



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101277653 B

(45) 授权公告日 2010.12.08

(21) 申请号 200680036235.X
 (22) 申请日 2006.10.26
 (30) 优先权数据
 314323/2005 2005.10.28 JP
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2008.03.28
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/JP2006/321417 2006.10.26
 (87) PCT申请的公布数据
 W02007/049718 JA 2007.05.03
 (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 山田典弘
 (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
 代理人 刘新宇 张会华
 (51) Int. Cl.
 A61B 18/00(2006.01)

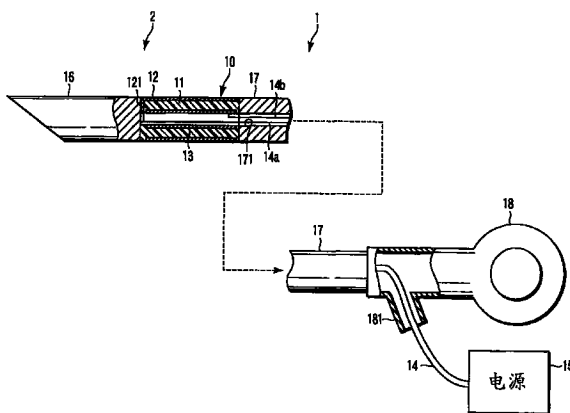
(56) 对比文件
 JP 特开 2001-286162 A, 2001.10.12, 说明书第 [0008] 段, 第 [0015] 和 [0016] 段、附图 1, 5.
 JP 特开平 8-117240 A, 1996.05.14, 全文.
 JP 特开 2001-16693 A, 2001.01.19, 全文.
 JP 特开平 11-56867 A, 1999.03.02, 说明书摘要和摘要附图, 说明书第 [0028] 段.
 US 6605084 B2, 2003.08.12, 说明书第 7 栏第 52 行至第 8 栏第 16 行.

审查员 彭韵

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 10 页

(54) 发明名称
 超声波治疗装置

(57) 摘要
 本发明提供一种超声波治疗装置。该超声波治疗装置包括驱动器 (10), 该驱动器 (10) 在电致伸缩高分子部件 (11) 中配置有正电极 (12) 及负电极 (13), 在对该电极 (12、13) 之间施加电压时驱动电致伸缩高分子部件 (11) 而使其伸缩; 该超声波治疗装置以规定的周期对驱动器 (10) 的正电极 (12) 及负电极 (13) 供给电压, 驱动电致伸缩高分子部件 (11) 而使其伸缩, 使刀具 (16) 进行超声波振动。



1. 一种超声波治疗装置,该超声波治疗装置包括驱动部件和处理部,其中,
上述驱动部件包括驱动器和电源部件;
上述驱动器包括驱动器主体、正电极和负电极、正极内部电极和负极内部电极,
该驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成,
该正电极和负电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述驱动器主体上,
该正极内部电极和负极内部电极埋设在上述驱动器主体的内部,上述正极内部电极的一端部与上述正电极相连接,上述负极内部电极的一端部与上述负电极相连接,上述正极内部电极与上述负极内部电极具有规定的间隔地对置设置,
上述电源部件对上述正电极和上述负电极之间供给交流电压;
在对上述正电极和上述负电极之间施加电压时,上述电致伸缩高分子部件被伸缩驱动;
上述处理部与上述电致伸缩高分子部件的伸缩驱动相连动地进行超声波振动而对治疗部位进行处理。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置,其中,
上述驱动器主体沿中心线方向延伸,具有两端部,
上述正电极配设于上述驱动器主体的一端部,
上述负电极配设于上述驱动器主体的另一端部,
上述驱动器具有多个上述正极内部电极和多个上述负极内部电极,
上述多个正极内部电极和上述多个负极内部电极与上述驱动器主体的中心线方向大致平行地延伸设置,并且大致相互平行地并列设置,相互间具有规定的间隔地交替地对置设置。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置,其中,
上述驱动器主体呈具有在中心线方向延伸的一侧面和另一侧面的长方体形状,
上述正电极配置于上述驱动器主体的上述一侧面上,
上述负电极配置于上述驱动器主体的上述另一侧面上,
上述驱动器具有多个上述正极内部电极和多个上述负极内部电极,
上述多个正极内部电极和上述多个负极内部电极与同上述驱动器主体的中心线正交的方向大致平行地延伸设置,并且大致相互平行地并列设置,相互间具有规定的间隔地交替地对置设置。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波治疗装置,其在内窥镜的观察视场内利用上述处理部对上述治疗部位进行处理,其中,包括:
外鞘,其具有挠性,包括前端部及基端部,插入到上述内窥镜的通道内;
上述驱动部件;
上述处理部,其与上述外鞘的前端部相联结,该处理部具有刀具,该刀具接合于上述驱动器,与上述驱动器进行的伸缩驱动相连动地进行超声波振动而对上述治疗部位进行处理;
以及操作部,其配设在上述外鞘的上述基端部,用于操作上述处理部。
5. 根据权利要求 4 所述的超声波治疗装置,其中,
上述刀具具有前端部和基端部,呈具有内腔的筒状,在上述刀具的上述前端部具有与

上述刀具的上述内腔连通的吸引孔；

上述超声波治疗装置还具有吸引管，该吸引管配设于上述外鞘的内部，包括前端部及基端部，上述吸引管的上述前端部连通于上述刀具的上述内腔，上述吸引管的上述基端部自上述操作部延伸到外部，并连接于吸引泵。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波治疗装置，其中，

上述处理部还包括前端罩构件、钳子片、钳子驱动部；

上述刀具呈筒状，包括前端部及基端部，且内置有上述驱动器；

上述前端罩构件包括前端部及基端部，上述前端罩构件的上述基端部连结于上述外鞘的上述前端部；

上述钳子片以能够转动的方式连结于上述前端罩构件，且以能够相对于上述刀具开闭的方式被支承在上述前端罩构件上；

上述钳子驱动部驱动上述钳子片，使上述钳子片相对于上述刀具开闭；

上述超声波治疗装置还包括操作线，上述操作线包括前端部及基端部，以能够沿上述外鞘的中心线方向移动的方式设置于上述外鞘的内部，用于操作上述钳子驱动部；

上述操作部具有手柄，上述手柄用于经由上述操作线驱动上述钳子驱动部，驱动上述钳子片而使其相对于上述刀具开闭。

7. 一种超声波治疗装置，其包括驱动部件和处理部，其中，

上述驱动部件包括驱动器和电源部件；

上述驱动器包括由圆筒形的电致伸缩高分子部件形成的驱动器主体、和以相互绝缘的状态分别配设于上述驱动器主体的外周面与内周面的一对电极，配设在上述外周面的电极朝着上述内周面侧弯曲而延伸到上述内周面，

上述电源部件对上述一对电极间供给交流电压，

上述一对电极间被施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被伸缩驱动，

上述处理部与上述电致伸缩高分子部件的伸缩驱动相联动地进行超声波振动而对治疗部位进行处理。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波治疗装置，其在内窥镜的观察视场内利用上述处理部对上述治疗部位进行处理，其中，包括：

外鞘，其具有挠性，包括前端部及基端部，插入到上述内窥镜的通道内；

上述驱动部件；

上述处理部，其与上述外鞘的前端部相连接，该处理部具有刀具，该刀具接合于上述驱动器，与上述驱动器进行的伸缩驱动相联动地进行超声波振动而对上述治疗部位进行处理；

以及操作部，其配设在上述外鞘的上述基端部，用于操作上述处理部。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波治疗装置，其中，

上述刀具具有前端部和基端部，呈具有内腔的筒状，在上述刀具的上述前端部具有与上述刀具的上述内腔连通的吸引孔；

上述超声波治疗装置还具有吸引管，该吸引管配设于上述外鞘的内部，包括前端部及基端部，上述吸引管的上述前端部连通于上述刀具的上述内腔，上述吸引管的上述基端部自上述操作部延伸到外部，并连接于吸引泵。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波治疗装置,其中,
上述处理部还包括前端罩构件、钳子片、钳子驱动部;
上述刀具呈筒状,包括前端部及基端部,且内置有上述驱动器;
上述前端罩构件包括前端部及基端部,上述前端罩构件的上述基端部连结于上述外鞘的上述前端部;
上述钳子片以能够转动的方式连结于上述前端罩构件,且以能够相对于上述刀具开闭的方式被支承在上述前端罩构件上;
上述钳子驱动部驱动上述钳子片,使上述钳子片相对于上述刀具开闭;
上述超声波治疗装置还包括操作线,上述操作线包括前端部及基端部,以能够沿上述外鞘的中心线方向移动的方式设置于上述外鞘的内部,用于操作上述钳子驱动部;
上述操作部具有手柄,上述手柄用于经由上述操作线驱动上述钳子驱动部,驱动上述钳子片而使其相对于上述刀具开闭。

超声波治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种例如在外科手术等手术中用于凝固、切开生物体组织的超声波治疗装置。

背景技术

[0002] 通常,在打开患者的腹部实施外科手术时、利用内窥镜实施外科手术时,可使用超声波治疗装置来作为凝固、切开生物体组织的装置。该超声波治疗装置具有发出超声波振动的超声波振子、构成处理部的超声波探头。于是,使由超声波振子发出的超声波振动增幅并将其传递至超声波探头,利用该超声波振动来凝固、切开生物体组织。

[0003] 作为超声波治疗装置所采用的超声波振子,公知有螺栓紧固朗之万型振子构造(例如,参照美国专利第 6068647 号说明书(专利文献 1))、磁致伸缩型振子构造(例如,参照美国专利第 6214017 号说明书(专利文献 2))。螺栓紧固朗之万型振子构造是交替层叠压电元件及电极、并将该层叠体紧固配置在喇叭(horn)与衬板之间的构造。磁致伸缩型振子构造是以线圈卷绕磁致伸缩材料而成的构造。

[0004] 但是,近来,作为人工肌肉的备选原料,考虑使用被称作感应弹性体的电场响应性高分子材料、即硅树脂、丙烯酸系树脂、等电致伸缩高分子部件。例如,参照日经科学 2004 年 2 月号 56 页~65 页(非专利文献 1)、电子学实装技术 2002. 1(vol. 18No. 1)32 页~38 页(非专利文献 2)、以及成形加工 vol. 16 No. 102004 631 页~637 页(非专利文献 3)。电致伸缩高分子部件在其两表面形成薄膜电极。于是,在对电极之间施加电压时,进行一表面侧收缩而另一表面侧伸展的动作。在使用这样的电致伸缩高分子部件的驱动器中,通过周期性地对其电极之间施加电压,使电致伸缩高分子部件伸缩而产生期望的驱动力。

