



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103120818 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 29

(21) 申请号 201210443695. 1

(22) 申请日 2012. 10. 29

(30) 优先权数据

61/552, 300 2011. 10. 27 US

(71) 申请人 西诺医药有限责任公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 李朝阳 张梅 吕存有

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 郎晓虹 李春晖

(51) Int. Cl.

A61M 5/20 (2006. 01)

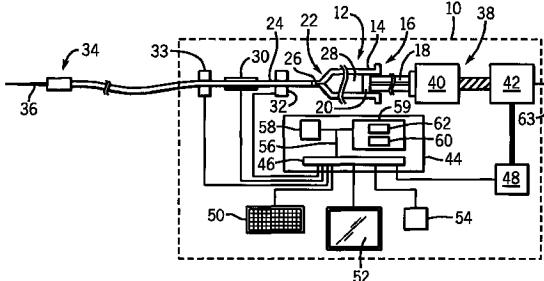
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

具有改进的流量监测的注射泵

(57) 摘要

本发明公开了具有改进的流量监测的注射泵，该注射泵通过注射器柱塞的移动对来自注射器的药物提供受控的计量，同时也利用流量传感器测量来自注射器的流量。在注射器柱塞和实际流量的控制中暗含的对流量命令的同时监测提供对输送药物过程中的不规则性的检测以及附加的安全性。



1. 一种注射泵，包括：

壳体，所述壳体适于保持注射器，所述注射器保持液体药物；

电动机驱动器，所述电动机驱动器附接到具有适于保持所述注射器的柱塞部分的部分的壳体，以根据电动机驱动器信号使得所述柱塞部分在所述注射器的管部分内移动，从而从所述注射器注射所述药物；

流量传感器，所述流量传感器与来自所述注射器的药物流邻近，以监测所述流量；以及

电子控制器，所述电子控制器与所述电动机驱动器和所述流量传感器通信，以检测流量错误并且在检测到流量错误时停止激活或调整所述电动机驱动器。

2. 根据权利要求 1 所述的注射泵，进一步包括：针对所述注射泵的用户的警报指示器，并且其中在检测到流量错误时所述电子控制器激活所述警报。

3. 根据权利要求 2 所述的注射泵，其中所述流量错误是预定范围外的流量速率。

4. 根据权利要求 3 所述的注射泵，其中所述电子控制器向所述电动机驱动器提供泵速度命令，并且其中预定范围根据泵速度命令而变化。

5. 根据权利要求 4 所述的注射泵，其中所述流量传感器接收从所述注射器通过到患者的 IV 管，以在不刺穿所述 IV 管的情况下通过 IV 管来工作。

6. 根据权利要求 5 所述的注射泵，其中所述流量传感器根据沿着所述 IV 管长度的压力差来导出流量。

7. 根据权利要求 5 所述的注射泵，其中所述流量传感器通过沿着所述管的轴线测量的经过所述液体的波速变化来导出流量。

8. 根据权利要求 5 所述的注射泵，其中所述流量传感器利用至少一个光学传感器，通过管变形的变化或所述药物中的微小光学内含物的移动图案的变化中的至少一个来导出流量。

9. 根据权利要求 4 所述的注射泵，其中所述流量传感器集成到 IV 管中，所述 IV 管附接到所述注射器并且与患者连通。

10. 根据权利要求 9 所述的注射泵，其中所述流量传感器根据所述药物的热传导来导出流量。

11. 根据权利要求 9 所述的注射泵，其中所述流量传感器为响应于药物流量而在所述药物内旋转的机械轮。

12. 根据权利要求 11 所述的注射泵，其中所述轮的旋转能够通过检测由所述轮的旋转引起的磁场、光能和电容的变化中的至少一个来检测。

13. 根据权利要求 1 所述的注射泵，其中所述电子控制器进一步根据与所述注射器的几何形状有关的数据和泵电动机命令来导出流量速率。

14. 根据权利要求 1 所述的注射泵，进一步包括压力传感器，所述压力传感器与所述电子控制器通信并且指示所述药物在附接于所述注射器的 IV 导管内的压力。

15. 根据权利要求 14 所述的注射泵，其中所述压力传感器是所述流量传感器的组件。

16. 一种注射泵，包括：

壳体，所述壳体适于保持注射器，所述注射器保持液体药物；

电动机驱动器，所述电动机驱动器附接到具有适于保持所述注射器的柱塞部分的部分的壳体，以根据电动机驱动器信号使所述柱塞部分在所述注射器的管部分内移动，从而从

所述注射器注射所述药物；

传感器，所述传感器提供对在所述注射器与患者之间的连接进行确认的信号；以及  
电子控制器，所述电子控制器与所述电动机驱动器和所述传感器通信，以检测所述注  
射器与所述患者的断开，以在检测到所述断开时停止激活所述电动机驱动器。

