

[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 200680036235.X

[43] 公开日 2008 年 10 月 1 日

[11] 公开号 CN 101277653A

[22] 申请日 2006.10.26

[21] 申请号 200680036235.X

[30] 优先权

[32] 2005.10.28 [33] JP [31] 314323/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/321417 2006.10.26

[87] 国际公布 WO2007/049718 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

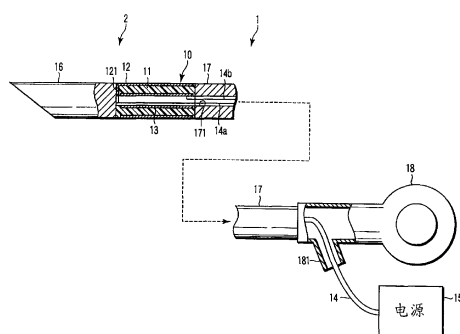
权利要求书 4 页 说明书 21 页 附图 10 页

[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,

上述驱动部件包括驱动器和电源部件;上述驱动器包括驱动器主体和至少一对电极,该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驱动器主体上,在对上述电极之间施加电压时,上述驱动器驱动上述电致伸缩高分子部件而使其伸缩;上述电源部件对上述驱动器的上述各电极之间供给电压;

上述处理部与上述驱动器对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上述治疗部位进行处理。

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;

上述电源对上述驱动器的上述电极之间供给交流电压。

3. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置,其中,

上述驱动器包括由电致伸缩高分子部件形成的驱动器主体、配设于上述驱动器主体的一端部的正电极、和配设于上述驱动器主体的另一端部的负电极。

4. 根据权利要求3所述的超声波治疗装置,其中,

在上述驱动器主体的内部,以使多个正极内部电极及多个负极内部电极呈与上述驱动器主体的中心线方向大致平行地延伸设置、且大致相互平行地并列设置的状态,埋设有上述多个正极内部电极及上述多个负极内部电极;

上述多个正极内部电极各自的一端部连接于上述正电极;

上述多个负极内部电极各自的一端部连接于上述负电极;

上述多个正极内部电极与上述多个负极内部电极相互间具有规定间隔地交替地对置设置。

5. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其中，

上述驱动器包括由长方体形状的电致伸缩高分子部件形成的驱动器主体、配设于上述驱动器主体的上述长方体形状的一个侧面的正电极、和配设于上述驱动器主体的上述长方体形状的另一个侧面的负电极。

6. 根据权利要求5所述的超声波治疗装置，其中，

在上述驱动器主体的内部，以使多个正极内部电极及多个负极内部电极呈大致平行于与上述驱动器主体的中心线正交的方向延伸设置、且大致相互平行地并列设置的状态，埋设有上述多个正极内部电极及上述多个负极内部电极；

上述多个正极内部电极各自的一端部连接于上述正电极；

上述多个负极内部电极各自的一端部连接于上述负电极；

上述多个正极内部电极与上述多个负极内部电极相互间具有规定间隔地交替地对置设置。

7. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其中，

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、和分别配设于上述驱动器主体的上述圆筒形的外周面与内周面的一对电极。

8. 根据权利要求7所述的超声波治疗装置，其中，

在上述驱动器主体的上述圆筒形的外周面配设有正电极，
在上述驱动器主体的上述圆筒形的内周面配设有负电极。

9. 根据权利要求1所述的超声波治疗装置，其中，

上述处理部包括支承上述驱动器的固定杆；

上述驱动器包括接合构造体，该接合构造体具有至少2片膜状的电致伸缩高分子部件，上述电致伸缩高分子部件在其一

面形成有正电极，在其另一面形成有负电极，该接合构造体是将上述2片膜状的电致伸缩高分子部件以彼此的负电极重叠的状态接合而成的；

上述接合构造体以蜗旋状卷绕在上述固定杆上而形成上述驱动器。

10. 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；上述插入部包括前端部及基端部，被插入到内窥镜的通道内；上述处理部配设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；上述超声波治疗装置在上述内窥镜的观察视野内利用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，包括前端部及基端部，且上述外鞘在其上述前端部连结有上述处理部；

在上述外鞘的上述基端部配设有操作上述处理部的操作部；

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和至少一对电极，该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驱动器主体上，在对上述电极之间施加电压时，上述驱动器驱动上述电致伸缩高分子部件而使其伸缩；上述电源部件对上述驱动器的上述各电极之间供给电压；

上述处理部具有刀具，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。

11. 根据权利要求10所述的超声波治疗装置，其中，

上述处理部包括筒状刀具，该刀具包括前端部及基端部，

且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；

上述外鞘包括吸引管，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。

12. 根据权利要求10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；上述刀具包括前端部及基端部，且内置有上述驱动部件；上述前端罩构件包括前端部及基端部，上述基端部连结于上述外鞘的上述前端部；上述钳子片以可转动的方式连结于上述前端罩构件，且以可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；上述操作线包括前端部及基端部，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。

超声波治疗装置

技术领域

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

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。

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。

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。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。

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便进行期望处理的程度的小型化。

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。

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，上述驱动部件包括驱动器和电源部件；上述驱动器包括驱动器主体和至少一对电极，该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驱动器主体上，在对上述电极之间施加电压时，上述驱动器驱动上述电致伸缩高分子部件而使其伸缩；上述电源部件对上述驱动器的上述各电极之间供给电压；上述处理部与上述驱动器对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上述治疗部位进行处理。

优选为，上述处理部具有刀具 (blade)，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；上述电源对上述驱动器的上述电极之间供给交流电压。