[0005] 作为利用这样的电致伸缩高分子部件的驱动器的使用例,研究了将其应用于假手、假腿、可触摸(haptic)和感知的柔软的皮肤、可诊断血液等的泵等的人工器官、医疗器材等(例如,参照上述非专利文献 3)。

[0006] 在上述以往构造的超声波治疗装置中,以往通常使用的超声波振子所采用的压电元件、磁致伸缩材料的伸缩率为 1%左右。因此存在这样的问题:在增大超声波振子的振幅而提高处理能力时,超声波振子变大。因此,上述超声波治疗装置难以实现在使用内窥镜进行治疗的过程中所期望的小型化,例如插入到设置于内窥镜插入部的通道中以供进行期望处理的程度的小型化。

[0007] 另外,对于电致伸缩高分子部件,公知可获得 100%的伸缩率。但是,例如,在将利用电致伸缩高分子部件的驱动器应用于治疗器材等的情况下,并不是只要实现小型化至适合进行治疗的程度即可,而是期望在实现小型化的基础之上,将其与其他的构成零件有机结合而实现高可靠性的稳定的动作控制。

[0008] 发明内容

[0009] 本发明即是鉴于上述情况而作出的,其目的在于提供一种结构简单、且可谋求促进小型化的超声波治疗装置。

[0010] 本发明的技术方案 1 的超声波治疗装置,该超声波治疗装置包括驱动部件和处理部,其中,上述驱动部件包括驱动器和电源部件;上述驱动器包括驱动器主体、正电极和负电极、正极内部电极和负极内部电极,该驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成,该正电极和负电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述驱动器主体上,该正极内部电极和负极内部电极埋设在上述驱动器主体的内部,上述正极内部电极的一端部与上述正电极相连接,上述负极内部电极的一端部与上述负电极相连接,上述正极内部电极与上述负极内部电极具有规定的间隔地对置设置,上述电源部件对上述正电极和上述负电极之间供给交流电压;在对上述正电极和上述负电极之间施加电压时,上述电致伸缩高分子部件被伸缩驱动;上述处理部与上述电致伸缩高分子部件的伸缩驱动相联动地进行超声波振动而对治疗部位进行处理。

[0011] 优选为,技术方案 2 的超声波治疗装置,根据技术方案 1 所述的超声波治疗装置,上述驱动器主体沿中心线方向延伸,具有两端部,上述正电极配设于上述驱动器主体的一端部,上述负电极配设于上述驱动器主体的另一端部,上述驱动器具有多个上述正极内部电极和多个上述负极内部电极,上述多个正极内部电极和上述多个负极内部电极与上述驱动器主体的中心线方向大致平行地延伸设置,并且大致相互平行地并列设置,相互间具有规定的间隔地交替地对置设置。

[0012] 优选为,技术方案 3 的超声波治疗装置,根据技术方案 1 所述的超声波治疗装置,上述驱动器主体呈具有在中心线方向延伸的一侧面和另一侧面的长方体形状,上述正电极配置于上述驱动器主体的上述一侧面上,上述负电极配置于上述驱动器主体的上述另一侧面上,上述驱动器具有多个上述正极内部电极和多个上述负极内部电极,上述多个正极内部电极和上述多个负极内部电极与同上述驱动器主体的中心线正交的方向大致平行地延伸设置,并且大致相互平行地并列设置,相互间具有规定的间隔地交替地对置设置。

[0013] 本发明的技术方案 4 的超声波治疗装置,其包括驱动部件和处理部,其中,上述驱动部件包括驱动器和电源部件;上述驱动器包括由圆筒形的电致伸缩高分子部件形成的驱动器主体、和以相互绝缘的状态分别配设于上述驱动器主体的外周面与内周面的一对电极,配设在上述外周面的电极朝着上述内周面侧弯曲而延伸到上述内周面,上述电源部件对上述一对电极间供给交流电压,上述一对电极间被施加电压时,上述电致伸缩高分子部件被伸缩驱动,上述处理部与上述电致伸缩高分子部件的伸缩驱动相联动地进行超声波振动而对治疗部位进行处理。

[0014] 优选为,技术方案 5 的超声波治疗装置,根据技术方案 1 或 4 所述的超声波治疗装置,其在内窥镜的观察视场内利用上述处理部对上述治疗部位进行处理,其中,包括:外鞘,其具有挠性,包括前端部及基端部,插入到上述内窥镜的通道内;上述驱动部件;上述处理部,其与上述外鞘的前端部相连接,该处理部具有刀具,该刀具接合于上述驱动器,与上述驱动器进行的伸缩驱动相联动地进行超声波振动而对上述治疗部位进行处理;以及操作部,其配设在上述外鞘的上述基端部,用于操作上述处理部。

[0015] 优选为,技术方案 6 的超声波治疗装置,根据技术方案 5 所述的超声波治疗装置,其中,上述刀具具有前端部和基端部,呈具有内腔的筒状,在上述刀具的上述前端部具有与上述刀具的上述内腔连通的吸引孔;上述超声波治疗装置还具有吸引管,该吸引管配设于上述外鞘的内部,包括前端部及基端部,上述吸引管的上述前端部连通于上述刀具的上述

内腔,上述吸引管的上述基端部自上述操作部延伸到外部,并连接于吸引泵。

[0016] 优选为,技术方案 7 的超声波治疗装置,根据技术方案 5 所述的超声波治疗装置,其中,上述处理部包括筒状刀具、前端罩构件、钳子片、钳子驱动部;上述筒状刀具包括前端部及基端部,且内置有上述驱动器;上述前端罩构件包括前端部及基端部,上述前端罩构件的上述基端部连结于上述外鞘的上述前端部;上述钳子片以能够转动的方式连结于上述前端罩构件,且以能够相对于上述刀具开闭的方式被支承在上述前端罩构件上;上述钳子驱动部驱动上述钳子片,使上述钳子片相对于上述刀具开闭;上述超声波治疗装置还包括操作线,上述操作线包括前端部及基端部,以能够沿上述外鞘的中心线方向移动的方式设置于上述外鞘的内部,用于操作上述钳子驱动部;上述操作部具有手柄,上述手柄用于经由上述操作线驱动上述钳子驱动部,驱动上述钳子片而使其相对于上述刀具开闭。

[0017] 采用上述构造,驱动器在其电极之间被施加电压时,电致伸缩高分子部件的与电极相对应的一个方向收缩,与该一个方向正交的另一个方向以数 10%~数 100%的伸缩率伸展,从而与来自电源部件的电压周期同步地被伸缩驱动,使处理部进行超声波振动。由此,可以使处理部以较大的振幅进行超声波振动,可以使用小型的驱动器来实现具有高处理能力的处理部,从而可以谋求装置的小型化。

[0018] 附图说明

[0019] 图 1 是剖开本发明第 1 实施方式的超声波治疗装置的一部分而表示的主要部分的概略构造图。

[0020] 图 2 是表示第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器与刀具的立体图。

[0021] 图 3 是图 2 的驱动器与刀具的纵剖视图。

[0022] 图 4 是表示第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器与电源的关系的概略构造图。

[0023] 图 5A 是为了说明第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器模型而表示的其主要部分的概略构造图。

[0024] 图 5B 是为了说明第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器模型的动作原理而表示的其主要部分的概略构造图。

[0025] 图 6 是表示图 5B 的驱动器模型的电场 E 与伸缩的关系的特性图。

[0026] 图 7 是表示在第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器及外鞘上包覆了树脂管的状态的纵剖视图。

[0027] 图 8 是表示在第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器上包覆了树脂管的状态的纵剖视图。

[0028] 图 9 是表示以在将第 1 实施方式的超声波治疗装置插入到内窥镜插入部的通道内的状态下安装有该超声波治疗装置的状态的概略构造图。

[0029] 图 10 是放大表示将第 1 实施方式的超声波治疗装置的刀具、驱动器和外鞘插入到内窥镜插入部的通道内的状态的纵剖视图。

[0030] 图 11 是表示第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器的第 1 变形例的主要部分的概略构造图。

[0031] 图 12 是表示第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器的第 2 变形例的分解立体图。

- [0032] 图 13 是表示第 2 变形例的驱动器的安装状态的横剖视图。
- [0033] 图 14 是表示第 2 变形例的驱动器与推压构件的安装例子的主要部分的立体图。
- [0034] 图 15 是表示第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器的第 3 变形例的主要部分的概略构造图。
- [0035] 图 16 是表示第 3 变形例的驱动器的纵剖视图。
- [0036] 图 17 是表示第 1 实施方式的超声波治疗装置的驱动器的第 4 变形例的立体图。
- [0037] 图 18 是表示第 4 变形例的驱动器的纵剖视图。
- [0038] 图 19 是表示本发明第 2 实施方式的超声波吸引装置的主要部分的概略构造图。
- [0039] 图 20 是表示第 2 实施方式的超声波吸引装置的驱动器的纵剖视图。
- [0040] 图 21 是表示第 2 实施方式的超声波吸引装置的驱动器的横剖视图。
- [0041] 图 22 是表示在第 2 实施方式的超声波吸引装置的驱动器与外鞘的外周面包覆了保护用树脂管的状态的纵剖视图。
- [0042] 图 23 是表示第 2 实施方式的超声波吸引装置的变形例的主要部分的纵剖视图。
- [0043] 图 24 是表示本发明第 3 实施方式的超声波凝固切开装置的主要部分的概略构造图。
- [0044] 图 25 是表示第 3 实施方式的超声波凝固切开装置的主要部分的纵剖视图。
- [0045] 图 26 是用于说明第 3 实施方式的超声波凝固切开装置的刀具与驱动器的配置关系的分解立体图。
- [0046] 图 27 是表示在第 3 实施方式的超声波凝固切开装置的驱动器上包覆了树脂管的状态的主要部分的纵剖视图。
- [0047] 图 28A 是表示第 3 实施方式的超声波凝固切开装置的驱动器的初始位置的说明图。
- [0048] 图 28B 是表示第 3 实施方式的超声波凝固切开装置的驱动器的动作状态的说明图。

