



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104302913 B

(45)授权公告日 2017.03.01

(21)申请号 201380023713.3

(22)申请日 2013.04.15

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104302913 A

(43)申请公布日 2015.01.21

(30)优先权数据

2012-121794 2012.05.29 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.11.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/061188 2013.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/179789 JA 2013.12.05

(73)专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

地址 日本京都

(72)发明人 佐野佳彦 小椋敏彦 小林达矢

山下佑辉 土居由树 角田亘

(74)专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理

有限责任公司 11290

代理人 鹿屹 李雪春

(51)Int.Cl.

F04B 45/047(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

(56)对比文件

WO 2011/145544 A1, 2011.11.24,

US 2011/0079299 A1, 2011.04.07,

JP 特開2004-353638 A, 2004.12.16,

US 2009/0232683 A1, 2009.09.17,

US 4587974 A, 1986.05.13,

审查员 方贵灵

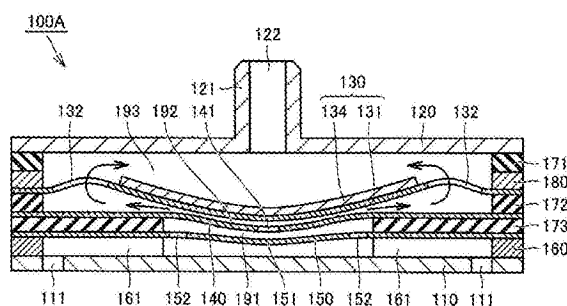
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

压电泵和具有该压电泵的血压信息测量装置

(57)摘要

本发明提供压电泵和具有该压电泵的血压信息测量装置。该压电泵(100A)包括:驱动器(130),包括压电元件(134)和振动板(131);第一隔膜(140),设置有第一连通孔(141),并与驱动器(130)相对配置;泵室(192),由位于驱动器(130)和第一隔膜(140)之间的空间构成;以及第二隔膜(150),与第一隔膜(140)相对配置。在第二隔膜(150)的与第一连通孔(141)相对的部分上设置有对置壁部(151),该对置壁部(151)抑制借助第一连通孔(141)导入泵室(192)内的流体借助该第一连通孔(141)向吸入侧倒流。



1. 一种压电泵,从所述压电泵的吸入口吸入流体,并通过喷出口将吸入的流体喷出,所述压电泵的特征在于包括:

驱动器,包括压电元件和组装所述压电元件的振动板,通过共振驱动所述压电元件而使所述驱动器振动;

喷出室,形成在振动板的一侧,所述喷出室形成有所述喷出口;

第一隔膜,设置有使流体流通的第一连通孔,并配置在所述振动板的与所述一侧相反的另一侧,伴随所述驱动器的振动而振动;

泵室,面对所述喷出室,并形成在所述驱动器和位于所述振动板的所述另一侧的所述第一隔膜之间的空间中,通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,所述泵室借助所述第一连通孔从位于所述振动板的所述另一侧的所述吸入口导入流体,并且通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧位移,所述泵室朝向所述喷出室导出流体;

倒流抑制部,抑制借助所述第一连通孔导入所述泵室内的流体借助所述第一连通孔朝向所述吸入口倒流;以及

第二隔膜,从所述第一隔膜观察时,所述第二隔膜在所述驱动器所在侧的相反侧与所述第一隔膜相对配置,伴随所述第一隔膜的振动而振动,

所述倒流抑制部由对置壁部构成,所述对置壁部设置在所述第二隔膜的与所述第一连通孔相对的部分上。

2. 根据权利要求1所述的压电泵,其特征在于,所述第二隔膜由比所述第一隔膜难以弯曲变形的构件构成。

3. 根据权利要求1或2所述的压电泵,其特征在于,

在所述第二隔膜的周围部分设置有使流体流通的第二连通孔,所述周围部分位于所述第二隔膜的设置有所述对置壁部的部分的外侧,

通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,借助所述第二连通孔和所述第一连通孔将流体从吸入侧导入所述泵室。

4. 一种压电泵,从所述压电泵的吸入口吸入流体,并通过喷出口将吸入的流体喷出,所述压电泵的特征在于包括:

驱动器,包括压电元件和组装所述压电元件的振动板,通过共振驱动所述压电元件而使所述驱动器振动;

喷出室,形成在振动板的一侧,所述喷出室形成有所述喷出口;

第一隔膜,设置有使流体流通的第一连通孔,并配置在所述振动板的与所述一侧相反的另一侧,伴随所述驱动器的振动而振动;

泵室,面对所述喷出室,并形成在所述驱动器和位于所述振动板的所述另一侧的所述第一隔膜之间的空间中,通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,所述泵室借助所述第一连通孔从位于所述振动板的所述另一侧的所述吸入口导入流体,并且通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧位移,所述泵室朝向所述喷出室导出流体;

倒流抑制部,抑制借助所述第一连通孔导入所述泵室内的流体借助所述第一连通孔朝向所述吸入口倒流;以及

薄膜状的阀体,所述阀体在所述第一隔膜的面向所述驱动器的部分上组装成覆盖所述第一连通孔,封闭所述第一连通孔或使所述第一连通孔敞开,

所述倒流抑制部由所述阀体构成，

通过使所述阀体的周向边缘中的一部分不与所述第一隔膜连接，而使所述阀体作为止回阀发挥功能。

5. 一种压电泵，从所述压电泵的吸入口吸入流体，并通过喷出口将吸入的流体喷出，所述压电泵的特征在于包括：

驱动器，包括压电元件和组装所述压电元件的振动板，通过共振驱动所述压电元件而使所述驱动器振动；

喷出室，形成在振动板的一侧，所述喷出室形成有所述喷出口；

第一隔膜，设置有使流体流通的第一连通孔，并配置在所述振动板的与所述一侧相反的另一侧，伴随所述驱动器的振动而振动；

泵室，面对所述喷出室，并形成在所述驱动器和位于所述振动板的所述另一侧的所述第一隔膜之间的空间中，通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移，所述泵室借助所述第一连通孔从位于所述振动板的所述另一侧的所述吸入口导入流体，并且通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧位移，所述泵室朝向所述喷出室导出流体；

倒流抑制部，抑制借助所述第一连通孔导入所述泵室内的流体借助所述第一连通孔朝向所述吸入口倒流；以及

薄膜状的阀体，所述阀体在所述第一隔膜的面向所述驱动器的部分上组装成覆盖所述第一连通孔，封闭所述第一连通孔或使所述第一连通孔敞开，

所述倒流抑制部由所述阀体构成，

通过在所述阀体的一部分上形成狭缝，而使所述阀体作为止回阀发挥功能。

6. 一种血压信息测量装置，其特征在于，包括权利要求1至5中任意一项所述的压电泵，并将所述压电泵用作对压迫生物体的压迫用流体袋进行加压的加压泵。

压电泵和具有该压电泵的血压信息测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及通过使用压电元件来吸入流体并喷出该流体的压电泵和具有该压电泵的血压信息测量装置,该血压信息测量装置将该压电泵用作对压迫用流体袋进行加压的加压泵。

背景技术

[0002] 测量受验者的血压信息在掌握受验者健康状态方面非常重要。近年来,例如作用被广泛认可的收缩压、舒张压作为有助于脑血管疾病、心功能不全和心肌梗塞等心血管系统疾病的风险解析的代表性指标,但并不限于测量收缩压、舒张压,还尝试通过测量受验者的脉搏波来检测心脏负荷、动脉硬化程度等。

[0003] 血压信息测量装置测量上述各种血压信息中的至少一种,被期待于能更有效地应用在循环系统疾病的早期发现、预防和治疗等领域。另外,血压信息广泛地包括表示收缩压、舒张压、平均血压值、脉搏波、脉搏和动脉硬化程度的各种指标等以及循环系统的各种信息。

[0004] 一般来说,在血压信息的测量中利用血压信息测量装置用袖带(以下仅称为袖带)。在此,袖带是指包含压迫用流体袋的带状或环状的结构件,能够佩戴在生物体的一部分上,通过将气体或液体等流体注入上述压迫用流体袋的内部,使压迫用流体袋膨胀来压迫动脉,从而应用于血压信息的测量。

[0005] 通常,在血压信息测量装置中,作为对压迫用流体袋进行加压或减压的加减压机构设置有加压泵和排气阀。其中,加压泵用于对压迫用流体袋进行加压,以往通常使用电动泵。

[0006] 但是近年来,适合于吸入空气等压缩性流体并将其喷出的小型压电泵已经实用化,并研究将该压电泵用作血压信息测量装置的加压泵。

[0007] 具有各种结构的上述压电泵,其中一种压电泵通过将压电元件组装在振动板上构成驱动器,并将设置有使流体流通的连通孔的隔膜与该驱动器相对配置,通过对压电元件进行共振驱动而使振动板振动,从而使驱动器和隔膜之间的空间作为泵室发挥功能,由此,成为能够进行泵动作的结构。

[0008] 该结构的压电泵通过使驱动器朝向隔膜所在侧的相反侧位移,将流体借助上述连通孔从吸入侧导入泵室内,此后,通过使驱动器朝向隔膜所在侧位移,将流体从泵室向喷出侧导出。

[0009] 另外,作为公开了上述结构的压电泵的文献,例如具有国际公开第2011/145544号说明书(专利文献1)等。

[0010] 专利文献1:国际公开第2011/145544号说明书

[0011] 但是,上述结构的压电泵存在如下问题:当使驱动器朝向隔膜所在侧位移时(即泵室进行喷出动作时),位于泵室的流体的一部分借助设置在隔膜上的连通孔朝向吸入侧倒流(泄漏)。因产生该流体的倒流,上述结构的压电泵的加压能力自身存在限度。

