

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910168050.X

[43] 公开日 2010 年 2 月 24 日

[51] Int. Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

A61M 1/00 (2006.01)

A61M 27/00 (2006.01)

[22] 申请日 2009.8.19

[21] 申请号 200910168050.X

[30] 优先权

[32] 2008.8.20 [33] JP [31] 211741/2008

[71] 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 赤羽秀文

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 陈 珊 刘兴鹏

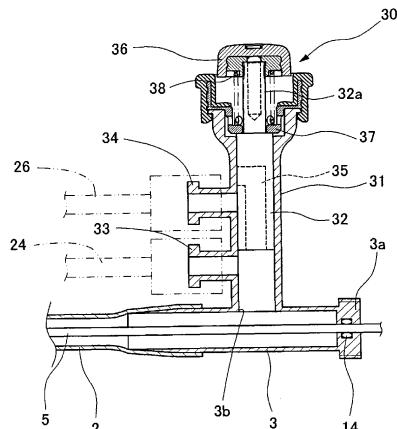
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 10 页

[54] 发明名称

高频手术器械

[57] 摘要

一种高频手术器械，其具有包于柔性护罩中并且附着至将从柔性护罩的前部远端可缩回地突出的电极元件的尾端的软线。流体通道提供于柔性护罩内部并且贯穿柔性护罩以延伸直到后者的前部远端。流入/流出控制阀连接至流体通道的后部近端。流入/流出控制阀设有与转换装置相联系的多个流入/流出流体连接端口，转换装置适合选择性地连接流入/流出流体连接端口与柔性护罩中的流体通道。



1. 一种高频手术器械，其包括：

待被引入内窥镜中的工具引导通道中的柔性护罩；

设置于所述柔性护罩内的软线；

设置于所述软线的末端侧处的电极，其适合于从所述柔性护罩的前部远端可缩回地突出；

设置于所述柔性护罩中并且在其前部远端处开口的流体通道；

设置于所述流体通道的近侧中的流入/流出控制装置，其具有适合于与所述流体通道相通的多个流入/流出连接端口；以及

用于将所述流入/流出连接端口中的一个选择性地连接至所述流体通道的转换装置。

2. 如权利要求 1 所述的高频手术器械，其中所述多个流入/流出连接端口包括流体供给管连接端口和吸入吸引管连接端口；

所述流入/流出控制装置具有阀箱；并且

所述转换装置由可移位以将所述流体供给管连接端口或所述吸入管连接管口选择性地与所述流体通道相通的转换阀元件构成。

3. 如权利要求 2 所述的高频手术器械，其中所述转换装置具有推动装置以推动所述转换阀元件，用于所述流体通道和所述流体供给管连接端口之间的连通。

4. 如权利要求 3 所述的高频手术器械，其中所述转换阀元件能够在所述阀箱中在轴向或径向上移动。

5. 如权利要求 1 至 4 的任何一个所述的高频手术器械，其中从所述电极元件连接的所述软线轴向地穿过所述柔性护罩的所述流体通道。

6. 如权利要求 5 所述的高频手术器械，其中所述柔性护罩包括在所述柔性护罩的前侧向内突出的止动件；

所述软线或所述电极具有限制元件以与所述止动件抵靠接合或脱离抵靠接合；以及

在所述限制元件抵靠所述止动件时，流体通道布置于所述柔性护罩中。

高频手术器械

技术领域

本发明涉及将借助内窥镜的工具引导通道引入体腔的高频手术器械，例如，用来通过高频率刀片的使用给予手术治疗，比如粘膜解剖、腔内位置洗涤或凝结止血。

背景技术

当通过内窥镜检查在食道、胃或结肠的腔内壁上的粘膜中发现损伤时，粘膜损伤通过内窥镜手术治疗来解剖，例如通过通常称为 ESD（内窥镜粘膜下层解剖）的治疗。在 ESD 治疗中，在标记并肿起要移除的粘膜损伤之后，通过使用高频工具沿着标记线进行解剖，切断粘膜下层的纤维以将粘膜损伤从肌肉被膜分离。

内窥镜高频手术器械，也就是，目前用于 ESD 治疗中的内窥镜电手术解剖工具的形式大多为具有可伸出地包装在柔性护罩中的杆状电极元件的高频刀片。连接至柔性护罩的近端的是操纵工具，从而将高频刀片拉入柔性护罩或从其中推出。在解剖和切除粘膜时，例如，通过伸出柔性护罩的高频刀片传导电流。这种高频刀片很多归类为针型和钩型。针型高频刀片采用直针状电极元件，而钩型高频刀片采用的电极元件在杆状电极元件的远端处具有直径增大的突起电极部分或 L 形钩部。

针形刀片大多适合用于穿刺粘液被膜，并在粘液被膜的解剖或切除时进行沿着粘液被膜的水平运动或摆动。另一方面，在钩型刀片的情况下，通过由刀片的有钩端部抓住并拉动粘膜来执行粘膜解剖或切除治疗。

在日本专利申请公开 2004-313537 中，举例来说，呈有钩高频刀片形式的高频手术器械在执行粘膜解剖或切除治疗时借助内窥镜的工具引导通道导入体腔。在这种情况下，包于柔性护罩中的高频刀片连

续地在杆状电极元件的远端处设有圆形或三角形的电极部分以用作钩部分。这种高频手术器械可从内窥镜工具引导通道的前部远端处的工具退出口伸入体腔。通过将高频刀片推出和拉入突出的柔性护罩，目标粘膜损伤捕获于刀片远端处的钩状部分上并且被带入内窥镜工具引导通道中。在电手术治疗期间，电流传导通过高频刀片从而解剖或切除粘膜组织。

顺便提及，为了精确地执行粘膜的切除，需要在内窥镜观察光学窗口的视野中清楚地捕获目标粘膜损伤。在某些情况下，必须通过生理盐溶液的使用在手术治疗时冲洗粘膜部分以洗掉覆盖粘膜部分的体液或其它污迹。此外，可能还需要在手术治疗期间将生理盐溶液供应至出血点。由于电极元件和电源电缆松散地包于柔性护罩中，这些部件之间的空隙或间隔能用作液体供应路径。

而且，在内窥镜检查或手术操作中，经常需要抽吸腔内位置。即，抽吸通过内窥镜的工具引导通道的使用来实施。然而，不期望在高频手术工具仍在内窥镜工具引导通道中时致动吸入装置。这是因为吸入通道在与工具入口路线的接合点处与内窥镜工具引导通道相接合，工具入口路线设置于内窥镜的操纵头把手上作为接近工具引导通道的途径并且适合于接收处于松开状态的手术工具。也就是说，在工具入口路线中的手术工具周围一直具有间隙，因此，如果吸引力在这种状态下施加至吸入通道，通过工具入口线路中的手术工具周围的间隙很可能发生吸引力的泄露，除了吸入的体液通过工具入口路线流出以外。另外，如上所述通过狭窄间隙的吸入通常经受吸入吸引力水平的下降，并且因而性能质量较低。

发明内容

考虑到前述情况，本发明的目标是提供一种高频手术器械，其能在借助内窥镜的工具引导通道插入体腔时在手术治疗时将液体或流体泵送至腔内位置或从腔内位置泵送。

本发明的另一个目标是提供一种高频手术器械，其可在借助内窥镜的工具引导通道操纵时在液体供给模式和吸入模式之间转换。

根据本发明，出于实现上述目标的目的，提供了：将要导入内窥镜中的工具引导通道中的柔性护罩；设置于所述柔性护罩内的软线；设置于所述软线的末端侧处的电极，其适合于从所述柔性护罩的前部远端可缩回地突出；设置于所述柔性护罩中并且在其前部远端处开口的流体通道；设置于所述流体通道的近侧中的流入/流出控制装置，其具有适合于与所述流体通道相通的多个流入/流出连接端口；以及用于将所述流入/流出连接端口中的一个选择性地连接至所述流体通道的转换装置。

