



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102238974 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 03

(21) 申请号 200980148715. 9

(22) 申请日 2009. 12. 01

(30) 优先权数据

08021046. 1 2008. 12. 04 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 06. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/066094 2009. 12. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/063687 EN 2010. 06. 10

(73) 专利权人 赛诺菲 - 安万特德国有限公司

地址 德国法兰克福

(72) 发明人 迈克尔·沙巴赫 阿克塞尔·罗思

格哈德·汉布雷克特

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 封新琴

(51) Int. Cl.

A61M 5/315(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0258988 A1, 2006. 11. 16, 说明书第
47-95 段, 图 1-32.

EP 0496141 A1, 1992. 07. 29, 说明书第 3 栏
第 25 行-8 栏第 35 行, 图 1-9.

DE 331326 , 1921. 01. 05, 全文.

GB 789027 , 1958. 01. 15, 全文.

CN 1547492 A, 2004. 11. 17, 全文.

US 4498904 , 1985. 02. 12, 全文.

CN 1086145 A, 1994. 05. 04, 全文.

审查员 黄运东

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

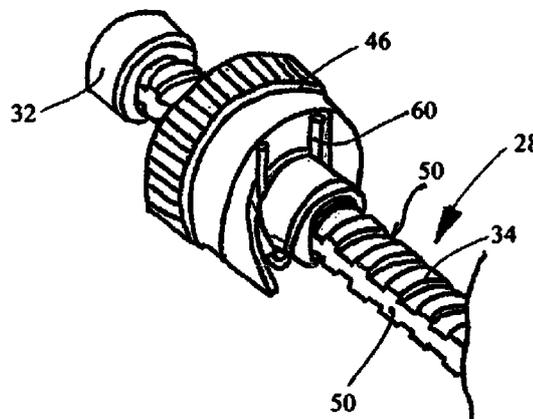
(54) 发明名称

具有保持装置以防止活塞杆的不期望运动的
注射装置

(57) 摘要

本发明涉及一种注射装置,其包括被设置成
在其近端壳体部分容纳带有注射流体的容器并在
其远端壳体部分容纳剂量设定及注射机构的壳体,
其中所述机构包括用于将注射流体从容器中
分配的相对于所述壳体轴向可动的活塞杆 (28)
和包含螺纹元件的剂量设定装置,其中所述活塞
杆 (28) 具有外侧螺纹 (34) 并被设置成对抗相对
于所述壳体的扭矩,而所述螺纹元件包括与所述
活塞杆 (28) 的外侧螺纹 (34) 啮合的内侧螺纹且
被设计成使得其相对于壳体的轴向位置可变,且
在设定注射剂量时相对于所述活塞杆 (28) 和所
述壳体可转动,其中所述剂量设定装置被设计成
使得所述螺纹元件在注射所述预先设定注射剂量
时被以对抗相对于所述活塞杆 (28) 和所述壳体
的扭矩的方式固定,以使得所述螺纹元件和所述
活塞杆 (28) 相对于所述壳体可一起轴向移动,其
中所述机构 (26) 还包括保持装置 (60 ;160),所述

保持装置 (60 ;160) 与所述活塞杆 (28) 接触、且
被设计成使得所述活塞杆 (28) 所述装置的使用
中轴向位移基本固定,除了在分配注射剂量时。如
本发明所述,所述保持装置 (60 ;160) 被相对于所
述壳体轴向固定。



1. 一种注射装置 (10), 其包括壳体 (12, 14), 所述壳体 (12, 14) 被设置成在其近端壳体部分 (12) 收纳带有注射流体 (18) 的容器 (16) 并在其远端壳体部分 (14) 收纳剂量设定及注射机构 (26), 其中所述机构包括相对于所述壳体 (12, 14) 轴向可动的活塞杆 (28), 用于将注射流体 (18) 从容器 (16) 中分配, 以及具有螺纹元件 (36) 的剂量设定装置,

其中所述活塞杆 (28) 具有外侧螺纹 (34) 并被设置成对抗相对于所述壳体 (12, 14) 的扭矩, 而所述螺纹元件具有与所述活塞杆 (28) 的外侧螺纹 (34) 啮合的内侧螺纹 (38), 所述螺纹元件被设计成使得其相对于壳体 (12, 14) 的轴向位置可变, 且在设定注射剂量时相对于所述活塞杆 (28) 和壳体 (12, 14) 可转动,

其中所述剂量设定装置 (26) 被设计成使得所述螺纹元件 (36) 在注射预先设定注射剂量时以对抗相对于所述活塞杆 (28) 和所述壳体 (12, 14) 的扭矩的方式被保持, 以使得所述螺纹元件 (36) 和所述活塞杆 (28) 相对于所述壳体 (12, 14) 可一起轴向移动,

