



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101277652 B

(45) 授权公告日 2011.02.09

(21) 申请号 200680036018.0

(22) 申请日 2006.10.26

(30) 优先权数据

314324/2005 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/JP2006/321416 2006.10.26

(87) PCT申请的公布数据

W02007/049717 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 2005-94552 A, 2005.04.07, 全文.

JP 特开 2001-286162 A, 2001.10.12, 全文.

JP 特开平 11-56867 A, 1999.03.02, 全文.

JP 特开平 8-117240 A, 1996.05.14, 全文.

US 2002/0002371 A1, 2002.01.03, 全文.

JP 平 2-68047 A, 1990.03.07, 全文.

US 2004/0186463 A1, 2004.09.23, 全文.

审查员 李林霞

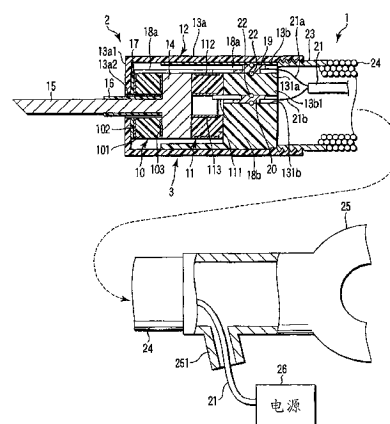
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 11 页

(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驱动器主体由圆筒形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驱动器主体由圆筒形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、处理部和驱动部件; 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

[0001] 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

[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。

[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(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。

[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.16No.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。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。

[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便进行期望处理的程度的小型化。

[0007] 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

[0008] 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。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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驱动器主体由圆筒形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驱动器主体由圆筒形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。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 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。

[0015] 本发明另一技术方案的超声波治疗装置包括插入部、处理部和驱动部件;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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 图 3 是表示图 2B 的驱动器的电场 E 与伸缩的关系的图。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 图 13 是表示本发明第 2 实施方式的超声波治疗装置的图。

[0036] 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。

[0037] 图 15 是表示本发明第 3 实施方式的超声波治疗装置的图。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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

[0043] 下面,参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0044] 第 1 实施方式

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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部。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] 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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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 与该动作相联动地进行超声波振动。

[0066] 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。

[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,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。

[0068] 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)、例如脚踏开关、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。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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于此。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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 的圆筒内空部的的外螺纹部 151,与刀具固定构件 14 的螺孔 141 螺纹接合而被固定。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] 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 电压而如图 11C 所示地在上下方向收缩了的情况下的第 1 驱动器 10 的形状、和被电源 26a 施加 V_0+E_0 电压而如图 11B 所示地在上下方向收缩了的情况下的第 2 驱动器 11 的形状。P4 表示被电源 26a 施加了 V_0-E_0 电压而如图 11B 所示地在上下方向上伸展了的情况下的第 1 驱动器 10 的形状、和被电源 26a 施加了 V_0-E_0 电压而如图 11C 所示地在上下方向上伸展了的情况下的第 2 驱动器 11 的形状。

[0086] 而且,在第 1 及第 2 驱动器 10、11 动作时,在 T_1 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 T_2 时刻,第 1 驱动器 10 被电源 26a 施加 V_0+E_0 电压而如图 11C 所示地变形为在上下方向上收缩的 P2 形状。此时,第 2 驱动器 11 被施加 V_0-E_0 电压而如图 11C 所示地变形为在上下方向上伸展的 P4 形状。

[0087] 在 T_3 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 T_4 时刻,第 1 驱动器 10 被电源 26a 施加 V_0-E_0 电压而如图 11B 所示地变形为在上下方向上伸展的

P4 形状。此时,第 2 驱动器 11 被施加 V_o+E_o 电压而如图 11B 所示地变形为在上下方向上收缩的 P2 形状。

[0088] 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 如图 11B 所示地在上下方向上伸展,因此第 1 驱动器 10 如图 11B 所示地在左右方向上被驱动而收缩,第 2 驱动器 11 如图 11B 所示地在上下方向上收缩,因此第 2 驱动器 11 如图 11B 所示地在左右方向上被驱动而伸展。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 如图 11C 所示地在上下方向上收缩,因此第 1 驱动器 10 在左右方向上被驱动而伸展,第 2 驱动器 11 如图 11C 所示地在上下方向上伸展,因此第 2 驱动器 11 如图 11C 所示地在左右方向上被驱动而收缩。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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] 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。

