



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113713206 A

(43) 申请公布日 2021. 11. 30

(21) 申请号 202110577716.8

(22) 申请日 2021.05.26

(30) 优先权数据

63/030,232 2020.05.26 US

(71) 申请人 康尔福盛303公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 布雷特·弗兰克斯

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 王瑞朋 胡彬

(51) Int. Cl.

A61M 5/142 (2006.01)

A61M 5/165 (2006.01)

A61M 5/168 (2006.01)

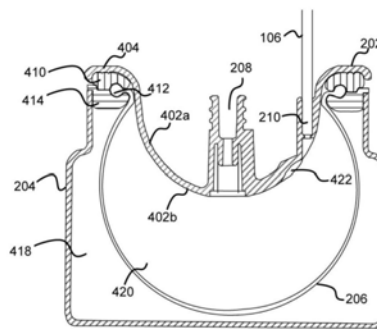
权利要求书3页 说明书17页 附图10页

(54) 发明名称

输注泵流动速率控制

(57) 摘要

用于给使用者进行输注的方法和系统。一种输注泵,包括具有弹性部件的壳体,该弹性部件被构造成膨胀和储存势能。输注泵包括流体联接到壳体的出口的第一管。第一管被构造成从壳体以第一流动速率引导流体。输注泵包括经由空气过滤器入口流体联接到第一管的远侧端部的空气过滤器。输注泵包括经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器的第二管。第二管被构造成将从壳体引导的流体的第一流动速率调节为第二流动速率。输注泵进一步包括用于将流体分配给使用者的一个或多个部件,该一个或多个部件流体联接到第二管的出口。



1. 一种输注泵,其特征在于,包括:

壳体,其包括弹性部件,所述弹性部件被构造为膨胀并储存由所述输注泵内的流体产生的势能,以及

第一管,其流体联接到所述壳体的出口,所述第一管被构造成从所述壳体以第一流动速率引导流体,该第一流动速率部分地基于由所述弹性部件储存的势能;

空气过滤器,其经由空气过滤器入口流体联接到所述第一管的远侧端部,所述空气过滤器被构造成经由一个或更多个排气口从流体中排出空气,其中空气基本上在上游排出,使得离开所述空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入;

第二管,其经由空气过滤器出口流体联接到所述空气过滤器,其中:

所述第二管被构造成将从所述壳体经由所述第一管引导的流体的第一流动速率调节至第二流动速率,该第二流动速率至少部分地基于所述第二管的内径;并且

所述第二管的出口被构造成流体联接到用于将流体分配给使用者的一个或更多个部件。

2. 根据权利要求1所述的输注泵,其特征在于,所述第二管的内径不大于0.0075英寸。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述第二管具有预定的长度,并且所述第二流动速率进一步基于所述预定的长度。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述第一管的内径和所述第二管的内径相同。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述第一管的内径和所述第二管的内径不同。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,进一步包括在所述第一管内的流动限制器部件,其中,该流动限制器部件的直径小于所述第一管的内径。

7. 根据权利要求6所述的输注泵,其特征在于,所述流动限制器部件是销,其被构造为将流体的形状从圆柱形形状改变为圆环形状,其中:所述销具有预定的半径,并且所述第一流动速率进一步部分地基于所述销的预定的半径。

8. 根据权利要求6和7中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述流动限制器部件是销,其被构造为将流体的形状从圆柱形形状改变为圆环形状,其中:

所述销具有预定的长度,并且

所述第一流动速率进一步部分地基于所述销的预定的长度。

9. 根据权利要求6至8中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述流动限制器部件是一个或更多个刚性珠状物,其被构造为使流体围绕所述一个或更多个刚性珠状物的直径移动,其中:

所述第一流动速率进一步部分地基于所述一个或更多个刚性珠状物的直径,并且

当流体围绕所述一个或更多个刚性珠状物的直径移动时,所述一个或更多个刚性珠状物不会致使所述第一管膨胀。

10. 根据权利要求9所述的输注泵,其特征在于,在所述第一管中包括至少两个刚性珠状物。

11. 根据权利要求6至10中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述流动限制器部件不固定在所述第一管内,并且被构造为移动所述第一管的长度。

12. 根据权利要求6至10中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述流动限制器部件固定在所述第一管内,并且被构造为保持在所述第一管的预定位置处。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述第二管的出口是固定的公鲁尔接口。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述空气过滤器包括膜过滤器,其被构造为从流体中去除一种或更多种污染物和颗粒。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,进一步包括联接到所述第一管的外部部分的外部流动限制器,该外部流动限制器被构造为提供或移除所述第一管的外部压力,提供或移除所述第一管的外部压力会相应地关闭或打开所述第一管的流体通道。

16. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,进一步包括控制器芯片,所述控制器芯片被配置为操作阀来控制流体的所述第一流动速率。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述第二流动速率不大于5mL/hr。

18. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,构造为与所述第二管的出口连接的所述一个或多个部件包括皮肤贴片、针和导管。

19. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,  
所述弹性部件由单层膜形成;并且

所述壳体包括用于接收流体的入口,经由该入口接收的流体使所述弹性部件膨胀并产生由所述弹性部件储存的势能。

20. 根据权利要求19所述的输注泵,其特征在于,所述单层膜是弹性膜。

21. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,所述弹性部件被构造成膨胀以保持至少50mL体积的流体。

22. 根据前述权利要求中任一项所述的输注泵,其特征在于,  
所述壳体包括:

第一部分,其包括第一表面和第二表面,其中:

所述第一表面包括所述壳体的用于分配流体的出口,并且

与所述第一表面相对的第二表面包括联接在第一环和第二环之间的所述弹性部件,该第一环和第二环固定在第二表面上;

第二部分,其被构造为包围所述第一部分的第二表面,其中,所述第一部分与第二部分联接。

23. 一种向患者输注流体的方法,其特征在于,该方法包括:

在输注泵处,该输注泵包括:

壳体,其包括弹性部件,

第一管,其经由壳体的出口流体联接到壳体,

空气过滤器,其经由空气过滤器入口流体联接到第一管的远侧端部,

第二管,其经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器,以及

第二管的出口,其流体联接到一个或多个部件;

用流体膨胀弹性部件,以储存由输注泵内的流体产生的势能;

从第一管以第一流动速率引导来自壳体的流体,该第一流动速率部分地基于由弹性部件储存的势能;

经由空气过滤器的一个或更多个排气口从流体中排出空气,其中空气基本上在上游排出,使得离开空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入;

将从壳体经由第一管引导的流体的第一流动速率调节至第二流动速率,第二流动速率至少部分地基于第二管的内径;和

经由一个或更多个部件将流体分配给使用者。

## 输注泵流动速率控制

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2020年5月26日提交的、题为“INFUSION PUMP FLOW RATE CONTROL”的美国临时申请序列No.63/030,232的权益,其全部内容通过引用结合于此。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及流体泵。更具体地说,涉及便携式输注泵,该便携式输注泵用于在持续时间段内在基本恒定的压力下以准确且恒定的流动速率泵送相对少量的流体。本发明特别但不排他地用于一次性使用的一次性泵,用于向非卧床患者输注流体药物。

### 背景技术

[0004] 一次性泵(也称为弹性泵、移动式泵或CADD泵)已经有一段时间了。这些一次性泵提供了明显的低成本护理优势,并且可用于从抗生素给药、疼痛管理直至并且包括化疗给药的各种应用中。替代性现场护理(例如,在家或在大规模肿瘤诊所中)也变得越来越普遍。鉴于医疗保健的成本不断上升,需要更多非急性选择。一次性泵能够为使用者提供一种满足其医疗保健需求的经济有效的方式。然而,当前的一次性泵并不总是能够提供准确且一致的流动速率以将流体药物输注给使用者。

[0005] 因此,本领域中的技术人员已经认识到需要能够以准确且恒定的流动速率为使用者提供流体药物的一次性泵。然而,还有一个确定的需求是需要一种流动限制器,该流动限制器可以更经济有效地制造,并且可以使用带有不同尺寸的限制器的可互换零件。本发明实现了这些需求和其他需求。

### 发明内容

[0006] 在一些实施方式中,输注泵包括壳体。该壳体包括弹性部件,该弹性部件被构造成膨胀并且储存由输注泵内的流体产生的势能。输注泵包括流体联接到壳体的出口的第一管。第一管被构造成以第一流动速率从壳体引导流体,该第一流动速率部分地基于由弹性部件储存的势能。输注泵包括经由空气过滤器入口流体联接到第一管的远侧端部的空气过滤器。空气过滤器被构造成经由一个或多个排气口将空气从流体中基本上向上游排出,使得离开空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入。输注泵包括经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器的第二管,其被构造成将经由第一管从壳体引导的流体的第一流动速率调节为第二流动速率。第二流动速率至少部分地基于第二管的内径。输注泵还包括第二管的出口,该第二管的出口流体联接到一个或多个部件,用于将流体分配给使用者。

[0007] 在一些实施方式中,在输注泵处执行向患者输注流体的方法。输注泵包括:壳体,其包括弹性部件;第一管,其经由壳体的出口流体联接到壳体;空气过滤器,其经由空气过滤器入口流体联接到第一管的远侧端部;第二管,其经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器;以及第二管的出口,其流体联接到一个或多个部件。在一些实施方式中,在输注泵处执行的方法包括:用流体膨胀弹性部件以储存由输注泵内的流体产生的势能;以部分

地基于由弹性部件储存的势能的第一流动速率从第一管引导来自壳体的流体;经由空气过滤器的一个或更多个排气口从流体中排出空气,其中空气基本上向上游排出,使得离开空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入;将经由第一管从壳体引导的流体的第一流动速率调节到第二流动速率,该第二流动速率至少部分地基于第二管的内径;以及经由联接第二管的出口的一个或更多个部件将流体分配给使用者。

### 附图说明

[0008] 为了更好地理解所描述的各种实施方式,应当结合以下附图参考下面实施方式的描述。贯穿附图和描述,相同的附图标记指代相应的部分。

[0009] 图1示出了根据一些实施方式的一次性输注泵。

[0010] 图2示出了根据一些实施方式的一次性输注泵。

[0011] 图3是根据一些实施方式的一次性泵系统的概观。

[0012] 图4A和4B示出了根据一些实施方式的一次性泵的横截面视图。

[0013] 图5A和5B示出了根据一些实施方式的流动限制器部件。

[0014] 图6A和6B示出了根据一些实施方式的另一种流动限制器部件。

[0015] 图7是描绘根据一些实施方式的流动控制器的框图。

[0016] 图8A-8D是示出根据一些实施方式的用于控制一次性泵的流动速率的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0017] 本文公开的实施方式包括用于向使用者输注流体药物的输注泵和输注方法。输注泵联接到使用者,并且被构造成以准确且恒定的流动速率向使用者提供流体药物。因此,本文公开的实施方式提供了用于控制和/或调节流体药物的流动速率的不同设备和/或技术。此外,通过向使用者提供可控制的准确且恒定的流动速率的流体药物,本文公开的输注泵和输注方法便于流体药物的安全输注。

[0018] 与本公开一致的实施方式的一些附加优点包括精确控制分配给使用者的流体药物的流动速率和较低的可实现流动速率。特别地,输注泵可以被设计成产生期望的流动速率,并且如果需要,可以根据需要微调流动速率。此外,输注泵和输注方法允许通过使用本文公开的一种或多种技术和/或设备来实现不同流动速率的极大灵活性。本文公开的实施方式适用于各种流体药物和/或应用(例如,化疗给药、抗生素给药、疼痛管理等)。因此,通过提供在各种应用中起作用的可负担的流体药物输注的替代方案,提高调节流动速率的灵活性和/或增加输注泵的应用次数可降低总成本。

