



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110072623 A

(43)申请公布日 2019.07.30

(21)申请号 201780076799.4

F·J·G·哈肯斯 M·T·约翰逊

(22)申请日 2017.12.11

C·P·亨德里克斯

A·范德斯托尔佩

(30)优先权数据

16203587.7 2016.12.13 EP

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.12

代理人 李光颖 王英

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/082195 2017.12.11

(51)Int.Cl.

B01L 3/00(2006.01)

B81B 3/00(2006.01)

F16K 99/00(2006.01)

A61M 5/142(2006.01)

F04B 53/10(2006.01)

A61M 25/00(2006.01)

H04R 17/00(2006.01)

F04B 43/04(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/108799 EN 2018.06.21

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·G·M·佩尔塞斯 H·利夫卡

R·A·范德莫伦赫拉夫

D·A·范登恩德

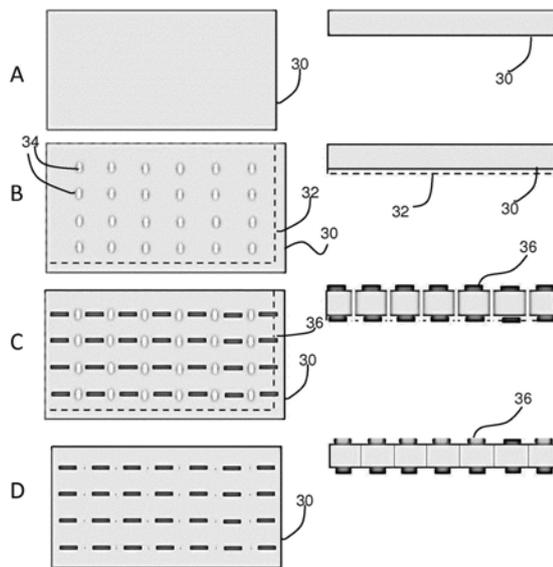
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

流动控制设备

(57)摘要

一种流动控制设备包括电活性材料层和非可致动层的层状结构。在各层中的其中一层形成孔口的阵列,其中,孔口在静止状态和致动状态中的一个状态下开放,并且孔口在静止状态和致动状态中的另一个状态下闭合。对电活性材料层的致动导致孔口开放和闭合,从而可以实现流动控制功能。



1. 一种流动控制设备,包括:

电活性材料层(30;96)和非可致动层(36;92)的层状结构,所述电活性材料层具有静止状态和致动状态,所述电活性材料层在所述致动状态和所述静止状态中的一个状态下时包括具有相对的平行表面的平面层,并且所述非可致动层被提供在所述表面中的一个表面上;

孔口(34;90)的阵列,其被形成于:

所述电活性材料层中,从而限定开孔平面电活性材料层;或者
所述非可致动层中,

其中,所述孔口在所述静止状态和所述致动状态中的一个状态下开放,并且所述孔口在所述静止状态和所述致动状态中的另一个状态下闭合;

电极装置,其包括在所述平行表面上与所述电活性材料层接触的两个固态电极,用于在所述静止状态和所述致动状态之间驱动所述电活性材料层;以及

控制器(42),其用于控制对所述电活性材料层的致动。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,孔口(34)的所述阵列被形成在所述电活性材料层(30)中,并且所述非可致动层包括被提供在所述孔口之间的位置处的所述电活性材料层上方的加强元件(36)的阵列。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中,孔口(34)的所述阵列被形成在所述非可致动层(92)中,所述非可致动层包括区段(94)的栅格,所述孔口(90)包括所述栅格的所述区段之间的空间。

4. 根据权利要求3所述的设备,还包括所述电活性材料层中的通道(98)或开口(110)。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述孔口(34;90)在所述静止状态中闭合。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,包括密封层(40),所述密封层被提供在至少所述孔口的内部开口周围。

7. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,包括适于通过对所述设备的第一次致动而被破坏的可破坏外保护层。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述电活性材料层适于在被致动时在平面内扩展或弯曲。

9. 一种药物递送系统,包括:

药物的贮存器(52);

根据任一前述权利要求所述的流动控制设备(50);以及

药物的所述贮存器与所述流动控制设备之间的流体连接。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述流动控制设备包括腔室(52),所述腔室具有由所述流动控制设备(50)形成的第一面和由第二电活性材料致动器(54)形成的第二面以提供泵送功能。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述流动控制设备包括具有由所述流动控制设备(50)形成的第一面的腔室(52),其中,所述电活性材料层适于在被致动时弯曲,以提供泵送功能。

12. 一种流体反应或混合系统,包括:

一组不同流体的贮存器(70a、70b、70c)；

在每个贮存器的流体输出处的根据权利要求1到8中的任一项所述的相应流动控制设备；以及

在所述流动控制设备的所述输出处的共享混合贮存器(72)。

13. 根据权利要求12所述的系统,还包括共享混合腔室的入口和出口处的流动控制阀(74、76)。

14. 一种流体分析系统,包括:

感测腔室(80)；

被安装在所述腔室中的流体传感器(82)；以及

根据权利要求1到8的任一项所述的流动控制设备(84),用于控制流体流入所述感测腔室中。

15. 一种流体过滤系统,包括:

根据权利要求1到8的任一项所述的流动控制设备,

其中,所述控制器适于控制所述孔口尺寸,从而提供可调谐颗粒过滤功能。

流动控制设备

技术领域

[0001] 本发明涉及流体控制设备,具体而言涉及小剂量流体的传送。

背景技术

[0002] 精确小计量控制在很多领域中都是关键性的,诸如,医药和流体与气体递送领域。

[0003] 在健康护理中,存在着开发所谓护理点(POC)设备的趋势,这种设备是小型设备,常常具有一次性部件,例如药筒,可作为大型昂贵分析设备的替代用于对患者的诊断和治疗中。

[0004] 这样的设备可以用于进行诊断测试,例如,以测量血液的细胞组分,并能够控制小剂量药物的递送。

[0005] 已经提出了几种方案用于体内药物计量控制。一个示例是Medimetrics(商标)的所谓智能药丸。这允许向胃肠道的目标区域的个体剂量调节的递送。例如,基于pH感测以及微型电动机移动柱塞的操作而执行药物递送。

[0006] 另一个示例是芯片上实验室设备,其提供局域化微流体药物递送。

[0007] US 2012/0078188公开了一种用于体内药物递送的药物递送系统,其中,向组织中植入流体线。线具有流体递送端口,将端口作为可控阀操作。端口被形成为金属网,其上提供电活性聚合物涂层。对电活性聚合物涂层的致动闭合网线之间的开口。

[0008] 已知的设备一般都是复杂的,并且它们不能对身体之内的剂量进行精确控制。在控制低流量时也有类似的困难。

[0009] 在微型化设备之内执行采样过程时也有困难。例如,期望能够周期性地对流体采样而不使传感器饱和。

[0010] 要指出的是,剂量控制、流动控制和采样是液体和气体所感兴趣的。此外,毫升范围中的剂量控制、流动控制和采样是医疗和非医疗应用中所感兴趣的。

[0011] 因此,希望具有可靠的流动控制设备用于流体递送或采样,其设计简单,能够被微型化。

发明内容

[0012] 本发明由权利要求定义。

[0013] 根据本发明一方面的示例,提供了一种流动控制设备,包括:

[0014] 电活性材料层和非可致动层的层状结构,所述电活性材料层具有静止状态和致动状态,所述电活性材料层处于所述致动状态和静止状态中的一种状态时包括具有相对平行表面的平面层,并且在所述表面中的一个上提供所述非可致动层;

