



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110520172 A

(43)申请公布日 2019.11.29

(21)申请号 201880025462.5

(22)申请日 2018.04.19

(30)优先权数据

62/487014 2017.04.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/028292 2018.04.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/195270 EN 2018.10.25

(71)申请人 免疫医疗有限责任公司

地址 美国马里兰州

(72)发明人 M.C.宋 J.A.苏布拉莫尼

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 李婷 陈浩然

(51)Int.Cl.

A61M 5/00(2006.01)

A61M 5/20(2006.01)

A61M 5/30(2006.01)

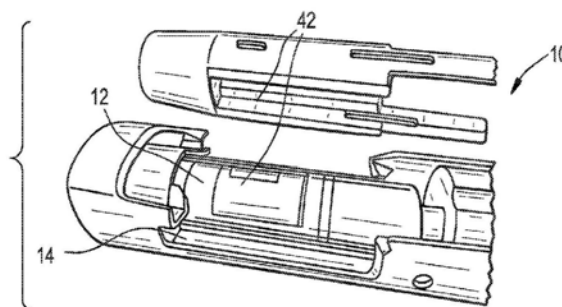
权利要求书2页 说明书7页 附图18页

(54)发明名称

电子连接的自动注射器

(57)摘要

披露了一种被配置为递送药物的装置。该装置包含多个传感器,包括磁性接近度传感器和温度传感器。该磁性接近度传感器可以检测是否所有该药物已注射到患者体内。该温度传感器可以确定该药物的温度是否已达到预定的或适当的注射水平。该装置还包括锁定装置,该锁定装置可以在该药物的温度低于该适当温度时锁定该装置,并且可以在该温度达到或超过该适当温度时自动解锁该装置。



1. 一种适于接纳包含药物的预装填注射筒的递送装置,其中,该递送装置包括在启动时将该药物推出该预装填注射筒的推出器、以及与该推出器一起移动的至少一个磁性接近度传感器,以及
被配置为可拆卸地附接到该递送装置的适配器,该适配器适于读取由该至少一个磁性传感器获得的信息。
2. 如权利要求1所述的递送装置,其中,该适配器包括电路和微处理器。
3. 如权利要求2所述的递送装置,其中,该适配器进一步包括电池。
4. 如权利要求1、2或3所述的递送装置,其中,该适配器连接到计算装置。
5. 如权利要求4所述的递送装置,其中,该适配器通过WiFi或蓝牙连接到该计算装置。
6. 如权利要求1所述的递送装置,进一步包括另一个磁性传感器,该另一个磁性传感器固定地附接到该递送装置的本体,其中,当该至少一个磁性接近度传感器相对于该另一个磁性传感器移动时,所述另一个磁性传感器读取该至少一个磁性接近度传感器。
7. 如权利要求1所述的递送装置,进一步包括另一个磁性传感器,该另一个磁性传感器固定地附接到该适配器,其中,当该至少一个磁性接近度传感器相对于该另一个磁性传感器移动时,所述另一个磁性传感器读取该至少一个磁性接近度传感器。
8. 如权利要求6或7所述的递送装置,其中,该至少一个磁性接近度传感器包括至少一个永磁体,并且其中,该另一个磁性传感器包括霍尔效应传感器。
9. 如权利要求1所述的递送装置,其中,该至少一个磁性传感器位于该递送装置的击发销、盖套筒或锁套筒上。
10. 一种适于接纳包含药物的预装填注射筒的递送装置,其中,该递送装置包括在启动时将该药物推出该预装填注射筒的推出器、以及确定该药物的温度的至少一个温度传感器,以及
被配置为可拆卸地附接到该递送装置的适配器,该适配器适于读取该至少一个温度传感器,以及
锁定装置,该锁定装置能够从防止该推出器启动的抵触构型移动到该推出器能够启动的非抵触构型,
其中,当该药物的温度低于预定温度时,该锁定装置处于该抵触构型,并且其中,当该药物的温度达到或超过该预定温度时,该锁定装置自动地移动到该非抵触构型。
11. 如权利要求10所述的递送装置,其中,该锁定装置包括铰接凸起部,该铰接凸起部在该抵触构型下与该递送装置的本体抵触。
12. 如权利要求10所述的递送装置,其中,该适配器包括电路,该电路被配置为使该锁定装置在该抵触构型与该非抵触构型之间移动。
13. 如权利要求12所述的递送装置,其中,该电路包括直流电机或电磁阀、以及电池。
14. 如权利要求12或13所述的递送装置,其中,该电路进一步包括微处理器。
15. 如权利要求12所述的递送装置,其中,该适配器经由WiFi或蓝牙连接到计算装置。
16. 如权利要求12所述的递送装置,其中,该适配器进一步包括至少一个电磁装置,其中,该电磁装置在启动时产生磁场以使该锁定装置在该抵触构型与该非抵触构型之间移动。
17. 如权利要求10所述的递送装置,其中,该锁定装置包括形状记忆合金元件,该形状

记忆合金元件使该锁定装置在该抵触构型与该非抵触构型之间移动。

电子连接的自动注射器

技术领域

[0001] 本发明涉及智能自动注射器和/或自动注射器,这些智能自动注射器和/或自动注射器连接到因特网或计算装置,诸如智能电话、平板电脑、笔记本电脑和台式电脑,并且具有用于实时确定自动注射器的度量的传感器阵列,并且由于传感器阵列的连通性,这些度量可以由计算装置读取和/或经由因特网传输以由其他计算装置读取。

背景技术

[0002] 医疗保险公司正在从单位定价支付模式转向更基于结局的补偿模式。实现医疗装置数字连通性将为患者、保健提供方、医生、制药公司和支付方提供有价值的附加信息。

[0003] 另一个问题是药物粘度随温度而变化;温度越低,药物的粘度变得越高。粘度较高的低温药物可能会对成功的药物递送产生负面影响,并且可能引起患者不适。出于这个原因,许多药物递送说明指导患者将药物在注射之前温热至适当的或预定的温度(诸如室温或体温)以防止冷注射。

[0004] 仍然需要一种这样的药物递送系统,该药物递送系统可以监测药物的注射并且当药物的温度达到适当的或预定的温度时可以防止递送系统被启动。

发明内容

[0005] 本发明的一个方面涉及捕获由集成在本发明的自动注射器中的磁性接近度传感器获得的使用信息。

[0006] 本发明还捕获并利用药品温度数据以在药品还未达到适当温度时通过锁定自动注射器来防止装置使用,从而防止将低于适当温度的药物注射到患者体内。当装置和药品达到所需的注射温度时,装置将自动解锁。患者和/或保健提供方可以手动控制这个锁定特征以在任何时间注射药物。

[0007] 尽管本文使用自动注射器作为实例来说明本发明,但是本文件中描述的本发明可以应用于具有机械或机电内部移动部件的任何药物递送装置。本文使用的术语“药物”包括但不限于药物、疫苗和可以注射到人和动物患者体内的任何液体。

[0008] 本发明涉及一种被配置为递送药物的装置。该装置包含多个传感器,包括磁性接近度传感器和温度传感器。该磁性接近度传感器可以检测是否所有药物已注射到患者体内。该温度传感器可以确定药物的温度是否已达到预定的或适当的注射水平。该装置还包括锁定装置,该锁定装置可以在药物的温度低于这个适当温度时锁定装置,并且可以在温度达到或超过该适当温度时自动解锁该装置。

附图说明

[0009] 在附图(这些附图形成说明书的一部分并且将与其结合进行理解、并且在这些附图中相同的附图标记用于指示不同视图中的相同部分)中:

[0010] 图1A是常规自动注射器的剖视分解图;图1B是图1A的局部剖视图,示出了具有温

度传感器和剖开的盖套筒的预装填注射筒；

[0011] 图2A是自动注射器和电子连接的适配器的分解图；图2B示出了图2A的组装版本；

[0012] 图3A是自动注射器的平面图，其中嵌入的线和其他电连接件处于未连接构型；图3B示出了处于连接构型的图3A的自动注射器；

[0013] 图4A示出了自动注射器的内部部件，包括定位在击发销上的磁性传感器、击发弹簧和盖锁；图4B是击发销的透视图；

[0014] 图5A-5B是具有磁性传感器的自动注射器的剖视图，分别示出了处于启动前构型和启动后构型的装置；

[0015] 图6A是锁套筒的远端的透视图；图6B是锁套筒在与相互作用部件组装在一起时的锁套筒的平面图，其中示出存在和不存在击发弹簧，并且示出了磁性传感器和/或温度传感器的可能放置位置；