17. 根据权利要求 16 所述的注射泵，其中所述传感器选自包括压力传感器、压电换能  
器、加速度计和 MEMS 传感器中的至少一个的组中。

18. 根据权利要求 16 所述的注射泵，其中所述传感器定位在远离所述注射器的 IV 导管  
的远端。

19. 根据权利要求 16 所述的注射泵，其中所述传感器通过有线连接和无线连接中的一  
个来与所述电子控制器通信。

20. 一种用于感测药物流量的流量传感器，包括光学系统，所述光学系统能够定位于直  
径已知的内腔附近，以便从所述内腔接收光，以辨识所述药物中的微小光学内含物的移动  
图案并且由此导出经过所述内腔的流量速率。

## 具有改进的流量监测的注射泵

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2011 年 10 月 27 日提交的美国临时申请 61/552,300 的优先权，通过引用将该申请的全部内容合并于此。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及用于医疗目的的注射泵，并且更具体地涉及提供更好地监测操作的注射泵。

### 背景技术

[0004] 已知注射泵用于在一定时段内向患者给予 (administer) 一定量的流体，例如药剂或造影剂（以下称为药物）。这样的泵使用如下注射器，该注射器包括在注射管中滑动的柱塞。该柱塞包括活塞式密封件，该活塞式密封件靠着注射管的内表面而紧密地适配。柱塞的移动减小包含在注射管中的在柱塞密封件与注射管的出口之间的容积，以提供正排方式 (positive displacement) 泵送动作。

[0005] 注射泵包括注射驱动器，该注射驱动器经由电动机提供柱塞关于管的移动。电动机可以提供柱塞的精确且缓慢的移动，以便在无需人操作的情况下在数分钟内输送静脉药物。可以通过获知注射器的几何形状以及准确地控制注射器的移动来控制流量速率。

[0006] 注射泵可以通过端接有皮下注射针头的标准静脉 (intravenous, IV) 导管等连接到患者。

### 发明内容

[0007] 本发明提供一种具有改进的流量速率监测的注射泵，该注射泵可以用于检测 IV 导管中的问题或者 IV 导管与在注射器下游的患者的连接中的问题。监测独立于注射器的已知运动而导出的流量速率允许确定 IV 导管的断开或流受阻的问题。通过在下游管上使用传感器，使得监测流量速率以及诸如压力和流中的气泡等其他流量状况可行。可以从 IV 导管外部执行流量监测以保持 IV 导管的无菌环境，或者可以在预灭菌单元中将流量监测集成到 IV 导管中。

[0008] 应理解到的是，本发明的应用并不限于在这里阐述的组件的构造和布置的细节。本发明能够有其它实施例并且能够以各种方式实行或者实施。前述内容的变型和修改在本发明的范围内。还应理解到的是，这里公开和限定的本发明可扩展到由文本和 / 或附图中提及或显而易见的各个特征中的两个或更多个特征的所有替代组合。所有这些不同组合构成本发明的各个替代方面。这里描述的实施例说明了已知的用于实施本发明的最佳模式，并且将使得本领域其他技术人员能够利用本发明。

### 附图说明

[0009] 图 1 是根据本发明的注射泵的框图，并且示出了注射器和注射驱动器，注射驱动

器与控制计算机通信,该控制计算机还从下游的 IV 导管传感器接收信号;

[0010] 图 2 是本发明的注射驱动器的一个实施例的简化透视图,示出了通过将 IV 导管按压到通道中而进行的 IV 导管与下游传感器的侧向接合;

[0011] 图 3 是适合用于本发明的过管 (through-tubing) 压力传感器的简化剖视图;

[0012] 图 4 是适合用于本发明的过管气泡传感器的简化剖视图;

[0013] 图 5 是采用两个图 3 所示类型的压力传感器的过管流量速率监测器的简化剖视图;

[0014] 图 6 是采用超声波的过管流量速率监测器的简化剖视图;

[0015] 图 7 是采用旋转机械元件的管内集成式流量传感器的简化剖视图;

[0016] 图 8 是采用加热元件和热传感元件的管内集成式流量传感器的简化剖视图;

[0017] 图 9 是采用光学传感元件的过管流量速率监控器的简化剖视图;

[0018] 图 10 是示出了采用远程定位压力传感器的替代实施例的 IV 管的针头端的局部视图;以及

[0019] 图 11 是可由图 1 的控制器执行的用于监测注射泵操作的程序的流程图。

## 具体实施方式

[0020] 现在参照图 1,本发明的注射泵 10 可以采用注射器 12,该注射器 12 类似于通常的皮下注射器并且具有注射管 14,该注射管 14 具有接收柱塞 18 的第一开口端 16。柱塞 18 在注射管 14 内的一端连接到活塞密封件 20(例如为弹性材料),该活塞密封件 20 紧紧地适配于注射管 14 的容积内。

[0021] 注射管 14 的第二端 22(与开口端 16 相对)例如通过鲁尔 (luer) 连接器 26 等连接到 IV 管 24,以提供包含在 IV 管 24 的鲁尔连接器 26 与活塞密封件 20 之间的皮下注射容积 28 间的连续通路。