[0015] 孔口的阵列,在所述电活性材料层中形成所述孔口的阵列,由此限定开孔平面电活性材料层,或在所述非可致动层中形成所述孔口的阵列,其中,孔口在静止状态和致动状态中的一个状态下开放,并且孔口在静止状态和致动状态中的另一个状态下闭合;

[0016] 电极装置,所述电极装置包括在所述平行表面上与所述电活性材料层接触的两个

固态电极,用于在所述静止状态和所述致动状态之间驱动所述电活性材料层;以及

[0017] 控制器,用于控制对所述电活性材料层的致动。

[0018] 这种设计提供了一种容易生产并微型化的层状结构。对电活性材料层的致动导致孔口开放和闭合,从而可以实现流动控制功能。层状结构包括结合在一起的至少两个层,它们优选地在未致动状态中是平面的。该两个层包括结合或以其他方式耦合在一起的底层和顶层。所述设备可以被制造成在低功率和低成本下对非常小量的液体提供非常精确的控制,并且操作安静。该设备可以被微型化到期望尺寸。

[0019] 在第一设计中,形成电活性材料层中孔口的阵列,并且非可致动层包括在孔口之间的位置处被提供在电活性材料层上方的加强元件的阵列。非可致动层在孔口位置处还具有开口,因此存在在孔口处形成的穿透通道。

[0020] 加强元件意味着,电活性材料的变形优先发生在孔口的位置处,使得它们可以开放和闭合。在这种设计中,电活性材料被形成为开孔膜。

[0021] 在第二设计中,在非可致动层中形成孔口的阵列,所述非可致动层包括区段的栅格,孔口包括栅格区段之间的空间。通过这种方式,由因为层状结构而承载它们的电活性材料层将栅格的元件移动到一起或分开。

[0022] 在这种第二设计中,也可以在电活性材料层中提供通道或开口。这些使得能够在设备的相对侧之间形成流动路径。

[0023] 孔口可以在静止状态中闭合。这意味着设备在没有控制信号时反转到安全阀门闭合设置。

[0024] 所述设备可以包括密封层,在至少孔口的内部开口周围提供所述密封层。这一密封层使得能够改善阀门闭合功能。

[0025] 所述设备可以包括适于通过设备的第一次致动而被破坏的可破坏外保护层。这样提供了在使用设备之前的保护功能。

[0026] 所述电活性材料层可以适于在被致动时平面内扩展或弯曲。弯曲功能可以用于提供泵送动作。例如,所述设备可以与容器结合地使用以形成封闭系统。然后将流动控制和泵送功能组合到一个设备中。

[0027] 所述流动控制设备可以用于各种应用中。

[0028] 第一示例是一种药物递送体系,包括:

[0029] 药物的贮存器;

[0030] 上文定义的流动控制设备;以及

[0031] 药物的所述贮存器与所述流动控制设备之间的流体连接。

[0032] 所述药物递送系统可以用于在内部向身体之内的特定位置递送药物。贮存器可以处于流动控制设备的位置,例如,它可以是具有由流动控制设备形成的外壁的腔室。备选地,贮存器可以距流动控制设备更远,在它们之间存在流体连接(例如,导管)。

[0033] 所述流动控制设备可以包括腔室,所述腔室具有由所述流动控制设备形成的第一面和由第二电活性材料致动器形成的第二面以提供泵送功能。通过这种方式,递送可以由第二电活性材料致动器主动泵送。然而,两个致动器可以共享公共致动信号。

[0034] 相反地,所述流动控制设备可以包括具有由流动控制设备形成的第一面的腔室,其中,电活性材料层适于在被致动时弯曲,以提供泵送功能。通过这种方式,单个致动器可

以提供孔口控制和泵送两者。

[0035] 第二示例是一种流体反应或混合系统,包括:

[0036] 一组不同流体的贮存器;

[0037] 在每个贮存器的流体输出处的上文定义的相应流动控制设备;以及

[0038] 在流动控制设备的输出处的共享混合贮存器。

[0039] 可以在不同时间向混合腔室提供不同贮存器中的不同流体,以提供受控化学功能。

[0040] 可以在共享混合腔室的入口和出口处提供流动控制阀。这使得能够形成闭合腔室,在其之内可以控制反应的发生。

[0041] 这种受控混合功能例如可以应用于培养设备中,其中,通过在流动控制设备两侧上培养细胞而实现双生物细胞层。这样的设备可以用于芯片上器官的领域中。

[0042] 第三示例是一种流体分析系统,包括:

[0043] 感测腔室;

[0044] 在所述腔室中安装的流体传感器;以及

[0045] 上文定义的流动控制设备,用于控制流体流入所述感测腔室中。

[0046] 所述流动控制设备执行采样功能,这样可以防止流体传感器的饱和。

[0047] 第四示例是一种流体过滤系统,包括:

[0048] 上文定义的流动控制设备,

[0049] 其中,所述控制器适于控制所述孔口尺寸,从而提供可调谐的颗粒过滤功能。

附图说明

[0050] 现在将参考附图描述本发明的示例,在附图中:

[0051] 图1示出了未夹紧的已知电活性聚合物设备;

[0052] 图2示出了由背衬层约束的已知电活性聚合物设备;

[0053] 图3示出了流动控制设备的第一示例,并示出了制造所述设备的步骤;

[0054] 图4示出了可以至少在图3的设备中的孔口的内部开口周围提供密封层;

[0055] 图5示出了包括流动控制设备的药物递送系统;

[0056] 图6示出了图5概念的变型,其中,流动控制设备的电活性材料层适于在被致动时弯曲;

[0057] 图7示出了流体反应或混合系统;

[0058] 图8示出了流体分析系统;

[0059] 图9示出了流动控制设备的备选示例;

[0060] 图10示出了类似于图9的设计,其中,在设备被致动时电活性材料层弯曲;

[0061] 图11是针对图9的设计的带有栅格元件的电活性材料层的顶视图;以及

[0062] 图12示出了细胞培养设备的示例。

具体实施方式

[0063] 本发明提供了一种包括电活性材料层和非可致动层的层状结构的流动控制设备。在各层中的一层形成孔口的阵列,其中,孔口在静止状态和致动状态中的一个状态下开放,

孔口在静止状态和致动状态中的另一个状态下闭合。对电活性材料层的致动导致孔口开放和闭合,从而可以实现流动控制功能。

[0064] 本发明利用了使用电活性材料 (EAM) 的控制设备。这是一类电响应材料领域之内的材料。在致动设备中实现时,对EAM施加电驱动信号可使它们改变尺寸和/或形状。这种效应可以用于致动和感测的目的。

[0065] 存在无机和有机EAM。

[0066] 特殊种类的有机EAM是电活性聚合物 (EAP)。电活性聚合物 (EAP) 是新兴的一类电响应材料。像EAM那样的EAP能够作为传感器或致动器工作,但可以更容易被制造成各种形状,允许容易地集成到各种系统中。EAP的其他优点包括低功率、小形状因数、柔性、无噪声操作和精确度、可能实现高分辨率、快速响应时间和循环致动。基于电致动,EAP设备可以用于需要部件或特征的少量运动的任何应用中。类似地,该技术可以用于感测较小的运动。使用EAP实现了以前不可能的功能,或者相对于常见传感器/致动器方案提供了很大优点,因为与常见致动器相比,在小体积或细形状因数中组合了较大变形和力。EAP还实现了无噪声操作、精确的电子控制、快速响应和大范围的可能致动频率,例如0-20kHz。

