



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101384219 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200780005775. 6

代理人 刘新宇 张会华

(22) 申请日 2007. 03. 01

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/12 (2006. 01)

058707/2006 2006. 03. 03 JP

A61B 1/00 (2006. 01)

160192/2006 2006. 06. 08 JP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

US 6409666 B1, 2002. 06. 25, 全文.

2008. 08. 15

CN 1593350 A, 2005. 03. 16, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

JP 特开 2000-41985 A, 2000. 02. 15, 全文.

PCT/JP2007/053927 2007. 03. 01

JP 特开 2005-323886 A, 2005. 11. 24, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

审查员 陈淑珍

W02007/100049 JA 2007. 09. 07

(73) 专利权人 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 (普通合伙) 11277

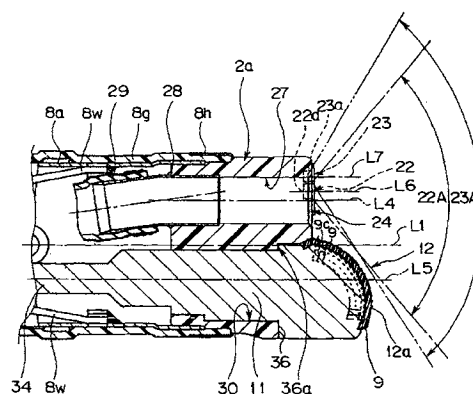
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 12 页

(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上述内窥镜插入部的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2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

[0001] 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

[0002] 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。

[0003] 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。

[0004] 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。

[0005] 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。

[0006] 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。

[0007] 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

[0008] 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。

[0009] 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;

[0010] 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

[0011] 图 1 是说明超声波内窥镜的结构图。

[0012] 图 2 是说明超声波内窥镜的前端部结构的立体图。

[0013] 图 3 是从正面观察图 2 所示的前端部时的主视图。

[0014] 图 4 是图 3 的 A-A 线剖视图。

[0015] 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的图。

[0016] 图 6 是表示出现了人为因素的超声波图像的例子的图。

[0017] 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。

[0018] 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的图。

[0019] 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。

[0020] 图 10 是表示在如图 9 所示的观察状态下的超声波图像。

[0021] 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。

[0022] 图 12 是图 11 的 B-B 线剖视图。

[0023] 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。

[0024] 图 14 是图 13 的 C-C 线剖视图。

具体实施方式

[0025] 下面,参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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 4 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 并且，通过处理器具插入口 3d 贯穿的处理器具顺利地通道软管 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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 01 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。

[0050] 这样,通过将超声波探头 12 的圆弧的曲率中心 01 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。

[0051] 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 $\theta 1$ 。

[0052] 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 $\theta 1$ 时,需要考虑第 1 超声波振子 9F 的指向角 $\theta 2$ 。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 $\theta 1$ 。角度 $\theta 1$ 设定为至少大于指向角 $\theta 2$ 一半的角度、即大于 $\theta 2/2$ 。

[0053] 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。

[0054] 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 $\theta 3$ 向前方展开。

[0055] 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 L 1 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 L 1 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。

[0056] 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 L 1 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。

[0057] 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。

[0058] 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,且从正面观察形成为梯形状。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 另外,在如图 13、图 14 所示的结构超声波探头 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

