



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104066383 B

(45)授权公告日 2016.08.24

(21)申请号 201380006377.1

(22)申请日 2013.10.04

(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

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(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

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开2005-176907 A,2005.07.07,

JP 特开2008-183278 A,2008.08.14,

US 2011/0034809 A1,2011.02.10,

CN 1455655 A,2003.11.12,

CN 101384921 A,2009.03.11,

审查员 王兆雨

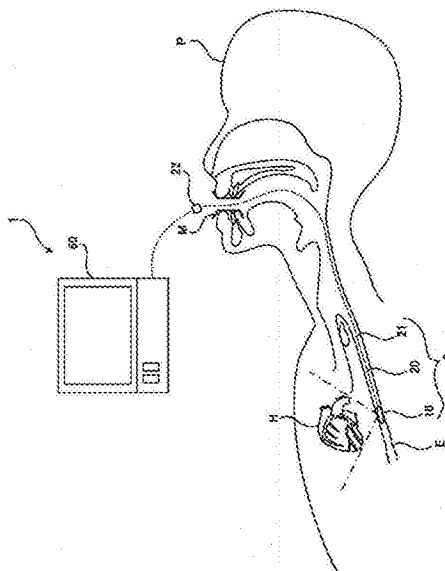
权利要求书1页 说明书14页 附图24页

(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

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;以及  
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,  
上述支撑体沿其外周排列有多个上述超声波振子,且设有在其轴方向上贯通的通过孔,

上述变更机构具有超声波电动机。

2. 根据权利要求1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。

3. 根据权利要求1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。

4. 根据权利要求1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。

5. 根据权利要求1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。

6. 根据权利要求5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。

7. 根据权利要求1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各自的轴彼此一致。

8. 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所述的超声波医疗装置,  
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用于从胶囊型主体部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1C。集成电路1C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1C,集成电路1C的筒的轴方向的长度为约10[mm]。在集成电路1C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具有例如比径鼻内窥镜的径粗约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。未贴于定子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1C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1C的方式进行配置。集成电路1C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1C、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1C、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1C(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1C。