[0067] 作为EAM设备如何能够被构造并工作的示例,图1和2示出了针对EAP设备的两种可能操作模式,该EAP设备包括夹在电极4、6之间的电活性聚合物层8,电极在电活性聚合物层8的相对侧上。

[0068] 图1示出了没有被夹到载体层的设备。如图所示,使用电压使电活性聚合物层在所有方向上扩展。

[0069] 图2示出了被设计成仅在一个方向上扩展的设备。为此,图1的结构被夹持或附着到载体层10。使用电压使电活性聚合物层弯曲或拱曲。这种运动的性质源自在被致动时扩展的活性层和不扩展的被动载体层之间的交互。

[0070] 图3示出了流动控制设备的第一示例,并示出了制造该设备的步骤。

[0071] 图3A示出了电活性材料,特别是在未致动状态下的电活性聚合物的平面层30。左侧示出了该平面图,右侧示出了截面侧视图。该层30由未示出的电极驱动。还存在用于控制向电极施加驱动信号(即,驱动信号电平和定时)的控制器(图4中示意性示为42)。

[0072] 所述电极包括与层30的相对侧接触的第一和第二固体电极。所述该设备可在空气中使用,并且可以用于控制任何流体。例如,电极均包括由弹性导电材料形成的片状电极,所述弹性导电材料随着电活性聚合物一起变形。在电极层中可以有开口,与上述开口对应或大于上述开口。可以在形成电极之前或之后形成开口。优选地,在形成电极之后形成开口,以使它们形成在连续的平表面上,并且两侧上的电极保持分离。

[0073] 在优选示例中,电极被形成为极薄(并保形)的蒸镀金属涂层。例如,涂覆层30的整个表面。此后,在表面上沉积抗蚀剂并利用光通过掩模在局部照射,对抗蚀剂显影。去除显影的抗蚀剂。然后通过蚀刻,在要形成孔的位置处局部去除金属电极层。然后去除剩余抗蚀剂,从而实现基于常规光刻的沉积工艺。

[0074] 如果要在导电流体中使用膜,可以利用保形绝缘层覆盖电极层。这可以是例如喷涂或浸涂的聚合物涂层。在沉积之后可以干燥并固化涂层。

[0075] 还可以通过在电活性层30的表面上印刷导电层来形成保形的电极。被印刷的材料可以是柔性(保形的)聚合物-导电金属颗粒复合物。电极能够覆盖与孔和周围区域分开的

整个表面部分或者也可以是曲折图案。如果需要,可以在其上印刷绝缘聚合物。

[0076] 其他选项是丝网印刷或与局部蚀刻组合的电解质工艺。曲折结构可以同样用于支持变形。

[0077] 施加驱动电压以导致层30在平面内扩展,导致图3B所示的尺寸增大。初始尺寸被示为虚线32。例如,通过激光打孔或切割在该层中形成孔口34的阵列。在本示例中,所述孔口是大致圆形或椭圆形。然而,术语“孔口”意在具有更宽的含义,并且覆盖通过该层延伸的任何通道,包括条以及实际由正交条形成的栅格(从下文将变得更清晰)。

[0078] 在该示例中,电活性材料层30是打孔层。这意味着该层具有均匀的厚度和平面相对表面,但有一组孔口延伸穿过该层的厚度。优选地,这些孔口被形成成为穿过先前连续层的开口。如上所述,该层的平面性质有利于在相对表面上提供电极。

[0079] 可以通过EAP层和电极层的堆叠提供开口,或者可以在形成打孔层30之后将电极层提供为图案化层。

[0080] 非可致动层被结合到电活性材料层30。在图3的示例中,该非可致动层包括在孔口之间的位置处在电活性材料层上方提供的加强元件36的阵列。这在图3C中被示出。

[0081] 非可致动层因此可以占用总面积的相对较小比例,尤其是小于总面积的50%甚至小于25%。

[0082] 电活性材料可以是体积变化的材料,或者可以是不可压缩的材料,例如电介质弹性体。控制可以基于离子和场驱动的电活性聚合物(EAP),例如,如果需要能够实现快速致动速度(例如,<1秒)。

[0083] 非可致动层是可变形的,使得其遵循层状电活性材料层的变形。这种可变形能力是因为在离散隔离元件(和然后可能为刚性的那些元件)之间有开放空间,或者是因为非可致动层的材料自身是可变形的。

[0084] 加强元件36由相较于电活性材料刚度很大的材料形成。由于电活性材料的刚度强烈取决于所应用材料的类型(例如,从非常软的硅树脂到更硬的三聚合物),元件36可以由很宽范围的材料制成。元件36典型由聚合物制成,但金属或陶瓷也是可能的。

[0085] 可以应用填充的聚合物(为了提高刚度),用颗粒或纤维填充。聚酸亚胺(PI)是一个示例,它是刚性的,并广泛应用于电子设备中,并且能够例如被旋涂。其他选项包括尼龙(PA)、聚酯、聚醚酮(PEEK)、聚对苯二甲酸乙二酯(PET)、聚乙烯(PE)和聚碳酸酯(PC)。

[0086] 非可致动层可以是如图3所示的独立元件的阵列,或者其可以是异形衬底形式的单个图案化层。非可致动层还与致动状态下的电活性材料层进行层压。

[0087] 然后去除驱动电压。然后电活性材料层收缩到图3D中所示的状况。加强元件在孔口34周围产生压应力,这样使它们闭合。

[0088] 这种设计是常闭设计,在电活性材料层的静止状态下孔口闭合,并且致动状态下打开。通过控制致动电压,能够控制开口尺寸。

[0089] 常开设计也是可能的,在电活性材料层的静止状态下孔口开放,并且在致动状态下闭合。为此,在静止状态下形成孔口,并且在由加强元件致动期间约束横向扩展。结果,压应力将会建立,导致孔闭合。

[0090] 图4示出,可以至少在孔口34的内部开口周围提供密封层。例如,可以增加橡胶材料以防止流体(例如,气体或液体)泄露。该层40还可以对孔口开口或通过开口的流体提供

保护。

[0091] 孔口例如可以与电介质涂层对齐,以避免通过流经孔口的气体或液体放电。例如,可以通过将该层浸渍在涂层液体中并(如果必要)通过设备施加气压以重新打开完全闭合的孔来应用该涂覆。为了更好地控制孔直径,可以在涂覆之后重新将孔钻到期望尺寸。

[0092] 还可以例如在激光钻孔之后利用SiN层密封设备。该SiN则充当环境保护层,并将在第一次操作时由于电活性材料层的扩展而破裂。

[0093] 所述流动控制设备可以形成流体腔室的出口,控制该出口以允许流体进入腔室或离开腔室。

[0094] 图5示出了包括如上所述的形成腔室52的表面的流动控制设备50的药物递送系统。腔室52连接到药物的贮存器。该系统可以被嵌入到智能药丸中。

[0095] 图5还示出了一种选项,通过该选项,第二电活性材料致动器54形成腔室52的另一表面,以在挤出药物时使用。该流动控制设备因此包括腔室52,所述腔室具有由流动控制设备50形成的第一面和由第二电活性材料致动器54形成的第二面。左侧图像示出了流动控制设备50和第二致动器54两者的静止状态,右侧图像示出了流动控制设备50和第二致动器54两者的致动状态。可以使用相同的控制信号,从而在与打开流动控制设备50中的孔口的同时向第二致动器施加电压时,开始泵送动作。这简化了驱动电路并节省了空间。

