(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101394805 B
(45)授权公告日 2012.12.12

(21)申请号 200780007959.6

(22)申请日 2007.03.08

(30)优先权数据
60/781,350 2006.03.09 US

(85)PCT申请进入国家阶段日
2008.09.05

(86)PCT申请的申请数据
PCT/JP2007/054575 2007.03.08

(87)PCT申请的公布数据
WO2007/102586 JA 2007.09.13

(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 大卫·E巴罗 梶国英 铃木孝之 佐藤雅俊 林宪介 三日市高康 盐野润二

(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 18/14(2006.01)

(56)对比文件

WO 00/12010 A1,2000.03.09, 说明书第14页第4段, 第16页倒数第1段-第17页第4段、图7D,15A-15D.

WO 2004/012583 A2,2004.02.12, 说明书第5页第3段-第6页第3段、图4-6.

US 2001/0049509 A1,2001.12.06, 附图3, 9-11、说明书第2页第0028段, 第3页第0033,0037段.

US 6190384 B1,2001.02.20, 附图9、说明书第1栏第5-10行, 说明书第3栏第1-4行, 第4栏第1-7行.

US 6383183 B1,2002.05.07, 说明书第22栏第32行-第23栏第23行、图30-33.

US 6383183 B1,2002.05.07, 说明书第22栏第32行-第23栏第23行、图30-33.

US 4718419 ,1988.01.12, 说明书第3栏第7-8,52-58行.

WO 01/72234 A1,2001.10.04, 说明书第10页第2段-第12页第3段、图1-5.

审查员 李玉菲

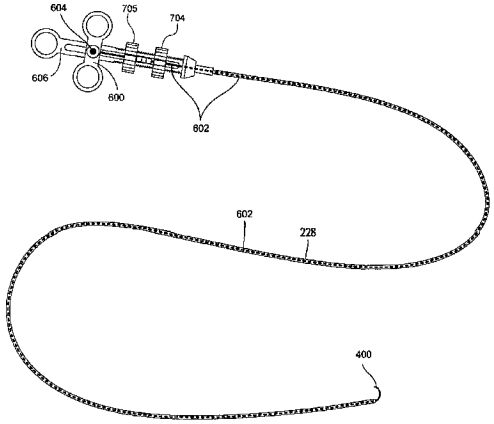
权利要求书 1 页 说明书 16 页 附图 20 页

(54)发明名称

内窥镜用处理器具

(57)摘要

本发明提供一种内窥镜用处理器具,该内窥镜用处理器具从导管可伸出和缩回地突出,使用于切断生物体组织,其具有:控制线,其被插入到上述导管中;以及切断电极,其被预先赋予弯曲形状,并被设置在上述控制线的远位端。上述切断电极在被拉入到上述导管中的状态下发生弹性变形,而仿照上述导管的形状。



CN 101394805 B

1. 一种内窥镜用处理器具，从导管可伸出和缩回地突出，使用于切断生物体组织，具有：

控制线；

软性鞘，上述控制线被插入到该软性鞘内侧，该软性鞘与上述控制线一起被插入到上述导管中；以及

弹簧切断电极，其被设置在上述控制线的远位端，

上述软性鞘的远位端预先被赋予弯曲形状，

上述弹簧切断电极在被拉入到上述导管中的状态下发生弹性变形，而仿照上述导管的形状；

上述弹簧切断电极从上述导管的远位端突出时，上述弹簧切断电极恢复成预先赋予的弯曲形状；

使上述控制线相对于上述软性鞘沿圆周方向旋转，由此对上述弹簧切断电极赋予三维的弯曲形状。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用处理器具，其特征在于，

还具有突出长度调整部，该突出长度调整部用于调节上述弹簧切断电极从上述导管的远位端突出的长度。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用处理器具，其特征在于，

在上述突出长度调整部设置有规定上述弹簧切断电极的最大突出长度的制动器。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用处理器具，其特征在于，

在上述弹簧切断电极的顶端设置有绝缘体。

内窥镜用处理器具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于使用内窥镜而使体内的生物体组织凝结或者切断体内的生物体组织的内窥镜用处理器具。

[0002] 本申请以2006年3月9日申请的美国专利申请第60/781350为基础要求优先权，在此引用其内容。

背景技术

[0003] 在使用了内窥镜的外科手术的领域中，存在用于切断生物体组织的各种处理器具。在它们中包含顶端针式切断电极、固定式钩形电极、新月形以及椭圆形的勒除器(snare)、在乳头切开术/括约肌切开术中使用的处理器具，还有以特定的治疗为目的的其它处理器具。存在要从内窥镜的通道中通过的话则过大，因此必须安装在内窥镜的外面的处理器具，或者必须从后方装填到内窥镜的通道中的处理器具等一些处理器具，但是它们大部分都被折叠并被变形为可自由通过内窥镜的通道的尺寸和形状，被装填到治疗装置的鞘中。本发明也同样地将焦点放在能够折叠而通过内窥镜通道的处理器具。

[0004] 外科手术的基本想法是不论是利用锋利的手术刀（即，冷切），还是利用电外科电流（即，热切），都是在对组织施加牵引力时最佳地切断组织。牵引力对要切断的松弛的组织给予张力。在开腹外科手术的情况下，通过外科医生的手指将组织拉伸、伸展，或者通过外科器具保持组织，由此施加牵引力。在开腹外科手术的情况下，外科医生能够完全且容易地控制手术刀、电外科切断器具的动作。

[0005] 然而，在使用了内窥镜的外科手术的情况下，由于内窥镜 的动作有时对切断器具的动作产生影响，因此难以进行使用切断器具的作业。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种用于使用内窥镜而使体内的生物体组织凝固或切断生物体组织的内窥镜用处理器具。

[0007] 本发明的另一个目的在于提供一种能够将切断器具插入到在内窥镜的通道中通过的鞘中，并且为了挂住要切断的组织而可扩大的内窥镜用处理器具。

[0008] 本发明的另一个目的在于提供一种能够改变切断器具的形状的内窥镜用处理器具。

[0009] 本发明的另一个目的在于提供一种能够防止损伤邻接的组织结构的内窥镜用处理器具。

[0010] 本发明的内窥镜用处理器具从导管可伸出和收缩地突出，为了切断生物体组织而使用，具有：控制线，其被插入到上述导管中；以及切断电极，其被预先赋予弯曲形状，并被设置在上述控制线的远位端。上述切断电极在被拉入到上述导管中的状态下发生弹性变形，而仿照上述导管的形状。

[0011] 本发明的内窥镜用处理器具插入到导管中使用。设置在控制线的远位端上的切断

电极在被拉入导管中的状态下发生弹性变形而仿照导管的形状，但是当从导管突出时，便恢复预先赋予的弯曲形状。由此，切断电极能够挂住要切断的生物体组织。通过切断电极挂住生物体组织，并在该状态下拉动处理器具时，牵引力作用于生物体组织，切断电极切入到生物体组织中来切断生物体组织。不进行变更通过导管的内窥镜的插入部顶端的角度的操作、不进行前后移动内窥镜的插入部的操作就能够实施该切断电极的运动。

[0012] 本发明的内窥镜用处理器具还可以具有约束器具，该约束器具约束从上述导管突出的上述切断电极的顶端。当通过切断电极挂住要切断的生物体组织、并且使用约束器具约束切断电极的顶端时，防止由于从生物体组织作用于切断电极的反作用力而引起的切断电极的非目的性的变形。并且，切断电极与约束器具相连接而在它们的内侧确保生物体组织，因此能够通过切断电极可靠地切断生物体组织。

[0013] 在本发明的内窥镜用处理器具中，上述约束器具也可以是把持上述切断电极的顶端的把持钳子。当使用把持钳子时，能够容易地约束切断电极的顶端。另外，把持钳可以插入到设置在内窥镜的插入部中的通道中，也可以与本发明的内窥镜用处理器具一起插入到导管中。在这种情况下，优选将插入本发明的内窥镜用处理器具的内腔与插入把持钳子的内腔分开插入到导管中。即，优选形成两个内腔。

[0014] 在本发明的内窥镜用处理器具中，可以在上述约束器具的顶端设置有环，在上述切断电极的顶端设置有挂住上述环的钩部，也可以在上述切断电极的顶端设置有环，在上述约束器具的顶端设置有挂住上述环的钩部。当通过切断电极挂住要切断的生物体组织并且将环挂在钩部来拉环时，切断电极与约束器具相连接而在它们的内侧确保生物体组织，因此能够通过切断电极可靠地切断生物体组织。

[0015] 在本发明的内窥镜用处理器具中，也可以是上述约束器具从上述导管的远位端的开口部突出，上述切断电极从形成在上述导管的远位端的侧壁上的贯通孔突出。或者，也可以是上述切断电极从上述导管的远位端的开口部突出，上述约束器具被设置在上述导管的远位端的侧面上。在任一种情况下，约束器具都离开导管的远位端，因此约束器具容易捕捉切断电极的顶 端。

[0016] 在本发明的内窥镜用处理器具中，也可以赋予上述切断电极三维的弯曲形状。并且，本发明的内窥镜用处理器具还具有软性鞘，将上述控制线被插入到该软性鞘内侧，并将其与上述控制线一起插入到上述导管中，也可以对上述软性鞘的远位端预先赋予弯曲形状。通过使上述控制线相对于上述软性鞘沿圆周方向旋转，由此对上述切断电极赋予三维的弯曲形状。

[0017] 在使软性鞘相对于导管止动的状态下，相对于软性鞘推入控制线，当使切断电极从导管的远位端突出时，切断电极恢复预先赋予的弯曲形状。然后，相对于导管推入软性鞘，当软性鞘从导管的远位端突出时，软性鞘也恢复预先赋予的弯曲形状。并且，当相对于软性鞘使控制线在圆周方向上旋转时，切断电极如摇头那样相对于软性鞘的远位端发生变位。由于软性鞘的远位端、切断电极都被预先赋予了弯曲形状，因此当使切断电极如上述那样发生变位时，包含软性鞘的远位端以及切断电极的本发明的内窥镜用处理器具的顶端被赋予三维的弯曲形状。并且，该三维形状根据切断电极相对于软性鞘的远位端的变位量而发生变化。这样，通过切断电极被赋予三维的弯曲形状，能够将切断电极插入到复杂交织的生物体组织中，能够仅将要切断的生物体组织从邻近的生物体组织分开并准确地确保该生

物体组织。

[0018] 本发明的内窥镜用处理器具还可以具有盖，该盖被覆盖在上述导管的远位端上，具有接触面，在该接触面与上述切断电极之间夹住要切断的生物体组织。并且，也可以在上述盖上设置有固定上述切断电极的顶端的切断电极固定部。

[0019] 当通过切断电极挂住生物体组织，并在该状态下拉处理器具时，在盖的接触面与切断电极之间夹住生物体组织，因此能 够通过切断电极可靠地切断生物体组织。此时，如果通过设置在盖上的切断电极固定部固定切断电极的顶端，则能够更加可靠。

[0020] 在本发明的内窥镜用处理器具中，也可以是上述切断电极被弯曲成大致 V 字形，具有与上述控制线相连接的近位部分、以及与上述近位部分相连续并且被弯曲成相对于上述近位部分折回的远位部分，离上述控制线的远位端越远，上述近位部分与上述远位部分的间隔变得越窄。

[0021] 当通过切断电极挂住生物体组织，并在该状态下拉处理器具时，生物体组织进入在近位部分与远位部分之间，利用作用于近位部分与远位部分之间的弹力夹住该生物体组织。由此，压迫生物体组织，因此提高止血效果。另外，由于将切断电极强力地压入到生物体组织中，因此提高了对生物体组织通电的电流的密度，切断电极的锋利度增强。

[0022] 在本发明的内窥镜用处理器具中，也可以是上述切断电极的截面的从上述切断电极的弧的内侧向外侧延伸的第一轴方向的长度比与上述第一轴正交的第二轴方向的长度长。

[0023] 当如上述那样形成切断电极的截面时，在挂住生物体组织时，切断电极很难进行消除弯曲形状那样的变形。因而，即使强力地拉伸处理器具，切断电极也很难从生物体组织脱开。

[0024] 在本发明的内窥镜用处理器具中，也可以用绝缘体覆盖上述切断电极的被压靠到生物体组织上的部分以外的部分。由此，不会弄伤处于要切断的生物体组织的附近的其它生物体组织，因此安全性提高。

[0025] 本发明的内窥镜用处理器具还可以具有用于调节上述切断电极从上述导管的远位端的突出长度的突出长调整部。并且，也可以在上述突出长调整部上设置规定上述切断电极的最大突 出长度的制动器。由于要切断的生物体组织的大小不是固定的，因此最好是可根据其大小改变切断电极的突出长度。例如，在要切断的生物体组织非常小时，根据其大小使切断电极的突出长度变短。由此，不会弄伤处于要切断的生物体组织的附近的其它生物体组织，因此安全性提高。另外，当切断电极过于突出时，操作者可能很难控制其运动。因此，通过设置制动器来规定切断电极的最大突出长度，能够使切断电极总是处于操作者的控制下。另外，通过设置制动器，能够总是以恒定的突出量使切断电极多次突出。

[0026] 在本发明的内窥镜用处理器具中，上述导管也可以由绝缘材料构成，在上述导管的远位端的内侧嵌入金属鞘。上述切断电极的顶端在将上述切断电极拉入到上述导管的状态下被配置在上述金属鞘的内侧。由此，切断电极的顶端不会弄伤导管。

[0027] 在本发明的内窥镜用处理器具中，也可以在上述切断电极的顶端设置有绝缘体。通过设置有绝缘体，切断电极容易捕捉并保持要切断的生物体组织。

[0028] 本发明的内窥镜用处理器具使用于切断生物体组织，该内窥镜用处理器具具有：导管；控制线，其被插入到上述导管中；以及切断电极，其被预先赋予弯曲形状，并且被设

置在上述控制线的远位端，其中，在上述导管中形成有用于插入上述控制线的内腔以及用于插入对从上述导管突出的上述切断电极的顶端进行约束的约束器具的另一个内腔。根据本发明的内窥镜用处理器具，使切断电极在一个内腔中通过，使把持钳子、勒除器等约束器具在另一个内腔中通过，能够容易地进行生物体组织的切断。

[0029] 根据本发明，能够使用内窥镜防止损伤相邻的组织结构，并且能够容易地切断体内的生物体组织或者容易使体内的生物 体组织凝结。

附图说明

[0030] 图 1 是表示公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极的图，表示在治疗过程中使用时的状态和拉入到导管中的状态。

[0031] 图 2 是表示公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极的图，表示在治疗过程中使用时的状态和拉入到导管中的状态。

[0032] 图 3 是表示公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极的图，表示在治疗过程中使用时的状态和拉入到导管中的状态。

[0033] 图 4 是表示公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极的图，表示在治疗过程中使用时的状态和拉入到导管中的状态。

[0034] 图 5 是表示公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极的图，表示在治疗过程中使用时的状态和拉入到导管中的状态。

[0035] 图 6 是表示公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极的图，表示在治疗过程中使用时的状态和拉入到导管中的状态。

[0036] 图 7 是从前方观察女性患者的体内的概要剖视图，表示使公知的内窥镜用处理器具通过内窥镜的插入管的通道，并将该处理器具的切断电极配置在适于切开女性患者的右侧的输卵管 (Fallopian tube) 的位置上的状态的图。

[0037] 图 8 是表示女性患者的体内的右侧输卵管及其邻近组织的概要剖视图，是表示将公知的内窥镜用处理器具所具有的切断电极压靠到输卵管上的状态的图。

[0038] 图 9 是表示女性患者的体内的右侧输卵管及其邻近组织的概要剖视图，是表示将本发明的内窥镜用处理器具所具有的切断电极挂在输卵管上的状态的图。

[0039] 图 10 是表示生物体内的要切断的组织及其邻近组织的概要剖视图，是表示将内窥镜的插入管配置在要切断的组织的前方的状态的图。

[0040] 图 11 是表示生物体内的要切断的组织及其邻近组织的概要剖视图，是表示使导管从内窥镜的插入管的通道突出，并且使附有钩的切断电极从该导管突出并挂在要切断的组织上的状态的图。

