套管构件之间的接合。由此,激活按钮的任何平移移动将被传递至第二接口部和套管构件,从而允许将套管构件连接到导向构件和随后将第二接

口部从保持结构中释放以及使第二接口部与保持结构重新接合和随后使套管构件与导向构件脱离。

[0044] 药物传输装置还可包括剂量设定机构,该剂量设定机构是用于通过随后激活排出机构而对输送剂量进行选择性的设定。该剂量设定机构可包括:适合于相对于壳体旋转从而设定剂量的剂量拨盘和用于标示设定剂量的剂量显示器。具体地,剂量显示器可包括:刻度转筒,该可读转筒具有附接到其上的数字(例如压印在其上);和窗口,经过该窗口可看到一部分的刻度转筒。

[0045] 剂量拨盘还可以适合于在设定剂量的排出期间旋转固定到壳体。例如,剂量拨盘可被旋转地锁定到激活按钮,该激活按钮可以适合于在从待激活位置移动到激活位置期间旋转地与壳体联锁并且在从激活位置移动到待激活位置期间旋转地与壳体分离。

[0046] 刻度转筒可与壳体螺纹接合并且构造成在设定剂量的增加期间在一个轴向方向上螺旋地移动上并且在设定剂量的减小期间在相反的轴向方向上移动。刻度转筒还可以旋转地锁定到第二接口部,由此提供剂量设定机构与排出机构之间的直接联接,亦即每当第二接口部使刻度转筒旋转时执行在壳体中的相关的移动,从而根据第二接口部是否与剂量拨盘共同地旋转或者相对于剂量拨盘旋转,而限定剂量设定或者从药物储器中所排出的剂量,。

[0047] 第一接口部可以是剂量拨盘的一部分,优选剂量拨盘的内部,诸如内部构件。这将使动力单元能够在剂量设定期间与剂量拨盘一起非扭曲地旋转并且释放用于最大位移(例如第二外螺圈端部相对于壳体)的能量,由此在剂量输送期间提供向排出机构的最大传递。因此,可将至少一部分的动力单元容纳在剂量拨盘的内部,由此可以确保动力单元结构将不显著地增加很少或者不增加药物传输装置(其中包括动力单元结构)的总轴向尺寸。

[0048] 药物传输装置可以是能够通过胃肠外途径输送药物的任何类型的装置,例如注射装置、输液装置或者吸入装置。具体地,药物传输装置可以是手持注射装置(例如用于血糖调节剂的自我给药),诸如笔式注射器,即具有类似于自来水笔的形状的注射装置。此外,药物传输装置可包括整体的药物储器,或者可以是适合于接纳单独设置的药物储器。

[0049] 根据本发明的药物传输装置可包括两个或更多的串联布置的动力单元,以便增加用于从药物储器中所排出药物的贮存容量。

[0050] 在本说明书中,对某个方面或者某个实施例(例如“一方面”、“第一方面”、“一个实施例”、“一示例性实施例”等)的引述表示在各个方面或实施例中所描述的特定的特征、结构或特性包括在至少本发明的一个方面或实施例中或者是其所固有的,但不必包括在本发明的所有方面或实施例中。然而,应强调的是本发明中所描述的各种特征、结构和/或特性的任意组合包括在本发明中,除非本文中另有明确规定或者在上下文中清楚地指出相反的情况。

[0051] 在正文中任何和所有例子或者示例性用语(例如,诸如等)的使用意图是仅仅用于说明本发明而并非对本发明范围的限制,除非另有要求。此外,本说明书中的用语或用词不应被理解成表示对于本发明的实施必不可少的任何非请求保护的要素。

附图说明

[0052] 下面将参照附图进一步描述本发明,在附图中:

图 1 是根据本发明一实施例的药物传输装置的分解透视图。

[0053] 图 2 是处于使用前状态下的图 1 的药物传输装置的纵向剖视图。

[0054] 图 3 是并入图 1 的药物传输装置中的动力单元的分解透视图。

[0055] 图 4a 是处于螺旋状态的、适合于使用于图 1 的药物传输装置的非螺旋动力单元的俯视图。

[0056] 图 4b 是处于螺旋状态下的图 4a 的动力单元的透视图。

[0057] 图 5 是根据本发明一个替代实施例的、适合于使用于药物传输装置中的动力单元的分解透视图。

[0058] 图 6 是也适合于使用于图 1 的药物传输装置的动力单元的分解透视图。

[0059] 在附图中,类似的结构主要是用类似的附图标记来表示。

具体实施方式

[0060] 当在以下的相对词语中使用诸如“顺时针”和“逆时针”时,这些指代附图而不必指代实际的使用情况。示出的附图是示意图,因此不同结构的构造以及它们的相对尺寸意图是只是用于说明的目的。

[0061] 图 1 示出了用于液体药物输送的笔型注射装置 1,例如用于糖尿病治疗的胰岛素或胰高血糖素样肽-1。注射装置 1 包括限定整体轴线的纵向壳体 2。壳体 2 具有内螺纹 3 以及在其远端沿内圆周分布的多个相互间隔的轴向槽 4。容纳药筒 70 的药筒保持器 60 可移除地或不可移除地附接到壳体 2 的远端部,例如通过胶粘、卡扣配合、卡口式联接等。在其远端端部,药筒保持器 60 提供用于接纳注射针单元(未示出)的针座接口 64。可以经过在药筒保持器 60 中的细长窗口 62 检查药筒 70 的内容物,并且可以通过穿透可重新密封的隔膜 72 而进入药筒 70 的内部。

