

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103329347 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 25

(21) 申请号 201280005140. 7

代理人 余刚 李静

(22) 申请日 2012. 01. 09

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

H01Q 1/38 (2006. 01)

1100444. 7 2011. 01. 11 GB

H01Q 13/08 (2006. 01)

A61B 18/18 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 07. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2012/050034 2012. 01. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02012/095653 EN 2012. 07. 19

(71) 申请人 克里奥医药有限公司

地址 英国萨默塞特

(72) 发明人 克里斯托弗·保罗·汉考克

马丁·温福德·布顿

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

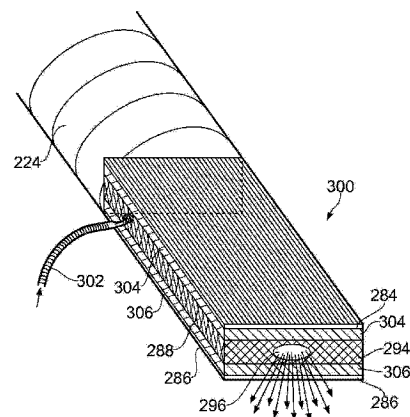
权利要求书2页 说明书20页 附图11页

(54) 发明名称

利用双射频和微波电磁能量的电手术器械

(57) 摘要

用于将射频(RF)电磁(EM)能量和微波频率电磁能量从同轴馈送缆线(406)经过器械端头传输到组织中的电手术器械(402)。器械端头包括分隔第一和第二导电元件的电介质主体(416),该第一和第二导电元件充当激活和返回电极以通过传导传输射频电磁辐射,并且充当天线以辐射微波电磁辐射。所述器械还具有合并至它的端头中(例如在安装在端头的下侧上的额外的电介质元件(422)中)以用于输送流体的流体供给装置(424)。被输送的流体可以用以协助处理的气体等离子体或者用以在处理之前使组织区域鼓起的液体。所述器械可以装配在内窥镜中。



1. 一种电手术切除器械,用于将具有第一频率的射频(RF)电磁(EM)能量以及具有高于所述第一频率的第二频率的微波电磁能量施加至生物组织,所述器械包括:

器械端头,所述器械端头包括第一电介质材料制成的主体,所述第一电介质材料分隔第一导电元件和第二导电元件;

同轴馈送缆线,所述同轴馈送缆线包括内导体、与所述内导体同轴的外导体、以及分隔所述外导体与所述内导体的第二电介质材料,所述同轴馈送缆线用于同时地或者分别地传输具有所述第一频率的射频信号和具有所述第二频率的微波信号;以及

流体供给导管,所述流体供给导管用于将流体传输至所述器械端头;

其中,所述内导体电连接至所述第一导电元件,并且所述外导体电连接至所述第二导电元件,以使所述器械端头能够接收所述射频信号和所述微波信号,以及

其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件被布置为:

作为激活和返回电极,以传输对应于所述射频信号的射频电磁辐射,以及

作为天线,以辐射对应于所述微波信号的微波电磁辐射。

2. 根据权利要求1所述的器械,其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件这两者都延伸至所述第一电介质材料的一个或者两个边缘。

3. 根据权利要求1或2所述的器械,其中,所述第一电介质材料的远端是圆的。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的器械,其中,所述流体供给导管被布置为将液体(例如,盐水)输送至所述器械端头,所述流体供给导管具有在所述器械端头的远端处的用于将所述液体导引至所述生物组织的出口。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的器械,包括安装在所述器械端头主体的下侧上的第三电介质材料,所述第三电介质构件沿着其长度朝向所述器械端头向上弯曲。

6. 根据权利要求5所述的器械,其中,所述第三电介质材料包括用于接纳所述流体供给导管的纵向通道。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的器械,其中,所述流体供给导管包括末端区段,所述末端区段能够沿纵向方向相对于所述器械端头主体在延伸位置与收缩位置之间运动,在所述延伸位置中,所述出口位于所述器械的远端末端处,在所述收缩位置中,所述出口从所述器械的远端末端回退。

8. 根据权利要求7所述的器械,其中,所述末端区段包括针。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的器械,包括用于将所述液体流动导管和所述同轴缆线一起输送至所述器械端头主体的共同承载管,其中所述共同承载管具有小于2.5毫米的外部直径。

10. 根据权利要求9所述的器械,其中,所述共同承载管包括用于接收所述同轴缆线的第一纵向孔和用于接收所述液体流动导管的第二纵向孔。

11. 根据权利要求9所述的器械,包括旋转旋钮,所述旋转旋钮固定至所述共同承载管,以用于使所述共同承载管在内窥镜的所述器械通道内旋转。

12. 根据权利要求1所述的器械,其中,所述流体供给导管被布置为将气体输送至在所述器械端头中的位于所述第一导电元件与所述第二导电元件之间的等离子体生成区域,并且其中,所述第一导电元件和所述第二导电元件被构造为从所接收的射频信号和/或微波信号产生电场,所述电场能够将所述气体离子化以产生热等离子体或者非热等离子体。

13. 根据权利要求 12 所述的器械,其中,所述等离子体生成区域:

被包围在所述器械端头内,所述等离子体用来提供用于所述射频信号的局部返回路径以帮助切割所述生物组织,或者

包括用于允许非热等离子体或者热等离子体被输送至所述生物组织的出口。

14. 根据权利要求 1 所述的器械,其中,所述器械端头包括平面传输线元件,其中第一电介质材料的所述主体是基本上平面的元件,所述第一导电元件是在所述平面元件的第一表面上的第一导电层,并且所述第二导电元件是在所述平面元件的与所述第一表面相对的第二表面上的第二导电层。

15. 根据权利要求 14 所述的器械,其中,所述同轴馈送缆线和流体供给导管具有小于 2.5 毫米的组合直径,并且所述器械端头延伸到所述同轴馈送缆线之外 12 毫米或者更小,且所述器械端头具有 2.0 毫米或更小的宽度以及 0.5 毫米或更小的厚度。

利用双射频和微波电磁能量的电手术器械

技术领域

[0001] 本发明涉及用于随利用射频和微波频率能量处理组织的电手术装置一起使用的器械。具体地,本发明涉及能够发射用于切割组织的射频能量和用于止血(即,通过促进血液凝固而封闭破裂的血管)的微波频率能量的电手术器械。

背景技术

[0002] 手术切除是去除与在人或者动物体内的器官(比如肝或者脾或者肠)关联的不需要的组织部分的手段。当组织被切割(分开或者横切)时,被称为微动脉的小血管损伤或者破裂。初始出血之后随后是凝血级联(coagulation cascade),其中血液转变成凝块以试图堵塞出血点。在手术的期间,对于病人而言失去尽可能少的血是理想的,因此各种装置已经被研制出以试图提供无血切割。

[0003] 例如,Hemostatix®热手术刀系统(<http://www.hemostatix.com>)将锋利的刀片和止血系统相结合。刀片用塑料材料涂敷并且连接到加热单元,该加热单元精确地控制刀片的温度。意图是当组织被切割时使加热了的刀片烧灼该组织。

[0004] 切割并且同时阻止流血的其他已知的装置不使用刀片。一些装置使用射频(RF)能量来切割组织和/或使组织凝固。其他的装置(通常所说的谐波手术刀(harmonic scalpels))使用快速振动的端头来切割组织。

[0005] 使用射频能量切割的方法使用以下原理工作,该原理即,当电流经过组织基质(借助于细胞中的离子含量)时,对穿过组织的电子流的阻抗产生热量。当纯正弦波被施加到组织基质上时,在细胞内产生足够的热量以蒸发组织的含水量。因此,细胞的内部压力具有巨大的上升,其不能被细胞膜控制,从而导致细胞破裂。当这在宽广的区域上发生时,可以看到组织已经被横切。

[0006] 射频凝固通过施加较低效率的波形到组织来操作,由此细胞内含物被加热到大约65°C而不是被蒸发。这通过脱水作用而使组织变干并且还使在脉管的壁中的蛋白质和构成细胞壁的胶原蛋白变性。使蛋白质变性充当对于凝血级联的刺激物,因此凝结被增强。同时壁中的胶原蛋白从杆状分子变性成螺旋状,其导致脉管收缩且尺寸减小,从而为凝块提供了锚定点以及更小的需堵塞区域。

[0007] W02008/044000 披露了适于同时切割和封闭高血管化组织(比如肝或者脾)的手术切除装置。该装置包括耦接到手术器械的微波辐射源,该手术器械具有与用于切割生物组织的刀片关联的天线,其中该天线被布置为可控制地将微波能量从源输送到刀片切割穿过组织的区域中。微波能量可以使血液凝固以有效地封闭在切割区域处的血流。W02008/044000 建议使用高微波频率(例如,10GHz 或者更高),由于通过辐射产生的能量具有有限的穿透深度以及能够实现小的锋利刀片结构以有效地将能量辐射进入组织中以封闭血流(这通过能够沿着刀片的长度产生均匀的场而同时能够切割穿过组织以去除患病或者癌性组织的部分来实现),该高微波频率的使用提供了优于已知较低微波频率系统和射频(RF)系统的使用的特别优点。

[0008] US6, 582, 427 披露了被布置为产生射频能量(典型地具有 1MHz 的频率)和微波能量(典型地具有 2.45GHz 的频率)这两者的电手术系统,以用于在切割模式中或者凝固模式中选择性地操作。

发明内容

[0009] 本公开描述了在本申请人于 2009 年 7 月 20 日提交的较早英国专利申请第 0912576.6 号中提出的概念的改良,该专利申请在下文中参考图 1 和 2 简要地描述。

[0010] 所述改良可以被表示为本发明的两个方面。最一般地,本发明的第一方面提供了一种能够将射频(RF)电磁(EM)能量和微波频率电磁能量这两者输送到组织中的电手术器械,其中流体供给被合并进器械端头中以允许到其的流体(例如,气体或者液体)的输送。气体或者液体可以被输送出器械之外,例如,作为气体等离子体以协助处理或者作为液体以在处理之前“鼓起”组织区域,例如以升起位于肠壁上的息肉以协助息肉的去除而不会导致对肠壁的损伤。器械可以通过内窥镜到达处理部位,由此流体也可以用于冲洗处理部位(例如,肠),例如以便从被容纳在内窥镜内的观察仪器(摄像机或者透镜)去除碎屑。流体可以与射频和微波频率电磁辐射同时地或者分别地输送。

[0011] 因此,根据第一方面,可以提供用于将具有第一频率的射频(RF)电磁(EM)能量和具有高于第一频率的第二频率的微波电磁能量施加到生物组织的电手术切除器械,该器械包括:器械端头,其包括由第一电介质材料制成的主体,所述主体将第一导电元件与第二导电元件分隔;同轴馈送缆线,包括内导体、与内导体同轴的外导体、以及将外导体与内导体分隔的第二电介质材料,所述同轴馈送缆线用于同时地或者分别地传送具有第一频率射频信号和具有第二频率的微波信号;以及流体供给导管,用于将流体输送到器械端头;其中内导体被电连接到第一导电元件并且外导体被电连接到第二导电元件,以使器械端头能够接收射频信号和微波信号,并且其中第一和第二导电元件被布置成:作为激活和返回电极以通过传导传送对应于射频信号的射频电磁辐射,并且作为天线以辐射对应于被接收的微波信号的微波电磁辐射。

[0012] 所述器械可以被构造为提供用于射频能量的局部返回路径,即,用于要在第一和第二导电元件之间传输的射频能量的低阻抗路径。例如,分隔所述导电元件的第一电介质材料可以提供局部返回路径,或者,如下文中解释的,气体可以被输送到器械端头以允许等离子体在导电元件附近产生,以提供局部低阻抗返回路径。如果第一电介质材料具有高介电常数(例如,大于空气的介电常数)并且其中在器械端头的边缘处通过第一电介质材料导致的第一和第二导电元件的间隔是较小的(即,小于 1 毫米),则射频组织切割可以在器械端头的边缘处产生。这个布置可以提供用于电流流动的必需的优先返回路径。

[0013] 所述器械可以适于随电手术切除装置一起使用,以便在局部麻醉的情况下执行开放和开颅或者腹腔镜检查手术,所述手术目前在开放的环境中在全身麻醉的情况下执行。

[0014] 流体供给导管可以被布置为将液体(例如,盐水)输送到器械端头,流体供给导管具有用于导引液体进入生物组织中的在器械端头的远端处的出口。注入流体(盐水或类似物)以鼓起生物组织在器械将处理肠壁的情况下可以是特别有用的。以这种方式鼓起组织可以帮助减小肠穿孔的风险。能够在输送射频和/或微波能量时使用相同的器械输送流体是有利的,因为在单独的器械被引入区域中的情况下或者在处理的期间,可能发生收缩(例

如,由于流体渗出)。使用相同的处理结构引入流体的能力能够在一旦收缩发生时就使水平位置到顶(top up)。而且,使用单个器械来执行脱水或解剖以及引入流体还减小了用以执行整个息肉去除手术所花的时间、减小了导致对病人的伤害的风险并且也减小了感染的风险。更通常地,注入流体可以用于冲洗处理区域,例如,以去除废物或者所移除的组织以便在处理时提供更好的可见性。如上文中提到的一样,在内窥镜检查过程中这可以是特别有用的。

[0015] 器械端头主体的下侧可以具有在宽度上为凸出的或者弯曲的轮廓,并且可以沿着长度稍微地向上弯曲以减小器械戳进肠壁并且导致肠穿孔的风险。所述器械可以包括在与第一电介质材料相对的侧上附接(例如,粘合)到第二导电元件的第三电介质材料(例如,陶瓷)。第三电介质材料可以被成形(例如,被模制)以形成弯曲的下侧。

[0016] 流体供给导管可以以刚性管或者针(例如皮下针)终止(例如,在它的远端处),所述刚性管或者针可以具有比流体供给导管的其余部分小的直径。刚性管或者针优选地包括适于刺穿生物组织的尖锐的远端部分。流体供给导管可以被安装在器械的下侧上,例如,与第一和第二导电元件分离地安装。例如,流体供给导管可以被安装在第三电介质材料中或者上,由此流体可以被从器械的弯曲区段引入。这个装置结构对于位于肠壁上的固着息肉的去除可以是特别有用的。用于构建弯曲区段并且容置针或者管的材料不需要是像用于传播微波和射频场的材料一样的低损耗微波材料,因为它不涉及电磁场的传播。适合的材料是:陶瓷、不会粘附到肠(或者其他生物组织)的壁的生物相容塑料或者类似材料。所述材料应该被布置为允许装置沿其宽度和其长度都弯曲。可以优选的是,大约在半途(例如沿着长度4毫米或者5毫米)处开始弯曲,以使近端(在该处射频和/或微波辐射被馈送进器械端头主体中)是平坦的并且远端被提升。这个配置进一步地减小了在息肉去除手术的期间装置导致肠穿孔的风险。

