



(10) 授权公告号 CN 111065325 B

(45) 授权公告日 2022. 12. 06

(21) 申请号 201880058359.0

专利权人 欧姆龙株式会社

(22) 申请日 2018.08.17

(72) 发明人 藤田丽二 川端康大

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111065325 A

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司
72003

(43) 申请公布日 2020.04.24

专利代理师 向勇 宋晓宝

(30) 优先权数据
2017-176933 2017.09.14 JP

(51) Int.Cl.
A61B 5/022 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.03.09

(56) 对比文件

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2018/030526 2018.08.17

WO 2016063710 A1, 2016.04.28
WO 2005024437 A1, 2005.03.17
WO 2008065873 A1, 2008.06.05
JP H09101220 A, 1997.04.15
US 2009054794 A1, 2009.02.26
KR 20160127641 A, 2016.11.04

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/054123 JA 2019.03.21

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
地址 日本京都府向日市

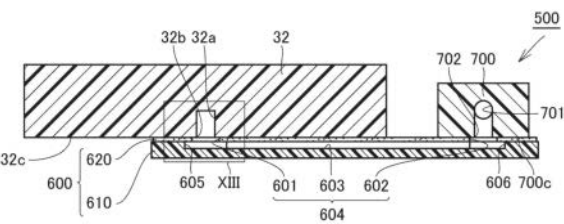
审查员 李锐
权利要求书2页 说明书22页 附图19页

(54) 发明名称

健康设备用流路形成构件、健康设备用流路形成单元以及健康设备

(57) 摘要

健康设备用流路形成构件(500)包括用于向被供给体供给流体的流路(604),并设有位于流路的一端侧的第一开口部(601)、位于流路的另一端侧的第二开口部(602)以及连接路径(603),该健康设备用流路形成构件(500)具备设有连接路径(603)的板状体(610);以及接合层(620),其设有第一开口部(601),并以第一开口部(601)与第一被安装构件(32)的流体路径(32a)连通的方式将板状体(610)与第一被安装构件(32)接合。在沿着接合层(620)和板状体(610)排列的第一方向观察的情况下,第一开口部(601)与轮廓线保持间隔地配置于轮廓线的内侧,以使第一伸出部具有朝向沿着第一方向投影连接路径(603)的投影像的轮廓线的内侧伸出的第一伸出部。



1. 一种健康设备用流路形成构件,其包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于所述流路的一端侧的第一开口部、位于所述流路的另一端侧的第二开口部以及连接所述第一开口部和所述第二开口部的连接路径,其中,

所述健康设备用流路形成构件具备:

设有所述连接路径的板状体;和

第一粘接层,其设有所述第一开口部,并以所述第一开口部与流体供给源的流体路径连通的方式将所述板状体与流体供给源粘接,

在沿着所述第一粘接层与所述板状体排列的第一方向观察的情况下,所述第一开口部从沿着所述第一方向朝将所述连接路径投影的投影像的轮廓线保持间隔地配置于所述轮廓线的内侧,以使所述第一粘接层具有朝向所述轮廓线的内侧伸出的第一伸出部,

所述连接路径包括设于所述板状体的内部的主路径部、连接所述第一开口部和所述主路径部的第一副路径部以及连接所述第二开口部和所述主路径部的第二副路径部,

在沿着所述第一方向观察的情况下,所述第一副路径部配置于所述主路径部的内侧,以使所述板状体具有规定所述第一副路径部,并且向所述主路径部的内侧突出的第一突出部,

所述第一伸出部被所述第一突出部支承。

2. 根据权利要求1所述的健康设备用流路形成构件,其中,

还具备第二粘接层,其设有所述第二开口部,并以所述第二开口部与不同于所述流体供给源的被安装构件的流体路径连通的方式将所述板状体与该被安装构件粘接,

所述板状体具有在所述第一方向相互处于表里关系的第一主面和第二主面,

所述第一粘接层设于所述第一主面侧,

所述第二粘接层设于所述第二主面侧。

3. 根据权利要求2所述的健康设备用流路形成构件,其中,

在沿着所述第一方向观察的情况下,所述第二开口部从所述轮廓线保持间隔地配置于所述轮廓线的内侧,以使所述第二粘接层具有朝向所述投影像的轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的健康设备用流路形成构件,其中,

位于所述一端侧的一部分连接路径包括在所述第一方向随着远离所述第一粘接层而顶端变细的顶端变细部。

5. 一种健康设备用流路形成构件,其包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于所述流路的一端侧的第一开口部、位于所述流路的另一端侧的第二开口部以及连接所述第一开口部和所述第二开口部的连接路径,其中,

所述健康设备用流路形成构件具备:

设有所述连接路径的板状体;和

第一粘接层,其设有所述第一开口部和所述第二开口部,并以所述第一开口部与流体供给源的流体路径连通的方式将所述板状体与流体供给源粘接,

在沿着所述第一粘接层与所述板状体排列的第一方向观察的情况下,所述第一开口部从沿着所述第一方向朝将所述连接路径投影的投影像的轮廓线保持间隔地配置于所述轮廓线的内侧,以使所述第一粘接层具有朝向所述轮廓线的内侧伸出的第一伸出部,

所述连接路径包括设于所述板状体的内部的主路径部、连接所述第一开口部和所述主路径部的第一副路径部以及连接所述第二开口部和所述主路径部的第二副路径部，

在沿着所述第一方向观察的情况下，所述第一副路径部配置于所述主路径部的内侧，以使所述板状体具有规定所述第一副路径部，并且向所述主路径部的内侧突出的第一突出部，

所述第一伸出部被所述第一突出部支承。

6. 根据权利要求5所述的健康设备用流路形成构件，其中，

在沿着所述第一方向观察的情况下，所述第二开口部从所述轮廓线保持间隔地配置于所述轮廓线的内侧，以使所述第一粘接层具有朝向所述投影的所述轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。

7. 根据权利要求5或6所述的健康设备用流路形成构件，其中，

位于所述一端侧的一部分连接路径包括在所述第一方向随着远离所述第一粘接层而顶端变细的顶端变细部。

8. 一种健康设备用流路形成单元，具备：

权利要求1至7中任一项所述的健康设备用流路形成构件；以及
所述流体供给源，其装配有所述健康设备用流路形成构件。

9. 根据权利要求8所述的健康设备用流路形成单元，其中，

所述流体供给源具有装配所述健康设备用流路形成构件的第一被安装面，

在沿着所述第一方向观察的情况下，所述第一被安装面以包围所述第一开口部的方式设于与所述第一伸出部重叠的区域，且具有在第一方向上向远离所述健康设备用流路形成构件的方向凹陷的槽部。

10. 根据权利要求8或9所述的健康设备用流路形成单元，其中，

还具备与所述流体供给源不同的被安装构件，其以所述第二开口部与所述被安装构件的流体路径连通的方式设置有所述健康设备用流路形成构件。

11. 根据权利要求10所述的健康设备用流路形成单元，其中，

所述被安装构件是从所述健康设备用流路形成构件进行中继而向被供给体供给流体的中继构件。

12. 一种健康设备，具备：

权利要求8至11中任一项所述的健康设备用流路形成单元；和
流体袋，其从所述健康设备用流路形成单元供给流体。

健康设备用流路形成构件、健康设备用流路形成单元以及健康设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于向被供给体供给流体的健康设备用流路形成构件以及具备该健康设备用流路形成构件的健康设备用流路形成单元和健康设备。

背景技术

[0002] 作为公开了以往的健康设备用流路形成构件的文献,例如,可列举出日本特开2014-188239号公报(专利文献1)。在专利文献1中,作为健康设备用流路形成构件,公开了一种连接流体供给源和手持件(被供给体)的连接管。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2014-188239号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 一般而言,在使用连接管连接流体供给源和供给流体的被供给体的情况下,在流体供给源和被供给体分别设有插入连接管的顶端的插入部。该插入部构成为筒状的喷嘴,因此,具有相当程度的长度。

[0008] 在流体供给源的插入部和被供给体的插入部从直线状偏移地配置的情况下,在将连接管的顶端插入至插入部的状态下,需要将连接管的顶端侧折弯来变更流路的方向。由此,由流体供给源和被供给体以及连接该流体供给源和被供给体的连接管构成的健康设备用流路形成单元的厚度根据上述插入部的长度和连接管的折弯部的厚度而增厚相当程度。因此,具备该健康设备用流路形成单元的健康设备的厚度也增厚。

[0009] 另一方面,在上述健康设备用流路形成单元中,在缩短插入部的长度来使该健康设备用流路形成单元小型化的情况下,连接管的插入变慢,气密性变差。因此,在将连接管用作流路形成构件的情况下,维持气密性,并且使嵌入有该连接管的健康设备小型化变得困难。

[0010] 本发明是鉴于上述的问题而完成的,本发明的目的在于提供能使健康设备小型化,气密性优异的健康设备用流路形成构件以及具备该健康设备用流路形成构件的健康设备用流路形成单元和健康设备。

[0011] 技术方案

[0012] 基于本公开的健康设备用流路形成构件包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于上述流路的一端侧的第一开口部、位于上述流路的另一端侧的第二开口部以及连接上述第一开口部和上述第二开口部的连接路径,该健康设备用流路形成构件具备:设有上述连接路径的板状体;以及接合层,其设有上述第一开口部和上述第二开口部中的至少上述第一开口部,并以上述第一开口部与第一被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状

体与第一被安装构件接合。在沿着上述接合层和上述板状体排列的第一方向观察的情况下,上述第一开口部从沿着上述第一方向投影上述连接路径的投影像的轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述接合层具有朝向上述轮廓线的内侧伸出的第一伸出部。

[0013] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,上述连接路径可以包括设于上述板状体的内部的主路径部、连接上述第一开口部和上述主路径部的第一副路径部以及连接上述第二开口部和上述主路径部的第二副路径部。在该情况下,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第一副路径部优选配置于上述主路径部的内侧,以使上述板状体具有规定上述第一副路径部,并且向上述主路径部的内侧突出的第一突出部,上述第一伸出部优选被上述第一突出部支承。

[0014] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,上述第二开口部可以设于上述接合层。

[0015] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第二开口部可以与上述轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述接合层具有朝向上述投影像的上述轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。

[0016] 上述基于本公开的健康设备用流路形成构件还可以具备连接层,该连接层设有上述第二开口部,并以上述第二开口部与第二被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第二被安装构件连接。在该情况下,优选的是,上述板状体具有在上述第一方向相互处于表里关系的第一主面和第二主面。而且,上述接合层优选设于上述第一主面侧,上述连接层优选设于上述第二主面侧。

[0017] 上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,优选的是,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第二开口部与上述轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述连接层具有朝向沿着上述第一方向投影上述连接路径的投影像的轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。

[0018] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,优选的是,位于上述一端侧的一部分连接路径包括在上述第一方向随着远离上述接合层而顶端变细的顶端变细部。

[0019] 基于本公开的健康设备用流路形成单元具备上述的健康设备用流路形成构件以及装配有上述健康设备用流路形成构件的上述第一被安装构件。

[0020] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,上述第一被安装构件具有装配上述健康设备用流路形成构件的第一被安装面。在该情况下,优选的是,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第一被安装面以包围上述第一开口部的方式设于与上述第一伸出部重叠的区域,且具有在第一方向上向远离上述健康设备用流路形成构件的方向凹陷的槽部。

[0021] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,上述第一被安装构件是供给流体的流体供给源。

[0022] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,还具备以使上述第二开口部与第二被安装构件的流体路径连通的方式装配有上述健康设备用流路形成构件的上述第二被安装构件。

[0023] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,上述第二被安装构

件是从上述健康设备用流路形成构件进行中继来向被供给体供给流体的中继构件。

[0024] 基于本公开的健康设备具备上述的健康设备用流路形成单元和从上述健康设备用流路形成单元供给流体的流体袋。

[0025] 有益效果

[0026] 根据本发明,能提供能使健康设备小型化,并且气密性优异的健康设备用流路形成构件以及具备该健康设备用流路形成构件的健康设备用流路形成单元和健康设备。

附图说明

[0027] 图1是表示实施方式1的手腕式血压计的外观的立体图。

[0028] 图2是示意性地表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的垂直于手腕的长尺寸方向的剖面的图。

[0029] 图3是表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的构成第一脉波传感器和第二脉波传感器的阻抗测定用电极的平面布局的图。

[0030] 图4是表示实施方式1的手腕式血压计的控制构成的框图。

[0031] 图5A是示意性地表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的进行基于脉波传播时间的血压测定时的沿着手腕的长尺寸方向的剖面的图。

[0032] 图5B是表示在图5A的血压测定中,第一脉波传感器和第二脉波传感器分别输出的第一脉波信号的波形和第二脉波信号的波形的图。

[0033] 图6是示意性地表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的进行通过示波法进行的血压测定时的沿着手腕的长尺寸方向的剖面的图。

[0034] 图7是表示实施方式1的手腕式血压计进行通过示波法进行的血压测定时的动作流程的图。

[0035] 图8是表示实施方式1的手腕式血压计获取脉波传播时间(PTT)来进行基于该脉波传播时间的血压测定(推定)时的动作流程的图。

[0036] 图9是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的立体图。

[0037] 图10是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的分解立体图。

[0038] 图11是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的剖视图。

[0039] 图12是实施方式1的健康设备用流路形成构件的上表面图。

[0040] 图13是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的第一开口部侧的剖视图,是被图11中示出的XIII线包围的部分的放大图。

[0041] 图14是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的第二开口部侧的剖视图。

[0042] 图15是表示变形例1的健康设备用流路形成单元的第一开口部侧的剖视图。

[0043] 图16是表示比较例中的健康设备用流路形成单元的立体图。

[0044] 图17是表示比较例中的健康设备用流路形成单元的分解立体图。

[0045] 图18是表示实施方式2的健康设备用流路形成单元的分解立体图。

[0046] 图19是表示实施方式2的健康设备用流路形成单元的第一开口部侧的剖视图。

[0047] 图20是表示实施方式2的健康设备用流路形成单元的第二开口部侧的剖视图。

[0048] 图21是表示实施方式3的健康设备用流路形成单元的立体图。

[0049] 图22是表示实施方式3的健康设备用流路形成单元的分解立体图。

- [0050] 图23是表示实施方式3的健康设备用流路形成单元的剖视图。
- [0051] 图24是表示实施方式4的健康设备用流路形成单元的立体图。
- [0052] 图25是表示实施方式4的健康设备用流路形成单元的分解立体图。
- [0053] 图26是表示实施方式4的健康设备用流路形成单元的剖视图。
- [0054] 图27是表示实施方式5的健康设备用流路形成单元的分解立体图。
- [0055] 图28是表示实施方式5的健康设备用流路形成单元的剖视图。

具体实施方式

[0056] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行详细说明。需要说明的是,在以下示出的实施方式中,在图中对相同或共同的部分标注相同的附图标记,不重复进行其说明。

[0057] 此外,在以下示出的实施方式中,作为健康设备举例示出手腕式血压计来进行说明,但健康设备并不限于手腕式血压计,也能在利用了通过供给和排出流体来使流体袋膨胀以及收缩的其他健康设备中应用。

[0058] (实施方式1)

[0059] 图1是表示实施方式1的手腕式血压计的外观的立体图。图2是示意性地表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的垂直于手腕的长尺寸方向的剖面的图。

[0060] 如图1和图2所示,手腕式血压计1(以下,仅称为血压计1)主要具备卷绕并装戴于使用者的左手腕90的带20以及一体地装配于该带20的主体10。

[0061] 带20具有细长的带状形状,以便沿着左手腕90的周向卷绕。带20的宽度方向Y的尺寸(宽度尺寸)例如为30mm程度。带20包括构成外周面20b的带状体23以及沿着该带状体23的内周面23a装配,且构成与左手腕90相接的内周面20a的作为第一流体袋的压迫袖带21。压迫袖带21与带20同样具有细长的带状形状,以便沿着左手腕90的周向卷绕。

