



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106999243 B

(45)授权公告日 2020.02.11

(21)申请号 201580056333.9

(22)申请日 2015.10.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106999243 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(30)优先权数据
1418474.1 2014.10.17 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.04.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/074001 2015.10.16

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/059209 EN 2016.04.21

(73)专利权人 科瑞欧医疗有限公司
地址 英国蒙茅斯郡

(72)发明人 C·P·汉考克 M·怀特
G·C·乌尔里克 D·E·韦伯
S·普雷斯顿 S·莫里斯

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.
A61B 18/18(2006.01)
A61B 18/12(2006.01)
A61B 18/14(2006.01)

(56)对比文件
CN 1943523 A,2007.04.11,说明书第6页第6段至第12页第1段及图1-8.

US 6230060 B1,2001.05.08,全文.
CN 101203264 A,2008.06.18,全文.
US 2003088242 A1,2003.05.08,全文.
US 5006119 A,1991.04.09,全文.
US 6509521 B1,2003.01.21,全文.
US 2009299360 A1,2009.12.03,全文.
US 2010004650 A1,2010.01.07,全文.
US 2009082762 A1,2009.03.26,全文.
CN 101534737 A,2009.09.16,全文.

审查员 卢烨

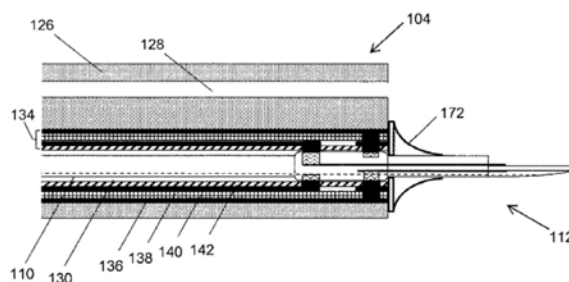
权利要求书3页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

RF和/或微波能量输送结构以及侵入性电外科观测装置

(57)摘要

本发明的实施方案提供一种用于将RF和/或微波能量输送到电外科器械的能量输送结构,其中所述能量输送结构被并入到外科观测装置(例如,内窥镜、腹腔镜等)的插入管中。所述插入管是在侵入性手术期间被引入到患者的身体中的柔性导管,并且可包括器械通道和光学通道。所述能量输送结构可以是形成了适于装配在所述观测装置内(例如,在器械通道内)的衬垫的分层同轴结构。可替代地,所述能量输送结构可以是整体地形成成为所述柔性导管的一部分的同轴结构。



1. 一种用于侵入性电外科手术的能量输送结构,所述能量输送结构包括具有以下各项的同轴分层结构:

最内绝缘层(142);

形成在所述最内绝缘层上的内导电层(140);

与所述内导电层同轴地形成的外导电层(136);以及

使所述内导电层和所述外导电层分开的介电层(138),

其中所述内导电层、所述外导电层和所述介电层形成用于输送射频(RF)和/或微波能量的传输线路,

其特征在于:

所述同轴分层结构可插入在侵入性外科观测装置的柔性插入管(104)中,

其中所述最内绝缘层是中空的以便为所述侵入性外科观测装置形成器械通道(130),并且

其中所述能量输送结构包括:

第一端子(160),其电连接到所述内导电层并且延伸通过所述最内绝缘层进入所述器械通道中;以及

第二端子(162),其电连接到所述外导电层并且延伸通过所述介电层和最内绝缘层进入所述器械通道中。

2. 根据权利要求1所述的能量输送结构,其中所述器械通道具有介于1mm与5mm之间的直径。

3. 根据权利要求1所述的能量输送结构,其中所述第一端子从所述第二端子近侧定位。

4. 一种电外科装置,其包括:

根据任何前述权利要求所述的能量输送结构;以及

安装在所述能量输送结构的所述器械通道中的电外科器械(112),其中所述电外科器械包括:

第一触点(156),其可电连接到所述第一端子(160);

第二触点(158),其电连接到所述第二端子(162);

远侧双极传输结构,其电连接到所述第一触点和所述第二触点以便将所述RF和/或微波能量输送到生物组织中。

5. 根据权利要求4所述的电外科装置,其中所述远侧双极传输结构包括电连接到所述第一触点的第一导电元件(166)和电连接到所述第二触点的第二导电元件(168)。

6. 根据权利要求5所述的电外科装置,其中所述第一触点和所述第二触点形成在于所述双极传输结构近侧定位的连接套环(152)上。

7. 根据权利要求4至6中的任一项所述的电外科装置,其包括用于将控制线(178)和/或流体进料输送到所述电外科器械的导管(110),所述导管被可滑动地安装在所述器械通道中。

8. 根据权利要求6所述的电外科装置,其包括用于将控制线和/或流体进料输送到所述电外科器械的导管,所述导管被可滑动地安装在所述器械通道中,并且其中所述连接套环被安装在所述导管的外表面上。

9. 根据权利要求6所述的电外科装置,其中所述连接套环包括用于在所述器械通道的

远侧端处邻接突出部(170)的肩部。

10. 根据权利要求6所述的电外科装置,其包括延伸套管(154),所述延伸套管在所述电外科器械的远侧端处远离所述连接套环朝向所述双极传输结构轴向地延伸。

11. 根据权利要求10所述的电外科装置,其中所述延伸套管包括介电材料管,并且承载分别在所述第一触点与所述第一导电元件之间和在所述第二触点与所述第二导电元件之间提供电连接的导电结构。

12. 根据权利要求4至6或8至11中的任一项所述的电外科装置,其中所述电外科器械与所述能量输送结构之间的互连的几何形状被配置成在由所述能量输送结构输送的微波能量的频率下创建所述电外科器械与所述能量输送结构之间的阻抗匹配。

13. 根据权利要求4至6或8至11中的任一项所述的电外科装置,其中所述能量输送结构被布置成仅输送RF能量,并且其中所述介电材料由聚酰亚胺形成。

14. 根据权利要求4至6或8至11中的任一项所述的电外科装置,其中所述能量输送结构包括形成RF承载双极传输线路的第一极的附加导体,并且其中所述内导电层和所述外导电层形成所述RF承载双极传输线路的第二极。

15. 根据权利要求14所述的电外科装置,其中所述附加导体是承载在所述器械通道内的导电线。

16. 一种侵入性电外科观测装置,其包括:

具有经由此形成的纵向孔的柔性插入管;

插入在所述纵向孔中的根据权利要求4至15中的任一项所述的电外科装置。

17. 根据权利要求16所述的侵入性电外科观测装置,其中所述柔性插入管在其远侧端处包括停止法兰,所述停止法兰具有悬于所述器械通道的入口之上的突出部。

18. 根据权利要求16或17所述的侵入性电外科观测装置,其中所述柔性插入管包括安装在所述器械通道的入口上方的弹性密封件(172)。

19. 一种侵入性外科观测装置(100),其包括光学通道和具有从其延伸的柔性插入管(104)的自体(102),其中所述柔性插入管包括:

经由此形成的纵向孔,以及

所述纵向孔的壁中的能量输送结构,所述能量输送结构包括具有以下各项的同轴分层结构:

最内绝缘层(142);

形成在所述最内绝缘层上的内导电层(140);

与所述内导电层同轴形成的外导电层(136);以及

使所述内导电层和所述外导电层分开的介电层(138),

其中所述内导电层、所述外导电层和所述介电层形成用于输送射频(RF)和/或微波能量的传输线路,并且

其中所述最内绝缘层是中空的以便形成所述侵入性外科观测装置的器械通道(130)。

20. 根据权利要求19所述的侵入性外科观测装置,其中所述能量输送结构整体地形成在所述纵向孔的所述壁中。

21. 根据权利要求19所述的侵入性外科观测装置,其中所述外导电层和所述介电层的第一部分整体地形成在所述纵向孔的所述壁中,并且其中所述最内绝缘层、所述内导电层

和所述介电层的第二部分形成可被拆卸地安装在所述纵向孔中的衬垫。

RF和/或微波能量输送结构以及侵入性电外科观测装置

发明领域

[0001] 本发明涉及用于将射频(RF)和/或微波能量从电外科发生器运输到电外科器械的能量输送结构(例如,波导或电缆)。特别地,本发明涉及被用在侵入性手术中例如通过内窥镜、腹腔镜等的器械通道引入的电外科器械。例如,本发明可以在自然腔道内窥镜手术(NOTES)中具有特别用途。

