

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 18/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680036018.0

[43] 公开日 2008 年 10 月 1 日

[11] 公开号 CN 101277652A

[22] 申请日 2006.10.26

[21] 申请号 200680036018.0

[30] 优先权

[32] 2005.10.28 [33] JP [31] 314324/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/321416 2006.10.26

[87] 国际公布 WO2007/049717 日 2007.5.3

[85] 进入国家阶段日期 2008.3.28

[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 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

代理人 刘新宇 张会华

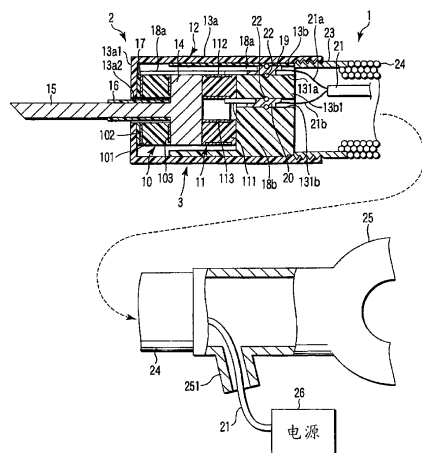
权利要求书 5 页 说明书 26 页 附图 12 页

[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。该超声波治疗装置的结构是：在筒状的电致伸缩高分子部件(101、111)上配置有正电极(102、112)和负电极(103、113)的第1及第2驱动器(10、11)，隔着固定构件(14)地对置配置，将贯穿第1驱动器(10)的刀具(15)设置在该固定构件(14)上，同步地使该第1及第2驱动器(10、11)中的一方被驱动而收缩、另一方被驱动而伸展，从而通过固定构件(14)使刀具(15)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进行超声波振动而对治疗部位进行处理的处理部、和驱动上述处理部的驱动部件,其中,

上述驱动部件包括第1驱动器、第2驱动器、固定构件和电源部件;上述第1驱动器包括第1驱动器主体和至少一对电极,该第1驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成,该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第1驱动器主体上,在上述电极之间施加电压时,上述电致伸缩高分子部件被上述第1驱动器驱动而伸缩;上述第2驱动器包括第2驱动器主体和至少一对电极,该第2驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成,该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第2驱动器主体上,在上述电极之间施加电压时,上述电致伸缩高分子部件被上述第2驱动器驱动而伸缩;上述固定构件连接于上述处理部,且夹在上述第1驱动器与上述第2驱动器之间;上述电源部件在上述第1及第2驱动器驱动时,交替地周期性地反复进行驱动上述第1及第2驱动器中一方的上述电致伸缩高分子部件而使其收缩、驱动上述第1及第2驱动器中另一方的上述电致伸缩高分子部件而使其伸展的动作,从而,通过上述固定构件使上述处理部进行超声波振动。

2. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置,其中,

上述驱动部件包括收容上述第1驱动器和上述第2驱动器的套管;上述第1驱动器与上述第2驱动器以在上述套管内自由伸缩的方式收容于上述套管内。

3. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置,其中,

上述第1驱动器包括第1驱动器主体和一对电极,该第1驱动器主体由圆筒状的电致伸缩高分子部件形成,该一对电极配设于上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的两端部;

上述第2驱动器包括第2驱动器主体和一对电极，该第2驱动器主体由圆筒状的电致伸缩高分子部件形成，该一对电极分别配设于上述第2驱动器主体的上述圆筒形状的外周面和内周面；

上述处理部包括轴部，该轴部插入到上述第1驱动器的上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的内空部，且具有前端部及基端部，上述前端部接触于上述治疗部位而对上述治疗部位进行处理；

上述固定构件夹在上述第1驱动器的上述第1驱动器主体的基端部与上述第2驱动器的上述第2驱动器主体的前端部之间，且上述处理部的上述轴部的上述基端部连接于轴心部。

4. 根据权利要求3所述的超声波治疗装置，其中，

上述第1驱动器包括第1正电极和第1负电极，该第1正电极配置于上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的前端面，该第1负电极配置于上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的后端面、并且以与上述固定构件接触的状态被固定；

上述第2驱动器包括第2正电极和第2负电极，该第2正电极配置于上述第2驱动器主体的上述圆筒形状的外周面、并且以不与上述固定构件接触的状态被固定，该第2负电极配置于上述第2驱动器主体的上述圆筒形状的内周面，并且以与上述固定构件接触的状态被固定；

上述第2正电极经由正极配线与上述第1正电极电连接；

上述第2负电极隔着上述固定构件与上述第1负电极电连接。

5. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其中，

上述电源部件同步地分别向上述第1驱动器的电极之间和上述第2驱动器的电极之间施加具有 180° 相位差的交流电压。

6. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其中，

上述第1驱动器及上述第2驱动器是交替地重叠由电致伸缩高分子部件形成的高分子膜与多个内部电极而成的层叠构造。

7. 一种超声波治疗装置，该超声波治疗装置包括插入部、处理部和驱动构件；上述插入部具有前端部及基端部，被插入到内窥镜通道内；上述处理部配置于上述插入部的上述前端部，进行超声波振动而对治疗部位进行处理；上述驱动部件驱动上述处理部；该超声波治疗装置在用内窥镜观察的情况下通过上述处理部的超声波振动对上述治疗部位进行处理，其中，

上述插入部包括外鞘，该外鞘具有挠性，且具有前端部及基端部，上述处理部连接于上述外鞘的上述前端部；

操作上述处理部的操作部配设于上述外鞘的上述基端部；

上述驱动部件包括第1驱动器、第2驱动器、固定构件和电源部件；上述第1驱动器包括第1驱动器主体和至少一对电极，该第1驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成，该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第1驱动器主体上，在上述电极之间施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被上述第1驱动器驱动而伸缩；上述第2驱动器包括第2驱动器主体和至少一对电极，该第2驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成，该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第2驱动器主体上，在上述电极之间施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被上述第2驱动器驱动而伸缩；上述固定构件连接于上述处理部，且夹在上述第1驱动器与上述第2驱动器之间；上述电源部件在上述第1及第2驱动器驱动时，交替地周期性地反复进行驱动上述第1及第2驱动器中一方的上述电致伸缩高分子部件而使其收缩、驱动上述第1及第2驱动器中另一方的上述电致

伸缩高分子部件而使其伸展的动作，从而，通过上述固定构件使上述处理部进行超声波振动。

8. 根据权利要求7所述的超声波治疗装置，其中，

上述处理部包括筒状刀具和吸引管；上述刀具具有前端部及基端部，上述刀具在其上述前端部具有与上述刀具的内腔连通的吸引孔；上述吸引管配设于上述外鞘的内部，具有前端部及基端部，上述吸引管的上述前端部连通于上述刀具的内腔，上述基端部自上述操作部延伸至外部，且连接于吸引泵。

9. 根据权利要求7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、操作线和手柄；上述刀具具有前端部及基端部，内置有上述驱动部件；上述前端罩构件具有前端部及基端部，上述基端部连接于上述外鞘的上述前端部；上述钳子片以可转动的方式连接于上述前端罩构件，以可相对于上述刀具开闭的方式被支承于上述前端罩构件；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；上述操作线具有前端部及基端部，以可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；上述手柄设置于上述操作部，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。

10. 根据权利要求9所述的超声波治疗装置，其中，

上述刀具包括筒状套管和分隔壁，该分隔壁配设于上述套管的内部，前后隔开上述套管的内空部，且在上述套管的中心部处具有通孔；

上述前端罩构件包括固定杆部，该固定杆部插入到上述套管的内部，通过上述分隔壁的上述通孔向上述套管的前端部侧延伸；

上述驱动部件的上述第1驱动器与上述第2驱动器夹着上述分隔壁地对置配置于上述套管的内空部，且包括组装部件，该组装部件将上述第1驱动器和上述第2驱动器组装于上述固定杆部和上述前端罩构件上。

超声波治疗装置

技术领域

本发明涉及一种用于例如在外科手术等手术中凝固、切开生物体组织的超声波治疗装置。

背景技术

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，利用该超声波振动对生物体组织进行凝固、切开处理。

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（langevin）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的构造是交替层叠压电元件及电极、并将其层叠体连接配置在喇叭（horn）与衬板之间的构造。磁致伸缩振子的构造是以线圈卷绕磁致伸缩材料而成的构造。

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.18 No.1）32页～38页（非专利文献2）、以及成形加工vol.16 No.10 2004 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。而且，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。

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）。

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达到使用内窥镜进行治疗所期望的小型化，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。

另外，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于进行治疗的程度即可，而是期望在实现小型化的基础之上，将其与其他构成零件有机结合以实现高可靠性的稳定的动作控制。

发明内容

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。

本发明一个技术方案的超声波治疗装置包括进行超声波振动而对治疗部位进行处理的处理部、和驱动上述处理部的驱动部件，其中，上述驱动部件包括第1驱动器、第2驱动器、固定构件和电源部件；上述第1驱动器包括第1驱动器主体和至少一对电极，该第1驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成，该至

少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第1驱动器主体上，在上述电极之间施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被上述第1驱动器驱动而伸缩；上述第2驱动器包括第2驱动器主体和至少一对电极，该第2驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成，该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第2驱动器主体上，在上述电极之间施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被上述第2驱动器驱动而伸缩；上述固定构件连接于上述处理部，且处于上述第1驱动器与上述第2驱动器之间；上述电源部件在驱动上述第1及第2驱动器时，交替地周期性地反复进行驱动上述第1及第2驱动器中一方的上述电致伸缩高分子部件而使其收缩、驱动上述第1及第2驱动器中另一方的上述电致伸缩高分子部件而使其伸展的动作，从而，通过上述固定构件使上述处理部进行超声波振动。

优选为，上述驱动部件包括收容上述第1驱动器和上述第2驱动器的套管；上述第1驱动器与上述第2驱动器以在上述套管内自由伸缩的方式被收容于上述套管内。

优选为，上述第1驱动器包括第1驱动器主体和一对电极，该第1驱动器主体由圆筒状的电致伸缩高分子部件形成，该一对电极配设于上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的两端部；上述第2驱动器包括第2驱动器主体和一对电极，该第2驱动器主体由圆筒状的电致伸缩高分子部件形成，该一对电极分别配设于上述第2驱动器主体的上述圆筒形状的外周面与内周面；上述处理部包括轴部，该轴部插入到上述第1驱动器的上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的内空部，且具有前端部及基端部，上述前端部接触于上述治疗部位而对上述治疗部位进行处理；上述固定构件处于上述第1驱动器的上述第1驱动器主体的基端部与上述第2驱动器的上述第2驱动器主体的前端部之间，且

