



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101511294 B

(45) 授权公告日 2013. 09. 18

(21) 申请号 200780032560. 3

(22) 申请日 2007. 08. 30

(30) 优先权数据

234159/2006 2006. 08. 30 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 03. 02

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2007/066894 2007. 08. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02008/026689 JA 2008. 03. 06

(73) 专利权人 学校法人自治医科大学

地址 日本栃木县

(72) 发明人 山本博德

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 吴小明

(51) Int. Cl.

A61B 18/14 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2000-139942 A, 2000. 05. 23, 全文.

JP 特开 2003-290248 A, 2003. 10. 14, 全文.

US 2004/0167514 A1, 2004. 08. 26, 说明书第
0070 段至第 0085 段、附图 10, 11.

CN 2427178 Y, 2001. 04. 25, 全文.

CN 2544690 Y, 2003. 04. 16, 全文.

审查员 黄曦

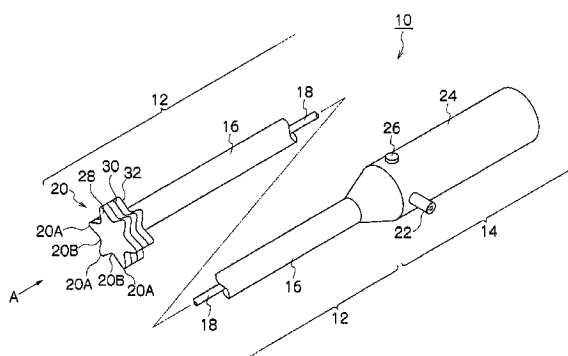
权利要求书3页 说明书14页 附图18页

(54) 发明名称

内窥镜用治疗器具

(57) 摘要

本发明提供一种用于内窥镜的治疗器具, 其适于在内窥镜黏膜下层剥离术中切割黏膜下层, 并且用于内窥镜的治疗器具在插入身体的插入部分的远端具有治疗部分。治疗部分包括连接到高频源的导体, 并且配置成具有夹层结构, 其中所述导体被夹在其远端侧上的非导体和其近端侧上的非导体之间。将导体形成为以条形暴露在治疗部分的侧面, 并且治疗部分的侧向移动引起所述导体进行黏膜下层切割。



1. 一种内窥镜用治疗器具,所述内窥镜用治疗器具具有插入到身体中的插入部分,其中所述插入部分具有设置在所述插入部分的远端的治疗部分,在治疗部分上具有连接于高频源的导体部,并且其中所述治疗部分以夹层结构配置下列各项:

设置在所述治疗部分的远端上的远端侧非导体部,

设置在所述治疗部分的远端的相对端上的近端侧非导体部,其中所述远端侧比所述近端侧更远离所述治疗部分在所述插入部分中的连接区域;和

所述导体部设置在所述远端侧非导体部和所述近端侧非导体部之间,以便所述导体部以条形暴露所述治疗部分的侧面,并且

所述近端侧非导体部以周围延伸的条形暴露所述治疗部分的侧面,和

在通过所述高频源向所述导体部施加电流时,以条形暴露所述治疗部分的侧面的所述导体部与被切割的身体部分的侧面接触;

其中所述治疗部分具有非连续的凸出部,所述非连续的凸出部与所述近端侧非导体部整体地形成在所述治疗部分的近端表面上。

2. 根据权利要求1的内窥镜用治疗器具,其中

将所述条形导体部形成成为围绕所述治疗部分的侧面延伸。

3. 根据权利要求1的内窥镜用治疗器具,其中

将所述治疗部分形成成为具有齿轮状形状,其中齿尖和齿槽交替排列在所述治疗部分的圆周方向上。

4. 根据权利要求1的内窥镜用治疗器具,其中

将所述治疗部分经由摆动机构支撑,以用于控制所述治疗部分的姿势。

5. 根据权利要求1-4中任一项的内窥镜用治疗器具,其中

所述夹层结构还包含设置在远端侧非导体部和近端侧非导体部之间的至少两个中间非导体部;并且

所述导体部由下列各项组成:

设置在最接近远端的中间非导体部和远端侧非导体部之间以便以条形暴露所述治疗部分的侧面的远端侧导体块,

分别设置在两个相邻中间非导体部之间以便以条形暴露所述治疗部分的侧面的至少一个中间导体块,

设置在最接近近端的中间非导体部和近端侧非导体部之间以便以条形暴露所述治疗部分的侧面的近端侧导体块,

其中将所述导体块与高频源连接从而向由远端侧导体块和另一个导体块组成的双极电极施加凝固用的高频电流,并且从而向由除所述远端侧导体块之外的两个导体块组成的双极电极施加切割用的高频电流。

6. 根据权利要求1-4中任一项的内窥镜用治疗器具,其中

所述夹层结构还包含两个设置在远端侧非导体部和近端侧非导体部之间的中间非导体部;并且

所述导体部由下列各项组成:

设置在最接近远端的中间非导体部和远端侧非导体部之间以便以条形暴露所述治疗部分的侧面的远端侧导体块,

设置在两个中间非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的中间导体块，和

设置在最接近近端的中间非导体部和近端侧非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的近端侧导体块，

其中将所述导体块与高频源连接从而向由远端侧导体块和近端侧导体块组成的双极电极施加凝固用的高频电流，并且从而向由近端侧导体块和中间导体块组成的双极电极施加切割用的高频电流。

7. 根据权利要求 1-4 中任一项的内窥镜用治疗器具，其中

所述夹层结构还包含设置在远端侧非导体部和近端侧非导体部之间的至少一个中间非导体部；

所述导体部由下列各项组成：

如果所述中间非导体部的数目是两个以上，分别设置在两个相邻的中间非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的至少一个中间导体块，

设置在最接近远端的中间非导体部和远端侧非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的远端侧导体块，和

设置在最接近近端的中间非导体部和近端侧非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的近端侧导体块，

其中所述导体块连接于高频源从而向由所述远端侧导体块组成的单极电极施加凝固用的高频电流或分别向由所述远端侧导体块组成的单极电极和至少一个由除远端侧导体块之外的导体块组成的单极电极施加凝固用的高频电流，并且从而向至少一个由除远端侧导体块之外的导体块组成的单极电极施加切割用的高频电流。

8. 根据权利要求 1-4 中任一项的内窥镜用治疗器具，其中

所述夹层结构还包含设置在所述远端侧非导体部和所述近端侧非导体部之间的中间非导体部；

所述导体部由下列各项组成：

设置在所述远端侧非导体部和中间非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的远端侧导体块，和

设置在所述中间非导体部和所述近端侧非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的近端侧导体块，

其中所述导体块与高频源连接从而分别向由远端侧导体块组成的单极电极和由近端侧导体块组成的单极电极施加凝固用的高频电流，并且从而向由近端侧导体块组成的单极电极施加切割用的高频电流。

9. 根据权利要求 1-4 中任一项的内窥镜用治疗器具，其中

所述夹层结构还包含设置在所述远端侧非导体部和所述近端侧非导体部之间的两个中间非导体部；并且

所述导体部由下列各项组成：

设置在最接近远端的中间非导体部和远端侧非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的远端侧导体块，

设置在两个中间非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的中间导体块，

和

设置在最接近近端的中间非导体部和近端侧非导体部之间以便以条形暴露在所述治疗部分的侧面的近端侧导体块，

其中将所述导体块连接于高频源从而分别向由所述远端侧导体块组成的单极电极和由所述近端侧导体块组成的单极电极施加凝固用的高频电流，并且从而向由中间导体块组成的单极电极施加切割用的高频电流。

10. 根据权利要求 1-4 中任一项的内窥镜用治疗器具，其中
所述导体部暴露在所述治疗部分的近端表面。

内窥镜用治疗器具

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜用治疗器具,更具体而言,涉及在内窥镜黏膜下层剥离术(endoscopic submucosal dissection, ESD)中使用的内窥镜用治疗器具。

背景技术

[0002] 内窥镜黏膜剥离术由于其作为微创根治性外科手术的有效性而被认识,其是对于诸如早期胃癌和早期结肠直肠癌的肿瘤性黏膜病变部的一种可靠治疗。近年来,开发了被称为内窥镜黏膜下层剥离术(ESD)的方法,并广泛用作可靠的内窥镜黏膜剥离方法,用于整个切除宽范围的病变部。所述方法包括切割围绕肿瘤的黏膜,和切割所述黏膜和固有肌层之间的黏膜下层,以整个切除肿瘤黏膜。所述方法使得可以根据计划画出切割线,并且确保肿瘤的摘除,但是同时,它涉及非常高的技术难度,并且还要求在使用所述方法的治疗方面的培训和技巧,并且还存在着另一个问题是治疗需要长时间。

[0003] 为了解决上述问题,已经提出了多种内窥镜用治疗器具。例如,专利文献1中描述的内窥镜用治疗器具是用弯曲棒形成的钩状刀,在其远端具有高频电极,并且如下使用所述治疗器具:通过在黏膜组织上钩住所述钩状刀的远端,并且将所述黏膜组织拉进所述刀的鞘以除去所述黏膜组织。同时,专利文献2中描述的内窥镜用治疗器具是具有针状刀的IT刀,在其远端具有绝缘体,并且所述绝缘体防止治疗器具免于刺入到固有的肌层中。这些内窥镜用治疗器具已经用于试图降低内窥镜黏膜下层剥离术的任何技术难度。

[0004] 专利文献1:(日本)特开2004-275641号公报;

[0005] 专利文献2:(日本)特开平8-299355号公报。

发明内容

[0006] 通过本发明解决的问题

[0007] 然而,专利文献2的内窥镜用治疗器具是用于切割黏膜的治疗器具,并且不适用于在切割黏膜以后切割(剥离)黏膜下层。

[0008] 同时,取决于所述器具的远端部分的角度和/或姿势,当切割黏膜下层时,专利文献1的内窥镜用治疗器具可能在固有肌层上引起损伤,这意味着存在所述器具难以操作的问题。

[0009] 此外,当用内窥镜从前部观察消化道壁的病变部时,专利文献1的内窥镜用治疗器具接近一般平行于切割的壁排列的消化道的壁(黏膜或固有肌层),导致治疗器具的接近和用治疗器具的切割方法是困难的。因而,专利文献1存在的一个问题是,内窥镜的姿势需要为了接近治疗部分和用所述治疗器具的切割方法而改变,这使得不能观察所述病变部。

[0010] 而且,专利文献1的内窥镜用治疗器具可能通过切割黏膜下层而引起大量出血。为了防止出血,切割应该伴有使用凝固用高频电流的热凝固,但是在所述情况下,另一个问题发生,所述问题是关于控制凝固深度的困难。即,深度凝固增加组织损伤,并且导致更高

的穿孔风险,而浅的凝固不保证足够的止血效果。

[0011] 如上所述,常规的内窥镜用治疗器具存在的一个问题是,黏膜下层几乎不能用那些器具以快速和安全的方式切割或除去。

[0012] 鉴于上述情况完成本发明,并且本发明的一个目的是提供适合于内窥镜的黏膜下层剥离术的内窥镜用治疗器具。

[0013] 解决所述问题的方法

[0014] 为了实现上述目的,本发明的第一个方面提供内窥镜用治疗器具,所述内窥镜用治疗器在治疗部分上具有连接到高频源的导体,所述治疗部分是在被插入身体中的插入部分远端处提供的,其中所述治疗部分以夹层结构配置,所述夹层结构包括所述导体和设置在所述导体远端侧和近端侧的非导体,并且所述导体以条形暴露在治疗部分的侧面。

[0015] 根据本发明的第一个方面,所述治疗部分具有侧面,所述侧面具有夹层结构,其中条形导体被夹在非导体之间,由此当治疗部分的远端与固有肌层进行接触时,非导体接触固有肌层,而所述导体不接触所述固有肌层。因此,可以确实地防止固有肌层的任何切割。而且,根据本发明的第一个方面,当治疗部分侧向移动时,黏膜下层接触治疗部分的侧面,并且切割与所述条形导体进行接触的所述层的接触部分。因此,根据本发明的第一个方面,在不引起任何对固有肌层的损伤的情况下,可以切割黏膜下层。

[0016] 另外,在本发明的第一方面中,治疗部分垂直接近并且切割消化道的壁(黏膜或固有肌层),其使得可以容易的接近治疗部分,同时通过内窥镜直接(squarely)观察消化道的壁。而且,在本发明的第一方面中,将治疗部分侧向移动用于切割,由此可以在通过内窥镜直接观察消化道壁的同时实现切割。

[0017] 本发明的第二方面提供本发明第一方面的内窥镜用治疗器具,其中形成所述条形导体以围绕治疗部分的侧面延伸。根据本发明的第二方面,因为形成所述导体以围绕治疗部分的侧面延伸,所以治疗部分在全部侧面具备切割能力。因此,以任何侧向移动的治疗部分可以切割黏膜下层。

[0018] 本发明的第三方面提供本发明第一方面或第二方面的内窥镜用治疗器具,其中形成所述治疗部分以具有齿轮状形状,其中齿尖(peaks)和齿槽(valleys)交替排列在治疗部分的圆周方向上。根据本发明的第三方面,因为形成治疗部分以具有齿轮状形状,所以当治疗部分侧向移动时,纤维性黏膜下层可能被治疗部分的齿尖钩住,导致黏膜下层的有效切割。

[0019] 本发明的第四方面提供本发明第一至第三方面的一个方面的内窥镜用治疗器具,其中所述治疗部分经由用于控制治疗部分姿势的摆动机构(swing mechanism)支撑。根据本发明的第四方面,因为治疗部分经由摆动机构支撑,所以治疗部分的姿势是受控的,其促进切割过程。

[0020] 本发明的第五方面提供本发明的第一至第四方面的一个方面的内窥镜用治疗器具,其中所述条形导体包括相互平行配置并且将非导体夹在其间的至少三个导体,并且所述内窥镜用治疗器具包括高频电流供应装置,其从所述至少三个导体中选择两个导体(包括在最远端侧的一个),以使用所选择的两个导体作为一对电极来施加凝固用的高频电流,并且从所述至少三个导体中选择除在最远端侧的一个导体以外的两个导体,使用所选择的两个导体作为一对电极来施加切割用高频电流。

[0021] 根据本发明的第五方面,因为施加凝固用高频电流的部件被设置在比施加切割用高频电流的部件的更远端侧,所以凝固组织留在切割位置的远端侧(固有肌层侧)上,其显著地减少导致的出血量。另外,根据本发明的第五方面,凝固位置和切割位置不相互重合,其促进凝固深度的控制,并且确实地终止导致的出血,同时防止由于凝固导致的过多的组织损伤。本发明的第五方面是双极的内窥镜用治疗器具。