[0017] 在一个实施例中,流体供给导管可以相对于器械端头主体纵向地可运动,例如以从器械端头突出或者收缩进器械端头中。流体供给导管的突出部分可以包括上文中提到的刚性管或者针。

[0018] 同轴馈送缆线和流体供给导管可以在共同承载管中被运送到器械端头主体。共同承载管可以包括管状主体,该管状主体的尺寸被设定为用以装配在内窥镜的器械通道中,该管状主体具有形成于其中的用于分别接收同轴馈送缆线和流体供给导管的一对纵向延伸的孔。

[0019] 流体供给导管的近端可以以连接器终止,该连接器允许所述近端被附接到用于存储和导引液体进入管道中的注射器。注射器可以位于用于操纵或者控制内窥镜的运动的控制装置附近。

[0020] 可替换地或者附加地,流体供给导管可以被布置为将气体输送进入在器械端头中位于第一和第二导电元件之间的等离子体生成区域中,并且其中第一和第二导电元件被配置为从所接收的射频信号和/或微波信号产生电场,该电场能够将气体离子化以生成热等离子体或者非热等离子体。气体可以是空气或者适合的惰性气体(例如,氩气)或者气体的混合物。等离子体生成区域可以被包围在器械端头内,其中等离子体用于提供用于射频信号的局部返回路径以帮助切割生物组织。

[0021] 等离子体可以通过在第一和第二导电元件之间建立导电等离子体来协助提供用

于射频电流的优先返回路径,和 / 或用以生成并发射热等离子体以协助切割和 / 或封闭和 / 或凝固组织的表面,即,以与氩气束凝固类似的方式。

[0022] 对于具有小的直径(例如,2.5 毫米或者更小)以及长的长度(例如,1 米或者更长)的器械,热等离子体和 / 或非热等离子体可以通过微波频率电磁能量引起。这优选地是因为,撞击出和维持等离子体的能力不受缆线的电容和在生成器端部处产生非常高的电压的需要的限制,这些对于射频生成的等离子体可能是必需的。微波缆线提供了固定的阻抗环境,并且使用四分之一(quarter)波结构(变换器)倍增场的能力意味着一致的等离子体可以利用相对低水平的微波功率形成。

[0023] 可替换地,等离子体生成区域可以包括用于允许非热或者热等离子体被输送到生物组织的出口。非热等离子体可以用于消毒组织,其在与出现的 NOTES 技术有关的应用中可能是特别受关注的,其中所述非热等离子体能够有利地用来消毒一定范围的自然孔口。热等离子体可以用于执行表面凝固 / 消融或者组织切割。

[0024] 等离子体可以使用微波频率能量、被输送到器械端头的射频电磁能量、或者二者的组合生成。在一个实施例中,射频电磁能量的脉冲可以用于撞击出等离子体,等离子体随后通过微波频率能量维持。用于在电手术器械中产生等离子体的技术被披露在 W02009/060213 中,其通过引证方式结合于此。

[0025] 器械端头可以具有在这里描述的四种结构中的任意一种:

[0026] - 单一主体(即,单件的金属化电介质材料,例如,陶瓷或类似物),适于用在开放手术和开颅(腹腔镜检查)手术中;

[0027] - 同轴结构,在其中第一导电元件是内导体,第二导电元件是与所述内导体同轴并且通过第一电介质材料的主体与所述内导体分隔的外导体;以及

[0028] - 平行板结构(即,平面传输线元件),在其中第一电介质材料的主体是基本上平面的元件,第一导电元件是在所述平面元件的第一表面上的第一导电层,以及第二导电元件是在所述平面元件的与第一表面相对的第二表面上的第二导电层。

[0029] 单一主体可以具有与处理目标区域相符或者用以执行期望的功能的形状。例如,器械端头可以弯曲以沿循肠的壁,或者可以是钩状的以有利于组织去除。这些概念在下文中相对于本发明的第二方面来讨论。

[0030] 在使用上文中提到的同轴结构的情况下,流体供给导管可以包括被结合在同轴供给缆线和同轴结构中的中空通道。例如,气体可以被沿着中空内导体、或者在内导体和外导体之间被引入器械端头中。

[0031] 在使用上文中提到的平面传输线元件的情况下,流体供给导管可以被布置为在第一和第二导电层(其可以被成形为两个独立的板)之间引入气体以产生非热或者热等离子体,所述非热或者热等离子体可用来提供用于射频电流的返回路径、或者用来消毒组织、或者用来切割组织。平面传输线元件可以包括具有高介电常数的电介质材料区域和第二开口区域这两者,所述电介质材料区域用以提供局部返回路径,所述第二开口区域可以用气体填充以使得能够产生用以消毒组织的非热等离子体或者用于执行组织切割或者表面凝固的热等离子体。这个布置还可以利用被插入在两个导电层或者板(激活和返回导体)之间的具有高相对电容率(或者介电常数)的材料。高电容率材料增加了结构的电容,这随之以线性方式减小了结构的阻抗,因此帮助保证用于射频电流的优先返回路径被建立在或者存在

于两个板之间。

[0032] 当等离子体被去除时,结构看上去像平行板传输线,其中利用空气将两个板分隔开。这个布置可以用于沿着所述结构的边缘中的一个或者多个和/或穿过被包含在一个或者多个表面内的单个或者多个狭槽或者孔来有效地辐射微波能量。没有等离子体的平行板结构还可以用于建立对于射频切割和微波凝固所必需的条件,即,在射频情况下,所述结构可以被模制为平行板电容器,且具有被夹在两个板之间的电介质材料,该两个板具有沿着刀片的长度到达边缘并且在端部处被往回切削的金属化层,并且在微波频率情况下,所述结构可以被模制为分布式元件传输线结构,其能够从一个或者两个长边缘和/或从远端辐射微波能量。

[0033] 当各自的金属化层正好到达电介质材料的边缘(即,没有电介质材料被暴露在表面上并且仅仅金属可以被看见)时,在电介质材料的两侧上具有金属化层的平行板结构可以用来最有效的方式有效地执行射频组织切割。电介质也可以被暴露以使微波消融或者凝固可以沿着所述边缘或者在结构的端部处执行。

[0034] 可能优选的是,在所述结构的远端处去除少量的金属,即,从端部起 0.5 毫米到 1 毫米,以防止装置在端部处切割进组织,如果这种切割是不期望的话(但是本发明并不非要限制于在器械端头的远端处不切割的装置)。然而,可以在刀片的端部处输送用于凝固的微波能量但没有用于切割的射频能量的结构对于与肠手术有关的应用(即对于固着息肉的去除)是优选的,因为这个布置减小了肠穿孔的风险。

[0035] 在一个实施例中,平行板结构可以被如下一样构造:

[0036] (i) 第一电介质材料包括具有 1.5 毫米至 2 毫米的宽度、6 毫米至 12 毫米的长度的块;

[0037] (ii) 第一和第二导电元件包括在第一电介质材料的相对表面上的金属化层,其沿着刀片的长度延伸到在电介质的两侧上的边缘,具有金属化层的块的总厚度是 0.3 毫米至 0.5 毫米;

[0038] (iii) 在第一电介质材料的近端处、在形成第一导电元件的金属化物中具有 0.5 毫米的间隙,以用于匹配并且用以防止激活导体被短路;

[0039] (iv) 在第一电介质材料的远端处、在形成第一和第二导电元件的金属化物中具有 0.2 毫米至 1 毫米的间隙,用以防止结构切割组织;以及

[0040] (v) 在第一电介质材料的远端部的转角上具有大约 0.2 毫米的小倒圆,以防止由于尖锐边缘牵绊在内壁上而导致所述结构粘附在内窥镜的器械通道的内部。

[0041] 在装置用于发射等离子体的情况下,一个狭槽或者多个狭槽可以被设置以允许热气体从结构逸出以产生期望的组织切割效应。非热等离子体也可以从所述狭槽辐射出以使同一个装置能用于消毒组织或者杀灭位于施加器附近的组织表面之内或者之上(即,位于自然孔口内或者例如肝的器官的表面上)的细菌。

[0042] 器械端头可以包括并联布置的多个平面传输线元件,该多个平面传输线元件通过平衡功率分配器装置从同轴馈送缆线接收射频信号和微波信号。平衡功率分配器可以保证射频和微波信号同相地被多个传输线元件接收,以使总的发射能量均匀。

[0043] 器械端头可以包括连接在同轴馈送缆线和多个平面传输线元件之间的四分之一波长变换器(即,具有的电长度等于在工作频率处的波长的四分之一的奇数倍的连接),

以将同轴馈送缆线与多个平面传输线元件阻抗性匹配。

[0044] 同轴馈送缆线和流体供给导管具有小于 2.5 毫米的组合直径,并且器械端头可以延伸超出同轴馈送缆线 8 毫米或者更小(优选地为 5 毫米或者更小)并且可以具有 1.8 毫米或者更小(优选地 1.5 毫米或者更小)的宽度以及 0.5 毫米或者更小(优选地 0.3 毫米)的厚度。

[0045] 可以注意到的是,本发明不被限制于在端部处仅辐射用以凝固组织的微波能量。在特定的临床应用中,在端部处辐射射频能量和微波能量这两者可能是期望的,或者仅辐射射频能量可能是期望的。同样的情况也适用于两个长边缘和两个端面。

[0046] 根据第一方面的器械因此能够适应下列输入:射频电磁能量、微波频率电磁能量、和流体(气体或者液体)。所述器械可以被配置为产生下列临床输出中的任何一个或者多个:

[0047] - 单独的射频电磁能量,用以切割生物组织或者执行表面消融/凝固;

[0048] - 射频电磁能量连同非热或者热等离子体(由射频电磁能量和/或微波频率能量产生),用以切割生物组织(其中等离子体用于形成用于射频电磁能量的返回路径并且射频电磁能量本身用于使细胞破裂);

[0049] - 热等离子体,其由射频电磁能量和/或微波频率能量产生的,用以切割生物组织;

[0050] - 非热等离子体,其由射频电磁能量和/或微波频率能量产生,用以消毒组织;以及

[0051] - 单独的微波能量,用以封闭/凝固或者消融生物组织。

[0052] 如果气体等离子体被建立在器械的激活和返回电极(第一和第二导电元件)之间,则所述气体等离子体能够在执行射频切割和微波封闭/凝固之间切换。

[0053] 第一和第二导电元件可以形成双极发射结构。所述双极发射结构可以包括在器械端头中的平衡-不平衡变换器以防止表层电流(sheath current)并且保证微波频率电磁场被沿向外的方向辐射。平衡-不平衡变换器可以是在远端部处电连接(例如,焊接)到第二导体以形成短路的简单第三导体。通过使平衡-不平衡变换器为四分之一波长那么长(在工作微波频率处),短路状态将被变换到断路状态以防止沿着缆线的电流流动。可以在器械中设置多个平衡-不平衡变换器,以便当器械被插入进组织中时增大回程损耗(return loss)。例如,一个平衡-不平衡变换器可以将回程损耗从 15dB 增大到 25dB,两个平衡-不平衡变换器可以将回程损耗增大到 40dB 并且三个平衡-不平衡变换器可以将回程损耗增大到 60dB,即,从器械发出的能量的百万分之一沿着缆线被反射回。

[0054] 最一般地,本发明的第二方面提供了具有平面器械端头的电手术器械,该平面器械端头能够通过器械端头上的一对导电元件的适当构造以指定方式将射频(RF)电磁(EM)能量和微波频率电磁能量这两者输送至组织中。特别地,本发明的这个方面允许在除了平面器械端头的侧边缘(其被指定为切割边缘)之外区域禁止射频电磁能量的输送。本发明基于发明人的以下认识:将射频能量输送至组织中的能力取决于金属化物到所述结构的边缘的距离。在特定的过程中,可以优选的是,禁止沿着一个或者两个边缘的射频切割,但是从远端输送射频能量。

[0055] 因此,根据本发明的第二方面,可以提供用于将具有第一频率的射频(RF)电磁

(EM) 能量和具有高于第一频率的第二频率的微波电磁能量施加到生物组织的电手术切除器械, 该器械包括: 器械端头, 其包括由第一电介质材料制成的平面主体, 该第一电介质材料具有在第一表面上的第一导电层和在与第一表面相对的第二表面上的第二导电层; 同轴馈送缆线, 其包括内导体、与内导体同轴的外导体、以及分隔外导体与内导体的第二电介质材料, 所述同轴馈电缆线用于同时地或者分别地传输具有第一频率的射频信号和具有第二频率的微波信号; 并且其中, 内导体被电连接到第一导电层且外导体被电连接到第二导电层, 以使器械端头能接收射频信号和微波信号, 其中第一和第二导电层被布置为: 作为激活和返回电极以通过传导来传送对应于射频信号的射频电磁辐射, 以及作为天线以辐射对应于所接收的微波信号的微波电磁辐射, 并且其中, 除了射频切割部分之外的区域第一和第二导电层可以从平面主体的边缘后退, 所述射频切割部分沿着平面主体的边缘定位, 在该边缘处执行组织切割是期望的。

[0056] 本发明的这个方面利用了对于第一和第二频率处的信号而言所述器械将被射频信号和微波信号生成装置不同地“看见”的能力。在第一频率处, 器械端头可以被模制为平行板电容器。被射频信号建立在第一和第二导电层之间的电场可以基本上通过平面主体(第一电介质材料) 被包含, 这通过使第一和第二导电层的边缘从平面主体的侧边缘后退而实现。为了执行射频切割, 该电场延伸到平面主体外部是期望的。在本发明中, 可能做的是, 在被指定为射频切割部分的区域中将第一和第二导电层的边缘延伸直至平面主体的侧边缘。对于此可能是优选的是, 平面主体的侧部单个侧边缘; 第一和第二导电层可以从远端边缘以及与其射频切割部分相对的侧边缘后退。

[0057] 同时, 在第二频率处, 器械端头可以被模制为平行板传输线, 其具有代表将两个导电板分隔的电介质材料的平面主体。在这个情况下微波频率电磁能量的辐射图样取决于平面主体和微波馈送结构的整体形状。在这个特别的例子中, 在近端部处的处于同轴馈送线(中心导体) 和上部导电层之间的间隙在保证来自于源的微波能量在阻抗的方面与由组织呈现的负载阻抗匹配的方面扮演重要的角色。使用已知的模拟工具, 这可以被建模以控制微波频率电磁能量被从哪个边缘辐射。例如, 器械端头可以被构造成禁止微波电磁辐射从平面主体的远端边缘的辐射。

[0058] 平面主体的具有射频切割部分的侧边缘可以具有钩状的形状以帮助去除组织。该侧边缘也可以提供向后拉动组织以使外科医生能具有更大的控制水平的能力。钩状的形状可以包括基本上最接近地面向的组织接合部。钩状部可以包括光滑的曲线。射频切割部位位于比基本上最接近地面向的组织接合部离平面主体的远端更远的位置处, 即, 在钩状形状的内侧。