[0041] 图 12 是表示生物体内的要切断的组织及其邻近组织的概要剖视图，是表示拉伸挂住要切断的组织的切断电极、使牵引力作用于该组织的状态的图。

[0042] 图 13 是表示本发明的内窥镜用处理器具的整体结构的俯视图。

[0043] 图 14 是表示本发明的内窥镜用处理器具的手柄部分的结构的俯视图。

[0044] 图 15 表示被设置在本发明的内窥镜用处理器具的手柄部分上的控制线的制动器的立体图。

[0045] 图 16 是沿着图 15 的 A-A 线的手柄部分的剖视图，表示限制控制线的制动器的可

动范围的制动螺母限制制动器的运动的状态和解除制动器的限制的状态。

[0046] 图 17 表示本发明的内窥镜用处理器具所具有的事先成形的弹簧电极从导管的远位端突出且完全伸展的状态。

[0047] 图 18 表示本发明的内窥镜用处理器具所具有的事先成形的弹簧电极被完全拉入到导管中的状态。

[0048] 图 19 表示本发明的内窥镜用处理器具所具有的事先成形的弹簧电极的一部分从导管突出，另一部分被拉入到导管中的状态。

[0049] 图 20 是表示本发明的内窥镜用处理器具所具有的事先成形的弹簧电极的变形例的图，在切断电极的顶端设置有绝缘体。

[0050] 图 21 表示使用图 11 所示的内窥镜用处理器具通过事先成形的弹簧电极挂住要切断的生物体组织的状态。

[0051] 图 22 是表示本发明的内窥镜用处理器具所具有的事先成形的弹簧电极的另一个变形例的图，变更了设置在切断电极的顶端上的绝缘体的形状。

[0052] 图 23 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示通过事先成形的弹簧电极挂住要切断的生物体组织的状态。

[0053] 图 24 表示在图 23 的内窥镜用处理器具中，通过在与电极不同的通道中通过的把持钳子把持已挂住要切断的生物体组织的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0054] 图 25 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示通过事先成形的弹簧电极挂住要切断的生物体组织的状态。

[0055] 图 26 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，是表示具有操作事先成形的弹簧电极用的手柄和操作把持钳子用的手柄的处理器具的俯视图。

[0056] 图 27 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示通过在与电极不同的通道中通过的勒除器的环约束已挂住要切断的生物体组织的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0057] 图 28 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示通过从形成在导管的侧壁上的贯通孔突出的勒除器的环约束已挂住要切断的生物体组织的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0058] 图 29 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示通过事先成形的弹簧电极挂住要切断的生物体组织的状态。

[0059] 图 30 表示在图 29 的内窥镜用处理器具中，通过在与电极相同的通道中通过的牵引器具约束已挂住要切断的生物体组织的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0060] 图 31 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表 示通过从导管的远位端突出的把持钳子约束从形成在导管的侧壁上的贯通孔突出并挂住要切断的生物体组织的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0061] 图 32 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示通过从双层结构的导管的远位端突出的事先成形的弹簧电极挂住要切断的生物体组织的状态。

[0062] 图 33 表示在图 32 的内窥镜用处理器具中设置在导管的侧面的事先成形的弹簧电极的把持结构。

[0063] 图 34 表示在图 32 的内窥镜用处理器具中，通过设置在导管的侧面的把持结构把

持已挂住要切断的生物体组织的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0064] 图 35 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示能够三维改变事先成形的弹簧电极的形状的处理器具。

[0065] 图 36 表示在图 35 的内窥镜用处理器具中，三维改变事先成形的弹簧电极的形状来挂住要切断的生物体组织的状态。

[0066] 图 37 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示在导管的远位端设置有能够在其与事先成形的弹簧电极之间夹住要切断的生物体组织的盖的处理器具。

[0067] 图 38 表示在图 37 的内窥镜用处理器具中，在盖与事先成形的弹簧电极之间夹住要切断的生物体组织的状态。

[0068] 图 39 是图 37 的内窥镜用处理器具的另一变形例，表示通过提高事先成形的弹簧电极的刚性来省略电极顶端的钩部的处理器具。

[0069] 图 40 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示具有被弯曲成大致 V 字状的事先成形的弹簧电极的处理器具。

[0070] 图 41 表示在图 40 的内窥镜用处理器具中，通过事先成形的 弹簧电极夹住要切断的生物体组织的状态。

[0071] 图 42 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示事先成形的弹簧电极的截面是椭圆的处理器具。

[0072] 图 43 是沿着图 42 的 B-B 线的事先成形的弹簧电极的截面图。

[0073] 图 44 是表示本发明的内窥镜用处理器具的变形例的图，表示由绝缘体覆盖事先成形的弹簧电极的一部分的处理器具。

[0074] 图 45 是说明使用图 23 所示的内窥镜用处理器具切除在大肠内形成的息肉的手术的图，表示将内窥镜的插入管插入到大肠中，通过附有钩的事先成形的弹簧电极挂住息肉的状态。

[0075] 图 46 表示将内窥镜的插入管插入到大肠中，通过把持钳子把持已挂住息肉的事先成形的弹簧电极的顶端的状态。

[0076] 图 47 表示图 45 一边通过事先成形的弹簧电极以及把持钳子牵引息肉一边使电流流过电极来切除息肉的状态。

[0077] 附图标记说明

[0078] 50 ：把持钳子 ；100 ：导管 ；102、104、106 ：切断金属丝 ；110 ：金属刀片 ；112 ：环切断金属丝 ；114 ：钩形金属丝刀片 ；150 ：绝缘片 ；200 ：插入管 ；204 ：胃 ；206 ：切开部 ；208 ：输卵管 ；212 ：软性内窥镜 ；214 ：角度变更旋钮 ；216 ：手柄 ；218 ：子宫 ；220 ：有效软线 ；222 ：弯曲部 ；228、230、234 ：软性导管 ；228a ：贯通孔 ；232a、232b ：内腔 ；236 ：内鞘 ；238 ：外鞘 ；240 ：手柄 ；242 ：控制线 ；244 ：滑动件 ；246 ：圆板 ；250 ：勒除器 ；252 ：环 ；260 ：牵引器具 ；262 ：球部 ；270 ：软性鞘 ；274 ：盖 ；276 ：接触面 ；278 ：狭缝 ；279 ：挂止孔 ；304 ：骨盆内器官 ；400、410、420、430 ：事先成形的弹簧电极 ；402 ：钩部 ；412 ：环 ；422 ：近位部分 ；424 ：远位部分 ；432 ：第一轴 ；434 ：第二轴 ；440 ：绝缘体 ；500 ：组织 ；502 ：邻近组织 ；504 ： 视场 ；510 ：大肠 ；512 ：息肉 ；600 ：滑动件 ；602 ：控制线 ；604 ：电气连接器 ；606 ：手柄 ；700 ：制动器 ；702、704 ：制动螺母 ；706 ：切口部 ；800 ：金属鞘。

具体实施方式

[0079] 很多内窥镜治疗法需要使用无线电频率 (RF) 电外科电流切断或切开生物体组织。在 RF 治疗中能够利用公知的各种处理器具。它们的一部分都与使用的内窥镜的形式具有特定的关系。例如，为了进行利用泌尿器官用切除镜的经尿道切除手术而特别设计的切断环。还存在为了使用通常的内窥镜来进行特定的处理所设计的器具。例如，为了切开十二指肠乳头 (vater'spapilla) 而特别设计的乳头切开刀（括约肌切开刀）、为了去除结肠息肉而特别设计的勒除器等。它们都使用标准的软性内窥镜来进行。另外，也有能够在各种内窥镜切断中使用的针顶端式内窥镜等、为了更一般的用途而设计的切断器具。

[0080] 在要正确且容易地切断组织的情况下，能够对组织施加牵引力非常重要。在开腹外科手术的情况下，由普通外科器具把持要被切除的组织，然后为了使组织稳定、引导切开、将被切开的部分切断而拉伸组织，以对组织施加轻微的牵引力。在典型的情况下，为了切开组织而在使用手术刀或电外科切断器具的期间，通过把持器具保持组织。

[0081] 在腹腔镜外科的情况下，也常常使用相同的技术。在通过从特殊的腹腔镜口配置的切断电极切开组织的期间，通过从另一个腹腔镜口插入的钳子保持该组织。

[0082] 在利用软性内窥镜技术的情况下，使用当前可利用的器具来牵引要切断的组织非常困难，甚至有时不可能进行。乳头切开刀等一部分器具被设计成一边进行切断，一边由器具自身对 组织施加压力。在乳头切开刀的情况下，操作者为了使乳头切开刀的顶端弯曲而闭合器具的手柄，将切断金属丝压入到伸展的括约肌中。根据操作者闭合乳头切开刀的手柄的力的施加情况来控制由切断电极提供给组织的张力的强度。

[0083] 然而，在利用软性内窥镜的很多的情况下，通过使内窥镜的顶端移动的部件将切断电极（例如，切断金属丝）压入到组织中。通过操作用于变更插入管运动或插入管顶端角度的旋钮来实现内窥镜插入管顶端的运动。与使用手持式 (hand held) 切断器具的情况进行比较，这些部件都很难使用、使用不准确。

[0084] 可利用通到软性内窥镜的通道中的电极进行的最容易的操作是拉回处理器具的插入部并将其拉入到内窥镜的通道中。通过将电极的轴拉入到内窥镜通道中从而使电极移动到内窥镜的顶端，与使内窥镜自身进行移动相比有几个优点。即，1) 电极能够沿着事先所定义的（容易预测的）方向向内窥镜的顶端的方向移动 ;2) 电极能够对组织施加相当大的力（通常是比通过使内窥镜的刀片移动而能主张的情况大的力）;3) 如果在要切断的组织的后面配置电极，则通过拉入电极将要切开的区域明确地收进视场中的同时牵引要被切断的组织。

[0085] 从图 1 至图 6 表示通常用于进行内窥镜治疗的公知的金属丝型切断电极的远位端。图 1 表示具有突出切断金属丝 102 的针电极，图 2 表示具有环形切断金属丝 112 的勒除器。图 3 表示具有切断金属丝 104 的乳头切开刀。图 3 的乳头切开刀附加张力时使导管 100 的远位端弯曲，当使张力松弛时恰好靠紧导管 100。图 4 至图 6 表示具有切断金属丝 106 的电极。图 4 的切断金属丝 106 的远位端 108 被绝缘。在图 5 的切断金属丝 106 的顶端设置有三角形的金属刀片 110。在图 6 的切断金属丝 106 的顶端设置有较小的固定式的钩形金属丝刀片 114。在各装置中，电极金属丝能够贴紧 导管 100，或者拉入到导管 100 中，以便能够在内窥镜通道中通过。图 1 至图 6 表示电极金属丝的远位端从导管 100 露出的状态和为了在内窥镜通道中通过而将电极金属丝的远位端拉入到导管 100 中的状态。

[0086] 这些处理器具中的某些是为了特定的用途而设计的。例如，图 2 的勒除器是为了在组织的突出部分（最典型的有息肉）上形成圈而设计的。闭合勒除器的手柄，一边施加 RF 电流一边使切断金属丝 102 在组织中穿过。由此，组织被切断。图 3 的乳头切开刀是为了插入到如十二指肠乳头的管状开口部那样的乳头孔中而设计的。闭合乳头切开刀的手柄，对切断金属丝 104 施加张力，使导管 100 的顶端弯曲。并且，一边施加 RF 电流一边将切断金属丝 104 压入到组织中。由此，组织被切开。

[0087] 在图 1、图 4 至图 6 所示的其它处理器具的情况下，在进行手术的期间不需要操作手柄。仅在将准备好的电极配置在暴露位置上的情况下使用手柄。之后，为了将电极压入组织并控制通过组织的电极的移动方向而需要操作内窥镜本身。如上所述，通过操作内窥镜来操作切断电极常常很麻烦，无法很好地控制电极的移动方向，即切断组织的方向。

[0088] 图 7 表示为了利用针电极来切开女性患者的输卵管而使用软性内窥镜的例子。在这种情况下，软性内窥镜 212 的插入管 200 从患者的口中（未图示）通过患者的食道而被插入到胃 204 中。并且，插入管 200 通过胃壁的切开部 206 进入腹腔内部，靠近患者的骨盆内器官。在图 7 中，为了使说明容易理解，仅表示患者的子宫 218 和输卵管 208。切断金属丝 102 从在内窥镜通道（内部内腔）中通过的导管 100 的远位端突出，为了切开输卵管而被压入到输卵管中。操作者通过操作安装在导管 100 的近位端的手柄 216，操作者能够在导管 100 的近位端中使切断金属丝 102 缩回，或使切断金属丝 102 从导管 100 的近位端伸出。手柄 216 还与从 RF 发生器 (generator)（未图示）向电极金属丝提供 RF 电流的有效软线 (active code)220 连接。

[0089] 手柄 216 用于使切断金属丝 102 从导管 100 的远位端突出或缩回，但是在沿着组织配置切断金属丝 102 或者使切断金属丝 102 向目标切断方向移动时，不承担任何的作用。操作者通过操作内窥镜的插入管 200 并操作对插入管的远位端的运动进行控制的角度变更旋钮 214 来实施这些操作。

[0090] 图 8 表示输卵管治疗的放大图。在此，操作者为了切断输卵管而正要切开输卵管。该行为是使患者不孕的处理的多个步骤之一。图 8 表示内窥镜的插入管 200 的远位端和处于患者的下腹部的腹腔内部的内窥镜的弯曲部 222。导管 100 以及切断金属丝 102 从插入管 200 的远位端突出，被配置在患者的右侧输卵管 208 的附近。在该行为中使用该形式的针电极的情况下，需要一边将 RF 电流施加到切断金属丝 102 上，一边将切断金属丝 102 压入到输卵管 208 的松弛的组织中。然而，在这种情况下，控制切断金属丝 102 的移动方向的唯一手段仅是通过把持从患者的口中露出的部分（或者通过操作内窥镜的角度变更旋钮）来操作内窥镜的插入管 200。当操作角度变更旋钮时，通过远程控制来改变内窥镜的弯曲部 222 的弯曲情况。这些操作两方都很麻烦且不准确。并且，如图 8 所示，在很多的状况中，如果向图中的箭头 224 的方向将切断金属丝 102 压入到组织中，则会将输卵管 208 压入到处于其下方的骨盆内器官中，切断金属丝 102 有可能切断或弄伤这些组织。

[0091] 图 9 表示本发明的内窥镜用处理器具的实施例。如图 9 所示，针电极被置换为事先成形的弹簧电极 400。将从软性导管 228 的远位端突出的电极 400 弄成钩状，配置成环绕在输卵管 208 的 远位侧。该处理器具不是将输卵管 208 压入到处于其下方的骨盆内器官 304 中，而是提升输卵管 208 以使输卵管 208 离开骨盆内器官 304。适当地进行操作使得该处理器具环绕在输卵管 208 的远位侧，一旦确认事先成形的弹簧电极 400 仅接触要切断的

组织，就从与处理器具的近位手柄（未图示）连接的电外科电流发生器对电极 400 施加 RF 电流。操作者一边施加 RF 电流一边拉动软性导管 228 使电极 400 向图示方向移动。该运动牵引组织帮助切断组织。只要简单地拉动从内窥镜的控制部延伸的导管的近位部分就能够容易地进行该操作，不需要内窥镜的插入管 200、弯曲部 222 的任何特别的操作。