[0093] 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。

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 第2实施方式

[0098] 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。

[0099] 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。

[0100] 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。

[0101] 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相相对地设置于第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。

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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)。

[0105] 接着,一边观察患部、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。

[0106] 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。

[0107] 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。

[0108] 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。

[0109] 第3实施方式

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 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。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 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。

[0117] 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。

[0118] 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。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 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。

[0126] 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。

[0127] 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。

[0128] 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）。

[0129] 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。

[0130] 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。

[0131] 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。

[0132] 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。

[0133] 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。

[0134] 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。

[0135] 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。

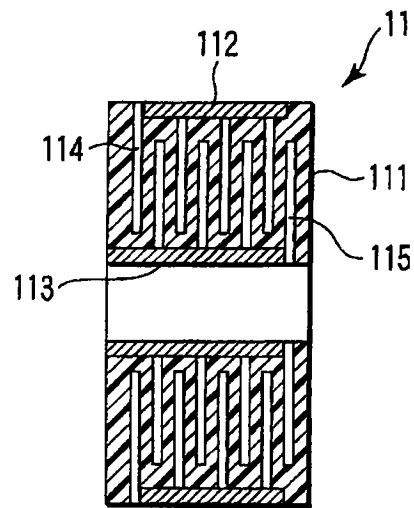


图 7B

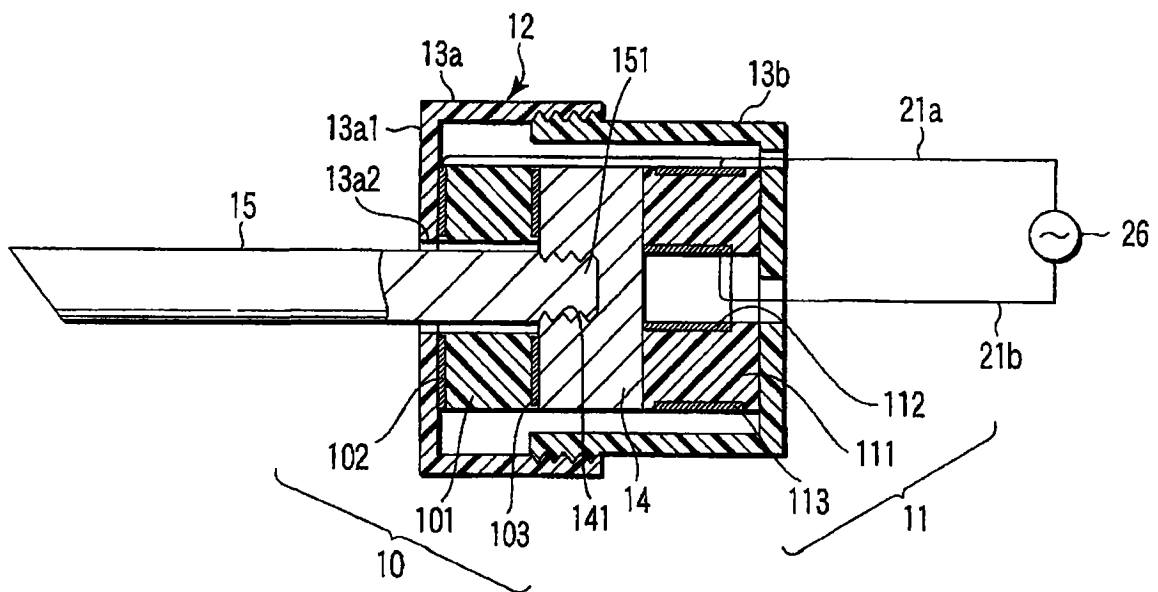
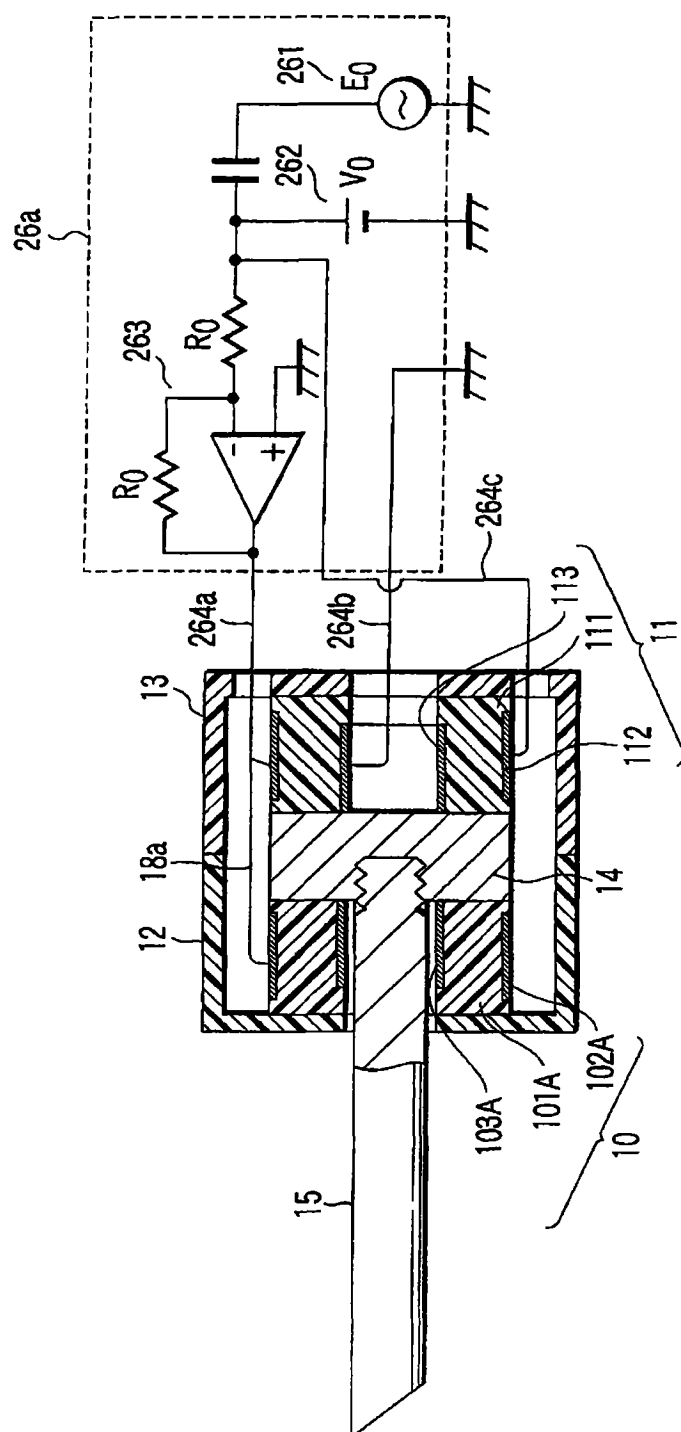