虽然多于三个流入/流出流体连接端口可设置于流入/流出控制阀上，连接端口应当至少包括流体供给管连接端口和吸引管连接端口。也就是说，流入/流出控制阀应当设置有用于连接在手术治疗时将流体发送入腔内位置的流体供给管的端口以及用来连接将用于吸入目的的吸引管的端口。流入/流出控制阀主要由阀箱和转换阀元件构成，转换阀元件在阀箱内在轴向或径向上进行滑动位移以用手术器械的柔性护罩中的流体通道选择性地连接流体供给管连接端口或吸引管连接端口。在这种情况下，通常转换阀元件通过偏压装置保持处于初始位置，将流体供给管连接端口与柔性护罩中的流体通道相连接。转换阀元件能手动地位移至吸入位置，将吸引管连接端口连接至柔性护罩中的流体通道。通过上述偏压装置的作用，一旦手动操作力释放，转换阀元件就自动地返回至初始位置。当在阀箱内将转换阀的位置在初始位置和吸入位置之间移动时，阀元件在阀箱的轴向上进行直线式滑动位移或绕着阀箱的中心轴线进行旋转滑动位移。

用于适应电极元件的软线的通道能以多腔管的形式在柔性护罩内与流体通道分开地设置。然而，为了减小直径，期望使用用于软线的单个通道以及上述流入/流出控制阀连接于此的流体通道。此外，从手术治疗的安全性的观点，期望提供一种限制机构，从而限制电极元件从柔性护罩的前部远端伸出的长度。为此，电绝缘材料的止动环装配于柔性护罩的前部远端部分中。止动环内部地限定与柔性管中的流体通道相通的轴向通道孔，使得电极元件从柔性护罩的前部远端自轴向通道孔可缩回地突出预设的突出长度。止动环的轴向通道孔与柔性

护罩中的流体通道一直相通。设置于电极元件上或电极元件尾端处的软线上的自限制元件被带入与止动环的内端抵靠接合以限制电极元件的最大突出长度。在自限制元件紧靠止动环时，分段的流体通道在止动环的轴向通道孔中围绕电极元件形成以维持与柔性护罩中的流体通道相通。

本发明的上述和其它目标、特点和优点将从下面结合示出本发明优选实施例的附图对本发明的具体描述中变得明显。无须赘言，本发明不应当解释为限制于附图中所示的具体形式。

附图说明

在附图中：

图 1 是应用本发明的电手术器械的示意性总体视图；

图 2 是图 1 中所示的手术器械的放大比例的片段截面图；

图 3 是图 2 的手术器械的前端部分的放大的片段截面图，电极元件缩入柔性护罩；

图 4 是手术器械的前端部分的放大的片段截面图，电极元件从柔性护罩突出；

图 5 是在图 4 的线 X-X 上截取的示意性横截面；

图 6 是将连接至手术器械的流入和流出流体供给系统的图解示例；

图 7 是适合作为本发明第一实施例的流入/流出控制阀单元的示意性截面图；

图 8 是内窥镜插管的远端部分的片段外部视图，其具有从内窥镜插管中的工具引导通道突出的手术器械；

图 9 是适合作为本发明第二实施例的另一个流入/流出控制阀的示意性截面图；并且

图 10 是在图 9 中的线 Y-Y 上截取的示意性横截面。

具体实施方式

在下文中，本发明参照附图借助其优选实施例更具体地描述。图

1示出应用本发明的内窥镜高频电手术器械的总体设计，并且图2示出高频手术器械的主要部件的放大截面图。在这些附图中，标识为1的是内窥镜电手术器械，其包括细长的柔性护罩2，护罩2在其近端与作为接头元件的连接管道3的一端密封配合地接合。连接管道3的另一端密封地连接至操纵装置4。操纵装置4主要由连接至连接管道3的手柄部分4a以及在手柄部分4a上可沿着其轴向滑动的滑块4b构成。

连接至滑块4b的是包装在柔性护罩2中的电手术器械1的软线5的近端。软线5由用绝缘氟树脂涂层等覆盖的导线构成。针状电极6附接至软线5的前部远端以作为针型高频刀片。另一方面，软线5在引出滑块4b横向侧的近端处设置有接触点7。因而，通过接触点7，软线5可断开地连接至附图中未示出的高频电源。

如从图2中清楚地，来自滑块4b的软线5在内部穿过连接管道3和柔性护罩2。软线5的前部远端处的电极元件6可缩回地伸出或伸入柔性护罩2。止动件8固定地装配在柔性护罩2的前端部分。止动件8例如由类似陶瓷的绝缘刚性材料构成，并且其前端面布置为与柔性护罩2的端面齐平以与后者一起在手术器械1的前部远端处提供远端参考表面F。轴向通道孔9在止动件的中心轴线上沿着该轴线轴向地穿过止动件。轴向通道孔9具有与电极元件6的厚度相比足够大的内径。因此，环形流体通道10形成于电极元件6和轴向通道孔9的内壁表面之间（图5）。而且，引导元件11连续地定位于止动件8的内端处。在内周侧上，引导元件11形成有朝着止动件8逐渐变细的引导表面。

通常，电极元件6如图8所示定位于止动件8向内的缩回位置中。在软线5借助操纵装置4向前推动时，电极元件6向前移动通过止动件8中的轴向通道孔9以从柔性护罩2的远端突出至需要的突出长度。如图4和5所示，电极元件6形成为杆状并且在其前部远端处以凸面半球形状圆化。在电极元件6的后端部分中，四个叶片状自限制元件12在径向向外的方向上从电极元件6以圆周方向上的90°间隔突出。在电极元件6被推入止动件8的轴向通道孔9时，自限制元件12的外

部突出端基本上被带入与轴向通过孔 9 的内表面滑动接触。在后端处，每个自限制元件 12 设有止动翼部分 12a，止动翼部分 12a 与自限制元件 12 的剩余部分相比径向向外地突出更大的程度。另一方面，止动件 8 布置为具有与引导元件 11 的锥形前端处的最小内径相比更小的内径。因此，电极元件 6 能被推入止动件 8 的轴向通道孔 9 直到相应的自限制元件 12 的后端处的止动翼部分 12a 与止动件 8 的内端抵靠接合。也就是说，相应的自限制元件 12 的止动翼部分 12a 紧靠止动件 8 的内端的位置确定了电极元件 6 从柔性护罩 2 突出的最大突出长度。

如下文中所描述的，电手术器械 1 用作高频刀片，例如用于腔内壁上的粘膜损伤的切除。为此，电极元件 6 从柔性护罩 2 的远端处的环形参考表面 F 的最大突出长度设置为大于目标粘膜的厚度但是小于粘膜的厚度与粘膜下层的厚度的总和。柔性护罩 2 的内部作为在将流体通过操纵装置 4 的连接管道 3 泵入或泵出时的流体通道 13，其连接至柔性护罩 2 的近端。

如图 3 所示，如果不使用，电极元件 6 能在使用止动件 8 的轴向通道孔 9 作为流体通道将流体泵送至腔内位置或从腔内位置泵送时充分地缩入柔性护罩 2。另一方面，流体甚至在电极元件 6 定位于止动件 8 的轴向通道孔 9 内时泵入或泵出。在电极元件 6 处于最大突出位置时，流体通道 10 由电极元件 6 上的自限制元件 12 分为四个分段通道。因而，柔性护罩 2 内的流体通道 13 中的流体通过轴向通道孔 9 中的电极元件 6 周围的流体通道 10 喷出，这个通道由自限制元件 12 分为四个分段通道。软线 5 的近端穿过连接管道 3 并且连接至接触点 7。

为了将连接至操纵装置 4 的连接管道 3 的近端处的软线 5 周围的流体通道 13 封闭，连接管道 3 设置有密封部分 3a，其内径减小并且适合通过密封环 14 密封地安装在软线 5 周围。

流体经由分段的流体通道 13 在治疗时从流体通道 13 朝着腔内位置泵入，或可选择地流体经由分段的流体通道 13 从腔内位置朝着流体通道 13 吸入。为此，如图 6 所示，电手术器械 1 可断开地连接至流体供给装置 20 以及吸入装置 21。流体供给装置 20 在供应生物可兼容的

