



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104768591 B

(45)授权公告日 2018.08.17

(21)申请号 201380043038.0

(22)申请日 2013.08.13

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104768591 A

(43)申请公布日 2015.07.08

(30)优先权数据

61/682,317 2012.08.13 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.02.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/054633 2013.08.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/028427 EN 2014.02.20

(73)专利权人 TG米德外斯有限公司

地址 以色列霍德夏沙隆

(72)发明人 T·戈登

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 王小东

(51)Int.Cl.

A61M 5/145(2006.01)

A61M 5/152(2006.01)

A61M 5/142(2006.01)

(56)对比文件

W0 01/52918 A2,2001.07.26,说明书第11页倒数第14行至第16页第14行,附图1-9、9A.

W0 02/26282 A2,2002.04.04,说明书第14页第5行至第15页第1行、第23页最后一行至第25页倒数第5行、第27页倒数第8行至第28页第15行,附图10-13.

US 6948918 B2,2005.09.27,全文.

CN 102202707 A,2011.09.28,全文.

W0 01/52918 A2,2001.07.26,说明书第11页倒数第14行至第16页第14行,附图1-9、9A.

审查员 张君

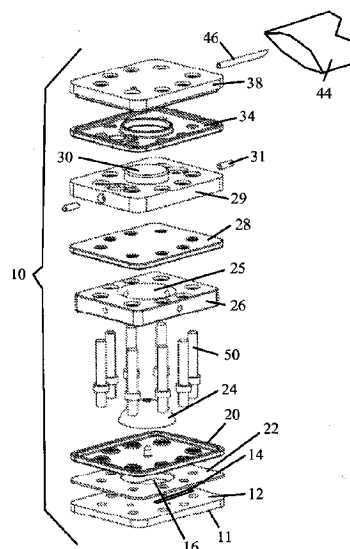
权利要求书2页 说明书14页 附图25页

(54)发明名称

物质输送装置

(57)摘要

一种药物输送泵,包括用于从中输送物质(18)的配量腔(16)、推动设备以及热能量源(14),该热能量源布置为致使推动设备的一部分中的温度充分变化,从而推动设备向该物质施以推动力以使该物质从配量腔中输送。控制器(90)控制物质从配量腔中的输送。绝热器(24)使得配量腔中的物质与热能量源热绝缘。



1. 一种输送装置,该输送装置包括:
药物输送泵,该药物输送泵包括用于从中输送物质(32)的配量腔(30);
推动设备(28);
热能量源(14),该热能量源布置为致使所述推动设备(28)的一部分中的温度充分变化,从而所述推动设备(28)向所述物质(32)施以推动力以使所述物质(32)从所述配量腔(30)中输送;
控制器(90),该控制器用于控制所述物质(32)从所述配量腔(30)中的输送;以及
绝热器(24),该绝热器(24)布置为推挤所述推动设备(28),并且该绝热器(24)使所述配量腔(30)中的所述物质(32)与所述热能量源(14)热绝缘;并且
所述输送装置还包括容纳致动物质(18)的致动腔(16),以及腔隔膜(20),所述腔隔膜(20)密封所述致动腔(16)中的所述致动物质(18),并且其中所述绝热器(24)座靠所述腔隔膜(20)。
2. 根据权利要求1所述的输送装置,该输送装置还包括传感器,该传感器可操作地感测来自所述配量腔的所述物质的输送速率,所述传感器与所述控制器通信,并且其中所述控制器根据由所述传感器感测到的信息可操作地探测堵塞或泄漏。
3. 根据权利要求1或2所述的输送装置,其中,所述配量腔包括物质输送隔膜,并且所述绝热器布置为推挤所述物质输送隔膜以使所述物质从所述配量腔输送,并且所述推动设备还包括容纳致动物质的致动腔,所述致动物质能够基于所述致动物质的温度和体积的适当改变而在所述绝热器上施加力。
4. 根据权利要求3所述的输送装置,其中,所述致动物质包括流体,并且所述腔隔膜(20)使所述流体与所述绝热器分开。
5. 根据权利要求3所述的输送装置,其中,所述绝热器使所述配量腔中的所述物质与所述致动物质热绝缘。
6. 根据权利要求3所述的输送装置,其中,所述致动腔被密封从而防止所述致动物质泄漏至所述配量腔内的所述物质中。
7. 根据权利要求3所述的输送装置,其中,所述致动腔包括保持元件,该保持元件布置为在任意重力方向上保持所述致动物质与所述热能量源处于导热接触。
8. 根据权利要求3所述的输送装置,该输送装置还包括填充装置,该填充装置可操作地连接至所述致动腔,以保持所述致动腔内必需数量的所述致动物质。
9. 根据权利要求1或2所述的输送装置,其中,所述推动设备包括活塞,该活塞布置为推挤有待从所述配量腔中输送的所述物质,并且所述推动设备还包括容纳致动物质的致动腔,所述致动物质能够基于所述致动物质的温度的适当改变而在所述活塞上施加力。
10. 根据权利要求1或2所述的输送装置,其中,所述推动设备包括贝氏垫圈。
11. 根据权利要求1或2所述的输送装置,该输送装置还包括多个配量腔。
12. 根据权利要求1或2所述的输送装置,其中,不同物质被从所述配量腔中输送。
13. 根据权利要求1或2所述的输送装置,该输送装置还包括位移传感器,该位移传感器可操作地感测所述推动设备的位移。
14. 根据权利要求1或2所述的输送装置,其中,所述输送装置封装在保护涂层中。
15. 根据权利要求1或2所述的输送装置,其中,所述输送装置是柔性且可弯曲的。

16. 根据权利要求1所述的输送装置, 其中, 通过所述绝热器 (24) 来密封所述致动腔 (16), 从而防止所述致动物质 (18) 渗透进入所述配量腔 (30) 内的所述物质 (32) 中。

17. 根据权利要求1所述的输送装置, 其中, 所述腔隔膜 (20) 使所述致动物质 (18) 从所述绝热器 (24) 分开。

物质输送装置

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及一种物质输送装置,例如但不限于药物和药剂。

背景技术

[0002] 存在许多种药物输送装置。一些公知的装置包括输液泵和经皮给药输送装置。超声已用于使微胶囊破裂以达到从中释放药物的目的。可生物降解的水凝胶和温度敏感性亲水聚合物凝胶或水凝胶已用作诸如激素、酶和抗生素的生物活性材料的载体。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种改进的物质输送装置,例如但不限于,药物、药剂、气味和除臭剂,如下文更为详细地描述。术语“物质”和“药物”在全文中可交换使用并且应当指出的是,这些术语不只包含药物、药剂、气味或除臭剂,还包含用于影响预期效果的任意化学制品。本发明的输送装置可为任意尺寸和形状,例如但不限于,从毫米到厘米的范围。本发明的输送装置可以是药物输送泵,例如但不限于,胰岛素输送泵。

[0004] 根据本发明的非限制性实施方式,输送装置是柔性、可弯曲的并且用保形涂层封装,该保形涂层保护它免于受到可能的环境或其它类型的损坏,并且还保护用户免于受到装置的内部组件的不利影响。“可弯曲”和“柔性”指的是能够借助常规的人体运动而弯曲或弯折,例如通过手指或其它身体部分弯曲或弯折。柔性装置遵照患者身体并宜于接触。下述的隔膜组件用于分配物质。柔软的顺应性袋或任意其它合适的容器或贮存器包含待输送的物质,例如但不限于,胰岛素或灭蚤物质及更多。在顺应性贮存器(例如,袋)的情形中,当物质从贮存器中清空时,贮存器塌陷为扁平状态。利用控制数量和时间的依赖或独立的配量协议,所述装置能够用于同时或以时间间隔输送多种物质。

[0005] 应当指出的是,贯穿整个说明书和权利要求书,术语“隔膜”包含响应于施加在隔膜一侧上的施力或压力而将施力或压力传递至隔膜的另一侧的任意合适的隔离物,例如但不限于,隔膜、隔离物、波纹管、膜片、贝氏垫圈(Belleville washer)、管子等等。隔膜优选地是弹性的或柔性的,但是在某些应用中隔膜可以是刚性或半刚性的。

[0006] 根据本发明的非限制性实施方式,输送装置具有带有致动物质的致动腔,其由腔隔膜密封。配量腔包含待输送的物质,其由物质输送隔膜密封。分隔元件位于腔隔膜和物质输送隔膜之间。在致动物质膨胀时,腔隔膜对着物质输送隔膜推动分隔元件以输送物质。分隔元件抵靠腔隔膜紧密密封,从而防止液体或蒸汽渗过腔隔膜而进入物质。由于隔膜材料的渗透性,这防止了任意可能的泄漏。因而,分隔元件不仅提供了物理隔离(分隔),还能够隔热,从而待输送的物质不会受到致动物质的加热或冷却的影响,还提供了电绝缘。

[0007] 根据本发明的非限制性实施方式,输送装置的加热元件直接安装在印刷电路板(PCB)上或者作为一层或多层PCB的一部分。可替代地,输送装置的加热元件可以是布置在致动物质中的电阻元件(并且可以与致动物质电绝缘)。

[0008] 致动腔中的致动物质越多,加热致动物质使其膨胀(例如,使其蒸发)所需的能量

就越多。精心设计的装置将在致动腔中包含足够数量的致动物物质(例如,加热液)以实现足够的压力和推动力,但小到足以使所需的加热能量最小化。为了使装置的能量效率最优化,而提出本发明的另一非限制性实施方式。

[0009] 根据本发明的所述另一非限制性实施方式,致动腔包含足够但最小数量的致动物物质(例如,加热液),从而使所需的热能最小化。包含其他致动物物质(例如,加热液)的贮存器靠近加热腔。在致动腔中提供补充“流失”的致动物物质的装置,从而允许即使在有任何致动物物质随时间流失的情况下也长时间地保持腔内致动物物质的充足水平/数量。

[0010] 如下所述,实现这一目的的一种方式就是贮存器具有低正压加上定向阀以允许致动液进入腔内。另一方式是使用具有低正压的贮存器,其由被限制为保持静止的隔膜密封。隔膜具有低渗透性,以允许液体随时间缓慢进入,从而补充腔内“流失”的液体。

[0011] 根据本发明的实施方式,提供了一种输送装置,其包括:药物输送泵,其包括用于从中输送物质的配量腔;推动设备;热能量源,其布置为致使推动设备的一部分的温度充分变化,从而推动设备向所述物质施以推动力以使物质从配量腔中输送;控制器,其用于控制来自配量腔的物质的输送;以及绝热器,其使得配量腔中的物质与热能量源热绝缘。

[0012] 根据本发明的实施方式,提供了一种输送装置,其包括:药物输送泵,其包括用于从中输送物质的配量腔;贮存器,其与配量腔流体连通;推动设备;驱动器,其可操作地连接至推动设备以使推动设备向所述物质施以推动力从而使物质从配量腔中输送;控制器,其用于控制来自配量腔的物质的输送;以及限制器,其限制配量腔中物质的压缩。

[0013] 根据本发明的实施方式,提供了一种输送装置,其包括用于穿戴在动物上的颈圈装置,所述颈圈装置包括:配量腔,用于从中输送物质;驱动器,用于使物质从配量腔中输送;控制器,用于控制来自配量腔的物质的输送;以及探头,其从颈圈朝动物的皮肤突出。

[0014] 根据本发明的实施方式,提供了一种输送装置,其包括用于穿戴在动物上的颈圈装置,所述颈圈装置包括:配量腔,用于从中输送物质;推动设备;控制器,用于控制来自配量腔的物质的输送;以及热能量源,其布置为致使推动设备的一部分的温度充分变化,从而推动设备向所述物质施以推动力以使物质从配量腔中输送。

[0015] 根据本发明的实施方式,提供了一种输送装置,其包括:配量腔,用于从中输送物质;驱动器,用于使物质从配量腔中输送;柔性且可弯曲外壳,其中容纳配量腔和驱动器;套管或针,其从外壳可伸出以刺入皮肤;以及流体导管,其在配量腔和套管或针之间流体连通。

[0016] 根据本发明的实施方式,传感器可操作地感测来自配量腔的物质的输送速率。传感器与控制器通信,并且控制器根据由传感器感测到的信息可操作地探测堵塞或泄漏。

[0017] 根据本发明的实施方式,配量腔包括物质输送隔膜,而推动设备包括推进器元件,该推进器元件布置为推挤物质输送隔膜以使物质从配量腔输送,并且推动设备还包括容纳致动物物质的致动腔,该致动物物质能够基于致动物物质的温度和体积的适当变化而在推进器元件上施加力。

[0018] 根据本发明的实施方式,致动物物质包括流体,而腔隔膜使流体从推进器元件分开。

[0019] 根据本发明的实施方式,推进器元件使配量腔中的物质与致动物物质热绝缘。

[0020] 根据本发明的实施方式,密封致动腔以防止致动物物质渗透进入配量腔内的物质中。

[0021] 根据本发明的实施方式,致动腔包括保持元件,该保持元件布置为在任一重力方向上保持致动物质与热能量源处于导热接触。

[0022] 根据本发明的实施方式,填充装置可操作地连接至致动腔,以保持致动腔内必需量的致动物质。

[0023] 根据本发明的实施方式,推动设备包括活塞,该活塞布置为推挤物质以从配量腔中输送,并且推动设备还包括容纳致动物质的致动腔,该致动物质能够在致动物质温度的适当变化时在活塞上施力。

[0024] 根据本发明的实施方式,推动设备包括贝氏垫圈。

[0025] 根据本发明的实施方式,输送装置还包括多个配量腔。

[0026] 根据本发明的实施方式,不同物质从配量腔中输送。

[0027] 根据本发明的实施方式,位移传感器可操作地感测推动设备的位移。

[0028] 根据本发明的实施方式,输送装置封装在保护涂层中。

[0029] 根据本发明的实施方式,输送装置是柔性且可弯曲的。

附图说明

[0030] 结合附图,从下面的详细描述中将能够更全面地理解和认识本发明,其中:

[0031] 图1A和1B是根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的输送装置的简化分解图;

[0032] 图2是图1A至1B的输送装置的简化侧视图;

[0033] 图3A、3B和3C分别是根据本发明的非限制性实施方式在分隔元件抵抗隔膜移动以从输送装置中分配物质之前、期间和之后沿图2的线A-A的输送装置的简化截面图;

[0034] 图3D是输送装置的简化俯视图;

[0035] 图3E是沿图3D的线D-D截取的输送装置的简化截面图;

[0036] 图4A是根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的输送装置的简化分解图;

[0037] 图4B和4C是根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的输送装置的简化分解图,其包括多个配量腔,其中每个配量腔构造为类似图4A的配量腔,并且其中图4B和4C分别是沿图4A的线4B-4B和4C-4C截取的;

[0038] 图4D是根据本发明的非限制性实施方式的多层隔膜的简化截面图;