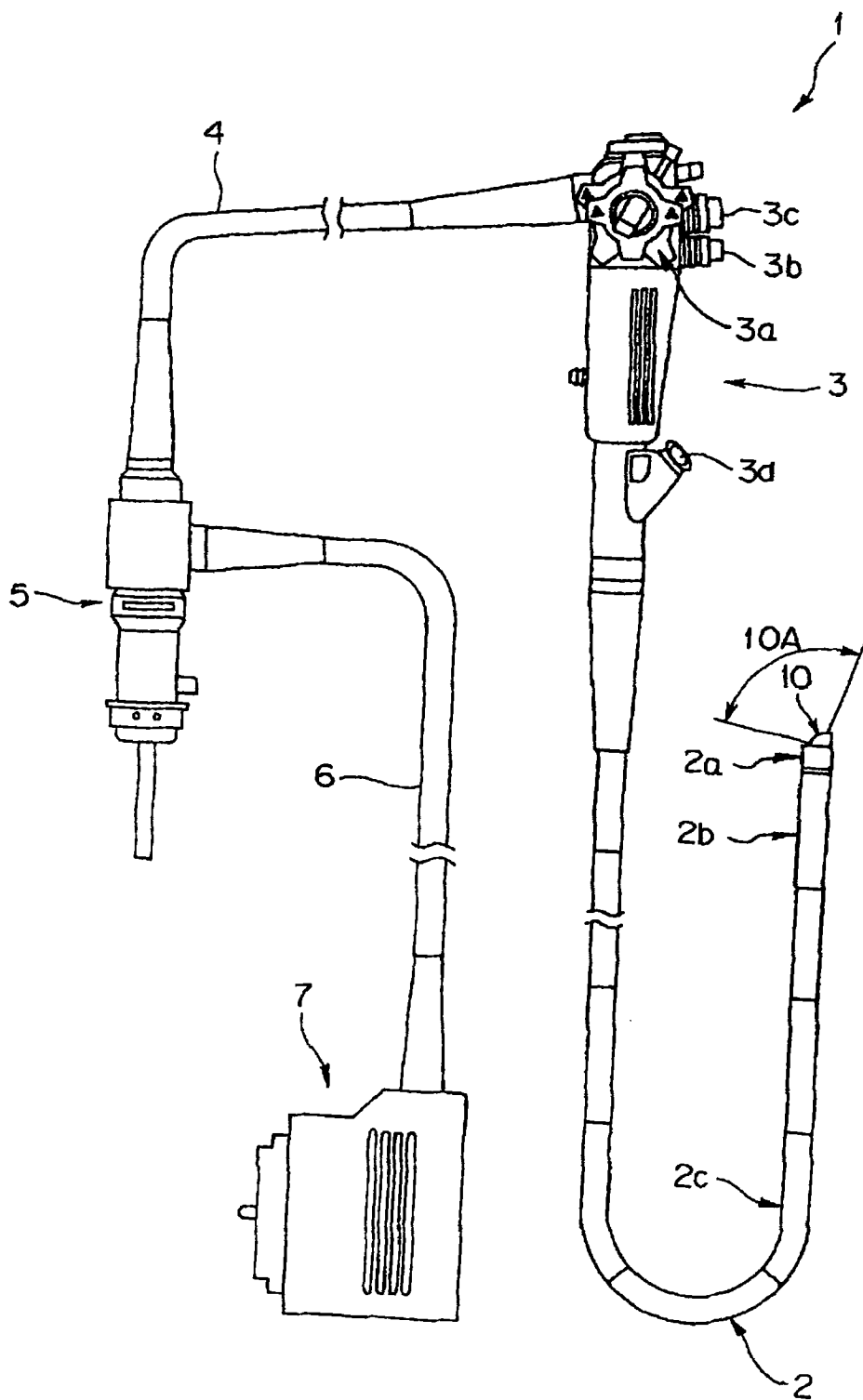


图 1

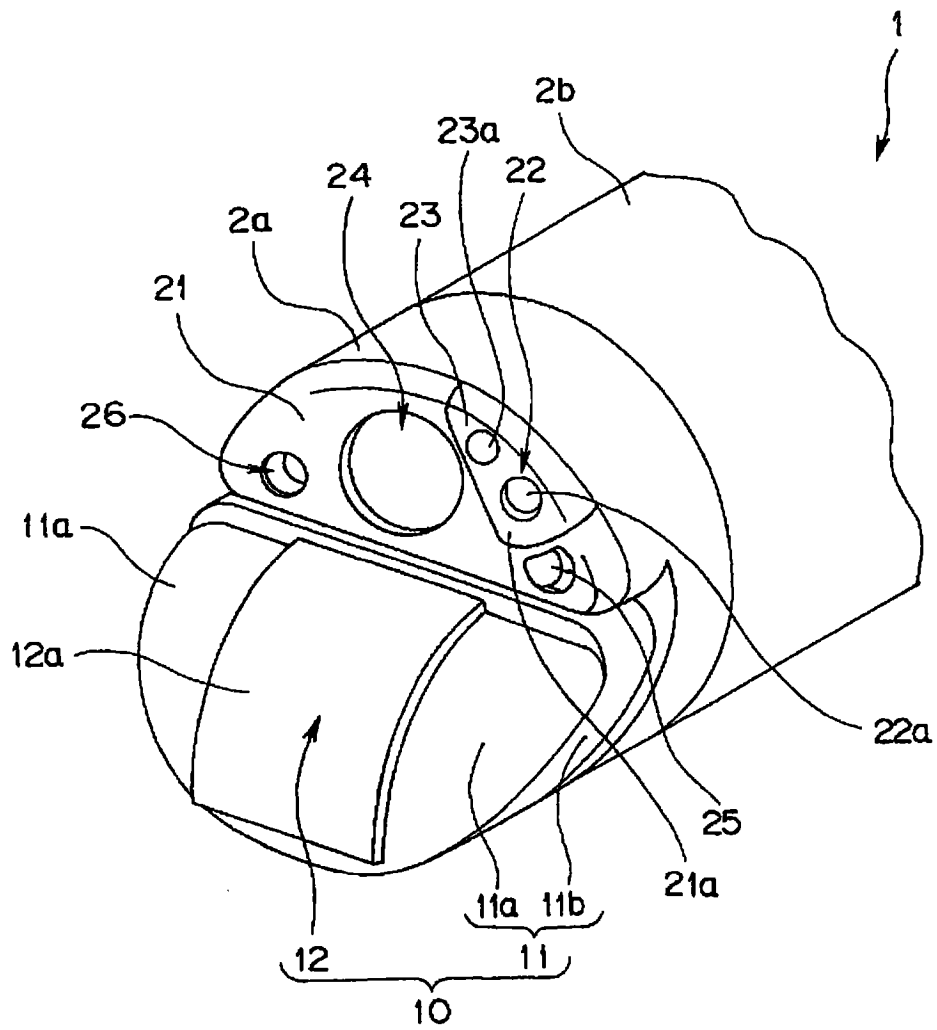


图 2

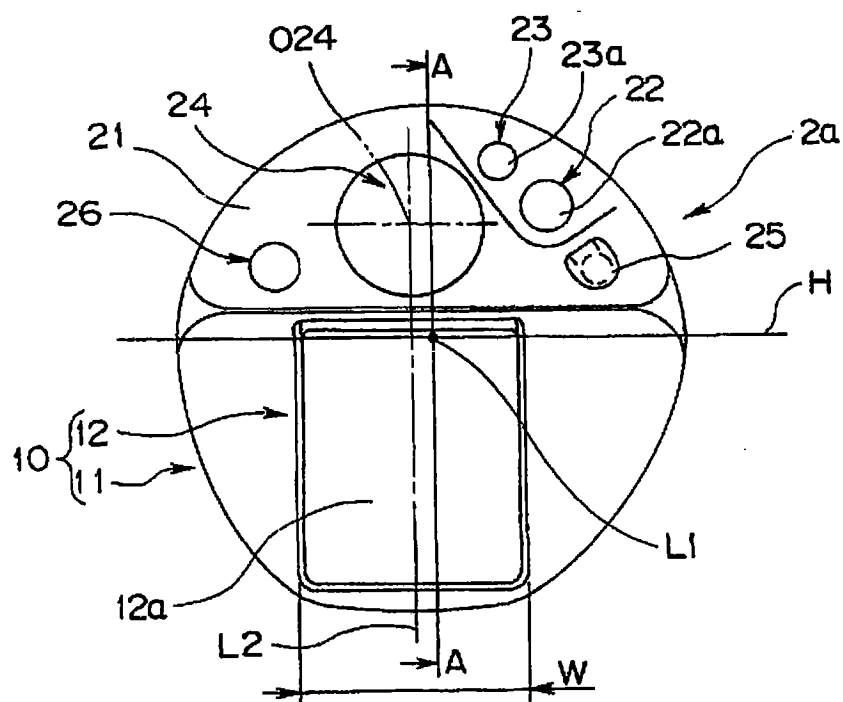


图 3