[0092] 图 10 至图 12 表示为了从邻近的组织拉开要切断的组织而如何使用本发明的处理器具。首先，如图 10 所示，配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226 使得在要切断的组织 500 与必须保全的其它的邻近组织 502 之间配置软性导管 228。然后，如图 11 所示，操作处理器具的手柄（未图示），使事先成形的弹簧电极 400 从软性导管 228 的远位端突出，将电极 400 挂在要切断的组织 500 上。本发明的处理器具根据特定的材料和组装电极元件时使用的制造方法，使电极从软性导管 228 的远位端突出时形成规定的钩形。然后，为了使要切断的组织远离其它的邻近组织 502 而操作内窥镜，以避免邻近组织 502 与通了电的电极 400 接触而发生烧伤、切断等事故。然后，操作者将软性导管 228 拉入到内窥镜通道中，牵引要切断的组织 500，将其从所有的邻近组织 502 拉开。在本发明的医疗行为中，在拉动软性导管 228，使电极 400 与内窥镜的远位端一起向图中的箭头 506 的方向移动期间，通过对电极 400 施加 RF 电流能够切开组织。在本发明中，通过将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，能够一边始终观察一边进行处理。

[0093] 图 13 表示本发明的内窥镜用处理器具的整体图像。如图 13 所示，事先成形的弹簧电极 400 从软性导管 228 的远位端突出，该软性导管 228 为了在软性内窥镜的通道（内部内腔）中完全穿过而足够长，并且为了方便使用而赋予了若干富余长度。软性导管 228 的近位端与手柄 606 相连接。手柄 606 的滑动件 600 与控制线 602 的近位端相连接。控制线 602 在软性导管 228 的内部内腔中通过，在其远位端安装有事先成形的弹簧电极 400。当使手柄的滑动件 600 前后移动时，控制线 602 就前后移动，电极 400 从软性导管 228 的远位端突出，或者完全被拉入到软性导管 228 中。并且，控制线 602 的近位端与装载在滑动件 600 上的 RF 电气连接器 604 相连接。为了从标准型的电外科发生器（未图示）对处理器具供给 RF 电流，可以在该电气连接器 604 上连接电线（未图示）。RF 电流通过 RF 电气连接器 604 以及控制线 602 给连接在控制线 602 的顶端上的电极 400 通电。

[0094] 本发明的处理器具即使通过没有制动器、调节单元的手柄也能够具体化，但是在本实施例的手柄 606 中，作为电极 400 的突出长调整部，具有被固定在控制线 602 上的制动器 700，以及限制与控制线 602 一起移动的制动器 700 的可动范围的制动螺母 702、704。

[0095] 图 14 至图 16 表示图 13 所示的实施例的手柄 606 的更详细的结构。手柄 606 的滑动件 600 被安装在通过软性导管 228 的内腔的控制线 602 的近位端。滑动件 600 的动作使处于软性导管 228 的远位端的事先成形的弹簧电极 400（未图示）突出或缩回。如图 14 所示，制动器 700 附在控制线 602 上并被固定。该制动器 700 限制控制线 602 的运动。配置在近位的制动螺母 702 随着手柄 606 的滑动件 600 被关闭，而限制控制线 602 的运动，由此限制能够将电极拉入到软性导管 228 的远位端中的程度。配置在远位的制动螺母 704 限制可打开手柄的程度，由此限制电极从软性导管 228 的远位端突出的长度。其结果，限制形成在弹簧电极上的钩形的尺寸。

[0096] 在图 14 所示的实施例中，操作者能够通过改变手柄 606 上的螺纹式的制动螺母 702、704 的位置来变更上述那些限制动作的最大最小程度的设定。并且，如图 16 所示，制动

螺母 702、704 具有在将制动螺母 702、704 转动到自由位置时能够使制动器 700 通过制动螺母 702、704 的切口部 706。由此，操作者能够快速配置手柄 606，使得解除控制线 602 的运动的最大限度和最小限度。在制动螺母 702、704 被配置在自由位置上时，制动器 700 不会碰到制动螺母 702、704，滑动件 600 能够自由地向前后移动。

[0097] 图 17 表示本发明的内窥镜用处理器具的另一个实施例。如图 17 所示，事先成形的弹簧电极 400 由如镍钛合金 (Nitinol) 那样的材料，或者如在不受约束时卷成钩形的适当的弹簧金属构成。为了电极 400 能够环绕到组织的后面，并且能够在电极 400 被拉长到内窥镜的远位端时切除组织，上述钩形不可缺少。电极 400 的材料必须可使 RF 电流通过，并且必须具有可恢复到规定形状的能力。电极 400 被安装在对其在软性导管 228 内的动作和从软性导管 228 突出时的动作进行控制的控制线 602 的远位端上。在该实施例的情况下，软性导管 228 由如聚四氟乙烯（例如特氟隆（注册商标））那样的聚合物的管制成，但是也能够适当使用其它的材料。在软性导管 228 的内侧从软性导管 228 的远位端插入管壁较薄的金属鞘 800，以约束电极 400 的最远位端，防止电极 400 的最远位端刮划聚合物制的软性导管 228 的内壁或挂在该内壁上。

[0098] 如图 18 所示，当事先成形的弹簧电极 400 完全缩回到软性导管 228 中时，电极 400 完全被约束，并被容纳在软性导管 228 的内腔中。在这种情况下，处理器具能够从软性内窥镜的通道（内部内腔）中安全地前进，并缩回到其中。

[0099] 如图 19 所示，该处理器具即使在事先成形的弹簧电极 400 只有一部分从软性导管 228 的远位端突出的中间位置也能够使用。实际上，在最大设定与最小设定之间操作手柄 606 时，为了调节从软性导管 228 突出的电极 400 的相对长度而使用图 14 所示的手柄 606 上的制动螺母 702、704。

[0100] 图 20 是事先成形的弹簧电极 400 的替代的实施例。在该实施例的情况下，通过陶瓷微珠 (ceramic beads)、聚合物微珠或者 RF 电流无法通过的其它材料等绝缘材料覆盖电极 400 的最远位端。如图 21 所示，根据本实施例，如果要通过事先成形的弹簧电极 400 切断的组织 500 处于其它组织的附近，则通过电极 400 的绝缘片 150 防止这些邻近组织 502 与电极 400 的通有电流的金属部分接触。

[0101] 图 22 表示图 21 所示的实施例的变形例。处理器具的绝缘片 150 的尺寸和形状具有被设计成有利于捕捉要使用处理器具切断的组织并保持该组织的形状。

[0102] 图 7 和图 9 表示本发明能够应用于使用内窥镜的经胃外科手术（例如，女性的不孕处理），但是本发明能够应用于其它很多很广的范围。即，能够应用于使用所有方式的软性内窥镜的外科手术，也能够应用于使用硬性内窥镜（腹腔镜）的外科手术。该处理器具也充分适用于切开上述的输卵管等较大的组织。然而，当使用更小的钩、导管时，也能够使该处理器具比较小。本发明的这样的实施例也对暴露的血管、管、神经、结缔组织 (connective tissue)、肌肉纤维、网等有用。

[0103] 接着，说明本发明的其它的实施例。

[0104] 图 23 和图 24 所示的本发明的内窥镜用处理器具由图 13 所示 的内窥镜用处理器具以及作为约束器具的把持钳子 50 构成。在该内窥镜用处理器具中，首先，如图 23 所示，在要切断的组织 500 与必须保全的其它的邻近组织 502 之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，如图 24 所示，

当操作处理器具的手柄 606 使事先成形的弹簧电极 400 从软性导管 228 的远位端突出时，电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。接着，使把持钳子 50 通过插入管 200 的另一个通道从远位端 226 突出，通过把持钳子 50 把持电极 400 的顶端。接着，将包含电极 400 的软性导管 228 以及把持钳子 50 同步拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织 502 拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边通过对电极 400 施加 RF 电流来切开组织 500。如果切开组织 500，则操作把持钳子 50 释放电极 400 的顶端，将电极 400 强制拉入到导管 228 内。于是，电极 400 一边模仿导管 228 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 228 内。

[0105] 如上所述那样使用把持钳子 50 把持电极 400 的顶端时，防止从要切断的组织 500 作用于电极 400 的反作用力而引起的电极 400 的非目的性的变形。并且，由于电极 400 与把持钳子 50 相连接而在它们的内侧确保要切断的组织 500，因此能够通过电极 400 可靠地切开要切断的组织 500。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。

[0106] 图 25 和图 26 所示的本发明的内窥镜用处理器具由软性导管 230、在软性导管 230 中通过的控制线 602、与控制线 602 的远位端相连接的事先成形的弹簧电极 400、设置在软性导管 230 的近位端的手柄 606、在软性导管 230 中通过的把持钳子 50 以及设置在软性导管 230 的近位端的把持钳子 50 的手柄 240 构成。

[0107] 如图 25 所示，在软性导管 230 中形成有供电极 400 的控制线 602 通过的内腔 232a 以及供把持钳子 50 通过的另一个内腔 232b。如图 26 所示，软性导管 230 的近位端被分为两股，在一个近位端设置有操作电极 400 用的手柄 606，在另一个近位端设置有把持操作钳子 50 用的手柄 240。在手柄 240 上设置有推拉控制线 242 的滑动件 244，该控制线 242 用于开关把持钳子 50 的顶端的爪。当使手柄 240 的滑动件 244 前后移动时，控制线 242 前后移动，打开或闭合把持钳子 50 的顶端的爪。

[0108] 在上述那样构成的内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 230 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，如图 25 所示，当操作处理器具的手柄 606 使电极 400 从软性导管 230 的远位端突出时，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。接着，操作手柄 240 使把持钳子 50 从软性导管 230 的远位端突出，通过把持钳子 50 把持电极 400 的顶端。接着，将包含电极 400 和把持钳子 50 的软性导管 230 拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边对电极 400 施加 RF 电流来切开组织 500。如果切开组织 500，则操作把持钳子 50 释放电极 400 的顶端，将电极 400 强制拉入到导管 230 内。于是，电极 400 一边仿照导管 230 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 230 内。

[0109] 如上所述那样使用把持钳子 50 把持电极 400 的顶端时，能够通过电极 400 可靠地切开要切断的组织 500。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。

[0110] 图 27 所示的本发明的内窥镜用处理器具具有作为约束器具的勒除器 250，以替代

把持钳子 50。另外，在事先成形的弹簧电极 400 的顶端设置有挂住勒除器 250 的环 252 的钩部 402。

[0111] 在该内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，当操作处理器具的手柄 606 而使电极 400 从软性导管 228 的远位端突出时，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。接着，使勒除器 250 通过插入管 200 的另一个通道从远位端 226 突出，操作勒除器 250 而将环 252 挂在电极 400 的钩部 402 上。接着，将包含电极 400 的软性导管 228 以及勒除器 250 同步拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边对电极 400 施加 RF 电流来切开组织 500。如果切开组织 500，则操作勒除器 250 来释放电极 400 的顶端，将电极 400 强制拉入到导管 228 内。于是，电极 400 一边仿照导管 228 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 228 内。

[0112] 如上所述那样使用勒除器 250 来把持电极 400 的顶端时，能够通过电极 400 可靠地切开要切断的组织 500。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。

[0113] 另外，在本实施例中，使用在插入管 200 中具有两个通道的内窥镜进行处理，但是如图 28 所示，也能够使用在插入管 200 中仅具有一个通道的内窥镜进行处理。在这种情况下，在导管 228 的远位端的侧壁形成有贯通孔 228a，事先使构成勒除器的环 252 从该贯通孔 228a 中通过。

[0114] 在该内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，当操作处理器具的手柄 606 而使事先成形的弹簧电极 400 从软性导管 228 的远位端突出时，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。接着，操作环 252 而将其挂在电极 400 的钩部 402 上。接着，将包含电极 400 和环 252 的软性导管 228 拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边对电极 400 施加 RF 电流来切开组织 500。这样，通过使构成勒除器的环 252 通过形成在导管 228 的远位端的侧壁上的贯通孔 228a，使环 252 离开导管 228 的远位端，因此能够通过环 252 容易地捕捉电极 400 顶端的钩部 402。

[0115] 图 29 和图 30 所示的本发明的内窥镜用处理器具具有作为切断电极的事先成形的弹簧电极 410 以及作为约束器具的牵引器具 260。牵引器具 260 的顶端从软性导管 230 的远位端突出。在事先成形的弹簧电极 410 的顶端设置有环 412。另外，在牵引器具 260 的顶端设置有挂住电极 410 的环 412 的球部 262。

[0116] 使电极 400 的控制线 602 从软性导管 230 的内腔 232a 中通过，使牵引器具 260 从另一个内腔 232b 中通过。此外，虽然没有图示，但是软性导管 230 的近位端被分为两股，在一个近位端设置有操作电极 410 用的手柄，在另一个近位端设置有操作牵引器具 260 用的手柄。当操作牵引器具 260 用的手柄时，设置在牵引器具 260 的顶端的球部 262 前后移动。

[0117] 在该内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配

置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使 软性导管 230 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，如图 29 所示，当操作处理器具的手柄而使电极 410 从软性导管 230 的远位端突出时，电极 410 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 410 挂在要切断的组织 500 上。接着，如图 30 所示，操作牵引器具 260 而将球部 262 挂在电极 410 的环 412 上。接着，将包含电极 410 和牵引器具 260 的软性导管 230 拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 410 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边对电极 410 施加 RF 电流来切开组织 500。如果切开组织 500，则操作牵引器具 260 来释放电极 410 的环 412，将电极 410 强制拉入到导管 230 内。于是，电极 410 一边仿照导管 230 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 230 内。

[0118] 如上所述那样使用牵引器具 260 来把持电极 410 的顶端时，能够通过电极 410 可靠地切开要切断的组织 500。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。

[0119] 在图 31 所示的本发明的内窥镜用处理器具中，作为切断电极的事先成形的弹簧电极 400 从形成在导管 228 的远位端的侧壁上的贯通孔 228a 突出，把持钳子 50 从导管 228 的远位端的开口部突出。虽然没有图示，但是软性导管 228 的近位端被分为两股，在一个近位端设置有操作电极 400 用的手柄，在另一个近位端设置有操作把持钳子 50 用的手柄。

[0120] 在如上述那样构成的内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，当操作处理器具的手柄而使电极 400 从软性导管 230 的贯通孔 228a 突出时，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。接着，操作手柄而使把持钳子 50 从软性导管 228 的远位端突出，通过把持钳子 50 把持电极 400 的顶端。接着，将包含电极 400 和把持钳子 50 的软性导管 228 拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边对电极 400 施加 RF 电流来切开组织 500。如果切开组织 500，则操作把持钳子 50 来释放电极 400 的顶端，将电极 400 强制拉入到导管 228 内。于是，电极 400 一边仿照导管 228 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 228 内。

[0121] 如上所述那样使用把持钳子 50 把持电极 400 的顶端时，能够通过电极 400 可靠地切开要切断的组织 500。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。另外，通过使把持钳子 50 通过形成在导管 228 的远位端的侧壁上的贯通孔 228a，使把持钳子 50 离开导管 228 的远位端，因此能够通过把持钳子 50 容易地捕捉电极 400 的顶端。

[0122] 图 32 至图 34 所示的本发明的内窥镜用处理器具的导管 234 作为约束器具而发挥作用。如图 32 所示，导管 234 为内鞘 236 与外鞘 238 的双层结构，使电极 400 的控制线 602 通过内鞘 236。内鞘 236 可相对于外鞘 238 前后滑动。与外鞘 238 的外径大致相同大小的圆板 246 以使内鞘 236 的远位端的开口部在圆板中央露出的方式固定在内鞘 236 的远位端。当使内鞘 236 如相对于外鞘 238 被拉向后方那样地滑动时，圆板 246 与外鞘 238 的远位端面接触。虽然没有图示，但是软性导管 234 的近位端被分为两股，在一个近位端上设置有操作电极 400 用的手柄，在另一个近位端上设置有操作内鞘 236 用的手柄。

[0123] 在如上述那样构成的内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 234 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，如图 32 所示，当操作处理器具的手柄而使电极 400 从导管 234 的远位端突出时，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。接着，如图 33 所示，操作手柄而使内鞘 236 相对于外鞘 238 前进，使圆板 246 远离外鞘 238 的远位端面。并且，如图 34 所示，在圆板 246 与外鞘 238 的远位端面之间插入电极 400，此次使内鞘 236 相对于外鞘 238 后退，在圆板 246 与外鞘 238 的远位端面之间夹住电极 400 的顶端。接着，将包含电极 400 的软性导管 234 拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。然后，一边使挂住组织 500 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 的方向移动，一边对电极 400 施加 RF 电流来切开组织 500。如果切开组织 500，则操作导管 234 来释放电极 400 的顶端，将电极 400 强制拉入到导管 234 内。于是，电极 400 一边仿照导管 234 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 234 内。