优选为，上述驱动器包括由电致伸缩高分子部件形成的驱动器主体、配设于上述驱动器主体一端部的正电极、和配设于上述驱动器主体另一端部的负电极。

优选为，在上述驱动器主体的内部，以使多个正极内部电极及多个负极内部电极呈与上述驱动器主体的中心线方向大致平行地延伸设置、且大致相互平行地并列设置的状态，埋设有上述多个正极内部电极及上述多个负极内部电极，上述多个正极内部电极各自的一端部连接于上述正电极，上述多个负极内部电极各自的一端部连接于上述负电极，上述多个正极内部电极与上述多个负极内部电极相互间具有规定间隔地交替地对置设置。

优选为，上述驱动器包括由长方体形状的电致伸缩高分子部件形成的驱动器主体、配设于上述驱动器主体的上述长方体形状的一侧面的正电极、和配设于上述驱动器主体的上述长方体形状的另一侧面的负电极。

优选为，在上述驱动器主体的内部，以使多个正极内部电极及多个负极内部电极呈大致平行于与上述驱动器主体的中心

线正交的方向地延伸设置、且大致相互平行地并列设置的状态，埋设有上述多个正极内部电极及上述多个负极内部电极，上述多个正极内部电极各自的一端部连接于上述正电极，上述多个负极内部电极各自的一端部连接于上述负电极，上述多个正极内部电极与上述多个负极内部电极相互间具有规定间隔地交替地对置设置。

优选为，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、和分别配设于上述驱动器主体的上述圆筒形的外周面与内周面的一对电极。

优选为，在上述驱动器主体的上述圆筒形的外周面配设有正电极，在上述驱动器主体的上述圆筒形的内周面配设有负电极。

优选为，上述处理部包括支承上述驱动器的固定杆；上述驱动器包括接合构造体，该接合构造体具有至少2片膜状的电致伸缩高分子部件，上述电致伸缩高分子部件在其一面形成有正电极，在其另一面形成有负电极，该接合构造体是将上述2片膜状的电致伸缩高分子部件以彼此的负电极重叠的状态接合而成的；上述接合构造体以蜗旋状卷绕在上述固定杆上而形成上述驱动器。

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；上述插入部包括前端部及基端部，被插入到内窥镜的通道内；上述处理部配设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；上述超声波治疗装置在上述内窥镜的观察视野内利用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，包括前端部及基端部，且在该外鞘的上述前端部连结有上述处理部；在上述外鞘的上

述基端部配设有操作上述处理部的操作部；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和至少一对电极，该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驱动器主体上，在对上述电极之间施加电压时，上述驱动器驱动上述电致伸缩高分子部件而使其伸缩；上述电源部件对上述驱动器的上述各电极之间供给电压；上述处理部具有刀具，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。

优选为，上述处理部包括筒状刀具，该刀具包括前端部及基端部，且上述刀具在上述前端部具有与上述刀具的内腔连通的吸引孔；上述外鞘包括吸引管，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。

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；上述刀具包括前端部及基端部，且内置有上述驱动部件；上述前端罩构件包括前端部及基端部，上述基端部连结于上述外鞘的上述前端部；上述钳子片以可转动的方式连结于上述前端罩构件，且以可相对于上述刀具开闭的方式被支承在上述前端罩构件上；上述钳子驱动部可驱动上述钳子片而使其相对于上述刀具开闭；上述操作线包括前端部及基端部，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，操作上述钳子驱动部；上述手柄设置于上述操作部，利用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。

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。

附图说明

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。

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。

图3是图2的驱动器与刀具的纵剖视图。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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

态的概略构造图。

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、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纵剖视图。

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。

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。

图13是表示第2变形例的驱动器的安装状态的横剖视图。

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。

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。

图16是表示第3变形例的驱动器的纵剖视图。

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。

图18是表示第4变形例的驱动器的纵剖视图。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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

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%。

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），与该动作相连动地使刀具16进行超声波振动。

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。

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。

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。

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），例如脚动开关、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。

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。

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,但并不限定于此。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。

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。

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。

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。

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。

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。

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

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。

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。

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。

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。

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。

即，如图15所示，在本变形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。

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。

在本变形例中也可获得与第1实施方式相同的效果。

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变形例。如图17所示，在本变形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。

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。

本变形例也可获得与第1实施方式相同的效果。

第2实施方式

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。

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变形例（参照图12~图14）的构造的电致伸缩高分子部件11a。

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。

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。

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。

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。

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）。

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。

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。

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。

第3实施方式

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。

即，在本实施方式中，在配置于前端处理部2的刀具26的基端部配设有自由开闭的钳子片27。

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。

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。

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。

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。

在向手边侧拉手柄32而向图15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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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6）。