[0096] 一旦致动停止,流体就不能从腔室52流出。通过控制电压,还可以控制开口尺寸。因此,可以控制所递送药物的量。

[0097] 可以在基板上组合若干这些药物递送元件。

[0098] 图6示出了同一概念的变型,其中,流动控制设备50的电活性材料层适于在被致动时弯曲,用于提供泵送功能。

[0099] 为了制造这种变型,通过施加电压致动电活性材料致动器,使其弯曲,然后在弯曲配置下钻孔。在去除驱动信号时,致动器拉直,并且之后孔闭合。单个电压控制弯曲动作以及设备中的孔口尺寸。

[0100] 通过使用也是膜的单一弯曲致动器,可以组合加压和流动控制的功能。

[0101] 可以组合如上所述的多个递送体系,用于混合化学物质或药物。

[0102] 图7示出了流体反应或混合系统。有一组不同流体的贮存器70a、70b、70c。每个贮存器通过如上所述的相应流动控制设备连接到共享的混合腔室72。在共享混合腔室72的入口和出口处还可以存在流动控制阀74、76。

[0103] 这种系统允许混合几种不同的化学物质或药物,可以在一定时间内在反应/混合腔室中提供它们。可以按顺序添加不同化学物质,并允许它们反应期望的时间,之后将最终产物传输到另一混合/反应腔室或外部。

[0104] 可以将这种系统实现为芯片上实验室,甚至实现在药丸中,它们能够在身体内实时制造药物。通过组合流动控制设备与相应的存储腔室,很多变体和系统都是可能的。

[0105] 图7的系统可以用作药丸中实验室系统。在阀门74、76打开的情况下,来自静脉的血液自由流经混合腔室72。然后通过激活阀门74、76来闭合混合腔室,阀门也可以被实现为电活性材料阀,例如,与上述流动控制设备的类型相同。然而,可以将单个开放阀门形成为例如MEM阀门设备。

[0106] 例如,如图7的底部图像所示,在限定的时间内,打开腔室70a的流动控制设备,在

另一时间内,打开腔室70b的流动控制设备。这样可以通过参考图5所示的方式向混合腔室中主动泵送流体。

[0107] 为了改善混合,可以提供额外的电活性材料致动器,其使混合腔室中的流体移动。

[0108] 存在适合这种功能的电活性材料致动器的很多可能设计和类型。一种选项是在混合腔室的壁中集成的电活性材料弯曲致动器。致动诱发湍流并促进流体移动以及在腔室内的混合。然后提供混合腔室中的柔性部分以适应致动期间的体积变化。两个弯曲致动器可以被集成在混合腔室的壁中(进行相反操作以维持恒定体积),或者可以使用一个弯曲致动器和一个柔性膜。

[0109] 可以在稍晚时间打开与腔室70c相关联的流动控制设备。在混合腔室中反应之后,再次打开阀门74、76,并且混合物能够流入血液中。

[0110] 图8示出了包括腔室中安装的感测腔室80和流体传感器82的流体分析系统。如上所述的流动控制设备84控制流体流入感测腔室中。因此,流动控制设备形成感测膜。

[0111] 感测膜由弹簧86悬挂。感测膜使得能够周期性地对流体(液体或气体)采样,并且因此避免传感器饱和。弹簧将膜固定在(图8的)上下方向中,但允许平面内扩展。图8示出了致动(开放孔)状态。

[0112] 感测膜是可切换的,使其实现阀的功能。感测膜也可以用作具有可调整孔口(即孔)尺寸的过滤器,其能够通过调整电活性材料驱动电压来过滤不同尺寸比例的特定物质。

[0113] 以上示例利用了打孔的电活性材料层。其他示例利用了用于提供孔口的独立层,以及连续或基本连续的电活性材料层。

[0114] 图9示出了流动控制设备的示例,其具有在包括区段94的栅格的非可致动层92中形成的孔口90的阵列。孔口包括栅格的区段94之间的空间。

[0115] 电活性材料层96则是连续层。

[0116] 在图9的左上部中,致动电活性材料层96未被致动,并且区段94彼此相邻定位。区段94在钉扎位置处被附着到电活性材料层96。在图9的右上部中,电活性材料层96处于致动状态,并且区段94相对于彼此偏移,生成缝隙状孔口90。

[0117] 流动需要通过或环绕电活性材料层。为此,可以在电活性材料层中或栅格区段中提供通道或开口。

[0118] 图9的下部示出了在横截面处电活性材料层的未致动和致动状态,其中通道98在电活性材料层中延伸。这种通道使得能够流经孔口。通过电活性材料层的局部更薄的区域形成通道,但也可以由栅格区段94的局部更薄区域形成。

[0119] 图示的装置充当常闭阀或膜,但也可以使用相反的配置。

[0120] 以上大部分示例基于电活性材料层在平面内的挠曲。然而,流动控制设备可以被设计成通过如上所述的弯曲而变形。

[0121] 图10示出了对应于图9那些的图像,其中,电活性材料层96具有用于在致动设备时生成弯曲的基础层100。

[0122] 区段94在其基础处连接在一起,孔口仅延伸通过未致动的层92,其中在未致动层中形成通道。

[0123] 在电活性材料层96未被致动时,区段94彼此相邻,并且最少的流体能够通过。在电活性材料层被致动时,因为基础层100不会扩展,结构将会发生弯曲。因此,如图右部所示,

诱发狭缝状孔口。

[0124] 对于通过未致动层的通道98的横截面而言,可以看出,形成了孔口开口。

[0125] 可以为电活性材料层和基础层提供孔,并且在这种情况下,不需要通道(但在层变形时,需要打开孔口)。备选地,可以省去基础层100,并可以在两侧夹住电活性材料层及其栅格元件,这也将会诱发弯曲。

[0126] 也可以夹住(即在两侧固定)具有膜的致动器以导致弯曲。为形状提供小的预弯曲的设计诱发致动器在朝右方向弯曲。

[0127] 图11是针对图9的平面设计的带有栅格元件的电活性材料层的顶视图。左图示出了未致动状态。中图示出了致动状态,右图示出了电活性材料层96。

[0128] 在本示例中,没有通道,但在电活性材料层中有孔110,因此流体能够通过孔口并能够流经设备的一般平面。

[0129] 例如,在线性扩展4%且基板元件的长度为500微米的情况下,在致动期间生成的狭缝宽度将是20微米。

[0130] 所述流动控制设备例如可以应用于培养设备中,其中,通过在设备两侧上培养细胞而实现双生物细胞层。孔口使得两个细胞层能够交互。具体而言,对于希望逐渐改变渗透性的研究而言,可调整的孔口(即孔隙)尺寸是有益的。这样例如可以模拟血管的渗透性变化或增大血管的刚度。这样一来,细胞层之一将模拟血管的内皮,而另一个细胞层将模拟组织。

[0131] 此外,孔口可以是初始闭合的,从而在允许两个细胞层经由开放状态中的孔口交互之前在每侧上生成铺满的细胞层。通过这种方式,第一层的细胞类型不会与第二层的细胞类型混合,反之亦然。

[0132] 除了逐渐调整孔口尺寸之外,膜的动态机械变形(拉伸)常常是模拟细胞的自然环境的必要功能,例如,动脉血管(脉动的血流)、心脏(泵送)或肺(呼吸)中的动态组织变形。可以利用同一致动器模拟叠加在逐渐变化孔口尺寸上的小的动态组织变形。