[0022] IV 管 24 可以为高度顺从 (compliant) 材料,其可以是可灭菌的并且优选地为无热原、无 DEHP 且不含乳胶 (latex) 的。一种这样的材料为硅橡胶,其提供高顺从性,如下述压力传感所期望的那样。另一示例为无 DEHP PVC 材料。IV 管 24 从注射器 12 经过气泡传感器 32、压力传感器 30 和流量传感器 33,并且 IV 管 24 可以通过被按压到在气泡传感器 32 和流量传感器 33 中每一个的相对侧壁之间的间隙中以及通过下述盖子 68 上的支撑物 79 而压靠在压力传感器 30 上来安装于气泡传感器 32、压力传感器 30 和流量传感器 33 中。然后 IV 管 24 可以进入到患者端 34,在那里 IV 管 24 附接到皮下注射针头 36、导尿管或其它的患者连接件。

[0023] 柱塞 18 离开活塞密封件 20 而延伸到注射管之外的部分可以连接到注射驱动器 38。注射驱动器 38 包括柱塞块 40,该柱塞块 40 被限制成在电动机 42 的驱动下沿着注射管 14 的轴线线性移动。电动机 42 可以例如为步进式电动机或伺服电动机等,并且包括用于速度减小和将旋转运动转换成线性运动的合适机构,诸如可以通过线性螺杆、齿条和齿轮或皮带传动等来实现。电动机 42 从电动机控制器 48 接收电力以提供柱塞块 40 的移动,从而以受控速率和受控距离移动活塞密封件 20 经过注射管 14 的容积。如本领域中所理解的那样,可以使用诸如编码器、转速表和限位开关等各种位置或速度传感器来与电动机控制器 48 通信以提供这样的受控运动。此外,传感器可以基于注射管 14 的已知尺寸来提供

对来自注射器的药物流量的第一估计。

[0024] 电子控制器 44 可以通过与电动机控制器 48、压力传感器 30、气泡传感器 32 和流量传感器 33 通信的本领域已知类型的接口电路 46 来协调注射泵 10 的操作。此外，接口电路 46 可以接收来自键盘 50 的信号，该键盘 50 允许用户输入数据或命令。此外，接口电路 46 可以向显示器 52（例如液晶型字母数字和 / 或图形显示器）和 / 或扬声器 54 输出数据。

[0025] 一般而言，接口电路 46 将经由内部总线结构 56 来与处理器 58 通信。处理器 58 可以读取用户通过键盘 50 输入的或者在电子存储器 59 中存储的数据 60，并且可以执行所存储的程序 62（其也存储于电子存储器 59 中）以根据常规上已知的技术向显示器 52 提供数据。

[0026] 现在参照图 2，注射泵 10 可以提供例如支撑上述各种组件且包括托架 61 的壳体，该托架 61 容纳注射管 14 的体部。托架 61 提供一般向上敞开的通道以在与注射管 14 的轴线 63 垂直的方向上容纳注射管 14，从而允许在注射泵 10 中容易地安装新装载的注射管 14。

[0027] 柱塞块 40 可以类似地提供接合柱塞 18 的外部部分以将柱塞 18 保持到柱塞块 40 的、向上敞开的狭槽 64，使得柱塞 18 与柱塞块 40 一起移动。在从壳体引出以传递到患者之前，IV 管 24 可以预先附接到注射管 14 并且途经托架 61 中的凹口以在压力传感器 30 之上通过流量传感器 33 和气泡传感器 32 的竖直侧壁来容纳。盖子 68 可以适配于气泡传感器 32、压力传感器 30 和流量传感器 33 之上，以保护它们免受外部干扰，并且将 IV 管 24 定位且适当地保持在气泡传感器 32、压力传感器 30 和流量传感器 33 中，并且提供支撑物 79 用于下述压力传感器 20。

[0028] 现在参照图 3，压力传感器 30 可以通过 IV 管 24 的壁 74 来测量经过 IV 管 24 的药物 70 的压力，以避免对单独连接到流体接触压力传感器的需求以及避免流体接触压力传感器的灭菌的问题。在这样的过管传感系统中，弹簧加载的柱塞 72 可以例如在来自弹簧 76 的已知弹簧偏置力下使 IV 管 24 的壁 74 的抵靠支撑物 79 所保持的一部分变形。壁 74 的变形量可以例如通过霍尔效应传感器 78 来测量，该霍尔效应传感器 78 定位在弹簧 76 的与柱塞 72 的相对端处，该柱塞 72 具有附接的磁体 77。霍尔效应传感器也可以定位在其他位置处。该变形可以针对 IV 管 24 的已知特性进行校正。可以基于柱塞 72 和磁体 77 与霍尔效应传感器 78 的接近度，在 IV 管 24 的材料已知和弹簧 76 的弹簧偏置力已知的情形下将壁 74 的增加变形转换成压力读数。一般而言，药物 70 的压力越低，将允许壁 74 的变形越大，并且药物 70 的压力越高，将允许壁 74 的变形越小。可以使用替代的压力传感系统，并且在该系统中，可以将除了霍尔效应传感器之外的其它传感器（包括光学传感器（photo optic sensor））用于位置监测。

[0029] 现在参照图 4，气泡传感器 32 可以采用相对的超声波换能器 80 和 82，其将超声波信号 84 传送经过 IV 管 24 中的药物 70。在换能器 80 和 82 之间的气泡 85 的出现将使在换能器 80 和 82 之间传递的超声波信号衰减，导致在接收换能器 82 处的信号强度降低，可以将该信号强度与可调地设置的阈值相比较以检测给定大小的气泡 85。