[0022] 本发明的第六方面提供本发明第五方面的内窥镜用治疗器具,其中三个导体被提供为所述导体,并且所述高频电流供应装置选择最远端侧上的导体和最近端侧上的导体以施加凝固用高频电流,并且选择中央导体和最近端侧上的导体以施加切割用高频电流。

[0023] 本发明的第七方面提供本发明第五方面的内窥镜用治疗器具,其中四个导体被提供为所述导体,并且所述高频电流供应装置选择一对或两对导体,其包括最远端侧上的导体和最近端侧上的导体以施加凝固用高频电流,并且选择两个中央导体以施加切割用高频电流。根据本发明的第七方面,凝固组织也留在切割位置的近端侧(黏膜侧)上,其进一步减少导致的出血量。即,根据本发明的第七方面,在远端侧上的凝固的组织和在近端侧上的凝固组织之间的部分被切割,其显著地减少由于所述切割导致的出血量。

[0024] 本发明的第八方面提供本发明的第一至第四方面的一个方面的内窥镜用治疗器具,其中所述条形导体包括相互平行配置并且将非导体夹在其间的至少两个导体,并且所述内窥镜用治疗器具包括高频电流供应装置,其从所述至少两个导体中选择至少一个导体(包括在最远端侧的一个),以施加凝固用高频电流,以使所选择的导体由一对电极的一个电极组成,并且从所述至少两个导体中选择除在最远端侧的导体以外的至少一个导体以施加切割用高频电流,以致所选择的导体由一对电极的一个电极组成。

[0025] 根据本发明的第八方面,因为施加凝固用高频电流的部件被设置在比施加切割用高频电流的部件的更远端侧,所以凝固组织留在切割位置的远端侧(固有肌层侧)上,其显著地减少导致的出血量。另外,根据本发明的第八方面,凝固位置和切割位置不相互重合,其促进凝固深度的控制,并且确实地终止导致的出血,同时防止由于凝固导致的过量的组织损伤。本发明的第八方面是单极类型的内窥镜用治疗器具。

[0026] 本发明的第九方面提供本发明第八方面的内窥镜用治疗器具,其中将两个导体提供为所述导体,并且所述高频电流供应装置选择两个导体以施加凝固用高频电流并且选择近端侧上的导体以施加切割用高频电流。

[0027] 本发明的第十方面提供本发明第八方面的内窥镜用治疗器具,其中将三个导体提供为所述导体,并且所述高频电流供应装置选择在最远端侧上的导体和最近端侧上的导体以施加凝固用高频电流,并且选择中央导体以施加切割用高频电流。根据本发明的第十方面,凝固组织也留在切割位置的近端侧(黏膜侧)上,其进一步减少出血量。即,根据本发明的第十方面,在远端侧上的凝固组织和在近端侧上的凝固组织之间的部分被切割,其显著地减少由于所述切割导致的出血量。

[0028] 本发明的第十一方面提供本发明第一至第十方面中的一个方面的内窥镜用治疗器具,其中所述治疗部分与导线的远端部分连接,或与导线连接到的棒形电极连接,所述导线连接所述导体和高压源,并且将所述导线设置成相对于导线插入的绝缘鞘向前和向后可移动的,并且可以将所述导线的远端部分或所述棒形电极调整到暴露状态或非暴露状态。根据本发明的第十一方面,因为当高频电流流过所述导线时,导线相对于鞘推进引起导线

或棒形电极暴露,所以在治疗部分侧面上的导体以及导线或棒形电极能进行所述切割。因此,根据所述本发明,处于暴露状态的导线或棒形电极可以用于黏膜的切割。

[0029] 本发明的第十二方面提供本发明的第一至第十一个方面的一个方面的内窥镜用治疗器具,其中非连续的凸出部与非导体整体形成在治疗部分的近端表面上。根据本发明的第十二方面,因为治疗部分具有近端表面,所述近端表面具有凸出部,所以所述凸出部可以用于钩住或收集黏膜下层,导致剥离黏膜下层的有效操作。

[0030] 本发明的第十三方面提供本发明的第一至第十二方面的一个方面的内窥镜用治疗器具,其中所述导体暴露在所述治疗部分的近端表面。根据本发明,因为所述导体暴露在治疗部分的近端表面,所以当高频电流被施加到所述导体时,可以由治疗部分的近端表面以及治疗部分的侧面实现切割。因此,根据本发明,可以在治疗部分的近端表面用导体切割黏膜,同时治疗部分的侧面用所述导体切割黏膜下层。

[0031] 本发明的优势

[0032] 根据本发明,因为治疗部分的侧面具有夹层结构,其中条形导体夹在非导体之间,所以可以在不导致固有肌层上的任何损伤的情况下进行黏膜下层的切割。因此,根据本发明,内窥镜黏膜下层剥离术可以以快速和安全的方式进行。

[0033] 附图简述

[0034] 图 1 是显示根据本发明的第一个实施方案的内窥镜用治疗器具的透视图;

[0035] 图 2 是显示沿箭头 A 的方向观察的图 1 的治疗部分的正视图;

[0036] 图 3 是治疗部分的横断面视图,其显示沿着图 2 的 3-3 线获取的横截面;

[0037] 图 4 是显示用于操作本发明的内窥镜用治疗器具的方法的视图:图 4A 显示其中病变部周围部分被标记的情况;图 4B 显示其中病变部是膨胀的情况;图 4C 显示其中进行黏膜切割的情况;图 4D 显示在黏膜切割以后的情况;图 4E 显示其中黏膜下层正被切割的情况;和图 4F 显示在切割黏膜下层以后的情况;

[0038] 图 5 是显示用治疗部分切割的状态的横断面视图;

[0039] 图 6 是显示双极类型的内窥镜用治疗器具的横断面视图;

[0040] 图 7 是显示根据本发明的第二个实施方案的内窥镜用治疗器具的侧视图;

[0041] 图 8 是显示图 7 的治疗部分的横断面视图;

[0042] 图 9 是显示图 7 的治疗部分以另一个姿势的侧视图;

[0043] 图 10 是在方向 B 观察图 9 的治疗部分的视图;

[0044] 图 11 是显示具有摆动机构的治疗部分的俯视图,所述摆动机构具有不同于图 10 的构造;

[0045] 图 12 是图 10 的治疗部分的横断面视图;

[0046] 图 13 是显示具有摆动机构的内窥镜用治疗器具的横断面视图,所述摆动机构具有不同于图 10 的构造;

[0047] 图 14 是显示具有摆动机构的内窥镜用治疗器具的横断面视图,所述摆动机构具有不同于图 10 的构造;

[0048] 图 15 是显示根据本发明的第三个实施方案的内窥镜用治疗器具的治疗部分的侧视图;

[0049] 图 16 是显示在其鞘(sheath)处具有导体的内窥镜用治疗器具的透视图;

[0050] 图 17 是显示具有高频刀功能的内窥镜用治疗器具的横断面视图；
[0051] 图 18 是显示当图 17 中的高频刀的功能被关闭时的内窥镜用治疗器具的横断面视图；
[0052] 图 19 是显示根据本发明的第四个实施方案的内窥镜用治疗器具的横断面视图；
[0053] 图 20 是显示图 19 的治疗部分 20 的横断面视图；
[0054] 图 21 是显示根据本发明的第五个实施方案的内窥镜用治疗器具的治疗部分的透视图；
[0055] 图 22 是沿箭头 B 方向观察的图 21 的治疗部分的视图；
[0056] 图 23 是沿着图 22 的 23-23 线获取的治疗部分的横断面视图；
[0057] 图 24 是显示图 23 的治疗部分相对于鞘推进的情况的横断面视图；
[0058] 图 25 是治疗部分的横断面视图，其显示来自图 23 的不同凸出部；
[0059] 图 26 是治疗部分的横断面视图，其显示来自图 23 的不同凸出部；
[0060] 图 27 是治疗部分的横断面视图，其具有形状不同于图 23 的导体；
[0061] 图 28 是显示根据本发明的第六个实施方案的内窥镜用治疗器具的横断面视图；
和

[0062] 图 29 是显示图 28 的治疗部分的透视图。

[0063] 附图标记描述

[0064] 10…内窥镜用治疗器具, 12…插入部分, 14…手侧操作部分, 16…鞘, 18…导线, 20…治疗部分, 20A…齿尖, 20B…齿槽, 28…非导体, 29…导体, 30…导体, 31…非导体, 32…非导体, 34…黏膜, 36…固有肌层, 38…黏膜下层, 46…第一套筒, 48…第二套筒, 90…治疗部分, 91 至 94…导体, 95 至 99…非导体, 120…治疗部分, 120E…凸出部, 122…非导体, 124…导体, 124C…近端侧暴露表面, 126…非导体, 130…治疗部分, 130E…凸出部, 132…非导体, 134…导体, 134A…棒形电极, 136…非导体, 138…连接管, 140…轴环构件

[0065] 实施本发明的最佳方式

[0066] 根据附图, 根据本发明的内窥镜用治疗器具的优选实施方案详细地描述如下。

[0067] 图 1 是显示内窥镜用治疗器具 10 的第一个实施方案的透视图。内窥镜用治疗器具 10 一般包括, 如图 1 所示, 被插入身体中的插入部分 12, 和连接到插入部分 12 的手侧操作部分 14, 并且所述插入部分 12 配置有不传导的和柔性的鞘 16, 被插入鞘 16 中的导电的导线 18, 和安装到柔性的鞘 16 的远端的治疗部分 20。导线 18 的远端连接到治疗部分 20, 并且导线 18 的近端连接到手侧操作部分 14 的连接器 22。连接器 22 电连接到高频电流供应装置 (未显示), 用于供应高频电流。手侧操作部分 14 具有抓握部分 24, 其具有操作按钮 26, 以便压下操作按钮 26 使高频电流被施加到导线 18。如上所述配置的内窥镜用治疗器具 10 的操作是由手侧操作部分 14 的抓握部分 24 的抓握和插入部分 12 插入到内窥镜的夹钳通道 (未显示) 而启动的。

[0068] 图 2 是显示沿箭头 A 方向观察的图 1 的治疗部分 20 的远端表面的正视图, 并且图 3 是沿着图 2 的 3-3 线获取的治疗部分 20 的横断面视图。

[0069] 如图 2 所示, 治疗部分 20 形成为齿轮状形状。即, 治疗部分 20 在其圆周方向上具有多个交替的齿尖 20A, 20A…和在所述齿尖之间的齿槽 20B, 20B…。每一齿尖 20A 具有圆的远端, 以致即使当对着固有肌层 36 挤压时 (参见图 5), 远端也不切割固有肌层 36。

[0070] 如图 3 中所示,治疗部分 20 配置有由金属板等形成的导体 30,和非传导材料比如陶瓷和塑料形成的非导体(绝缘部分)28,32。将导体 30 和非导体 28,32 形成为共同的齿轮形状,以致当层叠时,侧表面是共面的。所述构造使治疗部分 20 的侧面具有夹层结构,非导体 28,32 将条形导体 30 夹入其间,并且条形导体 30 在治疗部分 20 的侧面周围延伸。

[0071] 在远端侧的非导体 28 具有优选 0.1 到 2mm 并且更优选 0.5 到 1mm 的厚度,以便确实地防止导体 30 接触固有肌层 36(参见图 4)并且还使导体 30 确实地接触黏膜下层 38。在远端侧的非导体 32 具有优选 0.1 到 2mm 并且更优选 0.5 到 1mm 的厚度,以免所述黏膜 34 的任何热烧伤。当内窥镜具有内径为 2.8mm 的夹钳通道时,治疗部分 20 优选具有 1.5 到 3mm、和约 2.5mm 的径向尺寸(最大直径)。

[0072] 而且,导体 30 优选具有 0.2 到 1mm、更优选 0.3 到 0.7mm 并且特别优选 0.5mm 的厚度。这是基于来自导体 30 的多种厚度的经验结果,所述经验结果显示厚度超过 0.2 到 1mm 的范围的导体 30 不能切割组织,并且厚度低于 0.3mm 的导体 30 是钝的,并且厚度超过 0.7mm 的导体 30 在组织引起一些烧伤。

[0073] 上述导体 30 电连接到导线 18。导线 18 电连接到如上所述的图 1 的连接器 22,并且连接器 22 对于高频电流供应装置(未显示)的连接容许高频电流被施加到导体 30。第一个实施方案的内窥镜用治疗器具 10 属于单极类型,其仅具有在治疗部分 20 的电极之一,另一个电极(中性电极)安装到受试者。

[0074] 接着,将在下面基于图 4(a)至图 4(f)说明使用上述内窥镜用治疗器具 10 的用于实施内窥镜黏膜下层剥离术的方法。在下列实施例中,黏膜 34 具有病变部 34A,并且将要描述在不破坏固有肌层 36 的情况下用于去除病变部 34A 的操作。

[0075] 首先,将具有内窥镜插入部分 41 的观察光学系统(未显示)用于检验病变部 34A。在所述检验中,推荐将染料诸如靛蓝胭脂红经过内窥镜插入部分 41 的注射口分配以将病变部 34A 染色。

[0076] 然后,如图 4(a)所示,围绕病变部 34A 制造标记 43,43...,在其间有预定的间隔。用于制造标记 43 的方法不局限于任何特定的一种,但是例如,可以使用具有针形远端的高频刀 45。高频刀 45 是通过将薄金属导线插入到绝缘管并且将金属导线的远端从绝缘管的远端凸出预定长度而制成的,并且因此当施加高频电流时,金属导线的凸出部分作为切开或切割身体内部的壁的电极起作用。

[0077] 接着,如图 4(b)所示,注射针 47 被插入内窥镜插入部分 41 的夹钳通道中,将其从夹钳通道远端中递送。然后,注射针 47 用于注射(局部注射)化学品 37(参见图 5)进入围绕病变部 34A 的黏膜 34 的黏膜下层 38 中。所述化学品通常是生理盐水溶液,但是可以是具有更高粘度的透明质酸钠。这样一种在围绕病变部 34A 的整个部分上的局部注射引起整个病变部 34A 膨胀以具有较大的体积。