具体实施方式

[0049] 下面,参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0050] 第 1 实施方式

[0051] 图 1 ~ 图 10 表示本发明的第 1 实施方式。图 1 表示与内窥镜 401 (参照图 9) 并用的超声波治疗装置 1 的主要部分的概略构造。

[0052] 图 9 表示内窥镜 401 的概略构造。内窥镜 401 具有可插入到体内的细长的插入部 402、和与该插入部 402 的基端部连结的操作部 403。插入部 402 具有细长的挠性管部 404、基端部与该挠性管部 404 的前端部连结的弯曲部 405、和基端部与该弯曲部 405 的前端部连结的前端硬性部 406。弯曲部 405 可自笔直延伸的通常直线状态弯曲操作为弯曲形状。如图 10 所示,在前端硬性部 406 的前端面配设有未图示的照明光学系统的照明透镜、观察光学系统的物镜 407、处理器具贯穿通道 408 的前端开口部 408a 和未图示的送气送水用喷嘴等。

[0053] 在前端硬性部 406 中在物镜 407 的后方固定有 CCD 等摄像元件 409 及其连接电路板等。另外,也可以替代摄像元件 409 而固定未图示的导像光纤 (image guide fiber) 的

前端部,内窥镜 401 不限于电子式内窥镜而也可以是光纤式内窥镜。而且,在前端硬性部 406 中还固定有处理器具贯穿通道 408 的前端部、与送气送水用喷嘴连接的送气管、以及送水管的前端部等。

[0054] 在操作部 403 中配设有由手术操作人员把持的把持部 410。通用软线 411 的基端部连结于该把持部 410。在该通用软线 411 的前端部连结未图示的光源装置、与视频处理器等连接的连接器部。

[0055] 在操作部 403 中还分别设有对弯曲部 405 进行弯曲操作的弯曲操作旋钮 412、吸引按钮、送气送水按钮、内窥镜摄像用的各种开关、和处理器具插入用的管头 413 等。在处理器具插入用的管头 413 中设有处理器具插入口 413a,该处理器具插入口 413a 与配置在插入部 402 内的处理器具贯穿通道 408 的基端部连结。于是,作为内窥镜用处理器具的本实施方式的超声波治疗装置 1 在自内窥镜 401 的处理器具插入口 413a 插入到处理器具贯穿通道 408 内而被推入操作至前端硬性部 406 侧之后,自处理器具贯穿通道 408 的前端开口部 408a 突出到外部。

[0056] 如图 1 所示,超声波治疗装置 1 具有细长的具有挠性的外鞘 17、和与外鞘 17 的基端部连结的处理操作部 18。前端处理部 2 连结于外鞘 17 的前端部。如图 2 所示,在前端处理部 2 中设有用于对生物体组织进行切开、止血等处理的处理部、即刀具 16、和构成使该刀具 16 进行超声波振动的超声波振子的驱动器 10。

[0057] 刀具 16 的基端部例如利用粘接、点焊、钎焊等接合方法接合在上述驱动器 10 的前端部。

[0058] 如图 3 所示,驱动器 10 具有管状的电致伸缩高分子部件 11、配设于该电致伸缩高分子部件 11 的外周面的自由伸缩的正电极 12、和配设于该电致伸缩高分子部件 11 的内周面的自由伸缩的负电极 13。

[0059] 电致伸缩高分子部件 11 是橡胶这样的具有弹性的电容器,如上述非专利文献 2 所示,被称作感应弹性体。电致伸缩高分子部件 11 例如由丙烯酸树脂、硅树脂、聚氨酯树脂等树脂材料形成为管状。正电极 12 及负电极 13 例如使用由光刻法成膜而成的电极、或混合粘合剂与碳微粒子并喷覆它们而成的碳电极等。

[0060] 在上述驱动器 10 的正电极 12 的前端部,形成有向电致伸缩高分子部件 11 的内周面侧弯曲的正电极连接端 121。正电极连接端 121 延伸至电致伸缩高分子部件 11 的内周面。

[0061] 在外鞘 17 的内空部 171 中配设有配线电缆 14。在配线电缆 14 的内部贯穿有正极配线 14a 及负极配线 14b。正极配线 14a 的前端部连接于正电极连接端 121。负极配线 14b 的前端部连接于负电极 13。

[0062] 配线电缆 14 的基端部通过上述外鞘 17 的内空部 171 向手边侧的处理操作部 18 侧延伸。在处理操作部 18 中配设有电缆引出口 181。配线电缆 14 自电缆引出口 181 被拉出到外部。并且,自电缆引出口 181 被拉出的配线电缆 14 连接于构成电源部件的电源 15。从该电源 15 以期望的周期向上述正电极 12 及负电极 13 施加电压。

[0063] 接着,参照图 5A、5B、图 6 说明上述驱动器 10 的驱动原理。如上述非专利文献 3 所示,图 5A 表示利用电致伸缩高分子的板状驱动器模型 4。在该驱动器模型 4 的板状电致伸缩高分子部件 5 的一个面形成有正电极 6,在其另一个面形成有负电极 7。以期望的周期对

该正电极 6 与负电极 7 之间施加电压。在这种情况下,在电致伸缩高分子部件 5 的正电极 6 与负电极 7 之间,与电压的周期同步地产生引力。因此,如图 5B 所示,电致伸缩高分子部件 5 沿其电极间方向收缩,并沿与该方向正交的方向伸展。如图 6 所示,已确认该伸缩率与施加的电场 E 的平方成比例,为大于等于数 10%~300%。

[0064] 上述驱动器 10 根据该动作原理如下地动作。即,在驱动器 10 动作时,以期望的周期对正电极 12 与负电极 13 之间施加来自电极 15 的电压。此时,如上述非专利文献 3 所示,电致伸缩高分子部件 11 与电压周期同步地在正电极 12 与负电极 13 之间产生引力。由此,电致伸缩高分子部件 11 沿与电致伸缩高分子部件 11 的管的中心线方向正交的方向(自电致伸缩高分子部件 11 的外周面朝向内周面的方向)收缩,并沿管的中心线方向伸展。与电压周期同步地使该电致伸缩高分子部件 11 反复进行变形(收缩、伸展动作),与该动作相联动地使刀具 16 进行超声波振动。

[0065] 另外,图 7 所示,例如在上述驱动器 10 及外鞘 17 的外周面包覆有保护用树脂管 19,并使用例如粘接剂将其固定。保护用树脂管 19 由特氟隆(テフロン)(注册商标)树脂、聚乙烯树脂、丙烯酸树脂、硅树脂、聚氨酯树脂等树脂材料形成。此外,如图 8 所示,该树脂管 19 也可以设置为至少覆盖驱动器 10。由此,可谋求促进对驱动器 10 的保护。

[0066] 如图 9 所示,在使用本实施方式的超声波治疗装置 1 时,使上述刀具 16、驱动器 10 及外鞘 17 穿过配置于内窥镜 401 的插入部 402 的手边侧的管头 413 而插入到该插入部 402 的通道 408 中。然后,如图 10 所示,使超声波治疗装置 1 的前端处理部 2 的刀具 16 自处理器具贯穿通道 408 的前端开口部 408a 突出到外部。在该状态下,驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 的正电极 12 及负电极 13 被以期望的周期施加来自上述电源 15 的电压。由此,驱动电致伸缩高分子部件 11,使其沿管的轴线方向伸缩,从而使刀具 16 进行超声波振动。因此,可以使用刀具 16 对生物体组织进行切开、止血等处理。

[0067] 接着,对上述构造的本实施方式的作用进行说明。在使用上述构造的超声波治疗装置 1 对生物体组织进行切开、止血等处理的情况下,首先,将内窥镜 401 的插入部 402 插入到体腔内。此时,利用摄像元件 409 拍摄通过内窥镜 401 的观察光学系统的物镜 407 入射的体腔内观察图像,利用显示于未图示的监视器上的画面观察其图像,确认患部。在利用该内窥镜 401 确认了患部的状态下,使超声波治疗装置 1 通过内窥镜 401 的操作部 403 的处理器具插入用的管头 413,插入到处理器具贯穿通道 408 内。然后,如图 10 所示,使超声波治疗装置 1 的前端处理部 2 的刀具 16 自处理器具贯穿通道 408 的前端开口部 408a 突出到外部。

[0068] 接着,一边利用内窥镜 401 观察患部、一边操作处理操作部 18,使刀具 16 前后移动而对准处理部位。之后,操作超声波治疗装置 1 的超声波产生操作部件(未图示),例如脚踏开关、手动开关等。在此,以期望的周期自电源 15 对驱动器 10 的正电极 12 与负电极 13 施加电压。于是,使驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 与自电源 15 供给的电压的周期同步地沿管的轴线方向伸缩。因此,刀具 16 进行超声波振动而对生物体组织进行切开、止血处理。

[0069] 因此,上述构造起到如下的效果。即,上述超声波治疗装置 1 构成为,设有驱动器 10,该驱动器 10 在电致伸缩高分子部件 11 中配置有正电极 12 与负电极 13,在对该电极 12、13 之间施加电压时可伸缩驱动电致伸缩高分子部件 11,以规定的周期对驱动器 10 的正电

极 12 及负电极 13 供给电压而驱动电致伸缩高分子部件 11 而使其伸缩,从而使刀具 16 进行超声波振动。由此,可以使刀具 16 以较大的振幅进行超声波振动,可以使用小型的驱动器 10 来实现具有高处理能力的刀具 16,可以谋求装置的小型化。

[0070] 图 11 表示第 1 实施方式(参照图 1~图 10)的超声波治疗装置 1 的驱动器 10 的第 1 变形例。在上述实施方式中,表示了利用粘接、点焊、钎焊等方法将驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 接合于刀具 16 上的构造,但并不限于此。本变形例如下地改变了将驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 安装于刀具 16 上的安装方法。

[0071] 在本变形例中,在上述刀具 16 上突出设置有可贯穿至上述电致伸缩高分子部件 11 内的固定杆 21。在固定杆 21 的前端部形成有外螺纹部 211。在驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 的后端面配设有推压构件 20。在上述推压构件 20 上设有螺孔 201。

[0072] 而且,形成这样的构造:通过将上述刀具 16 的固定杆 21 的螺纹部 211 螺纹接合在上述推压构件 20 的螺孔 201 中,将驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 固定于刀具 16。在这种情况下,也可获得与第 1 实施方式相同的效果。

