



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107073199 B

(45)授权公告日 2020.08.18

(21)申请号 201580045106.6

(72)发明人 魏民

(22)申请日 2015.08.28

(74)专利代理机构 天津市三利专利商标代理有限公司 12107

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107073199 A

代理人 李蕊

(43)申请公布日 2017.08.18

(51)Int.Cl.

A61M 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

62/046191 2014.09.05 US

62/155509 2015.05.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.02.24

(56)对比文件

US 5480387 A, 1996.01.02

US 5514097 A, 1996.05.07

US 5391151 A, 1995.02.21

US 2007/0265568 A1, 2007.11.15

CN 102202710 A, 2011.09.28

US 5480387 A, 1996.01.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/047477 2015.08.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/036600 EN 2016.03.10

审查员 陈玲琳

(73)专利权人 魏民

地址 美国印第安那州卡梅尔市双子湖路
2581

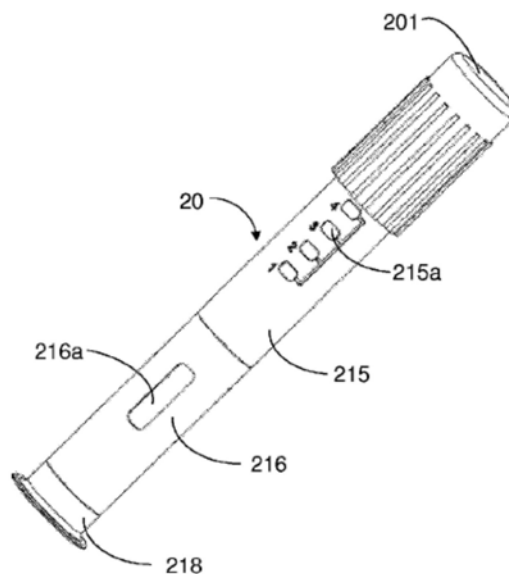
权利要求书1页 说明书10页 附图40页

(54)发明名称

可变剂量的药物自动注射装置

(57)摘要

本发明为给药器械,该器械与具有远端和近端的容器一起使用,容器远端置有注射针,该器械包括:一个可以相对于至少一部分容器移动的推杆;一个可将杆推向容器远端的弹性组件;一个可释放的约束装置,用于可释放地约束杆推,使其在弹性组件的偏压下处于锁定状态;一个用于调节推杆相对容器移动量以输送预先设定的药物剂量的装置;和用于激活可释放的约束装置的装置。用于调节推杆相对容器移动量的装置是双向的。该器械可与不同尺寸或形状的容器一起使用。



1. 一种具有远端和近端的给药器械,该器械与具有远端和近端的容器一起使用,容器是直接用于盛放液体药物的容器,容器远端置有注射针,该器械包括:

一个可以相对于至少一部分所述容器移动的推杆,当所述推杆相对于至少一部分所述容器移动时,所述推杆总体长度保持不变;

一个可将所述推杆推向所述容器远端的弹性组件;

一个可释放的约束装置,用于可释放地约束所述推杆,使其在所述弹性组件的偏压下处于锁定状态,其中,当释放所述可释放的约束装置时,所述推杆在所述弹性组件的弹力作用下向所述容器的所述远端移动;

一个用于调节所述推杆相对所述容器移动量以输送预先设定的药物剂量的剂量调节装置,当通过所述剂量调节装置以轴向制约所述推杆的方式来调节所述推杆相对所述容器移动量时,所述推杆相应旋转;

所述推杆上有与所述剂量调节装置之间形成可释放栓锁结构的特征,用于对抗所述弹性组件产生的偏置力;一个独立于所述剂量调节装置且位于所述给药器械近端的用于激活所述可释放的约束装置的激活装置;

和一个用于防止预先设定的药物剂量被改变的装置,所述用于防止预先设定的药物剂量被改变的装置的功能通过轴向设置的齿状锁合实现。

2. 如权利要求1所述的给药器械,其中所述用于调节所述推杆相对所述容器移动量的装置是双向的。

3. 如权利要求1所述的给药器械,其中所述用于调节所述推杆相对所述容器移动量以输送预先设定的药物剂量的装置对于不同药物是不同的。

4. 如权利要求1所述的给药器械,进一步包括一个用于防止过量给药的装置。

5. 如权利要求1所述的给药器械,进一步包括一个将注射针插入药物注射部位的自动注射针插入装置。

6. 如权利要求1所述的给药器械,进一步包括一个将所述容器移向远端的装置。

7. 如权利要求1所述的给药器械,进一步包括一个用于防止所述的给药器械被偶然激发的装置。

8. 如权利要求1所述的给药器械,进一步包括一个在注射前包覆注射针的针罩。

9. 如权利要求8所述的给药器械,其中所述针罩在注射过程中可被注射针刺穿。

10. 如权利要求1所述的给药器械,进一步包括一个在预先设定的药物剂量被注射后至少部分地包封所述注射针的装置。

可变剂量的药物自动注射装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于输送液体药物的自动药物输送装置。

[0002] 发明背景

[0003] 由于生物药物的普及,非口服药输入装置将有望被广泛使用。药物注射装置,例如自动注射装置,可以减少药品制备/管理和减小针损伤,对患者来说会更方便而且更高的依从性。因此,相较传统手动注射器,更多的患者和医护人员更倾向于自动注射装置。然而,现今的自动注射装置大多为定量注射设计。这限制了不同患者不同治疗护理所需要的可变剂量非口服药药物的注射。尽管有注射装置可以用于注射可变剂量,例如胰岛素笔,这些装置通常不具有自动给注射功能并且/或者不能被用于注射相对大的剂量,例如,单次注射大于0.5毫升。并且,胰岛素笔类注射器的剂量设定通常是单向的。这对患者来说非常不便使用。例如,由欧文芒福德公司生产的胰岛素注射装置“自动笔”的“使用说明”中明确要求了用户不要回调剂量。如果在使用“自动笔”的过程中多调了剂量,推荐的解决方法是将该错误剂量全部排入空气再将刻度调成正确的剂量。同时,美国专利申请US 2010/0010454公布了一种用于输入可变计量的自动注射装置,但该专利申请并没有公开一个在注射装置被激活后防止径向旋转和推杆后缩的机理。因此,美国专利申请US 2010/0010454所公开的装置实施例不能用来实现目标剂量的传输。于是,基于新颖设计理论的注射装置是必要的。

发明摘要

[0004] 本发明的目的是提供一种自动药物输入装置。本发明克服了一个或多个现有技术的缺点。

[0005] 本发明的一个优点在于所述自动药物输入装置实施例可以被用来输入可变的剂量。所述装置实施例允许用户调节注射剂量最大可至药物容器的全部容量。

[0006] 本发明的一个优点在于所述自动药物输入装置实施例具有自动注射功能。该自动注射功能由机械弹簧辅助完成,从而使注射装置实施例在被用来传输大容量,高粘性的药物时仍符合人体工程学。

[0007] 本发明的一个优点在于可以预先设定注射量并且在整个注射过程中预先设定好的注射量不会改变。

[0008] 本发明的一个优点在于,至少在一个实施例中,剂量设置是双向的。通过本发明的实施例,用户可以简单地向任一方向移动剂量设定机关来加大或减小剂量。以这种方式,可以在注射前选定正确的剂量。

[0009] 本发明的一个优点在于,至少在一个实施例中,自动药物输入装置使用预填充药物容器。

[0010] 本发明的一个优点在于,至少在一个实施例中,医护人员或患者可以通过设置最大自动剂量来防止用药过量。

[0011] 本发明的一个优点在于,至少在一个实施例中,注射剂量由药剂师或医护人员预先设置。在此之后患者不能改变设置好的剂量。

[0012] 本发明的优点还在于,至少在一个实施例中,可以为不同的药物和/或不同的患者定制相应的剂量设定机关。由于其操作的简单和功能的独特,本发明的药物输送装置实施例非常适合广泛的患者,包括儿童和永久或临时的行动有困难的人使用。

附图说明

[0013] 附图是示意性的,为了清楚进行了简单化,并且仅示出对本发明的理解必不可少的细节,而其它细节被省略。在全文中,相同的附图标记用于相同或相应的部分。

[0014] 图1呈现的是根据本发明自动药物注射装置组件实施例的组装视图。

[0015] 图2呈现的是根据本发明自动药物输入装置组件实施例在注射前不同剂量设定的剖面图。

[0016] 图3呈现的是根据本发明自动药物输入装置组件实施例在注射后不同剂量设定的剖面图。

[0017] 图4-图6呈现的是根据本发明自动药物输入装置组件实施例内部部件之间连接的细节图。

[0018] 图7呈现的是根据本发明自动药物输入装置组件实施例另一种构造的剖面图。

[0019] 图8呈现的是根据本发明的第一替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0020] 图9呈现的是根据本发明的第一替代自动药物输入装置组件实施例的剖面图。

[0021] 图10呈现的是根据本发明的第一替代自动药物输入装置组件实施例的分解视图。

[0022] 图11呈现的是根据本发明的第一替代自动药物输入装置组件实施例在注射前不同剂量设定的剖面图。

[0023] 图12呈现的是根据本发明的第一替代自动药物输入装置组件实施例在注射后不同剂量设定的剖面图。

[0024] 图13-图20呈现的是根据本发明的第一替代自动药物输入装置组件实施例内部部件之间连接的细节图。

[0025] 图21呈现的是根据本发明的第二替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0026] 图22呈现的是根据本发明的第二替代自动药物输入装置组件实施例在注射前不同剂量设定的剖面图。

[0027] 图23呈现的是根据本发明的第二替代自动药物输入装置组件实施例在注射后不同剂量设定的剖面图。

[0028] 图24-图26呈现的是根据本发明的第二替代自动药物输入装置组件实施例内部部件之间连接的细节图。

[0029] 图27呈现的是根据本发明的第三替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0030] 图28呈现的是根据本发明的第三替代自动药物输入装置组件实施例的分解视图。

[0031] 图29呈现的是根据本发明的第四替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0032] 图30呈现的是根据本发明的第四替代自动药物输入装置组件实施例中一个部件的组装视图。

[0033] 图31呈现的是根据本发明的第四替代自动药物输入装置组件实施例在注射前不同剂量设定的剖面图。

[0034] 图32呈现的是根据本发明的第四替代自动药物输入装置组件实施例在注射后不

同剂量设定的剖面图。

[0035] 图33呈现的是根据本发明的第四替代自动药物输入装置组件实施例中一个部件的组装视图。

[0036] 图34和图34A显示了根据本发明的第四替代自动药物输入装置组件实施例内部部件之间的连接。

[0037] 图35呈现的是根据本发明的第五替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0038] 图36呈现的是根据本发明的第五替代自动药物输入装置组件实施例与一个药物小瓶一起使用时的组装视图。

[0039] 图37-图37C呈现的是根据本发明的第五替代自动药物输入装置组件实施例的使用步骤。

[0040] 图38和图39显示了根据本发明的第五替代自动药物输入装置组件实施例内部部件之间的连接。

[0041] 图40呈现的是根据本发明的第六替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0042] 图41呈现的是根据本发明的第六替代自动药物输入装置组件实施例的剖面图。

[0043] 图42和图43呈现的是根据本发明的第六替代自动药物输入装置组件实施例在注射前和注射后的组装视图。

[0044] 图44呈现的是根据本发明的第七替代自动药物输入装置组件实施例在注射前不同剂量设定的剖面图。

[0045] 图45呈现的是根据本发明的第七替代自动药物输入装置组件实施例在注射后不同剂量设定的剖面图。

[0046] 图46-47呈现的是根据本发明的第七替代自动药物输入装置组件实施例另一个组态的组装视图。

[0047] 图48显示了根据本发明的第七替代自动药物输入装置组件实施例内部部件之间的连接。

[0048] 图49呈现的是根据本发明的第八替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0049] 图50呈现的是根据本发明的第八替代自动药物输入装置组件实施例的剖面图。

[0050] 图51和图52呈现的是根据本发明的第九替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0051] 图53-53B呈现的是根据本发明的第九替代自动药物输入装置组件实施例的使用步骤。

[0052] 图54和图55显示了根据本发明的第九替代自动药物输入装置组件实施例内部部件之间的连接。

[0053] 图56和图57呈现的是根据本发明的第十替代自动药物输入装置组件实施例的组装视图。

[0054] 图58呈现的是根据本发明的第十替代自动药物输入装置组件实施例的剖面图。

[0055] 图59呈现的是根据本发明的第十替代自动药物输入装置组件实施例在注射前与注射后的正视图。

[0056] 图60呈现的是根据本发明的第十替代自动药物输入装置组件实施例另一个组态的组装视图。

[0057] 在所有附图中,对应的部件标有相同的参考符号。

[0058] 附图详细说明

[0059] 经过以下详细描述和非限制性附图举例说明,可以更全面地理解本发明,并且其中:

[0060] 本发明提出的装置和方法可以用于注射任何合适的治疗剂或物质到患者体内,例如药物。最初,为了方便定义,术语“远端”意思是指在装置接近注射部位的端部,而术语“近端”意思是指沿装置主体的纵向轴线所述“远端”相反的一端。词语“上”,“下”,“右”和“左”是依据附图中的方向。词语“向内”和“向外”是指分别指向内和向外的方向。

[0061] 图1-7呈现的是根据本发明自动药物输入装置组件实施例10的结构和功能机制。在本自动药物输入装置组件实施例10中,一个预填充的注射器101,作为药物容器,可以由玻璃或塑料材料制成。一个压盖104被用于激活自动注射。压盖104通过拨筒103上的轨道103a与拨转筒体103接合,并防止装置的偶然激发。剂量设定窗口102a位于计量筒体102上。在使用时,旋转拨转筒体103来设置注射剂量。如图2所示,用户通过设定停止环108的位置来得到不同注射剂量。其间,在注射前,自动药物输入装置组件10与推杆105 显示为锁定状态,通过推杆105上的钩特征105a和拨转筒体103之间形成的可释放栓锁结构来对抗驱动弹簧107的偏置力。预填充注射器101通过其上的法兰特征与计量筒体102组装在一起。预填充注射器101 中的液体药物被活塞106和弹性针罩101a密封。如图3所示,在注射前,去除针套101a使得针头101c暴露出来。在注射过程中,压盖104被推向装置的远端,压盖104上一个朝向远端的锥形驱动结构104a释放推杆105上钩特征105a与拨转筒体103间形成的可释放栓锁结构。推杆105被释放,并由驱动弹簧107推动和停止环108一起被移向自动药物输入装置组件10的远端。活塞106被向下推。于是,液体药物从预填充注射器101中被注射入患者体内。停止环108停在计量筒体102上的着陆特征102a处。预先设定的剂量被相应地传输。

[0062] 图4显示了推杆105和拨转筒体103之间的接合。拨转筒体103上的长方形通道特征103b与推杆105上的平面105b接合。当用户转动拨转筒体103,推杆105也跟着相应地旋转。长方形通道特征103b更为推杆 105上的可释放钩特征105a提供了着陆面。图5显示了推杆105,停止环108和计量筒体102之间的连接。在设定剂量时,用户相对于计量筒体102旋转拨转筒体103。因为推杆105上的螺纹特征105c,当推杆105 转动时,停止环108通过其与推杆105之间的螺纹连接在装置的轴向上移动。停止环108的位置可以用过计量筒体102上的观察窗102a查看。

[0063] 因为停止环108上的槽结构108a和计量筒体102上的轨道结构102c间的互相制约,在设定剂量和注射时,停止环108只能轴向移动,不能沿推杆105径向转动。图6显示了拨转筒体103和计量筒体102之间的连接。在除剂量设定步骤之外的其他操作步骤,拨转筒体103通过其上的103c和计量筒体102上的102d之间的齿状锁合,或其他允许部件被连接或断开的结构,与计量筒体102锁定在一起。这种齿状锁合结构可以防止拨转筒体103自由旋转,并抑制推杆105在注射过程中径向运动和回转。在剂量设定步骤中,用户向相对于计量筒体102的远端推动拨转筒体103。接着,103c和102d之间的锁合结构分开,拨转筒体103 可以相对于计量筒体102被转动。剂量设定后,当没有朝向自动药物输入装置组件实施例10远端的推力时,在活塞106或分离弹簧109的阻力作用下,拨转筒体103被向近端偏压并与计量筒体102重新接合(如图7 所示)。

[0064] 图8-20呈现的是根据本发明组装第一替代自动药物输入装置组件20的结构和功能机制。参考图8-10,在本自动药物输入装置组件20中,作为药物容器的预填充注射器211,可以由玻璃或塑料材料制成。预填充注射器中的液体药物由活塞210和弹性针罩212密封。弹性针罩212和针外壳213被安置在注射器211的远端。在注射前一个针罩拉盖218被用来移除针罩212和针外壳213。一个拨转盖201被用来设置注射剂量。一个压盖202被用来激活自动注射。压盖202和一个拨转筒体203连接。计量筒体215上有一个剂量设定区域215a。下筒体216上有一个观察窗216a。在使用其间,转动拨转盖201来设置注射剂量。设置好剂量后,用户移除拨转盖201,压盖202被暴露出来。参考图11,用户通过设置停止环209沿推杆206上的位置来得到不同注射剂量。其间,在注射前,自动药物输入装置组件20与推杆206显示为锁定状态,通过推杆206上的钩特征206a和拨转筒体203之间形成的可释放栓锁结构来对抗驱动弹簧208的偏置力。在注射前,针罩212和针外壳213被移除,使得针头211a被暴露出来。参考图12,注射期间,压盖202被推向装置20的远端,压盖202上一个朝向远端的锥形驱动结构202a释放由推杆206上钩特征206a和拨转筒体203形成的可释放栓锁结构。推杆206被释放并且驱动弹簧208驱动停止环209和推杆206一起移向装置20的远端。停止环209碰到预填充注射器211上的法兰特征211b。活塞210以及预填充注射器211被向下推动。于是针头211a被插入皮肤,预填充注射器211中的液体药物从装置中被注射入患者身体。图13显示了拨转盖201和拨转筒体203之间的连接。当这两个部件被组装在一起时,拨转盖201上的凸肋结构201a与拨转筒体203上的开口槽特征203a契合。当用户转动拨转盖201,拨转筒体203也相应跟着转动。图14显示了拨转筒体203,推杆206和一个锁匙204之间的衔接。拨转筒体203上的长方形通道特征203b与推杆206上的平面206b接合。通道特征203b还提供了推杆206上可释放钩结构206a的着陆平面。在拨转盖体201被移除之后,锁匙204上的匙特征204a嵌入拨转筒体203上的槽特征203a。在本阶段(也示于图18中),拨转筒体203不能被继续转动。在图13和图17所示阶段,拨转盖201上的凸肋结构201a向下推动锁匙204上的匙特征204a,于是拨转筒体203可以与锁匙204断开连接并沿拨转盖201转动。拨转盖201的另一种替代结构可以不具有凸肋结构201a。在这种情况下,拨转盖体仍具有保护压盖202的功能,然而,用户将不能使用拨转盖体来设置剂量。这将有助于药剂师或医学专家使用具有凸肋结构201a的拨转盖患者预先设定好剂量。接着,药剂师或医学专家用不具有凸肋结构201a的拨转盖替换具有凸肋结构的201a的拨转盖体。于是,患者不能再装置被发放后自行改变剂量设定。此外,拨转盖201上的凸肋结构201a,拨转筒体203上的开口槽特征203a,和锁匙204上的匙特征204a之间的匹配可以为不同的药剂和/或患者定制,就像锁与钥匙之间的匹配。图15显示了锁匙204和计量筒体215之间的接合。锁匙204上的足特征204b接入计量筒体215上的槽特征215b,于是足特征204b可以沿着槽特征215b上下移动。图16显示了推杆206,停止环209和预填充注射器211之间的接合。当设定剂量时,用户转动拨转盖201,于是拨转筒体203也相对于计量筒体215转动。因为推杆206上的螺纹特征206c,当推杆206转动时,停止环209通过其与推杆206之间的螺纹连接沿推杆206上下移动。停止环209的位置可以通过计量筒体215上的观察窗215a查看。由于停止环209上槽特征209a和计量筒体215上轨特征215b(如图17所示)之间的相互限制,在剂量设定和注射过程中,停止环209只能轴向移动,并不能沿推杆206径向转动。

[0065] 参考图17,一个分离弹簧205被用来支撑锁匙204。当拨转盖201与自动药物输入装

置20组装时,锁匙204 被推向装置的远端,分离弹簧205被压迫。图17还显示了一个注射器弹簧214被放置在预填充注射器211 上法兰特征211b和针保护套217之间。在注射其间,注射器弹簧214被推杆206和停止环209压迫。预填充注射器向装置远端的移动停止在下筒体216的登陆面特征216b上。参考图18,在移除拨转盖201之后,分离弹簧205将锁匙204推向自动药物输入装置20的近端。在注射过程中,锁匙204限制拨转筒体205和推杆206的径向移动。

[0066] 图18还显示了一个伸展套207被用来确保拨转筒体203上的长方形通道203b总是与推杆206上的特征206b 相通,并且在整个注射过程中限制推杆206的径向移动。当推杆206移向装置远端足够远时,伸展套207 通过推杆206上的指特征206d向自动药物输入装置20的远端被拖出(叠缩)。图 19显示了针保护套217。针保护套217上的平面特征217a被用来支撑注射器弹簧214。针保护套217上的轨道特征217b被用来控制针保护套217的位置。图20显示了下筒体216和针保护套217之间的衔接。下筒体216上的匙特征216b 与针保护套217上的轨道特征217b接合。带箭头的虚线显示了匙特征216b相对于轨道217b的移动。在注射前,匙特征216b在位置A处。在注射时,自动药物输入装置被压靠在患者的皮肤上,匙特征216b相对于轨道217b移动到位置B处。注射后,当用户将自动药物输入装置20从皮肤移开时,注射器弹簧214推动针保护套217向装置的远端伸出。匙特征216b相对于轨道217b移动到位置C处。注射后针保护套217 延长的部分盖住针211a。针保护套217上的阻块特征217c锁定针保护套217处于伸展位置。