上述处理部的上述轴部的上述基端部连接于轴心部。

优选为，上述第1驱动器包括第1正电极和第1负电极，该第1正电极配置于上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的前端面，该第1负电极配置于上述第1驱动器主体的上述圆筒形状的后端面、且以与上述固定构件接触的状态被固定；上述第2驱动器包括第2正电极和第2负电极，该第2正电极配置于上述第2驱动器主体的上述圆筒形状的外周面、且以不与上述固定构件接触的状态被固定，该第2负电极配置于上述第2驱动器主体的上述圆筒形状的内周面、且以与上述固定构件接触的状态被固定；上述第2正电极经由正极配线与上述第1正电极电连接；上述第2负电极经由上述固定构件与上述第1负电极电连接。

优选为，上述电源部件同步地分别向上述第1驱动器的电极之间和上述第2驱动器的电极之间施加具有 180° 相位差的交流电压。

优选为，上述第1驱动器及上述第2驱动器是交替地重叠由电致伸缩高分子部件形成的高分子膜与多个内部电极而成的层叠构造。

本发明另一技术方案的超声波治疗装置包括插入部、处理部和驱动构件；上述插入部具有前端部及基端部，被插入到内窥镜通道内；上述处理部配置于上述插入部的上述前端部，进行超声波振动而对治疗部位进行处理；上述驱动部件驱动上述处理部；该超声波治疗装置在用上述内窥镜观察的情况下，通过上述处理部的超声波振动对上述治疗部位进行处理，其中，上述插入部包括外鞘，该外鞘具有挠性，且具有前端部及基端部，上述处理部连接于上述外鞘的上述前端部；操作上述处理部的操作部配设于上述外鞘的上述基端部；上述驱动部件包括第1驱动器、第2驱动器、固定构件和电源部件；上述第1驱动

器包括第1驱动器主体和至少一对电极，该第1驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成，该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第1驱动器主体上，在上述电极之间施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被上述第1驱动器驱动而伸缩；上述第2驱动器包括第2驱动器主体和至少一对电极，该第2驱动器主体由电致伸缩高分子部件形成，该至少一对电极以相互分离而绝缘的状态配设于上述第2驱动器主体上，在上述电极之间施加电压时，上述电致伸缩高分子部件被上述第2驱动器驱动而伸缩；上述固定构件连接于上述处理部，且处于上述第1驱动器与上述第2驱动器之间；上述电源部件在驱动上述第1及第2驱动器时，交替地周期性地反复进行驱动上述第1及第2驱动器中一方的上述电致伸缩高分子部件而使其收缩、驱动上述第1及第2驱动器中另一方的上述电致伸缩高分子部件而使其伸展的动作，从而，通过上述固定构件使上述处理部进行超声波振动。

优选为，上述处理部包括筒状刀具和吸引管；上述刀具具有前端部及基端部，在上述前端部具有连通于上述刀具内腔的吸引孔；上述吸引管配设于上述外鞘的内部，具有前端部及基端部，上述吸引管的上述前端部连通于上述刀具的内腔，上述吸引管的上述基端部自上述操作部延伸至外部，且连接于吸引泵。

优选为，上述处理部包括筒状刀具、前端罩构件、钳子片、钳子驱动部、操作线和手柄；上述刀具具有前端部及基端部，内置有上述驱动部件；上述前端罩构件具有前端部及基端部，上述基端部连接于上述外鞘的上述前端部；上述钳子片以可转动的方式连接于上述前端罩构件，以可相对于上述刀具开闭的方式被支承于上述前端罩构件；上述钳子驱动部驱动上述钳子

片，使其相对于上述刀具开闭；上述操作线具有前端部及基端部，以可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；上述手柄设置于上述操作部，通过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。

优选为，上述刀具包括筒状套管和分隔壁，该分隔壁配设于上述套管的内部，前后隔开上述套管的内空部，且在上述套管的中心部具有通孔；上述前端罩构件包括固定杆部，该固定杆部插入到上述套管的内部，经由上述分隔壁的上述通孔向上述套管的前端部侧延伸；上述驱动部件的上述第1驱动器与上述第2驱动器夹着上述分隔壁地相面对地配置于上述套管的内空部，并且，上述驱动部件包括组装部件，该组装部件将上述第1驱动器和上述第2驱动器组装于上述固定杆部与上述前端罩构件上。

附图说明

图1是剖切表示本发明第1实施方式的超声波治疗装置的主要部分的局部剖概略构造图。

图2A是为了说明第1实施方式的超声波治疗装置的第1及第2驱动器而表示的其主要部分的概略构造图。

图2B是为了说明第1实施方式的超声波治疗装置的第1及第2驱动器的工作原理而表示的其主要部分的概略构造图。

图3是表示图2B的驱动器的电场E与伸缩的关系的图。

图4是为了说明第1实施方式的超声波治疗装置的第1及第2驱动器的伸缩动作而表示的图。

图5是表示将第1实施方式的超声波治疗装置安装于内窥镜的插入部的状态的特性图。

图6是放大表示将第1实施方式的超声波治疗装置的刀具、第1及第2套体、外鞘插入到内窥镜插入部的通道内的状态的图。

图7A是表示第1实施方式的超声波治疗装置的第1变形例的第1驱动器的电极构造的图。

图7B是表示第1实施方式的超声波治疗装置的第1变形例的第2驱动器的电极构造的图。

图8是表示第1实施方式的超声波治疗装置的第2变形例的刀具与固定构件的安装构造的图。

图9是表示第1实施方式的超声波治疗装置的第3变形例的概略构造的图。

图10是说明第3变形例的第1驱动器的电压施加状态、与第2驱动器的电压施加状态的说明图。

图11A是表示第3变形例的第1及第2驱动器的初始状态的说明图。

图11B是表示第3变形例的第1驱动器被收缩驱动、而第2驱动器被伸展驱动的状态的说明图。

图11C是表示第3变形例的第1驱动器被伸展驱动、而第2驱动器被收缩驱动的状态的说明图。

图12是表示第1实施方式的超声波治疗装置的第4变形例的第1及第2驱动器的电极构造的图。

图13是表示本发明第2实施方式的超声波治疗装置的图。

图14是沿轴线方向剖切表示第2实施方式的超声波治疗装置的主要部分的图。

图15是表示本发明第3实施方式的超声波治疗装置的图。

图16是表示第3实施方式的超声波治疗装置的主要部分的剖视图。

图17是分解表示第3实施方式的超声波治疗装置的主要部分的图。

图18A是表示第3实施方式的超声波治疗装置的驱动器的初始状态的说明图。

图18B是表示第3实施方式的超声波治疗装置的第1驱动器被收缩驱动、而第2驱动器被伸展驱动的状态的说明图。

图18C是表示第3实施方式的超声波治疗装置的第1驱动器被伸展驱动、而第2驱动器被收缩驱动的状态的说明图。

具体实施方式

下面，参照附图详细说明本发明的实施方式。

第1实施方式

图1～图6表示本发明的第1实施方式。图1表示与内窥镜401（参照图5）并用的超声波治疗装置1的主要部分的概略构造。

图5表示内窥镜401的概略构造。内窥镜401具有插入到体内的细长的插入部402、和与该插入部402的基端部连接的操作部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的前端部连接的弯曲部405、和基端部与该弯曲部405的前端部连接的前端硬性部406。弯曲部405可自笔直延伸的通常的直线状态弯曲操作为弯曲形状。如图6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。

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，从

而使内窥镜401不限于电子式内窥镜而也可以是光纤式内窥镜。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、连接于送气送水用喷嘴的送气管、以及送水管的前端部等。

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的基端部连接于该把持部410。在该通用软线411的前端部连接有与未图示的光源装置、视频处理器等相连接的连接器部。

在操作部403中还分别设有弯曲操作弯曲部405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连接于配置在插入部402内的处理器具贯穿通道408的基端部。而且，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。

如图1所示，超声波治疗装置1包括细长的具有挠性的例如密圈线圈等的外鞘24、和与外鞘24的基端部连接的处理操作部25。前端处理部2经由连接管23连接于外鞘24的前端部。在该前端处理部2上设有作为对生物体组织进行切开、止血等处理的处理部的刀具15、和使该刀具15进行超声波振动的驱动单元3。

驱动单元3具有套管12、刀具固定构件14、第1及第2驱动器10、11。套管12具有配置于前侧的第1套体13a、和以插入到第1套体13a内部的状态组装的后侧的第2套体13b。

第1套体13a由筒体形成。第1套体13a的前表面被前表面板13a1封闭。在前表面板13a1的中央形成有刀具贯穿孔13a2。

外鞘24前端部的连接管23的前端部借助螺纹部连接于第1套体13a的后端部。

第2套体13b由筒体形成。第2套体13b的后表面被后表面板13b1堵塞。在后表面板13b1中形成有配线用的金属板安装用的2个通孔131a、131b。

刀具15例如与上述刀具固定构件14形成为一体。该刀具15自上述第1套体13a的刀具贯穿孔13a2突出到前方。刀具固定构件14由具有导电性的金属材料形成。

刀具固定构件14与第1及第2驱动器10、11一同被收容于第1及第2套体13a、13b内。在此，第1及第2驱动器10、11夹着作为导电性构件的刀具固定构件14地对置配置于第1及第2套体13a、13b内。

另外，在由金属材料形成第1及第2套体13a、13b的情况下，在刀具15的外周部例如包覆有绝缘管16，绝缘管16以使刀具15与第1套体13a之间保持绝缘的状态被保持在刀具15的外周部。

第1及第2驱动器10、11分别由构成超声波振子的电致伸缩高分子部件驱动器形成。其中，在第1驱动器10中，具有伸缩性的柔软的正电极102及负电极103相分离地粘贴在圆筒状的电致伸缩高分子部件101的两端面。在此，正电极102配置在与第1套体13a接触的电致伸缩高分子部件101的前端面，负电极103配置在与上述刀具固定构件14接触的电致伸缩高分子部件101的后端面。第1驱动器10的绝缘环17夹在该正电极102与第1套体13a之间，保持第1驱动器10与第1套体13a之间的绝缘。而且，刀具15贯穿于第1驱动器10的电致伸缩高分子部件101的圆筒内空部。

在上述第2驱动器11中，具有伸缩性的柔软的正电极112及负电极113相分离地粘贴在圆筒状的电致伸缩高分子部件111

的外周面及内周面。在此，正电极112配置在电致伸缩高分子部件111的外周面，负电极113配置在电致伸缩高分子部件111的内周面。而且，与第1驱动器10中的负电极103同样地，该负电极113以与上述刀具固定构件14接触的状态与之电连接。并且，第2驱动器11的正电极112经由正极配线18a与上述第1驱动器10的正电极102电连接。同样，第2驱动器11的负电极113经由刀具固定构件14与上述第1驱动器10的负电极103电连接。

