



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104066383 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201380006377. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 04

A61B 8/12(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-222588 2012. 10. 04 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/077175 2013. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/054806 JA 2014. 04. 10

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 山形仁 平间信

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

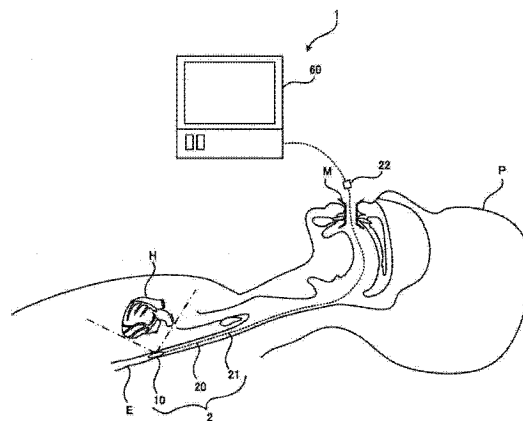
权利要求书2页 说明书14页 附图24页

(54) 发明名称

超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种能够供流食等经口通过被检体的食道内的超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置。实施方式的超声波医疗装置具有内置超声波振子的胶囊型主体部,从已插入被检体的管状部的胶囊型主体部内的超声波振子对被检体内部发送超声波,并接收其反射波。具有支撑体。支撑体内置于胶囊型主体部,具备圆筒状,在筒的外部排列有多个超声波振子,设有在筒的轴方向上贯通的通过孔。



1. 一种超声波医疗装置,具有内置超声波振子的胶囊型主体部,从已插入被检体的管状部的上述胶囊型主体部内的上述超声波振子对被检体内部发送超声波,并接收其反射波,其特征在于,

具有:支撑体,内置于上述胶囊型主体部,具有筒状,在上述筒的外部排列有多个上述超声波振子,设有在筒的轴方向上贯通的通过孔。

2. 一种超声波医疗装置,具有内置超声波振子的胶囊型主体部,从已插入被检体的管状部的上述胶囊型主体部内的上述超声波振子对被检体内部发送超声波,并接收其反射波,其特征在于,具有:

支撑体,内置于上述胶囊型主体部,具备筒状,沿上述筒的外周排列有多个上述超声波振子,设有用于在上述胶囊型主体部已被插入上述管状部时维持上述管状部的功能的、在筒的轴方向上贯通的通过孔;以及

膨缩体,以从外侧覆盖上述超声波振子的方式配置,具备袋状容器,并被构成为通过使袋状容器膨胀来与上述管状部的壁接触。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述通过孔为供流食通过的孔。

4. 根据权利要求1至3的任一项所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述通过孔还是供经鼻内窥镜通过的孔。

5. 根据权利要求2或4的任一项所述的超声波医疗装置,其特征在于,还具有能插入上述管状部的导中管,上述胶囊型主体部设于该导中管的顶端部,上述导中管具有使液体注入到上述膨缩体和使液体从上述膨缩体排出的绳状的中空管。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波医疗装置,其特征在于,还具有:变更机构,设于上述胶囊型主体部内,改变上述超声波振子射出超声波时的波束角。

7. 根据权利要求6所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述变更机构具有声透镜和楔状的偏置部件,通过在上述声透镜与上述超声波振子之间取放上述偏置部件来改变上述波束角。

8. 根据权利要求6所述的超声波医疗装置,其特征在于,以在预先设定的温度以下具备上述筒状,通过加热至上述温度以上而具备一端侧为小径另一端侧为大径的截锥形的方式,通过形状记忆合金来成形上述支撑体,上述变更机构通过将上述支撑体加热至上述温度以上来改变上述波束角。

9. 根据权利要求8所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述超声波振子使用与上述形状记忆合金相比声阻抗低的压电材料,上述形状记忆合金被用作基底材料。

10. 根据权利要求1或2所述的超声波医疗装置,其特征在于,包含对上述超声波振子进行控制的控制机构的集成电路具备与上述超声波振子相同的筒状,并被配置为在上述超声波振子的上方使上述筒的轴彼此一致。

11. 一种超声波图像诊断装置,其特征在于,具有上述权利要求1至权利要求10中的任一项所述的超声波医用装置,

基于从上述反射波生成的接收信号,将被检体内部图像化。

超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波图像诊断装置使用超声波探针,通过超声波对被检体内进行扫描,并以根据其反射波生成的数据为基础,对被检体内部进行图像化。

[0003] 作为被用于超声波图像诊断装置的超声波探针的一例,包括 TEE(trans- esophageal echocardiography) 探针(例如,专利文献 1)。TEE 探针例如被经口插入食道,并被用于对心脏等进行摄影。TEE 探针具有被插入食道的导中管、设于导中管的顶端部的插入部。

[0004] 在导中管中通有向超声波振子发送电力的电源线、向超声波振子发送控制信号的控制线、发送来自超声波振子的数据的数据线。

[0005] 在插入部的顶端部配置有超声波振子。通过进行超声波扫描,在观察被检体内时,插入部贴紧食道的内壁。

[0006] 术后,要求长期地对心脏等进行观察。此时,插入部被构成为胶囊型,并长期留置于食道内。

[0007] 在长期观察中,需要供流食、水分或者经鼻内窥镜通过被检体的食道。有时将流食、水分或者经鼻内窥镜称为“流食等”。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1 日本特开 2002 - 159495 号公报

[0011] 发明的概要

[0012] 发明所要解决的课题

[0013] 但是,若插入部贴紧食道的内壁,则存在无法供流食等经口通过被检体的食道的问题。

发明内容

[0014] 本实施方式适用于解决上述问题的,其目的在于提供一种能够供流食等经口通过被检体的食道的超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置。

[0015] 用于解决课题的方法

[0016] 为了解决上述课题,实施方式的超声波医疗装置具有内置超声波振子的胶囊型主体部,从已插入被检体的管状部的胶囊型主体部内的超声波振子对被检体内部发送超声波,并接收其反射波。具有支撑体。支撑体内置于胶囊型主体部,具备筒状,在筒的外部排列有多个超声波振子,设有在筒的轴方向上贯通的通过孔。

附图说明

- [0017] 图 1 为第 1 实施方式的超声波图像诊断装置的示意图。
- [0018] 图 2 为超声波医疗装置的立体图。
- [0019] 图 3 为导中管的横截面图。
- [0020] 图 4 为表示胶囊型主体部的内部的纵截面图。
- [0021] 图 5 为沿外周一维排列的多个超声波振子的立体图。
- [0022] 图 6 为一维排列的超声波振子的俯视图。
- [0023] 图 7 为一维排列的超声波振子的主视图。
- [0024] 图 8 为使膨缩体膨胀时的胶囊型主体部的纵截面图。
- [0025] 图 9 为图 8 的横截面图。
- [0026] 图 10 为超声波马达的示意图。
- [0027] 图 11 为排列于柔性印刷电路板上的多个超声波振子的立体图。
- [0028] 图 12 为表示使用超声波医疗装置,对被检体的体内进行观察时的一系列动作的流程图。
- [0029] 图 13 为超声波图像诊断装置的构成框图。
- [0030] 图 14 为第 2 实施方式中,使膨缩体膨胀时的胶囊型主体部的纵截面图。
- [0031] 图 15 为使膨缩体收缩时的胶囊型主体部的纵截面图。
- [0032] 图 16 为第 3 实施方式中,使膨缩体收缩时的胶囊型主体部的横截面图。
- [0033] 图 17 为第 4 实施方式中,超声波振子以及声透镜的纵截面图。
- [0034] 图 18 为在超声波振子与声透镜之间放入了偏置部件时的纵截面图。
- [0035] 图 19 为第 5 实施方式中,一维排列的超声波振子的俯视图。
- [0036] 图 20 为一维排列的超声波振子的主视图。
- [0037] 图 21 为第 6 实施方式中,沿外周二维排列的多个超声波振子的立体图。
- [0038] 图 22 为二维排列于 FPC 板上的多个超声波振子的立体图。
- [0039] 图 23 为第 7 实施方式中,平板状地排列于支撑体的外部的超声波振子的立体图。
- [0040] 图 24 为使膨缩体膨胀时的胶囊型主体部的横截面图。
- [0041] 图 25 为第 8 实施方式中,排列成隐形镜片状的超声波振子的图。
- [0042] 图 26 为第 9 实施方式中,安装于 FPC 板上的超声波振子等的立体图。
- [0043] 图 27 为安装于胶囊型主体部内的电路的构成图。

具体实施方式

[0044] [第 1 实施方式]

[0045] 参照各图,对超声波图像诊断装置的第 1 实施方式加以说明。

[0046] 图 1 中示出一个例子,其中,本实施方式的超声波图像诊断装置 1 将胶囊型主体部 10 留置于食道 E 内的所希望的位置,在被留置的状态下,对被检体 P 的所希望的脏器(心脏 H) 发送超声波,接收来自心脏 H 的反射波来作为回波信号,对心脏 H 进行观察。以下,有时将超声波的发送以及反射波的接收一并称为“超声波的收发”。胶囊型主体部 10 向外部装置 60 发送回波信号,外部装置 60 对从胶囊型主体部 10 接收的信号进行处理,制作并显示超声波图像。另外,各附图中所示的心脏 H 是为了使人更易于理解本实施方式的观察对象为心脏 H 这一情况而示意地表示的。

[0047] 在以下的说明中,称为超声波图像诊断装置 1 时是指包含超声波医疗装置 2 以及外部装置 60 的构成。此外,称为超声波医疗装置 2 时是指包含胶囊型主体部 10 以及导中管 20 的构成。但是,这些装置 1、2 是为了说明的方便而分开的,超声波医疗装置 2 也可以是包含超声波图像诊断装置 1 的构成。

[0048] 图 2 为超声波医疗装置的立体图。

[0049] 如图 1 以及图 2 所示,超声波医疗装置具有胶囊型主体部 10 以及导中管 20。在图 1 中,以虚线来表示导中管 20,在图 2 中表示导中管 20 的顶端部。导中管 20 的顶端部连接有胶囊型主体部 10。导中管 20 的基端部连接有外部装置 60。

[0050] 胶囊型主体部 10 以及导中管 20 被插入被检体的食道 E。胶囊型主体部 10 被留置于食道 E 内的所希望的位置,并以贴紧食道 E 的壁的状态被使用。

[0051] 图 3 为导中管 20 的横截面图。如图 3 所示,导中管 20 具有中空管 23。中空管 23 为用于向膨缩体 70(后述)注入液体或使液体从膨缩体 70 排出的管。后面将对膨缩体 70 等的详细内容加以记述。

[0052] 此外,在导中管 20 配置有信号线 SL、电源线 EL 以及数据线 DL。后面也将对信号线 SL、电源线 EL 以及数据线 DL 加以记述。

[0053] (胶囊型主体部 10)

[0054] 图 4 为表示胶囊型主体部 10 的内部的纵截面图。如图 4 所示,胶囊型主体部 10 具有支撑体 15、超声波振子 30、膨缩体 70 以及声透镜 90。

[0055] (导中管 20)

[0056] 如图 1 以及图 2 所示,导中管 20 具有绳状体 21。

[0057] 在绳状体 21 的内部配置有电源线 EL、信号线 SL 以及数据线 DL(参照图 13)。电源线 EL 用于从外部装置 60 向胶囊型主体部 10 发送电力。信号线 SL 用于在外部装置 60 与胶囊型主体部 10 之间进行信号(控制信号)收发。数据线 DL 用于从胶囊型主题部 10 向外部装置 60 发送由超声波振子 30 接收的来自被检体 P 的反射波(回波信号)。

[0058] 选定能够在体腔内使用的素材作为电源线 EL 等的被覆,即使留置于咽头部,也具有不对被检体 P 形成负担的柔软度。

[0059] 在绳状体 21 设有能够识别来自胶囊型主体部 10 的特定的距离(长度)的标识器 22。标识器 22 被构成为能够在视觉上以形状或色彩被识别。作为标识器 22 的一例,也可以是刻度计。作为具体例,在将胶囊型主体部 10 配置于食道 E 来对心脏 H 进行观察的情况下,基于从口腔到食道 E 的能够观察心脏 H 的概略部位(以下,记作规定位置)的一般长度,在绳状体 21 设置标识器 22。手术实施者一边压入绳状体 21 并将胶囊型主体部 10 插入食道 E 内,一边确定标识器 22 的位置。由此,在标识器 22 到达口腔附近的情况下,手术实施者能够容易地把握胶囊型主体部 10 位于食道 E 内的规定位置这一情况。另外,为了防止所插入的胶囊型主体部 10 由于食道 E 的蠕动运动而行进,例如,可以将绳状体 21 的一端固定于配置在被检体 P 的口腔内的接嘴(mouthpiece)M 等。

[0060] (超声波振子 30)

[0061] 超声波振子 30 容纳于胶囊型主体部 10。超声波振子 30 基于来自胶囊控制部 33(参照图 13)的驱动信号,从放射面发送超声波。此外,超声波振子 30 从被检体 P 接收反射波(回波信号),并发送至胶囊收发部 32(参照图 13)。

[0062] 超声波振子 30 具有整合层、压电元件、基底材料。在图 4 中示出作为整合层、压电元件以及基底材料的集合体的超声波振子 30。

[0063] (声透镜 90)

[0064] 声透镜 90 配置于超声波振子 30 的表面(射出超声波的一侧的面),并用于使超声波波束会聚于圆筒周方向。整合层配置于压电元件与活体组织之间,具有两者之间的声阻抗。压电元件将电信号转换为超声波信号,并相反地将超声波信号转换为电信号。基底材料配置于压电元件的背面,并吸收被放射于背面的声能。

[0065] (支撑体 15)

[0066] 图 5 为沿外周一维排列的多个超声波振子的立体图,图 6 为一维排列的超声波振子的俯视图,图 7 为以包含圆筒轴的平面来剖切圆筒的情况下的一维排列的超声波振子的主视图。

[0067] 如图 5 至图 7 所示,多个超声波振子 30 排列成圆筒状、大致部分圆筒状(例如,1/4 周)或平板状。在此,图 4 至图 6 中示出将多个超声波振子 30 呈圆筒状排列的放射状(radial)阵列型。在以圆筒状成形的支撑体 15 排列有超声波振子 30。另外,也可在以圆筒状成形的基底材料排列有压电元件等。此时,支撑体 15 由基底材料构成。另外,有时将圆筒状的筒轴仅称为“旋转轴”、“超声波振子的旋转轴”或“支撑体的旋转轴”。并且,图 23 以及图 24 中示出排列成平板状的超声波振子 30。

[0068] 在支撑体 15 配置有包含对超声波振子 30 进行控制的控制机构(后述的胶囊控制部 33 等)的集成电路 IC。集成电路 IC 具备与超声波振子 30 相同的圆筒状,并以筒的轴彼此一致的方式被配置于超声波振子 30 的上方。在圆筒状的集成电路 IC,集成电路 IC 的筒的轴方向的长度为约 10[mm]。在集成电路 IC 的筒入口(图 4、图 8 中的上端侧的口)设有倾斜面部 154。倾斜面部 154 与通过孔 153(后述)平滑地连续。通过设置倾斜面部 154,流食或导管等(后述)易于直接或间接地从通过孔 153 通过。另外,也可以将与倾斜面部 154 具有相同功能的面设于支撑体 15。

[0069] 在圆筒状排列的超声波振子 30 中,超声波振子 30 的筒的轴方向的长度为约 10[mm]。另外,声透镜 90 的轴方向的长度也为约 10[mm]。而且,支撑体 15 的轴方向的长度为约 24[mm]。在支撑体 15 的上端部以及下端部设有 1.0 — 3.0[mm] 左右的用于固定膨缩体 70(后述)的固定用的材料。

[0070] 支撑体 15 具有用于在胶囊型主体部 10 被插入食道 E 时维持食道 E 的功能的、沿筒的轴方向贯通的通过孔 153。另外,在将压电元件等排列于以圆筒状成形的基底材料上的结构中,通过基底材料来构成通过孔 153。

[0071] 通过孔 153 为供流食或水通过的孔。可以供流食或水直接地从通过孔 153 通过,也可以通过导管间接地从通过孔通过。此时,通过孔 153 具有例如比导管的直径粗约 2.0[mm] 的直径。

[0072] 并且,通过孔 153 也可以是供经鼻内窥镜(省略图示)通过的孔。例如,在经鼻内窥镜具有 6.0[mm] 的直径时,通过孔 153 具有例如比经鼻内窥镜的径粗约 2.0[mm] 的 8.0[mm] 的直径。

[0073] (膨缩体 70)

[0074] 接下来,参照图 4、图 8 以及图 9 对膨缩体 70 加以说明。图 8 为使膨缩体膨胀时的

胶囊型主体部的纵截面图,图 9 为图 8 的横截面图。

[0075] 如图 4 所示,膨缩体 70 被配置为从外周方向覆盖排列成圆筒状的多个超声波振子。在图 4 以及图 8 中示出被配置为从外周方向覆盖声透镜 90 的膨缩体 70。

[0076] 膨缩体 70 具有袋状容器 71,该袋状容器 71 被构成为通过从体外使中空管 23 通过并填充液体而膨胀,与食道 E 的壁相接,并通过排出液体而收缩。图 4 中示出收缩的袋状容器 71,图 8 以及图 9 中示出膨胀的袋状容器 71。另外,例如,也可以在外部装置 60(参照图 13) 设置液体供给部,从此处向袋状容器 71 进行充填。

[0077] 袋状容器 71 是使用具有伸缩性并能够在体腔内使用的素材成形的。在袋状容器 71 连接有中空管 23。作为填充于袋状容器 71 的液体,例如是无菌水等的具有与人体几乎相同的声阻抗的超声波传播介质。图 8 中以“F”表示所填充的液体。

[0078] 将胶囊型主体部 10 插入食道 E 内时,使袋状容器 71 收缩(参照图 4)。使袋状容器 71 收缩时的胶囊型主体部 10 的外径为约 14[mm]。通过使袋状容器 71 收缩,能够容易地将胶囊型主体部 10 插入食道 E,减轻被检体 P 的负担。