[0012] 因此,当将上述结构的压电泵用作血压信息测量装置的加压泵时产生如下问题:用于对压迫用流体袋进行加压的加压力不足,以及将压迫用流体袋加压到规定压力所需的时间较长,其结果难以在短时间进行测量。

发明内容

[0013] 为了解决上述问题,本发明的目的在于提供加压效率良好的高压力且大流量的压电泵,并且本发明目的还在于提供即使将压电泵用作加压泵时也不会产生压迫用流体袋的加压力不足并能够在短时间进行测量的血压信息测量装置。

[0014] 基于本发明的压电泵从外部吸入流体,并将吸入的流体向外部喷出,其包括:驱动器,包括压电元件和组装所述压电元件的振动板,通过共振驱动所述压电元件而使所述驱动器振动;喷出室,形成在振动板的一侧,所述喷出室形成有所述喷出口;第一隔膜,设置有使流体流通的第一连通孔,并配置在所述振动板的与所述一侧相反的另一侧,伴随所述驱动器的振动而振动;泵室,面对所述喷出室,并形成在所述驱动器和位于所述振动板的所述另一侧的所述第一隔膜之间的空间中,通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,所述泵室借助所述第一连通孔从位于所述振动板的所述另一侧的所述吸入口导入流体,并且通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧位移,所述泵室朝向所述喷出室导出流体;倒流抑制部,抑制借助所述第一连通孔导入所述泵室内的流体借助所述第一连通孔朝向所述吸入口倒流;以及第二隔膜,从所述第一隔膜观察时,所述第二隔膜在所述驱动器所在侧的相反侧与所述第一隔膜相对配置,伴随所述第一隔膜的振动而振动,所述倒流抑制部由对置壁部构成,所述对置壁部设置在所述第二隔膜的与所述第一连通孔相对的部分上。

[0015] 在基于上述本发明的压电泵中,优选的是,所述第二隔膜由比所述第一隔膜难以弯曲变形的构件构成。

[0016] 在基于上述本发明的压电泵中,优选的是,在所述第二隔膜的周围部分设置有使流体流通的第二连通孔,所述周围部分位于所述第二隔膜的设置有所述对置壁部的部分的外侧。此时,通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,借助所述第二连通孔和所述第一连通孔将流体从吸入侧导入所述泵室。

[0017] 基于本发明的另一压电泵从外部吸入流体,并将吸入的流体向外部喷出,其包括:驱动器,包括压电元件和组装所述压电元件的振动板,通过共振驱动所述压电元件而使所述驱动器振动;喷出室,形成在振动板的一侧,所述喷出室形成有所述喷出口;第一隔膜,设置有使流体流通的第一连通孔,并配置在所述振动板的与所述一侧相反的另一侧,伴随所述驱动器的振动而振动;泵室,面对所述喷出室,并形成在所述驱动器和位于所述振动板的所述另一侧的所述第一隔膜之间的空间中,通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,所述泵室借助所述第一连通孔从位于所述振动板的所述另一侧的所述吸入口导入流体,并且通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧位移,所述泵室朝向所述喷出室导出流体;倒流抑制部,抑制借助所述第一连通孔导入所述泵室内的流体借助所述第一连通孔朝向所述吸入口倒流;以及薄膜状的阀体,所述阀体在所述第一隔膜的面向所述驱动器的部分上组装成覆盖所述第一连通孔,封闭所述第一连通孔或使所述第一连通孔敞开,所述倒流抑制部由所述阀体构成,通过使所述阀体的周向边缘中的一部分不与所述第

一隔膜连接,而使所述阀体作为止回阀发挥功能。

[0018] 基于本发明的又一压电泵从外部吸入流体,并将吸入的流体向外部喷出,其包括:驱动器,包括压电元件和组装所述压电元件的振动板,通过共振驱动所述压电元件而使所述驱动器振动;喷出室,形成在振动板的一侧,所述喷出室形成有所述喷出口;第一隔膜,设置有使流体流通的第一连通孔,并配置在所述振动板的与所述一侧相反的另一侧,伴随所述驱动器的振动而振动;泵室,面对所述喷出室,并形成在所述驱动器和位于所述振动板的所述另一侧的所述第一隔膜之间的空间中,通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧的相反侧位移,所述泵室借助所述第一连通孔从位于所述振动板的所述另一侧的所述吸入口导入流体,并且通过使所述驱动器朝向所述第一隔膜所在侧位移,所述泵室朝向所述喷出室导出流体;倒流抑制部,抑制借助所述第一连通孔导入所述泵室内的流体借助所述第一连通孔朝向所述吸入口倒流;以及薄膜状的阀体,所述阀体在所述第一隔膜的面向所述驱动器的部分上组装成覆盖所述第一连通孔,封闭所述第一连通孔或使所述第一连通孔敞开,所述倒流抑制部由所述阀体构成,通过在所述阀体的一部分上形成狭缝,而使所述阀体作为止回阀发挥功能。

[0019] 本发明还提供一种血压信息测量装置,其包括基于上述本发明的压电泵,并将所述压电泵用作对压迫生物体的压迫用流体袋进行加压的加压泵。

[0020] 按照本发明,可以得到加压效率良好的高压且大流量的压电泵,并且能够得到即使将压电泵用作加压泵时也不会产生压迫用流体袋的加压力不足且能够在短时间内进行测量的血压信息测量装置。

附图说明

[0021] 图1是表示本发明实施方式1的血压计的外观结构的立体图。

[0022] 图2是表示本发明实施方式1的血压计的功能模块构成的图。

[0023] 图3是表示本发明实施方式1的血压计的动作流程的图。

[0024] 图4是表示本发明实施方式1的压电泵的断面示意图。

[0025] 图5是表示本发明实施方式1的压电泵的分解立体图。

[0026] 图6是用于说明本发明实施方式1的压电泵的动作的断面示意图。

[0027] 图7是用于说明本发明实施方式1的压电泵的动作的断面示意图。

[0028] 图8是用于说明本发明实施方式1的压电泵的动作的断面示意图。

[0029] 图9是本发明实施方式2的压电泵的断面示意图。

[0030] 图10是本发明实施方式2的压电泵的第一隔膜的立体图。

[0031] 图11是用于说明本发明实施方式2的压电泵的动作的放大断面示意图。

[0032] 图12是用于说明本发明实施方式2的压电泵的动作的放大断面示意图。

[0033] 图13是本发明实施方式2的变形例的压电泵的第一隔膜的立体图。

[0034] 图14是用于说明本发明实施方式2的变形例的压电泵的动作的放大断面示意图。

[0035] 图15是用于说明本发明实施方式2的变形例的压电泵的动作的放大断面示意图。

[0036] 附图标记说明

[0037] 1血压计;10主体;20控制部;21显示部;22存储部;23操作部;24电源部;30压迫用空气系统组件;31加压泵;32排气阀;33压力传感器;34加压泵驱动电路;35排气阀驱动电

路;36振荡电路;40袖带;41外部封装罩;42压迫用空气袋;50空气管;100A、100B压电泵;110吸入侧罩;111吸入口;120喷出侧罩;121喷出部;122喷出口;130驱动器;131振动板;132连通部;134压电元件;140第一隔膜;141第一连通孔;142A、142B阀体;143连接部;144狭缝;150第二隔膜;151对置壁部;152第二连通孔;160吸入通道形成板;161吸入通道;171第一间隔件;172第二间隔件;173第三间隔件;180供电板;181供电端子;191吸入室;192泵室;193喷出室。

具体实施方式

[0038] 下面参照附图,对本发明的实施方式进行详细说明。在如下所述的实施方式中,作为血压信息测量装置举例说明了所谓上臂式血压计,该上臂式血压计构成为通过将袖带佩戴于受验者的上臂而使用,能够测量受验者的收缩压和舒张压。另外,在如下所述的实施方式中,相同或共通的部分在图中采用相同的附图标记,并省略了其说明。

[0039] (实施方式1)

[0040] 图1是表示本发明实施方式1的血压计的外观结构的立体图,图2是表示本实施方式的血压计的功能模块构成的图。首先,参照上述图1和图2,对本实施方式的血压计1的结构进行说明。

[0041] 如图1所示,本实施方式的血压计1包括主体10、袖带40和空气管50。主体10具有箱状的框体,在主体10的上表面上具有显示部21和操作部23。主体10在测量时放置在桌子等的承载面上来使用。袖带40整体具有大体环状的形状,主要具有呈带状且袋状的外部封装罩41和内置于该外部封装罩41的作为压迫用流体袋的压迫用空气袋42。袖带40在测量时通过卷绕并佩戴于受验者的上臂而使用。空气管50连接以分离方式构成的主体10和袖带40。

[0042] 如图2所示,主体10除了具有上述显示部21和操作部23,还具有控制部20、存储部22、电源部24、加压泵31、排气阀32、压力传感器33、加压泵驱动电路34、排气阀驱动电路35和振荡电路36。加压泵31、排气阀32和压力传感器33相当于血压计1所具有的压迫用空气系统组件30,特别是加压泵31和排气阀32相当于加减压机构,该加减压机构用于对压迫用空气袋42的内压进行加压或减压。