[0030] 流量传感器 33 可以采用例如以下技术：

[0031] (1) 超声波，例如，过管超声波多普勒或超声波传送时间测量和支持电路。

[0032] (2) 红外，例如，红外 (IR) 发射器发射的 IR 光、IR 检测器和支持电路。

[0033] (3) 涡轮机或桨轮等。

[0034] (4) 基于激光的流量传感器和支持电路。

[0035] (5) 基于热飞行时间 (thermal time of flight) 的流量传感器和支持电路。

[0036] (6) 基于差压的技术,例如两个压力传感器或者诸如压阻式单片硅压力传感器之类的一个差压传感器。

[0037] 现在参照图 5,在一个实施例中,通过在 IV 管的壁 74 外侧进行两次压力测量而作出的测量(同样避免对单独连接到流体接触流量传感器的需求以及避免流体接触压力传感器的灭菌的问题),流量传感器 33 可以测量药物 70 经过 IV 管 24 的流量。以上面关于图 3 描述的方式,上游弹簧加载的柱塞 72a 和下游弹簧加载的柱塞 72b 可以在弹簧 76 的已知弹簧偏置力下使 IV 管 24 的壁 74 的抵靠支撑物 79 所保持的分开部分轴向变形。如前所述,壁 74 的变形可以例如通过定位在弹簧 76 的与其各自柱塞 72 的相对端处的相应霍尔效应传感器 78a 和 78b 来测量,每个柱塞 72 都可以具有附接的磁体 77。来自霍尔效应传感器 78a 和 78b 的信号被传送到电子控制器 44,并且针对 IV 管 24 的已知特性和通过确定的霍尔效应传感器 78a 和 78b 进行的测量之间的压力差来校正。该压力差指示通过 IV 管 24 的压降(将根据流量改变的一个参数)并且因而可以用于导出流量。一般而言,越低的压力差将指示越低的流量速率。这种效应可以通过在压力传感器之间的 IV 管 24 的轻微压缩来加强,该轻微压缩例如通过使压力传感器之间的流量压缩的、从支撑物 79 突出的突出部 101 来提供。将理解到的是,可以使用确定 IV 管的弯曲的其它方法,包括电容式或光学传感。

[0038] 现在参照图 6,在不破坏 IV 管 24 的无菌包层的替代流量传感布置中,可以使超声波发送器 102 与超声波接收器 104 隔着 IV 管 24 来定位,以提供经过药物 70 的超声波传输路径 106,该路径至少部分地沿着 IV 管 24 的轴线延伸。在超声波发射器 102 与超声波接收器 104 之间的超声波传输中的变化,诸如传输延迟或多普勒频移,则可以由电子控制器 44 处理并且用于导出药物 70 的流量速率。

[0039] 现在参照图 7,例如可以通过将管 24 和流量传感器 33 的组件超声波焊接在一起,来将替代流量传感器 33 集成到 IV 管 24 中,并且在用于解决药物 70 与传感器结构之间的直接接触问题之前可以对替代流量传感器 33 进行灭菌。具体而言,传感器结构可以包括分别在轴线方向上对准的入口流量形成器 110a 和出口流量形成器 110b,其在药物 70 中产生受控轴向漩涡。在流量形成器 110 之间的可以是自由旋转叶片组件 112(轮式涡轮, wheel turbine),其旋转速度将取决于药物经过 IV 管 24 的流量。该速度可以通过传感器 114 从外部导出,该传感器 114 诸如光学传感器、可变磁阻传感器、霍尔效应传感器(假设磁体在叶片组件 112 上)或电容式传感器等,其感测在叶片组件 112 旋转的情况下这些参数的变化。该设计可以替代地消除对螺旋形叶片组件 112 有利的流量形成器。

[0040] 现在参照图 8,替代的流量传感器 33 也可以构建到 IV 管 24 中以与 IV 管 24 作为一个单元进行灭菌,并且提供轴向上分开的第一热传感器 116a 和第二热传感器 116b,该第一热传感器 116a 和第二热传感器 116b 具有电引线,这些电引线密封地穿过 IV 管 24 的壁以由连接器外壳的一半容纳,该连接器外壳允许至电子控制器 44 的可释放的电连接。根据已知技术,热传感器之一(例如热传感器 116a)可以通过微小的电流来加热,并且热传感器 116a 和 116b 的温度之间的差用于导出流量速率。

[0041] 现在参照图 9, 光学流量传感器 33 可以提供光学传感器阵列 120, 该光学传感器阵列 120 可以在药物 70 经过光学流量传感器 33 时以光学的方式探测药物 70。该光学传感器阵列 120 可以以光学鼠标的方式检测药物 70 中的微小光学内含物的移动图案, 以基于 IV 管 24 的已知直径来导出药物的线性速度并且因而导出容积流量。可以将 LED 或激光器技术与光检测器或 CCD 线性摄像机的阵列一起用于此目的。该具体传感器可以通过 IV 管 24 的壁 74 工作, 或者为了提高的准确性, 可以将该具体传感器集成到 IV 管 24 中, 或者可以如所示那样与集成到 IV 管 24 中的光学窗口 122 对接。用于实现这种光学阵列的示例性电路大体在 US 专利 6,664,948 中进行了教导, 这里通过引用将该专利并入于此, 可以对其进行修改以将背光或前照明系统用于此目的。