[0016] 图7是锁套筒的平面图，在锁套筒中插入了至少一个永磁体；

[0017] 图8是上面粘附有霍尔效应型传感器的自动注射器的本体的平面图；

[0018] 图9示出了来自图7和图8的传感器的磁信号的图；

[0019] 图10示出了来自图7和图8的传感器的磁信号的图，其中图7中的永磁体以相反的极性组装；

[0020] 图11A是具有锁定凸起部的锁套筒的透视图；图11B是图11A的放大视图；图11C是图11B的局部剖视图，示出了锁定凸起部；

[0021] 图12A是具有锁定凸起部的盖套筒的透视图；图12B是图12A的锁定凸起部的局部放大视图；图12C是图12A-B中的锁定凸起部与自动注射器的本体和注射筒的一部分的剖视图；

[0022] 图13A是本发明的适配器的分解图，示出了击发销、击发弹簧和帽；图13B是示出了锁定槽的击发销的放大视图，并且图13C是锁定槽的另一放大视图；图13D是具有旋转式转锁的适配器帽的分解图和帽的俯视图；以及图13E是转锁的透视图；图13F是用于旋转转锁的可旋转叉形件的侧视图；

[0023] 图14A是具有锁定机构的另一实施例的自动注射器的侧剖视图；图14B是示出了击发销闩锁和击发销闩锁通道的端视图；

[0024] 图15A是结合了螺线管型致动器的锁定机构的另一实施例的侧剖视图；图15B是击发机构闩锁和锁的放大视图；以及图15C是图15B的侧视图；

[0025] 图16是常规自动注射器的分解图。

具体实施方式

[0026] 如图16所示，自动注射器是一种药物递送装置，该药物递送装置储存有动力，用于对储存在预装填注射筒94内的药物进行注射型递送。自动注射器包含帽96，该帽使得最终使用者能够移除封闭的预装填注射筒的刚性针罩97。一旦帽96被移除，自动注射器就可以被击发，由此释放动力单元95内储存的能量。当通过下压盖套筒34而启动自动注射器时，盖套筒向上推动锁套筒36，这允许动力单元释放将击发销保持在适当位置的击发销锁99。击发销锁99的释放允许击发销弹簧100将击发销抵靠注射筒柱塞而向前推动。（参见图17）储存的能量被导向抵靠柱塞杆/击发销98，该柱塞杆/击发销抵靠预装填注射筒的柱塞99推

动,从而排出药物内容物。图16提供了组装之前的自动注射器和预装填注射筒94的图示。自动注射器通常包括动力单元95和附接有帽96的前罩93。

[0027] 在一个实施例中,本发明的自动注射器具有丰富的传感器,并且通过直接连接或通过因特网连接而连接到计算装置(诸如智能电话、平板电脑、笔记本电脑和台式电脑)以及大型计算机或服务器和存储云。在一个实施例中,如图1A和图1B所示,某些自动注射器10(诸如2.25ml自动注射器)没有足够的内部空间来容纳传感器。如图所示,在图1B的放大视图中,预装填注射筒12通常插入自动注射器10中,并且剩余的内部空间14用作窗口观察区域。优选地,传感器位于适配器16中或连接到适配器16(如图2A和图2B中最佳所示),并且其大小和尺寸被设计成可拆卸地附接到自动注射器10。

[0028] 适配器16可以包括多个电子部件和显示部件(诸如但不限于数字显示器)、传感器(诸如位置传感器、声传感器和振动传感器)、微处理器、存储器(诸如闪速存储器)、NFC检测器、接触开关和蓝牙传输系统。传感器将检测装置使用信息,诸如内部部件移动(例如,经由磁性位置传感器)、装置击发声和振动(例如,声传感器和振动传感器)。可以利用NFC检测器来检测可以经由NFC芯片而嵌入装置标签内的装置唯一信息。微处理器将处理所收集的传感器数据和其他输入数据(例如,来自NFC嵌入式标签的数据)并将所述信息存储到存储器中,直到准备好经由蓝牙或其他传输系统进行传输。

[0029] 适配器16还可以具有电源(诸如电池或太阳能电池板)和在下文中标记为元件100的直流电机或电磁阀,用于在适配器16和/或自动注射器10内提供旋转或平移移动,以使装置在抵触构型(其中自动注射器10的操作被阻止或限制)和非抵触构型(其中自动注射器10的操作是可操作的)之间移动。

[0030] 在一个实施例中,本发明能够确定适配器16何时被附接以及然后何时从自动注射器10移除。如图3A和图3B中最佳所示,该实施例中的自动注射器10具有两根电线22,这两根电线嵌入在自动注射器的壳体的壁中。这些线的近侧端部被间隔开以形成开放间隙24,如图3A中最佳所示。适配器16包括导电条或导电桥26,该导电条或导电桥的大小和尺寸被设计成桥接线22的近侧端部,使得当适配器完全插入到自动注射器10上时,导电条26连接电线22的近侧端部以闭合由适配器16中的电路、线22和桥28所形成的电路。

[0031] 移除适配器16将断开该电路,这可由适配器16读取,并且适配器的插入将闭合该电路,这也可由适配器16读取并指示适配器16可操作。适配器16中的微处理器可以将该信息传输到所连接的计算装置和/或将该信息本地存储在适配器16内部的存储器中。

[0032] 本发明的适配器16还可以检测药物递送是否完成以及是否发生了递送错误。迄今为止,依赖于通过在递送之后查看观察窗对患者进行提醒来确认递送是否完成或成功。为了使患者或保健提供方免于此任务,本发明人使磁性接近度传感器适配于适配器16和自动注射器10。磁性接近度传感器通常包括两个磁性部件。当这两个部件彼此靠近定位时,它们的磁场相互影响,可以测量这些效应并且可以推导出两个部件之间的距离。磁性接近度传感器在它们的两个部件彼此靠近时将检测到强信号,并且在两个部件彼此远离时将检测到弱信号或没有信号。磁性接近度传感器的实例包括但不限于www.electronicstutorials.ws/electromagnetism/hall-effect.html和美国专利号7,698,936中披露的霍尔效应传感器,该网页内容和该美国专利通过援引以其全文并入本文。

[0033] 参见图4A-B,一个磁性接近度传感器28附接到或粘附到击发销30的远端,该击发

销被击发弹簧32偏置。另一个接近度传感器(未示出)容纳在适配器16内并连接到其电路和微处理器。由于空间约束,即自动注射器10内的空间14被击发销30和击发弹簧32占据,磁性传感器28位于击发销30的远端处。在击发弹簧32处于完全压缩状态的情况下在击发销30展开之前,磁性度传感器28位于适配器16内的另一个接近传感器附近。在该构型中,适配器16内的电路可以检测磁性传感器28。当击发销30成功展开时,磁性传感器28应当远离适配器16定位,使得电路和接近传感器的另一半可以不再检测磁性传感器28或仅检测弱信号。这表明药物成功注射。

[0034] 另一方面,如果注射不完全并且一些药物残留在注射筒中,则磁性传感器28将保持靠近适配器16和另一个磁性传感器,并且电路仍将检测磁性传感器28。适配器16内的电路优选地将警告传达给患者或保健提供方,诸如声音警报或视觉信号,例如LED灯。

[0035] 为了最小化对磁性传感器28的潜在损坏,优选地,该磁性传感器至少部分地嵌入击发销30的材料内。

[0036] 在另一个实施例中,磁性传感器28可以放置在盖套筒34上,如图1所示。如图5A和图5B中最佳所示,磁性传感器28定位在盖套筒34的远端上。图5A示出了在启动或展开之前的自动注射器10,并且图5B示出了在启动之后的自动注射器10,示出了磁性接近度传感器28已经与盖套筒34一起向远侧移动。在其他方面,图5A和图5B的实施例的功能类似于图4A和图4B的实施例。

[0037] 图6A-6B中示出了图5A和图5B的实施例的变型,其中磁性传感器28放置在锁套筒36上。图6A示出了锁套筒36的端盖35,该端盖上附接有磁性传感器28和/或温度传感器42。由于锁套筒36在盖套筒34移动时而移动,如图5A和图5B所示,因此将磁性传感器28定位在锁套筒36上以类似的方式起作用。

[0038] 根据本发明的另一方面,可以利用上述磁性接近度传感器或霍尔效应传感器来测量药物注射的定时和持续时间。在这个实施例中,磁性接近度传感器的两个部件均位于自动注射器10的本体上或本体内,如图7和图8中最佳所示。在这个实施例中,至少一个永磁体38插入或以其他方式附接到自动注射器10的锁套筒36的移动的端部。优选地,使用钕永磁体。这种磁体通常由钕、铁和硼的合金(NdFeB)制成,并且可以具有多种尺寸(例如,厚度为1/16或1/32英寸),它可以装配到锁套筒36中,如图7所示。可以插入单个磁体38,或者可以使用两个朝向彼此定向的具有相反极的磁体38。如图8所示,霍尔效应传感器的单个部件40附接(例如,胶粘或用环氧树脂胶合)到自动注射器10的本体。图8示出了这个实施例的原型;生产版本的部件40将嵌入或永久地固定到本体。线也将嵌入或永久地固定到自动注射器的本体,并且连接到适配器16中的电路和微处理器。两个霍尔效应传感器40可以提供冗余度和准确度。