[0133] 图12示出了由两个腔室120、122形成的培养设备的示例。第一腔室120具有入口124和出口126,并且第二腔室122具有入口128和出口130。上述流动控制设备形成两个腔室之间的接口132,在完成一个或两个腔室中的适当细胞培养时,将其打开。由一对电极连接线134为接口132供电。

[0134] 根据电活性材料的类型,行程(扩展或收缩)可以显著不同。

[0135] 张弛振荡器型的电活性聚合物受到最精确的控制,为此可以有效地施加大约6%的应变。

[0136] 在上文基于打孔电活性聚合物层的设计中,孔周围的电活性聚合物层用于打开或闭合孔。这意味着有效表面的大约6%可以是孔,其余将是材料。

[0137] 为了闭合一个孔,上限可以是 $10 \times 10\text{mm}$ 的表面积。最大孔尺寸则是 $0.6 \times 0.6\text{mm}$ 。对于电介质EAP而言,孔面积可以大得多(因为扩展也大得多),但它们较不精确。

[0138] 在实践中,将应用更多的孔,例如每 cm^2 膜上有36个均为 0.01mm^2 的孔。

[0139] 控制精度由电活性材料致动器的精度等决定。滞后效应影响精度,但电重置功能能够解决这个问题。

[0140] 通常,根据电活性材料的质量,精度预计在1和10%之间,并且预期在将来几年中

向1%进展。

[0141] 可以采取若干措施以改善精度：

[0142] -可以通过机械方式固定结束位置；

[0143] -可以使用双稳态EAP设计；

[0144] -可以在设备上组装专用电容器或应变计来测量应变，并且成为测量和控制回路的部分。

[0145] 这些措施会实现低于1%的精度。

[0146] 孔的制造精度也将影响致动器和致动器之间的性能分散。每个设备的校准可以减小这种分散。

[0147] 芯片上器官应用中的典型膜尺度是大约10微米的厚度。可以提供0-5微米的未致动孔口直径，致动孔口直径为15-20微米。

[0148] 本发明关注的是流体分配，例如，口腔保健应用中的化学物质分配（控制）、皮肤保健应用中的洗液剂量控制、例如电子药丸或芯片上实验室中的药物剂量控制。

[0149] 还可以将其用于小体积化学物质/生物剂量控制，例如，用于在药筒或DNA构建装置中混合化学物质。

[0150] 可以将其用作例如针对PVD设备的气体或流体阀门。

[0151] 本发明还可以用于为传感器提供周期性采样。

[0152] 适用于EAP层的材料是已知的。电活性聚合物包括但不限于，子类：压电聚合物、机电聚合物、弛豫铁电聚合物、电致伸缩聚合物、电介质弹性体、液晶弹性体、缀合聚合物、离子聚合物金属复合物、离子凝胶和聚合物凝胶。

[0153] 子类电致伸缩聚合物包括，但不限于：

[0154] 聚偏二氟乙烯 (PVDF)、聚偏二氟乙烯-三氟乙烯 (PVDF-TrFE)、聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-氟氯乙烯 (PVDF-TrFE-CFE)、聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-三氟氯乙烯 (PVDF-TrFE-CTFE)、聚偏二氟乙烯-六氟丙烯 (PVDF-HFP)、聚氨酯或其混合物。

[0155] 子类电介质弹性体包括但不限于：

[0156] 丙烯酸酯、聚氨酯、硅酮。

[0157] 子类缀合聚合物包括但不限于：

[0158] 聚吡咯、聚-3,4-亚乙基二氧苯基、聚(p-苯硫醚)、聚苯胺。

[0159] 离子设备可以基于离子聚合物-金属复合物 (IPMC) 或缀合聚合物。离子聚合物-金属复合物 (IPMC) 是合成复合纳米材料，其在施加的电压或电场下表现出人造肌肉的行为。

[0160] 更详细而言，IPMC是像全氟磺酸树脂或全氟碳酸的离子聚合物，其表面经过化学镀或物理涂覆有导体，例如铂或金，或碳基电极。在施加的电压下，由于所施加的电压，离子跨越一条IPMC迁移并重新分布，导致弯曲变形。该聚合物是溶剂膨胀的离子交换聚合物膜。场导致阳离子与水一起行进到阴极侧。这导致亲水性簇的重新组织并且聚合物膨胀。阴极区域中的应变会使聚合物基质的其余部分受到应力，导致朝向阳极弯曲。反转所施加的电压会反转弯曲。

[0161] 如果电镀电极被布置成不对称配置，施加的电压可以诱发所有种类的变形，例如扭转、轧制、扭动、转动和不对称弯曲变形。

[0162] 在所有这些示例中，可以提供额外的无源层，用于响应于所施加的电场，影响EAP

层的电学和/或机械行为。

[0163] 每个单元的EAP层都可以被夹在电极之间。电极可以是可拉伸的,使得它们遵循EAP材料层的变形。适合电极的材料也是已知的,例如可以从包括金属薄膜的组中选择,例如,金、铜或铝,或有机导体,例如炭黑、碳纳米管、石墨烯、聚苯胺(PANI)、聚(3,4-乙烯二氧噻吩)(PEDOT),例如聚(3,4-乙烯二氧噻吩)聚(苯乙烯磺酸)(PEDOT:PSS)。还可以使用金属化聚酯膜,例如金属化聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET),例如,使用铝涂层。

[0164] 本发明可以应用于医疗和非医疗领域,例如,用于任何小尺度流体或气体控制部件(阀门、管路、泵)。

[0165] 如上所述,各实施例利用了控制器。可以通过众多方式,利用软件和/或硬件实现控制器,以执行各种所需的功能。处理器是控制器的一个示例,其采用一个或多个可以使用软件(例如,微代码)编程的微处理器以执行所需功能。然而,控制器可以利用或不用处理器实现,并且可以实现为执行一些功能的专用硬件和执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和关联电路)的组合。

[0166] 可以在本公开的各实施例中采用的控制器部件的示例包括但不限于,常规微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0167] 在各种实施方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质相关联,例如,诸如RAM、PROM、EPROM和EEPROM的易失性和非易失性计算机存储器。存储介质可以编写有一个或多个程序,当在一个或多个处理器和/或控制器上执行程序时,执行所需的功能。各种存储介质可以固定于处理器或控制器之内,或者可以是可转移的,从而可以向处理器或控制器中加载其上存储的一个或多个程序。

[0168] 通过研究附图、公开和所附权利要求,所公开实施例的其他变化可以被本领域技术人员在实践所主张发明期间理解和实现。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”不排除多个。在相互不同的从属权利要求中提到特定措施的简单事实不表示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为限制范围。