[0039] 图5A和5B分别是根据本发明的非限制性实施方式的输送装置的简化立体和分解图,示出了可再用和一次性使用部分;

[0040] 图5C至5E分别是根据本发明的非限制性实施方式的输送装置在弯曲之前的简化立体和弯曲视图之后的侧视图,其具有或不具有由弹性材料填充(全部或部分)的弯曲部;

[0041] 图5F至5H分别是根据本发明的非限制性实施方式的输送装置在弯曲之前的简化立体、侧视图和弯曲视图之后的侧视图,其具有浅的弯曲线;

[0042] 图5I、5J和5K是根据本发明的非限制性实施方式的输送装置的可再用部分的简化立体图,其可插入用户控制单元中;

[0043] 图6A、6B和6C分别是根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的用作颈圈的输送装置的简化外部立体、内部立体和截面图;

[0044] 图6D是根据本发明的非限制性实施方式的输送装置的简化立体图,其是单独的、

一件式颈圈；

[0045] 图6E是根据本发明的非限制性实施方式的输送装置的简化立体图，其具有用于接收一次性使用的配量部的插口；

[0046] 图6F和6G是输送装置的简化立体图，其中输送装置的配量部可以是安装在颈圈框架上方(图6F)或颈圈框架下方(图6G)的一次性部件；

[0047] 图6H至6J分别是根据本发明的非限制性实施方式的配量探头的简化截面、俯视和侧视图，其形成有远侧出口狭缝；

[0048] 图7A是根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的填充装置的简化图；

[0049] 图7B是根据本发明的另一非限制性实施方式构造和操作的填充装置的简化图；

[0050] 图8是根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的具有多个配量腔的输送装置的简化图；

[0051] 图9是根据本发明的非限制性实施方式的用于热能量源的致动脉冲的简化图解，该热能量源用于加热致动物质；

[0052] 图9A、9B和9C是使用本发明的药物输送装置的非限制性方法的简化方框图；

[0053] 图9D至9F是用于操作本发明的输送装置的不同脉冲序列的简化图解；

[0054] 图9G和9H是用于操作本发明的输送装置的PWM脉冲序列的简化图解；

[0055] 图10A和10B是根据本发明的非限制性实施方式的光学传感器的简化图，该光学传感器感测分隔元件的位置，该分隔元件分别处于初始位置和结束位置；

[0056] 图10C至10E是根据本发明的非限制性实施方式的光学传感器用途的简化图，其中光源首先未被分隔元件阻挡(图10C)，然后随着分隔元件升起而逐渐被阻挡(图10D)，然后当分隔元件移动至其最高水平时被完全阻挡(图10E)；

[0057] 图11A是根据本发明的非限制性实施方式的用作推动设备的活塞的简化图，其用于从配量腔分配物质(所谓的“活塞-活塞布置”)；

[0058] 图11B是图11A的实施方式的变型的简化图，其中活塞具有不同尺寸的第一和第二活塞面，并且在致动和配量腔之间具有较大的间隔；

[0059] 图11C是根据本发明的非限制性实施方式的活塞的简化图，其推挤物质输送隔膜(所谓的“活塞-隔膜布置”)；

[0060] 图11D是根据本发明的非限制性实施方式的活塞的简化图，其被腔隔膜推动(所谓的“隔膜-活塞布置”)；

[0061] 图11E是根据本发明的非限制性实施方式的活塞的简化图，其紧靠隔膜的褶皱；

[0062] 图11F是根据本发明的非限制性实施方式、用作推动设备的贝氏垫圈的简化图；

[0063] 图12A至12D是根据本发明的非限制性实施方式的致动腔的简化图，其中图12A示出了腔为封闭垫或顺应性、弹性罩，图12B和12C分别示出致动物质被加热并膨胀之前和之后的腔，以及图12D示出了用于推动活塞或分隔器的致动腔；

[0064] 图13A至13D是根据本发明的另一非限制性实施方式的配量腔的简化图，其中物质输送隔膜为柔性管的形式；

[0065] 图14A至14F是本发明另一实施方式的简化图，其中根据本发明的非限制性实施方式，输送装置具有安装在柔性安装构件上的套管，其中图14A和14B分别是静止和张紧位置的侧视图，图14C和14D分别是静止和张紧位置的俯视图，以及图14E和14F分别是静止和张

紧位置的俯视图;以及

[0066] 图15A至15B是根据本发明的非限制性实施方式的多个导热纤维的简化图,其用于保持与致动腔中的致动物质良好的热接触。

具体实施方式

[0067] 现参照图1A至3A,其示意了根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的输送装置10。在所示的实施方式中,输送装置10是由多层构造而成的微型装置,其制造和组装容易且廉价。然而,所述装置不限于这种构造。

[0068] 输送装置10包括基部11,至少部分基部11被PCB 12占据,在PCB 12上安装有热能量源14,热能量源14例如但不限于一个或多个电阻器或任意其它类型的电阻式加热元件、或热电组件。非限制性实例包括热敏电阻,或者作为PCB制造工艺一部分的位于PCB上的电阻式材料层,例如石墨或薄片金属,或者PCB上的电导体部分。流经热敏电阻/电阻-材料的电流对其加热,并且热量通过热传导、对流或辐射(或它们的组合,取决于材料)传递至致动物质(下文描述)。PCB 12可延伸超过图1A-3A中所示的。PCB 12还可包括用于供电和控制输送装置10的电池、控制器(例如逻辑控制电路或微处理器等)、传感器、无线通信和其它电子组件(此处未示出)。

[0069] 如图3A中所示,装置10包括容纳致动物质18的致动腔16,致动物质例如但不限于流体,例如水、甲醇、己烷或酒精或者其它,它们会经历从液体到气体或者从气体到液体的相变,或者具有体积高度变化的固体相变材料,例如无机水合盐。致动腔16可由腔隔膜20形成,腔隔膜20覆在基部11上,由垫片22从基部间隔开。外加或不外加垫片22的腔隔膜20密封致动腔16中的致动物质18。

[0070] 如图3A中最佳示出的,分隔元件24座靠腔隔膜20。分隔元件24可由合适的医用安全材料制成,例如塑料或金属(具有不良热导率);元件24可以是中空的(以增加热绝缘)。在所示的实施方式中,分隔元件24是部分球面,但是它也可以具有其他形状。分隔元件24位于形成在中间件26中的孔径25内。分隔元件24布置为推挤物质输送隔膜28(也称作推动设备),物质输送隔膜28夹在中间件26和配量基部29之间,其中形成配量腔30。在所示的实施方式中,分隔元件24通过从隔膜20突出的凸耳40附接至腔隔膜20。同样地,分隔元件24通过从隔膜28突出的凸耳42附接至物质输送隔膜28。凸耳紧密地位于形成在分隔元件24中的合适孔径内。

[0071] 物质32容纳在配量腔30中,物质32例如但不限于用于人类或动物使用的药物。物质输送隔膜28将物质32密封在配量腔30内。配量腔30还可由一个或多个插塞31密封。物质32能够通过导管35(图3A、3B和3D)移出配量腔30(以下文即将描述的方式,并且参照图11和13系列所描述的其它实施方式),其最初由阀隔膜34覆盖。由分隔元件24引起的流动物质32的压力向上推动并打开阀隔膜34,并且物质32流出形成在盖38中的一个或多个出口36。

[0072] 柔软的、顺应性袋或任意其它合适的容器或贮存器44(示于图1A中)容纳待输送的物质32。在物质32从中排空后,容器44优选地但并非必然地塌陷为扁平状态。物质32可以通过负压从容器44中引出,如下所述。当物质输送隔膜28如图3A中向下移动(图3C中从它的位置返回)时,这在配量腔30中产生了负压。这一压力使得入口阀隔膜34打开并使物质32从容器44中抽取出(抽吸);物质32通过通道49流经一个或多个入口端口48到达配量腔30。能够

使用将容器44附接至装置10并从容器44抽取出物质32的任意其它合适工具。

[0073] 装置10的分层组装可通过紧固件50(图1A-1B)来固定,例如杆或其它机械元件,或者通过粘合或其它结合方法。

[0074] 腔隔膜20和/或物质输送隔膜28可以是“波纹”型的隔膜(类似于图11E),即,包括在展开和收缩时分别伸展和回折的褶皱。可替代地,隔膜(20和/或28)可以是贝氏垫圈(类似于图11F),其从一个位置“咬合”至另一位置。

[0075] 在操作中,致动(通过电池,未示出)并控制(通过控制器,未示出)热能量源14以加热致动物物质18从而使得温度变化足以引起致动物物质18的体积变化(例如,膨胀)。在一个实施方式中,足够的温度变化使得致动物物质18相变(例如,固态-液态或液态-气态);可替代地,不发生相变(例如,加热诸如空气的气体)。如图3B中所示,膨胀的致动物物质18推挤腔隔膜20,其进而推挤分隔元件24。分隔元件24推挤物质输送隔膜28,其进而推挤物质32,从而使物质32从配量腔30中输出。在图3C中,物质32已完全从配量腔30中输出。在配量后,致动物物质18冷却并且分隔元件24返回至图3A的位置,进而通过抽吸而将另一剂量的物质32引入配量腔30中。

[0076] 应当指出的是,腔隔膜20使致动物物质18从分隔元件24分开。分隔元件24使配量腔30内的物质32从致动物物质18热绝缘。优选地通过分隔元件24来密封致动腔16,从而防止致动物物质18渗透进入配量腔30内的物质32中。更具体而言,腔隔膜20封装致动腔16,以及分隔元件24,其在操作之前和操作之后附接至隔膜20,防止致动物物质18由于可能的隔膜渗透性而通过腔隔膜20泄漏。配量腔30和物质32通过腔隔膜20、分隔元件24和物质输送隔膜28的组合而从致动物物质18隔离,进而增强了隔离性和医疗安全性。孔径25可选地通过某个通气通道27(图3A)通气,以在分隔元件24移动期间避免孔径25内的压力变化,并且在通过隔膜20或28泄漏进入孔径25时则排出任何泄漏的致动物物质18或物质32。

[0077] 可替代地,热能量源14可以是冷却装置(例如热电装置),其冷却致动物物质18,致动物物质18在冷却时膨胀。

[0078] 由于输送装置10能够以各种取向定向,包括倒置,致动物物质18会变得远离热能量源14。因而,在一个实施方式中,致动腔16包括保持元件52(图3A),其布置为在任意重力方向上保持致动物物质18与热能量源14处于导热接触。保持元件52可以是但不限于,碳纤维、碳布、毛细管线、杆或其它细长元件、海绵件、电荷装置等。

[0079] 现参照图4A,其示出了根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的输送装置300。

[0080] 类似于输送装置10,输送装置300包括基部302,其上安装有热能量源304,例如但不限于,一个或多个电阻器或任意其它类型的电阻式加热元件,或者热电组件。用于供电和控制输送装置300的控制器(例如逻辑控制电路或微处理器等)、传感器、无线通信和其它电气组件(为简单起见均未示出)可安装在基部302上,如同在输送装置10中那样。可提供接触位点305,其与热能量源304电接触,并且与为热能量源304供电的电源电接触。

[0081] 致动腔306形成在基部302中并容纳致动物物质308,物质308例如但不限于流体,例如水、酒精,或者具有体积高度变化的相变材料,例如无机水合盐,如前所述。应当指出的是,例如,与控制器通信的电气组件中的一个可以是一个或多个温度或压力传感器307,其可用于控制所述装置以及防止致动物物质308过热或过压。致动腔306由附接至基部302的腔

隔膜310(其可以是单层或多层)覆盖。腔隔膜310可具有预成型的形状,例如但不限于,圆顶形,如所示的实施方式中所示,或者波纹管或贝氏垫圈。可设置栓塞309用于填充并密封致动腔306中的致动物质308。

[0082] 分隔元件312座靠腔隔膜310。分隔元件312可以是一件式结构,或者可由多于一个件构成。分隔元件312位于形成在中间件314中的孔径313内。分隔元件312作为推动设备,其布置为推挤物质输送隔膜316以从配量腔320推挤并进而分配物质。分隔元件312可包括引导件317以引导它在孔径313中行进,引导件317滑动地接纳在形成在构件314中的凹槽319内。物质输送隔膜316与入口阀316A和出口阀316B流体连通。物质输送隔膜316、入口阀316A和出口阀316B都是同一隔膜层的整个部分。如前所述,配量腔320可具有多于一个隔区,其包含用于输送的物质(不同或相同物质)。

[0083] 如下文参照图4A进一步描述,可提供光学传感器,其感测分隔元件312的位置。在所示的实施方式中,光学传感器包括两个光源322(例如,LED),其发射由两个光接收器324探测的光束。光束定位在分隔元件312经过的两个不同位置。这样,光学传感器能够容易地探测分隔元件312的初始和结束位置(例如,用于指示药物已经完全分配)。

[0084] 现参照图4B和4C,其示意了包括多个配量腔802的另一输送装置800。每个配量腔802可构造为类似于图4A的配量腔;图4B和4C分别是沿图4A的线4B-4B和4C-4C截取的。如图4B和4C中所示,配量腔802可以具有不同尺寸,当然也可替代地具有同一尺寸。

[0085] 每个配量腔802具有它自己专用的分隔元件804和具有热能量源808的致动腔806。然而,所有的配量腔802共用同一个腔隔膜810和同一个物质输送隔膜812。隔膜812还分别作为每个配量腔802的出口阀814和入口阀816。应当指出的是,隔膜810和812均具有凸缘,其接纳在装置的凹槽中,这帮助实现隔膜和阀的期望的机械特性,例如可允许的拉伸和定位。

[0086] 现参照图4D。图1A实施方式的隔膜20和28可更换为多层隔膜23,其非限制性地包括上层23A、中间层23B(其可作为隔热层)和下层23C。由于它排除了对于元件20、24、25、26、27和28的需求,这简化了构造。上层23A作为物质输送隔膜(密封配量腔中的待输送物质),中间层23B作为分隔器(机械和热隔离),而下层23C作为腔隔膜20(覆盖包含致动物质的致动腔),这与前述实施方式相同。上层23A和/或下层23C可以是金属或镀金属层(例如通过铝或银金属或合金的金属沉积),其实现了所述层的降低的或可忽略的渗透性,并且还提供改进的隔热和其它机械特性,例如降低的或可忽略的起皱或松垂。

[0087] 当然,图1A和4A的实施方式、或者本发明的任意其它实施方式的隔膜,都可构造为各种多层隔膜。

[0088] 现参照图5A和5B,其示出了整个装置,包括配量腔、驱动器和电气组件,它们可封装在柔性外壳100内。所述装置可以是贴片(例如,用于药物输送的贴片泵,例如但不限于,胰岛素贴片泵),其通过粘合或其它合适方法附接至使用者的皮肤。所述装置可以是一次性使用的一件式产品。可替代地,在所示的实施方式中,所述装置包括可再用部分120和一次性部分122。例如,配量单元和/或电池可位于可再用部分120或一次性部分122上。作为另一实例,配量单元的驱动部可以是可再用部分120,而配量单元可位于一次性部分122上,并且分隔元件位于这两个部分之间。电池可以是可充电的或不可充电的。