[0079] 在胶囊型主体部 10 被插入食道 E 内的规定位置时,使袋状容器 71 膨胀(参照图 8)。使袋状容器 71 膨胀时的胶囊型主体部 10 的外径为约 30 — 40[mm]。膨胀的袋状容器 71 与食道 E 的壁贴紧,由此,胶囊型主体部 10 被留置于食道 E 内的规定位置。由此,能够观察被检体 P 的体内。在袋状容器 71 与食道 E 的壁贴紧,胶囊型主体部 10 被留置于食道 E 内时,能够使流食等直接或间接地从通过孔 153 通过。能够长时间地使胶囊型主体部 10 留置。

[0080] 在从食道 E 拔出胶囊型主体部 10 时,使袋状容器 71 收缩。由此,能够容易地从食道 E 拔出胶囊型主体部 10,减轻被检体 P 的负担。

[0081] 在膨缩体 70 的入口(图 4、图 8 中的上端侧的口)设有引导面部 72(参照图 15)。引导面部 72 与倾斜面部 154 平滑地连续。由此,使流食等易于直接或间接地从通过孔 153 通过。

[0082] (变更机构 40)

[0083] 接下来,参照图 4、图 5 以及图 10 对使超声波振子 30 射出超声波时的波束的角度进行变更的变更机构 40 加以说明。

[0084] 变更机构 40 配置于胶囊型主体部 10 内。以下,对变更超声波振子 30 的周方向的角度且保持此角度的变更机构 40 加以说明。

[0085] 图 10 为超声波马达 42 的示意图。如图 10 所示,超声波马达 42 具有压电陶瓷 421、定子 422 以及转子 423。这些被配置于支撑体 15 的一端部(图 4 以及图 5 中的下端部)侧。例如,压电陶瓷 421 以及定子 422 设于支撑体 15,转子 423 设于超声波振子 30。定子 422 以及转子 423 具有沿超声波振子 30 的圆周的环形状。

[0086] 压电陶瓷 421 隔着定子 422 配置于转子 423 的相反侧,并贴于定子 422。未贴定子 422 一侧的面 424 具有凹凸形状,与转子 423 贴紧。另外,也可以是转子 423 设于支撑体 15,压电陶瓷 421 以及定子 422 设于超声波振子 30。

[0087] 压电陶瓷 421 的驱动方法是若向压电陶瓷 421 附加高频电压则振动(伸缩)。由此,在定子 422 的面产生行进波,使转子 423 在与行进波的方向相反的方向移动,但由于转子 423 被固定,所以超声波振子 30 相对于支撑体 15,绕旋转轴 31(周方向)相对旋转。

[0088] 在胶囊型主体部 10 设有对超声波马达 42 进行控制的胶囊控制部 33(参照图 13) 以及向超声波马达 42 供给电力的胶囊电源部 34(参照图 13)。

[0089] 胶囊控制部 33 将来自控制部 65 的“旋转角变更”以及“变更结束”的指示向变更机构 40 输出。变更机构 40 接受“旋转角变更”的指示, 将所生成的高频电压赋予压电陶瓷, 使压电陶瓷振动(伸缩)。由此, 使超声波振子 30 的旋转角度变更。

[0090] 变更手段 40 接受“变更结束”的指示, 停止向压电陶瓷 421 供给高频电压。由此, 使压电陶瓷 421 的振动停止, 保持超声波振子 30 的旋转角度。

[0091] (胶囊型主体部的定位、撤回)

[0092] 接下来, 对胶囊型主体部的定位、撤回加以说明。

[0093] 胶囊型主体部 10 通过食道 E 的蠕动运动或身体运动等在食道 E 内行进。

[0094] 在食道 E 内对胶囊型主体部 10 进行定位时, 例如, 由于蠕动运动等而行进过头时, 需要通过导中管 20 使胶囊型主体部 10 后退的“撤回”。

[0095] 同样, 因长时间的观察, 而在食道 E 内使胶囊型主体部 10 留置于规定位置时, 需要通过导中管 20 进行的“撤回”。另外, 在为了防止所插入的胶囊型主体部 10 由于食道 E 的蠕动运动而行进, 而将绳状体 21 的一端固定于配置在被检体 P 的口腔内的接嘴 M 等时, 不需要“撤回”。但是, 在结束观察时, 通过该“撤回”, 胶囊型主体部 10 被取出至体外。

[0096] (胶囊型主体部 10 的制造)

[0097] 接下来, 参照图 11 对胶囊型主体部 10 的制造方法的一例加以说明。图 11 为排列于柔性印刷电路板上的多个超声波振子的立体图。

[0098] 首先, 将条状的超声波振子 30 固定于柔性印刷电路(Flexible Printed circuits :FPC) 上(组件)。

[0099] 接下来, 将其接合于形状记忆合金板 100 上并构成圆筒状的探针。该形状记忆合金板 100 成为支撑体 15。形状记忆合金板 100 具有的性质是: 在预定温度(体温, 例如, 不足 20 度) 下具备平板状, 通过加热至此温度以上, 则具备圆筒状。

[0100] 例如, 在不足 20 度的情况下, 将组件与形状记忆合金板 100 接合, 之后, 例如, 若加热至 25 度, 则以圆筒状形成支撑体 15, 沿着支撑体 15 的外周排列多个超声波振子 30。另外, 电极均从 FPC 引出。在 FPC 上安装集成电路 IC 的其他电子零部件, 由此, 能够在 FPC 上进行元件、电路连接。

[0101] 接下来, 以向圆筒状的支撑体 15 中同样嵌入圆筒状的集成电路 IC 的方式进行配置。集成电路 IC 被配置于超声波振子 30 的上方。支撑体 15 的中空部 151 形成通过孔 153。另外, 上述为将形状记忆合金用作金属板 100 的一例, 也可以将不具备形状记忆功能的一般合金用作金属板 100。

[0102] 接下来, 在超声波振子 30 的表面(射出超声波一侧的面) 安装声透镜 90。

[0103] 接着, 将膨缩体 70 固定于支撑体 15 的上端部和下端部。

[0104] 接下来, 将中空管 23 连接于膨缩体 70。反过来, 将数据线 DL、信号线 SL 以及电源线 EL 连接于胶囊收发部 32、胶囊控制部 33 以及胶囊电源部 34(参照图 13)。

[0105] (超声波医疗装置的动作)

[0106] 以上, 对超声波医疗装置的构成进行了说明。

[0107] 接下来, 参照图 12, 对超声波医疗装置的动作加以说明。图 12 为表示使用超声波

医疗装置对被检体的体内进行观察时的一系列动作的流程图。

[0108] 首先,经口使超声波振子 30 插入食道 E(S101)。

[0109] 接着,若超声波振子 30 已插入一定程度插入,则开始用于定位的扫描(S102)。由此,用户能够一边观察图像,一边使胶囊型主体部 10 插入食道 E 的规定位置。此时,绳状体 21 也插入食道 E。

[0110] 接下来,进行超声波振子 30 的定位(S103)。如上所述,超声波振子 30 的定位是以通过使袋状容器 71 膨胀而产生的相对于食道 E 的壁的“贴紧”和通过导中管 20 而产生的“撤回”来进行的。在定位中,使胶囊型主体部 10 行进得比预定的留置位置更深,一边观察图像,一边进行“撤回”,通过拉扯绳状体 21,使胶囊型主体部 10 后退至预定的留置位置。

[0111] 接下来,观察图像,通过变更机构 40,变更超声波振子 30 的旋转角(S104)。例如,使图像中包含作为观察对象的心脏的图像。

[0112] 如以上那样,在决定了超声波振子 30 的定位、旋转角之后,将胶囊型主体部 10 留置于食道 E 内的规定位置,开始用于诊断的扫描(S105)。

[0113] 在胶囊型主体部 10 留置于食道 E 内时,能够使流食或经鼻内窥镜等直接或间接地从通过孔 153 通过。因此,能够维持食道 E 的功能。

[0114] (超声波图像诊断装置的基本构成)

[0115] 接下来,参照图 13 来简单地说明超声波医用图像装置的基本构成。图 13 为超声波图像诊断装置的构成框图。

[0116] (胶囊型主体部内的其他构成)

[0117] 接下来,对胶囊型主体部 10 内的构成加以说明。

[0118] 在胶囊型主体部 10 的内部配置有超声波振子 30 以及变更机构 40 的情况如上所述。

[0119] 除此之外,在胶囊型主体部 10 的内部配置有胶囊收发部 32、胶囊控制部 33 以及胶囊电源部 34。

[0120] 胶囊收发部 32 将来自外部装置 60(后述的控制部 65)的控制信号发送至胶囊控制部 33。胶囊控制部 33 基于该控制信号,向超声波振子 30 发送驱动信号。然后,胶囊收发部 32 接受超声波振子 30 所接收的回波信号。在本实施方式中,胶囊型主体部 10 与外部装置 60 之间的控制信号等的收发是介由配置于绳状体 21 内的信号线 SL 进行的。

[0121] 作为具体例,胶囊控制部 33 向超声波振子 30 供给驱动信号来进行扫描,对心脏 H 发送超声波。胶囊控制部 33 例如具有未作图示的时钟发生器、发送延迟电路和脉冲发生器电路。时钟发生器产生决定超声波信号的发送定时或发送频率的时钟信号。发送延迟电路按照用于使超声波会聚至规定深度的会聚用延迟时间和用于将超声波向规定方向发送的偏向用延迟时间,在发送超声波时施加延迟来实施发送聚焦。脉冲发生器电路具有与压电元件对应的单个沟道的数量的量的脉冲发生器。脉冲发生器电路在施加了延迟的发送定时生成驱动脉冲(驱动信号),并向构成超声波振子 30 的压电元件供给驱动脉冲(驱动信号)。

[0122] 此外,胶囊收发部 32 通过对所接收的回波信号进行延迟处理,将模拟的回波信号转换为进行了整相相加的数字的数据。胶囊收发部 32 例如具有未作图示的增益电路、A/D 转换器、接收延迟电路和加法器。增益电路按接收沟道对从超声波振子 30 的压电元件输

出的回波信号进行放大（施加增益）。A/D 转换器将已被放大的回波信号转换成数字信号。接收延迟电路向被转换为数字信号的回波信号赋予用于决定接收指向性所需的延迟时间。具体地讲，接收延迟电路对数字的回波信号赋予用于使来自规定深度的超声波会聚的会聚用延迟时间和用于相对于规定方向设定接收指向性的偏向用延迟时间。加法器将被赋予了延迟时间的回波信号相加。通过此加法，来自与接收指向性对应的方向的反射成分被强调。即，通过接收延迟电路和加法器，从规定方向获得的回波信号被整相相加。胶囊收发部 32 将已被实施了延迟处理的回波信号输出至外部装置 60。

[0123] 胶囊收发部 32 通过规定频率的输送波（载波信号）使回波信号调制，并作为电波从天线（省略图示）输出至外部装置 60（后述的收发部 61）。胶囊型主体部 10 与外部装置 60 之间的回波信号的收发是通过配置于绳状体 21 内的数据线 DL 进行的。

[0124] 胶囊电源部 34 接受来自外部装置 60 的电力供给。胶囊电源部 34 将被供给的电力分配给超声波振子 30、胶囊收发部 32 以及胶囊控制部 33。在本实施方式中，来自外部装置 60 的电力供给是介由配置于绳状体 21 内的电源线 EL 进行的。

[0125] （外部装置 60）

[0126] 接下来，参照图 13，对外部装置 60 的构成加以说明。

[0127] 如图 13 所示，外部装置 60 被构成为包含：收发部 61、接收数据处理部 62、图像制作部 63、显示部 64、控制部 65、操作部 66 和电源部 67。

[0128] 收发部 61 接收来自胶囊收发部 32 的回波信号，并输出至接收数据处理部 62。

[0129] 接收数据处理部 62 对从收发部 61 输出的回波信号进行各种信号处理。例如，接收数据处理部 62 具有 B 模式处理部。B 模式处理部从收发部 61 接受回波信号，进行回波信号的振幅信息的映像化。此外，接收数据处理部 62 也可以具有 CFM (Color Flow Mapping) 处理部。CFM 处理部进行血流信息的映像化。此外，接收数据处理部 62 也可以有多普勒处理部。多普勒处理部通过对回波信号进行相位检波，提取多普勒偏移频率成分，通过实施 FFT 处理生成表示血流速度的多普勒频率分布。接收数据处理部 62 将已被施加了信号处理的回波信号输出至图像制作部 63。

[0130] 图像制作部 63 对基于由超声波振子 30 接收的反射波的信号（从接收数据处理部 62 输出的信号处理后的回波信号）进行处理，制作图像数据（超声波图像数据）。

[0131] 控制部 65 对超声波图像诊断装置 1 的各部分的动作进行控制。例如，控制部 65 对超声波图像诊断装置 1 的各部分的动作以及胶囊型主体部 10 进行控制。例如，控制部 65 生成用于介由胶囊控制部 33 对胶囊收发部 32 发送使超声波振子 30 驱动的驱动信号的发送定时信号。或者，控制部 65 使基于由图像制作部 63 制作的图像数据（超声波图像数据）的图像（超声波图像）显示于显示部 64。另外，也可构成为控制部 65 介由收发部 61 将发送定时信号发送至胶囊收发部 32。此时，不需要信号线 SL。

[0132] 显示部 64 由 CRT 或液晶显示器等监视器构成。操作部 66 由键盘或鼠标等输入装置构成。手术实施者介由操作部 66 进行通过胶囊型主体部 10 进行的超声波的收发等。

[0133] [第 2 实施方式]

[0134] 接下来，参照图 14 以及图 15，对超声波医疗装置的第 2 实施方式加以说明。图 14 为使膨缩体 70 膨胀时的胶囊型主体部的纵截面图，图 15 为使膨缩体 70 收缩时的胶囊型主体部的纵截面图。

[0135] 另外,在第2实施方式中,对与第1实施方式相同的构成赋予相同的符号并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0136] 如图14以及图15所示,支撑体15、超声波振子30、集成电路IC、超声波马达42以及声透镜90的构成与第1实施方式相同。

[0137] 在第1实施方式中,仅示出使袋状容器71膨胀收缩的膨缩体70。在此使用伸缩性优良的袋状容器71。并不限于此,在第2实施方式中,使用不要求伸缩性优劣的袋状容器71。

[0138] 图14中示出收缩的袋状容器71,图15中以实线示出在食道E内膨胀的袋状容器71,图15中以假想线(单点划线)示出在体外膨胀的袋状容器71。

[0139] 在第2实施方式中,在膨胀时和收缩时具有几乎相同的表面积的袋状容器71被用于膨缩体70。这样的袋状容器71具有膨胀时的形状易于确定的优点。另外,使袋状容器71膨胀时所填充的液体与第1实施方式相同。

[0140] 在袋状容器71的入口(图15中的上端侧的口)设有引导面部72。引导面部72为从倾斜面部154延续至食道E的壁的长斜面。此外,引导面部72与倾斜面部154平滑地连续。因此,通过食道E的流食等几乎全部从该引导面部72被引导至倾斜面部154。由此,易于使流食等直接或间接地从通过孔153通过。

[0141] 接下来,参照图14以及图15,对膨缩体70的动作加以说明。

[0142] 在向食道E内插入胶囊型主体部10时,袋状容器71如图14所示地收缩。在袋状容器71收缩时,在袋状容器71的表面产生褶皱,并且,在不被褶皱吸收的表面产生折痕。该实施方式的胶囊型主体部10具有在圆筒轴的方向上贯通的通过孔153,因此,能够将折痕放入通过孔153。图14中以“B”示出折痕。

[0143] 接着,在被插入到食道E内的规定位置时,从体外使中空管23通过并将液体填充至袋状容器71。由此,使袋状容器71膨胀,并贴紧于食道E的壁。此时,引导面部72从倾斜面部154展开至食道E的壁。

[0144] 接着,一边观察被检体P的体内的图像,一边进行通过导中管20进行的胶囊型主体部10的“撤回”操作,进行定位。

[0145] 接下来,将胶囊型主体部10留置于食道E内来进行观察。其间,能够使流食等直接或间接地从通过孔153通过。此外,通过引导面部72,易于使流食等通过。

[0146] [第3实施方式]

[0147] 接下来,参照图16对超声波医疗装置的第3实施方式加以说明。图16为使膨缩体收缩时的胶囊型主体部的横截面图。

[0148] 另外,在第3实施方式中,对于与第1实施方式相同的构成,赋予相同的符号并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0149] 在第1实施方式中,仅示出了使袋状容器71膨胀收缩的膨缩体70。但并不限于此,在第2实施方式中,使用在收缩时折叠,在膨胀时展开的袋状容器71。

[0150] 如图16所示,在袋状容器71的周面(全周)附有蛇腹状的折痕。通过向收缩的袋状容器71填充液体等,能够拉开折痕,使袋状容器71膨胀。图16中以“B”示出折痕。

[0151] 在第3实施方式的袋状容器71中,与第2实施方式同样地,可以使用不要求伸缩性的优劣的袋状容器71。

[0152] [第4实施方式]

[0153] 接下来,参照图17以及图18,对超声波医疗装置的第4实施方式加以说明。图17为超声波振子以及声透镜的纵截面图,图18为在超声波振子与声透镜之间放入了偏置部件时的纵截面图。

[0154] 另外,在第4实施方式中,对与第1实施方式相同的构成赋予相同的符号并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0155] 在第1实施方式中示出了表面(射出超声波的面)为相对于圆筒轴正交的方向,即不带仰角的超声波振子30,在第2实施方式中示出带有仰角的超声波振子30。另外,有时将仰角称为“倾斜角”。

[0156] 如图17以及图18所示,构成为通过使楔状的偏置部件110在超声波振子30与声透镜90之间取出放入,对超声波振子30赋予角度(仰角)。该“角度”的方向相当于从留置于食道内的胶囊型主体部10仰视一侧(咽喉侧)的仰角的方向(心脏的方向)。图18中以“ $\theta 1$ ”示出仰角。该仰角能够以楔的角度进行调整。因此,在观察对象为心脏时,使用两者间预先放入了偏置部件110的胶囊型主体部10。在观察对象为心脏以外时,使用预先从两者间取出了偏置部件110的胶囊型主体部10。

