

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780005775.6

[43] 公开日 2009年3月11日

[11] 公开号 CN 101384219A

[22] 申请日 2007.3.1

[21] 申请号 200780005775.6

[30] 优先权

[32] 2006.3.3 [33] JP [31] 058707/2006

[32] 2006.6.8 [33] JP [31] 160192/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/053927 2007.3.1

[87] 国际公布 WO2007/100049 日 2007.9.7

[85] 进入国家阶段日期 2008.8.15

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 若林胜裕 安达日出夫 藤村毅直

泽田之彦 水沼明子 今桥拓也

佐藤直

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇 张会华

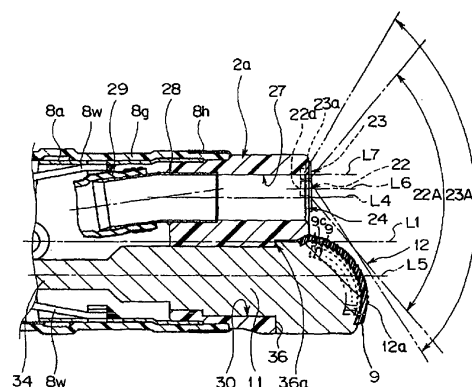
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

[54] 发明名称

超声波内窥镜

[57] 摘要

本发明提供一种超声波内窥镜。该超声波内窥镜(1)包括超声波探头(12)和处理器具用孔(27)的处理器具导出口(24)，该超声波探头(12)配置于构成插入部(2)的可挠管部(2c)、弯曲部(2b)、前端硬性部(2a)中的构成前端部的该前端硬性部(2a)的前端侧，且形成有在与内窥镜插入轴线(L1)正交的方向上具有法线的超声波扫描面；上述处理器具导出口(24)位于前端硬性部(2a)上。超声波探头(12)由排列成凸型圆弧状的多个超声波振子(9)构成，将多个超声波振子(9)的曲率中心配置在比处理器具导出口(24)更靠基端侧。



1. 一种超声波内窥镜,其包括超声波探头部和处理器具贯穿用通道的处理器具导出口,该超声波探头部配置于构成内窥镜插入部的可挠管部、弯曲部、前端硬性部中的构成前端部的该前端硬性部的前端侧,且形成有在与内窥镜插入轴线正交的方向上具有法线的超声波扫描面;该处理器具导出口配置在上述前端硬性部,其特征在于,

上述超声波探头由排列成凸型圆弧状的多个超声波振子构成;

将上述多个超声波振子的曲率中心配置在比上述处理器具导出口更靠基端侧。

2. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其特征在于,将上述多个超声波振子中的、配置于最接近上述处理器具导出口的位置的第1超声波振子的声轴的中心轴线设定为相对于上述内窥镜插入轴线以不超过90度的角度向前端方向倾斜。

3. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其特征在于,将上述处理器具贯穿用通道的长度方向中心轴线设定为与上述内窥镜插入轴线大致平行。

4. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜,其特征在于,上述前端硬性部在前端侧具有成为与上述内窥镜插入轴线大致垂直的平面的前端面,在该前端面上设置处理器具导出口。

5. 根据权利要求4所述的超声波内窥镜,其特征在于,将由上述第1超声波振子的声轴的中心轴线和上述内窥镜插入轴线构成的角度设定为不超过由上述前端面和该内窥镜插入轴线构成的角度,上述声轴的中心轴线向上述前端面的前侧方向倾斜。

6. 根据权利要求4所述的超声波内窥镜,其特征在于,使由上述第1超声波振子的声轴的中心轴线和上述前端面构成的

角 θ_1 与自该第1超声波振子放射出的超声波的指向角 θ_2 之间的关系为至少 $\theta_1 > \theta_2/2$ 的关系。

7. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜，其特征在于，将上述多个超声波振子中的距离处理器具导出口最远的最终超声波振子的声轴的中心轴线设定为与上述内窥镜插入轴线大致平行。

8. 根据权利要求7所述的超声波内窥镜，其特征在于，在排列成上述圆弧状的多个超声波振子中，由上述圆弧、上述最终超声波振子的声轴的中心轴线和上述内窥镜插入轴线形成的扇形位于由上述圆弧、上述第1超声波振子振动的声轴的中心轴线和上述内窥镜插入轴线形成的扇形的外侧。

9. 根据权利要求1所述的超声波内窥镜，其特征在于，排列成上述圆弧状的多个超声波振子的正视宽度为相同尺寸、或是前端侧较处理器具导出口侧窄。

超声波内窥镜

技术领域

本发明涉及一种在内窥镜插入部的前端具有观察光学系统、处理器具导出口、配置了多个超声波振子的凸型超声波探头的超声波内窥镜。

背景技术

作为用于在体腔内进行超声波观察，或是使用处理器具类进行治疗、处理的内窥镜，公知有在内窥镜的前端具有凸型超声波探头的超声波内窥镜。凸型的超声波探头通过将多个超声波振子排列成凸型圆弧状而构成。

例如，在日本特开平8-131442号公报、日本特开2004-350700号公报（参照图19）中公开了具有凸型超声波探头的超声波内窥镜。在上述超声波内窥镜中，在超声波探头附近的前端硬性部具有观察光学系统，该观察光学系统在斜前方方向上具有光轴。

在超声波内窥镜中，要将观察光学系统与超声波探头的位置设定为可以一边视觉识别观察光学系统的内窥镜图像一边视觉识别与该内窥镜图像相对应的内部的超声波断层图像。并且，为了通过超声波断层图像确认处理器具的插入深度等，超声波扫描范围需要将处理器具的操作范围考虑在内。

因此，如日本特开平8-131442号公报、日本特开2004-350700号公报中所述的那样，在观察光学系统位于斜前方的情况下，通过在前端硬性部的前端侧设置超声波探头，可以使斜前方的光轴和处理器具的操作范围处于超声波扫描范围内。

但是，在日本特开平8-131442号公报所述的超声波内窥

镜中，在前端硬性部的基础上再包括超声波探头的构造成为所谓的内窥镜插入部的硬质长度。结果与未安装超声波探头的一般的内窥镜相比，超声波内窥镜的前端硬质长度变长，从而需要有熟练的技术才能将上述超声波内窥镜插入到体腔内。

另外，在日本特开2004-350700号公报所述的超声波内窥镜的构造中，在前端硬性部上设置斜面，在该斜面上安装超声波探头。与上述日本特开平8-131442号公报所述的超声波内窥镜相比，该构造的前端硬质长度变短。但是，在日本特开2004-350700号公报所述的超声波内窥镜中，为了使自处理器具导出口导出的处理器具处于超声波扫描范围内，设置了超声波扫描范围为180度的半圆形状的超声波探头。在该超声波内窥镜中，在前端硬性部的基础上再包括超声波探头的曲率半径的2倍的长度的构造成为前端硬质长度。结果，与一般的内窥镜相比，由于上述超声波内窥镜的前端硬质长度变长，因此需要有熟练的技术才能将该超声波内窥镜插入到体腔内。