[0019] 图1示出了根据一些实施方式的一次性输注泵。如图1所示,一次性泵100(本文也称为输注泵)可以由使用者102在行走期间佩戴,并且可以通过保持器104附接到使用者102。保持器104可以是腰带、腰包、系索、背包、袋和/或用于携带一次性泵100的其他设备。此外,图1显示了一次性输注泵100可以流体联接到使用者102,用于通过第一医用管件106将流体输注给使用者102。在一些实施方式中,流体可以是水或任何流体药物,例如化学药品、止痛药品、处方药品、生理盐水等。第一医用管件106可以是用于输注管的任何类型的IV管,例如空气过滤的微口径IV管、小口径IV管、大口径IV管和/或用于输注的任何其他

类型的管。

[0020] 在一些实施方式中,第一医用管件106的材料是Tygon®、热塑性弹性体(TPE)、聚乙烯、聚氯乙烯(PVC)、尼龙、硅树脂和/或其他类似材料。Tygon材料使用单一溶剂应用结合到输注泵的各个部件上。Tygon材料可以提供的优点在于,与泵上的其他类型的管件(例如,PVC)相比,它可以以明显更小的内径挤出,并且提高了流动速率精度,并且可以使管件对长度调节不太敏感。此外,直径精度的微小变化可能会对速率精度产生指数级影响。

[0021] 在一些实施方式中,串联的空气过滤器108(经由串联的空气过滤器108的入口)流体联接到第一医用管件106。串联的空气过滤器108可以是儿科过滤器IV过滤器、微型IV过滤器和/或用于药品输送、化疗、胰岛素输注、抗生素治疗脂质/TPN输注、新生儿输注治疗等的其他合适的过滤器。串联的空气过滤器108被构造成从引导的流体中去除空气(例如,离开一次性泵100),以防止空气输注到使用者102。在一些实施方式中,串联的空气过滤器108被构造成从流体中去除污染物和/或颗粒,以防止向使用者102输注有害物质。在一些实施方式中,空气过滤器位于一次性泵100附近(如下所述),使得空气基本上在上游从流体中排出,并且离开空气过滤器的流体被注入(没有空气),用于使用者102输注。在一些实施方式中,注入意味着用流体填充医用管件106,使得其准备好被输注给使用者102。

[0022] 在一些实施方式中,第二医用管件112(经由串联的空气过滤器108的出口)流体联接到串联的空气过滤器108。在一些实施方式中,第一医用管件106和第二医用管件112是相同的(例如,相同类型的管件(例如,材料)、管件的尺寸(例如,内径和外径)、管件的长度等)。在一些其他实施方式中,第一医用管件106和第二医用管件112是不同的(例如,在管件的类型、管件的尺寸(例如,内径和/或外径)、管件的长度等方面有一个或多个变化)。下面参照图4A-4B将进一步详细讨论第一医用管件106和第二医用管件112。

[0023] 附加地或替代地,在一些实施方式中,外部流动限制器110(例如,经由第一医用管件106的外部部分)联接到第一医用管件106,以提供和/或去除第一医用管件106的外部压力。第一医用管件106的外部压力被设置成关闭或打开第一医用管件106的流体通道(例如,通过向第一医用管件106施加足够的压力以充当切断阀来停止或开始来自泵100的流体流动)。外部流动控制件110可以是滑动夹、弹簧夹、滚轮夹、螺旋夹和/或能够启动或终止来自一次性泵100的流体流动的任何其他类型的设备。

[0024] 图2示出了根据一些实施方式的一次性输注泵100的概观。在一些实施方式中,一次性泵100包括壳体200,该壳体是第一部分202和第二部分204的组件。在一些实施方式中,第一部分202包括第一表面402a(例如,外表面或上表面;图4中显示)和与第一表面直接相对的第二表面402b(例如,内表面或底表面(当第一部分202和第二部分204联接时);图4中显示)。在一些实施方式中,第一部分202的第一表面包括分别用于接收和分配流体的入口208和出口210。在一些实施方式中,第二表面包括联接在第一环410和第二环414之间的弹性部件206(图4中显示)。第一和第二环固定到第二表面上。特别地,在一些实施方式中,第一环经由第一部分的边缘404固定到第二表面(例如,图4中显示)。如下所述,弹性部件206被构造成扩张并且储存由输注泵内的流体产生的势能。如图2中进一步显示,在一些实施方式中,第一医用管件106联接到第一部分202的出口210(在第一表面上),使得流体可以从一次性泵100分配(当装载有流体时,如下面参考图4所述)。

[0025] 图3是根据一些实施方式的泵系统的概观。在一些实施方式中,壳体200的第一部

分202(包括第一表面402a和第二表面402b;图4中显示)由硬塑料制成,例如聚碳酸酯和/或与要输注给使用者102的流体化学上相容的其他材料。在一些实施方式中,第一部分202具有抛物线形(或圆顶/隔膜形状),第二表面402b在与第一表面402a相对的方向上延伸(例如,第一表面略微凹陷)。在一些实施方式中,第一部分202被构造成在组装时将弹性部件206(经由第二表面402b)拉伸成类似的形状(例如,如图4A和4B中显示)。在一些实施方式中,第一部分202的第二表面402b限定了弹性部件206的形状(例如,是否储存势能)。在一些实施方式中,第一部分202的边缘404从第二表面402b向外延伸,以提供将弹性部件206联接到第一部分202上的表面(例如,经由如下所述的上部环410和下部环414)。如本领域中的普通技术人员将理解的,壳体200的第一部分202可以使用注射模制、聚氨酯浇铸、3D模制和/或其他制造工艺来制造。

[0026] 在一些实施方式中,阀套406和阀插件408插入到入口208中(例如,图4中显示的阀套406和阀插件408)。当插入到入口208中时,套406和阀插件408为壳体200的第一部分202产生单向阀,该单向阀准许流体沿一个方向流动(例如,从外部通过入口208)。一次性泵100的一个重要方面是能够通过入口208用流体填充一次性泵100,并且保持流体使得流体不能离开一次性泵100(例如,通过入口208和/或壳体200的其他部分离开)。在一些实施方式中,利用注射器(未显示)或其他用于注射流体的设备在一定压力下将流体装载到入口208中。

[0027] 在一些实施方式中,一次性泵100包括至少两个保持环(例如,上环410和下环414)。在一些实施方式中,上环410与限定弹性部件206的肋412接合(例如,图4中显示的肋412)。在一些实施方式中,上环410还被构造成与下环414接合,从而有效地将弹性构件206的肋412联接在上环410和下环414之间。上环410和下环414可以是任何合适的刚性材料,例如聚碳酸酯。当结合在一起时,上环410和下环414支撑弹性部件206,并且为弹性部件206膨胀和储存势能提供牢固的基座,如下面参照图4A和4B所述。

[0028] 在一些实施方式中,当弹性部件206未膨胀时(例如,处于松弛和/或未拉伸状态),弹性部件206基本上是圆形和平面的。如上所述,肋412限定了弹性部件206的形状(例如,处于松弛或加压状态),并且被构造成联接在上环410和下环414之间。传统上,弹性部件206由多层弹性材料构成,其中多层中的至少一层充当药品屏障。弹性部件206的多层用于保持流体药物。药品屏障是保护流体(由弹性部件206的多层保持)免受其他层或多层污染的层。然而,因为多层中的其他层的材料,药品屏障并不总是防止发生的化学浸出(leaching)。化学浸出是污染物和/或其他水溶性微粒进入流体药物的运动。弹性体材料的材料包括天然橡胶、异戊二烯、硅和/或其他具有高弹性记忆的材料(例如,能够膨胀并且自然或自动构造成返回其松弛状态的材料)。

[0029] 为了解决浸出问题,在一些实施方式中,弹性部件206由单层构成。在一些实施方式中,单层是液体注射模制的硅树脂。在一些实施方式中,弹性部件206的弹性体材料具有均匀厚度。在一些实施方式中,弹性部件206的弹性体材料可以包括在弹性部件206上变化的厚度(只要弹性部件206能够膨胀并且储存势能)。变化的厚度可以加强弹性部件206的经历较大载荷的部分(例如,当流体被装载到一次性泵100中时,弹性部件206的靠近肋412的边缘上的较高载荷)。

[0030] 在一些实施方式中,一次性泵100包括壳体200的第二部分204。第二部分204可以是罐子、瓶子和/或任何其他具有一定形状容器,所述形状具有用于接收包括弹性部件

206的壳体200的第一部分202的开口。在一些实施方式中,第二部分204由硬的或半刚性的塑料制成,例如PETG,其可以用例如吹塑和/或类似工艺的工艺制造。在一些其他实施方式中,第二部分204由玻璃制成。弹性部件206和一次性泵100可以具有各种尺寸,并且第二部分204可以相应地被设定尺寸。例如,第二部分204可以具有足够大的开口416,以适配弹性部件206和/或本文所述的其他部件,例如至少两个保持环。类似地,第二部分204被构造成当弹性部件完全膨胀时容纳(例如,包围)弹性部件206。在一些其他实施方式中,第二部分204的尺寸可以被制成与一次性泵100设置的最大流体容量相符(如下面所描述的)。

[0031] 在一些实施方式中,经由入口208装载到一次性泵100中的流体(例如,流体药物)被设置成从出口210经由第一医用管件106输送。第一医用管件106从壳体200以第一流动速率引导流体。第一流动速率至少部分地基于当弹性部件206通过装载到入口208中的流体(例如,经由注射器或其他类似设备)膨胀时由该弹性部件储存的势能。在一些实施方式中,第一流动速率基于第一医用管件106的内径、第一医用管件106的长度和/或其他因素(例如,流体的粘度、温度、压力变化等)。在一些实施方式中,第一流动速率被设置为快速注入输注系统以用于将流体输送给使用者102。在一些实施方式中,基于第二流动速率(如下所述)来选择第一流动速率,以考虑增加注入一次性泵100所需的总时间。换句话说,可以选择第一流动速率来快速注入一次性泵100,而第二流动速率被设置成用适当的(例如,选定的)流动速率向使用者102提供流体药物。在一些实施方式中,第一流动速率不大于167mL/hr(+/-0.25mL/hr)。在一些实施方式中,第一流动速率在5mL/hr和167mL/hr之间。在一些其他实施方式中,可实现对第一流动速率的更精细控制,达到小于5mL/hr的流动速率(例如,约2mL/hr+/-0.25mL/hr的流动速率)。在一些实施方式中,通过调节第一医用管件106的直径和/或长度可以实现对第一流动速率的控制。下面讨论控制流动速率的不同方法。

[0032] 在一些实施方式中,外部流动限制器110联接到第一医用管件106的外部部分。外部流动限制器110被构造成提供或移除第一医用管件106的外部压力,该外部压力相应地关闭或打开第一医用管件106的流体通道。换句话说,在一些实施方式中,外部流动限制器110阻挡离开壳体200的液体药物的流动(例如,经由出口210离开的流体)。在一些实施方式中,外部流动限制器110阻挡第一医用管件106的流体通道,使得经由入口208注射的流体膨胀弹性部件206(例如,在储存足够的势能之前,一次性泵100可以在不分配流体的情况下被加载)。在一些实施方式中,弹性部件206在膨胀时储存势能,该势能用于产生压力差以输注使用者102。因此,需要外部流动限制器110或类似设备来产生足够的势能,以确保当弹性部件206从膨胀状态收缩到松弛状态时,一次性泵100产生基本恒定的流体泵送压力。应当注意,经由入口208注射到一次性泵100中的流体需要加载足够的能量以克服弹性部件206的阻力。在一些实施方式中,医用注射器和/或用于注射流体的任何其他工具可用于克服弹性部件206的阻力。关于弹性部件206的附加信息在下面的图4A和4B中讨论。