其中所述机构 (26) 还包括保持装置 (60), 所述保持装置 (60) 与所述活塞杆 (28) 接触、且被设计成使得所述活塞杆 (28) 在所述注射装置 (10) 的使用时除了分配注射剂量之外轴向位移基本固定不动, 其中所述保持装置 (60) 相对于所述壳体 (12; 14) 被轴向固定, 其特征在于所述活塞杆 (28) 具有外侧螺纹 (34) 上的两个平面纵向外侧表面 (50), 其被互相平行地设置在所述活塞杆 (28) 相对侧面上, 其中所述保持装置 (60) 与所述活塞杆 (28) 的两个平面纵向外侧表面 (50) 接触, 且在所述活塞杆 (28) 上施加压缩力, 且所述保持装置 (60) 形成具有两个钳合部分 (62, 62') 的夹钳, 所述钳合部分分别与所述活塞杆 (28) 相应的平面纵向外侧表面 (50) 接触, 从而与活塞杆 (28) 摩擦啮合; 以及其中所述保持装置由弯的金属线 (60) 制成, 所述钳合部分 (62, 62') 具有朝向所述活塞杆 (28) 凸出的曲率; 以及其中所述保持装置 (60) 的钳合部分 (62, 62') 凸出, 其各自凸出的线的部分在导向元件 (46) 的开口 (66) 内, 其中由于活塞杆 (28) 的平面纵向外侧表面 (50) 与导向元件 (46) 的开口 (66) 的相应的平面表面 (68) 的啮合, 活塞杆 (28) 在分配注射物时被轴向导向且其中活塞杆 (28) 被用抗扭矩的方式保持, 其中导向元件 (46) 与所述壳体 (14) 以可移除的抗扭矩方式啮合, 以及其中所述保持装置 (60) 被设置在所述导向元件 (46) 中。

2. 如权利要求 1 所述的注射装置, 其特征在于所述保持装置 (60) 至少部分地包围所述活塞杆 (28)。

3. 如权利要求 1 所述的注射装置, 其特征在于所述两个钳合部分 (62, 62') 被设计成使得其在所述活塞杆 (28) 施加尽可能高的静摩擦力, 以阻止不希望出现的所述活塞杆 (28) 的轴向移动。

4. 如权利要求 3 所述的注射装置, 其特征在于所述两个钳合部分 (62, 62') 被设计成使得其在分配注射剂量时在所述活塞杆 (28) 上施加尽可能小的动摩擦力, 以不干涉所需的所述活塞杆 (28) 的轴向位移。

5. 如权利要求 1 所述的注射装置, 其特征在于所述保持装置 (60) 为可弹性变形的。

6. 如权利要求 1 所述的注射装置, 其特征在于所述保持装置 (60) 由弹簧钢制成。

7. 如权利要求 1 所述的注射装置, 其特征在于所述保持装置 (60; 160) 具有相对于平面的对称形式, 所述平面包含所述活塞杆 (28) 的纵轴、且与所述活塞杆 (28) 的所述平面纵向外侧表面 (50) 平行。

8. 如权利要求 1 所述的注射装置, 其特征在于所述保持装置 (60) 在所述远端壳体部

分(14)的近端上被设置成靠近连接部分(52),在所述连接部分(52)处将所述近端壳体部分(12)和所述远端壳体部分(14)彼此可拆连接。

9. 如权利要求1所述的注射装置,其特征在于所述剂量设定装置(26)包括用来设定剂量的差分传动器。

10. 如权利要求9所述的注射装置,其特征在于所述差分传动器包括多个螺纹套筒,其中至少一个套筒的螺距和另一个套筒的螺距不相同。

11. 如权利要求1所述的注射装置,其特征在于手动操作所述注射剂量的分配。

具有保持装置以防止活塞杆的不期望运动的注射装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种注射装置,其包括被设置成在其近端壳体部分容纳带有注射流体的容器并在其远端壳体部分容纳剂量设定和注射机构的壳体,其中所述机构包括用于将注射流体从容器中分配的相对于壳体轴向可动的活塞杆和包含螺纹元件的剂量设定装置,所述活塞杆具有外侧螺纹且被设置成对抗所述壳体的扭矩,而所述螺纹元件包括具有与所述活塞杆的外侧螺纹啮合的内侧螺纹,所述剂量设定装置被设计成使得其相对于壳体的轴向位置可变,且在设定注射剂量时相对于活塞杆和壳体可转动,其中所述剂量设定装置被设计成使得所述螺纹元件在注射预先设定的注射剂量时被以对抗相对于活塞杆和壳体的扭矩的方式保持,以使得该螺纹元件和活塞杆相对于壳体可一起移动,其中所述机构还包括与所述活塞杆接触的固定机构,该固定机构被设计成使得活塞杆在除了分配注射剂量之外在使用中轴向位移基本被固定。