发明内容

本发明是鉴于上述问题而做出的，其目的在于提供一种具有缩短前端硬质长度、提高向体腔内的插入性的超声波探头的超声波内窥镜。

本发明的超声波内窥镜包括超声波探头部和处理器具贯穿用通道的处理器具导出口，该超声波探头部配置于构成内窥镜插入部的可挠管部、弯曲部、前端硬性部中的构成前端部的该前端硬性部的前端侧，且形成有在与内窥镜插入轴线正交的方向上具有法线的超声波扫描面；该处理器具导出口配置在上述前端硬性部；

上述超声波探头由排列成凸型圆弧状的多个超声波振子构

成，且上述多个超声波振子的曲率中心配置在比上述处理器具导出口更靠基端侧。

附图说明

图1是说明超声波内窥镜的结构图。

图2是说明超声波内窥镜的前端部结构的立体图。

图3是从正面观察图2所示的前端部时的主视图。

图4是图3的A - A线剖视图。

图5是说明排列多个超声波振子而构成的超声波探头及超声波探头的超声波观测区域同自处理器具导出口导出的处理器具的关系图。

图6是表示出现了人为因素的超声波图像的例子的图。

图7是表示用图5所示的超声波探头描绘出的超声波图像的例子的图。

图8是说明测头管壳的组织抵接面和超声波探头的声透镜面之间的关系图。

图9是说明在超声波内窥镜的超声波观测区域的边界附近存在有病变部的状态的图。

图10是表示在如图9所示的观察状态下的超声波图像。

图11是从正面观察具有正视宽度连续变化的超声波探头的超声波内窥镜前端部的主视图。

图12是图11的B - B线剖视图。

图13是从正面观察包括具有正视宽度的一部分连续变化的部分的超声波探头的前端部时的主视图。

图14是图13的C - C线剖视图。

具体实施方式

下面，参照附图详细说明本发明的实施方式。

参照图1至图14说明本发明的一实施方式。如图1所示，本实施方式的超声波内窥镜（以下也称为内窥镜）1包括插入到体腔内的细长的插入部2、设于该插入部2的基端上的操作部3和自该操作部3的侧部延伸出的通用连接缆4。在通用连接缆4的另一端设有内窥镜连接器5。自内窥镜连接器5的侧部延伸出超声波电缆6。在超声波电缆6的另一端设有超声波连接器7。

插入部2自前端侧起依次连接有由硬质构件形成的前端硬性部2a、可自由弯曲地构成的弯曲部2b和自该弯曲部2b的基端到操作部3的前端的长且具有挠性的可挠管部2c。在操作部3上设有用于进行弯曲操作的角度旋钮3a。另外，在操作部3上设有进行送气以及送水操作的送气送水按钮3b和进行吸引的吸引按钮3c。并且，在操作部3上设有用于将处理器具导向体腔内的处理器具插入口3d。

另外，附图标记10是包括具有凸型超声波扫描面的超声波探头的超声波单元。超声波单元10形成相对于内窥镜插入轴线方向的前方方向进行扫描的超声波扫描范围10A。

如图2、图3所示，在插入部2的前端硬性部2a上设有用于利用超声波获取超声波图像信息的超声波单元10。超声波单元10包括作为壳体的测头管壳11和超声波探头12。超声波探头12一体地配置于形成在测头管壳11的大致中央部的切口部。如该图所示，超声波探头12的声透镜面12a及构成测头管壳11的组织抵接面11a以比前端硬性部2a的前端面21突出的形状构成。

如图4、图5所示，超声波探头12例如由声透镜12a和多个超声波振子9构成。多个超声波振子9以形成凸型圆弧的方式排列。

另一方面，如图2、图3所示，在前端硬性部2a的前端面21

上设有构成观察光学系统22的观察窗22a、构成照明光学系统23的照明窗23a、导出穿刺针等处理器具的处理器具导出口24、向观察窗22a喷出水、空气等流体的送气送水喷嘴25和用于朝向前方送水的副送水通道口26。另外，也可以将该副送水通道口26构成为第2处理器具导出口来代替设置副送水通道口26。

为了使自处理器具导出口24导出的处理器具处于可利用超声波探头12获取的超声波扫描范围10A内，将处理器具导出口24的中心O24与超声波探头12的中心线L2排列在同一直线上。

观察窗22a、照明窗23a以及送气送水喷嘴25集中配置在处理器具导出口24的例如图中右侧，配置在超声波扫描范围10A的外侧。并且，将观察窗22a、照明窗23a、送气送水喷嘴25中的该送气送水喷嘴25的配置位置设定为离超声波观测区域10A最远的位置。另外，在本实施方式中，考虑到谋求提高观察性能、提高洗涤性以及使内窥镜前端部外径尺寸小径化的目的，将照明窗23a、观察窗22a以及送气送水喷嘴25的配置位置配置在一条直线上。

观察窗22a具有观察光学系统22的观察视场范围（参照如图4的点划线所示的附图标记22A的范围）。照明窗23a具有照明光学系统23的照明光照射范围（参照如图4的双点划线所示的附图标记23A的范围）。观察视场范围22A、照明光照射范围23A在其范围内不包含超声波探头12。

另外，观察窗22a以及照明窗23a设于自顶端面21稍微突出地构成的观察部用前端面21a内。另外，副送水通道口26夹着处理器具导出口24配置在与配置有观察窗22a、照明窗23a以及送气送水喷嘴25的一侧相反的另一侧、且配置在超声波扫描范围10A的外侧。在将该副送水通道口26构成为第2处理器具导出

口的情况下，要设定符合所用处理器具的通道口直径尺寸。

这样，可以在内窥镜观察下进行使用2个处理器具的手术。因此，可以实现组合自第2处理器具导出口突出且在内窥镜观察下使用的处理器具、和自处理器具导出口24突出且在超声波诊断下使用的处理器具，而高效率地进行诊断、治疗的结构。

如图4所示，在前端硬性部2a的基端侧连接固定有构成弯曲部2b的前端弯曲块8a。在前端弯曲块8a上连接有多个未图示的弯曲块。并且，连结将上述弯曲块连起来而构成的弯曲部2b的中心的直线就是内窥镜插入轴线L1。

在前端弯曲块8a的规定位置上固定设置有上下左右用的弯曲操作线8w的各个前端部。因而，手术操作者通过适当操作角度旋钮3a来牵引或松弛与该操作相对应的弯曲操作线8w，从而使弯曲部2b进行弯曲动作。上述多个弯曲块被弯曲橡胶8g覆盖。弯曲橡胶8g的前端部通过缠线粘接部8h而一体地固定于前端硬性部2a。

前端硬性部2a的前端面21以及观察部用前端面21a与内窥镜插入轴线L1正交。在前端硬性部2a上形成有配置孔30以及构成处理器具导出口24的处理器具贯穿用通道孔（以下简称为处理器具用孔）27。

另外，虽然对于孔27、30之外的孔省略了图示，但在前端硬性部2a上还包括设有观察光学系统的贯通孔、设有照明光学系统的贯通孔、供给自送气送水喷嘴25喷出的流体的送气送水用的贯通孔、构成副送水通道口26的贯通孔等。

处理器具用孔27的长度方向中心轴线L4形成为与内窥镜插入轴线L1大致平行。配置孔30的长度方向中心轴线L5形成为与内窥镜插入轴线L1大致平行。另外，超声波内窥镜1所具有的观察光学系统的光轴L6以及照明光学系统的光轴L7也都与