[0067] 图21-26呈现的是根据本发明组装第二替代自动药物输入装置组件30的结构和功能机制。在本自动药物输入装置组件30中,预填充注射器101被用作药物容器。一个压盖304通过拨转筒体303上的径303a,来激活自动注射。这种接合设计可以防止在使用前偶然激活装置。一个剂量设置窗口302a被定义在下筒体302 上。计量筒体305上标有剂量刻度线。使用期间,转动拨转筒体303来设置注射剂量。参考图22,用户通过设置计量筒体305的位置来设定不同注射剂量。同时,在注射前,自动药物输入装置组件30与推杆309 显示为锁定状态,通过推杆309上的钩特征309a和拨转筒体303之间形成的可释放栓锁结构来对抗驱动弹簧308的偏置力。预填充注射器101通过其上的法兰特征101b与下筒体302组装在一起。预填充注射器101 中的液体药物被一个活塞106和一个弹性针罩101a密封。参考图23,在注射前,针罩101a被移除,针头 101c被暴露出来。在注射时,压盖304被推向装置30的远端,压盖304上一个朝向远端的锥形驱动结构 304a释放推杆309上钩特征309a与拨转筒体303间形成的可释放栓锁结构。推杆309被释放并被驱动弹簧 308驱动移向装置30的远端。活塞106被向下压。推杆309上的圆盘特征309b停在计量筒体305上的登录面特征305a上,并限制推杆309的移动。于是预填充注射器101中的液体药物被注入患者的身体。图24 显示了推杆309和拨转筒体303之间的衔接。推杆309上圆盘特征309b上的舌特征309ba与拨转筒体303上的槽特征303a接合。当用户转动拨转筒体303,推杆309相应跟着转动。图25显示了推杆309与与计量筒体305之间的衔接。在设置剂量时,用户相对于下筒体302转动拨转筒体303。由于推杆309和拨转筒体 303之间的连接,拨转筒体303的转动带动推杆309一起转动。当推杆309转动时,剂量筒体305通过其上的长方形通道305b与推杆309上的平接合面309c之间的接合跟着一起转动。计量筒体305上的螺纹特征 305c与下筒体302上的螺纹型匙特征302a接合。当计量筒体305转动时,其也通过与下筒体302之间的螺纹连接沿推杆309的轴方

向上下移动。计量筒体305的位置可以通过下筒体302上的观察窗302a查看。计量筒体305上的刻度标志305d可以被用于表明剂量。图26显示了拨转筒体303, 计量筒体305和下筒体302之间的连接。在除剂量设定步骤之外的其他操作步骤时, 拨转筒体303总是通过其上303c与下筒体302上302c之间的齿结合与下筒体302锁定在一起。在剂量设定步骤中, 用户相对于下筒体302按下拨转筒体303。接着, 303c与302c之间的齿状锁合被解除, 拨转筒体303可以相对于下筒体302被转动。剂量设定后, 当不存在向下的推力时, 拨转筒体303被向上推并通过下筒体302上的弹性指状特征302b所产生的弹力与下筒体302重新接合。拨转筒体303的向上运动被其上的法兰特征303b和下筒体302上的钩特征302d 停止。

[0068] 图27-28呈现的是根据本发明组装第三替代自动药物输入装置组件40的结构和功能机制。自动药物输入装置40的剂量设定机制和激发机制和自动药物输入装置30中的相同。在本自动药物输入装置组件40中, 一个预填充卡式瓶被用作药物容器。预填充卡式瓶404通过一个卡式瓶套402与下筒体403组装在一起。卡式瓶套402的近端具有槽特征402a, 被用作与下筒体403上的卡图特征403a连接。盒套402的远端具有螺纹特征402b, 被用作与双头笔针401连接。

[0069] 图29-34A呈现的是根据本发明组装第四替代自动药物输入装置组件50的结构和功能机制。自动药物输入装置50的剂量设定机制和激发机制和自动药物输入装置30中的相同。在本自动药物输入装置组件50中, 预填充注射器211被用作药物容器。另外, 自动药物输入装置组件50引入了自动针插入机构。一个注射器外壳502与下筒体503一起使用, 来承载预填充注射器211。一个针罩拉盖501被用来在注射前移除针罩212和针外壳213。图30显示了注射器外壳502。注射器外壳502上具有单向的, 可弯曲的定位指502a。定位指502a的长度长于将针罩212从注射器211上去除所要求的长度。定位指502a的近端502aa被用来在注射前支撑预填充注射器211上的法兰特征211b。

[0070] 图31显示了自动药物输入装置50在注射前的不同剂量设定。在注射前, 预填充注射器211上的法兰特征211b静置在定位指502a的近端502aa处。为了支撑预填充注射器211在注射前被安置在近端502aa处, 一个可选的支撑弹簧(未显示)可以被放置在注射器法兰211b和注射器外壳502上的平面502c之间处。在注射器211在移除针罩的过程中朝远端移动一小段距离的情况下, 支撑弹簧将会推动注射器211移回近端502aa处。同时, 可选支撑弹簧产生的反作用力小于驱动弹簧508产生的力, 因此可选的支撑弹簧不会阻碍注射器211向远端移动。图32显示了自动药物输入装置50在注射后的不同剂量设定。可以看出在注射过程中, 当驱动弹簧508推动活塞210和预填充注射器211向装置50的远端移动时, 预填充注射器211的法兰特征211b被安置在定位指502a的远端502ab处。因为在注射过程中, 预填充注射器的筒管不会接触到注射部位, 所以法兰特征211b移动到定位指502a的远端502ab不会有阻力。

[0071] 图33作为注射器外壳502替代的注射器外壳512。注射器外壳512具有锁匙特征512a和指特征512b。注射器外壳512与一个保护环513接合。注射前, 如图34所示, 注射器外壳512上的锁匙特征512a阻止保护环513轴向移动, 并且保护环513上的支撑指特征513a防止注射器211向远端移动。当用户准备注射时, 用户转动保护环513至释放位置。在释放位置, 保护环可以向远端移动。如图34A所示, 在注射后, 注射器211和保护环513都移向远端, 并且注射器211的位置由指特征512b确定。

[0072] 图35-39呈现的是根据本发明组装第五替代自动药物输入装置组件60的结构和功能机制。在本实施例自动药物输入装置组件60中,一个注射器601作为药物容器,可以由玻璃或塑料材料制成。一个针罩(或针帽) 601a被放置在注射器601的远端。一个按钮603被用来激活自动注射。按钮603与连接器602接合。参考图36,用户首先移除针罩601a,接着向近端拉动推杆604使得药物从小瓶650流入注射器601。参考图37 至37C,连接器602通过注射器601上的法兰特征601b与注射器601组装在一起。注射前,驱动弹簧605 处于伸展阶段,活塞606位于自动药物输入装置60的远端。为了将药物引入注射器601,用户通过推杆604 上的指握法兰特征604a,向装置60的近端拉动推杆604。活塞606也相应地移向自动药物输入装置60的近端。连接器602上的阻断特征602a与推杆604上的一系列齿特征604b衔接,从而阻止推杆604被驱动弹簧605推向装置60的远端。推杆604上的齿特征604a被用来设置不同注射剂量。推杆604上可以放置一个剂量标记以便剂量设置。注射时,按钮603被向内推向推杆604,连接器602上的阻断特征602a被相应地向外推离推杆604(如图38所示)。阻断特征602a与齿特征602b之间的接合被解除。接着,推杆604 被释放,驱动弹簧605将推杆604推向装置60的远端。活塞606被向下推。于是注射器601中的液体药物被注射入患者体内。图38和图39显示了推杆604,连接器602和按钮603之间的衔接。注射前,推杆604 上的齿特征604b与连接器602上的阻断特征602a接合。连接器602上一个可弯曲的指特征602b将按钮603 相对于推杆604向外偏压。如图39所示,注射时,用户向推杆604方向按压按钮603。按钮603上的一个平面特征603a将连接器602上的阻断特征602a向外推,从而释放推杆604。

[0073] 图40和41呈现的是根据本发明组装第六替代自动药物输入装置组件70的结构和功能机制。自动药物输入装置70中的剂量设定机制和激发机制与自动药物输入装置60中的相同。在本自动药物输入装置组件70中,一个鲁尔锁注射器701被用作药物容器。鲁尔锁注射器701与连接器602组装在一起。鲁尔锁注射器的远端接有一个鲁尔锁针头702。

[0074] 图42-45呈现的是根据本发明组装第七替代自动药物输入装置组件80的结构和功能机制。自动药物输入装置80的激发机制与自动药物输入装置60中的相同。在本自动药物输入装置组件80中,预填充注射器211 被用作药物容器。外壳803被用来承载注射器211。一个盖807被安置在外壳803的远端。一个剂量设定环 805被引入以方便设定不同注射剂量。如图42所示,注射前,用户沿外壳803上的剂量设定区域803a移动剂量设定环805。一个针罩拉盖804被用来在注射前移除针罩211和针外壳213。如图43-45所示,注射时,用户向内推压按钮603。推杆806和连接器802之间的锁结构被释放。驱动弹簧809将推杆806推向自动药物输入装置80的远端。推杆806的运动在其上法兰特征806a碰到剂量设定环805的时候停止。法兰特征 806a上的肋特征806aa与环805上的齿特征805a接合,防止剂量设定环805的进一步旋转。通过将剂量设定环805放置在不同位置可以设置不同注射剂量。此外,装置80引入了自动针插入机制。驱动弹簧将推杆 806,活塞210和预填充注射器211推向自动药物输入装置80的远端。一个注射器支撑弹簧808被压缩。一个可弯曲的指特征(在剖面图中被隐藏)被用来在注射器支撑弹簧808被压缩后锁定预填充注射器211 的位置。所述指特征与自动药物输入装置50中所示的相同。或者,图33-34A所示的设计机制可以实施于装置80中。

[0075] 图46和47呈现的是根据本发明组装第七替代自动药物输入装置组件80的替代组件。在本替代组件中,剂量设定环805处于比推杆806上法兰特征806a更近端处。在这种情况下,剂量设定环805被用来预先设定最大注射剂量。

[0076] 图48显示了剂量设定环805通过外壳803上的螺纹特征803b与外壳803衔接。

[0077] 图49和50呈现的是根据本发明组装第八替代自动药物输入装置组件90的结构和功能机制。自动药物输入装置90中的剂量设定机制和激发机制与自动药物输入装置80中的相同。本自动药物输入装置90使用一个可压缩的针罩子组件904,而不是针罩212和针外壳213。外壳903被用来承载可压缩针罩子组件904。可压缩针罩子组件904由一个可压缩部件904a,一个刚性针罩架904b和一个弹性针罩904c组成。注射时,自动药物输入装置组件90被推靠在患者输注部位的皮肤处。可压缩部件904a垮塌。针头211a刺穿弹性针罩904c并插入患者皮肤。所述设计允许用户跳过注射前手动去除针罩的步骤。所述设计也使得注射器筒211 内被预先设定成真空。

[0078] 图51-55呈现的是根据本发明组装第九替代自动药物输入装置组件100的结构和功能机制。在本实施例自动药物输入装置组件100中,一个注射器601作为药物容器,可以由玻璃或塑料材料制成。一个按钮1002 被用来激活自动注射。按钮1002与连接器1001衔接。连接器1001被一个盖组件1004覆盖。参考图53-53B,用户首先移除针罩601a。接着用户向自动药物输入装置100的远端拉动推杆1003上的法兰特征1003a,使得药物流入注射器601。当推杆1003被拉向自动药物输入装置100的近端时,齿特征1003b与驱动齿轮1005 上的齿轮特征1005a衔接,并导致驱动齿轮1005旋转。驱动齿轮1005的旋转在扭转弹簧1006上产生张力转矩。参考图53-53B,连接器1001通过注射器601上的法兰特征601b与注射器601组装在一起。注射前,扭转弹簧1006(在图51中被隐藏)处于放松状态并且活塞606处于自动药物输入装置100的远端。在引导药物流入注射器601时,活塞606相应地移向自动药物输入装置100的远端。同时,扭转弹簧1006被拧紧。连接器1001上的阻断特征1001a与驱动齿轮1005上的棘齿特征1005b接合来阻止推杆1003在扭转弹簧1006的驱动下向自动药物输入装置100的远端移动。推杆1003上的齿特征1003a被用来设定不同注射剂量。注射时,按钮1002被推向自动药物输入装置100的远端。通过按钮1002上的斜面特征1002a,连接器1001上的阻断特征1001a被相应地推离驱动弹簧1005上的棘齿特征1005b,推杆1003被释放。

[0079] 图54和55显示了阻断特征1001a和棘齿特征1005b之间衔接的细节。当推杆1003被释放时,扭转弹簧1006 通过驱动齿轮1005将推杆1003推向装置100的远端。活塞606被向下压。于是,注射器601中的液体药物被注入患者体内。

[0080] 图56-59呈现的是根据本发明组装第十替代自动药物输入装置组件110的结构和功能机制。自动药物输入装置110中的激发机制与自动药物输入装置100中的相同。在本自动药物输入装置组件110中,预填充注射器211被用作药物容器。一个外壳1108被用来承载预填充注射器211。一个盖1104与连接器1101组装在一起。一个剂量设定板1107被引入用来设定不同注射剂量。注射前,用户沿盖体1104上的剂量设定区域1104a移动剂量设定块1107。图56和57显示了剂量设定块1107被放置在不同的位置以达到不同注射剂量。一个针罩拉拔器1106被用来在注射前移除针罩212和针外壳213。在注射过程中,用户按下按钮1102 来激活自动药物输入装置110。推杆1103和连接器1101之间的锁机构被释放。扭转弹簧1006(隐藏)使得驱动弹簧1105转动。驱动弹簧1105的旋转通过推杆1103上的齿特征1103a引起推杆1103移向自动药物输入装置110的远端。推杆1103的移动在其上法兰特征1103b遇到剂量设定板1107(如图59所示)时停止。不同注射剂量可以通过将剂量设定块1107放置在不同位置来实现。此外,一个自动针插入机构被引入。扭转弹簧106推动推杆

1103,活塞210和预填充注射器211移向自动药物输入装置110的远端。注射器支撑弹簧1109被压缩。一个与自动药物输入装置50中所示相同的可弯曲指特征(在剖面图中被隐藏)被用来在注射器支撑弹簧1109被压缩后锁定预填充注射器211的位置。或者,图33-34A中所示的设计结构可以被实施到装置80中。

[0081] 图60呈现的是根据本发明组装第十替代自动药物输入装置组件110的替代组态。在本替代组态中,剂量设定块1107处于推杆1103上法兰特征1103b更近端处。在这种情况下,剂量设定板1107被用来预先设定最大注射剂量。

[0082] 在上述实施方案中,自动药物输入装置10,20,30,40,50,80,和110中的剂量设定是双向的。

[0083] 所有在上述实施例中的特征和设计理念在此可以相互改变和组合,以产生新的设备设计方案。那些本领域技术人员理解,对装置,方法和/或系统,以及在此描述实施例的各种组件的修改(添加和/或删除),在不偏离本发明的全部范围和思路时,本发明包括这样的修改和任何所有的等同设计。