[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

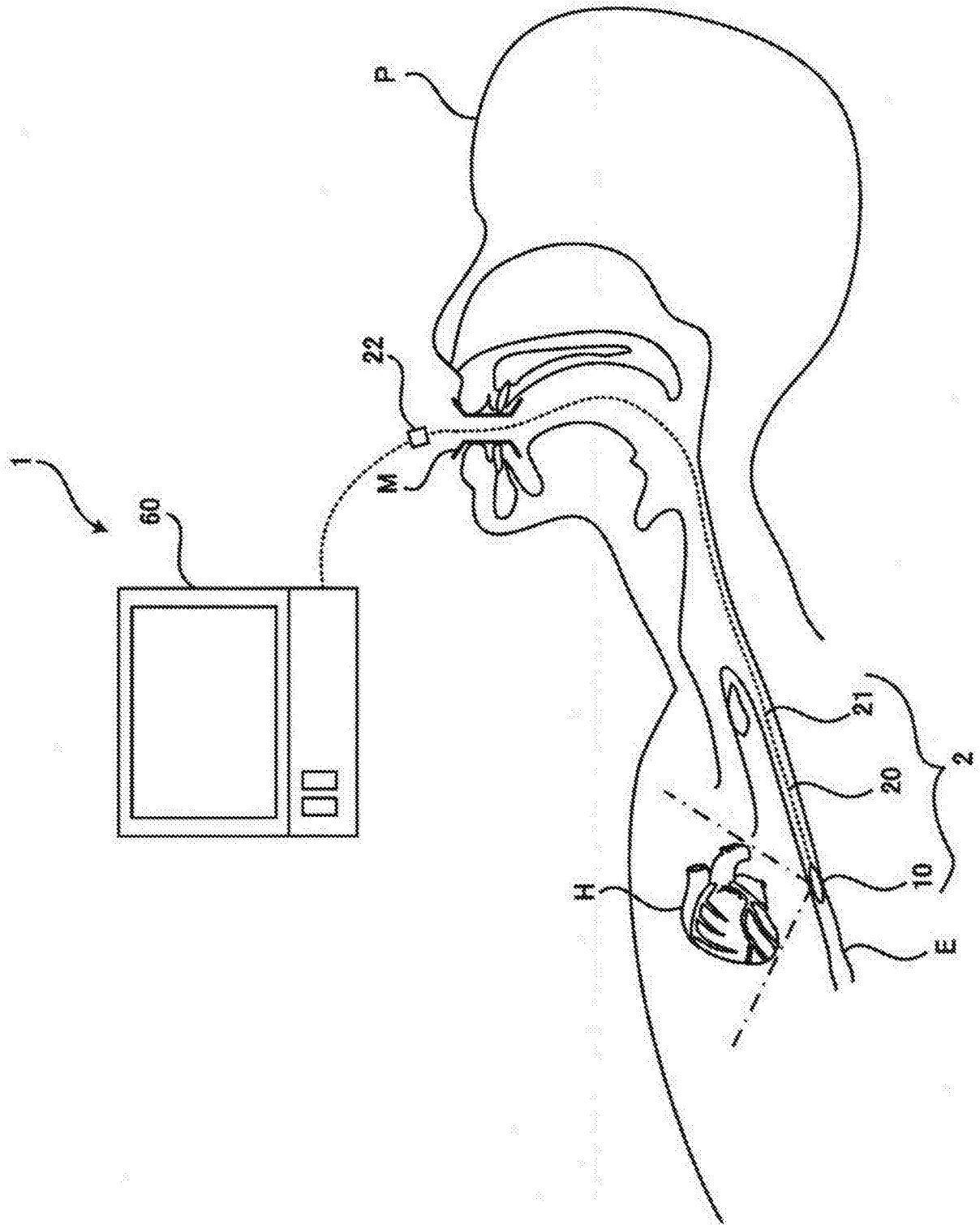


图1

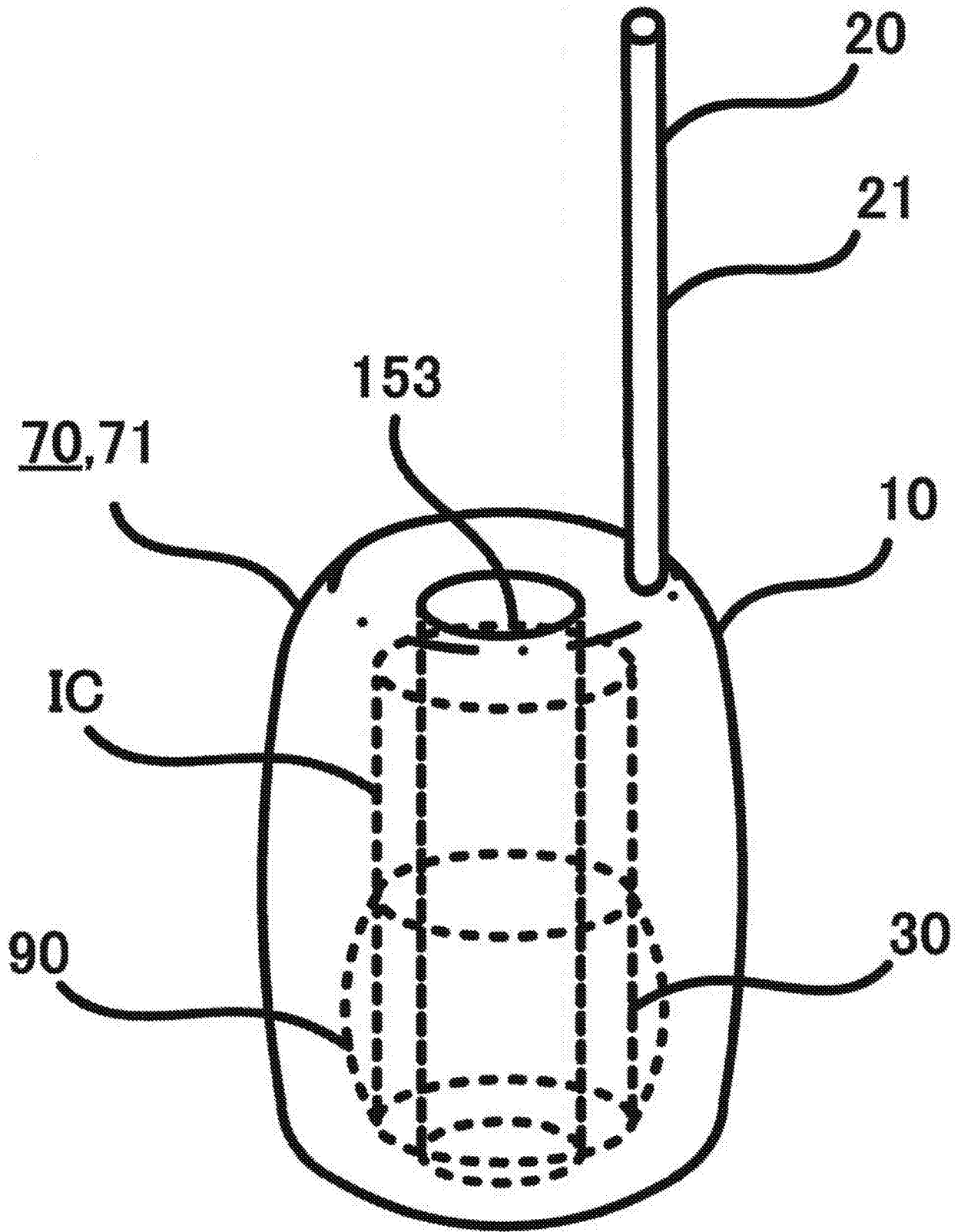


图2

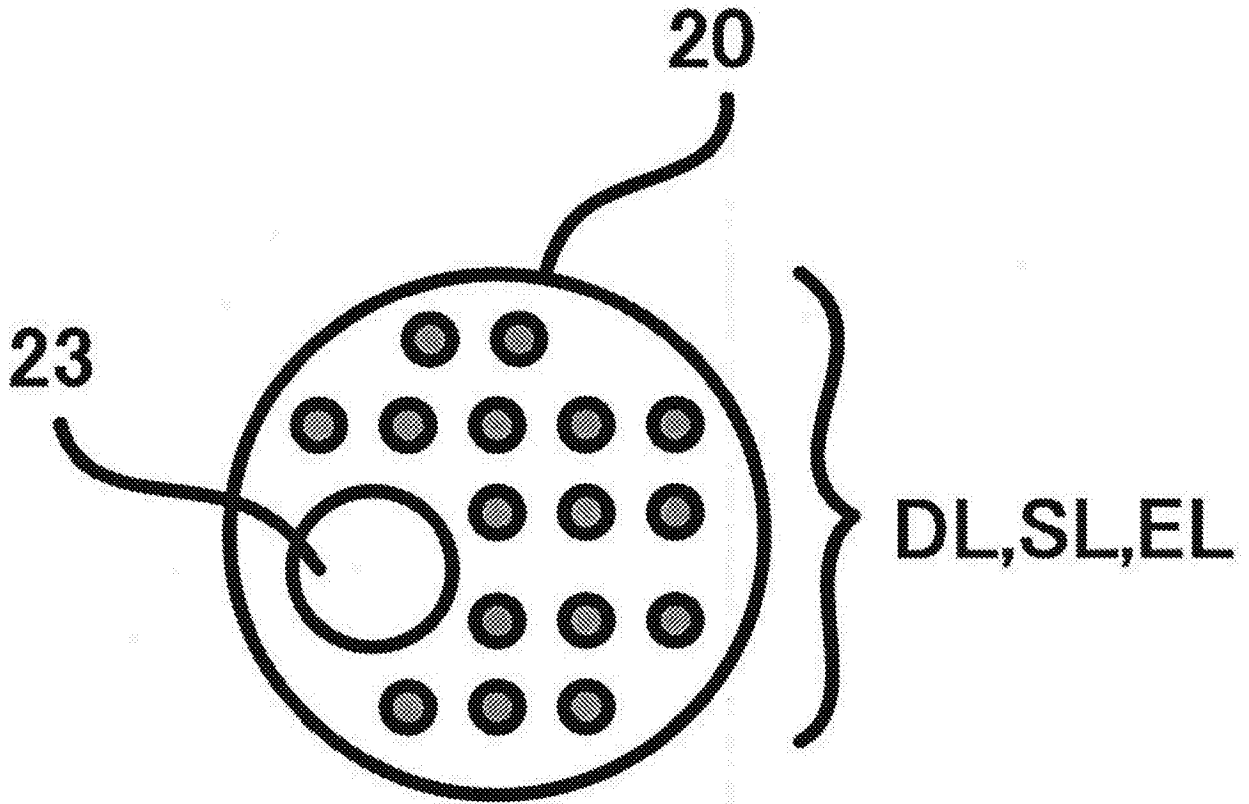


图3

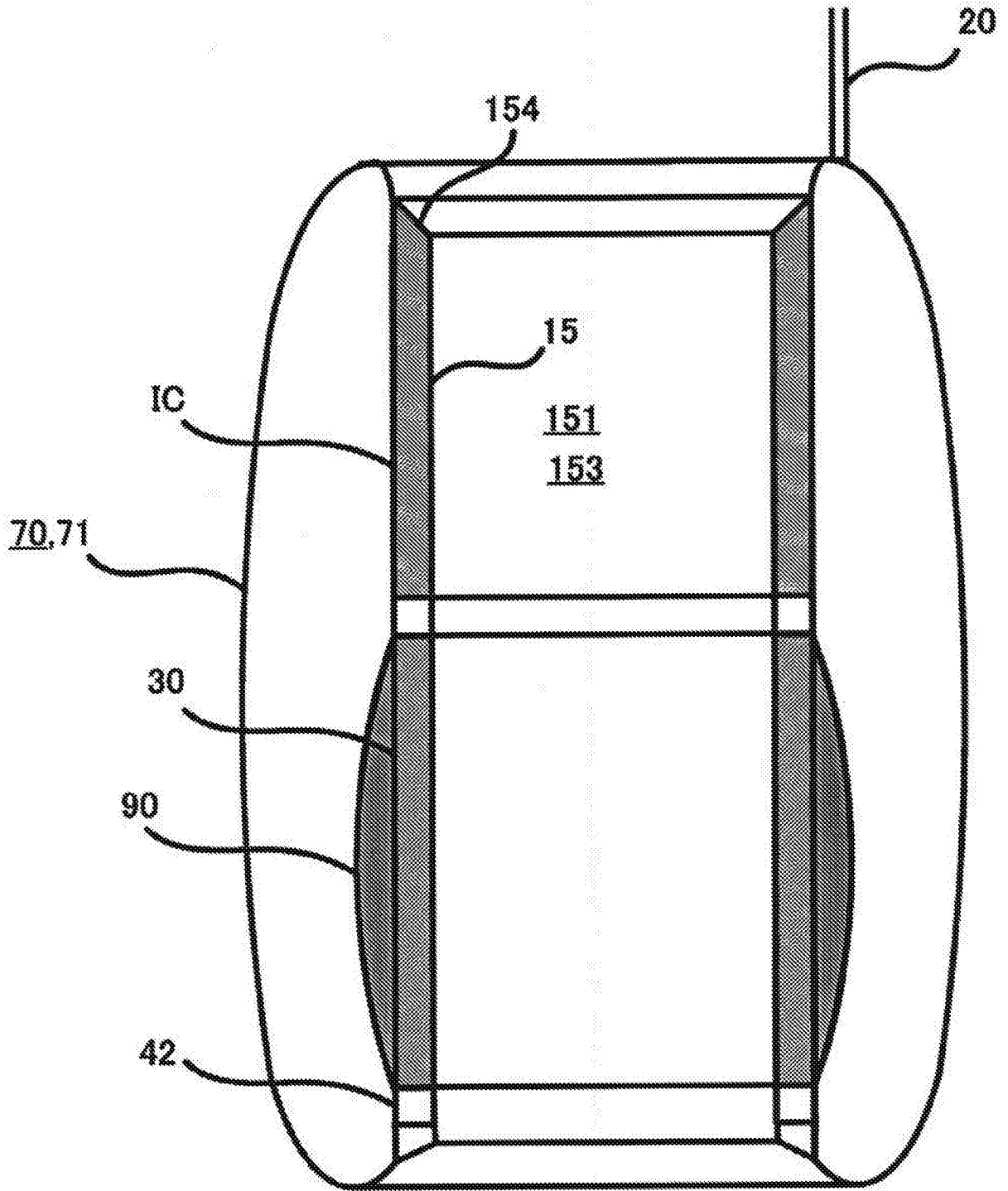


图4