[0059] 所述器械可以包括用于将液体(例如, 盐水) 输送到器械端头的流体供给导管, 其中流体供给导管具有邻近平面主体的远端的出口以用于将液体导引入生物组织中。

[0060] 流体供给装置可以被整合到材料的附接到前述平面结构的下侧的弯曲或者凸出区段中。曲线的半径可以是这样的, 以使它帮助保证在手术期间所述装置不会刺穿肠壁, 即, 弯曲的形状防止所述装置戳进肠壁中从而使得可能产生穿孔。供给管道可以在弯曲区段的近端处(即靠近微波 / 射频能量输送缆线进入所述结构中的点) 以针结构终止, 该针结构可以具有小于 0.6 毫米(例如 0.4 毫米的外径)。针可以通过流体供给管道在近端处(在该处所述针可以被附接到用于引导流体进入管道中的注射器) 的运动或者通过使用一条或

者多条控制线而引入或者收缩。如在第一方面中那样,同轴供给缆线和流体供给导管可以在共同承载管中被传送到器械端头主体。共同承载管可以包括用于将控制线传送到器械端头主体的一个或者多个额外的孔。如上文中提到的一样,共同承载管的直径优选地小于 2.5 毫米以使它能装配至内窥镜的器械通道。

[0061] 流体供给导管可以包括形成在平面主体中的中空通道,并且出口可以是平面主体的远端中的孔。流体供给导管可以包括与同轴馈送缆线(其可以是具有 1.2 毫米的外导体直径的微波缆线(例如, Sucoform47)) 并排地延伸进入器械端头中并具有小于 1 毫米的外径的柔性管道。

[0062] 所述器械可以包括用于器械端头的可伸缩的罩,其中,当器械端头被覆盖时,所述器械充当用于侵入性地将流体导引进生物组织中的组织穿刺结构,并且当器械端头被暴露时,所述器械充当用于发射射频电磁辐射和 / 或微波电磁辐射的组织处理结构。所述罩可以类似锥体,其可以在器械端头上被推动(例如,通过与同轴缆线并排地延伸的导引线)。

[0063] 器械端头可以沿平面主体的侧边缘之间的方向弯曲。例如,所述器械端头可以具有勺状的形状。所述器械端头可以在底部面处弯曲(或者凸出)并且从所述结构的近端到远端向上弯曲。

[0064] 上文中提到的本发明的第一方面的特征还可以被应用到本发明的第二方面。

[0065] 在两个方面的改良中,器械端头可以在装置操作者的控制下可旋转。在一个实施例中,旋转可以通过使共同承载管在内窥镜的器械通道内转动而实现,例如使用适合的手柄或者控制旋钮。在另一个实施例中,器械端头主体可以被安装在可旋转板上,该可旋转板可以相对于共同承载管转动例如 $\pm 90^\circ$ 。在这个布置方式中,同轴馈送缆线和流体供给线缆可以是柔性的以适应在旋转期间第一电介质主体的运动。可旋转板可以通过一对控制线转动,该一对控制线中的每个操作与所述板接合的枢转杆。

[0066] 这里,第一频率可以是在 10kHz 到 300MHz 范围内的稳定不变的频率并且第二频率可以是在 300MHz 到 100GHz 范围内的稳定不变的频率。第一频率应该高到足以防止能量导致神经刺激,并且低到足以防止能量导致组织灭活(blanch, 漂洗)或者不需要的热余量或者对组织结构的损伤。用于第一能量源的优选的标定频率(spot frequency)包括 100kHz、250kHz、500kHz、1MHz 和 5MHz 中的任何一个或者多个。用于第二能量源的优选的标定频率包括 915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz 和 24GHz。

附图说明

[0067] 本发明的实施例在下文中参考附图被详细地讨论,附图中:

[0068] 图 1 是对于理解本发明可能是有用的器械的顶部立体视图;以及

[0069] 图 2 是在图 1 中示出的器械的底部立体视图;

[0070] 图 3 是根据本发明实施例的钝刀片电手术切除器械的示意图,该钝刀片电手术切除器械是适于执行开放手术过程;

[0071] 图 4A 是结合了多个如在图 1 和图 2 中示出的辐射刀片的电手术切除器械,该电手术切除器械是本发明的一个实施例;

[0072] 图 4B 是结合了多个如在图 1 和图 2 中示出的辐射刀片的电手术切除器械,该电手术切除器械是本发明的另一个实施例;

- [0073] 图 5 是为本发明一个实施例的电手术切除器械的腹腔镜方案的示意图；
- [0074] 图 6 是为本发明一个实施例的具有同轴结构的电手术切除器械的截面图；
- [0075] 图 7 是为本发明另一个实施例的具有同轴结构的电手术切除器械的截面图；
- [0076] 图 8 是为本发明一个实施例的打开的平行板电手术切除器械的示意图；
- [0077] 图 9 是在图 8 中示出的器械的器械端头的示意图；
- [0078] 图 10 是本发明一个实施例的闭合的平行板电手术切除器械的示意图；
- [0079] 图 11 是在图 10 中示出的器械的器械端头的后部示意图, 该示意图示出了气体和射频 / 微波能量供给以及器械端头中的层的相对厚度；
- [0080] 图 12 是穿过本发明一个实施例的电手术切除器械的示意性截面图, 该电手术切除器械适于在肠胃手术中使用；
- [0081] 图 13 是在图 12 中示出的器械的器械端头的示意性平面视图；
- [0082] 图 14 是穿过图 13 中示出的器械端头的钩状部的示意性的截面图；
- [0083] 图 15 是包括为本发明一个实施例的电手术器械的完整电手术组件的示意图；
- [0084] 图 16 是穿过图 15 中示出的电手术器械的示意性截面图；
- [0085] 图 17 是适于用于本发明的共同承载管的远端的示意性侧图；
- [0086] 图 18 是穿过适于用于本发明的第一共同承载管的示意性截面图；
- [0087] 图 19 是穿过适于用于本发明的第二共同承载管的示意性截面图；
- [0088] 图 20 是穿过用于运送流体供给导管和同轴馈送缆线的图 18 的共同承载管的示意性截面图；
- [0089] 图 21 是本发明一个实施例的电手术器械的示意性侧视图, 该电手术器械连接到共同承载管；
- [0090] 图 22 是用于在本发明实施例中的旋转体旋钮的侧部和端部视图；
- [0091] 图 23 是本发明一个实施例的可旋转电手术器械的示意性侧视图, 该可旋转电手术器械连接到共同承载管；
- [0092] 图 24 是说明在图 23 中示出的器械中使用的旋转机构的示意图 ; 以及
- [0093] 图 25 是穿过用于图 23 中示出的器械的共同承载管示意性截面图。

具体实施方式

[0094] 如上文中提到的一样, 本文中的披露内容涉及在申请人于 2009 年 7 月 20 日提交的较早的英国专利申请第 0912576.6 号中提出的概念的改良, 该专利申请通过引证方式结合于此。英国专利申请第 0912576.6 号描述了铲板 (spatula, 压板) 形式的电手术器械, 其包括用于承载的平面传输线, 所述微波能量由第一电介质材料的薄板形成, 该第一电介质材料的薄板在其相对的表面具有第一和第二导电层, 平面传输线被连接到布置为将微波能量输送到平面传输线的同轴缆线, 所述同轴缆线包括内导体、与内导体同轴的外导体、以及分隔外导体与内导体的第二电介质材料, 内导体和外导体在连接界面处延伸超过第二电介质, 以与传输线的相对表面重叠并且分别电接触第一导电层和第二导电层。第一导电层与邻接同轴缆线的传输线的端部间隔开以将外导体与第一导电层电隔离, 并且包括间隙的距离以将从微波源输送的能量的阻抗和生物组织的阻抗匹配, 并且第一和第二导电层的宽度也被选择为帮助在传输线和同轴缆线之间产生阻抗匹配。在英国专利申请第 0912576.6

中阐述的铲板结构在同轴供给线和端部辐射区段之间提供了理想的插入损耗,同时当分别与空气和生物组织接触时还对于铲板的边缘提供了理想的回程损耗性质。更详细地,沿着所述结构的插入损耗在感兴趣的频率处可以小于 0.2dB,并且回程损耗小于(更负于)-3dB,优选地小于 -10dB。这些性质还可以表明同轴缆线和传输线铲板结构之间的良好匹配的接合,由此微波功率被有效地发射进入铲板中。相似地,当铲板的边缘被暴露于空气或者不感兴趣的生物组织时,回程损耗可以基本上为零(即,非常少的功率被辐射进自由空间或者不期望的组织中),而当与期望的生物组织接触时,回程损耗可以小于(更负于)-3dB,优选地小于 -10dB(即,铲板中的功率的大部分被传输到组织中)。在英国专利申请第 0912576.6 号中讨论的器械旨在从平面传输线的边缘辐射微波能量以引起局部的组织消融或者凝固。

[0095] 但是,英国专利申请第 0912576.6 号还披露了在上文中讨论的铲板可以具有与其整合的射频切割部。射频切割部可以利用上文中提到的第一和第二导电层而形成,以作用于射频能量的激活和返回电极。这个布置可以利用这样的事实:激活和返回电极相互紧密接近,因此建立优先返回路径以使局部组织切割动作能进行而不需要远程返回垫或者存在于两个电极之间的高导电性液体(即盐水)。

[0096] 在这个实例中,射频切割部可以包括耦接到平面传输线的射频电压源、频率双信器/双工器单元(或者信号加法器),该频率双信器/双工器单元包括低通滤波器和高通滤波器,所述低通滤波器防止高频微波能量返回而进入较低频率射频能量源中,并且所述高通滤波器防止较低频率射频能量返回而进入较高频率微波能量源。在一个实例中,频率双信器/双工器单元可以用于使微波和射频能量源能够在发生器处组合并且沿着单个通道(例如同轴缆线、波导组件或者双绞线)被输送到铲板结构。射频切割能量可以被单独地输送到组织中或者可以与微波能量混合或者添加以微波能量,并且被同时地输送以建立混合操作模式。

[0097] 如在英国专利申请第 0912576.6 号中描述的具有双极天线结构的铲板结构的详细实例在图 1 和图 2 中示出。图 1 显示了具有被连接到同轴缆线 104 的 0.6 毫米粗的传输线 102 的器械 100。该器械适于以 2.45GHz、5.8GHz 和 14.5GHz 工作。同轴缆线 104 包括内导体 106、外导体 108 以及分隔内导体和外导体 106、108 的电介质材料 110。在同轴导体 104 的远端处,内导体和外导体 106、108 具有延伸远离电介质材料 110 的突出部 112、114。传输线 102 被夹在突出部 112、114 之间,以便它的近端邻接同轴缆线的远端。内导体的突出部 112 被布置为接触传输线 102 的上导电层 116,并且外导体的突出部 114 被布置为接触传输线 102 的下导电层 118。

[0098] 间隙 120 被设置在上导电层的近端边缘和同轴缆线的远端之间以防止内导体和外导体之间短路。这个间隙的长度还确定微波能量的源(发生器、传输线缆线和辐射结构)和生物组织之间的阻抗匹配。

[0099] 塑料管支撑件 122(为了方便被示出为半透明的)在传输线 102 和同轴缆线 104 之间的接头上方安装。管支撑件 122 的内径大于同轴缆线 104 的外径以使它能在缆线上方安装。安装结构 124(例如胶合剂或类似物)附接在同轴缆线 104 和管支撑件 122 之间以将缆线固定在适当位置。相似地,安装块 126、128(例如,胶合剂)附接在传输线 102 和管支撑件 122 之间以将传输线固定在适当位置。

[0100] 传输线可以包括 TRF-41(介电常数 4.1 以及损耗因数 0.0035)制成的 0.61 毫

米厚的薄板 130。同轴缆线 104 具有大约 2.2 毫米的外径和 0.574 毫米的销直径(pin diameter)。在被建立以估计微波性能模型中使用的同轴缆线 280 是 UT85C-LL (来自于 Micro-Coax)。

[0101] 传输线 102 上的导电层 116、118 直接延伸到薄板 130 的远端并且是 2.002 毫米宽。薄板 130 是 2.6 毫米宽。

[0102] 管支撑件 122 是聚丙烯管,该聚丙烯管具有 3.1 毫米的外径(以在内窥镜中良好的滑动配合)和 2.6 毫米的内径。这提供了大约 0.25 毫米的壁厚度。材料和厚度不是关键性的;可以被使用尼龙或者聚乙烯,或者许多其他的塑料。传输线的边缘优选地可以被倒角以使所述器械将恰好在管的直径以下安置在适当位置。

[0103] 所述管沿着传输线 102 的长度延伸 5 毫米。与同轴缆线的重叠部分这里是 5 毫米,但是可以如所需要的一样长。所述管可以短到足以通过弯曲的内窥镜。所述管的主要目的是当临床手术正在进行时支撑所述器械并将所述器械稳固地保持在内窥镜的端部中。

[0104] 安装结构 124 和安装块 126、128 可以由能够将结构机械地保持到一起的几乎任何材料制成,因为如果这种材料(或者这些材料)远离器械边缘以及同轴缆线的销的话,所述材料不影响装置的性能。

[0105] 上导电层 116 和同轴缆线之间的间隙 120 是大约 0.5 毫米。这个长度用于在辐射区段(其形成微波源的一部分)和生物组织之间保持良好的阻抗匹配。

[0106] 所述器械的中心从同轴缆线的中心偏移大约 0.5 毫米(0.53 毫米)。外管的轴线在所述器械的中心上方大约 0.3 毫米处,但是仅仅需要装配在元件的上并且将它们稳固地保持。

[0107] 电介质薄板 130 可以是恰好在工作频率处的波长的四分之一或者四分之三(例如,8 毫米或者 21 毫米)上,以使驻波将不会强烈地耦合到器械的基部附近的支撑塑料管。理论上,这个长度可以是工作频率处的波长的四分之一的任意奇数倍。

[0108] 图 3 示意性地示出了为本发明的一个实施例的电手术切除器械 200。器械 200 可以用于凝固和切割组织。所述器械包括产生电磁场 204 的器械端头 202 (例如铲板或者类似物),所述电磁场耦合进生物组织 206 中以切割穿过所述组织,以便去除组织的一些部分(或者整个器官)而没有血液损失。传输线 208 将微波能量和射频能量馈送进所述装置中。用户使用人机工程地设计的手柄 210 握持该装置并且可以使用被整合进手柄 210 中的按钮开关 212 来操作该装置。开关 212 可以用于独立地激活射频源和微波源,或者可以用来根据接触组织 206 的类型和状态自动地操作该装置以输送任一或者两个能量源。传输线缆线 214 的刚性区段用于将微波和射频能量从手持区段 210 输送至器械端头 202 中。所阐明的器械端头 202 是单一主体,该单一主体包括连接到刚性传输线缆线 214 的单件的金属化电介质材料(例如陶瓷或者类似物),例如,如在图 12 中示出的。但是,在下文中讨论的器械端头中的任一个也可以被使用在该装置中。