[0073] 另外,在固定杆 21 由例如具有导电性的金属等形成的情况下,也可以做成在固定杆 21 的周围包覆有绝缘管 22 的构造。

[0074] 图 12~图 14 表示第 1 实施方式(参照图 1~图 10)的超声波治疗装置 1 的驱动器 10 的第 2 变形例。本变形例如下地改变了使用第 1 变形例(参照图 11)的固定杆 21 及推压构件 20 将驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 固定于刀具 16 上的构造。

[0075] 即,如图 12 所示,在本变形例中,使用至少 2 片膜状的电致伸缩高分子部件 11a。在膜状的电致伸缩高分子部件 11a 的一面形成有正电极 12,在其另一个面形成有负电极 13。2 片膜状的电致伸缩高分子部件 11a 例如以彼此的负电极 13 重叠的状态相接合。由此,形成了接合 2 片膜状的电致伸缩高分子部件 11a 而成的接合构造体 11b。

[0076] 如图 13 所示,该接合构造体 11b 以螺旋状卷绕在固定杆 21 上。由此,在刀具 16 与推压构件 20 之间形成有驱动器 10。

[0077] 如图 14 所示,在本变形例的驱动器 10 中,在上述推压构件 20 的后端部设有 1 个固定杆通孔 202 和一对电极通孔 203a、203b。固定杆通孔 202 配置在推压构件 20 的后端部的轴心部。在该固定杆通孔 202 中贯穿有固定于上述刀具 16 的固定杆 21。在该固定杆 21 的端部安装有固定构件 203 以固定于推压构件 20。

[0078] 在一个电极通孔 203a 中贯穿有连接于上述正电极 12 的正电极连接端 121a。在另一个电极通孔 203b 中贯穿有连接于上述负电极 13 的负电极连接端 131(参照图 12)。并且,正电极连接端 121a 连接于配线电缆 14 的正极配线 14a,负电极连接端 131 连接于配线电缆的负极配线 14b。而且,正电极 12 和负电极 13 经由上述配线电缆 14 连接于电源 15。

[0079] 因此,在本变形例中,能以使电致伸缩高分子部件 11a 预先以伸展的状态形成该电致伸缩高分子部件 11a,从而可以将对其正电极 12 与负电极 13 施加了电压时的伸缩设定得较大。因此,可以谋求进一步提高伸缩率。

[0080] 另外,如上述非专利文献 1 所示,也可以不使用固定杆 21 而使用例如螺旋状的弹簧,但还是使用固定杆 21 的情况更可以提高刚性,可以进一步提高频率特性。

[0081] 图 15 及图 16 表示第 1 实施方式(参照图 1~图 10)的超声波治疗装置 1 的驱动器 10 的第 3 变形例。在上述第 1 实施方式中,表示了使用管状构件来作为驱动器 10 的电

致伸缩高分子部件 11 的构造,但并不限于此。本变型例如下地改变了电致伸缩高分子部件 11。但是,在该图 15 及图 16 中,对与上述图 1~图 10 相同的部分标注了相同的附图标记,省略其详细说明。

[0082] 即,如图 15 所示,在本变型例中设有形成为矩形的电致伸缩高分子部件 111。在该电致伸缩高分子部件 111 的一个端面配设有正电极 12,在其另一个端面配设有负电极 13。正电极 12 及负电极 13 连接于上述电源 15。

[0083] 图 16 表示电致伸缩高分子部件 111 的内部构造。在电致伸缩高分子部件 111 内埋设有多个正极内部电极 12a 及多个负极内部电极 13a。多个正极内部电极 12a 及多个负极内部电极 13a 以与电致伸缩高分子部件 111 的中心线大致平行地延伸的状态大致相互平行地并列设置。多个正极内部电极 12a 的一个端部连接于正电极 12。同样,多个负极内部电极 13a 的一个端部连接于负电极 13。并且,多个正极内部电极 12a 及多个负极内部电极 13a 相互具有规定间隔地交替地对置设置。

[0084] 在本变型例中也可获得与第 1 实施方式相同的效果。

[0085] 图 17 及图 18 表示第 1 实施方式的超声波治疗装置 1 的驱动器 10 的第 4 变型例。如图 17 所示,在本变型例中形成有矩形的电致伸缩高分子部件 112。在矩形的电致伸缩高分子部件 112 的上表面配设有正电极 12,在电致伸缩高分子部件 112 的下表面配设有负电极 13。正电极 12 及负电极 13 连接于上述电源 15。

[0086] 图 18 表示电致伸缩高分子部件 112 的内部构造。在电致伸缩高分子部件 112 内埋设有多个正极内部电极 12b 及多个负极内部电极 13b。多个正极内部电极 12b 及多个负极内部电极 13b 以与电致伸缩高分子部件 112 的中心线大致正交地延伸的状态大致相互平行地并列设置。多个正极内部电极 12b 的一个端部连接于正电极 12。同样,多个负极内部电极 13b 的一个端部连接于负电极 13。并且,多个正极内部电极 12b 及多个负极内部电极 13b 相互间具有规定间隔地交替地对置设置。

[0087] 本变型例也可获得与第 1 实施方式相同的效果。

[0088] 第 2 实施方式

[0089] 图 19~图 23 表示本发明的第 2 实施方式。作为本实施方式的超声波治疗装置 1,将本发明应用于对生物体组织实施粉碎、乳化处理的超声波吸引装置 1A。在该图 19~图 23 中,对与上述第 1 实施方式(参照图 1~图 10)相同的部分标注了相同的附图标记,省略其详细说明。

[0090] 即,如图 19、20 所示,在本实施方式中,在前端处理部 2 的刀具 16 的轴心部设有通孔 161。本实施方式的驱动器 10 使用第 1 实施方式的第 2 变型例(参照图 12~图 14)的构造的电致伸缩高分子部件 11a。

[0091] 另外,如图 20 所示,在上述外鞘 17 内贯穿有吸引用的管 24。管 24 的前端部以这样的状态被固定:在贯穿上述驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11a 的内空部之后,插入到刀具 16 的通孔 161 中。

[0092] 如图 19 所示,在处理操作部 18 中设有与电缆引出口 181 相邻的管排出口 182。管 24 的基端部自处理操作部 18 的管排出口 182 引出并连结于排出泵 25。

[0093] 另外,分别与连接于驱动器 10 的正电极 12 的正电极连接端 121a、及连接于负电极 13 的负电极连接端 131 相连接的配线电缆 14,通过上述外鞘 17 的内空部 117 与管 24 之间

的间隙,延伸设置至处理操作部 18。然后,该配线电缆 14 自电缆引出口 181 引出而连接于上述电源 15。

[0094] 另外,如图 22 所示,例如,在上述驱动器 10 及外鞘 17 的外周面包覆有保护用树脂管 19、并使用例如粘接剂将其固定。保护用树脂管 19 由与上述第 1 实施方式相同的特氟隆(テフロン)(注册商标)树脂、聚乙烯树脂、丙烯酸树脂、硅树脂、聚氨酯树脂等树脂材料形成。此外,如图 23 所示的变型例那样,该树脂管 19 也可以设置为至少覆盖驱动器 10。由此,可谋求促进对驱动器 10 的保护。

[0095] 接着,对上述构造的本实施方式的超声波吸引装置 1A 的作用进行说明。在使用上述构造的超声波吸引装置 1A 对生物体组织进行粉碎、乳化处理的情况下,首先,将上述内窥镜 401 的插入部 402 插入到体腔内。此时,利用摄像元件 409 拍摄通过内窥镜 401 的观察光学系统的物镜 407 入射的体腔内观察图像,利用显示于未图示的监视器上的画面观察其图像,确认患部。在利用该内窥镜 401 确认了患部的状态下,使上述构造的超声波吸引装置 1A 通过内窥镜 401 的操作部 403 的处理器具插入用的管头 413,插入到处理器具贯穿通道 408 内。然后,使上述构造的超声波吸引装置 1A 的前端处理部 2 的刀具 16 自处理器具贯穿通道 408 的前端开口部 408a 突出到外部(参照图 10)。

[0096] 接着,一边观察患部、一边操作处理操作部 18,使刀具 16 前后移动。由此,使刀具 16 的前端部对准并接近处理部位。之后,操作超声波产生操作部件(未图示)。在此,以期望的周期自电源 15 对驱动器 10 的正电极 12 与负电极 13 施加电压。于是,使驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11a 与自电源 15 供给的电压的周期同步地沿管的轴线方向伸缩。由此,使刀具 16 进行超声波振动,从而对生物体组织进行粉碎、乳化处理。

[0097] 此时,驱动排出泵 25。因此,将被粉碎、乳化处理后的生物体组织吸引入刀具 16 的通孔 161 中,通过管 24 将生物体组织自排出泵 25 排出至未图示的排出瓶中。

[0098] 因此,上述构造的超声波吸引装置起到如下的效果。即,在本实施方式的上述超声波吸引装置 1A 中,设有在电致伸缩高分子部件 11a 中配置有正电极 12 与负电极 13、且在对该电极 12、13 之间施加电压时可驱动电致伸缩高分子部件 11a 而使之伸缩的驱动器 10,以规定的周期对驱动器 10 的正电极 12 及负电极 13 供给电压而驱动电致伸缩高分子部件 11a 而使其伸缩,从而使刀具 16 进行超声波振动。由此,可以提供一种与上述第 1 实施方式同样构造简单、且可以谋求促进小型化的超声波吸引装置 1A。

[0099] 第 3 实施方式

[0100] 图 24~图 28B 表示本发明的第 3 实施方式。作为本实施方式的超声波治疗装置,将本发明应用于夹着生物体组织对其实施凝固、切开处理的超声波凝固切开装置 1B。在该图 24~图 28B 中,对与上述第 1 实施方式(参照图 1~图 10)相同的部分标注了相同的附图标记,省略其详细说明。

[0101] 即,在本实施方式中,钳子片 27 配设成相对于配置于前端处理部 2 的刀具 26 自由开闭。

[0102] 另外,在密圈线圈等外鞘 17 的前端部固定着圆筒状的前端罩 28 的基端部。如图 25 所示,上述钳子片 27 的中间部以借助主轴销 281 自由转动的方式被支承于前端罩 28 上。

[0103] 连杆构件 29 的前端部以借助支承销 291 自由转动的方式安装于钳子片 27 的基端部。连结构件 30 以借助操作销 301 自由转动的方式安装于连杆构件 29 的基端部。