上述第1及第2驱动器10、11的电致伸缩高分子部件101、111是橡胶那样具有弹性的电容器，电致伸缩高分子部件也被称作静电弹性体。如上述非专利文献2所示，这些电致伸缩高分子部件101、111被称作感应弹性体，例如由丙烯酸树脂、硅树脂、聚氨酯树脂等树脂材料形成为筒状。而且，正电极102、112及负电极103、113可使用例如以光刻法成膜而成的电极、或将粘合剂和碳微粒子混合喷覆后而成的碳电极等。

在第2套体13b的一个电极贯通孔131a中配设有正极金属板19，在第2套体13b的另一个电极贯通孔131b中配设有负极金属板20。在正极金属板19及负极金属板20的外周面分别安装有O型密封圈22。第2套体13b的2个通孔131a、131b中例如利用O型密封圈22分别可密闭地收容正极金属板19及负极金属板20。

上述第2驱动器11的正电极112经由正极配线18a与第2套体13b内的正极金属板19电连接。配线电缆21的正极引出配线21a连接于该正极金属板19。

上述第2驱动器11的负电极113经由负极配线18b与第2套体13b内的负极金属板20电连接。配线电缆21的负极引出配线21b连接于该负极金属板20。

上述配线电缆21贯穿于外鞘24内，向处理操作部25侧延

伸。在处理操作部25中设有配线电缆引出口251。配线电缆21被自处理操作部25的引出口251拉出。而且，电源26连接于自该引出口251引出的配线电缆21。电源26构成周期性地供给所期望电压的电源部件。

接着，参照图2A、2B、图3说明上述第1及第2驱动器10、11的驱动原理。如上述非专利文献3所示，图2A表示利用电致伸缩高分子部件的板状驱动器模型4。该驱动器模型4在板状电致伸缩高分子部件5的一表面形成有正电极6，在其另一表面形成有负电极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2B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3所示，已确认该伸缩率与施加的电场E的平方成比例，为数10%~300%以上。

上述第1及第2驱动器10、11根据该工作原理如下地动作。即，在第1及第2驱动器10、11动作时，以期望的周期对正电极102、112与负电极103、113之间施加来自电源26的电压。此时，如图4所示，第1驱动器10的电致伸缩高分子部件101与电压周期同步地沿电致伸缩高分子部件101的厚度方向（电极102与103之间的方向）方向收缩，并沿与电致伸缩高分子部件101的厚度方向正交的方向（板面方向）伸展。第2驱动器11的电致伸缩高分子部件111沿电致伸缩高分子部件111的筒径向收缩，并沿电致伸缩高分子部件111的与筒径向正交的筒轴线方向伸展。由此，第1驱动器10与第2驱动器11周期性地交替反复进行各自独立的收缩、伸展动作，设置于刀具固定构件14的刀具15与该动作相连动地进行超声波振动。

如图5所示，在使用本实施方式的超声波治疗装置1时，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6所示，使超声波治疗装置1的前端处理部2的刀具15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，以期望的周期对前端处理部2内的第1及第2驱动器10、11的各电致伸缩高分子部件101、111的正电极102、112及负电极103、113施加来自上述电源26的电压。由此，如上述图4所示，第1驱动器10与第2驱动器11各自独立地被收缩驱动、伸展驱动，从而使刀具15进行超声波振动。因此，可以使用刀具15对生物体组织进行切开、止血等处理。

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，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6所示，超声波治疗装置1的前端处理部2的刀具15自处理器具贯穿通道408的前端开口部408a突出到外部。

接着，一边通过内窥镜401观察患部、一边操作处理操作部25，使刀具15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）、例如脚动开关、手动开关等。在此，以期望的周期自电源26对第1及第2驱动器10、11的各正电极102、112及负电极103、113施加电压。于是，与自电源26供给电压的周期同步地、周期性地交替反复进行各自独立地收缩驱动、伸展驱动第1及第2驱动器10、11的各

电致伸缩高分子部件101、111的动作。由此，使刀具15进行超声波振动，从而对生物体组织进行切开、止血处理。

因此，上述构造起到如下的效果。即，在上述超声波治疗装置1中，第1驱动器10与第2驱动器11隔着刀具固定构件14地对置配置于套管12内。而且，将贯穿第1驱动器10的刀具15设置在刀具固定构件14上，同步地收缩驱动该第1及第2驱动器10、11中的一方、伸展驱动该第1及第2驱动器10、11中的另一方，从而经由刀具固定构件14使刀具15进行超声波振动。

由此，如上述非专利文献1及3所示，第1及第2驱动器10、11中的一个以数10%～数100%的伸缩率收缩，另一个以数10%～数100%的伸缩率伸展，从而使刀具15进行超声波振动。由此，可以使刀具15以较大的振幅进行超声波振动。因此，可以使用小型的驱动器来实现具有高处理能力的刀具15，从而可以谋求装置的小型化。

另外，在上述说明中，说明了在第1驱动器10的电致伸缩高分子部件101的两侧面设有正电极102和负电极103、并在第2驱动器11的电致伸缩高分子部件111的内周面和外周面设有正电极112和负电极113的结构的情况，但本发明的电极构造并不限定于此。

图7A、7B表示第1实施方式的超声波治疗装置1的第1变形例。图7A表示本变形例的第1驱动器10的电极构造，图7B表示本变形例的第2驱动器11的电极构造。

本变形例的第1驱动器10的电极构造为：在电致伸缩高分子部件101内配设有沿与该电致伸缩高分子部件101圆筒中心线相同的方向平行延伸设置的多个正极内部电极104和多个负极内部电极105。在此，正极内部电极104、负极内部电极105与电致伸缩高分子部件101的膜形成为交替层叠而成的层叠构

造。并且，多个正极内部电极104以具有规定间隔地埋设于电致伸缩高分子部件101内的状态与正电极102电连接。同样，多个负极内部电极105以具有规定间隔地埋设于电致伸缩高分子部件101内的状态与负电极103电连接。

本变形例的第2驱动器11的电极构造为：在电致伸缩高分子部件111内配设有沿与该电致伸缩高分子部件111圆筒的中心线正交的方向延伸设置的多个正极内部电极114和多个负极内部电极115。在此，正极内部电极114、负极内部电极115与电致伸缩高分子部件111的膜形成为被交替层叠而成的层叠构造。并且，多个正极内部电极114以具有规定间隔地埋设于电致伸缩高分子部件111内的状态与正电极112电连接。同样，多个负极内部电极115以具有规定间隔地埋设于电致伸缩高分子部件111内的状态与负电极113电连接。

图8表示第1实施方式的超声波治疗装置1的第2变形例。在第1实施方式中，示出了将刀具15与刀具固定构件14一体形成的构造，但本发明并不限于上述构造。在本变形例中，示出了利用螺栓将刀具15连接于刀具固定构件14的构造。

在本变形例的刀具固定构件14中形成有螺孔141。刀具固定构件14的螺孔141贯穿配置于圆筒状的电致伸缩高分子部件101的内空部。在刀具15的基端设置有外螺纹部151。该刀具15的外螺纹部151设置成可与刀具固定构件14的螺孔141螺纹连接。而且，刀具15基端部的贯穿于第1驱动器10的电致伸缩高分子部件101的圆筒内空部的螺纹部151，与刀具固定构件14的螺孔141螺纹接合而被固定。

本变形例也可获得与第1实施方式的超声波治疗装置1相同的效果。并且，在本变形例中，也可以在上述刀具15与第1套体13a的刀具贯穿孔13a2之间以将两者绝缘的方式夹设配置

图8中未图示的绝缘管16(参照图1)。并且,也可以在第1驱动器10的正电极102与第1套体13a之间以将两者绝缘的方式夹设配置绝缘环17(参照图1)。在这种情况下,在要求较大的输出,对第1驱动器10与第2驱动器11施加高电压的情况下,可获得特别良好的效果。

图9~图11C表示第1实施方式的超声波治疗装置1的第3变形例。第1实施方式是使用具有不同电极构造的第1驱动器10与第2驱动器11,但并不限于此。如图9所示,本变形例是将第1驱动器10与第2驱动器11做成相同的电极构造。

即,作为第1驱动器10,图9所示的电极构造使用与第1实施方式的第2驱动器11相同构造的驱动器。具有伸缩性的柔软的正电极102A,粘贴于本变形例的第1驱动器10的圆筒状电致伸缩高分子部件101A的外周面。并且,具有伸缩性的柔软的负电极103A与正电极102A相分离地粘贴于电致伸缩高分子部件101A的内周面。而且,第1驱动器10与第2驱动器11夹着刀具固定构件14地对置配置。

正电极102A配置于电致伸缩高分子部件101A的外周面,负电极103A配置于电致伸缩高分子部件101A的内周面。而且,该负电极103A以与上述刀具固定构件14接触的状态与其电连接。

第2驱动器11与第1实施方式的第2驱动器11结构相同。第2驱动器11的正电极112经由正极配线18a与上述第1驱动器10的正电极102A电连接。同样,第2驱动器11的负电极113经由刀具固定构件14与上述第1驱动器10的负电极103A电连接。

第1及第2驱动器10、11的各正电极102A、112配置成不与刀具固定构件14短路。而且,第1驱动器10的正电极102A经由正极配线264a连接于电源26a。另外,第2驱动器11的正电极

112经由正极配线264c连接于电源26a。

第1及第2驱动器10、11的各负电极103A、113相导通地配置于刀具固定构件14。而且，第1及第2驱动器10、11的各负电极103A、113经由负极配线264b连接于电源26a。

电源26a具有交流电源261、偏置电路262和反转电路263。第1及第2驱动器10、11的正电极102A、112以电压具有 180° 相位差的方式用配线连接于电源26a的反转电路263。即，第1驱动器10的正极配线264a由于经由反转电路263连接于第2驱动器11的正极配线264c，因此与第2驱动器11的正极配线264c的电压之间存在 180° 的相位差。于是，可利用该电源26a周期性地向第1及第2驱动器10、11供给具有 180° 相位差的电压，对第1及第2驱动器10、11进行驱动控制。

图10是说明对本变形例的第1驱动器10施加电压的状态、与对第2驱动器11施加电压状态的说明图。在图10中，P0表示自然状态下的第1及第2驱动器10、11的形状。P1、P3分别是被电源26a施加偏置电压 V_0 、交流电压为0V的情况（标准状态）下的第1及第2驱动器10、11的形状。P2表示被电源26a施加 $V_0 + E_0$ 电压而收缩了的情况下的第1及第2驱动器10、11的形状。P4表示被施加了 $V_0 - E_0$ 电压而伸展了的情况下的第1及第2驱动器10、11的形状。

而且，在第1及第2驱动器10、11动作时，在T1时刻，第1及第2驱动器10、11分别为标准状态的P1、P3形状。另外，在T2时刻，第1驱动器10被电源26a施加 $V_0 + E_0$ 电压而变形为收缩的P2形状。此时，第2驱动器11被施加 $V_0 - E_0$ 电压而变形为伸展的P4形状。