[0109] 图 4A 和图 4B 阐明了可以在开放手术切除器械的设计中使用的器械端头,该开放手术切除器械使用多个在上文中参考图 1 和图 2 描述的铲板类型器械。这些器械被制造到单个基片上,邻近彼此布置以产生复合结构,并且具有比可从单个刀片可得到的辐射边缘更长的辐射边缘,并且能够沿着所述复合结构的长度输送均匀的电磁能量。在这些实施例中,从每个刀片输送的电磁能量的相位是相同的,并且尽管这是优选的,但是本发明不限于

同相能量输送。

[0110] 图 4A 示出了一种使用四个辐射铲板 216 的布置,所述四个辐射铲板邻近彼此定位并且被制造在共同基片材料 218 (所述共同基片材料可以是石英或者另外的低损耗微波电介质材料)上,以沿着复合结构的远端辐射边缘 220 产生均匀的场。铲板本身被设计为良好地匹配至存在于器械的远端处的生物组织负载中。为了将铲板匹配到所述源,使用四分之一波阻抗变换器 222 将同轴馈送线 224 (其可以是上文中提到的刚性传输线缆线 214)的阻抗(其标称是 50 欧姆)与并联连接的四个辐射铲板 216 的阻抗匹配。在这里示出的四分之一波阻抗变换器 222 由同轴传输线的一区段产生,该区段具有的阻抗等于并联连接的四个辐射铲板 216 的阻抗 Z_{sp} 与同轴馈送线 224 的阻抗 Z_0 的乘积平方根,即,变换器 222 的阻抗 Z_T (以欧姆为单位)由下式给出:

$$[0111] \quad Z_T = \sqrt{Z_0 \times \frac{Z_{sp}}{4}}。$$

[0112] 所述阻抗变换器 507 的长度等于工作频率处的波长(考虑结构和空气或者组织之间的相互作用,由分隔四个同轴布置的导体的电介质材料的介电常数加载)的四分之一的奇数倍。

[0113] 本发明不限于使用四个并联辐射铲板。器械端头可以设有两个或者更多个辐射铲板。在实际中,并排地连接辐射铲板的基片的最容易的方法将是经过两个导体(即,在基片的两个表面上)结合金属垫片,其将形成宽度刚好超过所述宽度的四倍以及特性阻抗为所述特性阻抗的大致四分之一(即大约 12.5 欧姆)的平行板传输线。单独刀片的宽度是大约 2.5 毫米。因此,复合器械端头的辐射区段的宽度是大约 10 毫米。

[0114] 图 4B 示出了用于确保相等量的功率被输送到四个辐射铲板 216 的可替换的布置。在这个布置中,三个等相位功率分配器(或者功率分割器) 226、228、230 用于将在同轴馈送线 224 的远端处的可用的功率分成四个相等的部分。连接到辐射铲板 216 的功率分配器 228、230 可以是平衡耦合器,以使任何不匹配的功率(即器械端头没有与组织接触的情况)将被转向到耦合器的未耦合端口。在示出的布置中,第一 3dB 功率分配器 226 将由同轴馈送线 224 输送的功率分成具有相同相位的两个相等的部分,并且将这个功率输送至两个其他的耦合器或者 3dB 分配器 228、230 中,这两个其他的耦合器进一步地将功率分成具有相同相位的四个相等的部分。四个等幅度/相位功率源被供给到辐射铲板 216 中以形成所具有的辐射刀片长度等于四个单独铲板的总和的手术切除器械端头。四个铲板 216 优选地被制造在单个的基片或者电介质材料 218 上。这个布置具有如下的优点:四个辐射铲板 216 被电隔离,这将帮助保证沿着辐射区段的长度产生的电场是完全均匀的。

[0115] 图 5 图示了适于进行腹腔镜手术的手术切除器械 232。该器械包括可以被抓握在用户手中的手持单元 234。微波频率能量和射频能量从发生器(未示出)并经由同轴馈送线缆线 224 馈送到手持单元 234 中。触发器 236 被布置在手持单元 234 上。当触发器 236 被压下时,微波频率能量和/或射频能量通过容纳同轴馈送线的轴 240 传递到器械端头 238。所图示的器械端头 238 是单一主体,该单一主体包括被连接到轴 240 中的同轴馈送线的单件金属化电介质材料,例如陶瓷或者类似物。器械端头 238 可以如图 12 中示出的那样构造,如下文所述。但是,在本文中讨论的任何器械端头都可以被使用。在器械端头 238 处接收的微波频率能量和射频能量产生场 240,该场耦合到生物组织 242 中以凝固和切割所述组织。

轴 240 在长度上可以达 2 米(即 3.5 米),并且具有小于 5 毫米且大于 2 毫米的直径。轴 240 可以是适于用于内窥镜装置的柔性半刚性构件。这个器械可以适用于键孔手术,该手术可以包括引导这个器械穿过插管。

[0116] 图 6 和图 7 示出了可以用于对生物组织进行切割、凝固、消融和消毒的两个同轴器械结构 250、252。这些结构的总体直径可以在从小于 1 毫米到大于 5 毫米的范围内。在两种情况下,器械结构 250、252 包括在近端处具有连接器 256 的同轴馈送线 254,以通过柔性同轴缆线(未示出)接收来自于发生器(未示出)的微波频率能量和射频能量。同轴馈送线 254 具有内导体 258,该内导体通过适合地低损耗电介质材料 262 与外导体 260 分隔并且与该外导体同轴,所述低损耗电介质材料可以是低密度的 PTFE(一种微孔材料,比如戈尔特斯(Gortex®)或者类似物)。

[0117] 在这个实施例中,内导体 258 的远端部分被挖空以形成朝向器械端头 266、268 延伸的通道 264。通过利用发生在微波频率处的导体中的趋肤效应(skin effect)而使内导体 258 形成中空是可能的。当导电材料被暴露于电磁场时,它经受由运动电荷产生的电流密度。良导体(比如金、银和铜)是这样的导体,其中自由电荷的密度是可忽略的,传导电流由于电导率而与电场成比例,并且位移电流相对于传导电流是可忽略的。在这种导体内的电磁场的传播由扩散方程控制,在这个情况下麦克斯韦方程简化为该扩散方程。求解该扩散方程,其主要是对良导体有效,其中传导电流相对于位移电流是较大的,可以看出场的幅度在材料内以指数方式衰减,其中衰减参数(δ)使用下列方程描述:

$$[0118] \quad \delta = \frac{1}{\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}}}$$

[0119] 其中, δ 称为趋肤深度并且等于材料内的场减小到它在界面处具有的值的 $1/e$ (大约 37%) 的距离, σ 是材料的电导率, μ 是材料的磁导率,并且 ω 是弧频率或者 $2\pi f$ (其中 f 是频率)。由此,可以看出当微波能量的频率提高时趋肤深度减小,因为趋肤深度与这个频率的平方根成反比。当电导率增加时趋肤深度也减小,即,在良导体中的趋肤深度比其在另外的较小导电性的材料中更小。

[0120] 对于感兴趣的微波频率以及用于实现在图 6 和图 7 中示出的结构的感兴趣的材料,趋肤深度是大约 1 微米,因此使用在这里描述的同轴施加器的结构中的内导体 258 需要仅大约 5 微米的壁厚度就能使大部分微波场传播。这意味着可以使用空心中央导体而不会导致沿着结构传播的电磁波的任何变化。

[0121] 流体供给入口 270 穿过同轴馈送线 254 的侧部形成,以允许外部流体(气体或者液体)供给与通道 264 连通,以将流体传输到器械端头 266、268。优选地,流体供给不影响已经被建立在同轴传输线结构中的电磁场。电磁建模被执行以确定电磁场不受影响的最佳馈送点。在一个实施例中,气体被传输到所述结构的器械端头 266、268。

[0122] 在图 6 中,器械端头 266 包括从通道开始的出口 272,该出口允许气体进入器械端头 266 的内部,其中电介质材料 262 被去除,其可以形成等离子体发生区域 274。在这个特别的布置中,出口 272 包括在等离子体生成区域 274 内的在内导体 258 上的多个狭槽。在等离子体生成区域 274 中,由微波频率电磁能量和 / 或射频场建立的电场使气体离子化,以在相同区域中产生等离子体。等离子体可以是热等离子体或者非热等离子体并且可以用于

消毒组织、为射频电流提供局部返回路径、产生表面凝固和 / 或协助组织切割。等离子体可以通过如下方式而形成在腔体中：初始使用射频频率处的能量以提供撞击出等离子体所需要的电压，并且然后使用微波频率处的能量以使等离子体能被维持。在内导体的外表面与外导体的内表面之间的距离非常小（即小于 1 毫米）的情况下，微波场可以用于撞击出并维持等离子体。相似地，可以仅需用使用射频场来产生用于消毒的非热等离子体以及用于表面消融和 / 或组织切割的热等离子体这两者。

[0123] 在器械端头 266 中的内导体 258 的远端 276 是实心尖头区段，该实心尖头区段可以采用具有小直径（即 0.5 毫米或者更小）的尖针的形式，当执行组织切割时这可能是特别有效的。等离子体发生区域 274 的远端 277 是打开的以允许等离子体被输送到器械之外。

[0124] 四分之一波（或者其奇数倍）平衡 - 不平衡转换器 278 包括第三同轴导体，该第三同轴导体在它的远端处被短接并且在它的近端处被断开，所述平衡 - 不平衡转换器连接到所述结构以防止微波电流沿着外导体 260 流回到同轴馈送线 254，其可以导致与同轴馈送线 254 的外表面接触的组织发热或者导致微波能量的轮廓变成非最佳的，或者产生不期望的凝固区或者区域。

[0125] 气体的成分和它的流速以及传输轮廓与被供给的射频电磁能量和 / 或微波电磁能量的功率水平和轮廓一起确定了被建立在器械的等离子体发生区域 274 中并且被输送进生物组织中的等离子体的类型。

[0126] 图 7 中的器械 252 具有与在图 6 中示出的器械相似的器械端头结构，除了外导体 260 已经被延续以使它更靠近在器械端头 268 中的内导体 258 的远端 276 处终止。这里，外导体 260 采用在器械端头 268 的远端处尖头锥体的形式。外导体的斜度可以与实心尖头区段的斜度具有相同的角度。等离子体的射流可以穿过在这个区域中的将内导体 258 和外导体 260 分隔的小间隙 280 而发射。

[0127] 器械端头可以被布置成使得气体的初始离子化放电或击穿在外导体 260 的远端和内导体 258 的实心尖头区段之间发生。实心尖头区段可以是锥体形的，对于在需要直接地引导施加器穿过许多组织层到治疗部位（即用于经皮插入）的临床手术中使用，或者对于施加器必须安装至具有的直径与该施加器的直径相似的通道（即手术内窥镜的器械通道）中的临床手术中使用，该实心尖头区段为优选的结构。

[0128] 图 8 示出了可以用于建立 / 发射用于组织切割的射频能量、用于组织凝固 / 消融的微波能量、或者用于消毒、表面凝固 / 消融、组织切割或用于为射频电流提供到流（其本身被射频和 / 或微波能量产生）的优先返回路径的热 / 非热等离子体的另一个器械结构 282。这个结构具有器械端头 283，该器械端头包括中空平行板传输线，该中空平行板传输线包括：上导电（例如，金属的）板 284（这里为了清楚，示出为透明的）、下导电（例如，金属的）板 286、不导电侧分隔器板 288、具有开口以允许同轴馈送线 224 和气体供给缆线 292 附接的不导电近端罩 290 以及具有狭槽或者孔 296 以允许热或者非热等离子体发射的不导电远端罩 294。上板和下板 284、286 之间的分离距离可以是小于 1 毫米。所述板之间的区域可以用空气、来自于气体供给 292 的气体（或者气体混合物）、液体或者等离子体 298 填充。等离子体 298 可以由建立在上板和下板 284、286 之间的电场产生，该上板和下板分别连接到同轴馈送线 224 的内导体和外导体。电场可以是射频场或者微波场或者这两者，其中射频场和微波场被同时地或者单独地传送进所述结构中。器械端头 283 可以位于距射频和 / 或

微波频率能量发生器的源数米远处。

[0129] 图 9 更详细地阐明了与在图 8 中示出的器械端头 283 相似的器械端头 300。共同的特征被给予相同的参考标号并且不再次描述。这个实施例包括在器械端头 300 内的两个额外的材料层。这些是分别形成在上和下导电板 284、286 的内表面上的电介质材料层 304、306, 所述电介质材料层可以用于聚集电场或者协助在由器械端头 300 的壁包围的空间(即, 等离子体生成区域)内形成等离子体。电介质材料层 304、306 可以由石英或者另外的具有高介电常数(或者相对电容率)的适合电介质材料制成, 以使所述电介质材料层还可以提供局部返回路径而不需要产生等离子体。

[0130] 电介质层 304、306 可以与它们各自的导电板 284、286 互换。例如, 器械端头 300 的上表面和下表面可以由在内表面上具有金属化层的电介质材料制成。在这个结构中, 电介质材料充当对于金属化层的支撑物并且不参与电路的电操作。在两个电极或者金属化层之间的一个电介质材料层可以帮助集中电场并且能够使局部返回路径建立而不需要产生等离子体。在这个布置中, 气体供给管道 302 穿过侧壁 288 中的孔进入器械端头 300 中。

[0131] 图 10 是基于中空的(即, 气体填充的)平行板传输线的本发明的另一个实施例。在这个实施例中, 器械端头 308 是封闭的, 即, 气体或者等离子体不从其发射。相反, 提供独立的气体管道 310 以允许气体返回到气体供给并且被回收或者被释放。另外, 该结构与在图 8 中示出的器械端头 282 相似, 并且共同的特征被给予了相同的参考标号并且不再次描述。

[0132] 此外, 这个结构还包括在上和下导电板 284、286 之间延伸的具有非限定的厚度的电介质材料层(未示出), 以减小等离子体发生区域的大小并有效地控制结构的电容。如果确定电介质材料所占据的面积是 A_1 , 则气体(或者等离子体)可用的面积是 A_2 , 确定材料的介电常数是 ϵ_1 , 填充两个板之间的空隙的材料的介电常数是 ϵ_2 , 并且两个板之间的分离的距离是 d , 则, 由于由两个区域形成的电容是并联的, 因此总电容量 C_T 可以被表示为:

$$[0133] \quad C_T = \frac{\epsilon_0(\epsilon_1 A_1 + \epsilon_2 A_2)}{d}。$$

[0134] 假如平行板电容器的电阻是泄漏电阻, 该泄漏电阻是非常高的(即, $10M\Omega$), 则所述结构的阻抗大约是电容性电抗 X_C , 该电容性电抗可以被表示为:

$$[0135] \quad X_C = \frac{d}{2\pi f \epsilon_0 (\epsilon_1 A_1 + \epsilon_2 A_2)},$$