[0104] 连结构件 30 以沿着设置于前端罩 28 的引导槽 282 在轴线方向自由移动的方式配置。在该连结构件 30 中安装有操作线 31 的前端部。该操作线 31 贯穿于上述外鞘 17 内。

[0105] 另外,手柄 32 以沿操作线 31 的轴线方向自由滑动操作的方式安装于上述处理操作部 18 上。在手柄 32 上固定有操作线 31 的基端部。于是,通过沿图 24 中的箭头 A、B 方向滑动操作手柄 32,可借助操作线 31 操作钳子片 27 而使其移动。

[0106] 在向手边侧拉手柄 32 而向图 25 中的箭头 A 方向拉入操作线 31 时,借助连结构件 30、操作销 301 向手边侧拉拽操作连杆构件 29,使其沿顺时针方向转动。由此,钳子片 27 以主轴销 281 为中心沿逆时针方向转动。结果,可使钳子片 27 向接近刀具 26 的方向(闭合方向)移动。

[0107] 另外,在向推出方向操作上述手柄 32 时,可使上述操作线 31 向图 24 中的箭头 B 方向移动。此时,借助连结构件 30、操作销 301 推出操作连杆构件 29,使其向逆时针方向转动。由此,使钳子片 27 以主轴销 281 为中心向顺时针方向转动。结果,可使钳子片 27 向远离上述刀具 26 的方向(打开方向)移动。

[0108] 另外,如图 26 及图 27 所示,刀具 26 具有形成为有底圆筒状的刀具主体 26a。刀具主体 26a 的圆筒前端被端板 26a1 封闭。在刀具主体 26a 的圆筒内空部中收容配置有筒状的驱动器 10。

[0109] 驱动器 10 具有圆筒状的电致伸缩高分子部件 11、粘贴于电致伸缩高分子部件 11 外周面的正电极 12、和粘贴于电致伸缩高分子部件 11 内周面的负电极 13。而且,驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 的前端部以抵接于刀具主体 26a 的端板 26a1 的状态安装在刀具 26 中。前端罩 28 的前端部安装于内插入到上述刀具 26 内的驱动器 10 的基端部。由此,将被收容配置于刀具 26 内的驱动器 10 配置于刀具 26 的端板 26a1 与前端罩 28 的前端部之间。

[0110] 另外,驱动器 10 可以使用第 1 实施方式的超声波治疗装置 1 中说明的任意构造,可获得同样的效果。

[0111] 如图 27 所示,例如,在内插入到上述刀具 26 中的驱动器 10 的外周面包覆有保护用树脂管 19、并使用例如粘接剂将其固定。保护用树脂管 19 由与上述第 1 及第 2 实施方式相同的特氟隆(テフロン)(注册商标)树脂、聚乙烯树脂、丙烯酸树脂、硅树脂、聚氨酯树脂等树脂材料形成。由此,可谋求促进对驱动器 10 的保护。

[0112] 另外,在上述前端罩 28 中贯穿有连接于上述驱动器 10 的正电极 12 及负电极 13 的配线电缆 14,该配线电缆 14 连接于上述电源 15。由此,经由配线电缆 14 对驱动器 10 的正电极 12 及负电极 13 之间施加来自电源 15 的电压,与该电压的施加周期相应地,驱动器 10 在图 28A 所示的初始位置、与如图 28B 所示那样向箭头 B 方向(轴线方向)伸展的伸展位置之间变形。

[0113] 接着,对上述构造的本实施方式的作用进行说明。在使用上述构造的超声波凝固切开装置 1B 对生物体组织进行凝固、切开处理的情况下,首先,将上述内窥镜 401 的插入部 402 插入到体腔内。此时,利用摄像元件 409 拍摄通过内窥镜 401 的观察光学系统的物镜 407 入射的体腔内观察图像,利用显示于未图示的监视器上的画面观察其图像,确认患部。在利用该内窥镜 401 确认了患部的状态下,使上述构造的超声波凝固切开装置 1B 通过内窥镜 401 的操作部 403 的处理器具插入用的管头 413,插入到处理器具贯穿通道 408 内。然

后,使上述构造的超声波凝固切开装置 1B 的前端处理部 2 的刀具 26 自处理器具贯穿通道 408 的前端开口部 408a 突出到外部(参照图 10)。

[0114] 接着,一边观察患部、一边操作处理操作部 18,使刀具 26 前后移动。由此,使刀具 26 的前端部对准并接近处理部位。之后,推出操作处理操作部 18 的手柄 32 而打开钳子片 27。在该状态下,进行移动调整,以使患部位于刀具 26 与钳子片 27 之间。接着,在确认了患部已位于刀具 26 与钳子片 27 之间的状态之后,拉拽操作手柄 32。由此,使钳子片 27 向闭合方向转动,从而将生物体组织夹持在刀具 26 与钳子片 27 之间。

[0115] 接着,一边确认夹持状态、一边操作处理操作部 18,以期望的周期对驱动器 10 的正电极 12 与负电极 13 之间施加电源 15 的电压。于是,使驱动器 10 的电致伸缩高分子部件 11 与自电源 15 供给的电压的周期同步地在图 28A 所示的初始位置、与如图 28B 所示那样向箭头 B 方向(轴线方向)伸展的伸展位置之间沿轴线方向伸缩变形。由此,使刀具 26 进行超声波振动而对夹持在其与钳子片 27 之间生物体组织进行凝固切开处理。

[0116] 因此,上述构造的超声波凝固切开装置起到如下的效果。即,在本实施方式的超声波凝固切开装置 1B 中,可以利用使用电致伸缩高分子部件 11 的驱动器 10 来实现具有高处理能力的刀具 26,从而可以提供一种小型、且处理能力较高的超声波凝固切开装置 1B。

[0117] 另外,本发明并不限于上述实施方式,可以在其他不脱离其主旨的范围内实施各种变形。另外,在上述实施方式中还包括各种阶段的发明,可以通过适当组合所公开的多个构成要件来获得各种发明。