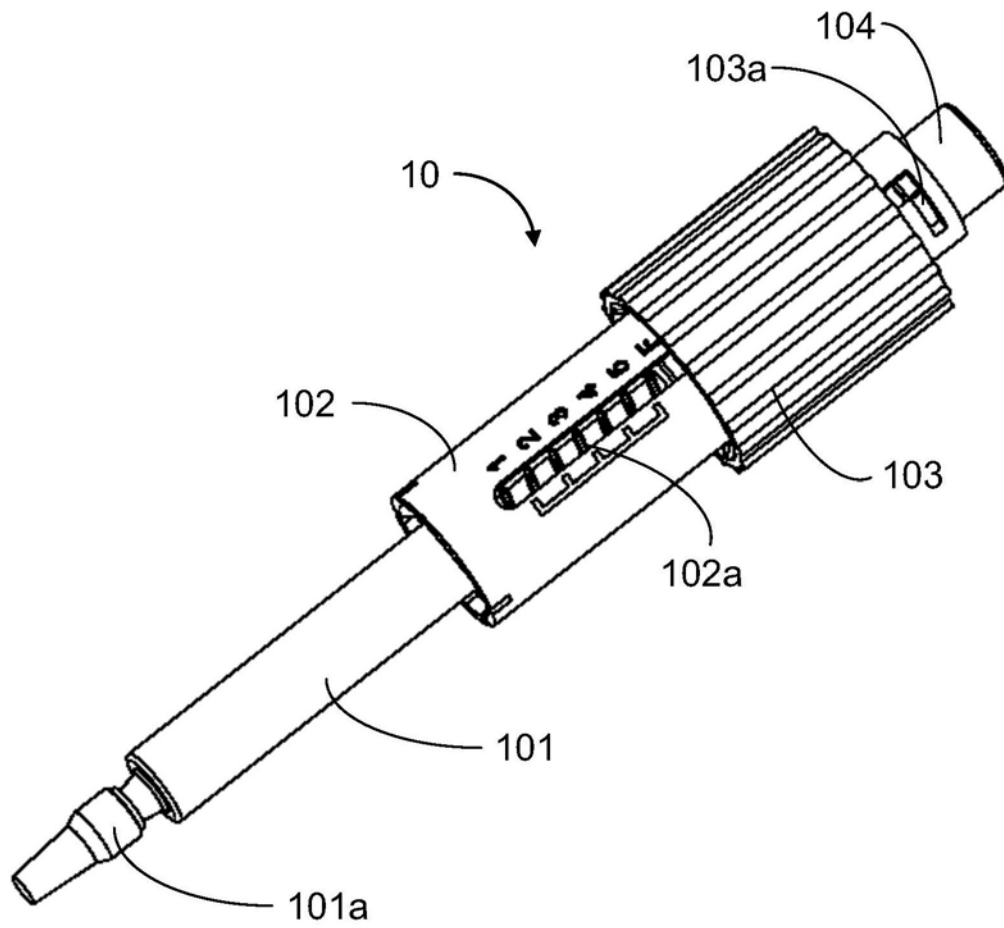


图1

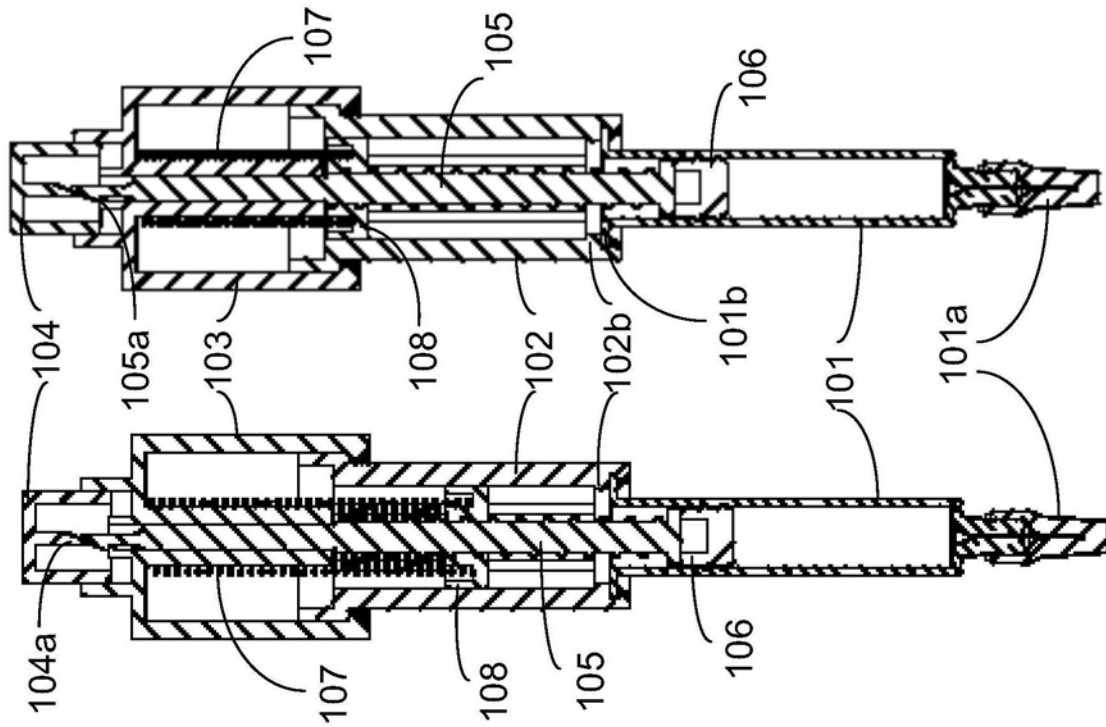


图2

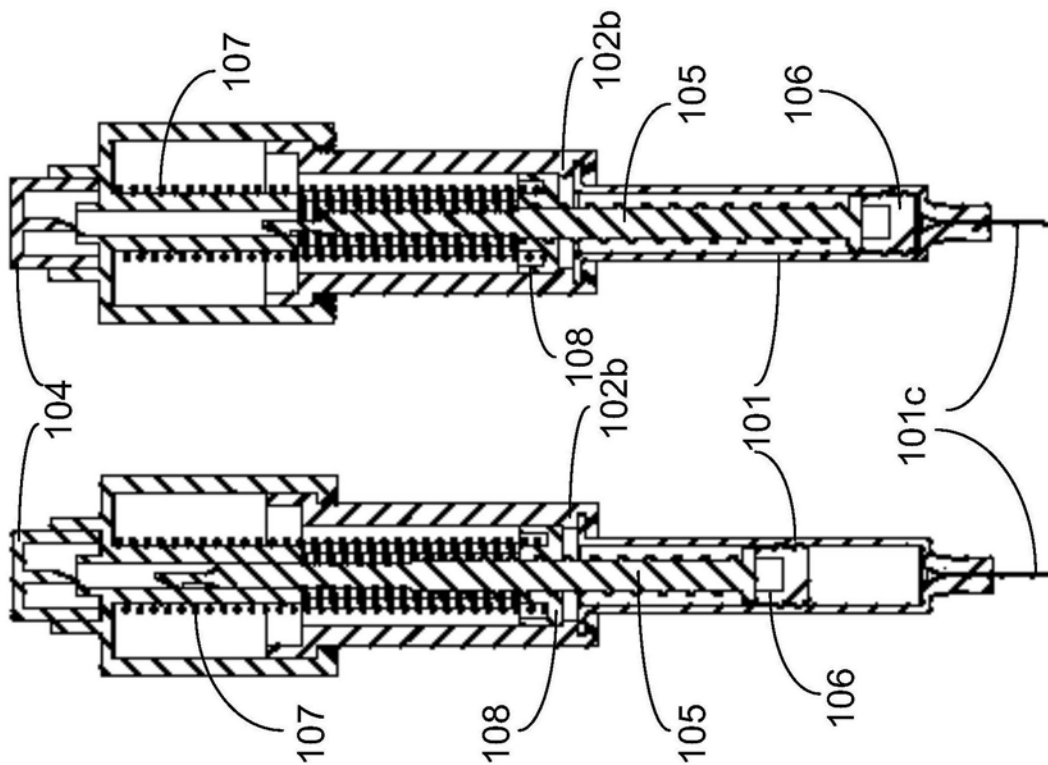


图3

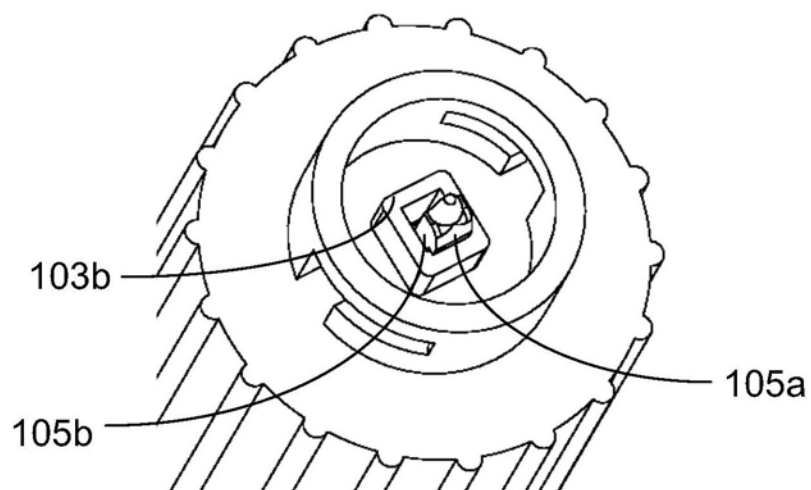


图4

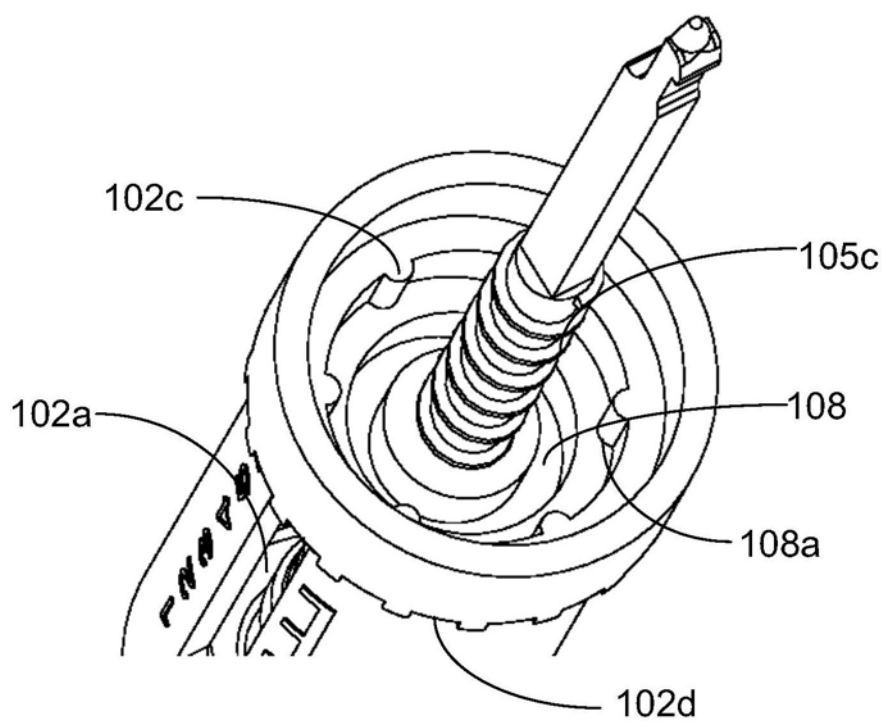


图5

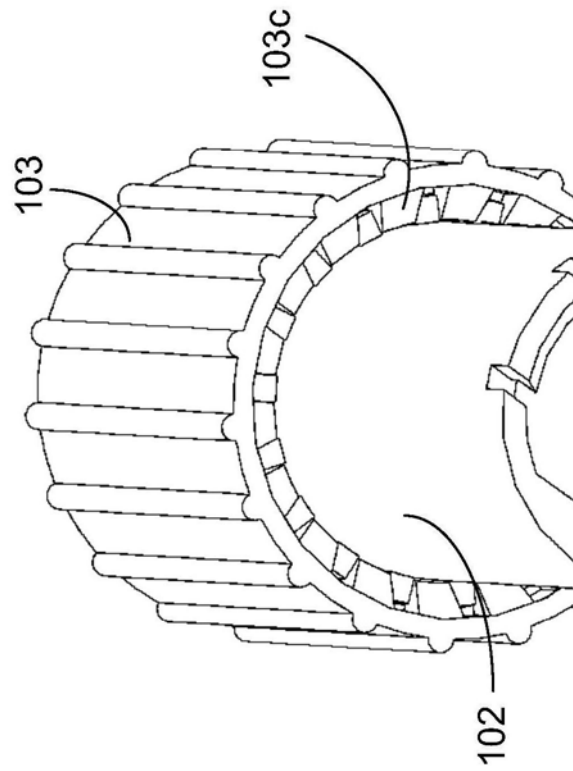


图6

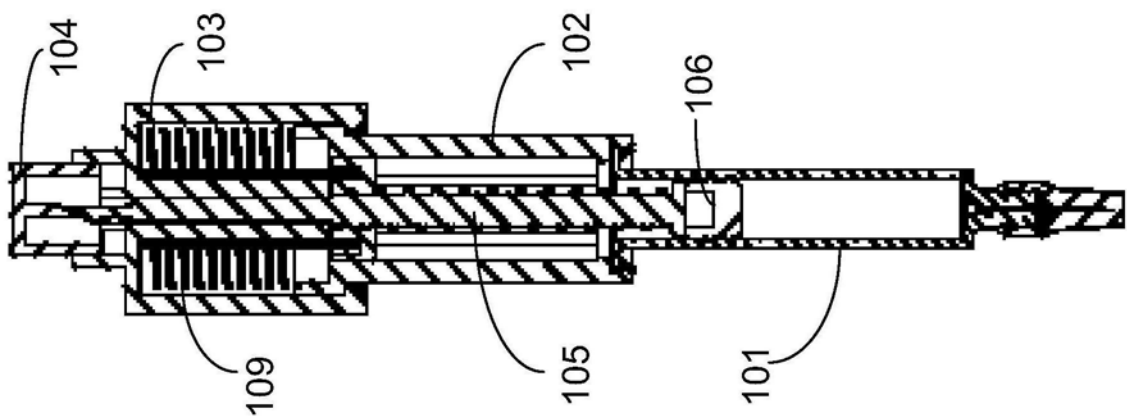


图7

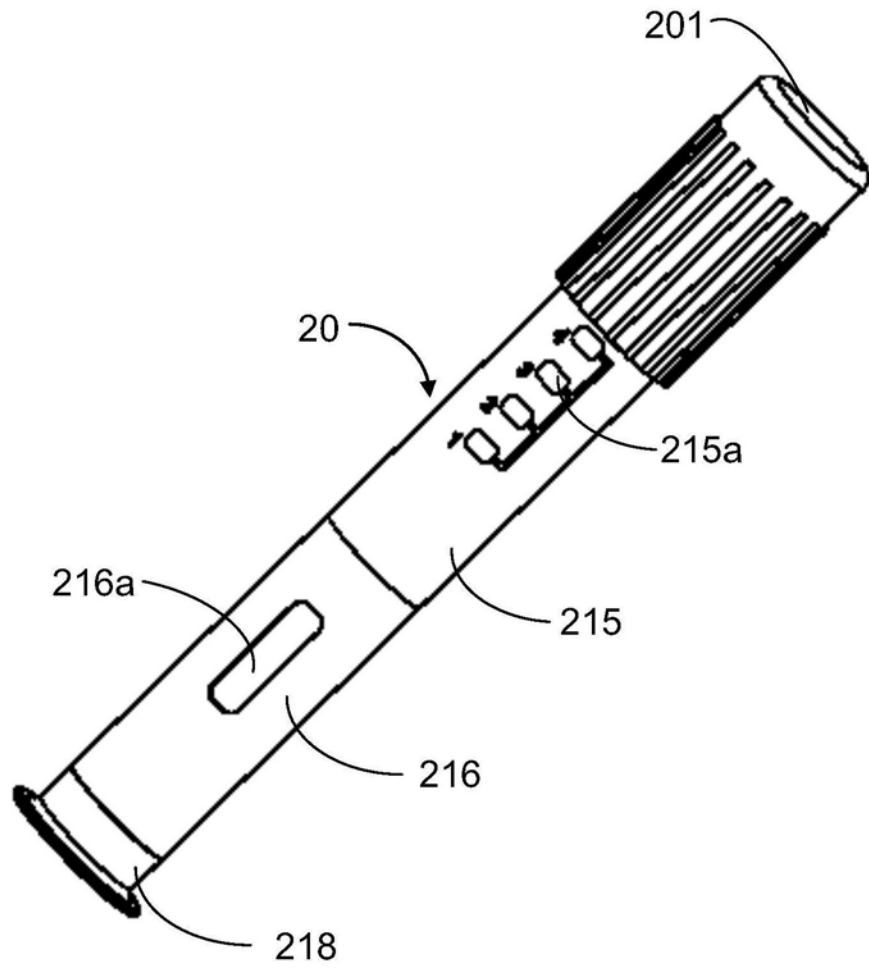


图8

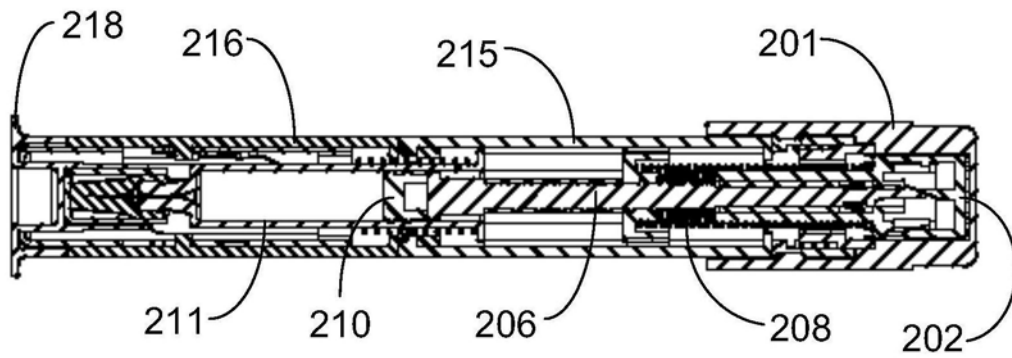


图9

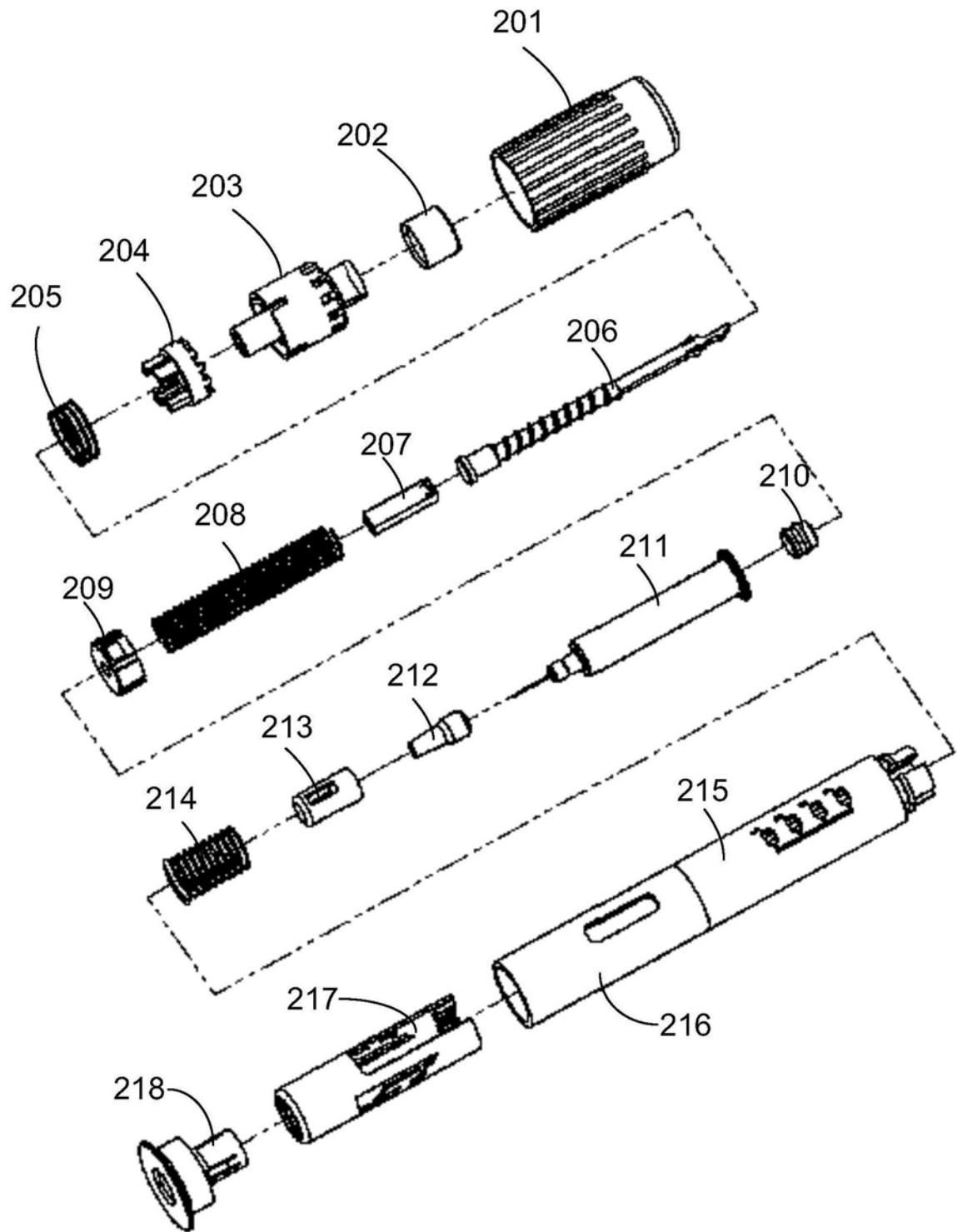