在T3时刻，第1及第2驱动器10、11分别为标准状态的P1、P3形状。在T2时刻，第1驱动器10被电源26a施加 $V_0 - E_0$ 电压

而变形为伸展的P4形状。此时，第2驱动器11被施加 $V_o + E_o$ 电压而变形为收缩的P2形状。

在上述构造中，如图11A所示，在来自电源26a的电压为0V的状态下，第1及第2驱动器10、11被设定为初始状态。然后，在第1及第2驱动器10、11利用电源26a对第1驱动器10施加 $V_o - E_o$ 电压、对第2驱动器11施加 $V_o + E_o$ 电压时，如图11B的箭头所示，第1驱动器10被驱动而收缩，第2驱动器11被驱动而伸展。另外，在自电源26a对第1驱动器10施加 $V_o + E_o$ 电压、并对第2驱动器11施加 $V_o - E_o$ 电压时，如图11C的箭头所示，第1驱动器10被驱动而伸展，第2驱动器11被驱动而收缩。这样，第1及第2驱动器10、11协作，使刀具15沿轴线方向进行超声波振动。

由此，本变形例也可获得与第1实施方式的超声波治疗装置1相同的效果。

图12表示第1实施方式的超声波治疗装置1的第4变形例。作为第2驱动器11，本变形例使用与第1实施方式的第1驱动器10相同构造的驱动器。具有伸缩性的柔软的正电极112A及负电极113A相分离地粘贴于本变形例的第2驱动器11的圆筒状的电致伸缩高分子部件111A的两端面。在此，正电极112A配置于电致伸缩高分子部件111A的与第2套体13b相接触的后端面，负电极113A配置于电致伸缩高分子部件111A的与上述刀具固定构件14相接触的前端面。

在这种情况下，第1驱动器10的负电极103与第2驱动器11的负电极113A隔着刀具固定构件14对置配置，且分别相导通地安装于该刀具固定构件14上。

另外，在第1驱动器10的正电极102与第1套体13a之间夹设有绝缘环17，以保持第1驱动器10与第1套体13a之间的绝缘。

同样，在第2驱动器11的正电极112A与第2套体13b之间夹设有绝缘环17，以保持第2驱动器11与第2套体13b之间的绝缘。

而且，第1及第2驱动器10、11的各正电极102、112A及第2驱动器11的负电极113A与第3变形例（图9～图11C）同样地连接于上述电源26a。即，第1驱动器10的正电极102经由正极配线264a连接于电源26a。另外，第2驱动器11的正电极112A经由正极配线264c连接于电源26a。

第1及第2驱动器10、11的各负电极103、113A相导通地配置于刀具固定构件14。而且，第1及第2驱动器10、11的各负电极103、113A经由负极配线264b连接于电源26a。

第1及第2驱动器10、11的正电极102、112A以电压具有 180° 相位差的方式用配线连接于电源26a的反转电路263。即，第1驱动器10的正极配线264a由于经由反转电路263连接于第2驱动器11的正极配线264c，因此与正极配线264c的电压之间存在 180° 的相位差。而且，利用该电源26a周期性地向第1及第2驱动器10、11供给具有 180° 相位差的电压，对第1及第2驱动器10、11进行驱动控制。

另外，在上述8、图9及图12的电极构造中，也可以像上述第1变形例（参照图7A、7B）那样，埋设交替层叠有多个正极内部电极104、114、负极内部电极105、115和电致伸缩高分子部件101、111的膜而成的层叠构造。

第2实施方式

图13及图14表示本发明的第2实施方式。但是，在该图13及图14中，对与上述第1实施方式相同的部分标注了相同的附图标记，省略其详细说明。

如图13所示，本实施方式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。即，在本实施方式中，

在前端处理部2的刀具15a的轴心部设置通孔151a，并如图14所示那样在刀具固定构件14a的轴心部也设置通孔141a。

如图14所示，刀具固定构件14a夹设在上述第1及第2驱动器10、11之间。上述刀具15a突出设置于该刀具固定构件14a的前端面。管状的孔27突出设置于刀具固定构件14a的后端面。而且，刀具15a设置成贯穿于上述第1驱动器10筒体的内空部，并进一步自第1套体13a的刀具贯穿孔13a2向前方突出。

另外，上述孔27贯穿于上述第2驱动器11筒体的内空部。连通孔13b2与该孔27相面对地设置于第2套体13b。上述孔27隔着未图示的O型密封圈而与该连通孔13b2的前端部密封结合。

排出管28的一端部经由管状的连接构件13b3安装于连通孔13b2的后端部。该排出管28贯穿于外鞘24内。

如图13所示，管排出口252与配线电缆引出口251相邻地设置于操作处理部25上。排出管28的基端部被自操作处理部25的管排出口252引出并连接于排出泵29。

接着，对上述构造的本实施方式的作用进行说明。在利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15a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6）。

接着，一边观察患处、一边操作处理操作部25，使刀具15a前后移动。由此，使刀具15a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，如上述那样以期望的周期自电源26对第1及第2驱动器10、11的各正电极102、112及负电极103、113之间施加电压。于是，与自电源26供给电压的供给周期同步地各自独立地收缩驱动、伸展驱动第1及第2驱动器10、11的各电致伸缩高分子部件101、111。由此，使刀具15a进行超声波振动，从而对生物体组织进行粉碎、乳化处理。

此时，驱动排出泵29。因此，被粉碎、乳化处理后的生物体组织被吸引入刀具15a的通孔151a中，通过连通孔13b2及管28被自排出泵29排出到未图示的排出瓶中。

因此，上述构造的超声波吸引装置起到如下的效果。即，与上述第1实施方式相同，在本实施方式的超声波吸引装置1A中，也可以利用使用电致伸缩高分子部件驱动器的第1及第2驱动器10、11来实现具有高处理能力的刀具15a，可以提供一种小型、且处理能力较高的超声波吸引装置1A。

另外，作为第1及第2驱动器10、11的电极构造，在该第2实施方式中，可以应用上述第1实施方式中说明的任一变形例的电极构造，使用任一电极构造均可获得同样的效果。

第3实施方式

图15～图18C表示本发明的第3实施方式。但是，在该图15～图18C中，对与上述第1实施方式相同的部分标注了相同的附图标记，省略其详细说明。

如图15所示，本实施方式将本发明应用于夹着生物体组织而对其实施凝固切开处理的超声波凝固切开装置1B。即，在本实施方式中，在配置于前端处理部2上的刀具15b的基端部，配

设有开闭自由的钳子片30。

另外，在密封圈等外鞘24的前端部固定有圆筒状的前端罩31的基端部。如图16所示，上述钳子片30的中间部以借助主轴销301自由转动的方式支承于前端罩31上。

连杆构件33的前端部以借助支承销331自由转动的方式安装于钳子片30的基端部。连接构件34以借助操作销341自由转动的方式安装于连杆构件33的基端部。

连接构件34配置成沿着设置于前端罩31上的引导槽313在其轴线方向上移动自由。而且，在该连接构件34上安装有操作线35的前端部。该操作线35贯穿于上述外鞘24内。

另外，手柄36以沿操作线35的轴线方向自由滑动操作的方式安装于上述处理操作部25上。在手柄36上固定有操作线35的基端部。于是，通过沿图15中的箭头A、B方向滑动操作手柄36，可借助操作线35移动操作钳子片30。

在向手边侧拉手柄36而向图15中的箭头A方向拉入操作线35时，借助连接构件34、操作销341向手边侧拉拽操作连杆构件33，使其向顺时针方向转动。由此，使钳子片30以主轴销301为中心向逆时针方向转动。结果，可使钳子片30向靠近刀具15b的方向（闭合方向）移动。

另外，在向推出方向操作上述手柄36时，上述操作线35向图15中的箭头B方向移动。此时，借助连接构件34、操作销341推出操作连杆构件33，使其向逆时针方向转动。由此，使钳子片30以主轴销301为中心向顺时针方向转动。结果，钳子片30向远离上述刀具15b的方向（打开方向）移动。

另外，如图16及图17所示，刀具15b具有形成为圆筒状的刀具主体15b1。在刀具主体15b1的圆筒中间部设有分隔壁152b。该分隔壁152b的轴心部具有通孔151b。筒状的第1及第

2驱动器10、11夹着分隔壁152b地收容配置于刀具15b内。

第1驱动器10具有圆筒状的电致伸缩高分子部件101、粘贴于电致伸缩高分子部件101外周面的正电极102、和粘贴于电致伸缩高分子部件101内周面的负电极103。同样，第2驱动器11具有圆筒状的电致伸缩高分子部件111、粘贴于电致伸缩高分子部件111外周面的正电极112、和粘贴于电致伸缩高分子部件111内周面的负电极113。

另外，在内插入上述刀具15b内的第1及第2驱动器10、11的各圆筒的内空部、分隔壁152b的通孔151b中，贯穿有突出设置于前端罩31上的固定杆部311。在该固定杆部311的前端部设有螺纹部312。该螺纹部312与设置于罩按压构件32中的螺孔321螺纹接合。

由此，收容配置于刀具15b内的第1驱动器10，配置于刀具15b的分隔壁152b与罩按压构件32之间，第2驱动器11配置于刀具15b的分隔壁152b与前端罩31之间。

另外，第1及第2驱动器10、11形成为与第1实施方式的超声波治疗装置1的第3变形例（参照图9～图11C）相同的电极构造。即，第1驱动器10与第2驱动器11夹着分隔壁152b地对置配置。

第2驱动器11与第1实施方式的第2驱动器11结构相同。第2驱动器11的正电极112经由正极配线18a与上述第1驱动器10的正电极102电连接。同样，第2驱动器11的负电极113隔着分隔壁152b与上述第1驱动器10的负电极103电连接。

第1及第2驱动器10、11的各正电极102、112配置成不与分隔壁152b短路。而且，第1驱动器10的正电极102经由正极配线264a连接于电源26a。另外，第2驱动器11的正电极112经由正极配线264c连接于电源26a。

第1及第2驱动器10、11的各负电极103、113相导通地配置于分隔壁152b。而且，第1及第2驱动器10、11的各负电极103、113经由负极配线264b连接于电源26a。

电源26a具有交流电源261、偏置电路262和反转电路263。第1及第2驱动器10、11的正电极102、112以电压具有 180° 相位差的方式用配线连接于电源26a的反转电路263。即，第1驱动器10的正极配线264a由于经由反转电路263连接于第2驱动器11的正极配线264c，因此与第2驱动器11的正极配线264c的电压之间存在 180° 的相位差。而且，利用该电源26a周期性地向第1及第2驱动器10、11供给具有 180° 相位差的电压，对其进行驱动控制。