[0124] 如上所述那样使用导管 234 把持电极 400 的顶端时，能够通过电极 400 可靠地切开要切断的组织 500。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。

[0125] 图 35 和图 36 所示的本发明的内窥镜用处理器具的事先成形的弹簧电极 400 能够自由获得三维的弯曲形状。如图 35 所示，电极 400 的控制线 602 在软性鞘 270 中通过，连同该软性鞘 270 被插入到导管 228 中。软性鞘 270 能够相对于导管 228 在圆周方向上旋转自如。并且，控制线 602 能够相对于软性鞘 270 在圆周方向上旋转自如。软性鞘 270 由绝缘材料构成，对其远位端如描绘圆弧那样预先赋予弯曲形状。对电极 400 的顶端也如描绘圆弧那样预先赋予弯曲形状，使电极 400 的控制线 602 相对于软性鞘 270 在圆周方向上旋转，由此对电极 400 赋予三维的弯曲形状。

[0126] 在如上述那样构成的内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，如图 35 所示，在使软性鞘 270 相对于导管 228 止动的状态下，相对于软性鞘 270 推入控制线 602，当使电极 400 从导管 228 的远位端突出时，电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状。然后，在使控制线 602 相对于软性鞘 270 止动的状态下，相对于导管 228 推入软性鞘 270，当使软性鞘 270 从导管 228 的远位端突出时，软性鞘 270 也恢复预先赋予的弯曲形状。并且，如图 36 所示，当使控制线 602 相对于软性鞘 270 在圆周方向上旋转时，电极 400 如摇头那样相对于软性鞘 270 的远位端发生变位。由于软性鞘 270 的远位端以及电极 400 都被预先赋予如圆弧那样的弯曲形状，因此当使电极 400 如上述那样发生变位时，包含软性鞘 270 的远位端以及电极 400 的处理器具的顶端获得三维的弯曲形状。并且，该三维形状根据电极 400 相对于软性鞘 270 的远位端的圆周方向的变位量发生变化。这样，使电极 400 的形状根据要切断的组织 500 的形状、大小自由发生变化时，能够仅将组织 500 从其它的邻近组织中分开并能够准确地确保组织 500。如果切开组织 500，则将电极 400 和软性鞘 270 强制拉入到导管 228 内。于是，电极 400 和软性鞘 270 一边仿照导管 228 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 228 内。

[0127] 图 37 和图 38 所示的本发明的内窥镜用处理器具具有覆盖在导管 228 的远位端的盖 274。在盖 274 上形成有接触面 276，在接触面 276 与事先成形的弹簧电极 400 之间夹住

要切断的组织 500。在覆盖在导管 228 的远位端的盖 274 的远位端、即导管 228 的远位端的更远位上与导管 228 的远位端面大致平行地形成接 触面 276。在接触面 276 上形成有三个狭缝，以防止在将盖 274 覆盖在导管 228 的远位端上的状态下限制内窥镜的视场，或者妨碍照明光的照射。电极 400 从这三个狭缝之中最大的中央的狭缝 278 突出。并且，在盖 274 上形成有用于挂住设置在电极 400 的顶端的钩部 402 的挂止孔（切断电极固定部）279。

[0128] 在如上述那样构成的内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，当操作处理器具的手柄而使电极 400 从软性导管 228 的远位端突出时，如图 37 所示，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在要切断的组织 500 上。当使电极 400 进一步从软性导管 228 的远位端突出时，电极 400 的弯曲增强，电极 400 的钩部 402 接近导管 228，因此将包含电极 400 的导管 228 拉入到插入管 200 的通道中，牵引要切断的组织 500 而将其从邻近组织拉开。当进一步将导管 228 拉入到插入管 200 的通道中时，在盖 274 的接触面 276 与电极 400 之间夹住组织 500。并且，如图 38 所示，电极 400 的钩部 402 被插入到狭缝 278 中。接着，当将控制线 602 拉入到导管 228 中时，电极 400 发生变形使得弯曲减弱，钩部 402 从盖 274 的内侧挂在挂止孔 279 中。由此，电极 400 的顶端被固定在盖 274 上。这样，电极 400 形成环，在其内侧确保要切断的组织 500，因此能够通过电极 400 可靠地切开要切断的组织。如果切开组织 500，则将电极 400 强制拉入到导管 228 内，由于钩部 402 从挂止孔 279 脱开，因此能够将电极 400 容纳在导管 228 内。

[0129] 不过，在本实施例中，在电极 400 的顶端设置有钩部 402，但是如果电极 400 的刚性高，则可以不设置钩部 402，也可以不在盖 274 上设置挂止孔 279。当将包含电极 400 的导管 228 拉入到 插入管 200 的通道中时，在盖 274 的接触面 276 与电极 400 之间夹住组织 500，电极 400 的顶端被插入到狭缝 278 中。接着，当将控制线 602 拉入到导管 228 中时，如图 39 所示，电极 400 发生变形使得弯曲减弱，其顶端挂在狭缝 278 的边缘。由此，电极 400 的顶端被固定在盖 274 上。

[0130] 图 40 和图 41 所示的本发明的内窥镜处理器具具有预先弯曲成大致 V 字形的事先成形的弹簧电极 420。该电极 420 由形成 V 字的一边并与控制线 602 相连接的近位部分 422 以及形成 V 字的另一边并与近位部分 422 相连续的远位部分 424。远位部分 424 相对于近位部分 422 折回地弯曲。离控制线 602 的远位端越远，近位部分 422 与远位部分 424 之间的间隔变得越窄。但是，远位部分 424 的形状不是直线，而是在远离控制线 602 的远位端的过程中被突然弯曲以接近近位部分 422。电极 420 在被折回成使远位部分 424 靠紧近位部分 422 的状态下被插入到导管 228 中。

[0131] 在如上述那样构成的内窥镜用处理器具中，首先，在要切断的组织 500 与其它的邻近组织之间配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，当操作处理器具的手柄而使电极 420 从软性导管 228 的远位端突出时，如图 40 所示，由于电极 420 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 420 挂在要切断的组织 500 上。接着，当将包含电极 420 的导管 228 拉入到插入管 200 的通道中时，如图 41 所示，组织 500 进入到近位部分 422 与远位部分 424 之间突然变窄的区域中，利用作用在近位部分 422 与远位部分 424 之间的弹力夹住组织 500。由此，压迫组织 500，因此

提高止血效果。另外，由于将电极 420 强力地压入到组织 500 中，因此提高对组织 500 通电的电流的密度，电极 420 的锋利度增强。如果切开组织 500，则将电极 420 强制拉入到导管 228 内。于是，电极 420 一边仿照导 管 228 的形状呈直线伸展，一边被容纳在导管 228 内。

[0132] 图 42 和图 43 所示的本发明的内窥镜用处理器具具有呈椭圆的截面形状的事先成形的弹簧电极 430。如图 43 所示，该电极 430 的截面的从电极 400 的弧的内侧向外侧延伸的第一轴 432 方向的长度比与第一轴 432 正交的第二轴 434 方向的长度长。即，电极 430 的截面是第一轴 432 为长轴、第二轴 434 为短轴的椭圆。

[0133] 在如上述那样构成的内窥镜用处理器具中，在挂住电极 430 要切断的组织 500 时，电极 430 很难进行消除弯曲形状那样的变形。因而，即使强拉包含电极 430 的导管 228，电极 430 也很难从组织 500 脱开。因而，能够通过电极 430 可靠地切开组织 500。

[0134] 不过，在本实施例中电极 430 的截面形成椭圆形，但是如果满足上述的条件，不限于椭圆形，也可以是长方形等。

[0135] 在图 44 所示的本发明的内窥镜用处理器具中，沿着事先成形的弹簧电极 400 覆盖绝缘体 440。绝缘体 440 覆盖电极 400 的弧的内侧、即被压入到要切断的组织 500 的部分以外。由此，不会弄伤组织 500 周围的邻近组织 502，因此提高安全性。

[0136] 接着，参照图 45 至图 47 说明使用图 23 所示的内窥镜用处理器具切除在大肠内形成的息肉的手术。

[0137] 首先，将内窥镜的插入管 200 插入到大肠 510 中。然后，在要切断的息肉 512 的前方配置内窥镜的插入管 200 的远位端 226，使软性导管 228 通过插入管 200 的通道从远位端 226 突出。接着，如图 45 所示，当操作处理器具的手柄 606 而使事先成形的弹簧电极 400 从软性导管 228 的远位端突出时，由于电极 400 恢复预先赋予的弯曲形状，因此将该电极 400 挂在息肉 512 的根部。接着，如图 46 所示，使把持钳子 50 通过插入管 200 的另一个通道从远位端 226 突出，通过把持钳子 50 把持电极 400 的顶端。接着，将包含电极 400 的软性导管 228 以及把持钳子 50 同步拉入到插入管 200 的通道中，牵引息肉 512。然后，一边使挂住息肉 512 的电极 400 向插入管 200 的远位端 226 移动，一边对电极 400 施加 RF 电流来切开息肉 512 的根部。如果切开息肉 512，则将电极 400 强制拉入到导管 228 内。于是，电极 400 一边仿照导管 228 的形状成直线伸展，一边被容纳在导管 228 内。

[0138] 通过如上述那样进行处理能够通过电极 400 可靠地切除息肉 512。并且，能够将所有的操作收进内窥镜的视场 504 中，一边始终观察一边进行处理。

[0139] 以上，说明了本发明的较佳的实施方式，但本发明并不限定于上述实施方式。在不脱离本发明的要旨的范围内，可进行结构的附加、省略、置换以及其它的变更。本发明并不限定于上述说明，仅由添附的权利要求书限定。

[0140] 工业上的可利用性

[0141] 本发明涉及一种内窥镜用处理器具，其从导管可伸出和缩回地突出，使用于切断生物体组织，该内窥镜用处理器具具有被插入到上述导管中的控制线以及被预先赋予弯曲形状并被设置在上述控制线的远位端上的切断电极，上述切断电极在被拉入到上述导管中的状态下发生弹性变形，而仿照成为上述导管的形状。根据本发明，使用内窥镜能够防止损伤邻接的组织结构，并且能够容易地切断体内的生物体组织或者容易地使体内的生物体组织凝结。