背景技术

[0002] 可从文件DE 299 07 881 U1中获知这样的注射装置,该文件公开了一种用于自动在第一步骤注入针头,并在第二步骤中分配注射剂量的注射器装置,通过手动操作预先设定所述注射剂量。在此装置中,在开始分配注射剂量时,主要通过将注射机构朝向装置的近端(患者侧)推动的预应力弹簧(pre-stressed spring)实现注射操作。在第一步骤(针头注入)中,前述弹簧作用在螺纹套筒上,该套筒具有与活塞杆的外侧螺纹接触的内侧螺纹。该活塞杆耦接(coupled by)滑动接合器(slipping clutch)(保持装置),其在带有针头的容器近端具有被固定连接至所述容器的另一套筒。在第一步骤中,弹簧通过螺纹元件、活塞杆、滑动接合器和套筒沿轴向推动容器,以将针头和容器一起移动至止动位置。

[0003] 在到达所述止动位置时,预应力弹簧继续在朝向近端的方向上推动螺纹元件和活塞杆,以脱开包括活塞杆上的棘轮齿和相应的另一套筒上的棘轮臂的滑动接合器。这使得沿轴向移动活塞杆以在容器内按压活塞并分配此前设定的注射剂量成为可能。将该滑动接合器,即棘轮臂设置在和容器接触的所述套筒上,以使得整个滑动接合器相对于注射装置的壳体可轴向移动。

[0004] 此外,从文件EP 1 610 848 B1可获知不具有针头迫出(expelling)功能和保持装置的类似的注射装置。

[0005] 经常可以在患者旋转剂量设定机构的剂量旋钮时观察到从针头处漏出少量待注射药剂。通常,这表现为针尖上的液滴。在继续旋转该剂量旋钮时,该液滴继续变大且在极端情况下,该药剂滴下。这样的现象不是希望出现的且使得患者不安全,尽管所述现象除了环境污染之外与安全并不相关。这样的现象主要是由于制造公差(tolerances)、材料表面性质、不期望出现的注射机构内的内摩擦力和运动而出现的,这些导致了将药剂从药剂筒中分配时不需要的活塞杆的轴向运动。

[0006] 通过对注射机构的精确制造和不同组件的无摩擦构造可避免这样的现象。这样做代价高昂且非常难以实现所述的精确制造,且需要记住的是,这些组件都非常小。

发明内容

[0007] 因此本发明的目的是提供一种可避免不需要的液滴形成的注射装置。

[0008] 通过一种通用注射装置解决了上述问题,其中保持装置被相对于壳体轴向固定。

[0009] 在所述保持装置与活塞杆接触但相对于壳体被轴向固定、且被设计成在所述注射装置使用时除分配其他注射剂量之外基本使得活塞杆的轴向位移固定时,该保持装置不发生注射机构的任何运动,这和文件 DE 299 07 871 A1 中的滑动接合器相反,所述滑动接合器包括相对于壳体可轴向移动的零件。当将保持装置相对于注射装置的壳体固定地设置时,可有效地避免不希望出现的活塞杆的轴向位移,这是由于由机构运动或内摩擦力产生的力可被壳体通过保持装置吸收。因此,没有继续改进精确制造的必要,相对于壳体轴向固定的保持装置提供了用来避免在注射装置的正常使用中液滴形成的节约成本的可能方式。

[0010] 优选地,该保持装置至少部分地包围活塞杆。这样的包围允许将轴向作用在活塞杆上的力良好地传输至壳体,以保持活塞杆不移动。

[0011] 优选地,活塞杆包括两个在外侧螺纹中的平面纵向外侧表面切口,其被彼此平行地设置在活塞杆的相对侧面上,其中保持装置便利地与活塞杆的两侧平行外表面接触,且在活塞杆上施加压缩力。考虑到这一点,优选地保持装置成为具有两个钳合部分的夹钳(clamp),其中每个钳合部分与活塞杆相应的平面外侧表面接触。此外,建议将钳合部分设计成使得其在活塞杆上施加尽可能高的静摩擦力,以阻止不希望出现的活塞杆的轴向位移。此外,优选地将两个钳合部分设计成使得其在活塞杆上施加尽可能低的动摩擦力,以不干扰或仅轻微干扰分配注射剂量时必需的活塞杆的轴向位移。

[0012] 优选地通过活塞杆上平行且相对的外侧表面上的钳合部分来实现的保持装置的作用产生的优点是被施加的压缩力仅作用在该活塞杆上。该保持装置不单侧地作用在活塞杆上,那样的话将通过注射机构的零件尤其是沿径向支撑压缩力。事实上,该由两个钳合部分的每个作用在活塞杆上的相对侧面上的压缩力彼此抵消,从而不产生需要被注射机构支撑的额外的力。所述两个钳合部分自动地将固定机构相对于活塞杆居中对齐。包括两个钳合部分的保持装置形成了与活塞杆的无摩擦接合,其中静摩擦力需尽可能高以将由于注射机构内的运动产生的力可靠地传输至壳体。此外,在通过按压注射装置的远端手工分配注射剂量时,摩擦接合连接允许注射剂量的容易分配,即活塞杆相对于保持装置的平滑的轴向位移。