液体（比如生理盐溶液、透明质酸钠或 Glyceol）时连接。更具体地，流体供给装置 20 包括流体供给罐 22 以及泵 23，泵 23 的入口连接至流体供给罐 22。泵 23 的输送端口连接至流体供应导管 24。而且，泵 23 连接至例如脚踏开关形式的通断开关。另一方面，吸入装置 21 主要由自吸入器 27 的吸引管 26 构成，吸入器 27 由吸入泵和吸入容器组成。

液体供给管 24 和吸引管 26 连接至流体流入/流出控制阀单元 30，其作为本发明的第一实施例在图 7 中示出。这个流体流入/流出阀单元 30 借助与连接管道 3 相接合的阀箱 31 连接至连接管道 3。阀元件 32 轴向往复地装配于阀箱 31 中。设置于阀箱 31 的前侧上的是液体供给管 24 可连接于此的液体供给管连接端口 33 以及吸引管 26 可连接于此的吸入吸引管连接端口 34。转换阀单元 32 布置为选择性地将液体供给管连接端口 33 或吸引管连接端口 34 连接至与连接管道 3 中的流体通道 13 相通的入口/出口端口 3b。在图 7 所示的初始位置中，液体供给管连接端口 33 连接至连接管道 3 的出口或入口 3。在阀元件 32 从图 7 的初始位置向下位移时，吸引管连接端口 34 通过设在阀元件 32 内部的转换通道 35 被带入与连接管道 3 的出口/入口端口 3a 相连通。在这个状态下，液体供给管连接端口 33 由与连接管道 3 的出口/入口端口 3a 脱离连通的阀元件 32 覆盖并且堵塞。

手动阀转换器安装在阀箱 31 的顶部上，从而在上面提到的两个位置之间移动阀元件 32。更具体地，转换按钮 36 装配于从阀元件 32 向上突出的连接柱 32a 的上端。偏压盘簧 38 介于转换按钮 36 和装配在阀箱 31 的上端部分中的弹簧保持件 37 之间的压缩状态。通常，在弹簧 38 的偏压作用的影响下，阀元件 32 保持于上升的初始位置中。在这个初始位置中，液体供给管连接端口 33 与阀箱 31 的下端处的入口/出口端口 3b 相通。在转换按钮 36 逆着偏压弹簧 38 的作用被推动时，阀元件 32 在阀箱 31 内向下位移并且因此移动至将吸入管连接端口 34 与入口/出口端口 3b 相连接的内部吸入位置。

通过上述构造的电手术器械 1 的使用，ESD 能用来移除粘膜和肌肉被膜之间的粘膜下层。为此，首先，液体供给管 24 和吸引管 26 分

别连接至流体流入/流出控制阀单元 30 的阀箱 31 上的液体供给管连接端口 33 和吸引管连接端口 34。

为了粘膜解剖和切除治疗，电极元件 6 突出柔性护罩 2 的长度，即，从保持与要解剖的粘膜的表面抵靠接合的远端参考表面 F 突出的长度调整为大于粘膜的厚度，但是足够小以防止电极元件 6 的末端到达下面的肌肉被膜。通过这样做，在电极元件 6 从柔性护罩 2 突出至最大突出长度时，在远端参考表面 F 与解剖粘膜的表面紧靠之下，电极元件 6 被可靠地驱动至目标深度，刺穿粘膜，但是达不到肌肉被膜。电极元件 6 通过电手术器械 1 的近端处的操纵装置 4 推进或缩回。

如图 8 所示，电手术器械 1 通过具有内窥镜观察光学窗口 W 的内窥镜插管 S 中的工具引导通道 C 导入体腔。当在器官比如食道、胃、十二指肠或大肠中的腔内壁上发现粘膜损伤时，粘膜损伤通过 ESD 移除。在 ESD 操作中，高频电流传导越过电极元件和放置于受检查者身体上的面对位置中的反电极板。

例如，粘膜损伤通过 ESD 操作以如下方式移除。这种 ESD 操作在通过内窥镜检查确认存在粘膜损伤时实施。

除了连接至另一吸引管连接端口 34 的吸引管 26 以外，液体供给管 24 连接至阀箱 31 上的液体管连接端口 33。然而，在阀元件 32 处于图 7 中所示的初始位置时，吸引管处于堵塞状态并且因而不能将吸引力施加至流体通道 13。而且，在这个位置中，没有液体供应至液体供给管 24，直到泵 23 通过按下开关 25 来致动。也即是说，没有流体供给至体腔或从体腔吸入，直到流体进入或离开操作通过手动地推动一个或多个启动按钮而启动。

内窥镜电手术器械 1 借助在内窥镜的细长插管内部提供的工具引导通道 C 导入体腔，将内窥镜观察光学窗口带入相对于腔内壁上的目标粘膜损伤的面对位置。然后，在通过局部注射在膨胀和提升损伤之前在粘膜损伤的边界周围进行标记，之后是粘膜损伤的解剖和切除以及其它必要的治疗。在这个 ESD 操作期间，治疗时腔内位置的清楚观察必须通过内窥镜观察光学窗口 W 获得。在进行至粘膜解剖之前通过内窥镜观察光学窗口检测到出血点的情况下，就需要冲洗并且将出血

点止血。而且，当腔内位置在治疗时被体液弄脏的情况下，需要通过灌洗或冲洗来冲洗掉体液。

为了通过灌洗溶液的供应来冲洗掉出血点，例如，在将柔性护罩的前部远端朝着出血点指向时，液体供给泵 23 通过按下控制开关 25 而开启。因此，灌洗溶液在压力下从液体供给管 24 供给至液体供给管连接端口 23。由于阀元件 32 通过入口/出口端口 3b 与流体通道 13 相通，灌洗溶液从液体供给泵 23 供给至柔性护罩 2 中的流体通道 13。然后，通过流体通道 13 的前部远端处的止动件 8 的轴向通道孔 9，灌洗溶液朝着手术治疗下的腔内位置的出血点喷出。

在出血点灌洗之后，操作者的脚关闭控制开关 25。因此，液体供给泵 23 停止以中止液体供给。在这种情况下，与出血点的灌洗同步，可通过将电流传导通过电极元件 6 来实施损伤的烧灼。在这种情况下，电极元件 6 保持于柔性护罩 2 的前部远端处的突出位置中，同时供应灌洗溶液穿过其中。即使电极元件 6 保持于止动件 8 的轴向通道孔 9 中，液体供应也可穿过形成于电极元件 6 周围的多个分段的流体通道 10。

当烧灼处理在损伤上连续地实施时，作为刀片的电极 6 的切割质量会由于碳化物在电极 6 的外表面上的沉积而降低。在这种情况下，就需要清洁电极元件 6。这种碳化物沉积能通过朝着从柔性护罩 2 突出的电极元件 6 的前端部分喷射清洁液体而从电极表面冲洗掉。

如果液体在内窥镜手术操作期间在腔内位置上留下没有排出，其会挡住内窥镜插管 S 的远端上的内窥镜观察光学窗口 W 的视野，影响内窥镜插管以及电手术器械的可操作性。因此，在 ESD 操作期间会需要吸入汇集的液体。在这种情况下，转换按钮 36 被推动以移动阀箱 31 中的阀元件 32。因此，流入/流出控制阀单元 30 转换至吸入位置，借助转换通道 35 并且通过入口/出口端口 3b 将吸引管连接端口 34 连接至流体通道 13，同时用阀元件 3 堵塞液体供给管连接端口 33，将液体供给管连接端口 33 带出与入口/出口端口 3b 的相通。从吸入器 27 的连接至吸引管连接端口 34 的吸引管 26，真空力施加至流体通道 13 以从腔内位置吸引液体或流体。

为了以平稳且有效的方式实施吸入操作，期望将电极元件 6 缩入止动件 8 后面的位置，让轴向通道孔 9 处于完全打开状态。然而，即使电极元件 6 保持于止动件 8 向前的突出位置中，吸入操作也可通过电极元件 6 周围的分段流体通道 10 实施。吸入操作能通过移除转换按钮 36 的压下力而终止，允许阀元件 32 在弹簧 38 的偏压力的影响之下朝着初始位置向上位移。因此，吸引管连接端口 34 和流体通道 13 之间通过入口/出口端口 3b 的连通由阀元件 32 堵塞。在这个初始位置中，液体供给管连接端口 33 与流体通道 13 相通，但是没有液体供应至后者，除非液体供给泵 23 开启。