[0089] 可再用部分120可安装在用户控制单元(例如,可包括血糖仪的个人糖尿病管理

器) 123上,例如,仅用于贮存并保证可再用部分120不会丢失,或者用于对电池充电,或者用于数据通信(例如,上传和下载指令和操作数据)。在电池操作和耗尽之后,可再用部分120可从一次性部分122上拆卸并附接至用户控制单元123以进行充电用于随后的再次使用。同时另一可再用部分120可附接至新的一次性部分122并在使用者的皮肤上进行操作。如图5A和5B中所示,所述装置的组件被弯曲线127分开。弯曲线127和/或所述装置的组件的位置能够设计为实现不同的弯曲模式(例如,允许在某些方向更易于弯曲但是不同的是,例如在其它方向更难以弯曲)。另外的或可替代地,能够通过使用具有不同硬度或其它机械特性的不同材料的结合来实现不同的弯曲模式和特性。一个实例示于图5C至5E中,其具有以弹性材料填充(全部或部分)的弯曲部129,所述弹性材料不同于所述装置的其余部分或者虽为相同材料但具有不同硬度。如图5E中所示,弯曲部可伸展从而使它向外“V”形超出未伸展时的状态(图5D)。可替代地,可以不具有弯曲部129而封装装置根据组件C的定位而弯曲,其确定装置的不同弯曲可能性。组件C可以是柔性、半刚性或刚性的,例如药物贮存器、电池、配量装置等。另一实例示于图5F至5H中,其中所述装置的组件被浅的弯曲线121分开。在图5C至5H的实施方式中,套管119从装置突出以用于药物输送(正如在别处所解释的,针首先刺穿使用者的皮肤并随后缩回,将套管留置就位以用于药物输送)。

[0090] 装置100A的可再用和一次性部分的可能组合的另一实例示于图5I至5J中。可再用部分120可插入形成在用户控制单元123(例如但不限于,智能电话)中的插口123A内,例如仅用于贮存并保证可再用部分120不会丢失,或者用于对电池充电,或者用于数据通信。

[0091] 装置的可再用和一次性部分的可能组合的又一实例示于图5K中。可再用部分120可插入形成在作为用户控制单元的智能电话或个人糖尿病管理器403的保护盖402(其可由柔性弹性材料制成)中的插口401内。插口401具有插脚、凸片或其它连接器,用于连接至可再用电子模组(即,可再用部分)120中相应的连接部分。插口401的连接器可与端口404进行有线通信。智能电话充电/通信电缆405可直接或通过中间适配器(未示出)连接至端口404。因而,端口404作为通信和充电连接器,例如,用于对可再用部分120的电池充电或者用于与可再用部分120通信。端口404可与保护盖402一起模制或另外组装在一起。

[0092] 现参照图6A至6C,其示意了根据本发明的非限制性实施方式构造和操作的用作颈圈的输送装置130。这对于宠物特别适用,例如狗或者猫。可替代地,所述装置可以是用于家畜的马具或颈圈的形式,例如马、牛、绵羊、山羊等。可替代地,所述装置能够用于人类。术语“颈圈装置”包含单独的颈圈和附接至颈圈的颈圈附件。

[0093] 如图6C中所示,输送装置130包括一个或多个输送装置10,用于通过配量探头132输送物质,配量探头132延伸至动物的皮肤。整个输送装置130可封装在柔性外壳中(例如通过合适的聚合物材料外部铸造或模制)。这实现了柔性感觉、鲁棒的机械特性,并且能够简单、廉价地制造。

[0094] 配量探头132优选为柔性且可弯曲的。密封件或阀133定位在探头132末端处或附近以避免待输注物质冻结/干燥。提供皮肤接触传感器134以用于感测颈圈准确地定位在动物上,从而仅当颈圈位于动物上时输注物质。传感器134可以是温度传感器(例如热敏电阻),其通过感测皮肤温度而感测与皮肤的接触。这还通过有差别地感测通常较高的动物温度(其通常高于正常的人体温度)而提供了安全特性。可替代地,传感器可以是近距离传感器,例如电容传感器。电池136设置在颈圈中。如图6B所示,颈圈可包括柔性连接部137,其保

护装置10免受外部施力/压力,而能够弯折并弯曲以使颈圈形状最拟合动物的颈部。

[0095] 所述装置可附接至已有颈圈(如图6A至6C中),或者可替代地地设置为颈圈的一体部分,即单独的、一件式颈圈,如图6D所示。可选的配量探头和/或传感器161和163能够感测颈圈165到动物的接近度或附接,或者能够感测颈圈是否打开以确保安全操作并在颈圈从动物移除时避免药物输送。所述装置例如能够用于输送多种药物(参见图8的实施方式),以用于抗击多种寄生虫(例如跳蚤、扁虱、犬恶丝虫等)。

[0096] 如图6E中所示,不用一件式构造,插口167能够形成在颈圈165中以用于接收一次性配量部120,其可制造为类似于贯穿整个说明书所描述的任意一次性单元,例如一次性单元120,并且它可包含药物胶囊、配量单元、电池或任意其它组件,并且它可具有配量探头132。

[0097] 如图6F和6G所示,颈圈能够使得输送装置130的配量部作为安装在颈圈框架165上的一次性部分130A(如图6F在颈圈框架上方,或者如图6G在颈圈框架下方)。可替代地,部分130A与装置130不分离;而是它们作为一个单元是一次性或可再用的。

[0098] 如图6H至6J所示,配量探头132可形成为具有远侧出口狭缝169(例如,像鸭嘴)。带有出口狭缝169的柔性配量探头132能够防止配量探头132堵塞,这是由于它们防止外部空气进入,并且如果形成堵塞,配量探头132和狭缝169延伸/扩张以喷出堵塞粒子。配量探头132能够在挤压动物的毛皮或皮肤时弯曲,并且这还有助于释放任何堵塞。

[0099] 为了使致动腔16内的致动物物质18保持必需的量,输送装置10还包括填充装置54,其可操作地连接至致动腔16。在图7A中所示的一个实施方式中,填充装置54包括贮存器56,其至少部分地填充有致动物物质18并以低压施加压力。贮存器56中的致动物物质18名义上通过隔膜58从致动腔16分开。然而,隔膜58稍微可渗透至致动物物质18从而渗透压差(隔膜58的贮存器侧上的压力较高)将使得致动物物质18在长时间内非常缓慢地通过隔膜58。因而,在致动物物质18以任何原因渗出致动腔16时,这导致致动腔16内的压力下降。由于贮存器56部分施压,压力差就会使致动物物质18从贮存器56通过隔膜58缓慢通过并经由导管59进入腔16,从而用致动物物质18再装满致动腔16。因而,贮存器隔膜58以非常低的速率且在长时间内作为单向阀。

[0100] 在图7B所示的另一实施方式中,贮存器56中的致动物物质18通过导管59和定向阀60(例如,单向阀)流向致动腔16。

[0101] 现参照图8。在该实施方式中,输送装置包括多个配量腔,例如,配量腔81、82和83(任意数量都处于本发明的范围之内)。在所示的实施方式中,第一物质(例如但不限于胰岛素)的贮存器84分别通过单向阀85和86连接至配量腔81和82。第二物质(例如但不限于GLP-1[胰高血糖素样肽-1]衍生物)的贮存器87通过单向阀88连接至配量腔83。在其它实施方式中,每个配量腔可包含待输送的不同物质。在所示的实施方式中,配量腔81、82和83为不同尺寸(81最小,而82最大)。例如,但非限制性的,腔81用于胰岛素的基础用量(例如0.5 μ l),而腔82可用于大剂量(例如10 μ l)。

[0102] 在所示的实施方式中,每个配量腔都具有它自己专用的分隔元件和/或致动腔,共同标记为91、92和93。在另一实施方式中,针对所有的配量腔具有同一分隔元件和/或致动腔。控制器90控制致动腔的操作。

[0103] 应当指出的是,在本发明的任一实施方式中,与控制器的通信可以是无线的或者

通过因特网或者利用任意类型的合适的通信手段。

[0104] 在所示的实施方式中,针对所有配量腔具有分别通过单向阀95、96和97的共同出口94。可替代地,可提供单独的出口。可替代地,可针对所有配量腔使用同一入口。

[0105] 控制器90可用于根据患者(人类或动物)和所施注的物质提供多种配量方案。在一个非限制性实例中,配量腔81可用于以每时刻一定剂量的任意速率(例如,在设定的时间间隔不连续的小剂量胰岛素;给予配量的数量、时间间隔和时长能够改变)施注基本量的胰岛素。在餐前,配量腔82可用于从腔81中输注大剂量胰岛素,例如两次大剂量10 μ l胰岛素加上一些0.5 μ l的剂量。贮存器87和配量单元83可用于在餐前提供大剂量GLP-1。可替代地,它们可用于在低血糖的紧急情况下配量胰高血糖素。现参照图9,其示出了用于加热致动物物质18的热能量源14的致动脉冲的实例,其由控制器90所控制(图8)。致动脉冲的数量可由配量腔的尺寸和数量来确定。首先,需要相对大量的能量来加热致动物物质以使其蒸发,如从时间t0(隔膜处于初始未膨胀状态;满腔)至时间t1(隔膜处于完全膨胀状态;空腔)的初始脉冲A所示。所述装置可包括传感器(下面描述实例),其感测配量腔的充满或排空状态,或者腔隔膜和/或分隔元件的位置。这有利于节省加热下一剂量的致动物物质所需的能量和时间,这是因为控制器知道何时致动物物质已经足够冷却从而使腔隔膜返回至其初始状态(例如,靠近致动腔的底部)并能够开始重新加热致动物物质,致动物物质在其已经无需冷却下来之前接近于它的蒸发温度。因而,后续的能量脉冲B会显著缩短并且幅度小于初始脉冲A。加热时间例如可为从微秒至数秒的范围。

[0106] 现参照图9A、9B和9C,其示出了使用本发明的药物输送装置的非限制性方法。图9A示意了使用本发明的用于动物(或人类)的颈圈装置,例如图6A至6C中所示的。颈圈装置可配置为具有一个或多个一次性药物胶囊的可再用装置,其包括配量单元901和药物贮存器902。可替代地,所述装置可以是完全一次性使用的一件式装置。所述装置可设置为单独的颈圈或附接至宠物颈圈的附件。所述装置具有控制模块,其包括控制器903和电池904。控制器提供配量驱动和检验。所述装置能够通过与智能电话、Wi-Fi或任意其他合适的通信装置无线通信来操作。能够提供各种传感器,例如但不限于,体温传感器、探头或其它动物传感器等。

[0107] 图9B示意了使用本发明的胰岛素装置,例如图8中所示。所述装置可配置为一次性贴片,其包括配量单元901和(多个)药物胶囊902(例如,胰岛素、GLP-1、胰高血糖素)以及输液装置905(包括输注后移除的针,和套管906)。所述装置具有控制模块,其包括控制器903和电池904。控制器提供配量驱动和检验。所述装置能够通过与个人糖尿病管理器、智能电话、WiFi或任意其他合适的通信装置无线通信来操作。能够提供各种传感器,例如但不限于,体温传感器、或其它身体传感器等。

[0108] 图9C示出了配量控制系统,其能够以闭环或开环操作,并且它能够用于本发明的任意实施方式。控制系统可包括但不限于控制模块181、一个或多个温度传感器182、一个或多个压力传感器183、以及一个或多个位置传感器184。控制模块181能够控制电功率到达输送装置的各个组件,例如但不限于,热能量源185(例如,加热元件)、驱动器等。控制模块181可根据分配装置的物理行为模块186或由配量控制系统控制的所述装置的任意操作部来控制操作。物理行为包括但不限于,热力学的、机械的、和/或化学的行为和其它行为。因此,在一个实施方式中,通过处理所有感测到的和/或存储的信息,控制模块181在闭合控制环中

利用反馈来控制提供给使用者的剂量。在另一实施方式中,控制模块181在开环控制中控制提供给使用者的剂量,而不考虑感测到的信息用于反馈。例如,控制模块181能够提供具有预定持续时间和幅度的一系列操作电脉冲。

[0109] 实例示于图9D至9F中。由配量装置输注的物质的量与脉冲序列内的脉冲数量有关,其中脉冲序列加热致动物物质以使配量机构从配量单元中输注物质。脉冲序列的幅度和持续时间,以及脉冲之间的间隔(即,脉冲之间无能量的持续时间),决定了剂量和能量效率特性。图表示出了配量机构的(例如,任一隔膜和/或分隔器)位移相对于时间以及脉冲相对于时间。应当指出的是,配量机构在两个界限之间行进,例如,起始位置和结束位置。

[0110] 在图9D中,在预定的持续时间以其间没有能量间隔(开环)提供脉冲。因而,在预定时间段提供脉冲并且也预先确定脉冲持续时间。

[0111] 在图9E中,针对结束位置的位置传感器数据用在反馈回路中以控制脉冲。当配量机构已经到达其结束位置时,脉冲停止。因而,在预定时间段提供脉冲,但是不预先确定脉冲持续时间,而是当配量机构已经到达其结束位置时终止。这相比于图9D而言节省了能量,这是因为脉冲持续时间较短。它还节省了装置的过热和过压。

[0112] 在图9F中,针对起始和结束位置的位置传感器数据用在反馈回路中以控制脉冲。当配量机构已经到达其结束位置时,脉冲停止。当配量机构已经返回起始位置时,下一个脉冲开始。因而,不在预定时间段提供脉冲,而是当配量机构已经到达其结束位置时,这一脉冲终止,并且当配量机构返回其起始位置时,下一脉冲开始。这相比于图9E甚至节省更多的能量,这是因为在脉冲之间物质并没有完全冷却,而是仅仅冷却到足以到达起始位置。

[0113] 控制脉冲以用于操作所述装置的其它实例示于图9G和9H中。在这些实例中,脉冲宽度调制或脉冲持续时间调制(PWM)用于基于调制信号确定脉冲的宽度或持续时间。PWM占空比等于(接通时间)/(接通时间+断开时间)。

[0114] 在图9D至9F的系统中,每个脉冲是阶梯函数,其基本上以恒定幅度即时输入以引起配量机构的位移。通过使用PWM,图9D至9F的每个单脉冲被分成较短脉冲并且能够控制这些脉冲的频率,从而对于配量机构的输入并不是阶梯函数而是渐增的,如图9G和9H或其它数学函数所示。通过将PWM与反馈传感器结合,控制系统能够根据所需要的配量方案为配量机构提供非常可控的位移以适应任意配量速率和数量。