图 8



9
[X]

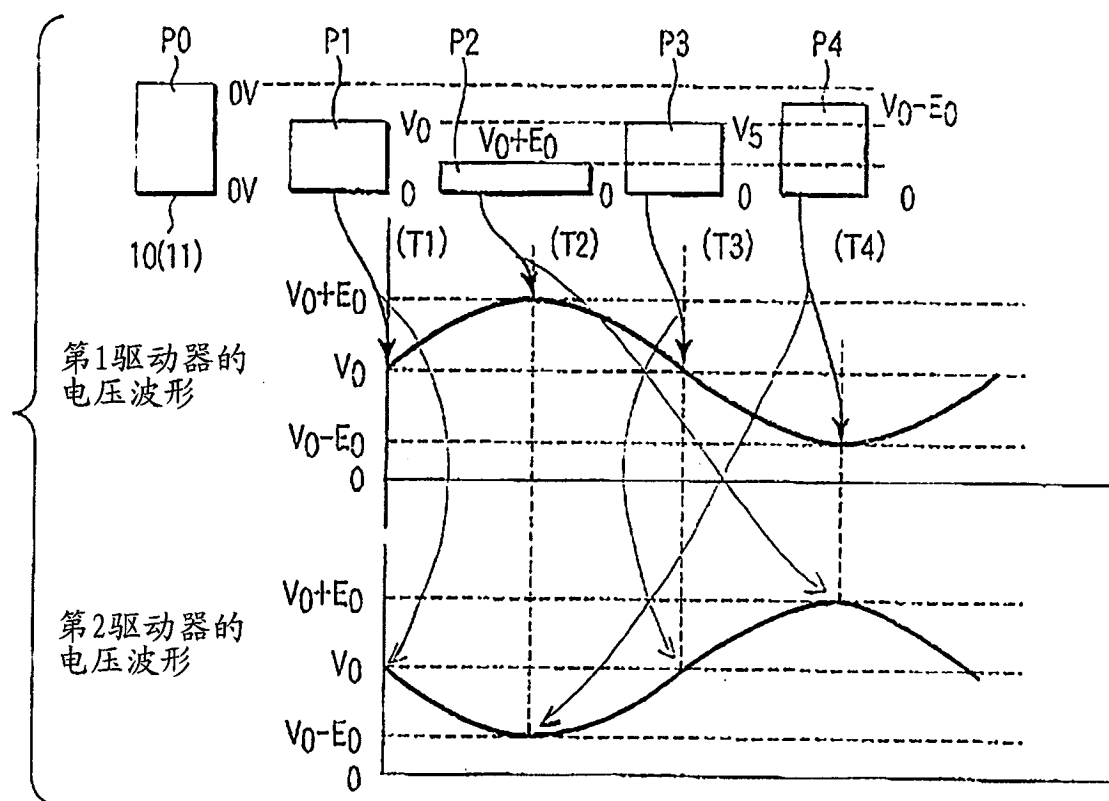


图 10

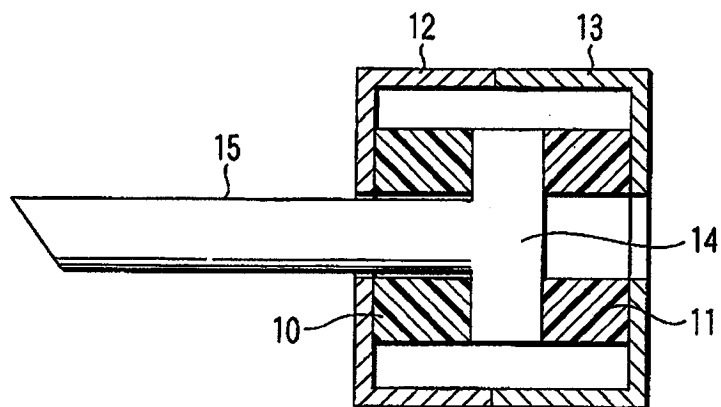