这样，在开启控制开关 25 时，液体从柔性护罩 2 的远端供应至腔内位置。在转换按钮 36 被压下时，体液能通过柔性护罩 2 的前部远端吸入。液体的供应或流体的吸入是可行的，不论电极元件 6 是否从柔性护罩 2 的前部远端突出或缩入引导元件 11 后面的位置。也就是说，能易于以简化的方式实施各种操作，包括出血点的灌洗、解剖部分的提升、吸入以及电极元件 6 的清洁。

而且，在将透明液体供入腔内位置之后，污染的废液体能由流入/流出控制阀单元 30 收集，允许以便利的方式平稳地进行冲洗清洁处理。即，为此，在将转换阀元件 32 保持于初始位置时，将控制开关 25 开启以将新鲜液体供应至体腔。只要液体供应达到预定量，控制开关 25 关闭以中止液体供应，接着通过压下转换按钮 36 来移动阀元件 32 的位置。因此，液体供应停止，并且阀元件 32 现在转换至吸入位置以开始从腔内位置吸入。通过多次重复液体供应和吸入，腔内位置能被清洁至足够的程度以使得通过内窥镜观察光学窗口 W 获得腔内位置的清晰图像。

现在，转到图 9 和 10，其中示出本发明的第二实施例。在这个实施例中，将要连接至连接管道 3 的流入/流出控制阀 40 由圆柱形主阀箱 41 构成，主阀箱 41 与互通管道部分 42 一体地形成，互通管道部分 42 通过入口/出口端口 3b 与连接管道 3 相通。旋转阀元件 43 可滑动地接收于主阀箱 41 中，用来绕着阀箱 41 的轴线在如下面描述的两个位置之间旋转运动。

设置于阀箱 41 上的是液体供给管连接端口 44，其可连接至液体供给管 24，以及可连接至吸引管 26 的吸引管连接端口 45。旋转阀元件 43 可在通过互通管道部分 43 保持液体供给管连接端口 44 与连接管道 3 的入口/出口端口 3b 相通的初始位置和保持吸引管连接端口 45 与入口/出口端口 3b 相通的吸入位置之间转换。附接至阀元件 43 的一端的旋转钮 43a 能手动地转动以转换阀元件 43 的位置。而且，阀元件 43 在内部设置有转换腔 46，转换腔 46 与第一和第二转换端口 47 和 48 相通，第一和第二转换端口 47 和 48 能通过由旋转钮 43a 来回转换阀元件 43 的位置而分别被带入与吸引管连接端口 45 和液体供给管连接端口 44 相通。

为了保持阀元件 43 处于阀箱 41 内的预定轴向位置，止动凸缘 41a 以这种方式设置于阀箱 41 的一端处以便限制阀元件 43 处于阀箱 41 内的预定轴向位置中。盖螺母 49 螺旋在阀箱 41 的另一端上，即，远离凸缘 41a 的相反端上。因而，阀元件 43 能通过上紧盖螺母而在轴向上不可移动地固定。扭转盘簧 50 插入在盖螺母 49 和阀元件 43 的旋转钮 43a 之间，从而将阀元件 43 固定在初始位置中。阀元件 43 能通过在图 9 中的箭头方向（即与扭转盘簧 50 的偏压作用相反的方向上）将旋转钮 43a 转动过预定角度而转换至吸入位置。图 10 中，51 表示将转换腔 46 的一端闭合的闭合盖帽，并且 52 表示插入阀元件 43 和阀箱 41 之间的密封元件。

通常，阀元件 43 在扭转盘簧 50 的偏压作用的影响下定位于初始位置中，将第一转换端口 47 与通向入口/出口端口 3a 的互通管道部分 42 相连接从而与连接管道 3 中的流体通道 13 相通，同时通过转换腔 46 将第二转换端口 48 连接至液体供给管道连接端口 44。在转动旋转钮 43a 以如由图 9 中的箭头所指示的那样逆时针转动阀元件 43 时，阀元件 43 转换至吸入位置，将第一转换端口 47 连接至吸引管连接端口 45，同时将第二转换端口 48 与互通管道 42 相连接。

在这种情况下，阀元件 43 通过扭转盘簧 50 的作用被偏压以返回至初始位置，以使得吸入仅继续一段时间，此时将旋转钮 43a 手动地保持于吸入位置。也就是说，一旦手动操作力从旋转钮 43a 移除，阀

元件 43 就由扭转盘簧 50 返回至初始位置。然而，在所述初始位置中，没有液体供应至连接管道 3 的流体通道 13，除非控制开关 25 手动地闭合以开始液体供应。

因而，类似于上面描述的第一实施例，本发明的第二实施例使得能以非常容易的方式平稳地实施各种内窥镜手术治疗，包括出血点的灌洗、解剖部分的提升、吸入以及电手术器械的电极元件的清洁。