[0013] 如一个实施方案所述,保持装置(优选仅钳合部分)是可变形的,优选地为可弹性变形和/或可挠的(deflectable),其中进一步建议钳合部分在保持状态(holding state)和滑动状态之间可变形,其中钳合部分与活塞杆的平面外侧表面之间的接触面在保持状态为最大。这样设置产生的优点是本身就较动摩擦力高的静摩擦力可相对保持装置的动摩擦力继续升高,这是因为保持状态的最大接触面产生了最大的可能的静摩擦力。当钳合部分在活塞杆的轴向移动中弹性变形时,钳合部分的被相对于活塞杆的外侧表面轻微倾斜,以获得与活塞杆的较小的接触面积。这允许了活塞杆的容易的轴向位移,这是因为这相对于在活塞杆的所述轴向运动中保持最大的接触面积的情况而言降低了动摩擦力。

[0014] 优选地保持装置由塑料制成,所述塑料优选地为聚乙烯,聚丙烯,聚酰胺,聚四氟乙烯,聚甲醛,聚氨酯中的一种或若干种的共混物。

[0015] 该保持装置优选地为盘状物,其上具有包括限定了钳合部分的内侧轮廓线的开口。这样的盘状物最优选地由塑料制成,且可按照使用诸如模铸零件或类似方式的简单方式制造。

[0016] 在可替换实施方案中,该保持装置由金属(优选地为弹簧钢)制成,其中优选地通过弯的金属线(bent wire)制成保持装置。在其中保持装置的形状为弯的金属线时,该钳合部分可具有朝向活塞杆的方向凸出的曲率(curvature)。

[0017] 在这两个可替换实施方案中,即呈盘状或弯的金属线的保持装置中,钳合部分以如下方式形成,从而使得其引发所需的摩擦力,并由此避免不希望出现的活塞杆的轴向运动。

[0018] 该保持装置优选地具有相对于平面的对称形状,所述平面包含活塞杆的纵轴且与活塞杆的平面外侧表面(planar outer surfaces)平行。

[0019] 此外,可将保持装置在远端壳体部分的近端上设置将近端壳体部分和远端壳体部分彼此可拆连接(removable attach)的连接部分的附近,所述可拆连接优选地通过互相旋拧实现。远端壳体部分的近端在不需要对注射机构的其余部分进行较大的改造的前提下为设置额外的组件(保持装置)提供了空间。

[0020] 优选地,该注射装置还包括被以抗扭矩的方式连接至活塞杆的导向元件(guiding element),其与壳体以可移除的抗扭矩方式啮合,且在分配注射剂量时引导活塞的轴向位移,其中将保持装置设置在导向部件中或导向部件和壳体之间。

[0021] 当将保持装置设置在导向部件和壳体之间时,优选地将其设置在远端的导向元件附近。

[0022] 该导向元件也具有回复元件(return element)的功能,以在注射流体容器被排空而需要更换时通过相对壳体旋转回复元件而将活塞杆向远端方向旋拧。此时,将近端壳体部分和远端壳体部分互相移开。在将空容器更换成新容器之后,将两个壳体部分安装到一起。通过重新建立导向元件和壳体之间的抗扭矩啮合可开始新的一系列注射。可随后通过相对壳体转动导向元件而将处在近端位置的活塞杆旋拧回其远端初始位置,此时将回复元件脱离与壳体的抗扭矩啮合。随后,可按压新插入的满的容器的活塞。

[0023] 该注射装置的剂量设定装置优选地包括用来设定剂量的差分传动器(differential transmission),其中该差分传动器包括多个螺纹套筒,其中至少一个套筒的螺距和另一个套筒的螺距不相同。该设置示例如允许由患者直接操作的剂量设定部件具有非常大的螺距,这产生了可被患者认知的非常大的轴向位移,且允许了对实际设定剂量的方便的显示,所述剂量设定部件还包含具有较小的螺距的套筒,其将该旋转轴向位移传输至活塞杆上的螺纹元件,通过这样可设定相应的小剂量,该剂量需要螺纹元件的较小的轴向位移。

[0024] 最后,优选地,在剂量设定部件的螺距的辅助下,尽可能地手动操作该注射剂量分配。

附图说明

[0025] 示例性地对本发明进行了描述,且以下的附图在任何情况下都不对其构成限制。

[0026] 图1为文件EP 1 610 848 B1中已知注射装置的纵向截面图,其示出了该装置的

基本功能。

[0027] 图 2 示出了在导向部件中的如第一实施方案所述的保持装置的设置的示意性透视局部视图 (schematic perspective partial view)。

[0028] 图 3a 和 3b 示出了将保持装置插入之前 (图 3a) 和在将保持装置插入之后 (图 3b) 的如第一实施方案所述的导向部件和保持装置

[0029] 图 4 示出了如第二实施方案所述的保持装置,即呈活塞杆上的盘状物形式。

[0030] 图 5 示出了该保持盘状物的示意性正视图。

[0031] 图 6 示出了沿图 4 中线 VI-VI 的在活塞杆的轴向位移中保持装置可能出现的弹性变形的示意性横截面图

[0032] 图 7 示出了如第一实施方案和第二实施方案所述的保持装置的不同可替代方案的示意性横截面图。

具体实施方式

[0033] 图 1 为包括近端壳体部分 12 和远端壳体部分 14 的注射装置 10 的纵向截面图。在近端壳体部分 12 内,将填充有注射流体 18 的容器 16 收纳在其中。在壳体部分 12 的近端 P 上,将整合有针头 22 的盖 20 通过螺纹 24 旋拧在其上,以将针头 22 (未示出) 的远端插入容器 16 中,从而为注射流体 18 提供出口。