[0002] 发明背景

[0003] 电外科器械是出于诸如切割生物组织或者使血液凝固的目的而用于将射频和/或微波频率能量输送到生物组织的器械。射频和/或微波频率能量通常使用电缆来供应给电外科器械。用于此目的的常规电缆具有包括实心或多线圆柱内导体、环绕内导体的介电材料的管状层和环绕介电材料的管状外导体的同轴传输线路结构。

[0004] 当操作许多电外科器械时,通常需要向电外科器械提供附加物料或组件(例如,控制装置),诸如液体或气体进料、液体或气体,或用于操纵(例如打开/关闭、旋转或者延伸/缩回)电外科器械的部分的导线或拉线。

[0005] 为了将这些附加物料或组件提供给电外科器械,已经与常规电缆一起提供了附加结构,诸如与常规电缆相邻的附加管。例如,已知在常规电缆旁边提供收容电外科器械的拉线的附加管,并且已知将常规电缆和收容拉线的管收容在单个保护套/壳体中。

[0006] 通常,观测装置(例如,内窥镜或腹腔镜)的器械通道的直径小于3mm,例如2.8mm。持续挑战是在维持灵活性并且将功率损耗限制于可接受的(即安全的)水平的同时以足够紧凑以适于装配在器械通道内的形式提供充足的功率和以上所提及的附加物料或组件两者。

发明内容

[0007] 最一般地,本发明提出要将用于电外科器械的能量输送结构并入到外科观测装置(例如,内窥镜、腹腔镜等)的插入管中。所述插入管是在侵入性手术期间被引入到患者的身体中的柔性导管。通常它包括器械通道和光学通道(以用于发送光以照明并且/或者捕获插入管的远侧端处的治疗部位的图像)。所述器械通道可以具有适合于容纳侵入性外科工具的直径。所述直径可以与常规外科观测装置中所发现的相同,例如1mm或更大,优选地1.4mm或更大,优选地2.8mm或更大,优选地3.2mm或更大。所述直径优选地不超过5mm,例如在1至5mm或1.4至5mm或2.8至5mm或3.2mm至5mm的范围内。

[0008] 在本发明中,能量因此可以不依赖于通过所述器械通道运行到所述电外科器械的任何控制线路或进料线路而通过所述插入管输送到所述电外科器械。因此,本发明可以增加可用于要与所述电外科器械一起使用的附加物料(例如,流体进料)或组件(例如,控制线)的空间。而且,本发明可以减少或者消除此类附加物料或组件对所输送的能量具有的影响。

[0009] 本发明可以提供在所述插入管本身的壁内环绕所述器械通道或者作为所述器械通道的衬垫(例如,可拆卸盖)或者作为两者的组合的能量输送结构。

[0010] 通过在所述器械通道外部提供所述能量输送结构,本发明允许使用更大直径导电(例如,同轴)结构。这些结构可以具有比常规更小直径电缆较低的损耗,这进而可以使得能够将更多功率安全地输送到所述电外科器械。

[0011] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于侵入性电外科手术的能量输送结构,所述能量输送结构包括具有以下各项的同轴分层结构:最内绝缘层;形成在所述最内绝缘层上的内导电层;与所述内导电层同轴地形成的外导电层;以及使所述内导电层和所述外导电层分开的介电层,其中所述内导电层、所述外导电层和所述介电层形成用于输送射频(RF)和/或微波能量的传输线路,其中所述同轴分层结构可插入在侵入性外科观测装置(例如,内窥镜、腹腔镜等)的柔性插入管中,并且其中所述最内绝缘层是中空的以便为所述侵入性外科观测装置形成器械通道。

[0012] 形成在所述最内绝缘层中的所述器械通道的直径优选地是3mm或更小,例如2.8mm。

[0013] 所述能量输送结构可以例如在其远侧端处包括第一端子和第二端子,所述第一端子电连接到所述内导电层并且延伸通过所述最内绝缘层进入所述器械通道中,所述第二端子电连接到所述外导电层并且延伸通过所述介电层和所述最内绝缘层进入所述器械通道中。所述第一端子和所述第二端子可以被布置成形成对应形成在可插入在所述器械通道中或者通过所述器械通道的电外科器械上的触点的电连接(例如,以物理方式啮合)。所述第一端子和所述第二端子分别可以形成在所述内导电层和所述外导电层的远侧端处。所述外导电层可以比所述内导电层在远侧方向上纵向延伸更远,由此所述第一端子从所述第二端子近侧定位。

[0014] 在本文中,术语“内”意指径向地更靠近所述器械通道的中心(例如,轴线)。术语“外”意指径向地更远离所述器械通道的中心(轴线)。

[0015] 除非上下文另外规定,否则术语“导电的”在本文中用于意指电传导的。

[0016] 在本文中,术语“近侧”和“远侧”分别是指所述能量输送结构的更远离所述治疗部位和更靠近所述治疗部位的端。因此,在使用中,近侧端更靠近用于提供所述RF和/或微波能量的发生器,然而远侧端更靠近所述治疗部位,即患者。

[0017] 电外科器械可以是在外科手术期间使用并且利用RF或微波能量的任何器械或工具。在本文中,射频(RF)可以意指10kHz至300MHz范围内的稳定的固定频率并且微波能量可以意指具有300MHz至100GHz范围内的稳定的固定频率的电磁能量。所述RF能量应该具有足够高以防止所述能量引起神经刺激并且足够低以防止所述能量对组织结构引起组织热烫或不必要的热余量或损坏的频率。用于所述RF能量的优选标定频率包括以下各项中的一个或多个:100kHz、250kHz、400kHz、500kHz、1MHz、5MHz。用于所述微波能量的优选标定频率包括915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHz。

[0018] 由所述最内绝缘层形成的所述器械通道可以作为常规器械通道,例如以容纳将电外科器械输送到其远侧端的导管。所述导管可以是用于承载在使用所述电外科器械时所需的其他组件的中空管,所述其他组件诸如气体或液体进料,或者拉线或其他控制装置可通过所述导管的内部进料。通过在所述器械通道的所述壁中提供所述能量输送结构,本发明可以使可用于这些组件的空间最大化。

[0019] 所述同轴分层结构可以形成可容纳在所述外科观测装置的所述柔性插入管中的

衬垫。在一个实施方案中,所述外导电层和所述介电层的一部分可以通过所述柔性插入管直接(例如,永久地)形成在纵向孔的内表面上。在这种情况下,所述衬垫可以包括同轴结构,所述同轴结构包括所述最内层、所述内导电层和所述介电层的另一部分。所述衬垫可能可插入到所述纵向孔中以紧密地压靠形成在其中的所述介电层的所述部分。热效应可以用于使所述衬垫收缩和膨胀以创建没有空气间隙的紧密配合。

[0020] 以上所讨论的所述衬垫可以是单用途或多用途的。将所述能量输送结构部分地形成在所述柔性插入管中并且部分地形成成为衬垫的优点是它有利于特别是在两个导电层在组装期间被覆盖(保护)的情况下的制作和组装。

[0021] 在本发明的另一方面,所述能量输送结构可以被制作作为所述柔性插入管的不可分割的一部分,即所述外科观测装置的永久组件。

[0022] 所述柔性插入管可以在其远侧端处包括停止法兰,所述停止法兰具有悬于所述器械通道的入口之上以限制可将所述电外科器械推出所述远侧端的程度的突出部。所述柔性插入管也可以具有安装在所述器械通道的所述入口上方的弹性密封件。所述弹性密封件可以包括环形膜片,所述环形膜片可变形以容许所述电外科器械离开所述器械通道但是防止来自所述治疗部位的物质往回进入到所述器械通道中。