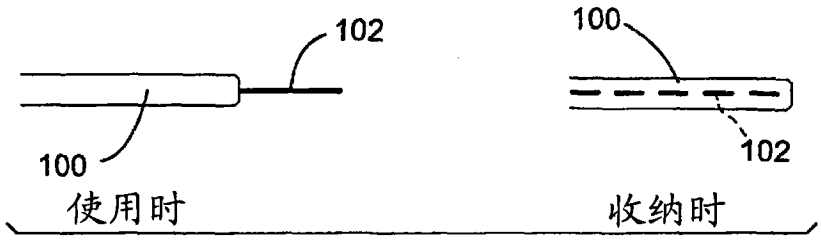

102
100
100
102
使用时
收纳时

图 1

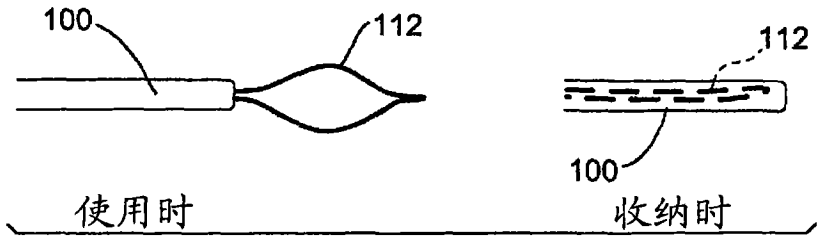

100
112
112
100
使用时
收纳时

图 2

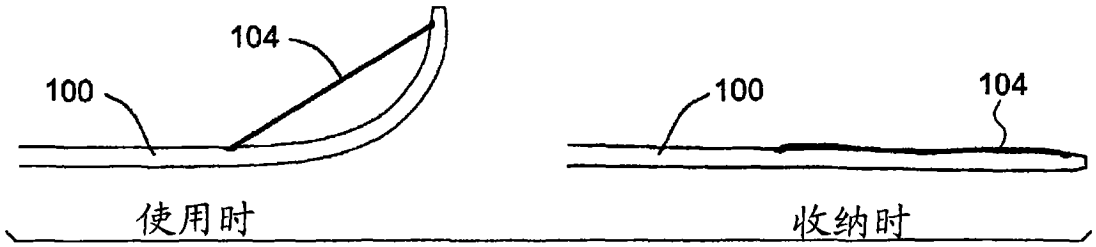

104
100
100
104
使用时
收纳时

图 3

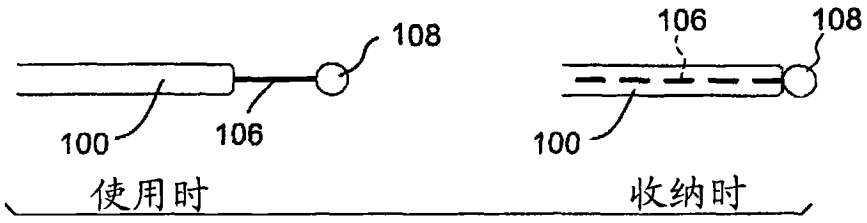

108
100
106
106
108
100
使用时
收纳时

图 4

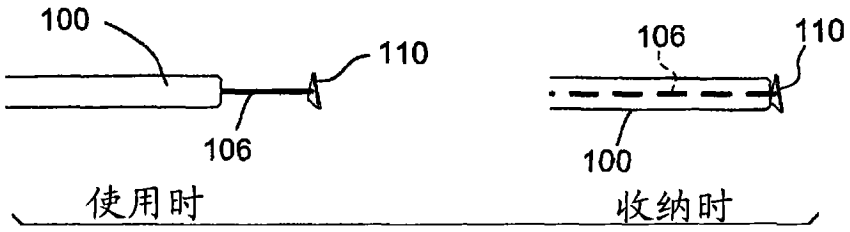


图 5

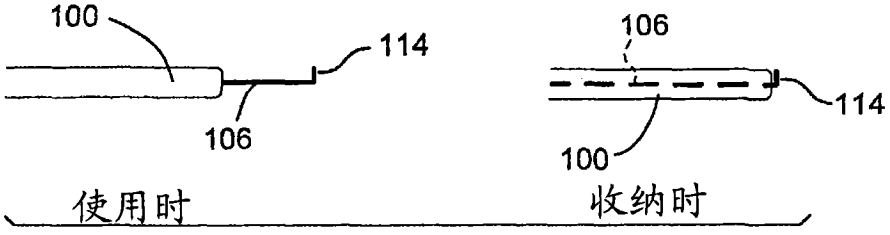


图 6

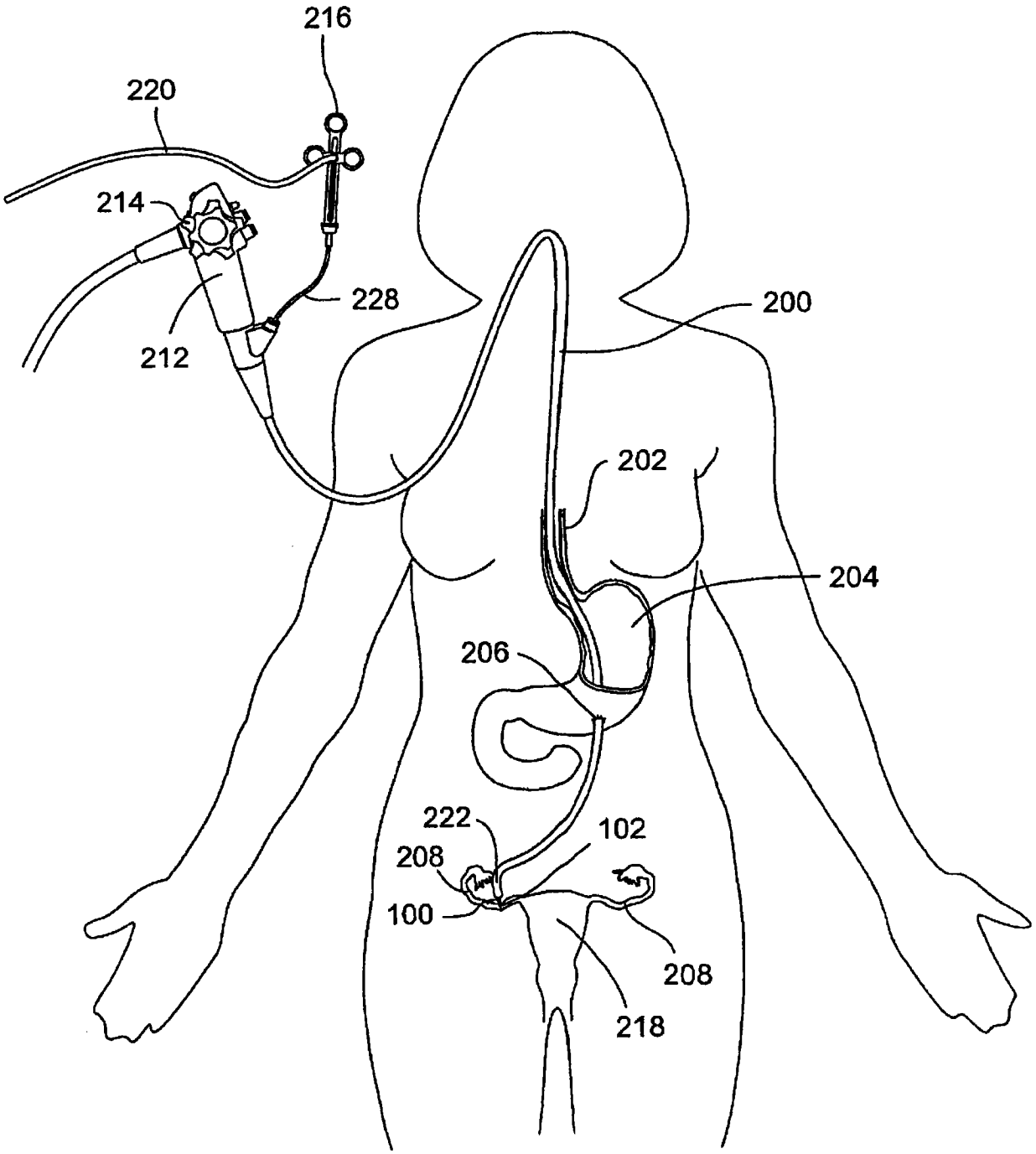


图 7

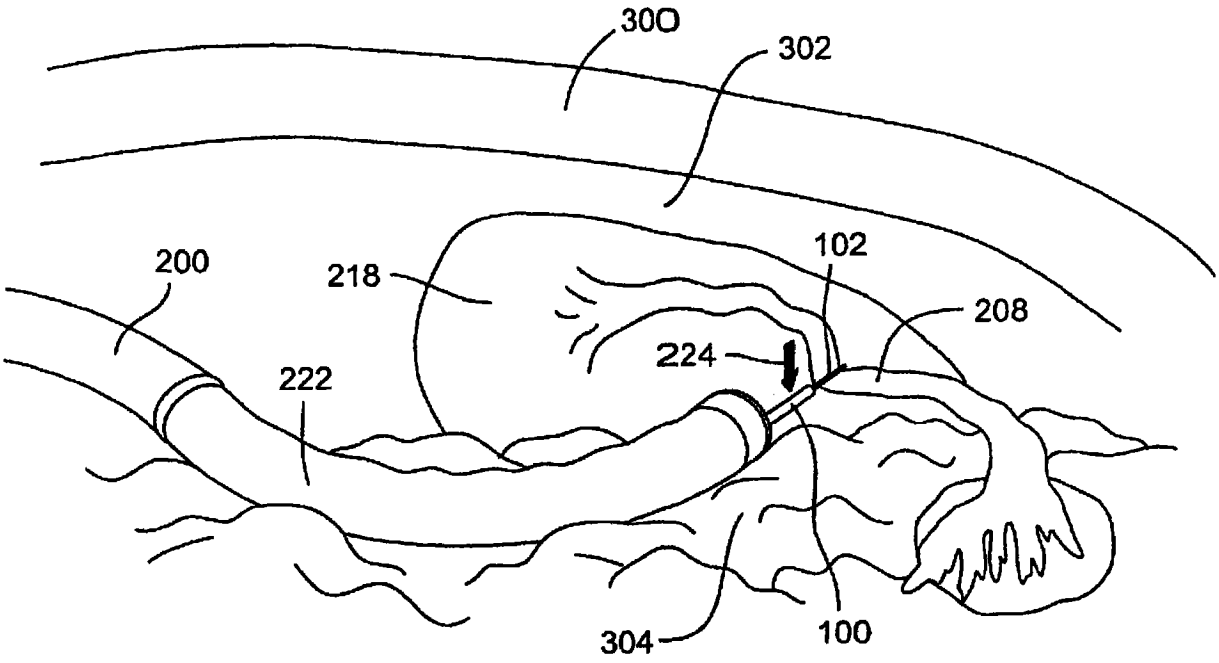

300
302
200
218
102
208
224
222
304
100

图 8

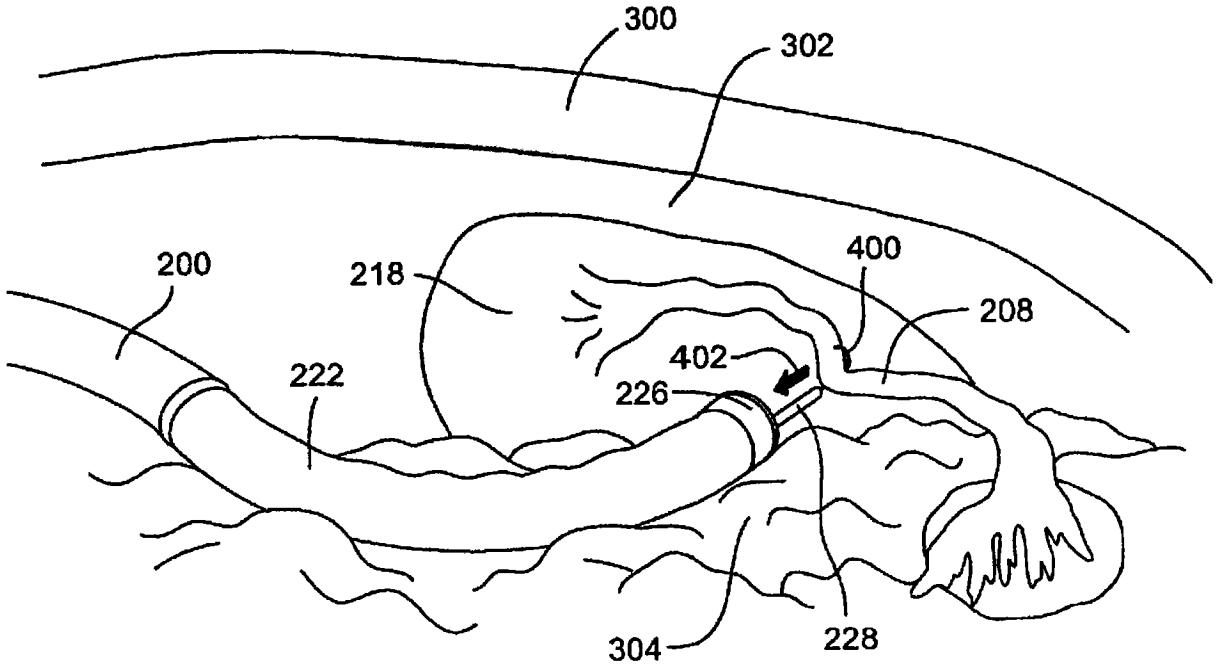

300
302
200
218
400
208
402
222
226
304
228

图 9

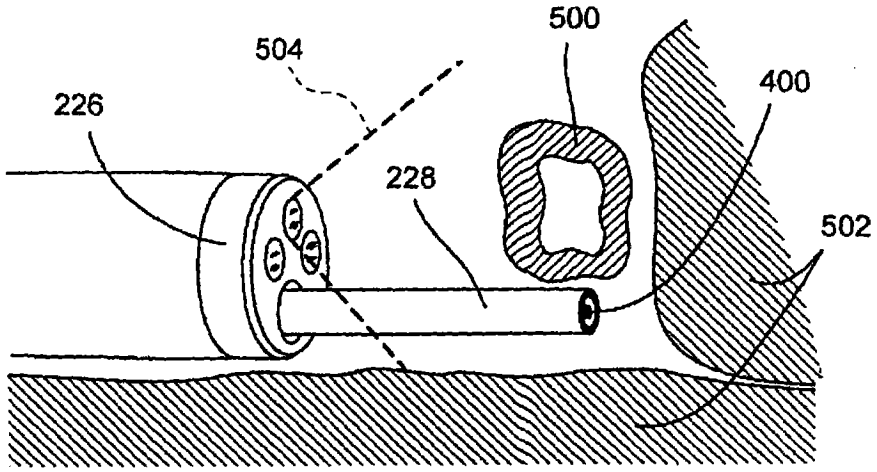


图 10

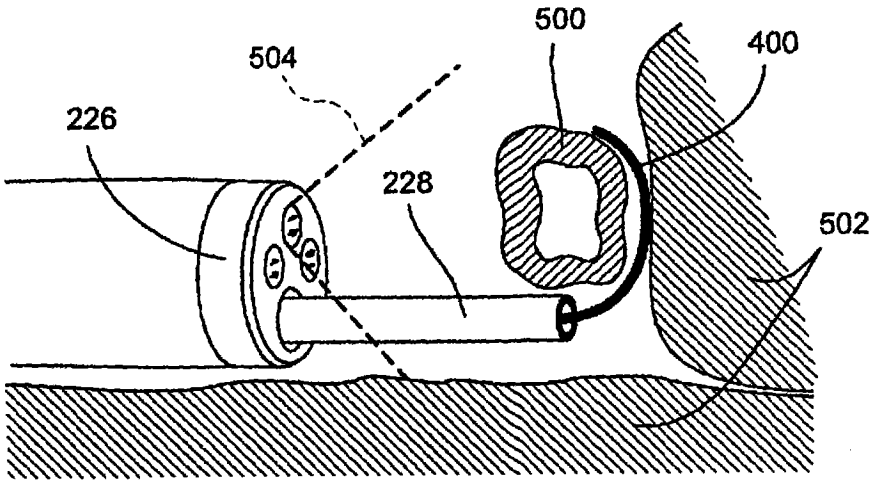


图 11

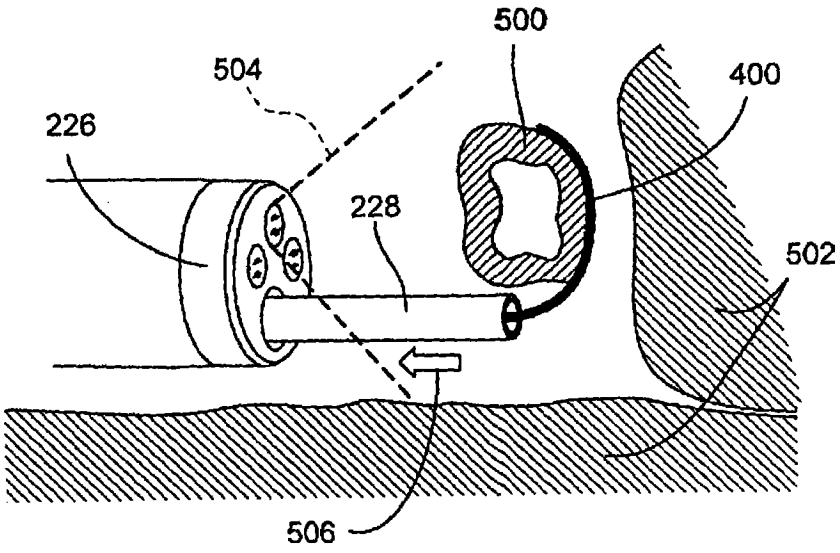


图 12

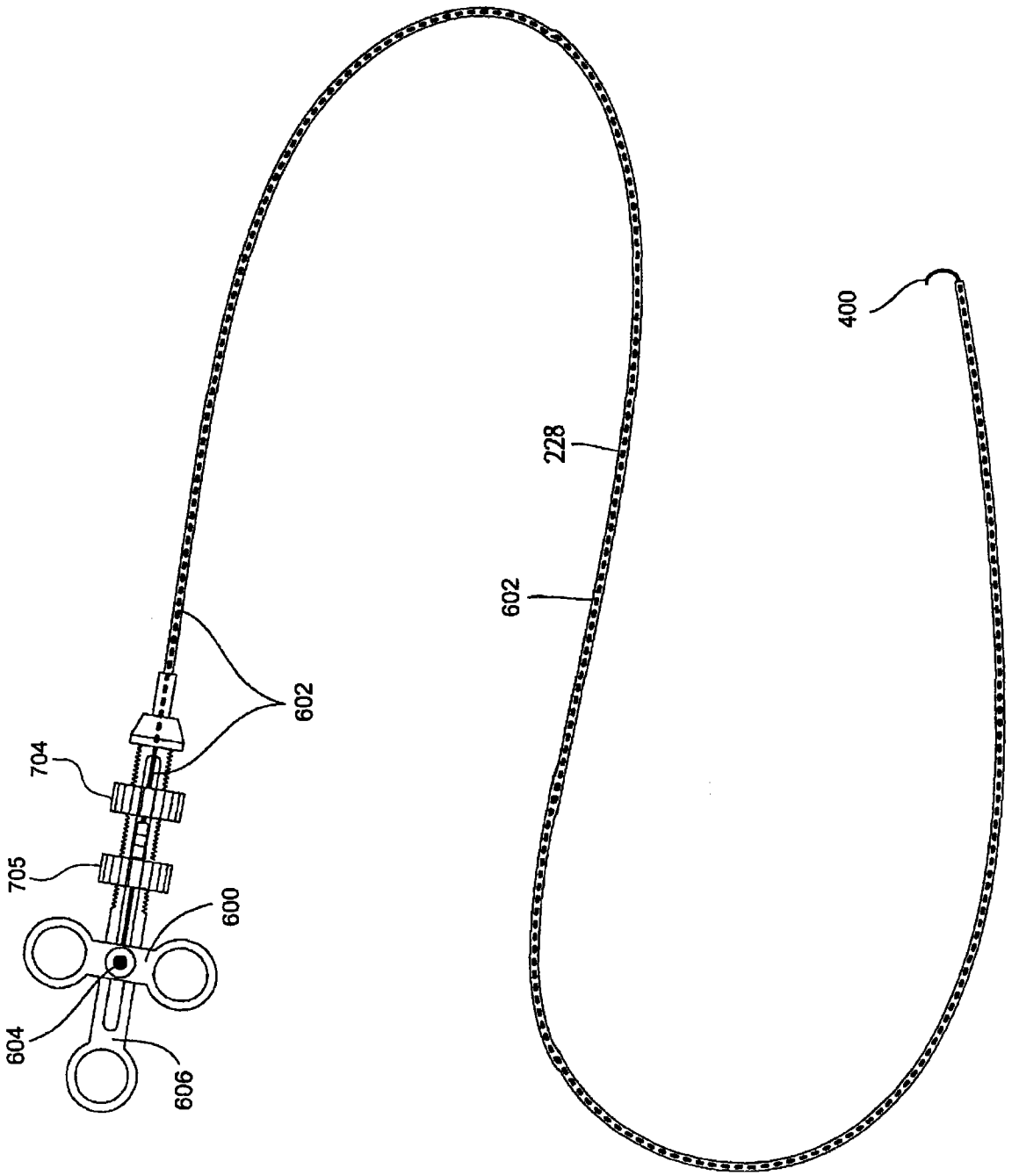


图 13

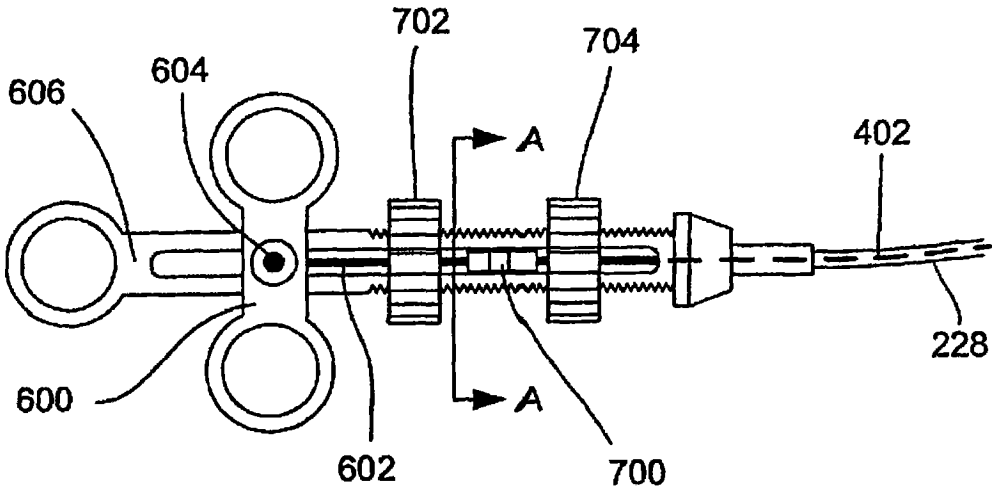

702
704
606
604
A
402
228
600
A
602
700

图 14

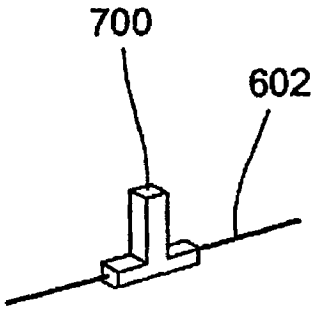