[0157] 另外,作为对超声波振子30赋予仰角的方法,并不限于偏置部件110。例如,在体外存在橡胶制的气囊,若按压此气囊,则能够送入空气。若放松按压,则空气返回,仰角减小。通过预先测定空气的送入与仰角的关系,能够以送入量的可视化来表示仰角。在送入部具备旋塞,在获得了规定的仰角时关闭并保持旋塞。

[0158] 并且,也可以是配置于装配超声波振子30的机构的两个角落或者四个角落的圆柱状的气球。通过从体外送入空气而使各气球膨胀,能够调整为任意的仰角。此外,不向气球送入空气,而是以通过送入水或具有粘性并对活体无害的液体进行了调整的仰角来稳定地保持。

[0159] 由此,在胶囊型主体部10留置于食道E内时,能够改变超声波振子30射出超声波时的波束角。

[0160] [第5实施方式]

[0161] 接下来,参照图19以及图20对超声波医疗装置的第5实施方式加以说明。图19为一维排列的超声波振子30的俯视图,图20为一维排列的超声波振子30的主视图。

[0162] 另外,在第5实施方式中,对与第1实施方式相同的构成赋予相同的符号并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0163] 在第1实施方式中示出了不带仰角的超声波振子30,而在第5实施方式中示出带有仰角的超声波振子30。

[0164] 如图19以及图20所示,支撑体15具有截锥形。在支撑体15的外周方向排列多个超声波振子30,由此,对超声波振子30赋予仰角。

[0165] 接下来,对内置这样的支撑体15以及超声波振子30的胶囊型主体部10的制造方法加以说明。

[0166] 首先,准备形状记忆合金板,该形状记忆合金板在不到预定温度(例如,50度)时具备圆筒形状,通过加热至此温度以上,具备一端侧小径而另一端侧大径的截锥形。

[0167] 接下来,在室温(例如,20度)下,在具备圆筒形状的形状记忆合金板的圆周方向

排列超声波振子 30。此时,不对超声波振子 30 赋予仰角。在该状态下,内置于胶囊型主体部 10 内。其他零部件,例如,集成电路 IC、膨缩体 70 以及声透镜 90 也同样内置于胶囊型主体部 10 内。

[0168] 通过以上的的方法,制造胶囊型主体部 10。

[0169] 接下来,对这样制造出来的胶囊型主体部 10 的使用方法加以说明。向食道 E 内插入胶囊型主体部 10。由于是被检体 P 的体温(例如,36 度),因此未对超声波振子 30 赋予仰角。

[0170] 在胶囊型主体部 10 留置于食道 E 内,能够对被检体 P 的体内进行观察时,通过将支撑体 15 加热至温度(例如 50 度)以上(例如,注入 50 度的热水),支撑体 15 从圆筒形状变形为截锥形。由此,对超声波振子 30 赋予仰角。由此,心脏的观察变得更容易。为了加热支撑体 15,使热水通过中空管 23 并从体外填充至膨缩体 70 即可。由此,通过被填充至膨缩体 70 的热水的热量,支撑体 15 被加热。另外,在观察心脏以外的脏器时,不对支撑体 15 进行加热即可。

[0171] [第 6 实施方式]

[0172] 接下来,参照图 21 以及图 22,对超声波医疗装置的第 6 实施方式加以说明。图 21 为沿外周二维排列的多个超声波振子的立体图,图 22 为在 FPC 板上二维排列的多个超声波振子的立体图。

[0173] 另外,在第 6 实施方式中,对与第 1 实施方式相同的构成赋予相同的符号,并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0174] 在第 1 实施方式中,超声波振子 30 为放射状阵列型(参照图 4、图 5 以及图 6),第 6 实施方式的超声波振子 30 沿着圆筒状中的圆周方向且筒轴方向排列(二维阵列型)。

[0175] 通过采用二维阵列型,能够以规定顺序驱动其中的规定区域的超声波振子 30,并能够对心脏等的观察对象进行扫描,而无需使超声波振子 30 的朝向物理地面向心脏等的观察对象。由此,不需要物理地变更超声波振子 30 的朝向的机构,例如,在第 1 实施方式中所使用的变更机构 40 等。此外,也不需要用于收敛超声波波束的声透镜 90。

[0176] 另外,超声波振子 30 并不限于如图 21 所示那样在圆筒状的全周排列的二维阵列型,通过利用视野狭窄的二维阵列,并使用倾斜机构来调整视野,能够在任意位置生成三维图像。

[0177] 接下来,参照图 22 对该超声波振子 30 的制造方法加以说明。

[0178] 如图 22 所示,在 FPC 板上配置微小超声波振子 30 群,构成二维阵列(组件)。

[0179] 接着,将其接合于形状记忆合金板 100 上,构成圆筒状探针。另外,该形状记忆合金板 100 成为支撑体 15。形状记忆合金板 100 具有在预定温度(体温,例如,不足 20 度)下具备平板状,通过加热到此温度以上则具备圆筒状的性质,这一点与第 1 实施方式相同。此外,将这样的超声波振子 30 内置于胶囊型主体部 10 这一点也与第 1 实施方式相同。

[0180] [第 7 实施方式]

[0181] 接下来,参照图 23 以及图 24 对超声波医疗装置的第 7 实施方式加以说明。图 23 为在支撑体的外部排列成平板状的超声波振子的立体图,图 24 为使膨缩体膨胀时的胶囊型主体部的横截面图。

[0182] 另外,在第 7 实施方式中,对与第 1 实施方式相同的构成赋予相同的符号并省略其

说明,主要对不同的构成加以说明。

[0183] 在第 1 实施方式中示出了排列成圆筒状的放射状阵列型的超声波振子 30(参照图 4、图 5 以及图 6),而第 7 实施方式的超声波振子 30 使用排列成平板状的超声波振子 30(一维阵列型)。

[0184] 如图 23 所示,在圆筒状的支撑体 15 的外部配置平板状的超声波振子 30。超声波振子 30 被构成为能够以与平板正交的轴为中心旋转。在图 23 中以“Oy”示出旋转中心,在图 23 中以箭头示出旋转方向。

[0185] 如图 24 所示,在平板状的超声波振子 30 的表面安装有声透镜 90。

[0186] 该一维阵列的超声波振子 30 例如被构成为通过超声波马达 42(参照图 4)绕圆筒轴旋转。声透镜 90 被配置为与膨缩体 70 的内面接近或接触,且在通过超声波马达 42(参照图 4)使超声波振子 30 旋转时,声透镜 90 沿着膨缩体 70 的内面移动。

[0187] [第 8 实施方式]

[0188] 接下来,参照图 25 对超声波医疗装置的第 8 实施方式加以说明。图 25 为隐形镜片状排列的超声波振子的图。

[0189] 另外,在第 8 实施方式中,对与第 1 实施方式相同的构成赋予相同的符号并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0190] 在第 1 实施方式中示出排列成圆筒状的放射状阵列型的超声波振子 30,而在第 8 实施方式中,使用排列成隐形镜片状的超声波振子。

[0191] 如图 25 所示,在圆筒状的支撑体 15 的外部,超声波振子 30 排列成隐形镜片状。另外,超声波振子 30 被构成为能够绕隐形镜片的中心轴旋转。在图 25 中以“Oy”示出中心轴。

[0192] 超声波振子 30 排列成隐形镜片状,由此,超声波振子 30 的装配空间(支撑体 15 与膨缩体 70 之间的间隙)比图 24 所示的第 7 实施方式狭,所以,与此相应地,能够增大通过孔 153 的径,在使流食通过时是很有利的。

[0193] [第 9 实施方式]

[0194] 接下来,参照图 26 对超声波医疗装置的第 9 实施方式加以说明。图 26 为安装于 FPC 板上的超声波振子等的立体图。

[0195] 另外,在第 9 实施方式中,对与第 1 实施方式相同的构成赋予相同的符号并省略其说明,主要对不同的构成加以说明。

[0196] 在胶囊型主体部 10 的制造中,第 1 实施方式中示出将条状的超声波振子 30 固定于 FPC 上的情况,而在第 9 实施方式中,除了超声波振子 30,还固定集成电路 IC(组件)。

[0197] 接着,将其接合于形状记忆合金板 100 上,构成圆筒状的探针,这一点与第 1 实施方式相同。由此,能够一次性地制造超声波振子 30 以及集成电路 IC。

[0198] (电路的安装)

[0199] 接下来,参照图 13 以及图 27,对安装电路的情况加以说明。

[0200] 图 27 为安装于胶囊型主体部 10 内的超声波振子 30 等的电路的构成图。

[0201] 如图 27 所示,通过切换部 321 来选择所希望的元件群。介由系统接口 322 取得控制数据,基于此数据,施加必要的延迟来产生发送波形信号(发送波形发生部 323),通过发送放大器 324 来进行放大并驱动超声波振子 30。也可以是脉冲。向活体内照射的超声波在

活体内反射、散射,并被振子接收。通过接收放大器 325 对该信号进行放大,对接近的元件信号进行延迟相加,制作部分波束信号(延迟加法电路 326)。此时,例如若设辅助阵列尺寸为 4 元件,则信号数减少至 1/4。而且,对这些辅助阵列输出信号进行 AD 转换,与超声波信号的带域宽度相应地间隔剔除已过滤的数据,由此能够进一步减少信号数(ADC327)。例如即使以 40Msps 进行 AD 转换,如果超声波信号的带域宽度为 5MHz 的程度,则在设采样频率为其 2 倍的 10MHz 时,能够大致减少至 1/4。在数据宽度为 1 比特,元件数为 64 元件的情况下,以每 1CH320Mbps 计算的话则为 20Gbps,而通过上述数据的减少,成为 1.28(= 20/16)Gbps。如果是近年的高速串行转送系统的话,则能够充分地进行转送。当然,使用通用的数据压缩技法,如果能降低帧滞后并削减数据量,那么现在的无线通信系统也能够进行转送。电源包括通过绳内的电缆进行供给的方法或通过电池进行供给的方法等。

[0202] 此外,也能够以模拟信号直接进行转送,此情况下,可以使用直径 0.2 — 0.3mm 的同轴电缆,在 16(= 64/4) 根的情况下为直径 1 — 1.5mm 的电缆。

[0203] 另外,在上述实施方式中,作为基底材料,使用了比压电材料声阻抗低的材料,但并不限于此。

[0204] 以下,对使用了比压电材料声阻抗高的材料作为基底材料的探针的制造方法加以说明。

[0205] 首先,将超声波振子 30 固定于 FPC,将 FPC 接合于形状记忆合金。接着,使用聚偏(二)氟乙烯(PVDF)等的柔软压电材来构成超声波振子 30,将其接合于形状记忆合金板。

[0206] 接下来,在 PVDF 等的声阻抗低的压电材料的情况下,作为基底材料,直接使用形状记忆合金板 100。另外,根据必要,能够在压电材料与形状记忆合金板 100 中间夹入基底材料。但是,需要一定厚度,为了小型化,优选使用形状记忆合金板。

[0207] 另外,在压电材料为陶瓷时,作为基底材料,也可以使用比陶瓷声阻抗高的钨等的形状记忆合金板 100。

[0208] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子公开的,其意图并不在于限定发明的范围。这些新颖的实施方式能够通过其他方式实施,在不脱离发明的主旨的范围内,能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围和主旨中,并包含于权利要求书中所记载的发明及其等同的范围内。

[0209] 符号的说明

[0210] 1 超声波图像诊断装置

[0211] 2 超声波医疗装置

[0212] 10 胶囊型主体部

[0213] 15 支撑体

[0214] 151 中空部

[0215] 153 通过孔

[0216] 154 倾斜面部

[0217] 20 导中管

[0218] 21 绳状体

[0219] 22 标识器

[0220] 23 中空管

[0221]	30	超声波振子
[0222]	31	旋转轴（筒轴）
[0223]	32	胶囊收发部
[0224]	33	胶囊控制部
[0225]	34	胶囊电源部
[0226]	40	变更机构
[0227]	42	超声波马达
[0228]	421	压电陶瓷
[0229]	422	定子
[0230]	423	转子
[0231]	60	外部装置
[0232]	61	收发部
[0233]	62	接收数据处理部
[0234]	63	图像制作部
[0235]	64	显示部（监视器）
[0236]	65	控制部
[0237]	66	操作部
[0238]	67	电源部
[0239]	70	膨缩体
[0240]	71	袋状容器
[0241]	72	引导面部
[0242]	80	信号处理电路
[0243]	90	声透镜
[0244]	100	形状记忆合金板
[0245]	110	偏置部件