图 11A

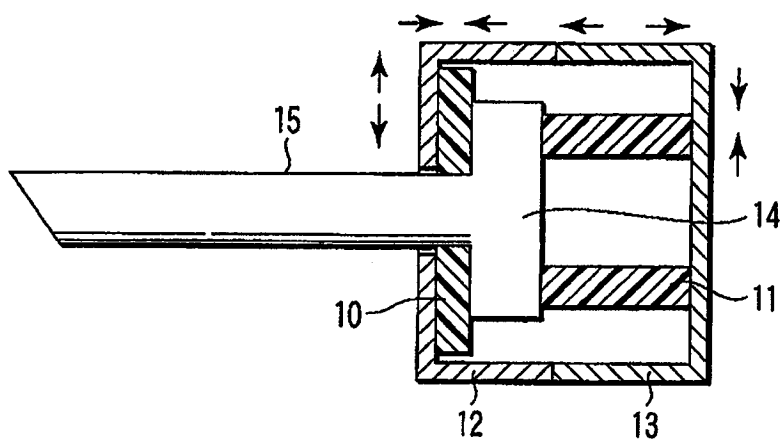


图 11B

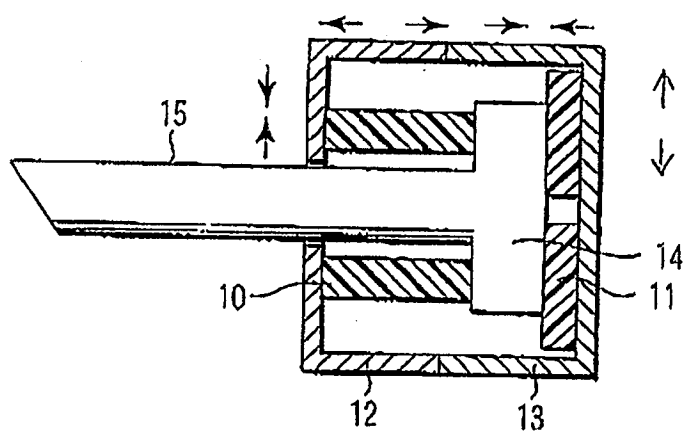


图 11C

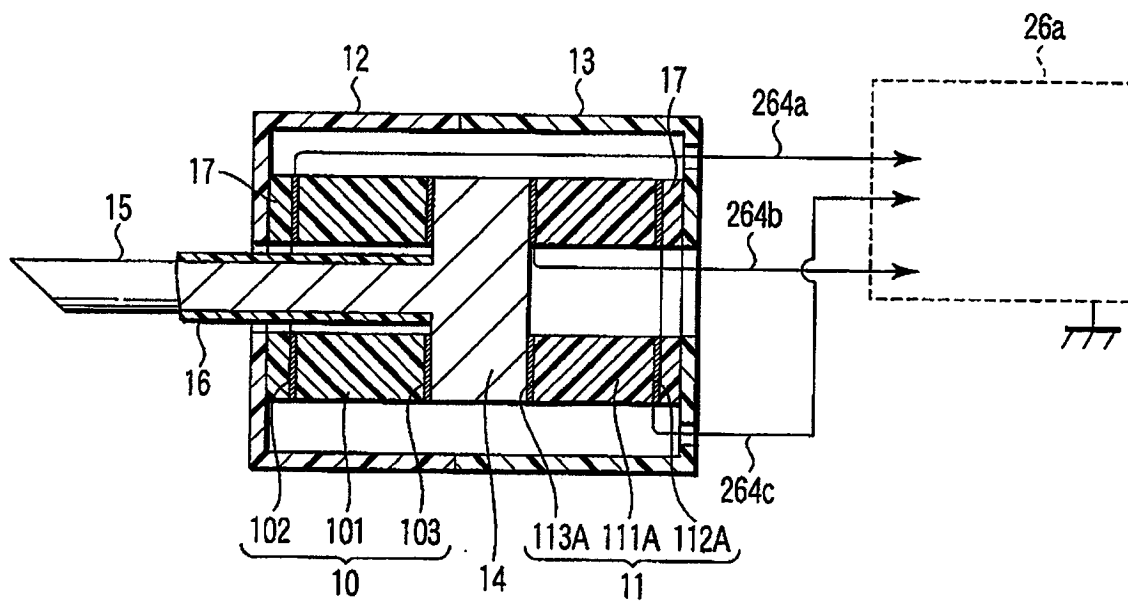


图 12