[0062] 布置在壳体 2 中的带螺纹活塞杆 6 延伸经过活塞杆导向件 8 和螺母 5,并且在其远端构造成与安设在活塞 74 的远端部(参见图 2)上的活塞杆脚 7 对接。活塞杆 6 用花键联接到活塞杆导向件 8,由此活塞杆 6 与活塞杆导向件 8 能够相对轴向移动但不能相对旋转。活塞杆 6 还通过螺纹被接纳在螺母 5 中。螺母 5 平移地以及旋转地被固定在壳体 2 中,而活塞杆导向件 8 平移地被固定在壳体 2 中,但可相对于壳体 2 逆时针旋转。

[0063] 壳体 2 还容纳驱动器 20,该驱动器 20 同时起弹簧夹具和传递元件的作用,正如将从下文中所理解的。驱动器 20 包括轴向套管 21(该轴向套管 21 包围至少一部分的活塞杆 6)和远侧杯形件 22。多个纵向肋条 23 被设置在套管 21 的外表面上,并且多个相互间隔的轴向槽 24 沿杯形件 22 的圆周分布在其远端。在套管 21 的内远端部,设置有多周向地相互间隔的轴向槽 25。槽 25 是用于在驱动器 20 在壳体 2 中的特定轴向位置与设置在活塞杆导向件 8 上的相应脊部 9 相接合,从而提供驱动器 20 与活塞杆导向件 8 相对于壳体 2 的共同旋转。

[0064] 注射装置 1 还包括弹簧组件 10,该弹簧组件 10 是用于当把注射针单元附接到针座接口 64 时输送能量以便从药筒 70 中排出药物。弹簧组件 10 包括转子 11,该转子 11 包括近侧轴 13、远侧轴 14 和分隔板 12、近侧螺旋弹簧 15、附接到近侧轴 13 的内螺圈端部 15b(参见图 3)、和远侧螺旋弹簧 16、附接到远侧轴 14 的内螺圈端部 16b(参见图 3)。从远侧的角度看,近侧弹簧 15 沿逆时针方向缠绕在近侧轴 13 的周围并且远侧弹簧 16 沿顺时针方向

缠绕在远侧轴 14 的周围。此外,两个弹簧 15、16 具有大体上相等的尺寸和弹性模量,因此它们能够提供相加的转矩和类似值的角位移,并且转子 11 起浮动的转矩传递中介质的作用。远侧螺旋弹簧 16 的外螺圈端部 16a (参见图 3)附接到杯形件 22 的内部以便提供外螺圈端部 16a 与驱动器 20 的共同旋转。

[0065] 近侧螺旋弹簧 15 的外螺圈端部 15a (参见图 3)附接到剂量拨盘 40 的内部构件 45,从而将外螺圈端部 15a 旋转固定到剂量拨盘 40。剂量拨盘 40 可由使用者操作从而设定从药筒 70 中输送的期望剂量,并且它具有轴向延伸的表面波纹 41,从而提供在两个方向上的简易拨动。多个轴向延伸的齿 46 周向地布置在内部构件 45 的远端部,用于在剂量设定期间杯形件 22 中的与槽 24 接合。因此,当通过剂量拨盘 40 的转动来设定剂量时,驱动器 20 旋转一定数量的度数并且角位移相同的度数。

[0066] 在壳体 2 内部还有刻度转筒 30,该刻度转筒具有沿螺旋路径被压印在其上面的多个数字 32。各数字 32 代表特定的输送剂量并且与药物排出期间的活塞杆 6 的行进距离相关。刻度转筒 30 还具有与内螺纹 3 协作的外螺纹 31,一些轴向延伸的轨道 33 提供与套管 21 上的肋条 23 的花键联接关系。因此,驱动器 20 的任何旋转被传递至刻度转筒 30,反之亦然。

[0067] 可由使用者操作的注射按钮 50 被布置在壳体 2 的近端部。注射按钮 50 具有:用于接纳手指的近侧推力面 51、和穿过转子 11 的向远侧延伸的销主体 52。向转子 11 的远侧,销主体 52 终止于颈部 53 和矛头 54 处。另外,轴向延伸的脊部 56 适合于接纳在槽 4 中,从而在剂量注射期间当把注射按钮 50 按入壳体 2 中时将注射按钮 50 旋转固定到壳体 2。利用按钮弹簧 55 使注射按钮 50 发生偏置而远离壳体 2。这意味着当不向推力面 51 施加力时,脊部 56 从槽 4 中分离,并且允许注射按钮 50 相对于壳体 2 旋转。注射按钮 50 与剂量拨盘 40 一直旋转地相互锁定。

[0068] 图 2 是注射装置 1 的纵向剖视图,未示出刻度转筒 30 的剖面。注射装置 1 处于使用前状态,其中剂量仍然未被拨动。在此状态下,壳体 2 中的剂量窗口 99 (不可看见)向使用者显示数字“0”。药筒 70 在其近端被隔膜 72 封闭并且在其远端被活塞 74 封闭,从而提供其中容纳药物(未示出)的室 75。

[0069] 剂量拨盘 40 具有内部环形槽 42,该槽 42 与壳体 2 上的周向脊部 98 接合从而将剂量拨盘 40 平移地固定到壳体 2 的。另外,内部构件 45 具有内部环形槽 47,该槽 47 与分隔板 12 结合并由此起在剂量拨盘 40 中的转子 11 的旋转支撑的作用。内部构件 45 还具有顶部 48,按钮弹簧 55 安设在该顶部 48 上。