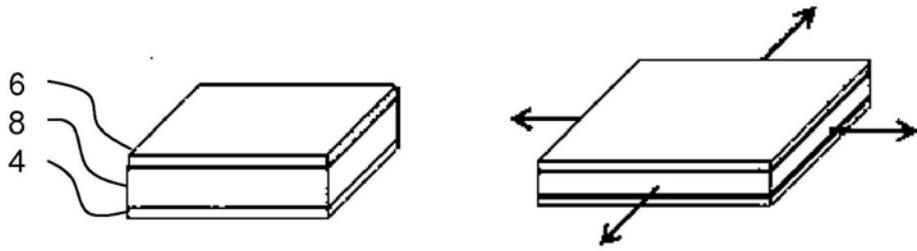


图1

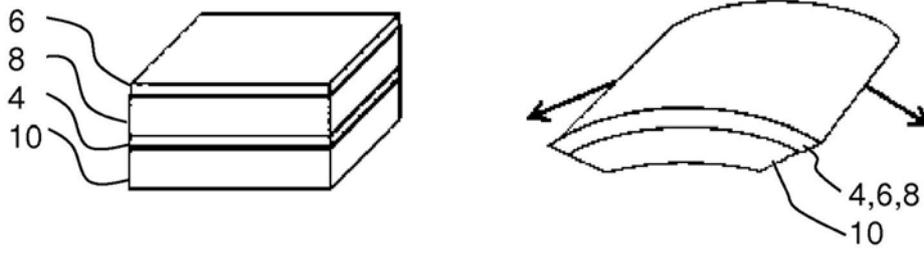


图2

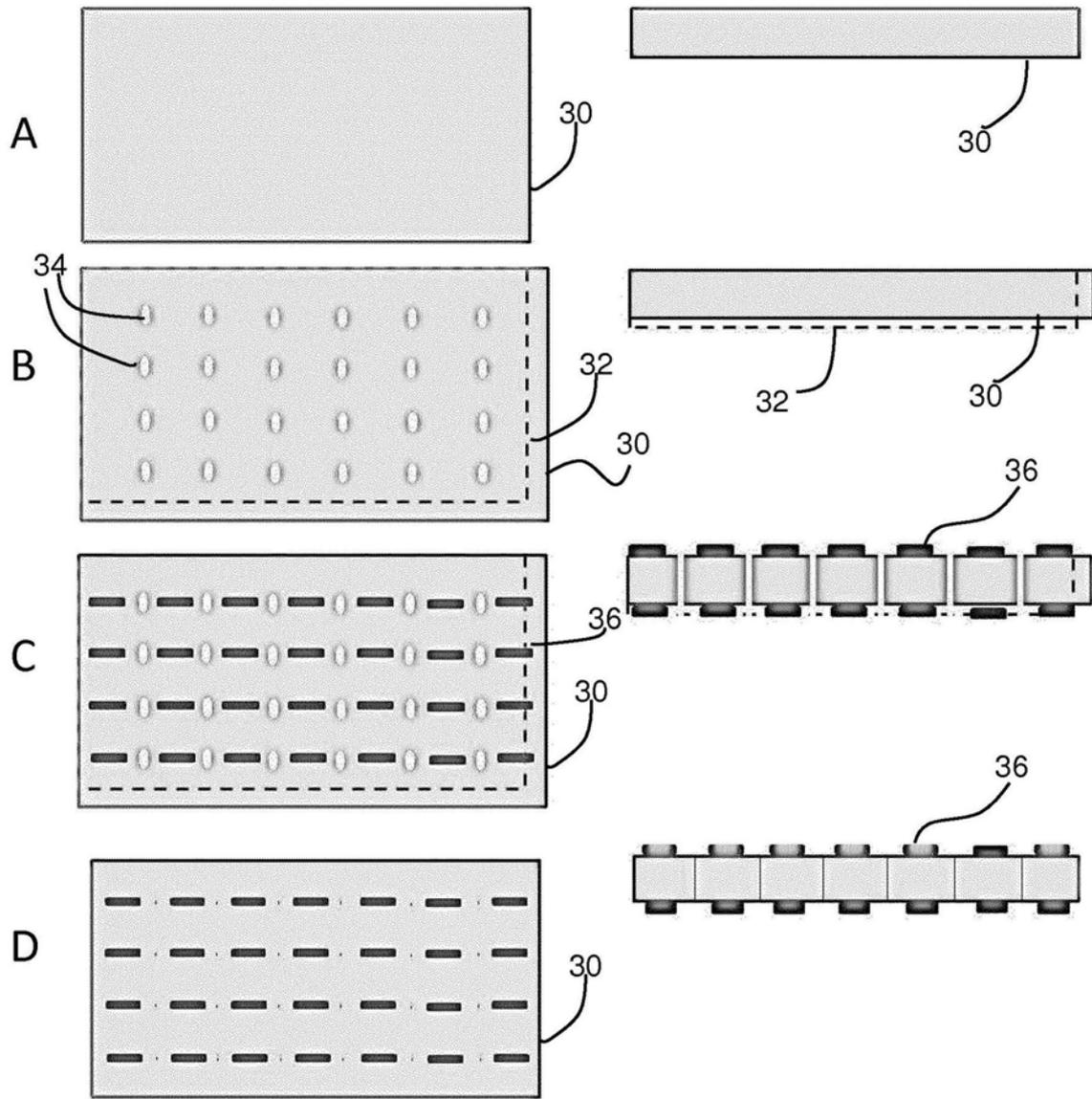


图3

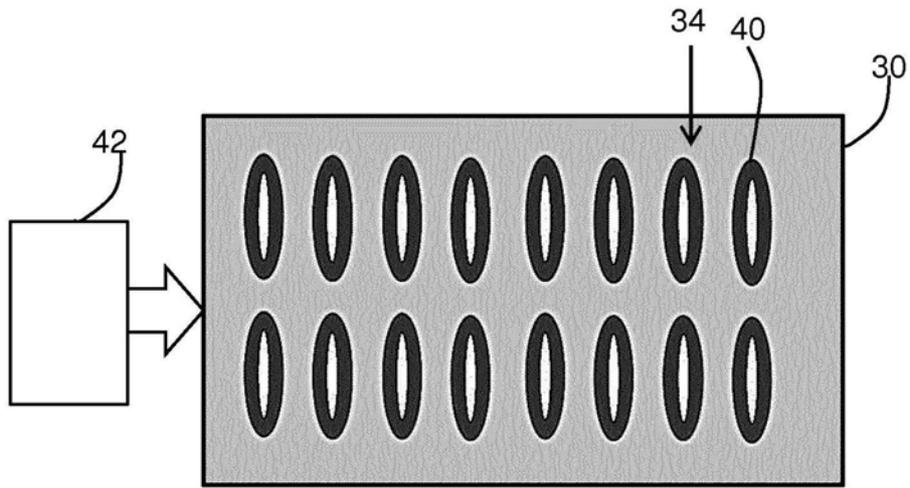


图4