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。

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。

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。

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。

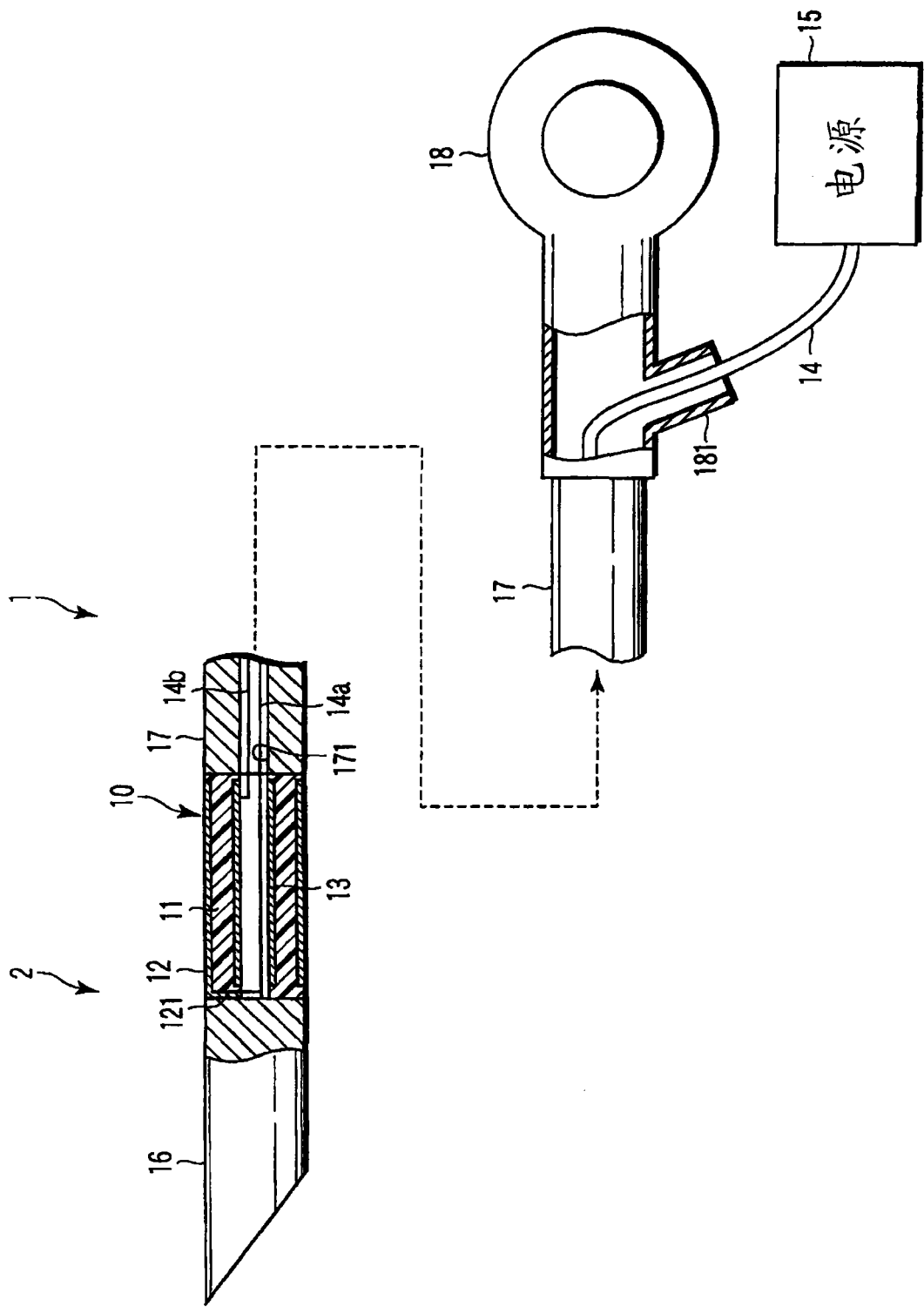


图 1

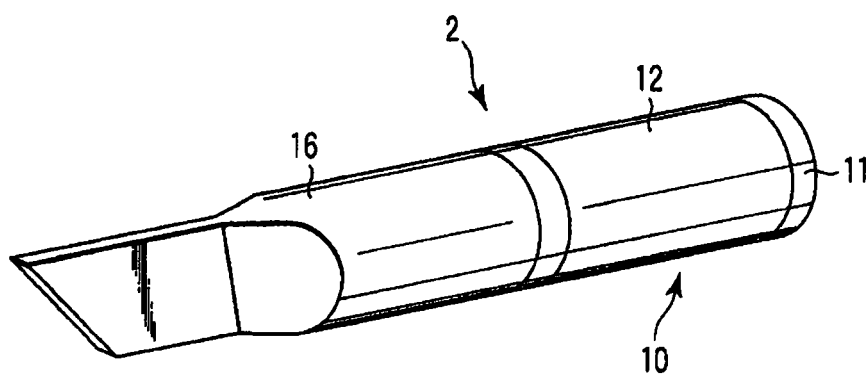