[0078] 然后,注射针 47 从内窥镜插入部分 41 的夹钳通道中向后抽出,并且高频刀 45 被插入夹钳通道中。如图 4(c)所示,高频刀 45 用于沿着标记 43 在病变部 34A 的外周切割黏膜 34。当切割完成时,如图 4(d)所示,病变部 34A 的黏膜 34 收缩,其显露黏膜下层 38。

[0079] 接着,高频刀 45 从内窥镜插入部分 41 的夹钳通道中向后抽出,然后本实施方案的内窥镜用治疗器具 10 被插入所述夹钳通道中,并且治疗部分 20 被递送出。然后,治疗部分 20 经过切入的部分被插入黏膜下层 38 中以对着固有肌层 36 挤压治疗部分 20 的远端,如

图 5 所示。在插入中,治疗部分 20 能够垂直接近消化道壁。因此,在不改变内窥镜插入部分 41 的姿势的情况下,可以实现治疗部分 20 的接近。

[0080] 接着,高频电流被施加到导体 30,并且治疗部分 20 在侧向方向上移动(到病变部 34A 侧)。这使导体 30 接触的黏膜下层 38 被切割。在切割中,因为非导体 28 插入在导体 30 和固有肌层 36 之间,所以导体 30 沿着以下位置移动,所述位置偏离固有肌层 36 达非导体 28 的厚度,其防止固有肌层 36 与导体 30 接触并且被导体 30 切割。

[0081] 治疗部分 20 的侧向移动(到切入部分的内侧)引起黏膜下层 38 被切割,使病变部 34A 从黏膜下层 38 逐渐除去,如图 4(e) 所示。这导致病变部 34A 的切除,如图 4(f) 所示。

[0082] 如上所述,根据本实施方案,因为治疗部分 20 的侧面具有夹层结构,其中非导体 28 和 32 将条形导体 30 夹在其间,所以仅黏膜下层 38 确实地被切割,而不切割固有肌层 36。

[0083] 另外,根据本实施方案,因为治疗部分 20 形成齿轮状形状,在其圆周方向上具有交替的齿尖 20A 和齿槽 20B,所以在治疗部分 20 的侧向移动中,纤维性黏膜下层 38 很可能被治疗部分 20 钩住,导致黏膜下层 38 的有效切割。

[0084] 而且,根据本实施方案,因为形成条形导体 30 以围绕治疗部分 20 的侧面延伸,所述治疗部分 20 在其整个侧面具备切割能力,因此治疗部分 20 在治疗部分 20 移动的任何侧向方向上切割黏膜下层 38。

[0085] 另外,根据本实施方案,因为治疗部分 20 垂直接近消化道壁,则在直接观察病变部的同时可以进行治疗部分 20 的接近。而且,根据本实施方案,因为通过在侧向方向上移动治疗部分 20 而进行切割,所以在直接观察病变部时可以进行切割。

[0086] 在上述实施方案中,治疗部分 20 具有六个齿尖 20A 和六个齿槽 20B,但是齿尖 20A 和齿槽 20B 的数量不局限于上述实施例,并且可以是 3 到 5 个,或 7 个或更多。而且,治疗部分 20 的形状不局限于齿轮状形状,并且治疗部分 20 可以是环形板、椭圆板、多边形板诸如三角形板、球、或从球切割的星形形状。

[0087] 使用在治疗部分 20 具有电极之一的单极类型图解上述实施方案,但是本发明可以应用于在治疗部分 20 具有两个电极的双极类型。图 6 是显示双极类型的内窥镜用治疗器具的侧面横断面视图。图 6 中显示的治疗部分 20 是通过从其远端侧层叠非导体 28、导体 29、非导体 31、导体 30、和非导体 32 而配置的。导体 29 和 30 的每一个和非导体 28、31、和 32 的每一个形成相同的平面形状,以致层叠的导体和非导体具有共面的侧表面。因此,治疗部分 20 的侧表面具有多层的夹层结构,其中条形导体 29 夹在非导体 28 和 31 之间,并且条形导体 30 夹在非导体 31 和 32 之间。将导体 29 和 31 分别连接到导线 18 和 18,并且经由导线 18,进一步连接到高频电流供应装置。将导线 18 单独地覆盖以防止由于其间的任何接触而引起的短路。

[0088] 在如上所述配置的双极类型内窥镜用治疗器具的情况下,当黏膜下层 38 接触治疗部分 20 的侧面时,高频电流在导体 29 和 30 之间经由黏膜下层 38 流动,其切割黏膜下层 38。

[0089] 上述第一个实施方案是其中治疗部分 20 固定在插入部分 12(鞘 16)的远端的实施例,但是如下列描述所示,治疗部分 20 可以经由摆动机构固定以致可以改变治疗部分 20 的姿势。

[0090] 图 7 是显示第二个实施方案的内窥镜用治疗器具的远端部分的侧视图,图 8 是显示图 7 的横截面的侧面横断面视图,图 9 是显示另一种姿势的图 7 的治疗部分的侧视图,并且图 10 是图 9 的治疗部分在方向 B 上观察的视图。

[0091] 如这些图所示,在第二个实施方案中,治疗部分 20 具有近端表面 20C,从其突出一对轴承 42,42,并且轴承 42,42 支撑轴 44.,第一套筒 46 在其远端部分可旋转地连接至轴 44,并且第二套筒 48 在其远端部分啮合第一套筒 46 的近端部分。第一套筒 46 和第二套筒 48 是同轴排列的并且相互连接,并且还被连接以围绕套筒的中心轴相对旋转。鞘 16 连接至第二套筒 48 的近端。

[0092] 在如上所述配置的内窥镜用治疗器具中,经由不同的两个旋转轴支撑治疗部分 20,并且治疗部分 20 的姿势可以根据需要改变。即,治疗部分 20 相对于第一套筒 46 的旋转使治疗部分 20 的姿势相对于插入方向倾斜,并且第一套筒 46 相对于第二套筒 48 的旋转使治疗部分 20 围绕插入方向旋转。因此,根据第二个实施方案,治疗部分 20 的姿势可以根据需要改变。所述构造容许治疗部分 20 的远端表面 20D 顺从固有肌层 36 的形状,并且治疗部分 20 的远端表面 20D 始终与固有肌层 36 接触。从而,进一步确保避免治疗部分 20 的导体 30 与固有肌层 36 的任何接触。

[0093] 上述第二个实施方案是治疗部分 20 的姿势被动改变的实施例,但是本发明不局限于所述实施例,并且治疗部分 20 的姿势可以主动改变。例如,导线(未显示)可以在其远端连接到治疗部分 20 的非导体 32,并且所述导线可以延至手侧操作部分 14,以致治疗部分 20 可以根据导线的推进/缩回操作旋转。

[0094] 图 11 和 12 显示内窥镜用治疗部分,其具有不同于上述第二个实施方案的构造。如这些图所示,治疗部分 50 具有一个侧面,其从一侧切口以形成凹槽 50E。凹槽 50E 具备轴 52,第一套筒 46 被所述轴 52 旋转支撑。凹槽 50E 具有稍微大于第一套筒 46 的外径的宽度,以致当治疗部分 50 相对于第一套筒 46 旋转时,第一套筒 46 被插入凹槽 50E 中。轴 52 由导电材料诸如金属形成。轴 52 连接到导体 30,并且导线 18 连接到轴 52。

[0095] 根据如上所述配置的内窥镜用治疗器具,治疗部分 50 相对于套筒 46 的旋转使第一套筒 46 配置在治疗部分 50 的凹槽 50E 中。结果,治疗部分 50 具有减小的厚度,其增强内窥镜进入夹钳通道的插入性。

[0096] 治疗部分 20 和 50 的摆动机构的构造不局限于上述实施方案,并且存在所述构造的多种实施方案。例如,如图 13 中所示,可以经由具有多个杯状构件 60,60...的弯曲部分 62 支撑治疗部分 20。图 13 的杯状构件 60 具有形成其中的孔 60A,向其中插入导线 18。导线 18 在其远端连接到治疗部分 20,并且还在近端连接到手侧操作部分 14 的滑块 64。滑块 64 由手侧操作部分 14 的主体 66 滑动支撑,因此在滑块 64 处设置的锁定螺杆 68 的操作引起滑块 64 和所述主体之间的锁定/开锁。滑块 64 具有外科医生的食指和中指放置之上的凸缘 64A,并且主体 66 具有在其近端形成的环部分 66A,其中放置外科医生的大拇指。

[0097] 鞘 16 具有固定连接于手侧操作部分 14 的主体 66 的近端,和在最近端侧固定连接于杯状构件 60 的远端。鞘 16 具有适当的刚性,以致即使当滑块 64 滑动到近端侧以增加导线 18 的张力时,鞘 16 也不会破裂或粉碎。

[0098] 弯曲部分 62 用由软材料诸如橡胶形成的覆盖管 70 覆盖。覆盖管 70 具有固定连接于治疗部分 20 的远端,和连接于鞘 16 的近端的近端。

[0099] 在如上所述配置的内窥镜用治疗器具中,手侧操作部分 14 的滑块 64 滑动到相对于主体 66 的远端侧降低导线 18 的张力,并且降低杯状构件 60 之间的摩擦。因而,弯曲部分 62 的弯曲是受控制的。

[0100] 相反,滑块 64 滑动到相对于主体 66 的近端侧增加导线 18 的张力,并且增加杯状构件 60 之间的摩擦。因而,弯曲部分 62 的形状于是是固定的。

[0101] 图 14 是显示内窥镜用治疗器具的示意性视图,所述内窥镜用治疗器具具有另一个构造的摆动机构。图 14 的内窥镜用治疗器具包括由弯曲部分 72 支撑的治疗部分 20,所述弯曲部分 72 具有多个圆柱形节环 (nodalring) 74, 74..., 并且所述节环 74 相互由针 76 可旋转地连接。在多个节环 74 之中,在远端的节环 74 固定连接于治疗部分 20,操作导线 78, 78 在其远端固定连接于该节环 74。操作导线 78 被插入到鞘 16 中以围绕手侧操作部分 14 的滑轮 80 缠绕。因而,使用把手(未显示)等旋转滑轮 80 使操作导线 78 推进或缩回,导致节环 74 的旋转,以进行弯曲部分 72 的弯曲操作。根据如上所述配置的内窥镜用治疗器具,弯曲部分 72 是可弯曲的,因此治疗部分 20 的姿势是受控的。由此,促进治疗部分 20 接近到黏膜下层 38,并且还促进黏膜下层 38 的切割。

[0102] 在图 14 中,显示了用于在两个方向(向上和向下的)上弯曲的弯曲结构,但是弯曲方向不局限于那些,并且所述结构可以在四个向上、向下、向左、和向右的方向上是可弯曲的。除上述实施方案之外,可以通过使用齿条和小齿轮,或通过用线型构件支撑治疗部分 20 并且例如用热进行焦耳加热和变形所述线型构件而改变治疗部分 20 的姿势,所述线型构件由形状记忆合金形成。

[0103] 接着,第三个实施方案的内窥镜用治疗器具将说明如下。图 15 是第三个实施方案的内窥镜用治疗器具的特性部分。如图 15 中所示,通过层叠四个导体 91、92、93 和 94,以及五个非导体 95、96、97、98 和 99 而配置第三个实施方案的治疗部分 90。即,通过从其远端侧层叠非导体 95、导体 91、非导体 96、导体 92、非导体 97、导体 93、非导体 98、导体 94、和非导体 99 而配置治疗部分 90。当从方向 A 观察时,导体 91 到 94 的每一个和非导体 95 到 99 的每一个分别地形成成为相同的平面形状(例如,齿轮状形状),以致层叠的导体和非导体完全相互对准。因此,治疗部分 90 的侧表面具有多层夹层结构,导体 91 到 94 夹在非导体 95 到 99 之间。

[0104] 配置在中央导体 92 和 93 之间的非导体 97 具有小于其它非导体 96 和 98 的厚度。因此,中央导体 92 和 93 之间的距离在其两侧小于导体 91 和 92 之间的距离或小于导体 93 和 94 之间的距离。

[0105] 导体 91 到 94 的每一个都分别地连接到金属导线 101 至 104,并且金属导线 101 至 104 经由手侧操作部分 14 的连接器 22 连接到外部高频电流供应装置(未显示)。从四个金属导线 101 至 104 中,高频电流供应装置选择施加电流的两个金属导线 101 至 104,并且施加响应于所选择的金属导线 101 至 104 的不同高频电流。例如,高频电流供应装置选择导体 91 和 92,并且还使用导体 91 和 92 作为一对电极施加凝固用高频电流。类似地,高频电流供应装置选择导体 93 和 94,并且还使用导体 93 和 94 作为一对电极施加凝固用高频电流。而且,高频电流供应装置选择导体 92 和 93,并且还使用导体 92 和 93 作为一对电极施加凝固用高频电流。这容许接触导体 91 和 92 之间部分的黏膜下层 38 和接触导体 93 和 94 之间部分的黏膜下层 38 被凝固,而接触中央导体 92 和 93 之间部分的黏膜下层 38 被允

许切割。高频电流供应装置以很短的周期,通过选择导体 91、92 和导体 93、94 重复凝固过程,通过选择导体 92 和 93 重复切割过程。这显然可以同时进行凝固过程和切割过程。

[0106] 当如上所述配置的内窥镜用治疗器具在侧向方向上移动治疗部分 90 并且将黏膜下层 38 对着治疗部分 90 的侧面挤压时,在远端侧上接触导体 91 和 92 之间部分的黏膜下层 38 和在近端侧上接触导体 93 和 94 之间部分的黏膜下层 38 被凝固,同时切割接触中央导体 92 和 93 之间部分的黏膜下层 38。因此,凝固部分之间的部分被切割,其显著减少产生的出血量。特别在本实施方案中,凝固组织留在固有肌层 36 侧面上以及黏膜 34 侧面上,因此可以显著地减少产生的出血量。

[0107] 第三个实施方案是仅在电极之间(在所述导体之间)的组织上执行凝固过程的双极类型的治疗器具,其使得可以控制以使凝固的组织区域变窄。因此,将可能被损伤的组织区域变窄,并且将由凝固所引起的组织损伤最小化。

[0108] 在上述第三个实施方案中,切割的远端侧(固有肌层 36 侧)和近端侧(黏膜 34 侧)两者被处理以凝固,但是凝固位置不局限于那些,并且例如,凝固用高频电流可以施加到导体 91 和 94 之间的部分以使整个区域凝固。备选地,凝固用高频电流可以仅施加到导体 91 和 92,以致仅凝固切割位置的远端侧。