[0023] 所述电外科器械可以在其远侧端处包括第一导电元件和第二导电元件,其一起形成用于将RF和/或微波能量输送到所述治疗部位处的生物组织中的双极传输结构。如以上所讨论的,可能期望将所述能量输送结构连接到所述电外科器械以便将RF和/或微波能量输送到所述双极传输结构中。为了实现此连接,所述电外科器械可以包括具有第一触点和第二触点的连接套环,所述第一触点用于连接到所述第一端子,所述第二触点用于连接到所述第二端子。所述第一触点和所述第二触点分别可以电连接到所述第一导电元件和所述第二导电元件。

[0024] 可以经由通过所述器械通道馈送的导管将所述电外科器械引入到所述器械通道的远侧端。所述连接套环可以被安装在所述导管上,并且可以包括具有比所述导管的直径大的直径的圆柱体。所述圆柱体的外表面可以接近(例如,接触)所述能量输送结构的所述最内层,以确保所述第一触点与所述第一端子之间和所述第二触点与所述第二端子之间的安全啮合。所述第一端子和所述第二端子可以稍微从所述最内层朝内突出。所述连接套环可以包括用于邻接所述停止法兰以将所述套环安全地定位在适当位置的肩部。

[0025] 所述电外科器械可以包括在所述电外科器械的远侧端处远离所述连接套环朝向所述双极传输结构轴向地延伸的延伸套管。在使用时,所述延伸套管因此可以从所述器械通道的端部突出。所述延伸套管可以包括介电材料管,并且可以承载分别在所述第一触点与所述第一导电元件之间并且在所述第二触点与所述第二导电元件之间提供电连接的导电结构(例如,导电杆等)。所述导电结构可以包括常规同轴电缆的短长度。

[0026] 如果所述电外科器械被布置成从所述能量输送结构接收微波能量,则可能期望所述电外科器械被配置成在微波能量的频率下使所述能量输送结构的阻抗与所述电外科器械的阻抗相匹配。这可以通过以下方式来实现:例如基于微波场模拟、实验测量结果等选择所述第一和第二端子、所述连接套环的几何形状(例如,大小和/或形状)以及所述延伸套管的导电结构与所述双极传输结构之间的连接。提供阻抗匹配减少或者消除能量输送路径中的不同几何形状之间的过渡点处的功率反射,并且因此可以使得能够将功率更高效地输送

到所述电外科器械。所述延伸套管中的所述导电结构可以具有为所述微波能量的波长一半的倍数的电长度,以致使它在任何阻抗匹配几何形状中实际上不可见。

[0027] 如果所述电外科器械被布置成从所述能量输送结构接收RF能量,则可能期望防止在所述内导电层与所述外导电层之间发生电压击穿。这可以通过使用具有高击穿阈值的材料(例如,Kapton®聚酰亚胺带)作为所述介电层来实现。可替代地,如果所述电外科器械被布置成从所述能量输送结构接收RF能量和微波能量两者,则可能期望为所述RF能量和微波能量创建单独的通路,因为适合于支持微波能量传播的低损耗介电材料可能不具有足够高的击穿阈值以安全地使承载RF能量的导体绝缘。因此,所述能量输送结构可以包括形成RF承载双极传输线路的第一极的附加导体,并且其中所述内导电层和所述外导电层形成所述RF承载双极传输线路的第二极。例如所述附加导体可以是承载在所述器械通道内的导电线。在此布置中,所述最内绝缘层可以由具有所需击穿特性的材料(例如,聚酰亚胺)制成。在提供附加导体来承载所述RF能量的情况下,所述能量输送结构的所述内导电层和所述外导电层可以在其近侧端处电连接(短路)。

[0028] 定位在所述器械通道中的所述附加导体可以是具体地用于此目的的导电杆或管。可替代地,通过所述器械通道的附加组件可以充当所述附加导体。例如,用于向所述电外科器械供应液体或气体的管或导线或拉线的外壳可以由导电材料形成或者涂覆有导电材料,并且可以作为所述附加导体。发生器然后可以用于使用所述外导电层(或内导电层)和所述附加导体来与微波频率信号分开地将射频信号输入到所述电缆中,所述微波频率信号被输入到所述内导电层和所述外导电层。所述电外科器械可以包括用于电连接到所述附加导体的专用触点或端口。

[0029] 利用诸如此的布置,可能有必要在所述能量输送结构的远侧端处提供诸如双工器的配置以防止更高电压的射频信号沿着所述内导电层和所述外导电层反向行进,并且/或者以防止所述微波信号沿着所述附加导体反向行进。

[0030] 所述介电层可以包括介电材料实心管或具有多孔结构的介电材料管。为介电材料实心管可以意味着所述介电材料是基本上均质的。具有多孔结构可以意味着所述介电材料是基本上不均质的,具有显著数量或量的空气囊或空隙。例如,多孔结构可以意指蜂窝结构、网状结构或泡沫结构。所述介电材料可以包括PTFE或另一低损耗微波介电质。所述介电材料可以组成具有至少0.2mm(优选地至少0.3mm,更优选地至少0.4mm,例如介于0.3mm与0.6mm之间)的壁厚度的管。

[0031] 所述内导电层和/或所述外导电层可以包括:在材料管的内部或外部上的金属涂层;靠着材料管的内部或外部定位的金属实心管;或嵌入在材料管中的编织导电材料的层。所述内导电层和/或所述外导电层可以包括银涂层。所述内导电层和/或所述外导电层可以具有约0.01mm的厚度。

[0032] 不是为突出部,而是所述第一端子和所述第二端子中的一个或两个可以包括例如形成在所述最内绝缘层中的凹部。所述连接套环(以上讨论)例如形成在所述电缆的端面中,以用于在所述电外科器械的端面上容纳对应的导电突起。

[0033] 在一种配置中,所述能量输送结构可以被制作为多个层,例如中空内管状层(所述最内层);所述中空内管状层的外表面上的导电材料的层(内导电层);所述导电材料的外表面上的介电材料管(介电层;以及所述介电材料管的外表面上的导电材料的层(外导电层)。

所述结构可以或者可以不包括这些层中的一些或全部之间的空气间隙。避免空气间隙的优点是可以使所述电缆中的损耗最小化。在一个示例中,可通过在前面的(内)层上顺序地涂覆每个后续层来制造此结构。可替代地,可通过将所述层中的一个或多个形成为第一部分并且将所述层中的一个或多个形成为第二部分并且然后在彼此内部使一个部分滑动来做出此结构。所述中空内管状层优选地包含聚酰亚胺,但是可以是PTFE或其他适合的绝缘材料。所述中空内管状层可以具有0.1mm的厚度。

[0034] 通过在侵入性外科观测装置的器械通道的壁内提供能量输送结构,本发明可以允许实现电外科器械和非电外科器械两者。换句话说,所述侵入性外科观测装置可以常规(非电外科)方式操作。

附图说明

[0035] 在下面参考附图详细地讨论本发明的示例,在附图中:

[0036] 图1是用于其中可使用根据本发明的能量输送结构的侵入性手术的电外科系统的示意图;

[0037] 图2是作为本发明的实施方案的内窥镜的插入管的横截面视图;

[0038] 图3A是在电外科器械在其器械通道中的情况下作为本发明的实施方案的内窥镜的远侧尖端部分的横截面视图;

[0039] 图3B是仅图3A中所示的电外科器械的横截面视图;

[0040] 图3C是仅图3A中所示的内窥镜的远侧尖端部分的横截面视图;

[0041] 图4A是示出作为本发明的实施方案的内窥镜的能量输送衬垫的示意图;

[0042] 图4B是示出作为本发明的实施方案的内窥镜的另一能量输送衬垫的示意图;