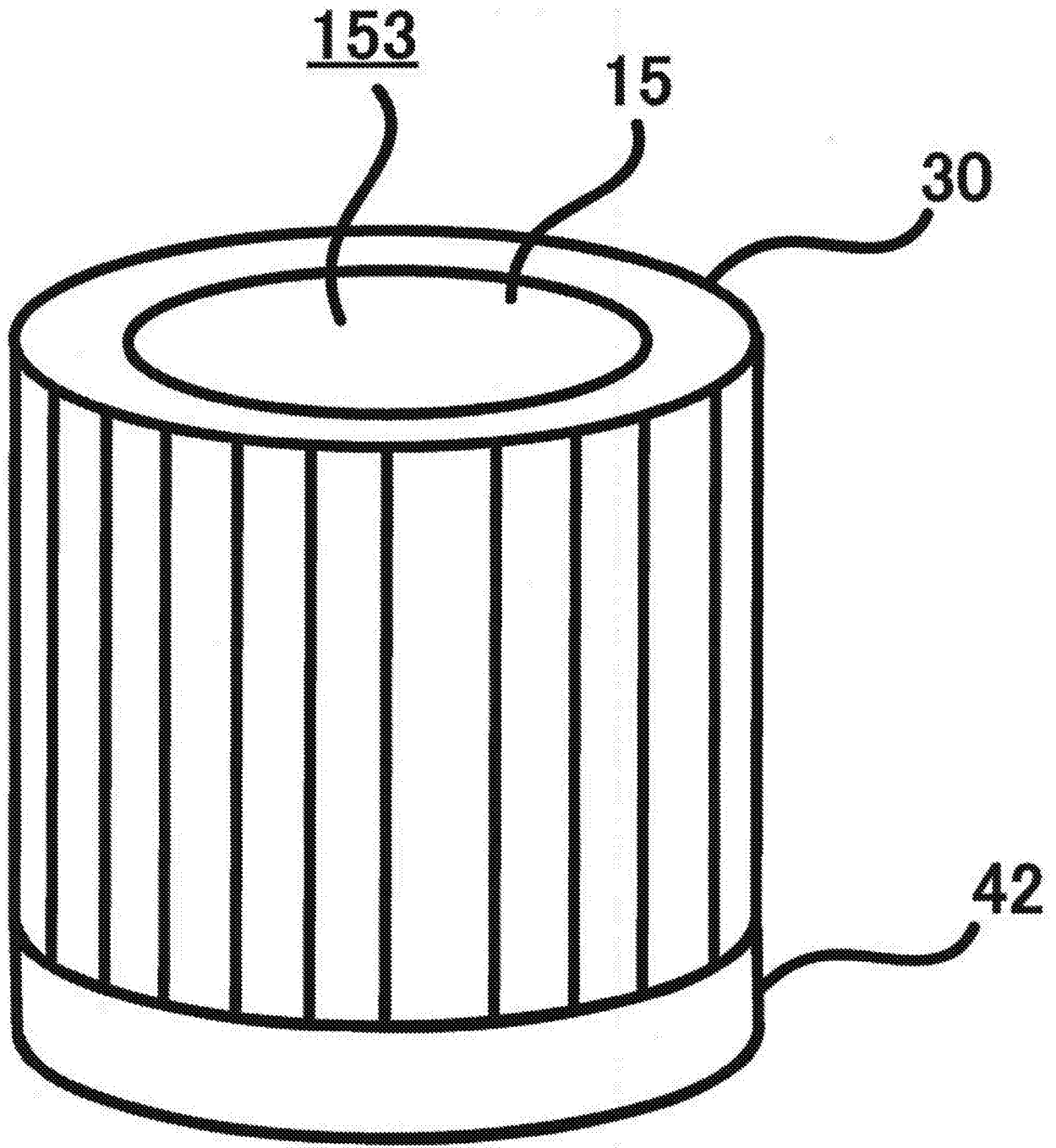


图5

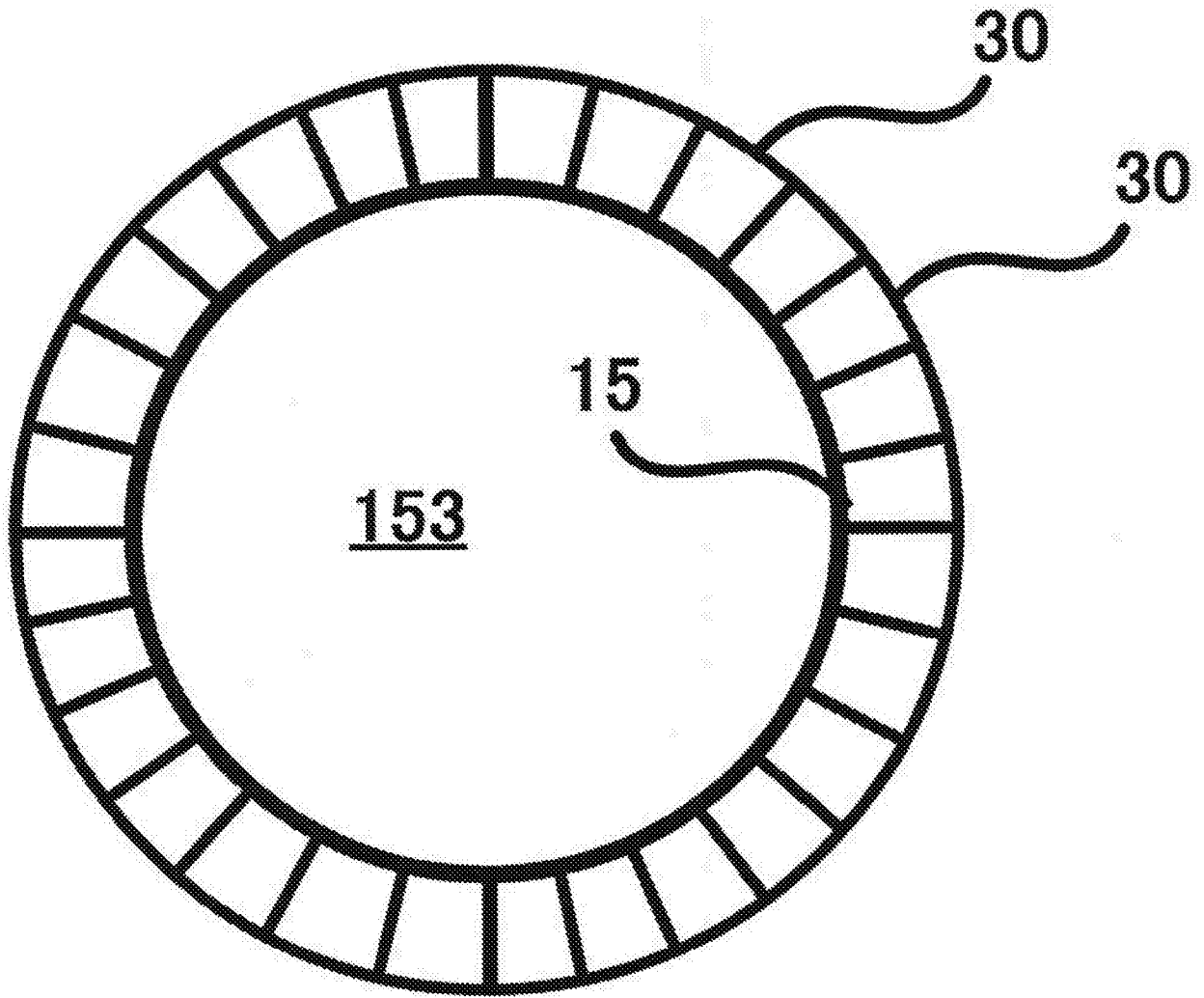


图6

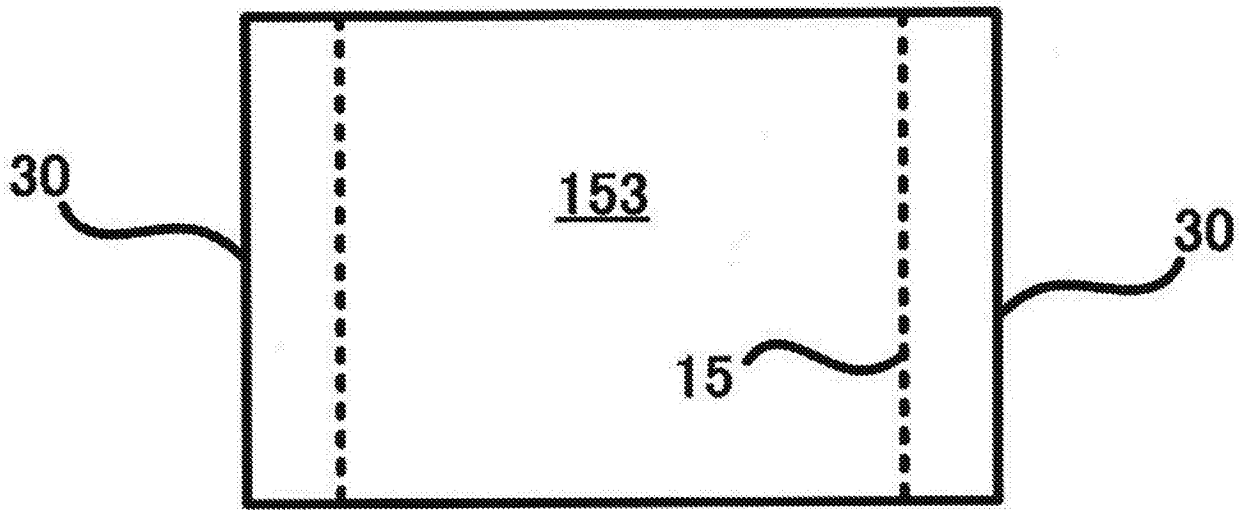


图7

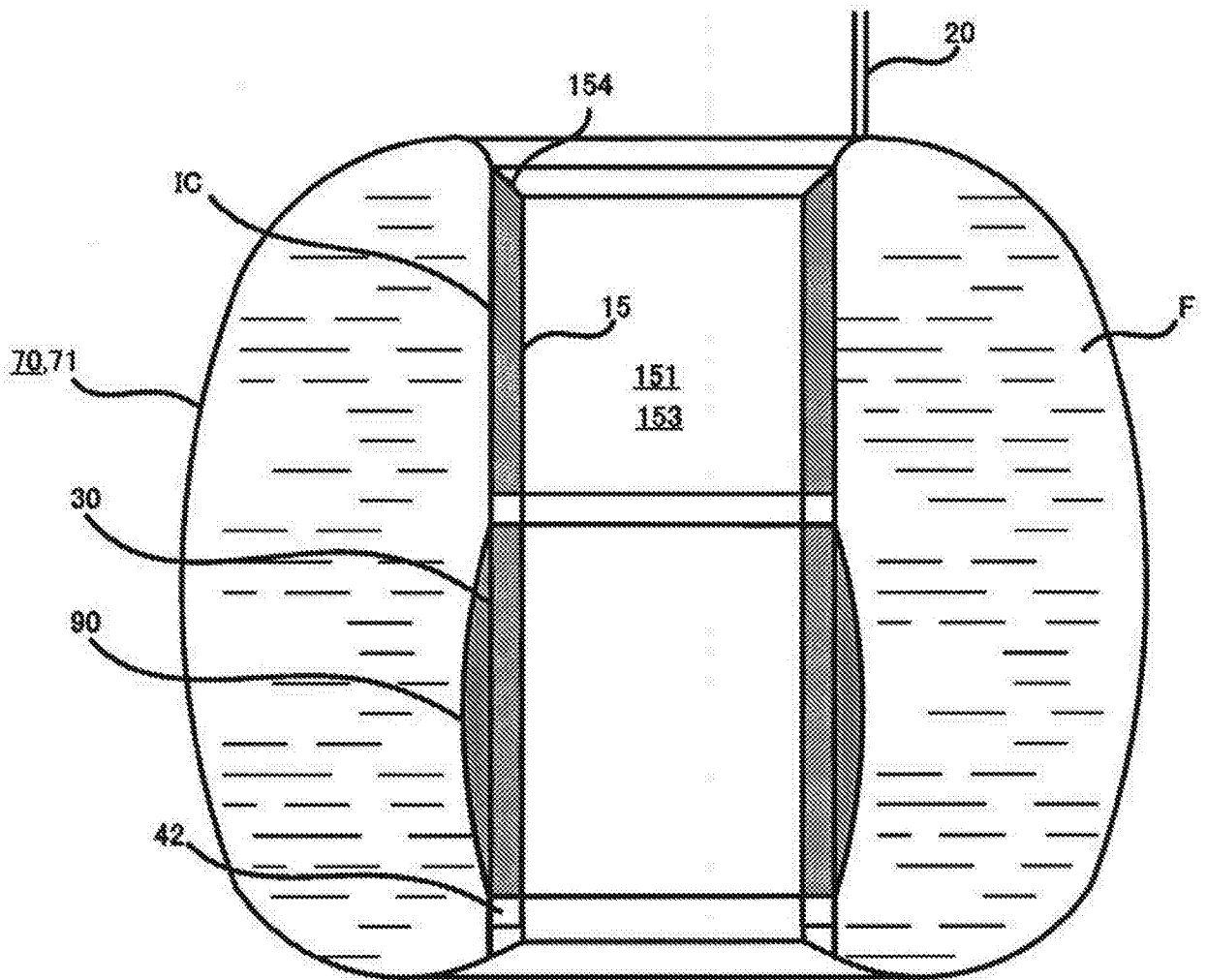


图8

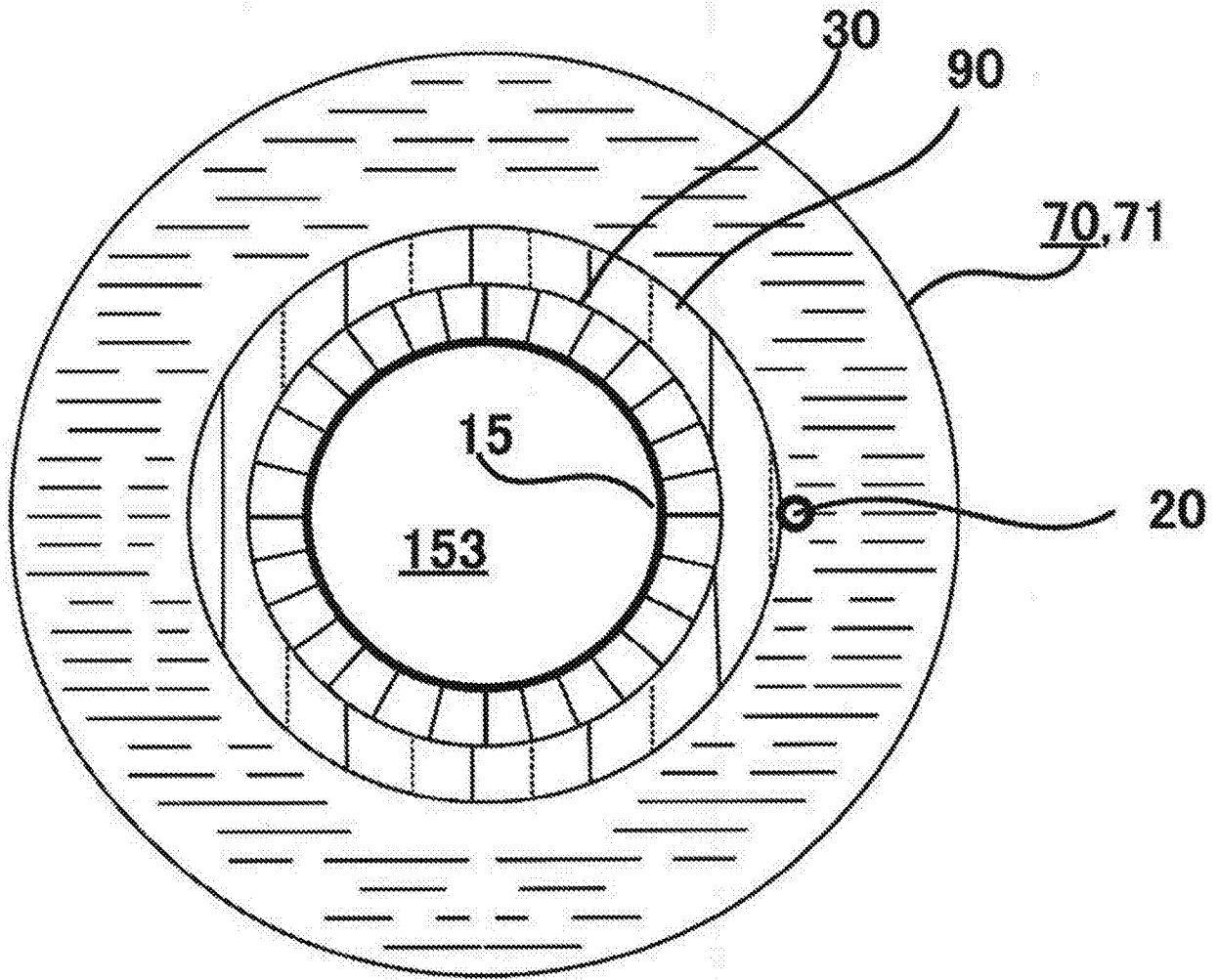


图9

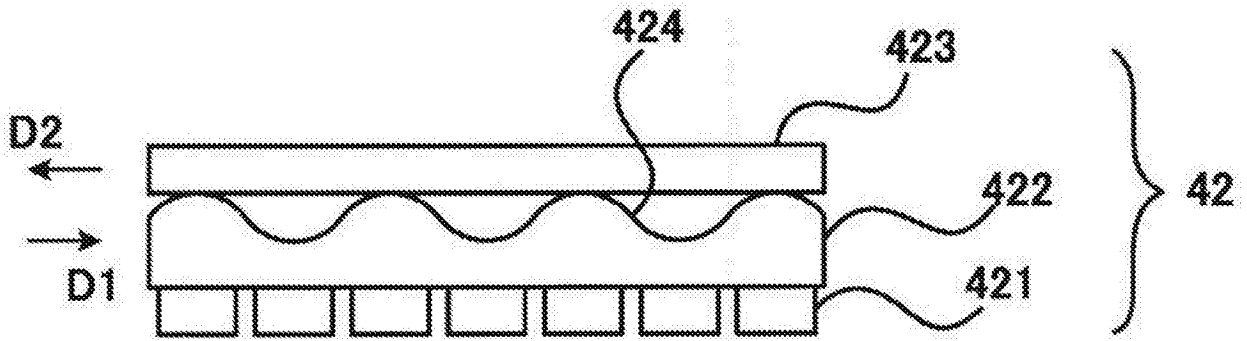