700
602

图 15

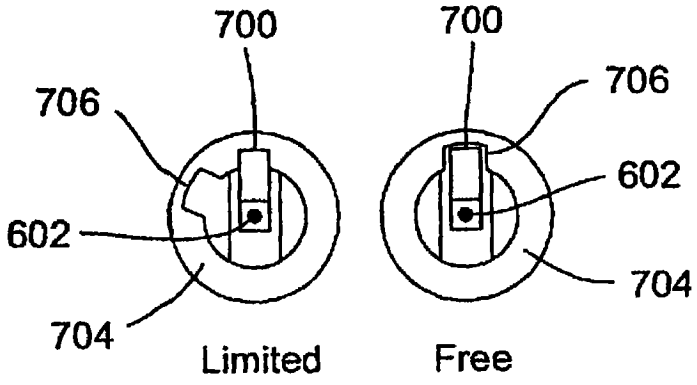

700
700
706
706
602
602
704
704
Limited
Free

图 16

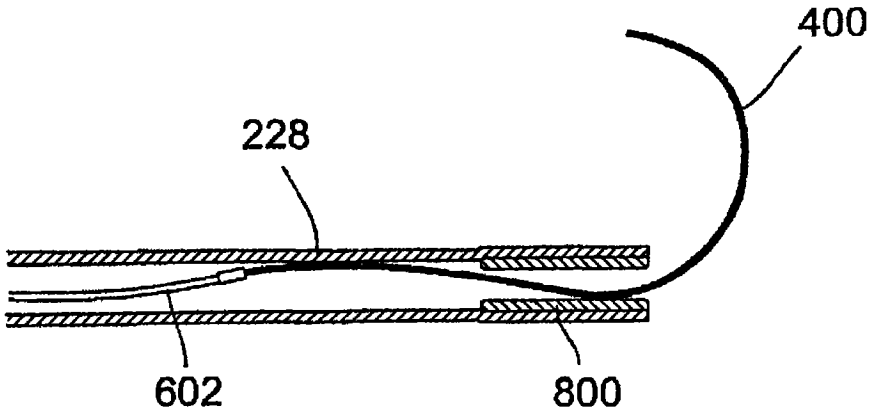


图 17

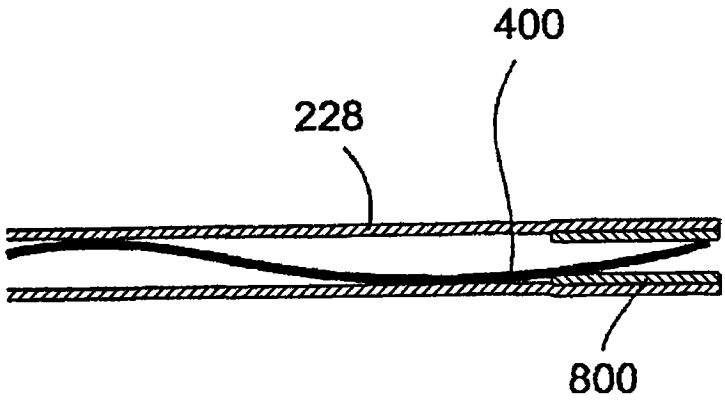


图 18

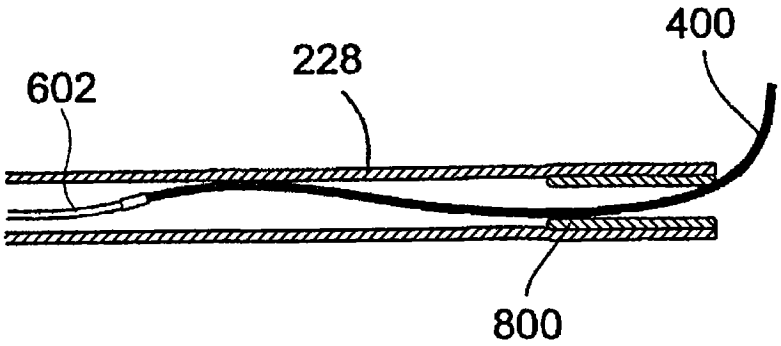


图 19

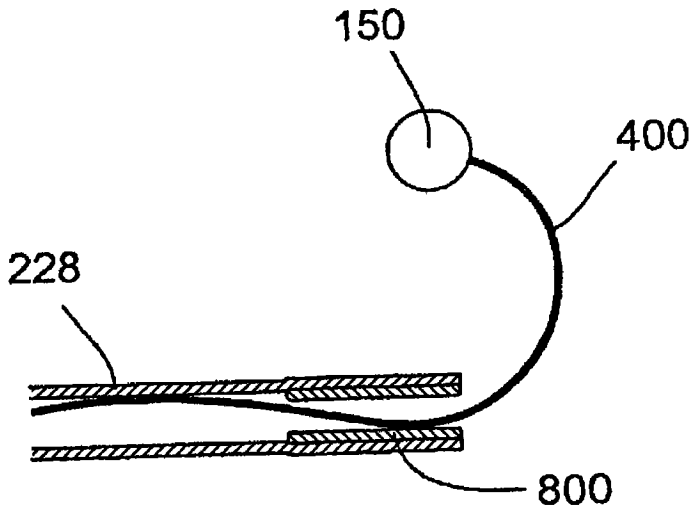


图 20

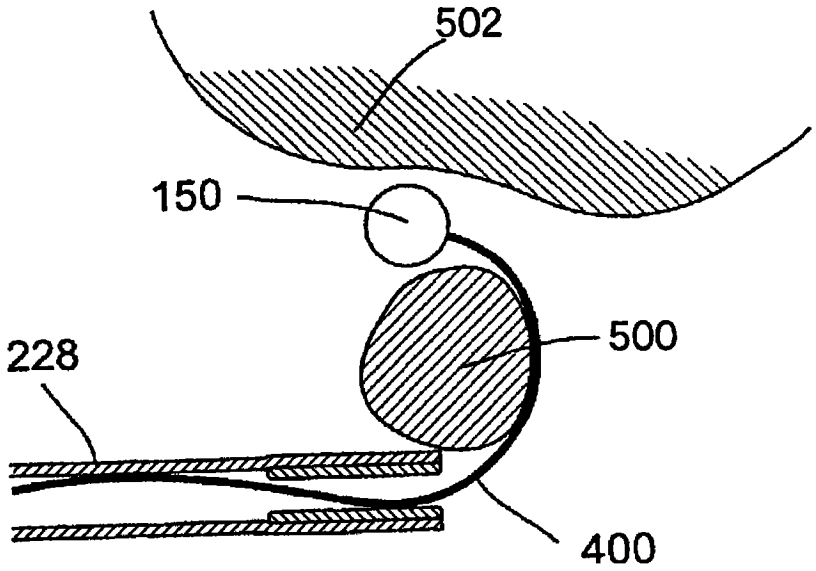


图 21

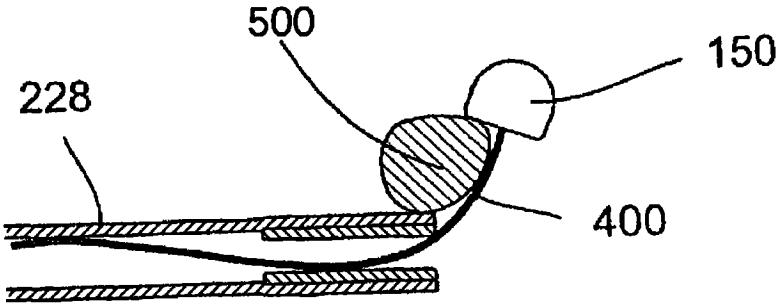


图 22

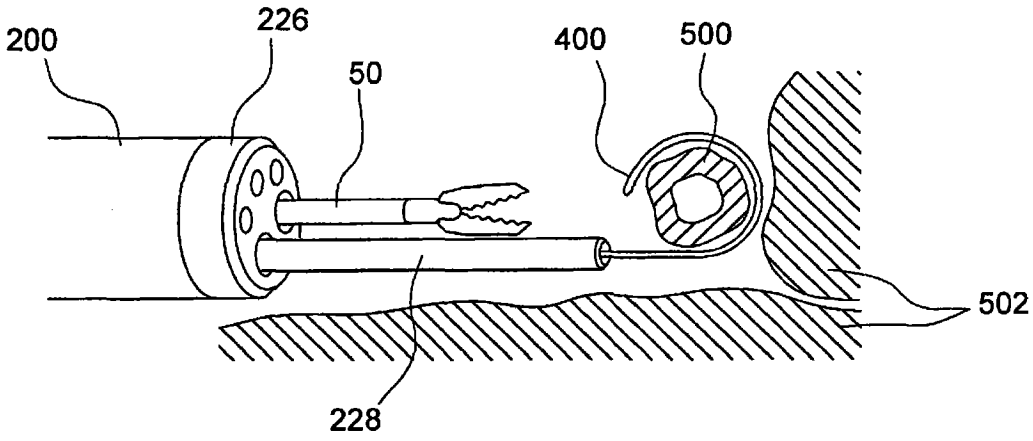

200
226
50
400
500
502
228

图 23

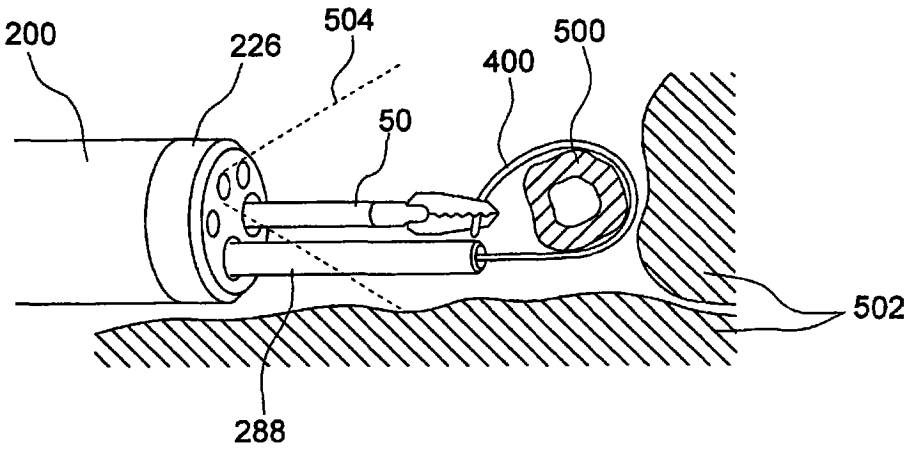

200
226
504
400
500
50
502
288

图 24

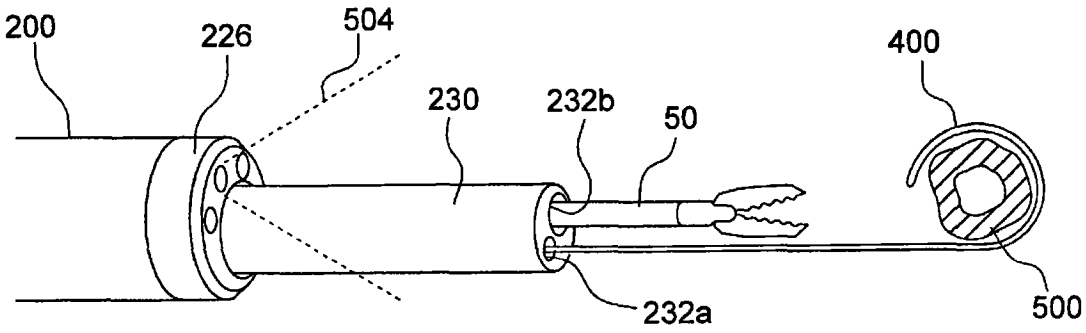

200
226
504
230
232b
50
400
232a
500

图 25

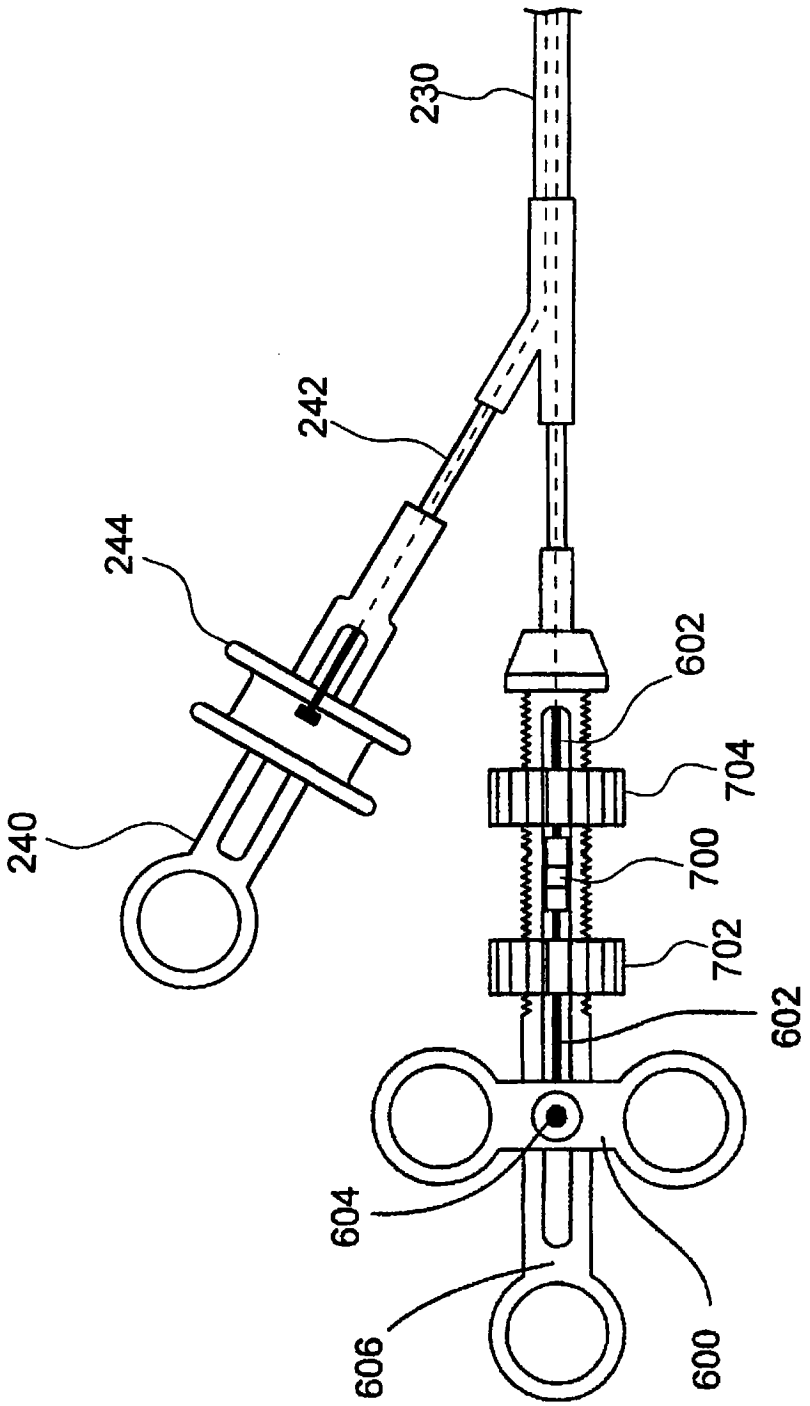


图 26

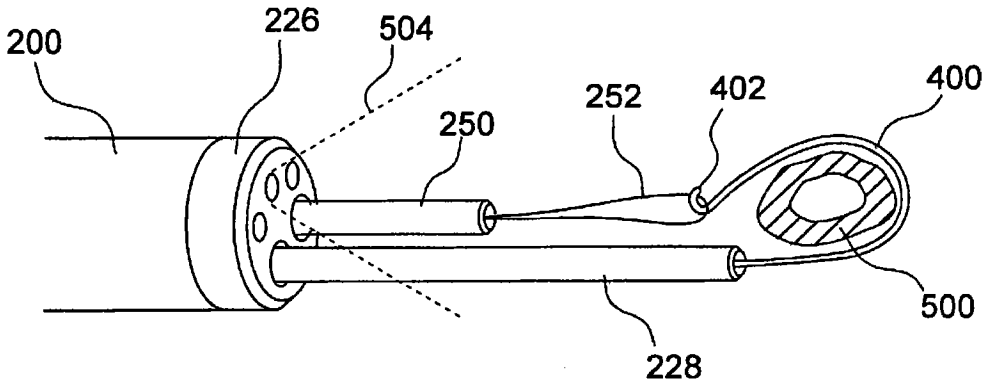

200
226
504
250
252
402
400
500
228

图 27

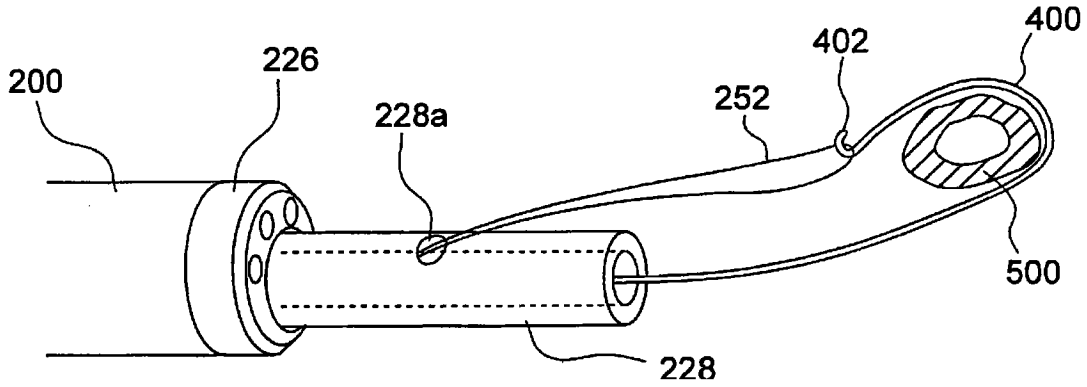

200
226
228a
252
402
400
500
228

图 28

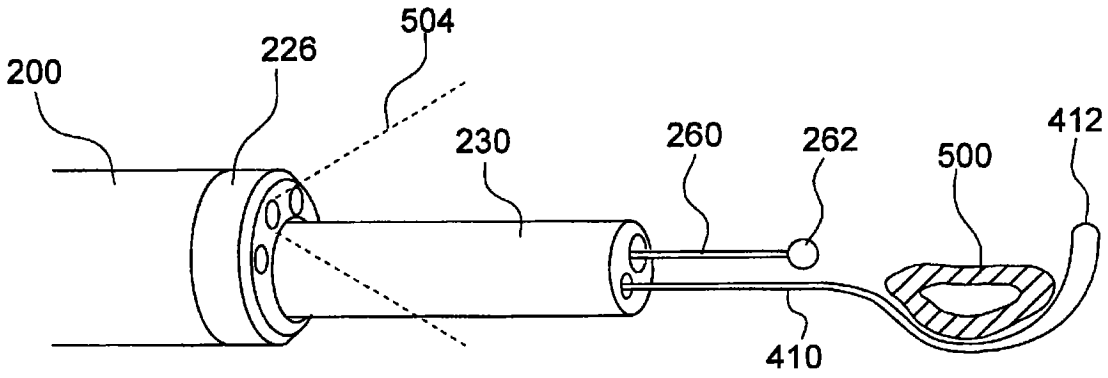

200
226
504
230
260
262
500