[0070] 图 2 还示出了延伸经过转子 11 的销主体 52。在套管 21 近端部的内部结构 26 将销主体 52 保持在颈部 53,由此将注射按钮 50 平移地固定到驱动器 20。

[0071] 图 3 是弹簧组件 10 的放大分解视图。图中示出了在远侧轴 14 中的纵向槽 18,其中将内螺圈端部 16b 插入,从而获得转子 11 与内螺圈端部 16b 的共同旋转。在近侧轴 13 中设置有类似的槽(未看见),以便获得转子 11 与内螺圈端部 15b 的共同旋转。

[0072] 图 4a 和图 4b 示出了根据本发明的动力单元的一个替代实施例。在此实施例中,所提供的弹簧单元 110 包括由单件材料所形成的两个螺旋弹簧。正如可以从图 4a 中可见,弹簧单元 110 包括一个轴向脊 111 和在相反方向上从脊 111 延伸出的两个侧向分枝 115、116。侧向分枝 115、116 能够卷绕在轴向脊 111 的周围,如图 4b 中可见,侧向分枝 115、116

包括各自的内螺圈端部 115b、116b 和各自的外螺圈端部 115a、116a, 外螺圈端部 115a、116a 是准备用于与药物传输装置的各自的第一和第二接口部接合, 例如上面关于注射装置 1 所描述的。

[0073] 现在将对注射装置 1 和弹簧组件 10 的操作进行描述。参照图 2, 使用者希望用注射装置 1 执行注射, 最初将合适的注射针单元(未示出)附接到针座接口 64, 由此隔膜 72 将被刺穿并且形成与室 75 的流体连通。然后使用者可以以常规的方式执行空气注射从而使系统准备好并且排除输送线路中的任何气阱(air pocket)。通过使剂量拨盘 40 在注射装置 1 整体轴线的周围沿顺时针方向旋转(从附图的顶部看时)达一定数量的读数直到相应的数字 32 出现在窗口 99 中, 而设定期望的注射剂量。剂量拨盘 40 的转动导致驱动器 20 的旋转(由于齿 46 与槽 24 之间的接合), 并且导致刻度转筒 30 的旋转(由于肋条 23 与轨道 33 之间的接合)。所产生的刻度转筒 30 相对于壳体 2 的旋转将导致螺纹 31 沿内螺纹 3 移动, 从而使刻度转筒 30 在壳体 2 中螺旋地从顶部位置向下位移。在使用者由于一些原因拨出比期望剂量更大剂量的情况下, 可以使剂量拨盘 40 的转动逆转从而相应地调整剂量。在这方面, 剂量拨盘 40 的逆时针旋转将仅导致刻度转筒 30 在壳体 2 中向上返回。

[0074] 在注射装置 1 的此剂量设定状态下, 由于利用按钮弹簧 55 使注射按钮 50 向远侧偏置因而将杯形件 22 牢固地联接到内部构件 45, 矛头 54 随后向内部结构 26 施加指向远侧的力。由此, 将驱动器 20 保持在某个轴向位置(其中驱动器 20 与活塞杆导向件 8 分离), 从而确保移动未被传递至活塞杆 6。

[0075] 因为外螺圈端部 16a 被旋转地固定到杯形件 22 并且外螺圈端部 15a 被旋转地固定到剂量拨盘 40 的内部构件 45, 所以在剂量设定期间整个弹簧组件 10 经历由剂量拨盘 40 和驱动器 20 所控制的不可变形的旋转。在本实施例中, 弹簧组件 10 被完全地预张紧, 即近侧螺旋弹簧 15 和远侧螺旋弹簧 16 能够共同地将角位移和转矩传递至注射机构, 这足以在一次或多次注射中排空药筒 70。

[0076] 为了注射设定剂量, 使用者将注射按钮 50 按入壳体 2 中以抵消按钮弹簧 55 的偏置力。这最初导致脊部 56 滑动至与槽 4 接合, 由此旋转地将注射按钮 50 锁定到壳体 2。因为剂量拨盘 40 被旋转地锁定到注射按钮 50, 所以注射按钮 50 的按下也最初地导致剂量拨盘 40 被旋转地锁定到壳体 2。

[0077] 通过销主体 52 与内部结构 26 之间的相互作用, 将注射按钮 50 的任何轴向移动传递至驱动器 20。因此, 注射按钮 50 的按下随后导致槽 25 滑动至与脊部 9 接合, 从而将驱动器 20 旋转地锁定到活塞杆导向件 8, 最后锁定在从齿 46 的接合中滑出的槽 24 中, 从而使杯形件 22 从内部构件 45 中脱离并释放弹簧组件 10。

[0078] 因此, 当驱动器 20 不再与剂量拨盘 40 接合时, 预张紧的弹簧组件 10 自由地将能量传递至注射机构。在注射装置 1 的此剂量注射状态下, 因为当按下注射按钮 50 时剂量拨盘 40 被平移地和旋转地锁定到壳体 2, 所以外螺圈端部 15a 不能相对于壳体 2 移动。因此, 在能量释放期间近侧螺旋弹簧 15 的部分展开卷导致内螺圈端部 15b 使近侧轴 13 旋转由此也使分隔板 12 和远侧轴 14 旋转。特别是, 在剂量设定期间当增加剂量时, 这个旋转是沿逆时针方向, 即与剂量拨盘 40 的旋转相反的方向。因为远侧螺旋弹簧 16 的内螺圈端部 16b 被旋转地固定到远侧轴 14, 所以它经历角位移 θ_1 , 该角位移 θ_1 相当于在近侧螺旋弹簧 15 的部分展开卷期间转子 11 的角位移。然而, 远侧螺旋弹簧 16 自身也部分地展开卷并且由