[0043] 压迫用空气袋42用于在佩戴状态下压迫上臂,在压迫用空气袋42的内部具有空间。压迫用空气袋42借助上述空气管50与作为上述压迫用空气系统组件30的加压泵31、排气阀32和压力传感器33分别连接。由此,通过驱动加压泵31使压迫用空气袋42被加压而膨胀,并且通过控制作为排出阀的排气阀32的驱动,维持压迫用空气袋42的内压或对其内压进行减压而使其收缩。

[0044] 控制部20例如由CPU(Central Processing Unit中央处理单元)构成,用于整体控制血压计1。显示部21例如由LCD(Liquid Crystal Display液晶显示器)构成,用于显示测量结果等。存储部22例如由ROM(Read-Only Memory只读存储器)、RAM(Random-Access Memory随机存取存储器)构成,用于存储程序和测量结果等,该程序用于使控制部20执行血压值测量的处理步骤。操作部23用于接收由受验者等进行的操作,并将来自外部的命令输入控制部20和电源部24。电源部24用于向控制部20供电。

[0045] 控制部20将用于驱动加压泵31和排气阀32的控制信号分别输入加压泵驱动电路34和排气阀驱动电路35,或者是将作为测量结果的血压值输入显示部21和存储部22。此外,

控制部20包括血压信息取得部(未图示),该血压信息取得部基于由压力传感器33检测出的压力值取得受验者的血压值,并且控制部20将由上述血压信息测量部取得的血压值作为测量结果输入上述显示部21和存储部22。另外,血压计1也可以另外设置输出部,该输出部将作为测量结果的血压值输出到外部的设备(例如PC(Personal Computer个人计算机)、打印机等)。作为输出部例如能够使用串行通信线路和向各种记录介质进行写入的装置等。

[0046] 加压泵驱动电路34基于从控制部20输入的控制信号来控制加压泵31的动作。排气阀驱动电路35基于从控制部20输入的控制信号来控制排气阀32的开关动作。加压泵31通过向压迫用空气袋42的内部提供空气而对压迫用空气袋42的内压(以下也称为“袖带压”)进行加压,并且利用上述加压泵驱动电路34来控制加压泵31的动作。排气阀32用于维持压迫用空气袋42的内压、或使压迫用空气袋42的内部向外部敞开而对袖带压进行减压,利用上述排气阀驱动电路35来控制排气阀32的动作。压力传感器33检测压迫用空气袋42的内压,并且将与该内压对应的输出信号输入振荡电路36。振荡电路36生成与压力传感器33的静电容量对应的振荡频率的信号,并将生成的信号输入控制部20。

[0047] 图3是表示本实施方式的血压计的动作流程的图。接着,参照上述图3,对本实施方式的血压计1的动作流程进行说明。另外,按照图3所示的流程图的程序预先存储在上述存储部22内,控制部20通过从存储部22读取并执行上述程序,来执行上述处理。

[0048] 当测量血压值时,预先将袖带40卷绕佩戴于受验者的上臂。在这种状态下,如果对设置在主体10上的操作部23进行操作而使血压计1的电源导通,则从电源部24向控制部20供电而驱动控制部20。如图3所示,在驱动控制部20之后,控制部20首先进行血压计1的初始化(步骤S1)。

[0049] 接着,控制部20等待测量开始指令,如果对操作部23进行操作而输入测量开始指令,则控制部20使排气阀32关闭,并开始驱动加压泵31,从而使压迫用空气袋42的袖带压逐渐上升(步骤S2)。

[0050] 在对上述压迫用空气袋42进行加压的过程中,控制部20以公知的步骤计算出最高血压和最低血压(步骤S3)。具体地说,在使压迫用空气袋42的袖带压上升的过程中,控制部20根据从振荡电路36得到的振荡频率取得袖带压,并抽出与取得的袖带压层叠的脉搏波信息。并且控制部20基于抽出的脉搏波信息计算出上述血压值。

[0051] 在步骤S3中,如果计算出血压值,则控制部20通过停止驱动加压泵31并打开排气阀32,来完全排出压迫用空气袋42内的空气(步骤S4),并且使显示部21显示作为测量结果的血压值,且将该血压值存储在存储部22内(步骤S5)。

[0052] 此后,控制部20等待电源断开指令并结束动作。另外,以上说明的测量方式基于在压迫用空气袋42加压时检测脉搏波的所谓加压测量方式,但是也可以采用在压迫用空气袋42减压时检测脉搏波的所谓减压测量方式。

[0053] 在此,在本实施方式中,具体地说,加压泵31由后述的压电泵100A(参照图4等)构成,加压泵驱动电路34由压电元件驱动电路构成,该压电元件驱动电路控制压电泵100A所具有的压电元件134(参照图4等)的驱动。下面,对本实施方式的压电泵100A进行详细说明。

[0054] 图4是本实施方式的压电泵的断面示意图,图5是本实施方式的压电泵的分解立体图。首先,参照上述图4和图5,对本实施方式的压电泵100A的结构进行说明。

[0055] 如图4所示,压电泵100A具有:吸入口111,设置在吸入侧;喷出口122,设置在喷出

侧;以及流道,设置成连通上述吸入口111和喷出口122。压电泵100A利用后述的泵室192的作用,借助吸入口111从外部向流道内吸入作为流体的空气,并且借助喷出口122将吸入的空气从流道向外部喷出,从而压送空气。

[0056] 如图4和图5所示,压电泵100A通过层叠并连接薄板状或薄膜状的各种构件而构成,其包括吸入侧罩110、喷出侧罩120、驱动器130、第一隔膜140、第二隔膜150、吸入通道形成板160、第一至第三间隔件171、172、173和供电板180。

[0057] 吸入侧罩110由金属制的薄板构成,该金属制的薄板例如由铜、铜合金或不锈钢等构成,吸入侧罩110在靠向外周的规定位置上具有上述吸入口111。吸入侧罩110的厚度例如为0.5mm左右。

[0058] 喷出侧罩120由金属制的薄板构成,该金属制的薄板例如由不锈钢等构成,喷出侧罩120在中央位置上具有设置有上述喷出口122的管状的喷出部121。喷出侧罩120的厚度在未形成有上述喷出部121的部分上例如为0.2mm左右。

[0059] 驱动器130由振动板131和组装于该振动板131的压电元件134构成。

[0060] 振动板131由金属制的薄板构成,该金属制的薄板例如由不锈钢等构成。该振动板131包括:圆盘状的台座部,位于中央部且组装有压电元件134;板簧部,设置成包围该台座部;以及外周部,位于该板簧部的外侧。在此,通过在振动板131上设置规定形状的切口而形成板簧部,因此,振动板131具有通过设置该切口而呈开口形状的连通部132。另外,振动板131兼用作与压电元件134连接的一个电极。振动板131的厚度例如为0.2mm左右。

[0061] 压电元件134例如由呈高压电性的锆钛酸铅(PZT)构成,并与上述振动板131的台座部连接。压电元件134的厚度例如为0.1mm左右。

[0062] 第一隔膜140由薄膜构成,该薄膜例如由磷青铜或铍铜等构成,第一隔膜140在中央位置上具有第一连通孔141。第一隔膜140的厚度例如为0.05mm~0.1mm左右。

[0063] 第二隔膜150由薄膜构成,该薄膜例如由磷青铜或铍铜等构成,第二隔膜150在中央位置上具有对置壁部151,并且在比中央部靠向外周的规定位置上具有第二连通孔152。即,第二连通孔152设置在周围部分上,该周围部分位于设置有对置壁部151的部分的外侧。第二隔膜150的厚度例如为0.05mm~0.1mm左右。

[0064] 吸入通道形成板160由薄板构成,该薄板例如由磷青铜构成,吸入通道形成板160在包含中央部的部分上具有用于确定吸入通道161的规定形状的开口部。吸入通道形成板160的厚度例如为0.25mm左右。

[0065] 第一至第三间隔件171、172、173分别由绝缘性的薄板或薄膜构成,在中央部具有用于确定压电泵100A的内部空间的规定形状的开口部。第一间隔件171例如由环氧玻璃制的薄板构成,其厚度例如为0.2mm左右。第二、第三间隔件172、173例如由双面胶或通过涂布环氧树脂制的粘接剂而形成的涂布膜构成,其厚度例如都为0.02mm~0.05mm左右。

[0066] 供电板180由薄板构成,该薄板例如由磷青铜构成。供电板180在中央部具有用于确定压电泵100A的内部空间的规定形状的开口部,并且具有向该开口部的内侧延伸设置的供电端子181。供电端子181与压电元件134连接,是成为另一个电极的部分。供电板180的厚度例如为0.05mm左右。

[0067] 通过依次层叠并连接上述吸入侧罩110、吸入通道形成板160、第二隔膜150、第三间隔件173、第一隔膜140、第二间隔件172、驱动器130、供电板180、第一间隔件171和喷出侧

罩120,而构成压电泵100A。

[0068] 由此,如图4所示,在压电泵100A中,通过从吸入侧朝向喷出侧依次相互分开并层叠配置吸入侧罩110、第二隔膜150、第一隔膜140、驱动器130和喷出侧罩120,在上述构件之间形成有构成上述流道的吸入通道161、吸入室191、泵室192和喷出室193。

[0069] 更具体地说,吸入侧罩110和第二隔膜150被吸入通道形成板160隔开,利用由上述吸入侧罩110、第二隔膜150和吸入通道形成板160确定的空间构成吸入通道161。