而且，第1驱动器10的正极配线264a、第2驱动器11的正极配线264c、第1及第2驱动器10、11的负极配线264b贯穿于配线电缆21内。该配线电缆21连接于上述电源26a。由此，如上述那样，第1及第2驱动器10、11的正电极102、112及负电极103、113之间被电源26a施加具有 180° 相位差的电压。根据该施加电压的周期，第1及第2驱动器10、11可变形为图18A所示的初始位置、如图18B所示地使第1驱动器10沿轴线方向伸展并使第2驱动器11收缩的状态、和如图18C所示地使第1驱动器10沿轴线方向收缩并使第2驱动器11伸展的状态。由此，使刀具15b进行超声波振动。

接着，对上述构造的本实施方式的作用进行说明。对于上述构造的超声波凝固切开装置1B，在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治疗凝固切开装置1B的前端处理部2的刀具15b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6）。

接着，一边观察患部、一边操作处理操作部25，使刀具15b前后移动。由此，使刀具15b的前端部对准并接近处理部位。之后，推出操作处理操作部25的手柄36而打开钳子片30。在该状态下进行移动调整，以使患部位位于刀具15b与钳子片30之间。接着，在确认了患部已位于刀具15b与钳子片30之间的状态之后，拉拽操作手柄36。由此，使钳子片30向闭合方向转动而将生物体组织夹持在钳子片30与刀具15b之间。

接着，一边确认夹持状态、一边操作处理操作部25，以期望的周期自电源26a对第1及第2驱动器10、11的正电极102、112与负电极103、113之间施加具有180°相位差的电压。于是，第1及第2驱动器10、11与自电源26a供给电压的供给周期同步地变形为如图18B所示地使第1驱动器10沿轴线方向伸展并使第2驱动器11收缩的状态、和如图18C所示地使第1驱动器10沿轴线方向收缩并使第2驱动器11伸展的状态。由此，使刀具15b进行超声波振动而对夹持在其与钳子片30之间生物体组织进行凝固切开处理。

因此，上述构造的超声波凝固切开装置起到如下的效果。即，与上述第1实施方式相同，在本实施方式的超声波凝固切开装置1B中，也可以利用使用电致伸缩高分子部件驱动器的第1及第2驱动器10、11来实现具有高处理能力的刀具15b，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。