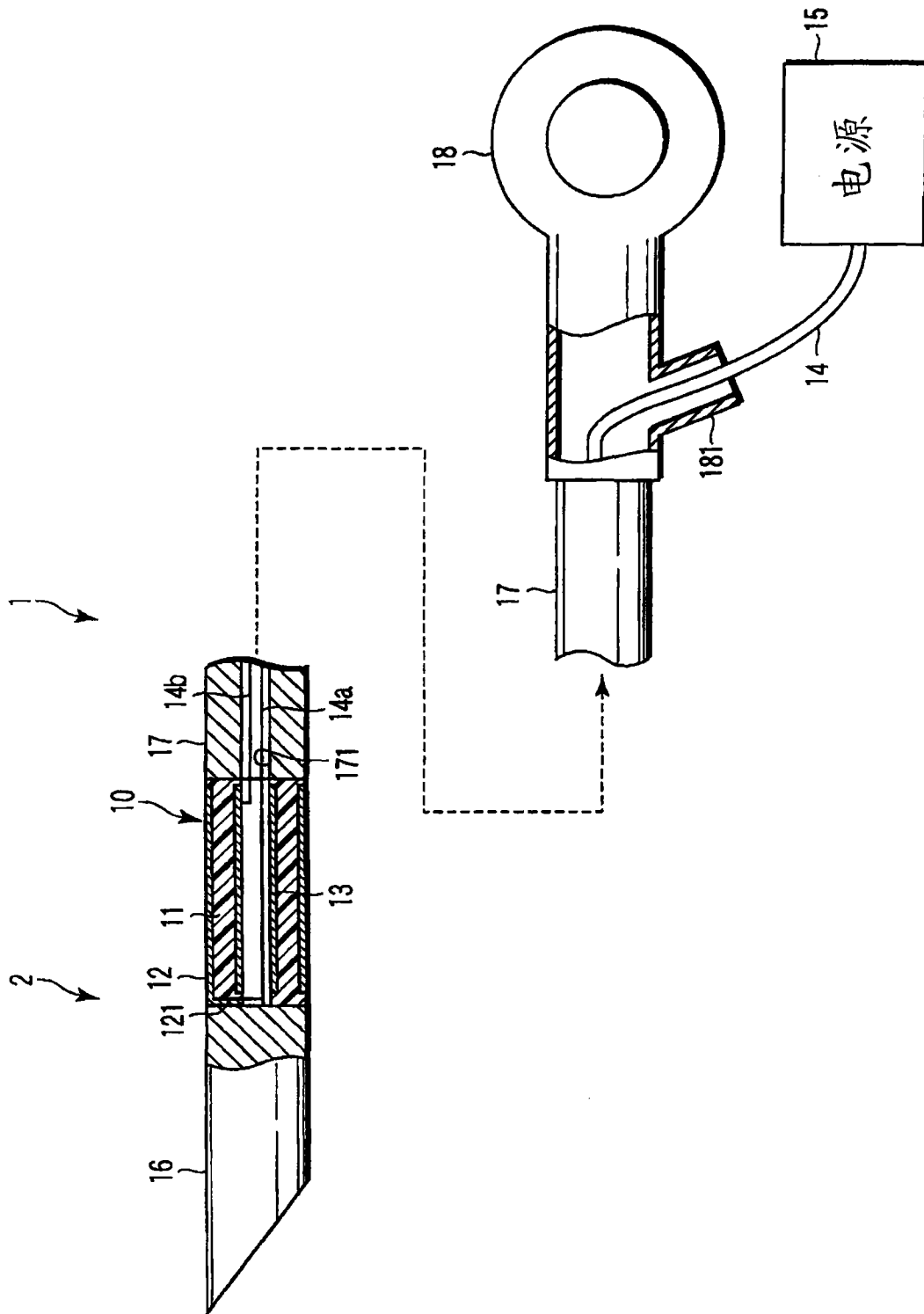


图 1

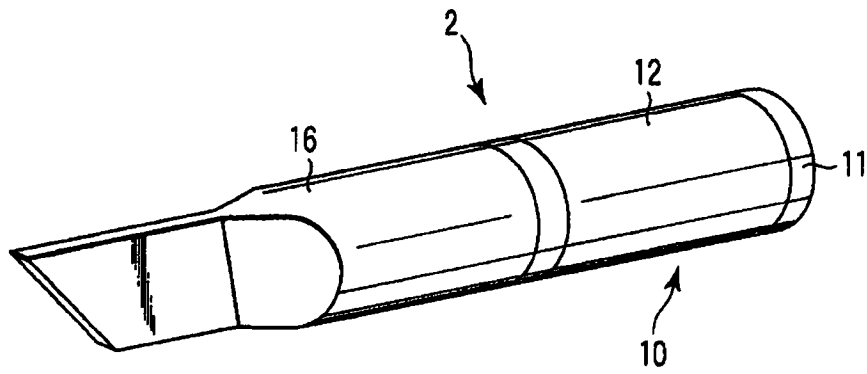


图 2

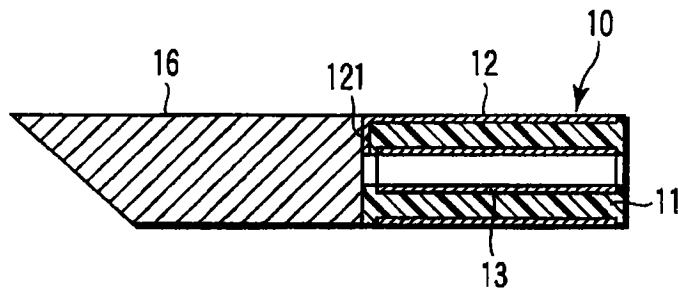


图 3

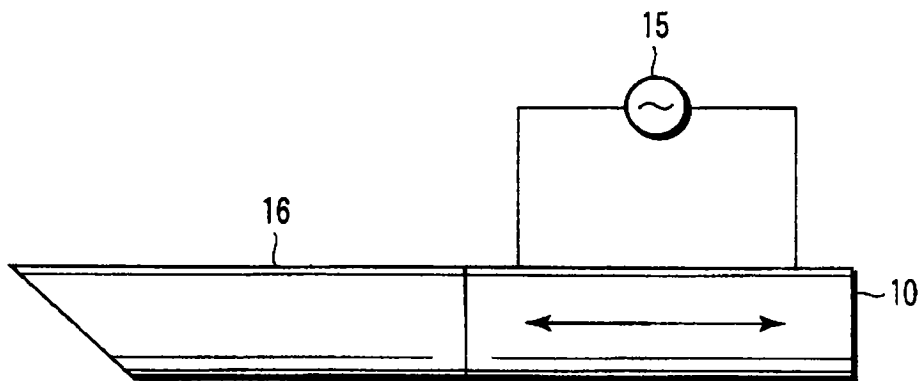


图 4

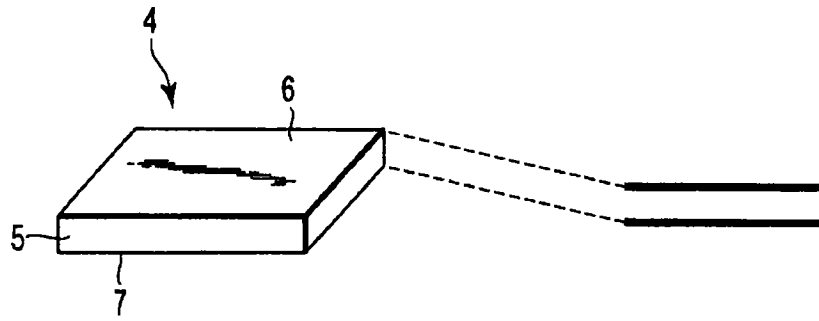


图 5A

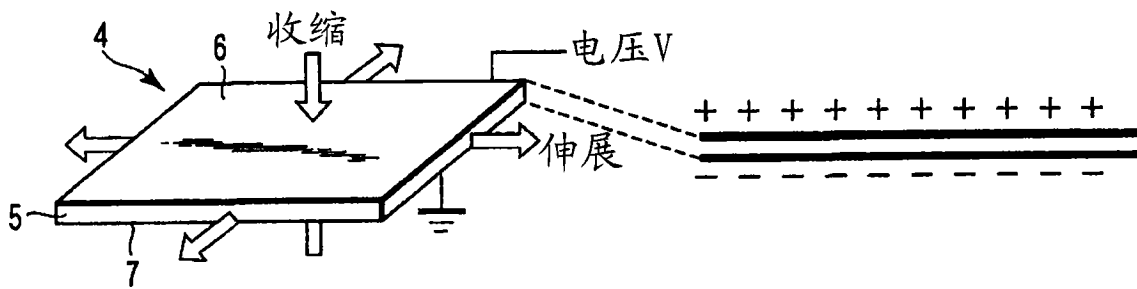


图 5B

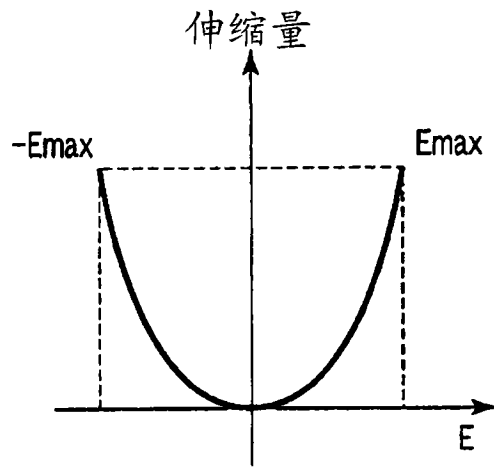


图 6

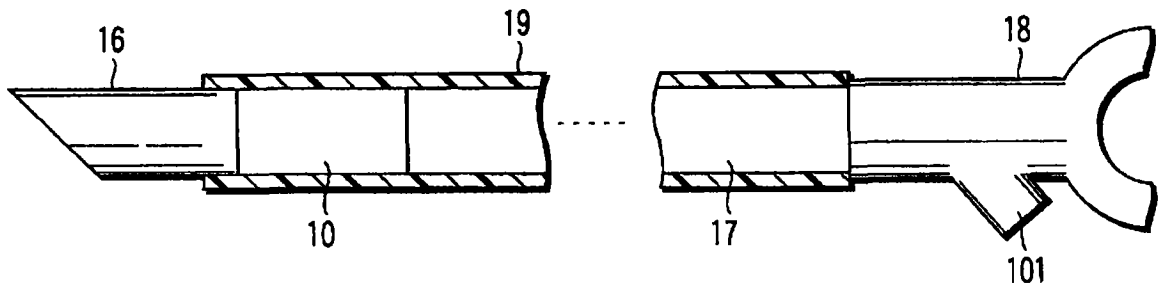


图 7

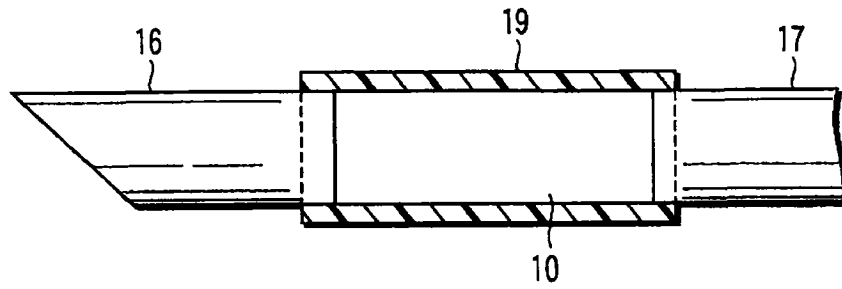


图 8

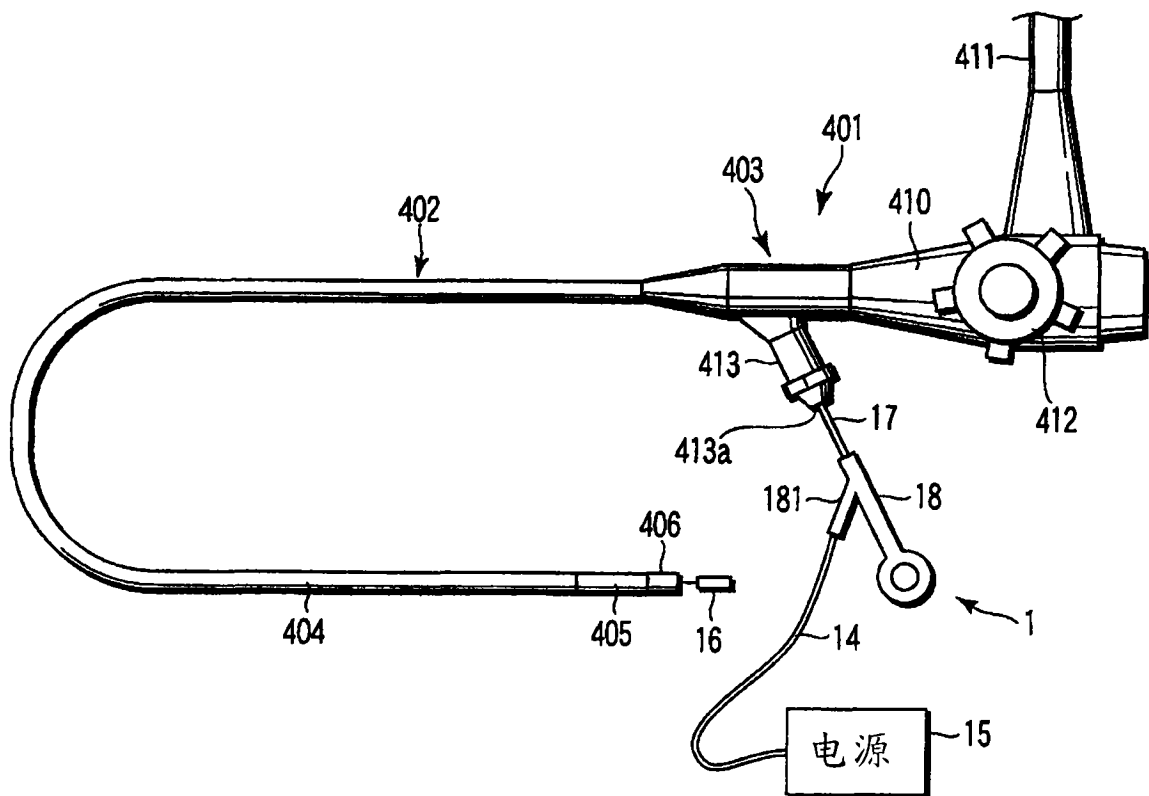