图10

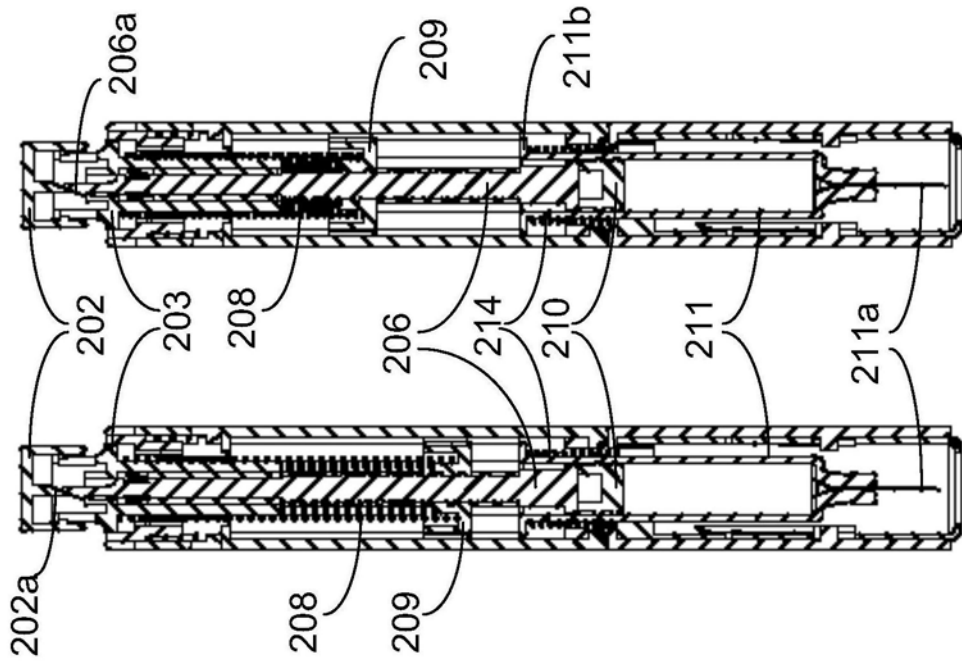


图11

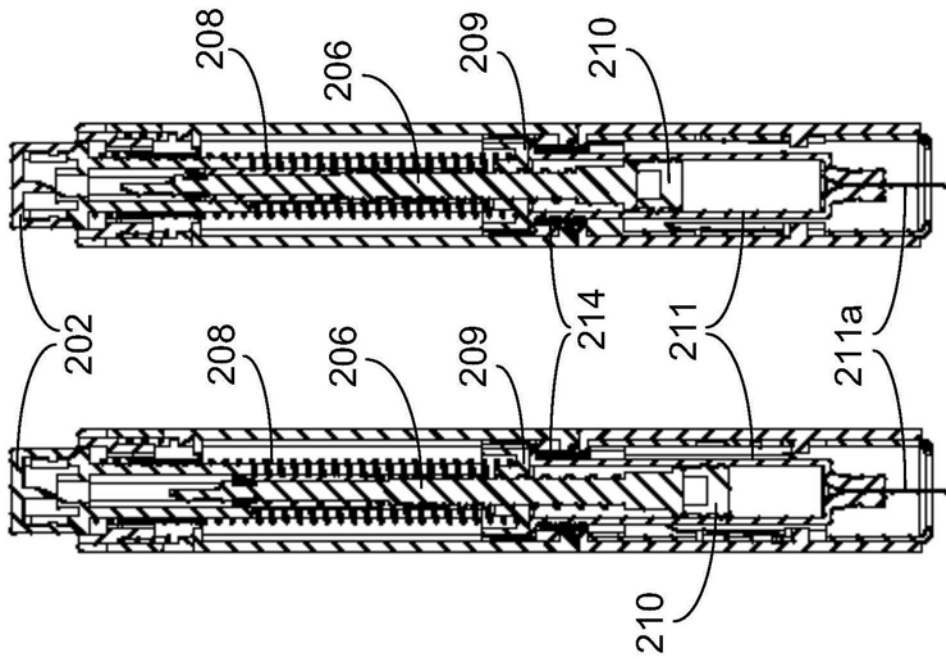


图12

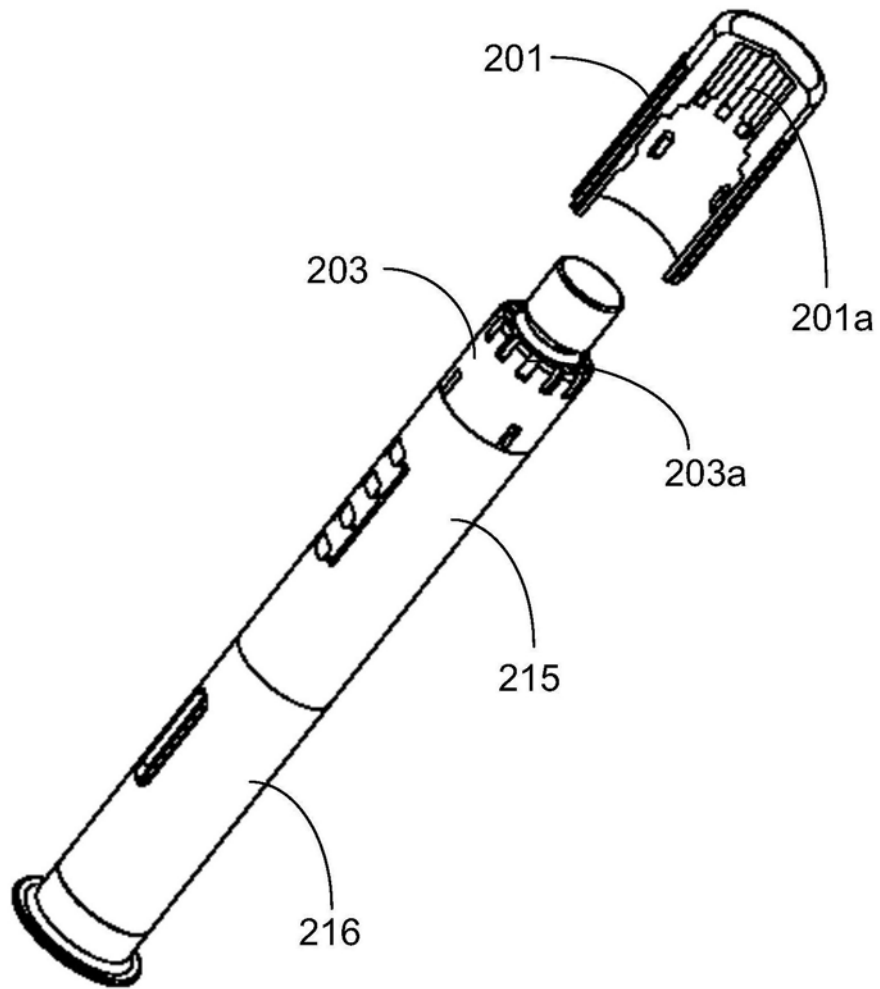


图13

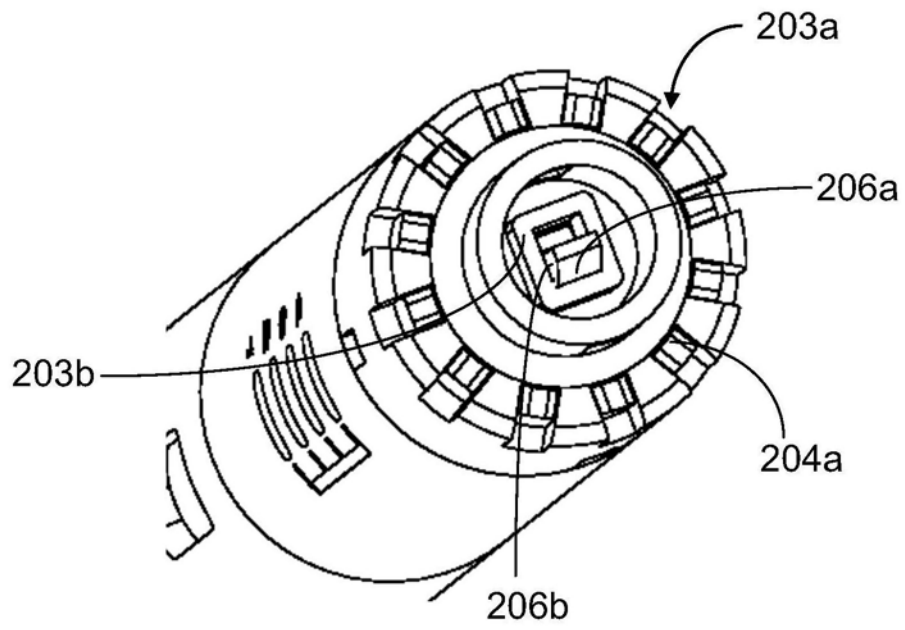


图14

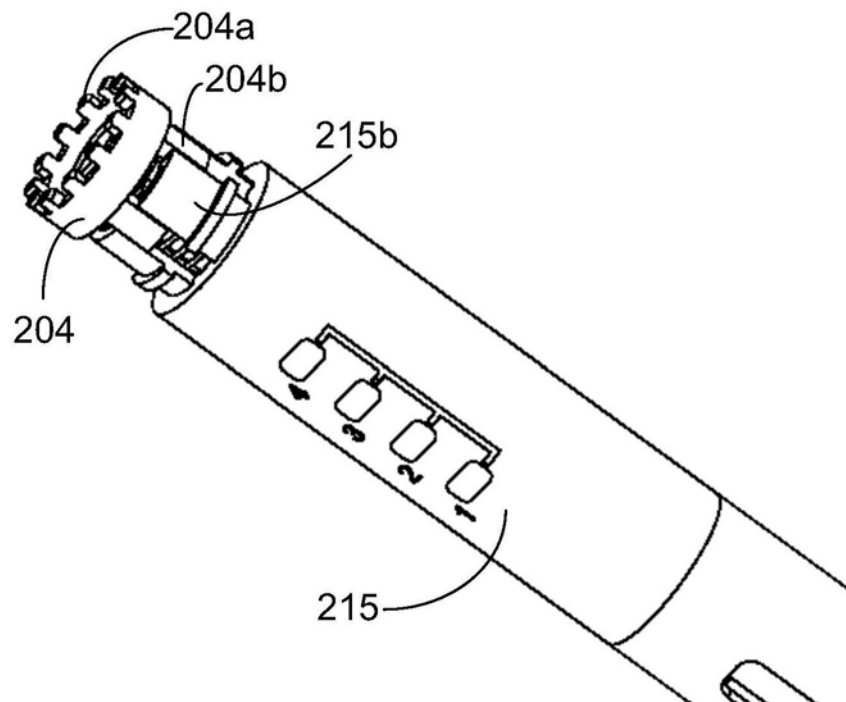


图15

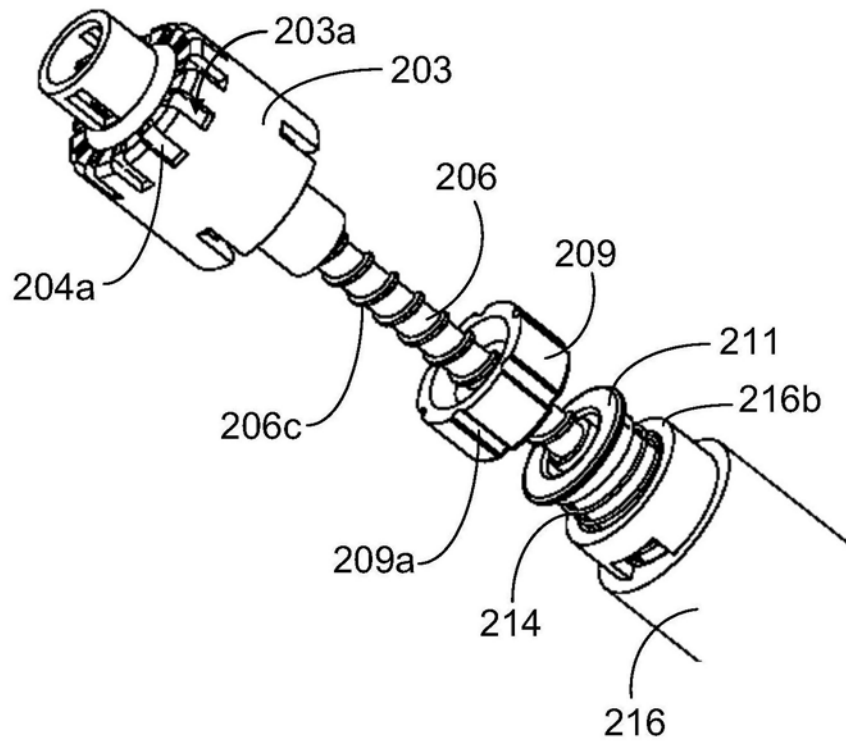


图16

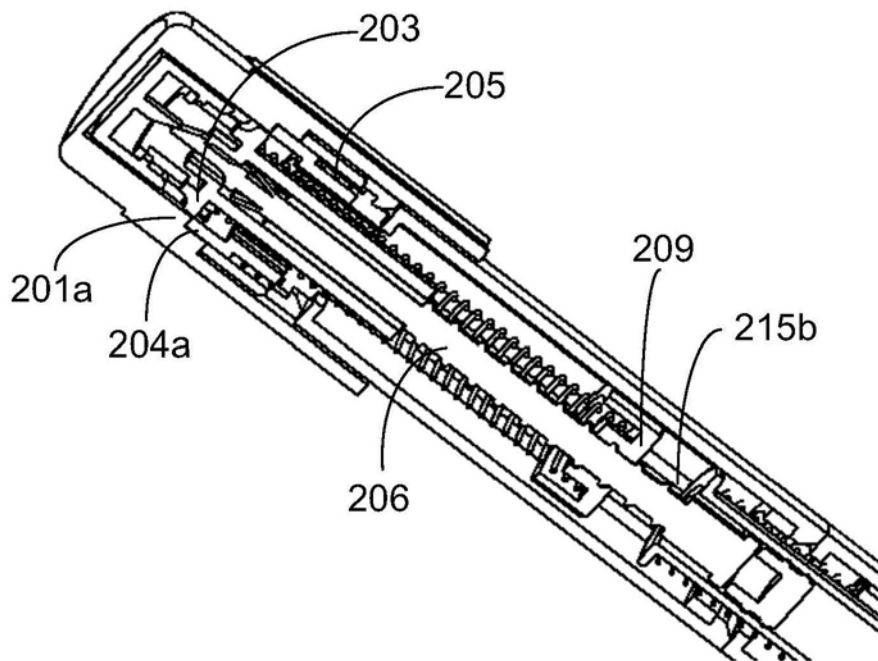


图17

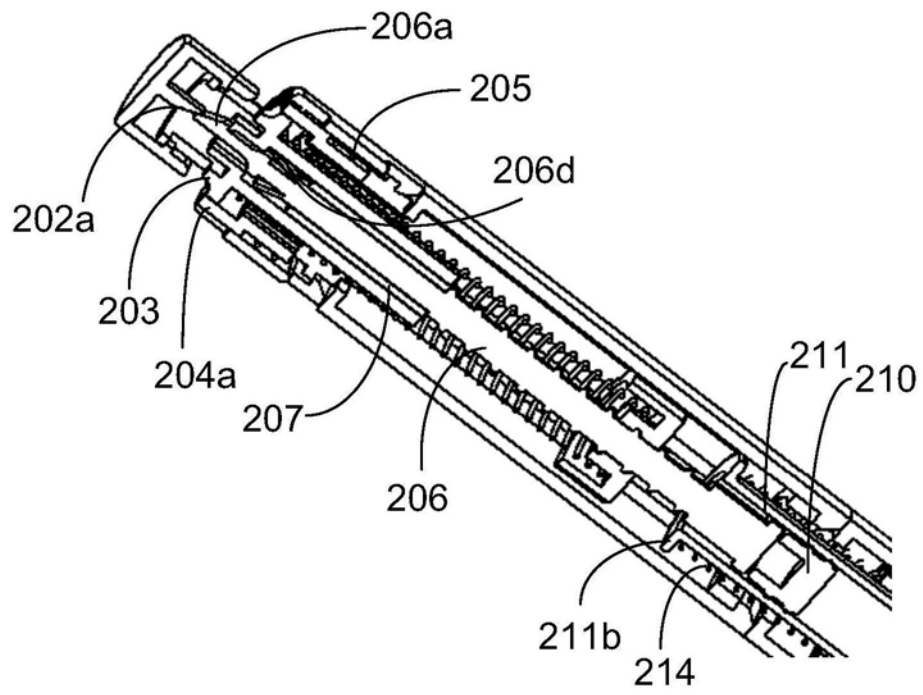


图18

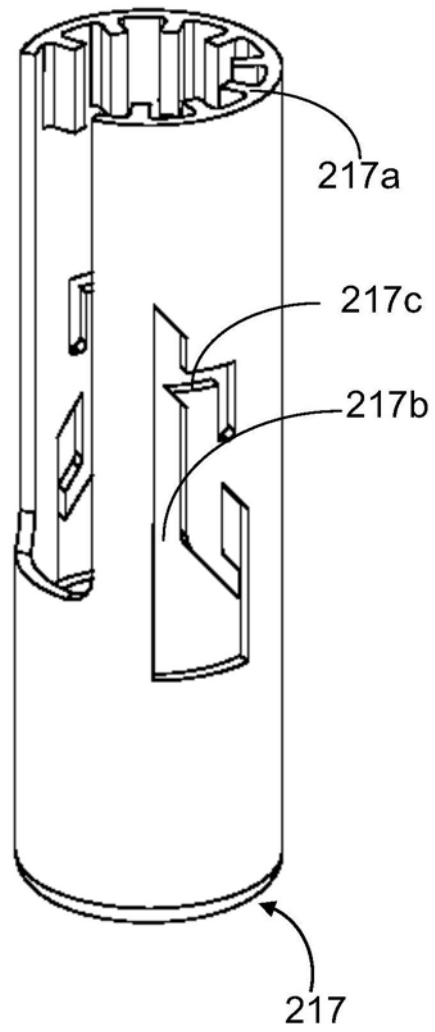


图19

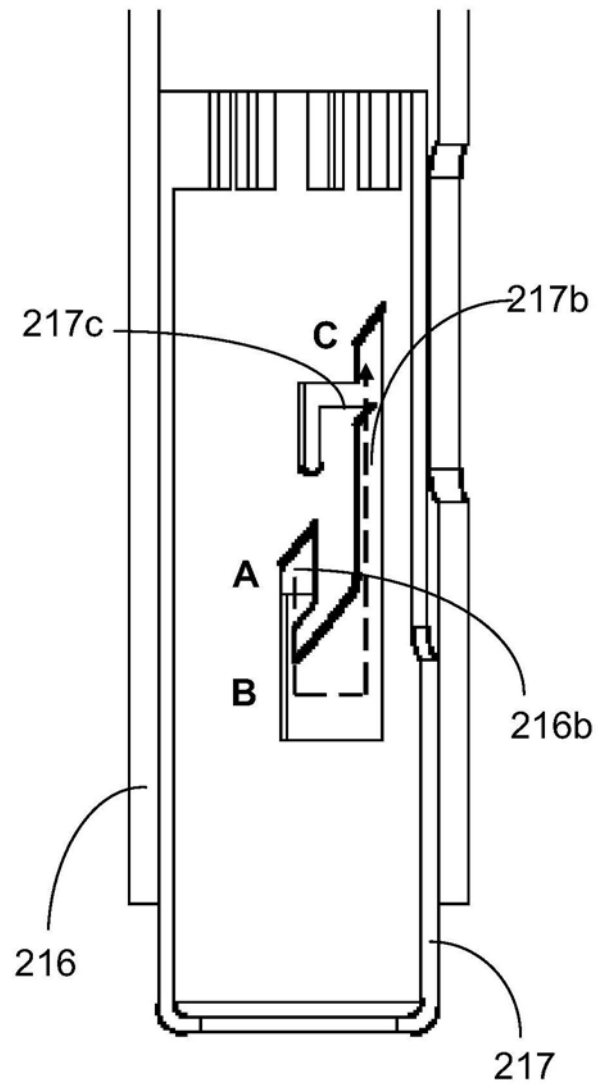