[0042] 现在参照图 10, 在一个实施例中, IV 管 24 的患者端 34 可以替代地提供定位在 IV 管 24 上靠近患者的传感器或者可以附加地提供定位在 IV 管 24 上靠近患者的传感器。在这种实现中, 传感器 86 不仅可以测量药物 70 的变化的压力, 而且还可以测量或者替代地测量在通过液体 75 向传感器 86 发送由患者的心脏跳动引起的压力波动时由药物 70 耦合到血管系统所引起的 IV 管或者其连接器中的波动。传感器 86 可以类似于使用柱塞技术的压力传感器 30, 或者可以使用压电换能器或 MEMS (Micro-electromechanical Systems, 微机电系统) 型加速度计等。也可以使用其他压力传感技术。来自传感器 86 的信号可以通过沿着 IV 管 24 的外侧延伸的或者嵌入在 IV 设置管壁中的细导线 88 发送, 或者可以无线地发送等。

[0043] 现在参照图 1 和图 11, 程序 62 可以利用来自压力传感器 30 和 / 或 86 的信息来检测在通过注射泵 10 向患者输送药物 70 中的问题, 即通常难以基于注射泵 10 输送液体 75 时的缓慢流量速率进行检测。一般而言, 流量中的问题由 IV 导管压力的变化引起。例如, 压力传感器 30 所检测到的压力增加在某一量以上时可以指示需要注意 IV 管 24 的堵塞。相反, 压力下降在某一量以下时可以指示 IV 管 24 已经变为断开或者损坏。关于压力传感器 86, 可以根据可由传感器 86 检测到的动态心跳压力信号的丢失来得到可以指示 IV 管 24 断开的替代信息。

[0044] 一般而言, 程序 62 的操作将允许用户通过键盘 50 输入数据, 同时通过显示器 52 进行确认。该数据可以包括从注射管 14 输送的药物 70 的期望流量速率和容积。该数据输入处理由处理块 90 指示。在接下来的处理块 92 处, 通常在处理块 90 处用户作出的激活命令之后, 将根据处理块 92 来激活电动机 42 以产生期望的流动速率和容积。

[0045] 在判决块 100 处, 可以询问气泡传感器 32 来查看在 IV 管 24 中是否存在气泡。如果存在, 则程序进行到处理块 98, 以提供警报并禁止进一步输送药物 70。

[0046] 如果不存在气泡, 则在判决块 94 处, 检验压力传感器 30 和 / 或 86 以确定是否已经存在指示 IV 管 24 的断开、损坏或阻塞的压力偏差。如果检测到这样的问题, 则程序 62 进行到处理块 95, 以便按照闭环方式校正电动机驱动器, 从而使压力进入合适范围中。如果如判决块 96 所指示的那样没有成功校正, 则程序进行到处理块 98, 以停止激活泵并且设置警报。一般而言, 警报可以例如为通过扬声器 54 提供的警告音或语音警告, 该语音警告由本领域熟知的语音识别技术提供。该警报可以伴随或者立即跟随有根据处理块 98 的对注射泵 10 的去激活, 从而停止药物 70 的输送。

[0047] 如果在判决块 94 处没有检测到的压力偏差, 则程序进行到判决块 103, 在那里询

问流量传感器 33 以查看是否提供了合适的流量速率。合适的流量速率的确定可以将来自流量传感器 33 的所导出的流量速率与电动机控制器 48 的操作的标准化范围进行比较。一般而言,当电动机控制器 48 不操作时,该范围是零流量周围的小区段,并且当激活电动机控制器 48 以使电动机 42 运动时,改变为基于电动机控制器 48 的操作和注射管 14 的几何形状所计算的流量周围的小区段。高于该范围的流量可以指示 IV 管已经变为与患者断开。在这种情况下,电动机 48 将以比它应有的速率更快的速率运行,但根据电动机速度的内部计算可能有错误(例如,由于在该计算中使用了比实际注射器直径更小注射器直径)等。低于该速率的流量可以指示注射管 14 下游的阻塞。在这种情况下,电动机将以比它应有的速率更低的速率运行并且同样仅仅根据电动机速度的内部计算可能有错误(例如,由于在该计算中使用比注射器的实际大小更大的注射器直径)等。如果流量速率在该范围内,则程序返回到处理块 92 以完成注射器到期望容积的移动。否则,程序 62 进行到如上所述的用于闭环控制的处理块 95 和 96,以通过调整电动机速度来调整流量速率,并且如果没有成功,则可能进行到处理块 98 以提供警报并禁止进一步输送药物 70。

[0048] 这里使用的某些术语仅用于参考的目的,因而并不旨在于进行限制。例如,诸如“上”、“下”、“之上”和“之下”之类的术语是指所参考的附图中的方向。诸如“前”、“后”、“后部”、“底部”和“侧部”之类的术语描述通过参考描述所讨论组件的文本和相关附图而清楚了解的一致但任意的参考框架内的部分组件方向。这样的术语可以包括上面具体提及的用语、其衍生词和类似外来语。类似地,术语“第一”、“第二”和指代结构的其他这样的数值术语并不意味着次序或顺序,除非上下文清楚地指出。