412
410

图 29

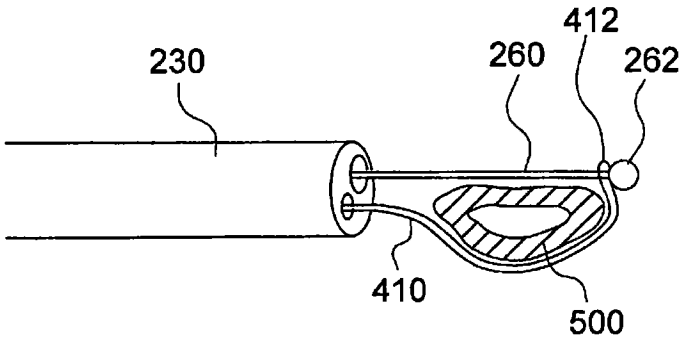

230
260
412
262
410
500

图 30

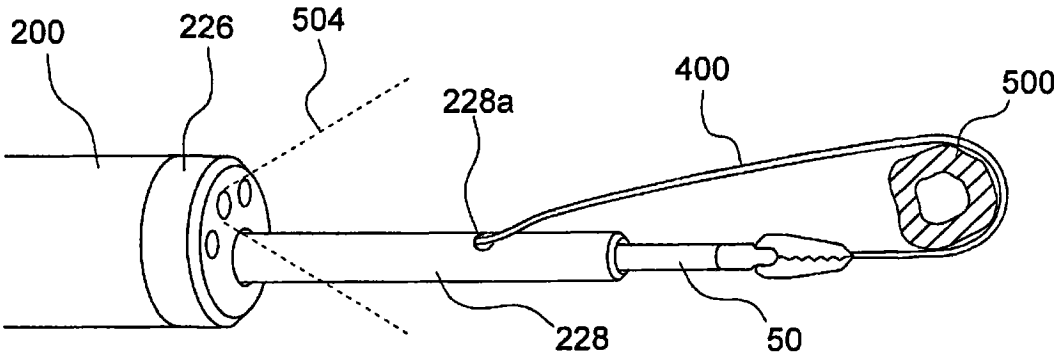

200
226
504
228a
400
500
228
50

图 31

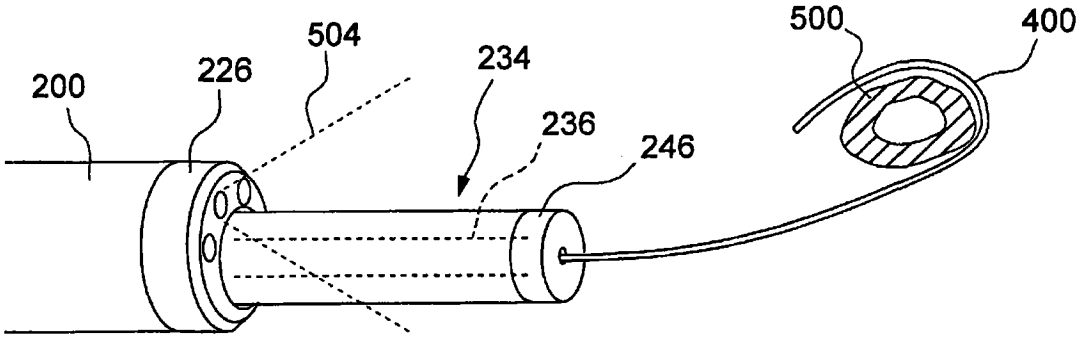

504
500
400
200
226
234
236
246

图 32

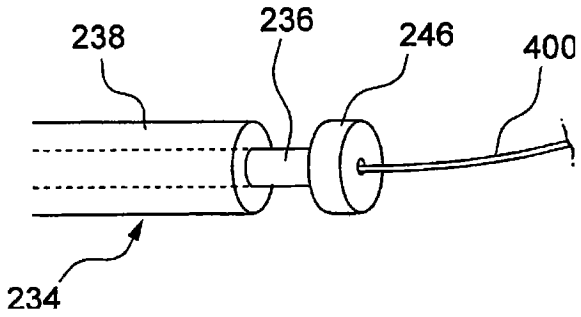

238
236
246
400
234

图 33

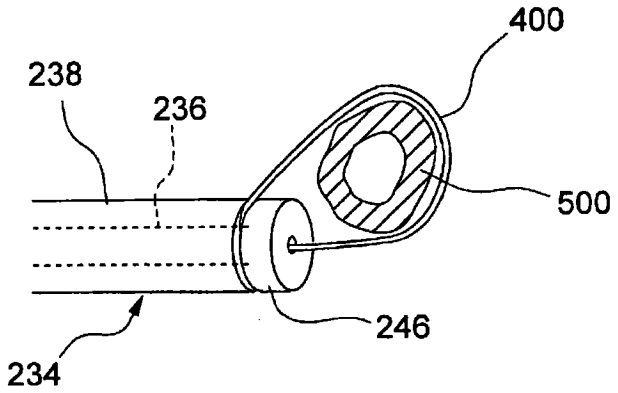

400
238
236
500
246
234

图 34

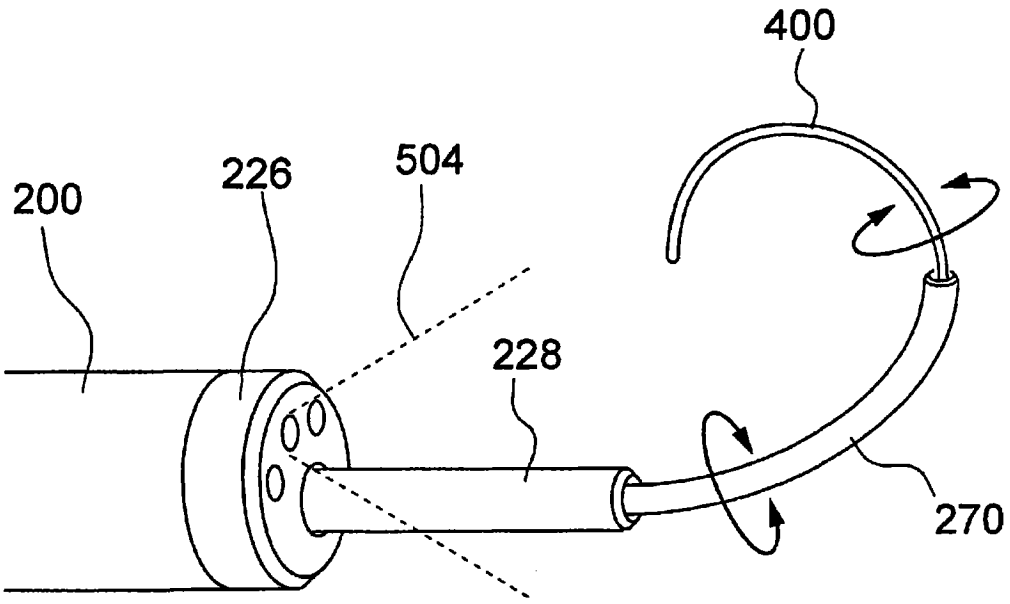

400
200
226
504
228
270

图 35

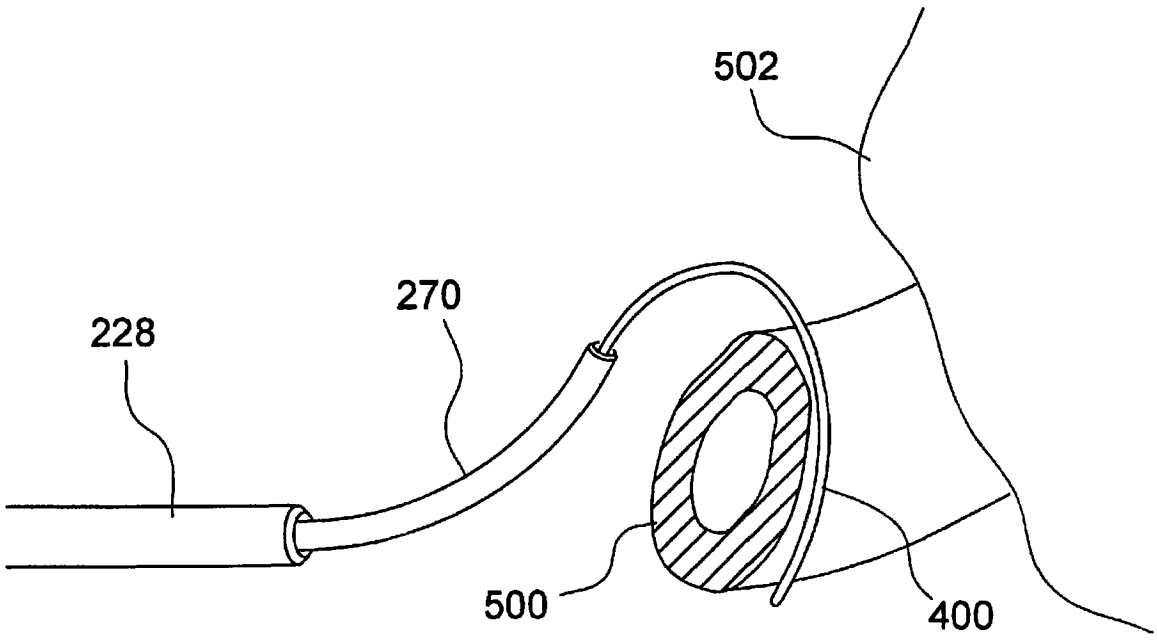


图 36

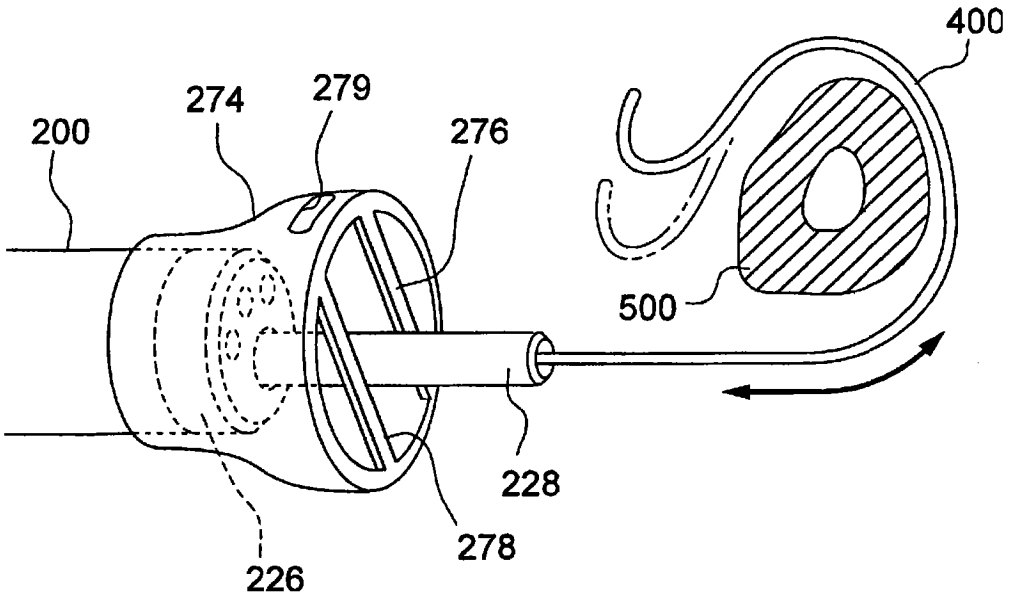


图 37

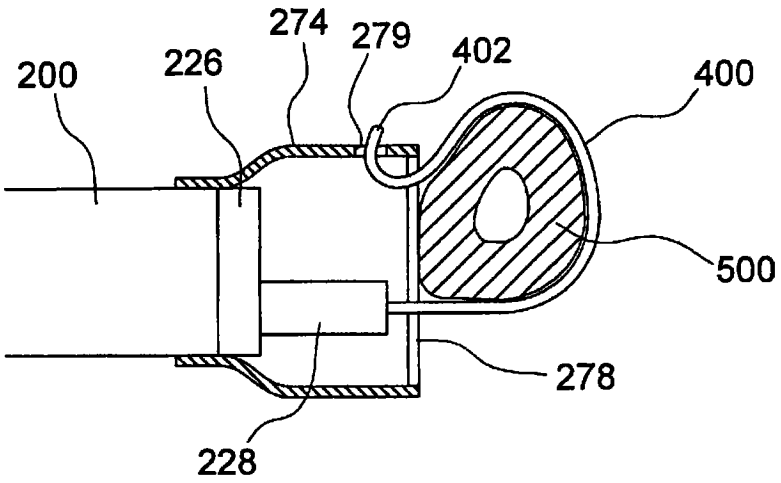

200
226
274
279
402
400
500
278
228

图 38

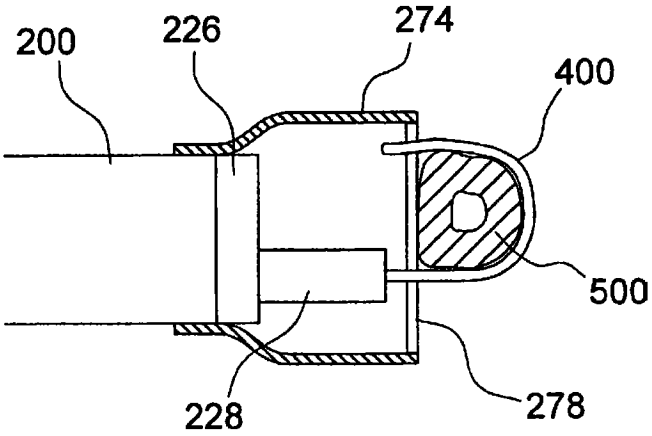

200
226
274
400
500
278
228

图 39

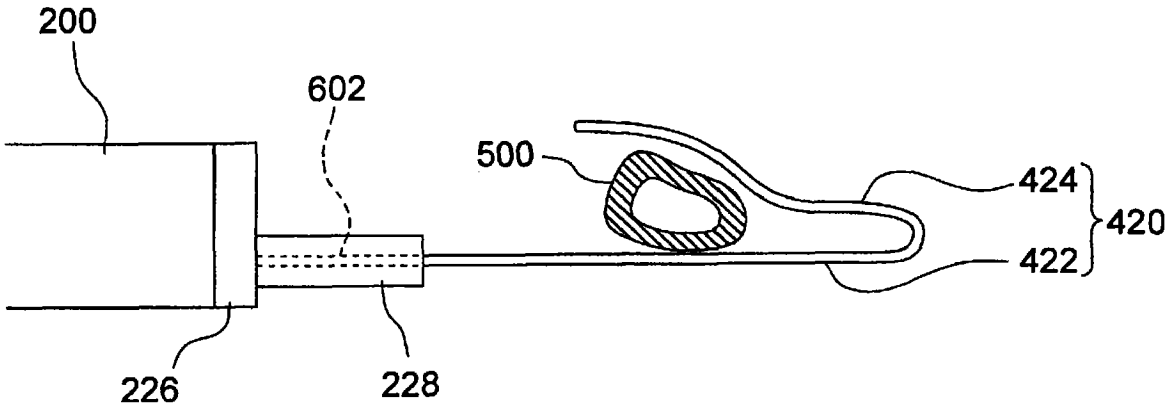

200
602
500
424
420
422
226
228

图 40

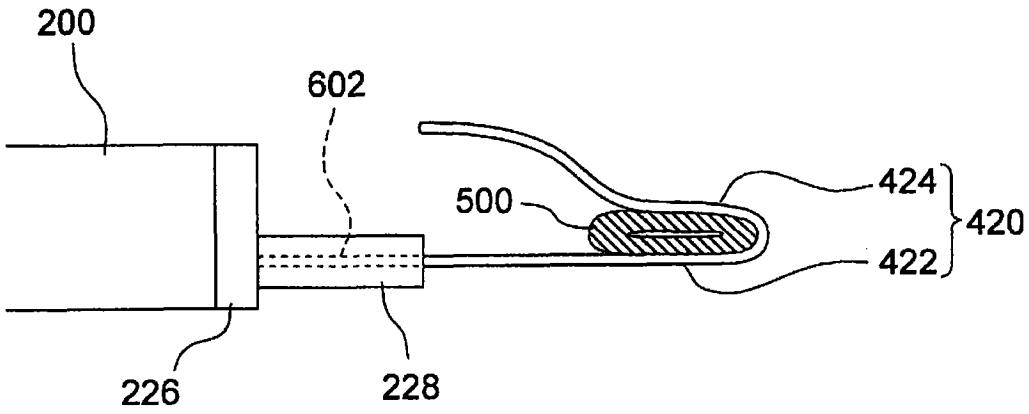


图 41

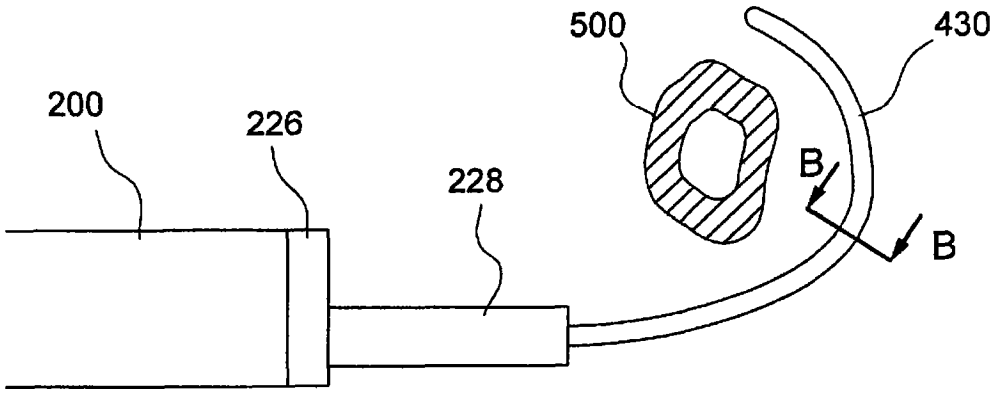


图 42

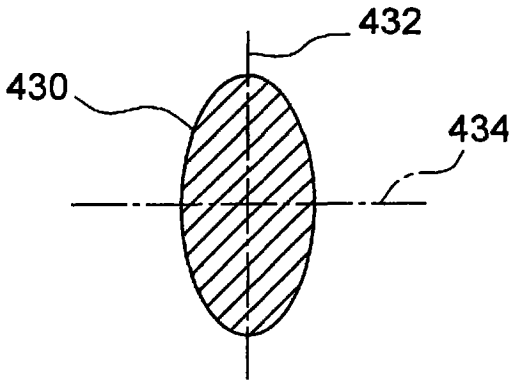