[0033] 在一些实施方式中,串联的空气过滤器108被包括在输注系统中。在一些实施方式中,空气过滤器108经由空气过滤器入口流体联接到第一医用管件106的远侧端部(例如,第一医用管件106的与出口210相对的端部)。空气过滤器108靠近出口210基本上定位在上游。在一些实施方式中,空气过滤器108被构造成经由一个或更多个排气口从流体中排出空气。空气基本上在上游排出,使得离开空气过滤器108的流体在没有空气的情况下被注入。在一些实施方式中,空气过滤器108包括被构造成从流体中去除一种或更多种污染物和微粒的

膜过滤器。

[0034] 在一些实施方式中,第二医用管件112经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器108。第二医用管件112被构造成将从壳体200经由第一医用管件106引导的流体的第一流动速率调节到第二流动速率。第二流动速率至少部分地基于第二医用管件112的内径。在一些其他实施方式中,第二流动速率基于第一医用管件106的长度和/或其他因素(例如,流体的粘度、温度、压力变化等)。在一些实施方式中,选择第一流动速率和第二流动速率来快速注入一次性泵100。例如,第一流动速率可以选择为显著高于第二流动速率,使得一次性设备基本上被注入,仅留下一次性泵100的较小部分待被注入(例如,第一流动速率可以注入一次性泵100的3/4(例如第一医用管件106和空气过滤器108的长度),仅留下1/4(例如第二医用管件112的长度)以第二流动速率注入)。在一些实施方式中,第二流动速率不大于5mL/hr。在一些实施方式中,第二流动速率在2mL/hr和5mL/hr之间。在一些其他实施方式中,第二流动速率约为2mL/hr(例如,约为 $\pm 0.25$ mL/hr)。在一些实施方式中,可以通过调节第二医用管件112的直径和/或长度来实现对第二流动速率的更精准地控制(例如,低于2mL/hr)。在一些实施方式中,第二医用管件112的内径不大于0.0075英寸。在一些实施方式中,第二医用管件112具有预定的长度,其取决于目标流动速率(例如,更长的长度产生更慢的流动速率)。在一些实施例中,第二医用管件112用于在流体药物被分配给使用者102之前调节流体药物的流动速率。

[0035] 如上面在图1中提到的,第一医用管件106的内径和第二医用管件112的内径可以相同或不同。类似地,在一些实施方式中,第一医用管件106和第二医用管件112的长度、材料和/或其他参数可以相同或不同。第一医用管件106和第二医用管件112的参数取决于给使用者102输注所需的流动速率。第二医用管件112用于在将流体输注给使用者102之前实现期望的流动速率。

[0036] 在一些实施方式中,第二医用管件112的出口302(例如,远侧出口)流体联接到第二医用管件112。第二医用管件112的出口302被构造成与一个或多个部件连接,用于将流体分配给使用者102。在一些实施方式中,第二医用管件112的出口302是固定的公鲁尔接口。在一些实施方式中,被构造为与第二医用管件112的出口302连接的一个或多个部件包括皮肤贴片、针、套管和导管和/或用于向使用者102输注的其他部件。

[0037] 在一些实施方式中,流动限制器部件放置在第一医用管件106和/或第二医用管件112内。例如,流动限制器部件可以位于第一医用管件106内的第一位置304a处和/或第二医用管件112内的第二位置304b处。在一些实施方式中,流动限制器可以放置在每个位置(例如,第一位置304a和第二位置304b处)。流动限制器部件可以放置在第一医用管件106和/或第二医用管件112内的任何位置处。例如,流动限制器部件可以邻近壳体200的出口210(例如,在第一医用管件106内)、邻近第二医用管件112的出口302、邻近空气过滤器108的入口或出口放置,和/或其间的任何位置放置。在一些实施方式中,流动限制器部件是不固定的,并且被构造为沿着第一医用管件106和/或第二医用管件112自由地移动。替代地或附加地,在一些实施方式中,流动限制器部件被固定(锚定或紧固)在第一医用管件106和/或第二医用管件112的特定位置处(例如,使得流动限制器部件不移动)。

[0038] 流动限制器部件独立于由第一医用管件106和/或第二医用管件112提供的流动控制。在一些实施方式中,流动限制器部件包括一个或多个销和/或珠状物,如下文在图5A-

6B中描述的。流动限制器部件的直径小于第一医用管件106和/或第二医用管件112的内径。在一些实施方式中,流动限制器部件的直径大于空气过滤器108的入口和/或出口,使得流动限制器部件停留在管的特定位置或部分内(例如,在第一医用管件106或第二医用管件112内)。在一些实施方式中,流动限制器部件的直径大于第二医用管件112的出口302,使得流动限制器部件不会流动进入使用者102。此外,流动限制器部件被构造成为当使用者移动第一医用管件106和/或第二医用管件112时不会断裂或破裂。流动限制器组件在图5和图6中有更详细的讨论。

[0039] 在一些实施方式中,一次性泵100包括控制器芯片(未示出),其被构造为操作阀以控制流体的第一流动速率和/或第二流动速率。控制器芯片在下面的图7中讨论。在一些实施方式中,控制器芯片是与一次性泵100的一个或更多个部件串联流体联接的独立部件。例如,控制器芯片可以流体联接到一次性泵100的出口210和第一医用管件106之间;第一医用管件106和空气过滤器108之间;空气过滤器108和第二医用管件112之间;和/或第二医用管件112和第二医用管件112的出口302之间。替代地或附加地,在一些实施方式中,控制器芯片联接到壳体200。参考图7更详细地讨论流动控制器芯片。

[0040] 图4A和4B示出了根据一些实施方式的一次性泵100的横截面视图。更具体地,图4A和图4B示出了当流体在注射器(或用于泵送流体的一些其他工具)的压力下,通过壳体200的入口208被引入到流体储存部420(其储存由膨胀的弹性部件206产生的势能)中时,弹性部件206的膨胀。在一些实施方式中,系统中的空气沿着凹陷422经由出口210被去除(例如,排出),该凹陷基于第二表面402b形成。

[0041] 图4A示出了与下环414联接的上环410,以及联接在两者之间的肋412。如上面提到的,肋412限定了弹性部件206的形状。在一些实施方式中,上环410和下环414通过超声波焊接和/或溶剂结合来联接。在一些实施方式中,上环410联接到第一部分202(例如,经由边缘404),并且下环414使用超声波焊接或溶剂粘合联接到第二部分204。弹性部件206横跨第二部分204的开口416定位,并形成空腔418(例如,在壳体200内形成的空间)。在一些实施方式中,当壳体200的第一部分202和第二部分204(经由上环410和下环414)联接在一起时,第一部分202的第二表面402b将弹性部件206拉伸成第二表面402b的形状(例如,如图4所示)。在一些实施方式中,弹性部件206和第二表面402b的尺寸使得弹性部件206被拉伸到其弹性不以线性方式表现的状态。特别地,弹性部件206被拉伸到这样的状态,在该状态下,在一次性泵100的操作期间,弹性部件206的材料的应力变化与材料的应变变化非线性地成比例。

[0042] 图4B示出了根据一些实施方式,在流体已经经由壳体200的第一部分202的入口208注射之后,一次性泵100的横截面视图。在一些实施方式中,注射的流体使弹性部件206膨胀,以产生膨胀的流体储存部420。膨胀的流体储存部420处于注射器和/或其他用于将流体(经由入口208)注射到一次性泵100中的工具的压力下(在空气已经沿着基于第二表面402b形成的凹陷422经由出口(经由入口210)从系统中去除之后)。如上面所提到的,外部流动限制器110可用于阻挡第一医用管件106的流体通道,使得流体不会离开出口210,从而允许流体储存部420在流体被注射到一次性泵100中时膨胀。为了在流体储存部420中产生基本恒定的流体泵送压力,在流体被注射进入口208之前,在弹性部件206被拉伸到其弹性为非线性的状态时,实现弹性部件206的膨胀和随后的收缩。如上面所提到的,在壳体200的组装期间,这种状态通过第二表面402b和/或弹性部件206的形状和/或尺寸来实现。应当注

意,医用注射器(未示出)和/或用于将流体注射到一次性泵100中的任何其他工具必须以足够的力来注射流体,以克服弹性部件206的当前状态(例如,足够的力来克服由弹性部件206收缩产生的力)。如图4B所示,弹性部件206必须被非线性拉伸以形成和膨胀流体储存部420。

[0043] 在一些实施方式中,流体储存部420被构造成膨胀以保持至少50毫升体积的流体。在一些其他实施方式中,流体储存部420被构造成膨胀以保持至少100毫升体积的流体。在又一个实施方式中,流体储存部420被构造成膨胀以保持至少250毫升体积的流体。

[0044] 通常,流体必须在足以克服初始拉伸的弹性部件206(被第二表面402b拉伸)的势能的压力下引入。类似地,流体必须在足以进一步(非线性地)拉伸弹性部件206并形成流体储存部420的压力下引入。由流体储存部420储存的势能是可用于排出流体(例如,从出口210排出)的能量的总量。由于弹性部件206在第二表面402b上被拉伸,即使在完全排出流体之后,流体储存部420也具有残余的势能。

[0045] 通过第一医用管件106和/或第二医用管件112的流体流动可以由哈根-泊肃叶(Hagen-Poiseuille)方程表征。该流动可以用Hagen-Poiseuille方程来表征,因为假设通过第一医用管件106和/或第二医用管件112的流动是层流。此外,由于弹性部件206的特性(例如,对储存的流体施加恒定压力的弹性体材料),由一次性泵100(P\_设备)产生的压力被认为是恒定的。同时,假设患者(P\_患者)产生的压力也是有效恒定的。利用这些假设,以下Hagen-Poiseuille方程可用于限定从一次性泵100到使用者102的流体流动:

[0046]  $P_{\text{设备}} - P_{\text{患者}} = \text{流动速率} * (\text{限制器阻力})$

[0047] 该方程可进一步表征为  $V = \frac{\Delta p \pi D^4}{128 \mu L}$ , 其中:

[0048]  $v$  = 流体流动的速度;

[0049]  $D$  = 流动限制器导管的直径;

[0050]  $\Delta p$  = 能量损失(在长度L上的压力变化);

[0051]  $L$  = 流动限制器的长度;和

[0052]  $\mu$  = 流体粘度。

[0053] 根据Hagen-Poiseuille方程,如果在管的长度上存在恒定的能量损失(如在本实施方式中假设的),则可以实现通过管的恒定的流体流动速率(例如,通过设计如本文所描述的第一医用管件106和/或第二医用管件112)。可以假设在管(例如,第一医用管件106和/或第二医用管件112)的长度上存在恒定的能量损失,因为如上面所提到的, $P_{\text{设备}}$ 和 $P_{\text{患者}}$ 被认为是恒定的。实际上, $P_{\text{患者}}$ 很小,可以忽略不计。这样,一次性泵100的流动几乎完全是由于通过弹性构件206的储存的势能所产生的恒定压力引起的。

[0054] 换句话说,为了确定从一次性泵100通过第一医用管件106和/或第二医用管件112到使用者102的流体的流动速率的特定值,必须一起考虑 $P_{\text{设备}}$ 和第一医用管件106和/或第二医用管件112的物理设计。特别地,由弹性部件206保持的压力(例如,储存的势能)连同第一医用管件106和/或第二医用管件112的相应直径和/或长度一起用于确定一次性泵100的流动速率。