[0043] 图5是具有整体形成在其中的同轴能量输送结构的内窥镜插入管的示意横截面视图;

[0044] 图6是示出沿着同轴能量输送结构的每米损耗如何随着使同轴内外导体分开的介电壁的厚度而变化的曲线图;

[0045] 图7是示出针对每米损耗的不同值,中空同轴能量输送结构内的可用面积如何改变外径的函数的曲线图;以及

[0046] 图8A、图8B和图8C示出根据本发明的三个能量输送衬垫几何形状的示意横截面视图,所述三个能量输送衬垫几何形状中的每一个适合于安装在内窥镜的器械通道中。

具体实施方式

[0047] 图1是其中可以使用本发明的侵入性电外科系统100的示意图。系统100包括具有主体102和从主体102延伸的柔性插入管104的内窥镜,所述柔性插入管104适合于插入到身体中以接近治疗部位。插入管104收容各种通道,例如器械通道和观察通道。观察通道可以承载适合于将治疗部位的图像输送到观察口106的光学设备。器械通道104可以包括用于输送射频(RF)和/或微波能量的装置。电外科发生器118经由电缆120连接到主体102,所述电缆120将RF和/或微波能量承载到主体102中并且电连接到器械通道中的能量输送装置。可以通过从发生器起的同轴电缆与能量输送结构的传输线路之间的“T”形连接来提供此电连接。优选地,在“T”形接合点与发生器上的器械口之间存在滤波器或扼流器以防止微波泄漏

到器械口。必须从“T”形接合点将此置于微波频率下的波长一半处,使得“T”形接合点具有高回波损耗,即不将很大比例的微波能量反射回到发生器。能量输送结构中的传输线路的近侧端在RF能量将被发送的情况下开路以便不使RF电压短路。所述近侧端也被绝缘和保护,使得它不由于RF电压而击穿或者使操作者暴露在高RF电压下。

[0048] 主体102包括用于将电外科器械容纳到器械通道中的器械口108。电外科器械包括在其远侧端处具有器械尖端112的柔性导管110,所述器械尖端112被布置成从柔性插入管104中的能量输送装置接收RF和/或微波能量。器械尖端112包括用于将接收RF和/或微波能量输送到生物组织中(例如,以协助治疗,例如切割或凝固)的能量输送部分。

[0049] 导管110在其近侧端处连接到旋转器114,所述旋转器114用来相对于器械通道使导管(并且因此器械尖端112)旋转。导管110可以包含一条或多条控制线,例如拉/推杆等。控制线可以离开导管的近侧端以使滑动器116啮合,所述滑动器116操作来使控制线延伸和缩回以在器械尖端处实现动作。

[0050] 在此实施方案中,导管110还被布置成容纳连接到流体输送机构124(例如,可手动地或自动地操作的注射器或泵)的柔性流体进料管道122。柔性流体进料管道122可以例如在导管110内或者在导管旁边延伸通过柔性插入管104的器械通道。器械尖端112可以包括与柔性流体进料管道122流体连通的流体输送口(未示出),例如可缩回针。流体输送口能可操作来将流体(例如盐水)输送到治疗部位,例如以冲洗或者清洗所述区域,或者以被注入到组织中,例如以作为息肉切除术手术中的初步步骤使无蒂息肉鼓起。

[0051] 流体进料管道122可以在导管110的近侧端处的密封接合点处终止。在此布置中导管110本身可以为近侧端与器械尖端112之间的流体提供流体流路径。在此布置中,器械尖端可以在导管110的远侧端处提供密封接合点,并且流体输送口可以包括与导管110的内部流体连通的近侧入口(其可以由手术者打开和关闭),以便创建到治疗部位的流体流路径。

[0052] 根据本发明,在柔性插入管104中(例如,在器械通道的壁中)存在能量输送结构,以用于将RF和/或微波能量承载到器械尖端112。此布置具有两个优点。首先,意味着导管110不需要承载电缆或其他能量输送装置。结果,存在用于将控制线、流体等承载到器械尖端112的更多空间,而且控制线、流体的存在对RF和/或微波能量没有影响。其次,此布置使得能量输送结构能够具有在它要适合装配在导管内的情况下将必要的更大尺寸。结果,能量输送结构可具有比在常规电外科系统中低的损耗,这进而使得能够将更多功率安全地输送到器械尖端112。

[0053] 图2是图1中所示的柔性插入管104的短部分的示意横截面视图。为了清楚已经放大附图中的一些特征件的尺度。柔性插入管104由弹性可变形的圆柱构件126形成,所述弹性可变形的圆柱构件具有经由此形成的至少两个纵向通路。第一通路形成观察通道128,光纤束可以通过所述观察通道传递以输送光并且/或者返回捕获的图像。第二通路形成器械通道130,以上所讨论的导管110通过所述器械通道传递。器械通道130可以具有3mm或更小(例如,2.8mm)的直径132。

[0054] 在常规观测装置中,器械通道的内表面由弹性可变形的圆柱构件126形成。然而,根据本发明,柔性插入管104包括环绕由作为能量输送结构的多个层形成的器械通道130的壁134,所述能量输送结构在此示例中是同轴能量输送结构。

[0055] 壁134包括外导电层136(例如由银或镀银铜形成)、与外导电层136的内表面接触

的介电层138(例如由PTFE或其他适合的柔性低损耗材料形成)、与介电层138的内表面接触的内导电层140(例如由银或镀银铜形成)和与内导电层140的内表面接触的绝缘最内层142(例如由聚酰亚胺或PEEK形成)。

[0056] 外导电层136和内导电层140具有比他们将输送的微波能量的集肤深度大的厚度,但是仍然足够薄以允许插入管104挠曲。例如外导电层136和内导电层140可以由箔或编织材料形成。

[0057] 外导电层136、内导电层140和使他们分开的介电层138一起形成适合于输送RF和/或微波能量的同轴结构。在一些实施方案中,所述能量输送结构可以仅用于输送RF能量。在此类布置中,期望防止外导电层136与内导电层140之间的电压击穿。在此类仅RF示例中,介电层138可以优选地由具有高击穿强度的介电质形成。例如,可以使用Kapton®聚酰亚胺膜,其击穿强度在亚mm厚度范围内为 118kVmm^{-1} 。

[0058] 在将输送微波能量的情况下,期望介电层138在微波能量的频率下展示出低损耗。例如,在5.8GHz下PTFE是适合的低损耗介电质。

[0059] 图3A是图2中所示的柔性插入管104的远侧端的示意图,现在其中导管110和器械尖端112插入在器械通道130中。

[0060] 单独示出在图3B中的器械尖端112包括附接到导管110的远侧端的连接套环152、从连接套环152远侧延伸的延伸套管154以及在延伸套管154的远侧端处连接的切除器械。该切除器械由一件刚性介电质144和形成在下表面148下面的平滑锥形介电质150形成,所述刚性介电质144在其上表面146和下表面148上具有导电涂层(未示出)。

[0061] 连接套环152包括具有一定直径的短刚性圆柱部分,所述直径被选择为紧密地装配在器械通道中使得连接套环的外表面与限定器械通道130的表面(即,壁134的内表面)物理接触。连接套环152可以具有比导管110的直径大的直径。

[0062] 一对触点156、158形成在连接套环152的外表面上。触点156、158可以环绕外表面的全部或部分延伸。在此实施方案中,后(即近侧)触点156被布置成电连接到器械通道130的壁134中的能量输送结构的内导电层140,并且前(即远侧)环形触点158被布置成电连接到器械通道130的壁134中的能量输送结构的外导电层136。

[0063] 为了实现这些电连接,壁134具有在器械通道130的远侧端处通过最内层142突出的一对纵向间隔开的端子160、162,如图3C中所示。端子160、162可以环绕器械通道130的内表面的全部或部分延伸。在此实施方案中,后(即近侧)端子160从内导电层140的远侧端延伸通过最内层142,并且前(即远侧)端子162从外导电层136的远侧端延伸通过介电层138和最内层142两者。