[0070] 第二隔膜150和第一隔膜140被第三间隔件173隔开,利用由上述第二隔膜150、第一隔膜140和第三间隔件173确定的空间构成吸入室191。

[0071] 第一隔膜140和驱动器130被第二间隔件172隔开,利用由上述第一隔膜140、驱动器130和第二间隔件172确定的空间构成泵室192。

[0072] 驱动器130和喷出侧罩120被供电板180和第一间隔件171隔开,利用由上述驱动器130、喷出侧罩120、供电板180和第一间隔件171确定的空间构成喷出室193。

[0073] 此外,借助设置在第二隔膜150上的第二连通孔152连通吸入通道161和吸入室191,并且借助设置在第一隔膜140上的第一连通孔141连通吸入室191和泵室192。此外,借助设置在振动板131上的连通部132连通泵室192和喷出室193。

[0074] 根据以上内容,由压电泵100A压送的气体从吸入侧朝向喷出侧依次经过吸入口111、吸入通道161、第二连通孔152、吸入室191、第一连通孔141、泵室192、连通部132、喷出室193和喷出口122。

[0075] 在此,设置在第一隔膜140上的第一连通孔141与驱动器130的中央位置相对配置。驱动器130的中央位置成为驱动器130振动时的振动腹点(振幅最大的点)的部分,第一隔膜140的设置第一连通孔141的中央位置也成为第一隔膜140振动时的振动腹点的部分。

[0076] 此外,设置在第二隔膜150上的对置壁部151与第一隔膜140的设置第一连通孔141的中央位置相对配置。如上所述,第一隔膜140的设置第一连通孔141的中央位置成为第一隔膜140振动时的振动腹点的部分,第二隔膜150的设置对置壁部151的中央位置也成为第二隔膜150振动时的振动腹点的部分。

[0077] 图6至图8是用于说明本实施方式的压电泵的动作的断面示意图。下面参照上述图6至图8,说明本实施方式的压电泵100A的动作。

[0078] 图6和图8都表示驱动器130朝向喷出侧位移的状态(即泵室192进行吸入动作的状态),图7表示驱动器130朝向吸入侧位移的状态(即泵室192进行喷出动作的状态)。在此,为了便于理解,在图6和图8中,把流道中流通的气体的流动区分为吸入侧和喷出侧,并在不同的图中进行了图示,而实际上同时进行上述的吸入侧和喷出侧的气体的流动。

[0079] 当驱动压电泵100A时,向压电元件134施加交变电压。由此,压电元件134被共振驱动,如图6至图8所示,交替反复变形为朝向喷出侧凸起的位移状态和朝向吸入侧凸起的位移状态。另外,施加的交变电压的频率例如为数kHz~数十kHz左右,但是优选的是以包含振动板131的驱动器130整体的共振频率附近的频率来进行驱动。

[0080] 伴随该压电元件134的变形,振动板131也伴随其变形而变形。其结果,驱动器130整体振动,并且以朝向喷出侧(即第一隔膜140所在侧的相反侧)位移的状态和朝向吸入侧(即第一隔膜140所在侧)位移的状态反复的方式进行振动。

[0081] 伴随上述驱动器130的振动,第一隔膜140接受泵室192的压力变动而振动。即,第

一隔膜140以朝向喷出侧位移的状态和朝向吸入侧位移的状态反复的方式进行振动。此时,由于第一隔膜140因上述泵室192的压力变动而振动,所以以相对于驱动器130的振动仅具有微小相位滞后(即相位差)的方式进行振动。

[0082] 伴随上述第一隔膜140的振动,第二隔膜150接受吸入室191的压力变动而振动。即,第二隔膜150以朝向喷出侧位移的状态和朝向吸入侧位移的状态反复的方式进行振动。此时,由于第二隔膜150因上述吸入室191的压力变动而振动,所以以相对于第一隔膜140的振动仅具有微小相位滞后(即相位差)的方式进行振动。

[0083] 根据以上内容,通过使驱动器130和第一隔膜140位移,在泵室192内产生容积变动,该泵室192的容积变动成为驱动力而使泵室192进行泵动作。

[0084] 具体地说,如图6所示,通过使驱动器130朝向喷出侧位移,泵室192的容积增加,伴随于此,泵室192的内压减少而产生负压。由此,借助吸入口111、吸入通道161、第二连通孔152、吸入室191和第一连通孔141将空气从外部导入泵室192内。

[0085] 接着,如图7所示,通过使驱动器130朝向吸入侧位移,泵室192的容积减少,伴随于此,泵室192的内压增加而产生正压。由此,位于泵室192内的空气在泵室192内朝向外侧移动,并且借助连通部132向喷出室193导出。

[0086] 接着,如图8所示,再次通过使驱动器130向喷出侧位移,喷出室193的容积减少,伴随于此,喷出室193的内压增加而产生正压。由此,位于喷出室193内的空气借助喷出口122向外部喷出。

[0087] 在此,如上所述,在驱动器130向吸入侧位移的图7所示的状态下,位于泵室192内的空气的一部分借助设置在第一隔膜140上的第一连通孔141朝向吸入侧倒流(漏气)会成为实现加压能力提高的障碍。

[0088] 但是,在本实施方式的压电泵100A中,由于在与第一连通孔141相对的部分上设置有具有对置壁部151的第二隔膜150,该对置壁部151作为倒流抑制部发挥功能,从而能够有效地抑制产生上述倒流。

[0089] 即,在图7所示的状态下,第一隔膜140和第二隔膜150都处于向吸入侧位移的状态,但是基于上述相位差,第一隔膜140的设置第一连通孔141的部分和第二隔膜150的设置对置壁部151的部分之间的距离缩小。因此,因空气的粘性使该部分的流动阻力增大,对置壁部151对第一连通孔141发挥所谓节流阀的功能。

[0090] 因此,抑制了空气从泵室192向吸入侧倒流,从而实现了提高加压能力。

[0091] 此外,可以考虑与上述结构不同的如下方式:通过不设置第二隔膜150而是尽可能地将吸入侧罩110配置成接近第一隔膜140,在驱动器130朝向吸入侧位移的状态下,在第一隔膜140的设置第一连通孔141的部分和吸入侧罩110之间的部分处,使流动阻力增大来防止倒流。

[0092] 但是,当构成为上述方式时,由于在第一隔膜140从朝向吸入侧最大位移的状态刚刚开始向喷出侧位移之后的状态下(即泵室192刚刚从喷出动作转移至吸入动作之后的状态下),处于该部分的流动阻力依然较大的状态,所以吸入能力下降,其结果,存在加压能力下降的问题。

[0093] 对此,在本实施方式的压电泵100A中,在第一隔膜140从朝向吸入侧最大位移的状态刚刚开始向喷出侧位移之后的状态下,基于上述相位差,第一隔膜140的设置第一连通

孔141的部分和第二隔膜150的设置的对置壁部151的部分之间的距离急剧扩大。因此,该部分的流动阻力急剧增大,吸入能力不会下降,与上述的倒流抑制相互作用而大幅提高加压能力。

[0094] 如上所述,利用本实施方式的压电泵100A,能够抑制位于泵室192的空气的一部分朝向吸入侧倒流,从而可以得到加压效率良好的高压力且大流量的压电泵。因此,利用本实施方式的血压计1,可以得到不会发生压迫用空气袋42的加压力不足且能够在短时间内进行测量的血压计。

[0095] 另外,优选第二隔膜150由比第一隔膜140难以弯曲变形的构件构成。按照这种结构,在第一隔膜140朝向吸入侧最大位移的状态下,第一隔膜140的设置的第一连通孔141的部分和第二隔膜150的设置的对置壁部151的部分之间的距离进一步缩小。

[0096] 因此,如果采用该结构,则进一步有效地抑制空气从泵室192朝向吸入侧倒流,从而能够进一步提高加压能力。另外,为了使第二隔膜150比第一隔膜140难以弯曲变形,例如只要适当地调整其材质和厚度等即可。

[0097] (实施方式2)

[0098] 图9是本发明实施方式2的压电泵的断面示意图,图10是本实施方式的压电泵的第一隔膜的立体图。首先,参照上述图9和图10,说明本实施方式的压电泵100B的结构。另外,与上述实施方式1的情况相同,本实施方式的压电泵100B在血压计1中也用作对压迫用空气袋42进行加压的加压泵31。

[0099] 如图9所示,在将压电泵100B与上述实施方式1的压电泵100A进行比较时,其不同点在于,压电泵100B不具备第二隔膜150,并且作为倒流抑制部具有薄膜状的阀体142A来代替设置在第二隔膜150上的对置壁部151。

[0100] 如图9和图10所示,阀体142A在第一隔膜140的面向驱动器130的部分上组装成覆盖第一连通孔141。如图10所示,在作为阀体142A的周向边缘的一部分的连接部143处,阀体142A例如通过粘接等方式与第一隔膜140连接,并且阀体142A的周向边缘的剩余部分未与第一隔膜140连接。阀体142A能够封闭第一连通孔141或使其敞开,从而作为止回阀发挥功能。

[0101] 图11和图12是用于说明本实施方式的压电泵的动作的放大断面示意图。接着,参照上述图11和图12,说明本实施方式的压电泵100B的动作。

[0102] 如图11和图12所示,在本实施方式的压电泵100B中,也与上述实施方式1的情况相同,伴随驱动器130振动,第一隔膜140以朝向喷出侧位移的状态和朝向吸入侧位移的状态反复的方式进行振动。

[0103] 如图11所示,在第一隔膜140朝向喷出侧位移的状态下,利用第一隔膜140的变形和泵室192的容积增大而产生负压,伴随于此,阀体142A以朝向喷出侧凸起的方式变形。由此,上述非连接部处,阀体142A和第一隔膜140之间产生间隙,借助该间隙和第一连通孔141将空气导入泵室192内。