内窥镜插入轴线L1平行。

因而，本实施方式的超声波内窥镜1所具有的观察光学系统为将观察视场设定为前方正面、换言之将观察视场设定为内窥镜插入轴线L1的前方侧、即插入方向的所谓直视型观察光学系统。

处理器具用孔27的基端侧与倾斜规定量而形成的软管连接管28的一端部相连通。软管连接管28的另一端部与构成处理器具贯穿用通道的通道软管29的一端部相连通。通道软管29的另一端部与上述处理器具插入口3d相连通。

并且，通过处理器具插入口3d贯穿的处理器具顺利地通过通道软管29、软管连接管28、处理器具用孔27内移动后从处理器具导出口24导出到外部。从处理器具导出口24导出到外部的处理器具与内窥镜插入轴线L1平行地朝向插入部2的插入方向、即前方突出。

具体而言，在处理器具用孔27内例如配置了作为处理器具的穿刺针的前端部的状态下，当使构成穿刺针的针管突出时，针管与内窥镜插入轴线L1大致平行地从处理器具导出口24朝向通过观察窗22a所观察的前方正面前进。

另一方面，在前端硬性部2a上设有配置孔30。在配置孔30内嵌合有超声波单元10，通过使测头管壳11的抵接面与前端硬性部2a的抵接面36相抵接来进行超声波单元10相对于配置孔30的定位。自超声波单元10的另一端侧导出与超声波探头12相连接的超声波电缆34。

自前端硬性部2a的抵接面36到超声波内窥镜前端的外形的如图2的附图标记11b所示的面包括超声波探头12的正视宽度W和抵接面11a，并将该外形设定成与如图2所示的前端硬性部2a的前端外形尺寸大致相同的尺寸。

因此，在超声波观察时，在使超声波单元10压接于生物体组织时，把持操作部3的操作者的力量会沿内窥镜插入轴线L1的方向可靠地传递到超声波单元10上。结果，如图8所示，可以使组织抵接面11a和声透镜面12a大致均匀地与生物体组织紧密接触。这样，可以使超声波单元10的组织抵接面11a和声透镜面12a以稳定的状态压接于生物体组织，从而获取良好的超声波观察图像。

如图4、图5所示，超声波探头12是排列多个超声波振子9而构成的，该多个超声波振子9是层叠例如背衬材料、压电振子、调整层、声透镜而成的。多个超声波振子9以规定间距 p 从配置在最接近于处理器具导出口24的、用于放射超声波的第1超声波振子9F排列到从处理器具导出口24数起离处理器具导出口24最远的最终超声波振子9L。并且，如图5所示，超声波探头12的圆弧的曲率中心O1位于比设在前端硬性部2a上的处理器具导出口24的开口面24a更靠基端侧。另外，也可以代替压电元件而在超声波振子9上使用MUT（Micromachined Ultrasound Transducer）元件。

这样，通过将超声波探头12的圆弧的曲率中心O1设置在比处理器具导出口24的开口面24a更靠基端侧，可以缩短内窥镜1的前端硬质长度。因此，提高了内窥镜1向体腔内的插入性。另外，由于是在内窥镜1的观察视场范围内未配置超声波探头12的结构，因此可以消除因超声波探头12导致的内窥镜图像的局部欠缺这样的问题。并且，由于超声波探头12也未进入到内窥镜1的照明光照射范围内，因此照明光的一部分不会被超声波探头12挡住，照明光遍及内窥镜1的观察视场范围内，从而获得良好的内窥镜图像。

在超声波探头12中，第1超声波振子9F的声轴的中心轴线

LF的方向设定为以前端硬性部2a的前端面21、具体而言是以具有处理器具导出口24的前端面21为基准，相对于该前端面21向前端侧倾斜角度 θ_1 。

另外，在将第1超声波振子9F的声轴的中心轴线LF的方向设定为朝前端侧倾斜角度 θ_1 时，需要考虑第1超声波振子9F的指向角 θ_2 。具体而言，以不会使可以反射超声波的材质，例如金属、硬质树脂的前端硬性部2a的至少一部分，或是送气送水喷嘴25的至少一部分等进入到图5中的双点划线包围的指向角内的方式设定角度 θ_1 。角度 θ_1 设定为至少大于指向角 θ_2 一半的角度、即大于 $\theta_2/2$ 。

在前端硬性部2a位于指向角的范围内的情况下，会出现如图6所示的人为因素42。但是，若采用本实施方式的结构则不会出现人为因素，如图7所示，可在超声波图像40中清楚描绘出处理器具超声波图像41a。即，可以在超声波图像40中清楚描绘出从处理器具41自处理器具导出口24稍微突出的状态到该处理器具41穿刺到病变部43中为止的处理器具超声波图像41a。可以获得上述良好的视觉识别性，将处理器具41正确地导入到病变部43。

另一方面，最终超声波振子9L的声轴的中心轴线LL的方向设定为与内窥镜插入轴线L1平行或是以角度 θ_3 向前方展开。

这样，在自处理器具导出口24突出的处理器具41与内窥镜插入轴线L1大致平行地向前方突出时，处理器具41持续在超声波扫描范围10A的中央附近移动。另外，即使在内窥镜1在穿刺之前因为跳动等而发生移动的、例如病变部43如图9所示那样存在于内窥镜插入轴线L1外侧的情况下，由于病变部43位于超声波扫描范围10A的边缘，也可如图10所示地在超声波图像40中的边缘处显示出病变部43。

即，即使在内窥镜1和病变部43的相对位置偏离了的情况下，由于超声波扫描范围10A存在于超过了内窥镜插入轴线L1的角度，因此可以防止漏掉病变部43。因而，操作者可以进行手边操作，容易地修正内窥镜1和病变部43之间的位置偏离，修正之后将处理器具41导入到病变部43。

在上述实施方式中，如图3所示将超声波探头12的正视宽度设定为尺寸W。换言之，将构成超声波探头12的多个超声波振子9的正视宽度统一为尺寸W。与此相对，在如图11、图12所示的结构的超声波探头12A中，将第1超声波振子9F的正视宽度WF和最终超声波振子9L的正视宽度WL设定为不同尺寸。

具体而言，将超声波振子9的正视宽度设定为从第1超声波振子9F向最终超声波振子9L、即从图12中的A向B连续地渐渐变窄。因而，如图11所示，与图11中双点划线所示的图3的超声波探头12相比，超声波探头12A相对小型，且从正面观察形成梯形状。

在如上所述地构成超声波探头12A的超声波单元10A中，随着正视宽度的变窄，在原理上，所放射的超声波束容易扩散，且敏感度降低。

但是，在本实施方式中，配合超声波探头12A的正视宽度的变化地将测头管壳11A的形状设定得较小，由此与双点划线所示的图3的测头管壳11的外形相比，测头管壳11A变小而实现了内窥镜1的前端部的小径化。因而，可以谋求提高内窥镜的插入性。