[0064] 外导电层136纵向延伸越过内导电层140的远侧端。内导电层140因此在后端子160处终止,即在前端子162之前存在越过内导电层140的远侧端定位的间隙164(例如,空气间隙或其他绝缘材料)。

[0065] 导电杆166从后触点156延伸通过延伸套管154以为该件刚性介电质144的上表面146上的导电涂层提供电连接。上表面146因此电连接到器械通道130的壁134中的能量输送结构的内导电层140。类似地,导电杆168从前触点158延伸通过延伸套管154以为该件刚性介电质144的下表面148上的导电涂层提供电连接。下表面148因此电连接到器械通道130的壁134中的能量输送结构的外导电层136。

[0066] 延伸套管154可以是用于既保护导电杆166、168又使其电绝缘的介电材料的刚性管。可以选择延伸套管154的长度以使得器械能够从器械通道130的远侧端突出可用距离。延伸套管154可以具有对应于由延伸套管154所输送的微波能量的波长一半的电长度。导电杆166、168可以被介电质(例如,胶、塑料或某种其他绝缘体)单独地包封(例如,涂覆或以其他方式覆盖),以尤其在它们靠近在一起的情况下防止击穿。

[0067] 连接套环152的远侧端可以紧靠形成在器械通道130的远侧端处的停止法兰170。器械尖端112因此可例如通过在导管110上维持推力利用触点156、158与端子160、162之间的电连接而固定在适当的位置。尽管在此实施方案中,连接套环152执行电连接和物理停止的双重功能,然而这些功能有可能通过单独的特征件来执行,在此情况下连接套环152可以更向后位于器械通道130中并且延伸套管154可以更长。

[0068] 为了防止材料从治疗部位反向逸出到器械通道中,可以在到器械通道130的入口上方形成密封件172。密封件172可以包括弹性闸门,通过所述弹性闸门可推动器械但是在该器械被移除时所述弹性闸门关闭以形成流体紧盖(如图3C中所示)。

[0069] 导管110可以是用于将控制线路或流体进料178输送到器械的中空管。在此实施方案中,流体线路延伸直通到器械的远侧端,例如以用于将盐水输送到治疗部位。

[0070] 在实践中,可能期望与柔性插入管104分开地形成壁134,例如作为可在单独的组装步骤中引入到柔性插入管104中的可插入单或多用途衬垫。

[0071] 图4A是示出这种衬垫174被插入到柔性插入管104中的第一示例的示意横截面图。在此示例中衬垫174具有与以上所描述的壁134相同的结构。特别地,通过衬垫174的内部通道具有器械通道的所需尺寸(例如,2.8mm的直径)。衬垫可以通过挤压最内层142、用导电材料涂覆其外表面以形成内导电层140、在内导电层140的外表面上挤压或者以其他方式形成介电层138并且最终用导电材料涂覆其外表面以形成外导电层136而形成。可以通过过盈配合(例如,通过使用热效应来使衬垫174膨胀并且紧紧地装配在可用空间内)使衬垫174固定到柔性插入管。

[0072] 图4B是示出衬垫176被插入到柔性插入管104中的第二示例的示意横截面图。在此示例中,壁134的一部分(例如永久地)形成在插入管104中并且一部分作为衬垫176被插入。因此,柔性插入管104中的纵向通路的内表面可以被涂覆有导电材料以形成外导电层136。介电层137可以形成,例如挤压在外导电层136的内表面上。单独地,衬垫176可以通过挤压最内层142、用导电材料涂覆其外表面以形成内导电层140、在内导电层140的外表面上挤压或者以其他方式形成介电层139而形成。当衬垫176被插入到柔性插入管104中时,介电层136、137彼此以物理方式啮合以形成执行与以上所讨论的介电层138相同的功能的单个介电层。此示例可能是所希望的,因为它避免了在组装期间使导电层暴露,这因此可以降低损坏的风险。

[0073] 图5示出本发明的另一实施方案,其中同轴能量输送结构例如同轴传输结构被并入到内窥镜的插入管的外层中。图5是内窥镜插入管200的横截面视图。插入管200包括由器械通道204、两个照明通道206、一个光学通道208和一流体通道210形成的管状主体202。同轴传输线路形成在管状主体202外部。同轴传输线路包括形成在管状主体202的外表面上的内导体212、位于内导体212上的介电材料层214和位于介电材料214上的外导体216。此信息涉及适合于在此应用中使用的更大直径超级电缆的设计和开发。外导体216可以具有形成

在其上的保护层。

[0074] 此实施方案中的同轴传输线路的外径因此可对应于插入管的典型外径。不同类型的观测装置可具有不同的外径。取决于观测装置的类型,同轴传输线路的外径可以在5mm至20mm的范围内。如在下面所讨论的,可以基于外径确定介电材料的厚度以实现最佳的(即,最小的)损耗。插入管可以具有最多2.35m的长度。

[0075] 图5示意性地示出同轴传输线路如何可以电连接到安装在器械通道204中的工具。内导体212和外导体216两者将具有相应的径向连接器部分218、220,所述相应的径向连接器部分行进到装置中以电附接到被暴露在器械通道204中的第一焊盘222(用于内导体)和第二焊盘224(用于外导体)。

[0076] 工具然后可被固定到器械通道204中并且通过第一焊盘222和第二焊盘224提供能量。如果工具不需要电功率,则可仍然像在正常内窥镜中一样使用器械通道。如以上所讨论的,为了避免使导体短路,第一焊盘和第二焊盘可以在沿着器械通道的不同的轴向位置处。优选地,他们例如通过在第一焊盘与第二焊盘之间的器械通道的内表面上提供绝缘材料而彼此电绝缘。取决于几何形状,绝缘材料可以与介电材料214相同。如果需要更高强度材料,则能使用Kapton®材料。

[0077] 图6示出随介电材料214的厚度变化的参考图5所讨论的同轴传输线路结构中的每米损耗的曲线图。这显示对于给定外径,导体损耗首先随着厚度增加而下降但是最终变平至极限。针对此数据,已经在包括0.5mm厚导体和1mm厚保护套时考虑到约10.3mm直径的装置做出了外导体的内径为10mm的假定。也已经假定了介电材料是具有2.1的介电常数和和在5.8GHz下0.0002的角正切的低密度PTFE。

[0078] 一般而言,可基于传输线路的几何形状确定总损耗。随着导体变得更大,插入损耗由于电阻而应该减小。类似地,随着更多介电材料被使用,损耗减小。导体之间的距离越大阻抗越高。随着介电质厚度增加,损耗更低,由于导体几何形状而导致的阻抗更高并且介电质强度更大(即,结构可在击穿之前经受更高的电压)。

[0079] 图7是示出在实现了一定水平的损耗性能的同时可用于插入管的其他组件或通道的以上所讨论的类型的同轴传输线路内的横截面面积的曲线图。其说明几何形状对损耗的影响的重要结果。也就是说对于给定外径,同轴传输线路的内部体积的很大一部分甚至可用于得到非常低的损耗。特别地,图6和图7示出不使用于传输线路的介电层变得太薄的重要性。这意味着可能需要在使此层变得足够厚以限制损耗同时足够薄以为其他层留下空间或者提供所需水平的灵活性之间寻找平衡。

[0080] 关于损耗的类似原理适用于可被安装在观测装置的器械通道中的衬垫型结构。图8A、图8B和图8C图示三个可能的几何形状。图8A示出具有经由此穿过以便容纳电外科器械(未示出)的中空通路302的第一衬垫型同轴传输线路300的横截面视图。该同轴传输线路包括通过介电材料层308与外导体310分开的内导体306。内保护层302形成在内导体306的内表面上并且从而提供中空通路的表面。外保护层312形成在外导体310的外表面上并且使器械通道的内表面啮合。