[0049] 当引入本公开和示例性实施例的元件或特征时,冠词“一个”、“一”、“该”和“所述”意在表示存在一个或更多个这样的元件或特征。术语“包括”、“包含”和“具有”意在包含在内并且表示除了具体指出的那些之外可以存在附加的元件或特征。将进一步理解到的是,除非具体标识为执行顺序,否则这里描述的方法步骤、处理和操作将不被解释为是必须要求它们按照所讨论或所图示的特定顺序执行。还将理解到的是,可以采用附加的或者替代的步骤。

[0050] 对“微处理器”和“处理器”或“该微处理器”和“该处理器”的引用可以理解为包括可以单独和 / 或在分布式环境中通信的一个或更多个微处理器,并且因而可以配置成经由有线或无线通信来与其它处理器通信,其中这样的一个或更多个处理器可以配置为在可以为类似或不同设备的一个或更多个处理器控制的设备上操作。而且,除非另外指出,否则对存储器的引用可以包括一个或更多个处理器可读和可存取的存储器元件和 / 或组件,该存储器元件和 / 或组件可以在处理器控制的设备的内部、可以在处理器控制的设备的外部或者可以经由有线或无线网络进行访问。

[0051] 特别是,本发明并不限于这里包含的实施例和图示,权利要求应被理解为包括落入以下权利要求的范围内的、含实施例的一部分和不同实施例的元件组合的那些实施例的变型形式。据此将这里描述的所有公开出版物(包括专利和非专利公开出版物)的全部内容都通过引用合并于此。