外螺圈端部 16a 相对于远侧轴 14 的角位移 θ_2 助于外螺圈端部 16a 发生总角位移。外螺圈端部 16a 以及因此杯形件 22, 因此经历 $\theta_1 + \theta_2$ 的相对于壳体 2 的总角位移。

[0079] 驱动器 20 的逆时针旋转引起两个同时的事件。由于槽 25 与脊部 9 之间所确立的接合, 因而迫使活塞杆导向件 8 与套管 21 共同旋转, 并且由于活塞杆导向件 8 与活塞杆 6 之间的花键联接关系, 因而迫使活塞杆 6 也共同旋转。现在, 活塞 6 与螺母 5 之间的螺纹接合导致活塞杆相对于壳体 2 轴向地行进并且将活塞 74 在药筒 70 中向远侧推进, 由此经过针(未示出)输送药物。此外, 肋条 23 与轨道 33 之间的接合导致刻度转筒 30 发生逆时针旋转, 这导致螺纹 31 沿内螺纹 3 向后移动, 从而使刻度转筒 30 在壳体 2 中朝向顶部位置螺旋地向上位移。

[0080] 从药筒 70 中的药物排出继续进行直到刻度转筒 30 到达顶部位置, 其中在窗口 99 中显示“0”。在顶部位置, 刻度转筒 30 可以不再沿逆时针方向旋转, 因而使杯形件 22 停止并且防止弹簧组件 10 释放更多的能量。当使用者随后将手指从推力面 51 移开时, 按钮弹簧 55 松弛并且提高注射按钮 50 使其返回至其使用前位置。这导致矛头 54 提高杯形件 22 使其返回至与内部构件 45 接合, 由此使活塞杆导向件 8 从驱动器 20 中脱离并且锁定弹簧组件 10。注射装置 1 现在准备新剂量设定步骤。

[0081] 偏置的注射按钮 50 也提供可选的注射暂停。在注射期间, 在度转筒 30 返回到顶部位置之前使用者将她的 / 他的手指从推力面 51 上移开的情况下, 按钮弹簧 55 将立即提高杯形件 22, 由此槽 24 将与齿 46 接合并且锁定弹簧组件 10 防止其进一步旋转。然后, 刻度转筒 30 将停留在其当前位置并且活塞杆 6 将是静止的直到注射按钮 50 被再次按入壳体 2 中。

[0082] 当使用者从注射装置 1 中排出剂量的药物时, 外螺圈端部 15a、16a 的各自的角偏转逐渐的减小, 从而减少弹簧组件 10 中的势能。然而, 包括注射机构、药筒 70、注射针(未示出)和弹簧组件 10 的本发明系统的尺寸被设计成能够用充分的力来将室 75 中的全部可分配量的药物传输至身体中的具体的靶部位。

[0083] 可替代地, 可以将注射装置 1 被设计成包括弹簧单元 110 而不是弹簧组件 10。在这种情况下, 卷绕分枝 115、116 可以位于专用的各自远端和远侧弹簧壳体(未示出), 可以用花键将该弹簧壳体联接到剂量拨盘 40。在按下注射按钮 50 的期间, 远侧弹簧壳体将会与剂量拨盘 40 分离并且以类似于上述的方式将转矩从部分展开卷的分枝 115、116 传递至注射机构。

[0084] 图 5 是具有三个串联布置的螺旋弹簧的替代弹簧组件 210 的分解视图。弹簧组件 210 包括近侧螺旋弹簧 215 和可操作地经由近侧转子 211 而联接的远侧螺旋弹簧 216、远侧转子 281、及中心螺旋弹簧 285。近侧转子 211 包括空心的轴部 213 和圆筒部 214。类似地, 远侧转子 281 包括空心的轴部 283 和圆筒部 284。

[0085] 近侧螺旋弹簧 215 具有: 外螺圈端部 215a, 该外螺圈端部 215a 适合于旋转固定到至少在药物传输期间为静止的药物传输装置的一部分; 以及内螺圈端部 215b, 该内螺圈端部 215b 以类似于将内螺圈端部 15b 固定到远侧轴部 13 的方式旋转地固定到轴部 213。中心螺旋弹簧 285 具有外螺圈端部 285a, 外螺圈端部 285a 插入到在圆筒部 214 中的槽 218 中, 从而获得转子 211 与外螺圈端部 285a 的共同旋转; 和内螺圈端部 285b, 该内螺圈端部 285b 插入到在轴部 283 中的槽 289 中, 从而获得转子 281 与内螺圈端部 285b 的共同旋转。

因此,中心螺旋弹簧 285 位于圆筒部 214 的内部并且卷绕在轴部 283 的周围。远侧螺旋弹簧 216 具有:外螺圈端部 216a,该外螺圈端部 216a 插入到在圆筒部 284 中的槽 288,从而获得转子 281 与外螺圈端部 216a 的共同旋转;和内螺圈端部 216b,内螺圈端部 216b 适合于被旋转固定到药物传输装置的一部分,该部分当相对于固定部旋转时导致例如剂量药物的排出。