图 2

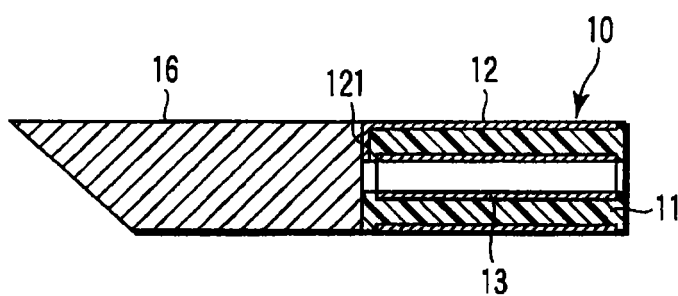


图 3

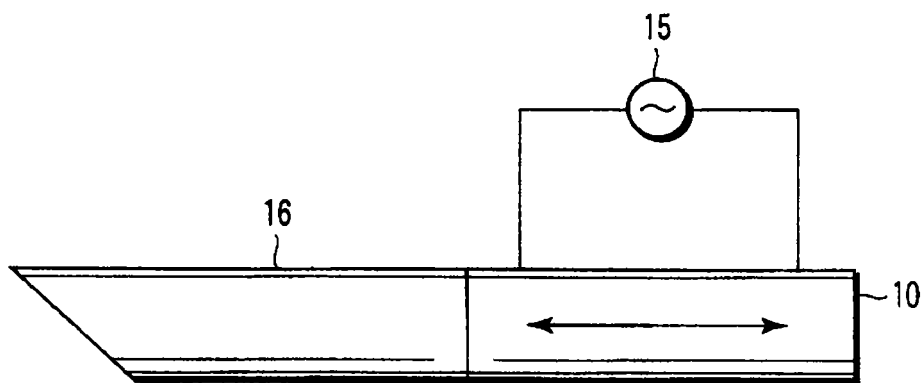


图 4

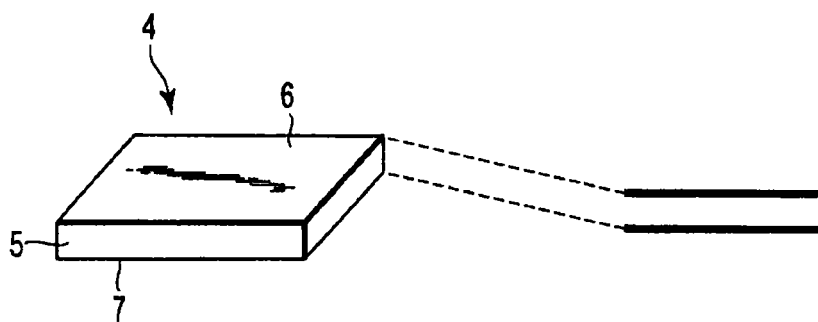


图 5A

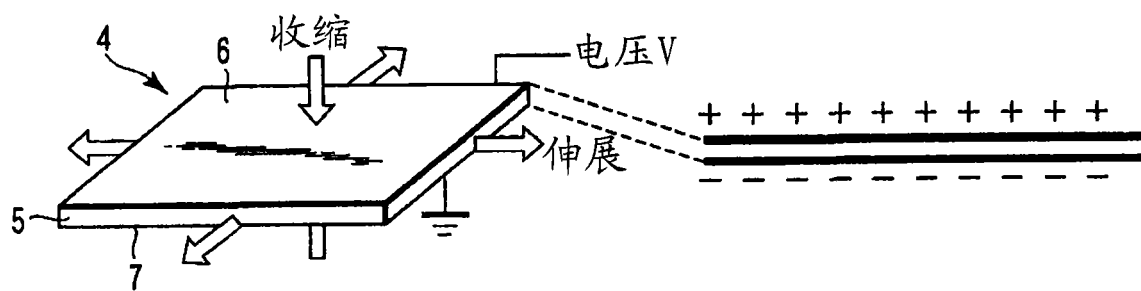


图 5B

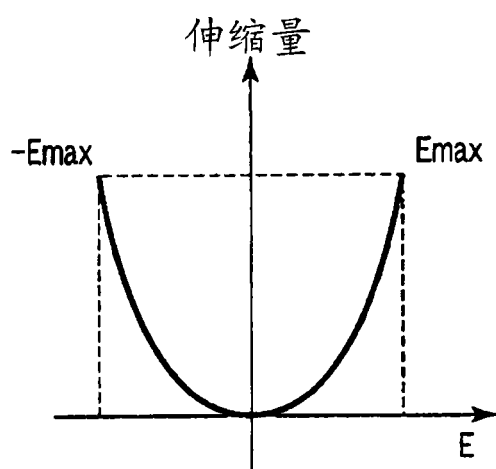


图 6

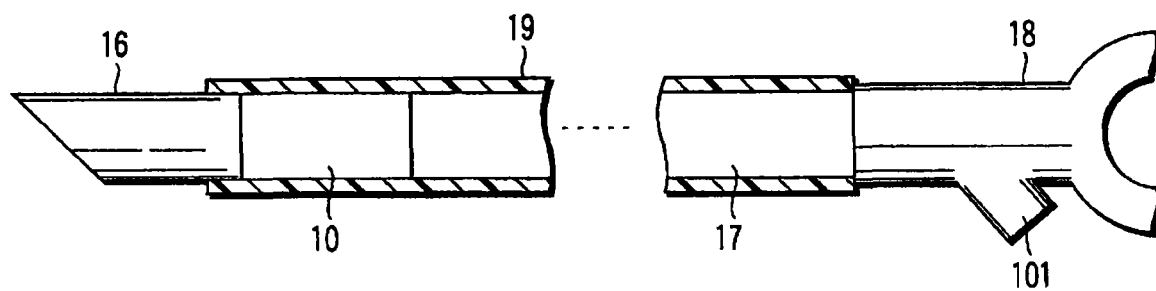


图 7