[0109] 同样,在上述第三个实施方案中,提供四个导体 91 至 94,但是导体的数量不局限于四个,并且对于双极类型需要任何等于三个或更多的数量的导体。在所述情况中,可以选择包括最远端侧上的导体的两个导体用于施加凝固用高频电流,并且可以选择除最远端侧上的导体之外两个导体用于施加切割用高频电流。例如,在使用三个导体的情况中,推荐选择在最远端侧上的导体和最近端侧上的导体用于施加凝固用高频电流,并且选择最近端侧上的导体和中央导体用于施加切割用高频电流。

[0110] 相反地,对于单极类型,需要等于两个或更多的任何数量的导体。在所述情况中,可以选择包括最远端侧上的导体的至少一个导体用于施加凝固用高频电流,并且可以选择除最远端侧上的导体之外的一个导体用于施加切割用高频电流。例如,在使用三个导体的情况中,可以选择在远端侧上和近端侧上的导体用于施加凝固用高频电流,并且可以选择中央导体用于施加切割用高频电流。可以选择全部三个导体,或可以仅选择在远端侧上的导体用于凝固用高频电流。

[0111] 另外,在使用两个导体的单极类型的情况下,可以选择两个导体(或仅远端侧上的导体)用于施加凝固用高频电流,并且可以选择近端侧上的导体用于施加切割用高频电流。

[0112] 在上述第一至第三个实施方案中,层叠具有相同平面形状的导体和非导体以形成治疗部分,但是治疗部分的构造不局限于此,并且可以使用任何的夹层结构,只要条形导体形成在治疗部分的侧面并且导体夹在非导体之间。因此,导体可以形成为管状形状(环形形状)并且配置成在侧面暴露。

[0113] 另外,如图 16 中所示,可以将导体 30 设置在鞘 16 的外周表面上,所述鞘 16 是非导体。在所述情况下,导体 30 可以配置在与鞘 16 的远端隔开预定距离的位置,并且还可以形成为以条形形状围绕鞘 16 的圆周延伸。所述构造增强内窥镜进入夹钳通道的插入性。

[0114] 图 17 和 18 是显示内窥镜用治疗器具的横断面视图,所述内窥镜用治疗器具在类似于图 16 的鞘 16 的外周表面上具有导体 30,并且具备高频刀的功能。如这些图所示,导线

18 被插入鞘 16 的内部,并且金属盘 110 连接于导线 18 的远端,并且此外,针形刀 112 连接于所述圆盘 110。手侧操作部分 14 的滑块 64(参见图 13) 连接到导线 18 的近端,以致可以控制导线 18 的推进 / 缩回操作。

[0115] 鞘 16 的远端表面具有形成在其中的孔 16A,并且导线 18 对于远端侧的推进操作使针形刀 112 从孔 16A 中伸出,如图 17 中所示。在所述凸出中,盘 110 接触鞘 16 的远端表面,其限制针形刀 112 的凸出量。此外,导线 18 朝向近端侧面的缩回操作引起针形刀 112 向后抽出经过孔 16A 进入鞘 16,如图 18 中所示。

[0116] 鞘 16 在其内周表面还具有凸出部 16B,以致当针形刀 112 完全接收在鞘 16 中时,盘 110 接触凸出部 16B。凸出部 16B 具有连接到那里的金属导线 114,将其连接到在鞘 16 的外周表面设置的导体 30,并且盘 110 与凸出部 16B 的接触使导体 30 电连接到导线 18。

[0117] 根据如上所述配置的内窥镜用治疗器具,针形刀 112 通过导线 18 的推进操作凸出,以便用作高频刀,其容许用针状刀 112 进行黏膜 34 的标记过程和切割过程。同样,导线 18 的缩回操作使高频电流被施加到在鞘 16 的外周表面设置的导体 30,可以将其用作切割黏膜下层 38 的方法。

[0118] 接着,将在下面解释第四个实施方案的内窥镜用治疗器具。图 19 是显示第四个实施方案的内窥镜用治疗器具的治疗部分 20 的横断面视图,并且图 20 是显示图 19 的治疗部分的横断面视图。

[0119] 这些图中显示的第四个实施方案的治疗部分 20 形成为齿轮状形状,并且还配置成具有非导体 28,32(其间夹入导体 30) 的夹层结构,类似于图 1 至 3 中显示的第一个实施方案的治疗部分 20。

[0120] 将导体 30 连接到导线 18,以连接到高频源(未显示),并且将导线 18 配置成相对于鞘 16 是向前或向后可移动的。即,导线 18 在其近端连接到手侧操作部分 14 的滑块 64,并且由主体 66 滑动支撑滑块 64。同时,将绝缘鞘 16 在其近端连接到手侧操作部分 14 的主体 66,以致滑块 64 相对于主体 66 的滑动使导线 18(即,治疗部分 20) 相对于鞘 16 向前和向后操作。因此,滑块 64 相对于主体 66 的向后滑动引起治疗部分 20 相对于鞘 16 缩回,并且相反,滑块 64 相对于主体 66 的向前滑动引起治疗部分 20 相对于鞘 16 推进。

[0121] 当治疗部分 20 推进时,如图 19 和 20 中通过实线所示,暴露了导线 18 的远端部分 18A。因此,在暴露状态中,高频电流施加到导线 18 使得可以用导线 18 的远端部分 18A 切割。在所述施加中,高频电流还施加到导体 30,因此还可以用暴露在治疗部分 20 的侧面的导体 30 进行切割。

[0122] 当治疗部分 20 缩回时,如图 20 中由两点点划线所示,鞘 16 的远端接触治疗部分 20 的近端表面,并且将导线 18 接收在鞘 16 中以处于非暴露状态。因此,当对于导线 18 的高频电流以所述状态施加时,仅用治疗部分 20 的侧面处的导体 30 进行切割。

[0123] 图 19 中显示的手侧操作部分 14 具有与图 13 中显示的手侧操作部分 14 的构造相同的构造,在下面不会详细地说明。治疗部分 20 相对于鞘 16 的推进 / 缩回的构造不受那些上述实施方案限制,并且可以以多种方式改变。

[0124] 如上所述配置的内窥镜用治疗器具使用导线 18 的远端部分 18A,通过相对于鞘 16 推进治疗部分 20 进行切割,这容许内窥镜用治疗器具用于黏膜 34 的切割。即,在图 4(c) 所示的黏膜 34 的切割程序中,代替高频刀 45,第四个实施方案的内窥镜用治疗器具可以用

于切割黏膜 34。

[0125] 在黏膜 34 的切割中,首先,通过预切割等在黏膜 34 中形成窗口,并且将治疗部分 20 从其远端表面插入到所述窗口中。然后,在导线 18 的远端部分 18A 被暴露的情况下,将高频电流施加到导线 18,同时侧向移动治疗部分 20。所述移动使导线 18 的远端部分 18A 接触黏膜 34,由此黏膜 34 被切入。在所述切口中,在不改变它的姿势的情况下仅侧向移动治疗部分 20,以切割黏膜 34,其促进黏膜 34 的切割。另外,高频电流还施加到在治疗部分 20 的侧面暴露的导体 30,因此黏膜下层 38 的切割可以与黏膜 34 的切割同时进行。此外,因为非导体 28 设置在治疗部分 20 的远端侧,所以黏膜 34 和黏膜下层 38 的切割可以安全地进行而不损伤固有肌层 36。

[0126] 在黏膜 34 切割以后,治疗部分 20 相对于鞘 16 缩回,并且将导线 18 接收在鞘 16 中。然后,当导线 18 处于非暴露状态中时,高频电流被施加到导体 30,同时侧向移动治疗部分 20,用于除去黏膜下层 38。这容许本实施方案在不更换内窥镜用治疗器具的情况下,实施黏膜 34 的切割并且除去黏膜下层 38,因此可以显著提高操作效率并且可以显著地降低患者负担。

[0127] 在上述第四个实施方案中,导线 18 的远端部分 18A 的暴露状态和非暴露状态是可选择的,但是如下面所描述,连接到导线 18 远端的棒形电极的暴露状态和非暴露状态可以设置成可选择的。备选地,可以使用另一个实施方案,其中导线 18 的远端部分 18A 和棒形电极是始终暴露的。

[0128] 接着,将在下面说明第五个实施方案的内窥镜用治疗器具。图 21 是显示第五个实施方案的内窥镜用治疗器具的治疗部分 120 的透视图,图 22 是沿箭头 B 方向观察的治疗部分 120 的俯视图,图 23 是沿着图 22 的 23-23 线获取的横断面视图,并且图 24 是显示图 23 的治疗部分相对于鞘 16 推进的情况的横断面视图。

[0129] 这些图中显示的治疗部分 120 形成为齿轮状形状,并且在其圆周方向上具有交替的齿尖 120A,120A...和在所述齿尖之间的齿槽 120B,120B...,类似于图 1 至 3 中显示的第一个实施方案的治疗部分 20。同样,将治疗部分 120 配置成具有夹层结构,其中非导体 122,126 将导体 124 夹在其间,并且条形导体 124 形成为沿着治疗部分 120 的侧面延伸。

[0130] 每一个齿尖 120A 具有近端表面 120C(即,非导体 126),其具有形成在其上的凸出部 120E。每个凸出部 120E 配置在最外周侧面上并且形成为以大致半球形凸出,以致黏膜下层 38 可以被凸出部 120E 钩住。

[0131] 同样,将治疗部分 120 设置成相对于鞘 16 是向前和向后可移动的,类似于第四个实施方案,以便相对于如图 23 中所示的鞘 16 缩回,并且相对于如图 24 所示的鞘 16 推进缩回。

[0132] 如图 24 中所示,导体 124 以条形暴露在治疗部分 120 的侧面,并且还暴露在治疗部分 120 的近端表面 120C 侧上,其形成近端侧暴露表面 124C。近端侧暴露表面 124C 位于治疗部分 120 的中央侧上,并且当治疗部分 120 相对于鞘 16 推进时是暴露的,如图 24 中所示,并且当治疗部分 120 相对于鞘 16 缩回时在鞘 16 中以非暴露状态接收,如图 23 所示。

[0133] 根据如上所述配置的第五个实施方案,因为凸出部 120E 形成在治疗部分 120 的近端表面 120C 上,所以治疗部分 120 移动到近端侧使纤维性黏膜下层 38 被凸出部 120E 钩住。将钩住的黏膜下层 38 收集到治疗部分 120 的中央侧,使其与近端侧的暴露表面 124C 或导

线 18 的部分 18A 的远端进行接触以被切割。即,可以进行“拉切 (draw-cut)”,其中在治疗部分 120 移动至近端侧时,黏膜下层 38 被切割。结果,可以提高黏膜下层 38 的剥离效率,并且可以降低患者负担,原因在于在剥离操作中节省时间。

[0134] 在上述第五个实施方案中,仅将凸出部 120E 形成在治疗部分 120 的外周侧上,但是可以形成凸出部 120E 以从鞘 16 外部的整个部分伸出,如图 25 中所示。凸出部 120E 的形状不局限于半球形凸出部,并且黏膜下层 38 可以具有能钩住黏膜下层 38 的任何形状,例如,治疗部分 120 可以以大致圆柱状形状或大致圆锥形状凸出。备选地,如图 26 所示,凸出部 120E 可以形成为具有以下形状:其中凸出量在其外部位置是最大的并且对于内部位置逐渐降低。此外,凸出部 120E 可以通过在治疗部分 120 的近端表面 120C 中形成凹槽或凹口而形成。

[0135] 在上述第五个实施方案中,当治疗部分相对于鞘 16 推进时,导体 124 的近端侧暴露表面 124 是暴露的,但是近端侧暴露表面 124 可以始终是暴露的。例如,图 27 中所示的治疗部分 120 具有导体 124,其形成为具有比鞘 16 更大的尺寸,以致导体 124 的近端侧暴露表面始终暴露在鞘 16 的外面。因而,在没有治疗部分 120 的推进/缩回操作的情况下,黏膜下层 38 的切割可以在任何时候进行。在图 27 的治疗部分 120 的情况下,可以存在其中治疗部分 120 相对于鞘 16 是固定的实施方案。

[0136] 接着,将在下面说明第六个实施方案的内窥镜用治疗器具。图 28 是显示第六个实施方案的内窥镜用治疗器具的横断面视图,并且图 29 是显示其治疗部分 130 的透视图。

[0137] 这些图中显示的第六个实施方案的治疗部分 130 形成为从正面观察是齿轮状的形状(图 28 的左侧),并且具有交替的齿尖 130A,130A...,和齿槽 130B,130B。同样,治疗部分 130 配置成具有夹层结构,非导体 132,136 将导体 134 夹入其间。

[0138] 非导体 132 在远端侧上形成为圆的和大致是半球形的形状(具体而言,从半球切割的齿轮状形状)。因而,当治疗部分 130 与对着固有肌层 36 挤压的非导体 132 一起侧向移动时,非导体 132 和固有肌层 36 之间的摩擦力减小,并且可以实现治疗部分 130 的平滑移动。

[0139] 近端侧上的非导体 136 具有形成在其近端表面 130C 的凸出部 130E,类似于图 21 至 24 中所示的第五个实施方案的治疗部分 120。将凸出部 130E 形成为具有齿尖 130A,其在最外周的侧面凸出最多,以致可以用凸出部 130E 钩住黏膜下层 38。

[0140] 导体 134 以条形暴露在治疗部分 130 的侧面,并且还以棒形从治疗部分 130 的近端表面 130C 凸出,以便形成棒形电极 134A。棒形电极 134A 具有安装在连接管 138 中并且在那里用焊接或铜焊固定的远端。将导线 18 的远端安装到连接管 138 的相对侧,并且在那里用焊接或铜焊固定。所述构造容许棒形电极 134A 连接到导线 18 的远端。

[0141] 导线 18 在其近端连接到手侧操作部分 14 的滑块 64,并且通过手侧操作部分 14 的主体 66 滑动支撑滑块 64。将鞘 16 在其近端连接到主体 66,并且滑块 64 相对于主体 66 的滑动使导线(即,治疗部分 130)相对于鞘 16 向前或向后操作。即,滑块 64 相对于主体 66 的向后滑动使治疗部分 130 相对于鞘 16 缩回,并且相反,滑块 64 相对于主体 66 的向前滑动使治疗部分 130 相对于鞘 16 推进到远端侧。

[0142] 当治疗部分 130 推进时,棒形电极 134A 是暴露的,并且在所述暴露状态中,高频电流施加到棒形电极 134A 可以用棒形电极 134A 切割。因此,可以使用第六个实施方案的内