[0086] 弹簧组件 210 可以例如使用于注射装置 1 而不是弹簧组件 10,假设驱动器 20 被设计成与内螺圈端部 216b 旋转地接合。如果,例如各自的螺旋弹簧 215、216、285 的结构特征与各自的螺旋弹簧 15、16 的结构特征是相同的,那么由于额外的中心螺旋弹簧 285 的存在因而弹簧组件 210 将会具有比弹簧组件 10 更高的性能,并且因此弹簧组件 210 将会能够为注射机构提供更大的总角位移。

[0087] 实际上,由近侧转子 211、近侧螺旋弹簧 215、和中心螺旋弹簧 285 所组成的组合件其自身构成弹簧组件 10 的替代动力单元,其中显著地两个螺旋弹簧具有相同的卷绕方向。

[0088] 图 6 是包括四个串联布置的螺旋弹簧的另一个替代弹簧组件 310 的分解视图。弹簧组件 310 包括:由近侧螺旋弹簧 315、近侧转子 311 和第一中心螺旋弹簧 385 所组成的近侧弹簧组件;由远侧螺旋弹簧 316、远侧转子 381 和第二中心螺旋弹簧 386 所组成的远侧弹簧组件;和可操作地将近侧弹簧组件与远侧弹簧组件联接的中心转子 1381。近侧转子 311 包括被横向分隔板 312 所隔开的空心近侧轴 313 和空心远侧轴 314。类似地,远侧转子 381 包括被横向分隔板 382 所隔开的空心近侧轴 383 和空心远侧轴 384。中心转子 1381 包括不能相对旋转的近侧圆筒部 1383 和远侧圆筒部 1384。另外,近侧转子 311 和远侧转子 381 两者都是扭转刚性的结构。

[0089] 远侧螺旋弹簧 315 具有:外螺圈端部 315a,该外螺圈端部 315a 适合于附接到在药物传输期间为静止的药物传输装置的一部分;和内螺圈端部 315b,该内螺圈端部 315b 被旋转地固定到近侧轴 313。第一中心螺旋弹簧 385 具有:内螺圈端部 385b,该内螺圈端部 385b 插入在远侧轴 314 中的槽 318 中,保护内螺圈端部 385b 与近侧转子 311 的共同旋转;和外螺圈端部 385a,该外螺圈端部 385a 插入在远端圆筒部 1383 中的槽 1389 中,从而保护外螺圈端部 385a 与中心转子 1381 的共同旋转。第二中心螺旋弹簧 386 具有外螺圈端部 386a,该外螺圈端部 386a 插入在远端圆筒部 1384 中的槽 1388 中,从而保护外螺圈端部 386a 与中心转子 1381 的共同旋转;和内螺圈端部 386b,该内螺圈端部 386b 被旋转地固定到近侧轴 383。最后,远侧螺旋弹簧 316 具有内螺圈端部 316b,该内螺圈端部 316b 插入在远侧轴 384 中的槽 388 中,从而保护内螺圈端部 316b 与远侧转子 381 的共同旋转;和外螺圈端部 316a,外螺圈端部 316a 该适合于旋转固定到药物传输装置的一部分,当相对于固定部旋转时该部分导致例如剂量药物的排出。

[0090] 远侧螺旋弹簧 315 和第一中心螺旋弹簧 385 在相反的方向上缠绕在近侧转子 311 的周围。类似地,第二中心螺旋弹簧 386 和远侧螺旋弹簧 316 在相反的方向上缠绕在远侧转子 381 周围。此外,第一中心螺旋弹簧 385 和第二中心螺旋弹簧 386 具有相反的卷绕方向。因此,预张紧的弹簧组件 310 将被释放时提供外螺圈端部 316a 相对于外螺圈端部 315a 的总角位移,该总角位移等于各单独螺旋弹簧的螺圈端部之间的相对角位移的总和。

[0091] 正如可以从图中所看到的,原则上讲弹簧组件 310 包括利用圆筒 1381 而串联布置的图 3 中所示类型的两个分组件,因此弹簧组件 310 可以直接地替换图 1 中所示类型注射

装置中的弹簧组件 10 从而提供大容积药物储器的排空。

[0092] 应注意的是,本文中公开的所有弹簧组件能够根据需要加以延伸以满足其中使用该弹簧组件的药物传输装置的具体要求。弹簧组件 10 例如可以在图 6 中所描述的方式而延伸,弹簧组件 210 例如可通过添加另一个类似的转子从而将在其圆筒部中的另一个螺旋弹簧带到内螺圈端部 216 等而延伸,并且弹簧组件 310 例如可通过添加另一个类似的圆筒从而将另一个类似的分组件带到外螺圈端部 316a 等而延伸。