另外，作为第1及第2驱动器10、11的电极构造，在该第3

实施方式的超声波凝固切开装置1B中，可以应用上述第1实施方式中说明的任一变形例的电极构造，使用任一电极构造均可获得同样的效果。

另外，本发明并不限于上述各实施方式，还可以在其他实施阶段在不脱离其主旨的范围内实施各种变形。

在上述实施方式中还包括各种阶段的发明，可以通过适当组合公开的多个构成要件来获得各种发明。

例如，在可以解决本发明的课题，可获得本发明的效果的情况下，即使从上述实施方式所示的全部构成要件中删除几个构成要件，也可将删除了该构成要件的构造作为发明。

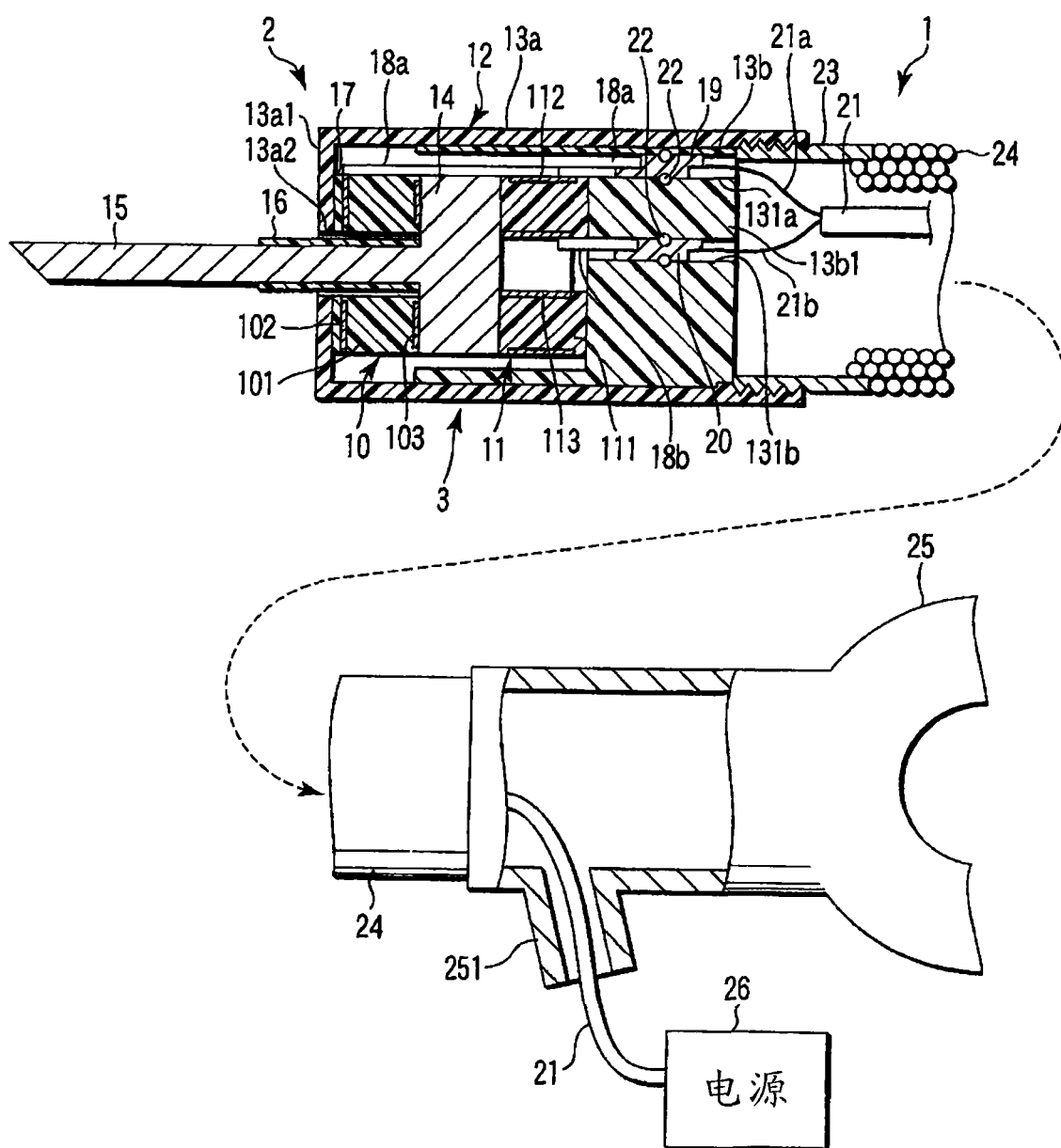


图 1

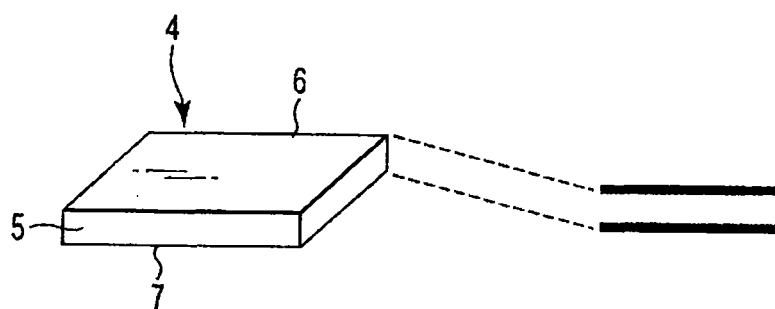


图 2A

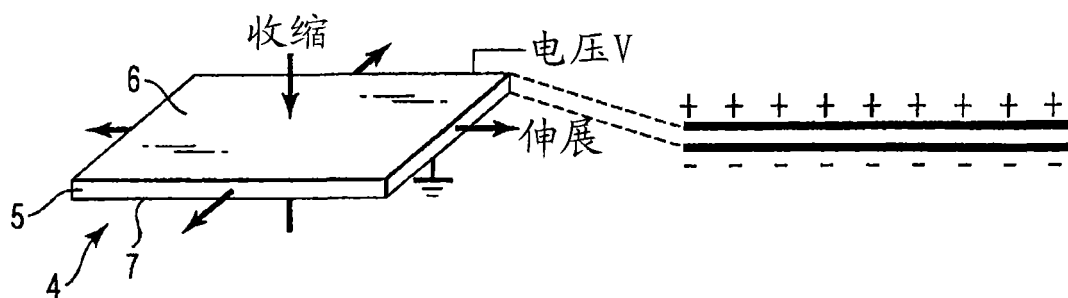


图 2B

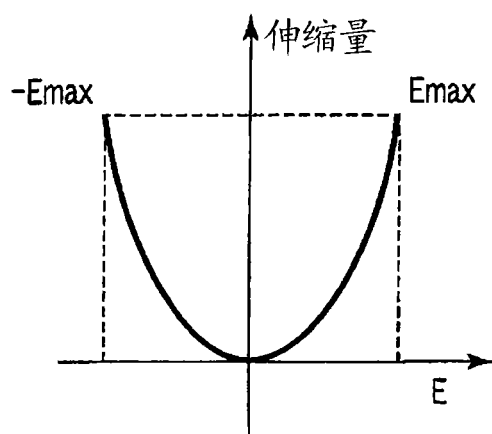


图 3

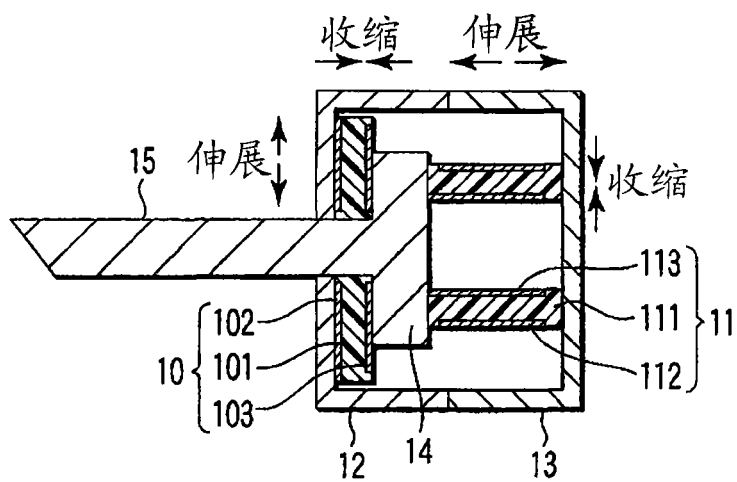


图 4

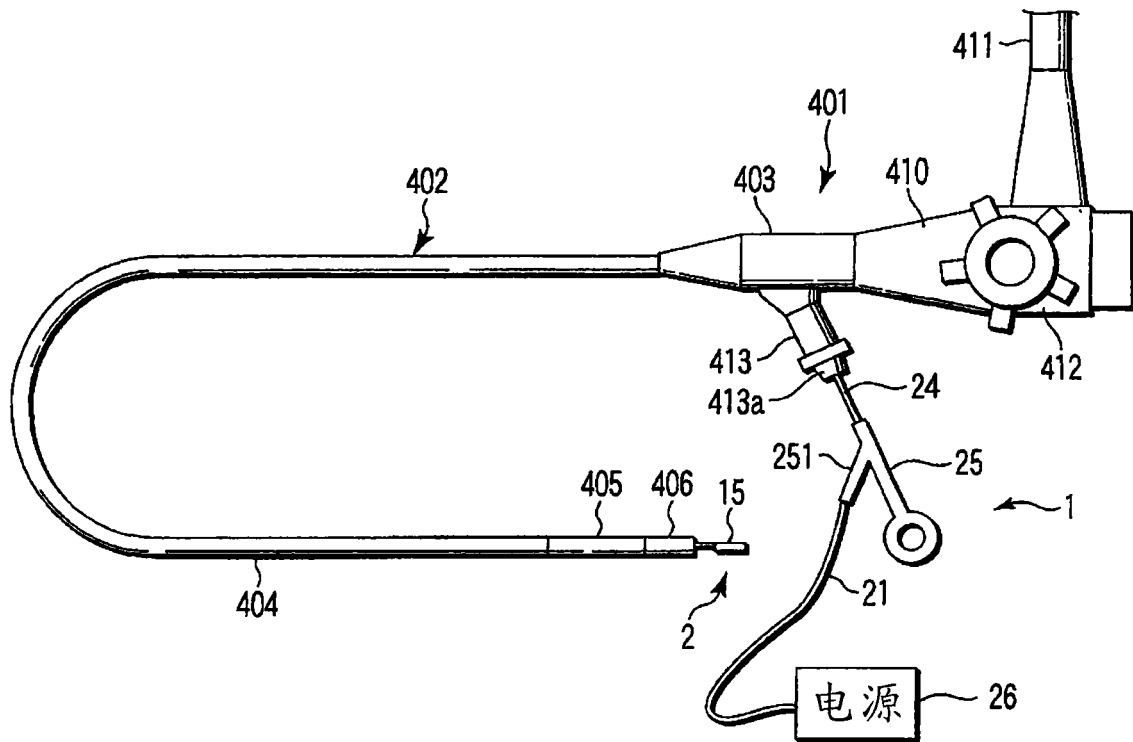


图 5

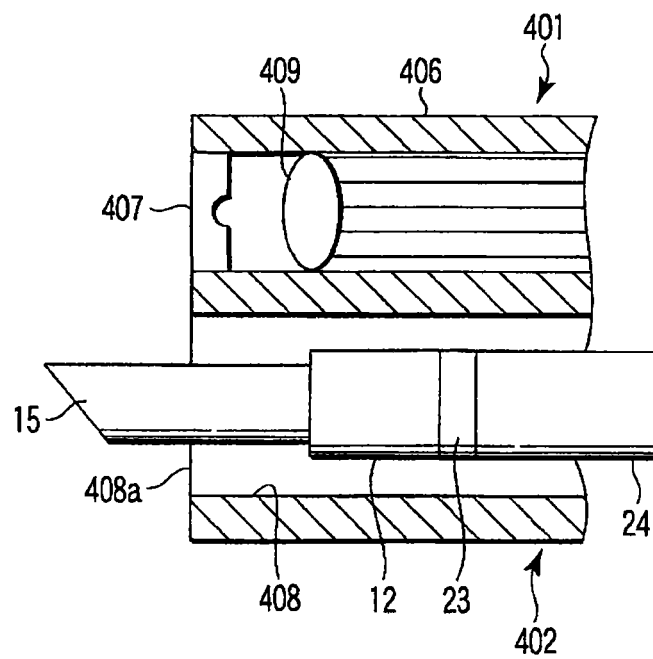


图 6

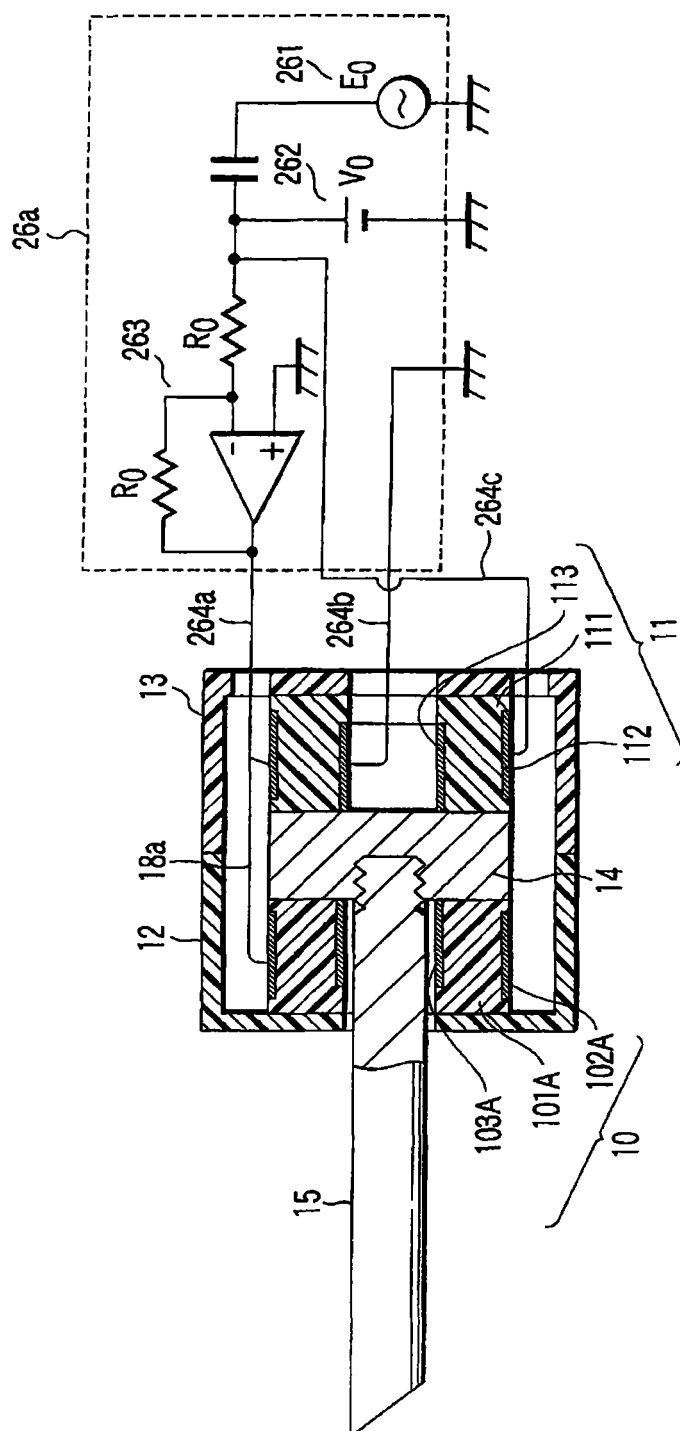


图 9