[0055] 图5A和5B示出了根据一些实施方式的流动限制器部件。在图5A中,示出了包括流动限制器部件(例如销506)的管子部段502(例如,第一医用管件106和/或第二医用管件

112)。在一些实施方式中,销506的直径小于管子部段502的内径,使得销506可以位于管段502内。在一些实施方式中,销506的直径大于空气过滤器108的入口和/或出口和/或第二医用管件112的出口302。以这种方式,销506保持在管段502内,而不会在不同的管段之间移动(例如,从第一医用管件106到第二医用管件112,反之亦然)和/或防止销506被输注给使用者102。在一些实施方式中,销506在管段502内固定(锚定在特定位置)或不固定(可沿长度移动)。在一些实施方式中,销506具有预定的长度。在一些实施方式中,销506由玻璃或金属制成。

[0056] 在一些实施方式中,销506被构造成调节(例如,降低)流动速率(例如,如上面在图3中讨论的第一流动速率或第二流动速率)。在一些实施方式中,流动速率的调节部分地基于销506的直径。在一些实施方式中,销506被构造成将流体的形状从圆柱形形状(例如,圆柱形流动504)改变为圆环形状(例如,甜甜圈形或圆环流动508)。例如,如图5A所示,销506将圆柱形流动504改变为圆环流动508,其中圆环流动508的半径部分地基于销506的直径。尽管圆环流动508被显示为单个环,但是应当注意,圆环流动508是连续流(如图5B所示)。在一些实施方式中,流动速率形状的改变通过干扰流动并使流动围绕销506移动(例如,不致使管段502膨胀或改变形状)来降低流动速率。在一些实施方式中,流动速率进一步部分地基于销506的预定长度。

[0057] 图5B示出了图5A中的流动限制器部件的局部横截面侧视图。如图5B所示,圆柱形流动504从一次性泵100(例如,经由出口210)朝向管段502的远侧端部(与一次性泵100的出口210相对的端部)流动。在一些实施方式中,销506通过销506的横截面积来减小圆柱流动504的横截面积而减小圆柱流动504的流动速率,并且因此将流动改变为圆环流动508。特别地,通过销506的横截面积,减小了管段502的圆柱形区域的面积。在一些实施方式中,销506在管段502内产生了环形部分(例如,销506的长度)。管段502的环形部分内的流动遵循以下Poiseuille方程:

$$[0058] \quad Q = \frac{G\pi}{8\mu} \left[ R_2^4 - R_1^4 - \frac{(R_2^4 - R_1^4)^2}{\ln \frac{R_2}{R_1}} \right], \text{其中:}$$

[0059]  $Q$  = 流动速率;

[0060]  $R_1$  = 销506的半径;

[0061]  $R_2$  = 管段502的半径;

[0062]  $G$  = 长度上的压力变化;以及

[0063]  $\mu$  = 流体粘度。

[0064] 如上面所提到的,可以假设压力的变化在管(例如,第一医用管件106和/或第二医用管件112)的长度上是恒定的,因为 $P_{\text{设备}}$ 和 $P_{\text{患者}}$ 被认为是恒定的。使用上述方程,可以实现通过带有销506的管段502的流体的恒定流动速率(例如,通过设计如本文所描述的第一医用管件106、第二医用管件112和/或销506)。换句话说,为了确定从一次性泵100通过带有销506的第一医用管件106和/或第二医用管件112的流体的特定流动速率,必须一起考虑 $P_{\text{设备}}$ 和第一医用管件106、第二医用管件112和/或销506的物理设计。特别地,由弹性部件206保持的压力(例如,储存的势能)连同第一医用管件106、第二医用管件112和/或销506的相应直径一起用于确定一次性泵100的流动速率。实际上, $P_{\text{患者}}$ 很小,可以忽略不计。这样,一次性泵100的流动几乎完全是由于弹性构件206的储存的势能所产生的恒定压力引起

的。

[0065] 图6A和6B示出了根据一些实施方式的另一种流动限制器部件。在图6A中,示出了包括另一种流动限制器部件(例如一个或多个刚性珠状物602)的管段502(例如,第一医用管件106和/或第二医用管件112)。在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602的直径小于管段502的内径,使得一个或多个刚性珠状物602可以位于管段502内。

[0066] 在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602的直径大于空气过滤器108的入口和/或出口和/或第二医用管件112的出口302。以这种方式,一个或多个刚性珠状物602保持在管段502内,而不会在不同的管段之间移动(例如,从第一医用管件106到第二医用管件112,反之亦然),和/或防止一个或多个刚性珠状物602被输注给使用者102。在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602在管段502内固定(锚定)或不固定(可移动)。在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602的每个刚性珠状物是相同的。在一些其他实施方式中,一个或多个刚性珠状物602中的至少一个刚性珠状物(或全部)在尺寸上可以不同(例如,一个或多个刚性珠状物602具有不同的直径)。

[0067] 在一些实施方式中,刚性珠状物602可以由玻璃或金属制成。根据各个方面,刚性珠状物可以设定尺寸使得刚性珠状物的放置不会导致管件(例如,管段502)膨胀。如上面所提到的,在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602的直径小于管段502的内径。在这方面,通过管段的流动速率可以至少部分地根据管件内的珠状物的横截面积或直径、珠状物的横截面积或直径与管件的內径之间的差、和/或管件内珠状物的数量或它们在管段502的预定区域内的总质量来限定。

[0068] 在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602被构造成调节(例如,降低)流动速率(例如,如上面在图3中讨论的第一流动速率或第二流动速率)。在一些实施方式中,流动速率的调节部分地基于一个或多个刚性珠状物602的直径。特别地,一个或多个刚性珠状物602被构造成使流体(例如,圆柱形流动504)围绕它们的表面或直径移动(例如,不导致管段502膨胀或改变形状)。流动速率部分地基于一个或多个刚性珠状物的直径(例如,流体需要移动围绕的面积)。在一些实施方式中,流动速率进一步基于管段502内的一个或多个刚性珠状物602的数量(例如,一个或多个刚性珠状物602的每个刚性珠状物降低流动速率)。

[0069] 图6B示出了图6A中的流动限制器部件的局部横截面侧视图。如图6B所示,一个或多个刚性珠状物602中的至少两个刚性珠状物在管段502内。图6B中进一步示出了从一次性泵100(例如,经由出口210)朝向管段502的远侧端部(与一次性泵100的出口210相对的端部)流动的圆柱形流动504。在一些实施方式中,一个或多个刚性珠状物602通过一个或多个刚性珠状物602的横截面积来减小圆柱流动504的横截面积而降低圆柱流动504的流动速率。特别地,通过一个或多个刚性珠状物602的横截面积,减小了管段502的圆柱形区域的面积。在一些实施方式中,带有一个或多个刚性珠状物602的管段502内的流动遵循如上面所描述的Poiseuille方程(例如,针对一个或多个刚性珠状物602的相应的直径和/或周长导出)。

[0070] 如上面在图5A和5B中提到的,可以假设压力的变化在管(例如,第一医用管件106和/或第二医用管件112)的长度上是恒定的,因为 $P_{\text{设备}}$ 和 $P_{\text{患者}}$ 被认为是恒定的。使用Poiseuille方程,可以实现通过带有一个或多个刚性珠状物602的管段502的流体的恒定

流动速率(例如,通过设计如本文所描述的第一医用管件106、第二医用管件112和/或一个或更多个刚性珠状物602)。换句话说,为了确定从一次性泵100通过带有一个或更多个刚性珠状物602的第一医用管件106和/或第二医用管件112的流体的特定流动速率,必须一起考虑P<sub>设备</sub>和第一医用管件106、第二医用管件112和/或一个或更多个刚性珠状物602的物理设计。特别地,由弹性部件206保持的压力(例如,储存的势能)与第一医用管件106、第二医用管件112和/或一个或更多个刚性珠状物602的相应直径一起用于确定一次性泵100的流动速率。实际上,P<sub>患者</sub>很小,可以忽略不计。这样,一次性泵100的流动几乎完全是由于弹性构件206的储存的势能所产生的恒定压力引起的。

[0071] 在一些实施方式中,不同的流动限制器部件可以结合在管段502中。例如,在一些实施方式中,管段502可以包括销506和一个或更多个刚性珠状物602。

[0072] 图7是描绘根据一些实施方式的流动控制器700的框图。在一些实施方式中,一次性泵100包括流动控制器700,其被配置成控制从一次性泵100排出的流体流动。在一些实施方式中,流动控制器700联接到壳体(例如,经由壳体200的第一部分202和/或第二部分202)。可选地,在一些实施方式中,流动控制器700与第一医用管件106、第二医用管件112和/或一次性泵100的其他部件(例如,在第一医用管件106和出口210之间、第一医用管件106和空气过滤器108之间的部件)串联地流体联接。在一些实施方式中,流动控制器700操作一个或更多个枕垫(例如,阻挡流体通道的可膨胀部件)、阀和/或类似部件来控制一次性泵100的可用的流体通道并选择期望的流动速率。在一些实施方式中,一个或更多个枕垫、阀和/或类似的部件被放置成邻近一次性泵100的出口210(例如,在之前或之后)。在一些实施方式中,流动控制器700(包括一个或更多个枕垫、阀和/或类似部件)是与一次性泵100的一个或更多个部件串联地流体联接的独立部件(例如,使得流体以第一流动速率进入流动控制器700的入口,并以使用者102选择的第二流动速率离开流动控制器700的出口)。附加地或替代地,在一些实施方式中,一个或更多个枕垫、阀和/或类似部件与第一医用管件106和/或第二医用管件112一起放置。流动速率控制器700被配置成实现低至0.48ml/hr的选定的流动速率。

[0073] 流动控制器700包括一个或更多个处理单元(包括例如处理器、处理器芯或其他类型的控制器芯片)702、一个或更多个网络或其他通信接口704(例如一个或更多个天线)、存储器712、一个或更多个传感器708以及用于互连这些部件的一个或更多个通信总线710。通信总线710可选地包括互连并控制系统部件之间的通信的电路(有时称为芯片组)。在一些实施方式中,流动控制器700可以包括用于手动控制流动控制器700的外部接口706。在一些实施方式中,流动控制器700的一个或更多个外部接口706可以包括例如输入设备,例如键盘、鼠标、触敏表面和/或控制器、触控板、USB和/或USB设备和/或输入按钮。在一些实施方式中,传感器708用于收集关于流动速率、弹性部件206(例如,流体储存部420)内保持的压力和/或确定一次性泵100的流动速率所需的其他信息的数据。流动控制器700的一个或更多个部件被消毒以防止污染流体药物。类似地,流动控制器700的一个或更多个部件与一次性泵100的流动通道分开(除了一个或更多个枕垫、阀和/或类似部件),以进一步防止污染和/或防止流体损坏流动控制器700。

[0074] 存储器712可以是高速随机存取存储器,例如:DRAM、SRAM、DDR RAM或其他随机存取固态存储设备,并且可以包括非易失性存储器,例如一个或更多个磁盘存储设备、光盘存

储设备、闪存设备和/或其他非易失性固态存储设备。在一些实施方式中,存储器712包括远离处理器702定位的一个或多个存储设备。存储器712或者替代地存储器712内的非易失性存储设备包括非暂时性计算机可读存储介质。在一些实施方式中,存储器712或存储器712的计算机可读存储介质存储可用于执行流动控制器700的一个或多个操作的程序、模块和/或数据结构。例如,存储器712可以包括用于操作系统714、网络通信模块716、流动控制模块718和设备信息数据库720的程序、模块和/或数据结构。