图20

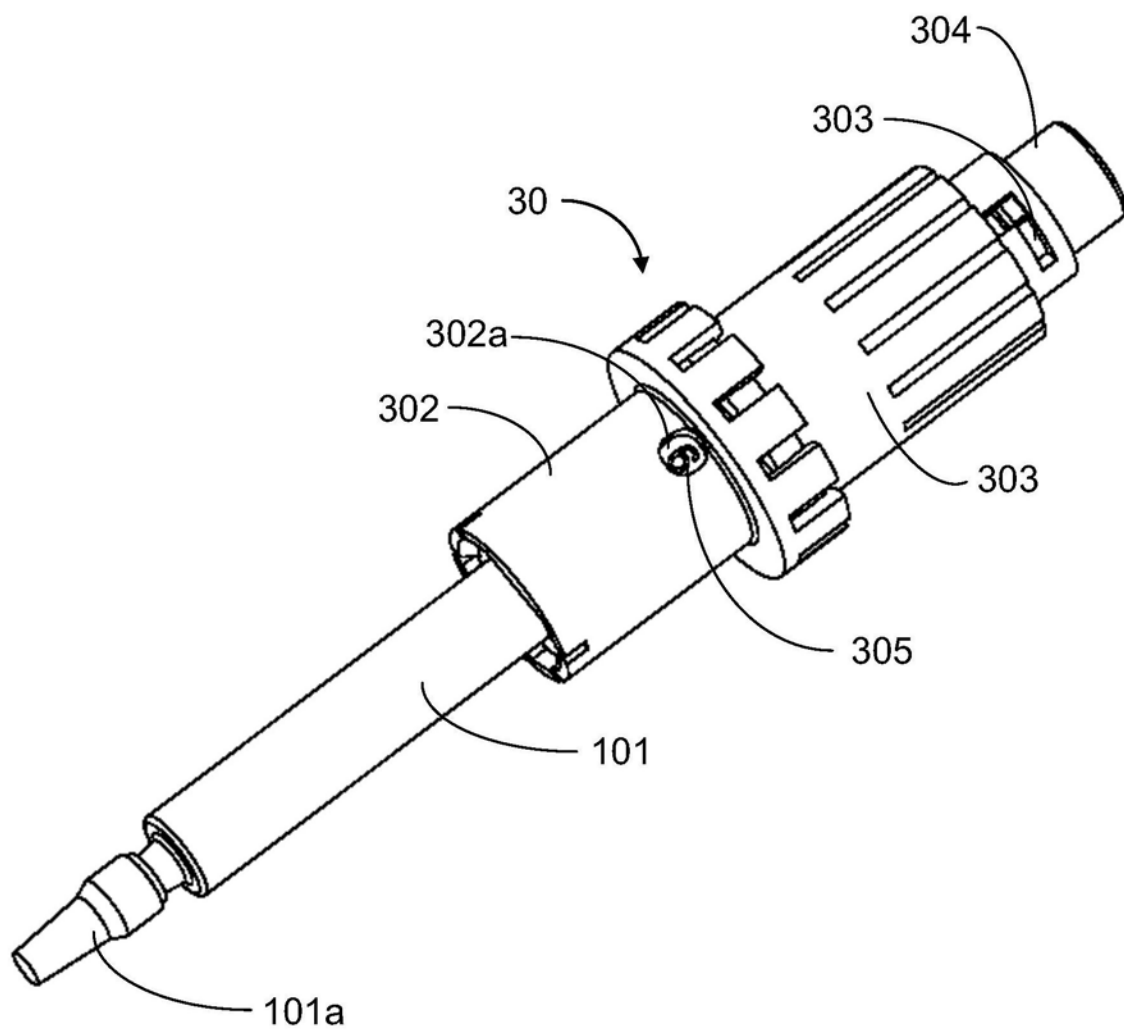


图21

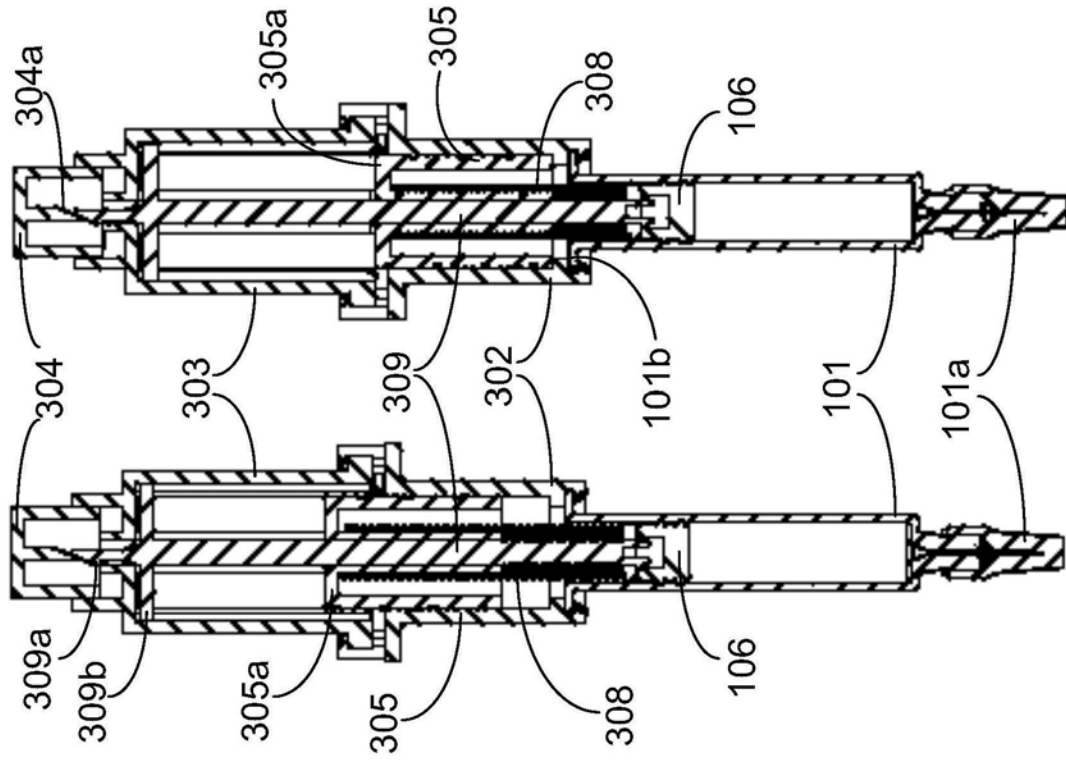


图22

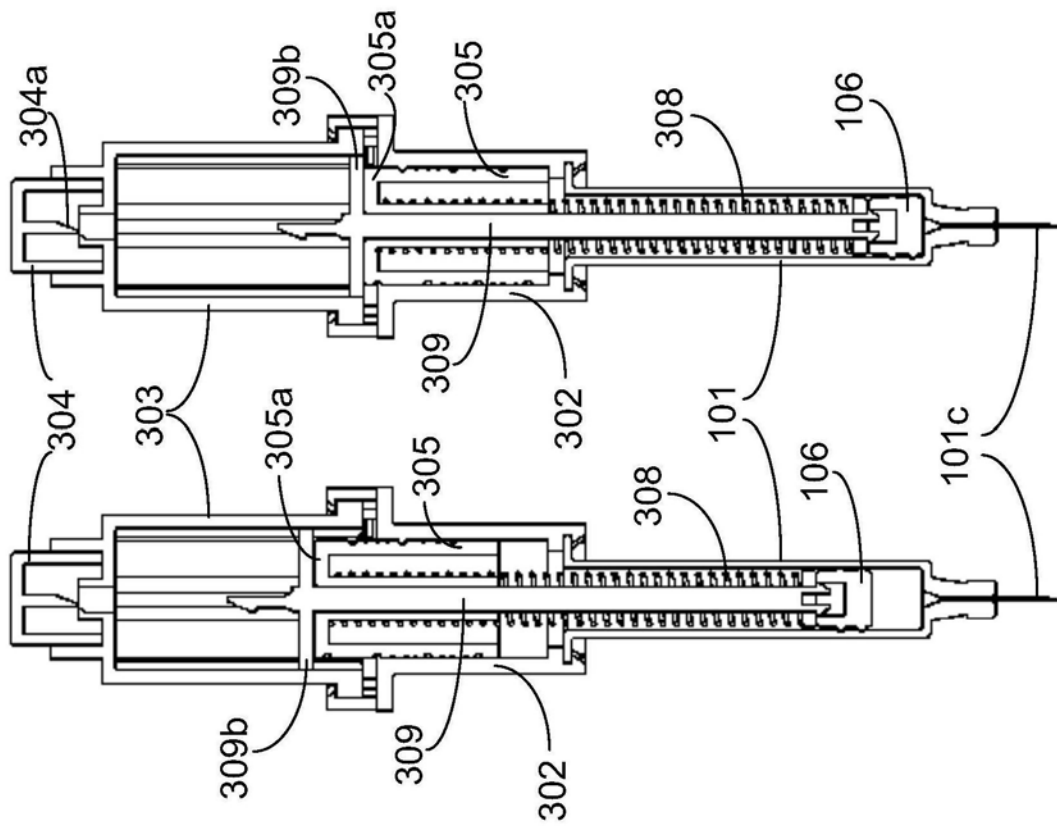


图23

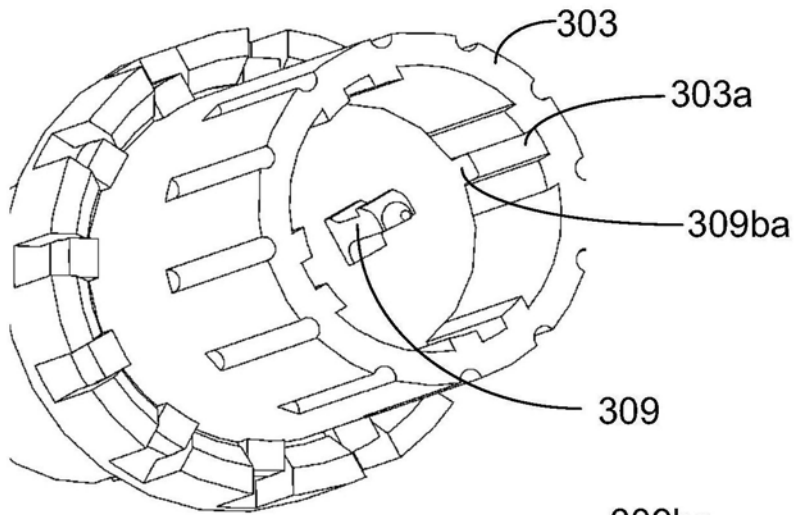


图. 24

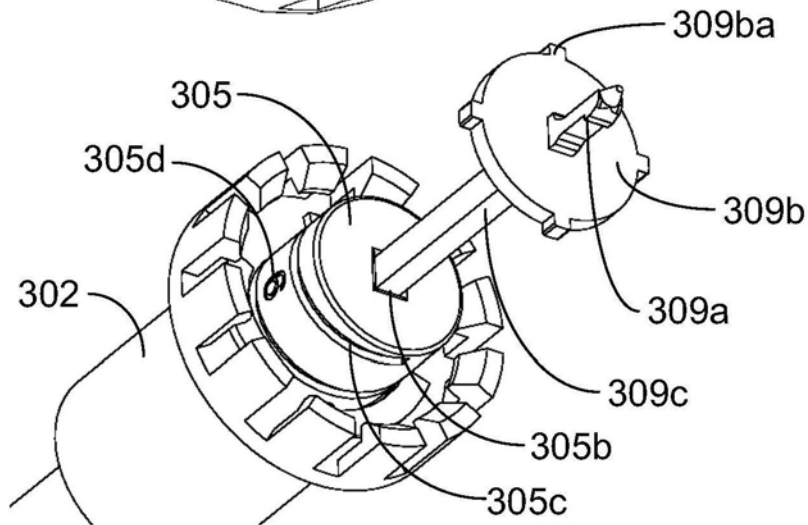


图. 25

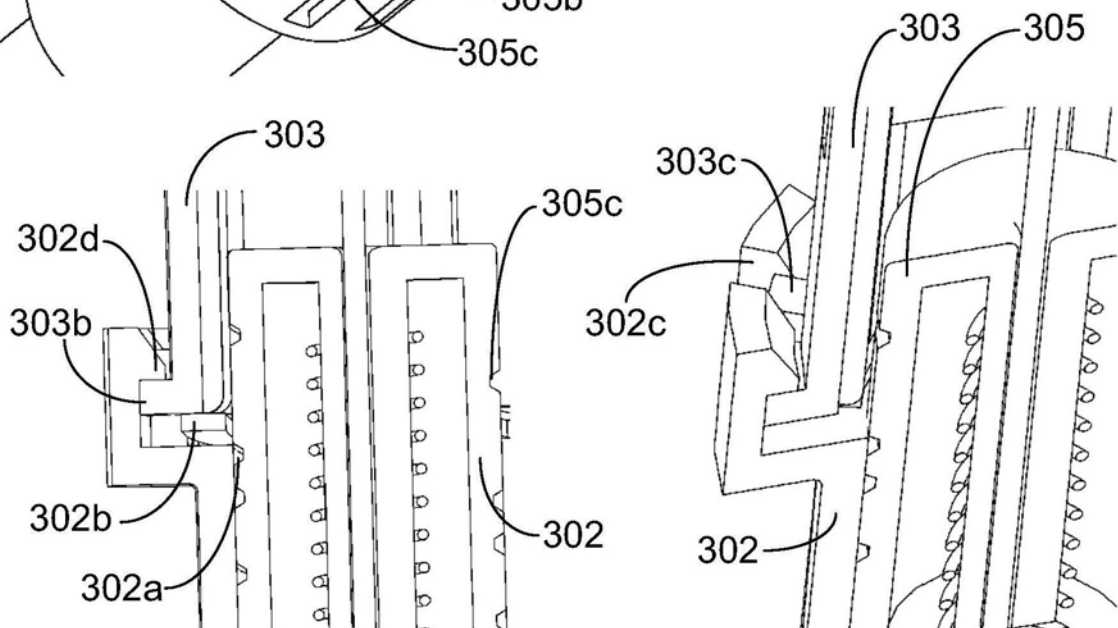


图. 26

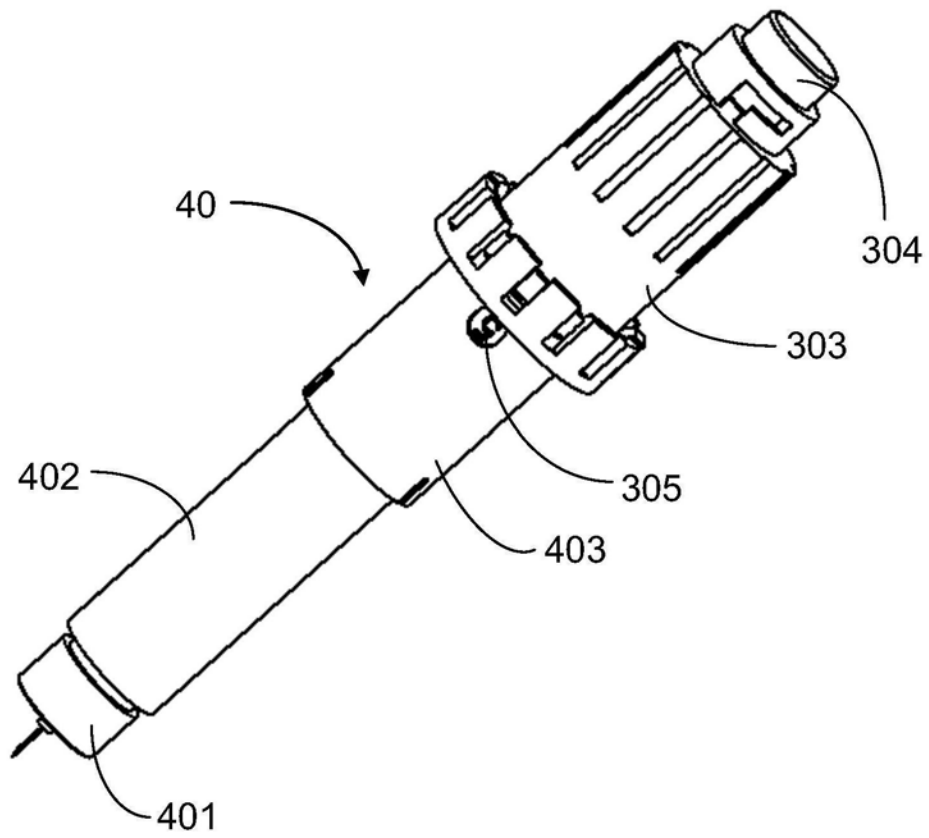


图27

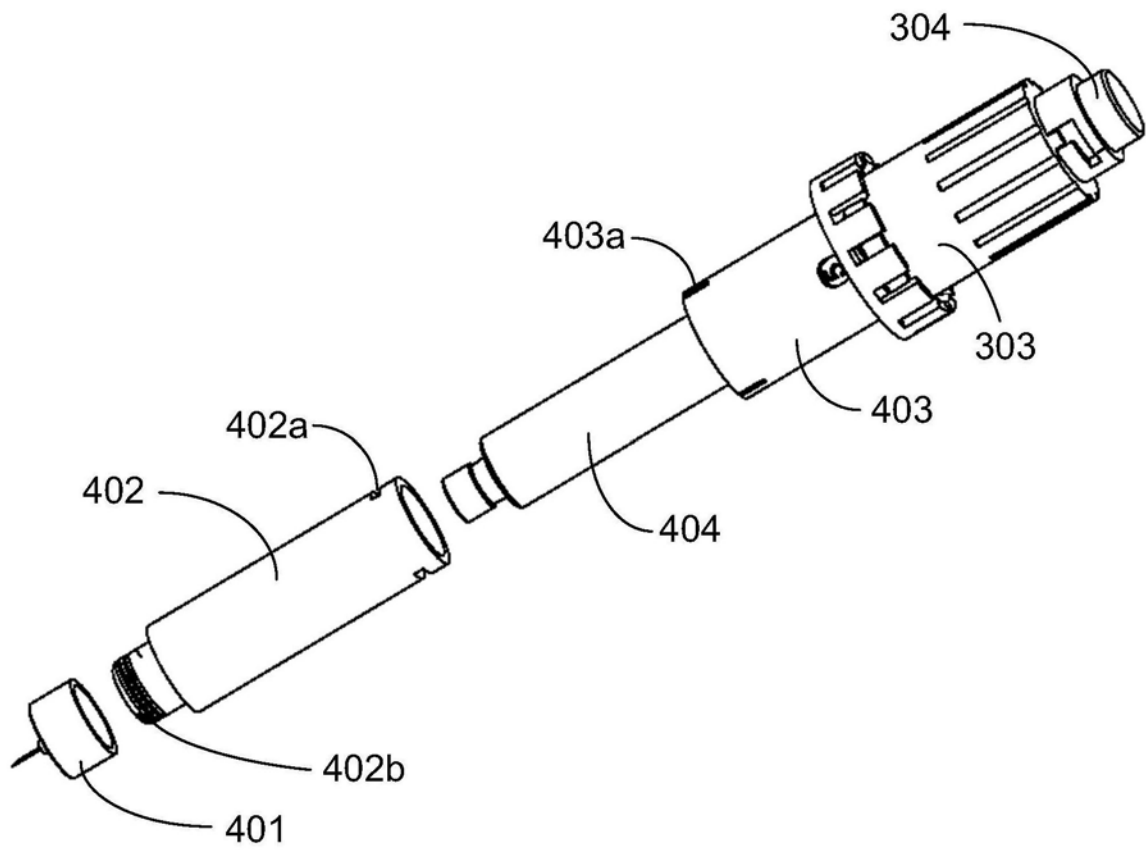


图28

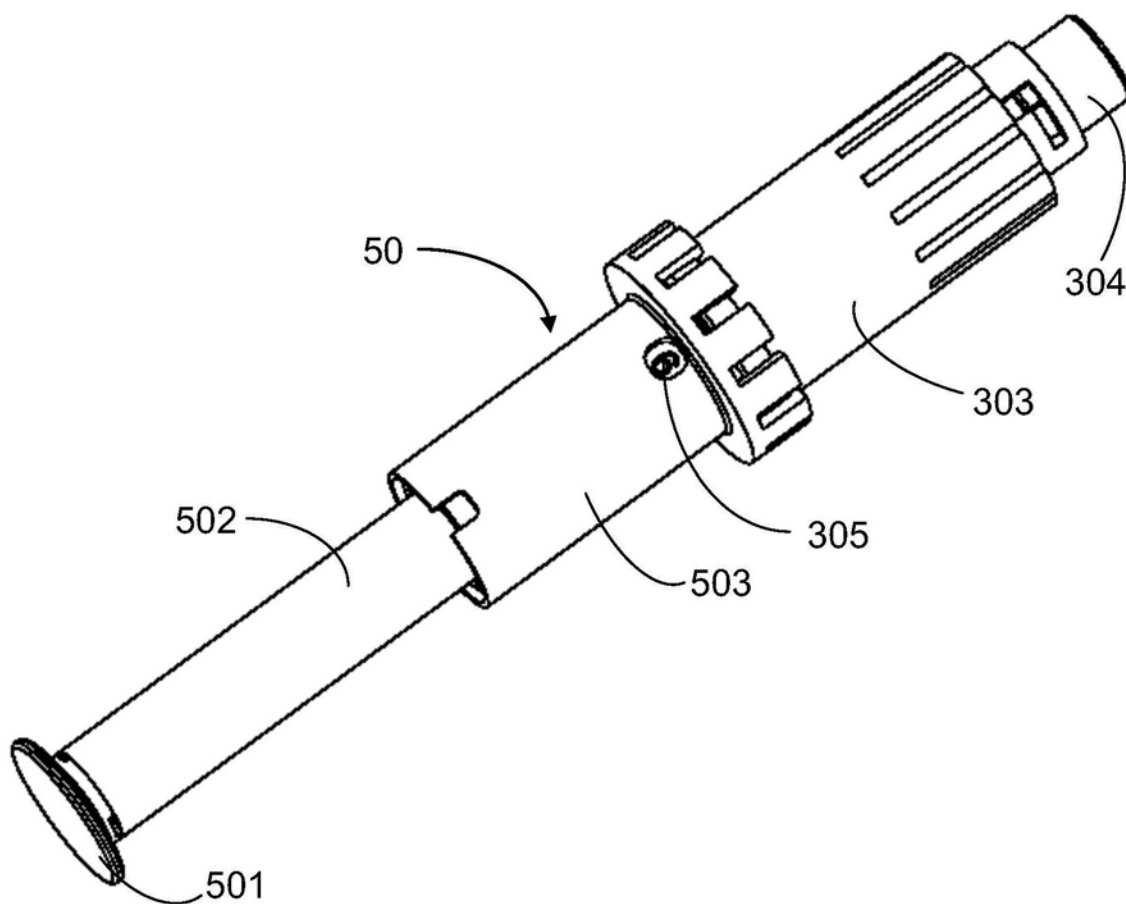


图29