图10

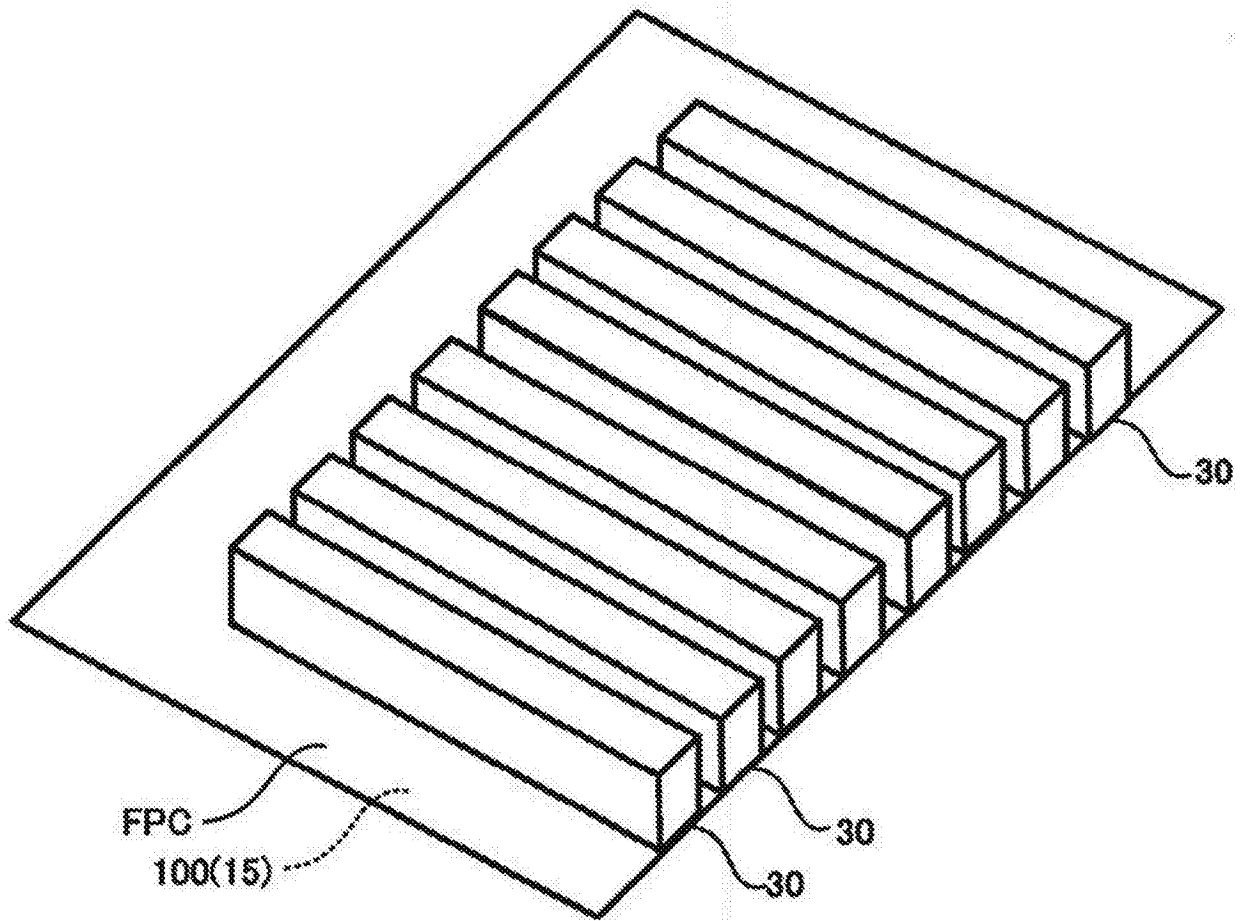


图11

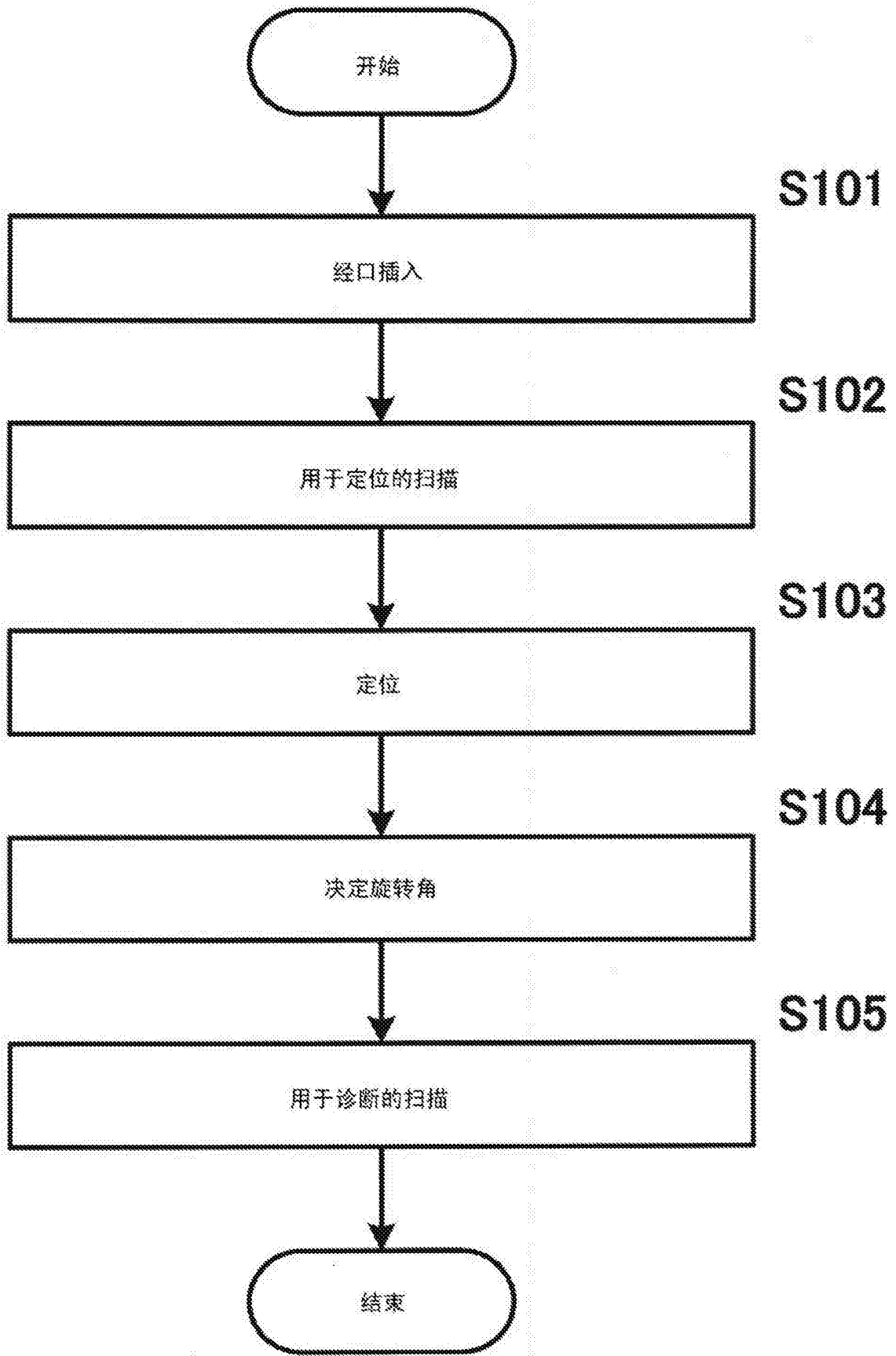


图12

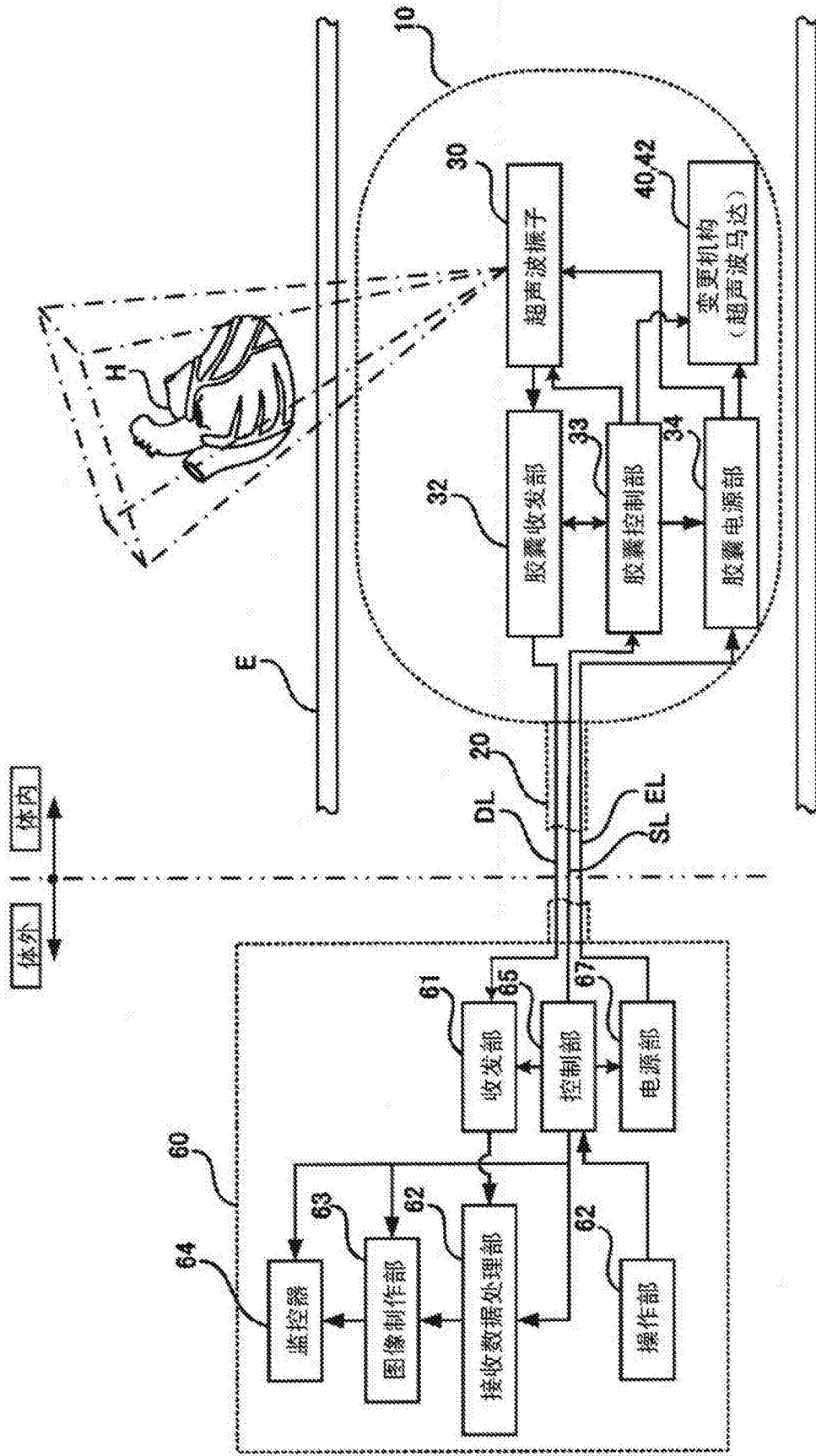


图13

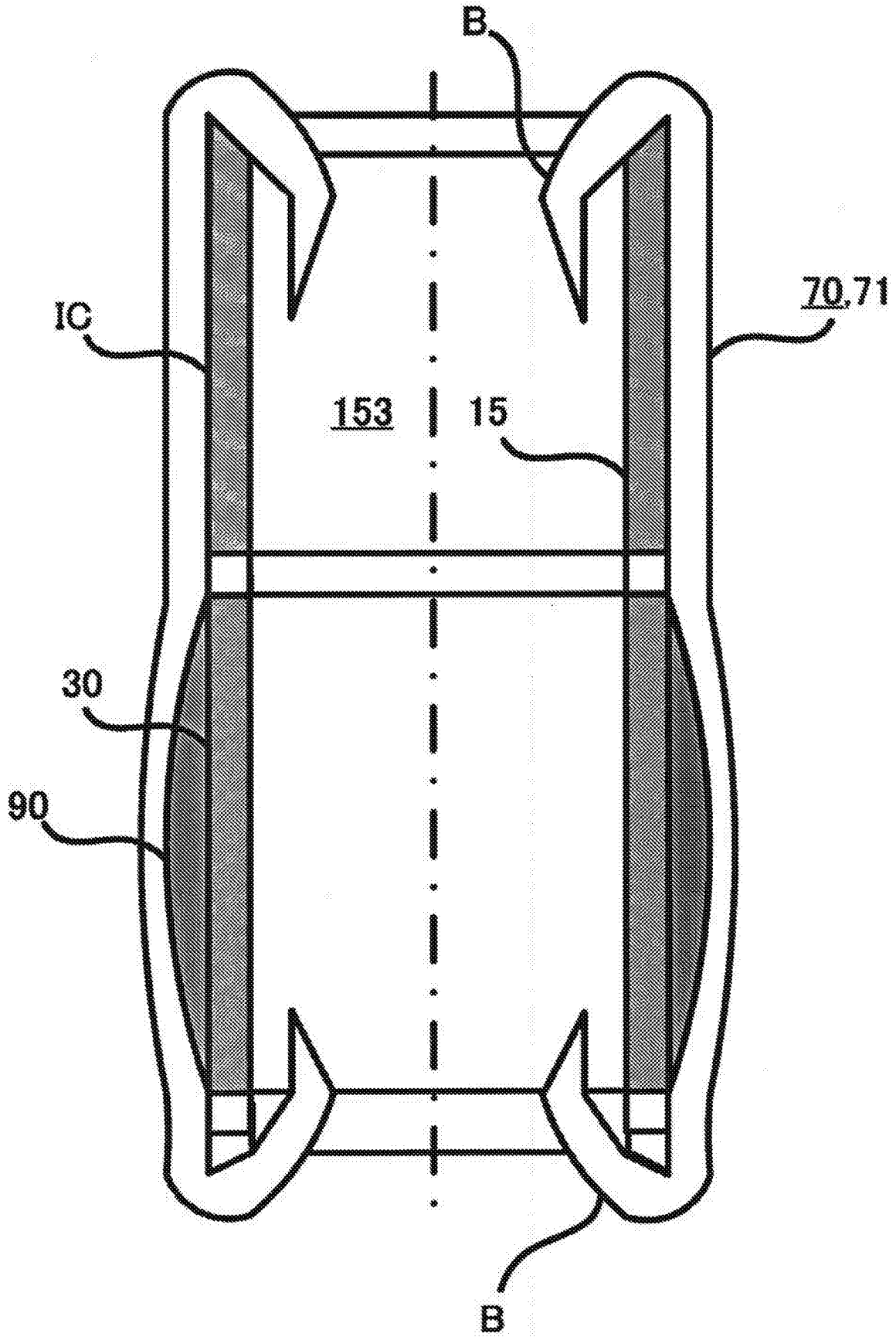


图14

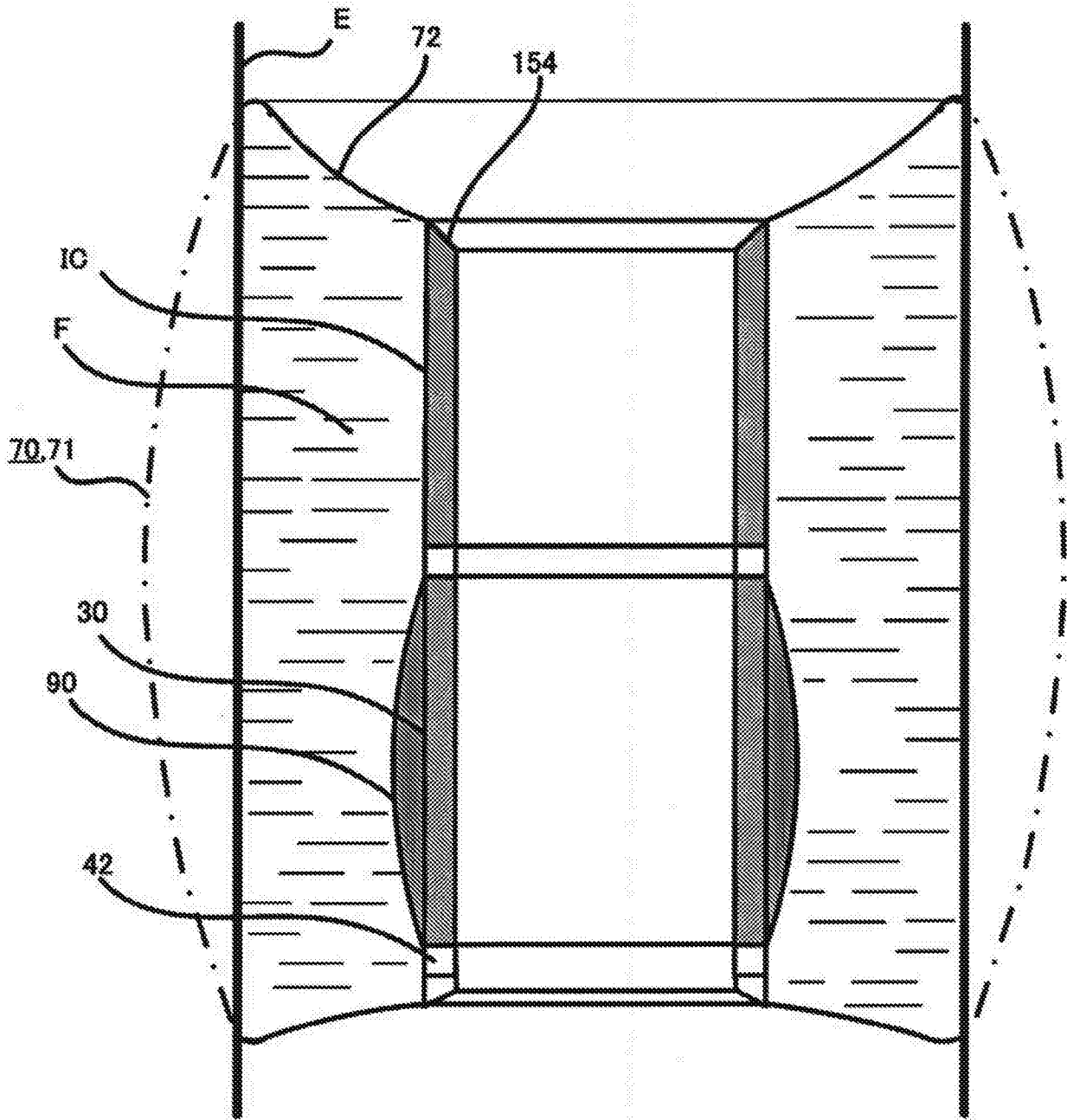