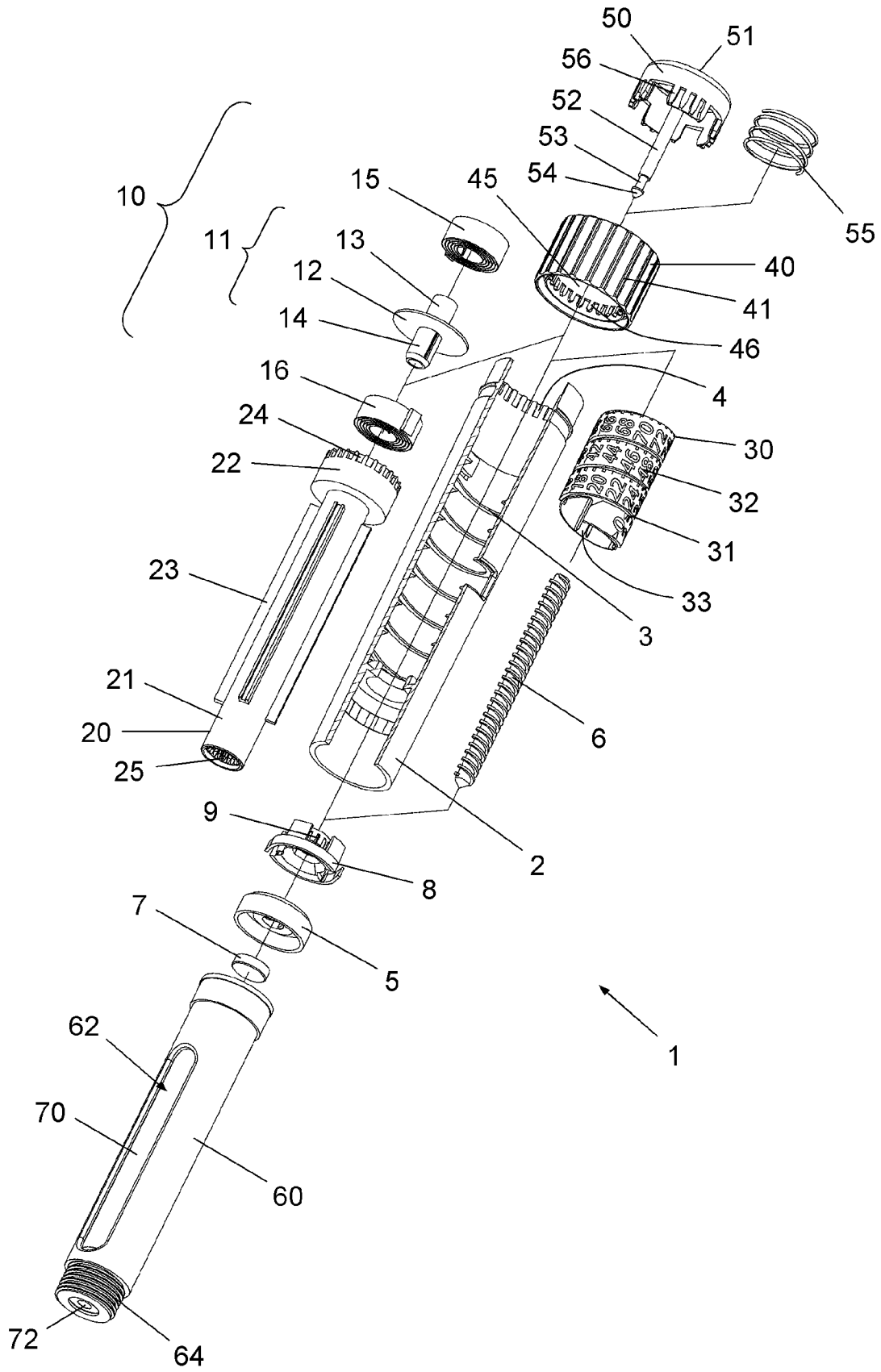


图 1

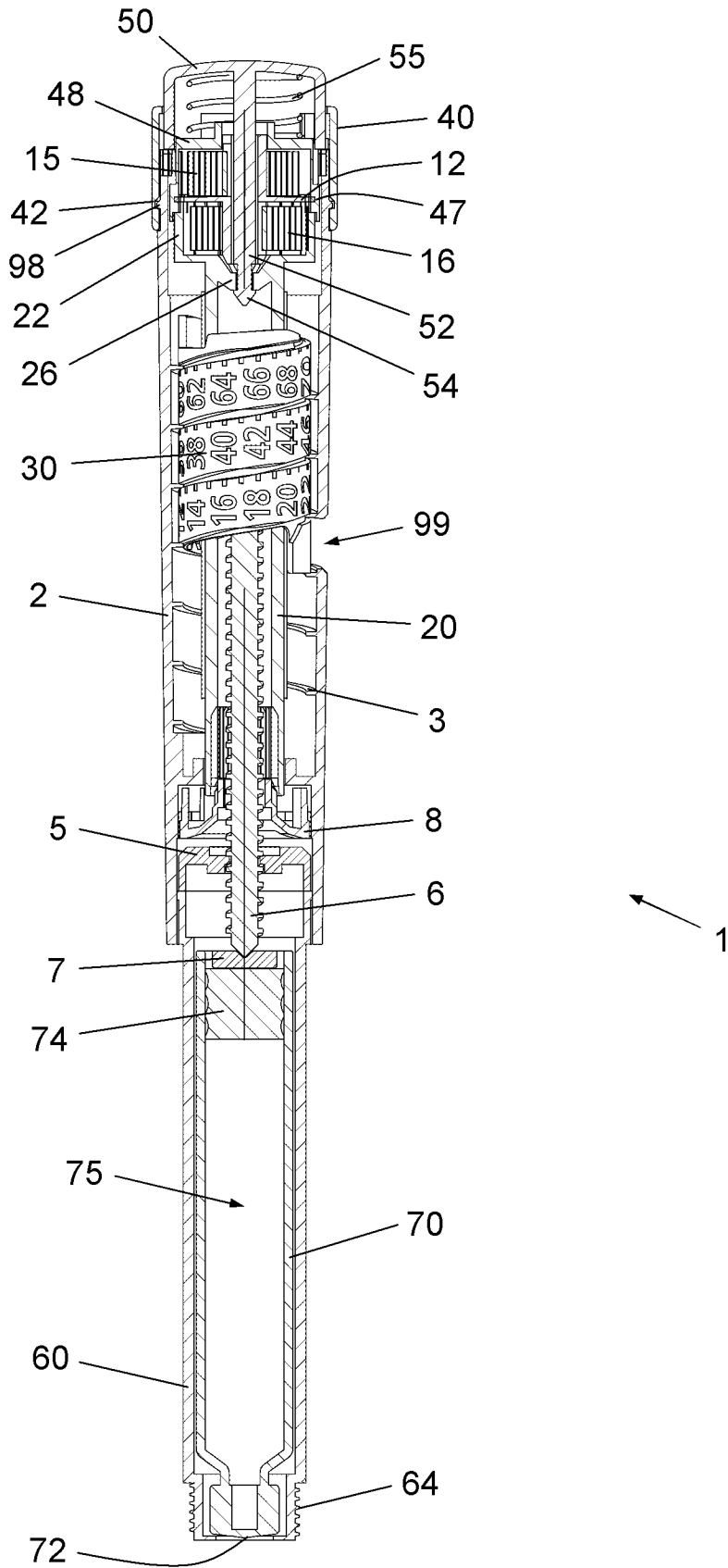


图 2