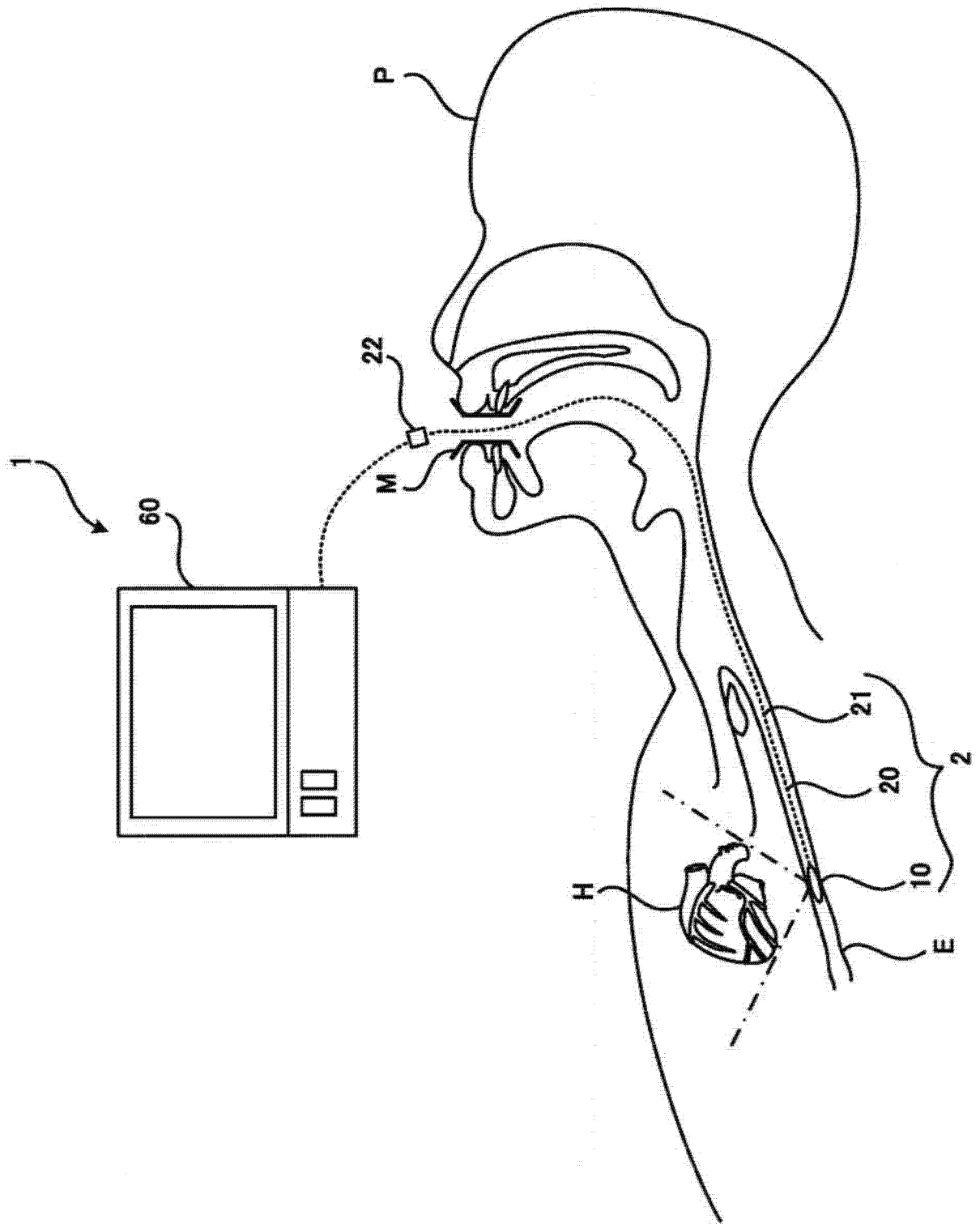


图 1

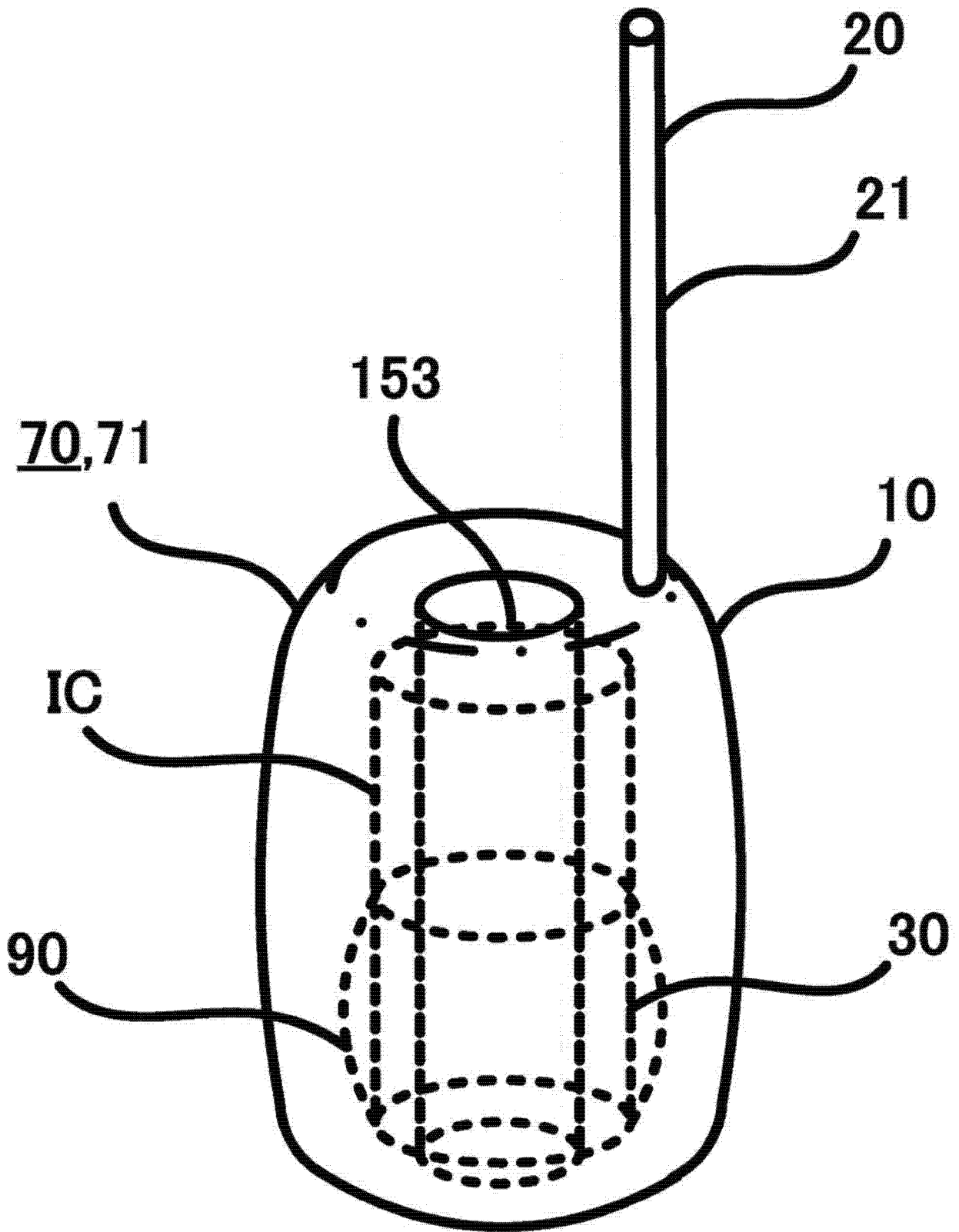


图 2

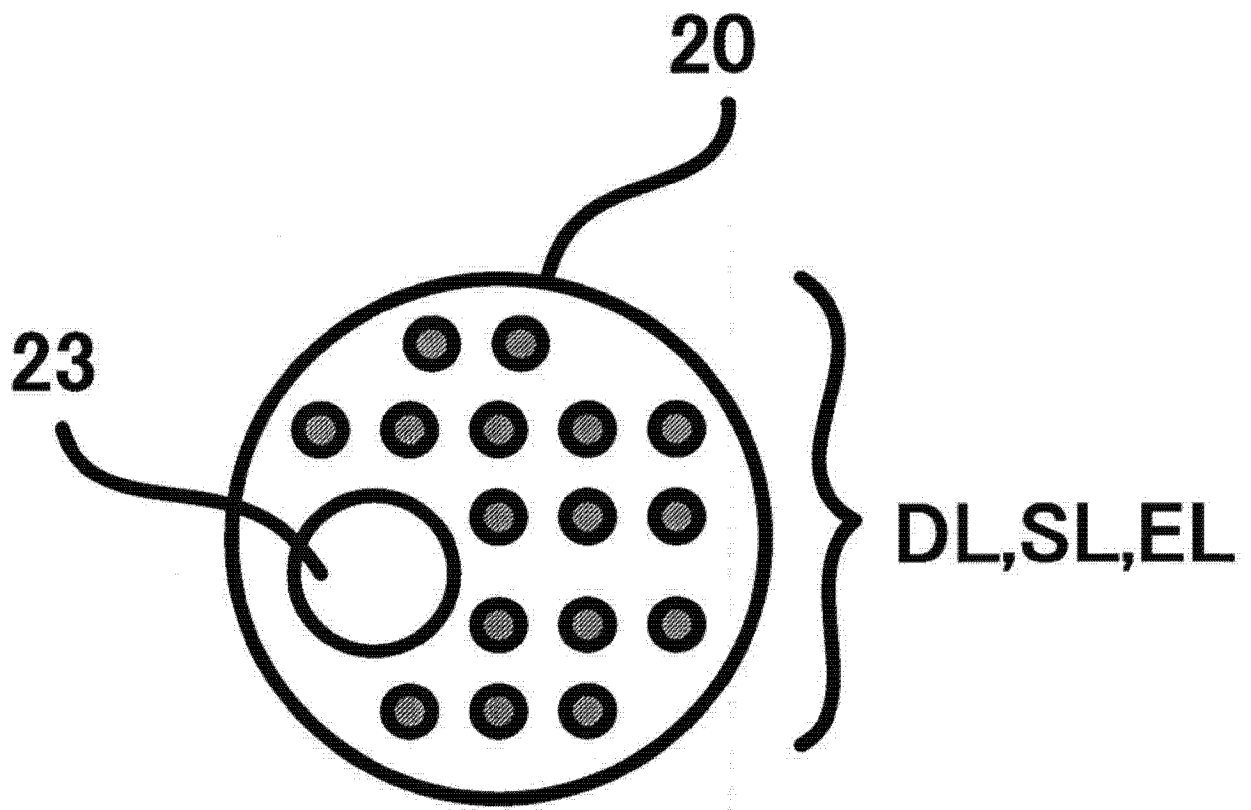


图 3

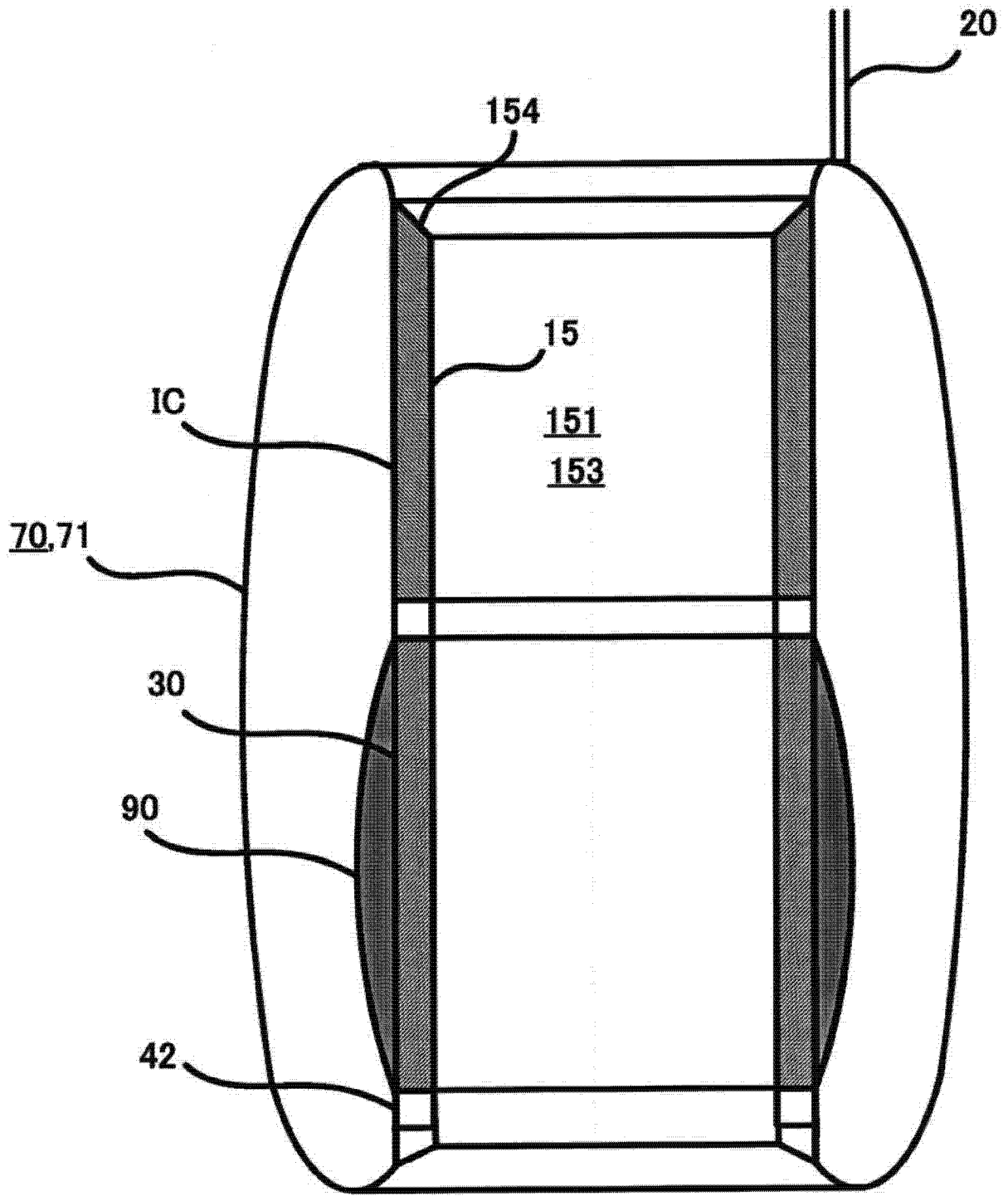


图 4

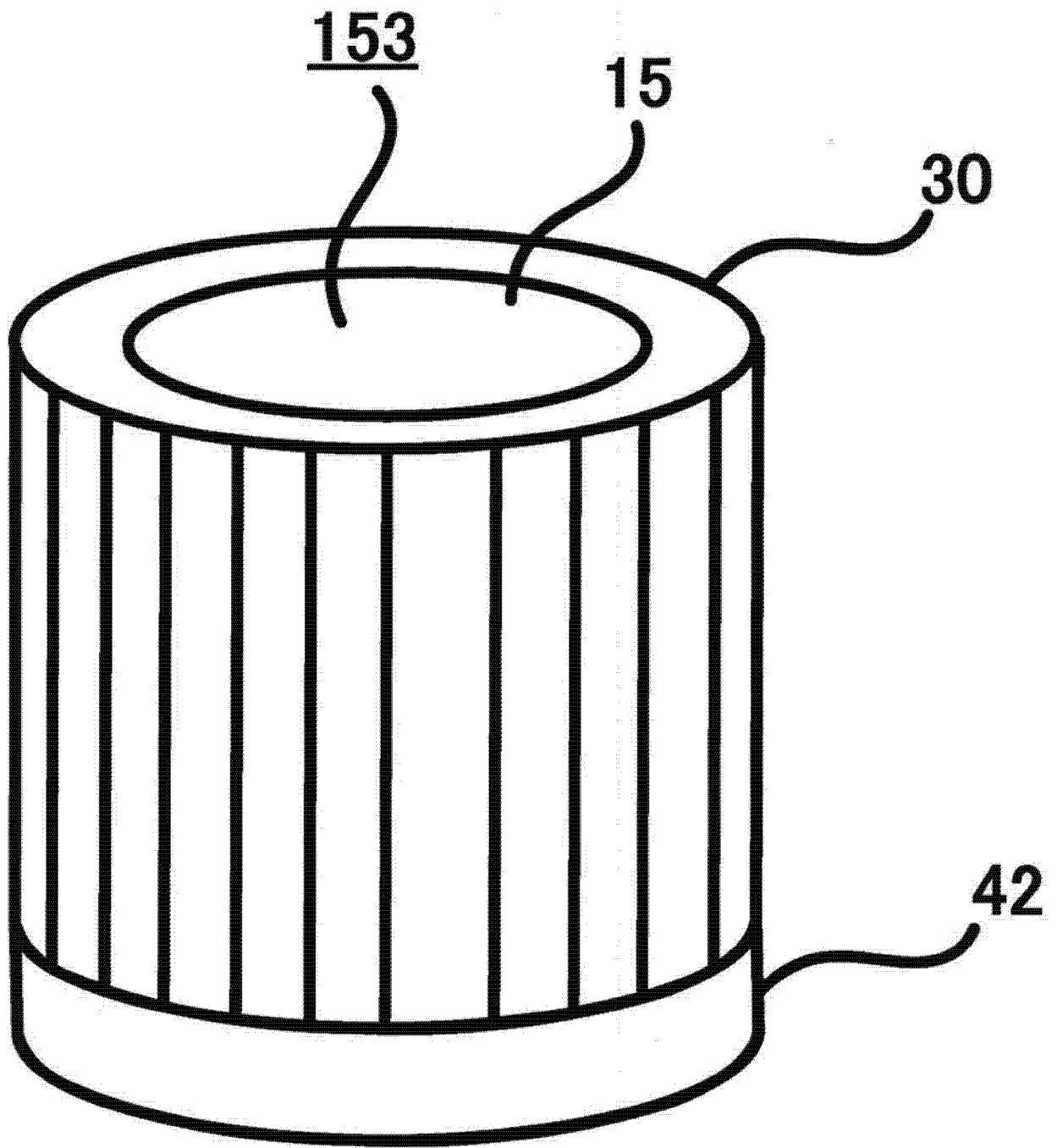


图 5

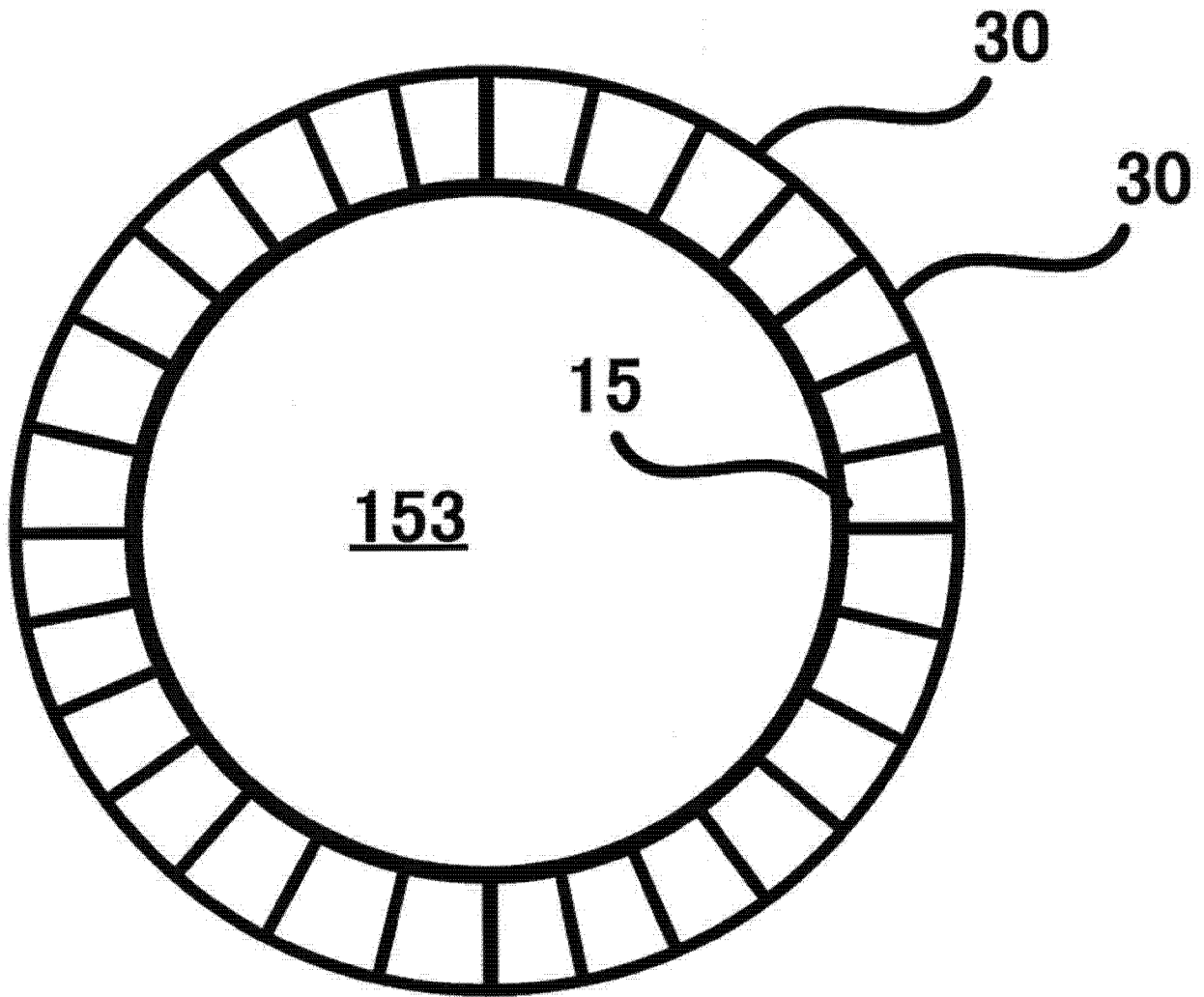


图 6

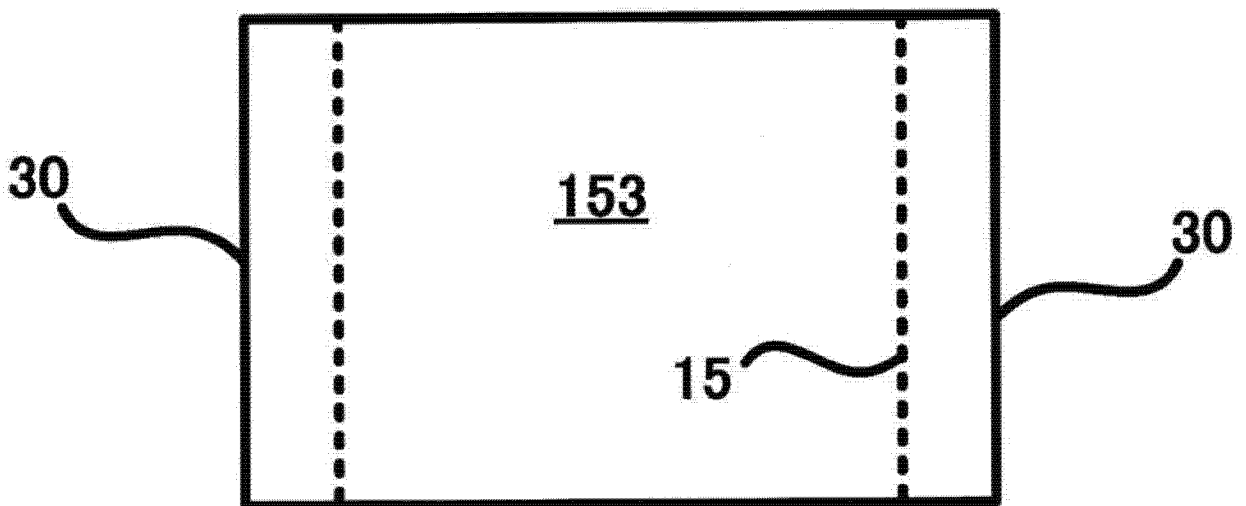


图 7

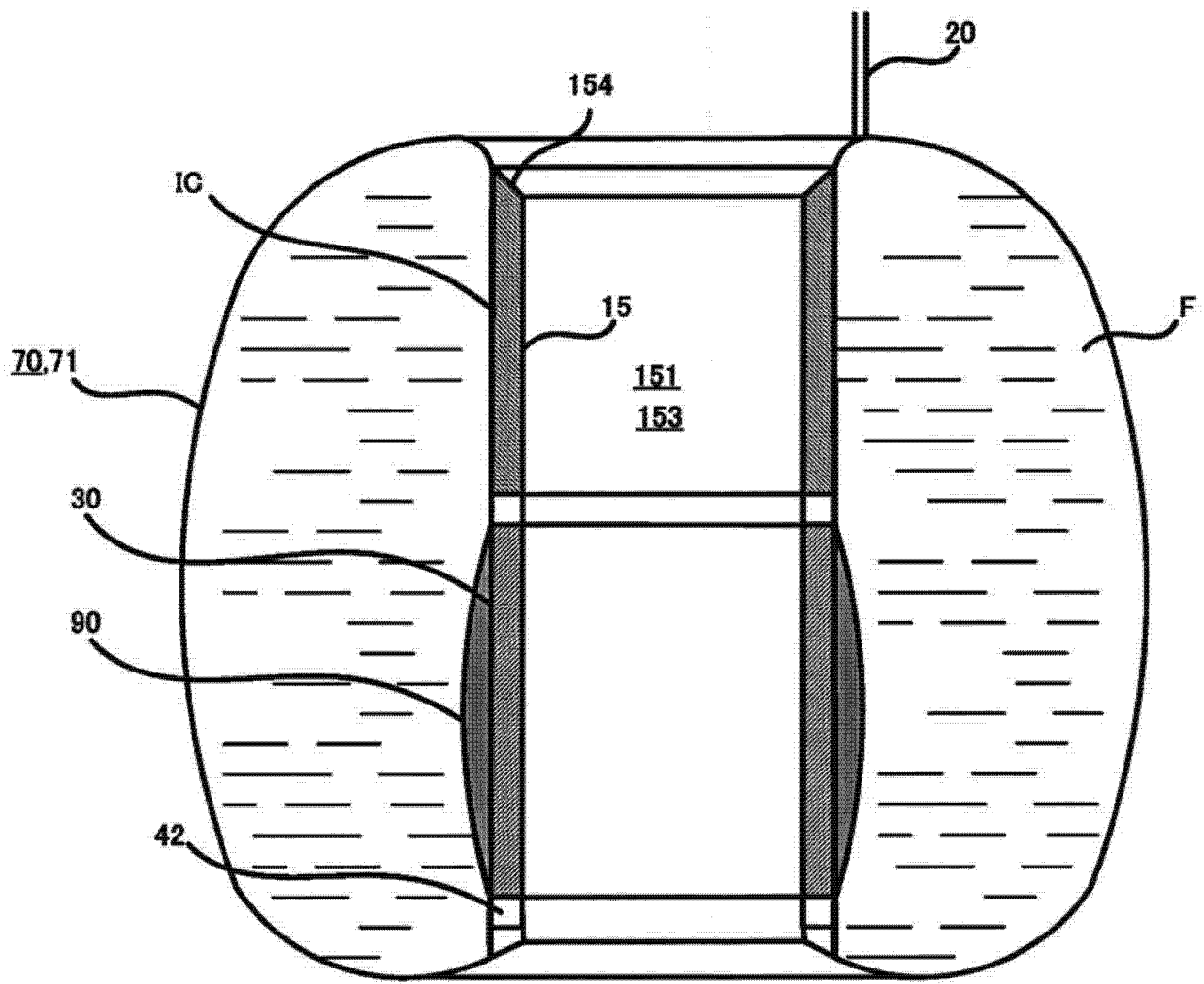


图 8