[0104] 另一方面,如图12所示,在第一隔膜140朝向吸入侧位移的状态下,利用第一隔膜140的变形和泵室192的容积减少而产生正压,伴随于此,成为将阀体142A朝向第一隔膜140按压的状态。由此,通过使阀体142A与第一隔膜140紧密接触来封闭上述间隙,从而抑制了空气从泵室192朝向吸入侧倒流(漏气)。

[0105] 因此,按照本实施方式的压电泵100B,与上述实施方式1的情况相同,能够抑制位于泵室192内的空气的一部分朝向吸入侧倒流,从而能够得到加压效率良好的高压力且大流量的压电泵。

[0106] 图13是本实施方式的变形例的压电泵的第一隔膜的立体图,图14和图15是用于说明本变形例的压电泵的动作的放大断面示意图。下面参照上述图13至图15,对本变形例的压电泵进行说明。

[0107] 如图13至图15所示,本变形例的压电泵具有与上述本实施方式的压电泵100B形状不同的阀体142B。阀体142B在第一隔膜140的面向驱动器130的部分上组装成覆盖第一连通孔141,并且在阀体142B的规定位置上具有X形的狭缝144。此外,阀体142B在设置于其全周的连接部143处,例如利用粘接等方式与第一隔膜140连接。阀体142B能够封闭第一连通孔141或使其敞开,从而作为止回阀发挥功能。

[0108] 如图14所示,在第一隔膜140朝向喷出侧位移的状态下,利用第一隔膜140的变形和泵室192的容积增大而产生负压,伴随于此,阀体142B变形为朝向喷出侧凸起。由此,阀体142B在设置有上述狭缝144的部分处产生间隙,借助该间隙和第一连通孔141将空气导入泵室192内。

[0109] 另一方面,如图15所示,在第一隔膜140朝向吸入侧位移的状态下,利用第一隔膜140的变形和泵室192的容积减少而产生正压,伴随于此,成为将阀体142B朝向第一隔膜140按压的状态。由此,通过使阀体142B与第一隔膜140紧密接触来封闭上述间隙,从而抑制了空气从泵室192朝向吸入侧倒流。

[0110] 因此,在采用本变形例所示的结构时,也能够得到与采用上述本实施方式所示的结构时相同的效果。另外,设置在阀体142B上的狭缝144的形状除了上述的X形以外,可以是I形、H形、U形等。

[0111] 在上述的本发明的实施方式及其变形例中,举例说明了在振动板的喷出侧的主表面上组装压电元件而构成的压电泵,但是当然也可以在振动板的吸入侧的主表面上组装压电元件。

[0112] 此外,在上述的本发明的实施方式及其变形例中,举例说明了将吸入口和喷出口设置在压电泵的上表面和下表面、且压电泵的上表面和下表面沿着驱动器主表面的法线方向设置的情况,但是上述吸入口和喷出口的形成位置没有特别限定,可以将吸入口和喷出口中的一方或双方设置在压电泵的周向侧面,也可以将吸入口和喷出口一同设置在上述上表面和上述下表面中的一方。

[0113] 此外,在上述的本发明的实施方式及其变形例中,举例说明了压送的流体为空气的情况,但是本发明的适用对象并不限于此,压送的流体也可以是空气以外的气体或液体等。

[0114] 此外,上述的本发明的实施方式及其变形例中表示的特征结构能够根据需要相互组合。

[0115] 此外,在上述的本发明的实施方式及其变形例中,作为血压信息测量装置举例说明了测量收缩压、舒张压等血压值的上臂式血压计,但是本发明除此之外,也可以应用于手腕式血压计或足式血压计,还可以应用于能测量脉搏波或脉搏、以AI(Augmentation Index 增强指数)值为代表的表示动脉硬化程度的指标、平均血压值、氧饱和度等的血压信息测量

装置。

[0116] 如上所述,本发明的上述实施方式都是举例说明,而并不用于限定本发明。本发明的技术范围由权利要求来确定,并包含与权利要求等同的内容以及在权利要求范围内的任意变更。