[0115] 控制系统能够即时感测不同的配量问题。例如,如果形成某种堵塞(例如在套管、针或配量单元中),控制系统将会探测到推动设备或物质输送隔膜在预定时间内还未到达结束位置。控制系统识别由于存在堵塞或其它类型的阻挡而导致的这种延迟,即较长的配量时间。相反,如果存在某些泄漏,控制系统将会探测到由于对于运动的减小或缺失的抵抗力,推动设备或物质输送隔膜在预定时间之前就已到达结束位置。控制系统将这一较短配量时间识别为泄漏存在。

[0116] 控制系统能够将上述与温度和/或压力传感器结合以改进对于配量时间和行为的精确评估,从而改善感测堵塞和泄漏的敏感性。位移、温度和压力传感器是感测从配量腔输送物质的速率的传感器的实例,而也能够使用其它合适的传感器。控制系统能够提供堵塞或泄漏或者其它异常配量行为的警报。

[0117] 现参照图10A至10B,其示出了感测分隔元件24的位置的光学传感器。在所示的实施方式中,在图10A中,分隔元件24处于起始位置,其中腔隔膜20还未膨胀并且物质输送隔

膜28也未被迫挤压腔30内的物质32。第一光源101(例如LED)发射第一光束102通过形成在分隔元件24中的通道103。然后通过第一光接收器104探测第一光束102。类似地,第二光源111发射第二光束112。在图10A的位置,第二光束112被反射离开分隔元件24。在分隔元件24移动至结束位置之后,如图10B中所示(在这一位置,所有的物质32都已从腔30输送),第二光束112现在能够穿过通道103并且由第二光接收器114探测。在结束位置,第一光束102被反射离开腔隔膜20。这样,光学传感器能够容易地探测分隔元件24的起始和结束位置(例如,用于指示药物已经准确地分配)。

[0118] 传感器也能够以其他方式实现,例如但不限于,在各种操作逻辑中仅有一个光接收器,或者仅有一个LED。例如,一个光接收器可具有更大的观察孔或窗口并且作为模拟传感器,也就是说,它观察分隔元件或组件的其它移动部分的上升和设置。这种布置的实例示于图10C至10E中,其示出了图4A的实施方式的光源322。光源322首先未被分隔元件312阻挡(图10C),然后随着分隔元件312上升而逐渐被阻挡(图10D),而随后当分隔元件312上升至其最大水平时被完全阻挡(图10E)。这一布置允许在如前解释的闭环控制中实现各种精确的配量速率分布。

[0119] 可使用其它类型的传感器来替代光学传感器,例如但不限于,电触头或电容近距离传感器。

[0120] 现参照图11A。在该实施方式中,不用物质输送隔膜作为推动设备,活塞200作为推动设备,其布置为从配量腔30推挤待输送的物质32。通过致动腔16中致动物质18的膨胀来直接推动活塞200的相反面,而不是利用腔隔膜。致动物质18可通过如前所述的热能量源14来加热。一个或多个密封件201,例如O型圈,可用于在活塞200在缸体202中在致动腔16和配量腔30之间的行进中滑动地密封活塞200。

[0121] 图11B示出了图11A实施方式的变体。在该实施方式中,活塞204具有由一个或多个密封件206密封的第一活塞面205,以及由一个或多个密封件208密封的第二活塞面207。在所示的实施方式中,第一活塞面205的直径大于第二活塞面207,而反之亦可使用。这样,实现了较大分隔并且活塞的轴杆209作为两个腔之间的分隔器。可设置通气口210以当活塞在其缸体内行进时排出气体或其它流体。

[0122] 现参照图11C。在该实施方式中,通过致动腔16中致动物质18的膨胀而直接推动活塞212,如图11A的实施方式中所示。活塞212的相反面推挤物质输送隔膜213,其作为推动设备以从配量腔30中推挤并输送物质32。

[0123] 现参照图11D。在该实施方式中,活塞214是推动设备,其布置为从配量腔30推挤待输送的物质32。腔隔膜215推动活塞200的相反面,其通过致动腔16中致动物质18的膨胀来移动,如前述实施方式所述。

[0124] 现参照图11E。在该实施方式中,活塞216安装至隔膜217的褶皱(类似波纹管)中或者紧邻隔膜217的褶皱(类似波纹管)。这一布置使得能够以最小抵抗(弹性)力实现大范围移动。隔膜217可以是物质输送隔膜或腔隔膜或者二者,并且除了活塞216,该隔膜能够与前述实施方式的分隔器一起使用。

[0125] 在此处所述的本发明的所有实施方式中,隔膜可以是弹性的或者可具有足够刚性以在腔的任一方向上施力。

[0126] 现参照图11F。在该实施方式中,推动设备是贝氏垫圈218,其能够作为物质输送隔

膜或腔隔膜或者二者。贝氏垫圈218可具有不同尺寸和形状并且可由不同材料制成以适应任何工程需要。

[0127] 现参照图12A至12D,其示出了本发明可用的另一致动腔220。在该实施方式中,致动腔220构造为封闭的垫或顺应性、弹性罩,其由合适的弹性或柔性材料制成,例如但不限于,多层箔(例如如上所述)、聚氨酯、聚乙烯、合成或天然纤维织物、等等。致动腔220由绕它们外周密封的两部分组成,例如通过粘结结合、热结合、焊接、和其它结合方法。致动物物质18布置在致动腔220中并由热能量源14加热,如前所述。图12B和12C分别示出了在热能量源14加热致动物物质18之前和之后的致动腔220。图12D示出了处于用于推动活塞或分隔器221的膨胀、加压状态下的致动腔220。

[0128] 现参照图13A至13D,其示出了本发明可用的另一配量腔230。在该实施方式中,物质32使用分隔器(活塞)231和腔隔膜232从配量腔230中排出,这由致动腔16中的被热能量源14加热的致动物物质18驱动,如前所述。配量腔230包括具有物质入口233和物质出口234的弹性、柔性管(管230的壁作为物质输送隔膜)。管230安装在外壳235中。如图13C所示,在被分隔器231挤压之前,管230基本是圆的(圆形)。如图13D中所示,当被分隔器231挤压时,管230变得扁平。对于一些实例,重要的是确保管230不会被挤压至例如完全扁平的程度,从而不会损坏大分子,大分子在过大的压力下会发生改变或者其特性会受到不利影响。为了确保管230不会被过压,外壳235可具有支座(限制器)236,例如肩台,其作为抵靠分隔器231的阻挡件。

[0129] 现参照图14A至14F,其示出了与本发明的具有针和套管的装置一起使用的实施方式,例如图5C至5H的实施方式。针首先刺穿使用者的皮肤。针穿过套管(或者在针上引导套管)。在刺穿后,缩回针而保留套管作为药物输送导管。

[0130] 在图14A和14B的实施方式中,套管119安装在柔性安装件170上,其可以是具有多个褶皱172的弹性体够件。在图14C至14D中,柔性安装件170示为基本上圆形,而在图14E至14F中,柔性安装件170示为基本上具有圆角的矩形。当然,本发明并不限于任一形状或尺寸。柔性安装件170和褶皱172的目的在于补偿任意横向力(例如,来自皮肤表面的弯曲、伸展和其它运动),其可施加至套管119,这会使套管119张紧并给使用者带来不适,甚至还会将套管挤出皮肤。柔性安装件170和褶皱172推进套管119向下进入皮肤。

[0131] 在图14C至14F中,柔性安装件170安装在贴片174上。可替代地,柔性安装件170可以是图5A至5H的柔性贴片的一部分。在一个实施方式中,贴片174是完全柔性且可伸展的,其还补偿皮肤张力和移动。在一个可替代实施方式中,贴片174是刚性或半刚性的,在此情况下,柔性安装件170是唯一的补偿器。

[0132] 如上面提到的,由于输送装置在各个方向上定向,包括倒置,可包括保持元件以保持致动物物质在任意重力方向上与热能量源处于导热接触。现参照图15A至15B,其示出了这种保持元件的其他实例。在这一实施方式中,热能量源是多个导热纤维180(例如,碳纤维或碳布),其布置在致动腔16中。纤维180可以是任意形状(例如,圆形)的垫的形式,其是织物垫或毛毡垫等,其中纤维以任意方式布置,例如编织、毡粘等。如图15A中所示,纤维垫的周边可与电触头182电接触,用于纤维180的电阻加热。夹紧环184可固定纤维垫的周边并确保与电触头182良好的电接触。这样,纤维180与布置在致动腔16中的致动物物质18热接触极好,从而通过纤维180的电阻加热而快速且高效地加热致动物物质18。不管装置的方向如何,

纤维180的毛细管作用保持与致动物质18的接触。可提供密封件186以流体地密封布置在致动物腔16中的致动物质18并将纤维压在触头182上。因而，热能量源也是保持元件。热能量源以大幅增强的接触面积和热导率而紧密接触致动物质。