图15

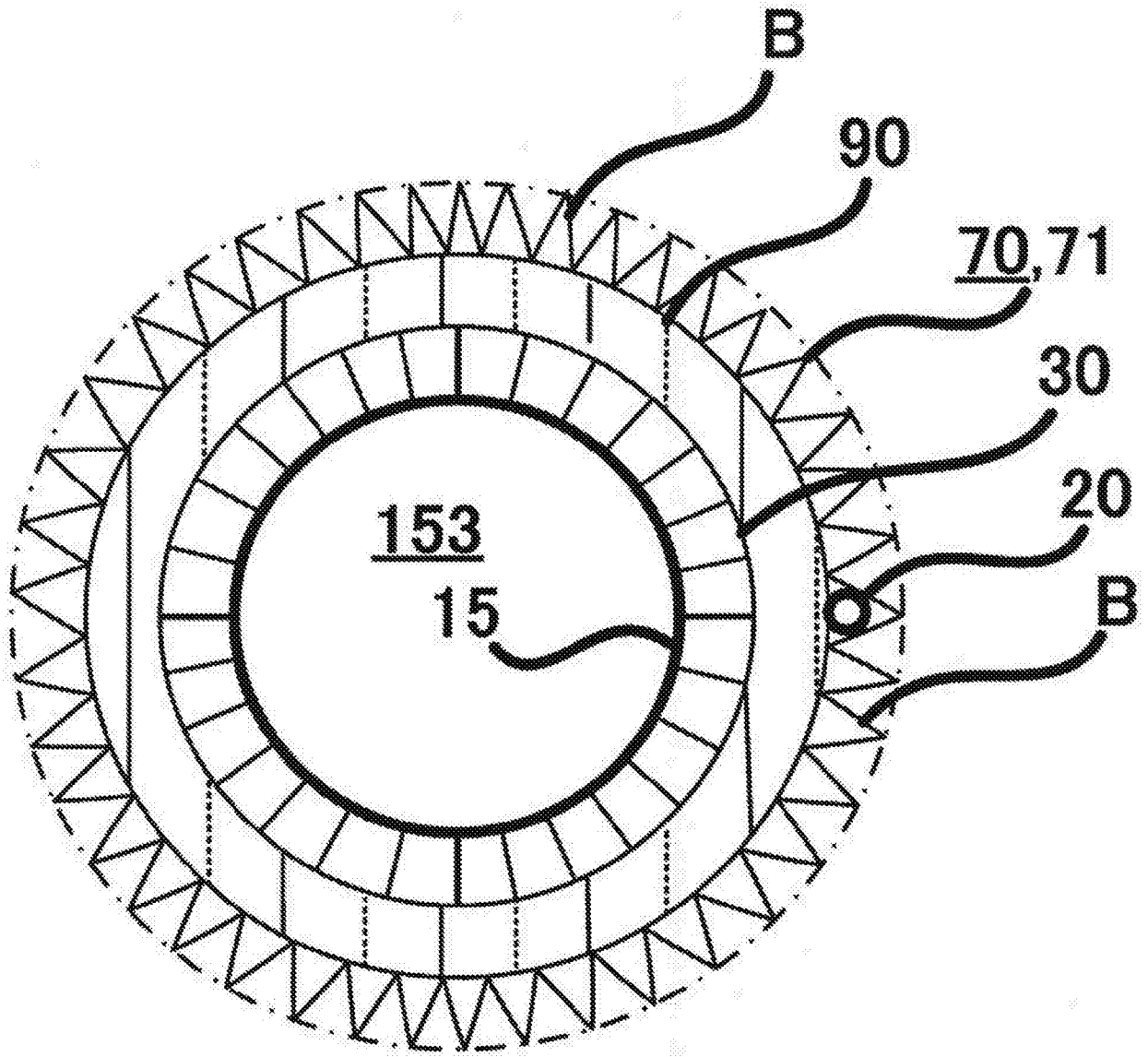


图16

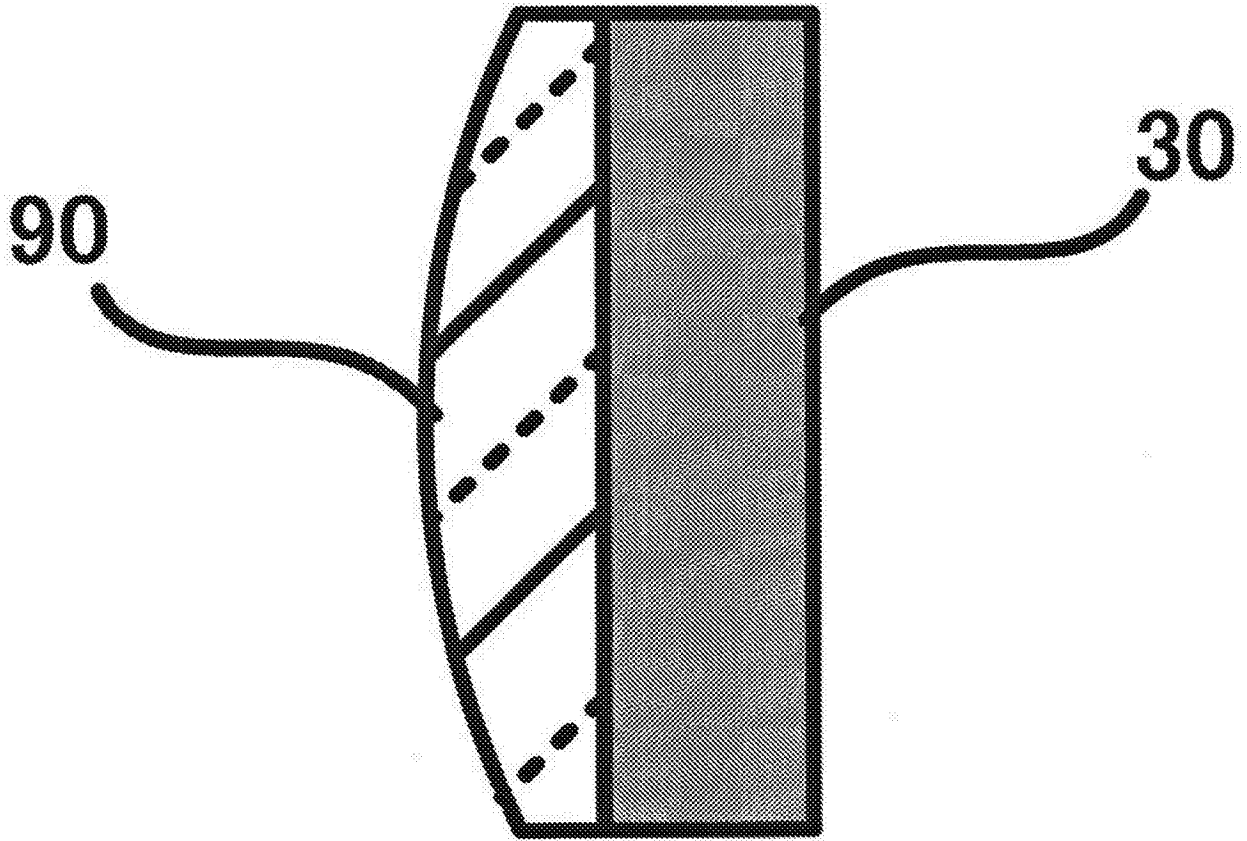


图17

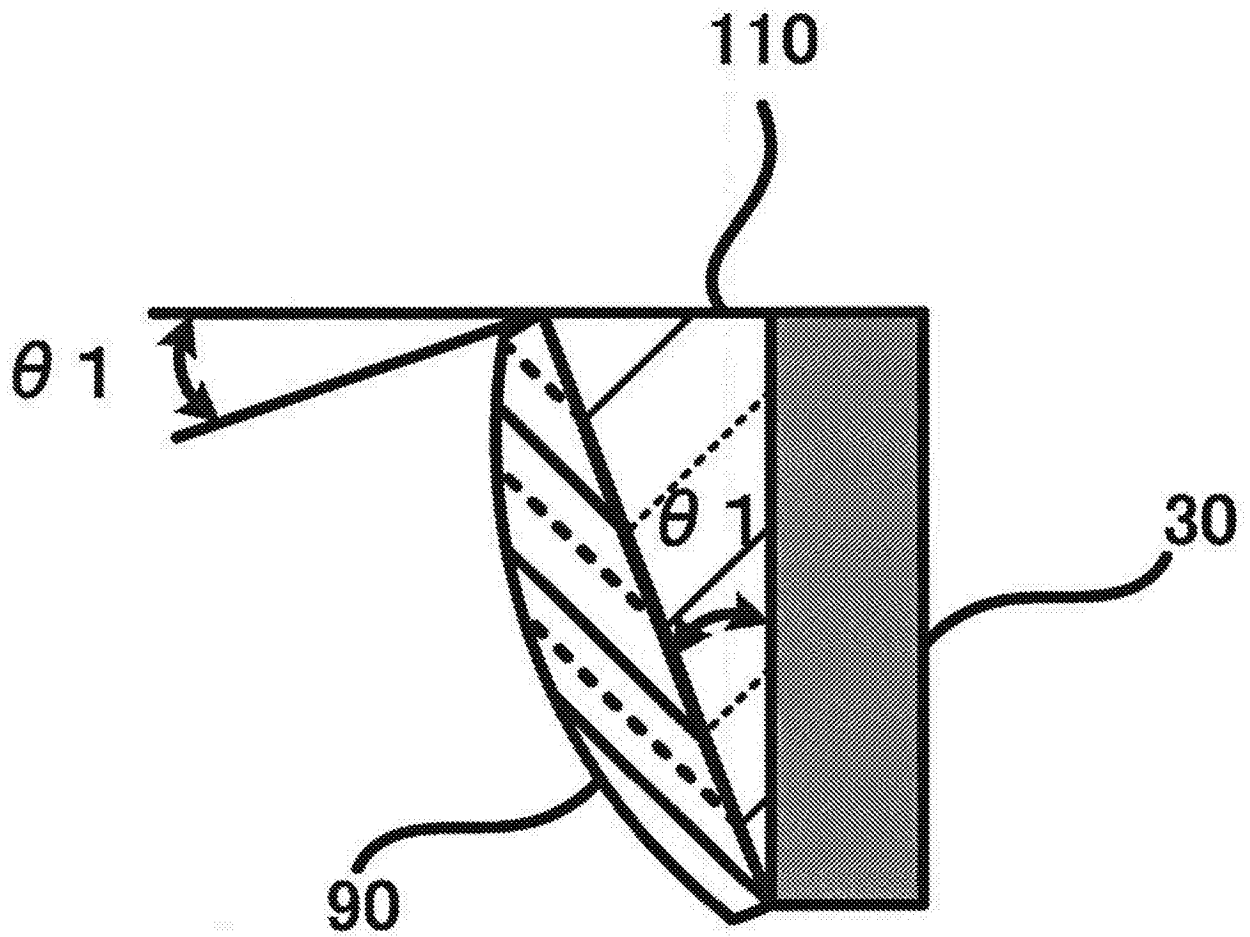


图18

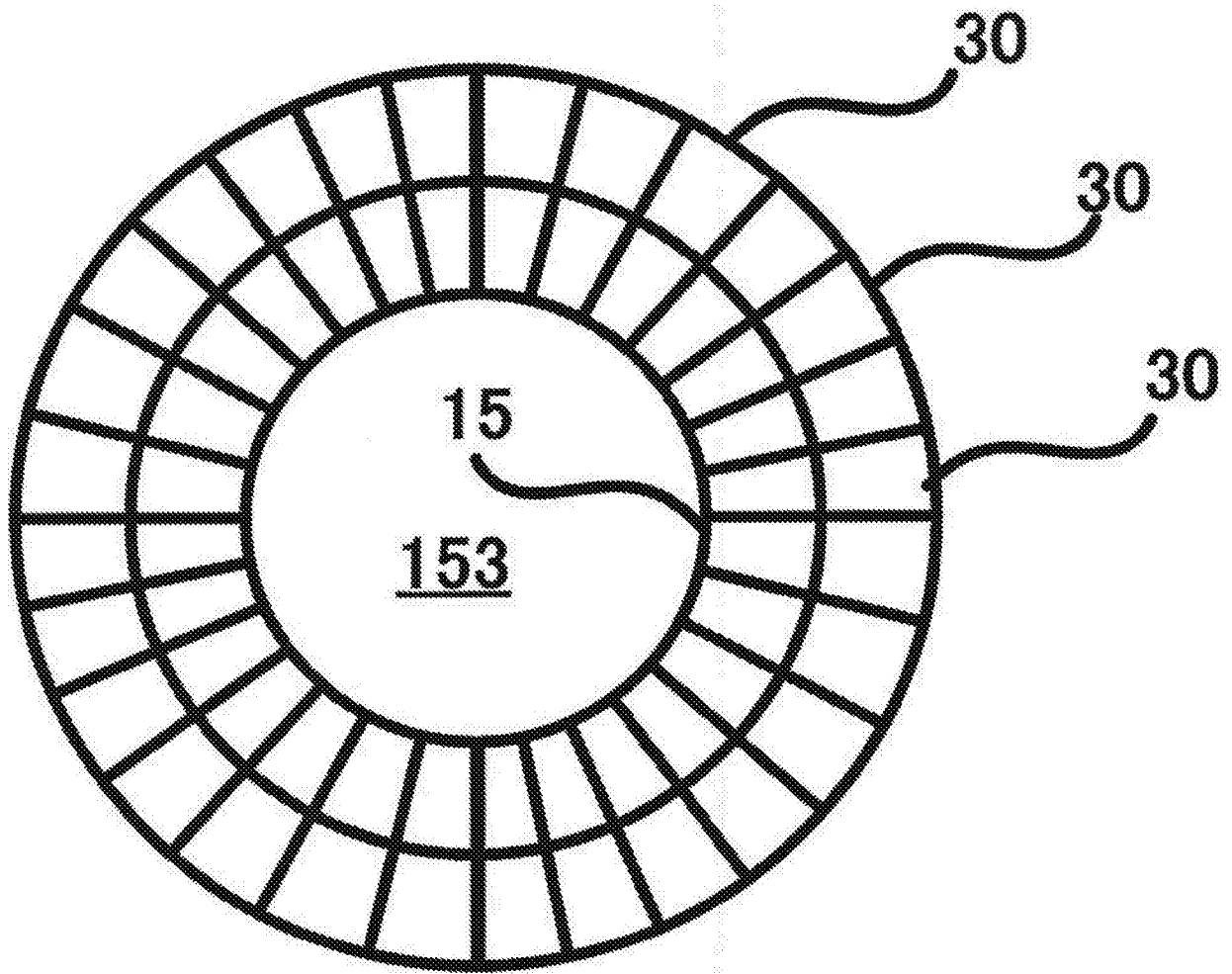


图19

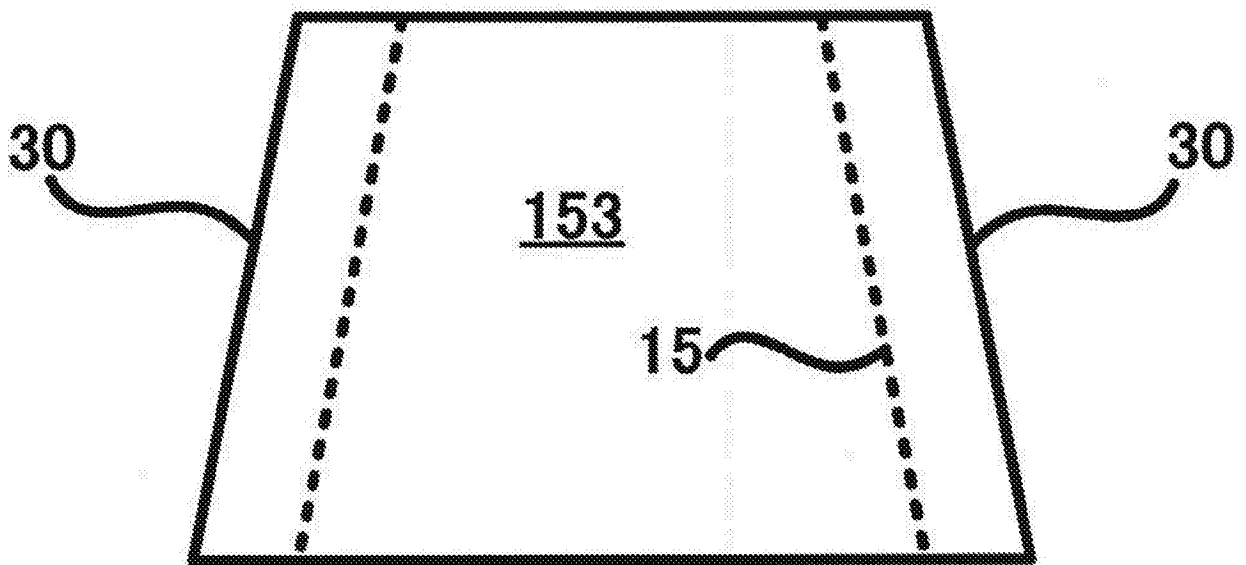


图20