图 43

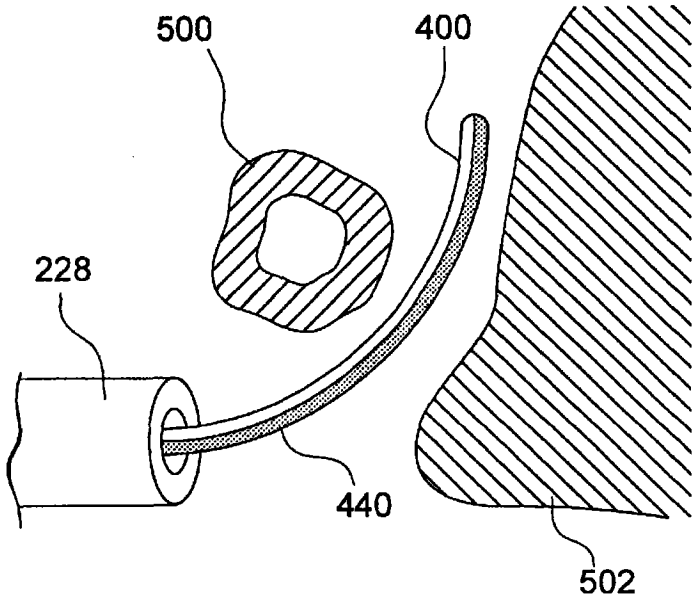


图 44

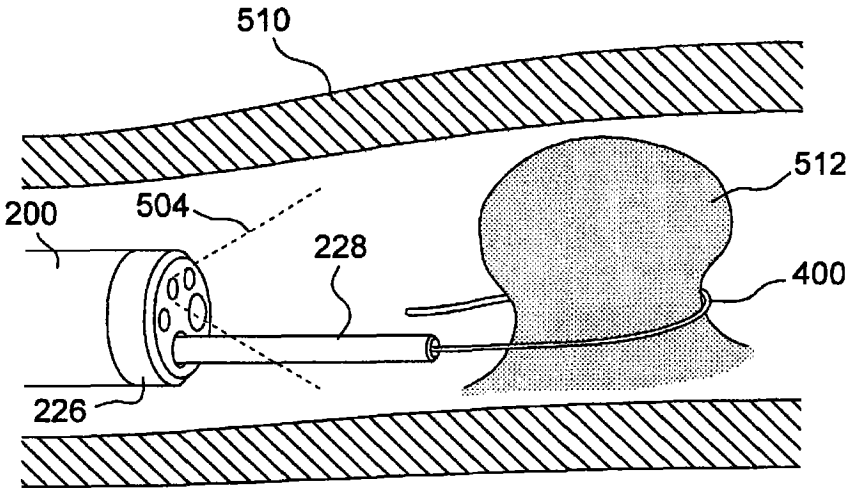


图 45

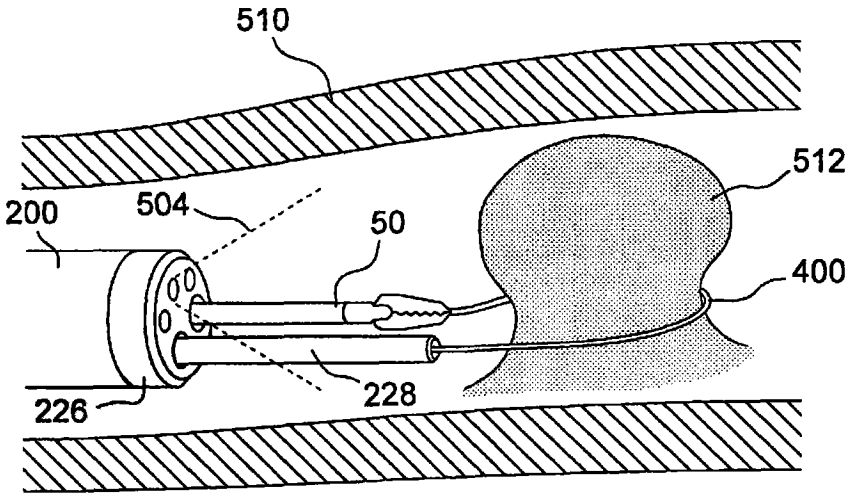


图 46

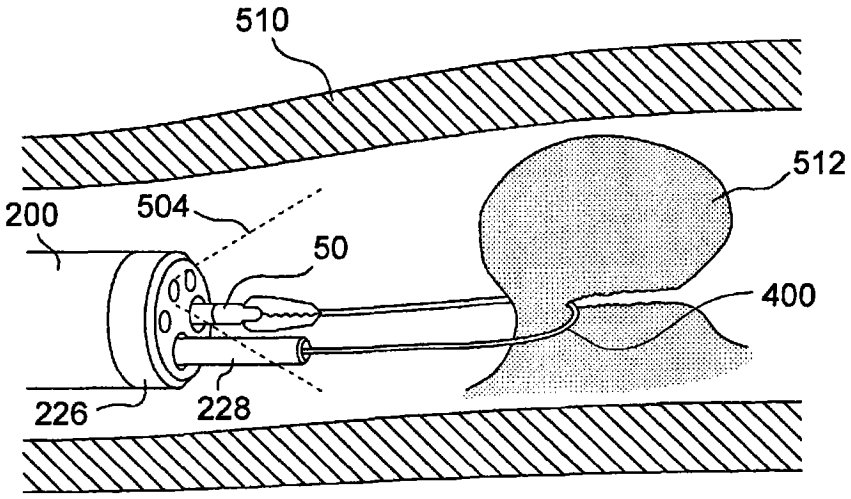
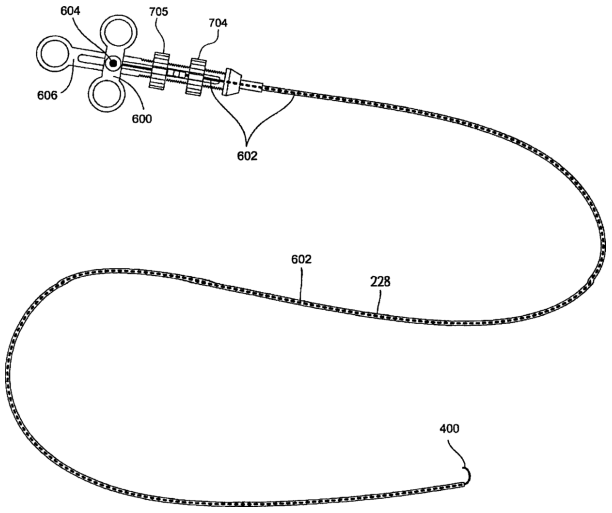


图 47

专利名称(译)	内窥镜用处理器具		
公开(公告)号	CN101394805B	公开(公告)日	2012-12-12
申请号	CN200780007959.6	申请日	2007-03-08
[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	大卫E巴罗 梶国英 铃木孝之 佐藤雅俊 林宪介 三日市高康 盐野润二		
发明人	大卫·E巴罗 梶国英 铃木孝之 佐藤雅俊 林宪介 三日市高康 盐野润二		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B2018/00601 A61B18/1492 A61B2018/1422 A61B2018/00559 A61B2018/144 A61B2018/141		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	李玉菲		
优先权	60/781350 2006-03-09 US		
其他公开文献	CN101394805A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用处理器具，该内窥镜用处理器具从导管可伸出和缩回地突出，使用于切断生物体组织，其具有：控制线，其被插入到上述导管中；以及切断电极，其被预先赋予弯曲形状，并被设置在上述控制线的远位端。上述切断电极在被拉入到上述导管中的状态下发生弹性变形，而仿照上述导管的形状。


604
705
704
606
600
602
602
228
400