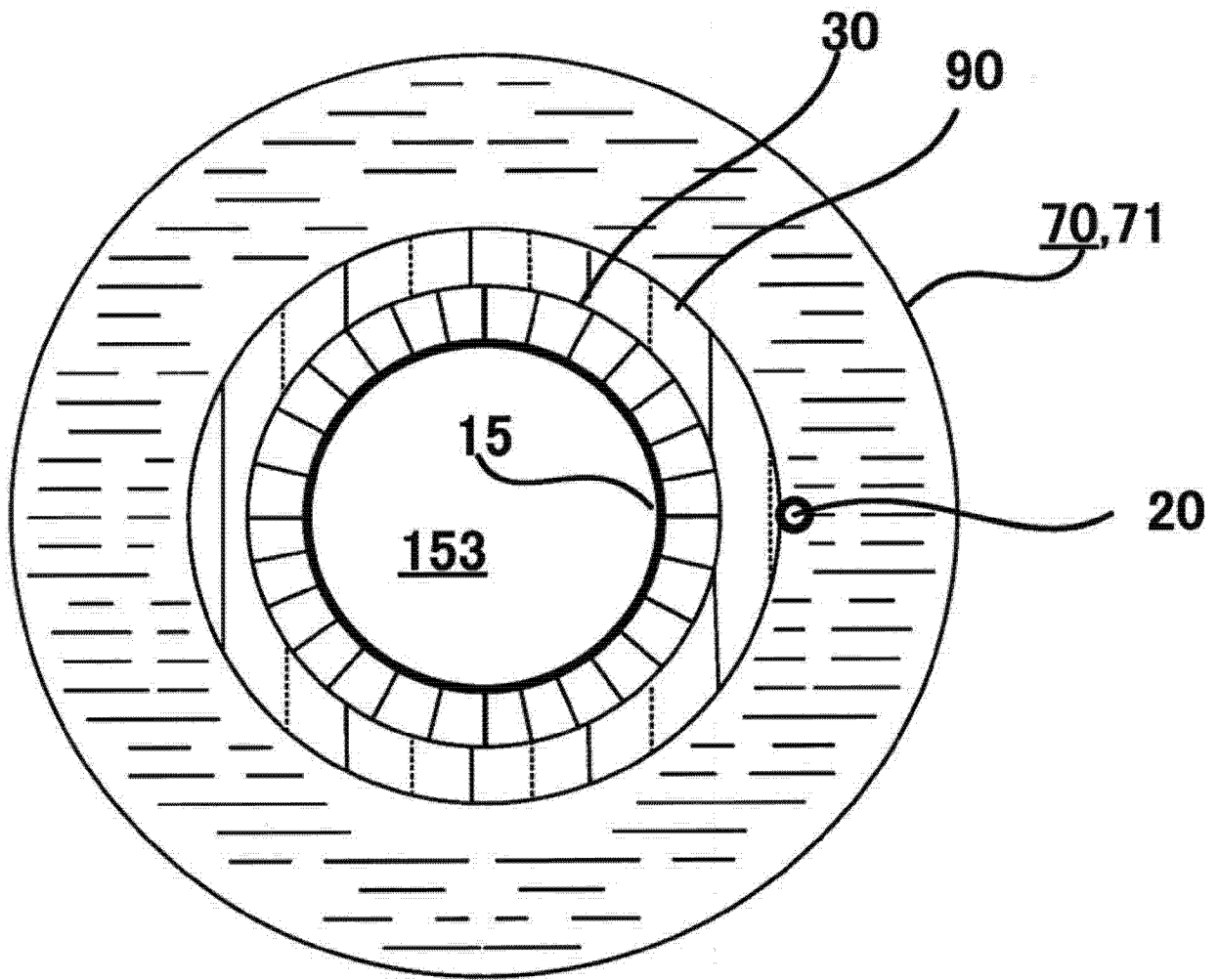


图 9

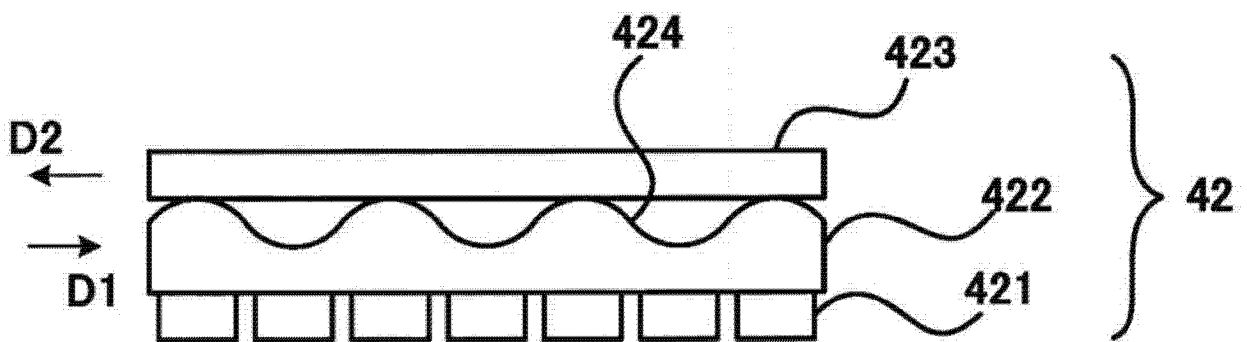


图 10

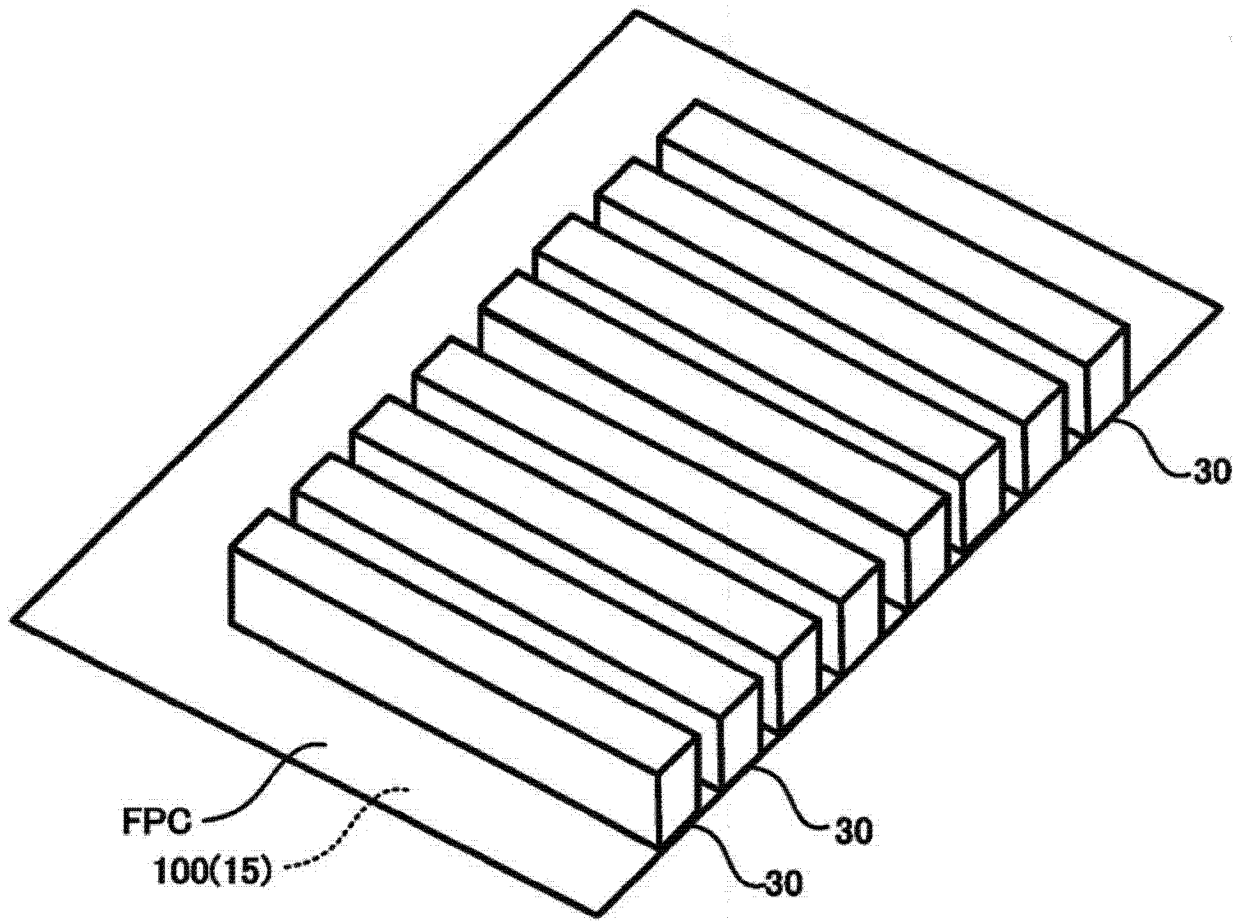


图 11

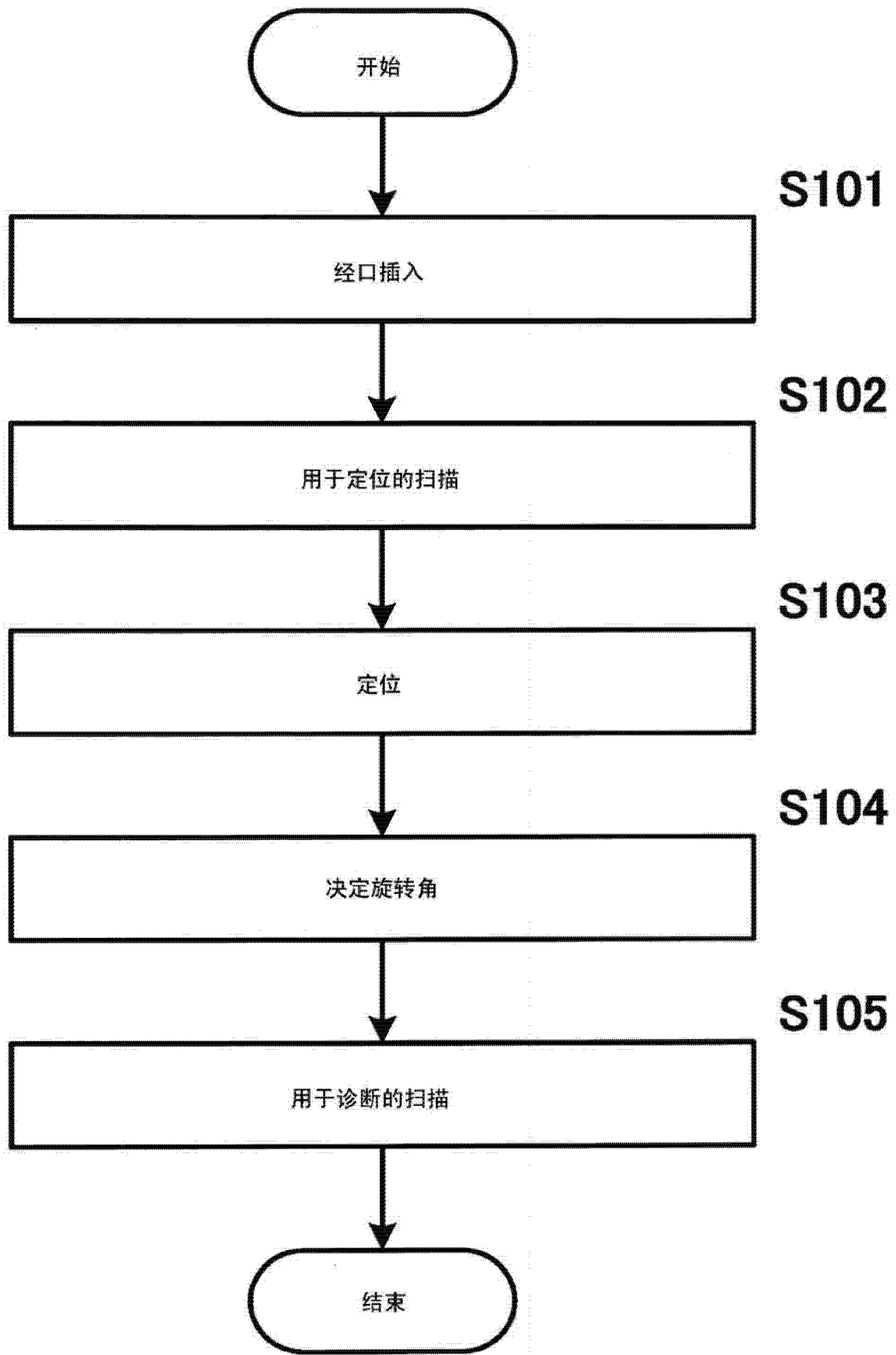


图 12

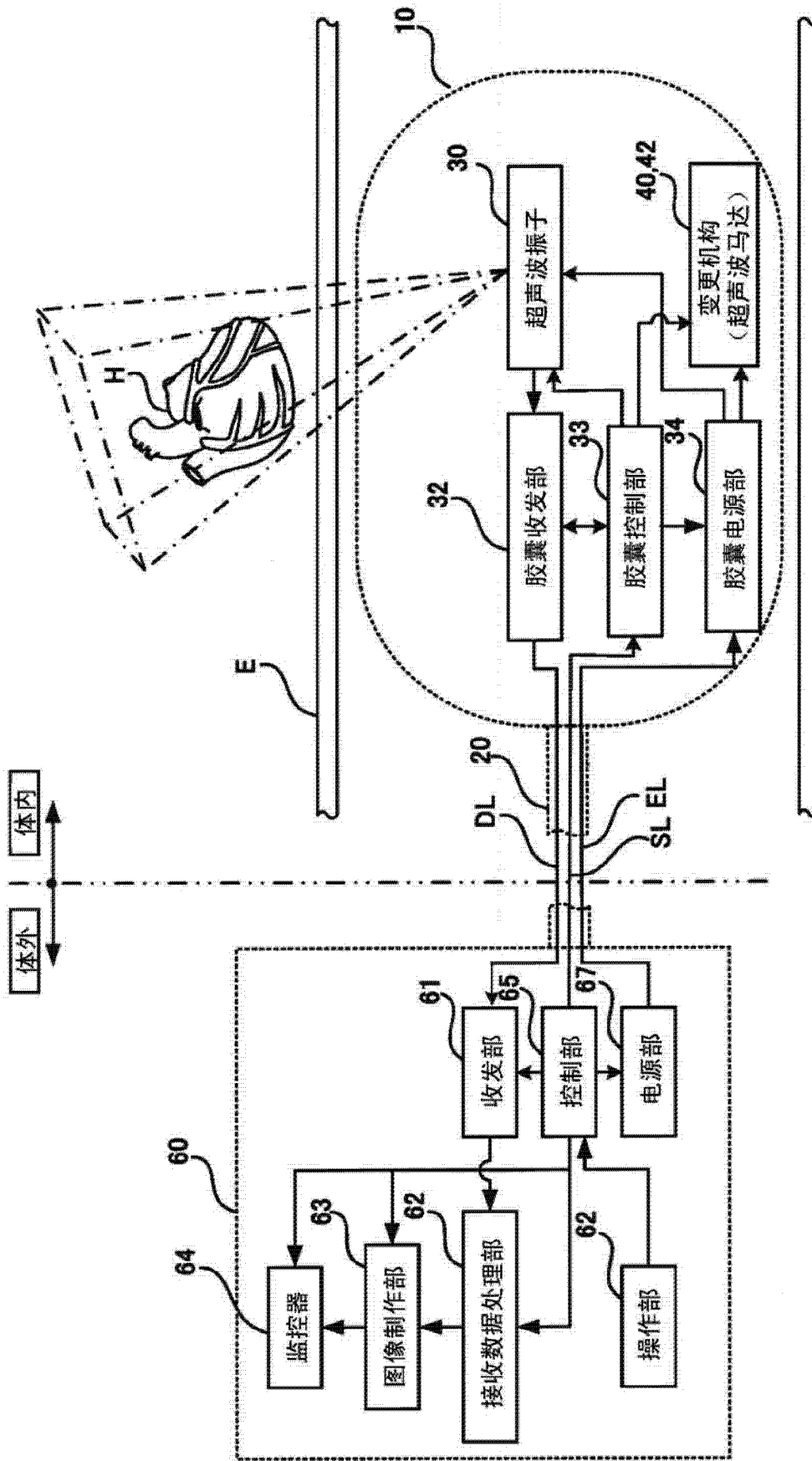


图 13

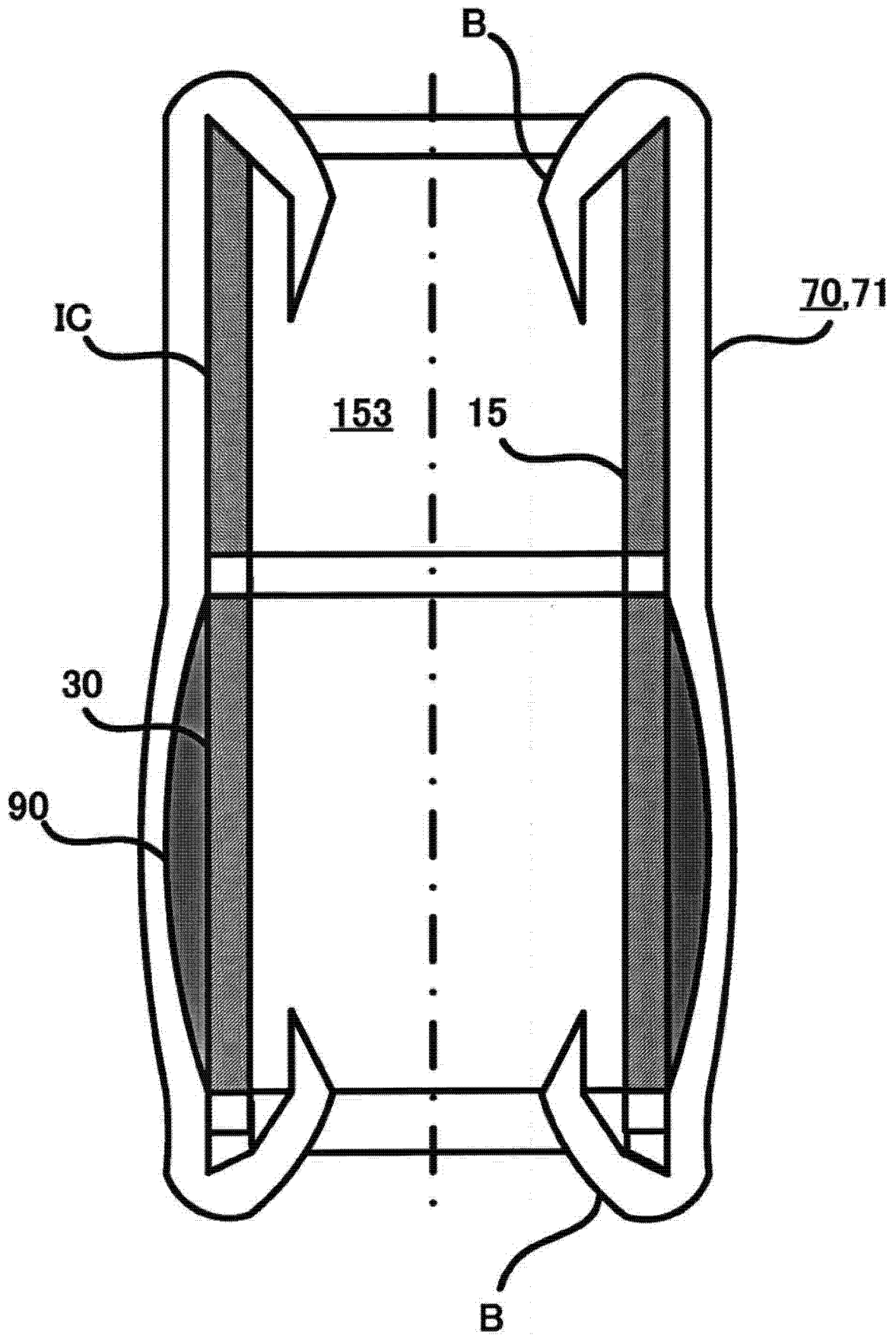


图 14

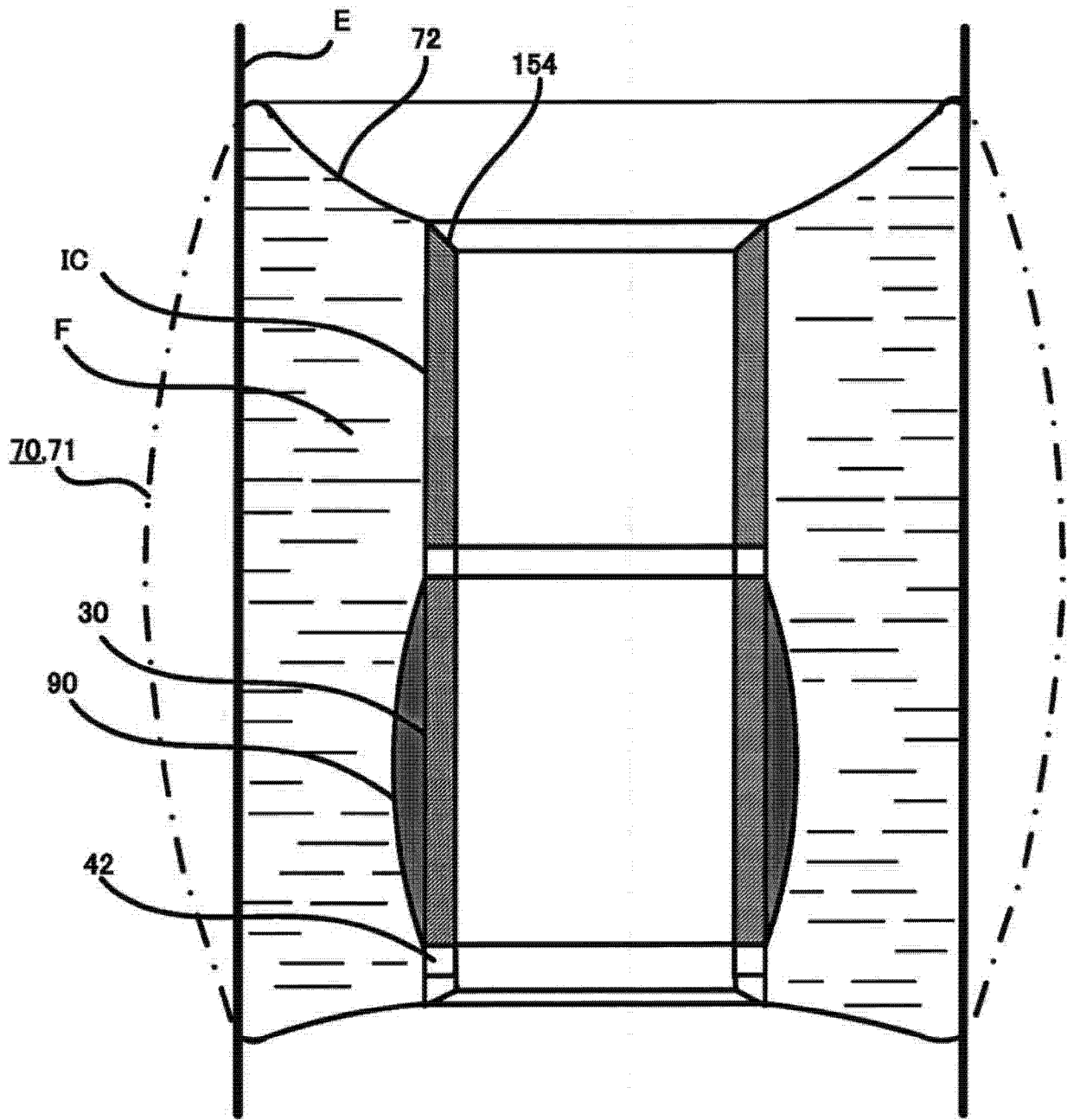


图 15

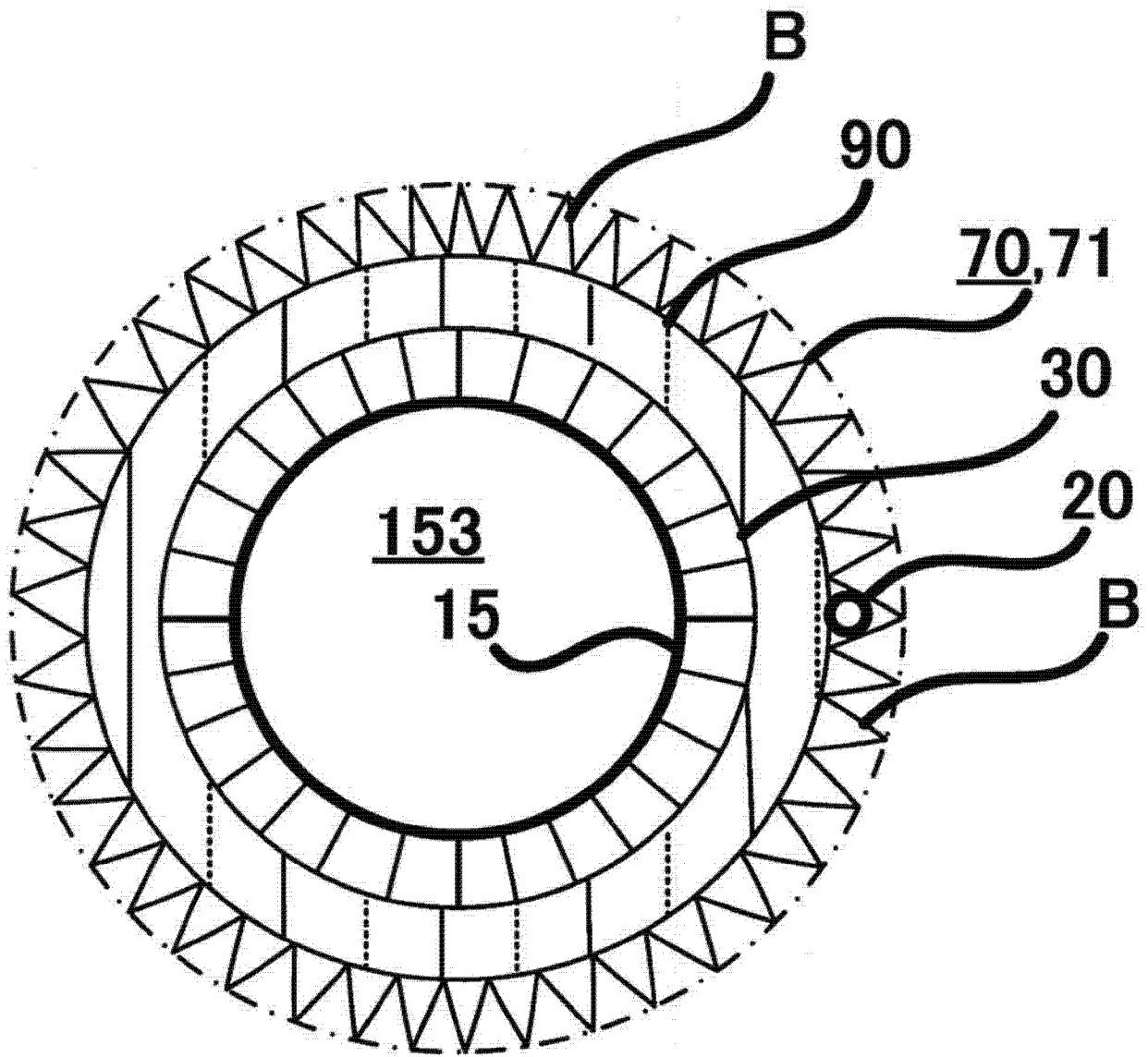


图 16

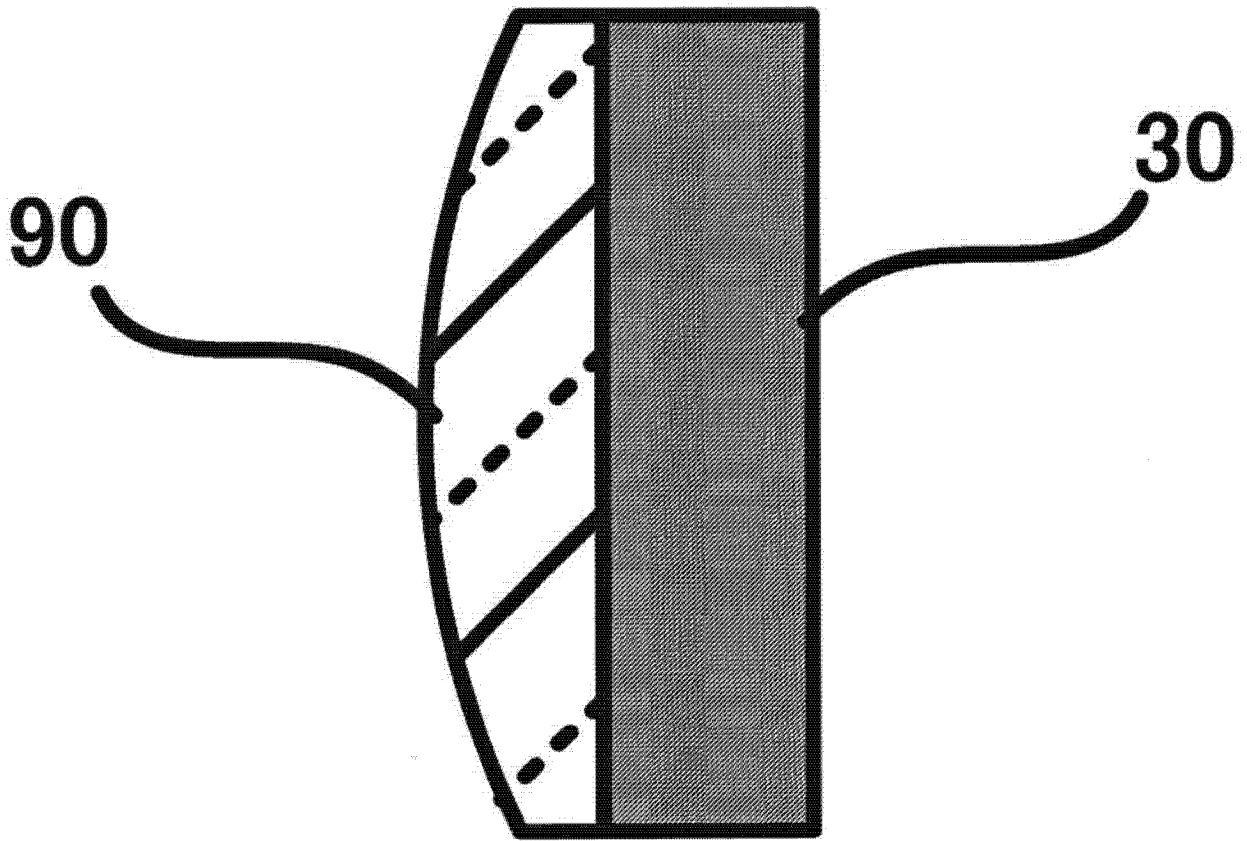