窥镜用治疗器具进行黏膜 34 的切割。

[0143] 当治疗部分 130 缩回时,鞘 16 的远端接触治疗部分 130 的近端表面,并且在鞘 16 中接收棒形电极 134A 使其处于非暴露状态。因此,导体 134 的切割和黏膜下层 38 的剥离操作仅用暴露在治疗部分 130 的侧面的导体 134 进行。

[0144] 鞘 16 的远端部分具有形成在其内侧上的轴环构件 140。轴环构件 140 由绝热材料诸如陶瓷形成,并且轴环构件 140 阻止棒形电极 134A 的热量传送到鞘 16。同样,将轴环构件 140 形成为内径稍微大于棒形电极 134A 的外径的管状形状,其确保治疗部分 20 由于棒形电极 134A 受轴环构件 140 的引导而产生的直线推进。另外,轴环构件 140 同样起作用以限制治疗部分 130 的凸出(推进)量,并且当治疗部分 130 相对于鞘 16 推进时,连接管 138 接触轴环构件 140,其限制所述推进。

[0145] 在第六个实施方案中,治疗部分 130 具有大致等于鞘 16 的外径的最大外径。这容许内窥镜用治疗器具平滑插入到内窥镜插入部分 41 的夹钳通道中(参见图 4),而不被治疗部分 130 所截留。备选地,治疗部分 130 的最大外径小于鞘 16 外径的实施方案也是可以的。

[0146] 根据如上所述配置的第六个实施方案,因为将治疗部分 130 设置成相对于鞘 16 向前和向后是可移动的,所以可以暴露棒形电极 134A,用于切割黏膜 34。根据第六个实施方案,因为治疗部分 130 具有形成在近端表面 130C 上的凸出部 130E(即,非导体 136),所以可以用凸出部 130E 将黏膜下层 38 钩住并收集到中央侧,以用棒形电极 134A 切割,其改善黏膜下层 38 的剥离效率。