[0136] 其中 f 是工作频率。

[0137] 这意味着, 如果被空气、气体或者等离子体包围的区域比被固定值电介质材料包围的区域小得多, 并且所述材料的介电常数(或者相对电容率)高(即, 4 或者更大), 并且两个板之间的距离小(即, 小于 1 毫米), 则该结构将为射频电流提供必需的局部返回路径而不要求等离子体存在于两个板之间以提供必需的导电路径。

[0138] 它还意味着, 当气体/空气被离子化并且等离子体被形成时, 整个结构的电容或者阻抗可以不显著地变化。这意味着非热或者热等离子体可以仍然在该结构内产生以用于组织消毒、表面凝固或者组织切割, 但是该结构也可以用于支持射频能量和微波能量传输到组织中以执行组织切割和凝固而不需要等离子体存在于结构之内。这就以下情况而言可能是有利的: 当将射频能量输送至组织中以使装置能够执行组织切割时, 不需要供给微波场到结构中以维持提供局部返回路径所需要的等离子体。

[0139] 图 11 示出了另一个封闭的器械端头 309, 类似于在图 10 中示出的那个器械端头。共同的特征被给予相同的参考标号并且不再次描述。在这个实施例中, 上和下导电层 284、286 是以与上文中参考图 9 讨论的方式相似的方式形成在各自的电介质层 312、314 上的金属化层。此外, 图 11 示出了用于气体的入口 316 和出口 318, 以及用于将射频和微波能量传输进器械端头中的同轴馈送线(未示出)的终端连接点 320。终端连接点 320 包括用于将同轴馈送线的内导体连接到上金属化层 284 的连接器 322 以及用于将同轴馈送线的外导体连接到下金属化层 286 的连接器 324。

[0140] 图 11 还表明了使用在器械端头中的层的厚度。金属化层 284、286 具有厚度 m , 并且通常是最薄的层。电介质层 312、314 的每个均具有厚度 t 。电介质层 312、314 之间的间隔(间隙)具有高度 g , 并且通常是最厚的层。器械端头的总高度(即, $2m+2t+g$)优选地小于 2 毫米并且可以小于 1 毫米。层的相对尺寸可以遵循下列关系:

$$[0141] \quad m < t$$

$$[0142] \quad m \ll g$$

$$[0143] \quad t < g$$

[0144] 有许多与上文中参考图 6 至图 11 描述的器械结构关联的工作模式, 其中微波能量、射频能量和气体的任何组合都可以选择性地独立地或者以任何组合供给到器械端头。可能的工作模式如下所述:

[0145] - 仅射频信号(用于生物组织切割)。用于射频电流的局部返回路径可以通过双极发射结构的适合构造(即具有适合的介电常数的电介质材料薄层)而提供在器械端头内。

[0146] - 射频信号和气体(用于生物组织切割)。射频电磁能量可以与气体一起使用以产生热等离子体, 该热等离子体可以用于切割生物组织。

[0147] - 射频信号和气体(用于组织消毒)。射频电磁能量可以与气体一起使用以产生非热等离子体, 该非热等离子体可以用于对生物组织进行消毒。消毒可以在射频能量用于切割组织的同时发生。

[0148] - 射频信号和气体(用于表面凝固或者消融)。射频电磁能量可以与气体一起使用以产生热等离子体, 该热等离子体可以用于执行组织表面的凝固或者消融。

[0149] - 仅微波信号(用于凝固或者消融)。器械端头可以充当天线以将微波频率电磁能量辐射到组织中以执行凝固和 / 或消融。

[0150] - 微波信号和气体(用于生物组织切割)。微波频率电磁能量可以与气体一起使用以产生热等离子体, 该热等离子体可以用于切割生物组织。

[0151] - 微波信号和气体(用于组织消毒)。微波频率电磁能量可以与气体一起使用以产生非热等离子体, 该非热等离子体可以用于消毒生物组织。消毒可以在微波频率电磁能量用于执行凝固和 / 或消融的同时发生。

[0152] - 微波信号和气体(用于凝固或者消融)。微波频率电磁能量可以与气体一起使用以产生热等离子体, 该热等离子体可以用于执行表面凝固或者消融。

[0153] - 射频信号和微波信号(用于凝固或者消融)。射频信号可以用于协助微波能量用于组织消融或者凝固。

[0154] - 射频信号、微波信号和气体(用于生物组织切割)。射频电磁能量和微波频率电磁能量可以与气体结合使用以产生热等离子体, 该热等离子体可以用于切割组织。

[0155] - 射频信号、微波信号和气体(用于组织消毒)。射频电磁能量和微波频率电磁能量可以与气体结合使用以产生非热等离子体,该非热等离子体可以用于对生物组织进行消毒。

[0156] - 射频信号、微波信号和气体(用于凝固或者消融)。射频电磁能量和微波频率电磁能量可以与气体结合使用以产生热等离子体,该热等离子体可以用于执行表面凝固或者消融。

[0157] 对于该装置,通过调节微波和 / 或射频源或者通过改变气体的流速、气体的混合或者气体输送曲线而在热输送和非热等离子体之间切换是可能的。

[0158] 射频能量可以用于切割组织,并且通过使用射频能量和 / 或微波能量而形成的等离子体可以用于提供用于切割组织所需要的射频流的局部返回路径。

[0159] 微波和射频能量可以同时地施加至结构,其中射频能量用于切割组织并且微波能量用于维持等离子体,该等离子体用以产生用于在切割过程中使用的射频流的优先路径。

[0160] 图 12 至图 14 描述了电手术器械 330,该电手术器械是特别适合用在肠胃手术中的本发明的一个实施例。器械 330 包括同轴馈送线 332,该同轴馈送线具有内导体 334,该内导体通过电介质材料 338 与外导体 336 分隔并且与该外导体同轴。器械端头 340 在同轴馈送线 332 的远端处连接。连接器 342 连接到同轴缆线的近端以接收来自于源的射频电磁能量和微波频率电磁能量(例如,通过柔性同轴缆线)。

[0161] 器械端头 340 是电介质材料(例如,低损耗 **Dynalox®** 矾土)的单一件,其上形成有两个分离的金属化层。同轴馈送线 332 的内导体 334 延伸超过同轴馈送线 332 的远端进入器械端头 340 的内部。从那里,所述内导体电连接到金属化层中的一个。同轴馈送线 332 的外导体 336 连接到另一个金属化层。器械端头 340 通过套管 344 (例如,不锈钢的)固定到同轴馈送线 332,该套管可以压接(crimp)以迫使固定片 346 进入器械端头 340 的陶瓷主体中的对应的槽口中。套管 344 的长度可以选择为将器械端头 340 的阻抗与同轴供给线 332 匹配,即,该套管可以充当调谐短截线。

[0162] 金属化层 348、350 被设置在器械端头 340 的侧表面上(见图 14)。所述层通过陶瓷彼此分隔,以使它有效地形成平面传输线(类似于上文中讨论的结构)。在这个实施例中,除了在期望发射射频电磁场的区域处之外,金属化层从器械端头的侧边缘和远端边缘后退。图 12 示意性地显示了第一金属化层 348,除了沿着底部边缘的区域之外,该第一金属化层从器械端头的边缘稍微地后退。

[0163] 在这个实施例中,器械端头 340 具有钩状形状,其中器械端头 340 的边缘中的一个向内和向外弯曲,即,限定了凹部。该凹部可以包括基本上最接近地面向表面以用于帮助组织去除,例如通过允许组织被拉动、挖出

[0164] 或者从处理部位被刮下。沿着底部边缘的区域(射频切割区域)是在所述凹部的内侧上,其中第一金属化层 348 延伸到该底部边缘。

[0165] 从套管 344 延伸以输送射频和微波能量的器械端头 340 的长度可以是在 3 毫米与 8 毫米之间,优选地为 4 毫米。器械端头的宽度可以与同轴馈送线的直径相似,例如,在 1.1 毫米和 1.8 毫米之间,优选地 1.2 毫米。器械端头 340 的远端部分的厚度可以是在 0.2 毫米和 0.5 毫米之间,优选地 0.3 毫米(见图 14)。

[0166] 器械的远端的总体形状是匙或者勺,其具有的半径与治疗将在其中进行的脉管

(例如,肠)的内部区域的半径相当。例如,示出的弯曲布置可以适用于到达息肉的下面并且将它挖出。

[0167] 图 13 示出了器械端头 340 的平面视图。远端是倒角的。图 14 是沿着图 13 中的线 A-A 截取的截面,并且示出了器械端头 340 的弯曲性质。

[0168] 当在肠内部时,器械 330 可以是可旋转的,例如利用在下文中参考图 22 至图 25 描述的机构中的一个。

[0169] 该器械可以结合有流体供给导管(未示出)以提供液体(例如,盐水)注射能力。例如,盐水可以以与在图 6 和图 7 中示出的实施例相似的方式沿着同轴馈送线的内导体被导入,以便能够从形成在器械端头 340 中的孔喷射出。可替换地,独立的流体供给导管可以与同轴馈送线并排地安装。这个整合的器械和盐水施加器的构想对于去除不具有来自于肠壁的茎的固着息肉可能是特别有用的。在这个过程中,肠壁(下粘膜层)可以用盐水(或者其他流体)注射,以便在去除息肉时提供屏障(在其中施加的射频或者微波电磁能量将全部耗散)。这个方法的优点是:它可以减小能量被输送得太远而进入肠壁从而导致穿孔的风险;并且它能够使患病组织被去除而不被损伤,以便可以对它执行组织学(histology)。

[0170] 具有上文中描述的流体传输功能的用于处理肠中的息肉的器械因此可以执行下列动作中的任何一个:

[0171] - 注入流体(盐水或者其他),以使肠壁鼓起以减小肠穿孔的风险。能够在传输射频和/或微波能量时使用相同的器械来传输流体是有利的,这是因为,当独立的器械被引导入进该区域中时由于流体渗出可能会发生收缩,或者在处理的期间可能会发生收缩。使用相同的处理结构引入流体的能力使得收缩一发生则就使水平位置到顶。

[0172] - 注入流体以冲洗肠。相同的器械可以用于将流体(水、盐水等等)引导入肠中,以去除残留在肠中的废物,以便在处理的期间提供更好的可见性。

[0173] - 施加射频电磁能量以切割穿过息肉。

[0174] - 施加微波电磁能量以凝固血管,以便防止过多的流血或者以便抵制血损失(其还可以提供增强的可见性)。

[0175] - 施加微波电磁能量以消融组织。癌性息肉可以仅通过消融而破坏,或者在息肉去除之后遗留下的癌性组织可以被破坏。

[0176] 使用相同的处理结构引导流体的能力减小了对病人的风险(即感染)并且使整个临床手术能够在相对短的持续时间中执行。

[0177] 在处理的期间,可能需要在射频或者微波能量被施加时收回液体供给。为这个目的,当需要流体时,锥体可以被推到器械端头之上,并且当不需要流体时,锥体被推回到流体馈送导管之上。所述锥体(或者其他适合的可伸缩的罩)可以通过沿着组件延伸的一个或者多个导引线控制,或者所述锥体可以通过流体供给导管的纵向运动控制。

[0178] 图 15 示出了电手术装置 400 的示意性侧视图,在该电手术装置中可以使用本发明一个实施例的电手术器械 402。装置 400 包括共同承载管 404,该共同承载管在位于它的近端处的连接元件 410 处接收同轴缆线 406 和流体供给导管 408 并且在它的远端处将所述同轴缆线和流体供给管输送到器械 402。同轴缆线 406 通过快速释放连接器 412 连接到射频/微波能量发生器(未示出)。在这个实施例中,流体供给导管 408 被布置成(例如)从注射器(未示出)接收盐水溶液。旋转旋钮 414 被安装在共同承载管 404 上,以使得当所述旋转

旋钮被安装在内窥镜的器械通道中时其能够旋转。这个结构在下文中参考图 22 更详细地讨论。

[0179] 器械 402 本身被更详细地在图 16 中示出。器械端头主体包括电介质块 416, 该电介质块在它的上和下表面上具有金属化层, 与参考图 1 和图 2 讨论的布置相似。同轴缆线 406 的内导体 418 从同轴缆线 406 的远端突出并且电结合(例如, 使用焊接剂)到上金属化层(第一导电元件)。同轴缆线 406 的外导体通过滚带(braid)终止部 420 电耦合到下金属化层(第二导电元件)。滚带终止部 420 包括电结合到外导体的管状部分和在远侧延伸的板部分, 该远侧延伸板部分装配在电介质块 416 的下面并且电连接到下金属化层。

[0180] 在这个实施例中, 电介质材料成形件 422 附接到电介质块 416 的下表面。该电介质材料成形件可以被固定到下金属化层。电介质材料成形件 422 是弯曲的, 以使在截面中它的下表面描绘了电介质块 416 的边缘之间的、圆的弦。在纵向方向上, 电介质材料成形件 422 包括具有恒定截面的近端部分以及下侧朝向电介质块 416 逐渐变细(例如, 以弯曲的方式)的远端部分。

[0181] 在这个实施例中, 流体供给导管 408 以针 424 (例如, 皮下针)终止, 该针具有小于流体供给导管 408 的外径并且以尖锐端点终止以用于穿刺生物组织。针 424 保持在穿过电介质材料成形件 422 的纵向钻孔 426 中。流体供给导管 408 相对于电介质块 416 的纵向运动用作使针 424 从器械端头主体延伸和收缩。

[0182] 图 17 示出了流体流动管道 408、同轴缆线 406 和共同承载管 404 之间的关系。共同承载管 404 是柔性管, 例如能够插入内窥镜中并且随内窥镜一起运动。第一纵向腔体 428 形成在共同承载管 404 中, 以用于保持流体供给导管 408, 该流体供给导管本身具有用于将盐水或者其他适合的流体输送到处理部位的通道 430。流体供给导管 408 可以具有沿着第一纵向腔体 428 纵向地运动的自由度, 如箭头 434 指示的那样。第二纵向腔体 432 形成在共同承载管 404 中以用于保持同轴馈送缆线 406。

[0183] 图 18 至图 20 示出了穿过共同承载管的各种实例的截面视图。图 18 示出了腾空状态中的第一实例。共同承载管 404 是实心圆柱形材料块, 该实心圆柱形材料块具有形成在其中的用于流体供给导管的第一纵向腔体 428 以及用于同轴缆线的第二纵向腔体 432。在这个实例中, 所述腔体的截面是圆形的, 其允许流体供给导管 408 和同轴馈送缆线 406 紧密地装配, 如在图 20 中示出的那样。在这个实例中, 第一纵向腔体 428 的直径小于第二纵向腔体 432 的直径。例如, 第一纵向腔体 428 可以具有 0.8 毫米的直径并且第二纵向腔体 432 可以具有 1.3 毫米的直径。共同承载管 404 本身的直径是 2.5 毫米或者更小, 以便它装配在内窥镜的器械通道中。