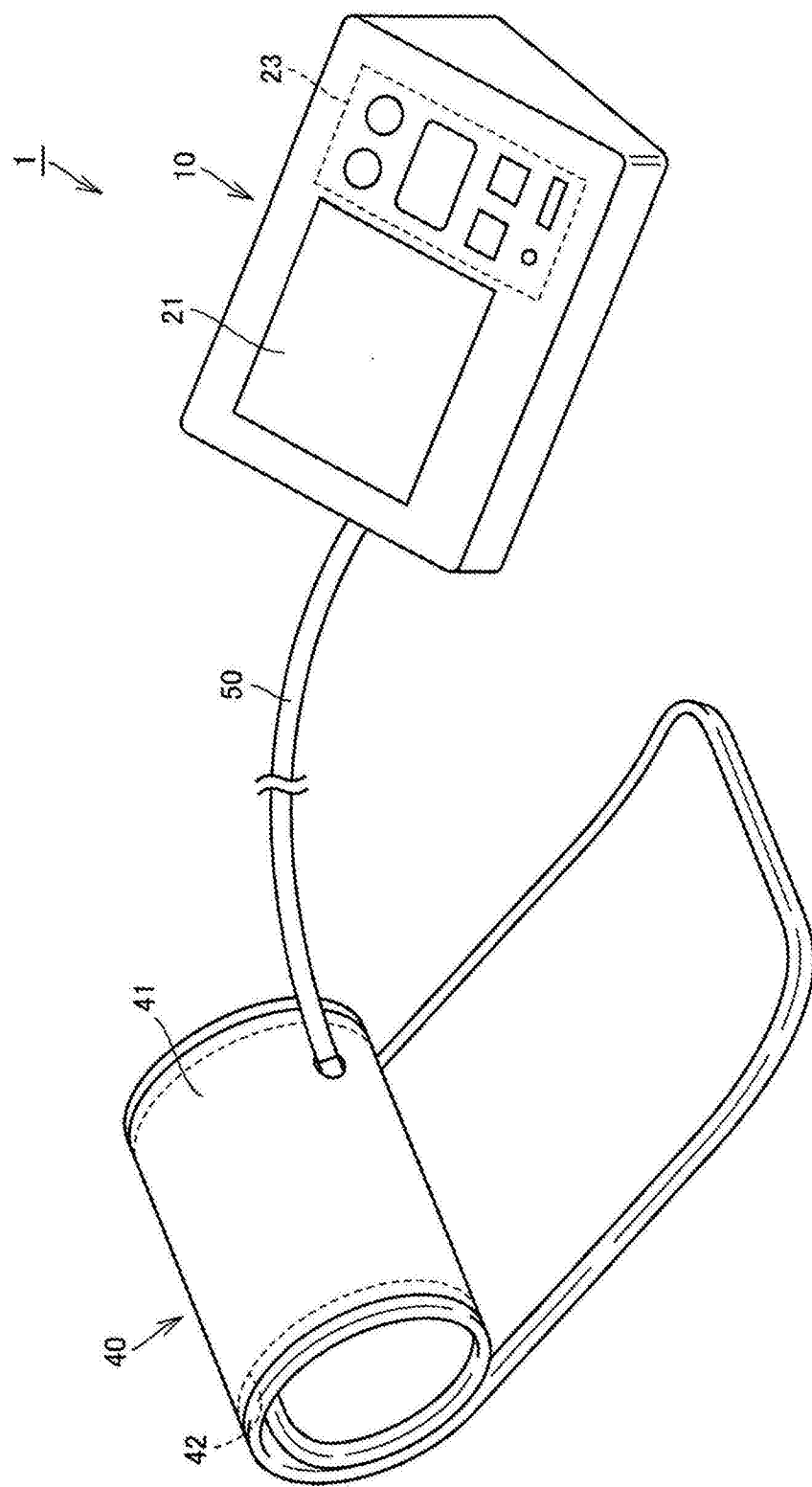


图1

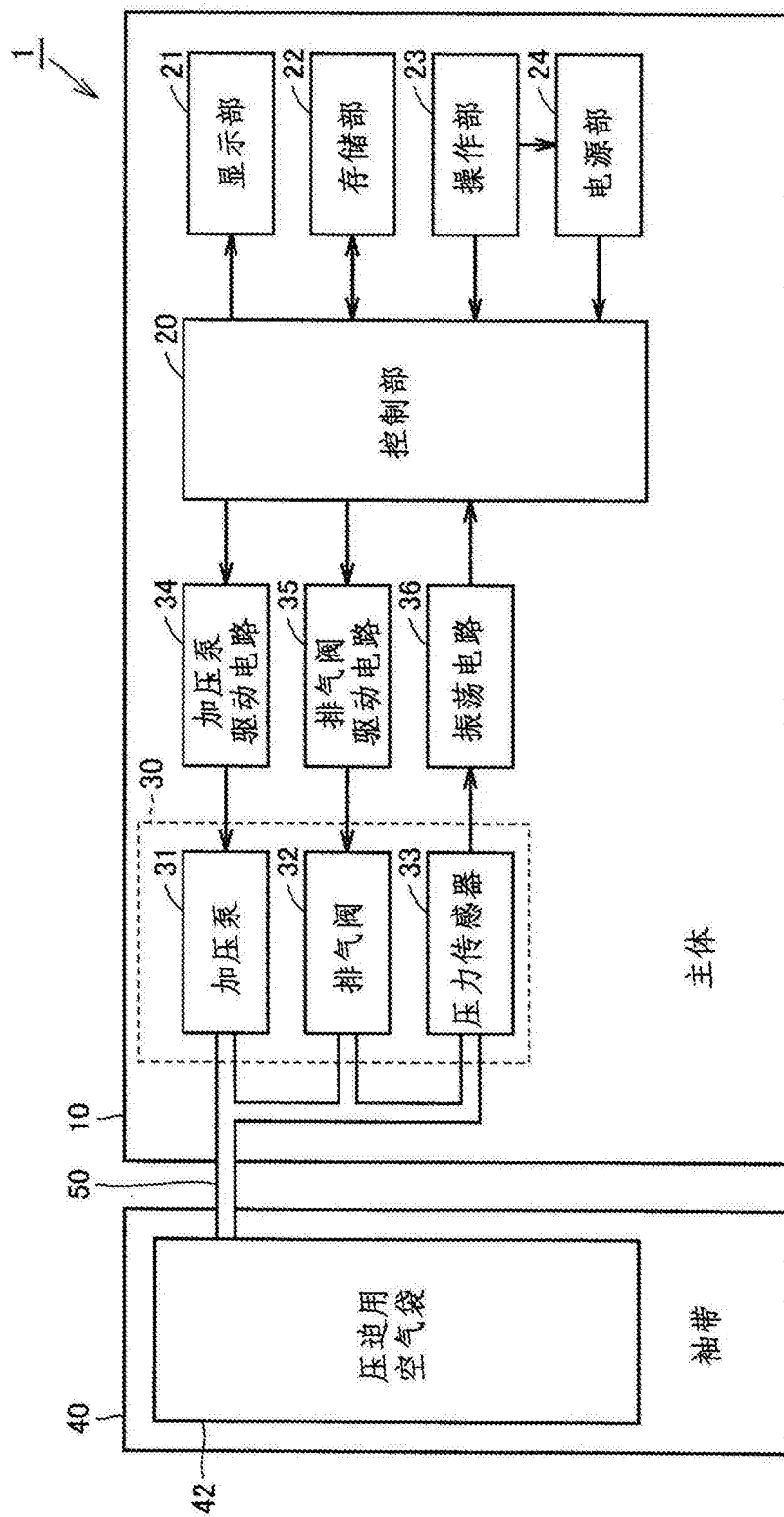


图 2

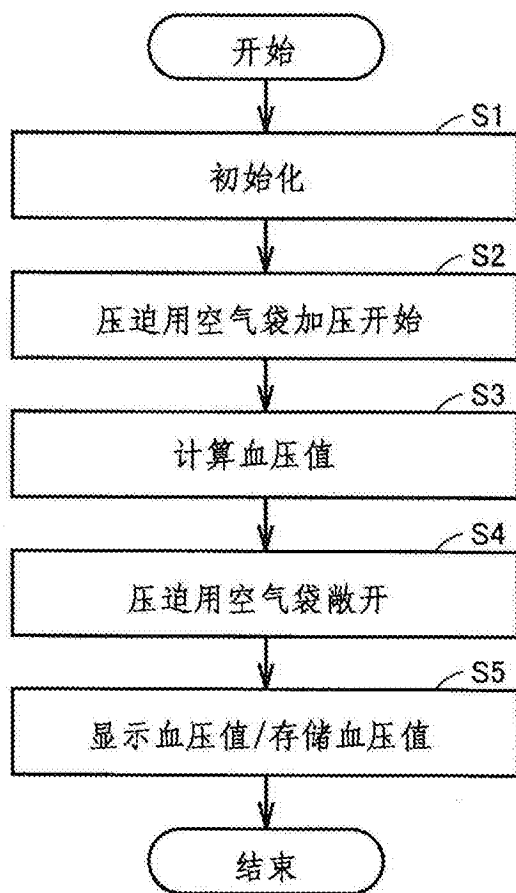


图3

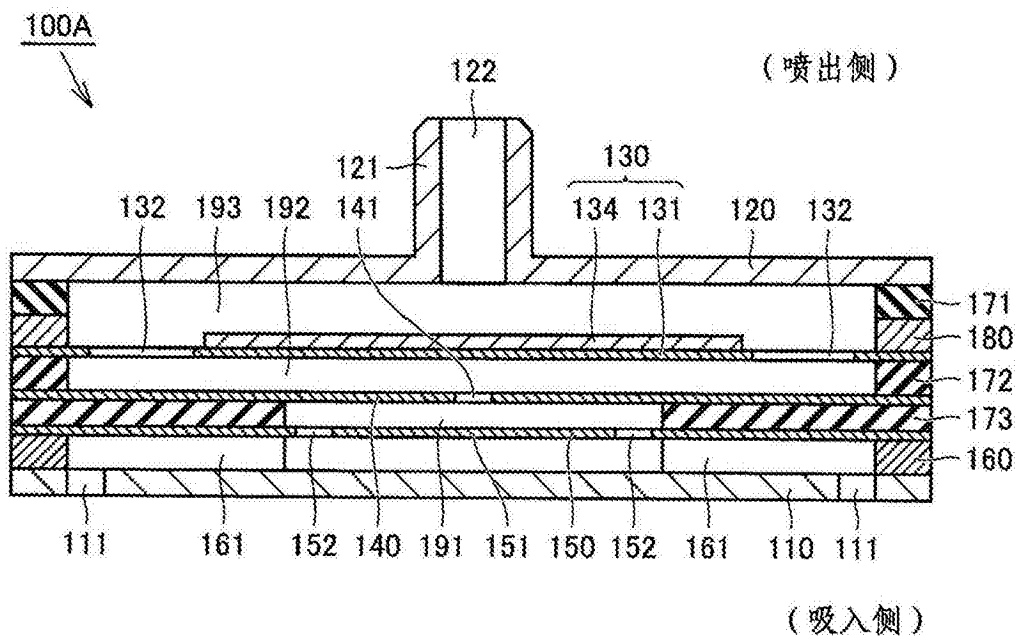


图4

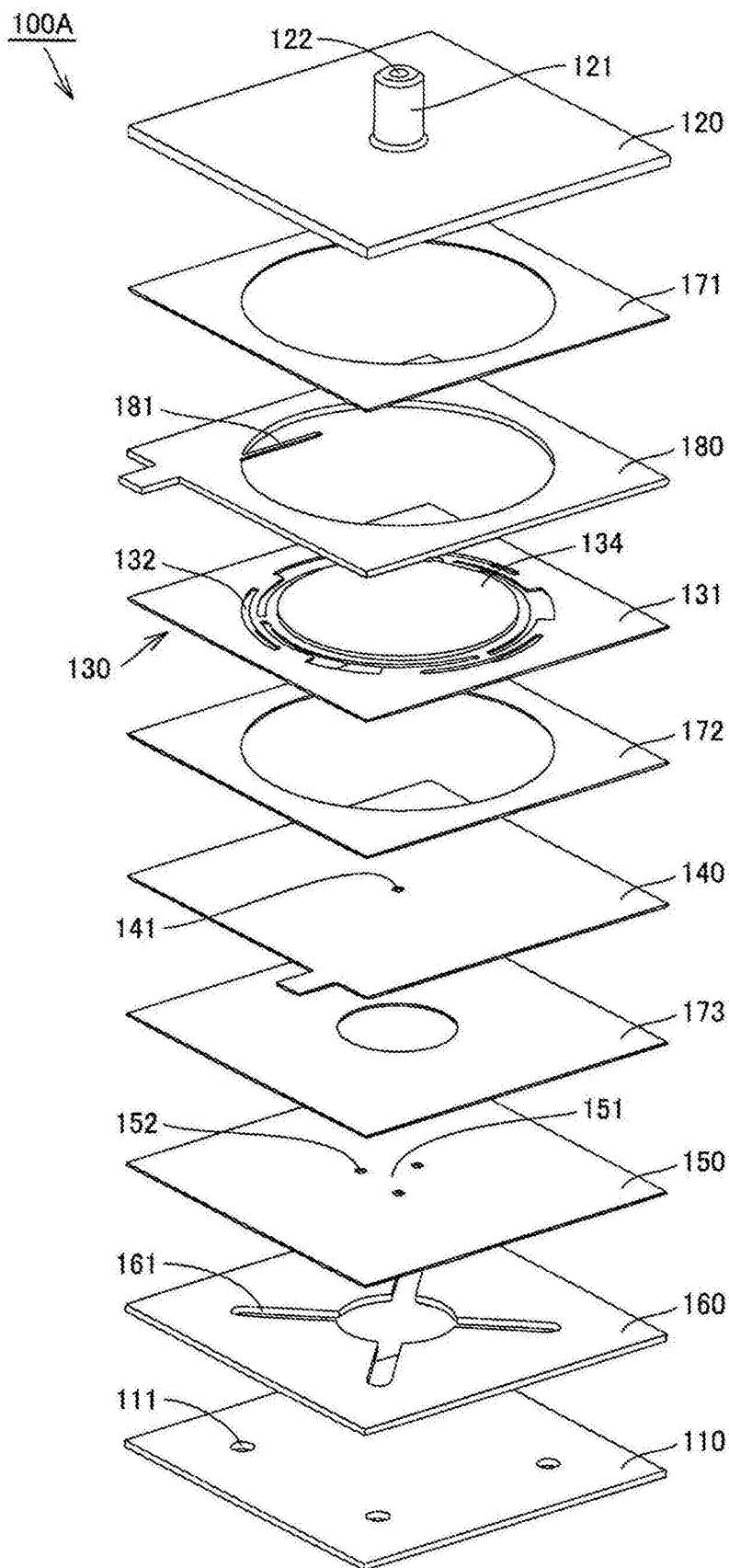