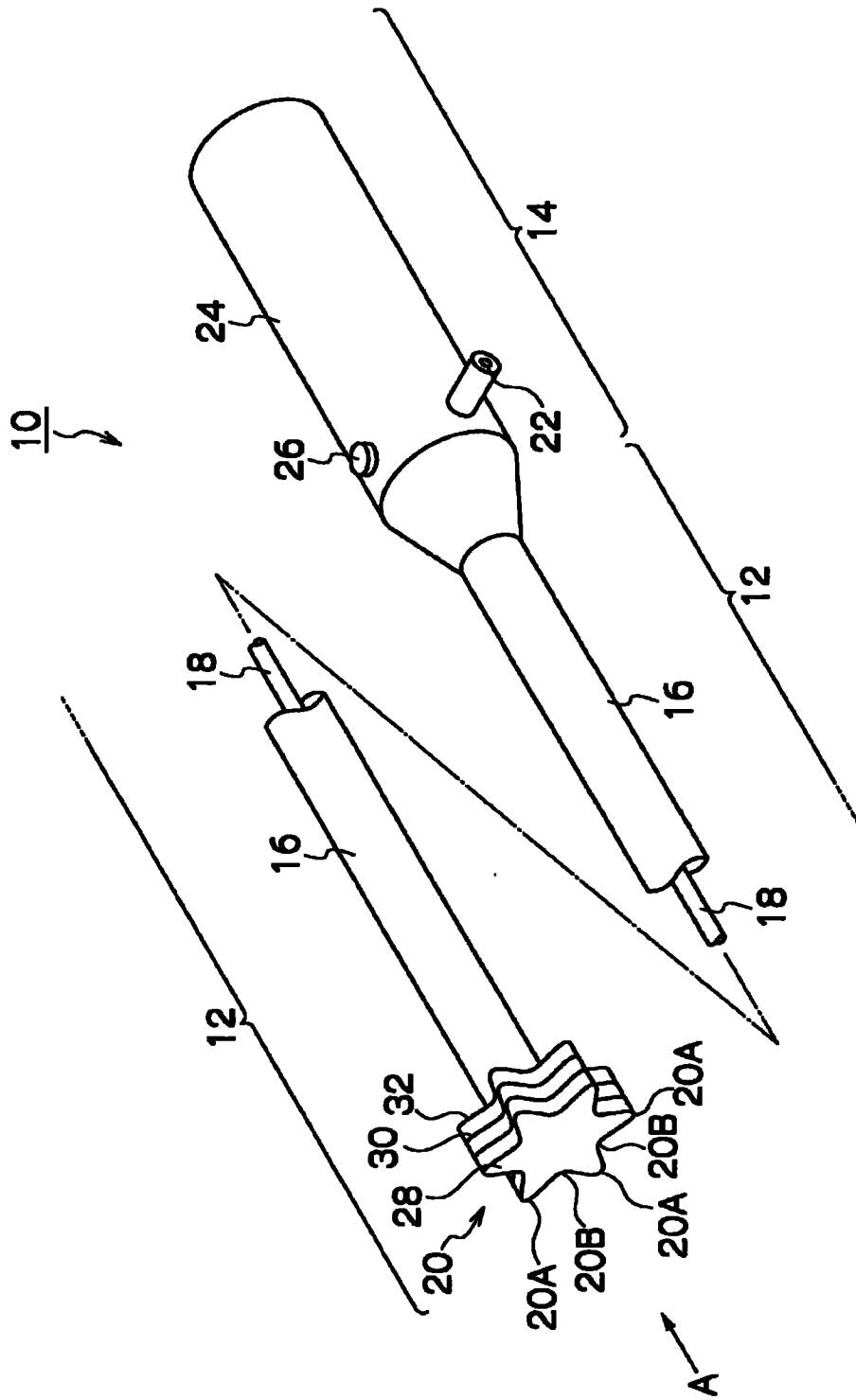


图 1

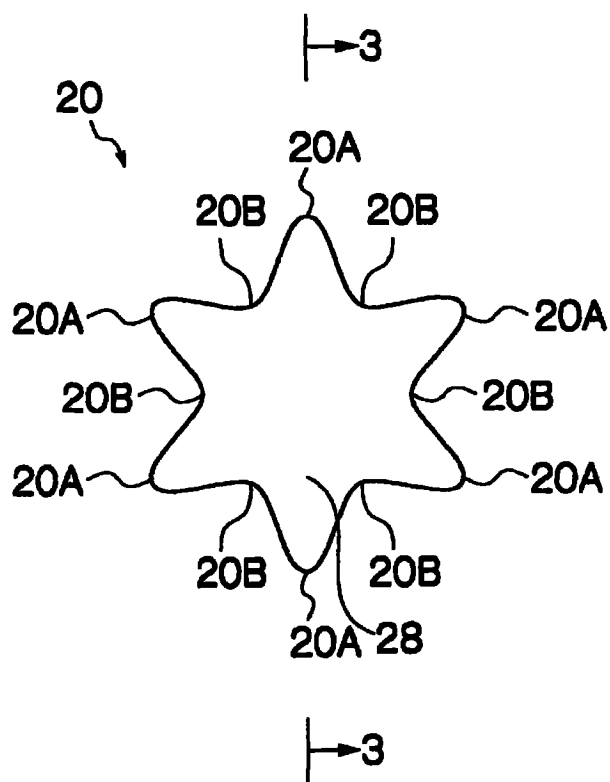


图 2

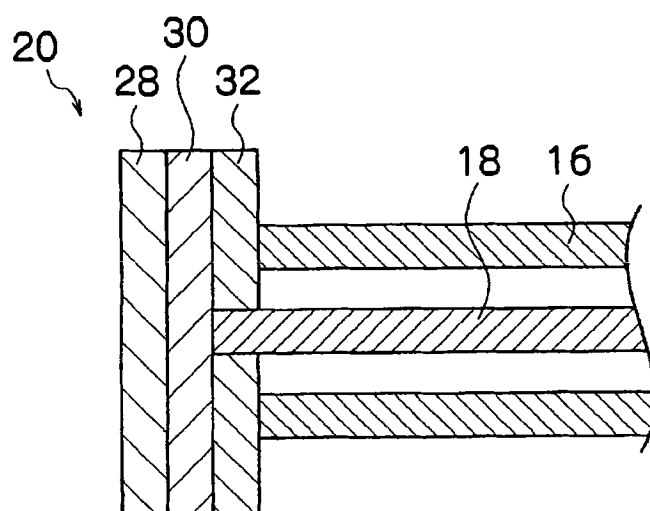


图 3

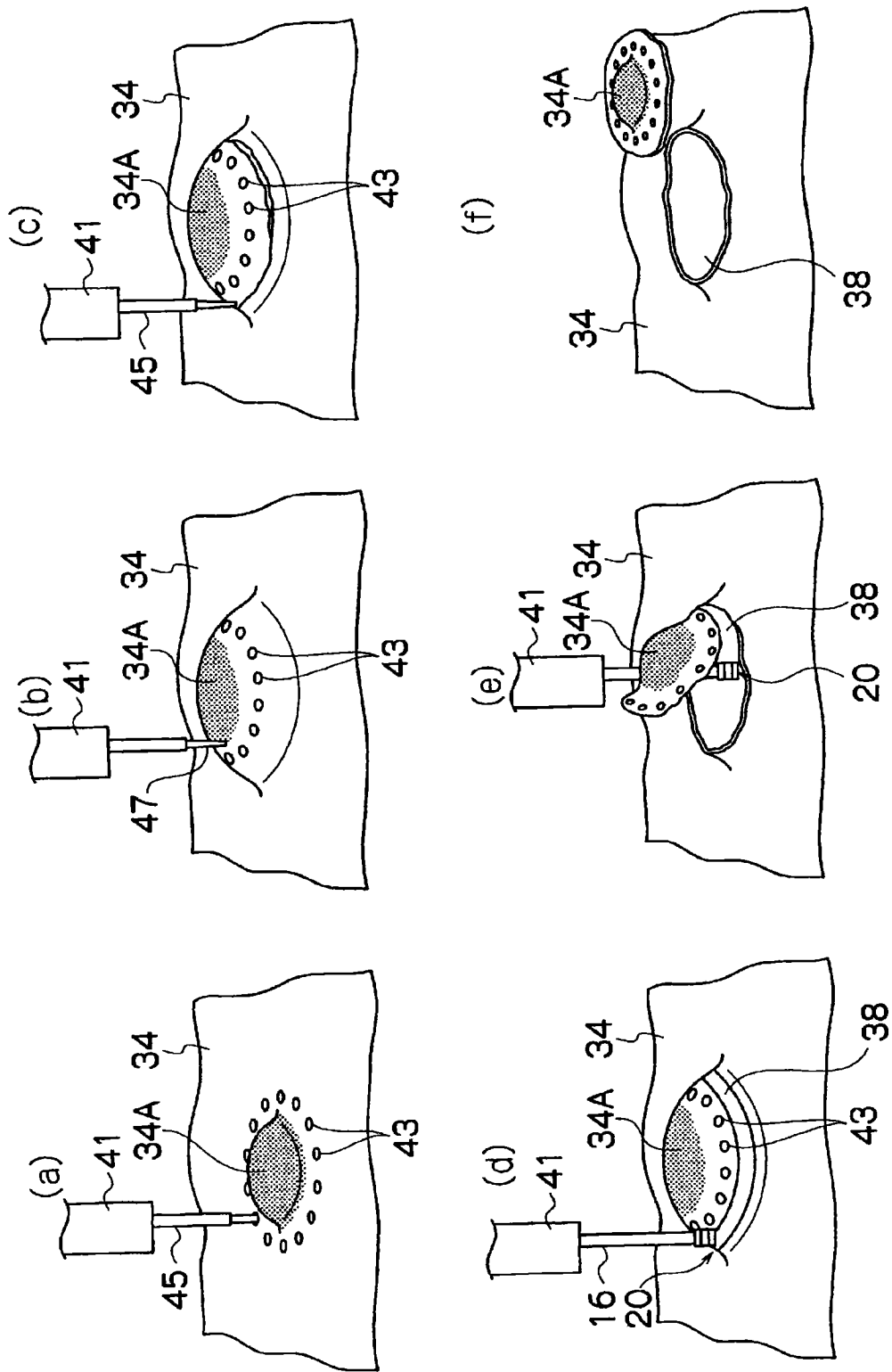


图 4

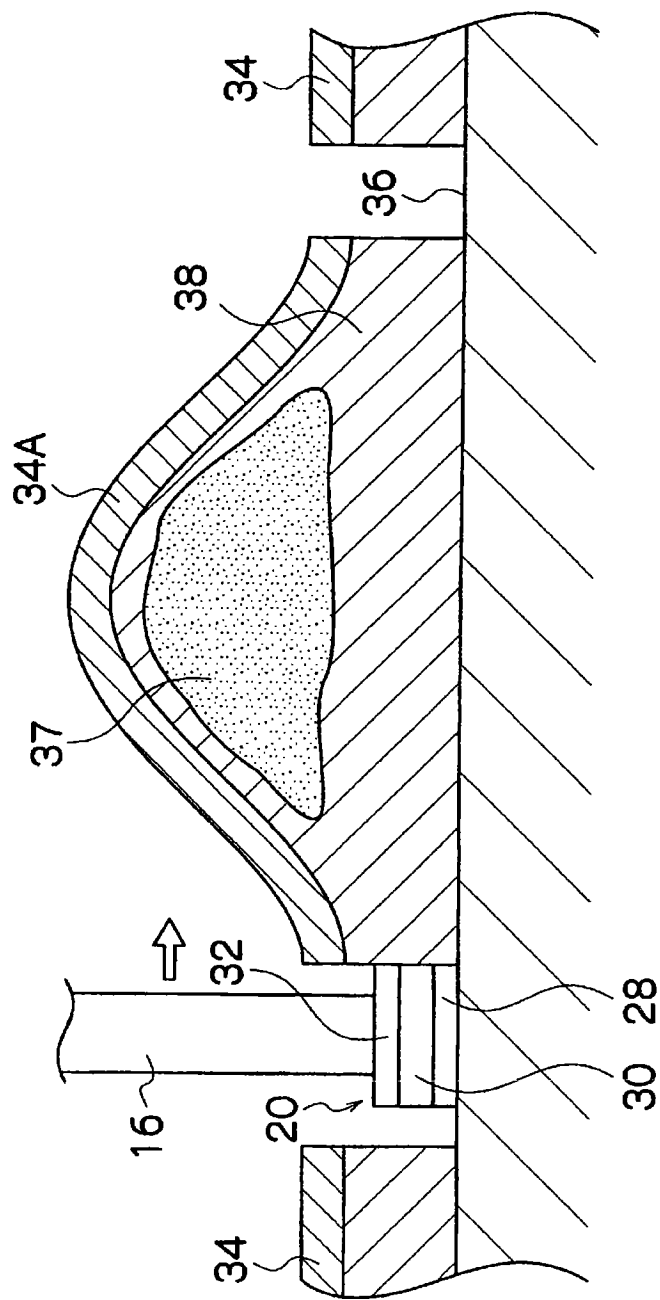


图 5

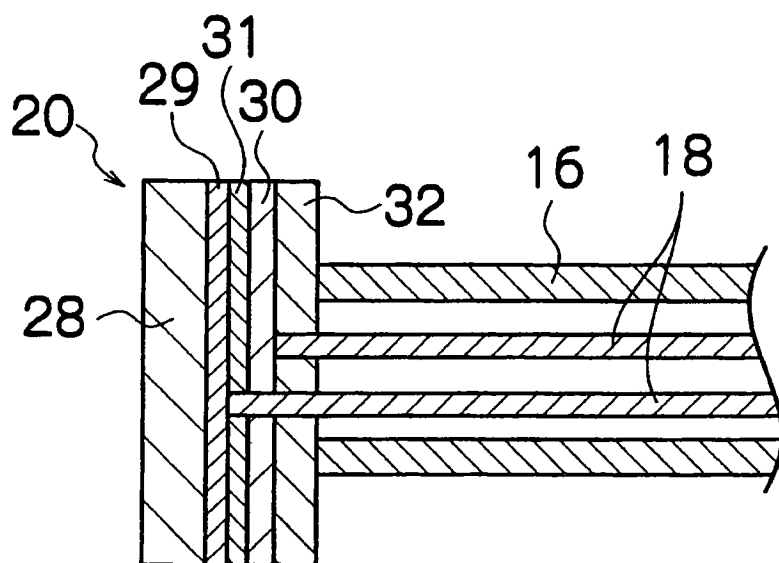


图 6

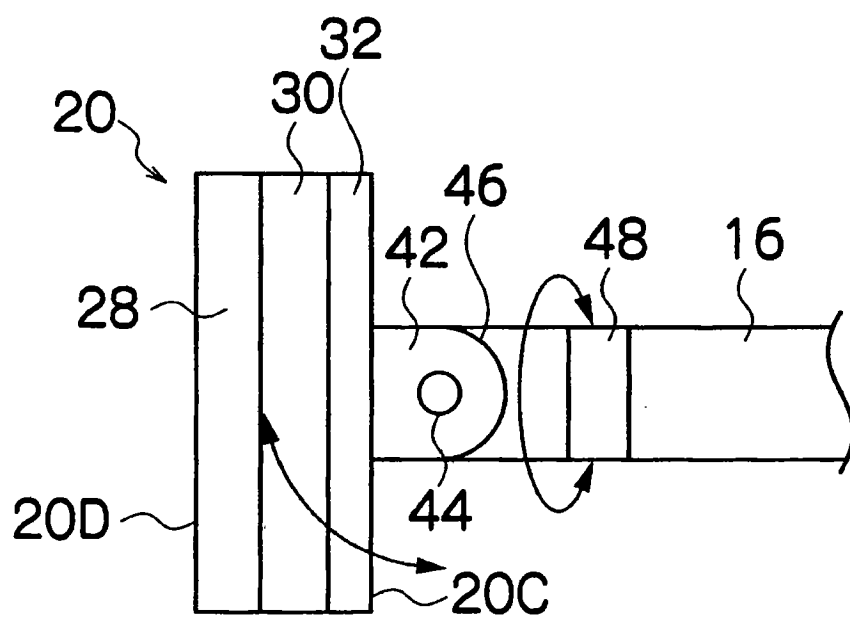


图 7

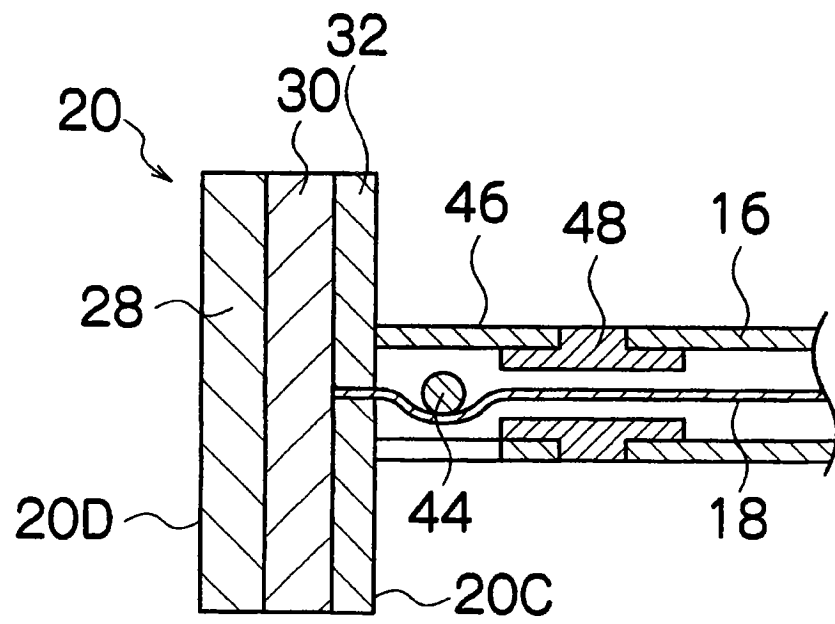


图 8

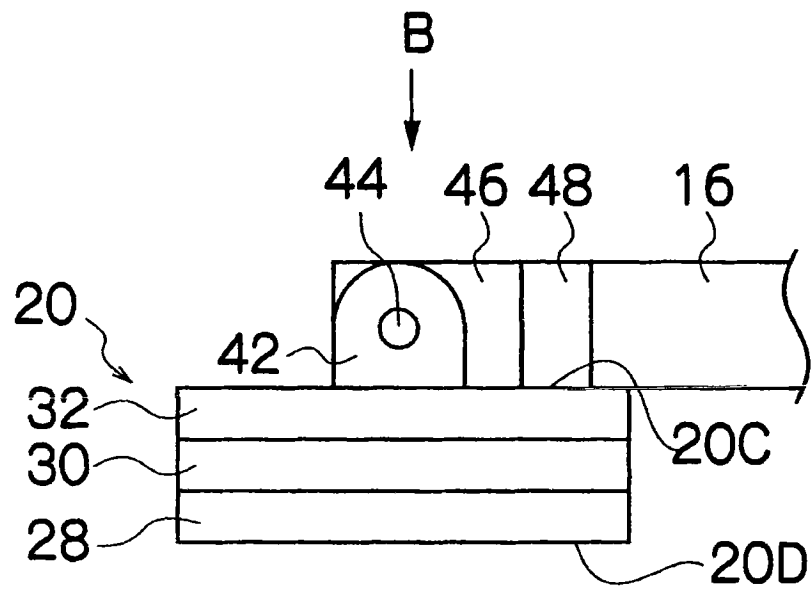


图 9

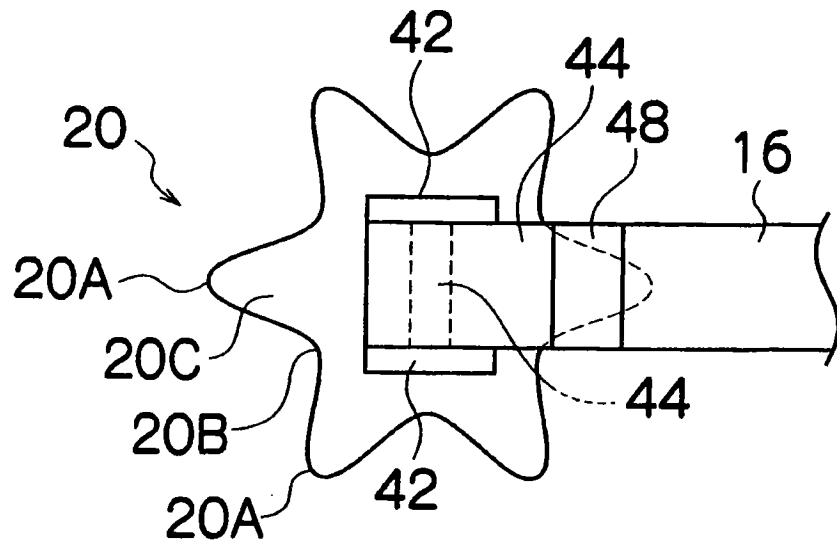


图 10

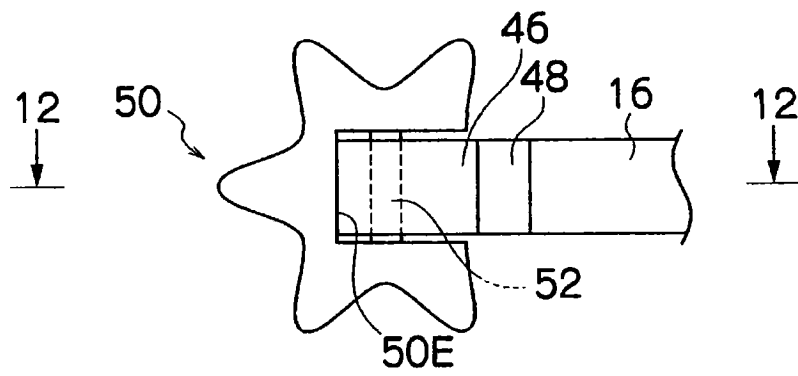


图 11

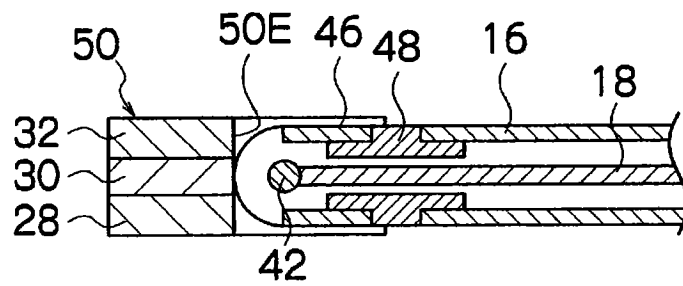


图 12

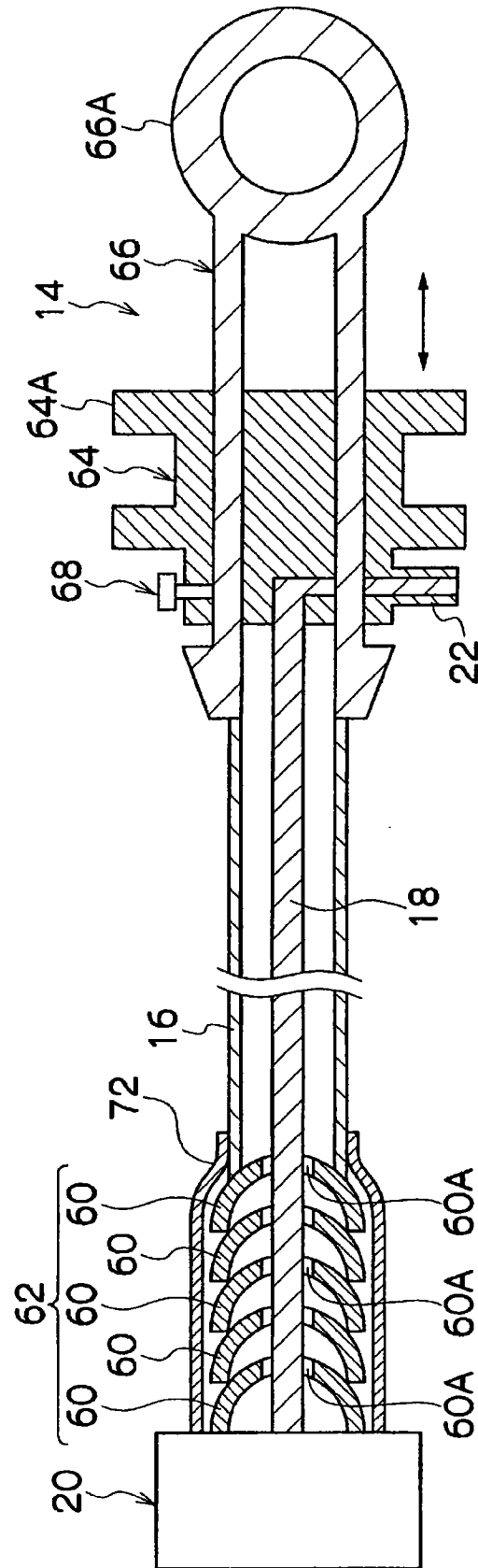


图 13

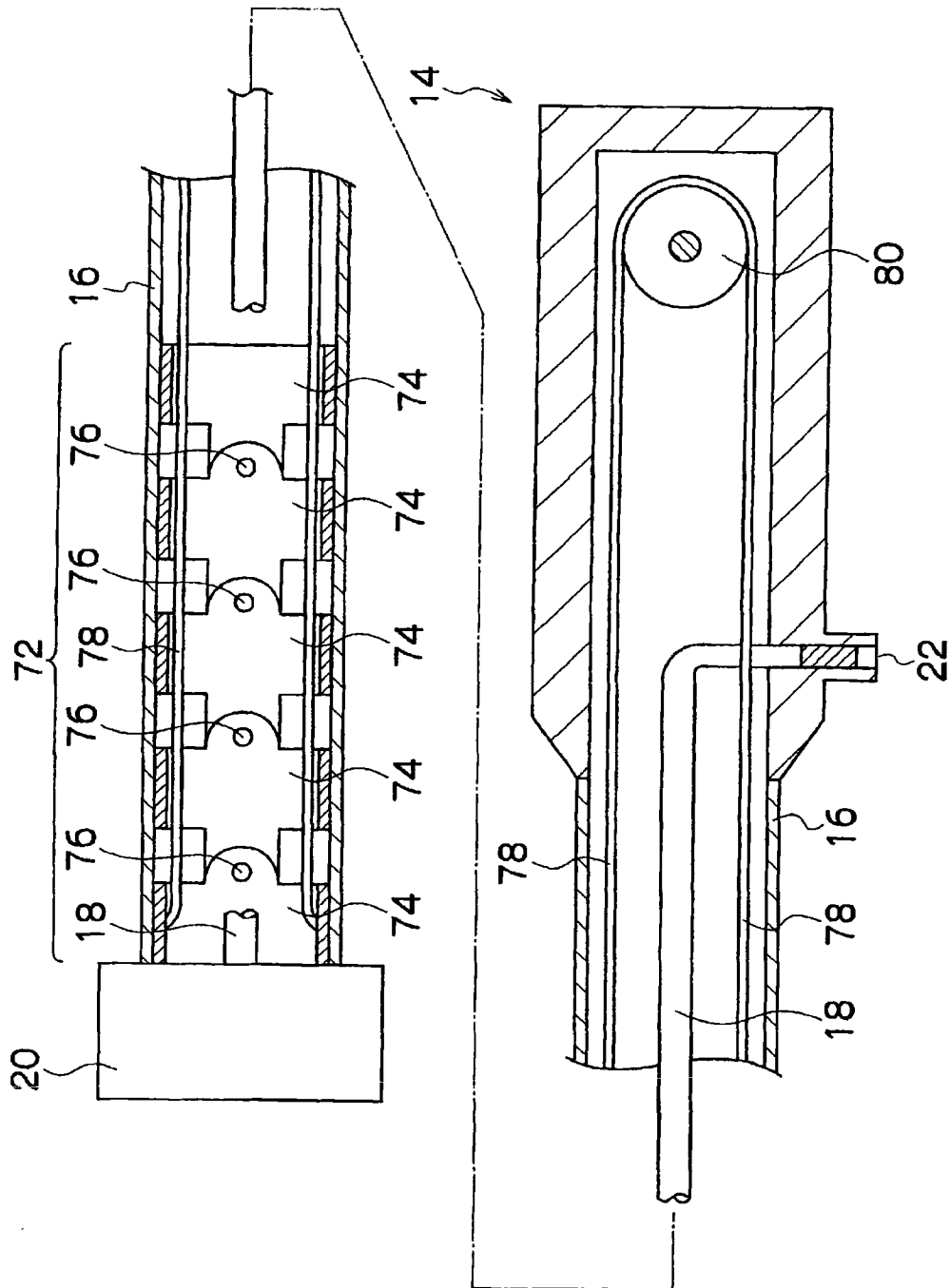


图 14

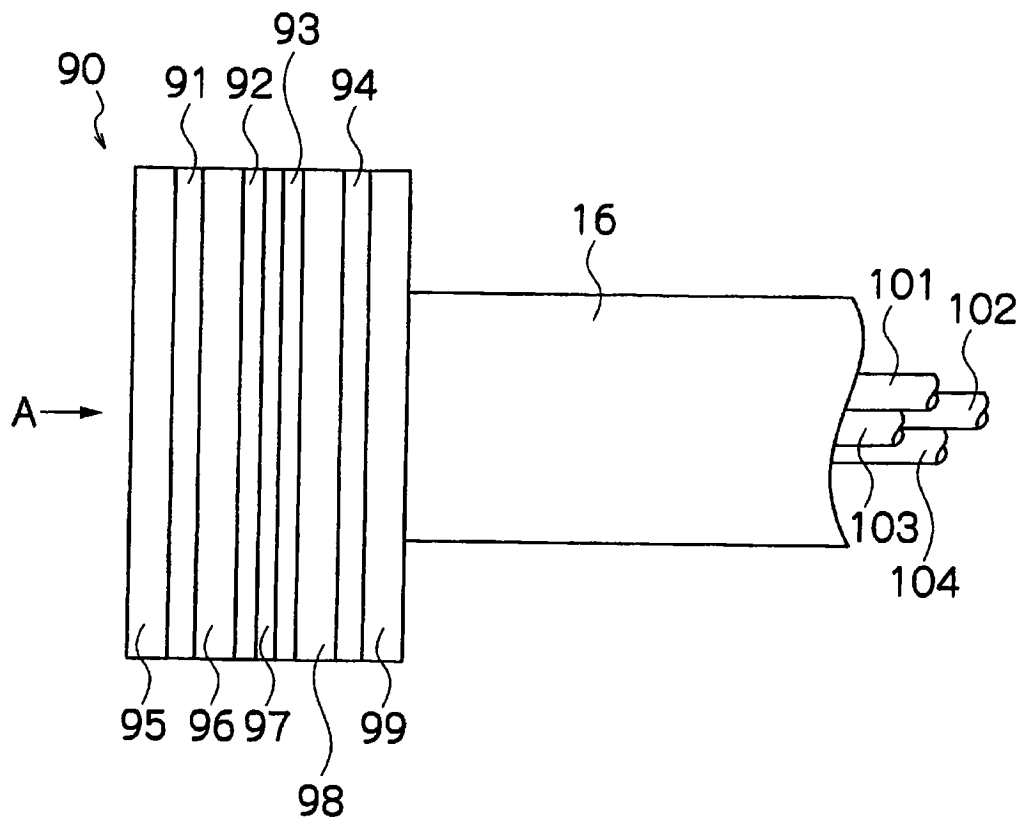