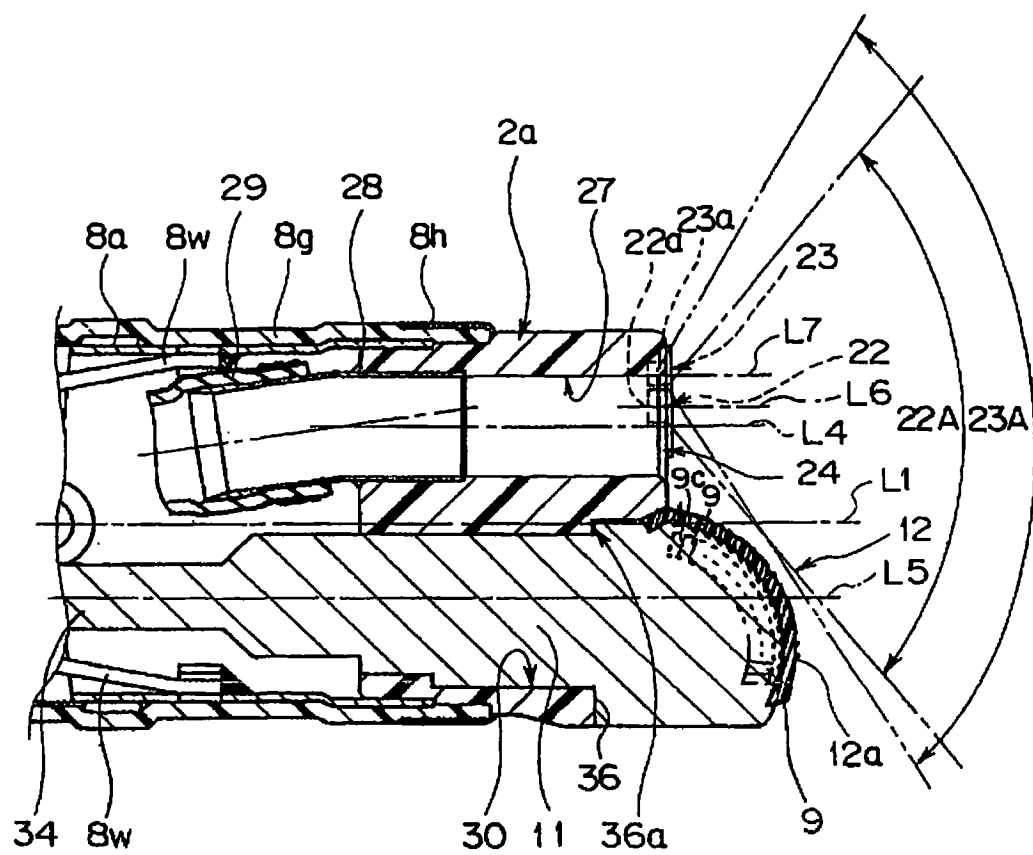


图 4

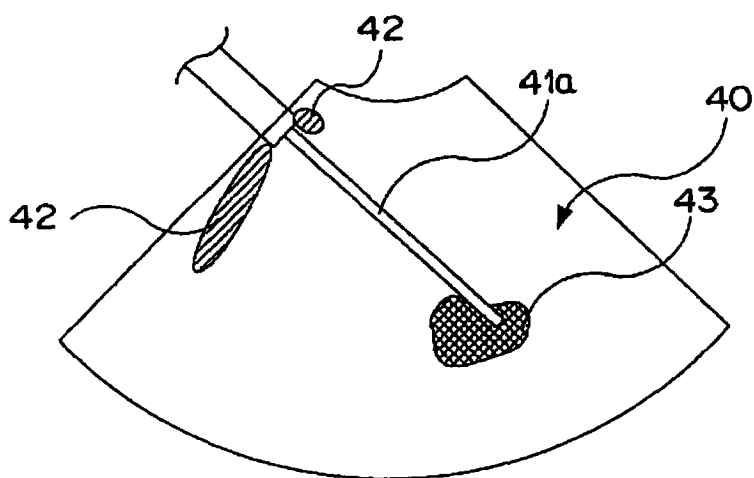


图 6

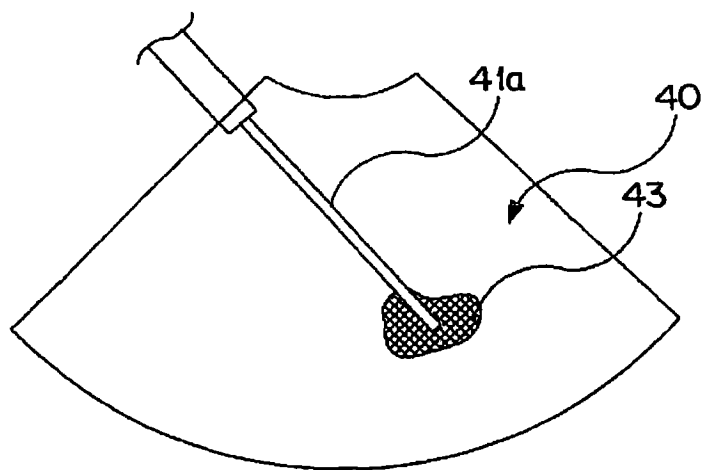


图 7