[0075] 在一些实施方式中,操作系统714模块可以包括用于处理各种基本系统服务和用于执行硬件相关任务的过程。网络通信模块716可以被配置为经由一个或多个通信网络接口704(有线或无线)及一个或多个通信网络(例如通过以太网、WiFi、蓝牙、综合业务数字网(ISDN)连接、数字用户线路(DSL)调制解调器或电缆调制解调器),将流动控制器700连接到其他计算设备。可以使用任何直接或间接的网络连接,包括但不限于电话调制解调器、MIB系统、RS232接口、辅助接口、光链路、红外链路、射频链路、微波链路、WLANS连接或其他无线连接。流动控制模块718被配置成根据需要调节流动速率。在一些实施方式中,流动控制模块718使用上面描述Hagen-Poiseuille方程来确定流动速率。特别地,流动控制模块718可以使用从一个或多个传感器708和设备信息数据库720收集的数据来确定流动速率。在一些实施方式中,流动控制模块718被配置为自动操作(例如,被设计为达到和/或保持期望的流动速率的固件)。替代地或附加地,在一些实施方式中,流动控制器700和流动控制模块718可以由使用者102经由外部接口706和/或通信接口704(例如,从诸如笔记本电脑、计算机、移动电话、平板电脑等远程设备接收无线控制)手动操作。在一些实施方式中,一次性泵100可以经由专门的应用来控制。设备信息数据库720包括用于一次性泵100的数据,例如第一医用管件106和/或第二医用管件112的长度、第一医用管件106和/或第二医用管件112的直径、弹性部件206的最大容量、弹性部件206在装载不同量的流体时储存的压力(例如势能)、一种或多种不同类型流体的粘度和/或其他有用的信息。

[0076] 图8A-8D是示出根据一些实施方式的用于控制一次性泵100的流动速率的方法800的流程图。方法800可以在一次性泵100处执行,一次性泵100至少包括壳体200,该壳体包括弹性部件206。一次性泵100进一步至少包括:第一管(例如,第一医用管件106),其经由出口210流体联接到壳体200;空气过滤器108,其经由空气过滤器入口流体联接到第一管(例如,第一医用管件106)的远侧端部;第二管(例如,第二医用管件112),其经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器108;以及流体联接到第二管的第二医用管件112的出口302。在一些实施方式中,壳体200包括第一部分202,其包括第一表面402a和第二表面402b,第一表面402a包括用于分配流体的出口210,并且第二表面402b与第一表面402a相对。在一些实施方式中,弹性部件206联接在第一环410和第二环414之间。第一环410和第二环414固定到第二表面402b。在一些实施方式中,一次性泵100进一步至少包括第二部分204,该第二部分被构造为包围第一部分202的第二表面402b,第一部分202与第二部分204联接。

[0077] 与本公开一致的方法可以包括以不同顺序执行的方法800中示出的操作中的至少一些但不是全部。此外,与本公开一致的方法可以包括至少两个或更多步骤,如方法800中在时间上重叠或几乎同时执行的步骤。

[0078] 方法800包括用流体膨胀(802)弹性部件206,以储存由输注泵100内的流体产生的势能。在一些实施方式中,弹性部件包括(804)弹性膜。在一些实施方式中,膜是(806)单层

硅树脂。在一些实施方式中,弹性部件206被构造成膨胀(808)以保持至少50mL的体积。在一些实施方式中,弹性部件206被构造成膨胀(810)以保持至少100mL的体积。在一些实施方式中,弹性部件206被构造成膨胀(812)以保持至少250mL的体积。

[0079] 在一些实施方式中,弹性部件由单层膜形成,并且(输注泵的)壳体200包括用于接收流体的入口208,并且方法800包括经由入口接收(814)流体;以及膨胀弹性部件206并基于经由入口接收的流体产生由弹性部件206储存的势能。

[0080] 方法800包括从第一管(例如,第一医用管件106)以第一流动速率引导(816)来自壳体200的流体,该第一流动速率部分地基于由弹性部件206储存的势能。在一些实施方式中,第一流动速率进一步至少部分地基于(818)第一管的内径。在一些实施方式中,第一流动速率进一步至少部分地基于(820)第一管的长度。流动速率的确定是基于由弹性部件206储存的势能和Hagen-Poiseuille方程,如上面在图4A-6B中所描述的。

[0081] 在一些实施方式中,输注泵进一步包括(822-a)联接到第一管的外部部分的外部流动限制器110,并且方法800包括在输注泵处,经由外部流动限制器110,向第一管提供(822-b)外部压力,该外部压力关闭第一管的流体通道。在一些实施方式中,方法800包括经由外部流动限制器110,去除第一管(822-c)的外部压力,这会打开第一管的流体通道。如上面在图4A和4B中所描述的,外部流动限制器110可用于装载(例如,注射流体)弹性部件206(例如,膨胀弹性部件206以产生流体储存部420)。

[0082] 方法800包括经由空气过滤器108的一个或多个排气口从流体中排出(824)空气。空气基本上在上游排出,使得离开空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入。在一些实施方式中,空气过滤器包括(826)膜过滤器,方法800包括在输注泵处从流体中去除一种或更多种污染物和微粒。

[0083] 方法800包括将从壳体200经由第一管引导的流体的第一流动速率调节(828)到第二流动速率,第二流动速率至少部分地基于第二管(例如,第二医用管件112)的内径。在一些实施方式中,第二管的内径(830)不大于0.0075英寸。在一些实施方式中,第二管具有(832)预定的长度,并且第二流动速率进一步基于所述预定的长度。在一些实施方式中,第一管的内径和第二管的内径是相同的(834)。在一些实施方式中,第一管的内径和第二管的内径是不同的(836)。在一些实施方式中,第二流动速率(838)不大于5mL/hr。在一些其他实施方式中,第二流动速率为(840)约2mL/hr(在一些实施方式中,约平均 $\pm$ 0.2mL/hr)。流动速率的确定是基于由弹性部件206储存的势能和Hagen-Poiseuille方程,如上面在图4A-6B中所描述的。

[0084] 方法800包括经由一个或多个部件将流体分配(842)给使用者102,该一个或多个部件流体联接到第二医用管件112的出口302。在一些实施方式中,第二医用管件112的出口302是(844)固定的公鲁尔接口。在一些实施方式中,被构造成与第二医用管件112的出口302连接的一个或多个部件包括(846)皮肤贴片、针、套管和导管。

[0085] 在一些实施方式中,输注泵包括(848)在第一管内的流动限制器部件(例如,销506和/或刚性珠状物602),流动限制器部件的直径小于第一管的内径。在一些实施方式中,流动限制器部件的直径(850)大于空气过滤器108的入口和/或出口的直径和/或第二医用管件112的出口302的直径。这样,流动限制器部件保持在特定的管段内和/或不被输注给使用者102(如上面在图5A-6B中所描述的)。在一些实施方式中,流动限制器部件在第一管内不

固定(852)。在一些其他实施方式中,流动限制器部件在第一管内固定(854)。尽管本文提供的示例在第一管中具有流动限制器部件,但是应当注意,流动限制器部件可以在第二管中和/或在第一和第二管两者中。

[0086] 在一些实施方式中,流动限制器部件是(856)销506,该销被构造成将流体的形状从圆柱形形状(例如,圆柱形流动504)改变为圆环形状(例如,圆环流动508)。在一些实施方式中,销506具有(858)预定的半径,并且第一流动速率进一步部分地基于销506的半径。在一些实施方式中,销506具有(860)预定的长度,并且第一流动速率进一步部分地基于销的预定的长度。上面参照图5A和5B讨论了销506对流动的影响。在一些实施方式中,销506由玻璃或金属制成(862)。

[0087] 在一些其他实施方式中,流动限制器部件是(864)一个或更多个刚性珠状物,其被构造为使流体围绕一个或更多个刚性珠状物的直径移动,第一流动速率进一步部分地基于一个或更多个刚性珠状物的直径,并且当流体围绕一个或更多个刚性珠状物的直径移动时,一个或更多个刚性珠状物不会导致第一管膨胀。在一些实施方式中,一个或更多个刚性珠状物的尺寸可以是(866)可变的。特别地,所有的刚性珠状物可以是相同的(具有相同的直径)或不同的(在刚性珠状物之间具有不同的直径)。上面参照图6A和6B讨论了一个或更多个刚性珠状物602对流动的影响。在一些实施方式中,第一管中包括至少两个刚性珠状物(868)。在一些实施方式中,一个或更多个刚性珠状物由玻璃或金属制成(870)。

[0088] 在一些实施方式中,输注泵进一步包括控制器芯片(例如,流动控制器700),并且方法800在输注泵处操作(872)阀以控制流体的第一流动速率。在一些实施方式中,控制器芯片经由USB控制(874)。在一些其他实施方式中,控制器芯片被无线控制(876)(例如,经由无线协议,诸如蓝牙或专门的应用)。在一些实施方式中,控制器芯片包括(878)固件以自动控制流动速率。控制流动速率控制器700以获得选定的流动速率(例如,低至0.48ml/hr)。在一些实施方式中,流动控制器700的一个或更多个部件(例如,无线部件704、外部接口706、传感器708等)被消毒并与流体通道分离,使得流体药物不会被污染。上面参考图7详细讨论了流动控制器700。

[0089] 提供前面的描述是为了使本领域技术人员能够实践本文描述的各种构造。虽然已经参照各种附图和构造具体描述了本主题技术,但是应当理解,这些仅仅是为了说明的目的,并且不应当被视为限制本主题技术的范围。

[0090] 本领域的技术人员将理解,本文描述的各种说明性的块、模块、元件、部件、方法和算法可以被实现为电子硬件、计算机软件或两者的组合。为了说明硬件和软件的这种可互换性,各种说明性的块、模块、元件、部件、方法和算法已经在上面根据它们的功能进行了一般性描述。这种功能实现为硬件还是软件取决于特定的应用和施加在整个系统上的设计约束。对于每个特定的应用,所描述的功能可以以不同的方式实现。各种部件和块可以被不同地布置(例如,以不同的顺序布置,或以不同的方式划分),所有这些都脱离本主题技术的范围。

[0091] 应当理解,所公开的过程中步骤的特定顺序或层次是示例方法的说明。基于设计偏好,可以理解,过程中步骤的特定顺序或层次可以被重新布置。一些步骤可以同时执行。所附方法权利要求以示例顺序呈现各个步骤的要素,并且不意味着限于所呈现的特定顺序或层次。

[0092] 主题技术的说明条款：

[0093] 方便起见，按照编号条款(1,2,3等)来描述本公开的方面的各个示例。这些是作为示例提供的，并不限制本主题技术。附图和附图标记的标识在下面仅作为示例提供，用于说明的目的，并且条款不受这些标识的限制。

[0094] 条款1一种输注泵，包括：壳体，该壳体包括弹性部件，该弹性部件被构造成膨胀并储存由输注泵内的流体产生的势能；以及第一管，该第一管流体联接到壳体的出口，该第一管被构造成从壳体以第一流动速率引导流体，该第一流动速率部分地基于由弹性部件储存的势能；空气过滤器，其经由空气过滤器入口流体联接到所述第一管的远侧端部，所述空气过滤器被构造成经由一个或更多个排气口从流体中排出空气，其中所述空气基本上在上游排出，使得离开所述空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入；第二管，其经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器，其中：第二管被构造为将从壳体经由第一管引导的流体的第一流动速率调节到第二流动速率，第二流动速率至少部分地基于第二管的内径，并且第二管的出口被构造为流体联接到用于将流体分配给使用者的一个或更多个部件。