另外，在如图13、图14所示的结构的超声波探头12B中，将自第1超声波振子9F到第n超声波振子9n为止的主视宽度设定为同一尺寸。即，将图14中的从C到D的范围内的仰角宽度统一设定为W。与此相对，第(n+1)超声波振子9(n+1)和

最终超声波振子9L的正视宽度不同。具体而言，将超声波振子9的正视宽度设定为自第 $(n+1)$ 超声波振子9 $(n+1)$ 向最终超声波振子9L、换言之自图14中的E向F渐渐变窄。因而，如图13所示，与双点划线所示的图3中所示的超声波探头12相比，超声波探头12B相对小型，且从正面观察形成为棒球的本垒形状。

这样，与双点划线所示的图3中所示的测头管壳11的外形相比，缩小测头管壳11B而实现了内窥镜1的前端部的小径化。另外，在构成超声波探头12B的超声波单元10B中，主视宽度在自A到B的范围内是同一尺寸，因此可以获得与超声波单元10同样像质的超声波图像。

另外，本发明并不限于上述实施方式，可在不脱离发明主旨的范围内实施各种变形。

本申请是以2006年3月3日日本国申请的特愿2006-58707号以及2006年6月8日日本国申请的特愿2006-160192号为优先权主张的基础而申请的，本申请说明书、权利要求书、附图引用了上述申请公开的内容。