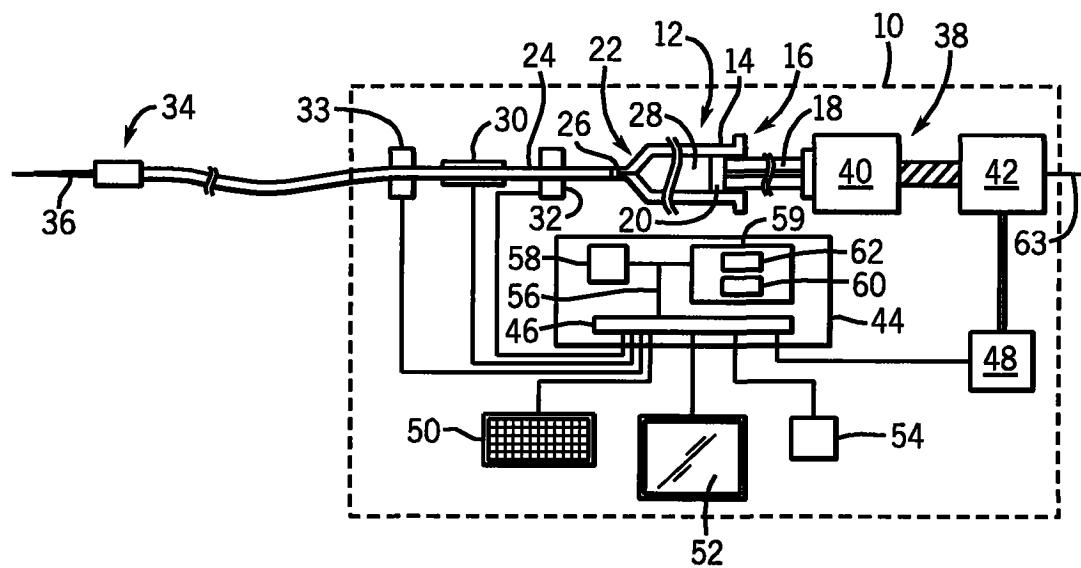


图 1

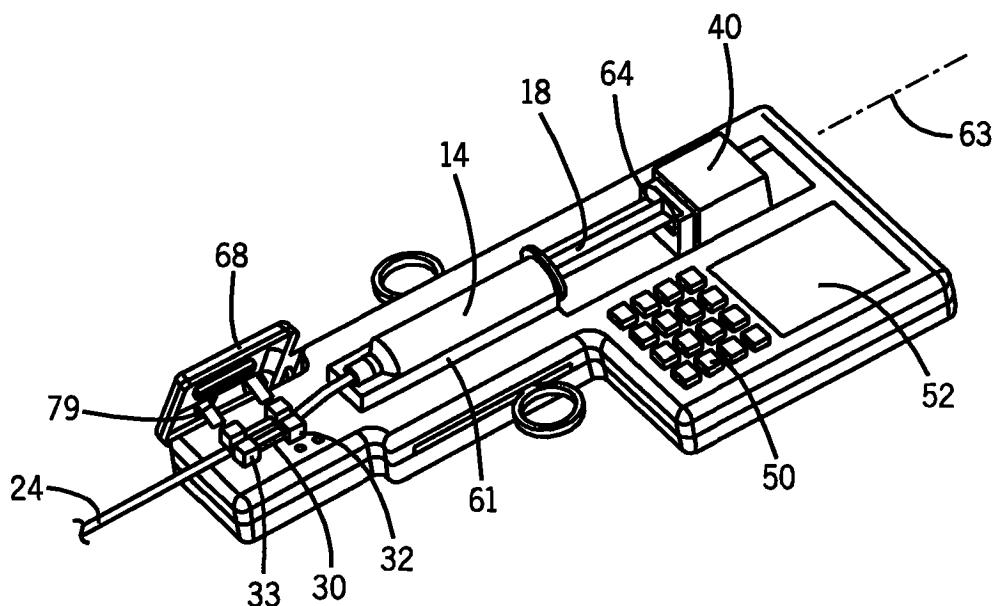


图 2

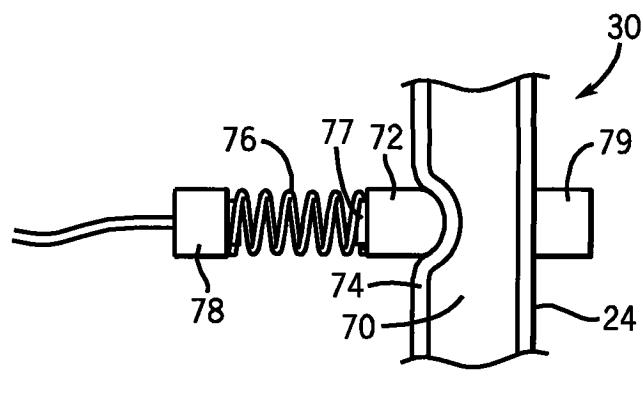


图 3

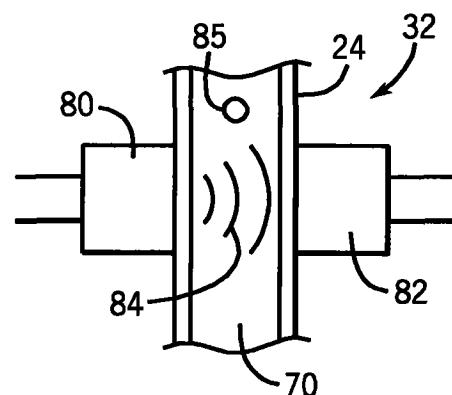


图 4

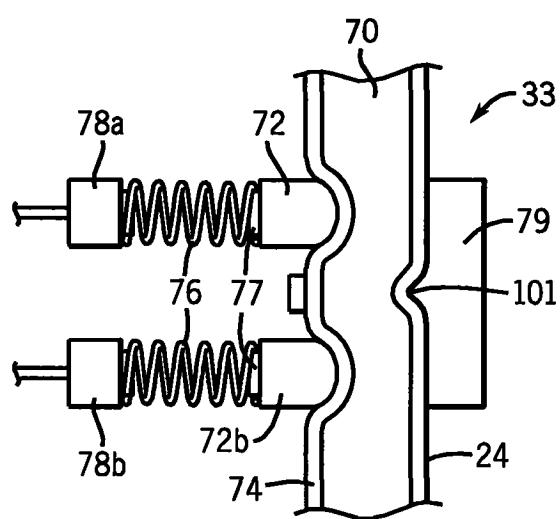


图 5

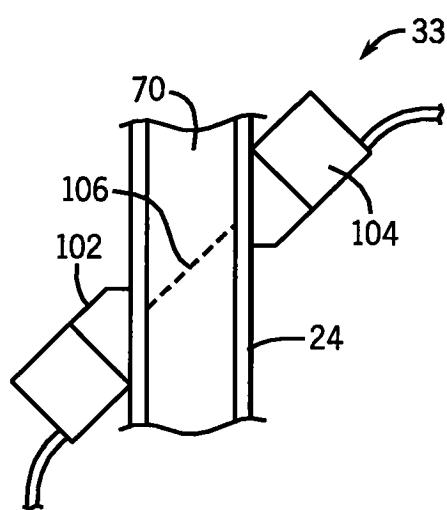