[0034] 远端壳体部分 14 包括剂量设定和注射机构 26,文件 EP 1 610 848 B1 中详尽地描述了该机构。该注射机构 26 包括活塞杆 28,其相对于壳体 12,14 可轴向移动,以通过活塞 30 将注射流体 18 从容器 16 中分配,所述活塞接触活塞杆 28 的近端 32。该活塞杆 28 具有外侧螺纹 34,且被设置为对抗相对于壳体 12,14 的扭矩,其中对抗扭矩指的是活塞杆 28 在注射装置的装配态中不相对壳体 12,14 发生转动。

[0035] 此外,该剂量设定和注射机构 26 包括具有与活塞杆 28 的外侧螺纹 34 啮合的内螺纹 38 的螺纹元件 36。将该元件 36 设计成使得其在设定注射剂量时相对于壳体 12 的轴向位置可变,且螺纹元件 36 相对于活塞杆 28 以及壳体 12 可旋转。这意味着,在剂量设定中,在活塞杆 28 上使该螺纹元件 36 随着剂量设定部件 40 在朝向远端的方向上 D 轴向转动而发生转动。在预先设定的剂量被分配时,患者需要按压被弹簧 44 在锁定位置预先施加应力的按钮 42,由此,由于与预先被在朝向远端的方向上 D 移动了预设的量以设定待分配的注射剂量的螺纹元件 36 啮合,活塞杆发生轴向移动

[0036] 需要注意的是剂量设定和注射机构 26 还包括具有不同或相同螺距的内螺纹和外侧螺纹的额外的套筒,以使得剂量旋钮 40 的旋转操作将该旋转的轴向运动差分传动至螺纹元件 36。关于所述已知剂量设定和注射机构的更多细节可参见文件 EP 1 610 848 B1。

[0037] 通过具有中央开口 48 的导向元件 46 以机械协作的形式将所述活塞杆 28 以抗扭矩的方式保持,特别是与该活塞杆 28 的外侧螺纹 34 上的至少两个相对设置的平面外侧表面切口 50 啮合。在优选实施方案中,该导向元件 46 也用作在将耗尽的药剂筒 16 从壳体 12 中移除之后将活塞杆 28 旋拧回至如图 1 所示的其远端初始位置的回复元件。为了达到这一目的,将该导向及回复元件 46 从壳体部分 14 中抽出,以通过相对于壳体部分 14 旋转元件 46 而相对于注射机构 26 的其余部分旋转活塞杆 28。

[0038] 在下文中,结合图 2 至 7 对保持装置的两个实施方案进行说明。这些保持装置被

设置靠近连接部分 52, 将近端壳体部分 12 和远端壳体部分 14 在所述连接部分相互可拆连接在一起, 这优选地通过互相旋拧实现。

[0039] 图 2 示出了具有外侧螺纹 34 和以抗扭矩方式与引导元件 46 啮合的两个相对平面外侧表面 50 之一的活塞杆 28 的示意性透视局部视图。此外, 活塞杆 28 的近端 32 也是明显的。如第一实施方案所述的保持装置 60 以图 2 示出的方式插入导向元件 46 中。

[0040] 由图 3a 可见, 第一实施方案的保持装置 60 是为大致 U 形的弯的金属线。该弯的金属线优选地由弹簧钢制成, 且两个伸出“U”形之外的分支以如下方式被弯曲, 即通过将相对于活塞杆 28 凸出的部分插入导向元件 46 形成钳合部分 62, 62'。该保持装置或保持钳 60 通过缝 64 插入导向元件 46 且被轴向固定在导向元件 46 内, 但优选地可以发生少许移动以允许其在径向平面内相对于活塞杆 28 的轴的运动。

[0041] 在插入到导向元件 46 时, 保持装置 60 的钳合部分 62、62' 凸出, 此时其各自凸出的线的部分在开口 66 内, 而活塞杆 28 通过由于活塞杆 28 的外侧平面表面 50 与开口 60 的相应的平面表面 68 的机械协作 (特别是结合) 而在该开口 66 中被轴向导向且被用抗扭矩的方式保持。这在图 3b 中被最优地示出, 图 3b 为从如图 3a 中箭头 III 所示的近端观察的正视图。

[0042] 因此, 该保持装置 16 被自动地在活塞杆 28 上中心对齐。

[0043] 如图 4 至 6 中的第二实施方案所述, 该保持装置 160 为盘状物形状, 其中内侧轮廓 170 限定了有活塞杆 28 穿过其中的开口。该保持装置 160 由塑料制成, 且该轮廓也限定了与活塞杆 28 的两个平面表面 50 接触的两个钳合部分 162、162'。