[0039] 图9示出了当单个永磁体38在启动期间经过两个霍尔效应传感器40时的所测量的磁场。横轴表示时间轴,并且可以在患者/使用者启动自动注射器时开始记录。当药物被射出时,由霍尔效应传感器所检测到的磁场在永磁体38经过霍尔效应传感器40时显示出突变。注射的定时和持续时间44这两者均可以容易地从图9中的图中提取。

[0040] 当使用两个具有相反极性的永磁体38(如上所述)并且将两个霍尔效应磁体40放置在两个永磁体38的任一侧上时,所检测到的磁场在图10中示出。相反的极性产生两种也彼此相反的信号,并且使用者可以确定与特定永磁体相对应的信号。

[0041] 当患者或护理提供方从注射部位移除自动注射器10时,锁套筒36将返回经过其原始位置并被锁定就位。该返回运动也将被磁性接近度传感器捕获。

[0042] 图7-10中所示的实施例还可以通过评估图9和图10中所示的持续时间44的长度来确定药物是否完全从自动注射器10或从注射筒12中射出。如果图在预期持续时间段44内停止,则图指示击发销30未到达其预期目的位置。另外,如果图9和图10中的图上的持续时间段44比预期持续时间短或长,则这也可能指示由适配器16中的电路和微处理器可检测到的异常。

[0043] 图7-10中所示的实施例还可以检测自动注射器10的移动,因为该移动可以通过盖套筒34将轻微的运动传递到锁套筒36,并且该运动可以由磁性接近度传感器拾取。下面讨论的锁定闩锁在释放时也可以由磁性接近度传感器检测。

[0044] 根据本发明的另一方面,本发明还包括温度感测能力,用于测量药物的温度,以确保药物在被注射到患者体内之前达到预定的或适当的温度,诸如室温、体温或其他舒适温度。如图1B所示,热传感器42可以直接测量通常在使用前冷藏的预装填注射筒12的温度,方式是通过将该热传感器附接到注射筒12或附接到包围针筒12的盖套筒34的内部。热传感器42还可以通过附接到自动注射器10中的另一个部件(诸如图6中所示的锁套筒36)来间接地测量该温度。在热传感器42不与注射筒12直接接触的情况下,适配器16中的电路和微处理器可以实现从热传感器12达到目标注射温度时以及注射器10被解锁以进行注射时的时间延迟,以考虑到自动注射器10内不同材料的传热和热容性质的差异。合适的温度传感器包括但不限于热敏电阻和热电偶(诸如美国专利号7,698,936中讨论的那些),以及应变计等。

[0045] 根据本发明的另一个方面,来自热传感器42的温度读数可用于锁定自动注射器10,以防止在预装填注射筒达到适当温度之前启动。当注射筒温度达到适当温度时,一个实施例中的自动注射器10自动解锁。如果必须在注射筒达到适当温度之前进行注射,则使用者也可以手动解锁自动注射器10。

[0046] 参见图11A-C,锁套筒36设置有一个或多个锁定凸起部46,该一个或多个锁定凸起部在该锁套筒的近侧端部处以悬臂方式连接到锁套筒36的封盖,并且该锁套筒具有自由突出端48,该自由突出端的大小和尺寸被设计成与自动注射器10的壳体的壁50抵触。锁定凸起部46在其与锁套筒36的封盖的连接处起到类似活动铰链的作用,并且突出端48可以自动向内移动,或者由使用者手动向内推动到与壁50的非抵触位置以允许锁套筒36被启动,从而从注射筒12中射出药物。

[0047] 替代性地,一个或多个锁定凸起部46可以定位在盖套筒34上,如图12中最佳所示。当位于盖套筒34或锁套筒36上时,锁定凸起部46以相同或相似的方式操作。

[0048] 在另一个实施例中,由形状记忆合金(SMA)制成的可断裂线丝将锁定凸起部46的突出端48连接到自动注射器10或适配器16的刚性不可移动部分。SMA线丝在某一较低温度(例如,药物冷藏温度)下具有一种形状,例如具有较长的长度,而在某一较高温度(例如,适当、预定注射温度)下具有另一种形状,例如具有较短的长度。在该实施例中,当注射筒的温度上升到适当的温度时,SMA线丝自动伸长以向内推动一个或多个突出端48,从而使其超出壁50。当冷却或冷藏的注射筒12插入自动注射器10时,SMA线丝自动缩短,从而使一个或多个锁定凸起部46弯曲到抵触位置。合适的SMA材料包括但不限于镍-钛或镍钛合金(nitinol),它可以Flexinol™商购获得。其他合适的SMA材料包括下列的合金:Ag-Cd、Au-

Cd、Cu-Al-Ni、Cu-Sn、Cu-Zn、Cu-Zn-X (X=Si、Al、Sn)、Fe-Pt、Mn-Cu、Fe-Mn-Si、Pt合金、Co-Ni-Al、Co-Ni-Ga、Ni-Fe-Ga、Ti-Pd(多种浓度比)、Ni-Ti-Nb和Ni-Mn-Ga。

[0049] 图13A-E示出了待应用于击发销30的锁定机构的另一实施例。图13A示出击发销30、击发弹簧32、弹簧支架31和端盖37。图13B-13C示出至少一个锁定槽52,该至少一个锁定槽包括在击发销30的本体上的纵向狭槽54和至少一个侧槽56。锁定槽52可以是卡口型槽,该卡口型槽的大小和尺寸被设计成接纳旋转式转锁60的弯曲臂58。如图13D中最佳所示,转锁60位于端盖37内并且可旋转地支撑在销62上,该销由转锁60的顶部上的孔64接纳。转锁60的顶部还具有凹部66,该凹部可通过端盖37顶部上的弯曲开口68而触及。

[0050] 在非抵触构型中,即,击发销30可自由启动并从注射筒12排出药物,转锁60的弯曲臂58位于纵向槽54中。转锁60能够旋转,使得弯曲臂58旋转到侧槽56中,从而通过不允许击发销30启动而将弯曲臂58置于抵触构型。如图13F中最佳所示,在适配器16内,优选地附接到上面讨论的直流电机或电磁阀100的可旋转叉形件101可以通过弯曲开口68插入并经由可旋转叉形件101上的两个栓102而接合凹部66,从而将转锁60从非抵触构型旋转到抵触构型,这取决于例如温度传感器42的读数,如上所述。换句话说,当温度处于适当的注射温度时,弯曲臂58定位在纵向槽54内,而当温度低于适当的温度时,弯曲臂58定位在侧槽56内。

[0051] 锁定机构的另一个实施例在图14A-14B中示出。如图14B中最佳所示,通过限制在开锁通道72内的至少一个铁质击发销开锁70来阻止击发销30启动。在抵触构型中,两个击发销开锁70夹紧击发销30,从而防止击发销展开。两个击发销开锁70的大小和尺寸被设计成部分地插入在抵触构型中彼此以约180°定向的两个相应槽内。替代性地,击发销开锁70横跨击发销30定位,从而防止击发销展开。由于其铁质性质,一个或多个击发销开锁70可以经由电磁力而在开锁通道72内移动。如图14A中最佳所示,可以由一个或多个电磁体74提供该磁力。电磁体74可包括由导电线圈78包裹的金属(优选铁)杆76。当电流流过线圈78时产生磁力,从而使击发销开锁70移动。如图所示,两个电磁体74展开以使夹紧击发销30的两个击发销开锁70移动。当注射筒12的温度达到适当温度时,适配器16中的电路和微处理器可以选择性地将适配器的电池连接到导电线圈78,从而使击发销开锁70移动,如上所述。

[0052] 任选地,展开电磁屏蔽罩80(诸如法拉第笼)以包含由电磁体74产生的电磁场,或者将适配器16中的电路和微处理器与电磁场隔离。

[0053] 另一种锁定机构在图15A-C中示出。在该实施例中,电磁线圈82放置在适配器16内,如图15A所示,该电磁线圈电连接到适配器16中的电路/微处理器84。触发机构86定位在适配器16内,该触发机构向上移动以触发击发销30向下移动,从而启动自动注射器10。由于一个或多个击发机构开锁88与一个或多个击发机构锁90之间的抵触,该锁定机构防止触发机构86向上移动。如图15B-15C中最佳所示,击发机构开锁88是铰接突片,类似于图11A-11C中所示的凸起部46。击发机构开锁88的自由端以悬臂方式从击发销30突出以形成活动铰链连接部,并且与击发机构锁90抵触,该击发机构锁优选地连接到触发机构86。在松弛状态下,击发机构开锁88将收拢在击发销30内,并且该实施例将处于非抵触构型,即,触发机构86可自由向上移动。如图所示,金属杆92插入击发销30内,并且向外推动击发机构开锁88,从而与击发机构锁90抵触。该金属(优选铁)杆由相对较细的弹簧94保持在该抵触构型中。