[0095] 条款2根据条款1所述的输注泵，其中，所述第二管的内径不大于0.0075英寸。

[0096] 条款3根据前述条款中任一项所述的输注泵，所述第二管具有预定的长度，并且所述第二流动速率进一步基于所述预定的长度。

[0097] 条款4根据前述条款中任一项所述的输注泵，其中，所述第一管的内径和所述第二管的内径相同。

[0098] 条款5根据条款1至3中任一项所述的输注泵，其中，所述第一管的内径和所述第二管的内径不同。

[0099] 条款6根据前述条款中任一项所述的输注泵，进一步包括在所述第一管内的流动限制器部件，其中，该流动限制器部件的直径小于所述第一管的内径。

[0100] 条款7根据条款6所述的输注泵，其中，所述流动限制器部件是销，其被构造为将流体的形状从圆柱形形状改变为圆环形状，其中：销具有预定的半径，并且所述第一流动速率进一步部分地基于销的预定的半径。

[0101] 条款8根据条款6和7中任一项所述的输注泵，其中，所述流动限制器部件是销，其被构造为将流体的形状从圆柱形形状改变为圆环形状，其中：销具有预定的长度，并且所述第一流动速率进一步部分地基于销的预定的长度。

[0102] 条款9根据条款6至8中任一项所述的输注泵，其中，所述流动限制器部件是一个或更多个刚性珠状物，其被构造为使流体围绕一个或更多个刚性珠状物的直径移动，其中：第一流动速率进一步部分地基于一个或更多个刚性珠状物的直径，并且当流体围绕一个或更多个刚性珠状物的直径移动时，一个或更多个刚性珠状物不会导致所述第一管膨胀。

[0103] 条款10根据条款9所述的输注泵，其中，所述第一管中包括至少两个刚性珠状物。

[0104] 条款11根据条款6至10中任一项所述的输注泵，其中，所述流动限制器部件不固定在所述第一管内，并且被构造为移动所述第一管的长度。

[0105] 条款12根据条款6至10中任一项所述的输注泵，其中，所述流动限制器部件固定在所述第一管内，并且被构造为保持在所述第一管的预定位置处。

[0106] 条款13根据前述条款中任一项所述的输注泵，其中，所述第二管的出口是固定的公鲁尔接口。

[0107] 条款14根据前述条款中任一项所述的输注泵,其中,所述空气过滤器包括膜过滤器,其被构造为从流体中去除一种或更多种污染物和颗粒。

[0108] 条款15根据前述条款中任一项所述的输注泵,进一步包括联接到所述第一管的外部部分的外部流动限制器,所述外部流动限制器被构造为向所述第一管提供外部压力或从所述第一管移除外部压力,其会相应地关闭或打开所述第一管的流体通道。

[0109] 条款16根据前述条款中任一项所述的输注泵,进一步包括控制器芯片,其被配置为操作阀来控制流体的所述第一流动速率。

[0110] 条款17根据前述条款中任一项所述的输注泵,其中,所述第二流动速率不大于5mL/hr。

[0111] 条款18根据前述条款中任一项所述的输注泵,其中,被构造为与所述第二管的出口连接的一个或更多个部件包括皮肤贴片、针和导管。

[0112] 条款19根据前述条款中任一项所述的输注泵,其中:所述弹性部件由单层膜形成;并且所述壳体包括用于接收流体的入口,经由入口接收的流体膨胀所述弹性部件并产生由所述弹性部件储存的势能。

[0113] 条款20根据条款19所述的输注泵,其中单层膜是弹性膜。

[0114] 条款21根据前述条款中任一项所述的输注泵,其中,所述弹性部件被构造成膨胀以保持至少50mL体积的流体。

[0115] 条款22根据前述条款中任一项所述的输注泵,其中:所述壳体包括:第一部分,其包括第一表面和第二表面,其中:所述第一表面包括壳体的用于分配流体的出口,并且与所述第一表面相对的第二表面包括联接在第一环和第二环之间的弹性部件,第一环和第二环固定到所述第二表面;第二部分,其被构造为容纳第一部分的第二表面,其中第一部分与第二部分联接。

[0116] 条款23一种向患者输注流体的方法,该方法包括:在输注泵处,该输注泵包括:具有弹性部件的壳体;经由壳体的出口流体联接到壳体的第一管,经由空气过滤器入口流体联接到第一管的远侧端部的空气过滤器,经由空气过滤器出口流体联接到空气过滤器的第二管,以及流体联接到一个或更多个部件的第二管的出口;用流体膨胀弹性部件,以储存由输注泵内的流体产生的势能;从第一管以第一流动速率引导来自壳体的流体,所述第一流动速率部分地基于由弹性部件储存的势能;经由空气过滤器的一个或更多个排气口从流体中排出空气,其中空气基本上在上游排出,使得离开空气过滤器的流体在没有空气的情况下被注入;将从壳体经由第一管引导的流体的第一流动速率调节至第二流动速率,第二流动速率至少部分地基于第二管的内径;以及经由一个或更多个部件将流体分配给使用者。

[0117] 进一步考虑:

[0118] 应当理解,所公开的过程中步骤的特定顺序或层次是示例方法的说明。基于设计偏好,可以理解,过程中步骤的特定顺序或层次可以被重新布置。一些步骤可以同时执行。所附方法权利要求以示例顺序呈现各个步骤的要素,并且不意味着限于所呈现的特定顺序或层次。

[0119] 可能有许多其他方法来实现本主题技术。在不脱离本主题技术的范围的情况下,本文描述的各种功能和元件可以不同于那些示出的功能和元件来划分。对这些构造的各种修改对于本领域技术人员来说将是显而易见的,并且本文定义的一般原理可以应用于其他

构造。因此,在不脱离本主题技术的范围的情况下,本领域普通技术人员可以对本主题技术进行许多改变和修改。

[0120] 如本文所使用的,在一系列项目之前的短语“至少一个”,用术语“和”或“或”来分隔任何项目,将所列出的作为一个整体来修改,而不是所列出的每个成员(例如,每个项目)。短语“至少一个”不要求选择所列的每个项目中的至少一个;相反,该短语允许包括任何一个项目的至少一个、和/或项目的任何组合的至少一个、和/或每个项目的至少一个的含义。举例来说,短语“A,B和C中的至少一个”或“A,B或C中的至少一个”每个指只有A,只有B或只有C;A,B和C的任何组合;和/或A,B和C中每一个中的至少一个。

[0121] 此外,就说明书或权利要求中使用的术语“包括”、“具有”等范围,这种术语以类似于术语“包含”的方式旨在指包容性的,如同“包含”在权利要求中作为过渡词语使用时所解释的。在本文中使用的词语“示例性的”意味着“用作示例、实例或说明”。在本文中被描述为“示例性”的任何实施例不必被解释为比其它实施方式更优选或更有利。

[0122] 除非特别声明,否则以单数形式指代要素并不旨在表示“一个且仅一个”,而是“一个或多个”。术语“一些”是指一个或多个。贯穿本公开所描述的各种构造的元件的所有结构和功能的等同物都是本领域普通技术人员已知的或以后将为本领域普通技术人员所公知的,其明确地通过引用结合在本文中并且旨在由本主题技术涵盖。此外,本文公开的任何内容都不旨在专用于公众,无论此类公开是否在以上描述中明确陈述。

[0123] 虽然已经描述了本主题技术的某些方面和实施方式,但是这些仅仅是通过示例的方式给出的,并且不旨在限制本主题技术的范围。事实上,在不脱离本发明精神的情况下,本文所描述的新颖方法和系统可以以各种其他形式来实施。所附权利要求及其等同物旨在覆盖落入本主题技术的范围和精神内的形式或修改。