图5

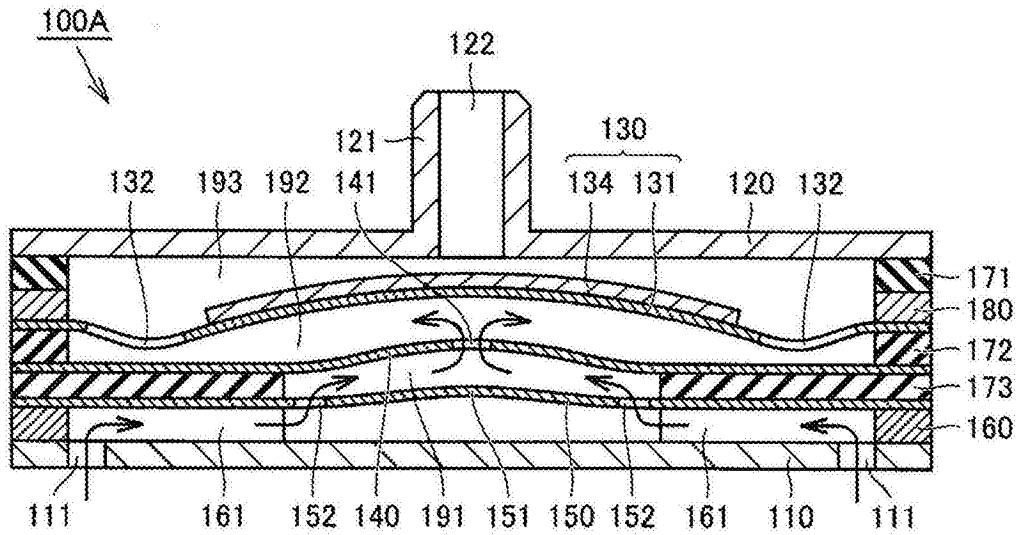


图6

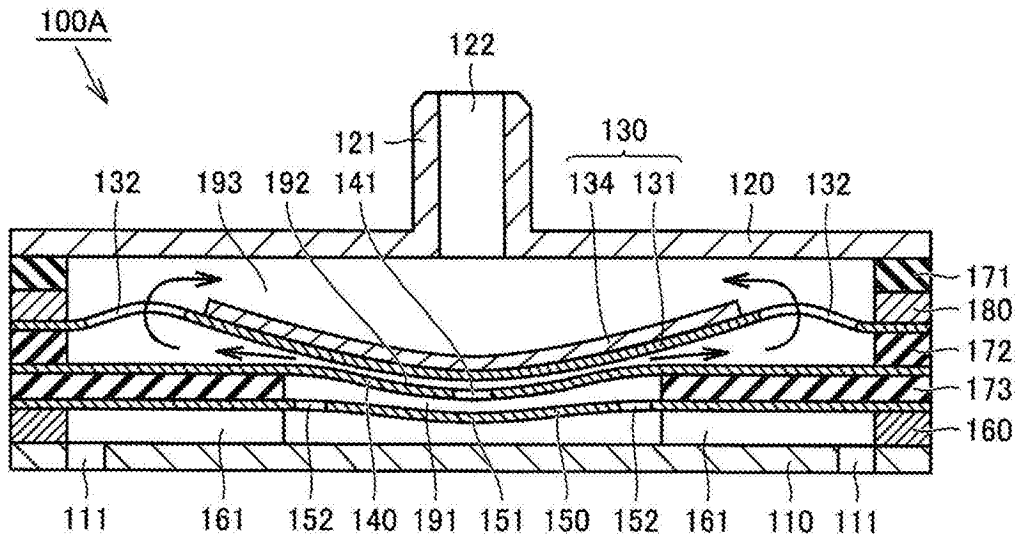


图7

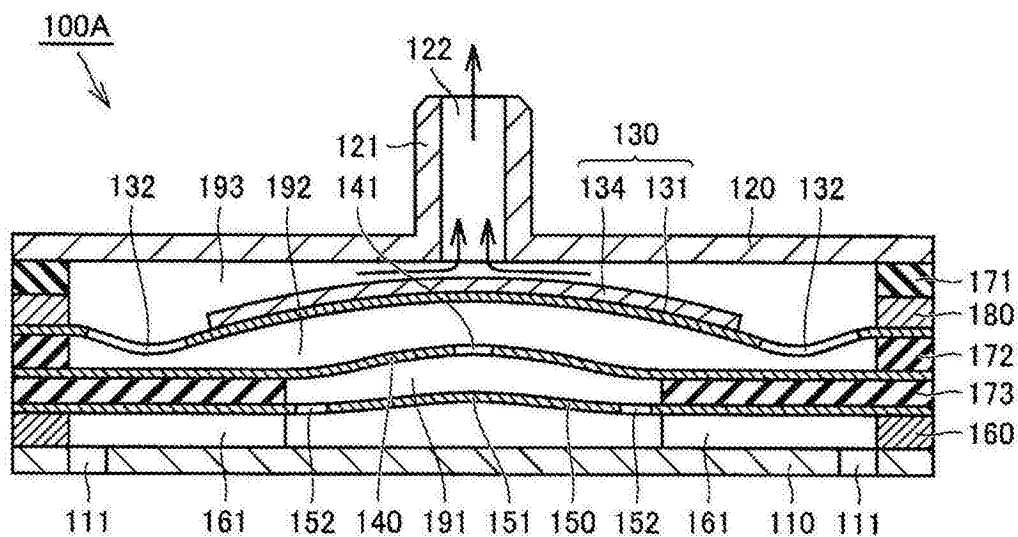


图8

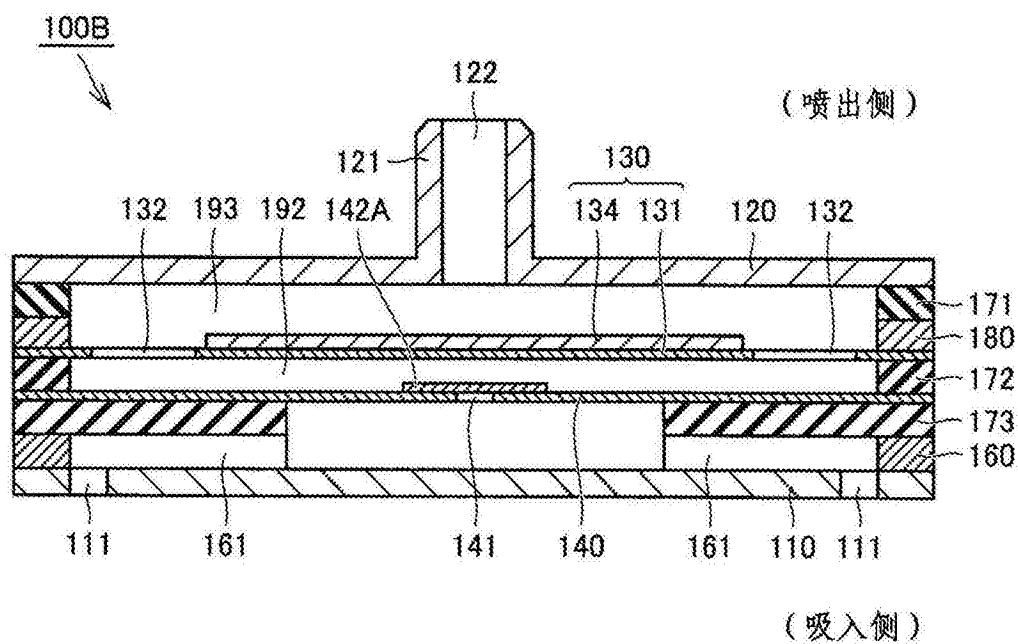


图9