图 9

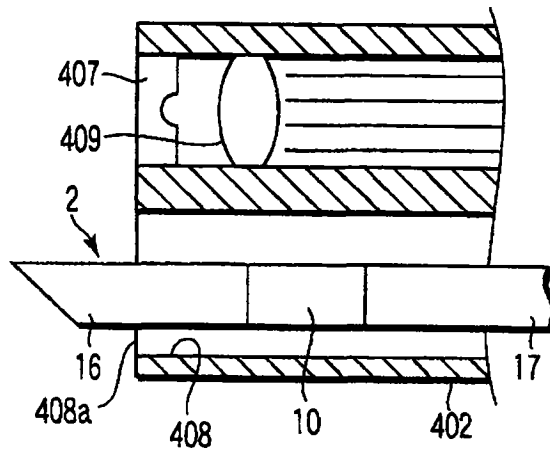


图 10

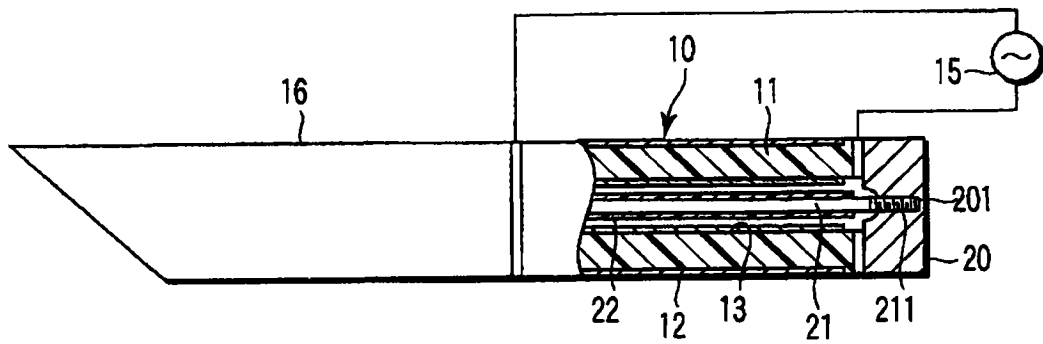


图 11

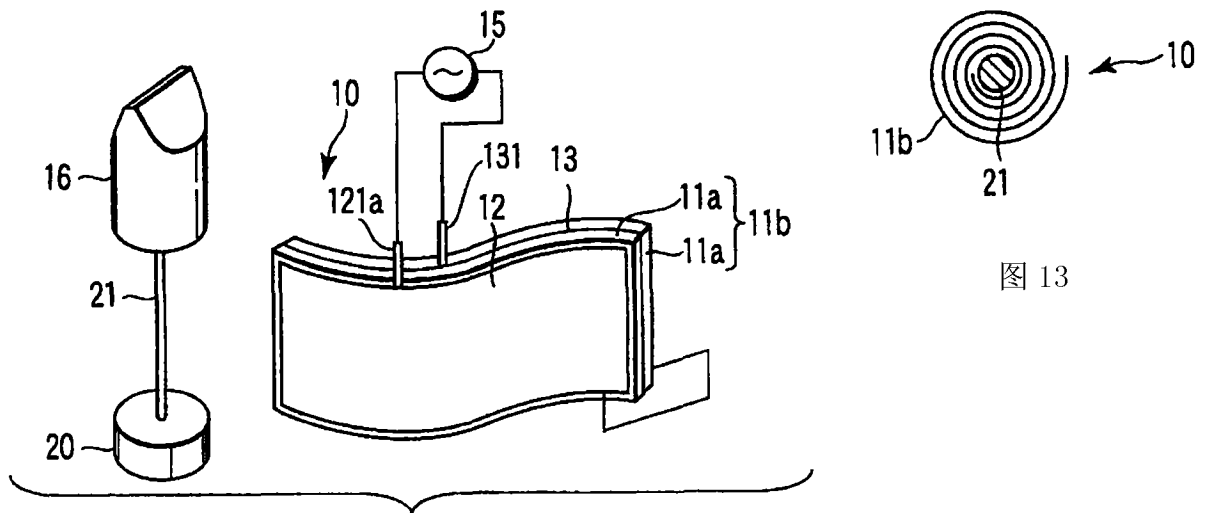


图 12

图 13

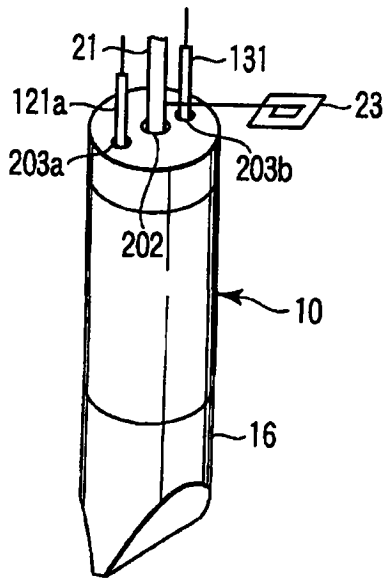


图 14

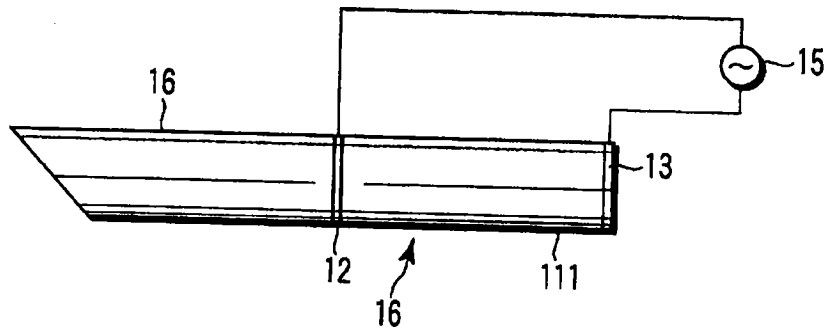


图 15

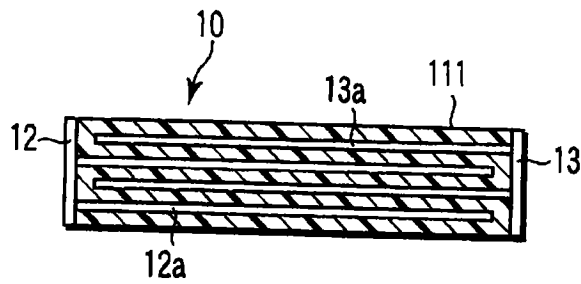


图 16

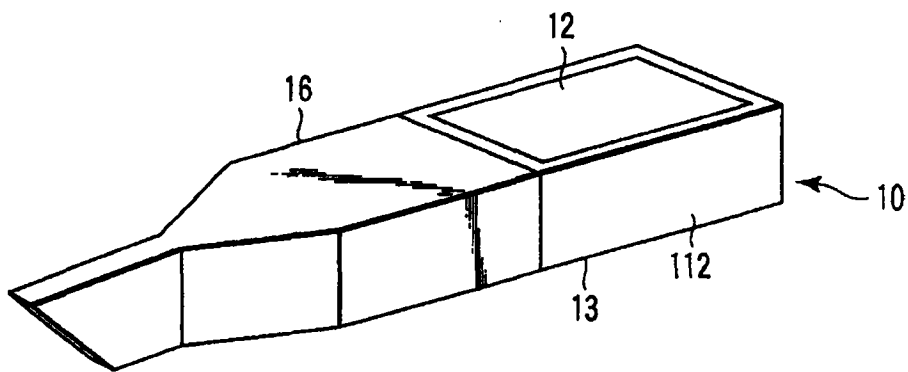


图 17

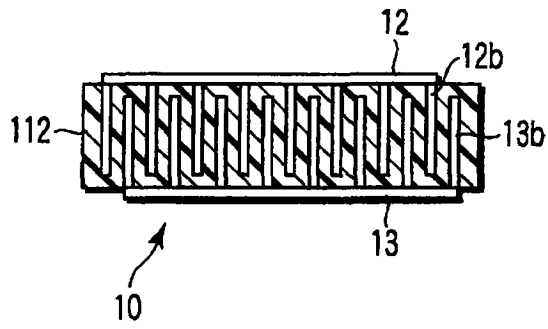


图 18

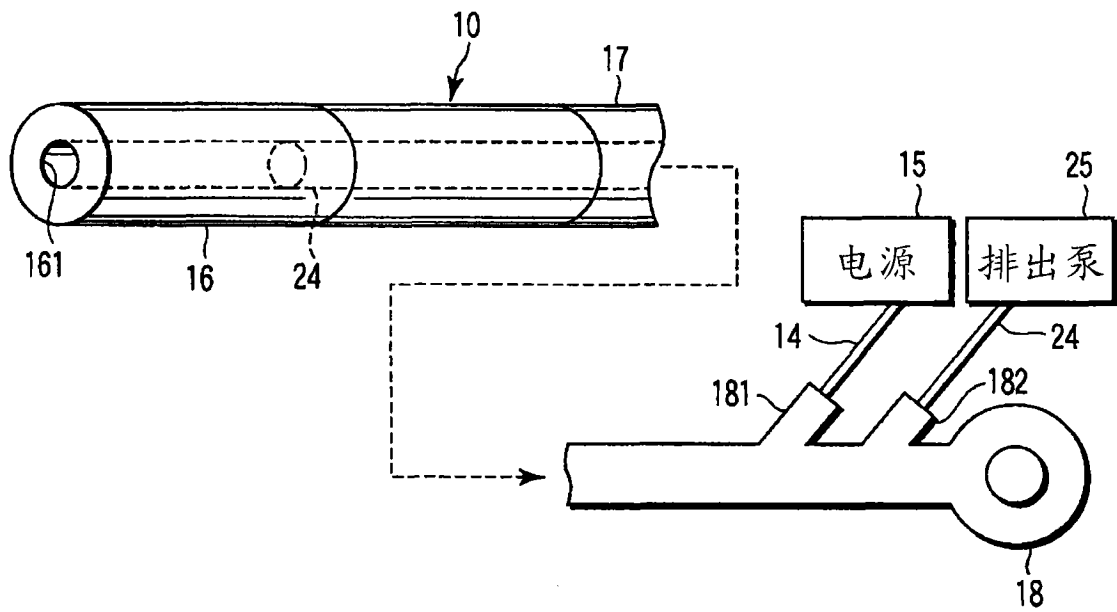


图 19