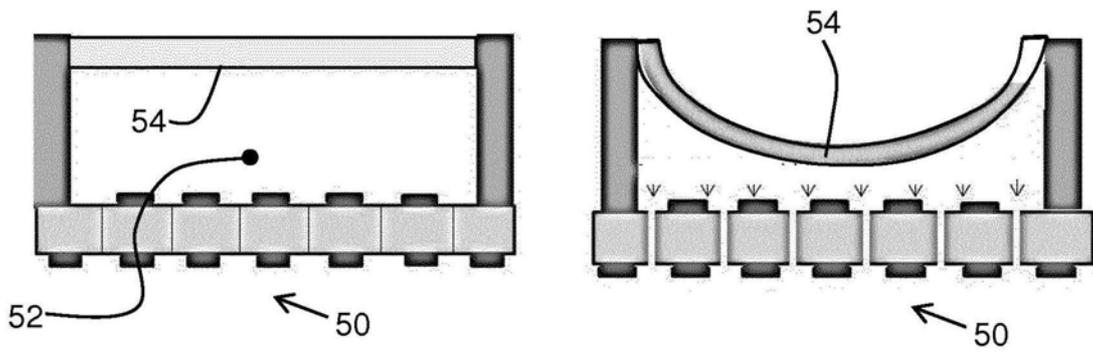


图5

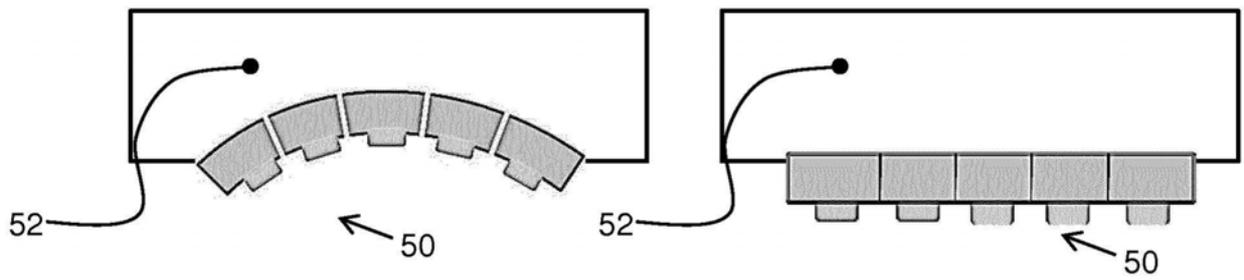


图6

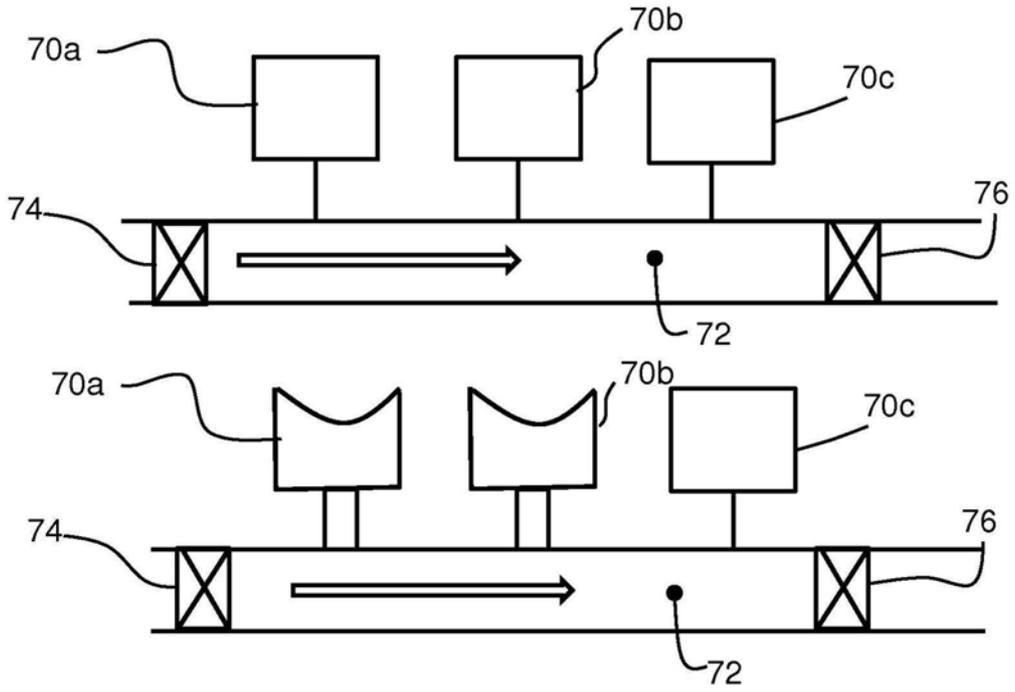


图7

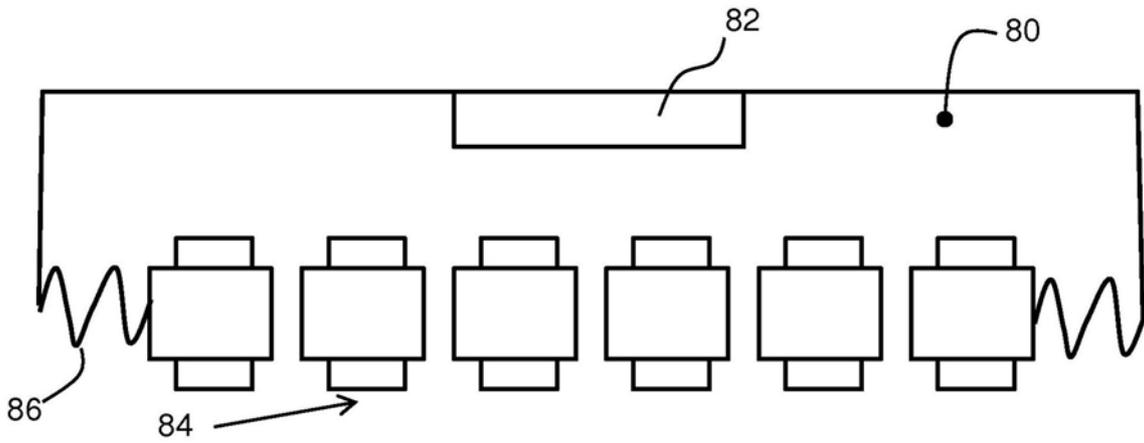


图8