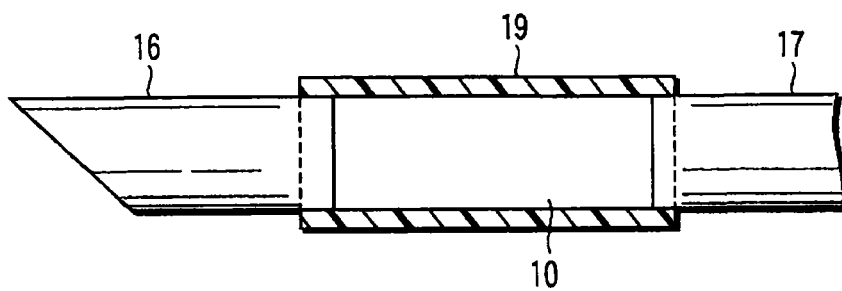


图 8

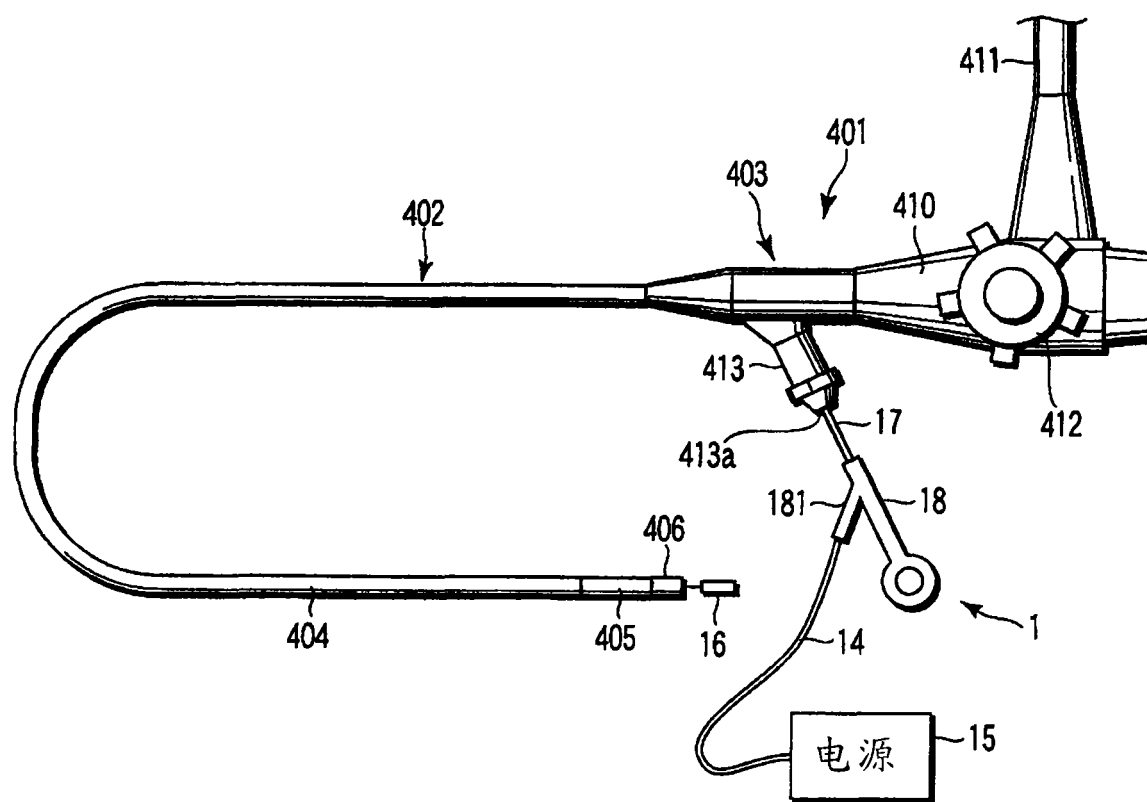


图 9

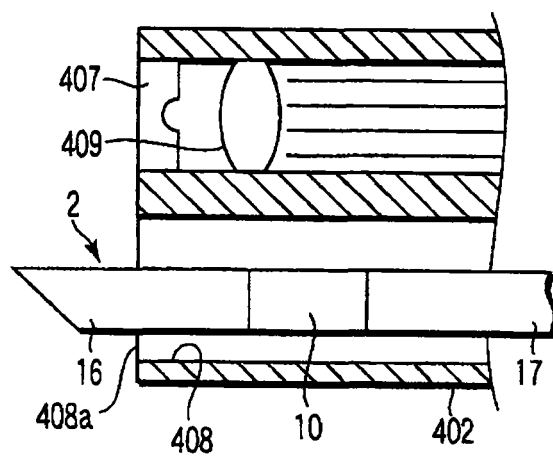


图 10

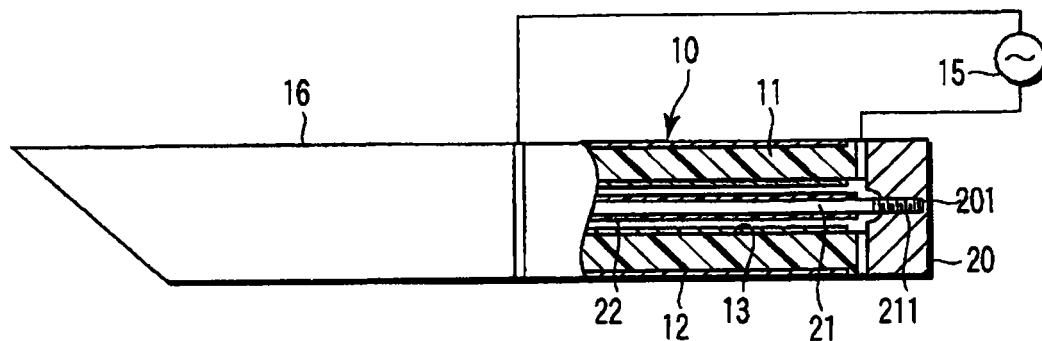


图 11

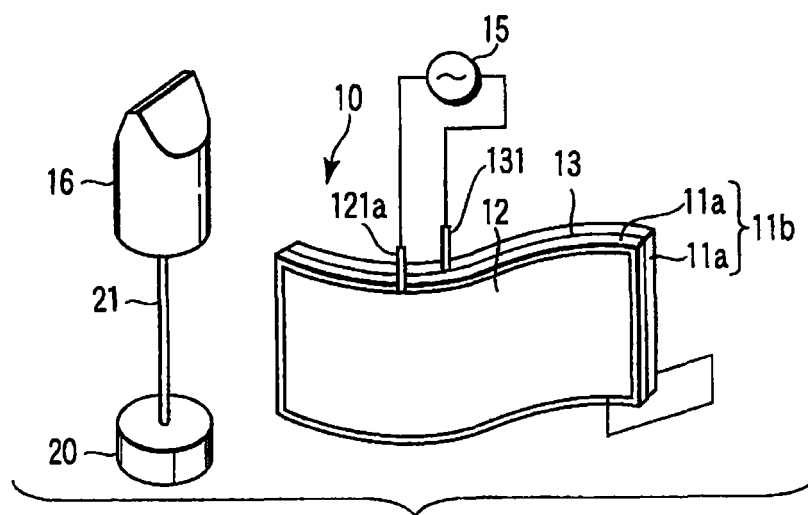


图 12

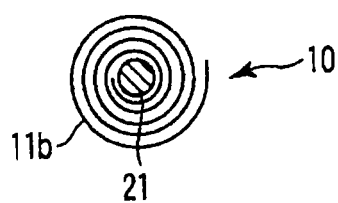


图 13

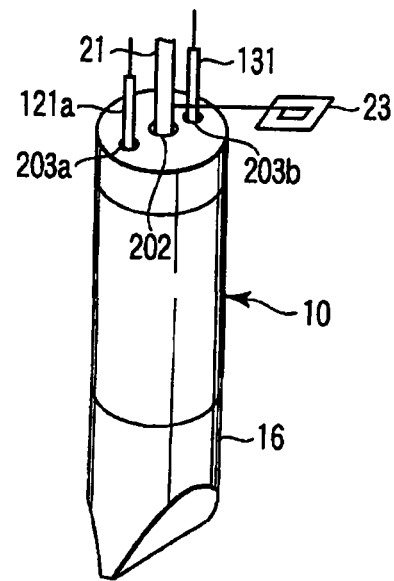