[0062] 主体10在带20中的周向的一方的端部20e例如通过一体成形一体地设置。需要说明的是,也可以是带20和主体10单独形成,使用铰链等卡合构件将主体10一体地装配于带20。

[0063] 如图2所示,配置有主体10的部位在装戴状态下与左手腕90的背侧面(手背侧的面)90b对应。桡骨动脉91在左手腕90内穿过掌侧面(手掌侧的面)90a附近。

[0064] 再如图1所示,主体10在垂直于带20的外周面20b的方向具有厚度。主体10为了不妨碍使用者的日常生活,形成小型且薄的厚度。主体10具有从带20向外突起的四棱锥梯形的轮廓。

[0065] 在主体10的顶面(距离被测定部位最远一侧的面)10a中设有具有显示画面的显示器50。此外,沿着主体10的侧面(在图1中,左手前侧的侧面)10f设有用于输入来自使用者的指示的操作部52。

[0066] 在带20中的周向的一方的端部20e与另一方的端部20f之间的部位、即构成带20的内周面20a的压迫袖带21的内周面20a上,设有构成第一脉波传感器和第二脉波传感器的阻抗测定部40。

[0067] 在带20中的配置有阻抗测定部40的部位的内部周面20a,以在带20的宽度方向Y相互分离的状态配置有6个板状(片状)的电极41~46(以下,也将它们整体称为“电极组40E”)。配置有电极组40E的部位在装戴状态下与左手腕90的桡骨动脉91(参照图2)对应。

[0068] 如图2所示,在压迫袖带21中的与配置有电极组40E的内周面20a相反的外周面21a中,在与电极组40E对应的位置配置有固体物质22。此外,在固体物质22的外周侧配置有按压袖带24来作为在压迫袖带21的周向局部地按压与电极组40E对应的区域的舒张构件。按压袖带24相当于第二流体袋。

[0069] 按压袖带24配置于构成带20的带状体23的内周面23a(参照图2)。按压袖带24是在带20的厚度方向伸缩的流体袋。按压袖带24根据流体的供给或排出而呈加压状态或非加压状态。

[0070] 如图1所示,主体10的底面(距离被测定部位最近一侧的面)10b与带20的端部20f通过三折带扣15连接。该带扣15包括配置于外周侧的第一板状体件25和配置于内周侧的第二板状体件26。

[0071] 第一板状体件25的一方的端部25e经由沿着宽度方向Y延伸的连结棒27转动自如地装配于主体10。第一板状体件25的另一方的端部25f经由沿着宽度方向Y延伸的连结棒28转动自如地装配于第二板状体件26的一方的端部26e。第二板状体件26的另一方的端部26f通过固定部29固定在带20的端部20f附近。

[0072] 需要说明的是,带20的周向上的固定部29的装配位置与使用者的左手腕90的周长一致地预先可变地设定。由此,血压计1(带20)整体构成为大致环状,并且主体10的底面10b和带20的端部20f通过带扣15在箭头B方向可开闭。

[0073] 在将血压计1装戴于左手腕90时,在打开带扣15使带20的环径变大的状态下,使用者沿图1中示出的箭头A方向将左手穿过带20。接着,如图2所示,使用者在左手腕90的周围调节带20的角度位置,使带20的阻抗测定部40位于穿过左手腕90的桡骨动脉91上。由此,阻抗测定部40的电极组40E与左手腕90的掌侧面90a中的与桡骨动脉91对应的部分90a1抵接。如此一来,使用者将血压计1(带20)装戴于左手腕90。

[0074] 如图2所示,带状体23例如由在厚度方向具有挠性,且在周向(长尺寸方向)实质上为非伸缩性的塑料材料构成。压迫袖带21例如通过使两片可伸缩的聚氨酯片材在厚度方向对置,并熔接它们的周缘部来形成。在压迫袖带21(带20)的内周面20a中的与左手腕90的桡骨动脉91对应的部位如上所述地配置有阻抗测定部40的电极组40E。

[0075] 图3是表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的构成第一脉波传感器和第二脉波传感器的阻抗测定用电极的平面布局的图。

[0076] 如图3所示,在装戴状态下,阻抗测定部40的电极组40E与左手腕90的桡骨动脉91对应,沿着手腕的长尺寸方向(相当于带20的宽度方向Y)排列。电极组40E包括:配置于宽度方向Y的两侧的通电用的电流电极对41、46;构成第一脉波传感器401的第一检测电极对42、43;以及构成第二脉波传感器402的第二检测电极对44、45。

[0077] 第一脉波传感器401和第二脉波传感器402配置在电流电极对41、46之间。第一检测电极对42、43和第二检测电极对44、45均为电压检测用的电极。

[0078] 第二检测电极对44、45相对于第一检测电极对42、43配置于桡骨动脉91的血流方向的下流侧。在宽度方向Y,第一检测电极对42、43的中央与第二检测电极对44、45的中央之间的距离D(参照图5A)例如为20mm程度。该距离D相当于第一脉波传感器401与第二脉波传感器402之间的实质的间隔。此外,在宽度方向Y,第一检测电极对42、43间的间隔以及第二检测电极对44、45间的间隔例如均为2mm程度。

[0079] 这样的电极组40E能够构成为扁平。因此,在血压计1中,能够将带20整体构成为薄的厚度。此外,电极组40E能够构成为具有柔软性。因此,电极组40E不妨碍由压迫袖带21产生的左手腕90的压迫,不会损害通过后述的示波法进行的血压测定的精度。

[0080] 再如图2所示,如上所述,在构成带20的带状体23的内周面23a配置有作为舒张构件的按压袖带24。按压袖带24例如由流体袋构成。按压袖带24通过使两片可伸缩的聚氨酯片材在厚度方向对置,并熔接它们的周缘部来形成。在按压袖带24的内周面24a中的与电极组40E对应的位置配置有固体物质22。固体物质22例如由厚度为1mm~2mm程度的板状的树脂构成。固形物22例如由聚丙烯树脂构成。本实施方式的按压部包括带20、按压袖带24以及固体物质22。

[0081] 图4是表示实施方式1的手腕式血压计的控制构成的框图。参照图4,对血压计1的控制构成进行说明。

[0082] 如图4所示,在血压计1的主体10中,除了上述的显示器50、操作部52以外,还搭载有作为控制部的CPU100、作为存储部的存储器51以及通信部59。此外,在主体10中搭载有第一压力传感器31、作为流体供给源的泵32、阀33以及第二压力传感器34。而且,在主体10中,搭载有将分别来自第一压力传感器31和第二压力传感器34的输出转换为频率的振荡电路310和振荡电路340以及驱动泵32的泵驱动电路320。此外,在阻抗测定部40中,除了上述的电极组40E以外,还搭载有通电和电压检测电路49。此外,搭载有切换阀35,该切换阀35将泵32和阀33的连接目的地切换至压迫袖带21或按压袖带24。此外,在血压计1的主体10中搭载有后述的健康设备用流路形成单元500(参照图5A)。如后文所述,健康设备用流路形成单元500包括健康设备用流路形成构件600、泵32以及中继构件700。

[0083] 显示器50例如由有机EL显示器构成。显示器50根据来自CPU100的控制信号,显示血压测定结果等与血压测定有关的信息以及其他信息。需要说明的是,显示器50并不限定于有机EL显示器,例如,也可以由液晶显示器等其他类型的显示器构成。

[0084] 操作部52例如由推式开关构成,将与由使用者进行的血压测定开始或停止的指示相应的操作信号输入CPU100。需要说明的是,操作部52并不限定于推式开关,例如也可以是压敏式(电阻式)或接近式(电容式)的触摸面板式开关等。此外,也可以具备未图示的麦克风,通过使用者的声音来输入血压测定开始的指示。

[0085] 存储器51非暂时性地存储用于控制血压计1的程序的数据、用于控制血压计1的数据、用于设定血压计1的各种功能的设定数据以及血压值的测定结果的数据等。此外,存储器51用作执行程序时的工作存储器等。

[0086] CPU100根据用于控制存储器51中存储的血压计1的程序,作为控制部执行各种功能。例如,在执行通过示波法进行的血压测定的情况下,CPU100根据来自操作部52的血压测定开始的指示,基于来自第一压力传感器31的信号来驱动泵32(以及阀33)。此外,CPU100例如基于来自第一压力传感器31的信号来计算出血压值。

[0087] 在执行基于脉波传播时间的血压测定(推定)的情况下,CPU100根据来自操作部52的血压测定开始的指示来驱动阀33,以便排出压迫袖带21内的空气。此外,CPU100驱动切换阀35,将泵32(以及阀33)的连接目的地切换至按压袖带24。而且,CPU100基于来自第二压力传感器34的信号来计算出血压值。

[0088] 通信部59由CPU100控制,经由网络900将规定的信息发送至外部的装置,或经由网

络900接收来自外部的装置的信息并交接至CPU100。经由该网络900的通信可以是无线、有线中的任一种。在该实施方式中,网络900为因特网(注册商标),但并不限于此,也可以是医院内的LAN这样的其他网络,还可以是使用了USB电缆等的一对一的通信。该通信部59可以包括USB连接器。

[0089] 泵32和阀33经由健康设备用流路形成构件600、切换阀35、空气配管39a、39b连接于压迫袖带21和按压袖带24。此外,第一压力传感器31经由空气配管38a连接于压迫袖带21。第一压力传感器31检测压迫袖带21内的压力。第二压力传感器34经由空气配管38b连接于按压袖带24。第二压力传感器34检测按压袖带24内的压力。

[0090] 切换阀35基于由CPU100给出的控制信号进行驱动,将泵32和阀33的连接目的地切换至压迫袖带21或按压袖带24。泵32例如由压电泵构成。在通过切换阀35将泵32和阀33的连接目的地切换为压迫袖带21的情况下,泵32通过空气配管39a向压迫袖带21内供给作为加压用流体的空气。由此,压迫袖带21内被加压。在通过切换阀35将泵32和阀33的连接目的地切换至按压袖带24的情况下,泵32通过空气配管39b向按压袖带24内供给作为加压用流体的空气。由此,按压袖带24内被加压。

[0091] 阀33搭载于泵32,构成为伴随着泵32的开/关来控制开闭。

[0092] 在通过切换阀35将泵32和阀33的连接目的地切换至压迫袖带21的情况下,当泵32打开时,阀33关闭。由此,向压迫袖带21内供给空气。另一方面,当泵32关闭时,阀33打开。由此,压迫袖带21内的空气通过空气配管39a向大气中排出。

[0093] 在通过切换阀35将泵32和阀33的连接目的地切换至按压袖带24的情况下,当泵32打开时,阀33关闭。由此,向按压袖带24内供给空气。另一方面,当泵32关闭时,阀33打开。由此,按压袖带24内的空气通过空气配管39b向大气中排出。

[0094] 需要说明的是,阀33具有止回阀的功能,排出的空气不会逆流。泵驱动电路320基于由CPU100给出的控制信号来驱动泵32。

[0095] 作为第一压力传感器31,例如能够采用压阻式压力传感器。第一压力传感器31经由空气配管38a连接于泵32、阀33以及压迫袖带21。第一压力传感器31经由空气配管38a检测带20(压迫袖带21)的压力并输出为时间序列的信号。需要说明的是,压力是以大气压为基准(零)来检测的。

[0096] 振荡电路310根据基于因来自第一压力传感器31的压阻效应引起的电阻的变化的电信号值来进行振荡。由此,振荡电路310将具有与第一压力传感器31的电信号值相应的频率的频率信号输出至CPU100。例如,第一压力传感器31的输出用于控制压迫袖带21的压力以及用于通过示波法来计算出血压值(包括收缩期血压和舒张期血压)。

[0097] 在根据普通的示波法来测定血压的情况下,大致进行如下动作。预先在被验者的被测定部位(腕等)卷缠袖带,在测定时,CPU100控制泵32和阀33,将袖带压加压得比最高血压高,之后慢慢减压。在该减压的过程中,通过压力传感器检测袖带压,取出在被测定部位的动脉中产生的动脉容积的变动来作为脉波信号。基于伴随着此时的袖带压的变化的脉波信号的振幅的变化(主要为上升沿和下降沿),计算出最高血压(收缩期血压)和最低血压(舒张期血压)。

[0098] 作为第二压力传感器34,例如能够采用压阻式压力传感器。第二压力传感器34经由空气配管38b连接于泵32、阀33以及按压袖带24。第二压力传感器34经由空气配管38b检

测按压袖带24的压力并输出为时间序列的信号。需要说明的是,压力是以大气压为基准(零)进行检测的。

[0099] 振荡电路340根据基于因来自第二压力传感器34的压阻效应引起的电阻的变化的电信号值来进行振荡。由此,振荡电路340将具有与第二压力传感器34的电信号值相应的频率的频率信号输出至CPU100。例如,第二压力传感器34的输出用于控制按压袖带24的压力以及用于计算出基于脉波传播时间的血压。在为了进行基于脉波传播时间的血压测定而控制按压袖带24的压力的情况下,CPU100控制泵32和阀33,并根据各种条件来进行袖带压的加压和减压。

[0100] 电池53是搭载于主体10的要素,在本实施方式中,向CPU100、第一压力传感器31、泵32、阀33、显示器50、存储器51、通信部59、振荡电路310、泵驱动电路320的各要素供给电力。此外,电池53还通过布线71向阻抗测定部40的通电和电压检测电路49供给电力。布线71与信号用的布线72一同以夹在带20的带状体23与压迫袖带21之间的状态沿着带20的周向在主体10与阻抗测定部40之间延伸地设置。

[0101] 图5A是示意性地表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的进行基于脉波传播时间的血压测定时的沿着手腕的长尺寸方向的剖面的图。图5B是表示在图5A的血压测定中,第一脉波传感器和第二脉波传感器分别输出的第一脉波信号的波形和第二脉波信号的波形的图。

[0102] 通过CPU100来控制阻抗测定部40的通电和电压检测电路49。在动作时,如图5A所示,CPU100使高频恒流 i 在配置于手腕的长尺寸方向(带20的宽度方向Y)的两侧的电流电极对41、46间流通。例如,高频恒流 i 是频率为50kHz,电流值为1mA的电流。在高频恒流 i 在电流电极对41、46间流通的状态下,通电和电压检测电路49对构成第一脉波传感器401的第一检测电极对42、43间的电压信号 v_1 和构成第二脉波传感器402的第二检测电极对44、45间的电压信号 v_2 进行检测。

[0103] 这些电压信号 v_1 、 v_2 分别表示左手腕90的掌侧面90a中的由第一脉波传感器401和第二脉波传感器402对置的部分中的桡骨动脉91的血流的脉波产生的电阻抗的变化(阻抗方式)。通电和电压检测电路49对这些电压信号 v_1 、 v_2 进行整流、放大以及滤波,并以时间序列输出具有如图5B中示出的山状的波形的第一脉波信号PS1和第二脉波信号PS2。在本实施方式中,电压信号 v_1 、 v_2 约为1mV程度。此外,第一脉波信号PS1和第二脉波信号PS2各自的峰值A1、A2例如为1V。

[0104] 需要说明的是,当桡骨动脉91的血流的脉波传播速度(PWV)在100cm/s~2000cm/s的范围内时,第一脉波传感器401与第二脉波传感器402之间的实质的间隔D1为20mm,因此第一脉波信号PS1与第二脉波信号PS2间的时间差 Δt 为1.0ms~2.0ms的范围。

[0105] 如图5A所示,按压袖带24处于加压状态,压迫袖带21排出内部的空气而处于非加压状态。按压袖带24配置为在桡骨动脉91的动脉方向跨过第一脉波传感器401、第二脉波传感器402以及电流电极对41、46。此外,固体物质22也配置为在桡骨动脉91的动脉方向跨过第一脉波传感器401、第二脉波传感器402以及电流电极对41、46。