[0044] 所述保持盘状物 160 被优选地设置为在导向元件 160 的远端侧面与导向元件 160 邻接, 如图 1 中附图标记 52 所示。在分配药剂期间, 保持盘状物 160 邻接导向元件 46 或壳体的其他固定部件, 且因此被相对壳体部分 14 轴向固定, 以使得其成为活塞杆 28 的保持装置。

[0045] 图 6 示出了沿图 4 中线 VI-VI 的横截面的简化视图。在图 6 中的右侧横截面图中, 钳合部分 162, 162' 处于保持位置。在此位置, 前 172、172' 各自与活塞杆 28 的相应的平面外侧表面 50 完全接触。当活塞杆 28 被在朝向近端的方向上 M 相对于被轴向固定的钳合盘状物 160 移动以分配预先设定的注射剂量时, 该优选为塑料的钳合部分 162、162' 被略微弯的, 以使其只与前的 172、172' 以小面积接触, 所述小接触面积即为所述前 172、172' 的边沿区域 174、174'。使用这样的配置, 如图 6 右侧所示处在保持位置的静摩擦力很高, 而其中当活塞杆相对于钳合盘状物 162 移动时本来就较小的动摩擦力由于钳合部分 162、162' 的弯的被进一步最小化, 这是由于前 172、172' 与相应的活塞杆 28 的外侧表面 50 的接触面被减小。

[0046] 需要被提及的是在图 6 的示意性视图中, 活塞杆运动中时弹性变形量增大, 所以在活塞杆沿箭头 M 的方向的移动结束后, 钳合部分 162、162' 被朝向如图 6 (右手侧) 所示的保持位置推动, 而不影响活塞杆 28 的位置。相应地, 由于处在休止位置 (右手侧) 钳合部分 162、162' 的回复运动, 活塞杆不向远端方向 (和图 6 中的箭头 M 相反) 退回。弹性存储力将钳合部分 162、162' 朝向所述保持位置推动。

[0047] 图 7 示出了如第一实施方案所述的弯的金属线 60 的横截面和盘状保持装置 160 的钳合部分 162、162' 的横截面的可替换的实施方案的示意和简化视图。如图可见, 左侧

的第一横截面来自具有圆形截面的弯的金属线。可替换的,该横截面可为弓形(circle segment)以增加在金属线与活塞杆 28 的平面表面 50 之间的接触面积。此外,在右侧是此前提出的钳合部分 162 的替换方法,其中该可替换钳合部分 162a 具有通过两个筋条(rib) 176 与活塞 28 的表面 50 接触的前 172a。所述设置在钳合部分 162 的可回复小变形中是有利的,这在如图 6 在左侧示出的活塞杆 28 的运动中发生。

[0048] 呈弹簧钢制弯曲线或塑料盘状物形式的保持装置 60、160 允许将活塞杆 28 通过钳合部分 62 以及 62'、162'、162 与活塞杆 28 的平面表面区域 50 之间的静摩擦力保持。该静摩擦力足够高以阻止活塞杆 28 由于注射机构 26 的内侧摩擦力(图 1)和 / 或注射机构 26 或注射装置 10 的整体移动而发生的运动。该保持装置 60、160 相对于活塞杆 28 的纵轴的对称形式导致了该活塞杆 28 上稳定的钳合。由相对的钳合部分 62、62' 以及 162、162' 施加的力彼此抵消,以使得钳合动作不产生由壳体沿径向支撑的单侧力,以使其中心自动对齐,从而避免出现作用在活塞杆和注射装置的其他零件之间的径向应力。