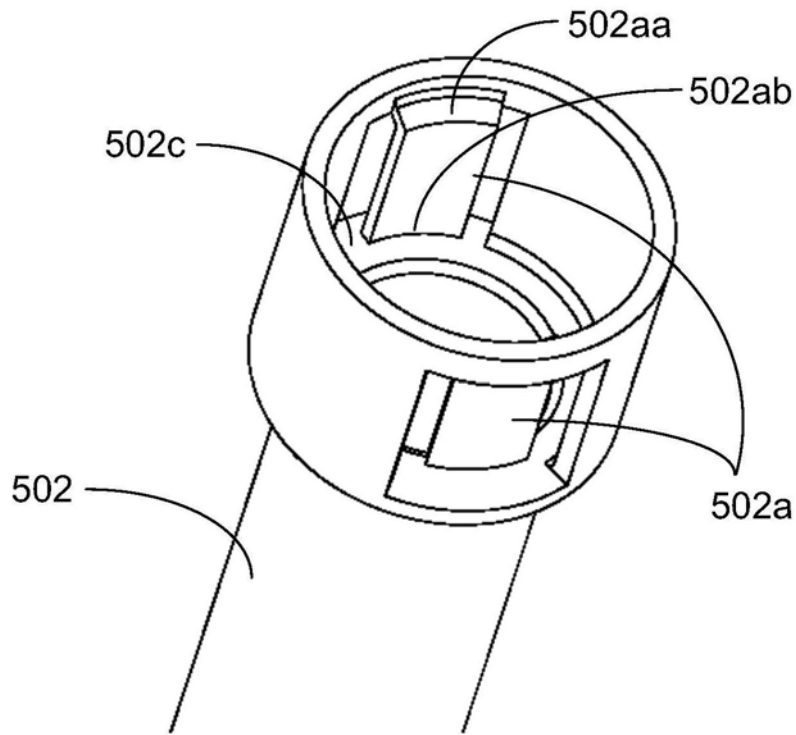


图30

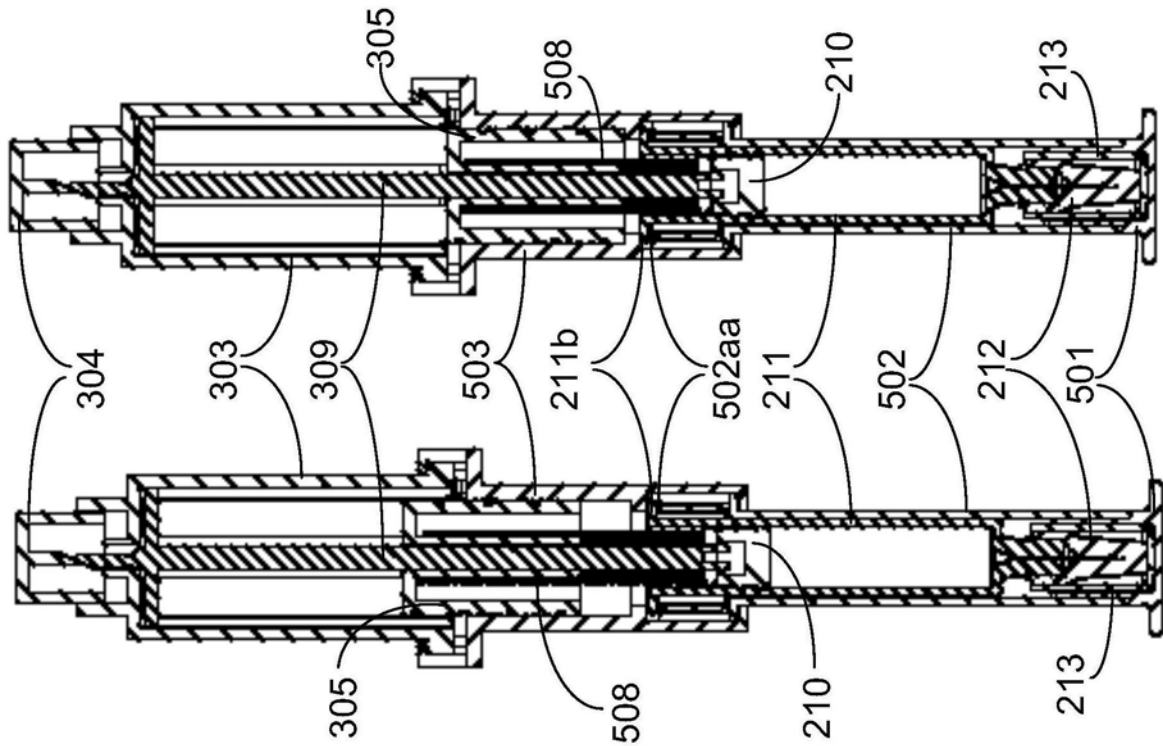


图31

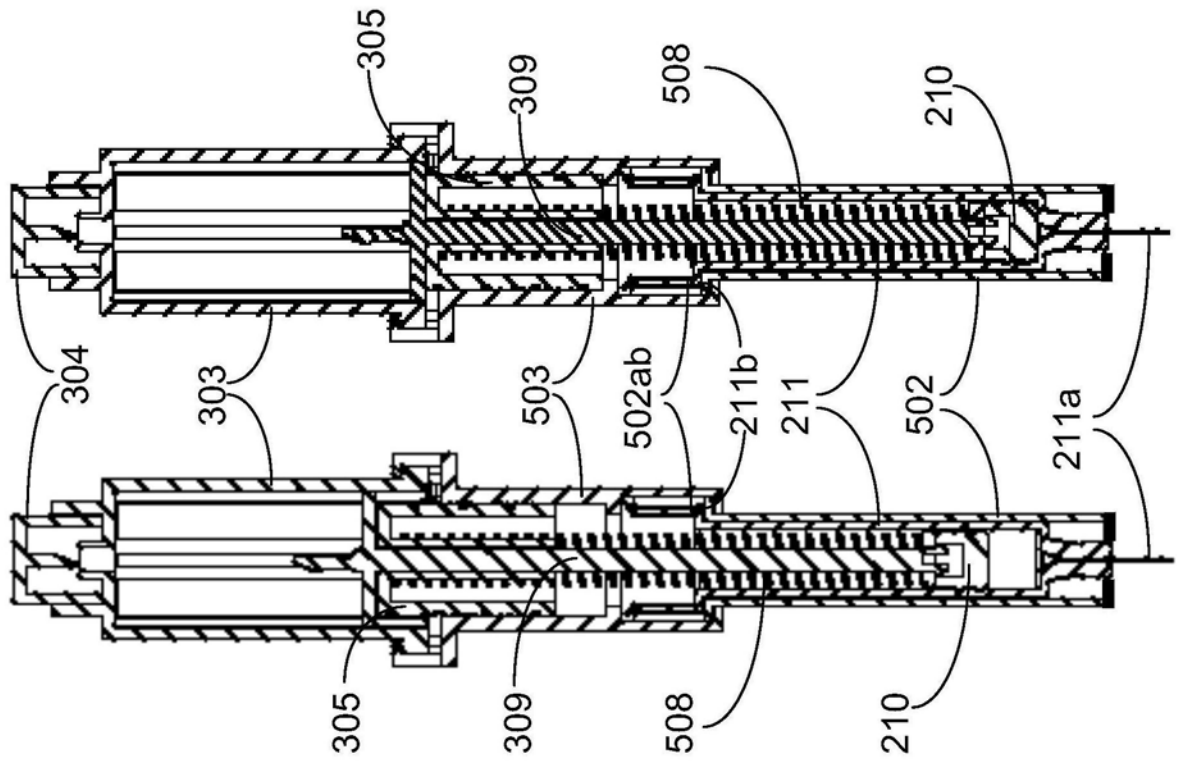


图32

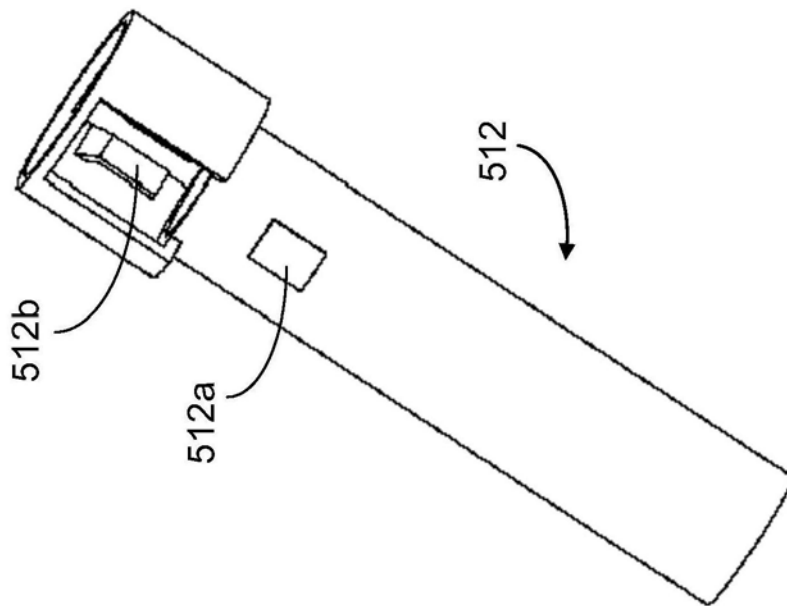


图33

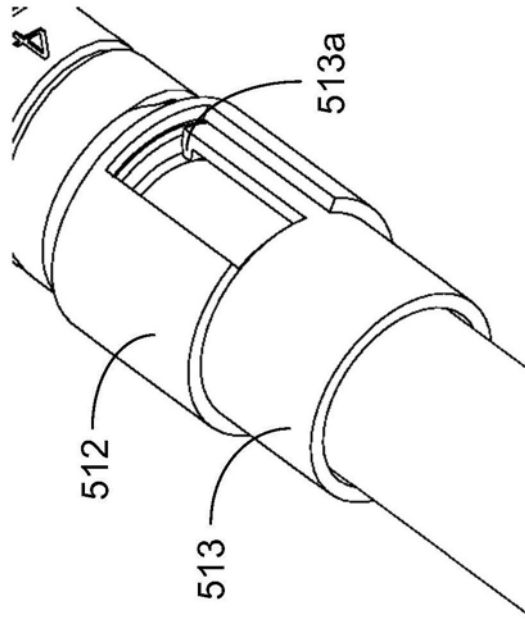


图34

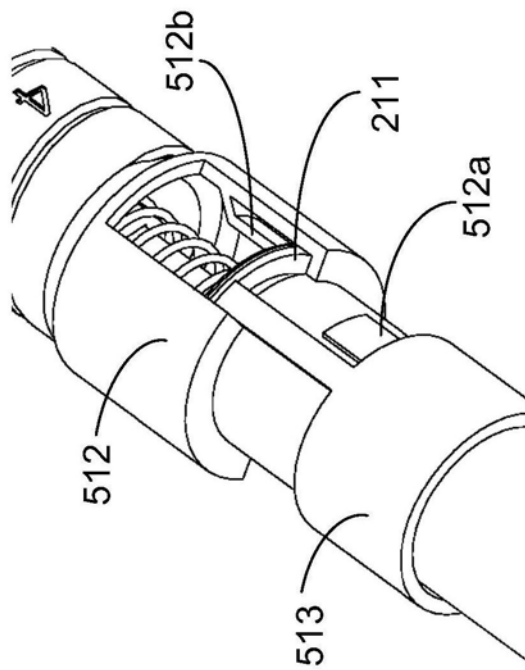


图34A

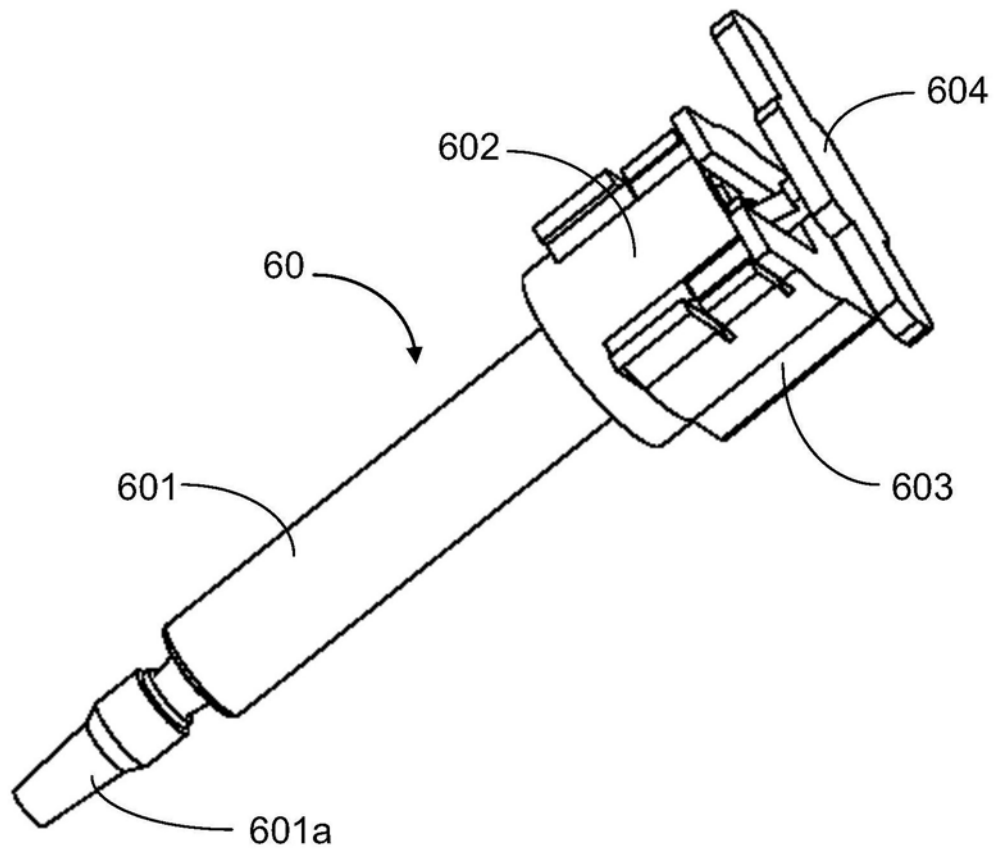


图35

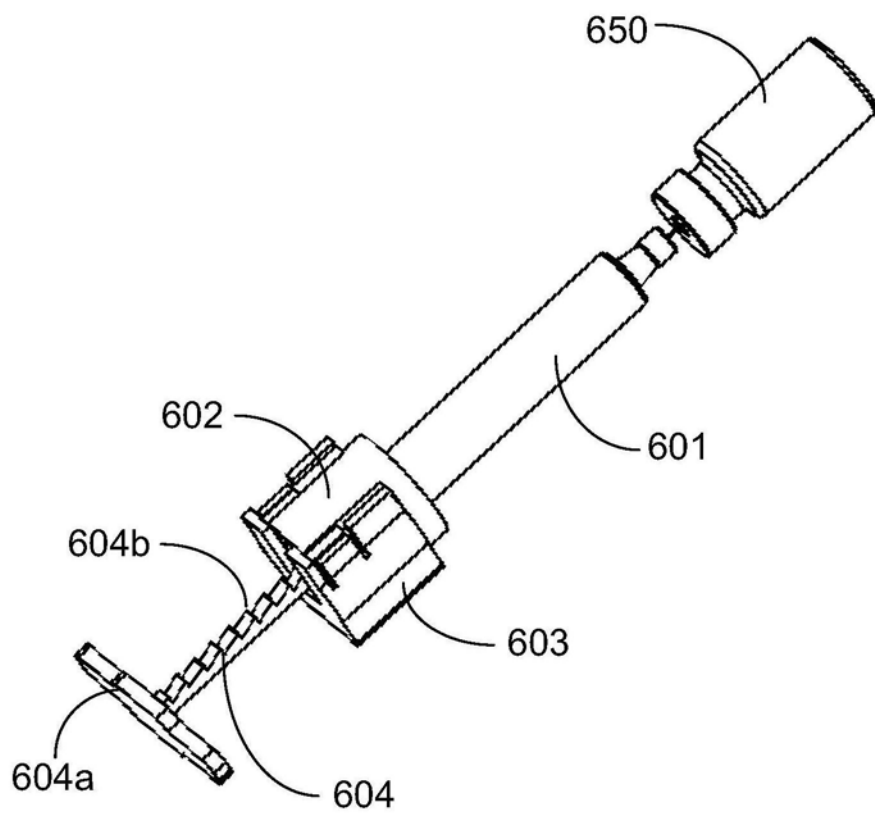


图36

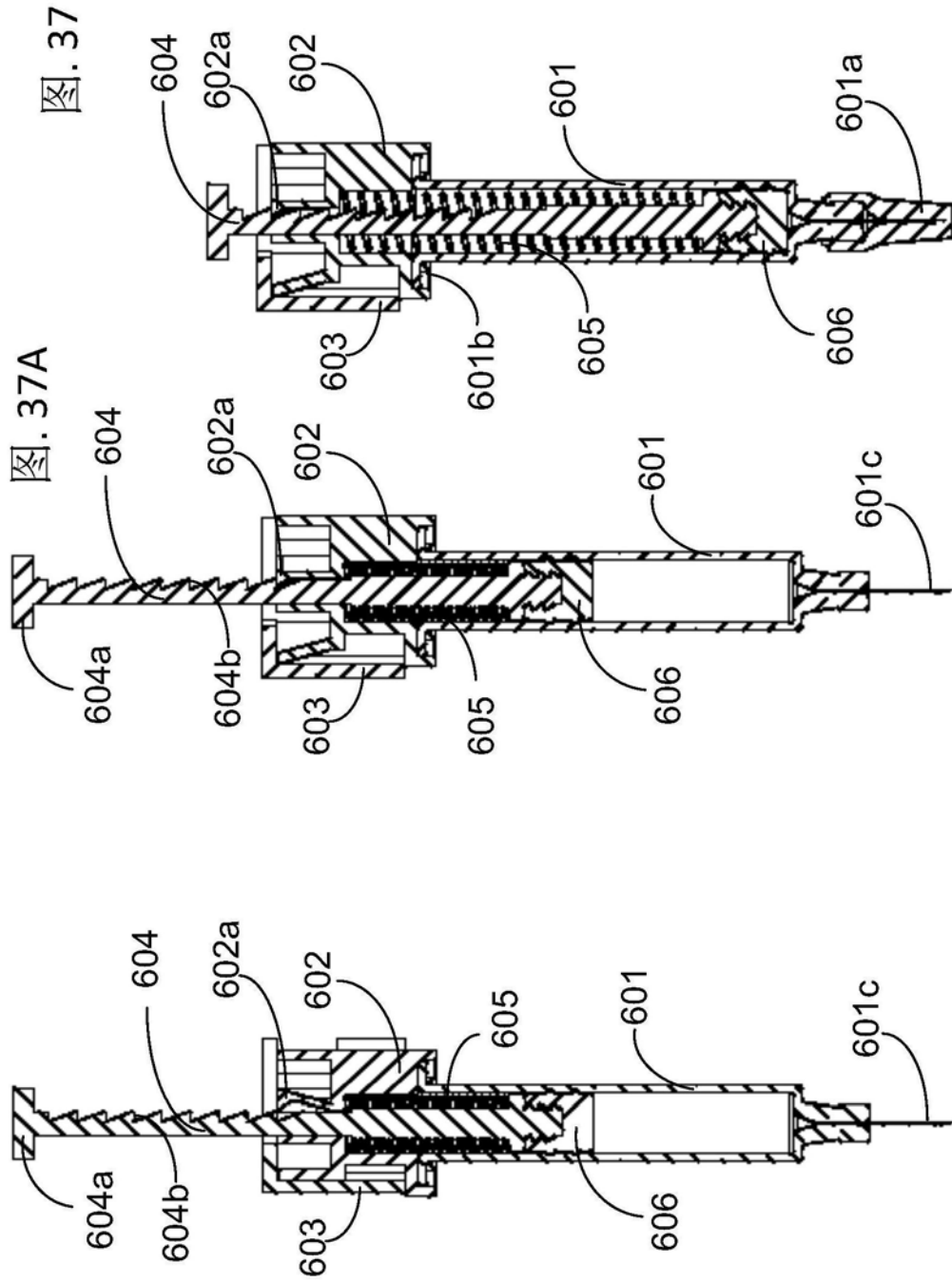


图37B

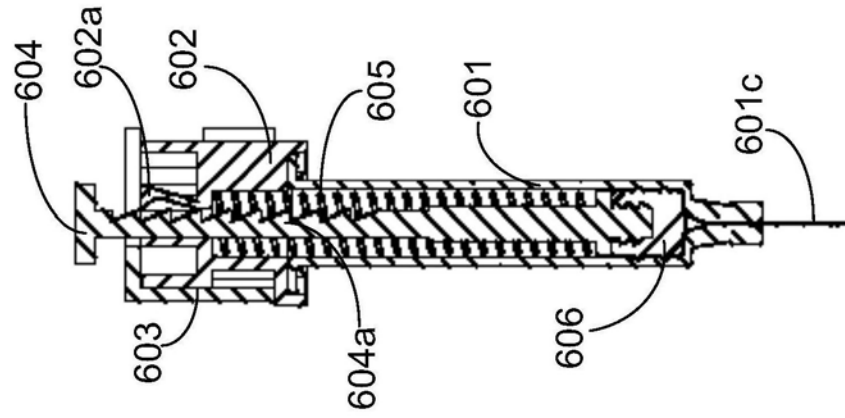


图37C