[0106] 因此,当通过泵32加压时,按压袖带24经由固体物质22将第一脉波传感器401,第二脉波传感器402以及电流电极对41、46按压至左手腕90的掌侧面90a。

[0107] 需要说明的是,电流电极对41、46,第一脉波传感器401以及第二脉波传感器402对

左手腕90的掌侧面90a的各个按压力能够适当地设定。

[0108] 在本实施方式中,将流体袋的按压袖带24用作按压部,因此能与压迫袖带21共用泵32和阀33,能谋求构成的简化。此外,能经由固体物质22来按压第一脉波传感器401、第二脉波传感器402以及电流电极对41、46,因此对被测定部位的按压力变得均匀。由此,能高精度地进行基于脉波传播时间的血压测定。

[0109] 图6是示意性地表示将实施方式1的手腕式血压计装戴于左手腕的状态下的进行通过示波法进行的血压测定时的沿着手腕的长尺寸方向的剖面的图。在该情况下,按压袖带24排出了内部的空气而处于非加压状态,压迫袖带21处于供给了空气的状态。压迫袖带21在左手腕90的周向延伸,当通过泵32加压时,均匀地压迫左手腕90的周向。在此,在压迫袖带21的内周面与左手腕90之间仅存在电极组40E。因此,由压迫袖带21产生的压迫不会被其他构件阻碍,能充分地闭合血管。因此,能高精度地进行通过示波法进行的血压测定。

[0110] 图7是表示实施方式1的手腕式血压计进行通过示波法进行的血压测定时的动作流程的图。

[0111] 在进行通过示波法进行的血压测定时,当使用者通过设置于主体10的作为操作部52的推式开关来指示通过示波法进行的血压测定时(步骤S1),CPU100开始动作,初始化处理用存储器区域(步骤S2)。此外,CPU100经由泵驱动电路320关闭泵32,打开阀33,排出压迫袖带21内的空气。接着,将第一压力传感器31的当前时间点的输出值设定为与大气压相当的(调整至0mmHg)。

[0112] 接着,CPU100关闭阀33,之后,通过泵驱动电路320驱动泵32向压迫袖带21供给空气。由此,使压迫袖带21膨胀,并且慢慢对袖带压进行加压(步骤S3)。

[0113] 在该加压过程中,为了计算出血压值,CPU100通过第一压力传感器31监测袖带压,由此,获取在作为被测定部位的左手腕90的桡骨动脉91中产生的动脉容积的变动分量来作为脉波信号。

[0114] 接着,CPU100作为第二血压计算部发挥功能,基于在该时间点获取到的上述脉波信号,通过示波法应用公知的算法来尝试计算出血压值(收缩期血压和舒张期血压)。

[0115] 在该时间点,在由于数据不足还无法计算出血压值的情况下(步骤S5:否),除非袖带压达到上限压力,否则重复进行步骤S3~S5的处理。需要说明的是,为了安全,上限压力例如预先确定为300mmHg。

[0116] 在能以这种方式计算出血压值的情况下(步骤S5:是),CPU100经由泵驱动电路320停止泵32,打开阀33,排出压迫袖带21内的空气(步骤S6)。然后,最后将血压值的测定结果显示于显示器50,并且记录在存储器51中(步骤S7)。

[0117] 需要说明的是,血压值的计算并不像上述那样限定于加压过程,也可以在减压过程中进行。

[0118] 图8是表示实施方式1的手腕式血压计获取脉波传播时间来进行基于该脉波传播时间(PTT)的血压测定(推定)时的动作流程的图。

[0119] 如图8所示,在进行基于脉波传播时间的血压测定(推定)时,当使用者通过设于主体10的作为操作部52的推式开关来指示基于PTT的血压测定时(步骤S10),CPU100驱动切换阀35来将泵32和阀33的连接目的地切换至按压袖带24(步骤S11)。接着,CPU100关闭阀33,并且通过泵驱动电路320驱动泵32,将空气供给至按压袖带24。由此,使按压袖带24膨胀,并

且慢慢对袖带压进行加压(步骤S12)。例如,以5mmHg/s程度的固定速度连续提高袖带压。需要说明的是,也可以阶段性地提高袖带压,以便能容易地确保用于计算后述的相互相关系数 r 的时间。

[0120] 在该加压过程中,CPU100作为相互相关系数计算部发挥功能,第一脉波传感器401、第二脉波传感器402分别获取以时间序列输出的第一脉波信号PS1和第二脉波信号PS2,实时地计算出该第一脉波信号PS1与第二脉波信号PS2的波形间的相互相关系数 r (步骤S13)。

[0121] 此外,CPU100作为按压力设定部发挥功能,判断计算出的相互相关系数 r 是否超过预先确定的阈值 Th (步骤S14)。例如,阈值 Th 为0.99。

[0122] 在此,在相互相关系数 r 为阈值 Th 以下的情况下(步骤S14:否),重复进行步骤S12~S14的处理,直至相互相关系数 r 超过阈值 Th 。另一方面,在相互相关系数 r 超过阈值 Th 的情况下(步骤S14:是),CPU100停止泵32(步骤S15),将袖带压设定为该时间点的值、即相互相关系数 r 超过阈值 Th 的时间点的值。

[0123] 在该状态下,CPU100获取第一脉波信号PS1与第二脉波信号PS2之间的时间差 Δt (参照图5B)来作为脉波传播时间PTT(步骤S16)。具体而言,获取图5B中的第一脉波信号PS1的峰值A1与第二脉波信号PS2的峰值A2之间的时间差 Δt 来作为脉波传播时间。

[0124] 通过以这种方式来获取脉波传播时间,能提高脉波传播时间的测定精度。此外,将袖带压设定为相互相关系数 r 超过阈值 Th 的时间点的值,因此能获取脉波传播时间而不会不必要地增加袖带压。由此,能减轻使用者的身体的负担。

[0125] 接着,CPU100作为第一的血压计算部发挥功能,使用脉波传播时间与血压之间的预先确定的对应式,基于在步骤S16中获取到的脉波传播时间来计算出(推定)血压(步骤S17)。

[0126] 在以如上方式计算出(推定)血压的情况下,如上所述提高了脉波传播时间的测定精度,因此能提高血压测定精度。需要说明的是,血压值的测定结果显示于显示器50,并且记录在存储器51中。

[0127] 在本实施方式中,在步骤S18中,在未通过操作部52指示测定停止的情况下(步骤S18:否),每当根据脉波输入第一脉波信号PS1和第二脉波信号PS2时,周期性地重复进行脉波传播时间的计算(步骤S16)和血压的计算(步骤S17)。CPU100更新血压值的测定结果并将其显示于显示器50,并且蓄积并记录在存储器51中。然后,在步骤S18中指示了测定停止的情况下(步骤S18:是),结束测定动作。

[0128] 根据该血压计1,通过基于脉波传播时间的血压测定,能在使用者的身体的负担轻的状态下,长时间地连续测定血压。

[0129] 此外,根据该血压计1,能通过一体的装置来进行基于脉波传播时间的血压测定(推定)和通过示波法进行的血压测定。由此,能提高使用者的便利性。

[0130] 图9是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的立体图。图10是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的分解立体图。图11是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的剖视图。参照图9至图11,对实施方式1的健康设备用流路形成单元500进行说明。

[0131] 如图9至图11所示,实施方式1的健康设备用流路形成单元500具备:作为第一被安装构件的泵32;作为第二被安装构件的中继构件700;以及健康设备用流路形成构件600。

[0132] 泵32具有装配健康设备用流路形成构件600的一端侧的作为第一被安装面的下表面32c。泵32的下表面32c例如具有平面形状。泵32具有供流体在内部流动的流体路径32a。流体路径32a的供给口32b设于下表面32c。供给口32b的内径小于后述的健康设备用流路形成构件600的第一开口部601的内径。

[0133] 中继构件700具有装配健康设备用流路形成构件600的另一端侧的作为第二被安装面的下表面700c。中继构件700具有供流体在内部流动的流体路径701。流体路径701的导入口702设于下表面700c。导入口702的内径小于后述的健康设备用流路形成构件600的第二开口部602的内径。

[0134] 健康设备用流路形成构件600包括用于向作为被供给体的压迫袖带21或按压袖带24供给作为流体的空气的流路604。此外,健康设备用流路形成构件600包括第一开口部601、第二开口部602以及连接路径603。由该第一开口部601、第二开口部602以及连接路径603构成流路604。

[0135] 第一开口部601位于流路604的一端。第二开口部602位于流路604的另一端。连接路径603连接第一开口部601和第二开口部602。

[0136] 健康设备用流路形成构件600具备板状体610和接合层620。板状体610具有扁平形状。板状体610具有在厚度方向(后述的第一方向)相互处于表里关系的第一主面611和第二主面612。板状体610例如通过注塑成型等形成。板状体610由树脂构件或金属构件等构成。

[0137] 在板状体610中设有连接路径603。连接路径603具有在第一主面611开口的开口形状。在连接路径603的一端侧设有第一室605,在连接路径603的另一端侧设有第二室606。第一室605和第二室606具有大致圆柱形状,比连接路径603中的连接第一室605和第二室606的部分宽幅地构成。需要说明的是,第一室605和第二室606也可以以与连接路径603中的连接第一室605和第二室606的部分相同的宽度构成。

[0138] 接合层620具有长尺寸形状。接合层620例如由双面胶带、粘接剂等构成。接合层620的一端侧配置为与泵32重叠,接合层620的另一端侧在泵32的外侧露出。在接合层620中设有第一开口部601和第二开口部602。

[0139] 接合层620以第一开口部601与泵32的流体路径32a连通的方式将板状体610的一端侧与泵32的下表面32c(第一被安装面)接合。接合层620以第二开口部602与中继构件700的流体路径701连通的方式将板状体610的另一端侧与中继构件700的下表面700c(第二被安装面)接合。

[0140] 图12是实施方式1的健康设备用流路形成构件的上表面图。图13是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的第一开口部侧的剖视图,是被图11中示出的XIII线包围的部分的放大图。图14是表示实施方式1的健康设备用流路形成单元的第二开口部侧的剖视图。参照图12至图14,对第一开口部601和第二开口部602与连接路径603的位置关系进行说明。

[0141] 如图12和图13所示,在沿着接合层620和板状体610排列的第一方向观察的情况下,第一开口部601与上述轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使接合层620具有朝向沿着第一方向投影连接路径603的投影像的轮廓线(图12的虚线部)的内侧伸出的第一伸出部625(参照图13)。

[0142] 在泵32的下表面32c装配有健康设备用流路形成构件600的情况下,第一伸出部625以包围泵32的供给口32b的方式装配于下表面32c。

[0143] 因此,在从泵32通过健康设备用流路形成构件600向被供给体供给空气的情况下,从泵32的供给口32b朝向连接路径603内供给的空气的一部分在连接路径603的底面部弹回,朝向泵32的下表面32c按压第一伸出部625。

[0144] 由此,接合层620与泵32的下表面32c的密合性提高。此外,通过朝向下表面32c按压第一伸出部625,能抑制空气进入接合层620与泵32的下表面32c的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600与泵32之间维持良好的气密性。

[0145] 如图12和图14所示,在沿着上述第一方向观察的情况下,第二开口部602与轮廓线保持间隔地配置于轮廓线的内侧,以使接合层620具有朝向沿着第一方向投影连接路径603的投影像的轮廓线的内侧伸出的第二伸出部626。

[0146] 在中继构件700的下表面700c装配有健康设备用流路形成构件600的情况下,第二伸出部626以包围中继构件700的导入口702的方式装配于下表面700c。

[0147] 因此,在从泵32通过健康设备用流路形成构件600向被供给体供给空气的情况下,从连接路径603朝向导入口701a排出的空气的一部分朝向中继构件700的下表面700c按压第二伸出部626。由此,接合层620与中继构件700的下表面700c的密合性提高。此外,通过朝向下表面700c按压第二伸出部626,能抑制空气进入接合层620与中继构件700的下表面700c的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600与中继构件700之间维持良好的气密性。

[0148] 此外,健康设备用流路形成构件600构成为能与泵32的第一被设置面(下表面32c)接合。因此,以在泵32的第一被设置面设置供给口32b,健康设备用流路形成构件600的流路604与该供给口32b连通的方式将健康设备用流路形成构件600与第一被设置面直接接合,由此能谋求健康设备用流路形成单元500及具备该健康设备用流路形成单元500的血压计1的低背化(小型化)。

[0149] 同样地,健康设备用流路形成构件600构成为能与中继构件700的第二被设置面(下表面700c)接合。因此,以在中继构件700的第二被设置面设置导入口702,健康设备用流路形成构件600的流路604与该导入口702连通的方式将健康设备用流路形成构件600与第二设置面直接接合,由此能谋求健康设备用流路形成单元500及具备该健康设备用流路形成单元500的血压计1的低背化(小型化)。

[0150] (变形例1)

[0151] 图15是表示变形例1的健康设备用流路形成单元的第一开口部侧的剖视图。参照图15,对健康设备用流路形成单元500A进行说明。

[0152] 如图15所示,对于变形例1的健康设备用流路形成单元500A而言,在与实施方式1的健康设备用流路形成单元500进行比较的情况下,在健康设备用流路形成构件600A中连接路径603的形状不同。其他构成大致相同。

[0153] 在变形例1中,位于一端侧的一部分连接路径603包括在上述第一方向随着远离接合层620而顶端变细的顶端变细部。具体而言,规定第一室605的一部分板状体610的内侧面具有在第一方向随着远离接合层620而倾斜的圆锥形状。

[0154] 此外,位于另一端侧的一部分连接路径603包括在上述第一方向随着远离接合层620而顶端变细的顶端变细部。具体而言,规定第二室606的一部分板状体610的内侧面具有在第一方向随着远离接合层620而倾斜的圆锥形状。

[0155] 即使是在以上述方式构成的情况下,变形例1的健康设备用流路形成构件600A也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成构件600大致相同的效果。此外,在具备健康设备用流路形成构件600A的变形例1的健康设备用流路形成单元500A和健康设备中,也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成单元500和血压计1大致相同的效果。

[0156] 除此之外,如上所述,位于一端侧和另一端侧的一部分连接路径603包括顶端变细部,由此,能保持接合层620与泵32和中继构件700的接合强度,并且增加第一伸出部625和第二伸出部626的面积。由此,能更良好地维持健康设备用流路形成构件600A与泵32的气密性以及健康设备用流路形成构件600A与中继构件700的气密性。

[0157] (比较例)

[0158] 图16是表示比较例中的健康设备用流路形成单元的立体图。图17是表示比较例中的健康设备用流路形成单元的分解立体图。参照图16和图17,对比较例中的健康设备用流路形成单元500X进行说明。

[0159] 如图16和图17所示,对于比较例中的健康设备用流路形成单元500X而言,在与实施方式1的健康设备用流路形成单元500进行比较的情况下,泵32X、中继构件700X以及健康设备用流路形成构件600X的构成不同。

[0160] 泵32X具有设有流体路径32a的喷嘴321。喷嘴321设为从泵32X的下表面32c向下方突出。中继构件700X具有设有流体路径701的喷嘴711。喷嘴711设为从中继构件700X的下表面700c向下方突出。

[0161] 健康设备用流路形成构件600X由具有挠性的管构成。健康设备用流路形成构件600X的一端侧插入至喷嘴321。健康设备用流路形成构件600X的另一端侧插入至喷嘴711。在该状态下,健康设备用流路形成构件600X折弯来变更流路,具有折弯部651、652。

[0162] 由此,包括泵32X、中继构件700X以及健康设备用流路形成构件600X的健康设备用流路形成单元500X的厚度根据喷嘴321或喷嘴711、折弯部651或折弯部652的厚度而增厚相当程度。其结果是,健康设备用流路形成单元500X及具备该健康设备用流路形成单元500X的血压计的小型化变得困难。