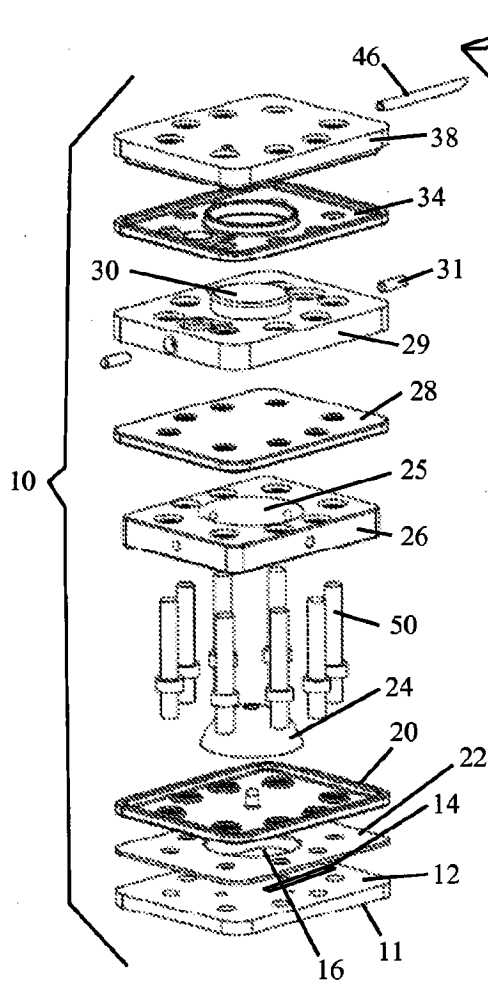


图1A

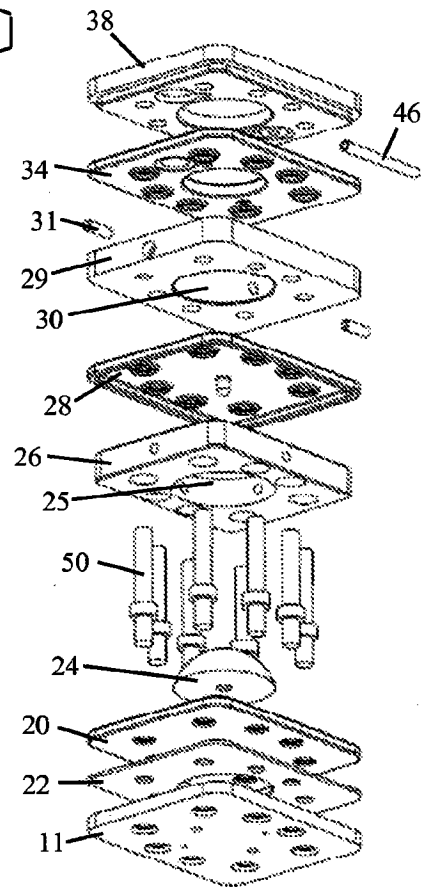


图1B

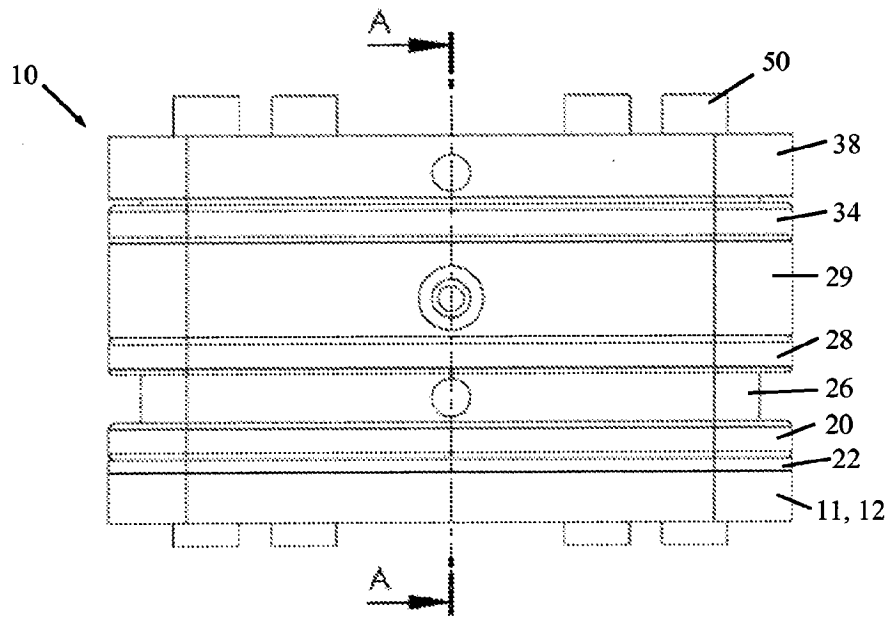


图2

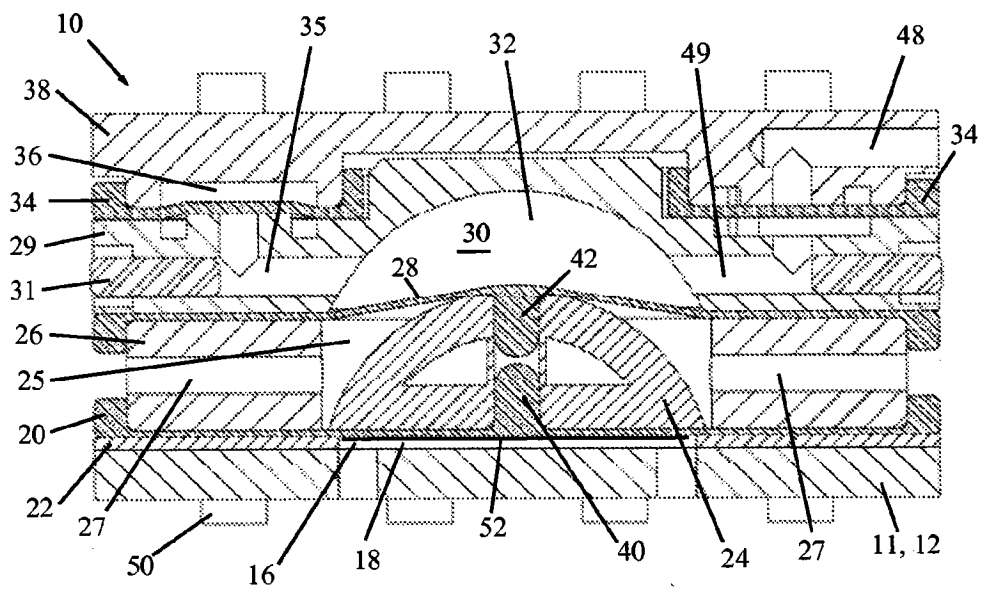


图3A

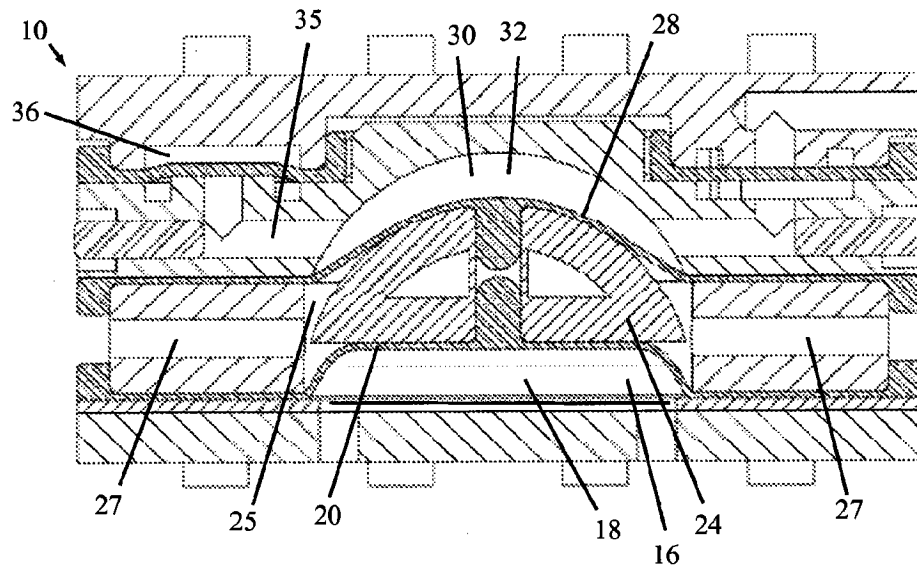


图3B

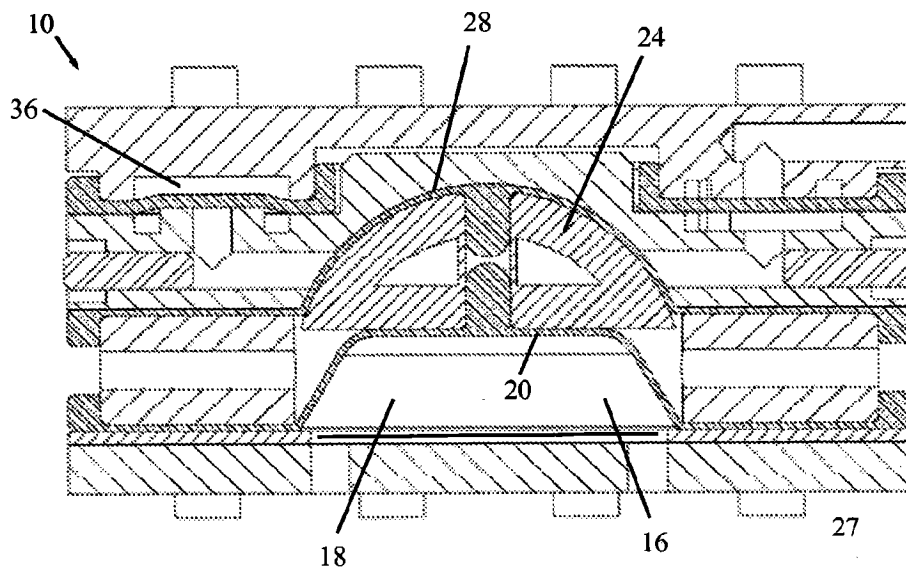


图3C

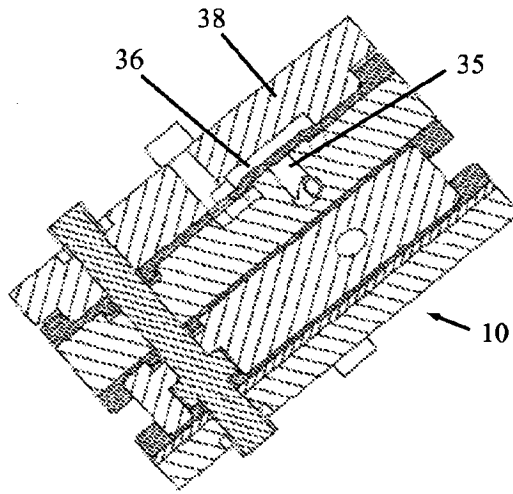


图3D

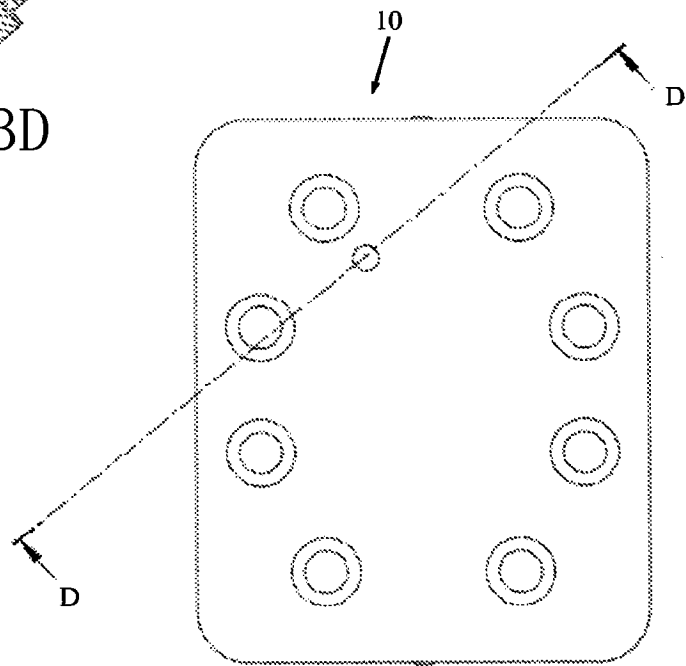


图3E

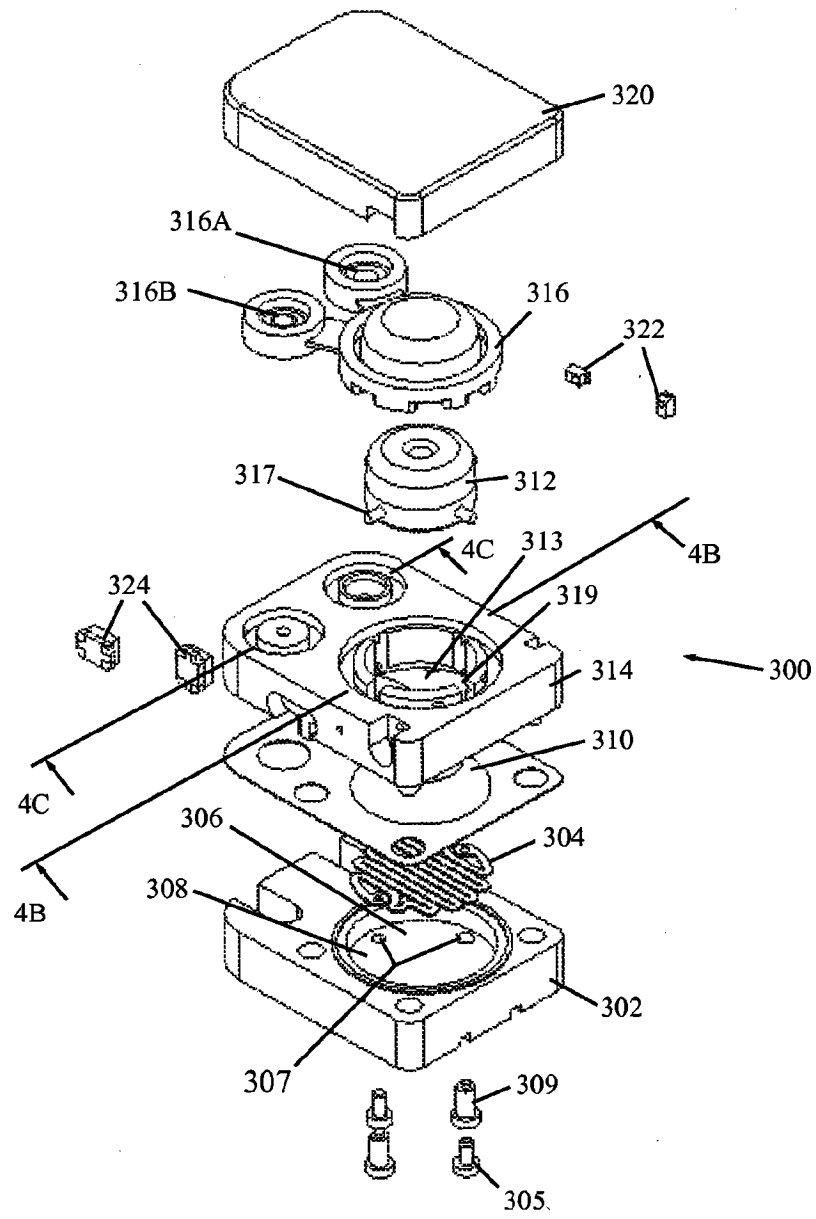


图4A

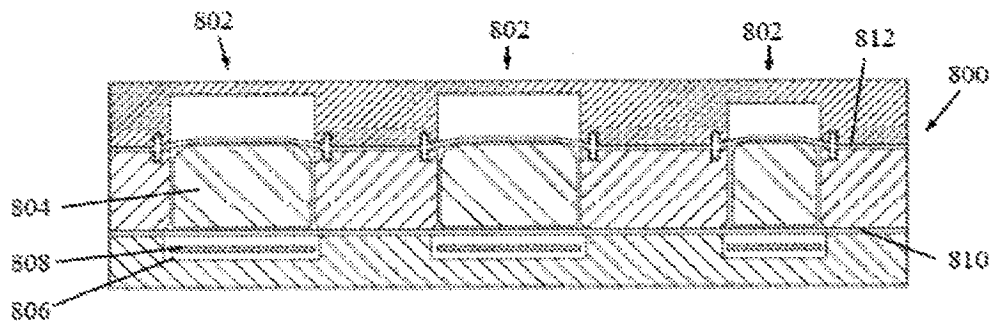


图4B

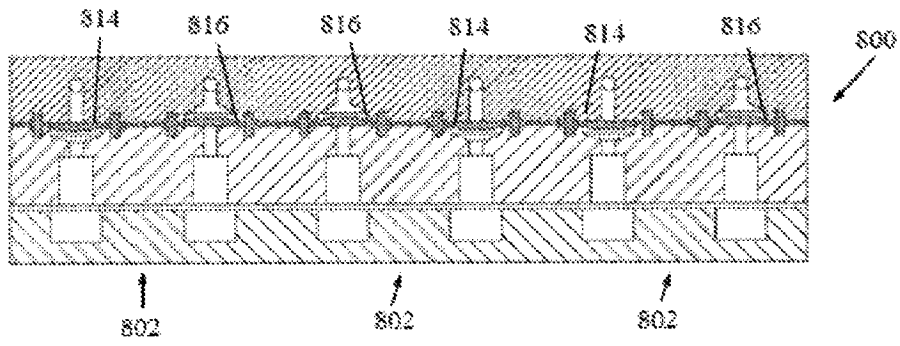


图4C

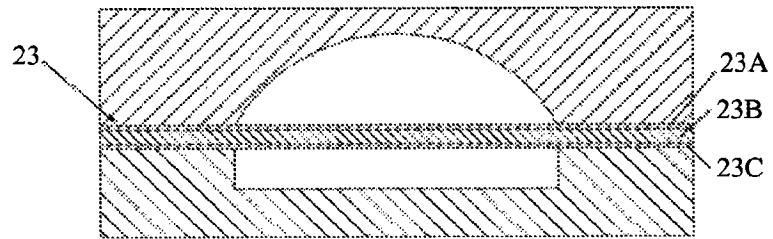


图4D

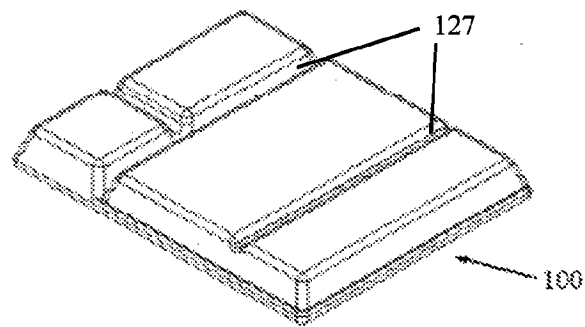


图5A

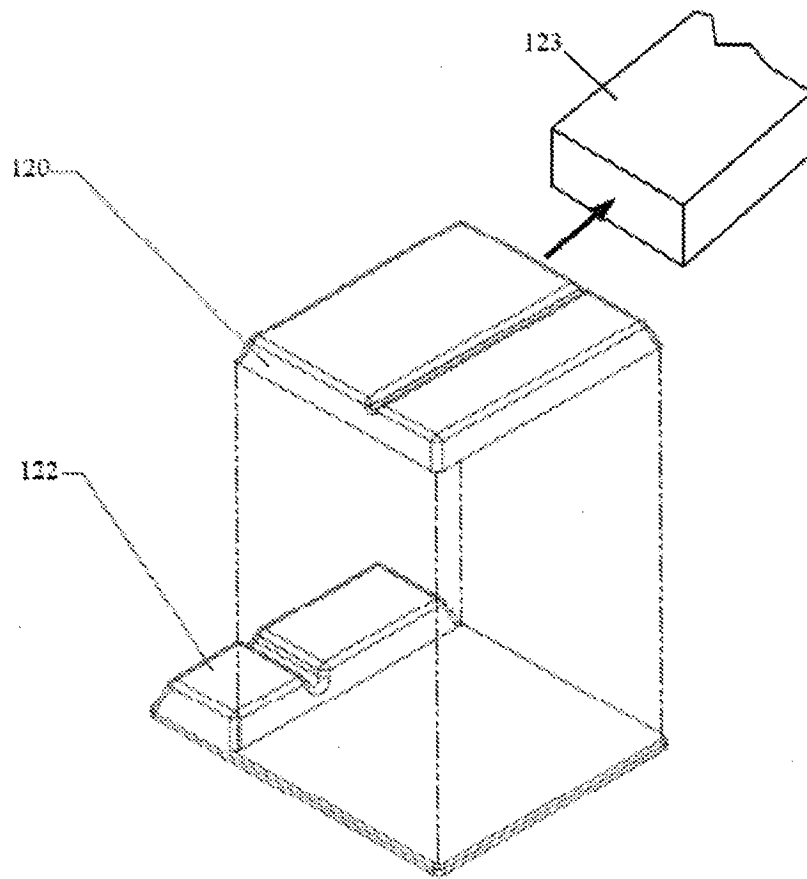


图5B

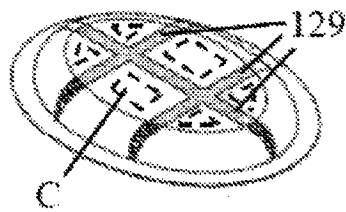


图5C

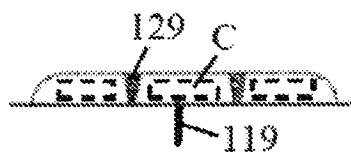


图5D

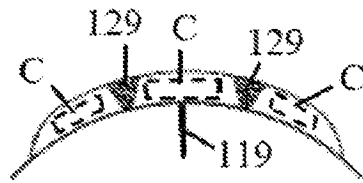


图5E

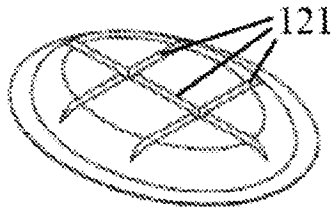


图5F