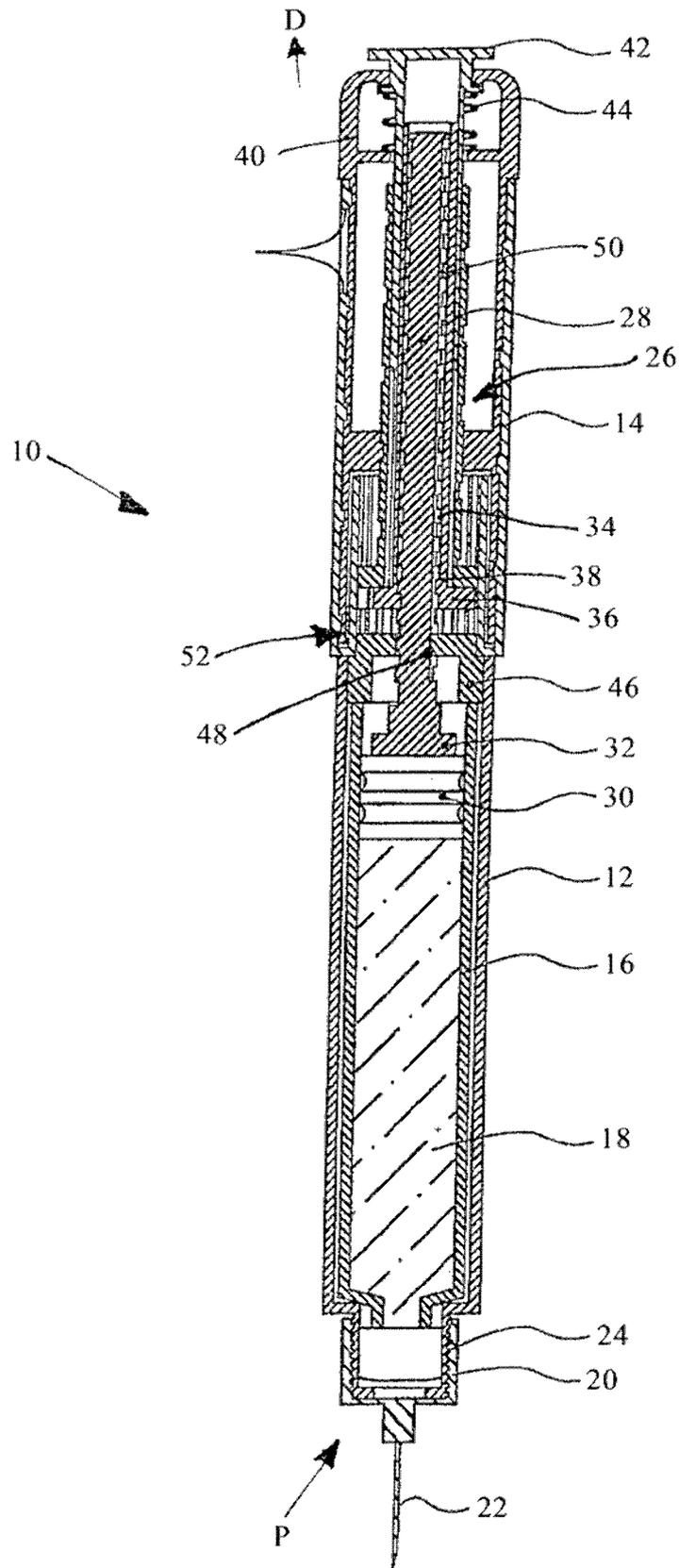


图 1

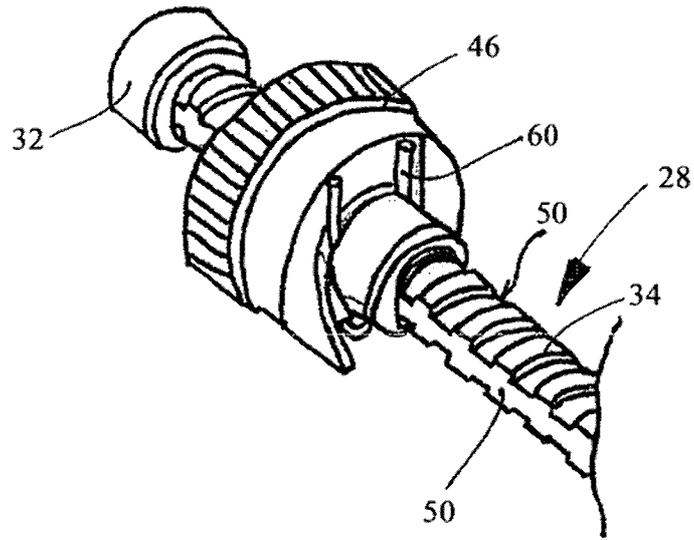


图 2

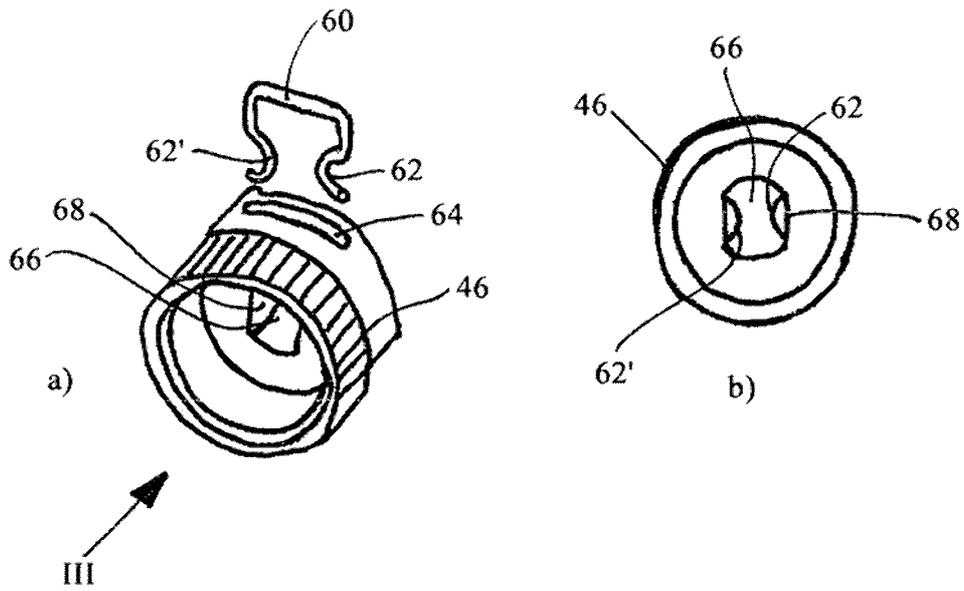


图 3

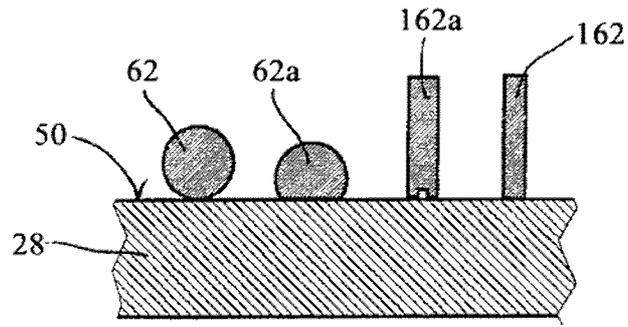