[0163] 需要说明的是,在使用实施方式1的健康设备用流路形成构件600连接泵32X和中继构件700X的情况下,没有形成上述的折弯部651、652,因此,能使健康设备用流路形成单元和血压计低背化该折弯部651、652的厚度的量。

[0164] (实施方式2)

[0165] 图18是表示实施方式2的健康设备用流路形成单元的分解立体图。图19是表示实施方式2的健康设备用流路形成单元的第一开口部侧的剖视图。图20是表示实施方式2的健康设备用流路形成单元的第二开口部侧的剖视图。参照图18至图20,对实施方式2的健康设备用流路形成单元500B进行说明。

[0166] 如图18至图20所示,对于实施方式2的健康设备用流路形成单元500B而言,在与实施方式1的健康设备用流路形成单元500进行比较的情况下,健康设备用流路形成构件600B中的连接路径603B和板状体610B的构成不同。其他构成大致相同。

[0167] 板状体610B包括第一部分610B1和第二部分610B2。第一部分610B1具有板形状。第一部分610B1位于板状体610B的厚度方向(第一方向)的一侧。第一部分610B1设有作为后述的第一副路径部6031和第二副路径部6032的两个贯通孔。

[0168] 第二部分610B2具有板形状。第二部分610B2位于厚度方向的另一侧。第二部分610B2具有朝向厚度方向的上述一侧开口的槽部。该槽部规定后述的主路径部6030。

[0169] 以覆盖该槽部的方式将第一部分610B1配置并固定在第二部分610B2上,由此形成有板状体610B。

[0170] 需要说明的是,厚度方向的第一部分610B1和第二部分610B2的分割位置并没有如上所述地限定,能进行适当变更。可以是以设于第一部分610B1的槽部与设于第二部分610B2的槽部对置的方式,将第一部分610B1配置并固定在第二部分610B2上,由此,形成有板状体610B。

[0171] 连接路径603B包括设于板状体610B的内部的主路径部6030、第一副路径部6031以及第二副路径部6032。

[0172] 主路径部6030设于板状体610B的内部。在主路径部6030的一端侧设有第一室605。在主路径部6030的另一端侧设有第二室606。

[0173] 如图19所示,第一副路径部6031连接第一开口部601和主路径部6030。在沿着接合层620和板状体610B排列的第一方向观察的情况下,第一副路径部6031配置于主路径部6030的内侧,以使板状体610B具有规定第一副路径部6031,并且向主路径部6030的内侧突出的第一突出部615。在沿着第一方向观察的情况下,第一副路径部6031位于第一室605的内侧。第一伸出部625被第一突出部615支承。

[0174] 在从泵32通过健康设备用流路形成构件600B向被供给体供给空气的情况下,从泵32的供给口32b朝向连接路径603B内供给的空气的一部分在连接路径603B的底面部弹回,朝向泵32的下表面32c侧按压第一突出部615。由此,第一突出部615朝向泵32的下表面32c按压第一伸出部625。

[0175] 因此,接合层620与泵32的下表面32c的密合性提高。此外,通过朝向下表面32c按压第一伸出部625,能抑制空气进入接合层620与泵32的下表面32c的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600B与泵32之间维持良好的气密性。

[0176] 如图20所示,第二副路径部6032连接第二开口部602和主路径部6030。在沿着上述第一方向观察的情况下,第二副路径部6032配置于主路径部6030的内侧,以使板状体610B具有规定第二副路径部6032,并且向主路径部6030的内侧突出的第二突出部616。在沿着第一方向观察的情况下,第二副路径部6032位于第二室606的内侧。第二伸出部626被第二突出部616支承。

[0177] 在从泵32通过健康设备用流路形成构件600B向被供给体供给空气的情况下,从连接路径603朝向导入口701a排出的空气的一部分朝向中继构件700的下表面700c侧按压第二突出部616。由此,第二突出部616朝向中继构件700的下表面700c按压第二伸出部626。

[0178] 因此,接合层620与中继构件700的下表面700c的密合性提高。此外,通过朝向下表面700c按压第二伸出部626,能抑制空气进入接合层620与中继构件700的下表面700c的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600B与中继构件700之间维持良好的气密性。

[0179] 即使是在以上述方式构成的情况下,实施方式2的健康设备用流路形成构件600B也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成构件600大致相同的效果。此外,在具备健康设备用流路形成构件600B的实施方式2的健康设备用流路形成单元500B和血压计中,也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成单元500和血压计1大致相同的效果。

[0180] (实施方式3)

[0181] 图21是表示实施方式3的健康设备用流路形成单元的立体图。图22是表示实施方式3的健康设备用流路形成单元的分解立体图。图23是表示实施方式3的健康设备用流路形成单元的剖视图。参照图21至图23,对实施方式3的健康设备用流路形成单元500C进行说明。

[0182] 如图21至图23所示,对于实施方式3的健康设备用流路形成单元500C而言,在与实施方式1的健康设备用流路形成单元500进行比较的情况下,中继构件700的安装位置和健康设备用流路形成构件600C的构成不同。其他构成大致相同。

[0183] 中继构件700装配于板状体610C的第二主面612侧。中继构件700具有装配健康设备用流路形成单元600C的另一端侧的作为第二被安装面的上表面700d。中继构件700具有供流体在内部流动的流体路径701。流体路径701的导入口702设于上表面700d。

[0184] 健康设备用流路形成构件600C具备板状体610C、接合层620C以及连接层630。

[0185] 对于板状体610C而言,在与实施方式1的板状体610进行比较的情况下,在另一端侧设为在第二主面612开口这一点上不同。其他构成大致相同。板状体610C的第二室606C设为朝向第一主面611和第二主面612开口。

[0186] 在接合层620C中设有第一开口部601。接合层620C以除了第一开口部601在第一方向与连接路径603重叠的部分以外覆盖连接路径603C的方式设于第一主面611侧。接合层620C以第一开口部601与泵32的流体路径32a连通的方式将板状体610C的一端侧与泵32的下表面32c接合。

[0187] 连接层630具有大致圆形。连接层630例如由双面胶带、粘接剂等构成。在连接层630中设有第二开口部602。连接层630设于第二主面612侧。连接层630以第二开口部602与中继构件700的流体路径701连通的方式将板状体610C的另一端侧连接于中继构件700的上表面700d。

[0188] 在沿着上述第一方向观察的情况下,第二开口部602与该轮廓线保持间隔地配置于该轮廓线的内侧,以使连接层630具有朝向沿着第一方向投影连接路径603C的投影像的轮廓线的内侧伸出的第二伸出部636。

[0189] 在从泵32通过健康设备用流路形成构件600C向被供给体供给空气的情况下,从连接路径603C朝向导入口701a排出的空气的一部分朝向中继构件700的上表面700d按压第二伸出部636。由此,接合层620与中继构件700的上表面700d的密合性提高。此外,通过朝向上表面700d按压第二伸出部636,能抑制空气进入连接层630与中继构件700的上表面700d的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600C与中继构件700之间维持良好的气密性。

[0190] 即使是在以上述方式构成的情况下,实施方式3的健康设备用流路形成构件600C也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成构件600大致相同的效果。此外,在具备健康设备用流路形成构件600C的实施方式3的健康设备用流路形成单元500C和血压计中,也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成单元500和血压计1大致相同的效果。

[0191] (实施方式4)

[0192] 图24是表示实施方式4的健康设备用流路形成单元的立体图。图25是表示实施方式4的健康设备用流路形成单元的分解立体图。图26是表示实施方式4的健康设备用流路形成单元的剖视图。参照图24至图26,对实施方式4的健康设备用流路形成单元500D进行说

明。

[0193] 对于实施方式4的健康设备用流路形成单元500D而言,在与实施方式3的健康设备用流路形成单元500C进行比较的情况下,健康设备用流路形成构件600D的板状体610D的构成和连接层630D的构成不同。其他构成大致相同。

[0194] 对于健康设备用流路形成构件600D的板状体610D而言,在与实施方式3的板状体610C进行比较的情况下,在连接路径603D整体在第一主面611和第二主面612的双方开口这一点上不同。其他构成大致相同。

[0195] 对于连接层630D而言,在与实施方式3的连接层630进行比较的情况下,形状不同。其他构成大致相同。连接层630D具有长尺寸形状。连接层630D以除了第二开口部602在第一方向与连接路径603重叠的部分以外覆盖连接路径603D的方式设于第二主面612侧。

[0196] 即使是在以上述方式构成的情况下,实施方式4的健康设备用流路形成构件600D也可以获得与实施方式3的健康设备用流路形成构件600C大致相同的效果。此外,在具备健康设备用流路形成构件600D的实施方式4的健康设备用流路形成单元500D和血压计中,也可以获得与实施方式3的健康设备用流路形成单元500C和血压计大致相同的效果。

[0197] (实施方式5)

[0198] 图27是表示实施方式5的健康设备用流路形成单元的分解立体图。图28是表示实施方式5的健康设备用流路形成单元的剖视图。参照图27和图28,对实施方式5的健康设备用流路形成单元500E进行说明。

[0199] 如图27和图28所示,对于实施方式5的健康设备用流路形成单元500E而言,在与实施方式1的健康设备用流路形成单元500进行比较的情况下,泵32E的构成和中继构件700E的构成不同。其他构成大致相同。

[0200] 对于泵32E而言,在与实施方式1的泵32进行比较的情况下,在具有槽部322这一点上不同。槽部322具有环状形状,设于泵32E的下表面32c。在沿着第一方向观察的情况下,槽部322以包围第一开口部601的方式设于与第一伸出部625重叠的区域。槽部322在第一方向上向远离健康设备用流路形成构件600的方向凹陷。

[0201] 在从泵32E通过健康设备用流路形成构件600向被供给体供给空气的情况下,从泵32E的供给口32b朝向连接路径603内供给的空气的一部分在连接路径603的底面部弹回,朝向泵32E的下表面32c按压第一伸出部625。

[0202] 此时,第一伸出部625的一部分进入槽部322内,贴合于槽部322。由此,能进一步提高接合层620与泵32E的下表面32c的密合性。此外,通过朝向下表面32c按压第一伸出部625,能抑制空气进入接合层620与泵32E的下表面32c的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600与泵32E之间维持良好的气密性。

[0203] 对于中继构件700E而言,在与实施方式1的中继构件700进行比较的情况下,在具有槽部720这一点上不同。槽部720具有环状形状,设于中继构件700E的下表面700c。在沿着第一方向观察的情况下,槽部720以包围第二开口部602的方式设于与第二伸出部626重叠的区域。槽部720在第一方向上向远离健康设备用流路形成构件600的方向凹陷。

[0204] 在从泵32通过健康设备用流路形成构件600向被供给体供给空气的情况下,从连接路径603朝向导入口701a排出的空气的一部分朝向中继构件700E的下表面700c按压第二伸出部626。

[0205] 此时,第二伸出部626的一部分进入槽部720内,贴合于槽部720。由此,能进一步提高接合层620与中继构件700E的下表面700c的密合性。此外,通过朝向下表面700c按压第二伸出部626,能抑制空气进入接合层620与中继构件700E的下表面700c的界面。其结果是,在健康设备用流路形成构件600与中继构件700E之间维持良好的气密性。

[0206] 即使是在以上述方式构成的情况下,实施方式5的健康设备用流路形成单元500E及具备该实施方式5的健康设备用流路形成单元500E的血压计也可以获得与实施方式1的健康设备用流路形成单元500及具备该实施方式1的健康设备用流路形成单元500的血压计1大致相同的效果。

[0207] 需要说明的是,在上述的实施方式1至实施方式5以及变形例1中说明的特征性的构成在不脱离本发明的主旨的情况下可以进行适当组合。

[0208] 此外,在上述的实施方式1至实施方式5以及变形例1中,对在健康设备用流路形成构件的第一开口部601侧设置有泵,在健康设备用流路形成构件的第二开口部602侧配置有中继构件的情况进行了举例说明,但并不限于此,也可以在第一开口部601侧配置有中继构件,在第二开口部602侧配置有泵。此外,对第二被设置构件为中继构件的情况进行了举例说明,但并不限于此,也可以是作为放入/取出流体的对象的被供给体。

[0209] 以上说明的基于本公开的健康设备用流路形成构件包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于上述流路的一端侧的第一开口部、位于上述流路的另一端侧的第二开口部以及连接上述第一开口部和上述第二开口部的连接路径,该健康设备用流路形成构件具备:设有上述连接路径的板状体;以及接合层,其设有上述第一开口部和上述第二开口部中的至少上述第一开口部,并以上述第一开口部与第一被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第一被安装构件接合。在沿着上述接合层和上述板状体排列的第一方向观察的情况下,上述第一开口部从沿着上述第一方向投影上述连接路径的投影像的轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述接合层具有朝向上述轮廓线的内侧伸出的第一伸出部。

[0210] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,上述连接路径可以包括设于上述板状体的内部的主路径部、连接上述第一开口部和上述主路径部的第一副路径部以及连接上述第二开口部和上述主路径部的第二副路径部。在该情况下,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第一副路径部优选配置于上述主路径部的内侧,以使上述板状体具有规定上述第一副路径部,并且向上述主路径部的内侧突出的第一突出部,上述第一伸出部优选被上述第一突出部支承。

[0211] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,优选的是,上述第二开口部设于上述接合层。

[0212] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第二开口部可以与上述轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述接合层具有朝向上述投影像的上述轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。

[0213] 上述基于本公开的健康设备用流路形成构件可以进一步具备连接层,该连接层设有上述第二开口部,并以上述第二开口部与第二被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第二被安装构件连接。在该情况下,优选的是,上述板状体具有在上述第一方向相互处于表里关系的第一主面和第二主面。而且,上述接合层优选设于上述第一主面侧,上述

连接层优选设于上述第二主面侧。

[0214] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,优选的是,在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第二开口部与上述轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述连接层具有朝向沿着上述第一方向投影上述连接路径的投影像的轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。

[0215] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成构件中,优选的是,位于上述一端侧的一部分连接路径包括在上述第一方向随着远离上述接合层而顶端变细的顶端变细部。

[0216] 基于本公开的健康设备用流路形成构件包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于上述流路的一端侧的第一开口部、位于上述流路的另一端侧的第二开口部以及连接上述第一开口部和上述第二开口部的连接路径,该健康设备用流路形成构件具备:设有上述连接路径的板状体;以及接合层,其设有上述第一开口部和上述第二开口部中的至少上述第一开口部,并以上述第一开口部与第一被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第一被安装构件接合。在沿着上述接合层和上述板状体排列的第一方向观察的情况下,上述第一开口部从沿着上述第一方向投影上述连接路径的投影像的轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述接合层具有朝向上述轮廓线的内侧伸出的第一伸出部。上述第二开口部设于上述接合层。所述板状体具有在所述第一方向相互处于表里关系的第一主面和第二主面。所述连接路径具有在所述第一主面开口的开口形状。所述接合层以除了所述第一开口部和所述第二开口部在所述第一方向与所述连接路径重叠的部分以外覆盖所述连接路径的方式设于所述第一主面侧。

[0217] 基于本公开的健康设备用流路形成构件包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于上述流路的一端侧的第一开口部、位于上述流路的另一端侧的第二开口部以及连接上述第一开口部和上述第二开口部的连接路径,该健康设备用流路形成构件具备:设有上述连接路径的板状体;以及接合层,其设有上述第一开口部和上述第二开口部中的至少上述第一开口部,并以上述第一开口部与第一被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第一被安装构件接合。在沿着上述接合层和上述板状体排列的第一方向观察的情况下,上述第一开口部从沿着上述第一方向投影上述连接路径的投影像的轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述接合层具有朝向上述轮廓线的内侧伸出的第一伸出部。上述健康设备用流路形成构件还具备连接层,该连接层设有所述第二开口部,并以所述第二开口部与第二被安装构件的流体路径连通的方式将所述板状体与第二被安装构件连接。所述板状体具有在所述第一方向相互处于表里关系的第一主面和第二主面。所述接合层设于所述第一主面侧,所述连接层设于所述第二主面侧。所述连接路径具有在所述第一主面开口的开口形状。所述接合层以除了所述第一开口部在所述第一方向与所述连接路径重叠的部分以外覆盖所述连接路径的方式设于所述第一主面侧。