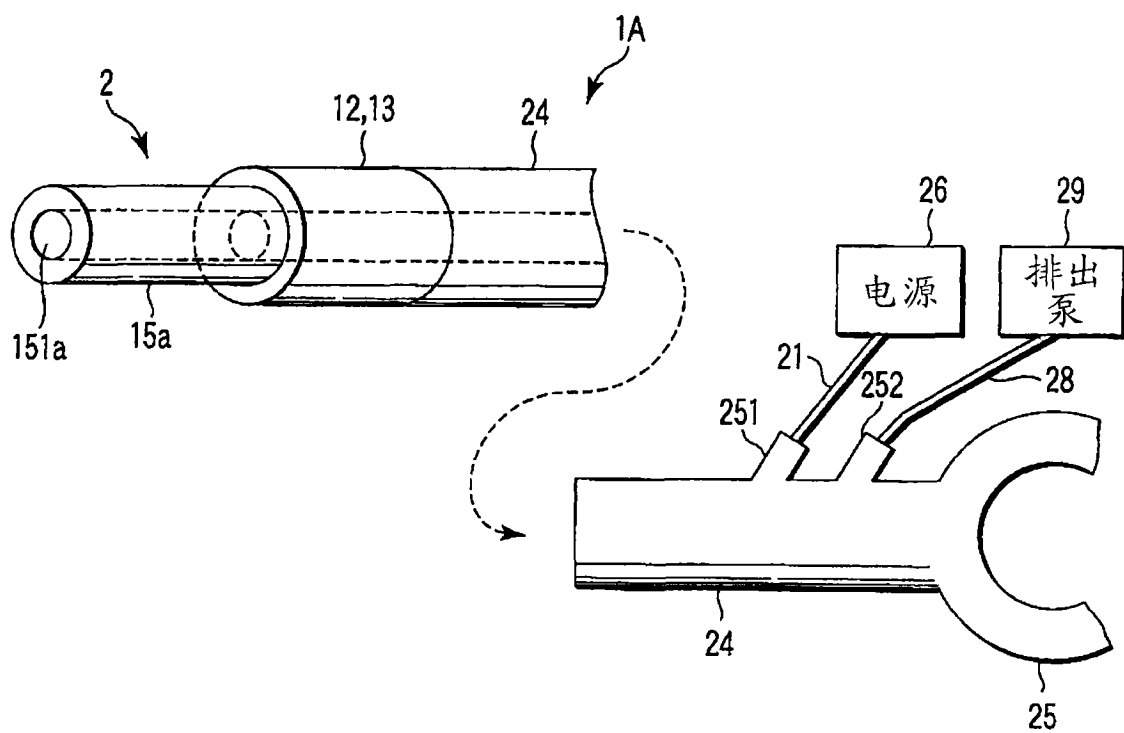


图 13

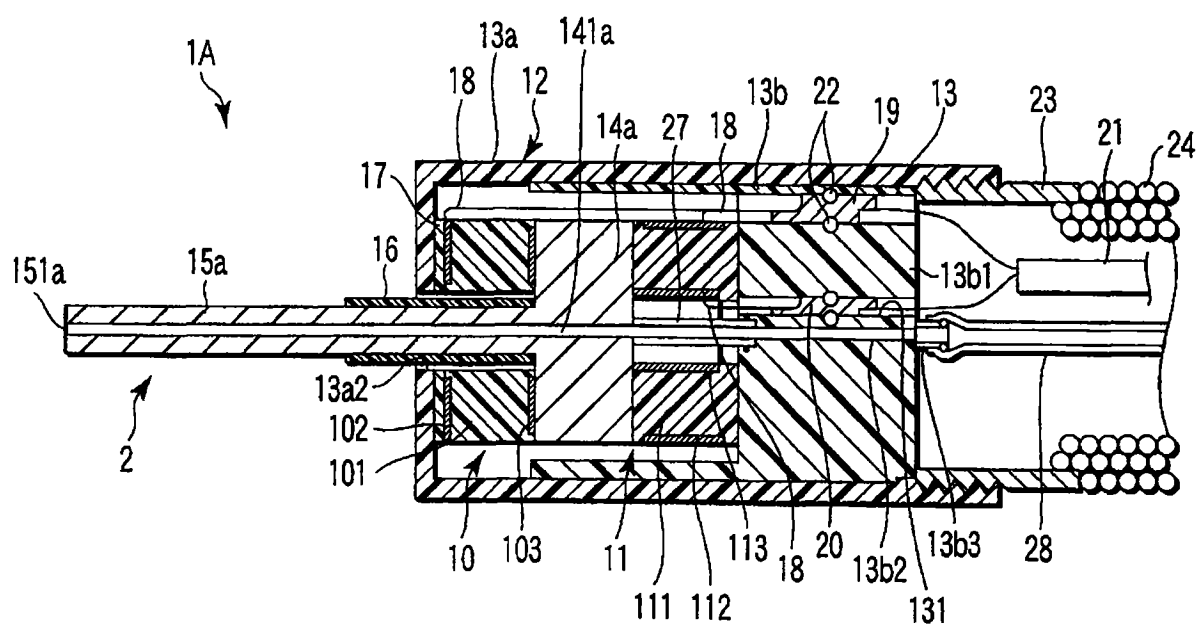