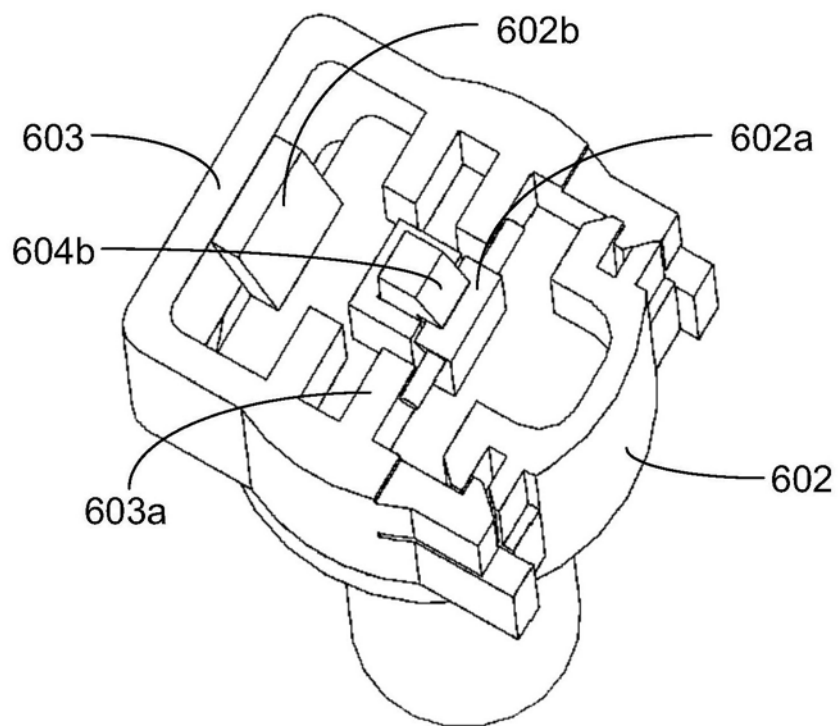


图38

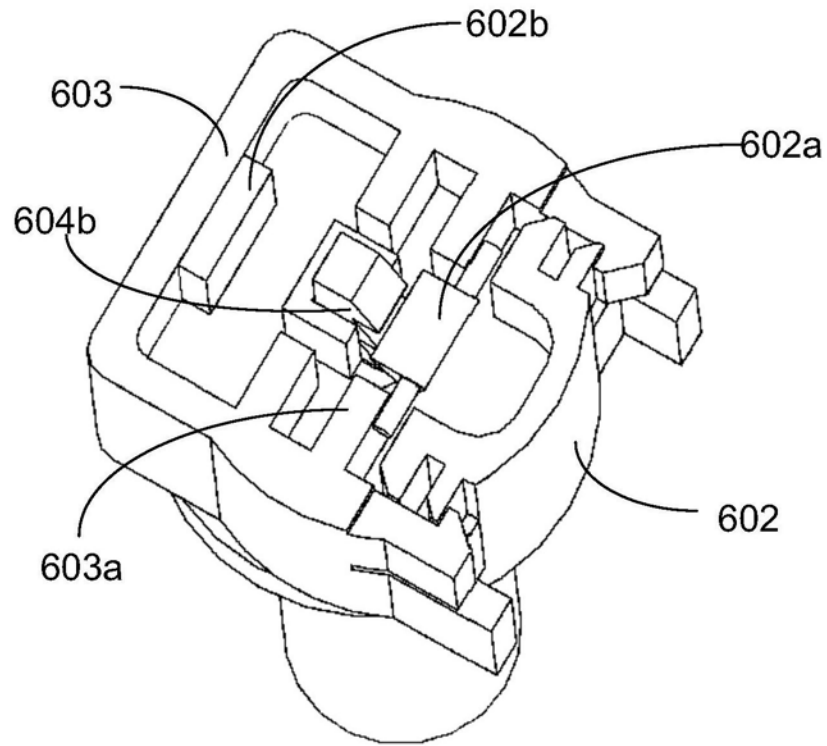


图39

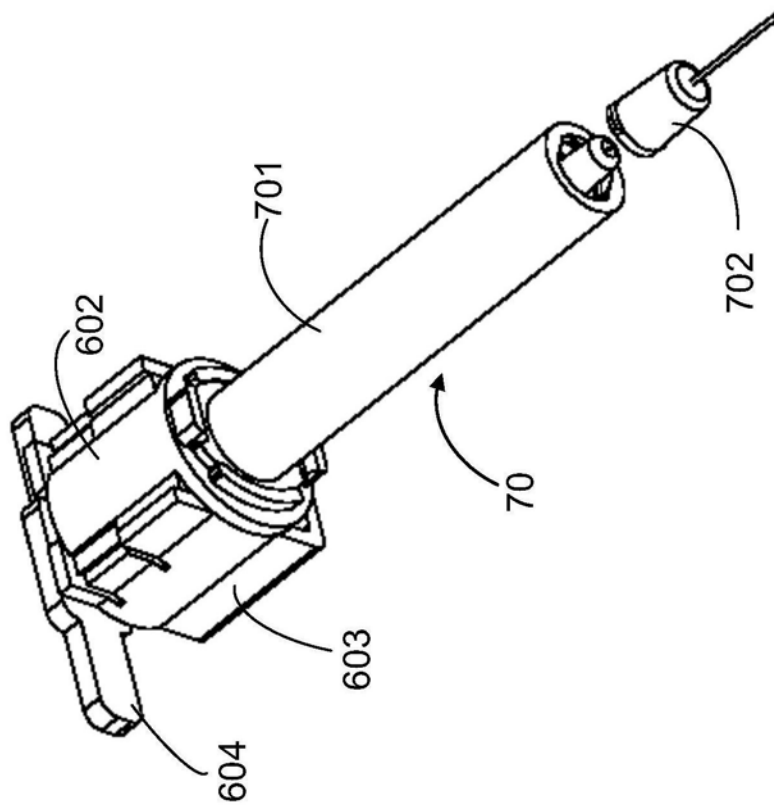


图40

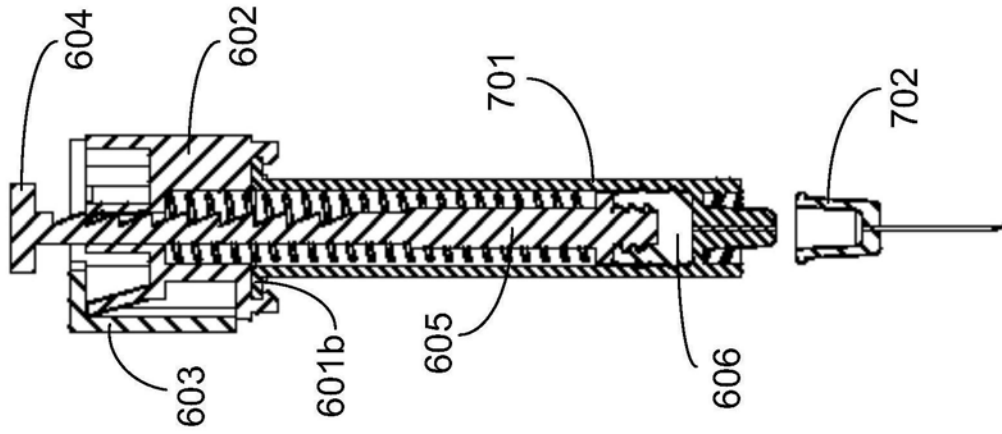


图41

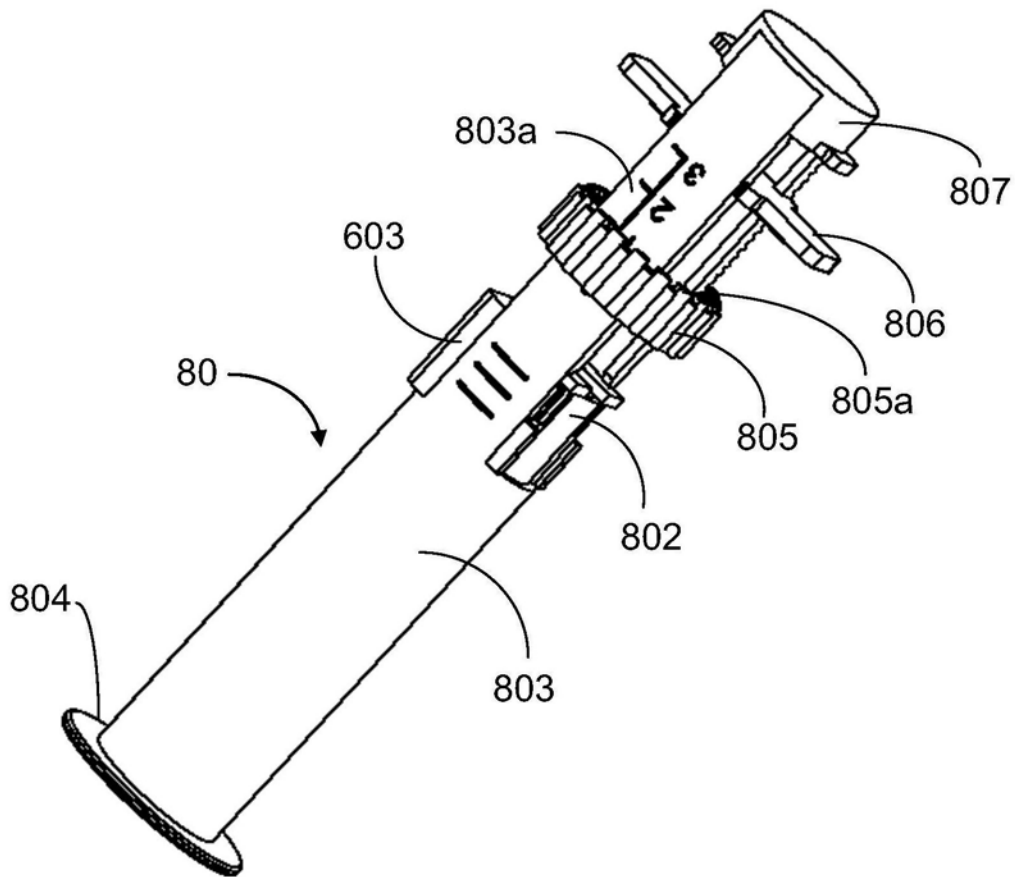


图42

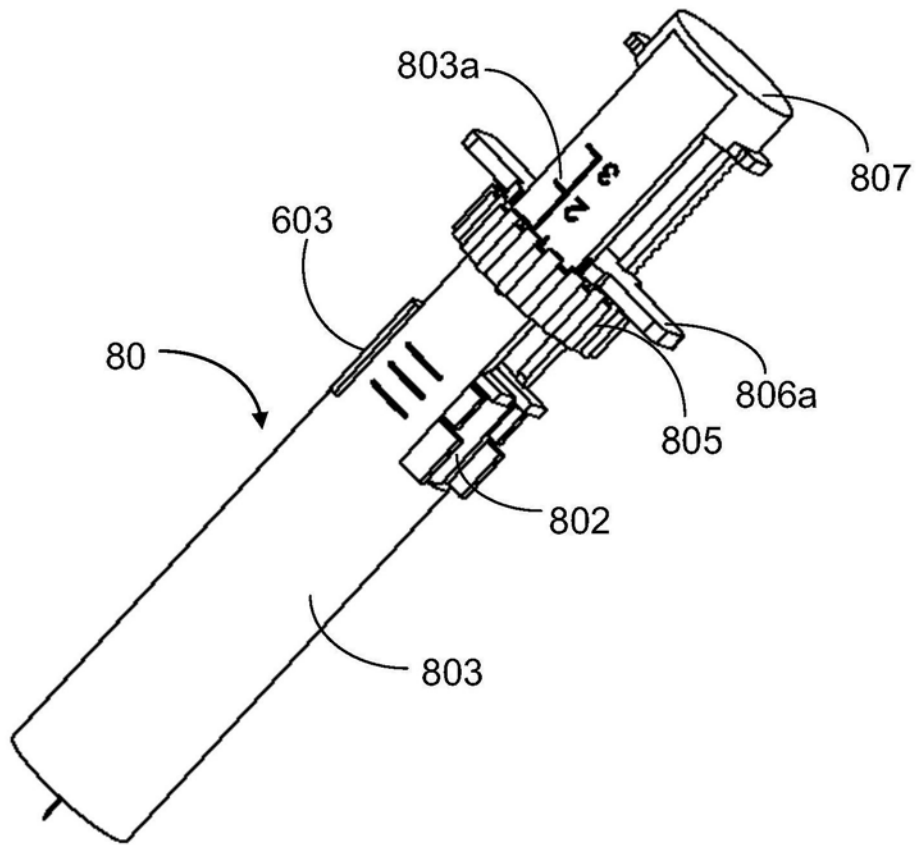


图43

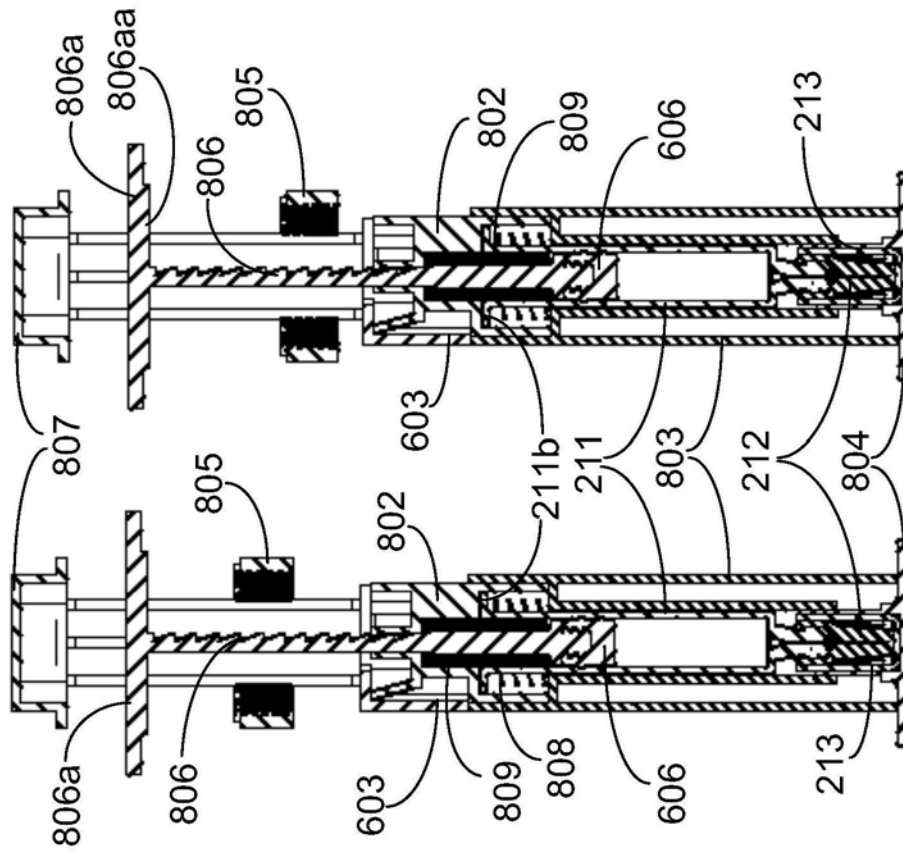


图44

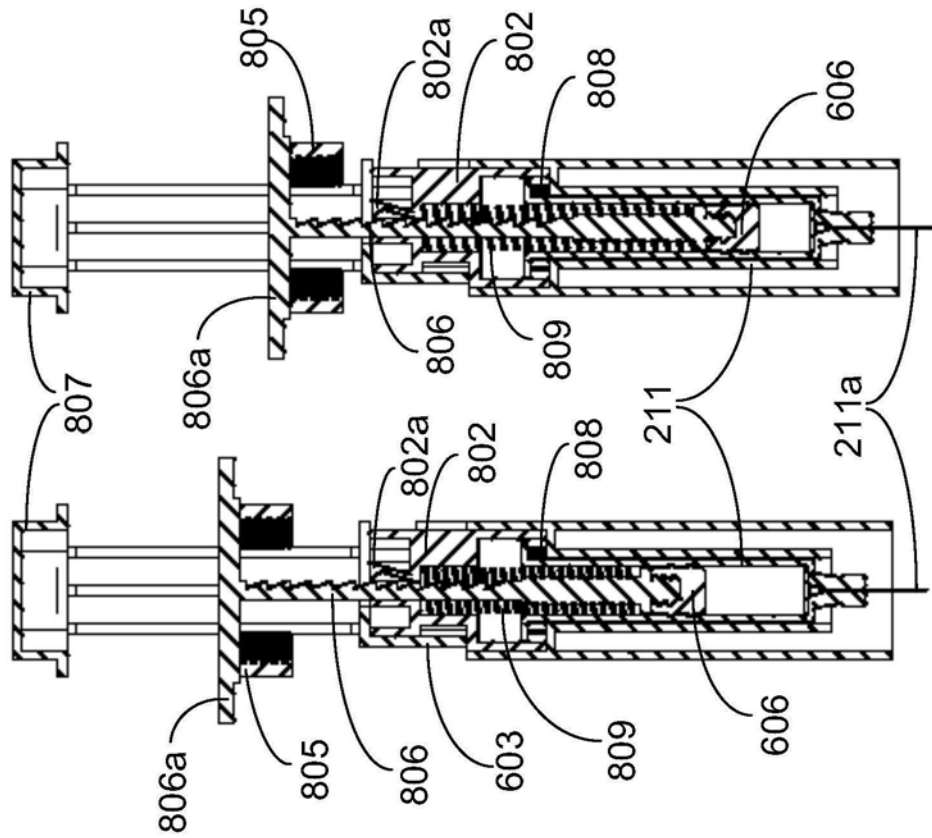


图45

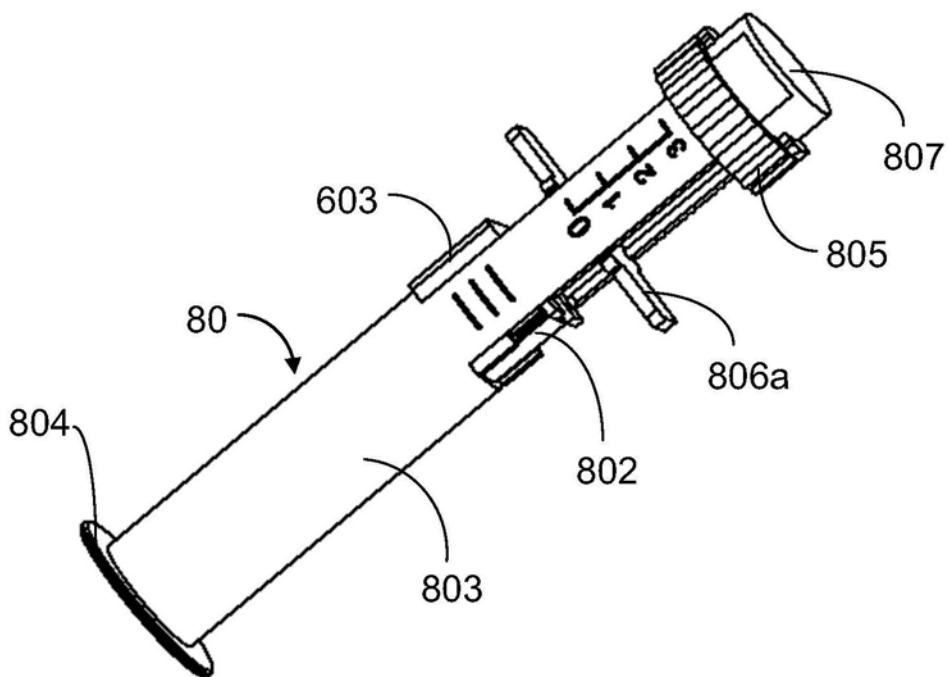
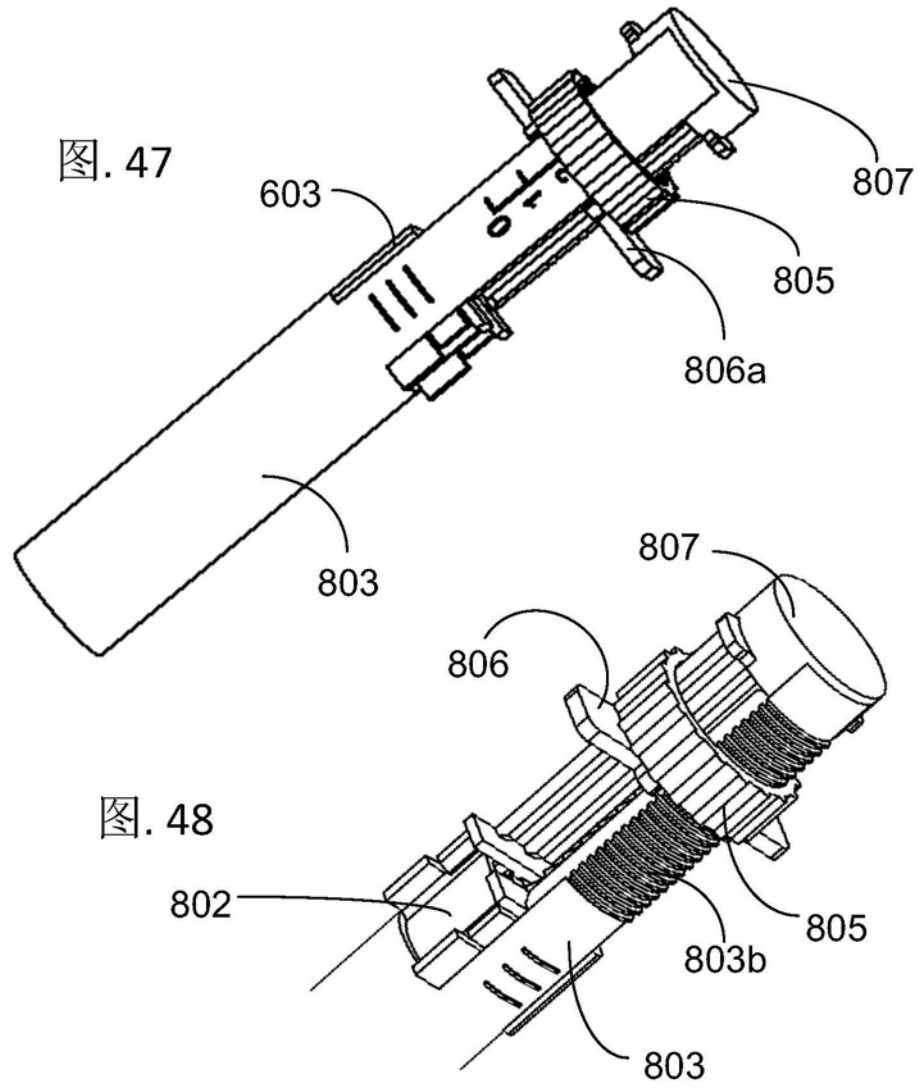