[0218] 基于本公开的健康设备用流路形成构件包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于上述流路的一端侧的第一开口部、位于上述流路的另一端侧的第二开口部以及连接上述第一开口部和上述第二开口部的连接路径,该健康设备用流路形成构件具备:设有上述连接路径的板状体;以及接合层,其设有上述第一开口部和上述第二开口部中的至少上述第一开口部,并以上述第一开口部与第一被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第一被安装构件接合。所述连接路径包括设于所述板状体的内部的主路径部、连接所

述第一开口部和所述主路径部的第一副路径部以及连接所述第二开口部和所述主路径部的第二副路径部。在沿着所述第一方向观察的情况下,所述第一副路径部配置于所述主路径部的内侧,以使所述板状体具有规定所述第一副路径部,并且向所述主路径部的内侧突出的第一突出部。所述第一伸出部被所述第一突出部支承。所述第二开口部设于所述接合层。在沿着所述第一方向观察的情况下,所述第二开口部与所述轮廓线保持间隔地配置于所述轮廓线的内侧,以使所述接合层具有朝向所述投影像的所述轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。在沿着所述第一方向观察的情况下,所述第二副路径部配置于所述主路径部的内侧,以使所述板状体具有规定所述第二副路径部,并且向所述主路径部的内侧突出的第二突出部。所述第二伸出部被所述第二突出部支承。

[0219] 基于本公开的健康设备用流路形成构件包括用于向被供给体供给流体的流路,设有位于上述流路的一端侧的第一开口部、位于上述流路的另一端侧的第二开口部以及连接上述第一开口部和上述第二开口部的连接路径,该健康设备用流路形成构件具备:设有上述连接路径的板状体;以及接合层,其设有上述第一开口部和上述第二开口部中的至少上述第一开口部,并以上述第一开口部与第一被安装构件的流体路径连通的方式将上述板状体与第一被安装构件接合。上述连接路径包括设于上述板状体的内部的主路径部、连接上述第一开口部和上述主路径部的第一副路径部以及连接上述第二开口部和上述主路径部的第二副路径部。在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第一副路径部配置于上述主路径部的内侧,以使上述板状体具有规定上述第一副路径部,并且向上述主路径部的内侧突出的第一突出部。上述第一伸出部被上述第一突出部支承。在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第二开口部与上述轮廓线保持间隔地配置于上述轮廓线的内侧,以使上述连接层具有朝向上述投影像的上述轮廓线的内侧伸出的第二伸出部。在沿着上述第一方向观察的情况下,上述第二副路径部配置于上述主路径部的内侧,以使上述板状体具有规定上述第二副路径部,并且向上述主路径部的内侧突出的第二突出部,上述第二伸出部被上述第二突出部支承。

[0220] 基于本公开的健康设备用流路形成单元具备上述健康设备用流路形成构件和装配有上述健康设备用流路形成构件的上述第一被安装构件。

[0221] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,上述第一被安装构件具有装配上述健康设备用流路形成构件的第一被安装面。在该情况下,在沿着上述第一方向观察的情况下,优选的是,上述第一被安装面以包围上述第一开口部的方式设于与上述第一伸出部重叠的区域,且具有在第一方向上向远离上述健康设备用流路形成构件的方向凹陷的槽部。

[0222] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,上述第一被安装构件是供给流体的流体供给源。

[0223] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,还具备以上述第二开口部与第二被安装构件的流体路径连通的方式装配有上述健康设备用流路形成构件的上述第二被安装构件。

[0224] 在上述基于本公开的健康设备用流路形成单元中,优选的是,上述第二被安装构件是从上述健康设备用流路形成构件进行中继来向被供给体供给流体的中继构件。

[0225] 基于本公开的健康设备具备上述健康设备用流路形成单元和从上述健康设备用

流路形成单元供给流体的流体袋。

[0226] 以上,本次发明的实施方式在所有方面均为例示而非限制性的。本发明的范围由权利要求书示出,并包括与权利要求书等同的含义以及范围内的所有变更。

[0227] 附图标记说明

[0228] 1 手腕式血压计

[0229] 10 主体

[0230] 10b 底面

[0231] 15 带扣

[0232] 20 带

[0233] 20a 内周面

[0234] 20b 外周面

[0235] 20e、20f 端部

[0236] 21 压迫袖带

[0237] 21a 外周面

[0238] 22 固体物质

[0239] 23 带状体

[0240] 23a 内周面

[0241] 24 按压袖带

[0242] 24a 内周面

[0243] 25 第一板状体件

[0244] 25e、25f 端部

[0245] 26 第二板状体件

[0246] 26e、26f 端部

[0247] 27、28 连结棒

[0248] 29 固定部

[0249] 31 第一压力传感器

[0250] 32、32E、32X 泵

[0251] 32a 流体路径

[0252] 32b 供给口

[0253] 32c 下表面

[0254] 33 阀

[0255] 34 第二压力传感器

[0256] 35 切换阀

[0257] 38a、38b、39a、39b 空气配管

[0258] 40 阻抗测定部

[0259] 40E 电极组

[0260] 41、42、43、44、45、46 电极

[0261] 49 电压检测电路

[0262] 50 显示器

- [0263] 51 存储器
- [0264] 52 操作部
- [0265] 53 电池
- [0266] 59 通信部
- [0267] 71、72 布线
- [0268] 90 左手腕
- [0269] 90a 掌侧面
- [0270] 91 桡骨动脉
- [0271] 310 振荡电路
- [0272] 320 泵驱动电路
- [0273] 321 喷嘴
- [0274] 322 槽部
- [0275] 340 振荡电路
- [0276] 401 第一脉波传感器
- [0277] 402 第二脉波传感器
- [0278] 500、500A、500B、500C、500D、500E、500X 健康设备用流路形成单元
- [0279] 600、600A、600B、600C、600D、600X 健康设备用流路形成构件
- [0280] 601 第一开口部
- [0281] 602 第二开口部
- [0282] 603、603B、603D 连接路径
- [0283] 604 流路
- [0284] 605 第一室
- [0285] 606、606C 第二室
- [0286] 610、610B、610C、610D 板状体
- [0287] 610B1 第一部分
- [0288] 610B2 第二部分
- [0289] 611 第一主面
- [0290] 612 第二主面
- [0291] 615 第一突出部
- [0292] 616 第二突出部
- [0293] 620、620C 接合层
- [0294] 625 第一伸出部
- [0295] 626 第二伸出部
- [0296] 630、630D 连接层
- [0297] 636 第二伸出部
- [0298] 651、652 折弯部
- [0299] 700、700E、700X 中继构件
- [0300] 700c 下表面
- [0301] 700d 上表面

- [0302] 701 流体路径
- [0303] 702 导入口
- [0304] 711 喷嘴
- [0305] 720 槽部
- [0306] 900 网络
- [0307] 6030 主路径部
- [0308] 6031 第一副路径部
- [0309] 6032 第二副路径部

[图2]

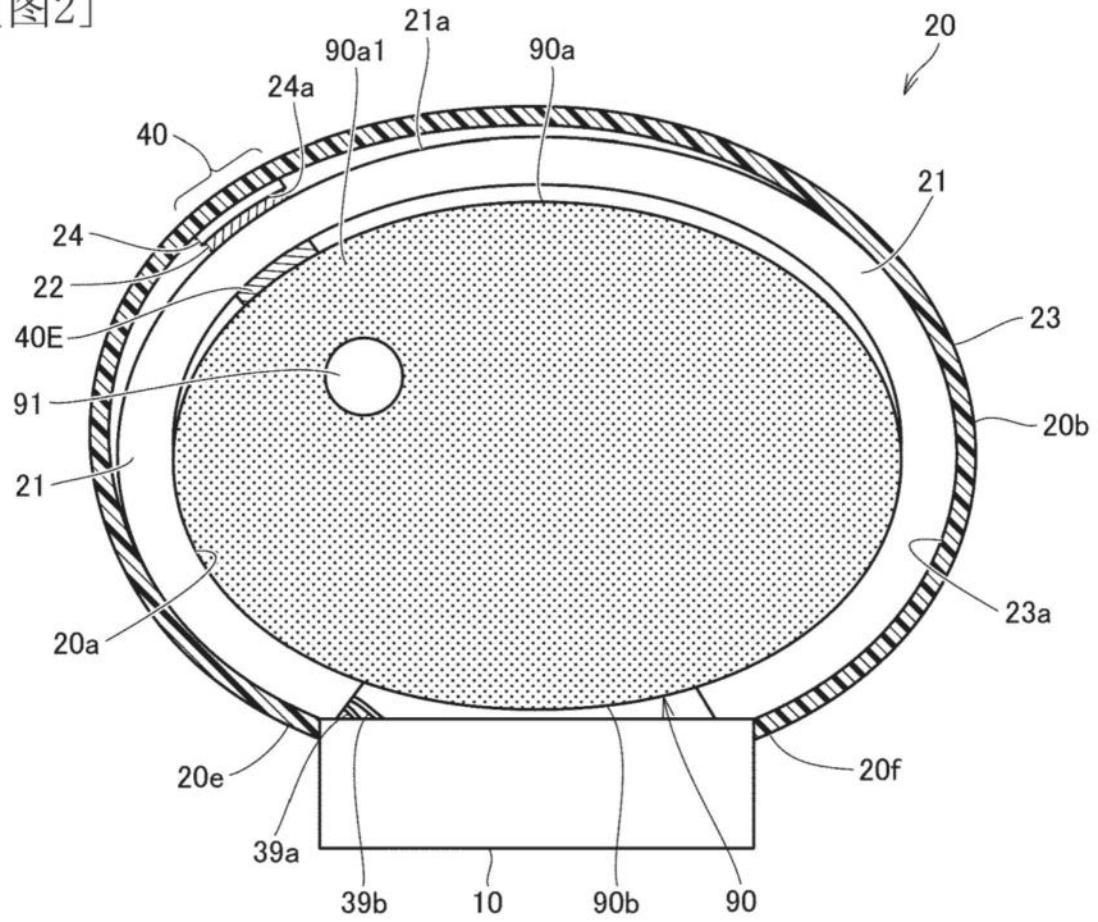


图2

[图3]

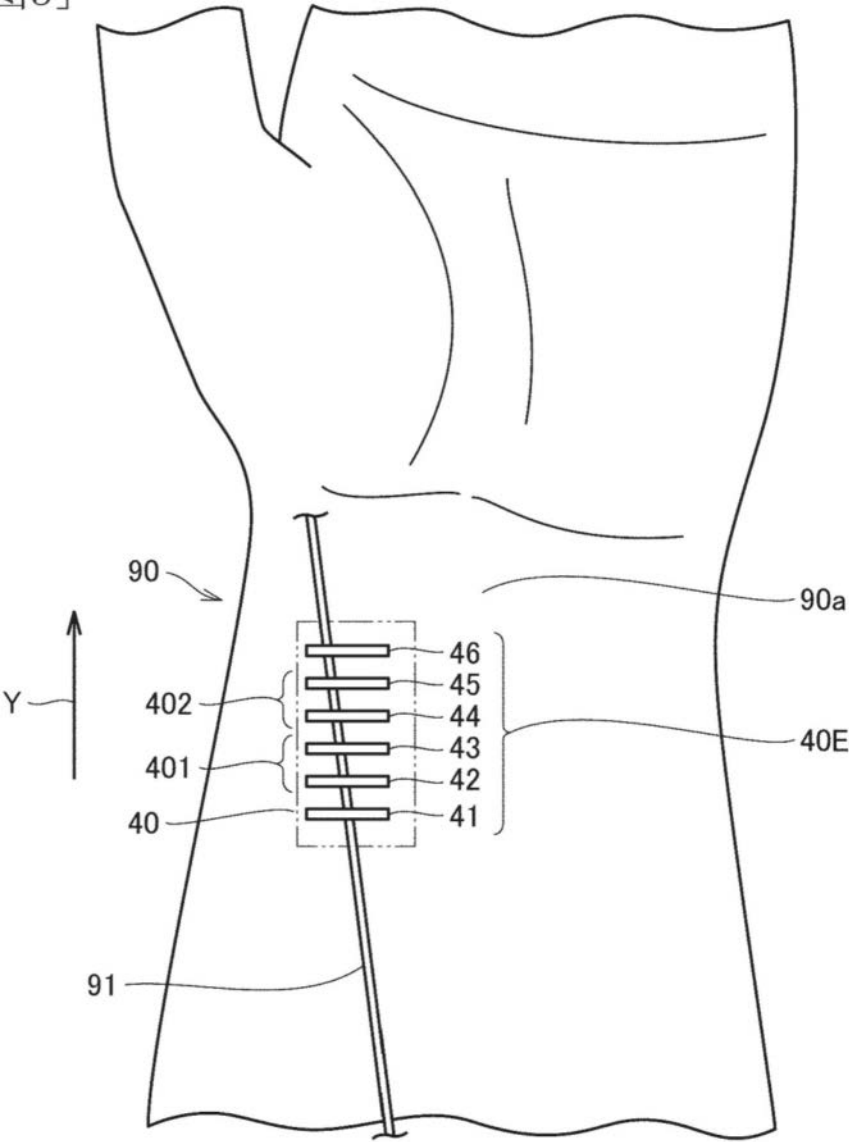


图3

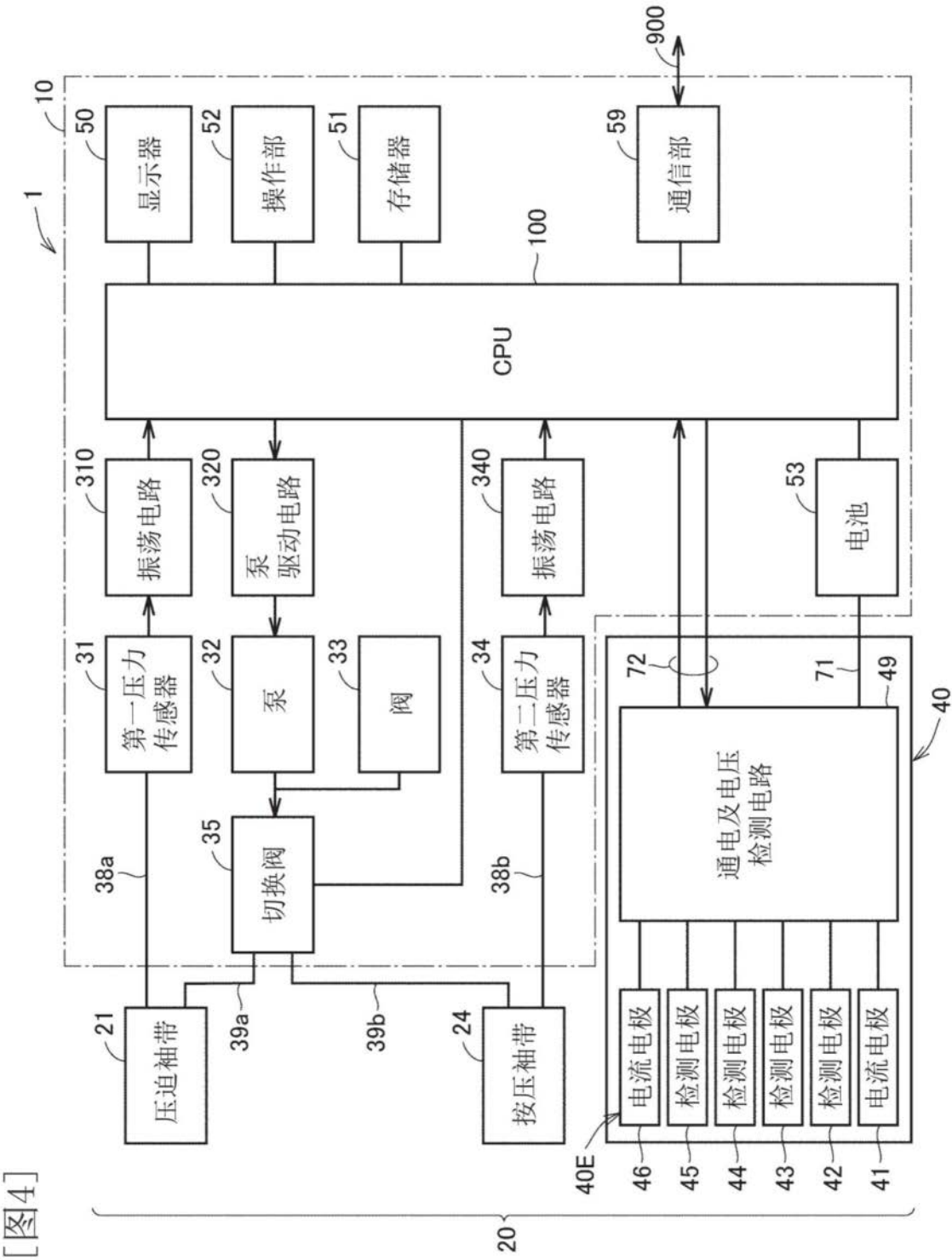


图4

[图5A]