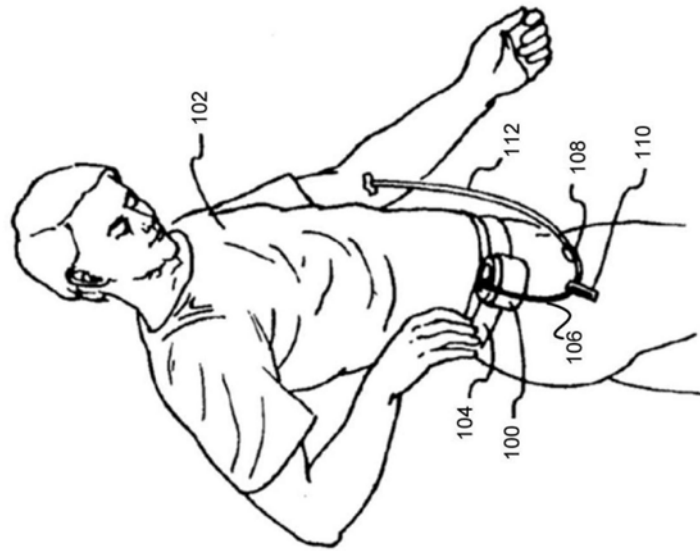


图1

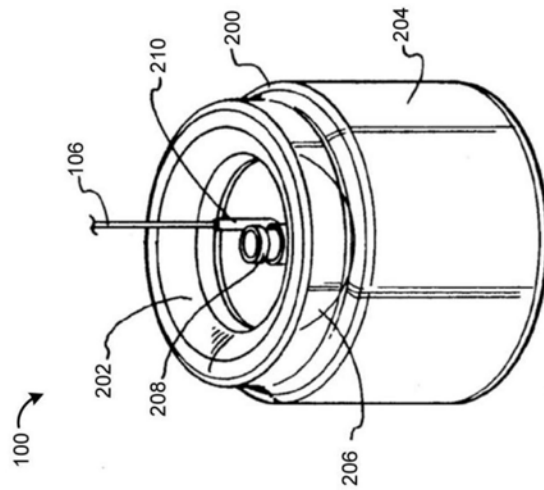


图2

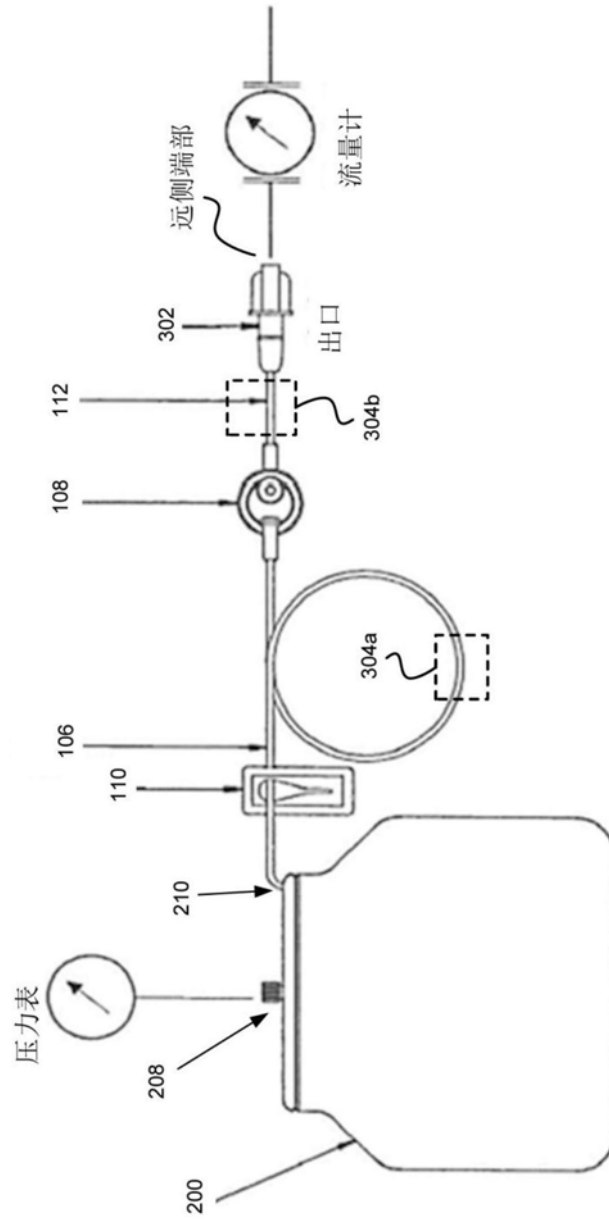


图3

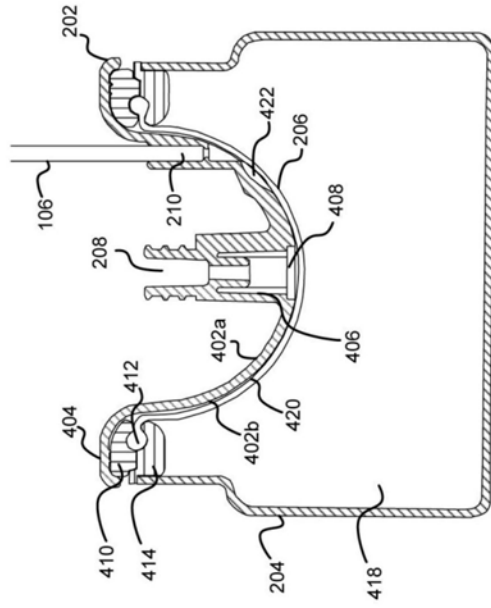


图4A

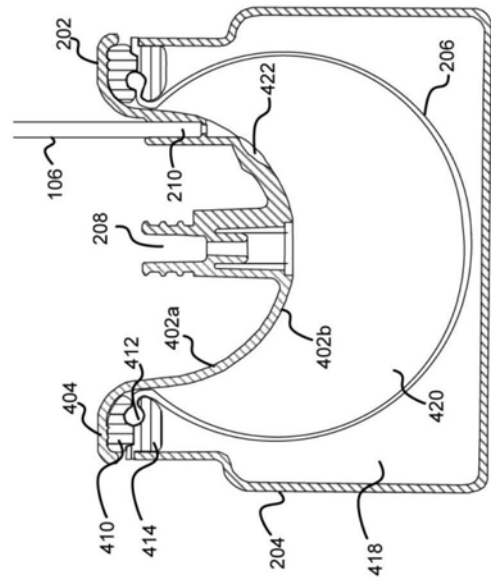


图4B

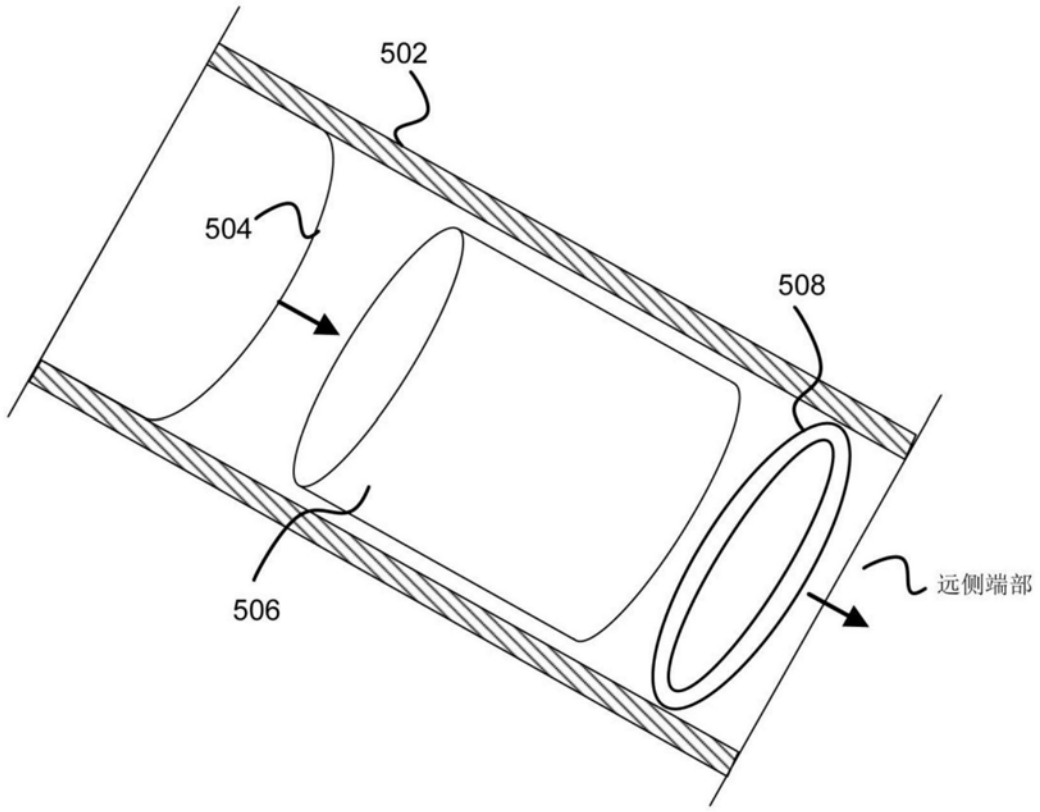


图5A

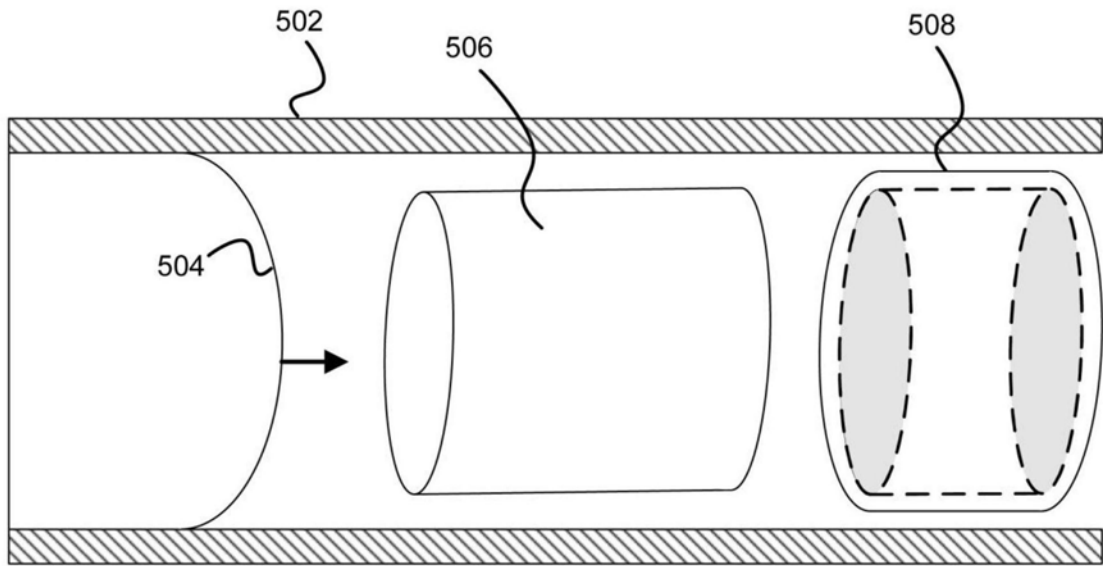