图 7

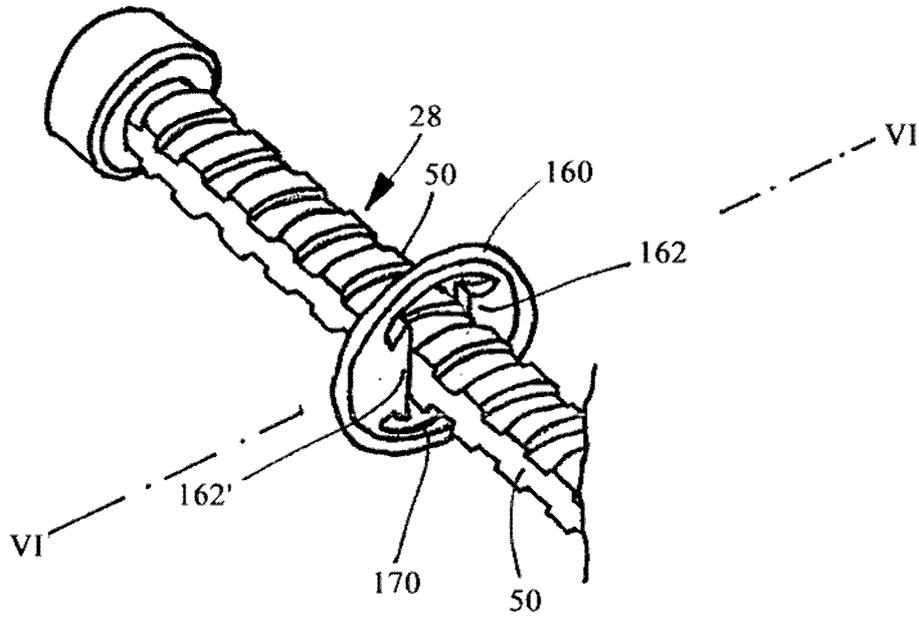


图 4

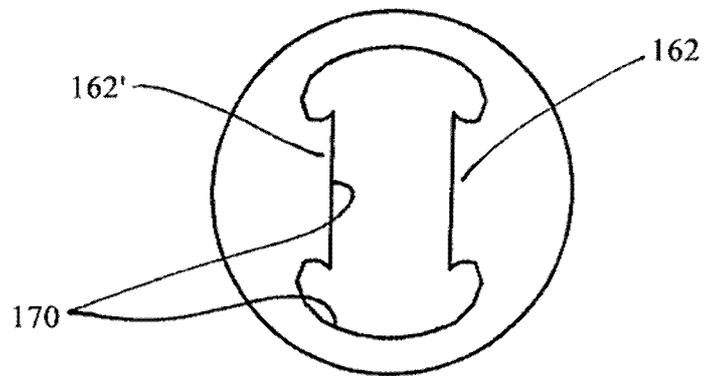


图 5

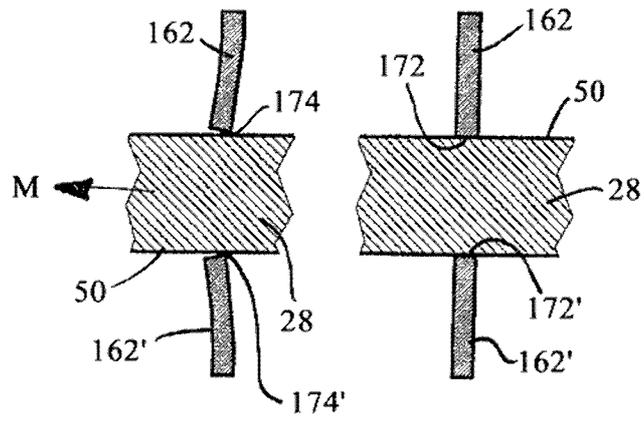


图 6