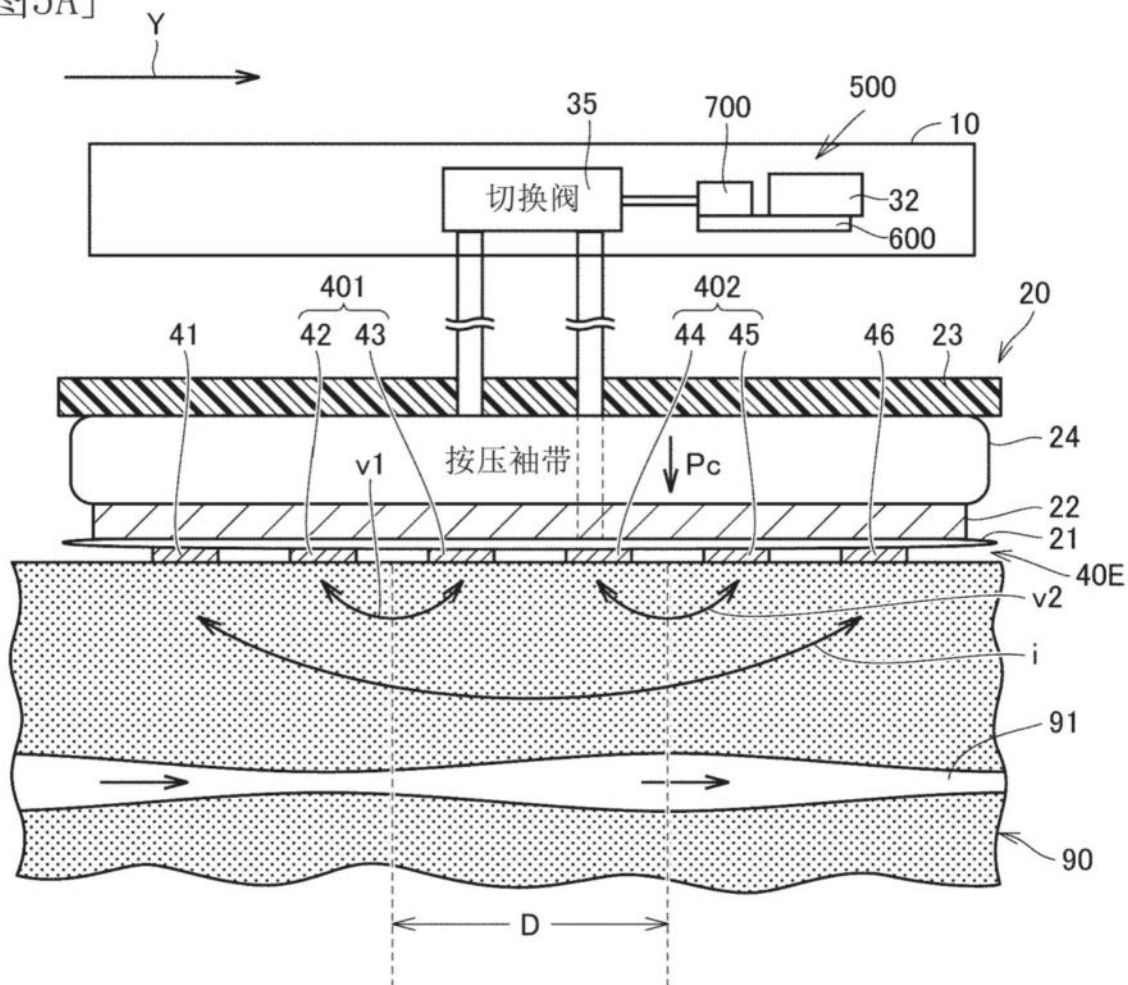


图5A

[图5B]

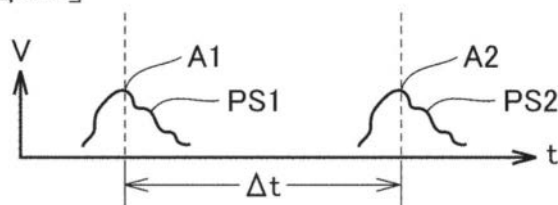


图5B

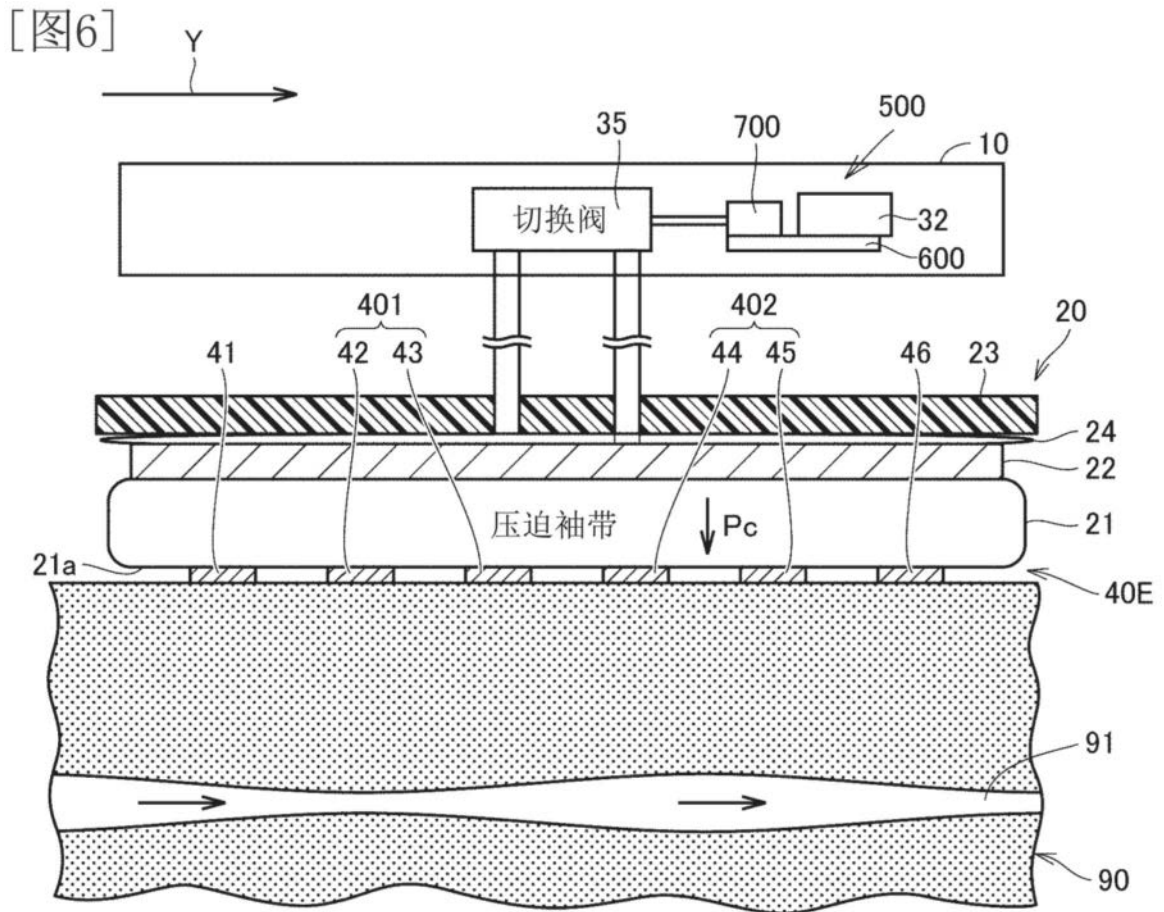


图6

[图7]

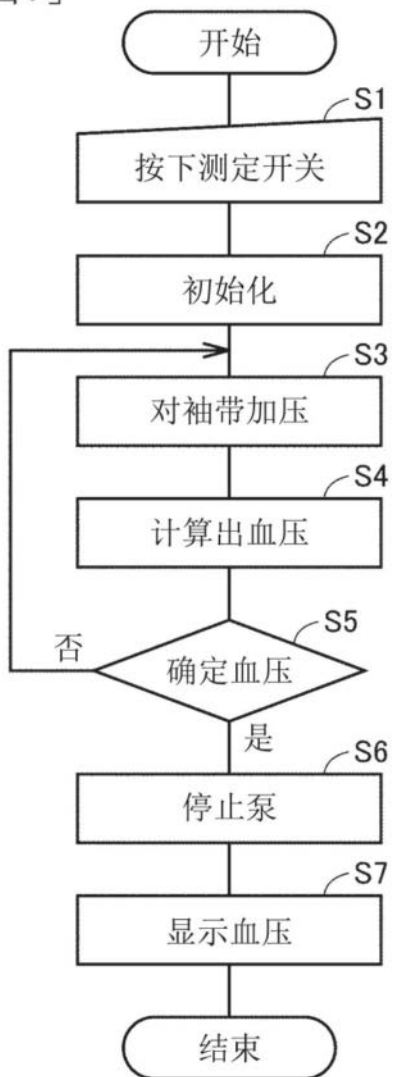


图7

[图8]

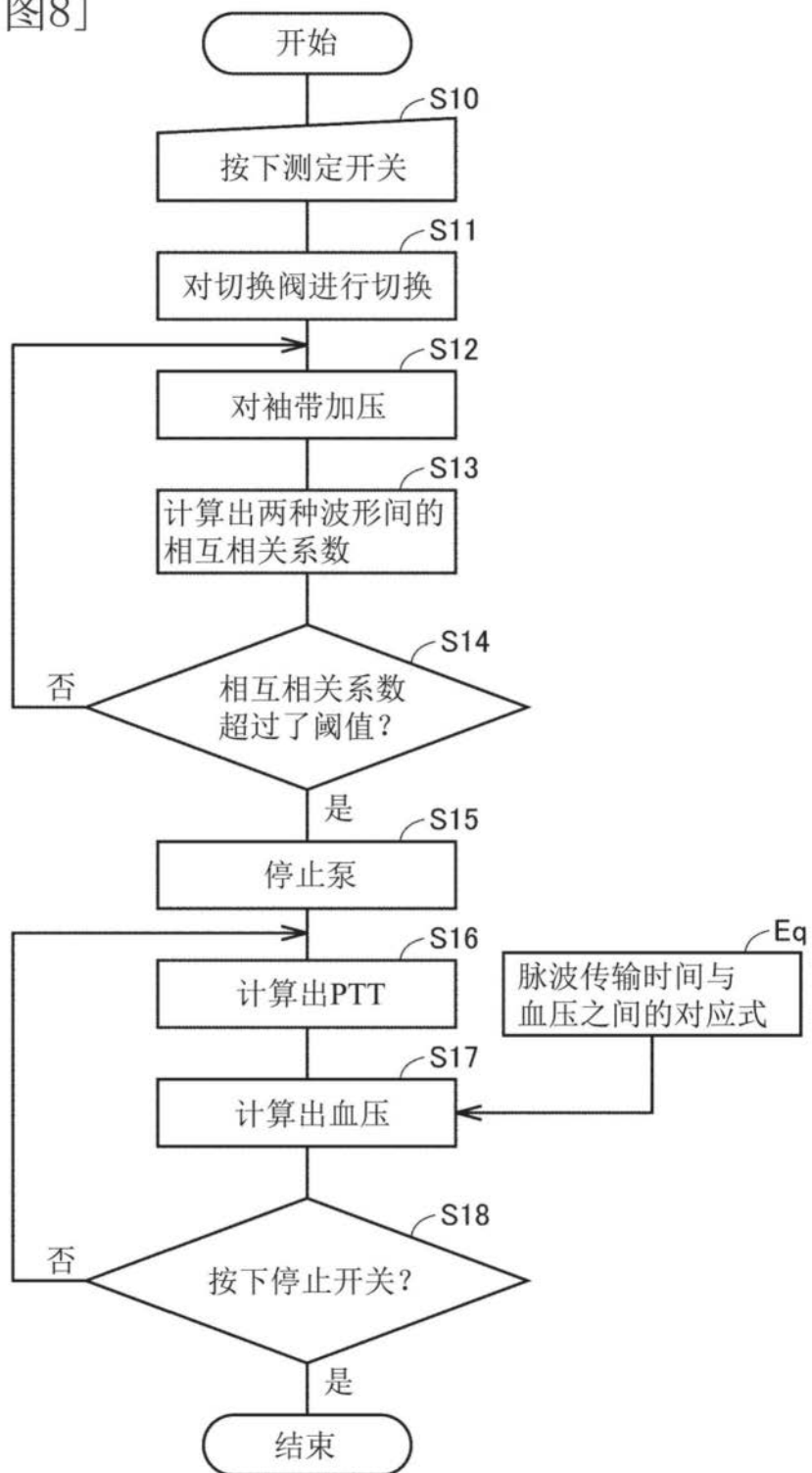


图8

[图9]

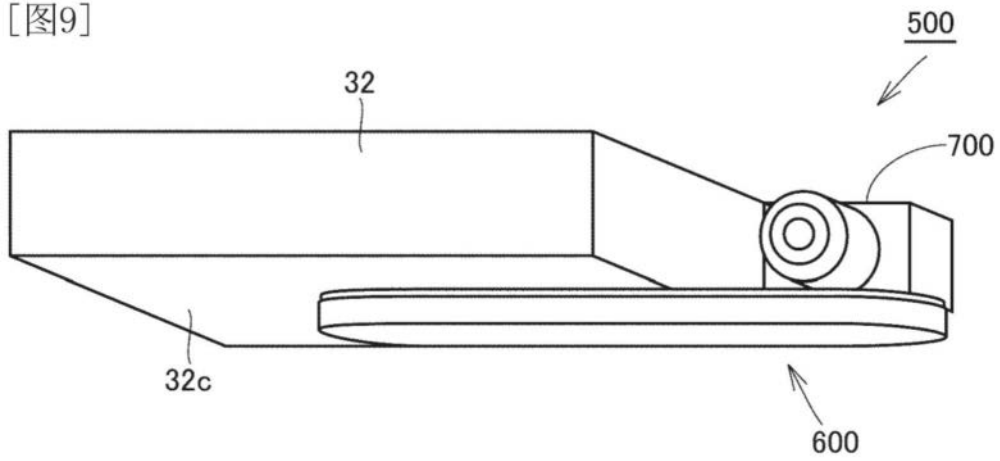


图9

[图10]