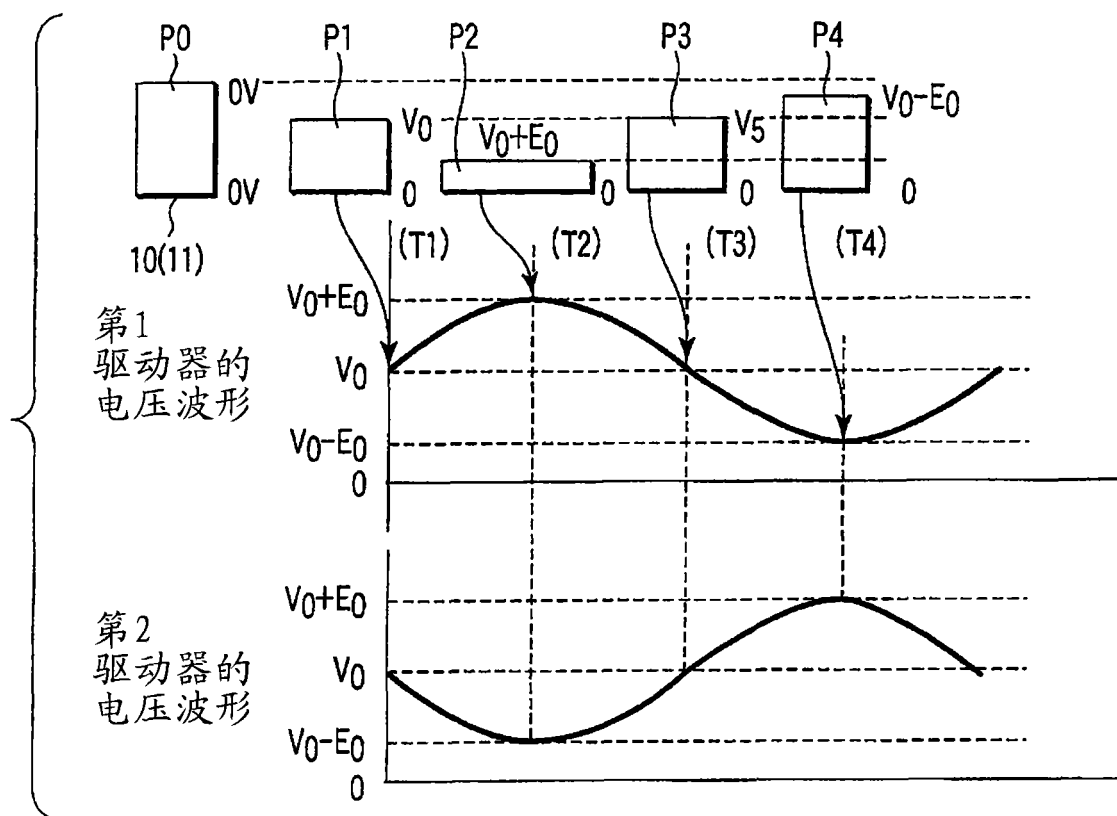


图 10

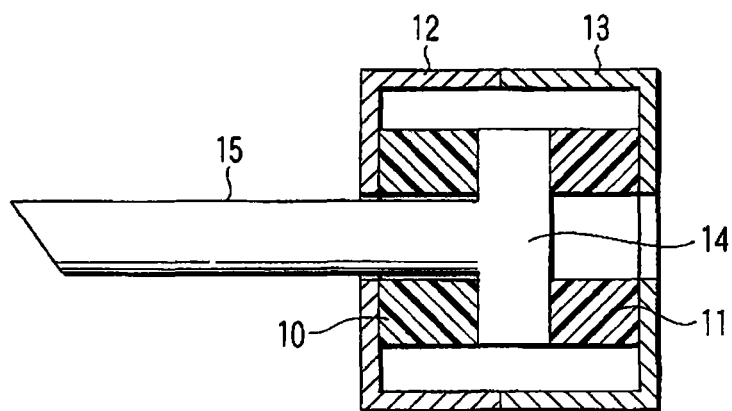


图 11A

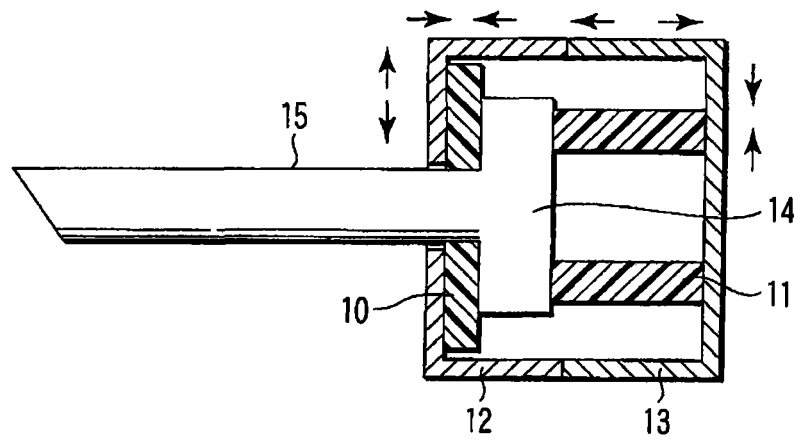


图 11B

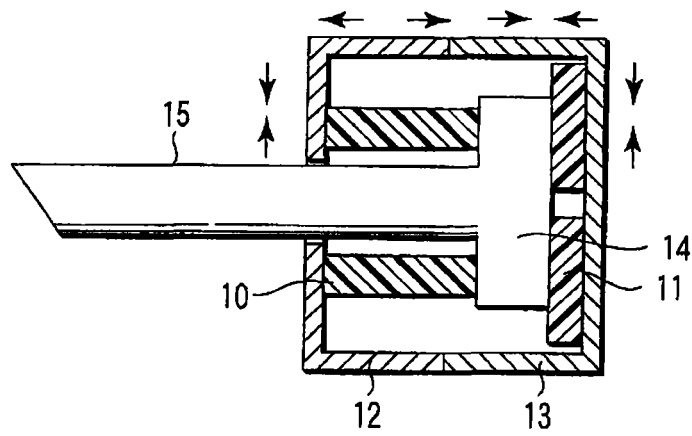


图 11C

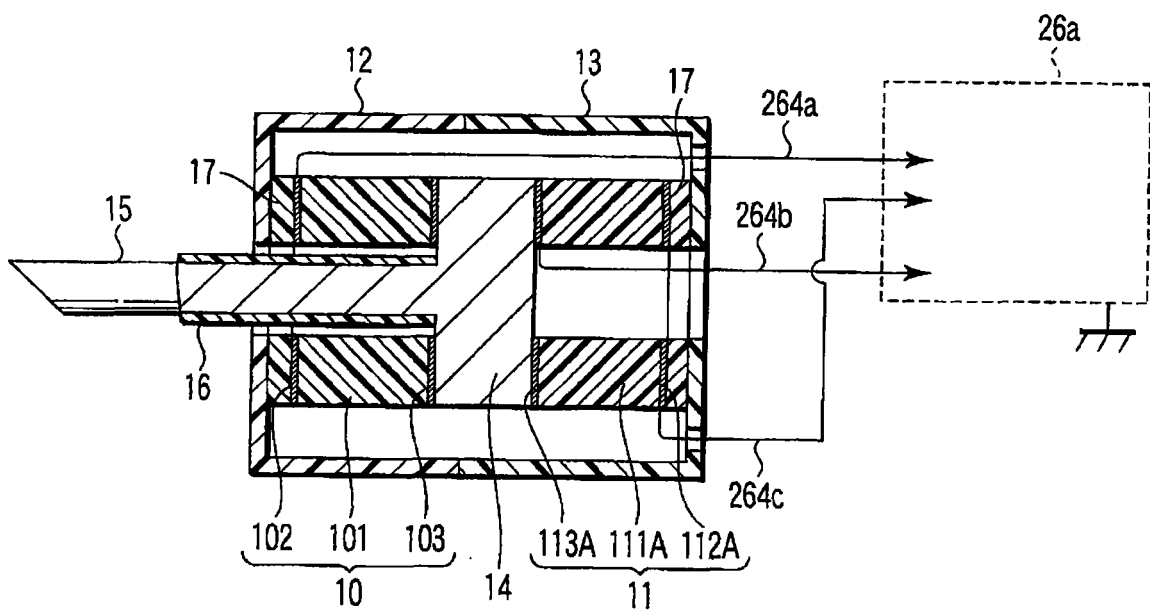


图 12

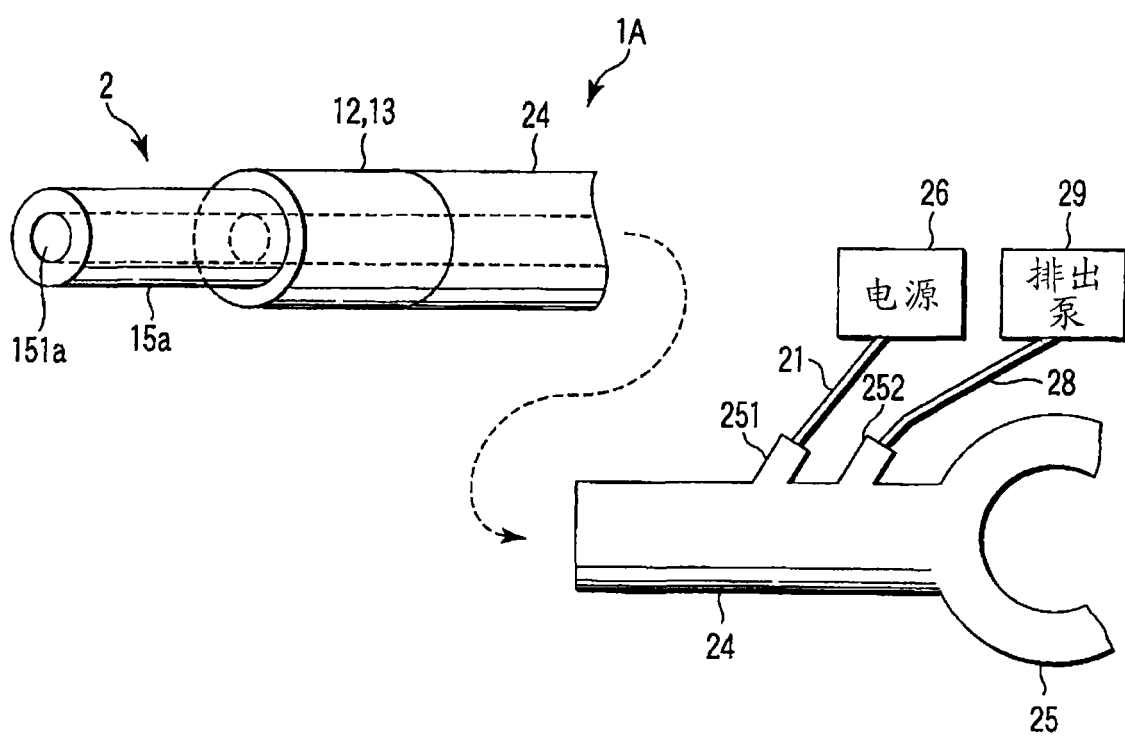


图 13

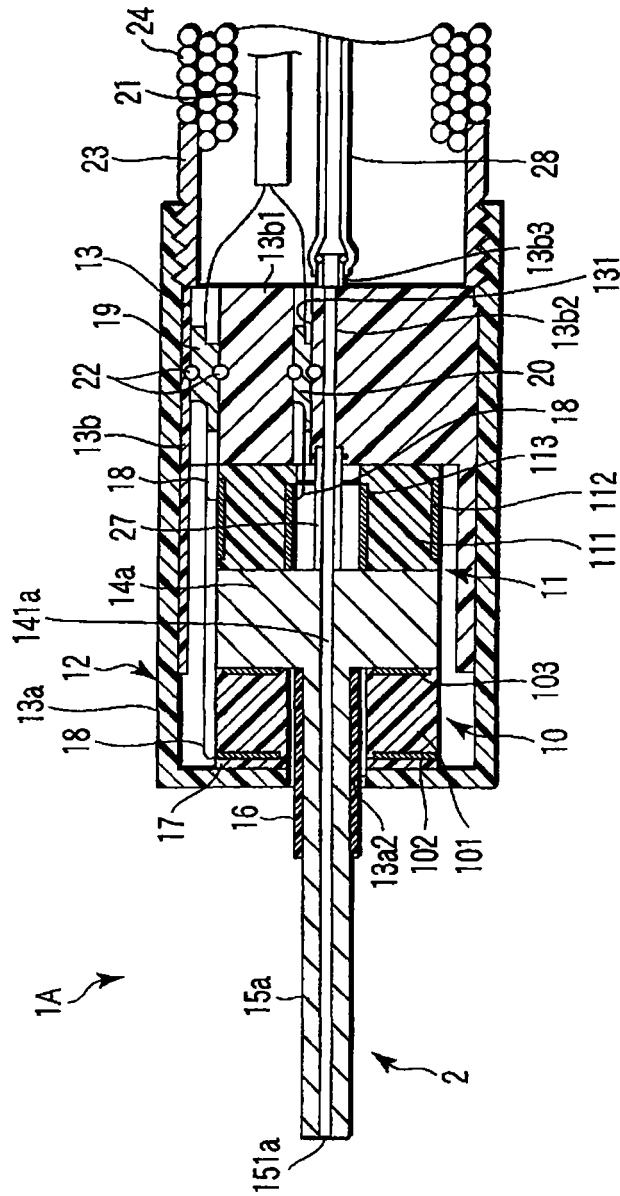


图 14

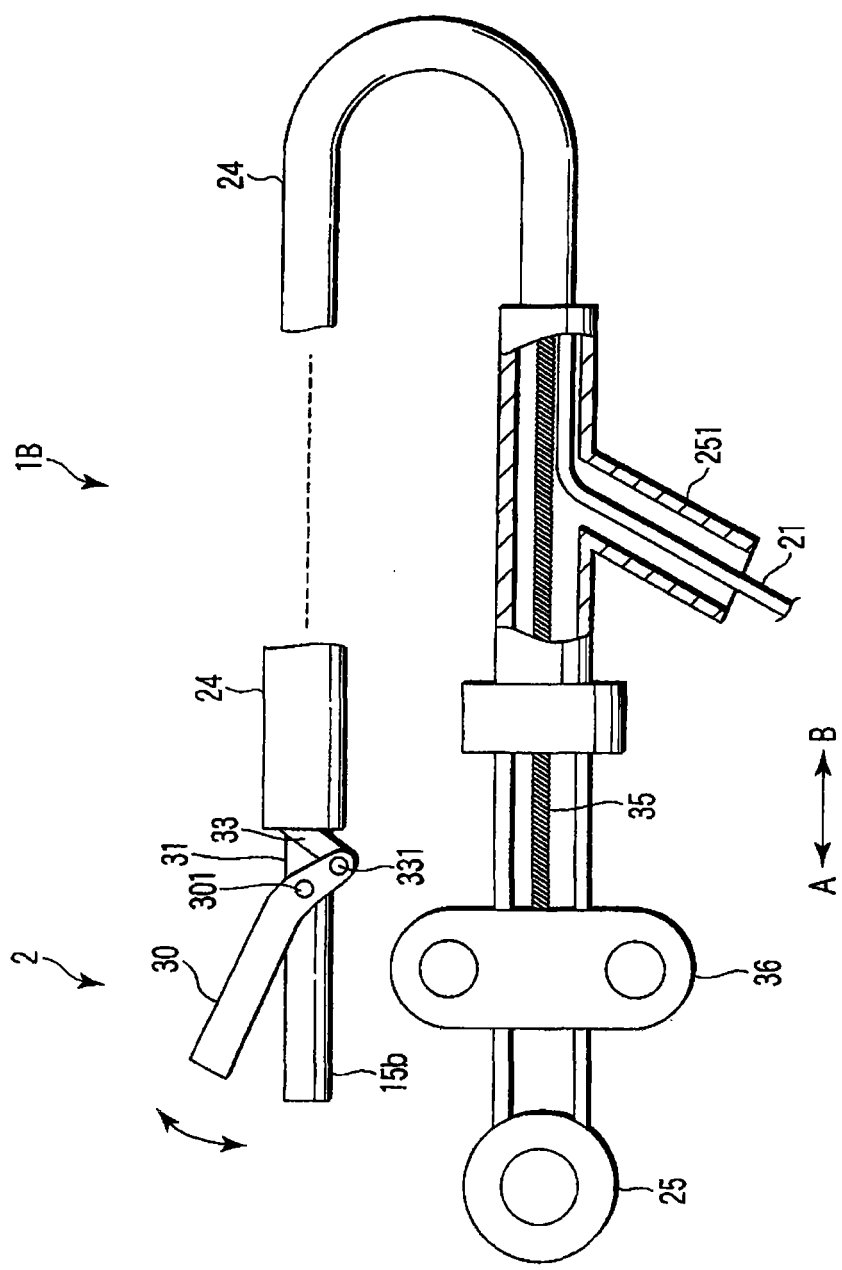


图 15

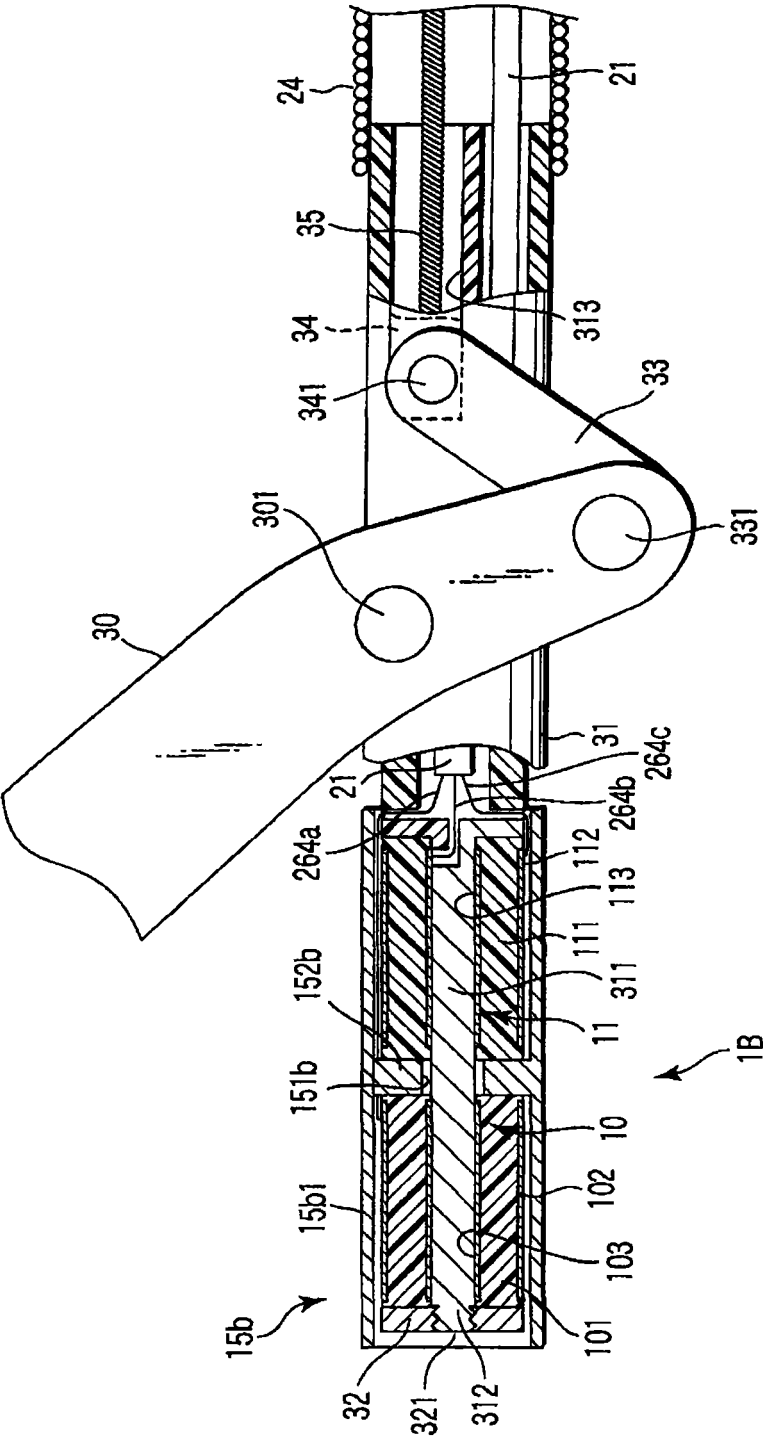


图 16

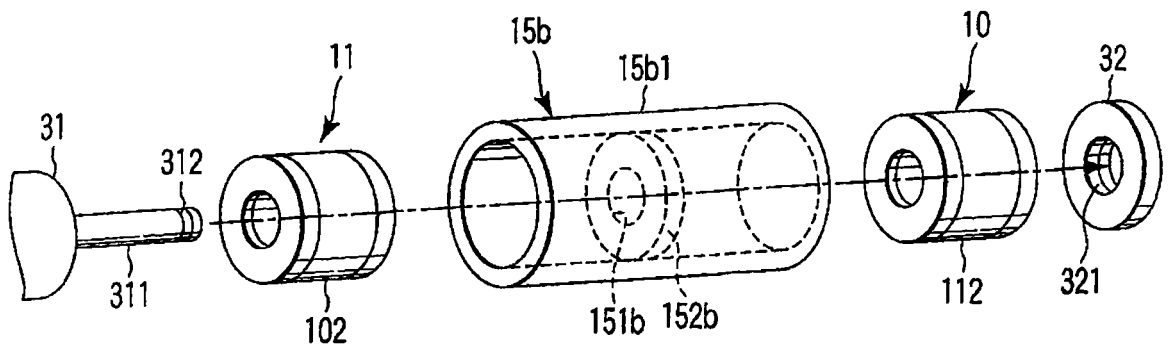


图 17

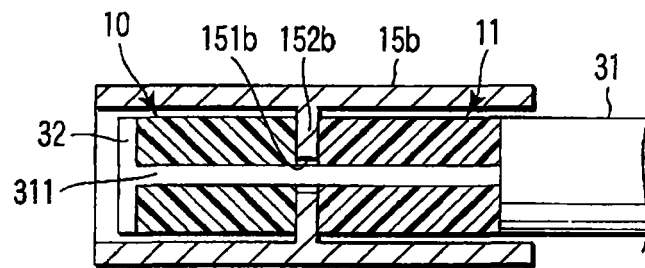


图 18A

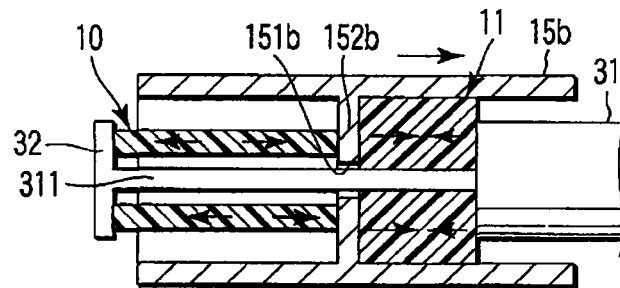


图 18B

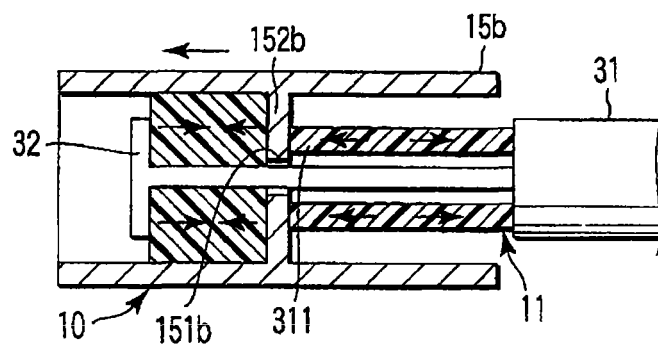


图 18C

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	CN101277652A	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	CN200680036018.0	申请日	2006-10-26
[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	山田典弘		
发明人	山田典弘		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/32007 A61B2017/320082 Y10S82/904 Y10S310/80		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2005314324 2005-10-28 JP		
其他公开文献	CN101277652B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波治疗装置。该超声波治疗装置的结构是：在筒状的电致伸缩高分子部件(101、111)上配置有正电极(102、112)和负电极(103、113)的第1及第2驱动器(10、11)，隔着固定构件(14)地对置配置，将贯穿第1驱动器(10)的刀具(15)设置在该固定构件(14)上，同步地使该第1及第2驱动器(10、11)中的一方被驱动而收缩、另一方被驱动而伸展，从而通过固定构件(14)使刀具(15)进行超声波振动。