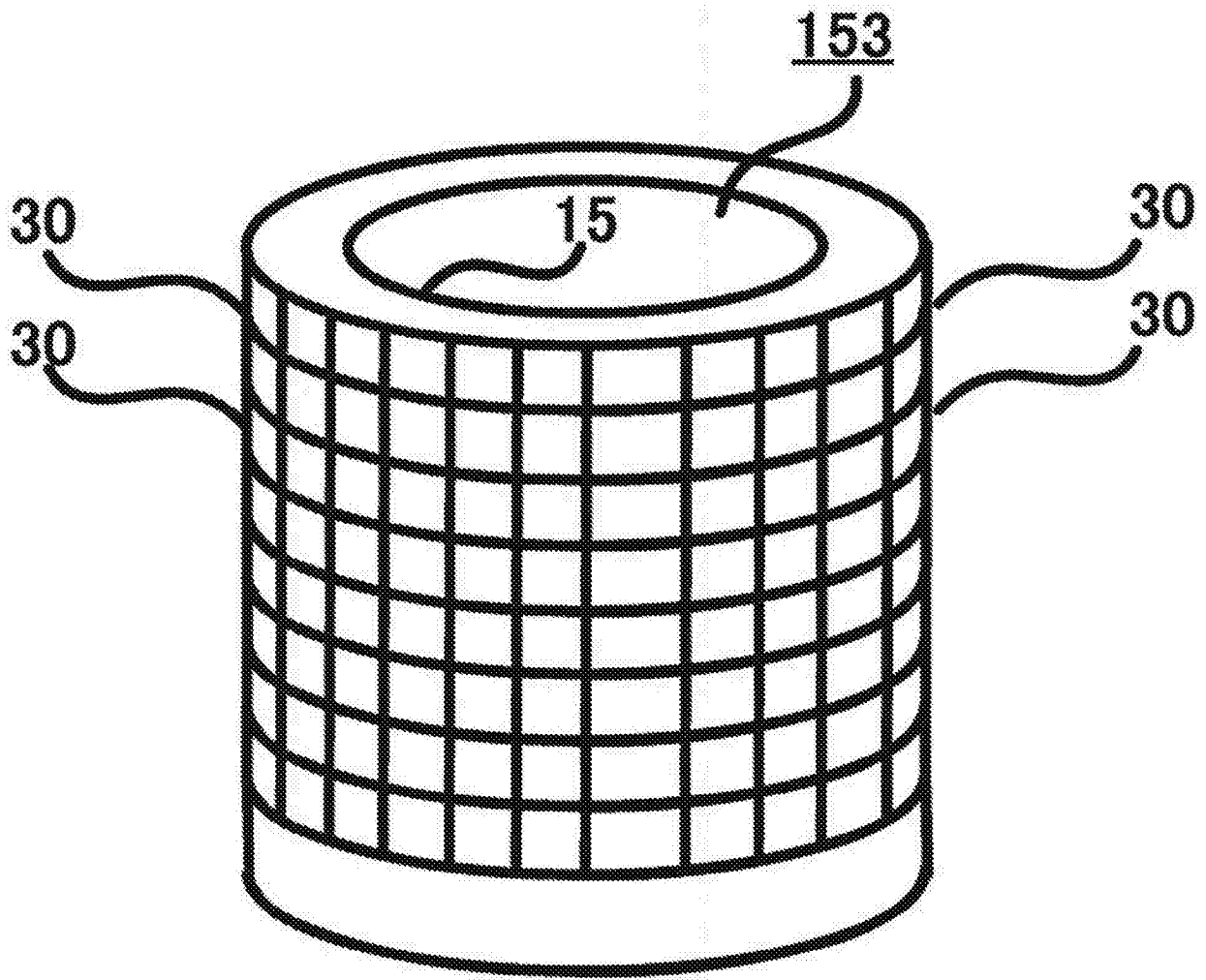


图21

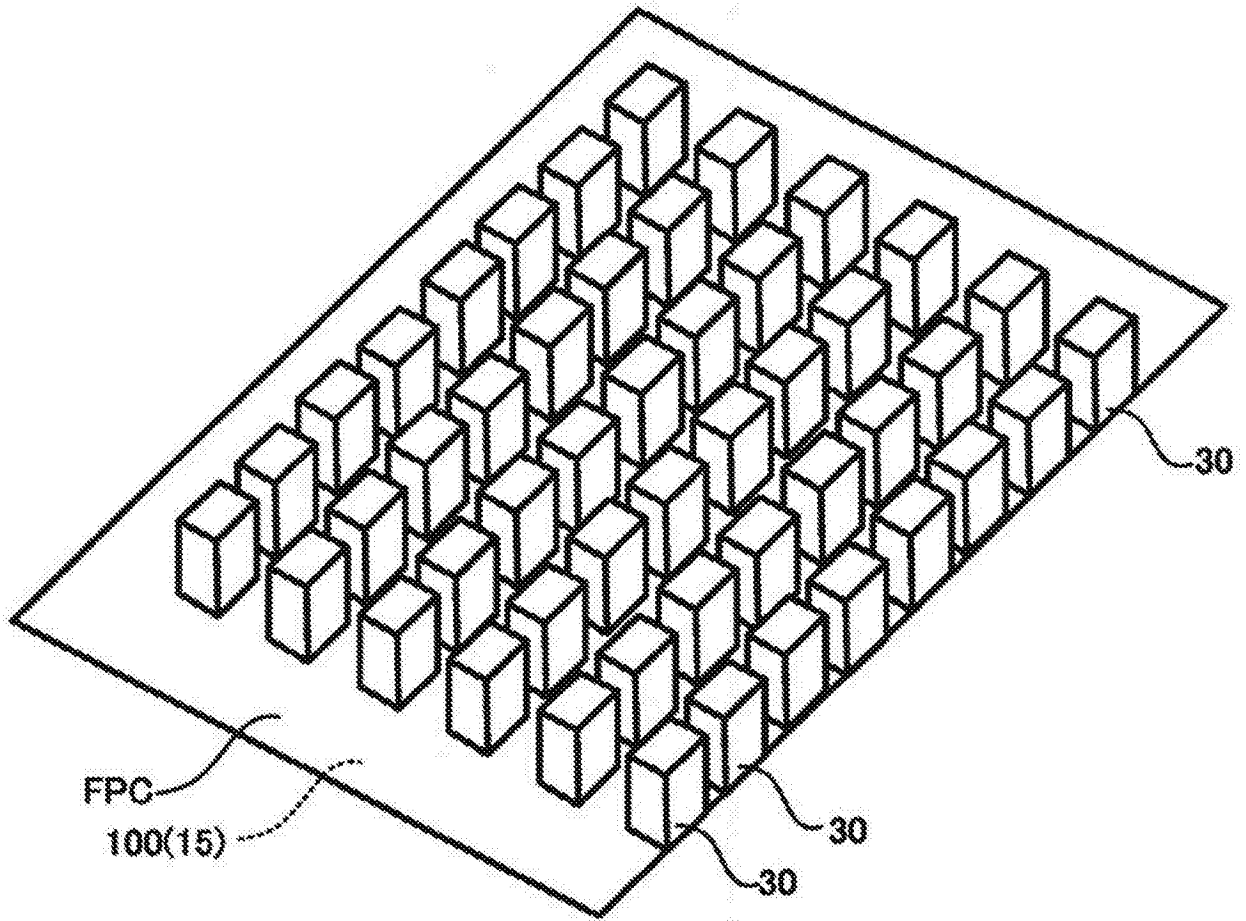


图22

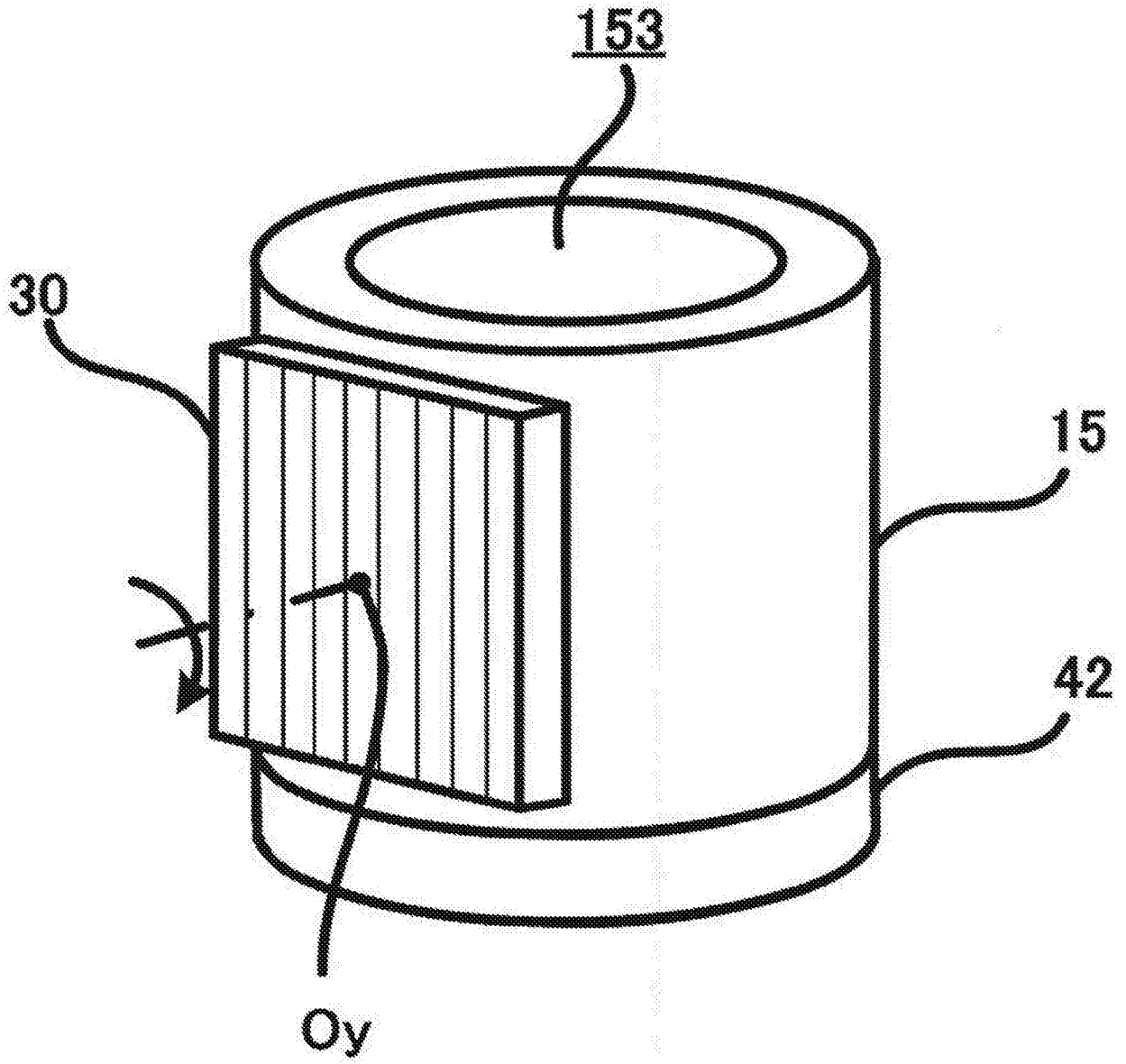


图23

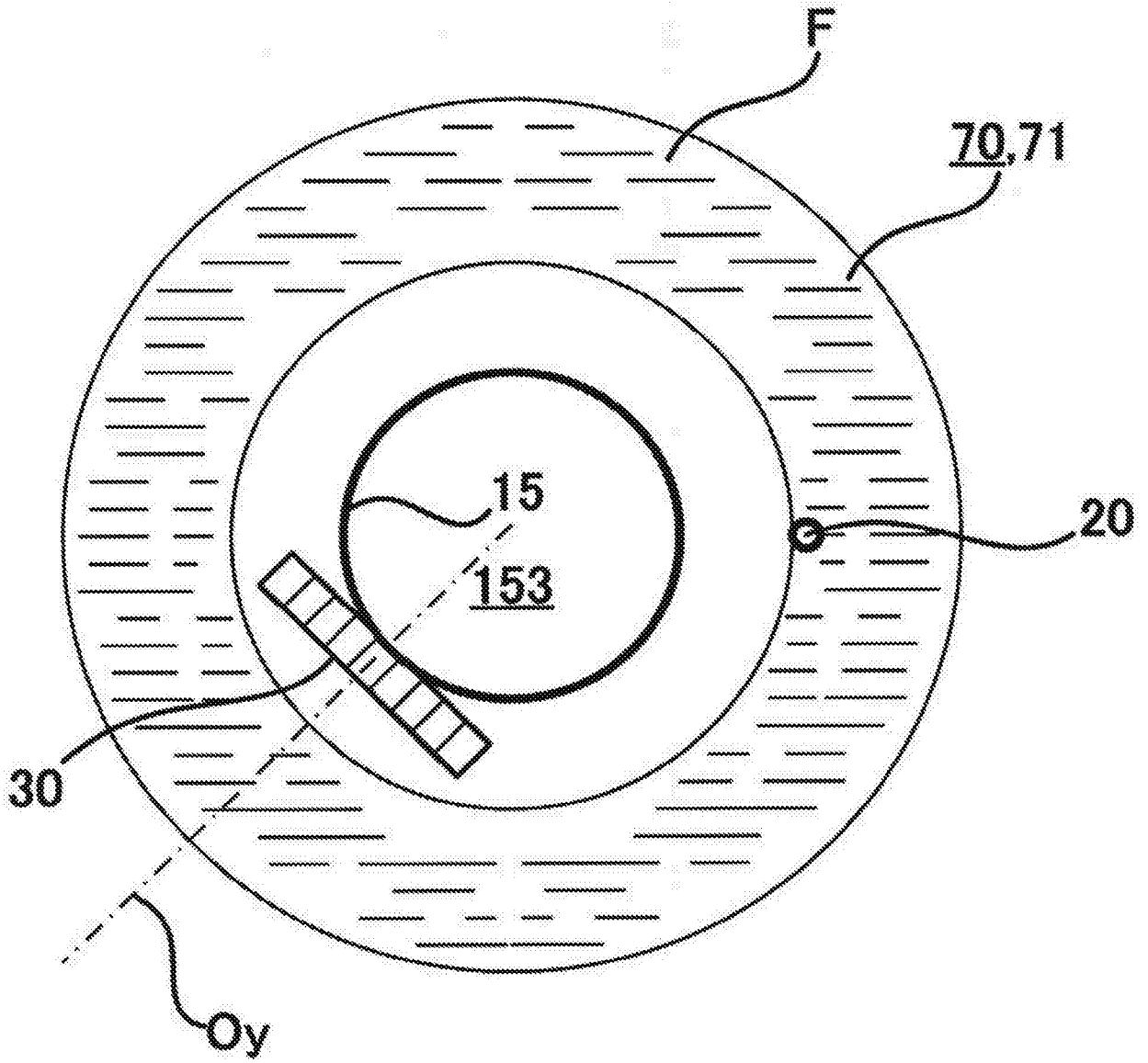


图24

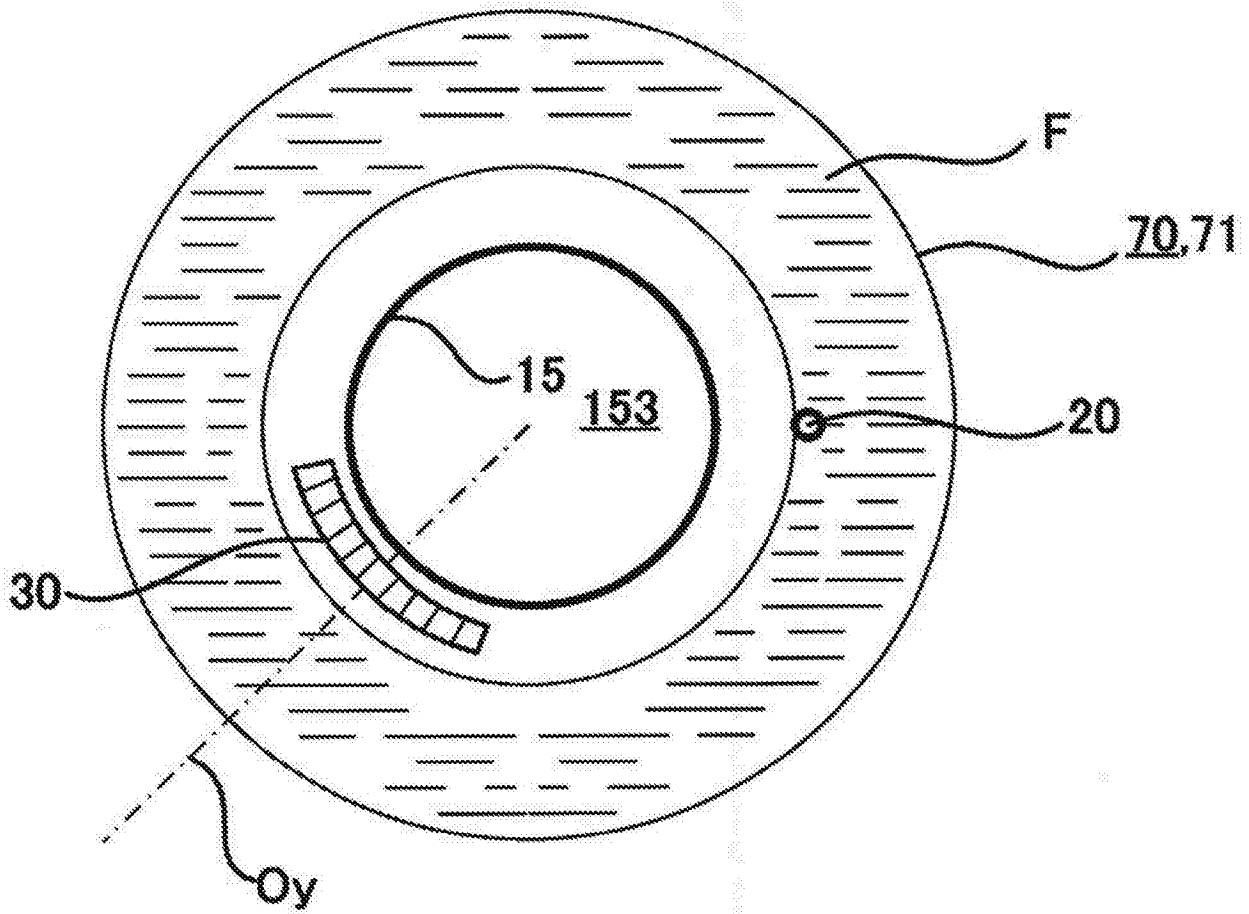


图25