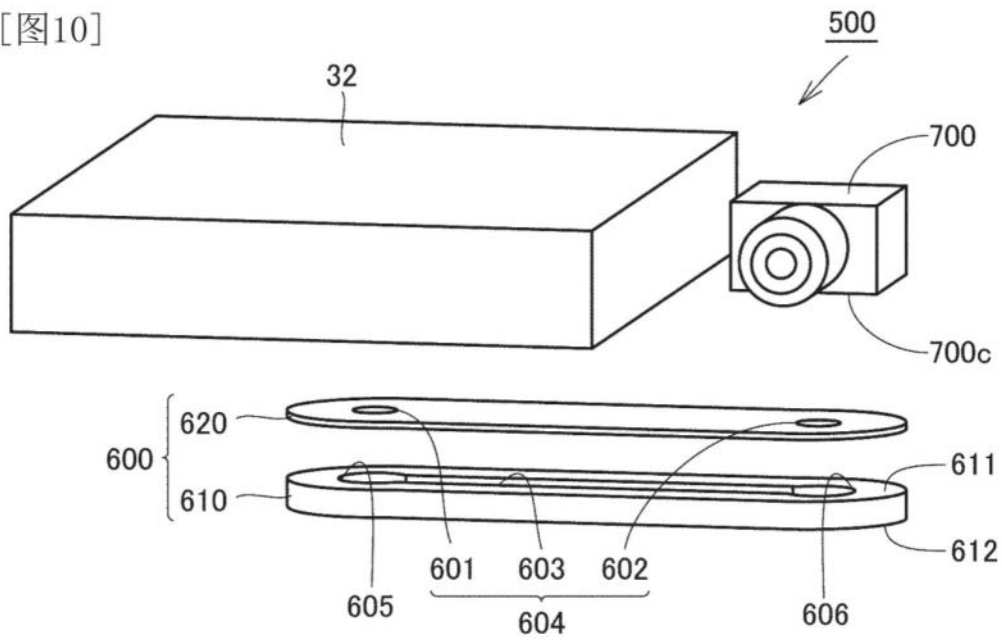


图10

[图11]

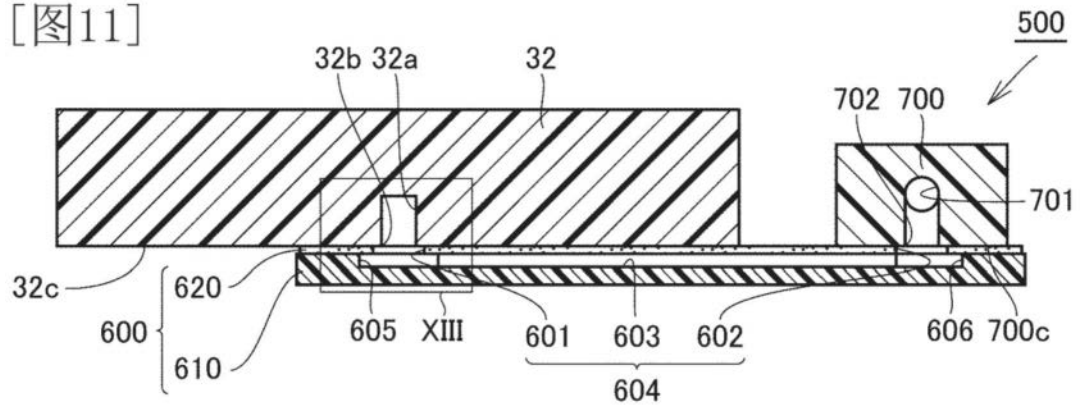


图11

[图12]

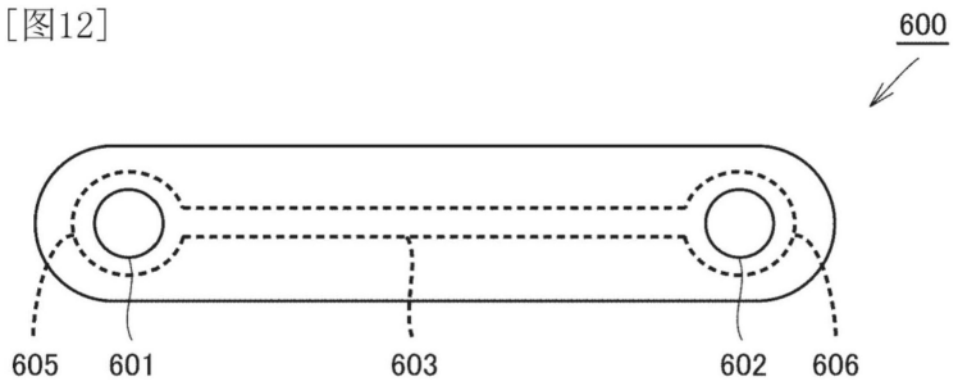


图12

[图13]

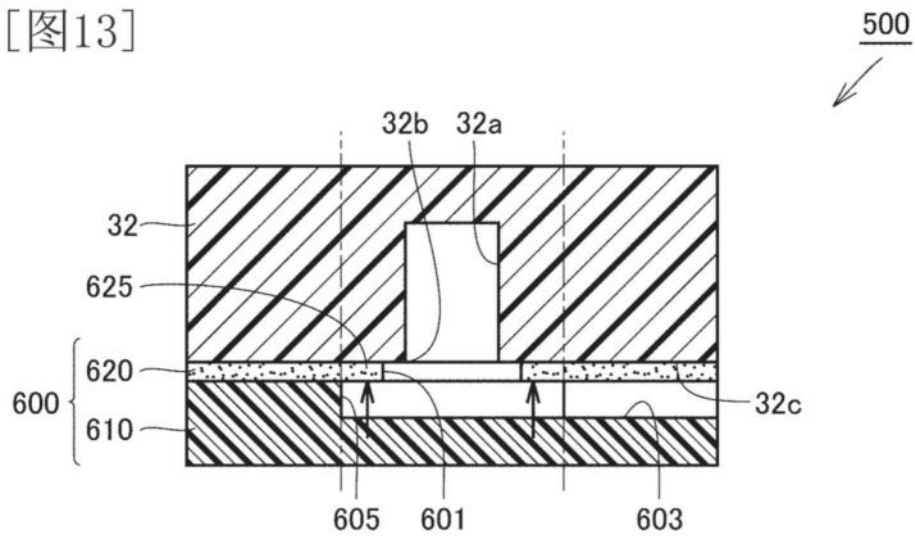


图13

[图14]

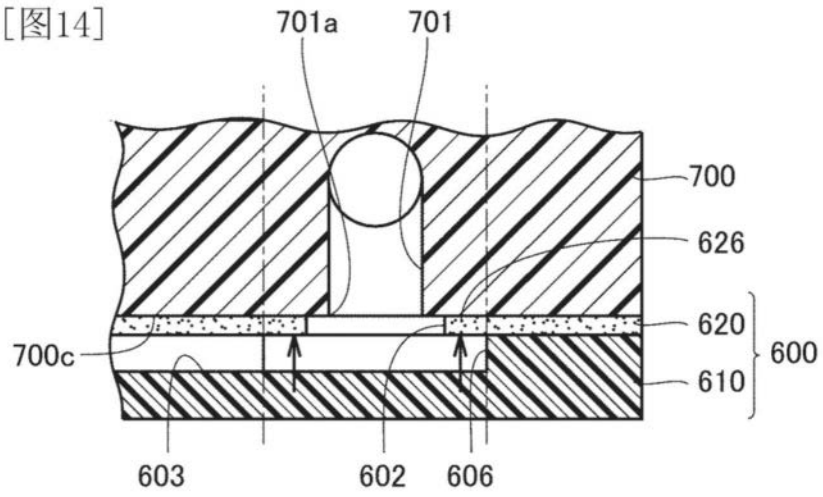


图14

[图15]

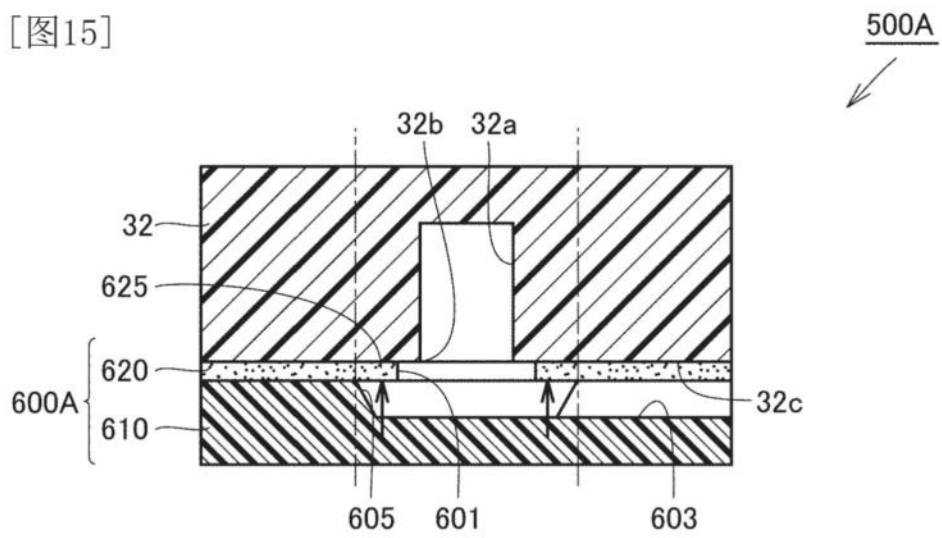


图15

[图18]

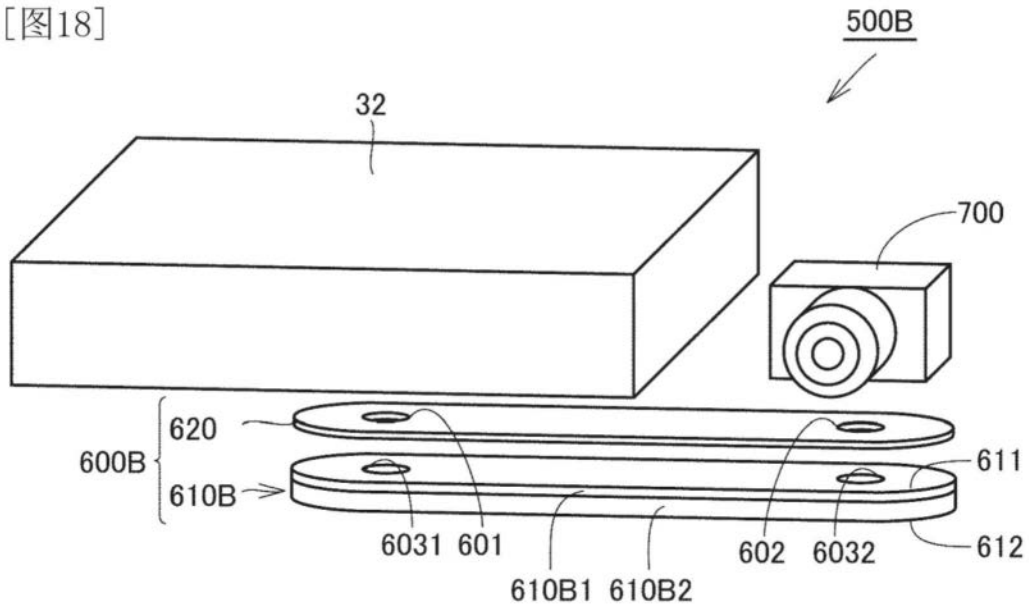


图18

[图19]

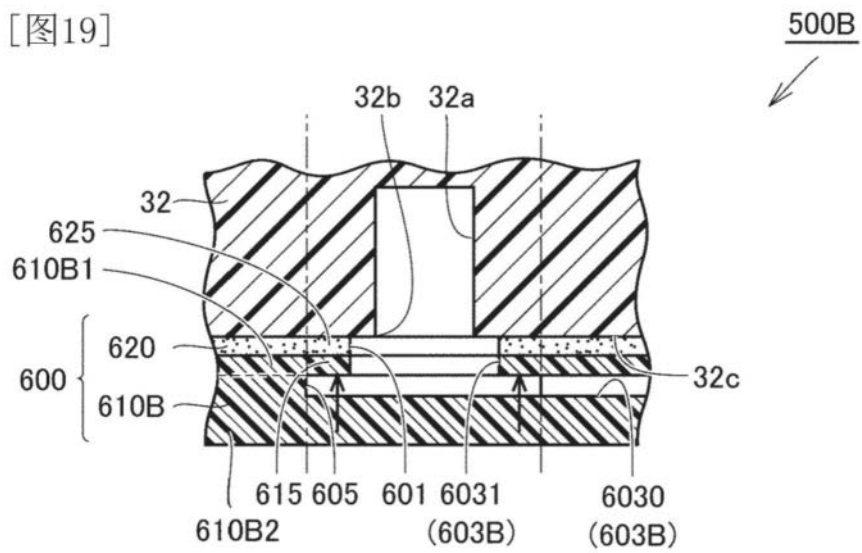


图19

[图20]

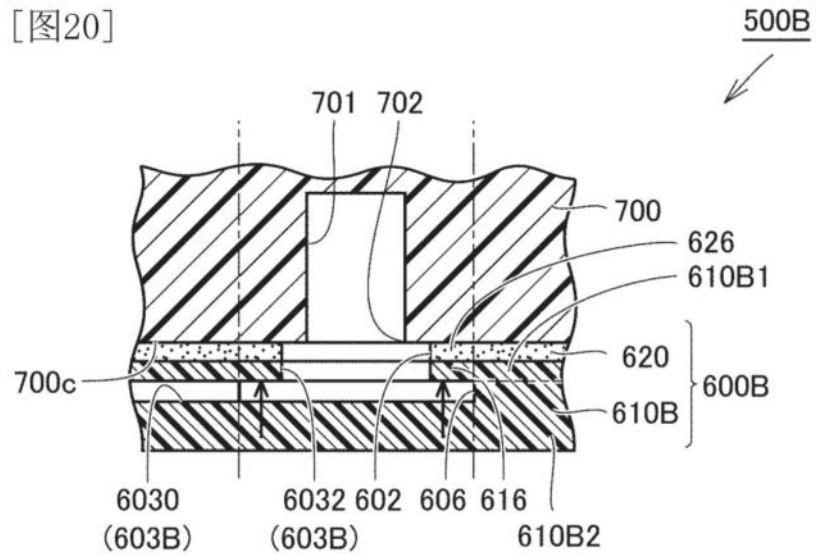


图20

[图21]

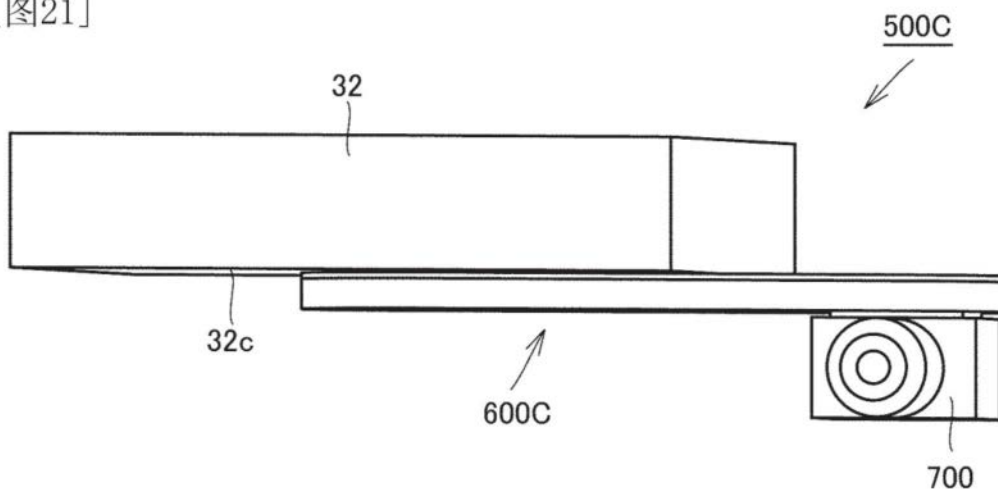


图21

[图22]