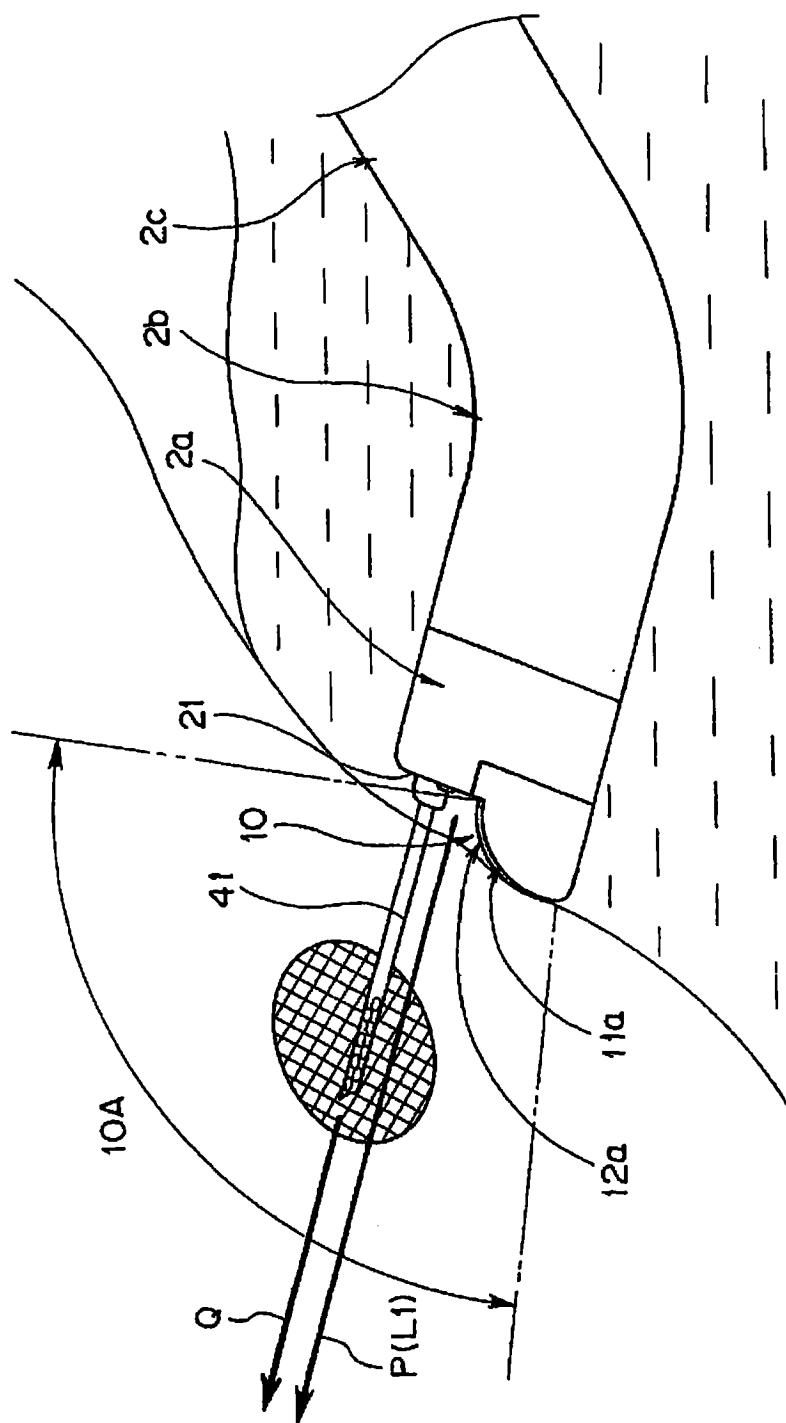


图 8

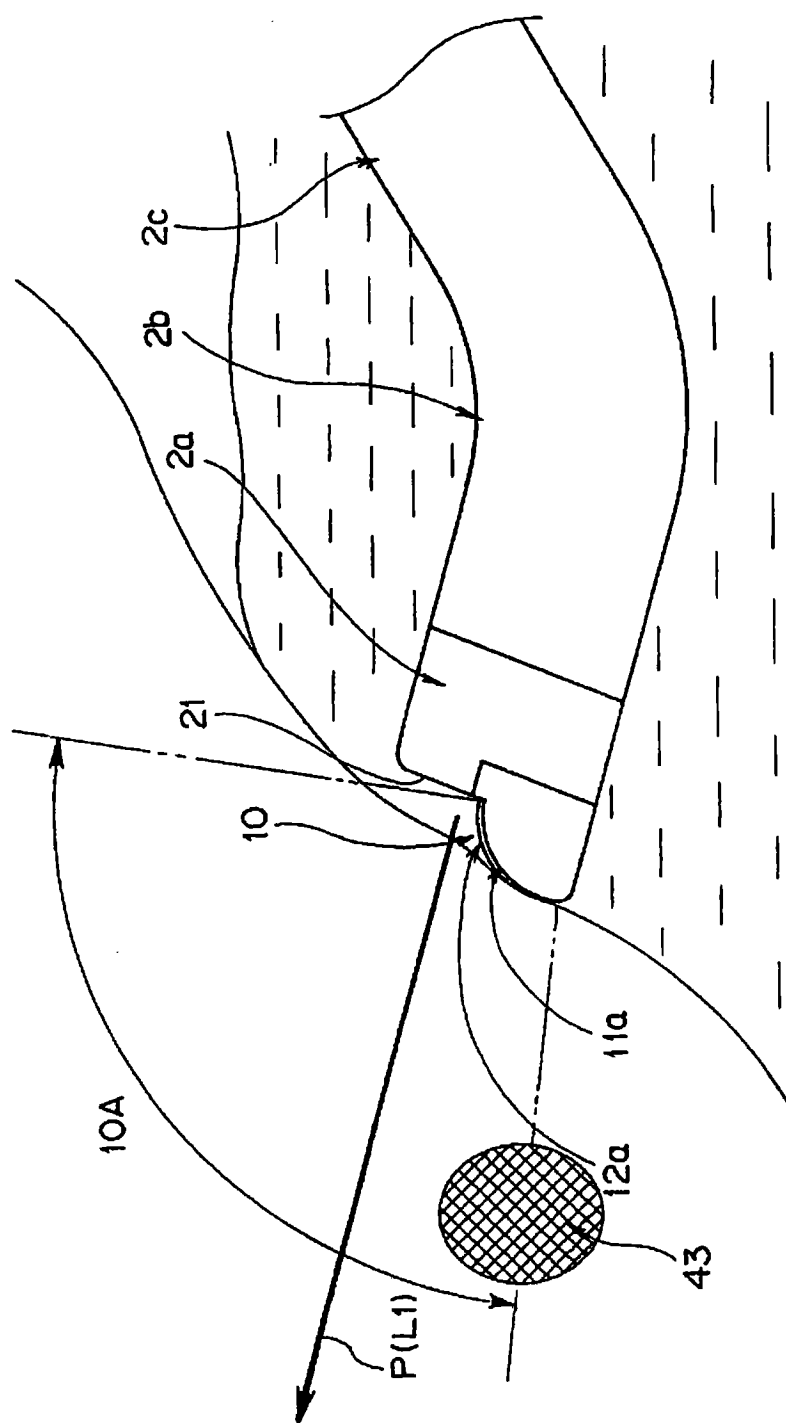


图 9

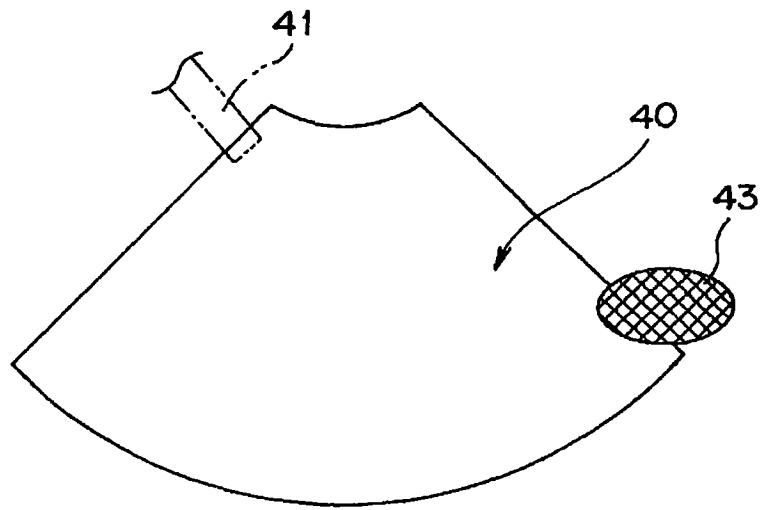


图 10