[0054] 当注射筒12的温度达到适当的注射温度时,电路和微处理器84将从热传感器42感测该温度,并且将沿一定的方向从适配器16内的电池向电磁线圈82发送电流,这在向上方

向上产生磁场/磁力。弹簧94的大小和尺寸被设计成不抵抗该磁力,并且金属杆92在击发机构闩锁88上方被向上推动。闩锁88将恢复到其松弛状态并移动到非抵触构型。击发机构锁90可以向上移动经过击发机构闩锁88并且触发机构86可以向上移动以启动自动注射器10。

[0055] 替代性地,适配器16可以通过电磁线圈82连续发送电流以使自动注射器10连续保持在非抵触构型,并且电磁屏蔽罩80展开以包含电磁场,或者适配器16可以在触发机构启动之后的预定时间延迟时段(例如,几秒钟)结束时发送电流。

[0056] 本文所述的所有实施例均可用于任何药物递送设备,并且本发明不限于本文所述和/或所示的那些。

[0057] 虽然本文披露的本发明的说明性实施例满足上述目的,但是应当理解,可以由本领域技术人员设计出许多修改和其他实施例。因此,应当理解,所附如权利要求旨在覆盖将落入本发明的精神和范围内的所有此类修改和实施例。

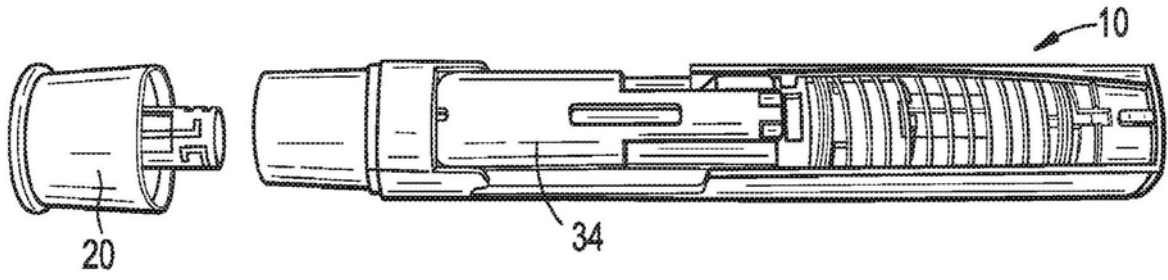


图1A

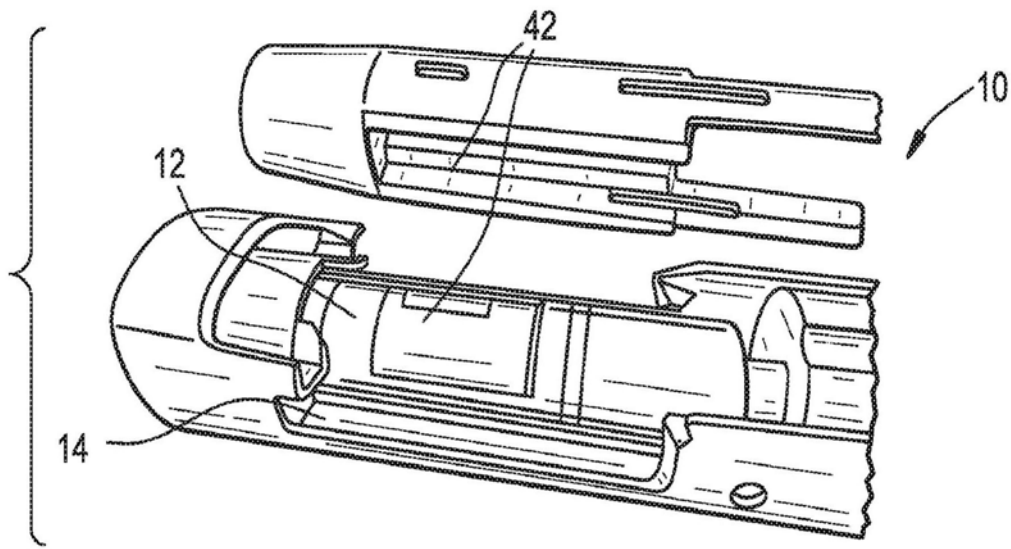


图1B

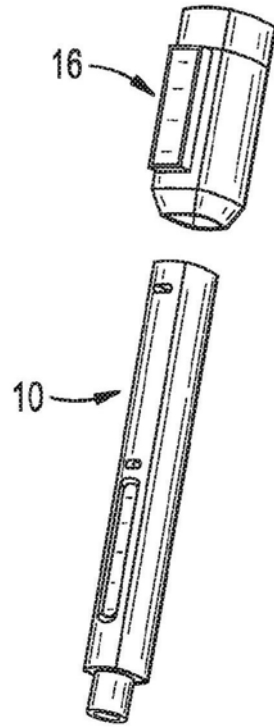


图2A

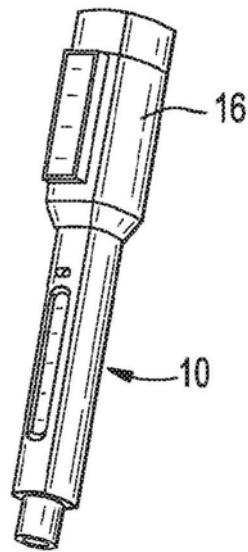


图2B

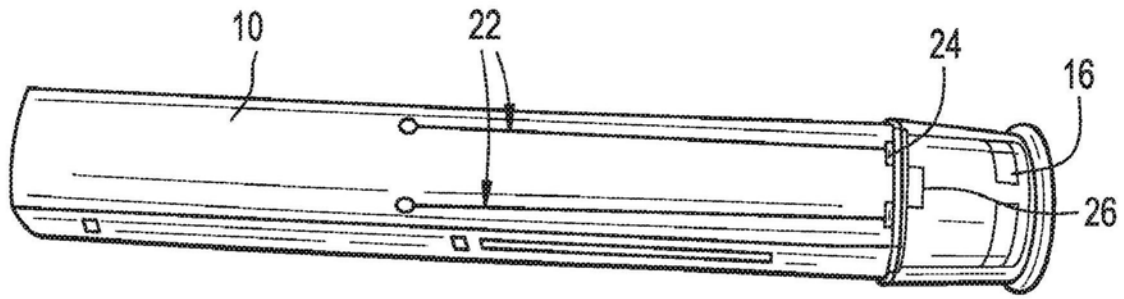


图3A

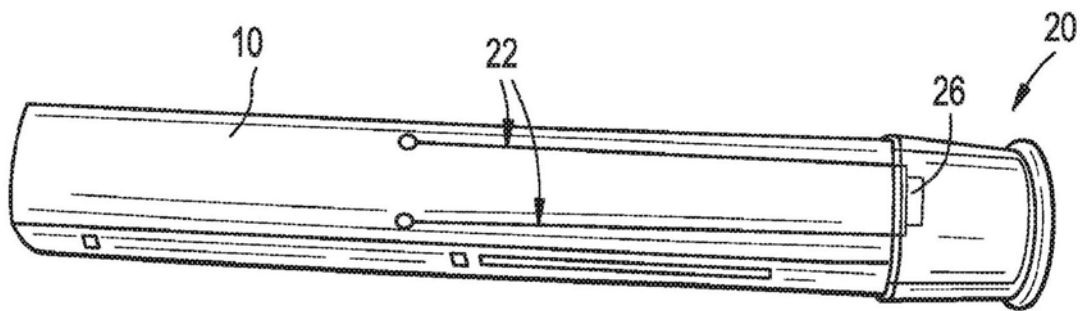


图3B

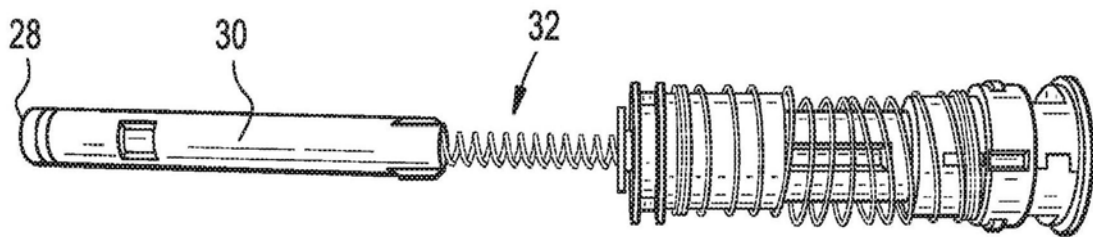


图4A

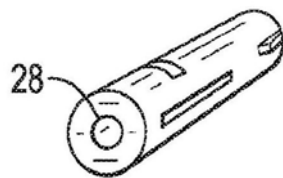


图4B