[0184] 图 19 示出了第二实例, 其中用于流体供给导管的第一纵向腔体 428 是非圆形的。在这个情况下第一纵向腔体 428 具有 C 形的截面, 其可以给予它更大的截面面积。如果腔体本身形成流体供给导管, 即不容纳用于承载流体的另外的管道, 则可以使用腔体的这个形状。

[0185] 图 20 示出了共同承载管 404 的实例, 在该实例中, 第一和第二纵向腔体 428、432 中具有流体供给导管 408 和同轴馈送缆线 406。第二纵向腔体 432 的直径被选择为容纳在同轴馈送缆线 406 的外表面上的滚带终止部 420。

[0186] 图 21 示出了从共同承载管 404 到器械 402 的端头的、在图 15 中示出的装置的远

端部。在这个实例中,流体供给导管 408 和同轴馈送缆线 406 在它们到达器械端头主体之前以短的距离延伸到共同承载管 404 之外。这个特征(连同流体供给导管 408 和同轴馈送缆线 406 的柔性)可以允许器械端头主体(以及因此切割和 / 或辐射边缘)在处理部位处被操纵,例如,被旋转。流体供给导管 408 和同轴馈送缆线 406 的暴露部分可以被适合地刚性护套 436 保护,该护套被固定到共同承载管 404。

[0187] 图 22 示出了用于旋转器械端头主体的第一机构。这里,共同承载管 404 的外表面可以被制成为光滑的,以帮助相对于内窥镜器械通道的内表面的滑动。旋转旋钮 438 可以被在它的近端处固定(例如,作为过夹紧的模制件)在共同承载管 404 上,这使操作者能够物理地扭转整个组件。在另一个实施例中,旋转旋钮可以固定到同轴馈送缆线,该同轴馈送缆线可以布置成在共同承载管内旋转。

[0188] 图 23 至图 25 图示了用于旋转器械端头主体的可替换的布置。在这个布置中,旋转接头被布置在器械端头主体的近端处。如在图 23 和图 24 中示出的,旋转接头包括可旋转板 450,该可旋转板的旋转轴线与共同承载线缆纵向地对准,例如与其同轴。可旋转板 450 被固定到器械端头主体,并且绕着其旋转轴线通过一个或者多个(优选地两个)枢转杆 452 (为了清楚仅其中一个在图 23 和图 24 中示出)的作用而相对于共同承载管 404 可旋转。每个枢转杆 452 与可旋转板 450 接合(例如,通过配合凹部 456 或者突出部),以使所述杆围绕枢轴 454 的运动引起板 450 旋转。杆 452 通过操作者使用控制线 458 而运动,该控制线延伸穿过共同承载管 404 并到达装置的外部。为这个目的,适合的镗孔 460 可以形成在共同承载管 404 中,如在图 25 中示出的。

[0189] 可替换地,可以使用同轴旋转接头,该同轴旋转接头使内导体和外导体这两者都能旋转,并同时保持良好的电接触而没有射频或者微波泄漏。这个接头可以使用一个或者多个导引线操纵,该一个或者多个导引线被安装在可用于旋转辐射刀片的机械机构上。这个机构可以形成刀片的一部分。

[0190] 为了帮助确保当结构被插入到主体内部时该结构不会妨碍内窥镜的用户操纵,优选的是,同轴缆线具有柔性,例如通过使用具有微孔电介质(例如戈尔特斯(Gortex)材料)的微波传输线缆线,以及通过使用用于中心导体的绞合材料而不是实心材料。

[0191] 上文中描述的装置对于执行自然腔隙穿腔内窥镜手术(natural orifice transluminal endoscopic surgery) (NOTES)可能是特别有用的,其中“无疤”腹部手术可以使用这样的内窥镜执行,该内窥镜穿过人体内的其中一个自然腔道(即嘴、尿道、肛门等等),然后穿过形成在胃、阴道、膀胱或者结肠中的内部切口,因此避免任何外部的切口或者疤痕。图 6 和图 7 中示出的器械能够执行表面消融和消毒以及组织切割和凝固,从而使它们特别适用于用在自然腔隙穿腔内窥镜手术(NOTES)中。

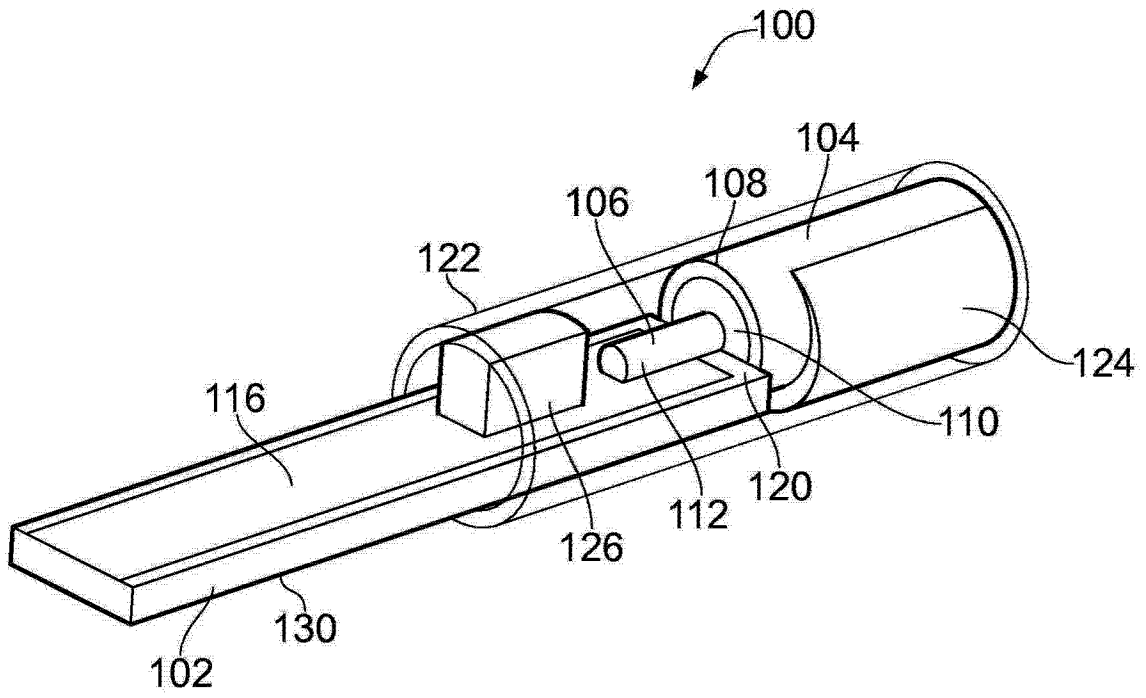


图 1(现有技术)

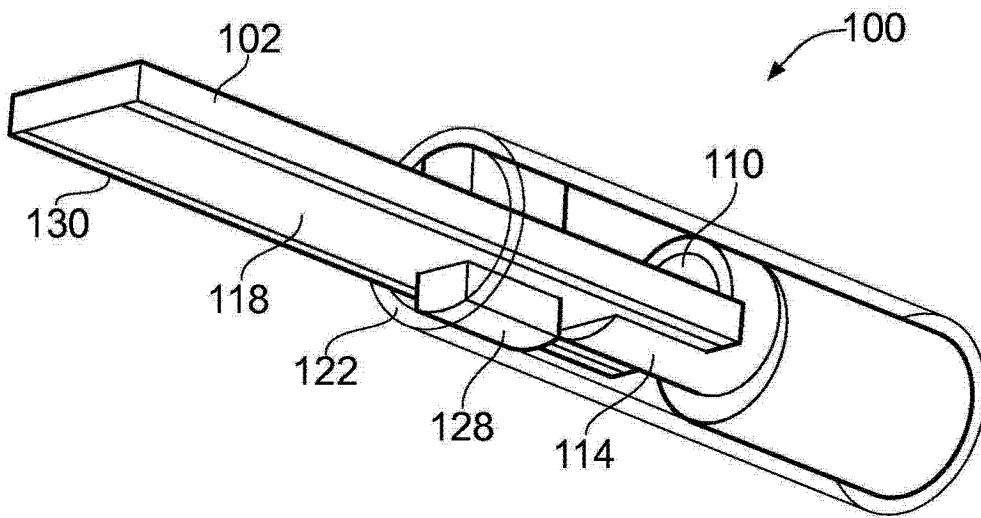


图 2(现有技术)