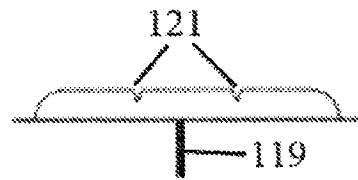


图5G

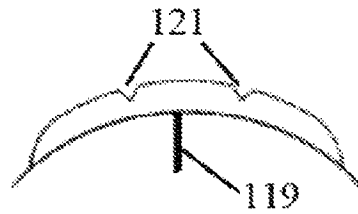


图5H

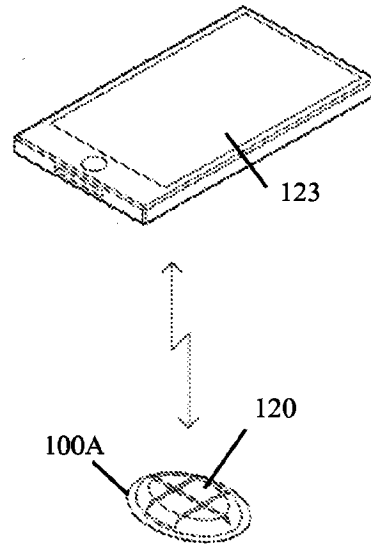


图5I

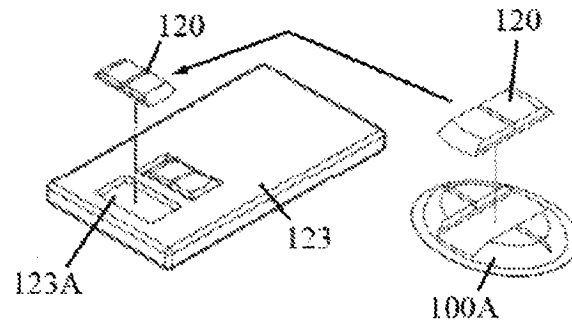


图5J

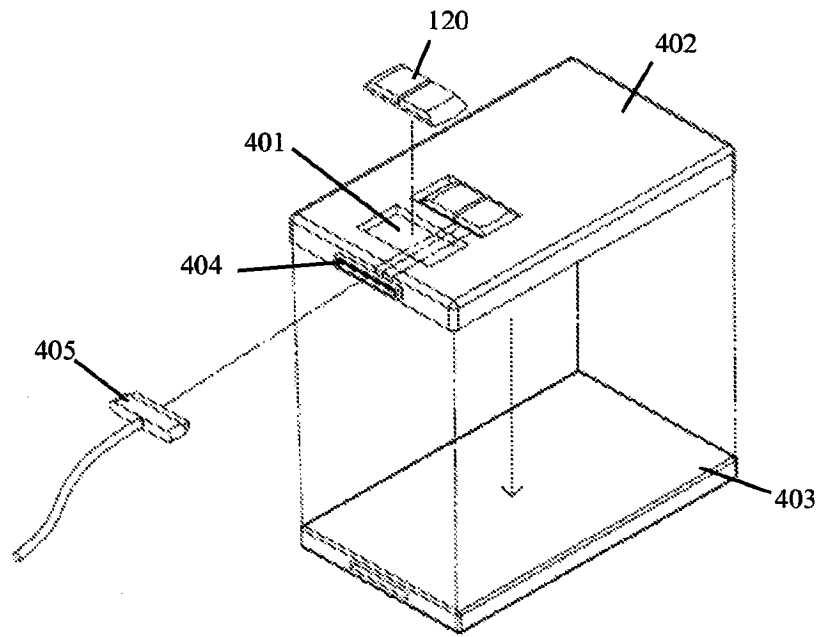


图5K

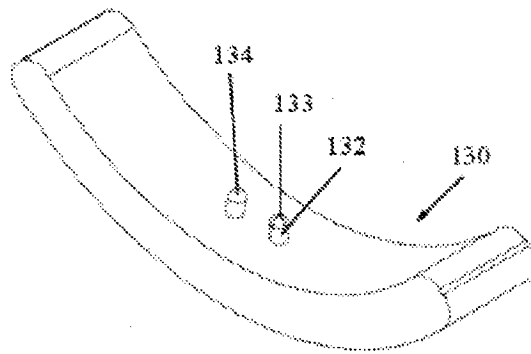


图6A

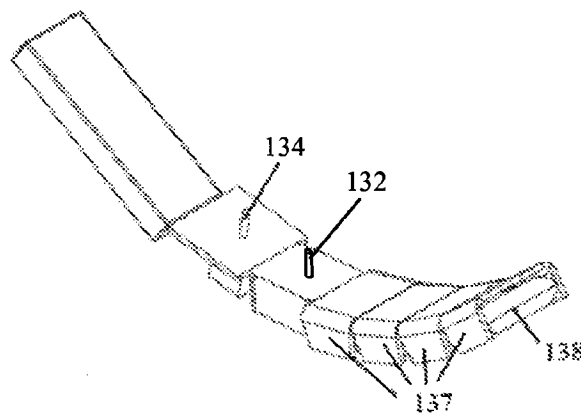


图6B

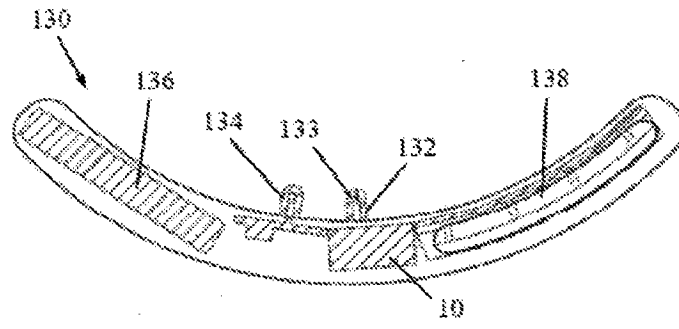


图6C

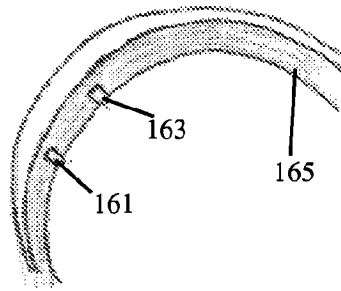


图6D

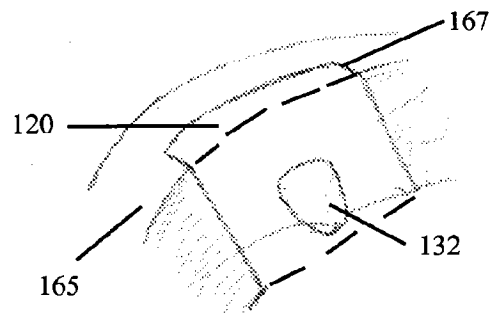


图6E

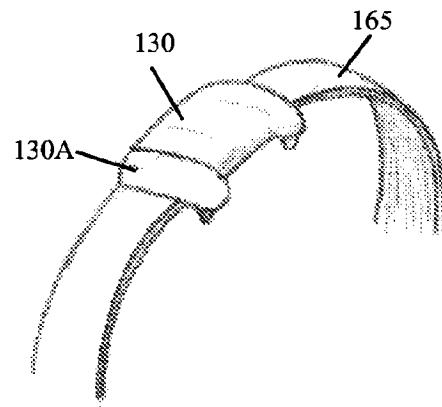


图6F

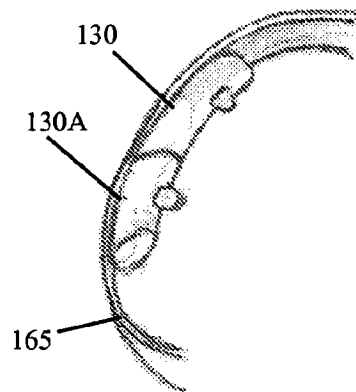


图6G

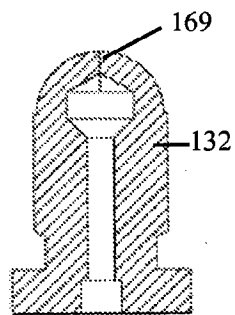


图6H

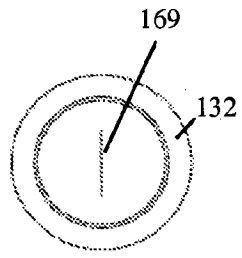


图6I

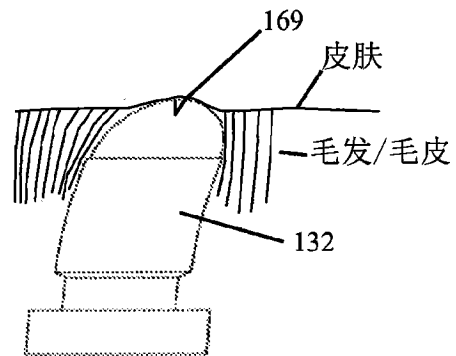


图6J

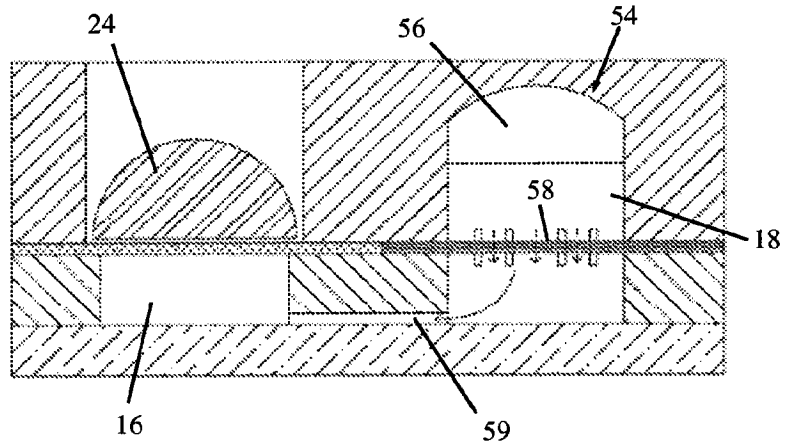


图7A

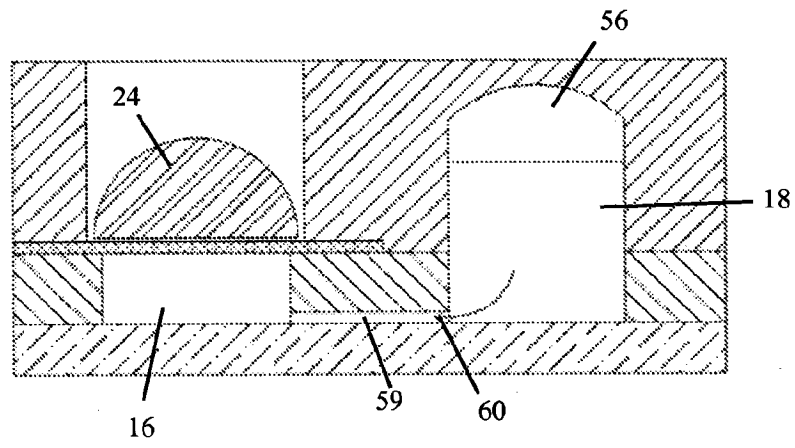


图7B

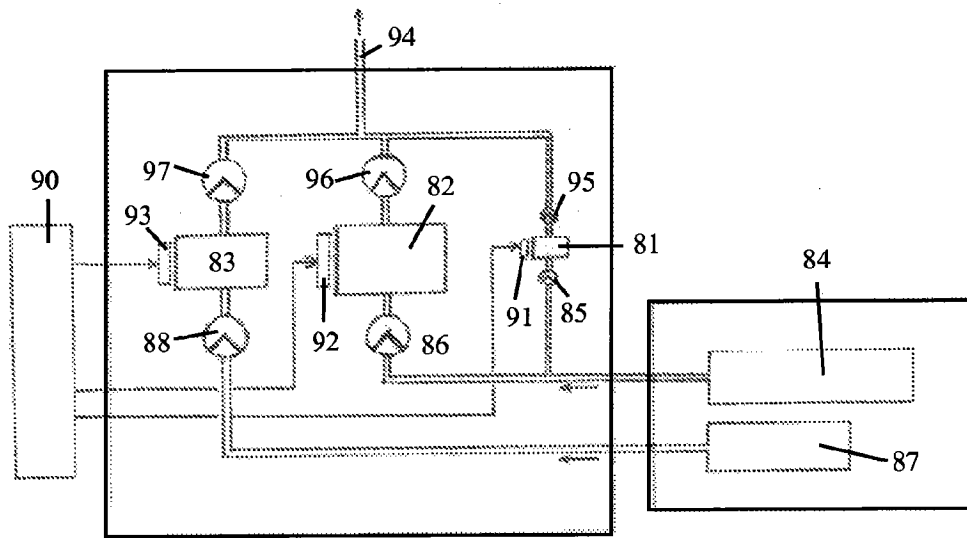


图8