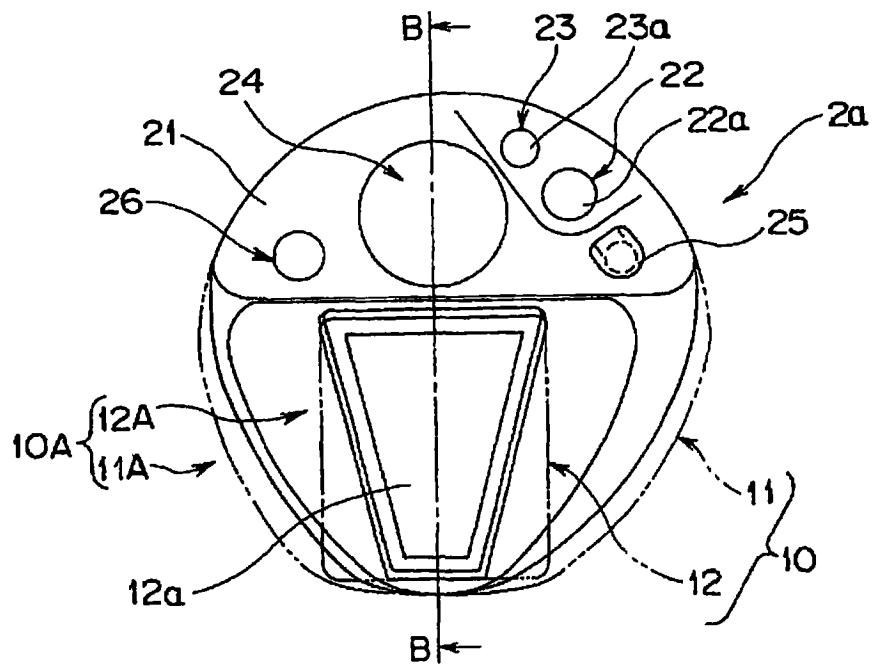


图 11

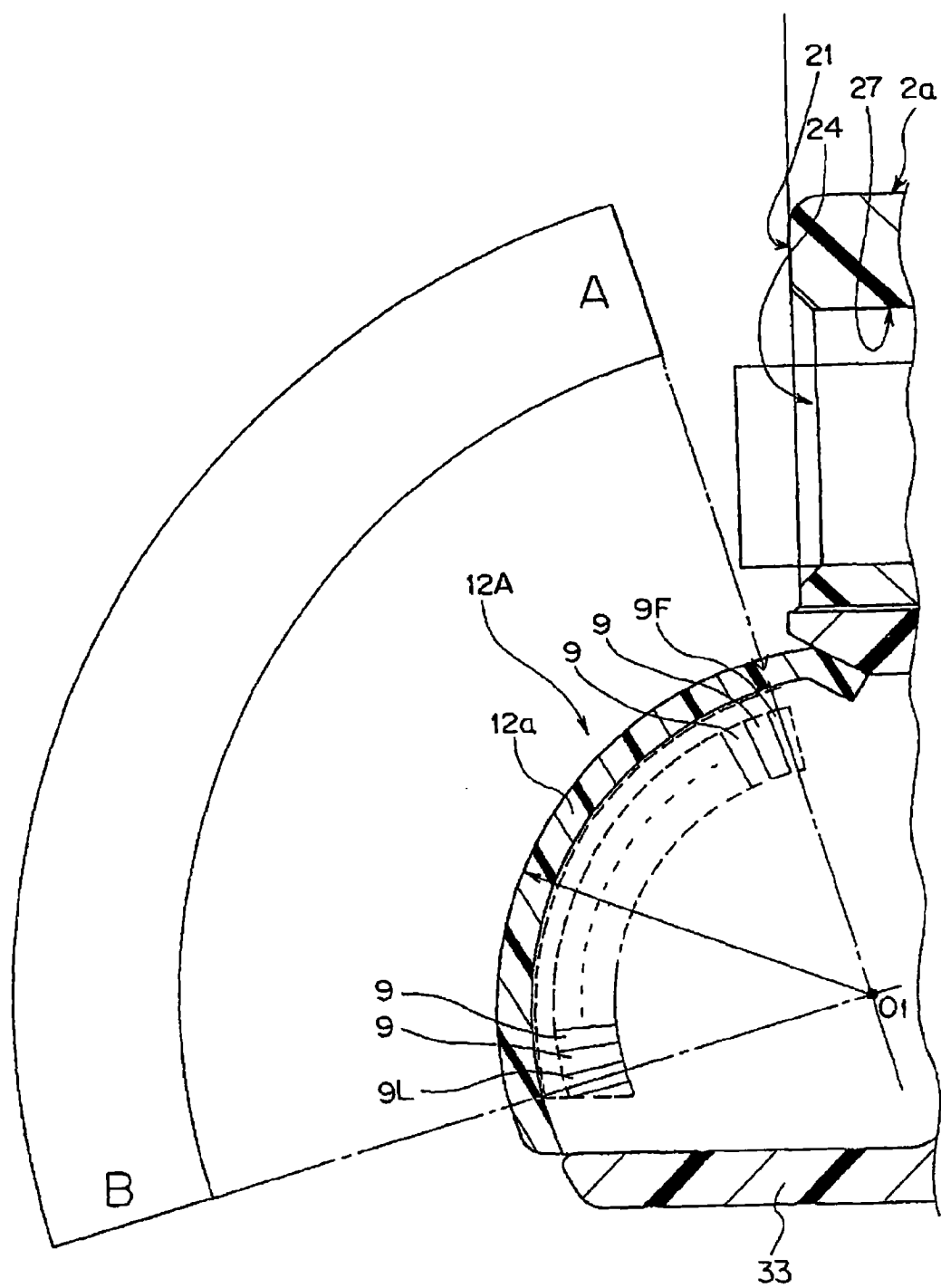


图 12

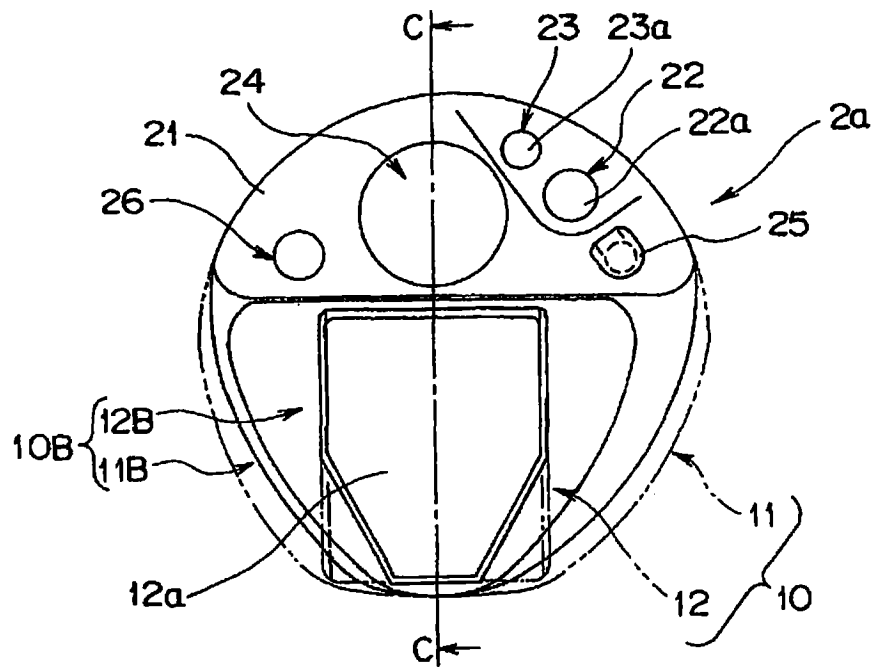


图 13