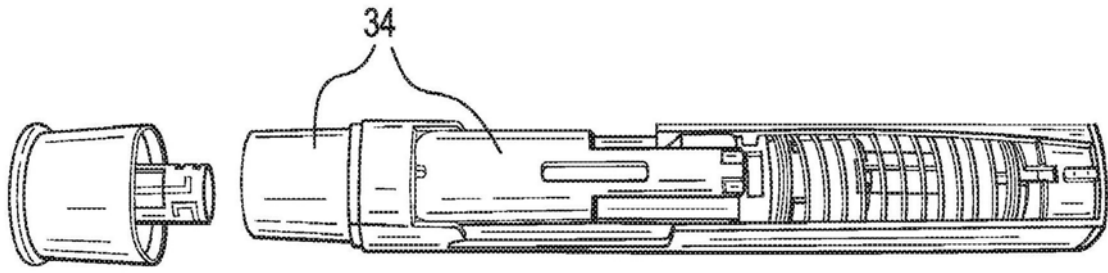


图5A

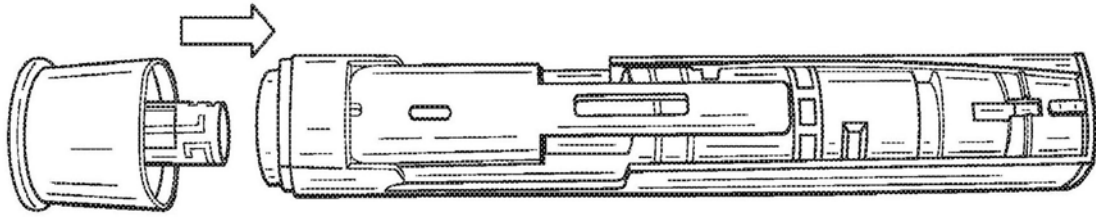


图5B

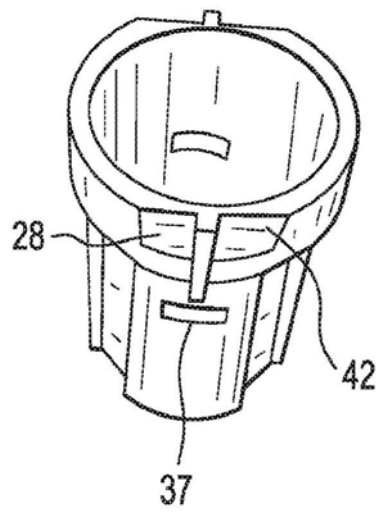


图6A

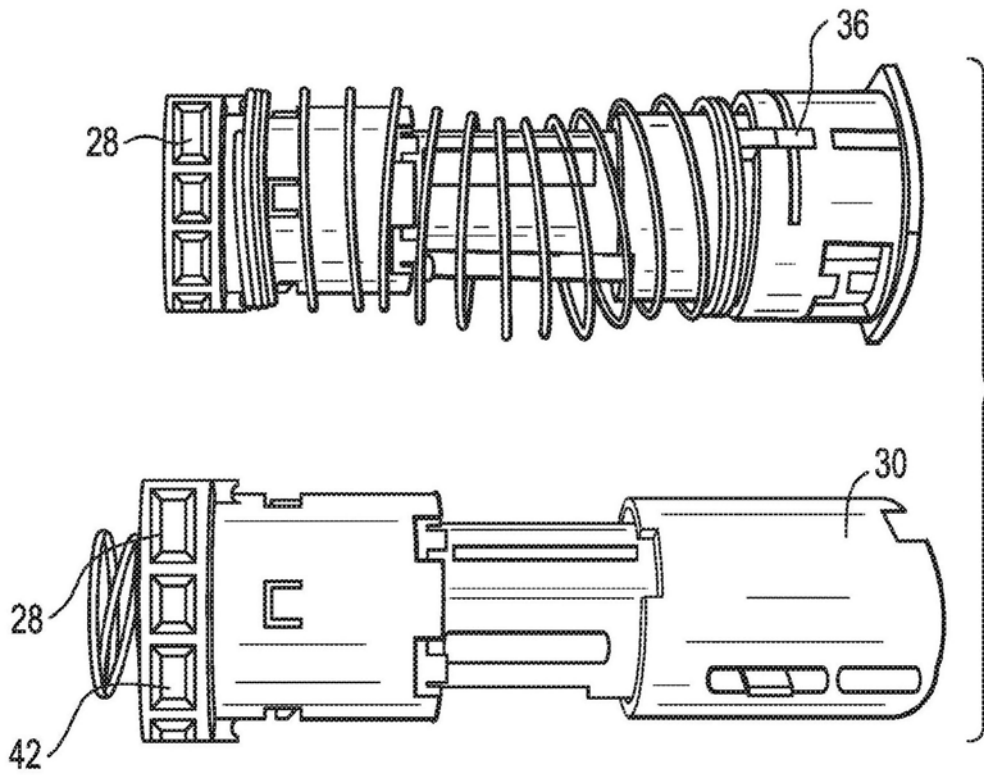


图6B

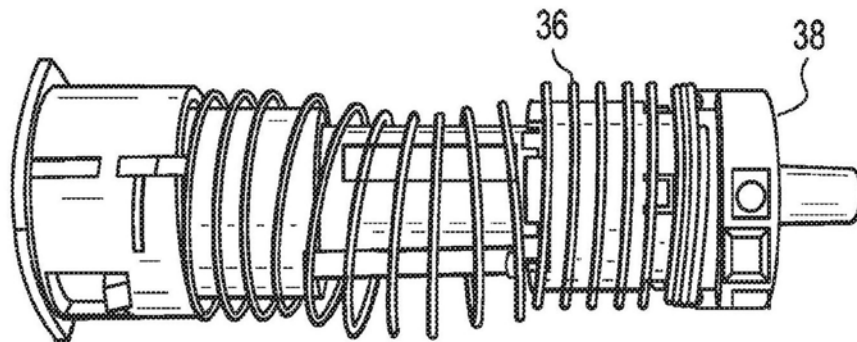


图7

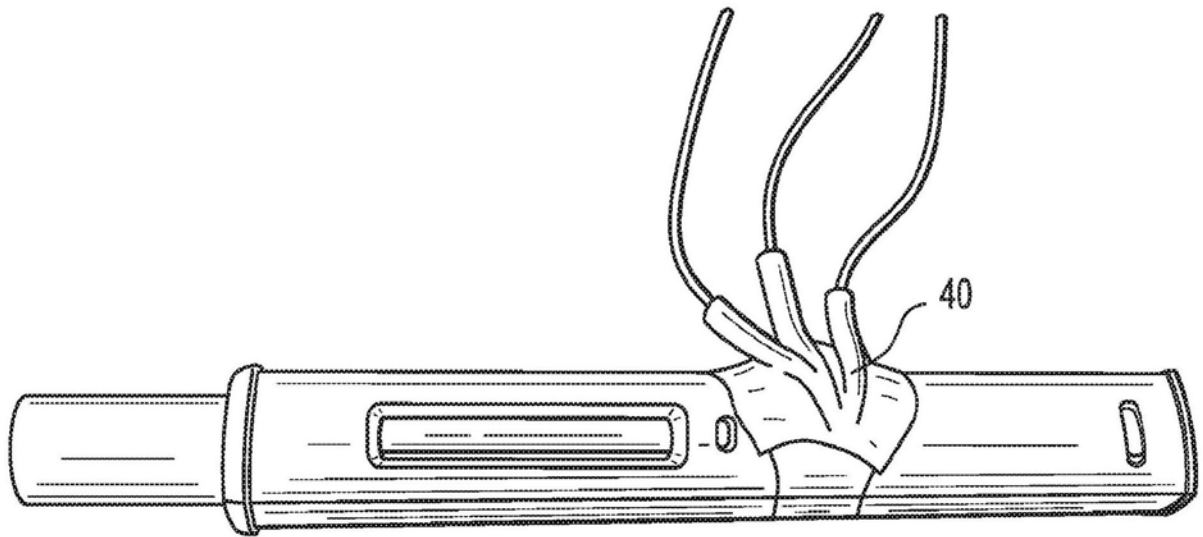


图8

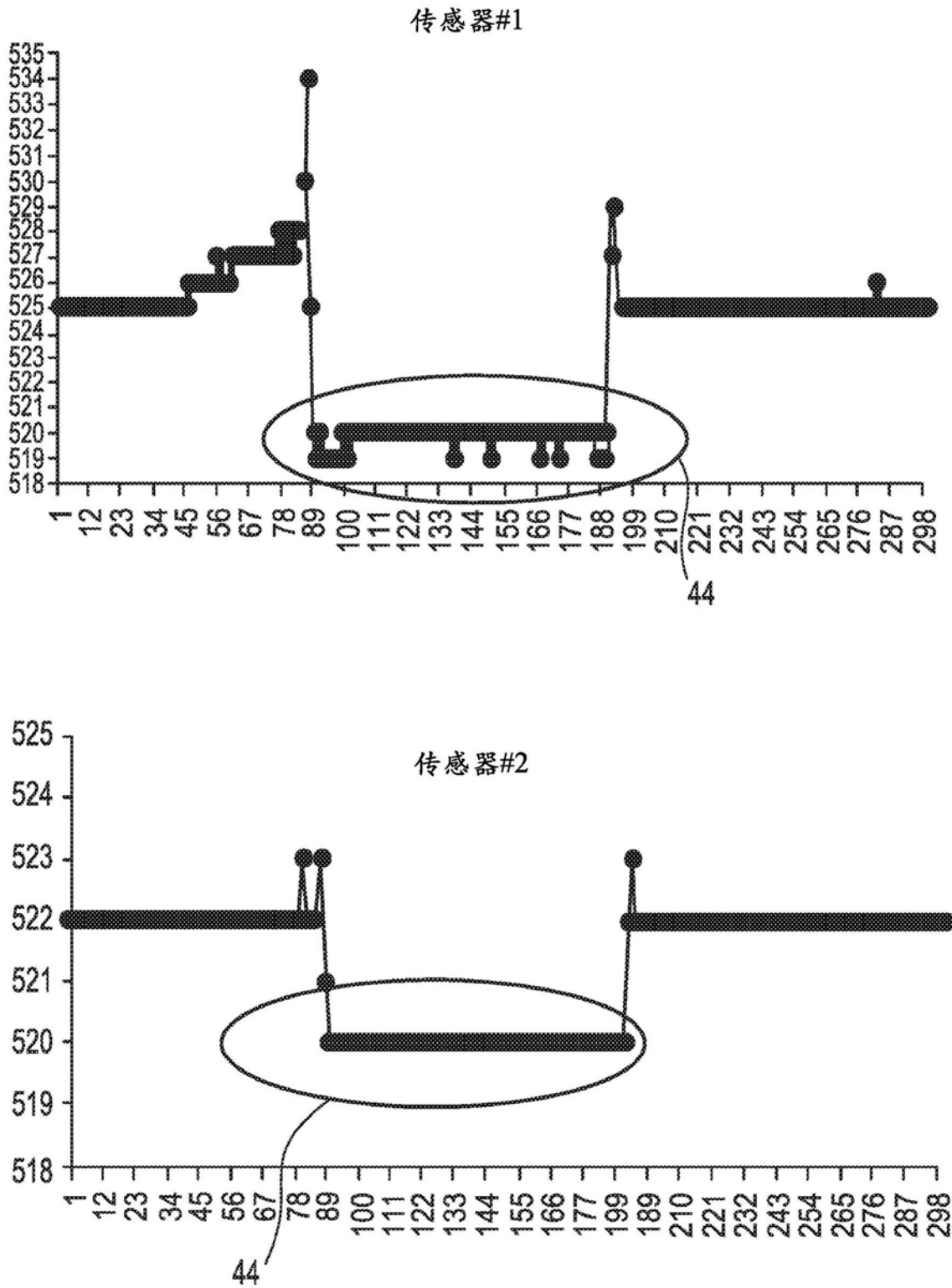


图9

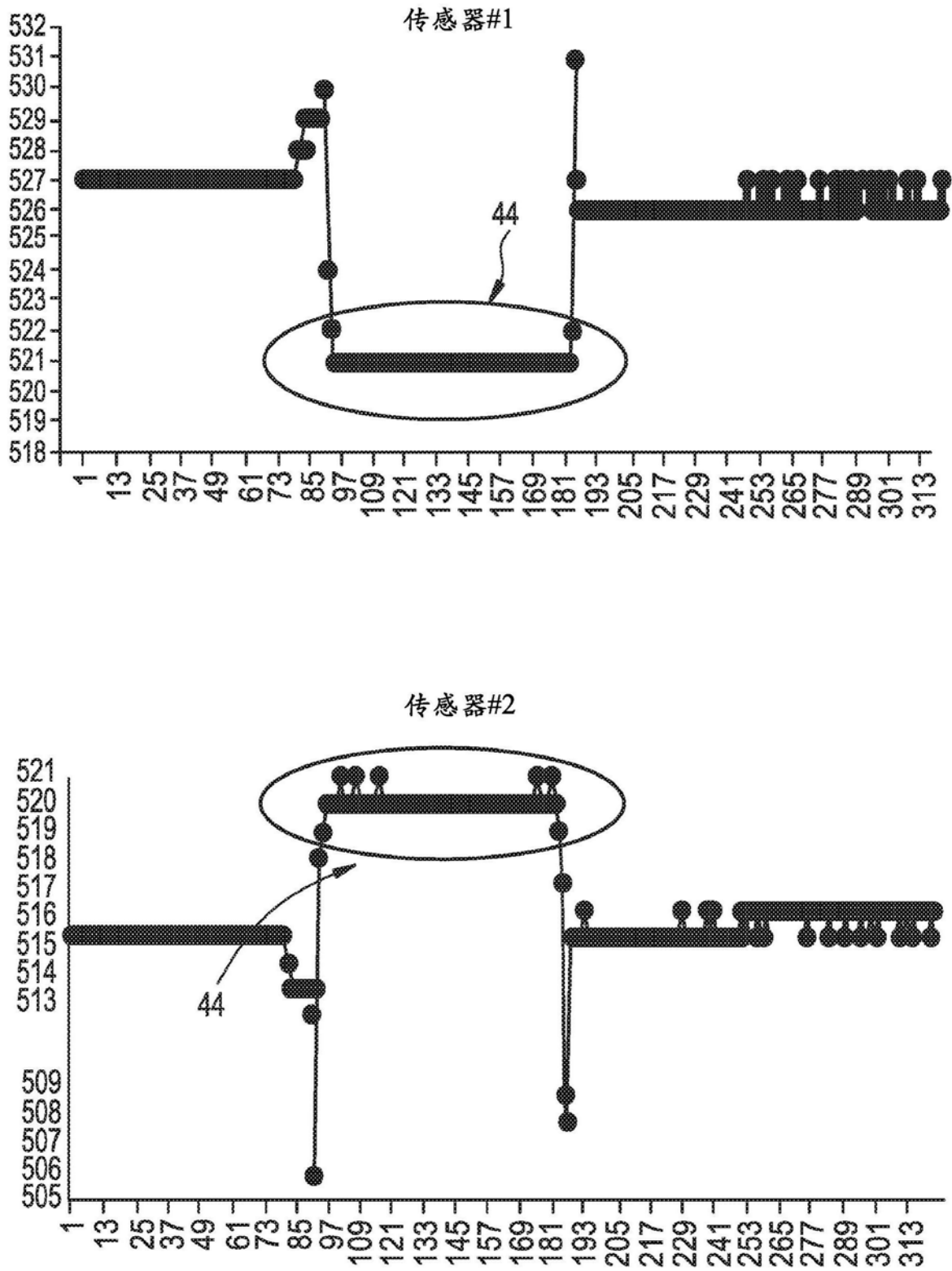


图10

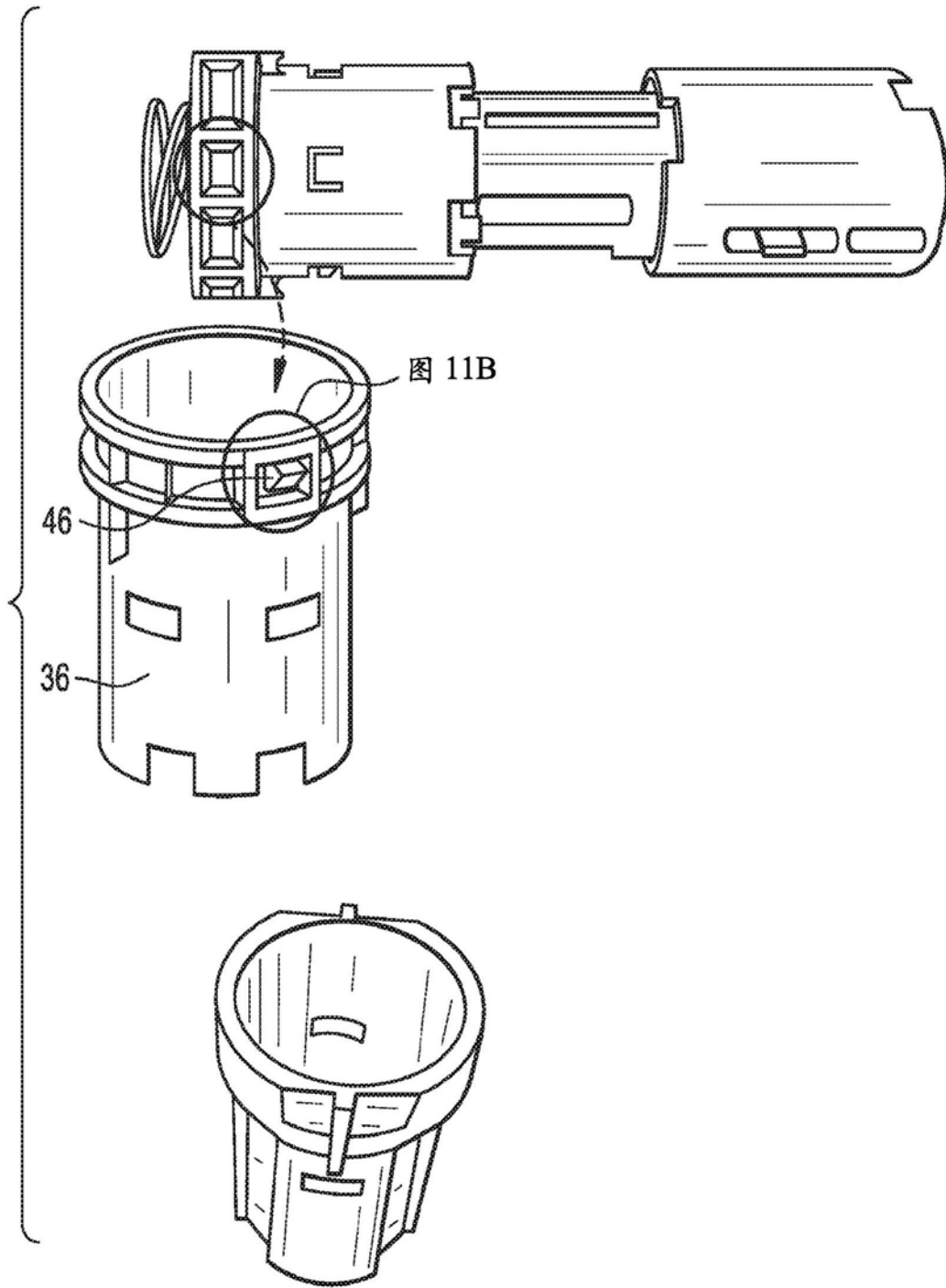


图 11B

图11A