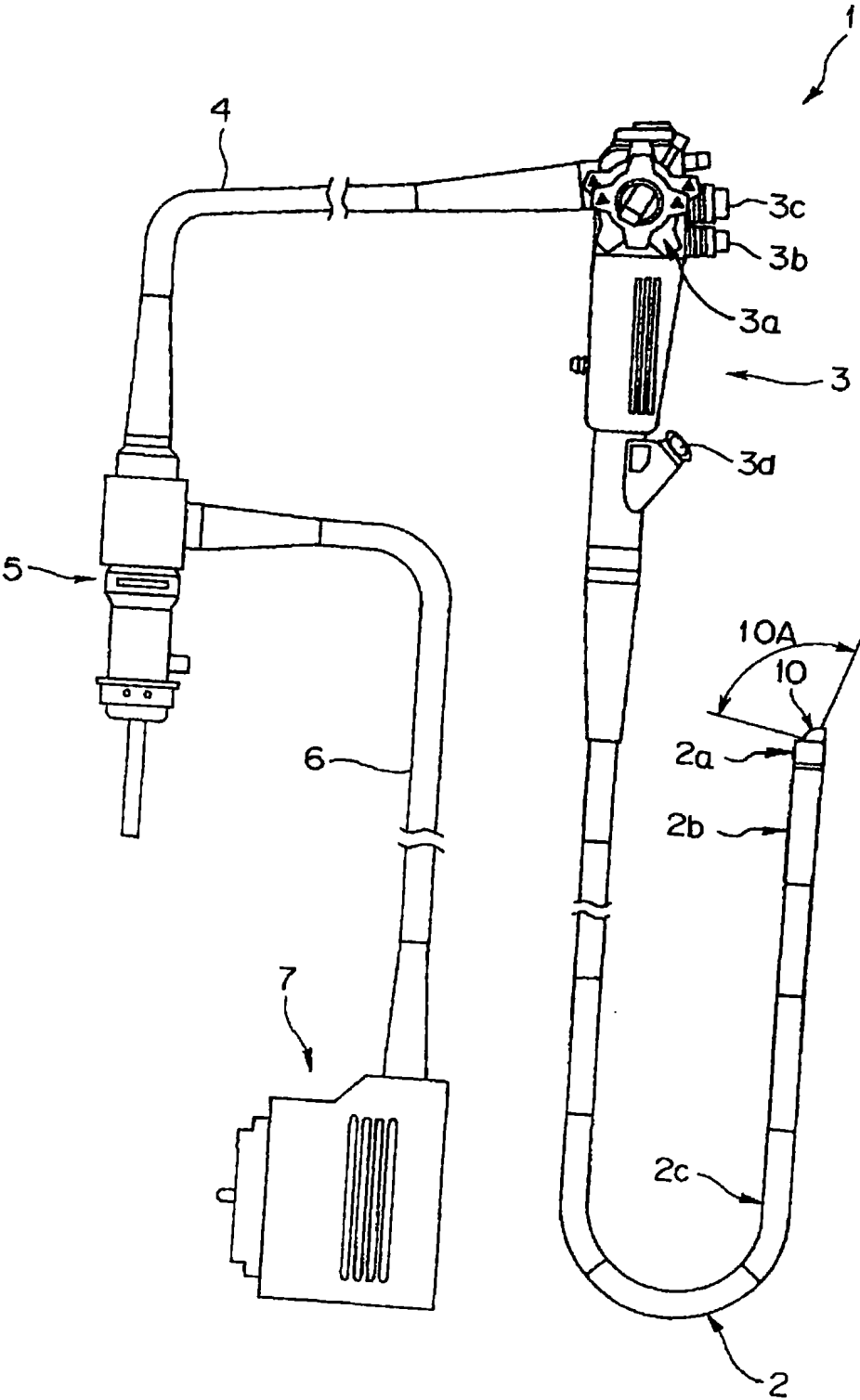


图 1

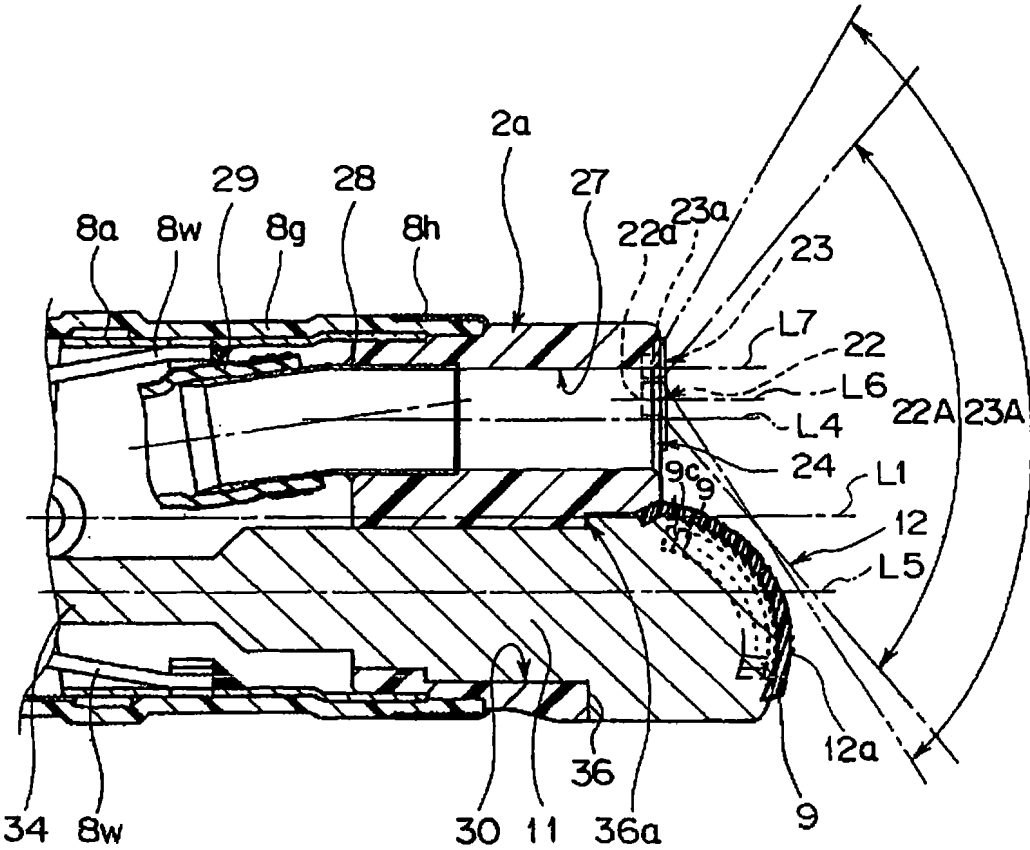


图 4

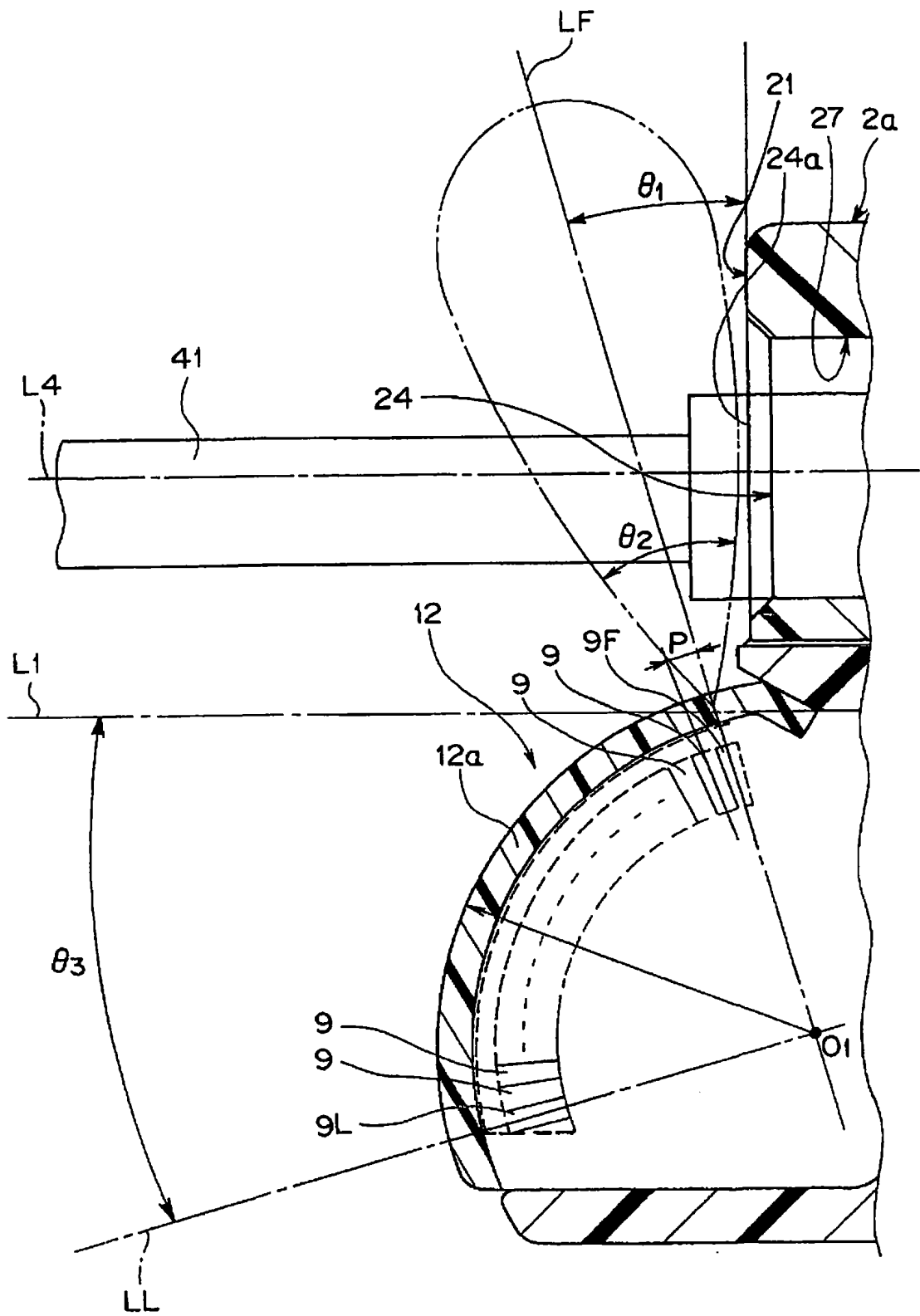


图 5

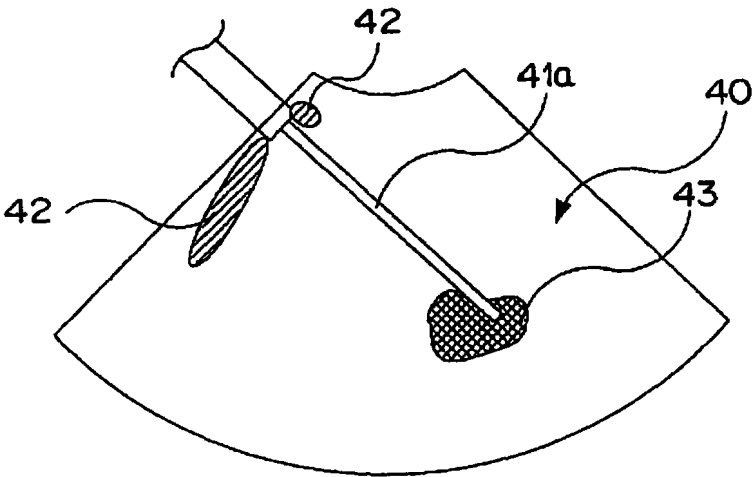


图 6

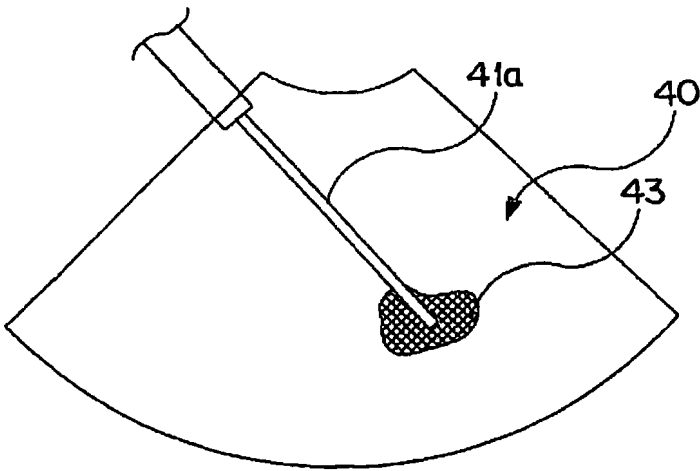


图 7

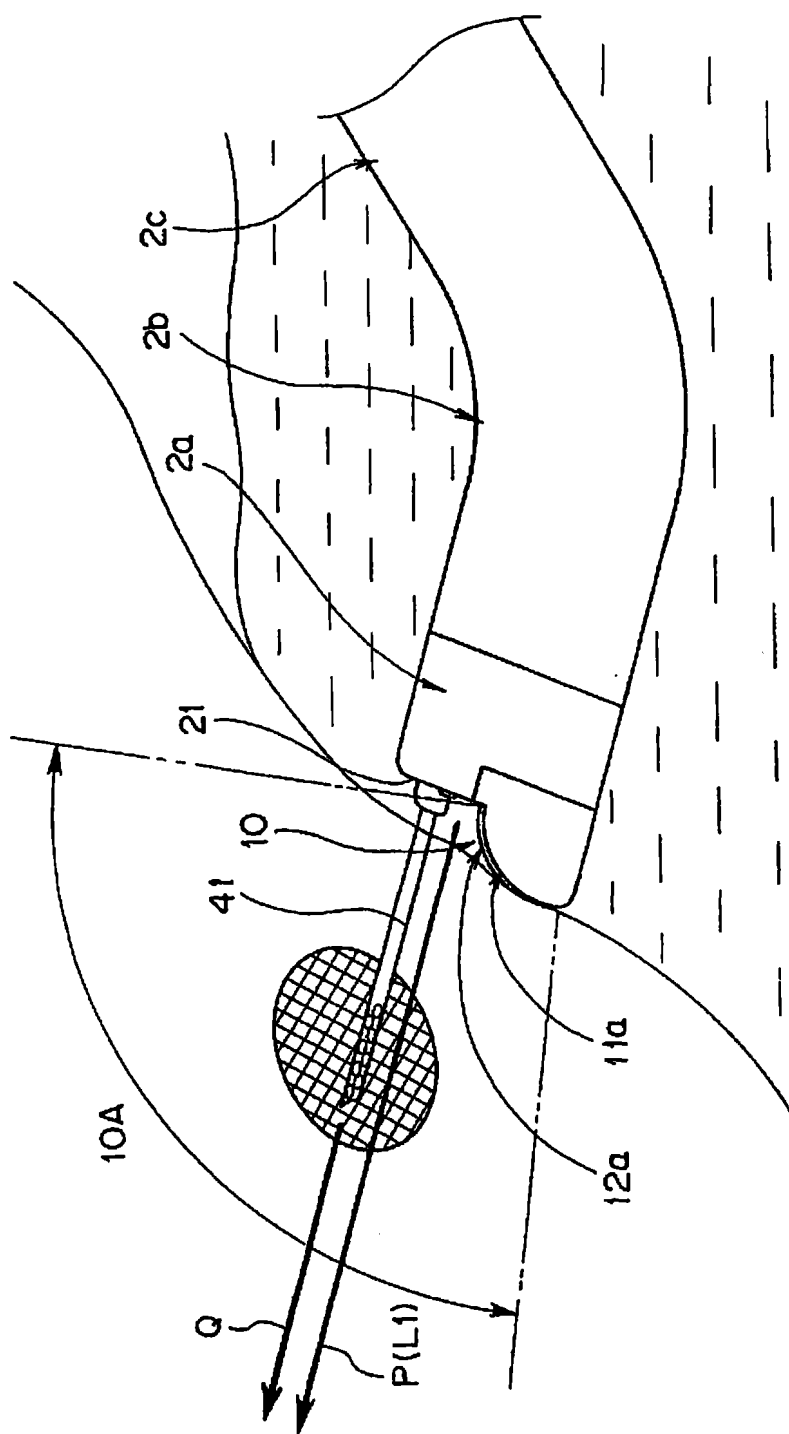


图 8

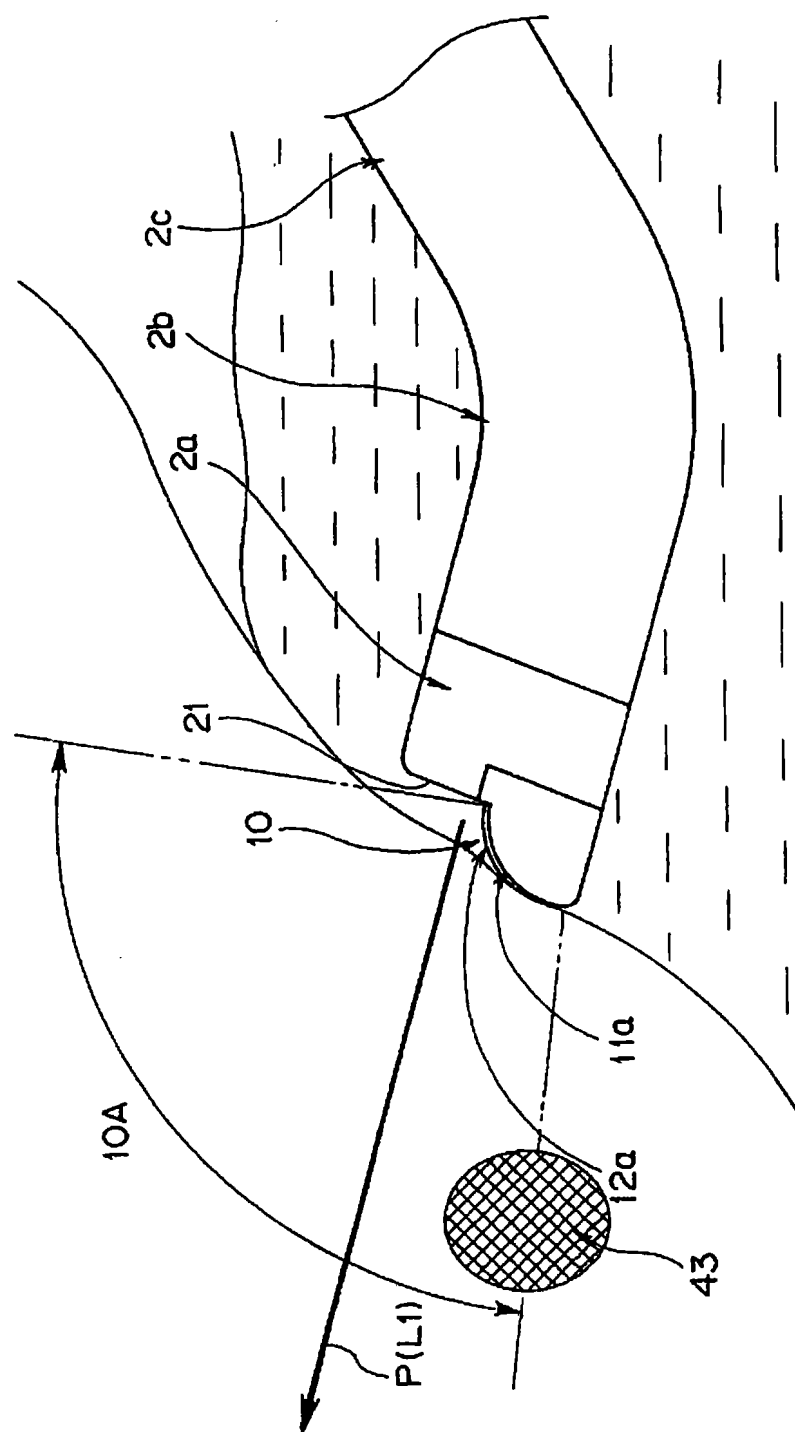


图 9