图 17

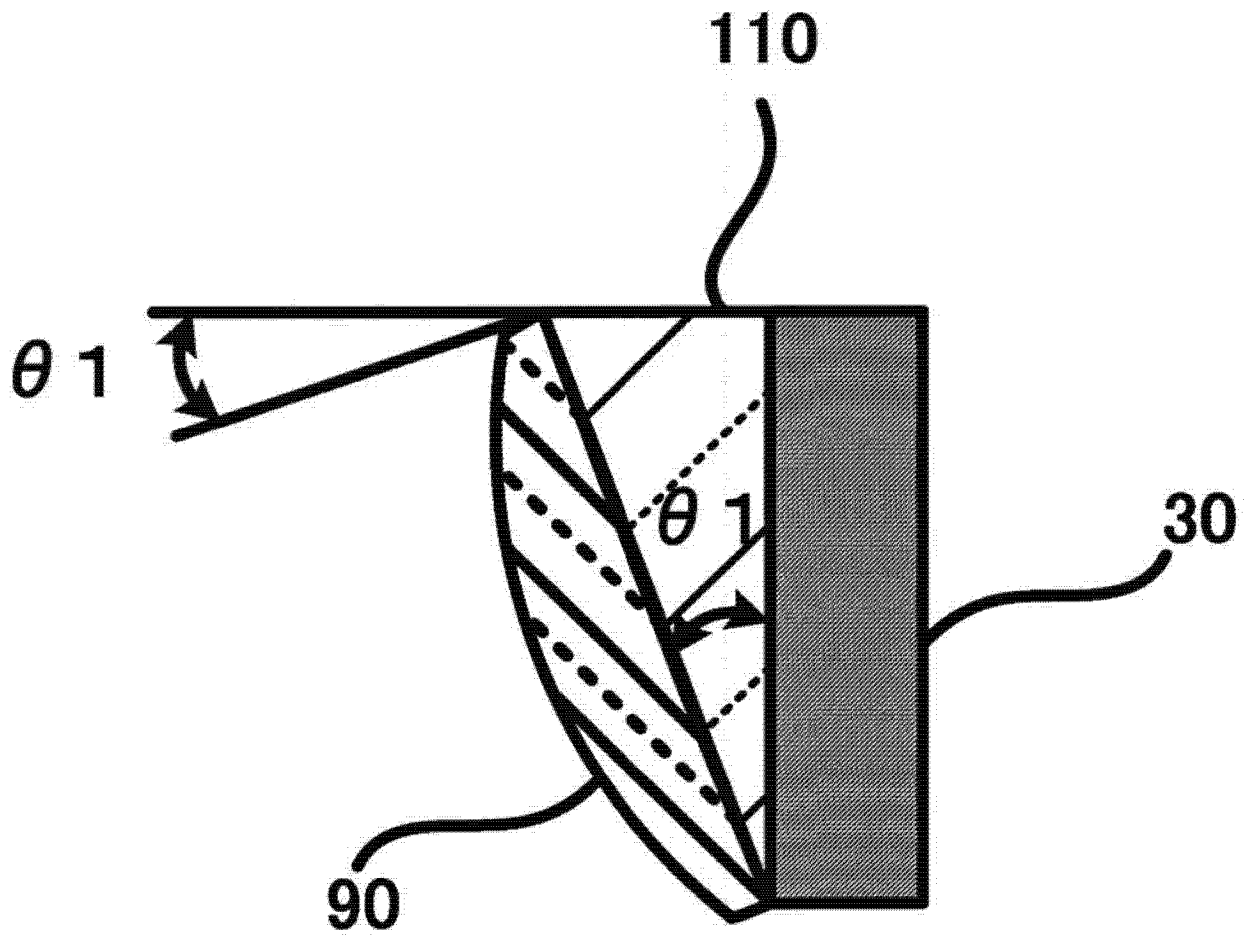


图 18

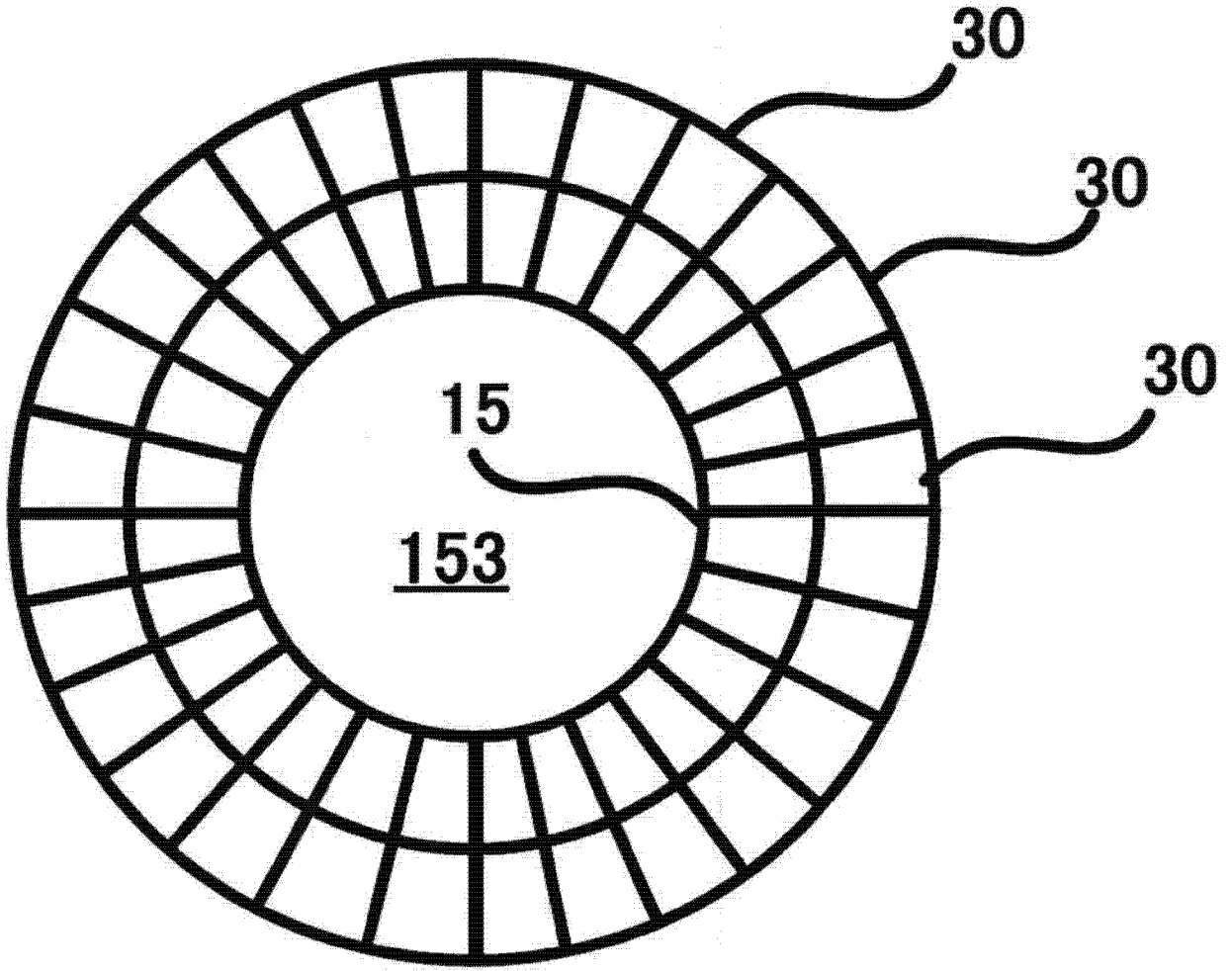


图 19

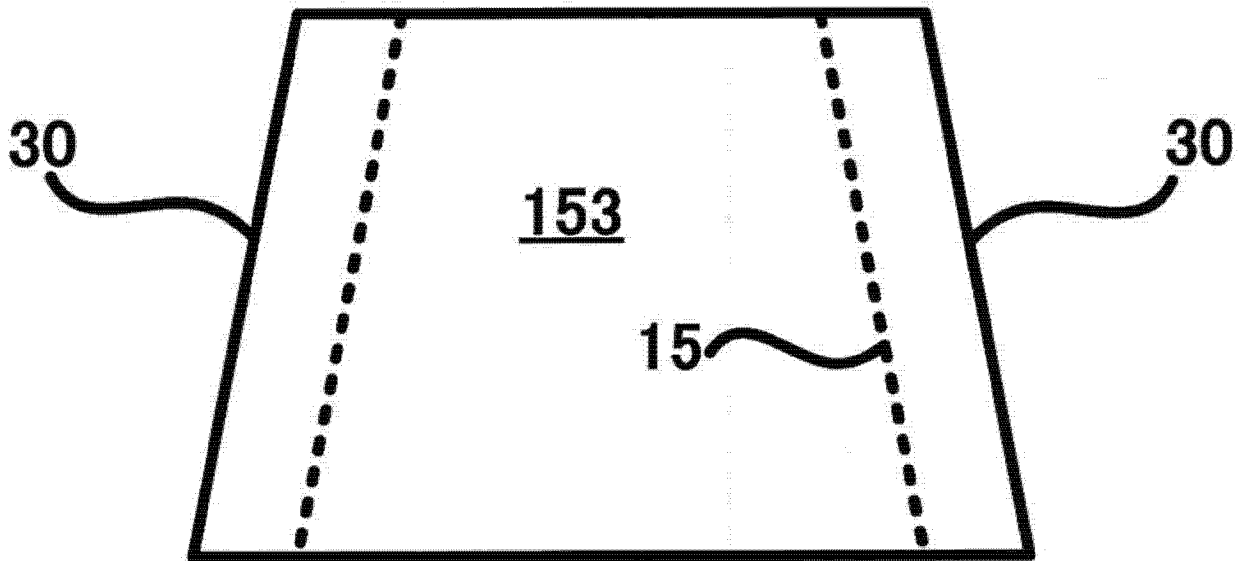


图 20

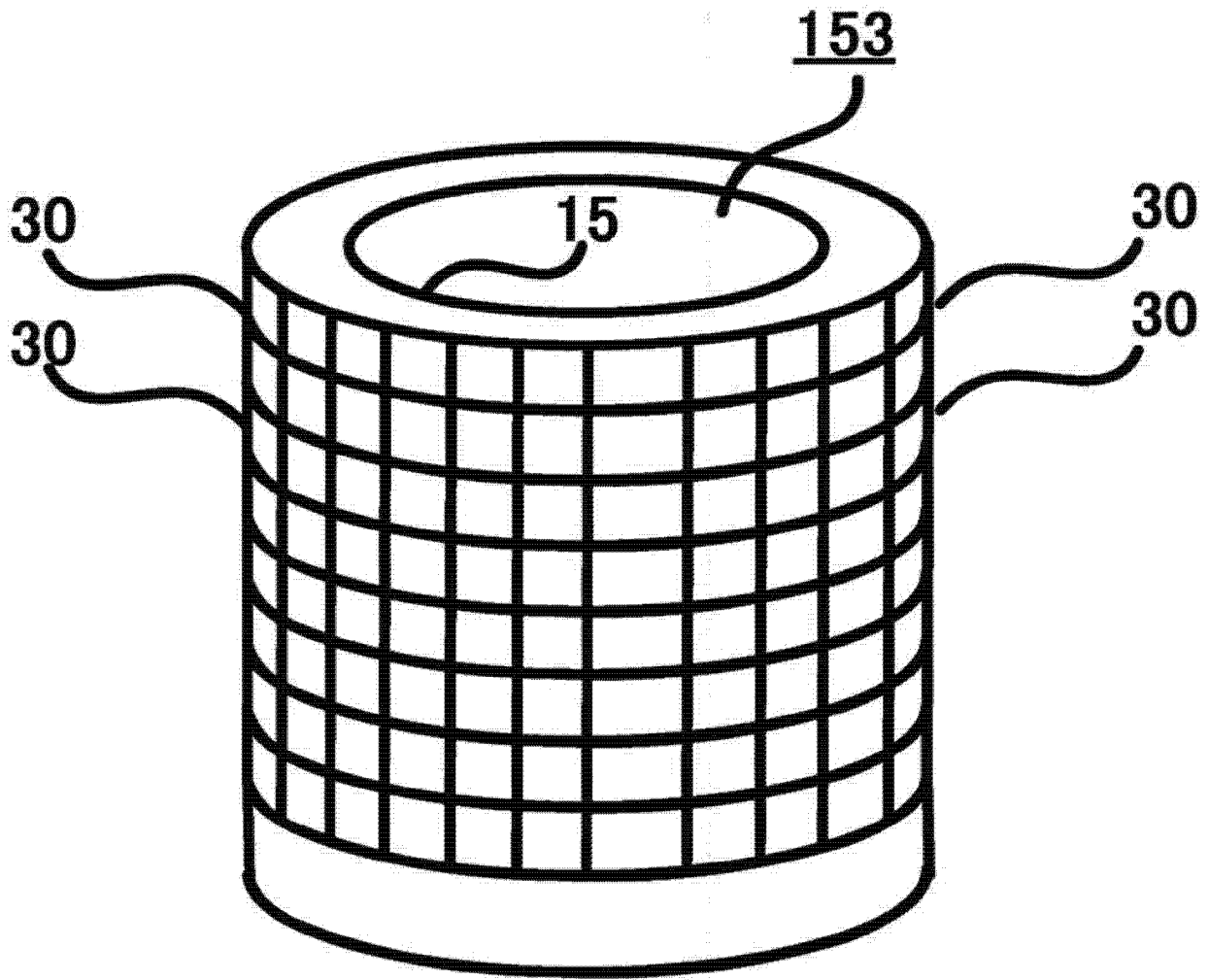


图 21

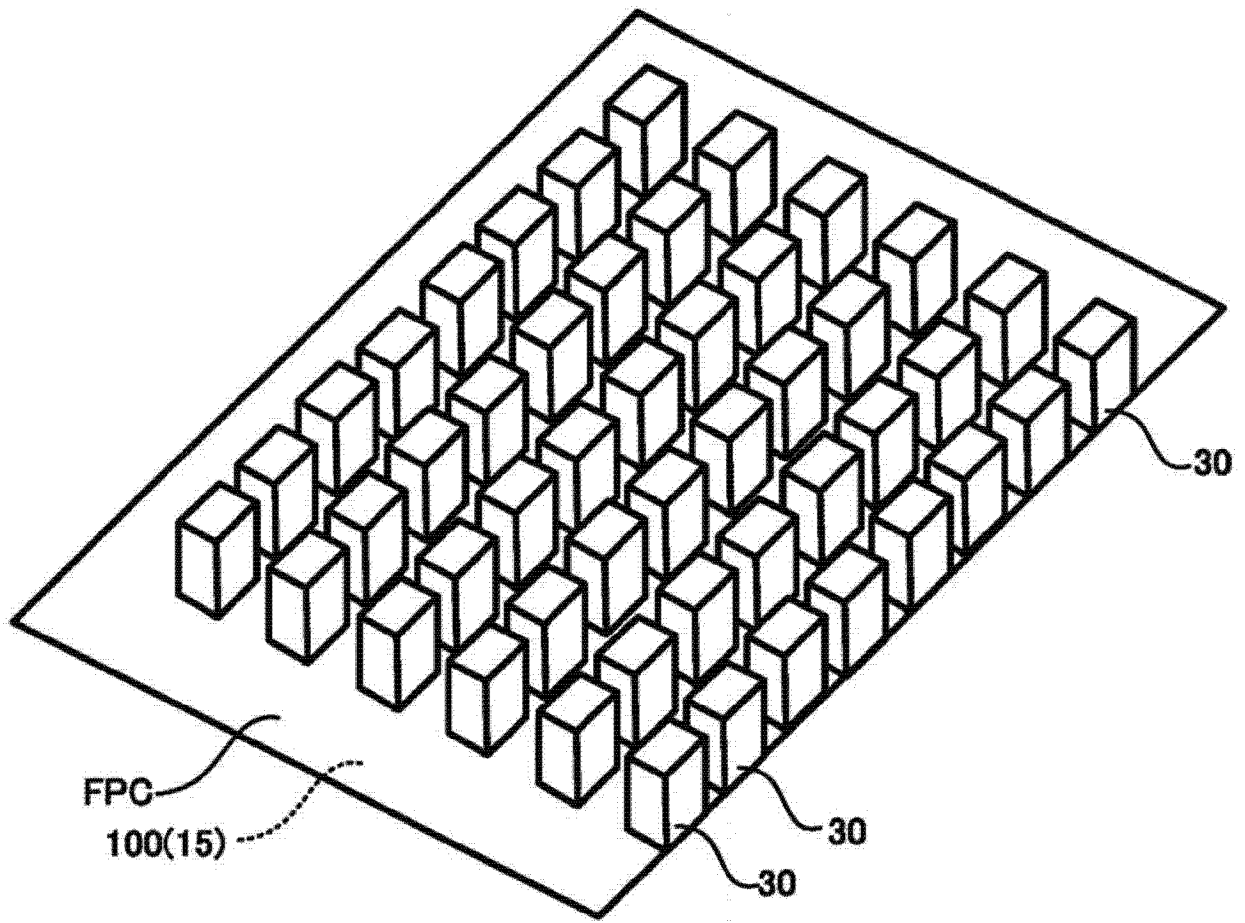


图 22

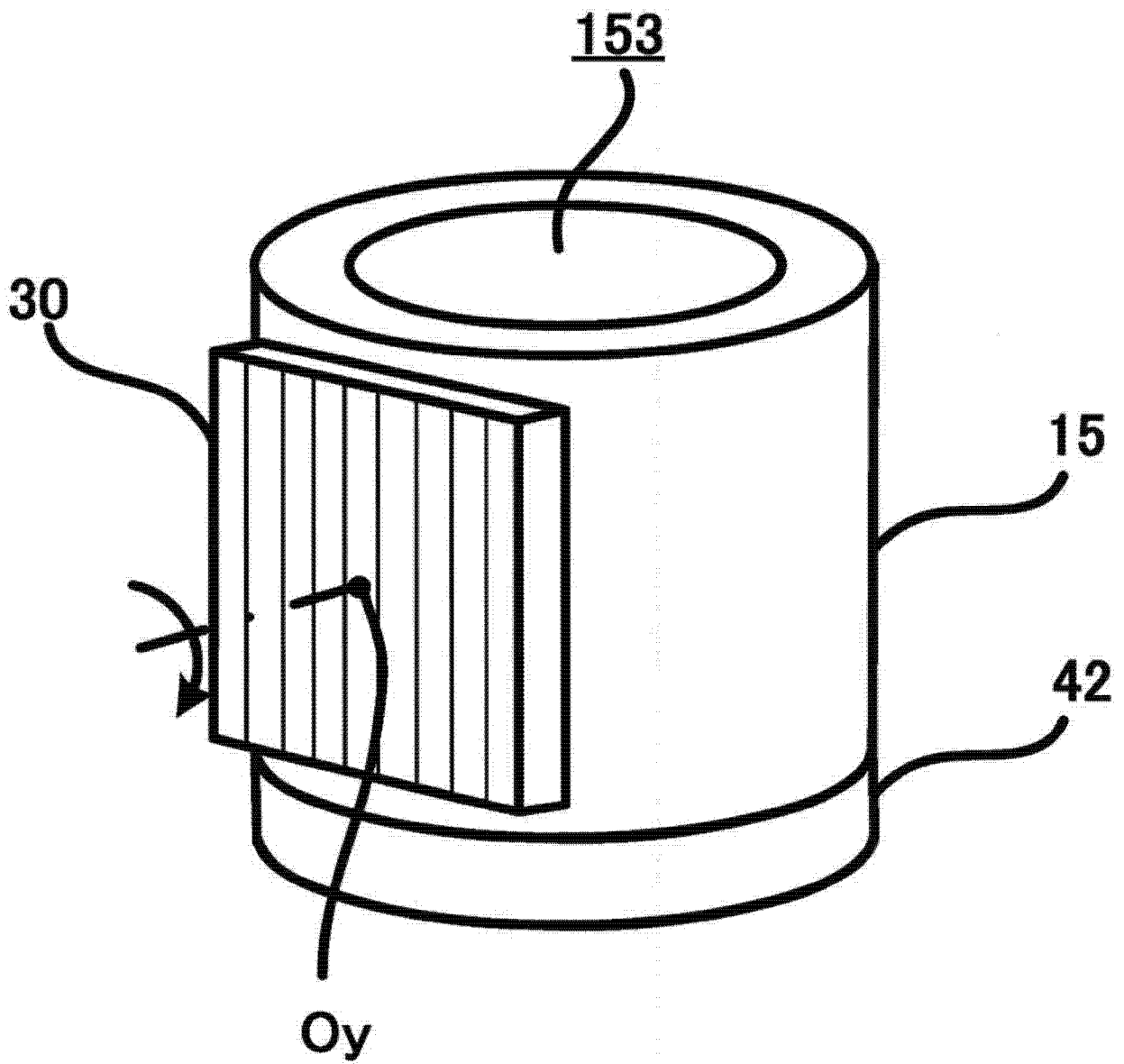


图 23

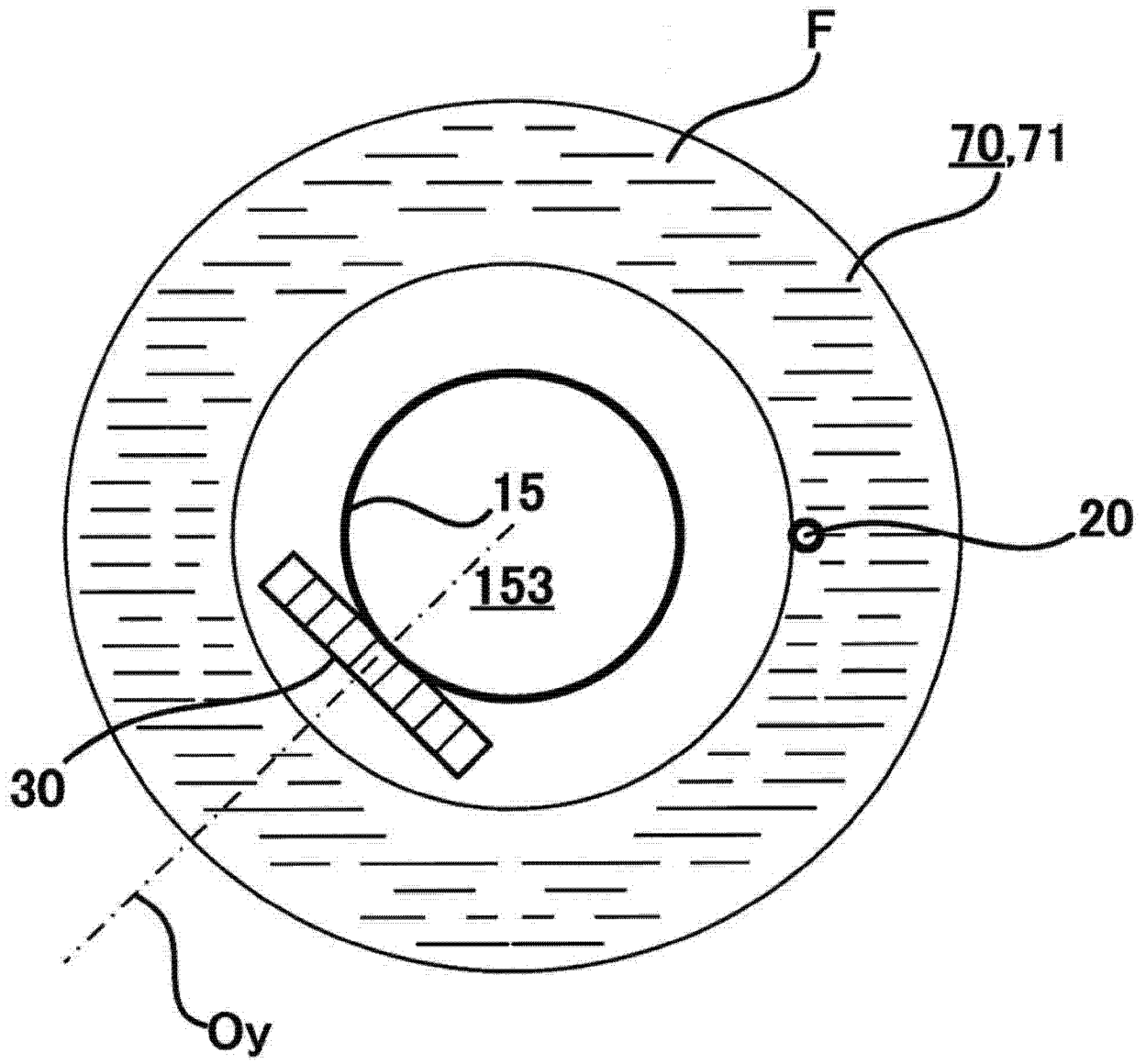


图 24

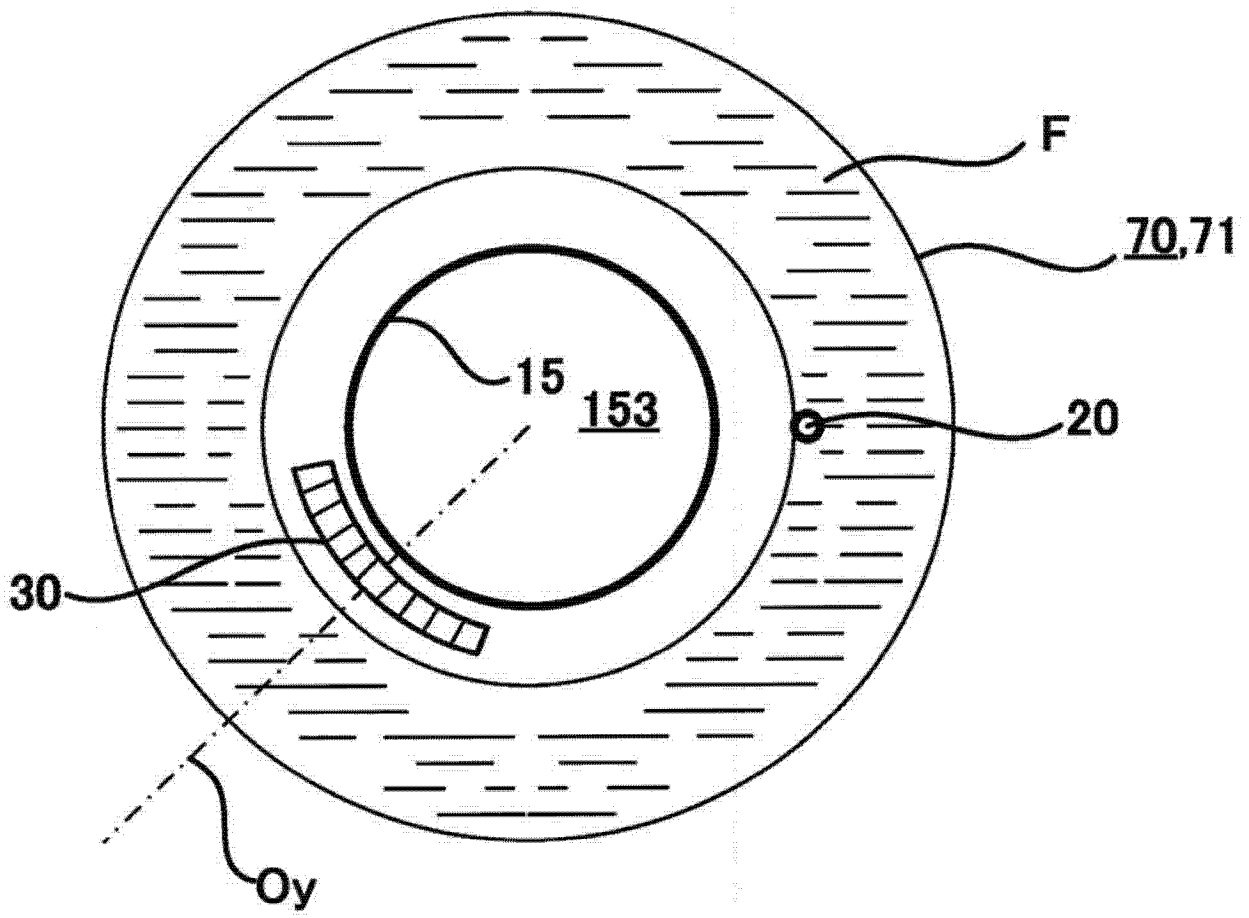