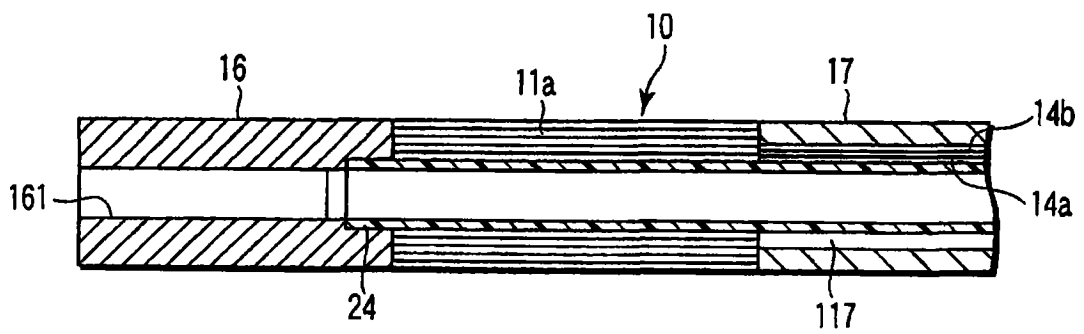


图 20

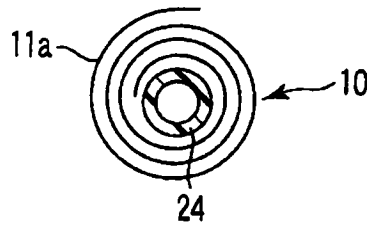


图 21

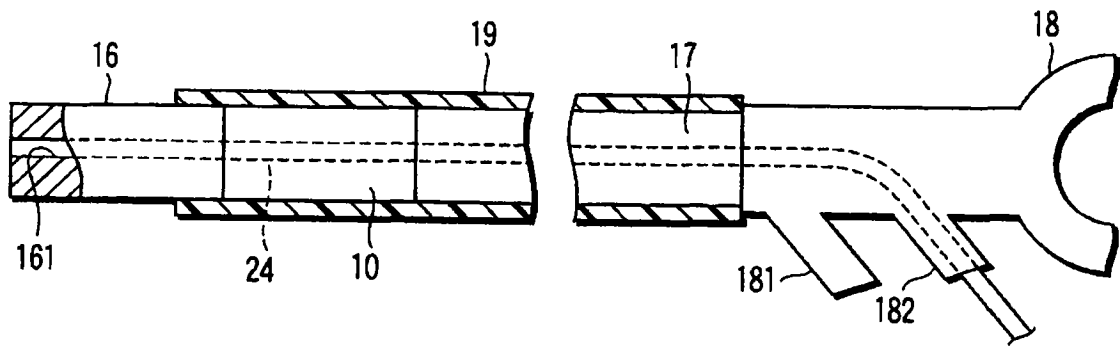


图 22

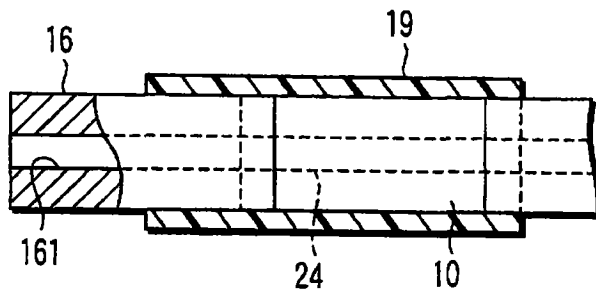


图 23

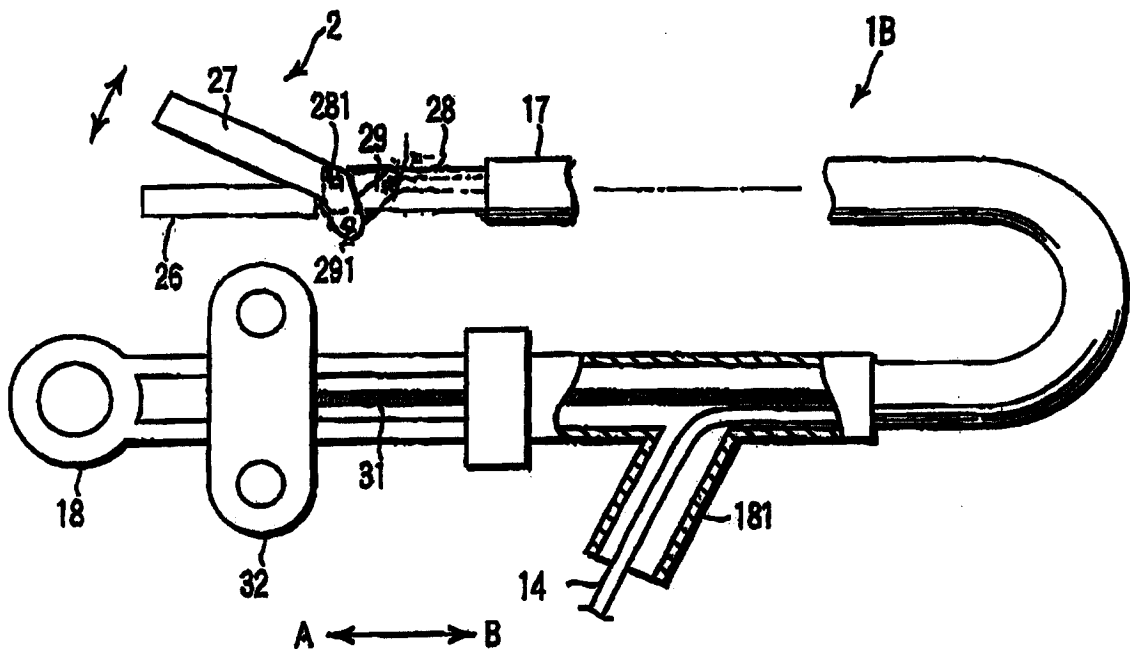


图 24

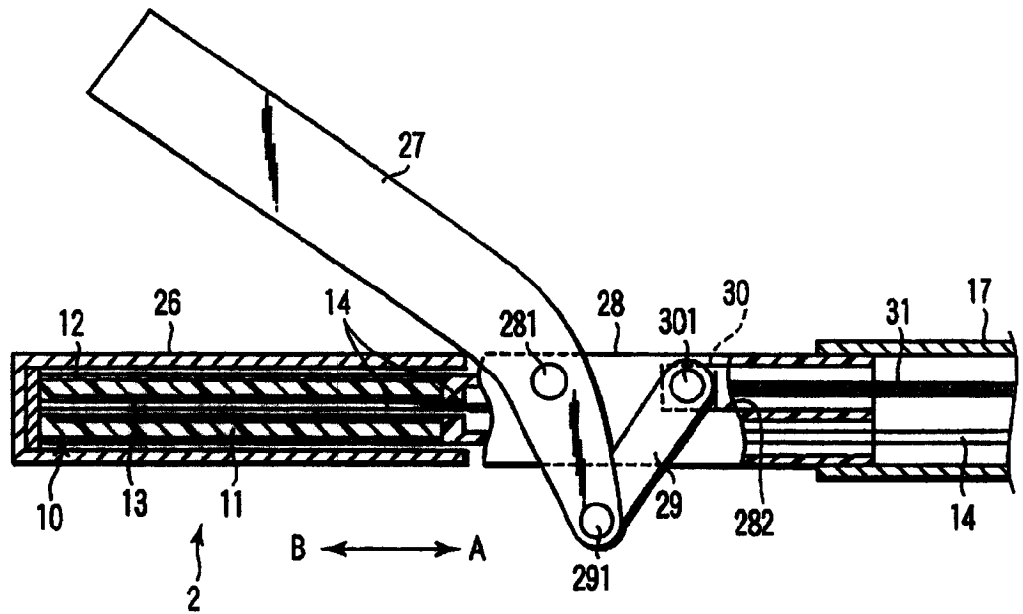


图 25

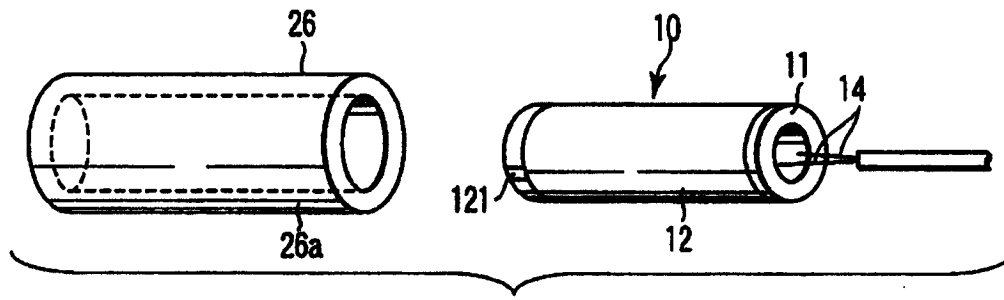


图 26

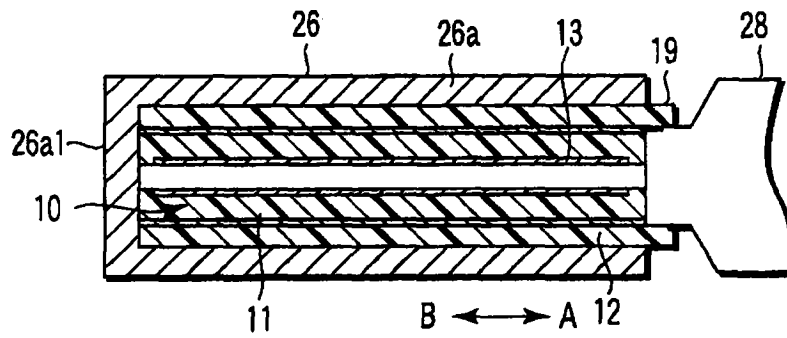


图 27

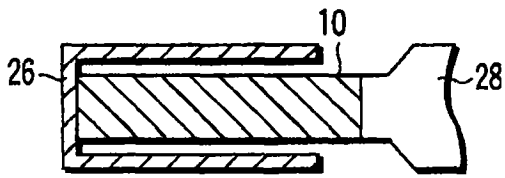


图 28A

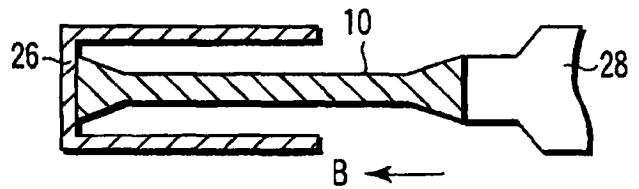


图 28B