图 6

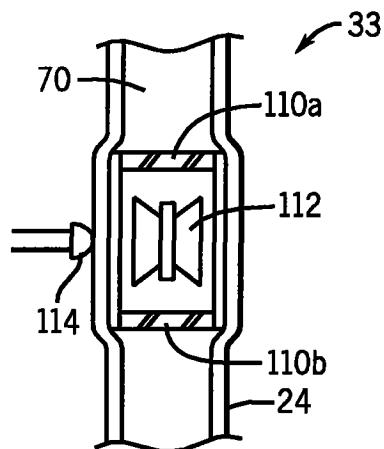


图 7

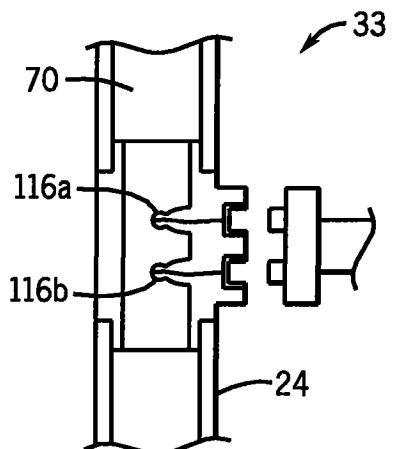


图 8

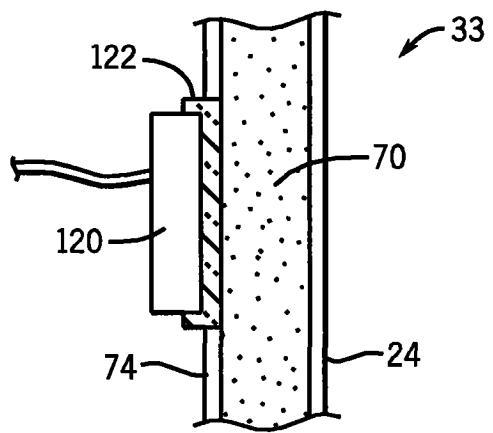


图 9

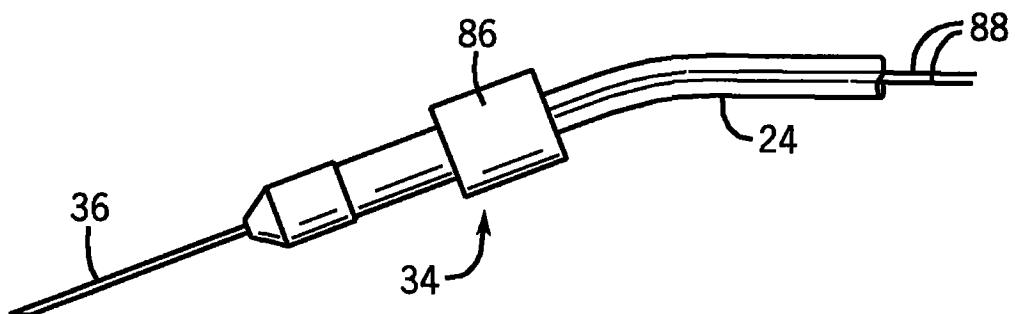


图 10

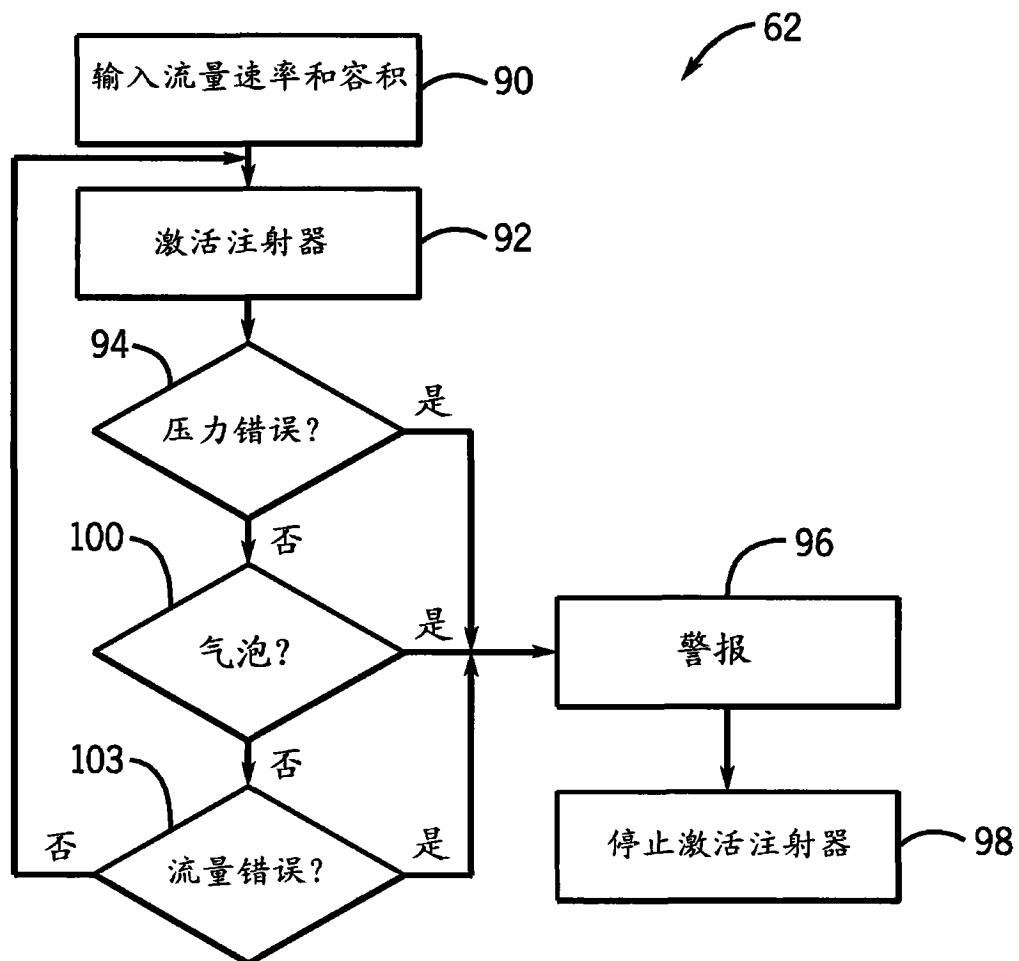


图 11