图5B

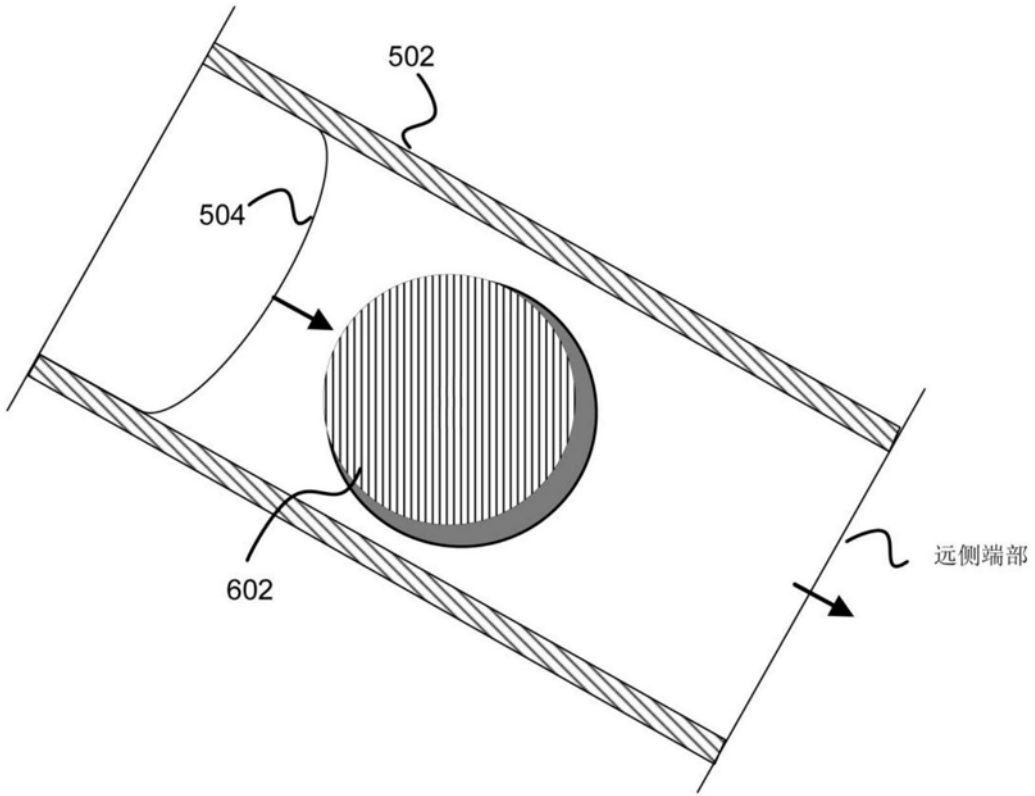


图6A

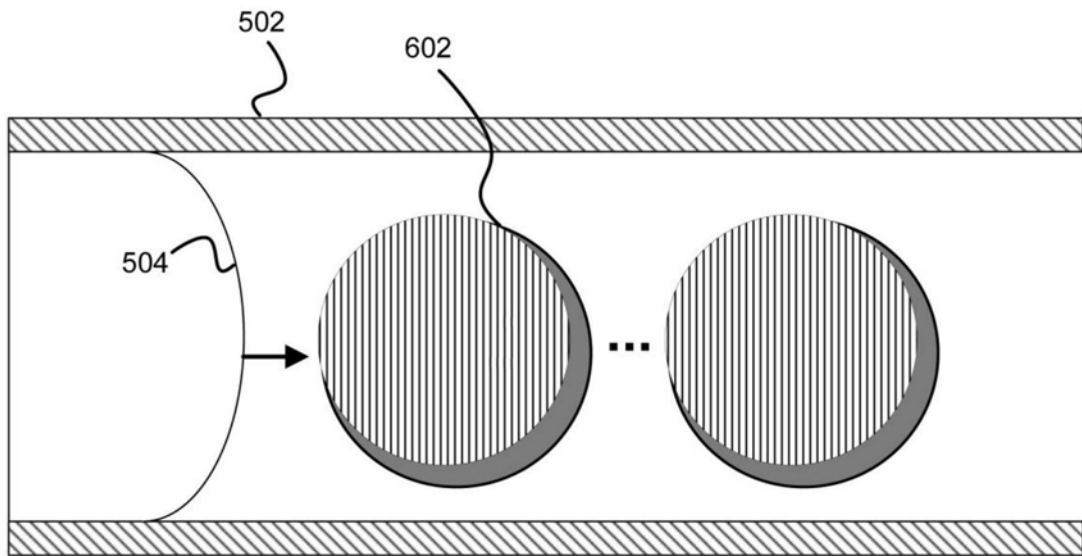


图6B

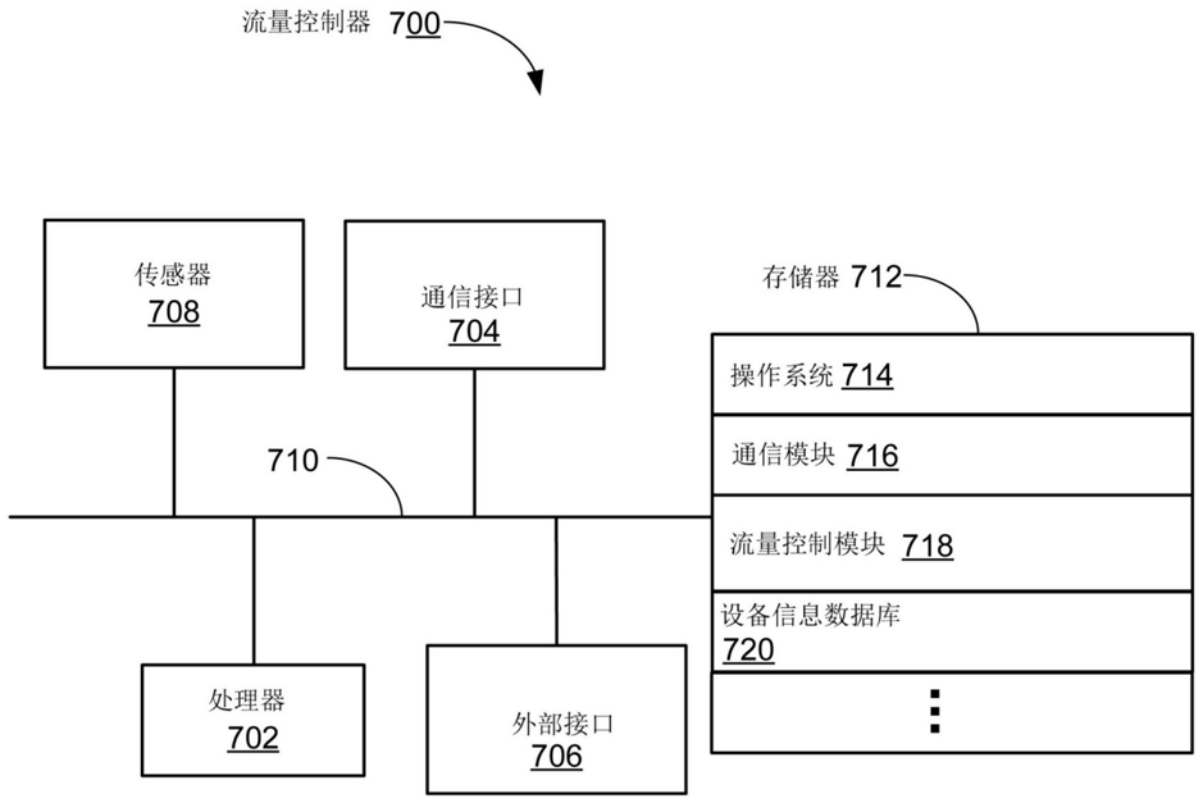


图7

800



图8A

800 (接上图)

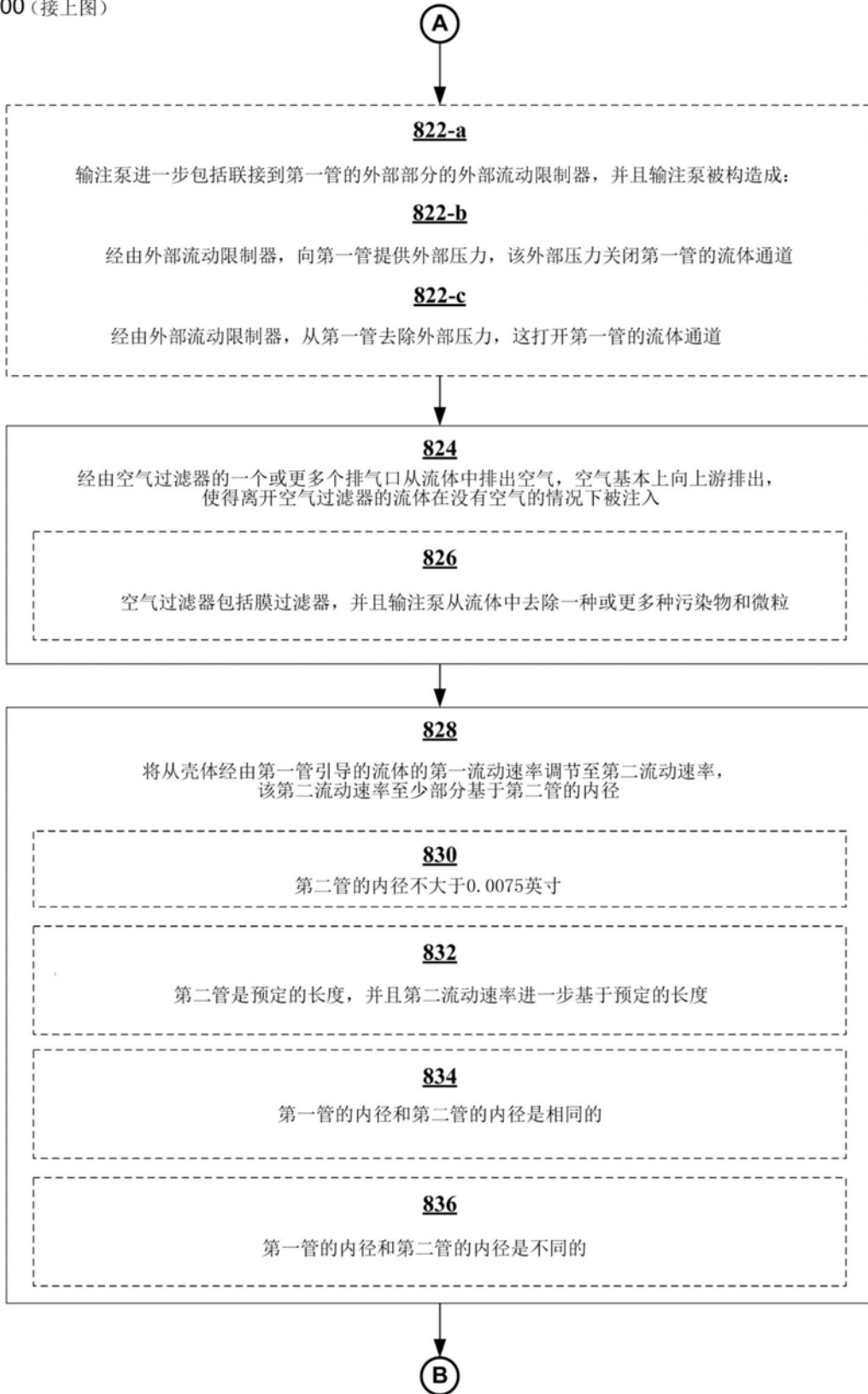


图8B

800 (接上图)

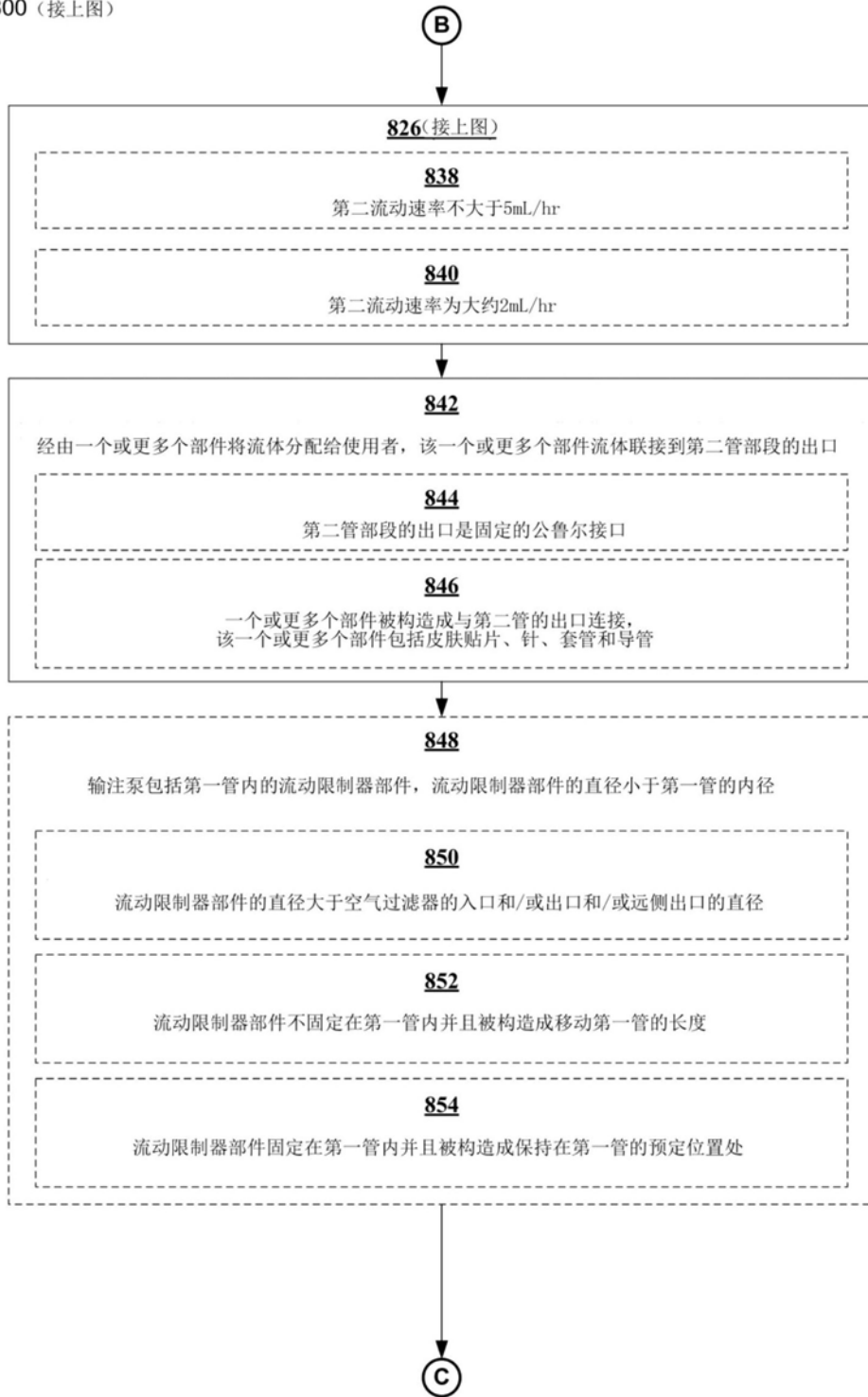


图8C

800(接上图)



图8D