图 14

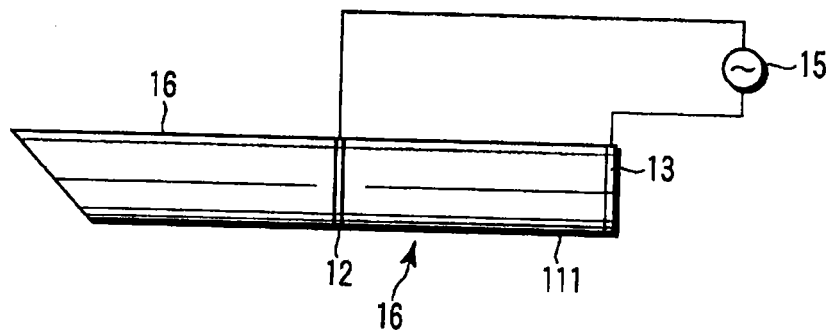


图 15

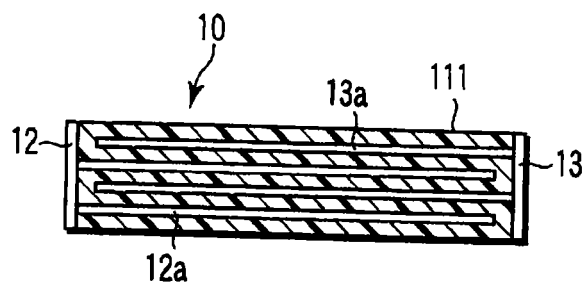


图 16

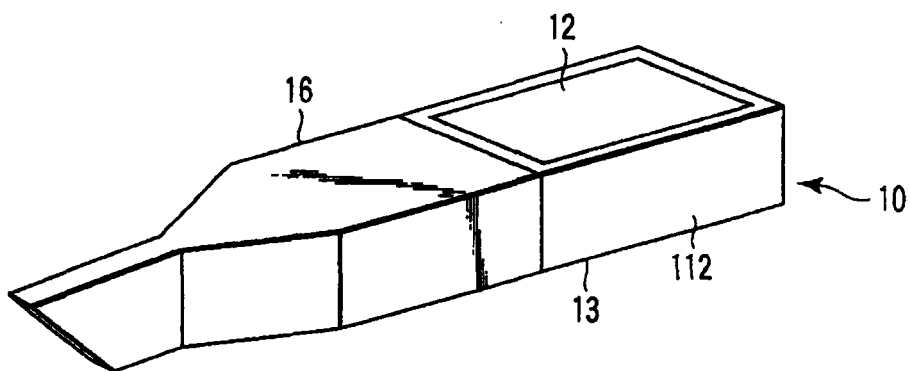


图 17

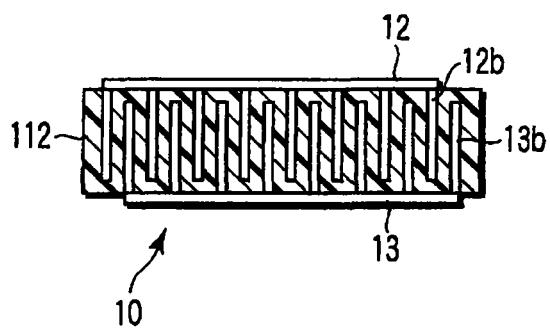


图 18

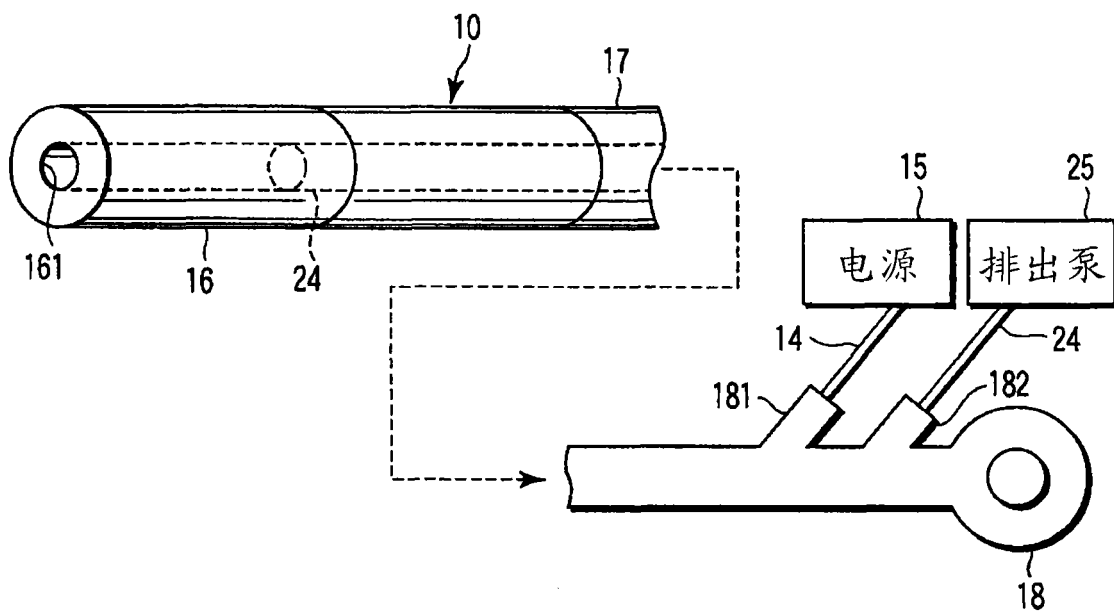


图 19

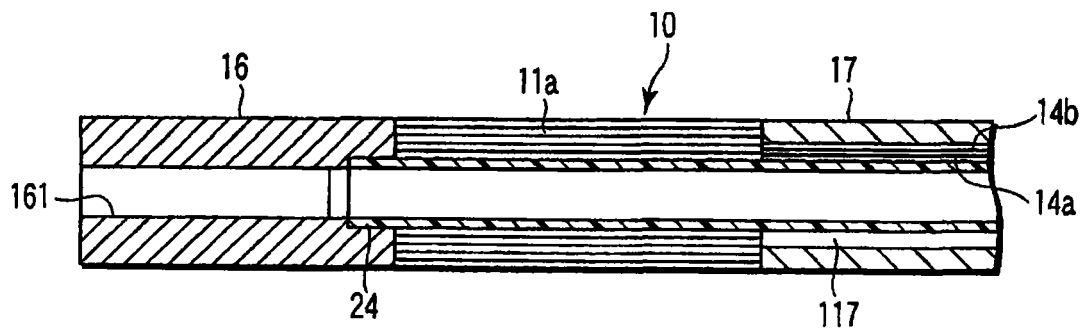


图 20