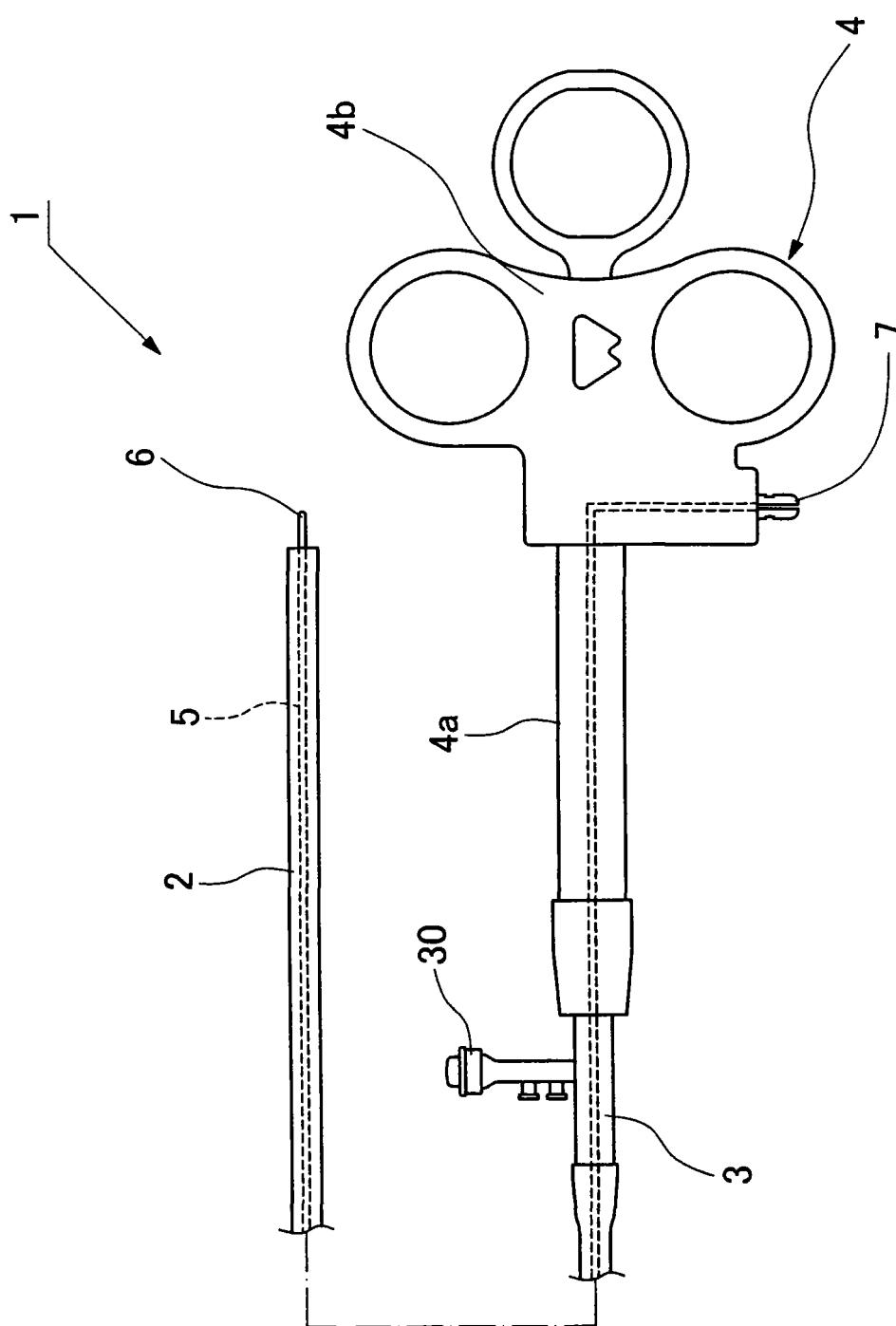


图1

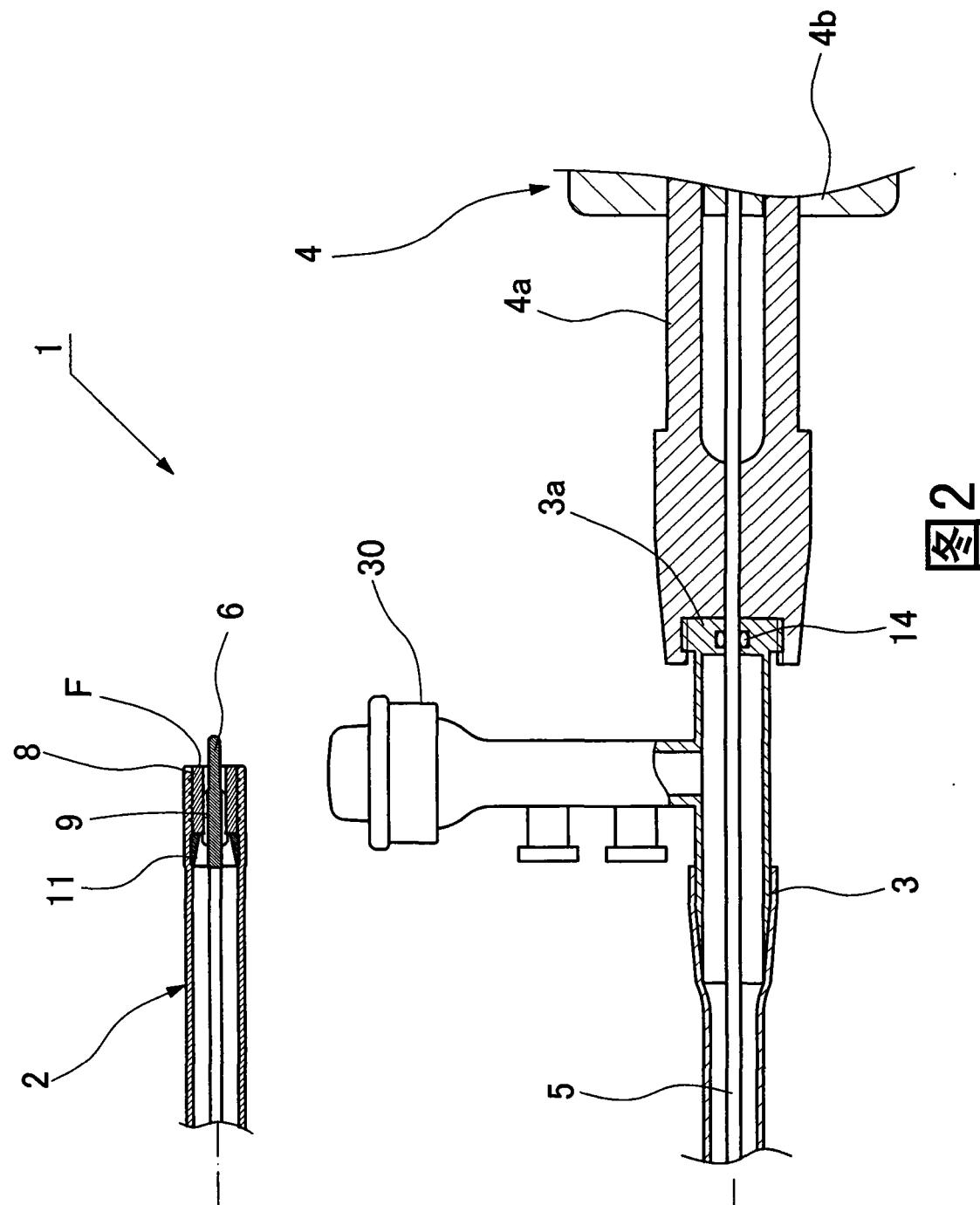
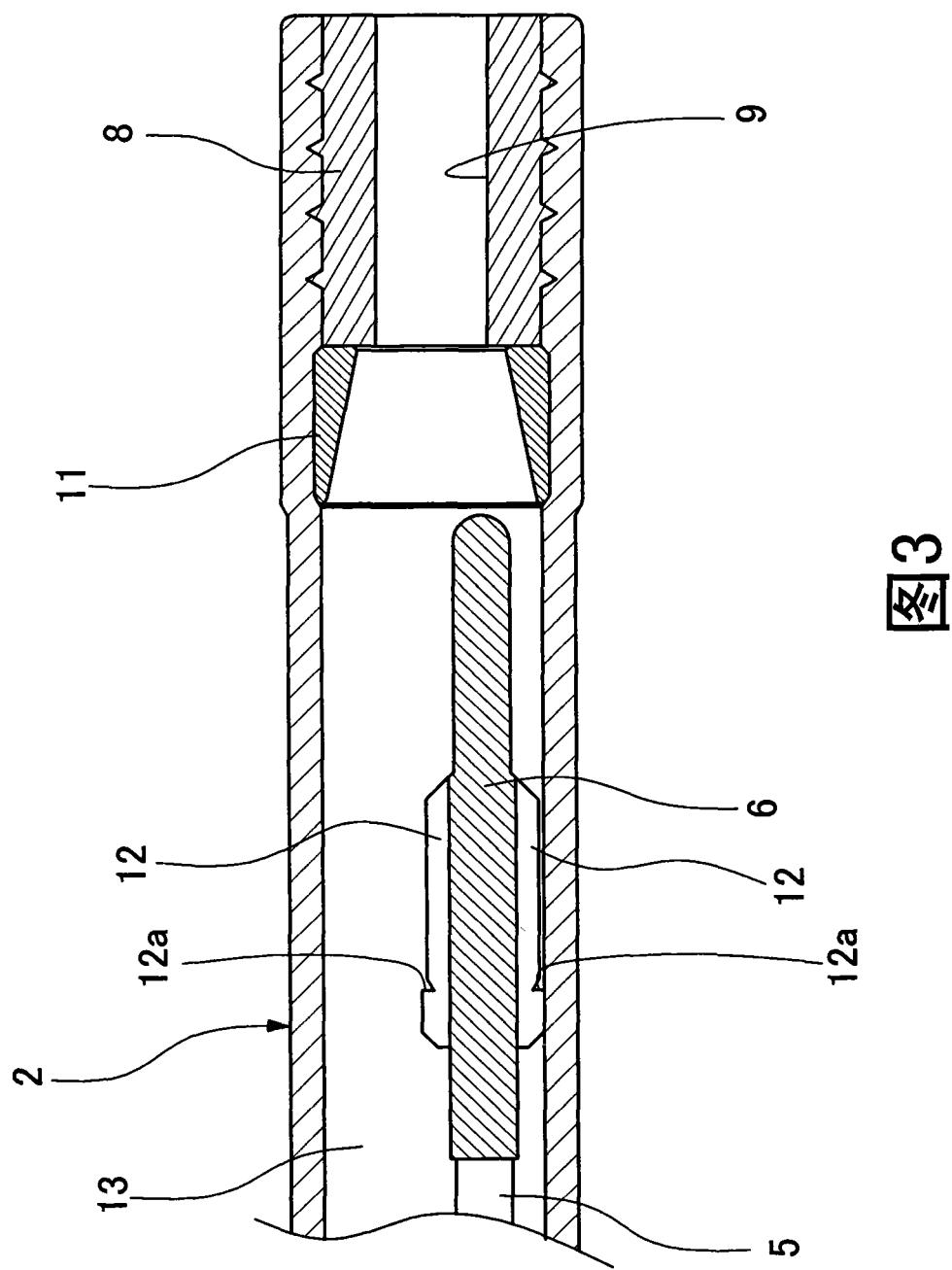