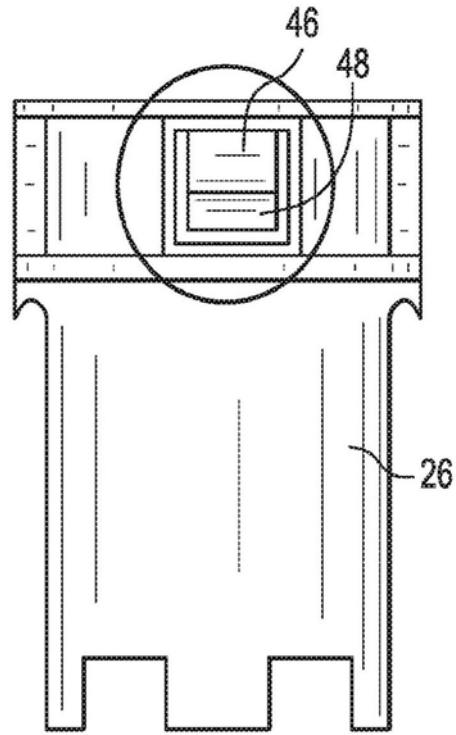


图11B

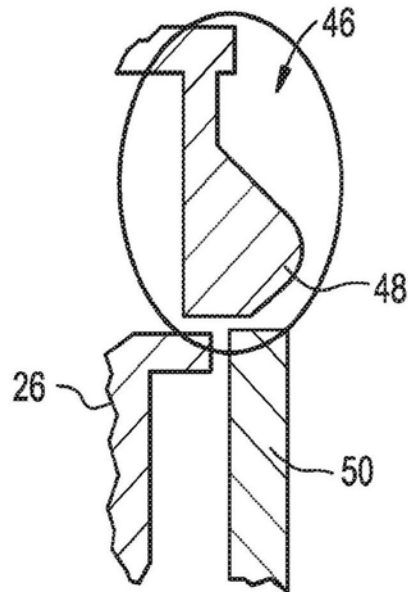


图11C

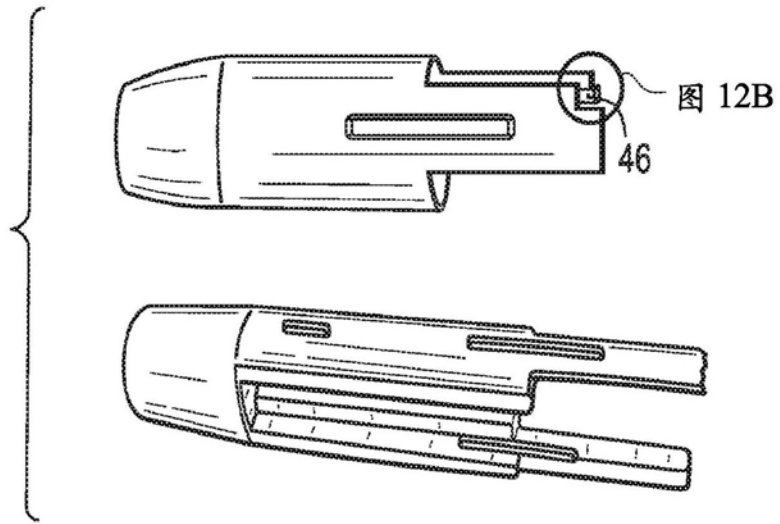


图12A

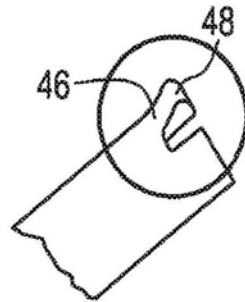


图12B

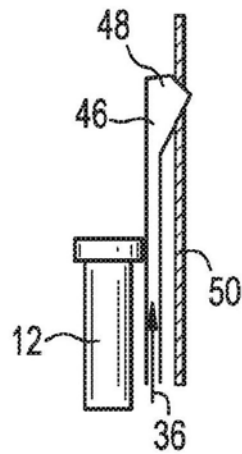


图12C

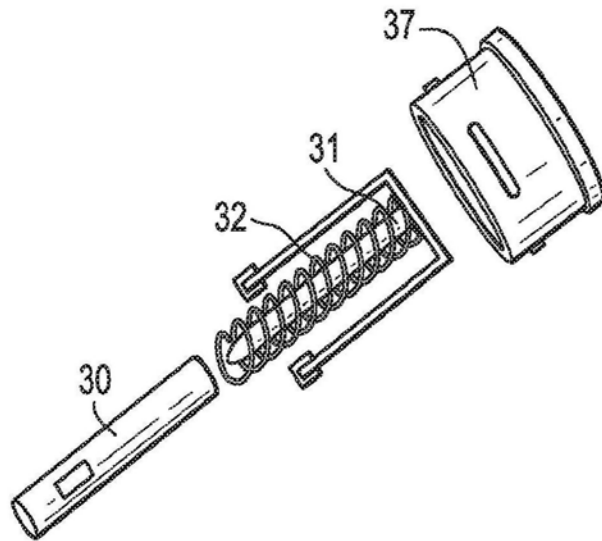


图13A

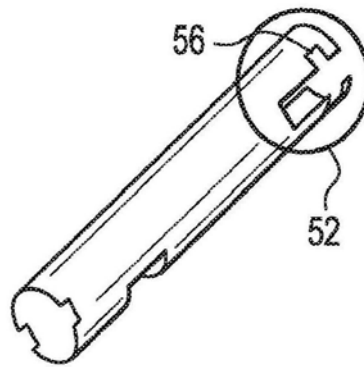


图13B

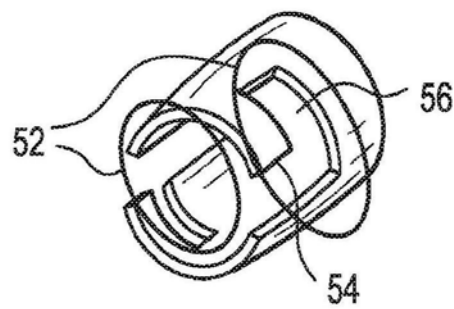


图13C

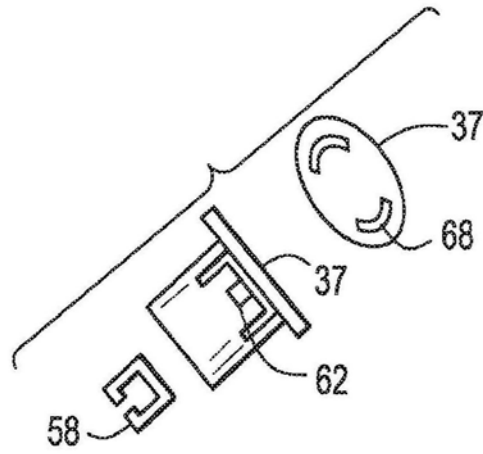


图13D