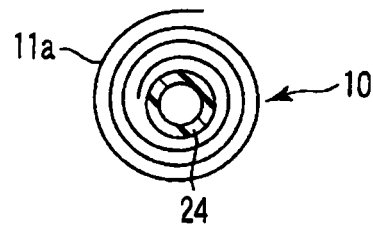


图 21

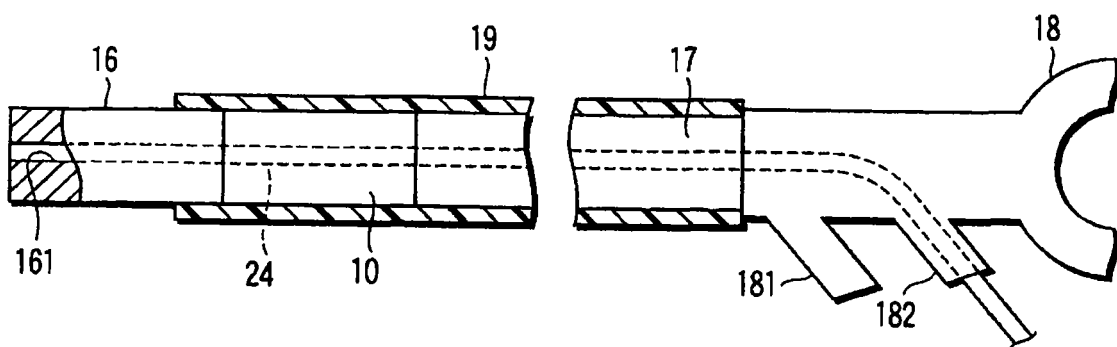


图 22

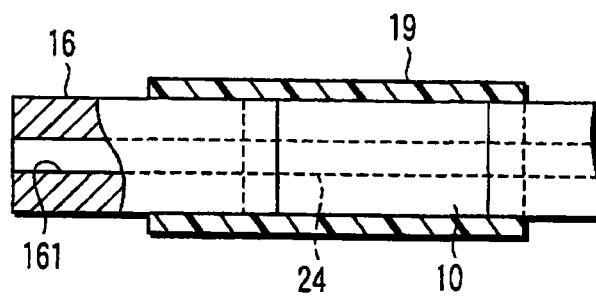


图 23

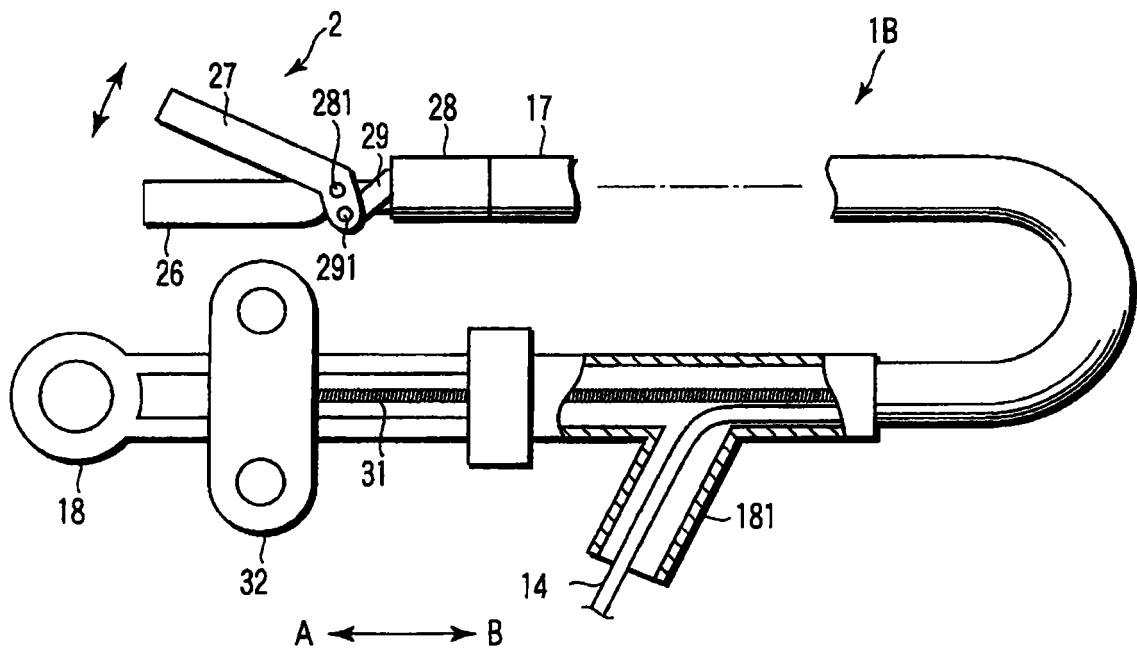


图 24

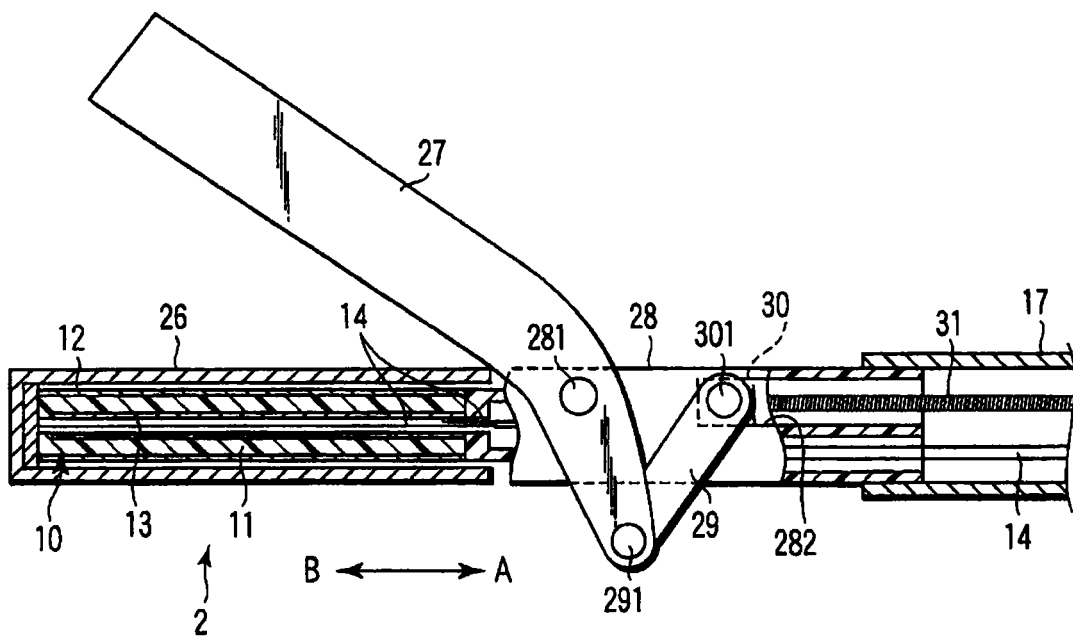


图 25

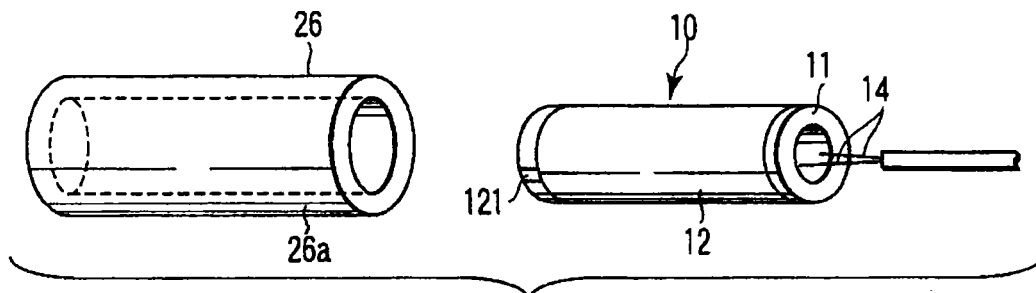


图 26

专利名称(译)	超声波治疗装置		
公开(公告)号	CN101277653A	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	CN200680036235.X	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 A61B2017/320071 A61B2017/320082		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2005314323 2005-10-28 JP		
其他公开文献	CN101277653B		
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。