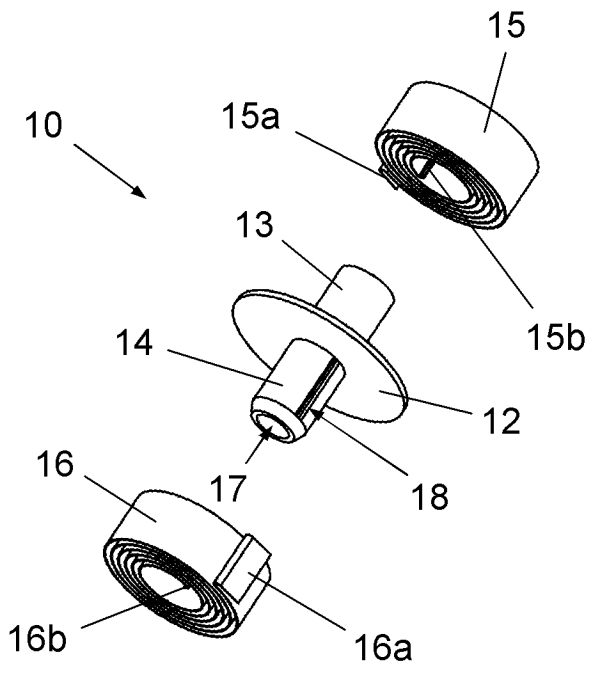


图 3

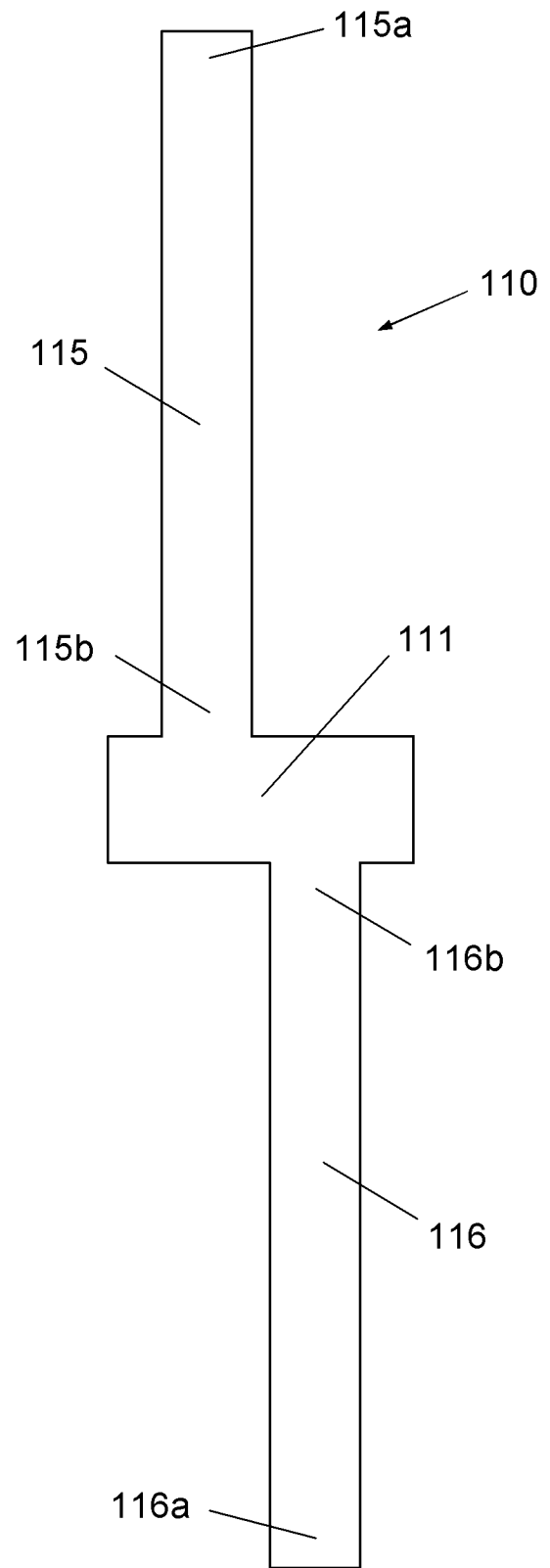


图 4a

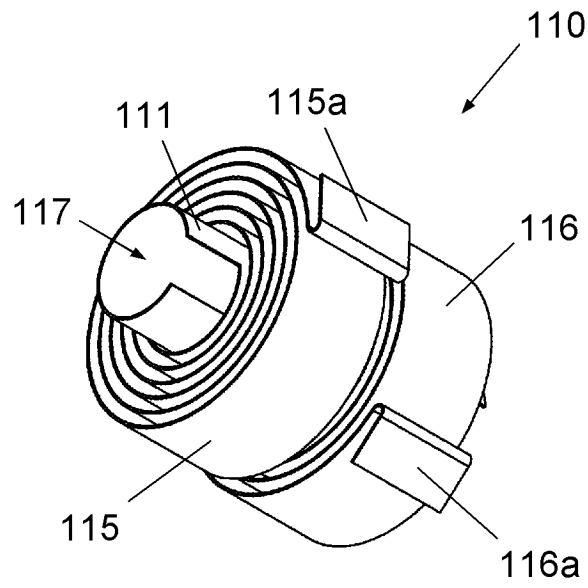