图 15

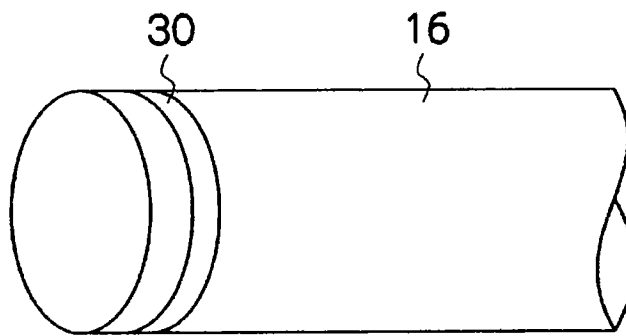


图 16

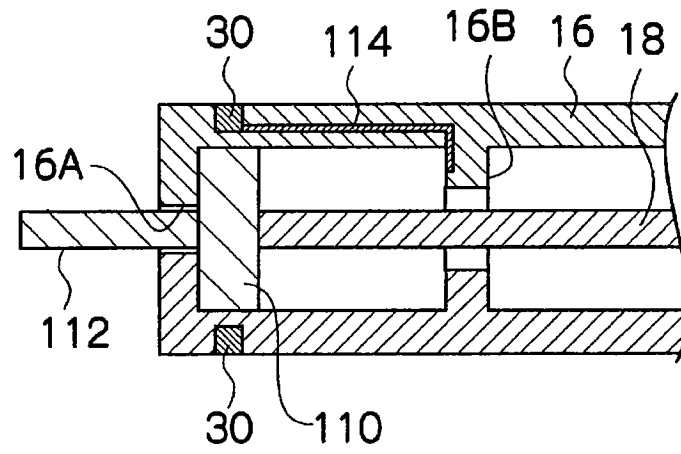


图 17

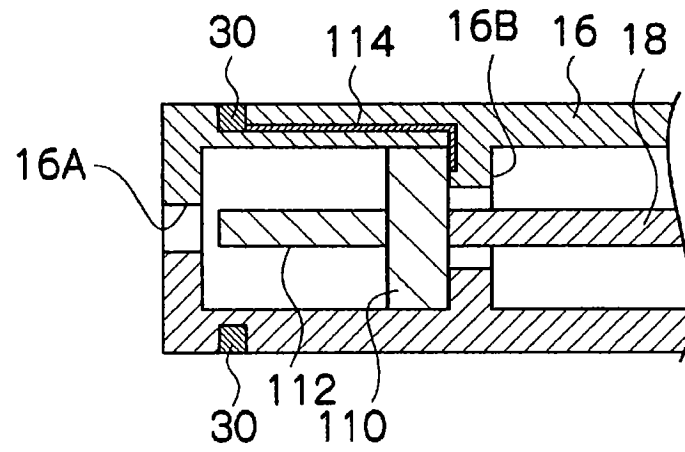


图 18

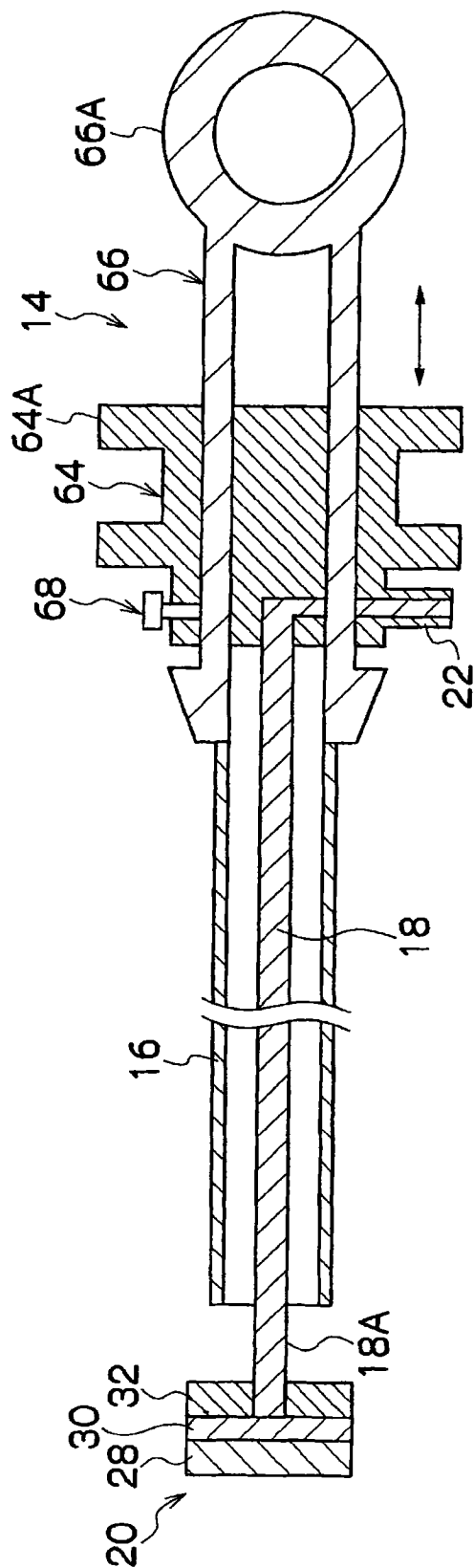


图 19

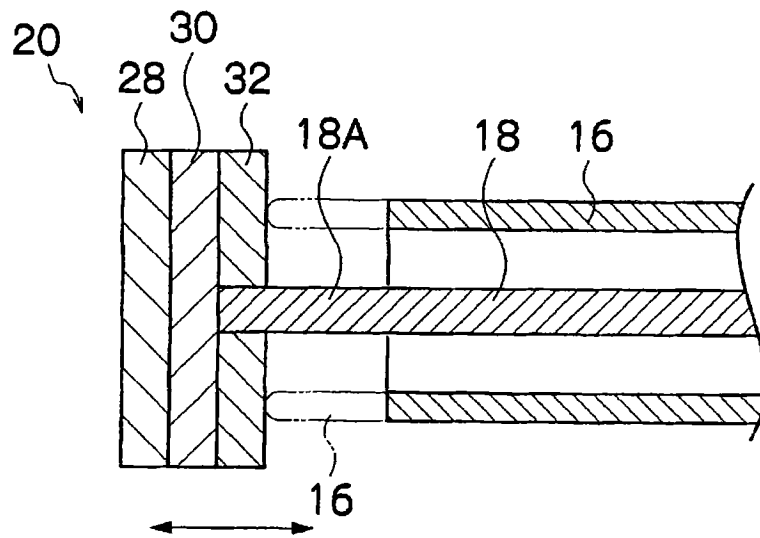


图 20

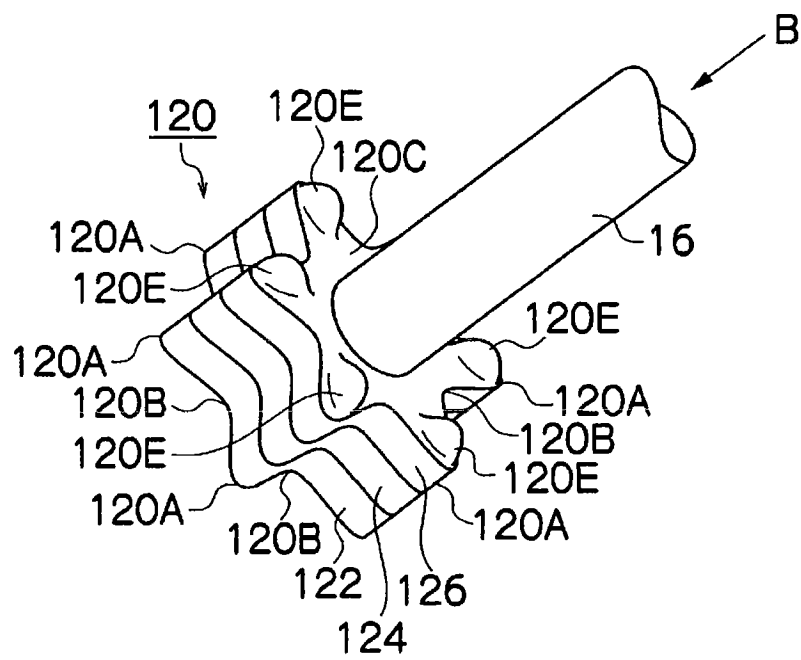


图 21

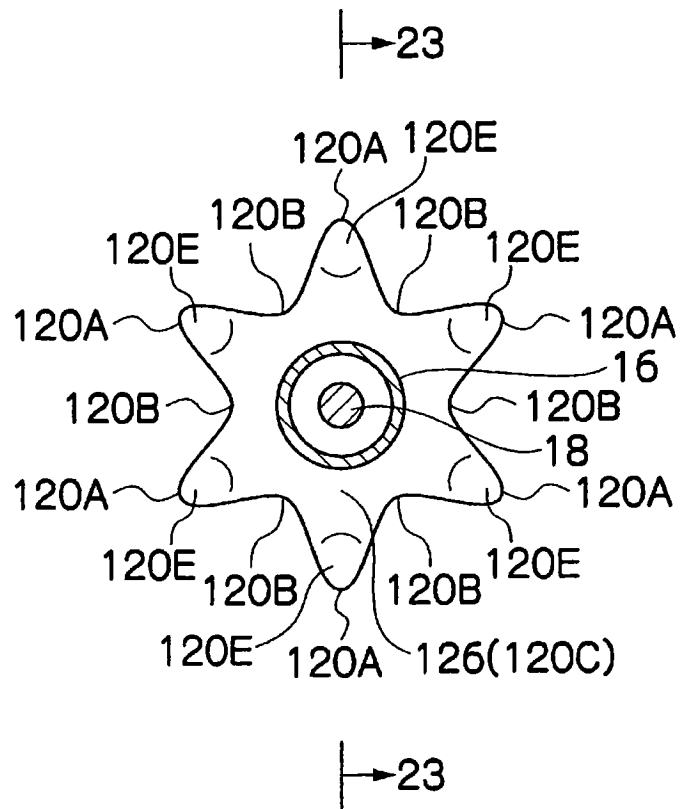


图 22

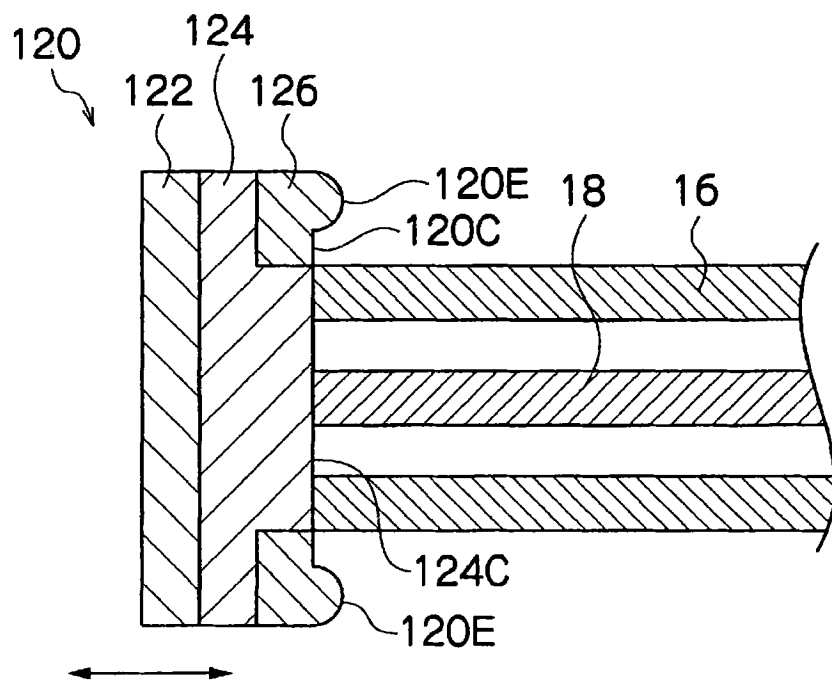


图 23

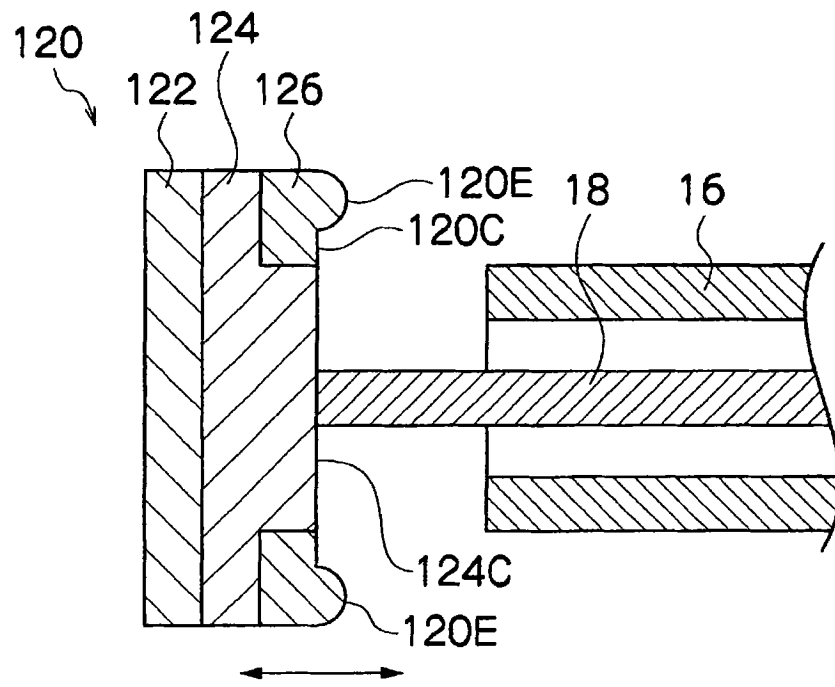


图 24

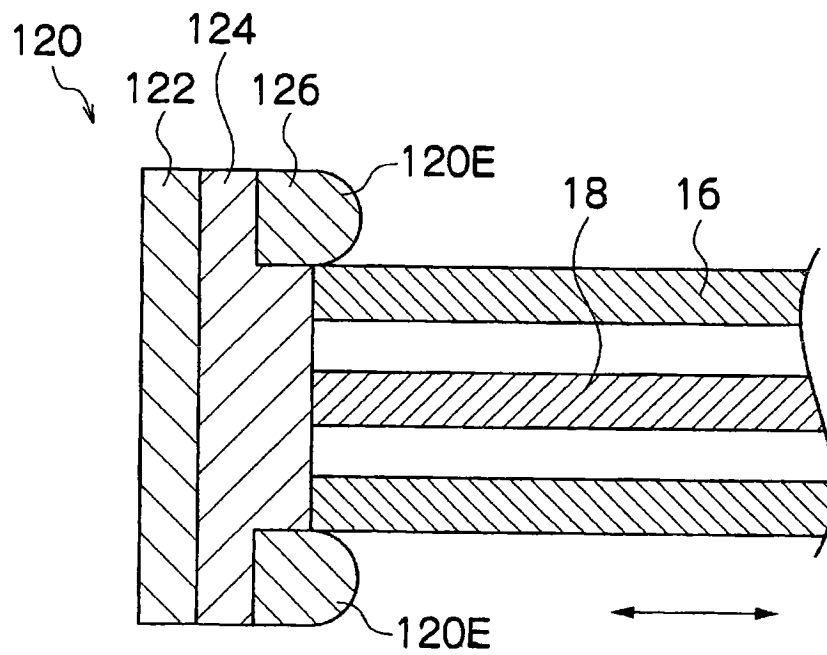


图 25

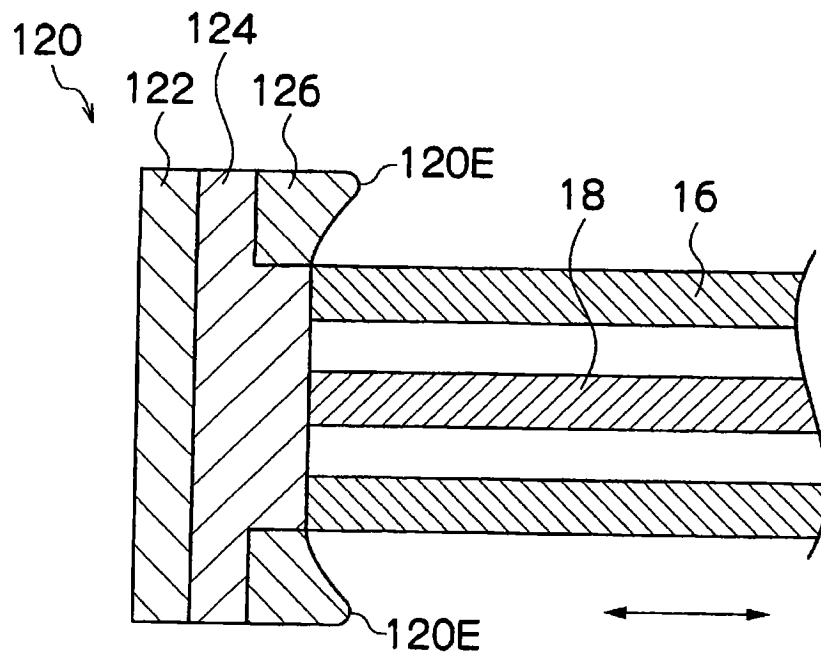


图 26

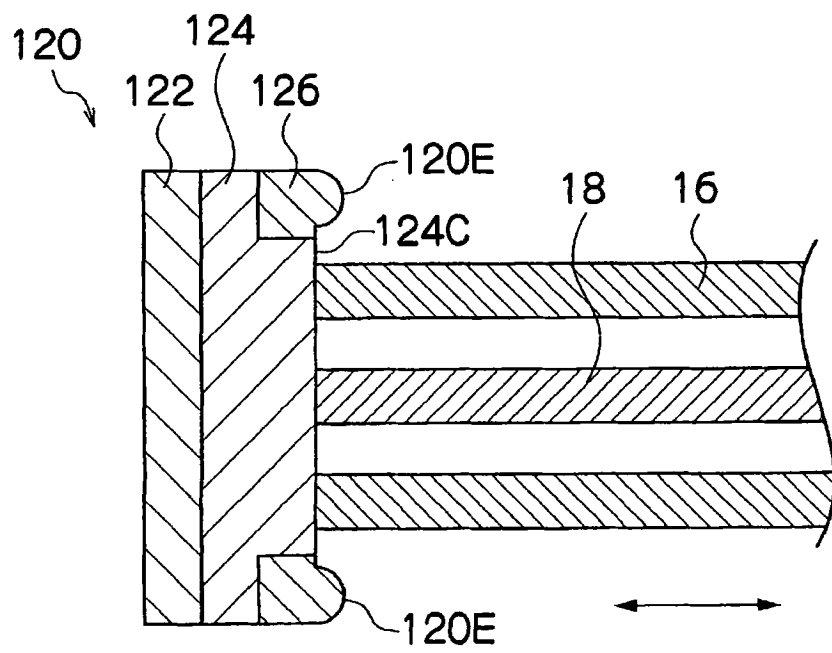


图 27

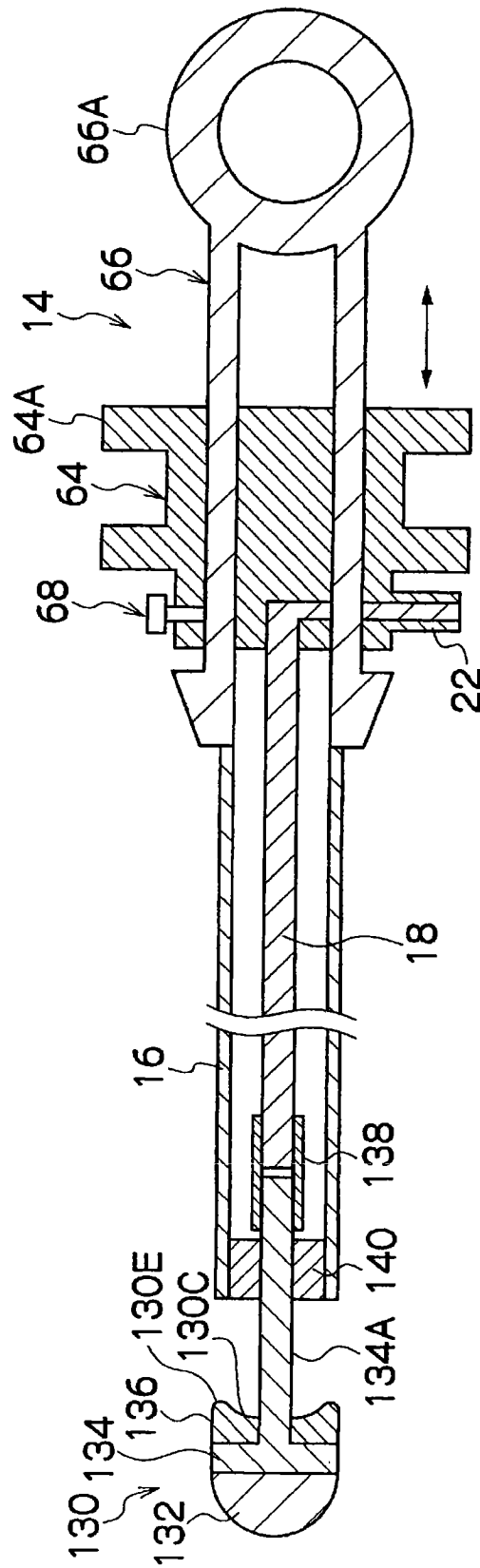


图 28

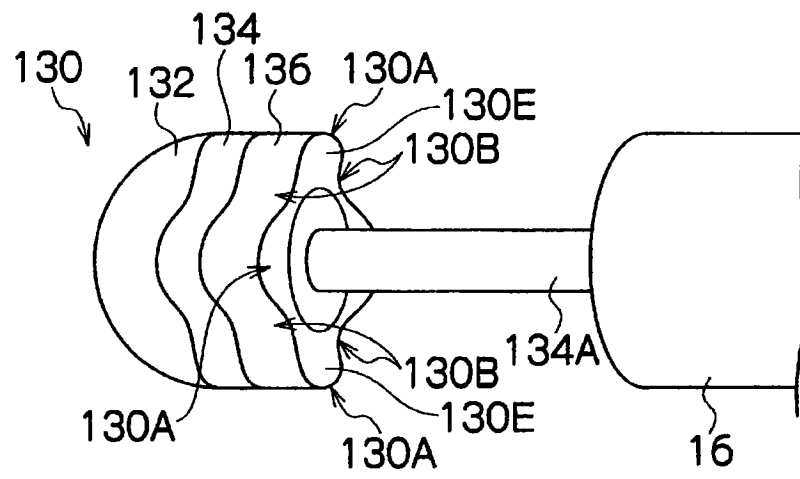


图 29

专利名称(译)	内窥镜用治疗器具		
公开(公告)号	CN101511294B	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	CN200780032560.3	申请日	2007-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	忌吃医学院		
申请(专利权)人(译)	学校法人自治医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	学校法人自治医科大学		
[标]发明人	山本博德		
发明人	山本博德		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B2018/1405 A61B2018/00482 A61B18/1492 A61B2018/00083 A61B2018/1497 A61B2018/1861 A61B18/1815 A61B1/018		
代理人(译)	吴小明		
审查员(译)	黄曦		
优先权	2006234159 2006-08-30 JP		
其他公开文献	CN101511294A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于内窥镜的治疗器具，其适于在内窥镜黏膜下层剥离术中切割黏膜下层，并且用于内窥镜的治疗器具在插入身体的插入部分的远端具有治疗部分。治疗部分包括连接到高频源的导体，并且配置成具有夹层结构，其中所述导体被夹在其远端侧上的非导体和其近端侧上的非导体之间。将导体形成为以条形暴露在治疗部分的侧面，并且治疗部分的侧向移动引起所述导体进行黏膜下层切割。