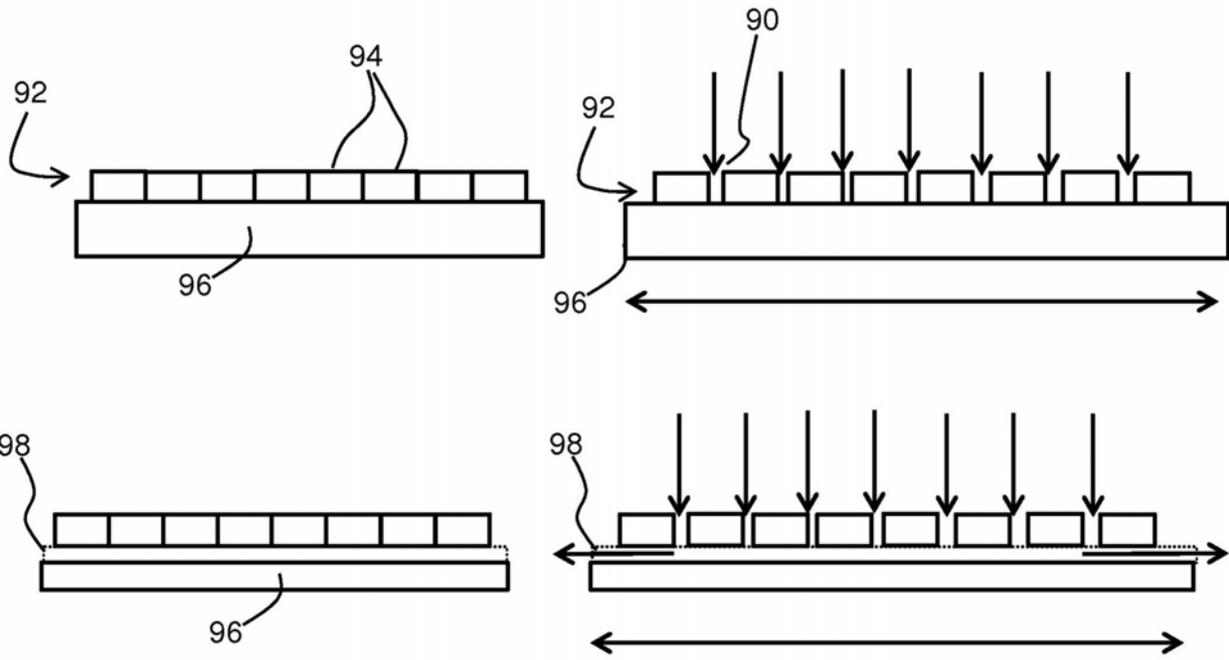


图9

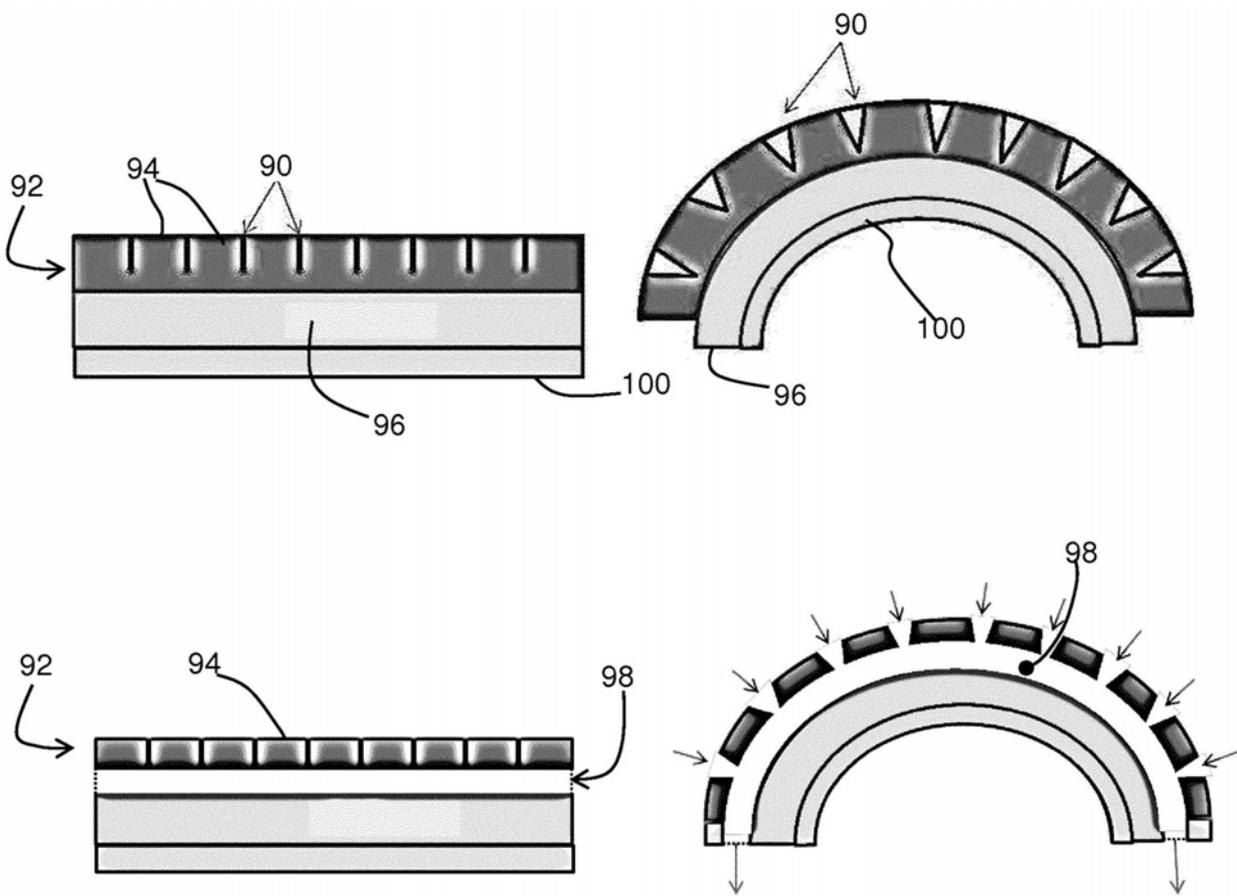


图10

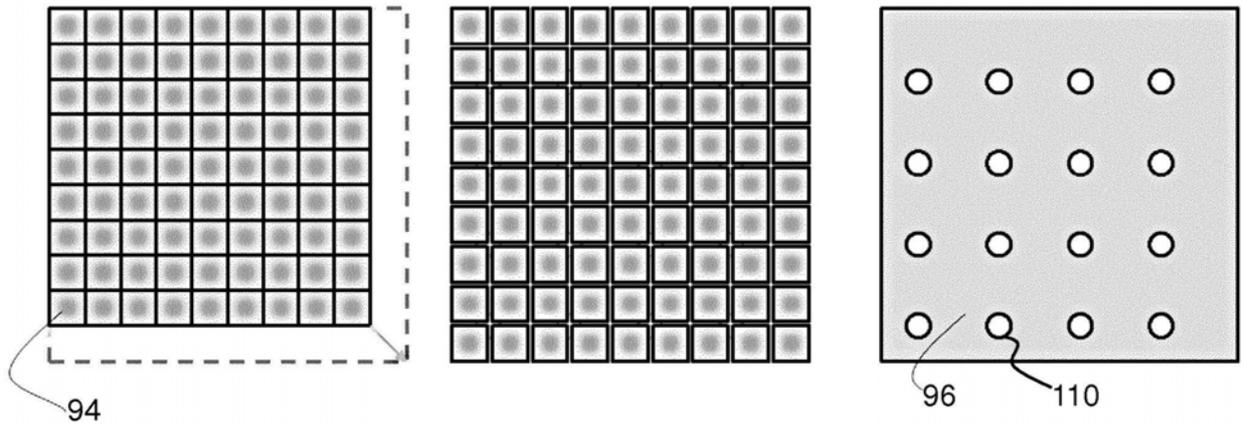


图11

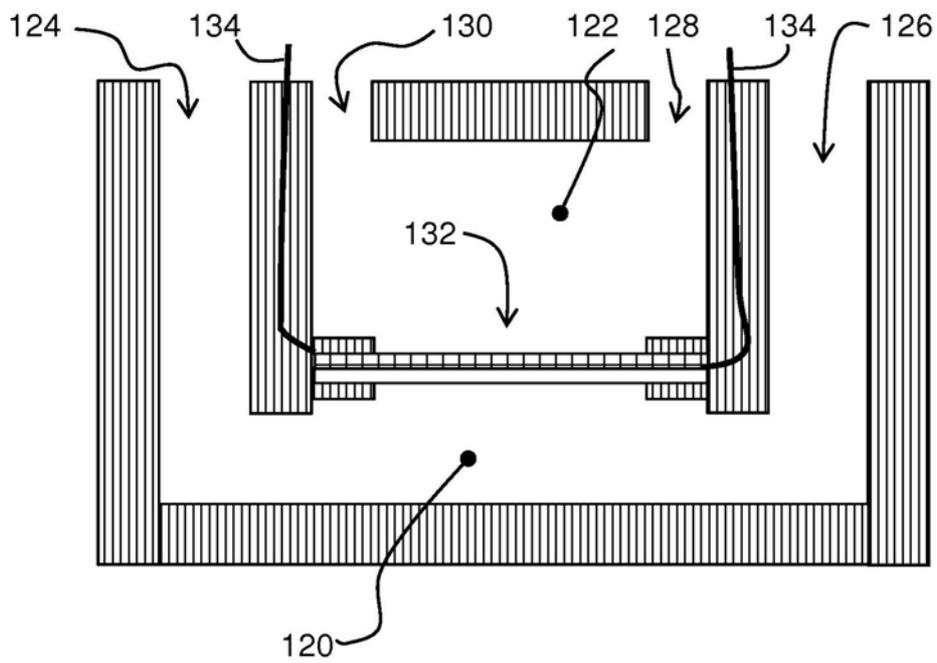


图12