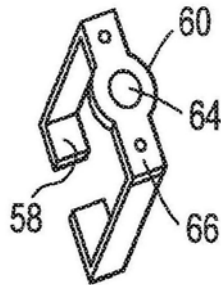


图13E

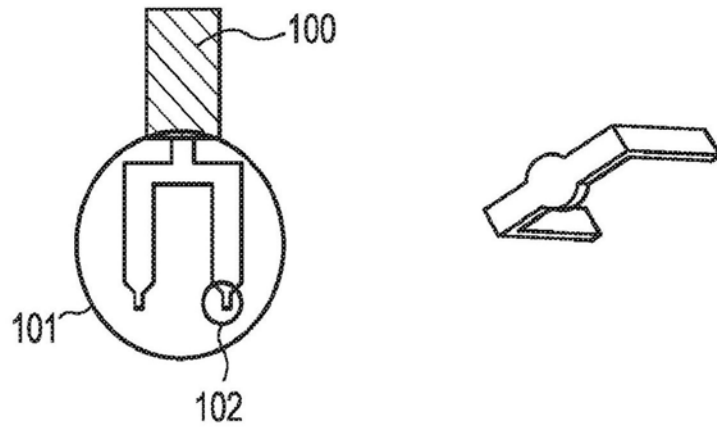


图13F

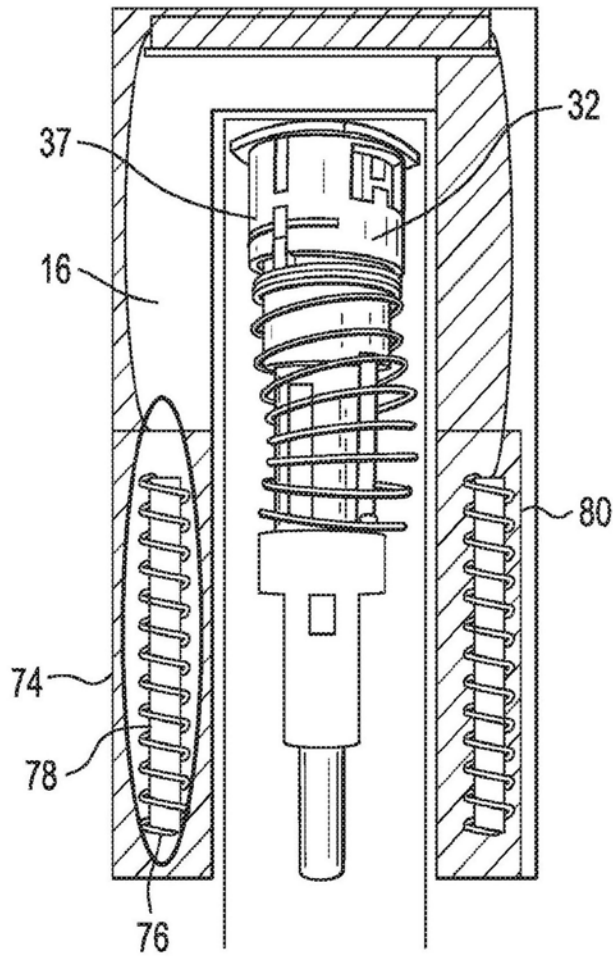


图14A

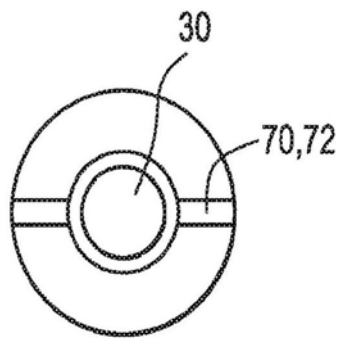


图14B

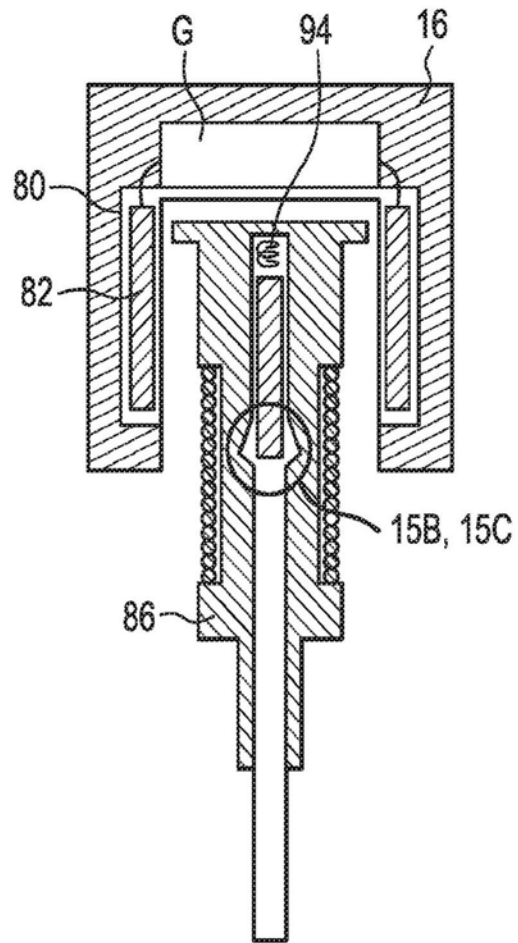


图15A

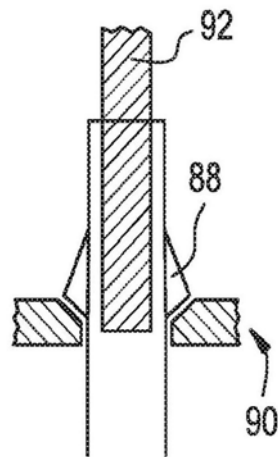


图15B

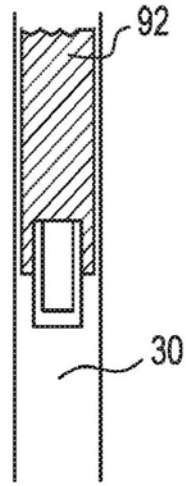


图15C

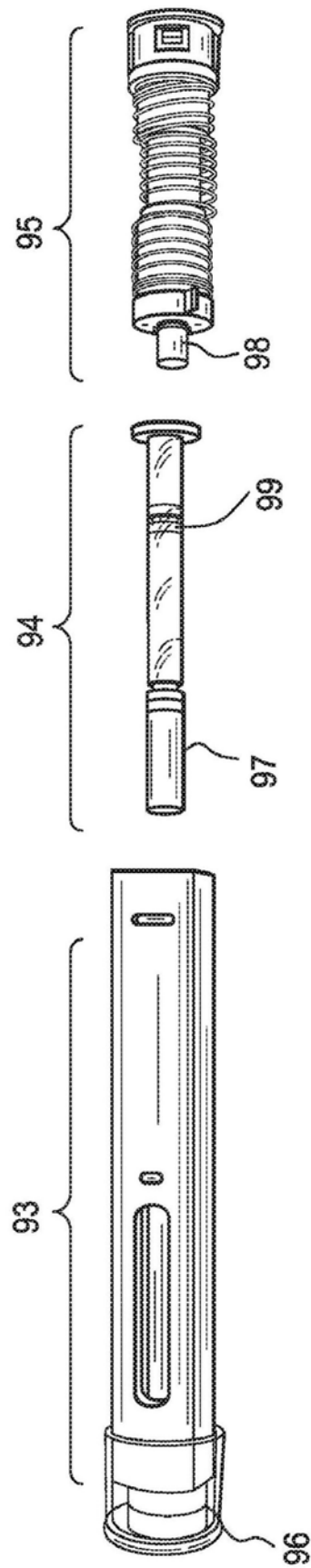


图16

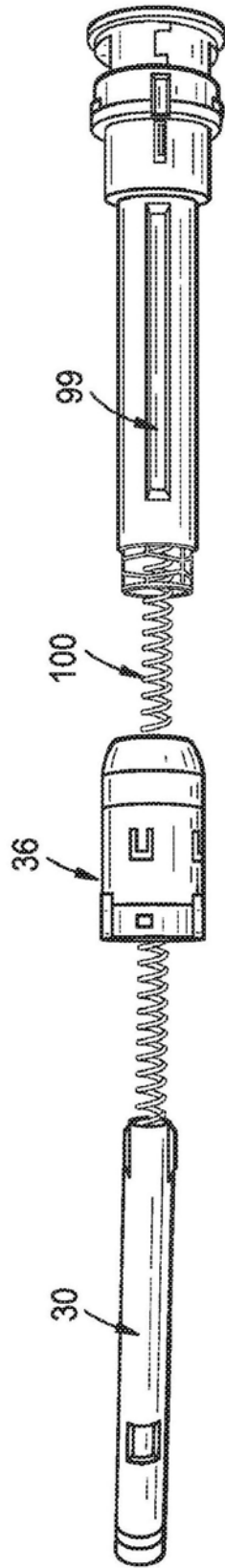


图17