图 25

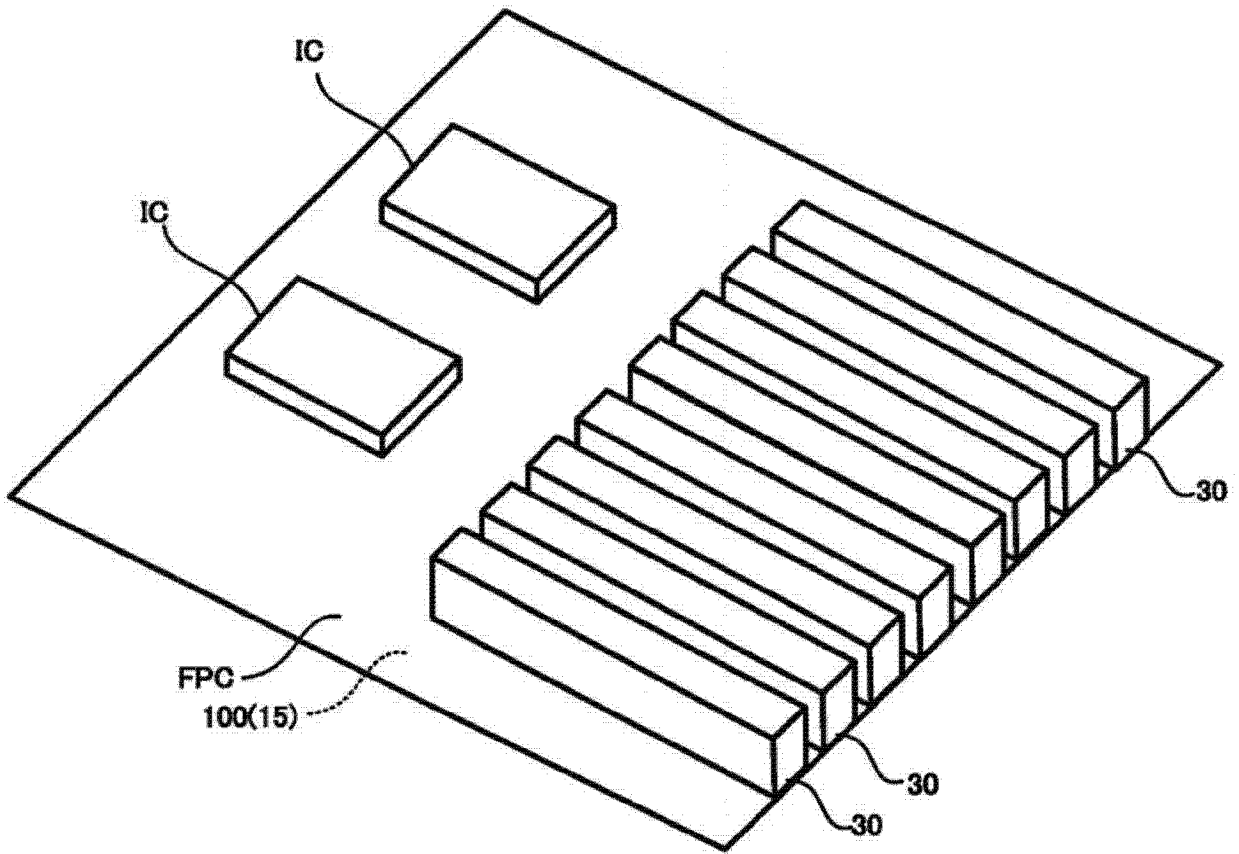


图 26

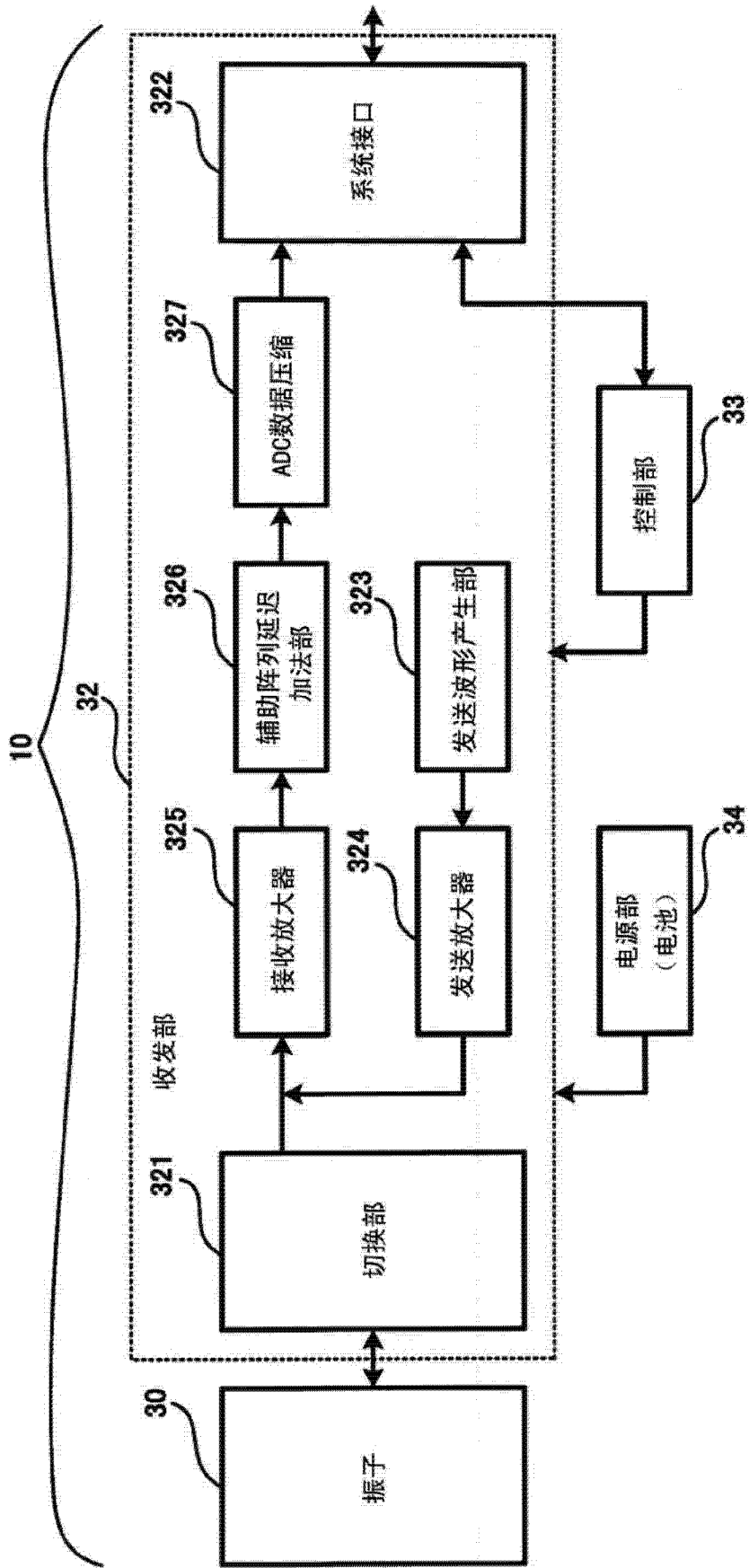


图 27

专利名称(译)	超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	CN104066383A	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	CN201380006377.1	申请日	2013-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	山形仁 平间信		
发明人	山形仁 平间信		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/041 G01S7/5208 B06B2201/76 A61B8/0883 A61B8/445 B06B1/0215 A61B8/12 A61B8/4494 B06B1/0633		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2012222588 2012-10-04 JP		
其他公开文献	CN104066383B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够供流食等经口通过被检体的食道内的超声波医疗装置以及超声波图像诊断装置。实施方式的超声波医疗装置具有内置超声波振子的胶囊型主体部，从已插入被检体的管状部的胶囊型主体部内的超声波振子对被检体内部发送超声波，并接收其反射波。具有支撑体。支撑体内置于胶囊型主体部，具备圆筒状，在筒的外部排列有多个超声波振子，设有在筒的轴方向上贯通的通过孔。