[0081] 图8B示出第二衬垫型同轴传输线路314的横截面视图。它具有与图8A相同的结构,所以使用了相同的参考编号。

[0082] 图8C示出第三衬垫型同轴传输线路316的横截面视图。它也具有与图8A相同的结

构,所以使用了相同的参考编号。

[0083] 下表描述图8A、图8B和图8C中所示的结构几何形状并且列举每米损耗、阻抗、2.35m的典型电缆长度上的损耗以及通过这种电缆输送的功率(假定60W CW输入功率)的对应值。

层	图 8A		图 8B		图 8C	
	厚度 (mm)	直径 (mm)	厚度 (mm)	直径 (mm)	厚度 (mm)	直径 (mm)
302	-	4	-	6	-	7.8
304	1	6	1	8	1	9.8
306	0.5	7	0.5	9	0.5	10.8
308	2	11	4	17	0.6	12
310	0.5	12	0.5	18	0.5	13
312	1	14	1	20	1	15
阻抗 (Ω)	18.714		26.332		4.362	
每米损 耗 (dB/m)	0.436		0.280		1.156	
损耗 *(dB)	1.025		0.658		2.717	
功率 (W)	47.390		51.565		32.099	

[0086] 表1:衬垫型同轴传输线路结构的特性

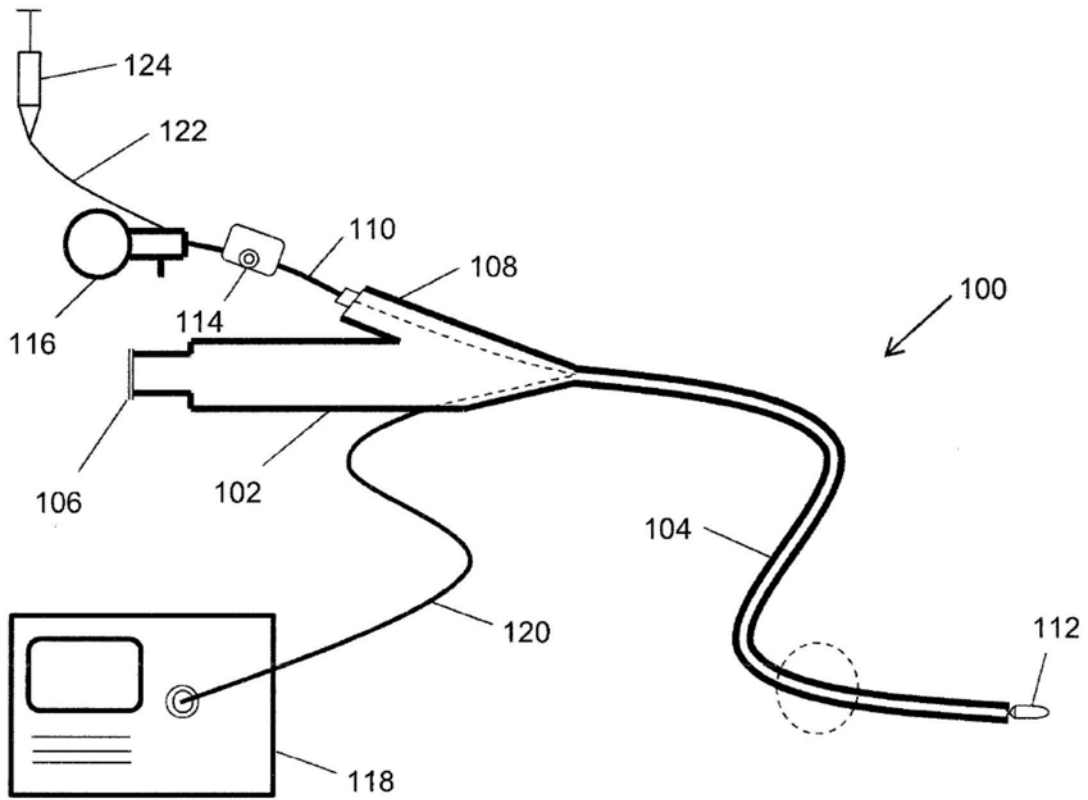


图1

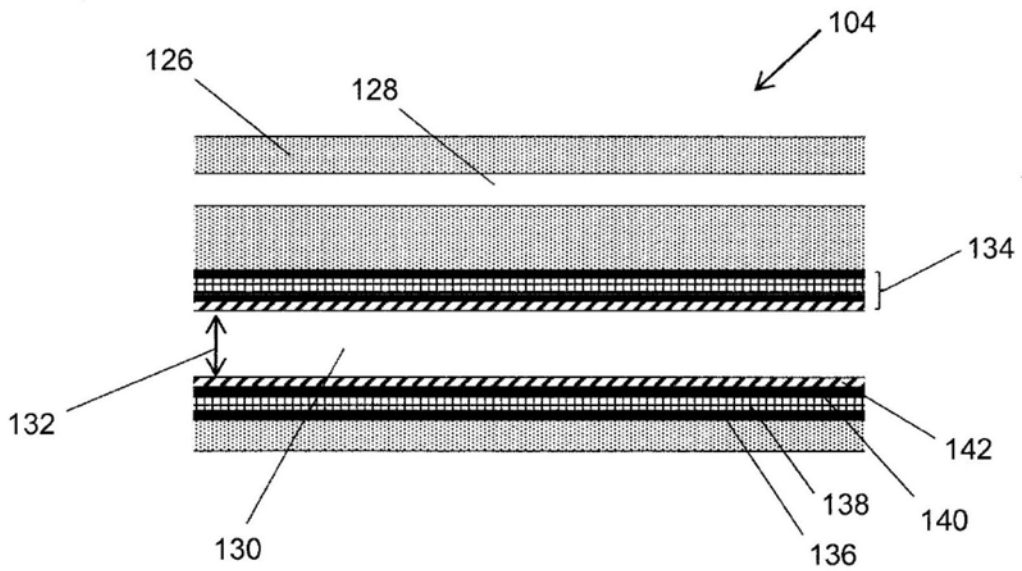


图2

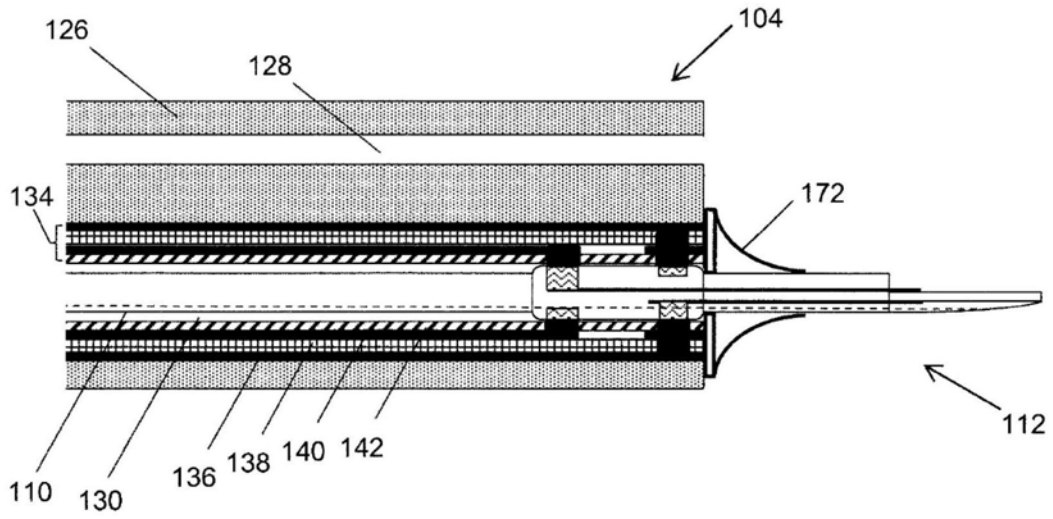