图 14

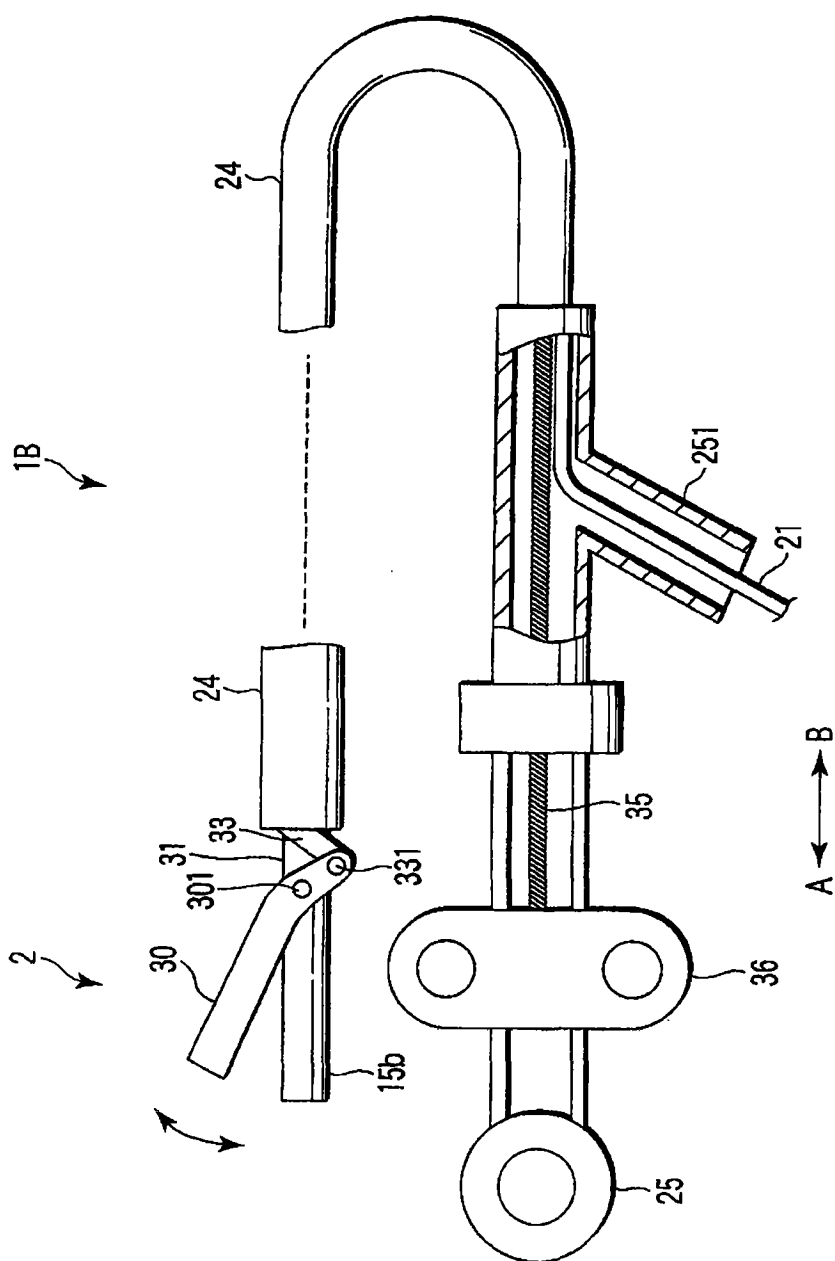
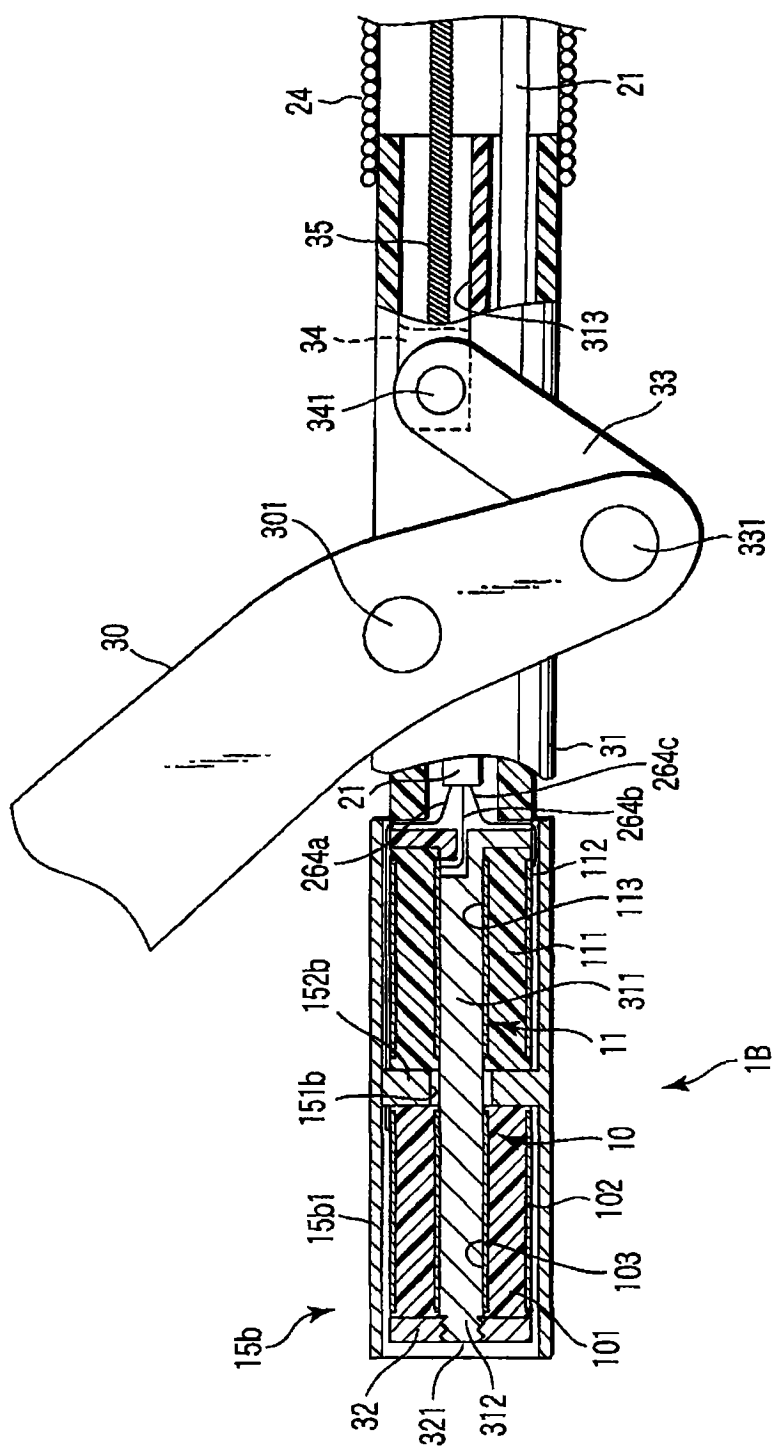