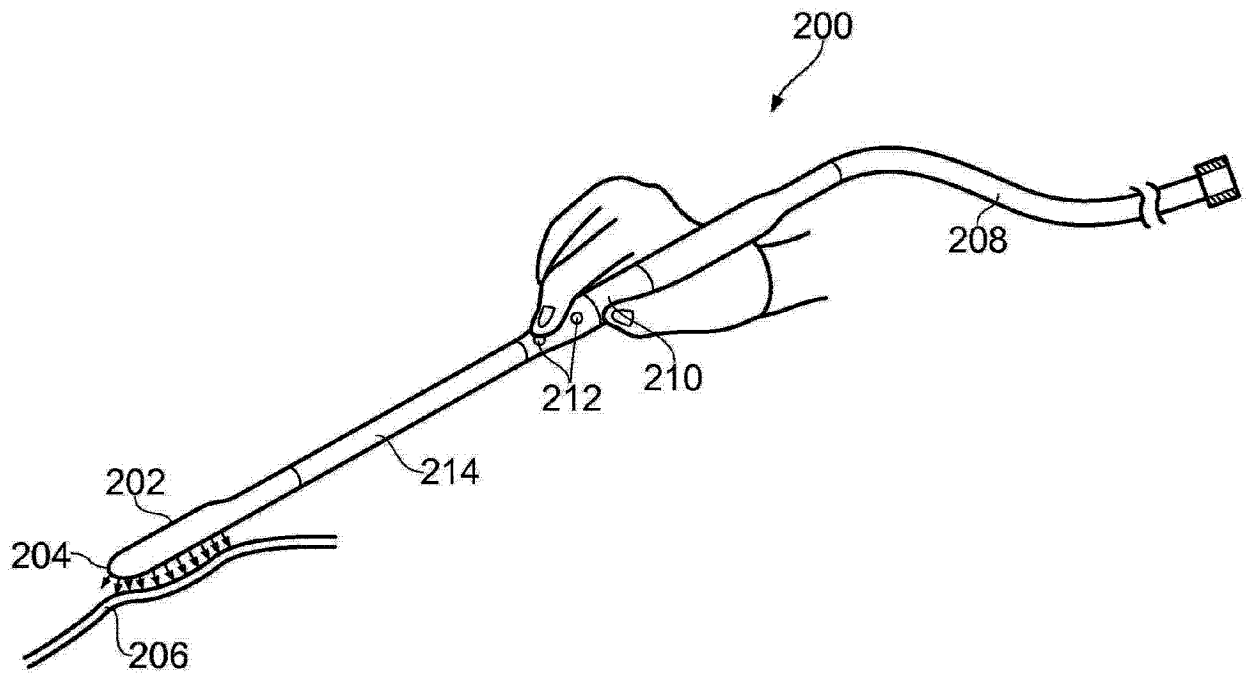


图 3

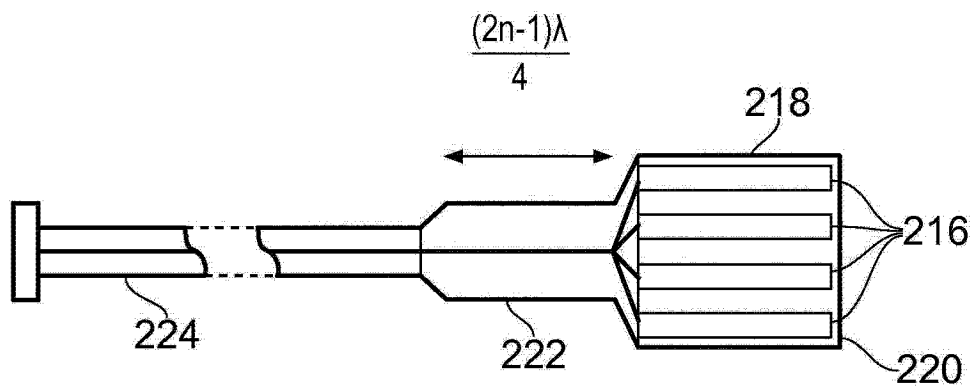


图 4A

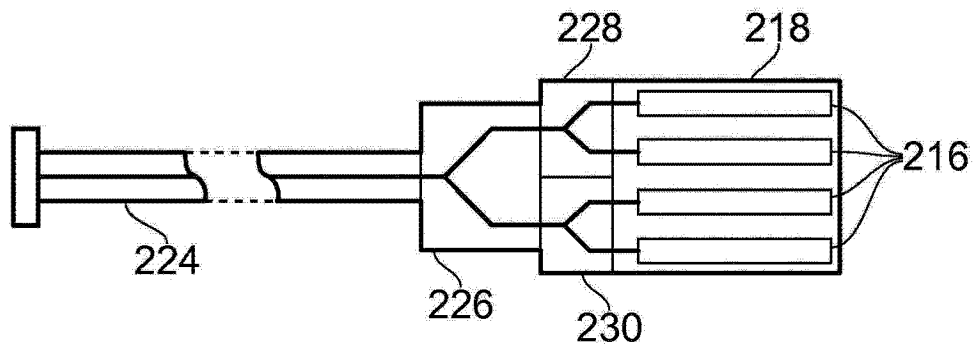


图 4B

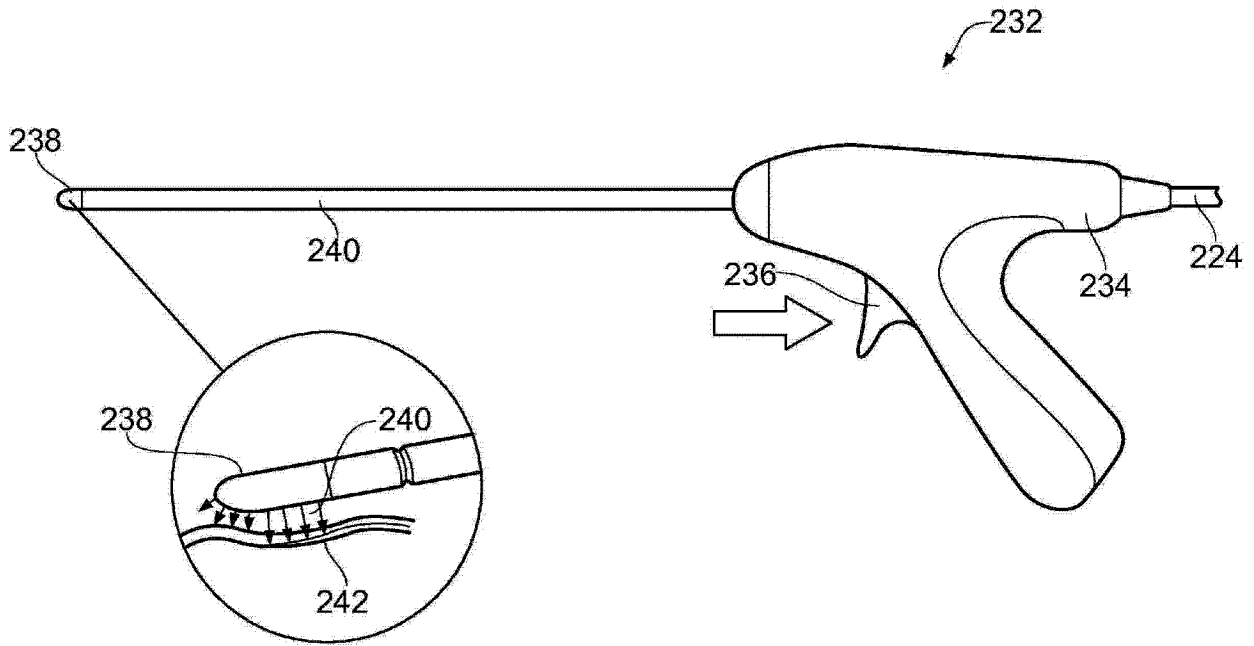


图 5

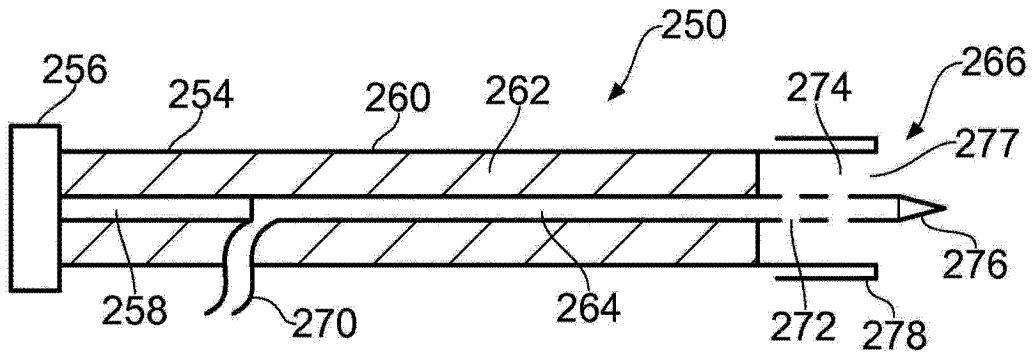


图 6

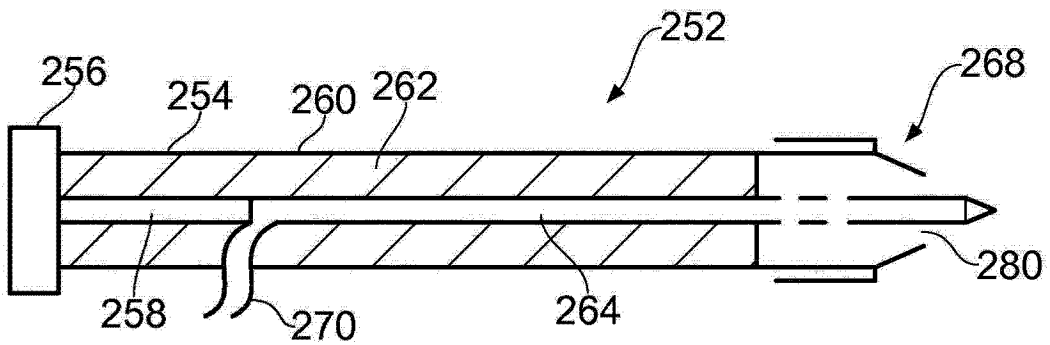


图 7

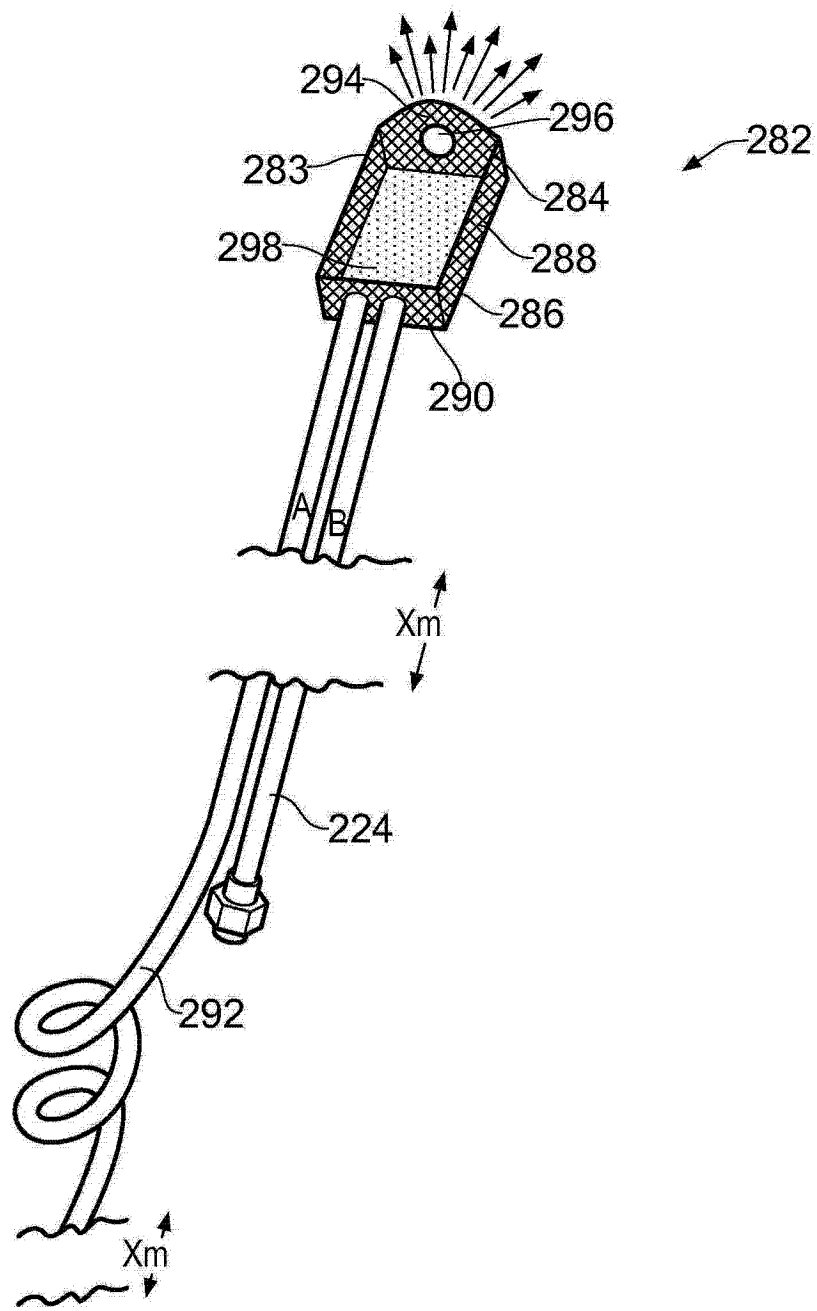


图 8

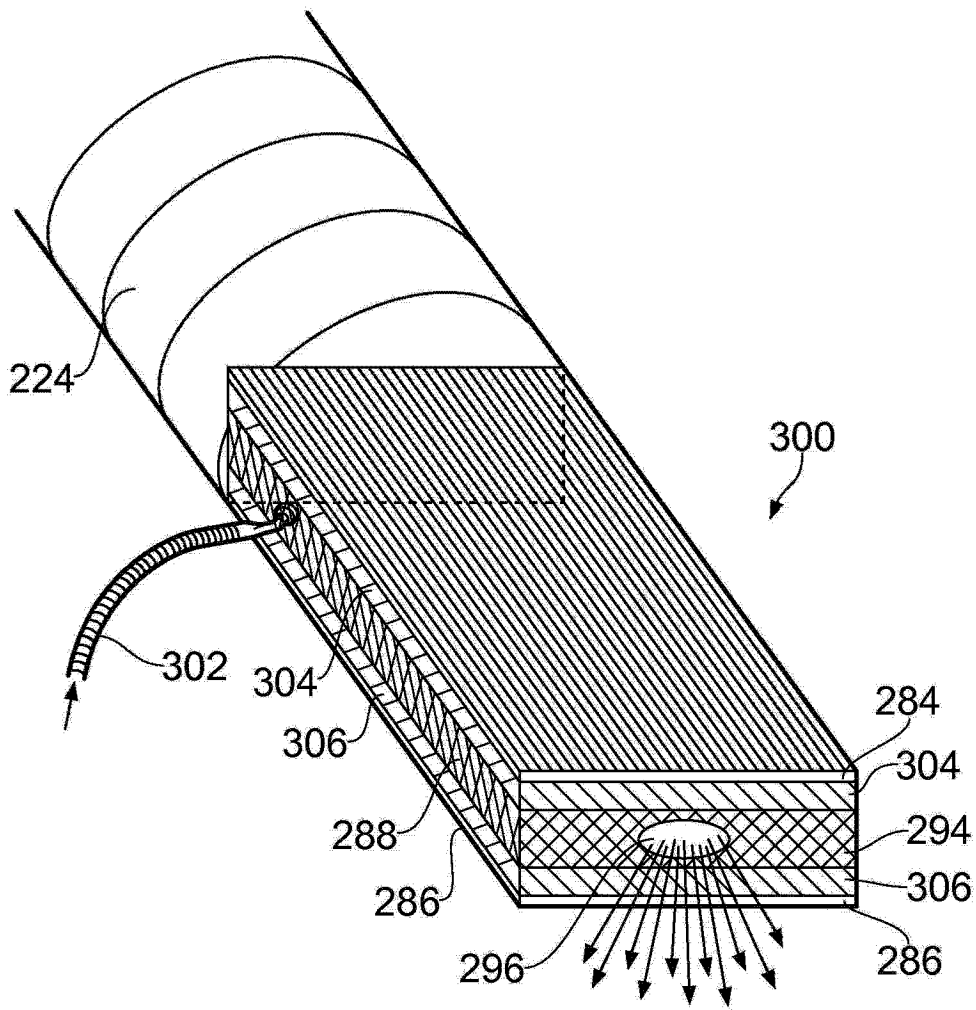


图 9

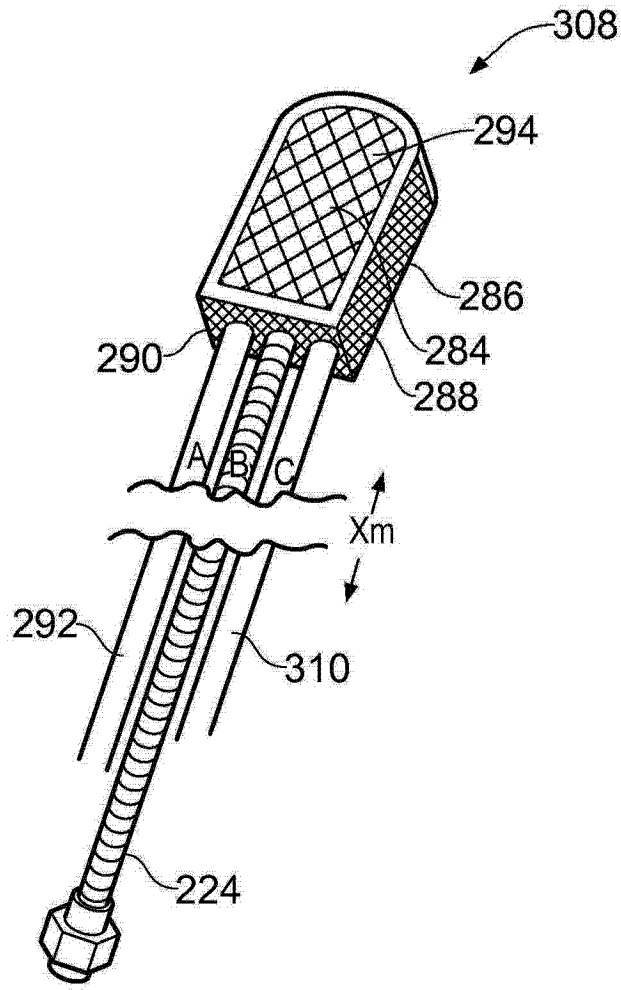


图 10

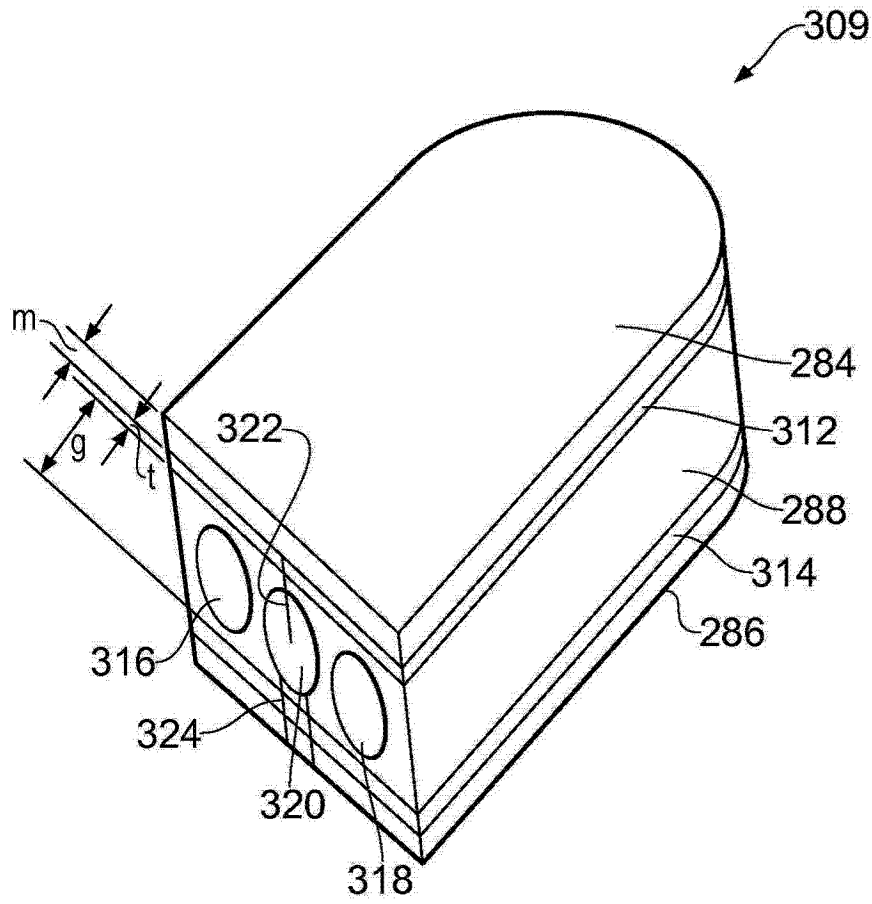


图 11

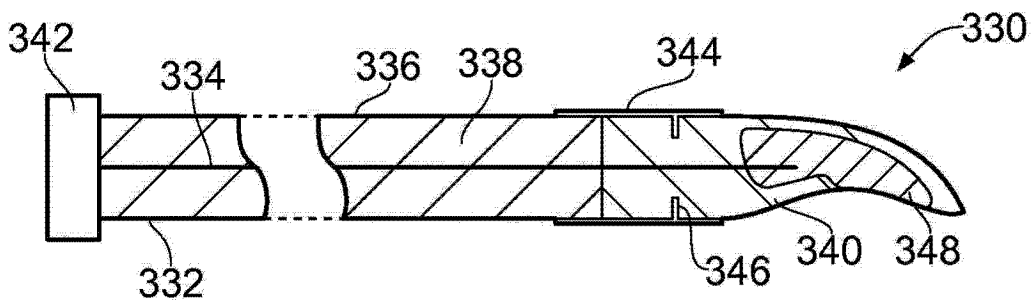


图 12

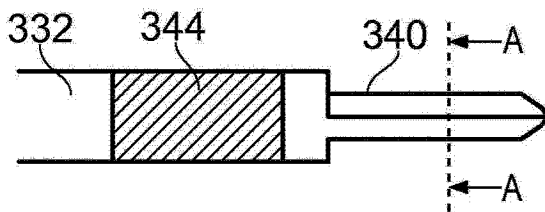


图 13

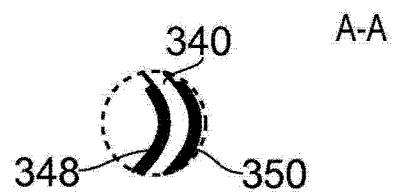


图 14

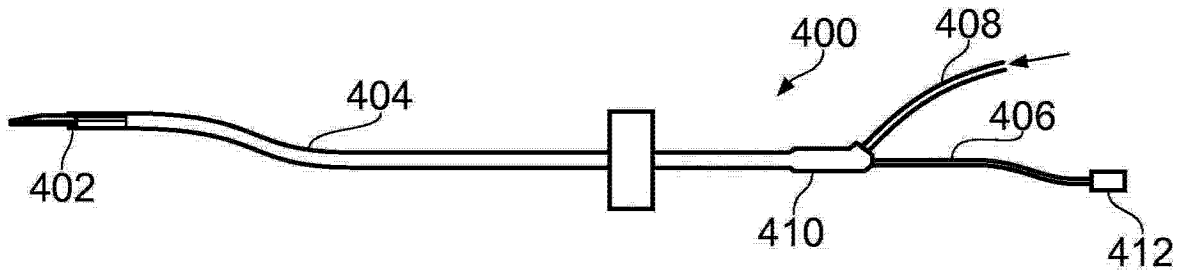


图 15

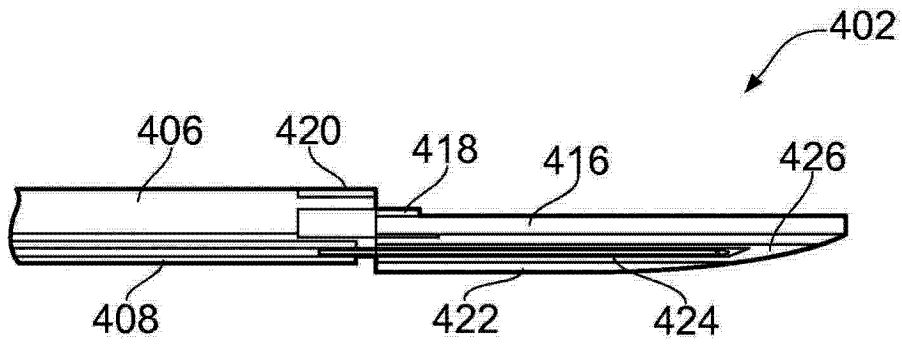


图 16

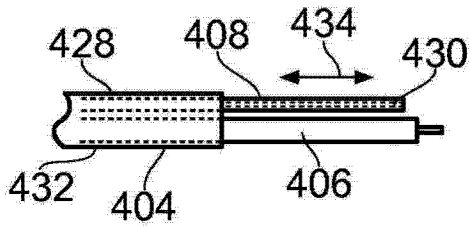


图 17

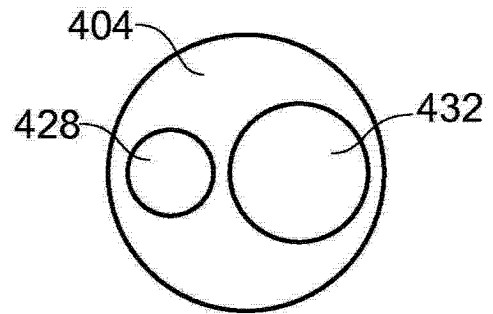


图 18

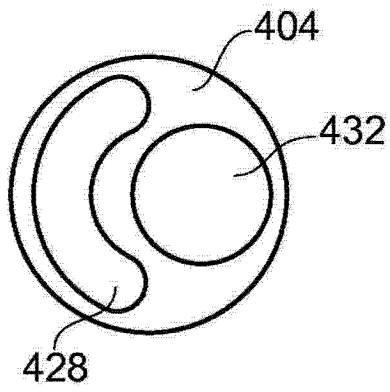


图 19

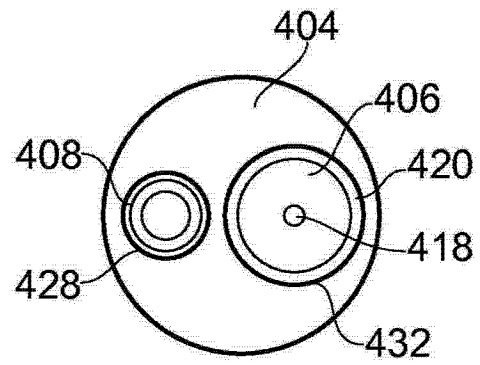


图 20

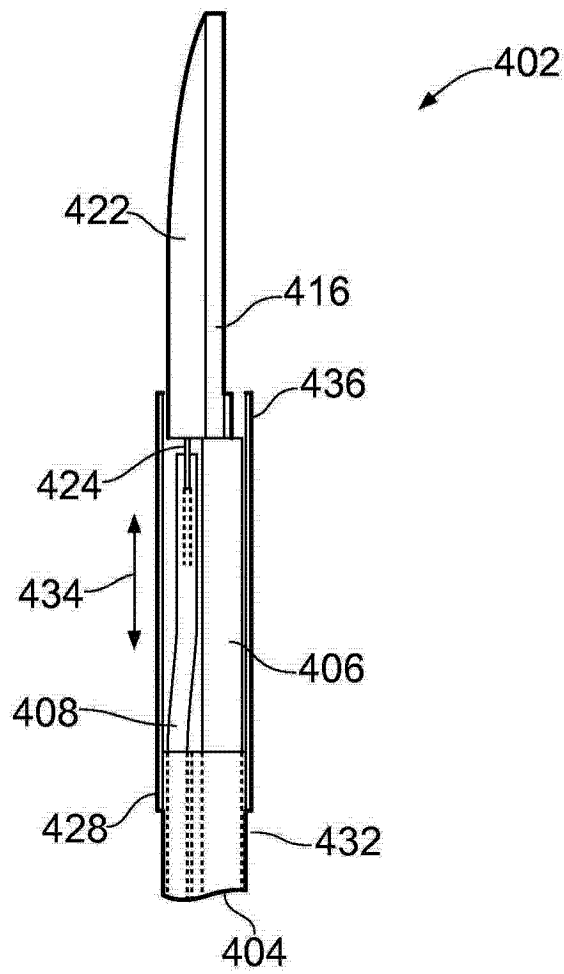


图 21

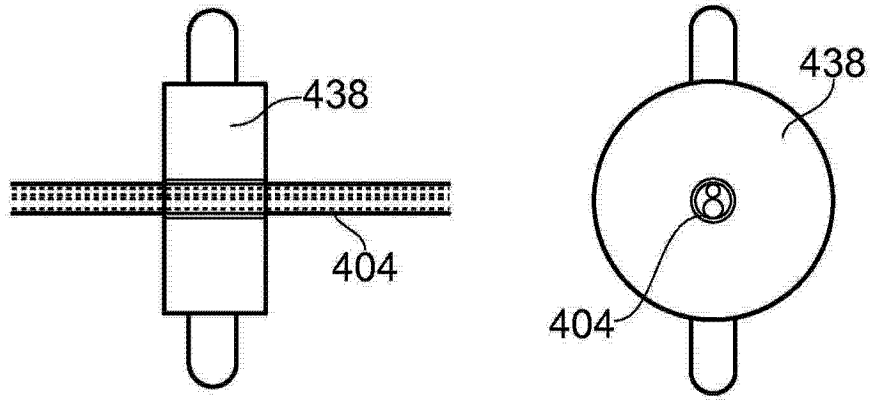