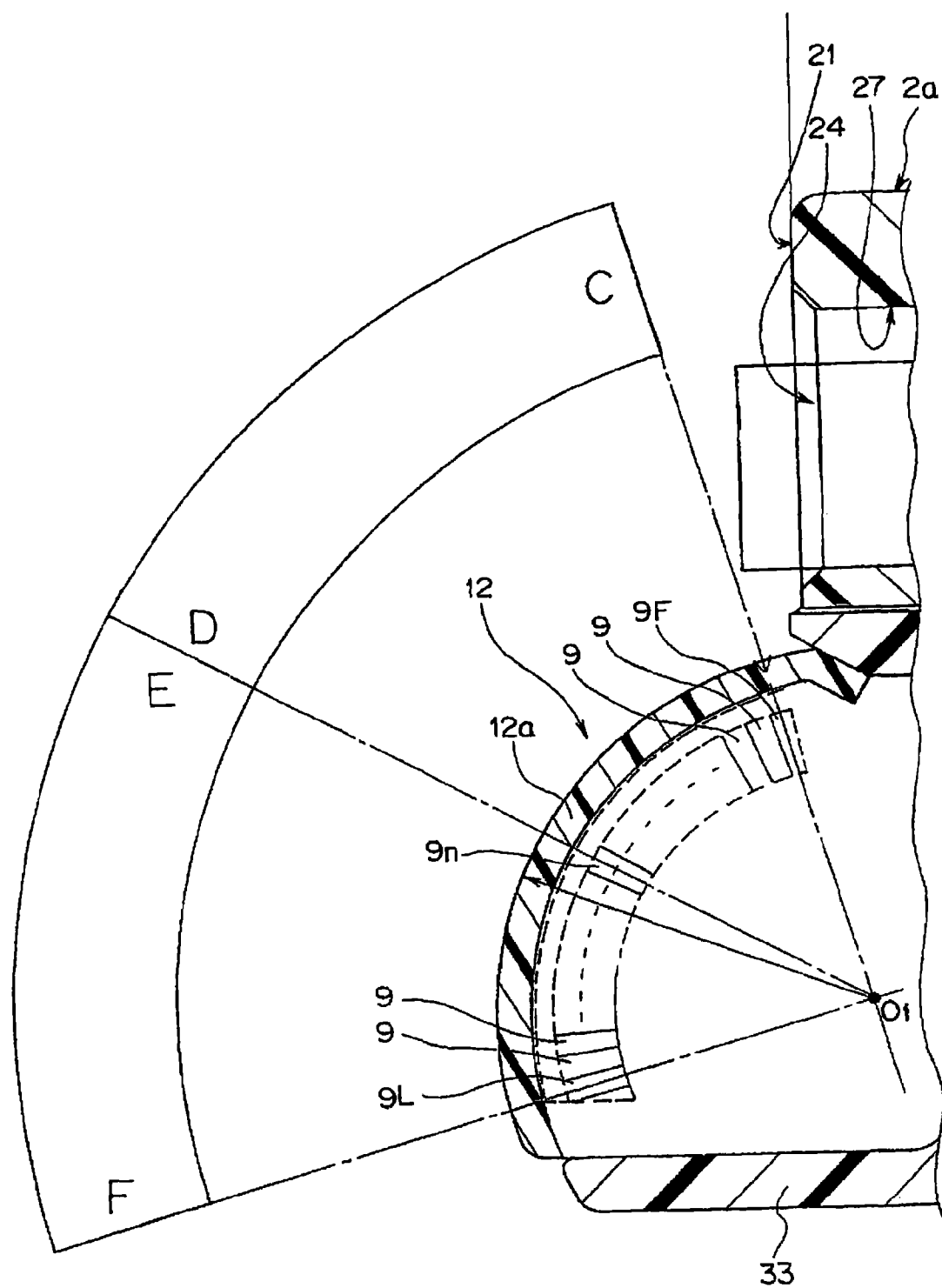


图 14

专利名称(译)	超声波内窥镜		
公开(公告)号	CN101384219B	公开(公告)日	2010-11-03
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	A61B1/018 A61B1/127 A61B1/00091 A61B8/0841 A61B8/4488 A61B8/12 A61B1/00096 A61B8/0833 A61B8/445		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	陈淑珍		
优先权	2006058707 2006-03-03 JP 2006160192 2006-06-08 JP		
其他公开文献	CN101384219A		
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。