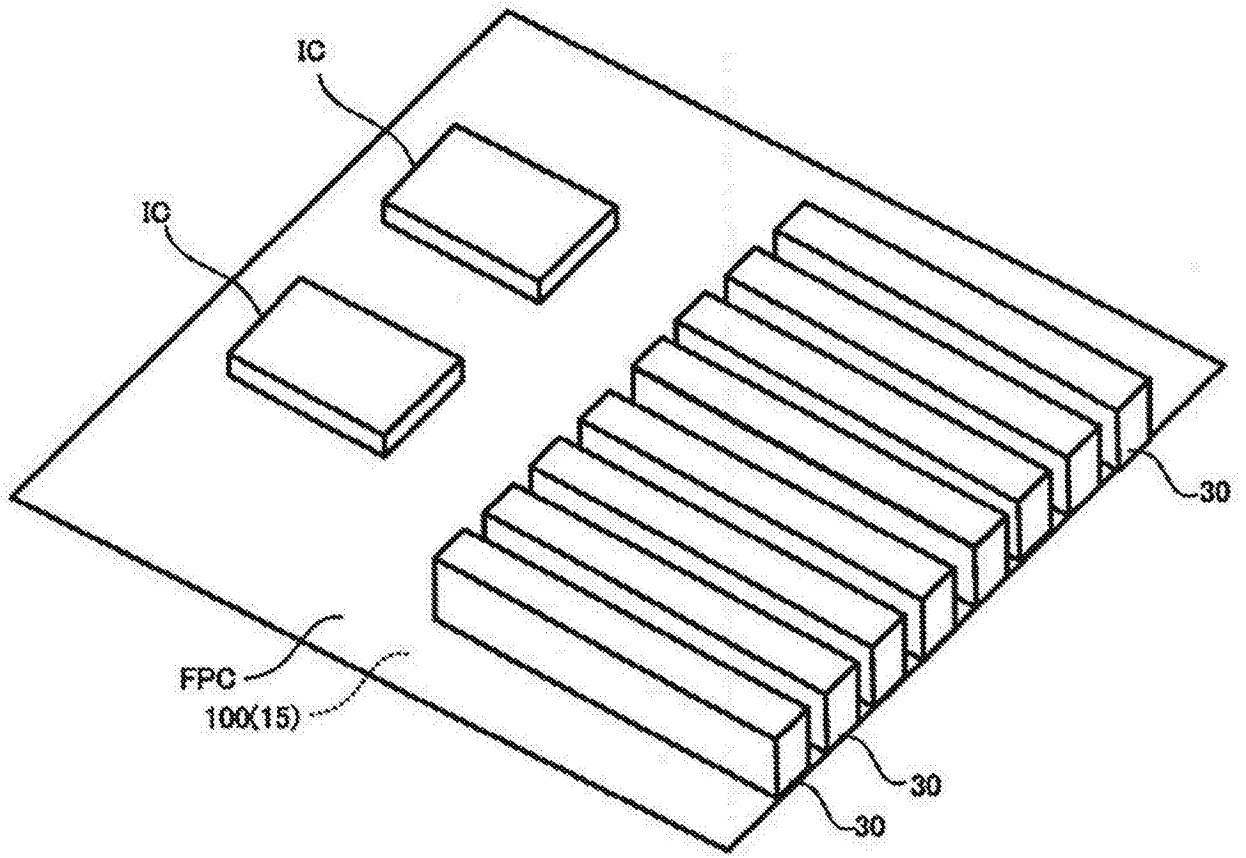


图26

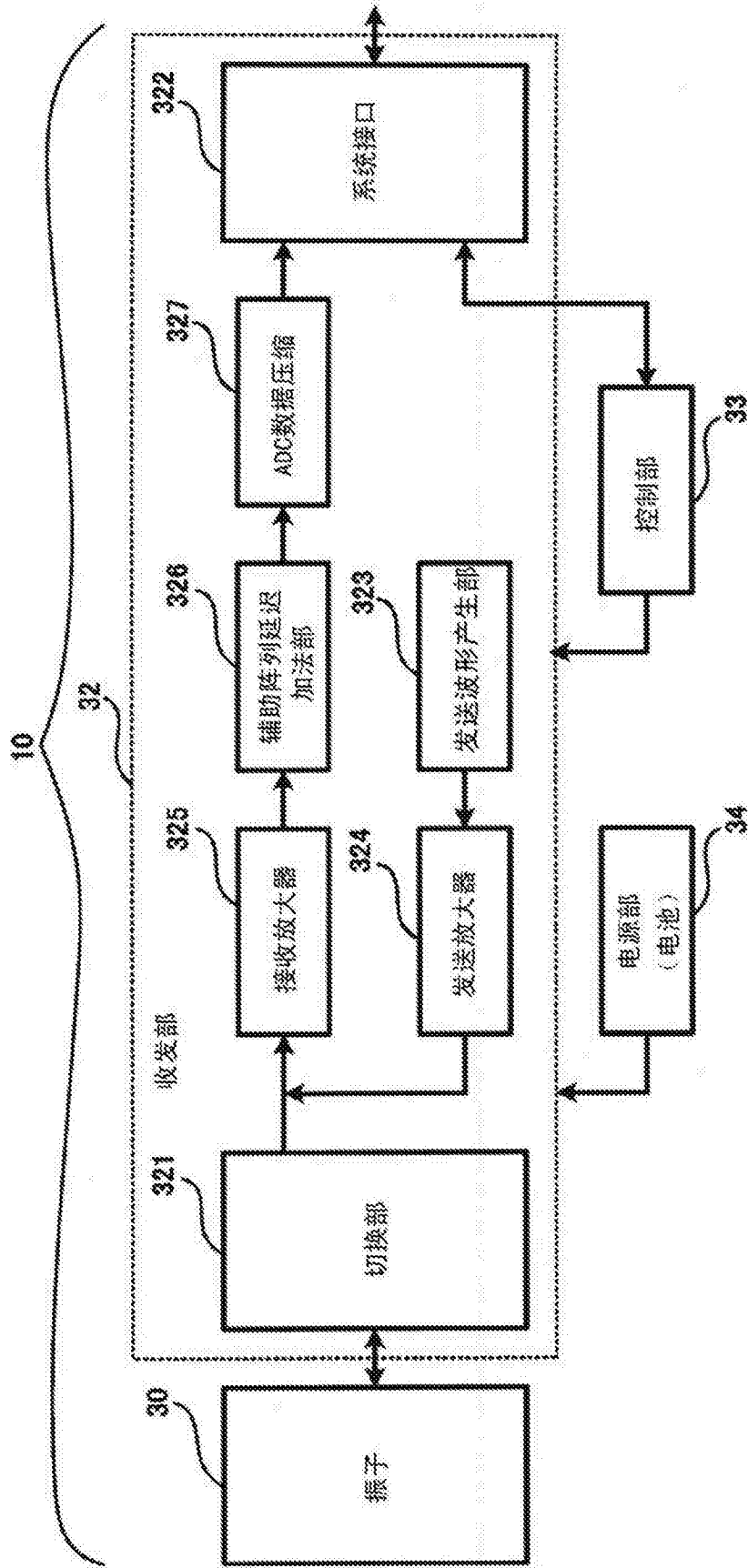


图27

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	<a href="#">CN104066383B</a>	公开(公告)日	2016-08-24
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)	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		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2012222588 2012-10-04 JP		
其他公开文献	CN104066383A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

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。