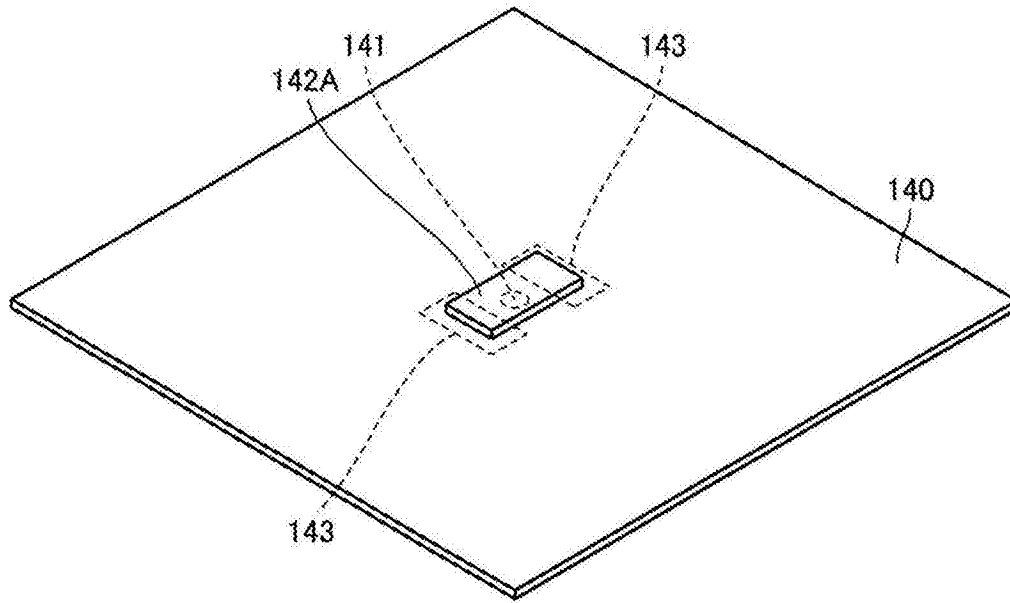


图10

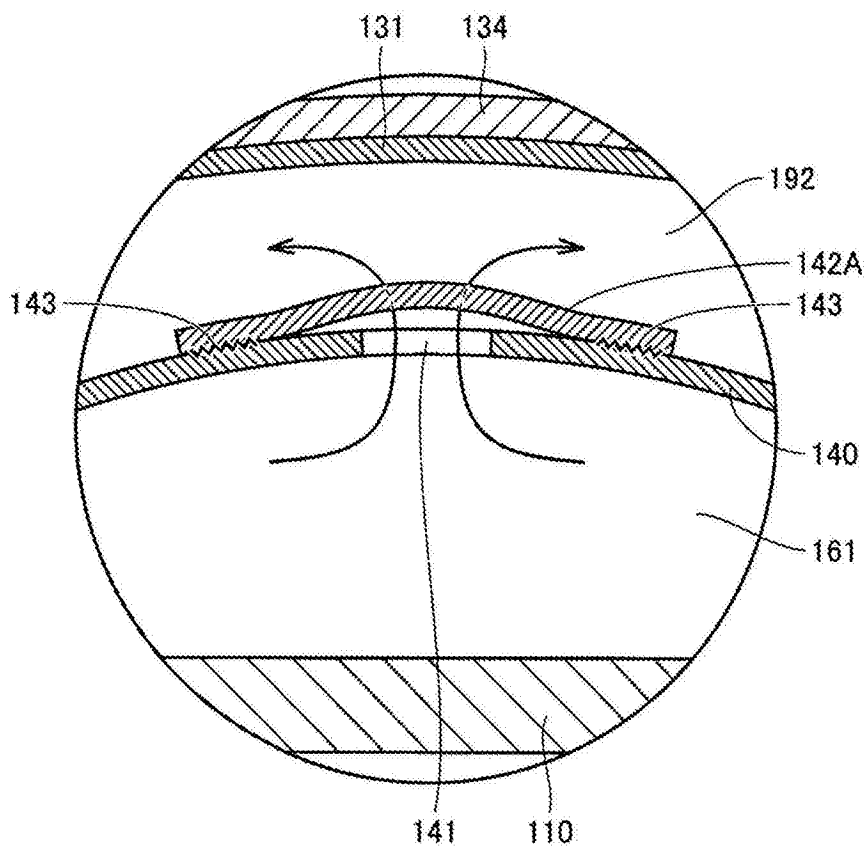


图11

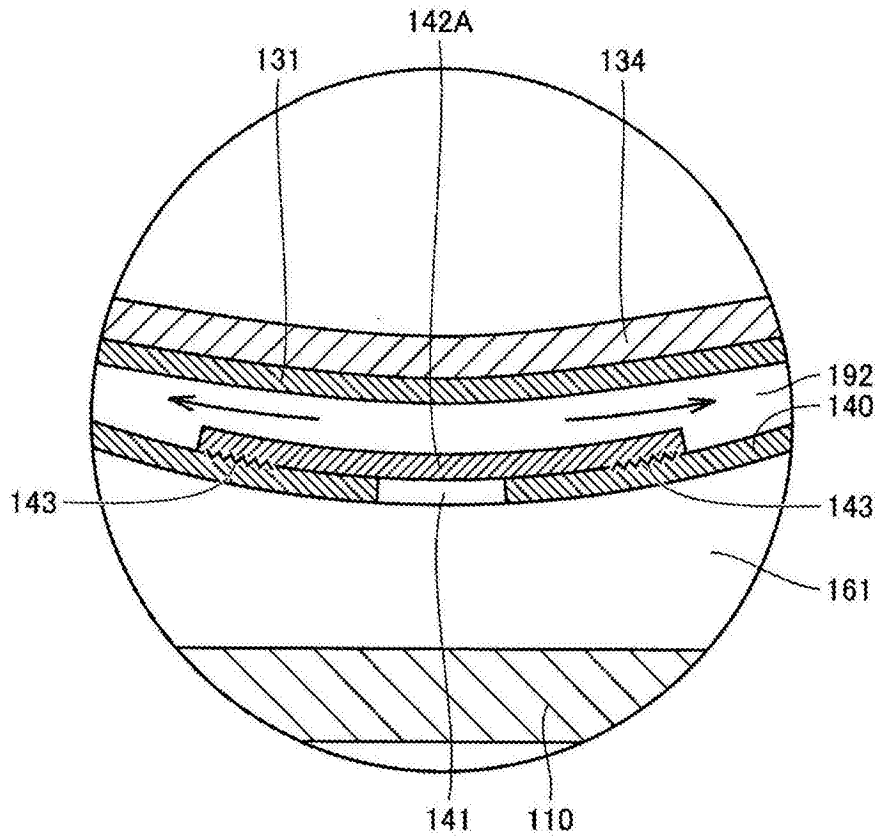


图12

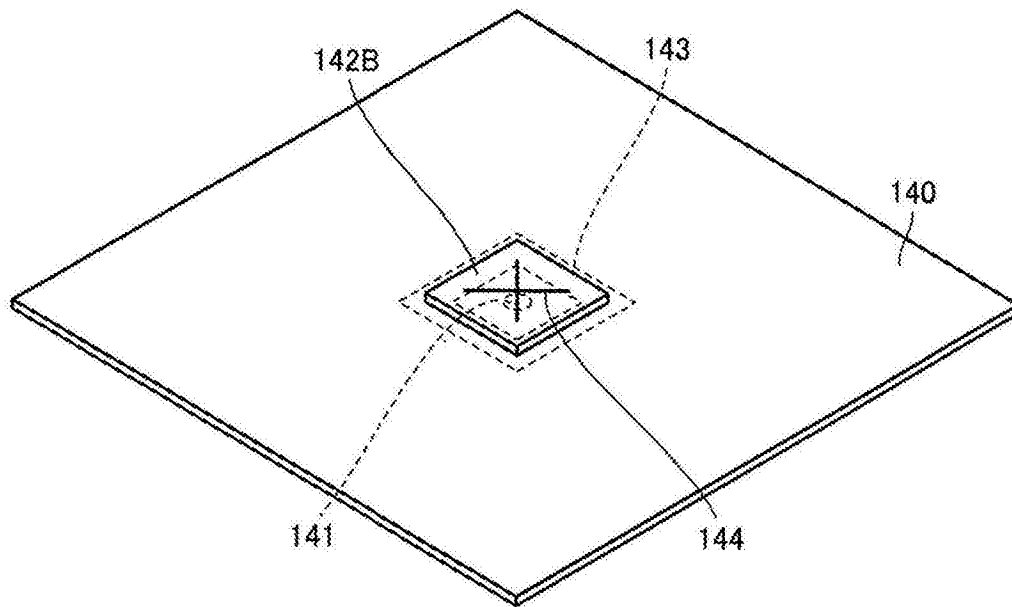


图13

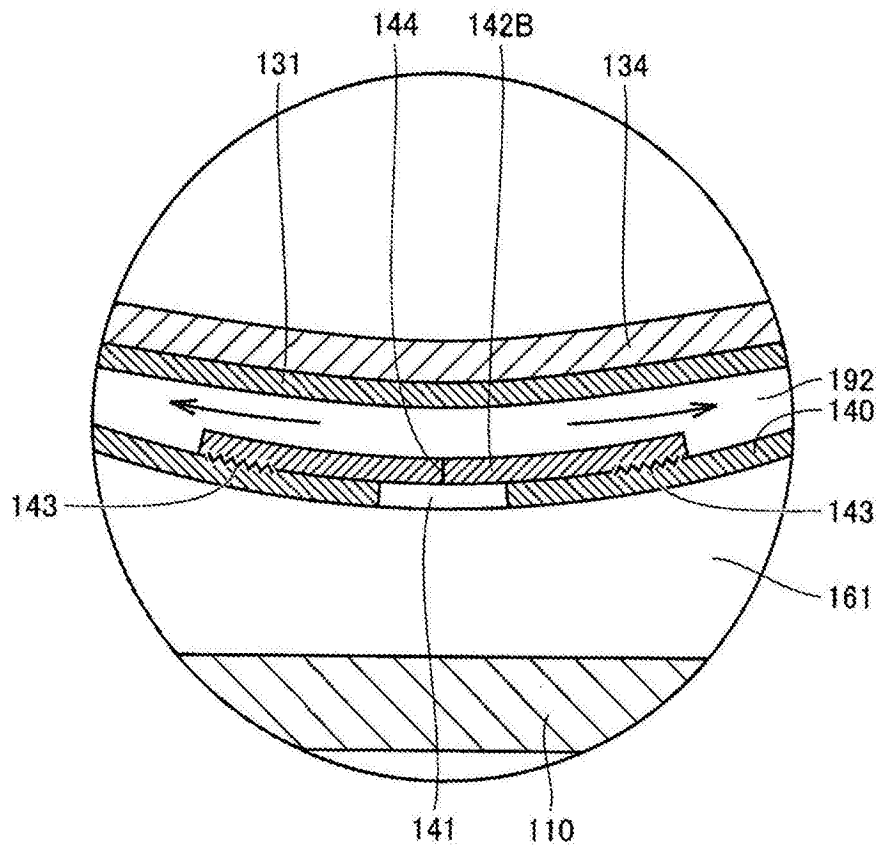


图15