图 22

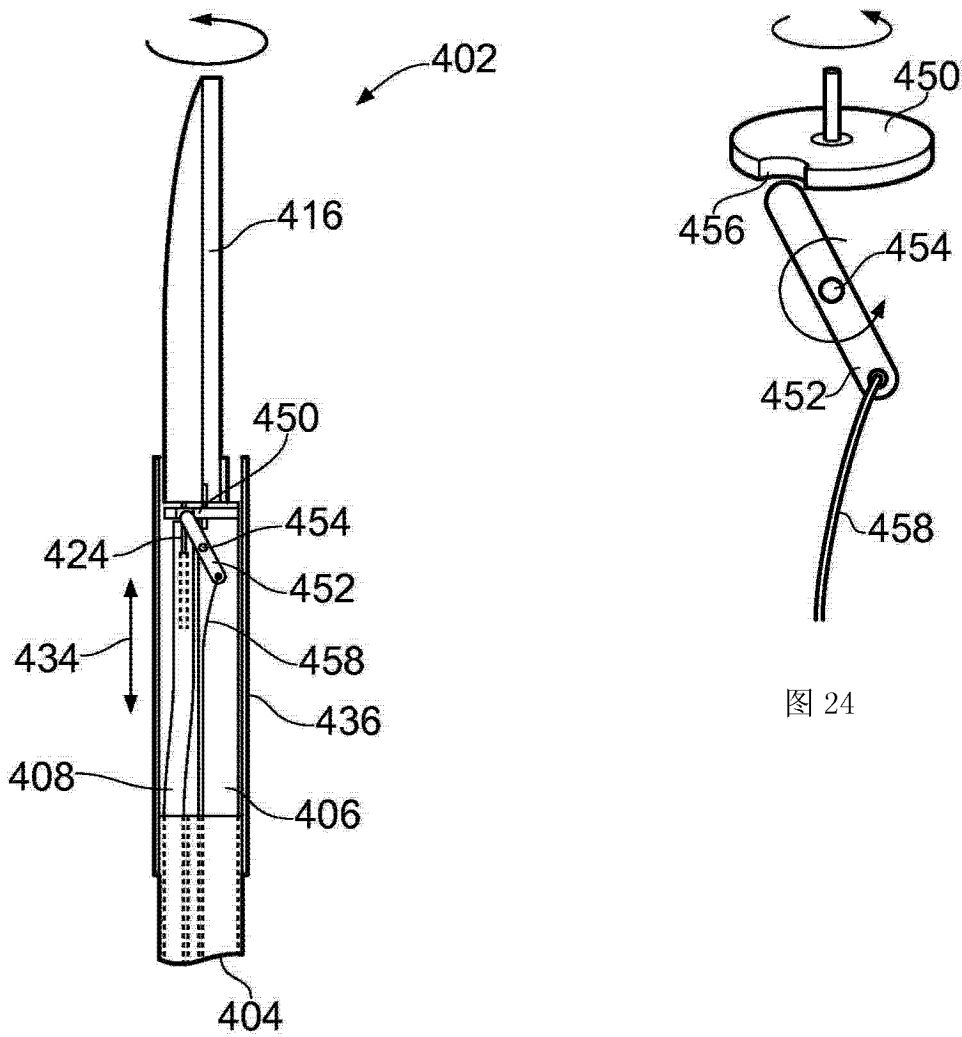


图 24

图 23

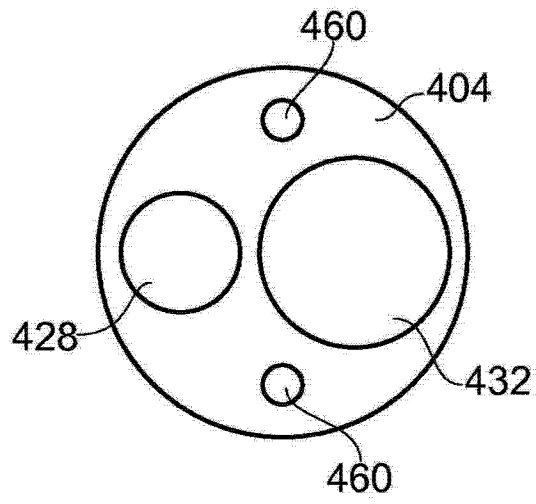


图 25

专利名称(译)	利用双射频和微波电磁能量的电手术器械		
公开(公告)号	CN103329347A	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	CN201280005140.7	申请日	2012-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克里奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克里奥医药有限公司		
[标]发明人	克里斯托弗保罗汉考克 马丁温福德布顿		
发明人	克里斯托弗·保罗·汉考克 马丁·温福德·布顿		
IPC分类号	H01Q1/38 H01Q13/08 A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00202 A61B2018/1876 A61B2018/1892 H01Q13/08 H01Q21/06 A61B18/18 A61B2018/00571 H01Q1/36		
代理人(译)	余刚 李静		
优先权	2011000444 2011-01-11 GB		
其他公开文献	CN103329347B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于将射频 (RF) 电磁 (EM) 能量和微波频率电磁能量从同轴馈送缆线 (406) 经过器械端头传输到组织中的电手术器械 (402) 。器械端头包括分隔第一和第二导电元件的电介质主体 (416) ，该第一和第二导电元件充当激活和返回电极以通过传导传输射频电磁辐射，并且充当天线以辐射微波电磁辐射。所述器械还具有合并至它的端头中 (例如在安装于端头的下侧上的额外的电介质元件 (422) 中) 以用于输送流体的流体供给装置 (424) 。被输送的流体可以是用以协助处理的气体等离子体或者用以在处理之前使组织区域鼓起的液体。所述器械可以装配在内窥镜中。