图46



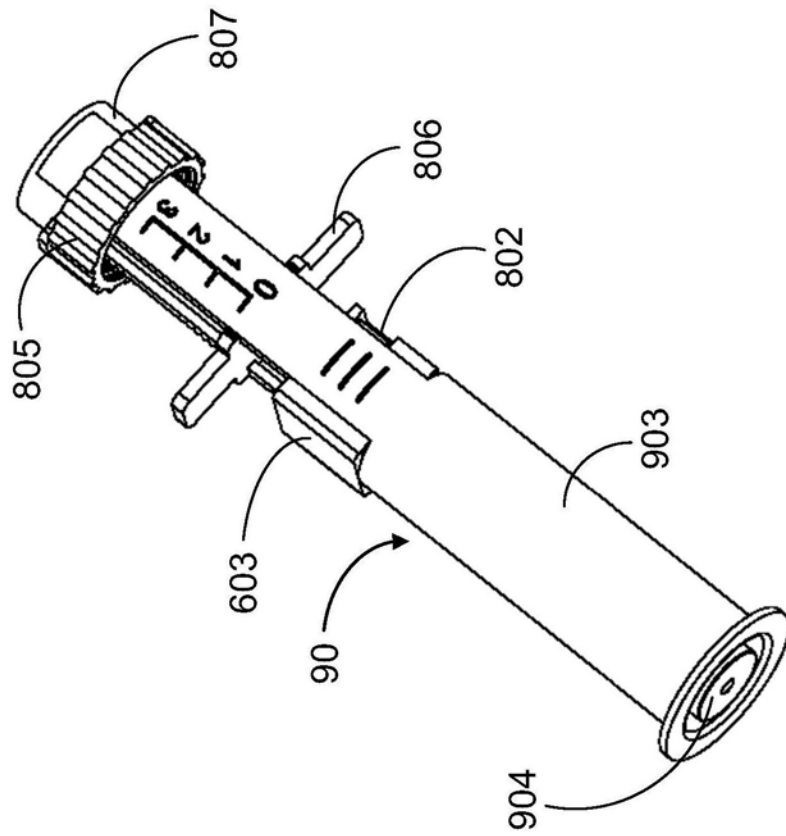


图49

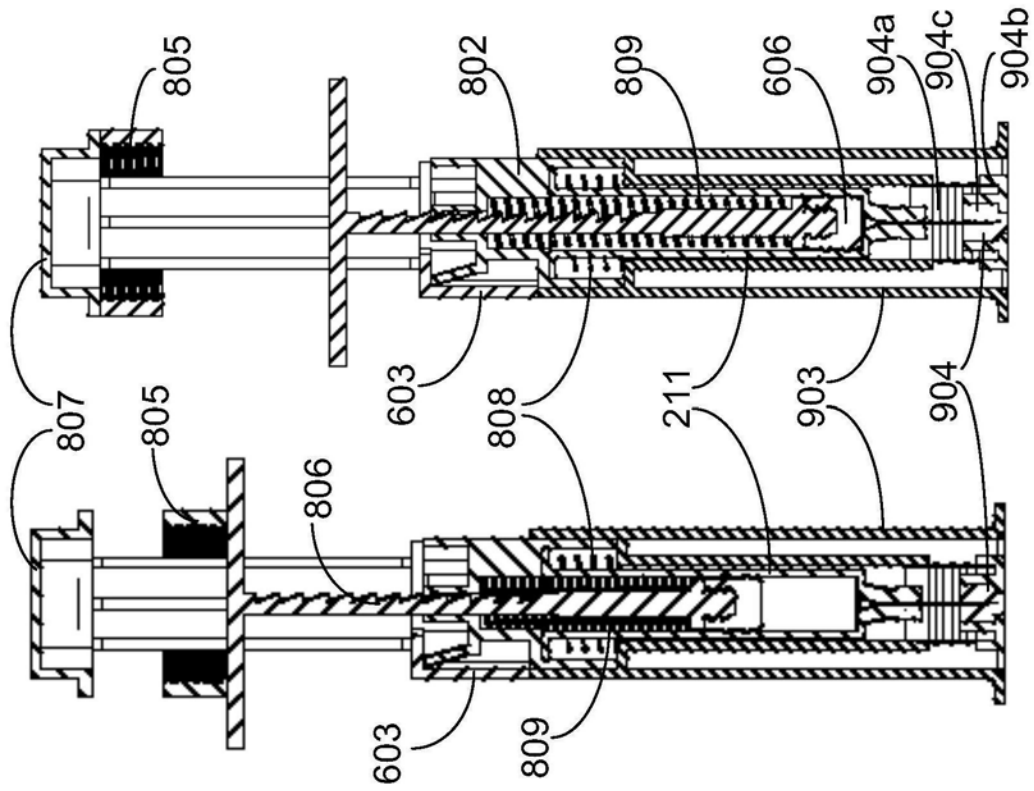
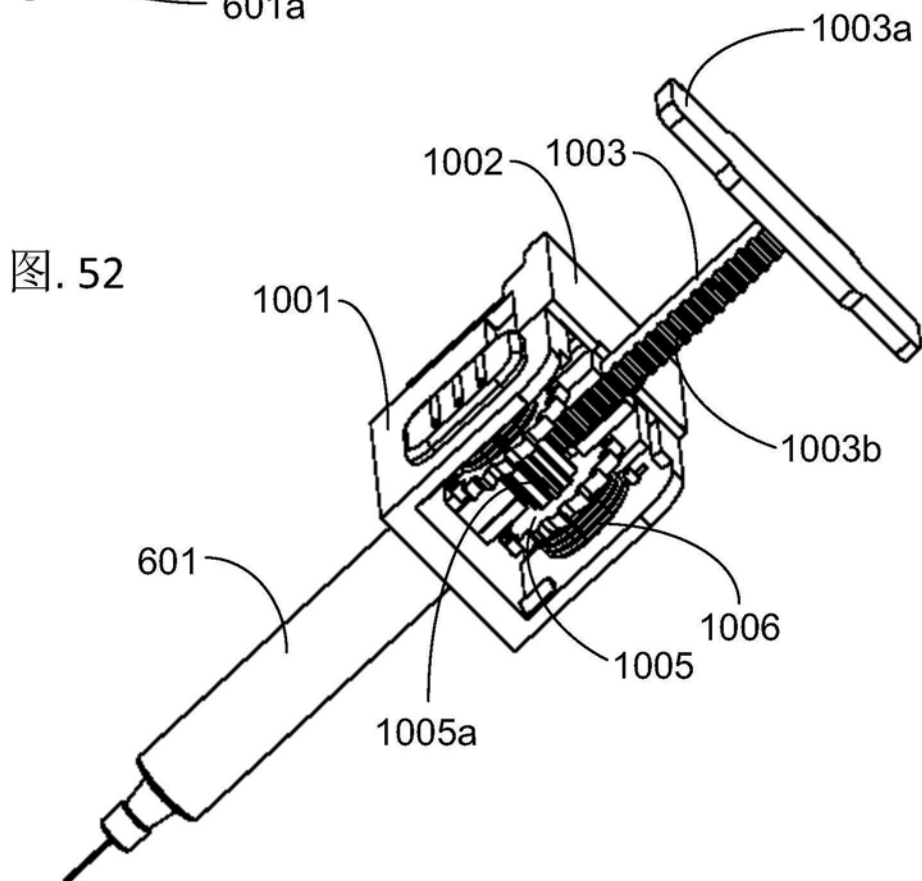
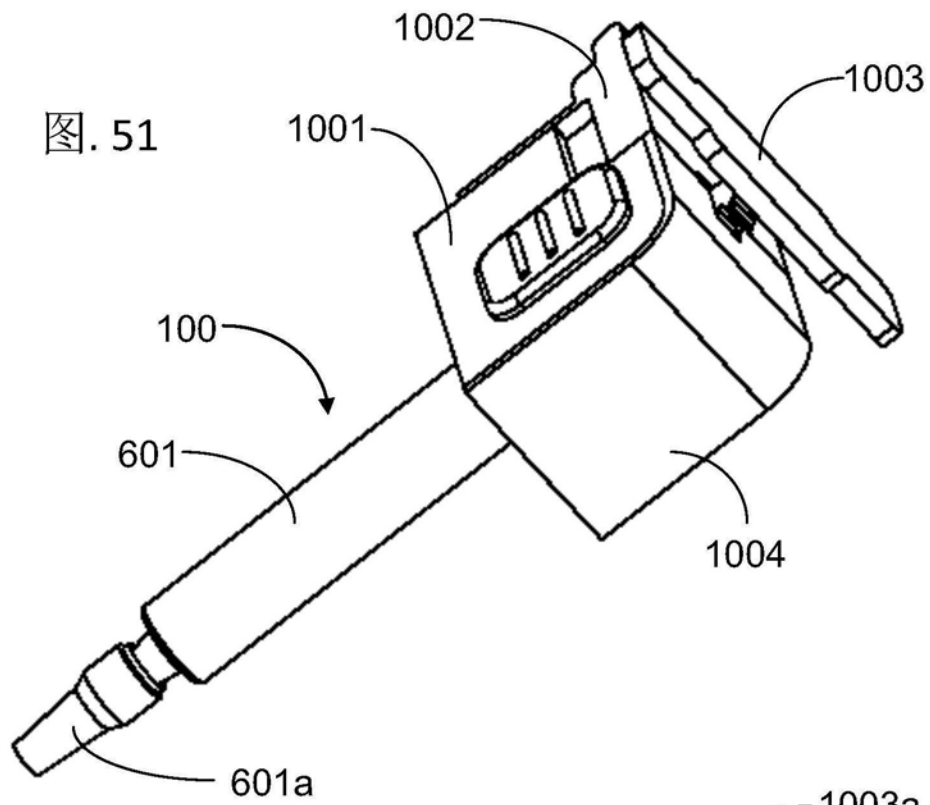
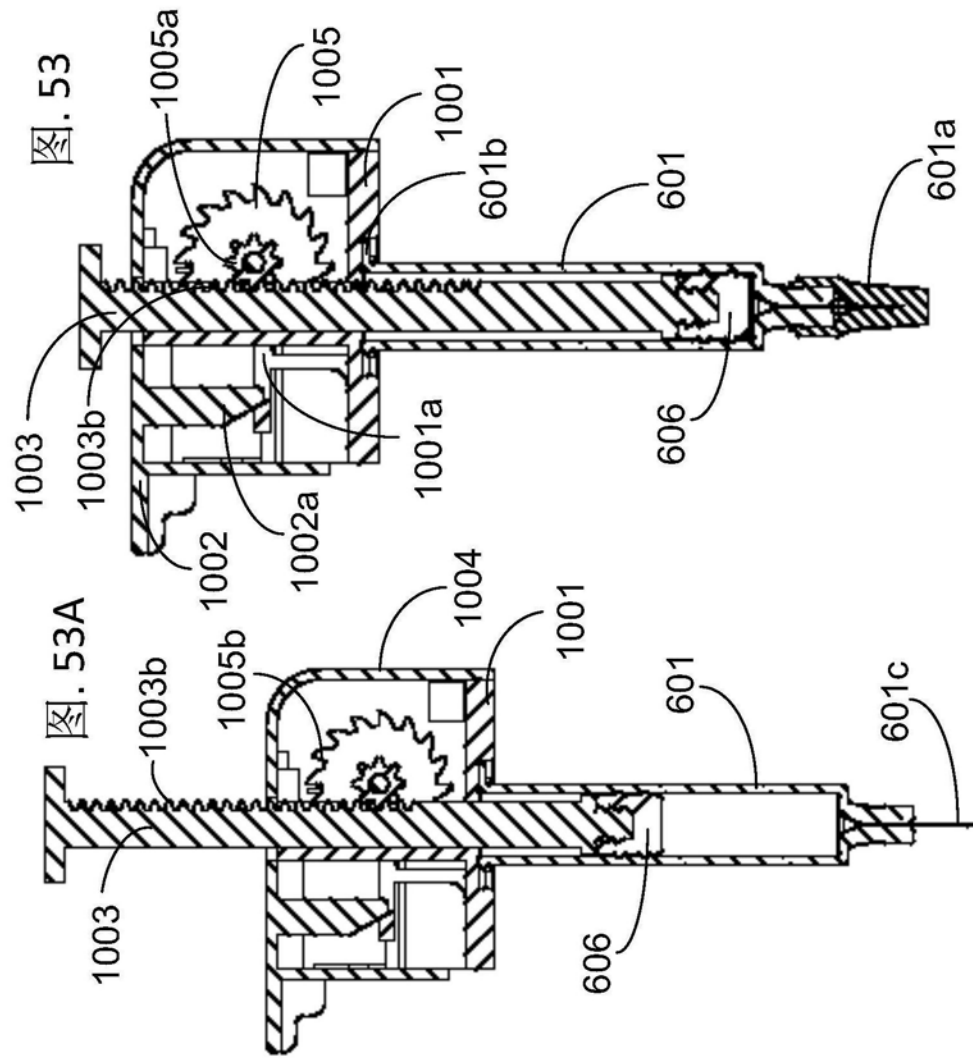


图50





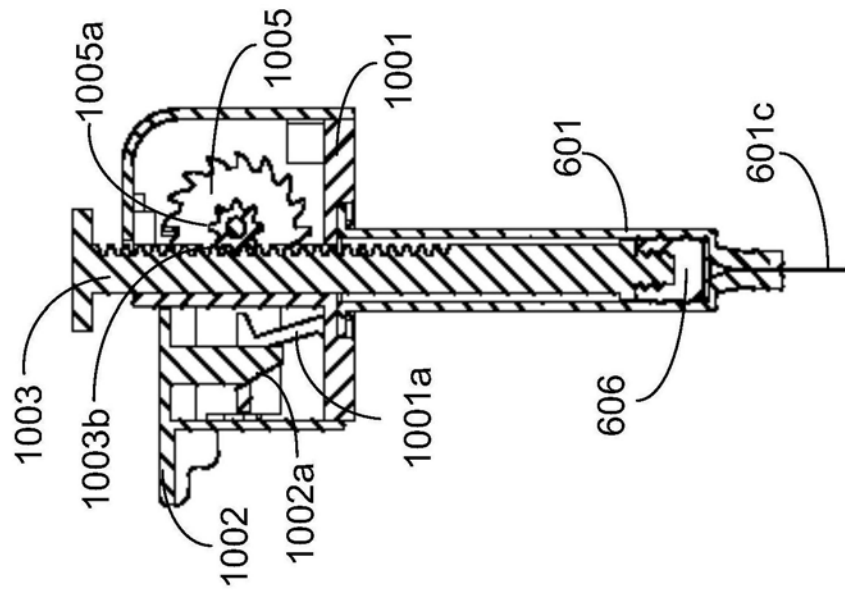


图53B

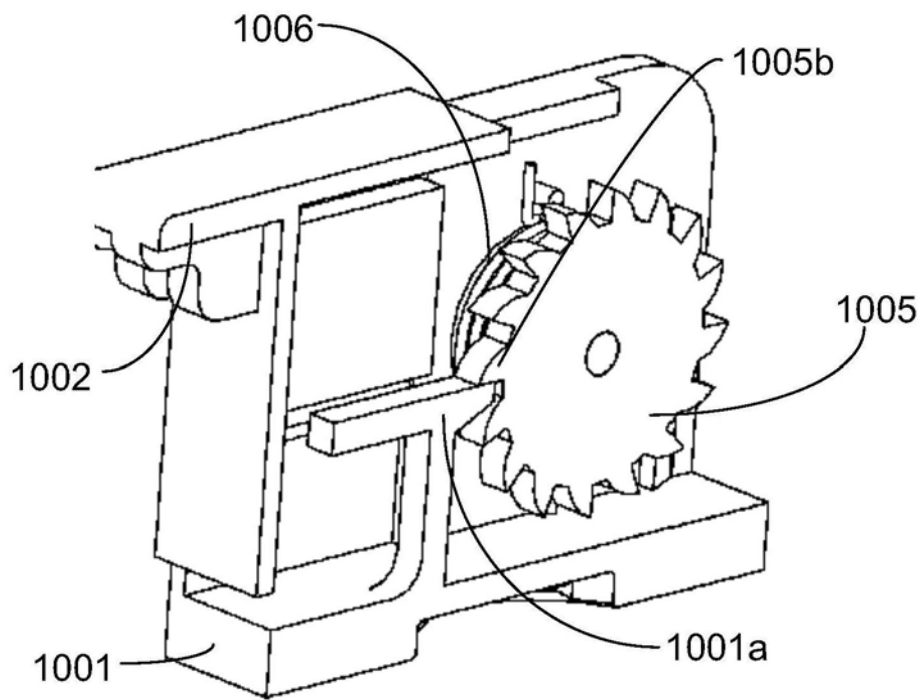


图54

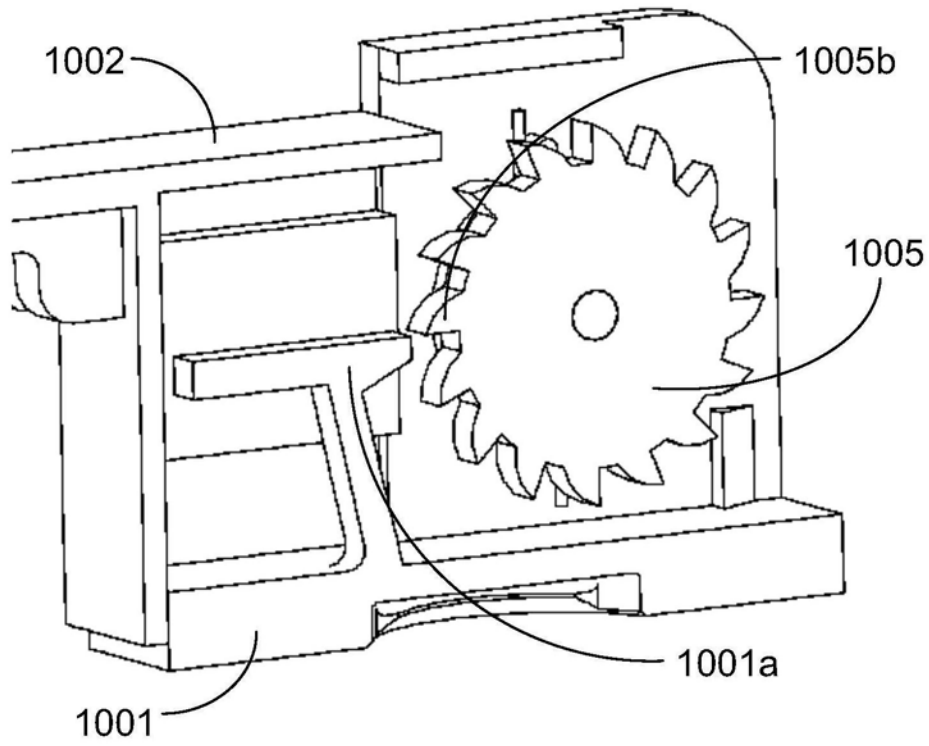
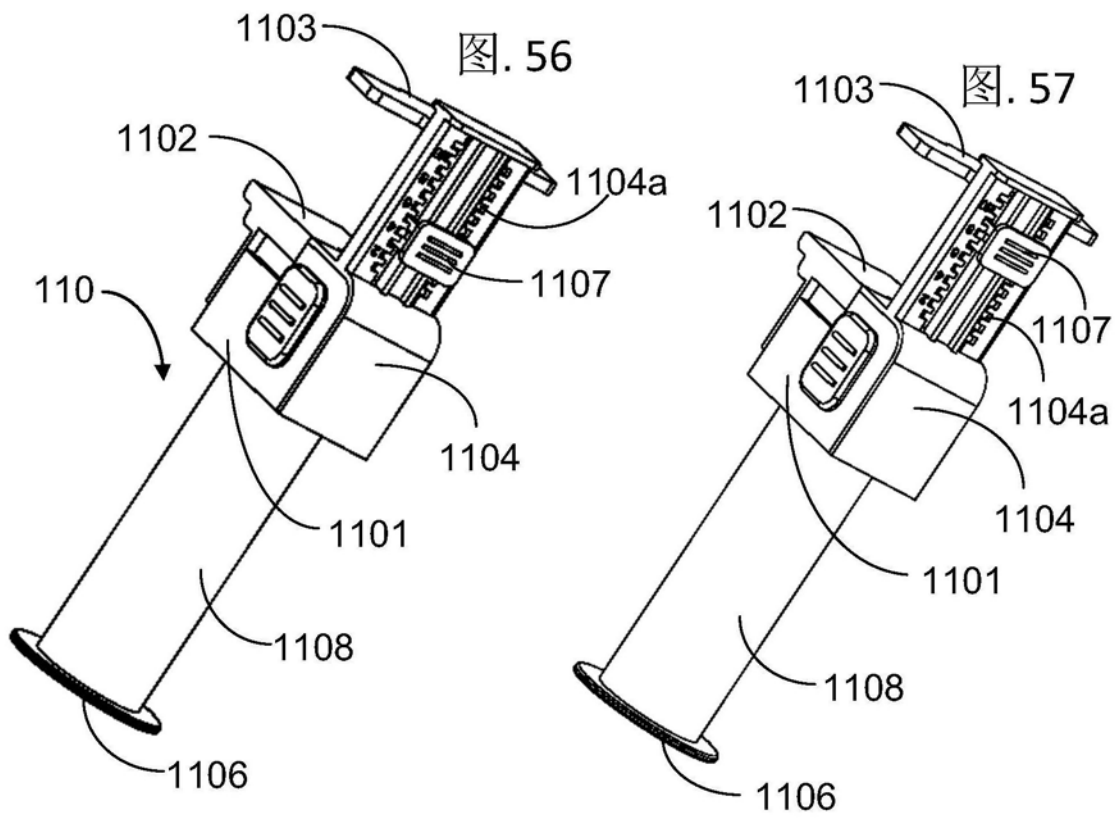


图55



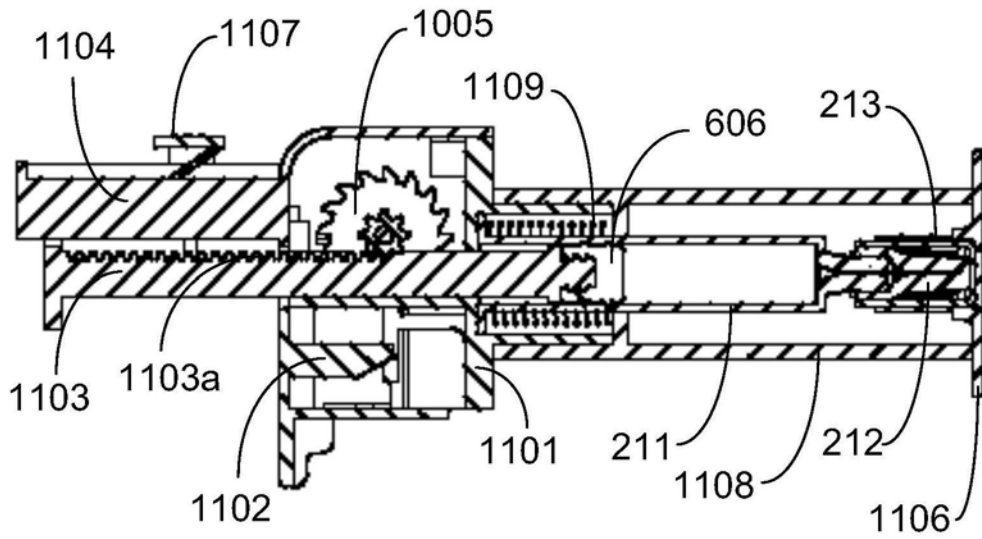


图58

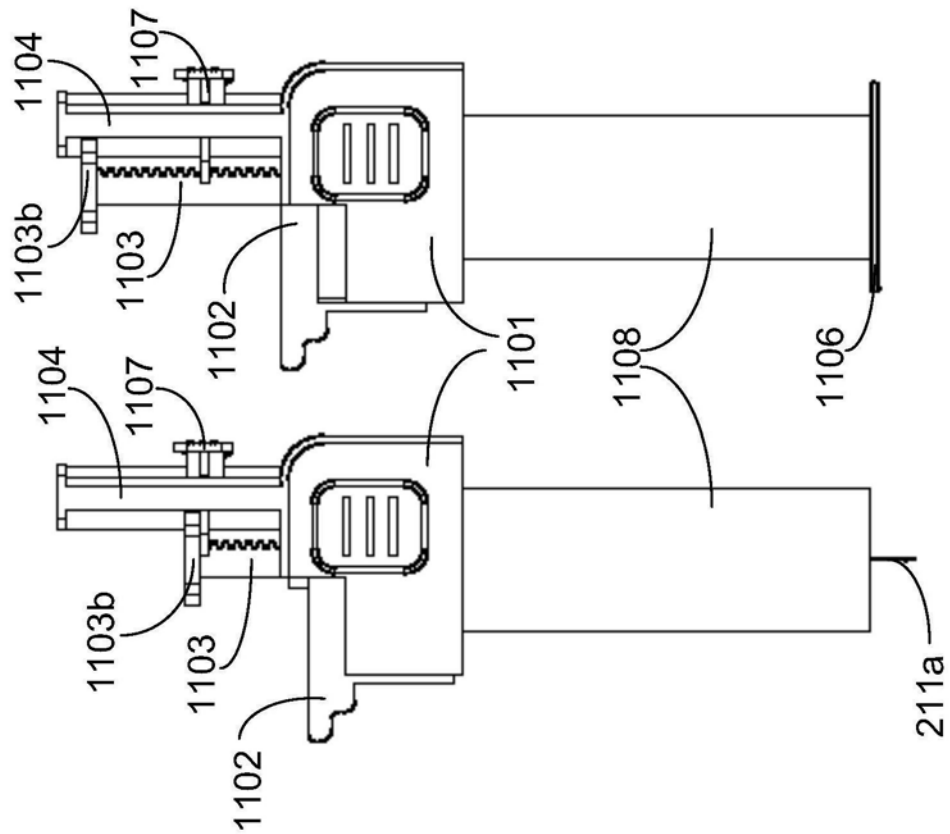


图59

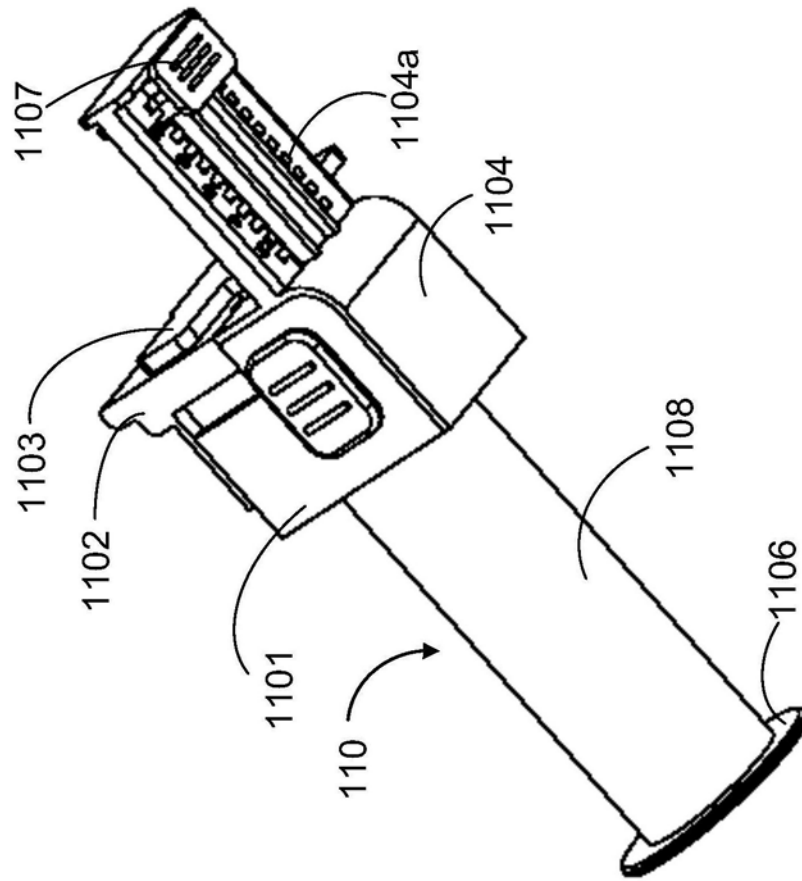


图60