图2



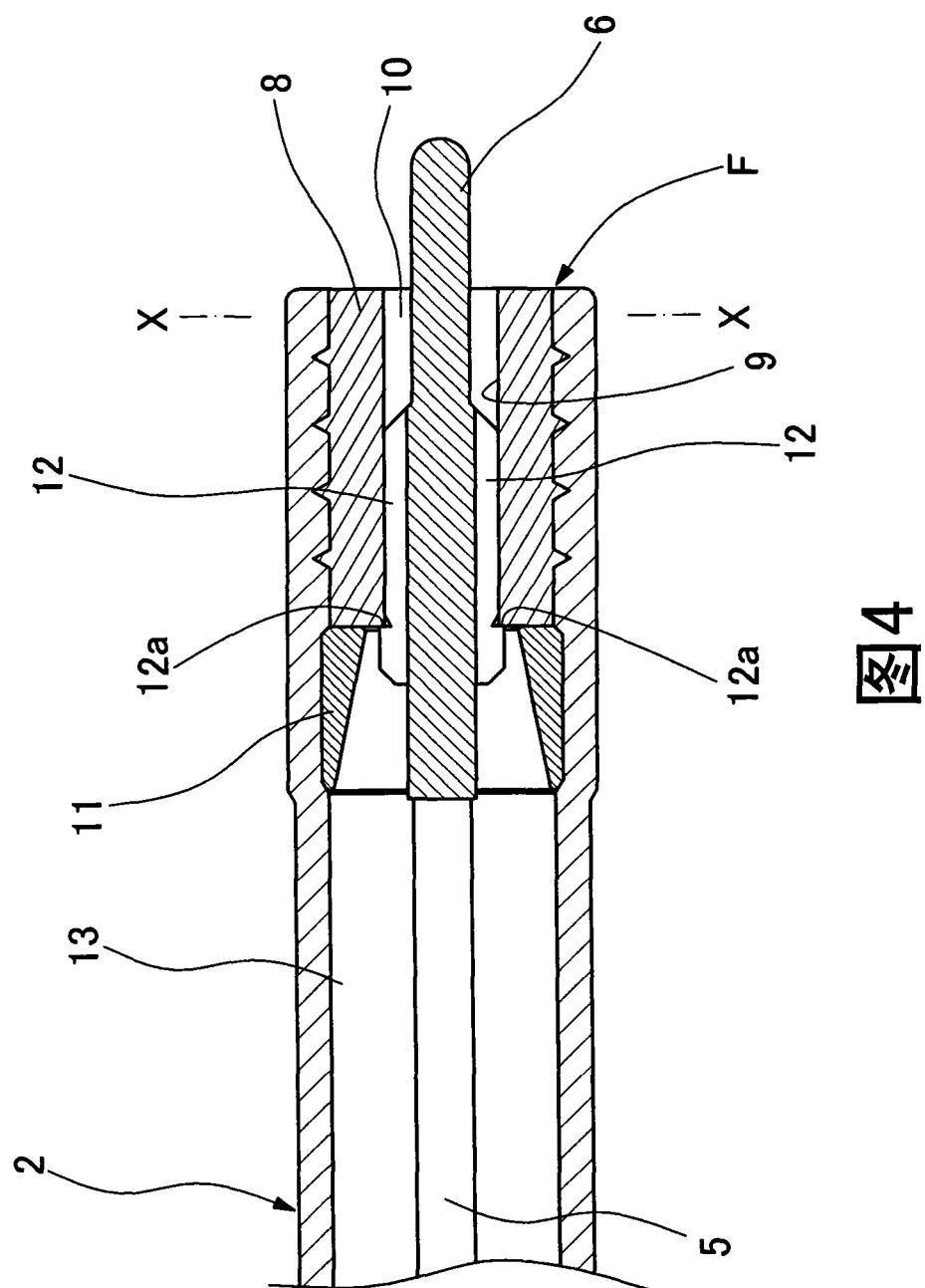


图4

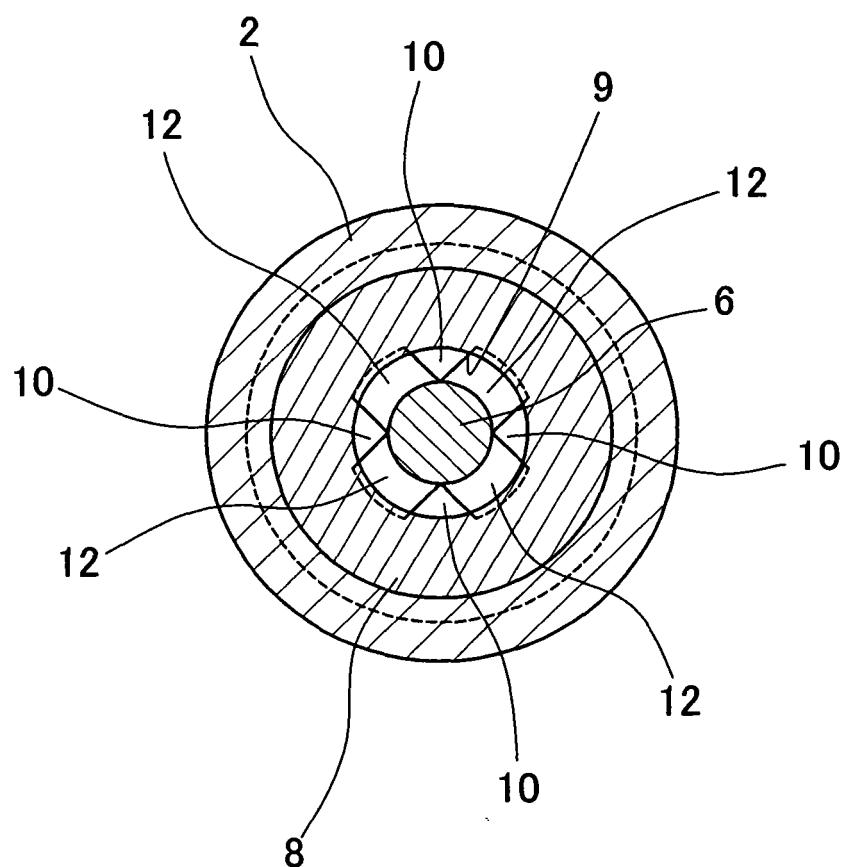


图5

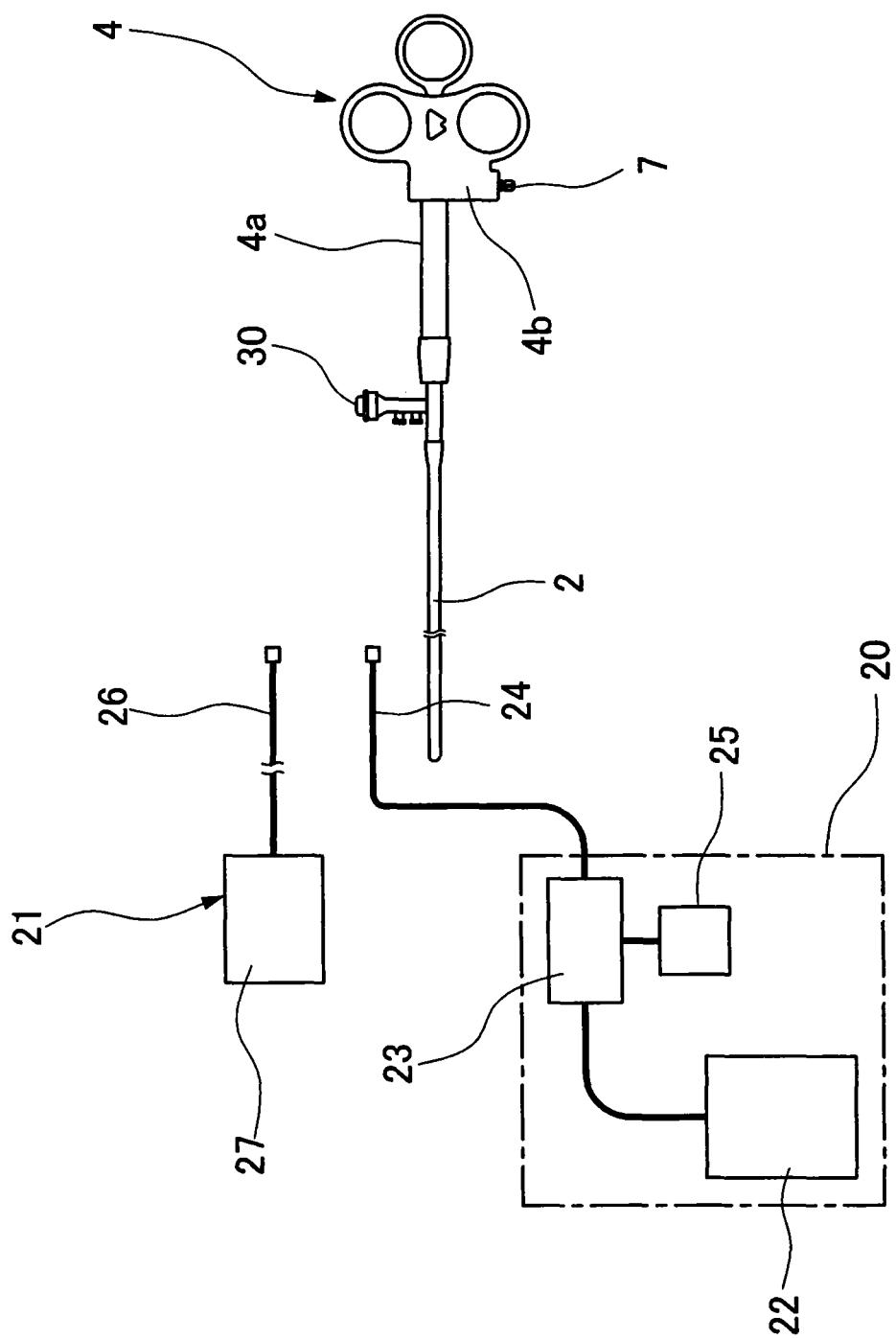


图6

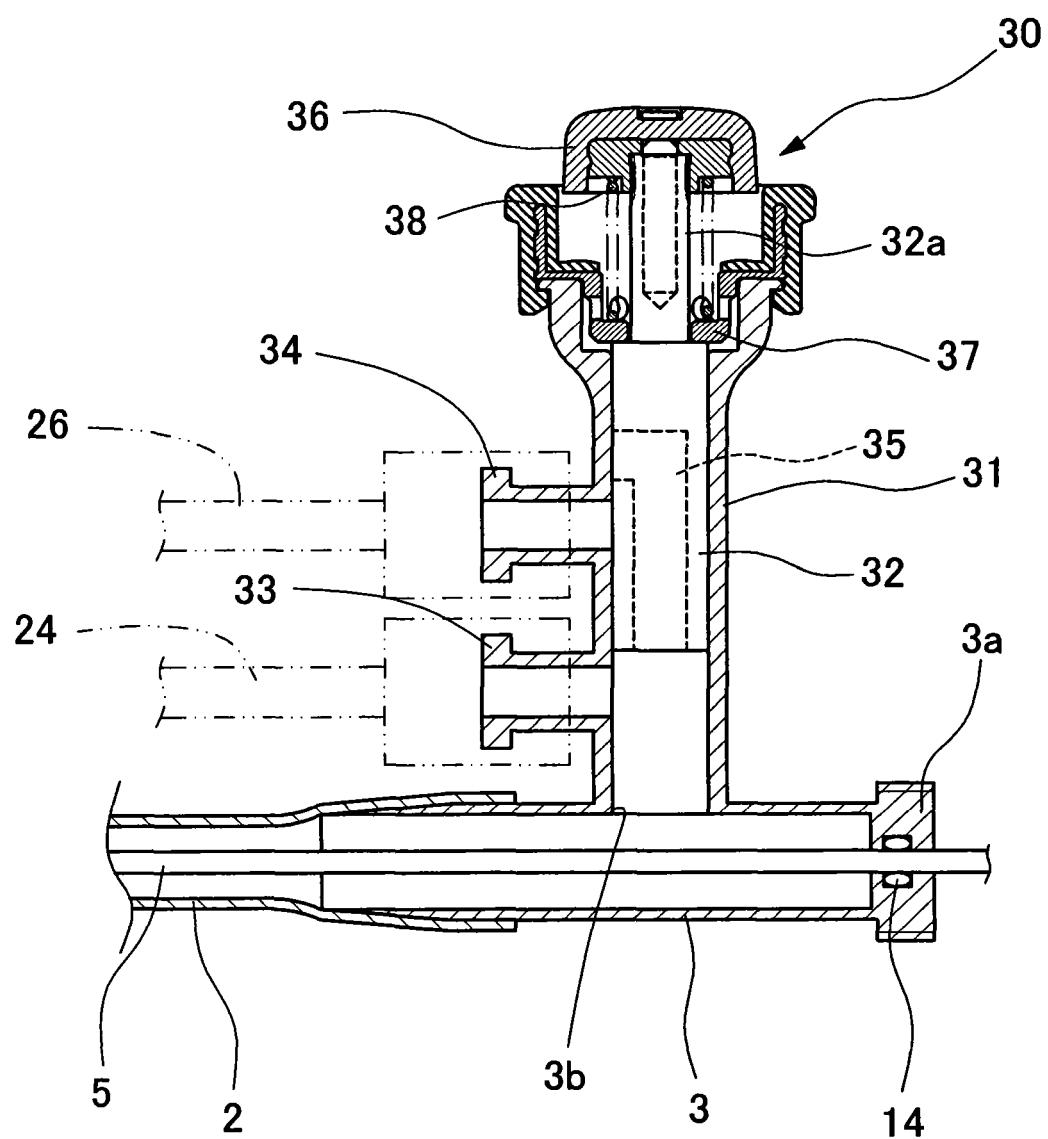


图 7

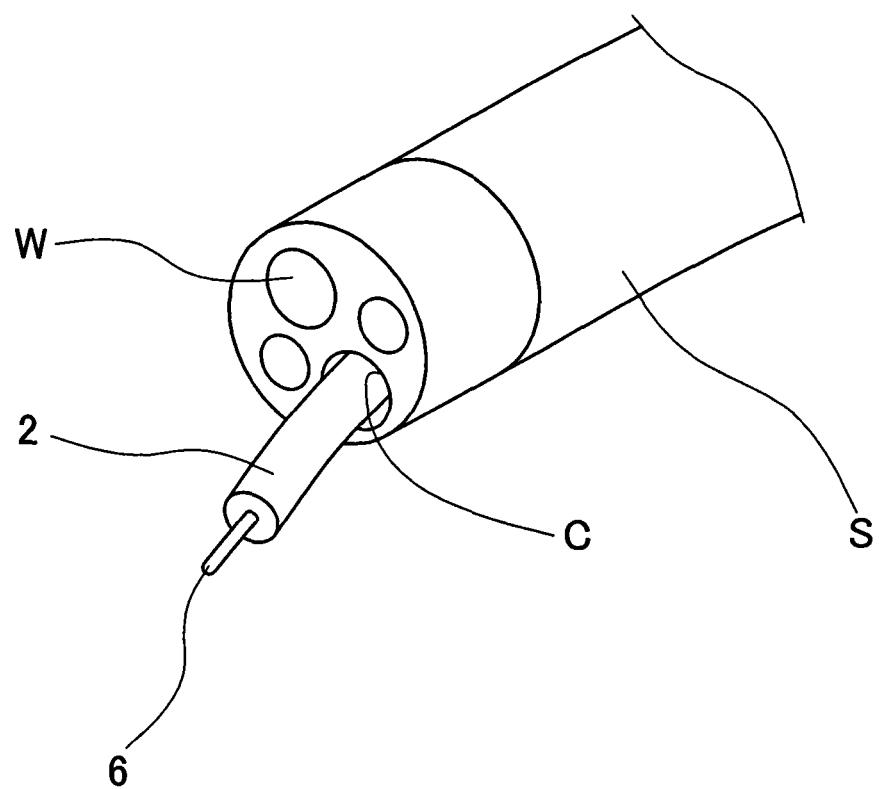
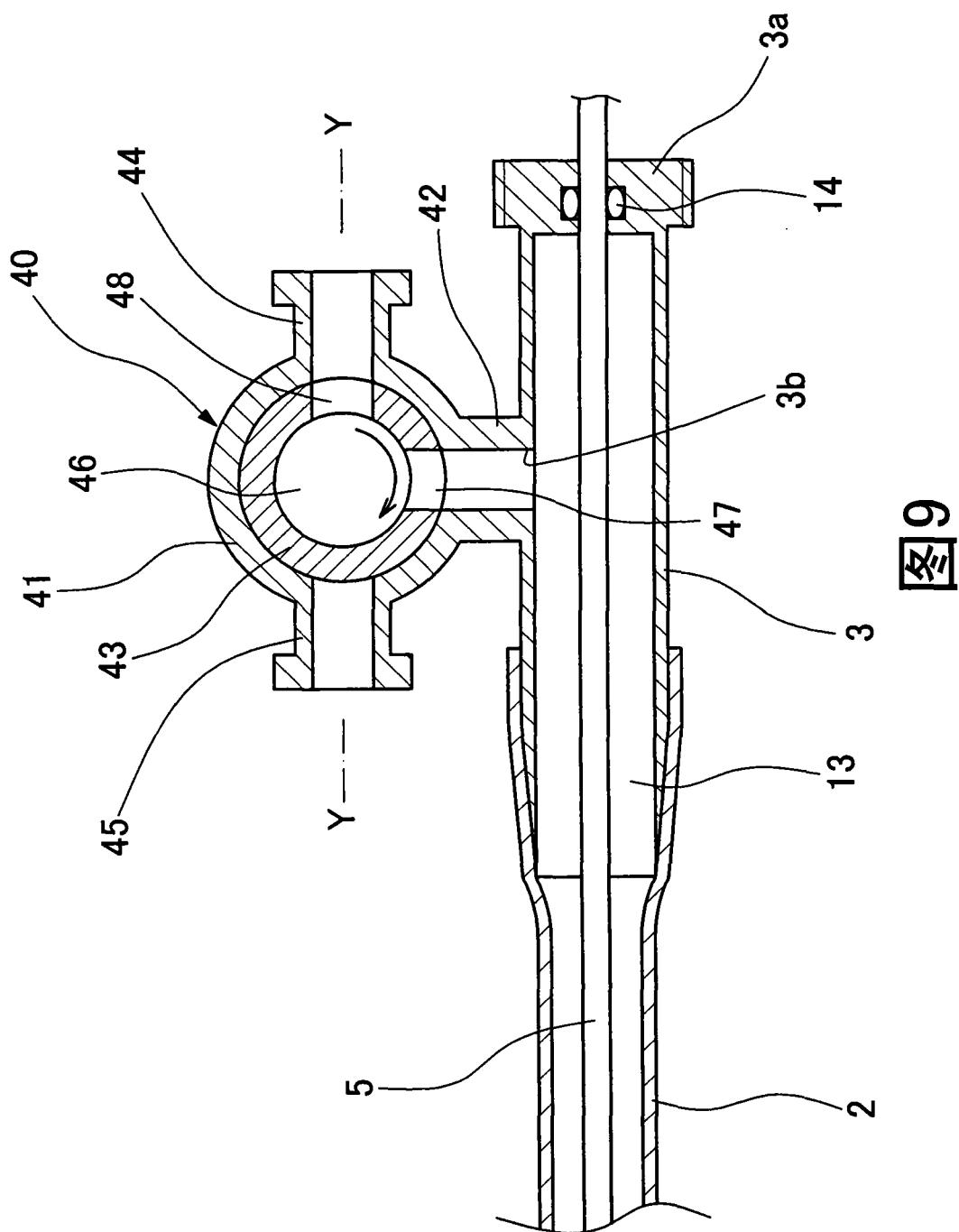


图8