图 4b

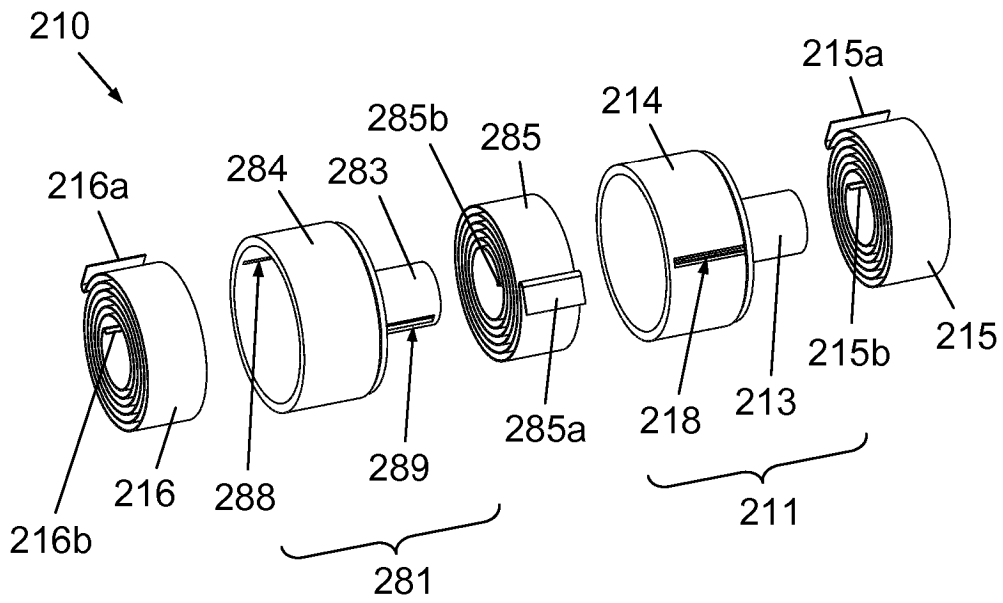


图 5

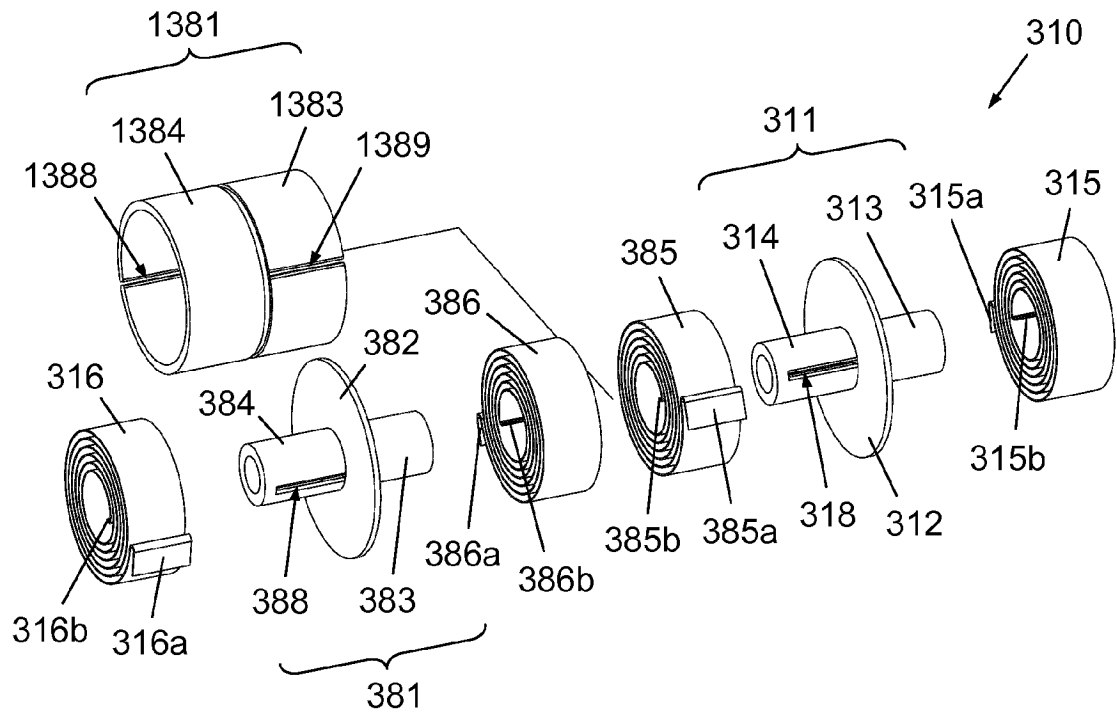


图 6