图 15



16

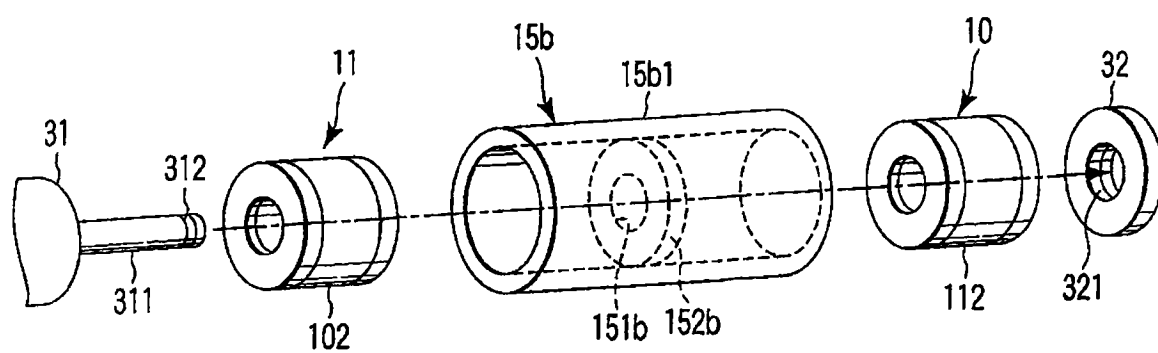


图 17

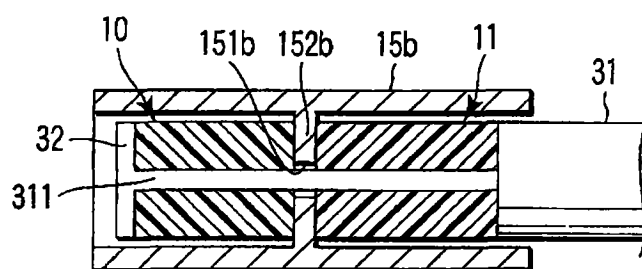


图 18A

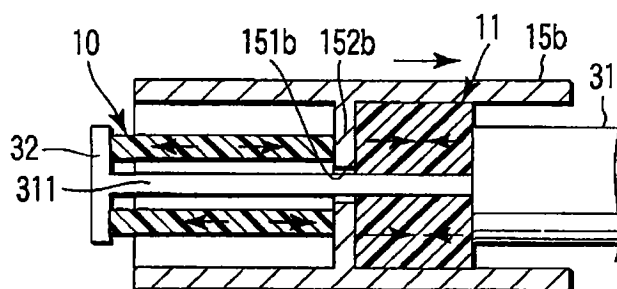


图 18B

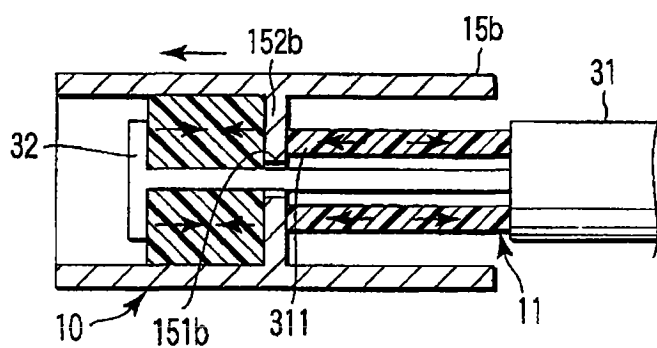


图 18C

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	CN101277652B	公开(公告)日	2011-02-09
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		
审查员(译)	李林霞		
优先权	2005314324 2005-10-28 JP		
其他公开文献	CN101277652A		
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。