图3A

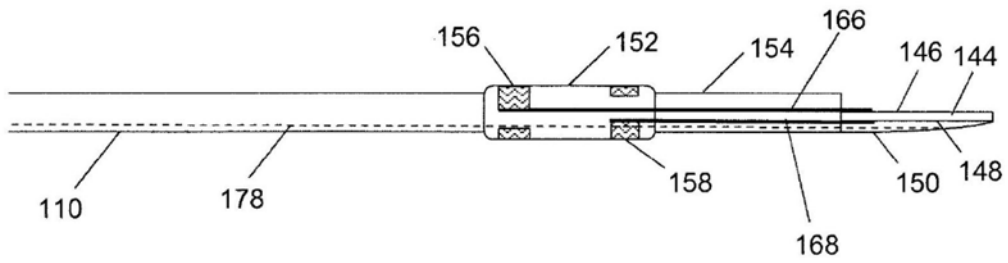


图3B

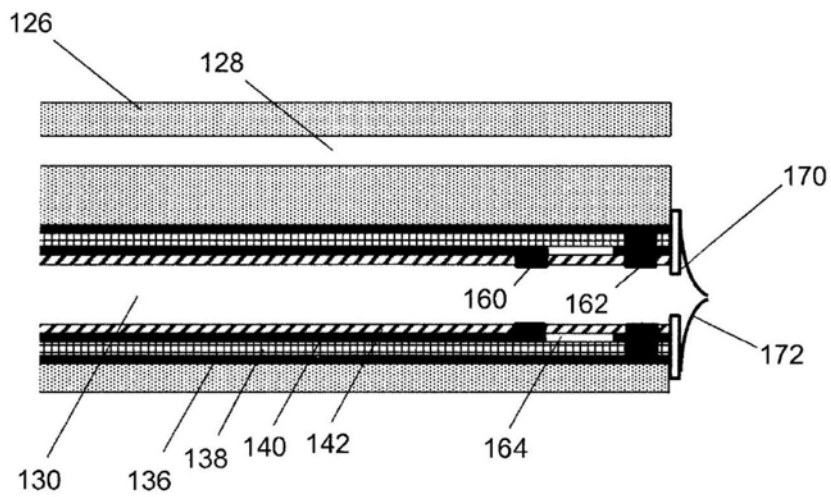


图3C

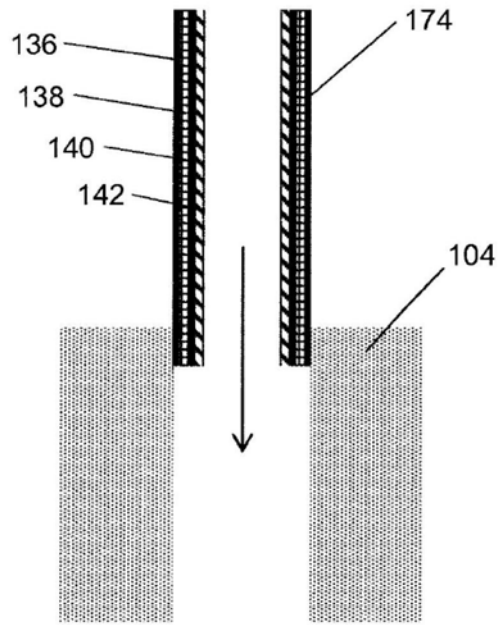


图4A

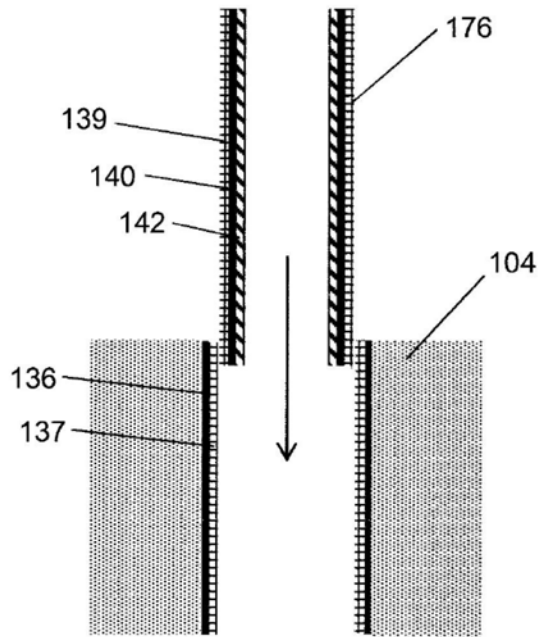


图4B

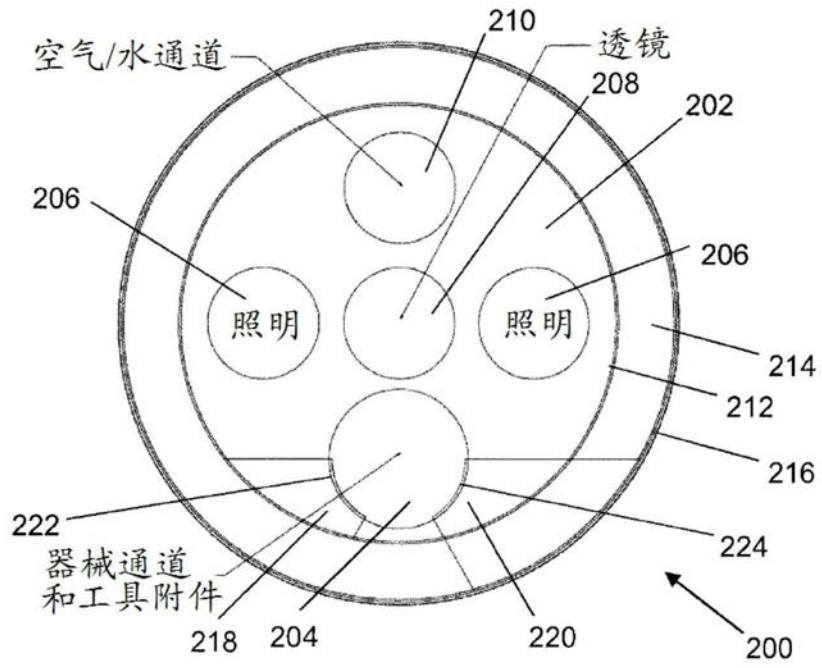


图5

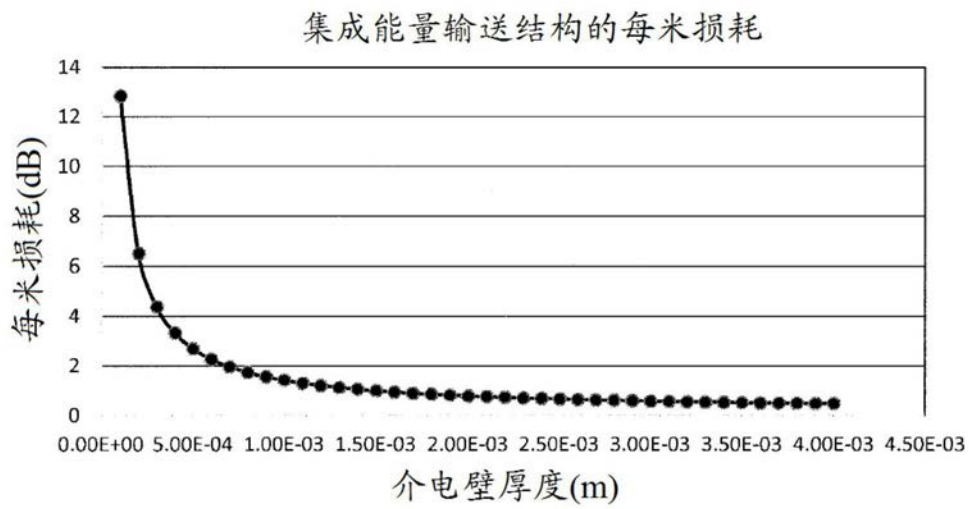


图6

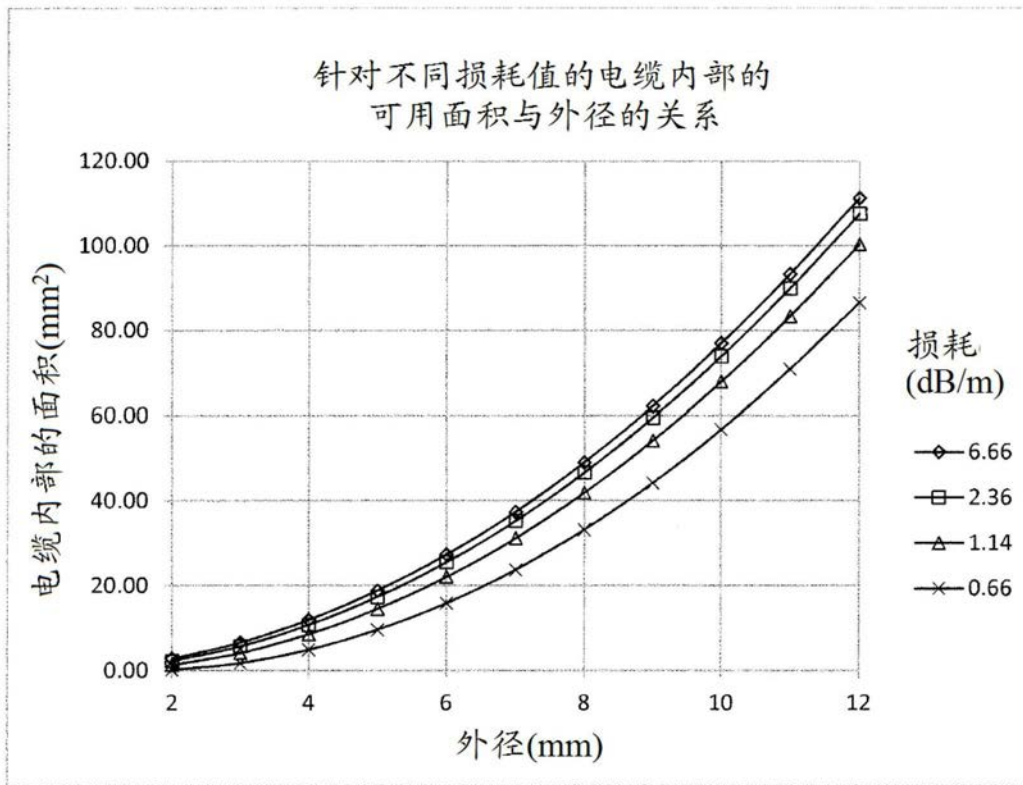


图7

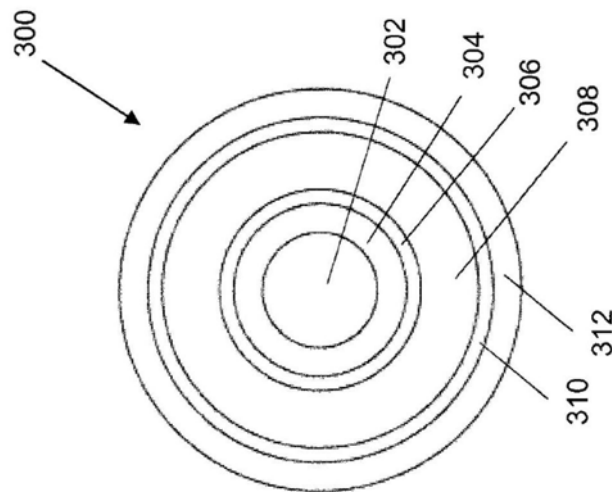


图8A

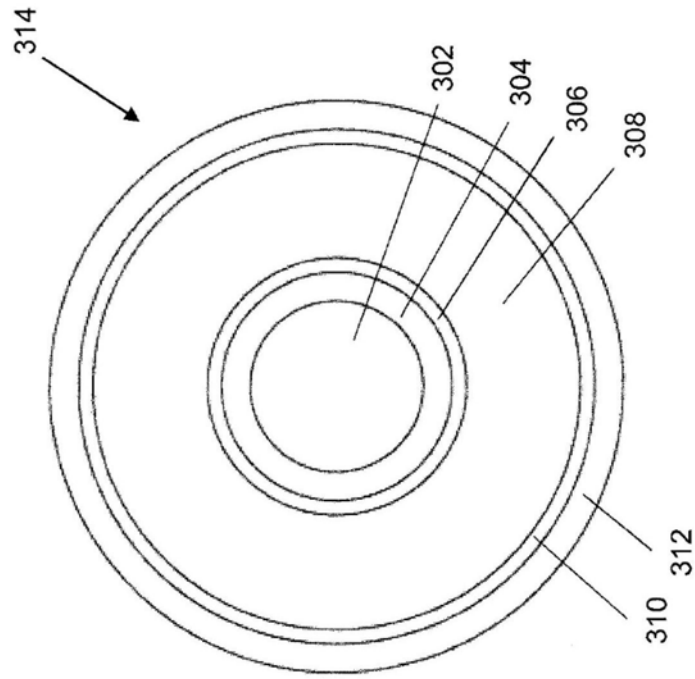


图8B

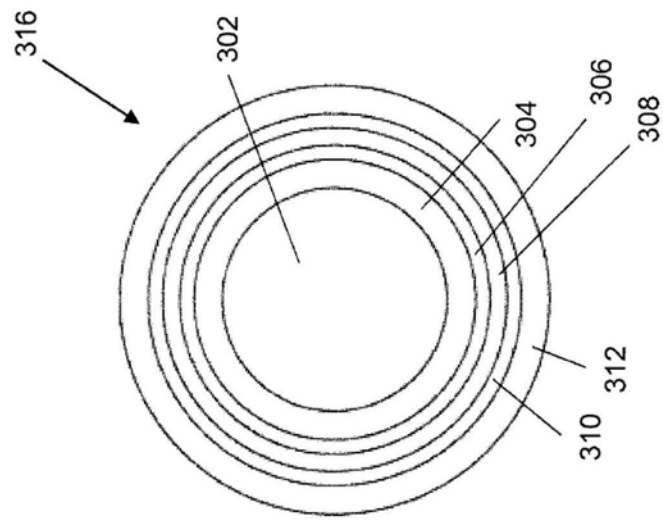


图8C

专利名称(译)	RF和/或微波能量输送结构以及侵入性电外科观测装置		
公开(公告)号	CN106999243B	公开(公告)日	2020-02-11
申请号	CN201580056333.9	申请日	2015-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
[标]发明人	CP汉考克 M怀特 G C 乌尔里克 DE韦伯 S普雷斯頓 S莫里斯		
发明人	C·P·汉考克 M·怀特 G·C·乌尔里克 D·E·韦伯 S·普雷斯頓 S·莫里斯		
IPC分类号	A61B18/18 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/1815 A61B2018/00178 A61B2018/00196 A61B2018/126 A61B2018/1838 A61B2018/1861 A61B2018/1892 H01R24/58 H01R2201/12 A61B2017/0034 A61B2017/00477 A61B2017/00929 A61B1/018 A61B17/00234 A61B18/1206 A61B2018/00077 A61B2018/00083 H01R24/38 H01R2103/00		
代理人(译)	熊永强		
审查员(译)	卢烨		
优先权	2014018474 2014-10-17 GB		
其他公开文献	CN106999243A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方案提供一种用于将RF和/或微波能量输送到电外科器械的能量输送结构，其中所述能量输送结构被并入到外科观测装置(例如，内窥镜、腹腔镜等)的插入管中。所述插入管是在侵入性手术期间被引入到患者的身体中的柔性导管，并且可包括器械通道和光学通道。所述能量输送结构可以是形成了适于装配在所述观测装置内(例如，在器械通道内)的衬垫的分层同轴结构。可替代地，所述能量输送结构可以是整体地形成所述柔性导管的一部分的同轴结构。