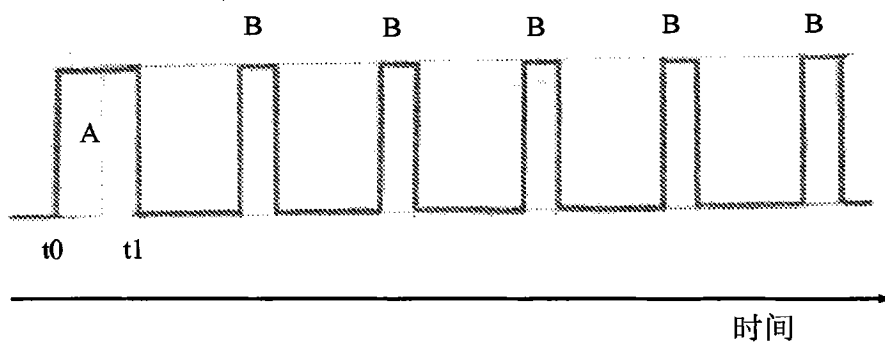


图9

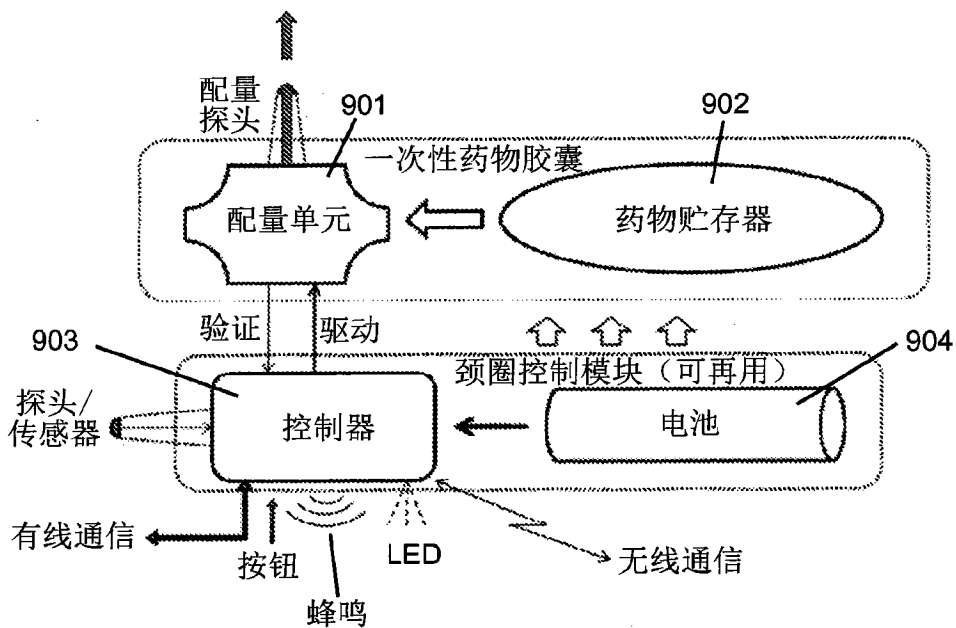


图9A

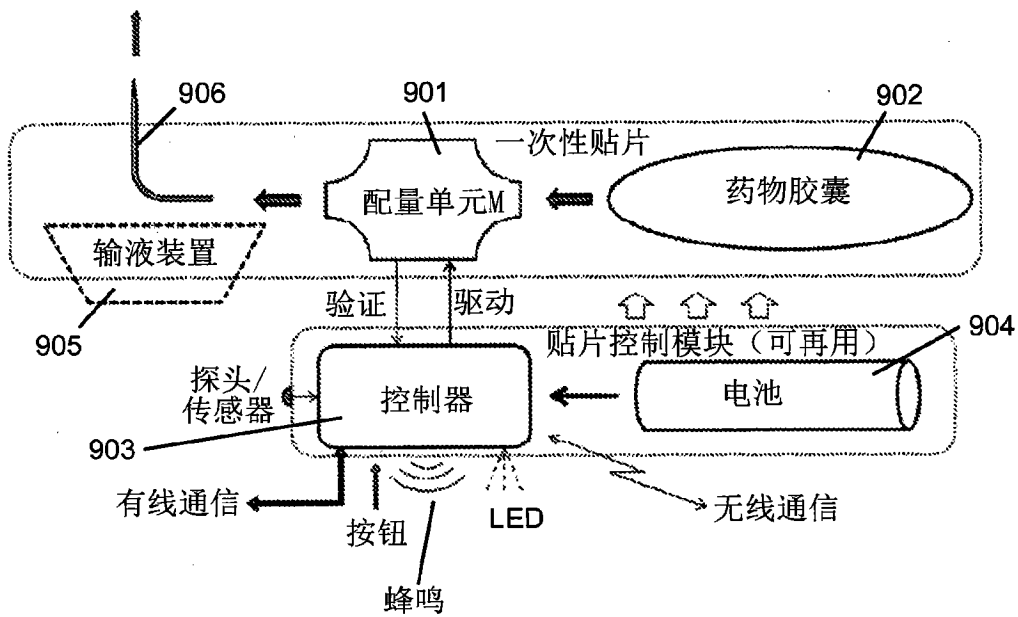


图9B

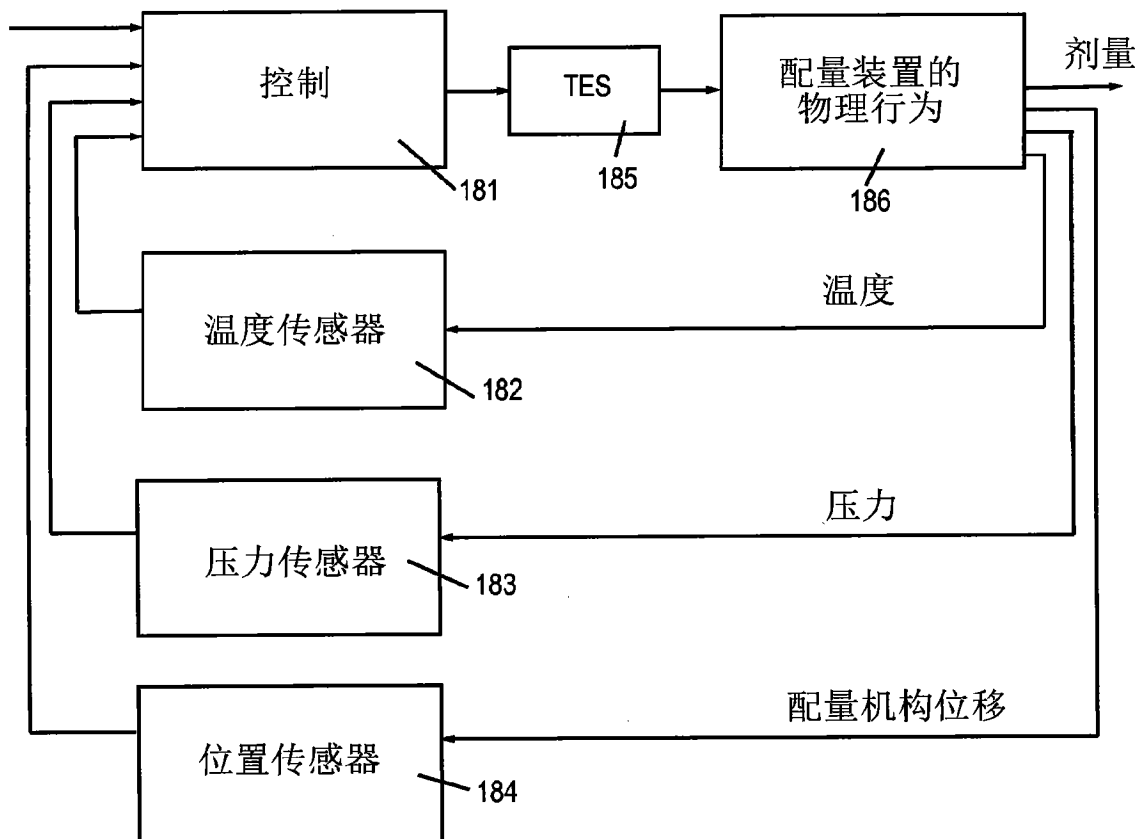


图9C

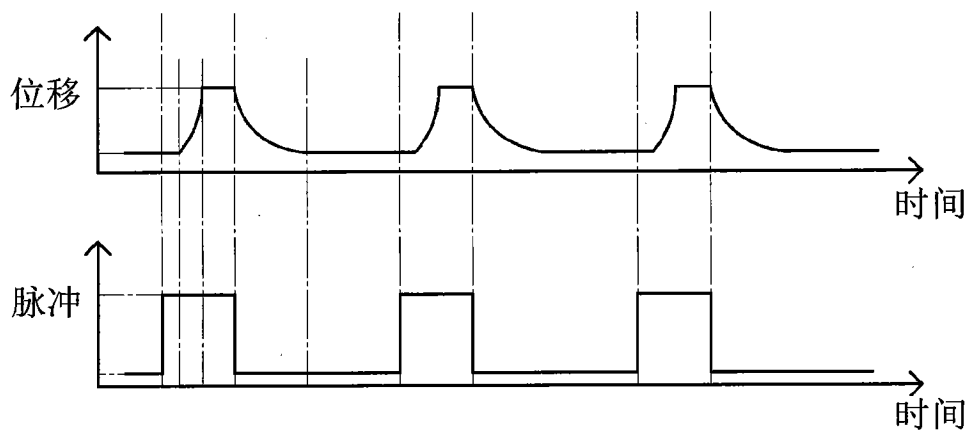


图9D

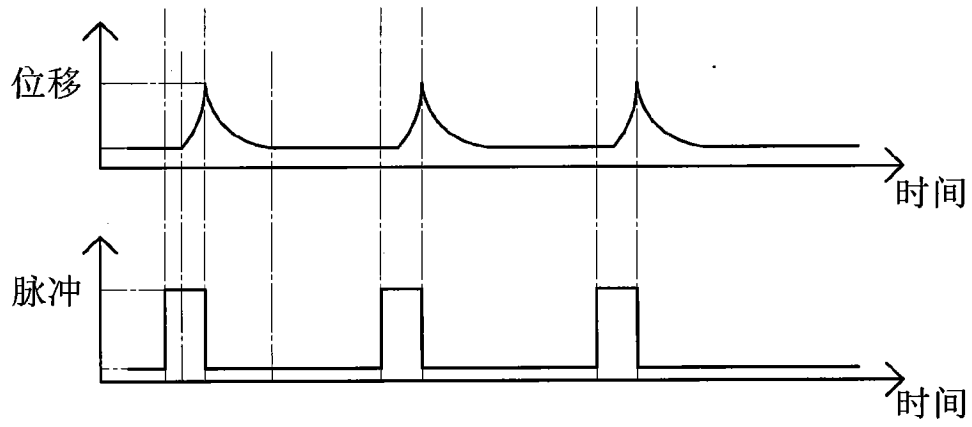


图9E

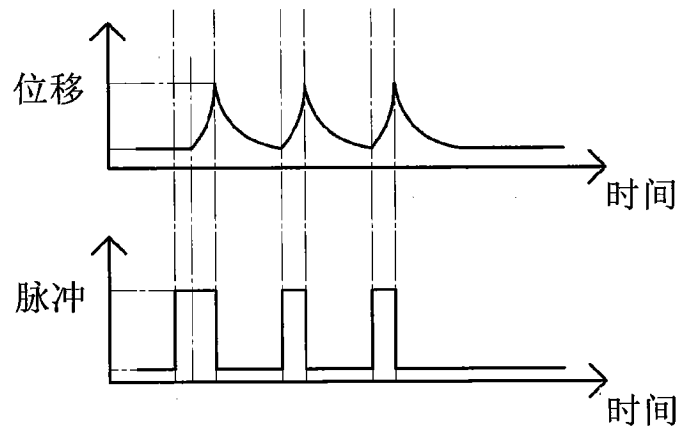


图9F

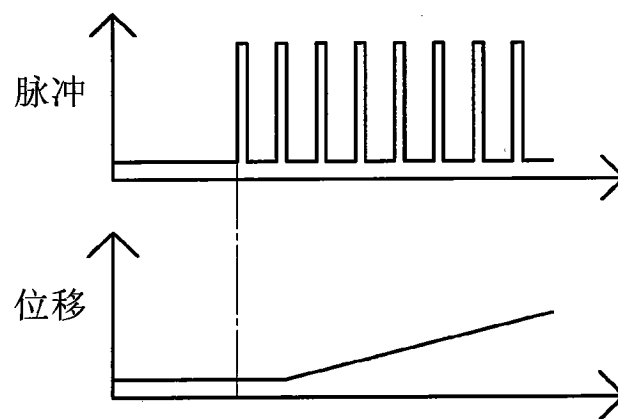


图9G

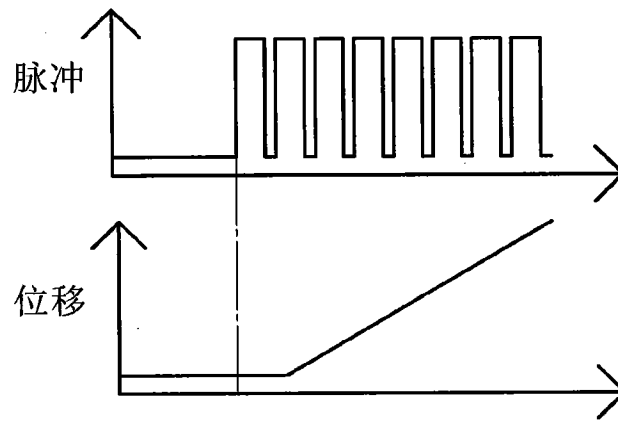


图9H

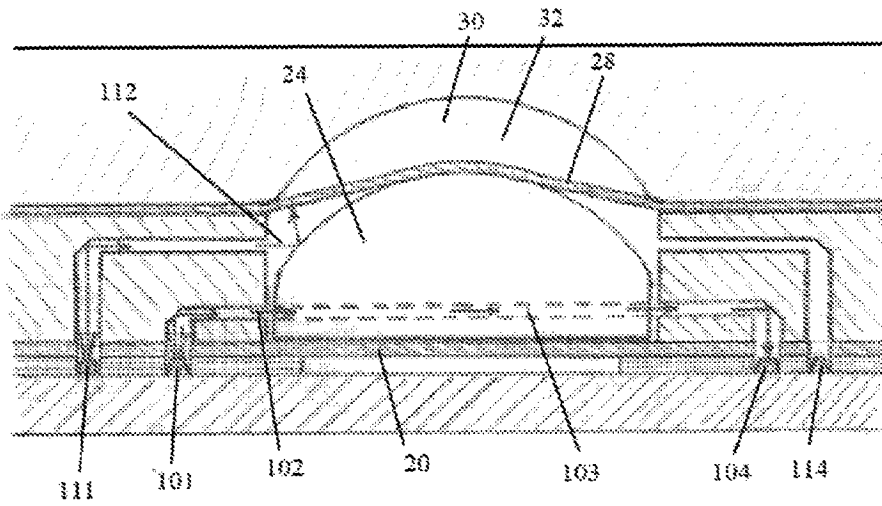


图10A

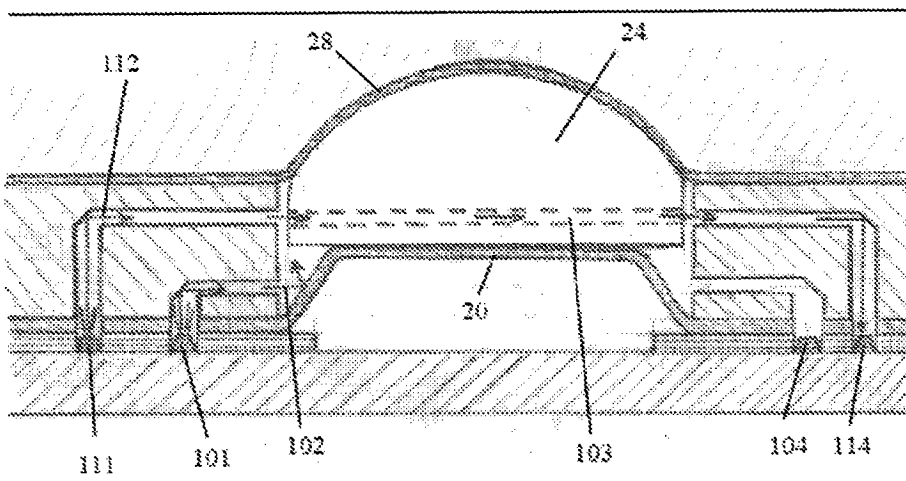


图10B

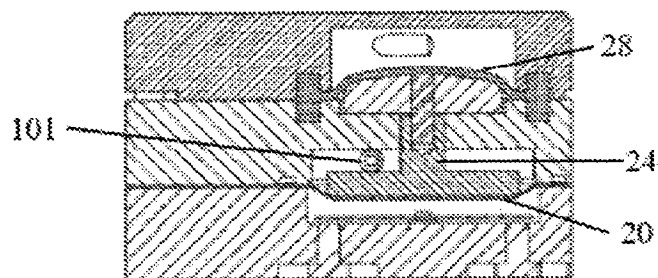


图10C

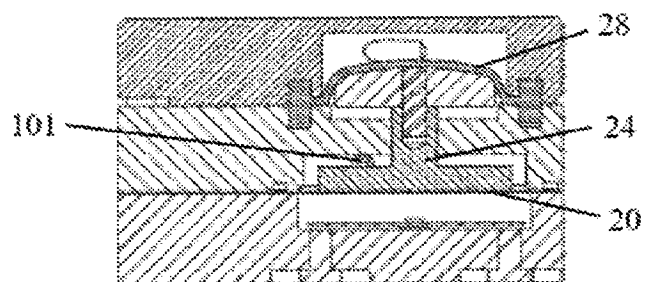


图10D

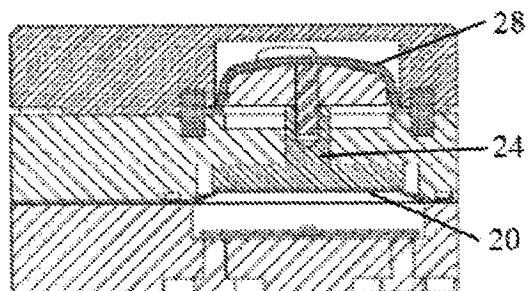


图10E

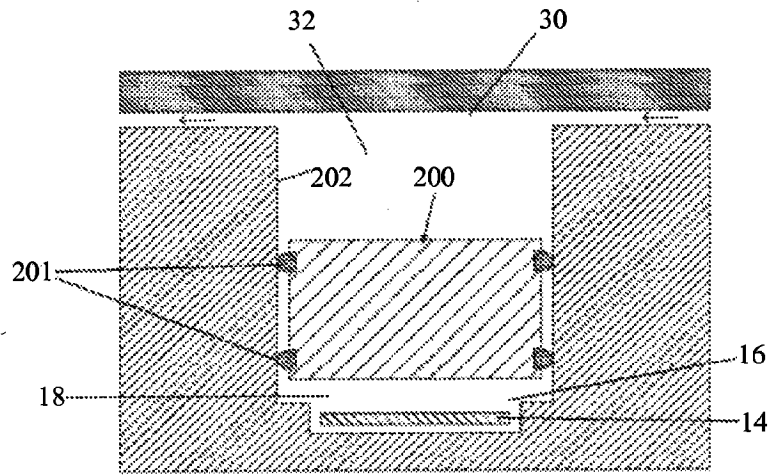


图11A

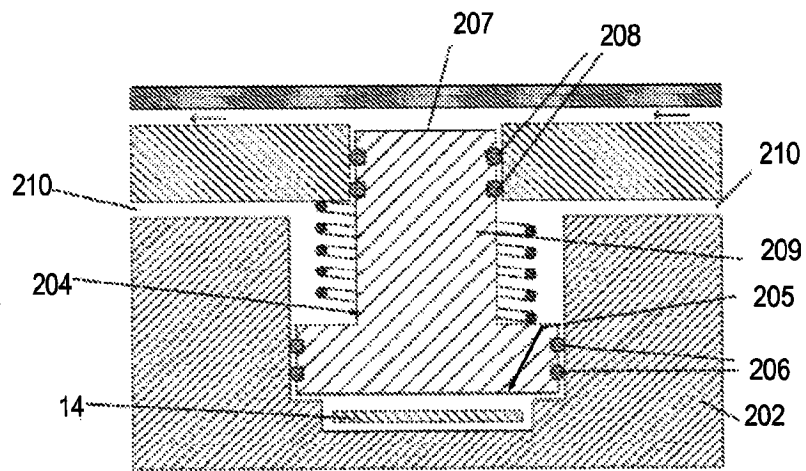


图11B

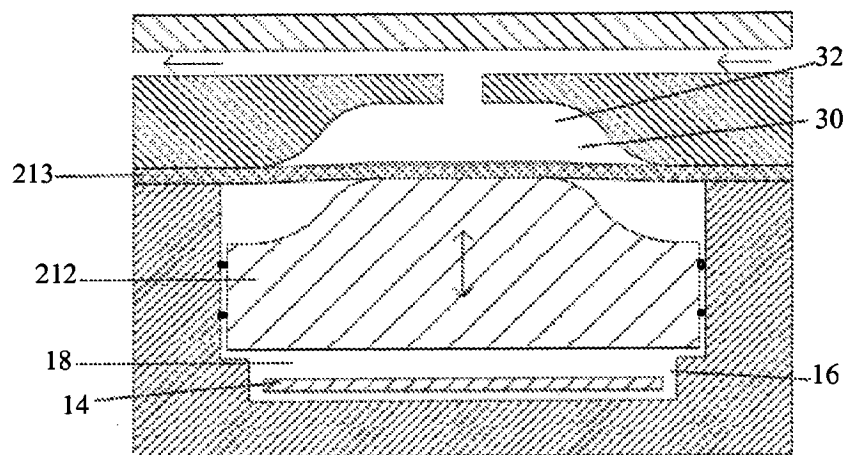


图11C

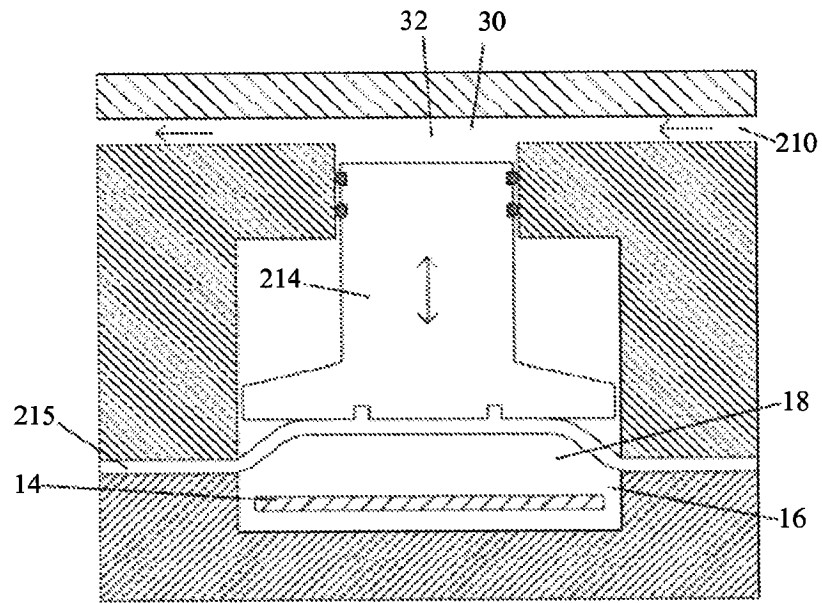


图11D