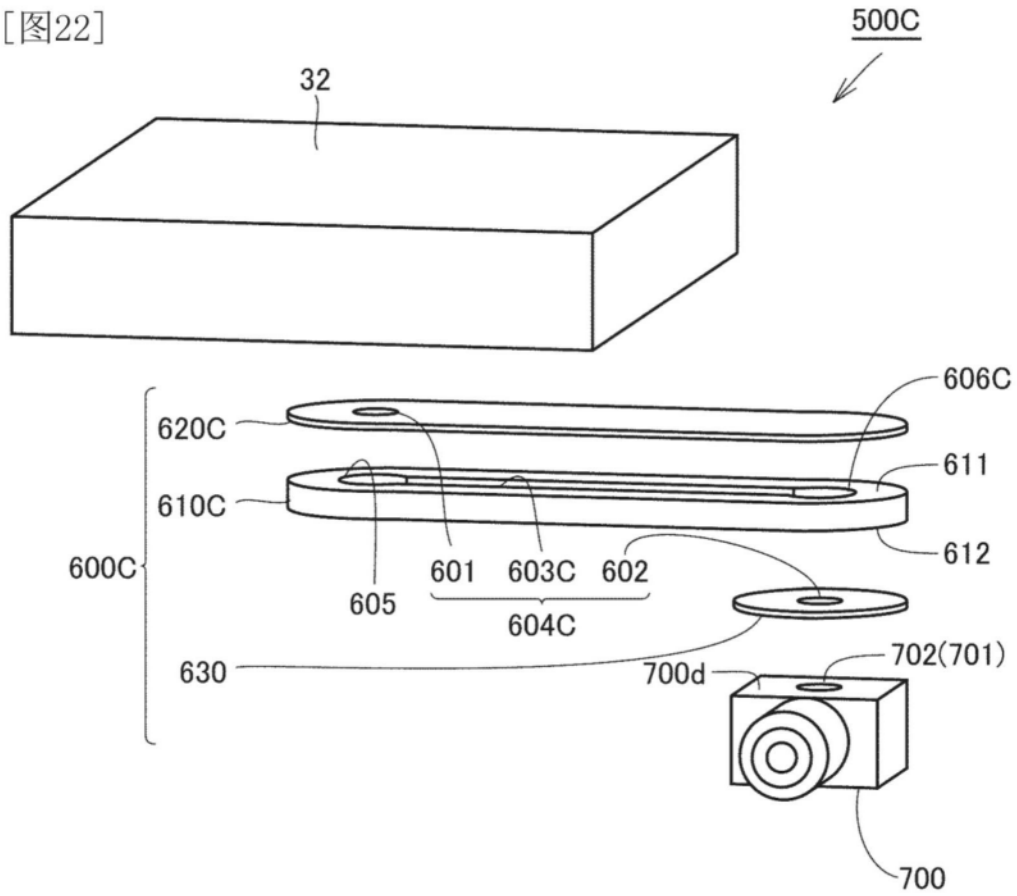


图22

[图23]

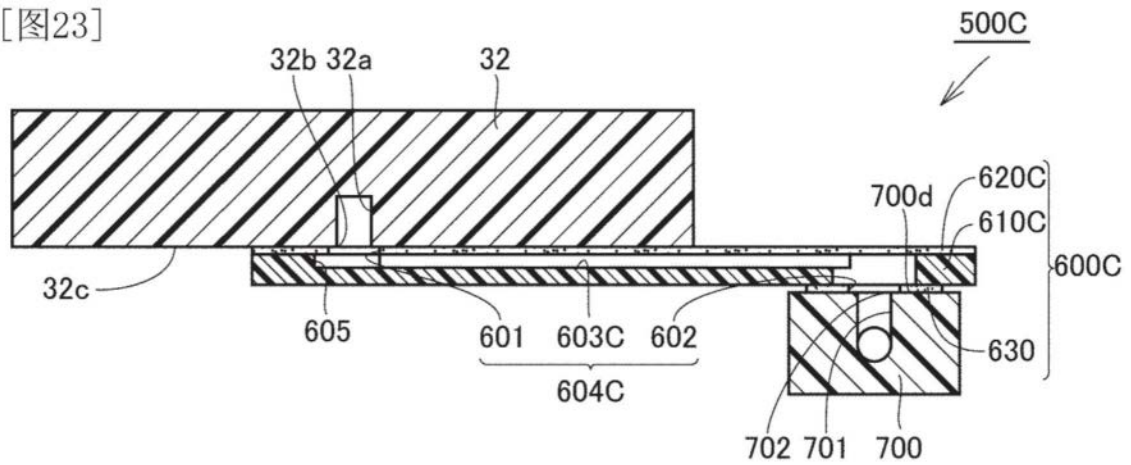


图23

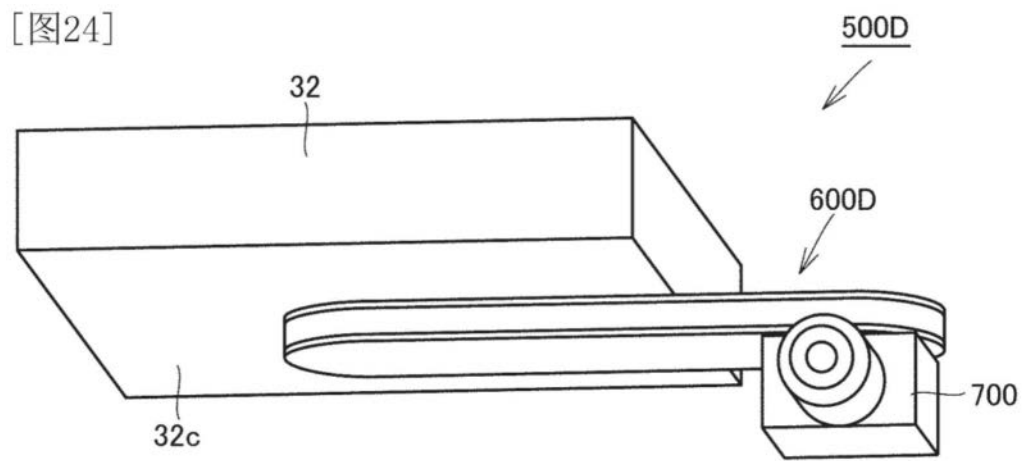


图24

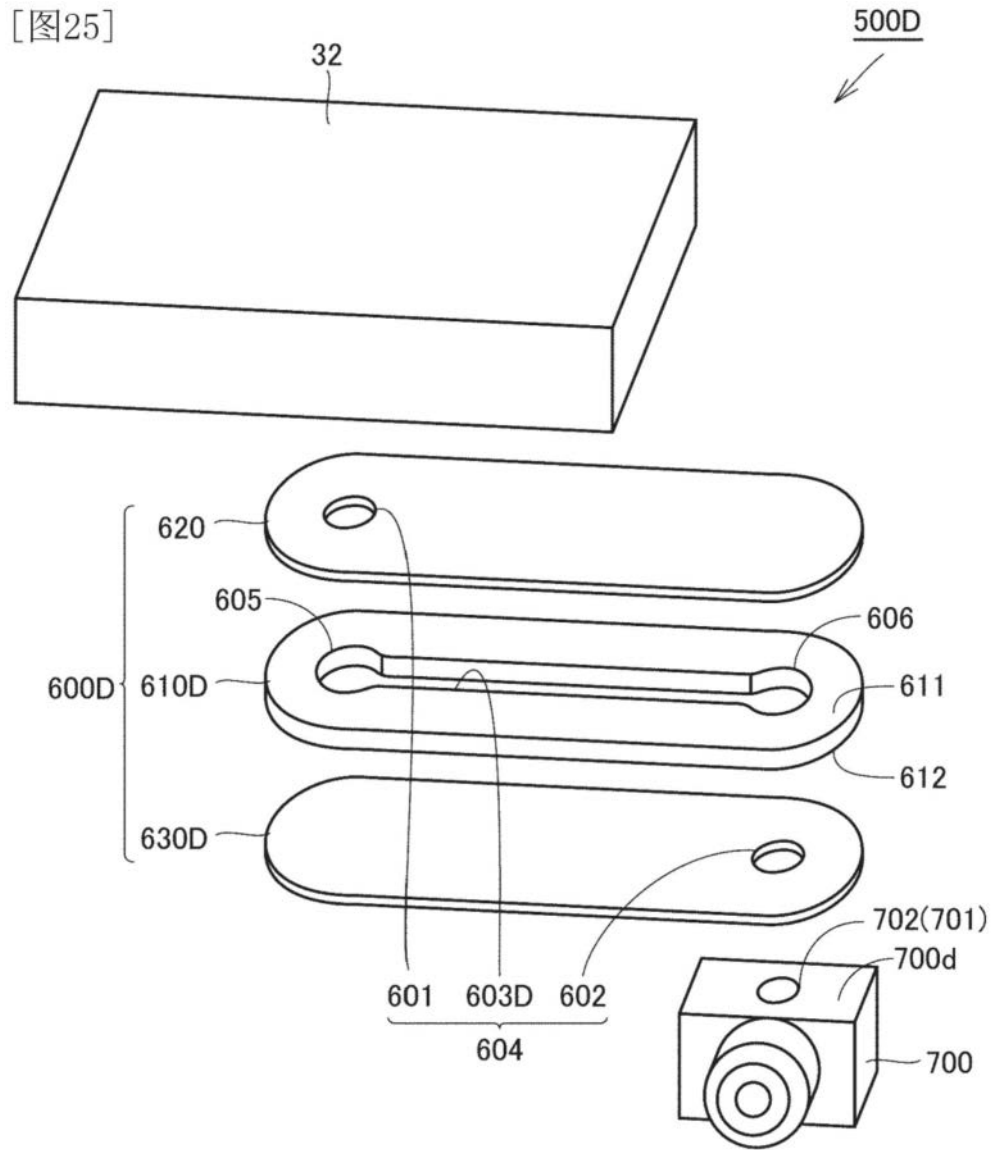


图25

[图26]

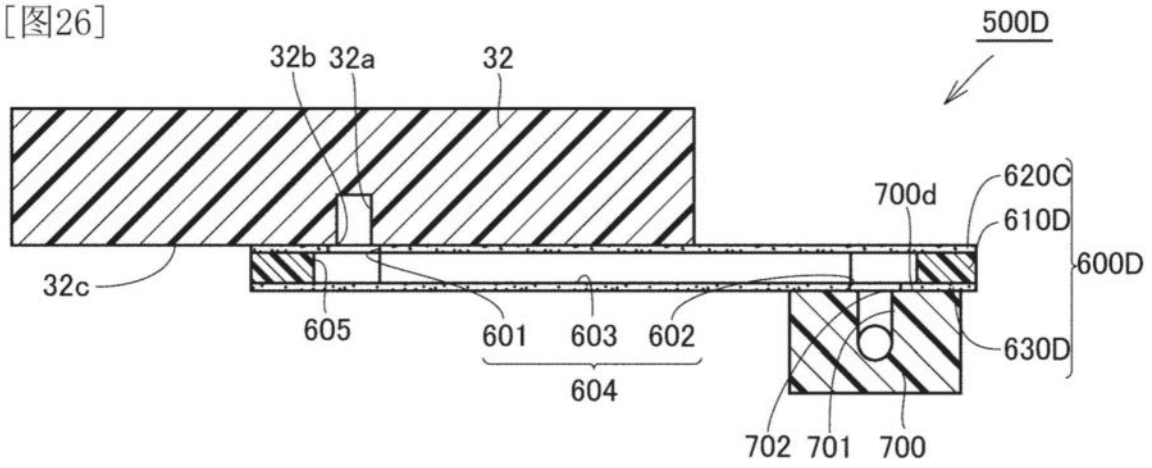


图26

[图27]

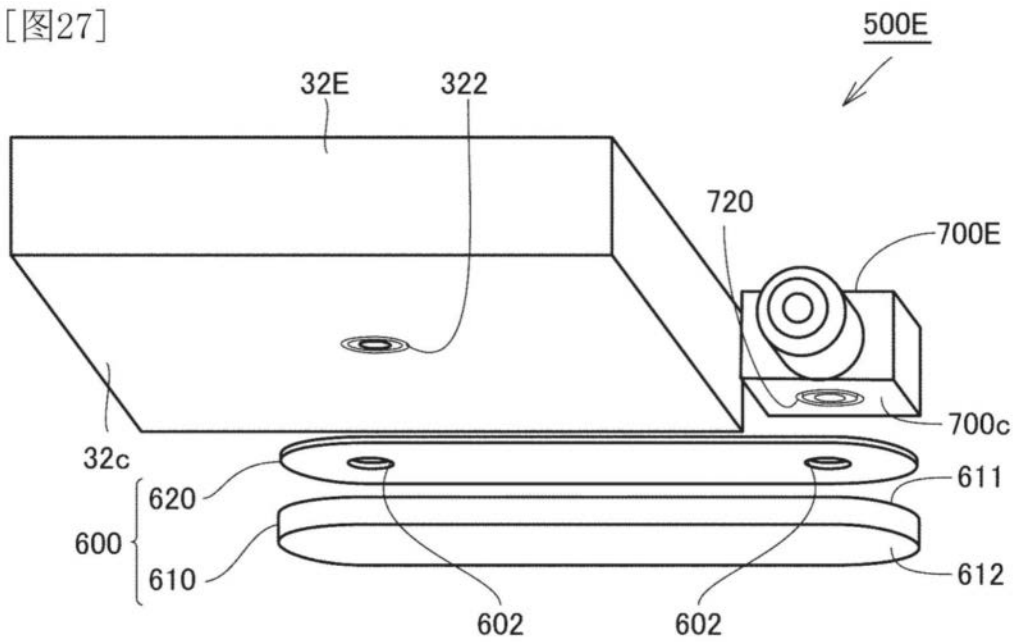


图27

[图28]

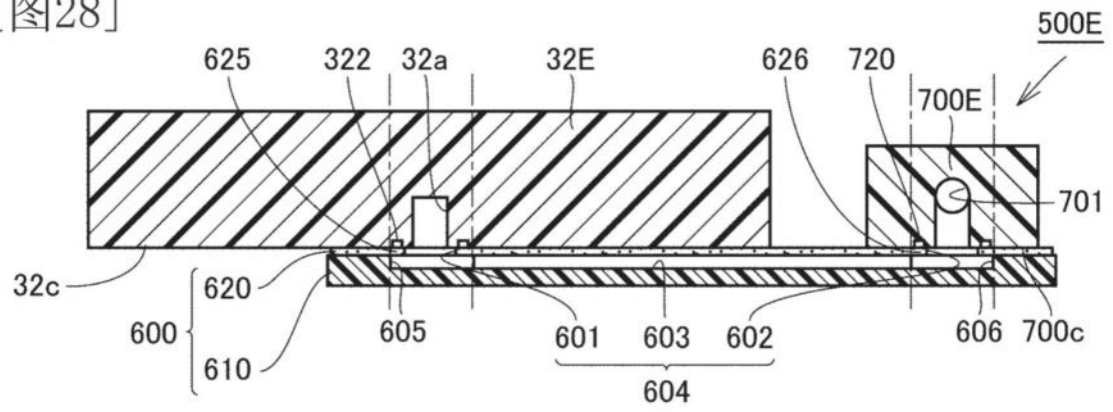


图28