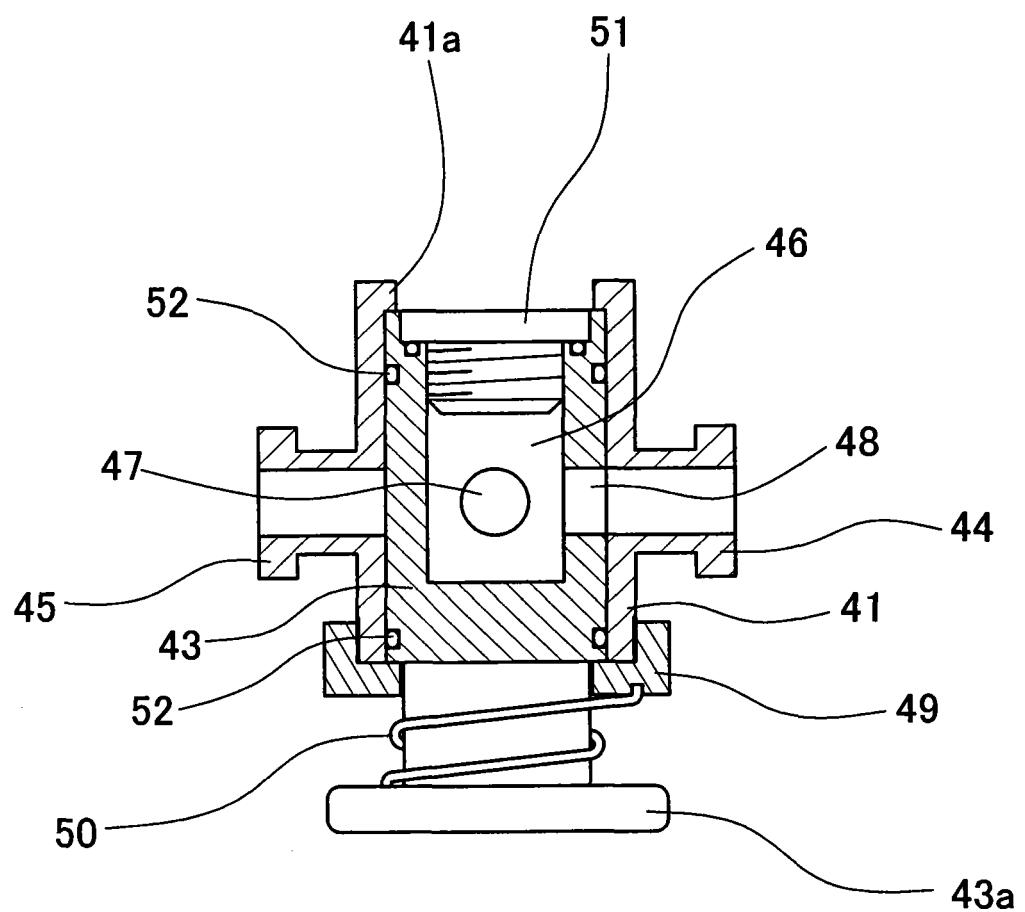


图10

专利名称(译)	高频手术器械		
公开(公告)号	CN101653375A	公开(公告)日	2010-02-24
申请号	CN200910168050.X	申请日	2009-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	赤羽秀文		
发明人	赤羽秀文		
IPC分类号	A61B18/12 A61M1/00 A61M27/00		
CPC分类号	A61B1/012 A61B2218/002 A61B18/1492 A61B18/1477 A61B2018/00482 A61B2218/007 A61B1/126 A61B2018/1475		
代理人(译)	陈珊 刘兴鹏		
优先权	2008211741 2008-08-20 JP		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种高频手术器械，其具有包于柔性护罩中并且附着至将从柔性护罩的前部远端可缩回地突出的电极元件的尾端的软线。流体通道提供于柔性护罩内部并且贯穿柔性护罩以延伸直到后者的前部远端。流入/流出控制阀连接至流体通道的后部近端。流入/流出控制阀设有与转换装置相联系的多个流入/流出流体连接端口，转换装置适合选择性地连接流入/流出流体连接端口与柔性护罩中的流体通道。