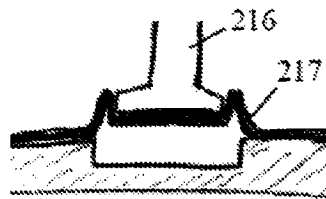


图11E

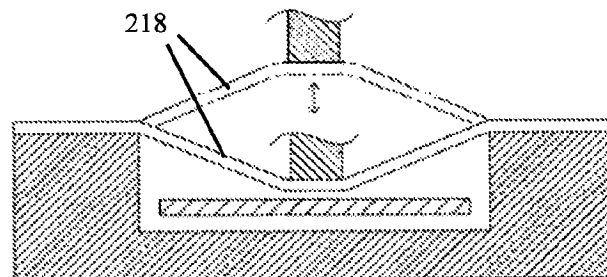


图11F

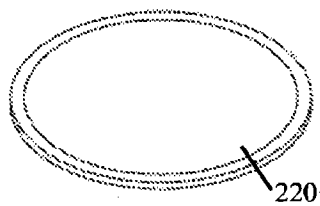


图12A

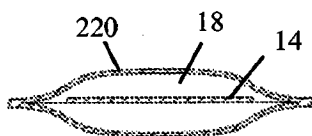


图12B

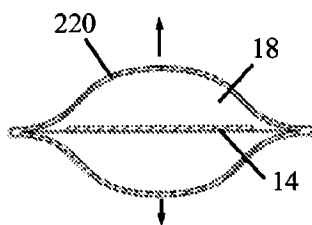


图12C

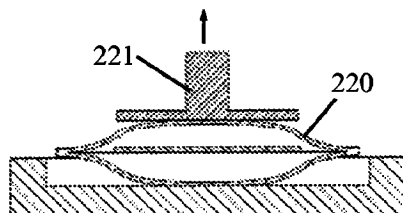


图12D

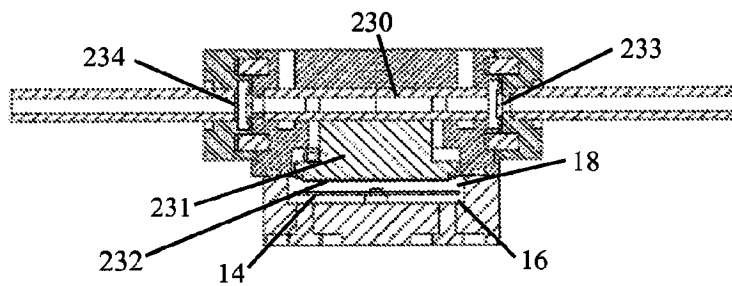


图13A

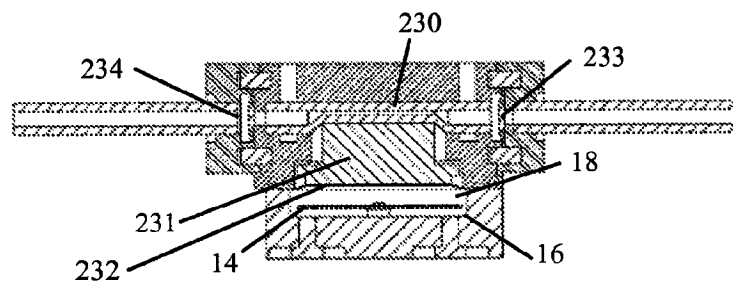


图13B

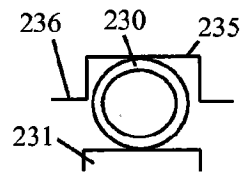


图13C

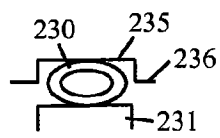


图13D

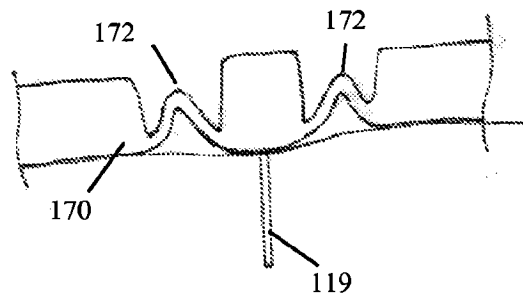


图14A

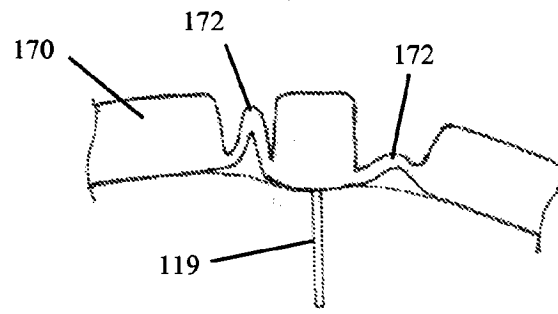


图14B

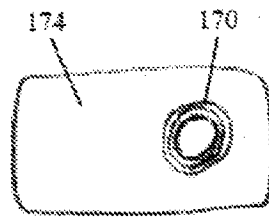


图14C

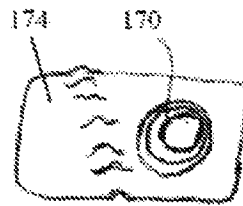


图14D

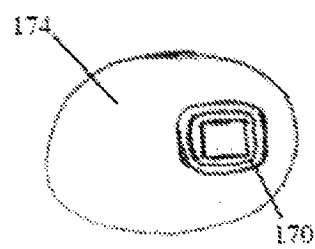


图14E

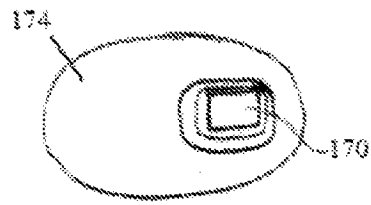


图14F

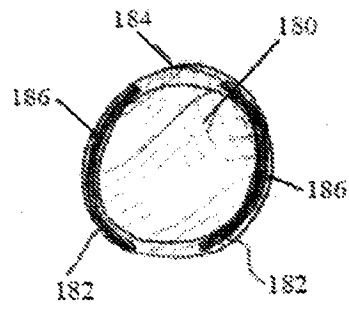


图15A

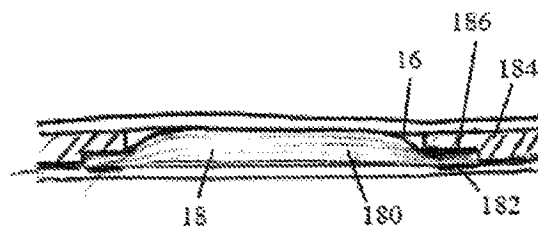


图15B