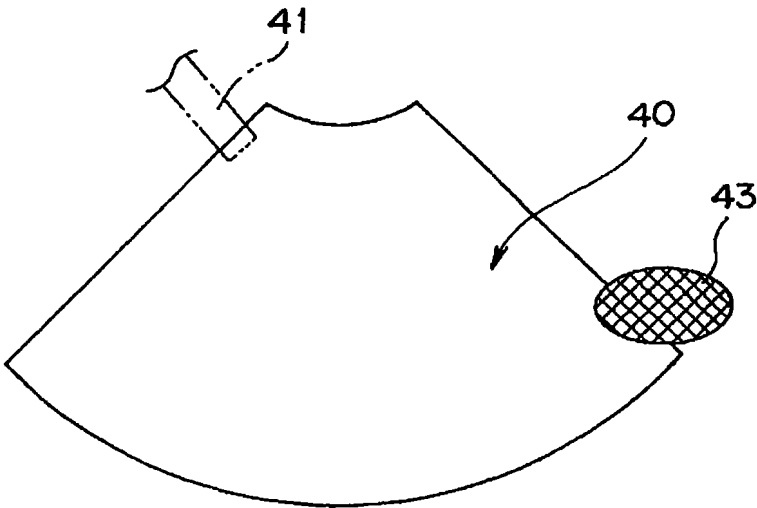


图 10

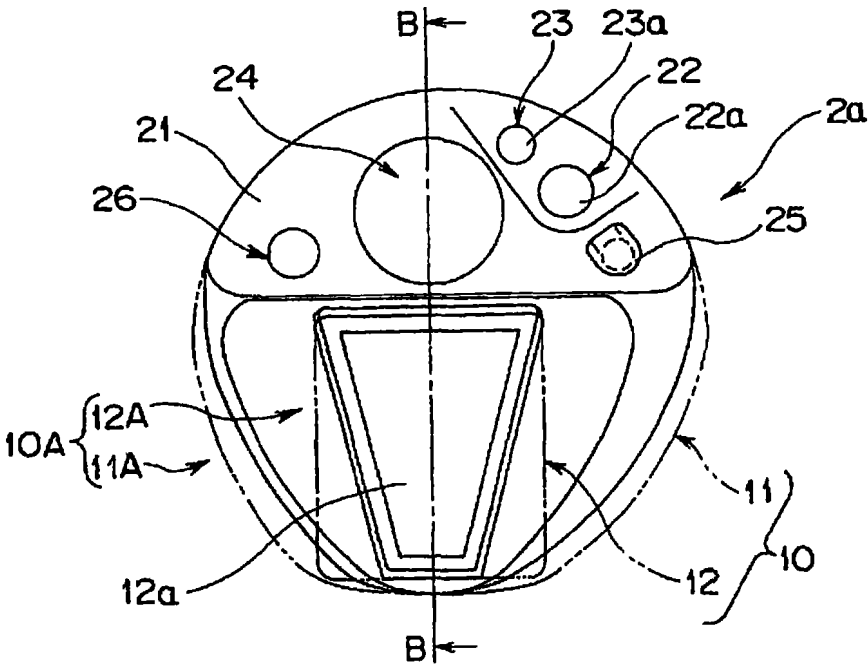


图 11

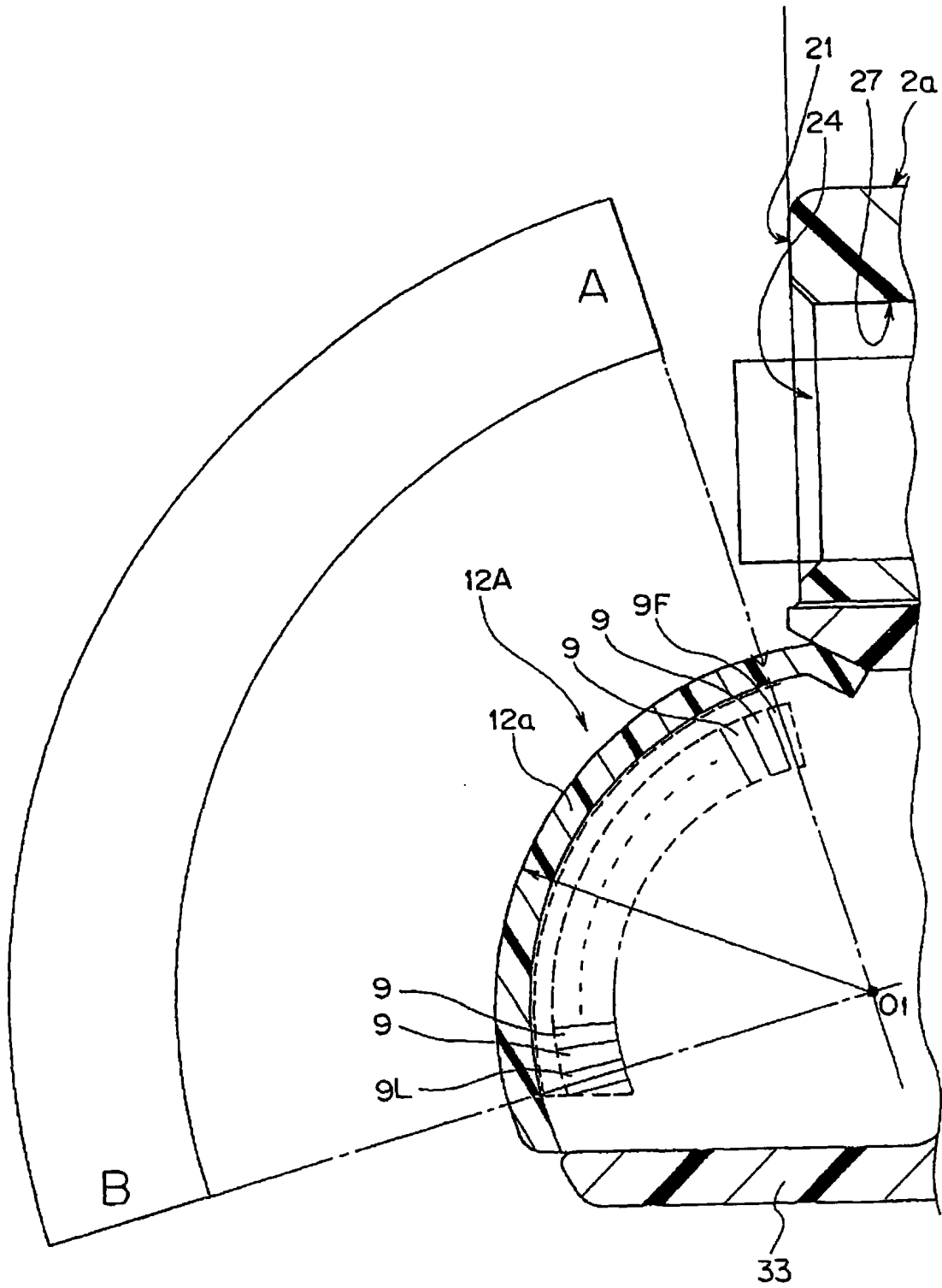


图 12

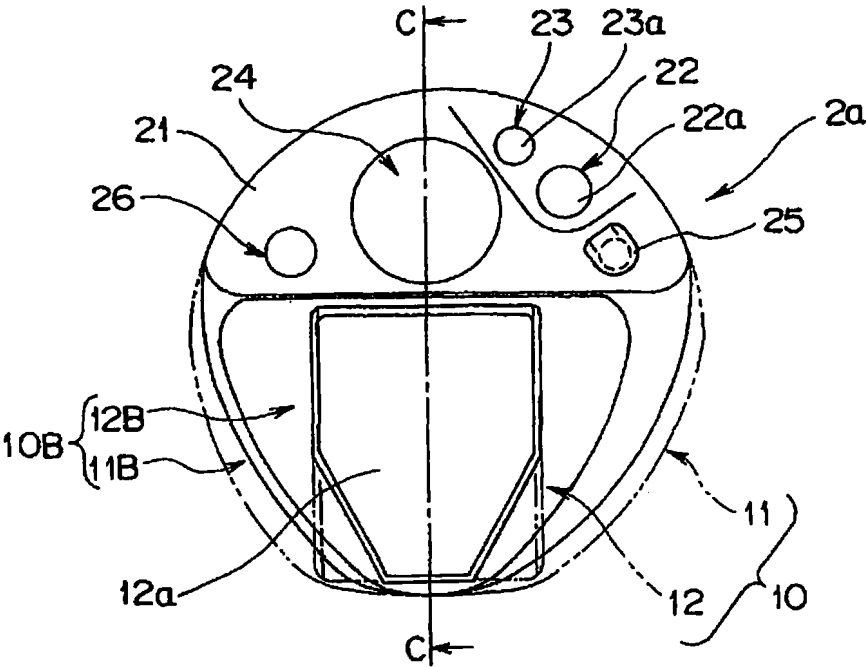


图 13

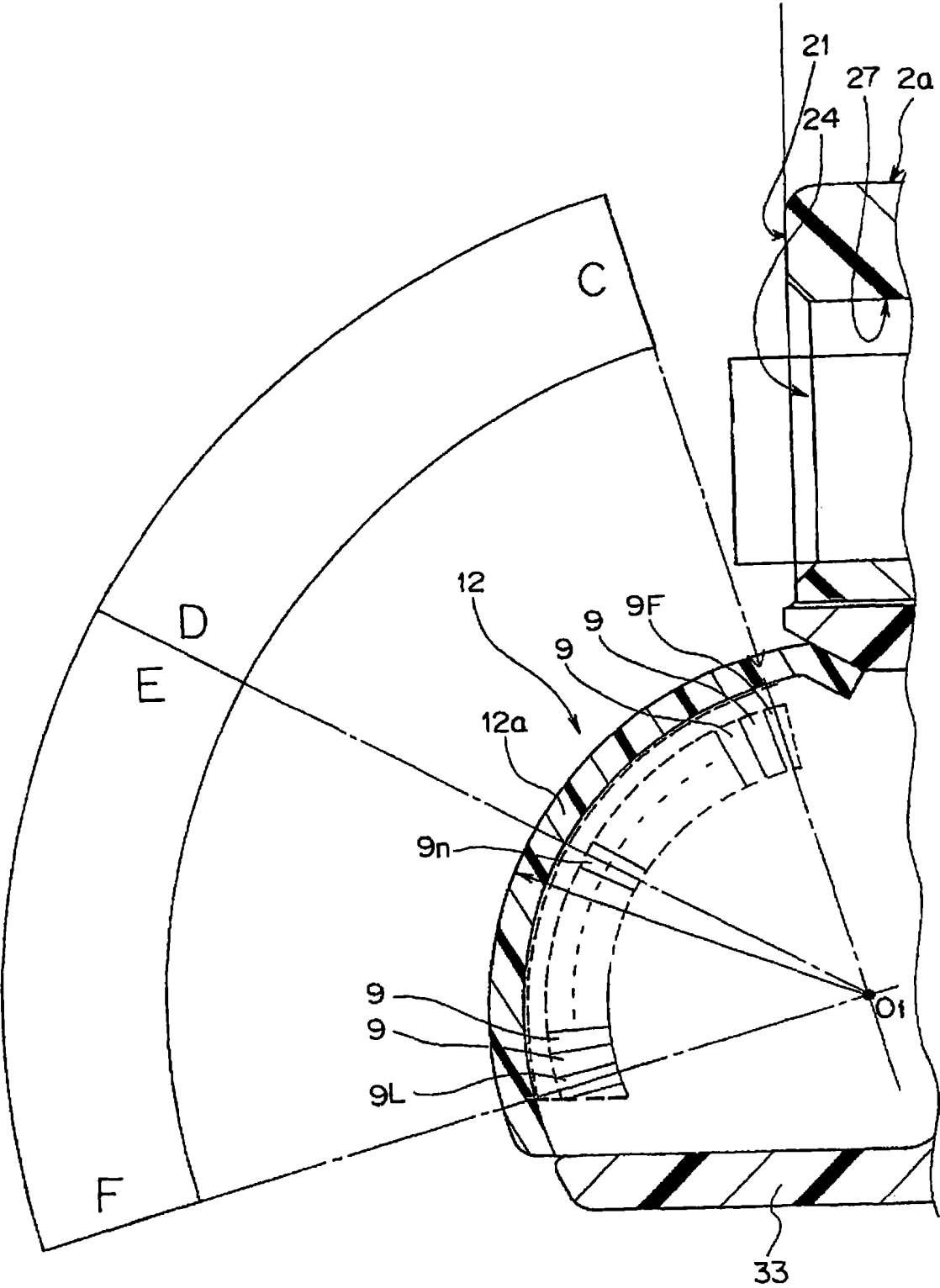


图 14

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN101384219A	公开(公告)日	2009-03-11
申请号	CN200780005775.6	申请日	2007-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	若林胜裕 安达日出夫 藤村毅直 泽田之彦 水沼明子 今桥拓也 佐藤直		
发明人	若林胜裕 安达日出夫 藤村毅直 泽田之彦 水沼明子 今桥拓也 佐藤直		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00091 A61B8/4488 A61B1/127 A61B1/00096 A61B8/0833 A61B1/018 A61B8/12 A61B8/0841 A61B8/445		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2006058707 2006-03-03 JP 2006160192 2006-06-08 JP		
其他公开文献	CN101384219B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波内窥镜。该超声波内窥镜(1)包括超声波探头(12)和处理器具用孔(27)的处理器具导出口(24)，该超声波探头(12)配置于构成插入部(2)的可挠管部(2c)、弯曲部(2b)、前端硬性部(2a)中的构成前端部的该前端硬性部(2a)的前端侧，且形成有在与内窥镜插入轴线(L1)正交的方向上具有法线的超声波扫描面；上述处理器具导出口(24)位于前端硬性部(2a)上。超声波探头(12)由排列成凸型圆弧状的多个超声波振子(9)构成，将多个超声波振子(9)的曲率中心配置在比处理器具导出口(24)更靠基端侧。

